

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ
لَا إِلَهَ إِلَّا اللَّهُ مُحَمَّدٌ عَبْدُهُ وَرَسُولُهُ
وَاللَّهُ أَعْلَمُ بِمَا نُرِيدُ



دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای

گروه هسته‌ای

رساله دکتری

گرایش هسته‌ای

برآورد دز رسیده به بافت های سالم اطراف کبد در رادیوتراپی

نگارش:

علی رسولی

استاد راهنما:

دکتر حسین توکلی عنبران

بهمن ماه ۹۷



شماره:
تاریخ:
ویرایش:

فرم شماره ۱۲: صورت جلسه نهایی دفاع از رساله دکتری (Ph.D)
(ویژه دانشجویان ورودی های ۹۴ و ما قبل)

بدینوسیله گواهی می شود آقای علی رسولی دانشجوی دکتری رشته فیزیک به شماره دانشجویی ۹۲۱۵۹۲۵ ورودی مهر ماه سال ۱۳۹۲ در تاریخ

۱۳۹۷/۱۱/۱۹ از رساله نظری / عملی خود با عنوان: برآورد دز رسیده به بافت های سالم اطراف کبد در رادیوتراپی

دفاع و با اخذ نمره ۱۹،۴۱۴ به درجه: عالی نائل گردید.

<input type="checkbox"/> الف) درجه عالی: نمره ۱۹-۲۰	<input checked="" type="checkbox"/> ب) درجه بسیار خوب: نمره ۱۸/۹۹ - ۱۷
<input type="checkbox"/> ج) درجه خوب: نمره ۱۶/۹۹ - ۱۵	<input type="checkbox"/> د) غیر قابل قبول و نیاز به دفاع مجدد دارد
<input type="checkbox"/> ه) رساله نیاز به اصلاحات دارد	

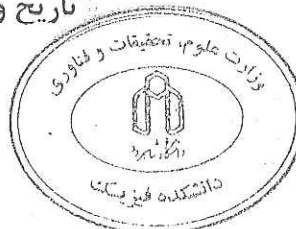
ردیف	هیئت داوران	نام و نام خانوادگی	مرتبۀ علمی	امضاء
۱	دکتر حسین توکلی عنبران	استاد راهنما	دانشیار	
۲	دکتر کوروش جاویدان	استاد مدعو خارجی	استاد	
۳	دکتر مسلم سوهانی	استاد مدعو داخلی	استادیار	
۴	دکتر احسان ابراهیمی بسابی	استاد مدعو داخلی	استادیار	
۵	دکتر حسن حسن آبادی	سرپرست (نماینده) تکمیلی دانشکده	استاد	

مدیر محترم تحصیلات تکمیلی دانشگاه:

ضمن تأیید مراتب فوق مقرر فرمائید اقدامات لازم در خصوص انجام مراحل دانش آموختگی آقای علی رسولی بعمل آید.

نام و نام خانوادگی رئیس دانشکده:

تاریخ و امضاء و مهر دانشکده:



تقدیم بہ:

سر سبز ترین ہدیہ آسمانی، مادرم

استاد عشق و زندگی، پدرم

و

تمام ہمسفرانِ نخبِ خاطر اتم

سپاسگذاری

سپاس ایزد یکتا را که در تمامی مراحل تحصیل یاری‌رسان و الطاف پایان ناپذیرش همواره تکیه‌گاه زندگی‌ام بوده و هیچ‌گاه بنده شکرگزاری برایش نبودم. بدینوسیله از کلیه عزیزانی که تعبیر عظیمی از ایثار بر پیکر من اقامه نمودند از خودگذشتگان به پاس عاطفه سرشار و گرمای امیدبخش وجودشان که در این سردترین روزگاران بهترین پشتیبان است، به پاس قلب‌های بزرگشان که فریادرس است و سرگردانی و ترس در پناهشان به شجاعت می‌گراید و به پاس محبت‌های بی دریغشان که هرگز فروکش نمی‌کند، قدردانی می‌کنم. از پدر و مادر مهربان و دلسوزم که زندگی‌ام با وجود پربارشان معنا می‌یابد، به پاس محبت‌های بی پایانشان صمیمانه تشکر می‌کنم. قدردان زحمات **استاد راهنما** دکتر حسین توکلی عنبران می‌باشم که در تمام مراحل این پژوهش با مشاوره و کمک‌های علمی بنده را در به ثمر رسیده این پروژه یاری رساندند. از زحمات و همفکری‌های صمیمانه برادر عزیزم دکتر بهمن رسولی و سایر کسانی که مشوق و همراهم بودند، تشکر و قدردانی می‌نمایم.

تهیه‌نامه

اینجانب **علی رسولی** دانشجوی دوره دکتری رشته **فیزیک هسته‌ای** دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان‌نامه **برآورد دز رسیده به بافت های سالم اطراف کبد در رادیوتراپی** تحت راهنمایی دکتر **حسین توکلی عنبران** متعهد می‌شوم.

- تحقیقات در این پایان‌نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است .
- در استفاده از نتایج پژوهش‌های محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است .
- مطالب مندرج در پایان‌نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است .
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می‌باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه صنعتی شاهرود » و یا « Shahrood University of Technology » به چاپ خواهد رسید .
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان‌نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان‌نامه رعایت می‌گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان‌نامه ، در مواردی که از موجود زنده (یا بافتهای آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است .
- در کلیه مراحل انجام این پایان‌نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است .

تاریخ

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج ، کتاب ، برنامه های رایانه ای ، نرم افزار ها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می‌باشد . این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود .
استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان‌نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی‌باشد.

چکیده:

امروزه استفاده از رادیوتراپی، زمینه تحقیقات کاربردی فراوانی را در پزشکی فراهم کرده است. از سوی دیگر با توجه به آثار مضر ناشی از برهم کنش پرتو گاما با سلول‌های موجود زنده (انسان)، سروکار داشتن با این چشمه‌ها مشکلات فراوانی را به دنبال دارد. از این رو باید برای در امان ماندن از این خطرات، چاره‌ای اندیشیده شود. در این رساله هدف برآورد میزان دز رسیده به بافت‌های سالم اطراف تومور جهت بهینه‌سازی پرتودهی بیماران سرطانی و کاهش عوارض جانبی بعد از پرتودهی عضو سرطانی توسط کد محاسباتی MCNPX است. در این پروژه با توجه به دستگاه‌های شکل‌دهنده پرتوهای مورد استفاده در رادیوتراپی، شتابدهنده خطی Linac 2100C/D به طور کامل به همراه کلیه اجزاء تشکیل‌دهنده آن توسط کد MCNPX شبیه‌سازی شده و پرتو خروجی آن برای رادیوتراپی استفاده می‌شود. لازم به ذکر است که باریکه‌ی خروجی شتابدهنده‌ها با هم تفاوت دارد. با وجود استفاده از شتابدهنده‌ی مربوطه در این تحقیق، مدل‌های متفاوتی از این شتابدهنده‌ها در بیمارستان‌های گوناگون در حال استفاده می‌باشند. فانتموم استفاده شده فانتموم¹ ORNL کودک تازه متولد شده، ۱، ۵، ۱۰، ۱۵ و ۳۰ ساله است، که تا حد لزوم به لحاظ اندازه و حجم و مشخصات فیزیکی بیمار واقعی‌سازی شده است. هدف از این کار نشان‌دادن این مطلب است که علاوه بر اینکه رادیوتراپی یک ابزار مهم در نابودی سلول‌های سرطانی است اما ممکن است خود مولد القای سرطان‌های ثانویه دیگری در شخص بیمار شود. این مطلب از یک بافت به بافت دیگر بسته به شرایط متفاوت است. بافت استفاده شده در این پروژه بافت کبد است که توسط بافت‌های شش، کیسه صفرا، قلب و دستگاه گوارشی و سایر بافت‌ها که به صورت جزئی در متن پایان‌نامه ذکر شده است، احاطه شده است. در این پروژه شبیه‌سازی در سه مرحله انجام خواهد شد. مرحله اول، شکل دادن و طراحی باریکه تابشی در رادیوتراپی است که دستگاه مربوطه توسط کد شبیه ساز MCNPX شبیه‌سازی خواهد شد و باریکه خروجی آن تا حدود استاندارد بهینه‌سازی خواهد شد. در مرحله دوم فانتموم ORNL که توسط کد شبیه‌سازی شده است با تصحیح داده‌های ورودی آن برای استفاده در مراحل بعد آماده می‌شود. که این مرحله از کار هم نقش مهمی در نتایج ارائه شده بازی می‌کند در اکثر پروژه‌ها فانتموم مربوطه آب در نظر گرفته می‌شود که این عمل خود خطای زیادی به همراه دارد در مقالات بسیاری که در انتهای مطالب تعدادی از آنها قید خواهند شد شکل هندسی بافت در نظر گرفته نمی‌شود و بافت مربوطه به صورت یک بلوک یا هر شکلی که نویسنده مدنظر دارد، در نظر گرفته می‌شود. که این عمل هم باعث بروز خطا در محاسبات دز خواهد شد. فانتموم‌هایی که

¹ Oak Ridge National Laboratory

توسط شرکت‌های مربوطه ارائه می‌شوند خالی از خطا نیستند. بخشی از خطاها مربوط به اجرا شدن برنامه مربوط به فانтом است که این خود زمان خاصی می‌طلبد که خطاهای مربوطه را برطرف کرد. بخش مهم و اصلی در جایگزین کردن مواد مربوط به بافت‌ها است. علت این عمل این است که اکثر بافت‌های درونی در برنامه مربوط به فانتم‌ها یکسان در نظر گرفته می‌شوند. که با مشاوره پزشکان مربوطه اکثر مواد برای رسیدن به نتایج دقیق‌تر با مواد تشکیل‌دهنده خود آن بافت‌ها و با اندازه‌های واقعی خود آن بافت‌ها، جهت مقایسه‌های احتمالی بعدی با نتایج تجربی، جایگزین می‌شوند. در مرحله آخر که تلفیقی از مراحل ۱ و ۲ است خروجی کد همان تالی F8* و F6 است که این داده‌ها با استفاده از ضرایبی به دزهای رسیده به بافت‌های سالم اطراف بافت سرطانی تبدیل می‌شوند. این دزها با دزهای استاندارد برای هر کدام از بافت‌ها در صورت امکان مقایسه خواهند شد و بافت‌هایی که پرتودرمانی بخش سرطانی باعث رسیدن دزهای مضر به آن‌ها می‌شود، جهت آگاهی بخشی به بیمار برای اطلاع از مشکلات احتمالی بعدی، مشخص خواهند شد. مقادیر دز برای ۴۱ بافت سالم اطراف تومور کبد با حجمی که ۳۰٪ درصد کبد را شامل می‌شود محاسبه خواهد شد. بیشترین مقدار دز دریافتی توسط بافت سالم خود کبد دریافت می‌شود. برای بقیه ارگان‌ها دز دریافت شده نسبت به تومور به درصد برای فانتم‌های مربوط به کودک تازه متولد شده، ۱، ۵، ۱۰، ۱۵ و ۳۰ ساله به ترتیب در بازه‌های (۱۹-۰/۱۵)، (۳۰/۱۲-۰/۰۹)، (۲۰/۵-۰/۰۱۵)، (۲۱/۲۴-۵/۱۶e^{-۴})، (۲۳/۵-۲/۷۶e^{-۴}) و (۲۱/۴۳-۲/۷۵e^{-۴}) قرار داشت. با توجه به نتایج حاصله سن بیمار بر روی آهنگ دز دریافتی تاثیر گذار بود. بین دز دریافت شده توسط هر ارگان و دز بیشینه قابل تحمل توسط همان ارگان مقایسه انجام شد و احتمال القای سرطان‌های ثانویه در بافت‌های سالم اطراف تومور بر اساس فرمول پیشنهادی ما بدست آمد. برای همه-ی سنین به ترتیب بافت‌های سالم کبد، غده فوق کلیوی، کلیه، مثانه، استخوان‌های بخش پایینی نخاع، پانکراس، قفسه‌ی سینه، استخوان‌های بخش میانی نخاع و شش، ۱۰ ارگان با بیشترین احتمال القای سرطان‌های ثانویه بودند. درصد دز هر یک از بافت‌ها نسبت به دز ناحیه‌ی سرطانی با کاهش سن افزایش می‌یابد. به لحاظ سابقه این کار با توجه به تحقیقات انجام شده در این پژوهش چنین محاسبات مونت کارلویی برای تخمین احتمال القای سرطان‌های ثانویه انجام نشده است. از آنجایی که زمان در درمان بیماران دچار سرطان نقش مهمی بازی می‌کند پیش‌بینی زودتر از موعد این بیماری بسیار با اهمیت است و ایجاب می‌کند جهت ممانعت از مشکلات بعدی در رادیوتراپی برای بیماران سرطانی و جلوگیری از سرطانی- شدن بافت‌های سالم اطراف بافت توموری چنین پژوهشی انجام شود.

کلید واژه: مونت کارلو، فانتم ORNL، رادیوتراپی، سرطان‌های ثانویه‌ی القایی، شتابدهنده خطی واریان.

مقالات مستخرج از پایان نامه

مقالات ژورنالی:

[1] Study of relation between the gamma flux buildup factors and source geometry by M-C simulation, Nuclear science and technique, 21/August/2017.

[۲] بررسی مکان و راستای آشکارساز جهت مینیمم نمودن ضریب انباشت شار پرتوهای گاما، مجله ی
سنجش و ایمنی پرتو، جلد ۴، شماره ی ۳، تابستان ۱۳۹۵

[۳] بر آورد ریسک القای سرطانهای ثانویه در ارگانهای سالم در طول رادیوتراپی تومور کبد مجله ی
سنجش و ایمنی پرتو، دی ۱۳۹۵

[4] M-C Modeling of a Varian 2100 for Calculating of the Dose Distribution in water phantom (در حال داوری)

[5] Monte Carlo comparison of Varian 2100 C linear accelerator outputs at voltages 4-20 MV (در حال داوری)

[6] Estimation of the Received Dose by the Surrounding Healthy Tissues of the Tumor during Radiation Therapy (در حال داوری)

مقالات کنفرانسی

[4] Calculation of the gamma flux buildup factor in peripheral tissues of the tumor by the Monte Carlo method. 20 Th Annual Meeting of Iranian Society of Nuclear Medicine, 26-28 October 2016, Mazandaran.

[۵] شبیه سازی باریکه فوتونی خروجی شتابدهنده ی خطی ۶ مگاولتی EX ۲۱۰۰ توسط کد محاسباتی MCNPX، کنفرانس فیزیک ایران ۱۳۹۶، ۹-۶ شهریور ۱۳۹۶.

[5] The dosimetry assessment of Varian Linear Accelerators of 6, 15 and 20 MV by Monte Carlo Method, 2 Th Iranian congress of medical physics 19-20 July 2018.

فهرست

	فهرست شکل‌ها
م	فهرست جدول‌ها
ع	
۱	فصل اول: کلیات پژوهش
۲	۱-۱ مقدمه
۵	۲-۱ رادیوتراپی
۵	۱-۲-۱ براکی تراپی
۵	۲-۲-۱ رادیوتراپی خارجی
۶	۳-۲-۱ رادیوتراپی سیستمیک
۶	۱-۳-۲-۱ پرتودرمانی تطبیقی سه بعدی (3D CRT)
۶	۲-۳-۲-۱ پرتودرمانی با شدت تعدیل یافته (IMRT)
۷	۳-۳-۲-۱ پرتودرمانی با تکنیک هدایت تصویر (IGRT)
۷	۴-۳-۲-۱ استریوتاکتیک رادیوسرجری (SRS)
۸	۵-۳-۲-۱ استریوتاکتیک رادیوتراپی (SRT)
۸	۳-۱ دستگاه‌های رادیوتراپی
۹	۱-۳-۱ دستگاه‌های درمان سطحی
۹	۲-۳-۱ دستگاه‌های درمان نیمه عمقی
۹	۳-۳-۱ دستگاه‌های مگا ولتاژ
۹	۴-۳-۱ دستگاه کبالت تراپی
۱۰	۵-۳-۱ دستگاه‌های شتابدهنده‌ی خطی: LINAC
۱۲	۴-۱ اثرات جانبی رادیوتراپی
۱۲	۵-۱ تابش
۱۳	۶-۱ برهمکنش‌های الکترون و فوتون
۱۳	۱-۶-۱ ساز و کار برخورد الکترون‌ها با مواد
۱۴	۱-۶-۱ اثر ترمزی
۱۷	۲-۶-۱ ساز و کار افت انرژی پرتوهای ایکس و گاما در مواد
۲۴	۷-۱ ابعاد هندسی میدان تابشی
۲۴	۸-۱ کرما و آهنگ کرما

۲۵	۹-۱ دز جذبی
۲۶	۱۰-۱ پروفایل پرتو
۲۷	۱۱-۱ درصد دز عمقی
۲۷	۱۲-۱ نیمسایه
۲۹	۱۳-۱ روش مونت کارلو
۳۳	۱-۱۳-۱ کد مونت کارلو MCNPX
۳۴	۱۴-۱ ضریب انباشت
۳۴	۱-۱۴-۱ مقدمه
۳۵	۱-۱۴-۲ مروری بر تاریخچه ضرایب انباشت
۳۷	۱۴-۳ تعریف ضریب انباشت
۳۹	۱۵-۱ سرطان‌های ثانویه‌ی القایی
۴۰	۱۶-۱ مروری بر مقالات انجام شده
۴۶	۱۷-۱ اهداف این پژوهش
۴۹	فصل دوم: معرفی اجزاء فایل ورودی نوشته شده در این پژوهش جهت انجام شبیه سازی مونت کارلو
۵۰	۱-۲ بخش‌های مختلف شبیه‌سازی
۵۱	۱-۱-۲ شبیه سازی اشکال هندسی پیچیده با کد MCNP
۵۱	۱-۱-۱-۲ استوانه‌ی سر و ته بسته - RCC
۵۱	۱-۱-۱-۲ مخروط ناقص - TRC
۵۲	۱-۱-۱-۲ جعبه - RPP
۵۲	۱-۱-۱-۲ دستور Fill=n و U=n
۵۳	۱-۲-۳ تعریف چشمه در MCNP
۵۷	۱-۲-۴ روش‌های کاهش واریانس
۵۸	۱-۲-۴-۱ Cutoff
۵۹	۱-۲-۴-۲ کارت فیزیک (Phys)
۵۹	۱-۲-۴-۱-۲ کارت فیزیک الکترون
۶۱	۱-۲-۴-۲-۲ کارت فیزیک فوتون
۶۳	۱-۲-۵ تالی و گرفتن خروجی
۶۳	۱-۲-۵-۱ تالی شار سطحی ($\text{cm}^2/\text{تعداد ذره}$) F2
۶۴	۱-۲-۵-۲ تالی شار حجمی ($\text{cm}^2/\text{تعداد ذره}$) F4

۶۴	۲-۱-۵-۳ تالی شار نقطه‌ای ($\text{cm}^2/\text{تعداد ذره}$) F5
۶۵	۲-۱-۵-۴ تالی کرما F6(MeV/g)
۶۶	۲-۱-۵-۵ تالی ارتفاع پالس (تعداد پالس) F8
۶۷	فصل سوم: بحث و نتیجه گیری
۶۸	۳-۱ شبیه سازی هد شتابدهنده واریان ۲۱۰۰
۶۸	۳-۱-۱ مدل سازی مونت کارلویی
۶۹	۳-۱-۲ مقدمه مربوط به شبیه سازی واریان
۷۰	۳-۱-۳ اصول پرتوی فوتون تراپی
۷۱	۳-۱-۴ اصول پرتوی الکترون تراپی
۷۲	۳-۱-۵ شکل هندسی هدف
۷۹	۳-۱-۶ مکان آشکارساز
۸۶	۳-۱-۷ فیلتر مسطح کننده
۸۸	۳-۱-۸ هد شبیه سازی شده با MCNPX
۸۹	۳-۱-۸-۱ باریکه‌ی الکترونی
۹۰	۳-۱-۸-۲ شبیه سازی هد شتابدهنده‌ی خطی 6 MeV
۹۳	۳-۱-۸-۳ شبیه سازی مدل‌های دیگر هد شتابدهنده خطی واریان ۲۱۰۰
۹۳	۳-۱-۸-۳-۱ طیف ایکس در $\text{SSD}=100 \text{ cm}$
۹۶	۳-۱-۸-۳-۲ دز عمقی در انواع شتابدهنده‌ها
۹۹	۳-۱-۸-۳-۳ پروفایل دز در انواع شتابدهنده‌ها
۱۰۲	۳-۲ فرایند رادیوتراپی به روش مونت کارلو
۱۰۳	۳-۲-۱ شبیه‌سازی چیدمان مربوط به رادیو تراپی تومور کبد
۱۰۴	۳-۲-۲ برآورد احتمال القای سرطان‌های ثانویه
۱۰۶	۳-۲-۲-۱ ریسک سرطان‌های ثانویه
۱۲۴	۳-۳ نتیجه گیری نهایی
۱۲۷	مراجع
۱۳۳	پیوست ۱: یک نمونه از برنامه مربوط به هد شبیه سازی شده
۱۴۴	پیوست ۲: نمونه برنامه مربوط به چیدمان نهایی رادیوتراپی

فهرست شکل‌ها

- ۱۰ شکل (۱-۱): نمایی از یک دستگاه کبالت‌تراپی.
- ۱۱ شکل (۲-۱): نمایی از یک دستگاه رادیوتراپی linac.
- ۱۶ شکل (۳-۱): تابش ترمزی ($0 \leq W = h\nu \leq E$).
- ۱۹ شکل (۴-۱): توزیع زاویه‌های فوتوالکترون‌ها بر واحد زاویه‌ی فضایی.
- ۲۰ شکل (۵-۱): برهمکنش فوتوالکتریک: جذب فوتون توسط اتم به طور کامل و خروج یک فوتوالکترون با زاویه θ .
- ۲۲ شکل (۶-۱): نمایی از اندرکنش پراکندگی کمپتون: $h\nu_0$: انرژی فوتون اولیه، $h\nu'$: انرژی فوتون پراکنده شده با زاویه θ , P, T : اندازه حرکت و انرژی جنبشی الکترون پرتاب شده با زاویه ϕ نسبت به راستای فوتون اولیه.
- ۲۳ شکل (۷-۱): نمایی از اندرکنش تولید زوج.
- ۲۶ شکل (۸-۱): منحنی تغییرات دز جذبی و کرما نسبت به عمق.
- ۲۸ شکل (۹-۱): مسیر پرتوهای حاصل از شتابدهنده خطی و نیمسایه.
- ۳۸ شکل (۱۰-۱): اگر یک چشمه نقطه‌ای در پشت حفاظی به ضخامت t قرار بگیرد هم پرتوهای پراکنده شده و هم پرتوهای غیر پراکنده شده به آشکارساز برخورد خواهند کرد.
- ۶۹ شکل (۱-۳): یک نمونه از مدل هندسی شبیه‌سازی شده سر شتابدهنده خطی واریان 2100 در این پژوهش.
- ۷۱ شکل (۲-۳): نمایی از سر شتابدهنده خطی واریان ۲۱۰۰ همراه با نمایی بزرگ نمایی شده از فیلتر مسطح کننده (cm) در این مطالعه برای فوتون تراپی.
- ۷۲ شکل (۳-۳): نمایی از هد شتابدهنده واریان شبیه‌سازی شده برای الکترون تراپی.
- ۷۴ شکل (۴-۳): چیدمان شبیه‌سازی شده از چشمه - حفاظ - آشکارساز (mm) به منظور کمینه نمودن ضریب انباشت.
- ۷۷ شکل (۵-۳): ضرایب انباشت شار پرتو گاما برای ۱۲ هندسه‌ی چشمه در انرژی‌های ۱/۱۷ و ۱/۳۳ مگاالکترون ولت برای حفاظ‌های Al, Fe و Pb با ضخامت ۱/۵۵ سانتیمتر.
- ۷۸ شکل (۶-۳): ضرایب انباشت شار پرتو گاما برای ۱۲ هندسه‌ی چشمه در انرژی‌های ۰/۶۶، ۱/۲۵ و ۶/۲ مگاالکترون ولت برای حفاظ‌های Al, Fe و Pb با ضخامت ۱/۵۵ cm.
- ۷۹ شکل (۷-۳): مقایسه ضرایب انباشت شار در هر انرژی برای حفاظ‌های مورد نظر.
- ۷۹ شکل (۸-۳): تغییرات ضرایب تضعیف جرمی نسبت به انرژی برای اندرکنش کامپتون و کل در گستره انرژی ۱ keV تا ۱۰۰ MeV.
- ۸۰ شکل (۹-۳): توزیع زاویه‌ای آشکارساز CSI(Tl) در حضور چشمه فوتونی (^{137}Cs ، ^{60}Co و ^{16}N) و لایه حفاظی فوتون (سرب، آهن و آلومینیوم) جهت بررسی اثر مکان آشکارساز روی ضریب انباشت.
- ۸۲ شکل (۱۰-۳): بررسی تغییرات ضریب انباشت شار نسبت به فاصله شعاعی آشکارساز CsI(Tl) از مبدأ مختصات برای راستاهای مختلف آشکارساز نسبت به مرکز حفاظ سربی و در حضور چشمه کبالت با انرژی ۱،۲۵ مگاالکترون-ولت.
- ۸۳ شکل (۱۱-۳): تغییر ضرایب انباشت شار نسبت به راستای آشکارساز برای سه ماده حفاظی Al, Fe و Pb برای سه چشمه‌ی ^{137}Cs ، ^{60}Co و ^{16}N .

- شکل (۳-۱۲): تغییر ضرایب انباشت شار نسبت به راستای آشکارساز برای سه چشمه ^{137}Cs ، ^{60}Co و ^{16}N و برای سه ماده حفاظی Pb ، Fe ، Al .
- شکل (۳-۱۳): نمایی از فیلتر مسطح کننده برای دو مدل (a) ۴ MV (b) ۱۸ MV.
- شکل (۳-۱۴): هندسه مدل سازی شده هد شتابدهنده خطی واریان ۲۱۰۰ به همراه فانتوم آب برای مدل های گوناگون.
- شکل (۳-۱۵): مقایسه بین نتایج تجربی و شبیه سازی (a) دز عمقی (b) پروفایل پرتو در فانتوم آب برای باریکه ی فوتونی ۶ MV.
- شکل (۳-۱۶): نمودار مربوط به تغییرات درصد دز عمقی نسبت به عمق برای میدان های گوناگون. نمودارهای مربوط به ۵×۵، ۱۰×۱۰، ۲۰×۲۰، ۲۵×۲۵ به ترتیب برای نمایش واضح تر در یک نمودار در ضرایب ۰،۶، ۰،۸، ۱،۲ و ۱،۴ ضرب شده اند.
- شکل (۳-۱۷): نمودار مربوط به تغییرات پروفایل پرتو نسبت به فاصله از محور مرکزی برای میدان های گوناگون. نمودارهای مربوط به ۵×۵، ۱۰×۱۰، ۲۰×۲۰، ۲۵×۲۵ به ترتیب برای نمایش واضح تر در یک نمودار در ضرایب ۰،۶، ۰،۸، ۱،۲ و ۱،۴ ضرب شده اند.
- شکل (۳-۱۸): مقایسه ی طیف انرژی برای میدان های گوناگون.
- شکل (۳-۱۹): طیف انرژی فوتون های واریان ۲۱۰۰ در هوا و درون یک دیسک با شعاع $0 \leq r \leq 3$ در میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ در $\text{SSD}=100 \text{ cm}$ برای شتابدهنده های (a) 4 MV، (b) 6 MV، (c) 10 MV، (d) 15 MV، (e) 18 MV و (f) مگاولتی.
- شکل (۳-۲۰): ضرایب تضعیف جرمی فوتون ها در آب.
- شکل (۳-۲۱): منحنی های دز عمقی واریان ۲۱۰۰ برای میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ برای شتابدهنده های (a) 4 MV، (b) 6 MV، (c) 10 MV، (d) 15 MV، (e) 18 MV و (f) 20 MV در فانتوم آب که همه ی داده ها به دز در عمق ۱۰ cm نرمال شده اند.
- شکل (۳-۲۲): منحنی های پروفایل دز واریان ۲۱۰۰ نسبت به فاصله از محور مرکزی برای میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ برای شتابدهنده های (a) 4 MV، (b) 6 MV، (c) 10 MV، (d) 15 MV، (e) 18 MV و (f) 20 MV در فانتوم آب در عمق ۱۰ cm.
- شکل (۳-۲۳): چیدمان شبیه سازی شده (cm) به وسیله ی کد MCNP که شامل هد و فانتوم می باشد.
- شکل (۳-۲۴): LAR (ریسک مستند طول عمر) بر جلسه ی درمان برای ارگان های خارج از میدان بیمار ۵ ساله حاصل از رادیوتراپی برای (a) تومور تالاموس، (b) تومور مغز، (c) سرطان خون، (d) غدد لنفاوی در ناحیه ی سر و گردن.
- شکل (۳-۲۵): LAR (ریسک مستند طول عمر) بر جلسه ی درمان برای ارگان های خارج از میدان بیمار ۱۰ ساله حاصل از رادیوتراپی برای (a) تومور تالاموس، (b) تومور مغز، (c) سرطان خون، (d) غدد لنفاوی در ناحیه ی سر و گردن.
- شکل (۳-۲۶): ضریب تضعیف جرمی کل (cm^2/gr) برای شش، بافتهای نرم و بافت های استخوانی.
- شکل (۳-۲۷): ارزیابی دز خارج از میدان رسیده در ارگان های متفاوت در طول رادیوتراپی تومور کبد به روش مونت کارلو در ۱۰ min در فانتوم های در سنین (A) تازه متولد شده، (B) یک ساله، (C) ۵ ساله، (D) ۱۰ ساله، (E) ۱۵ ساله و (F) ۳۰ ساله همراه با خطای محاسباتی برای هر کدام از دزهای محاسبه شده.

شکل (۳-۲۸) مقایسه بین ریسک القای سرطان‌های ثانویه‌ی نرخ دز دریافتی برای ۹ ارگان با ریسک بالاتر نسبت
به سنین مطرح شده.

فهرست جدول‌ها

- جدول (۳-۱): نتایج ضریب انباشت شار به همراه خطای نسبی برای ۱۲ هندسه مطرح شده در شکل (۳-۴). ۷۶
- جدول (۳-۲): مواد تشکیل‌دهنده‌ی مدل‌های گوناگون شتابدهنده خطی واریان. ۸۷
- جدول (۳-۳): مشخصات فیزیکی و هندسی شتابدهنده انرژی بالای واریان. ۸۸
- جدول (۳-۴): انرژی میانگین فوتون به عنوان تابعی از فاصله‌ی شعاعی از نقطه مرکزی در $SSD = 100 \text{ cm}$ برای میدان‌های مختلف. ۹۲
- جدول (۳-۵): مشخصات طیف الکترون‌های استفاده شده در شبیه‌سازی. ۹۳
- جدول (۳-۶): دزهای خارج از میدان برای بیماران ۵ و ۱۰ ساله. ۱۰۴
- جدول (۳-۷): اسامی ارگان‌های در نظر گرفته شده برای محاسبه‌ی دز در شکل (۳-۲۶). ۱۱۰
- جدول (۳-۸): مقادیر مربوط به آهنگ دز دریافتی و احتمال القای سرطان‌های ثانویه برای هر ۴۱ بافت و ارگان سالم اطراف تومور کبد در یک جلسه‌ی درمانی ۱ دقیقه‌ای برای فانتوم مربوط به کودک تازه متولد شده در این پژوهش. ۱۱۴
- جدول (۳-۹): مقادیر مربوط به آهنگ دز دریافتی و احتمال القای سرطان‌های ثانویه برای هر ۴۱ بافت و ارگان سالم اطراف تومور کبد در یک جلسه‌ی درمانی ۱ دقیقه‌ای برای فانتوم مربوط به کودک ۱ ساله در این پژوهش. ۱۱۵
- جدول (۳-۱۰): مقادیر مربوط به آهنگ دز دریافتی و احتمال القای سرطان‌های ثانویه برای هر ۴۱ بافت و ارگان سالم اطراف تومور کبد در یک جلسه‌ی درمانی ۱ دقیقه‌ای برای فانتوم مربوط به کودک ۵ ساله در این پژوهش. ۱۱۶
- جدول (۳-۱۱): مقادیر مربوط به آهنگ دز دریافتی و احتمال القای سرطان‌های ثانویه برای هر ۴۱ بافت و ارگان سالم اطراف تومور کبد در یک جلسه‌ی درمانی ۱ دقیقه‌ای برای فانتوم مربوط به انسان ۱۰ ساله در این پژوهش. ۱۱۷
- جدول (۳-۱۲): مقادیر مربوط به آهنگ دز دریافتی و احتمال القای سرطان‌های ثانویه برای هر ۴۱ بافت و ارگان سالم اطراف تومور کبد در یک جلسه‌ی درمانی ۱ دقیقه‌ای برای فانتوم مربوط به انسان ۱۵ ساله در این پژوهش. ۱۱۸
- جدول (۳-۱۳): مقادیر مربوط به آهنگ دز دریافتی و احتمال القای سرطان‌های ثانویه برای هر ۴۱ بافت و ارگان سالم اطراف تومور کبد در یک جلسه‌ی درمانی ۱ دقیقه‌ای برای فانتوم مربوط به انسان ۳۰ ساله در این پژوهش. ۱۱۹

فصل اول

کلیات پژوهش

سرطان یکی از علل اصلی بروز مرگ و میر در جهان امروز است. سرطان بعد از بیماری‌های قلبی، عروقی دومین عامل شایع مرگ و میر به شمار می‌رود [۱]. رادیوتراپی در واقع استفاده از پرتوهای یونیزان ایکس، گاما و ذرات آلفا، بتا جهت درمان سرطان است که یا به تنهایی و یا به صورت ترکیبی با سایر روش‌های درمانی نظیر جراحی، شیمی درمانی، هورمون درمانی ... استفاده می‌شود [۲]. این پرتوهای یونیزان یا از طریق دستگاه‌های مربوطه به صورت خارجی تابیده شده و یا از طریق داروهای نشاندار ساطع می‌شوند.

از روش‌های مورد استفاده در پرتودرمانی می‌توان به پرتودرمانی تطبیقی سه بعدی 3D-CRT^۲، پرتودرمانی با شدت تعدیل یافته IMRT^۳، پرتودرمانی با تکنیک هدایت تصاویر IGRT^۴، استریوتاکتیک رادیوتراپی SRT^۵ و استریوتاکتیک رادیوسرجری SRS^۱ اشاره کرد. در رادیوتراپی با پیشرفت‌های صورت گرفته در تجهیزات و دستگاه‌های پرتودرمانی، روش‌های طراحی درمان به طور مداوم در حال پیچیده‌تر شدن و دگرگون شدن هستند. بدین منظور، بررسی و تحویل دز با دقت و صحت بیشتر، ضروری به نظر می‌رسد. این امر باعث به وجود آمدن علاقه در میان محققین برای طراحی درمان با میدان‌های کوچک شده است [۳]. همان‌گونه که بیان شد یکی از روش‌های نوین پرتودرمانی، استریوتاکتیک رادیوسرجری می‌باشد، از این تکنیک برای درمان تومورهای داخل جمجمه که غیر قابل جراحی هستند و یا در انجام جراحی احتمال خطر برای بیمار بالاست، استفاده می‌شود. در این روش هدف، پرتودهی دقیق تومور و حفظ بافت‌های سالم اطراف می‌باشد [۱]. از دستگاه‌های درمانی استریوتاکتیک می‌توان به گامانایف^۷،

² 3D Conformal Radiation Therapy

³ Intensity modulated radiotherapy

⁴ Image Guided Radiotherapy

⁵ Stereotactic Radiotherapy

⁶ Stereotactic Radiosurgery

⁷ Gamma knife

سایبرنایف^۸ و شتابدهنده خطی^۹ که مجهز به سیستم موازی‌ساز (موازی‌سازهای دایره‌ای^{۱۰} و چند برگی^{۱۱}). نگهدارنده و تنظیم‌کننده بیمار و قاب استریوتاکتیک است، اشاره کرد.

یکی از رایج‌ترین سرطان‌ها در دنیا، سرطان کبد است که تاکنون روش‌های مختلفی برای درمان آن به کار رفته است. یکی از رایج‌ترین روش‌ها رادیوتراپی با استفاده از انواع شتابدهنده‌های خطی است. تابش یک عامل فیزیکی برای از بین بردن سلول‌های سرطانی است. پرتوهای یونساز با بر جا گذاشتن انرژی در هنگام عبور از سلول، باعث ایجاد تغییرات ژنتیکی در سلول و در نتیجه مرگ سلول سرطانی و یا کوچکتر شدن آن می‌شوند. در پرتودرمانی، به وسیله شکستن مولکول DNA داخل سلول سرطانی، این سلول‌ها تخریب و از ادامه رشد و تقسیم آنها جلوگیری می‌گردد. پرتوهای یونیزان علاوه بر سلول‌های سرطانی به سلول‌های سالم نیز آسیب می‌رساند ولی اکثر سلول‌های سالم بهبودی خود را دوباره بدست می‌آورند.

بزرگترین چالش در رادیوتراپی و سایر روش‌های درمانی، دستیابی به بالاترین احتمال درمان و در عین حال کمترین عوارض ثانویه است. اهداف درمانی در رادیوتراپی رساندن دز کافی به تمام سلول‌های سرطانی است در حالی که به طور همزمان به بافت‌های سالم کمترین دز تحویل داده شود. پرتو درمانی برای درمان قطعی^{۱۲} و یا درمان تسکینی^{۱۳} استفاده می‌شود. پرتودرمانی قبل از جراحی^{۱۴} به منظور کوچک-کردن تومور و یا بعد از جراحی^{۱۵} برای از بین بردن باقیمانده سلول‌های میکروسکوپی تومور توصیه می‌شود [۴،۵]. دستگاه‌ها و ابزارهای مختلف و گوناگونی برای درمان و توان‌بخشی بیمار توسط مهندسان پزشکی ساخته و در اختیار پزشکان قرار گرفته‌است. یکی از این دستگاه‌های مهم و پرکاربرد، دستگاه‌های

⁸ Cyber knife

⁹ Linear accelerator

¹⁰ Circular collimator

¹¹ Multi Leaf Collimator

¹² Definitive

¹³ Palliative

¹⁴ Neoadjuvant therapy

¹⁵ Adjuvant therapy

مربوط به رادیوتراپی می‌باشد. به بیانی دیگر پرتودرمانی، استفاده از اشعه پرتو (معمولاً اشعه X) به منظور از بین بردن سلول‌های سرطانی و ضایعات ارگان‌های مختلف می‌باشد. سلول‌های سرطانی در مقایسه با سلول‌های سالم به رادیوتراپی حساسیت بیشتری نشان می‌دهند و در نتیجه تعداد بیشتری از آنها از بین خواهند رفت البته رادیوتراپی همچنان برای پیشگیری از گسترش ضایعات اعضا و برای کاهش علائم بیماری (همانند درد) نیز به کار برده می‌شود. اصولاً در این دستگاه‌ها برای شناسایی و مکان‌یابی تومور و بافت مورد نظر برای دریافت پرتو از انواع مختلف پرتونگاری استفاده می‌گردد که شاید بتوان مرسوم‌ترین آنها را پرتونگاری مقطعی تخمینی (CT)، تصویرسازی تشدید مغناطیسی (MRI) و اخیراً برش‌نگاری با گسیل پوزیترون (PET) معرفی نمود. حال پس از شناسایی موقعیت بافت مورد نظر بایستی مرحله شبیه‌سازی را شروع نمود که بر اساس آن کالبد بیمار برنامه‌ریزی می‌شود. استفاده از پرتو در درمان سرطان یک فرایند پیچیده است که در برگزیده متخصصان آموزش دیده و تعداد زیادی از عوامل به هم پیوسته است. متخصصین رادیوتراپی تومورشناسی، متخصصین فیزیک رادیوتراپی در پزشکی، دزیمتریست و متخصصین رادیوتراپی سال‌ها دنبال لوازم و ابزار بودند که به این فرایند، بخصوص در موقعیت‌یابی تومور، برنامه‌درمانی، اجرای درمان، و تحقیق کمک کند. دقت در رادیوتراپی بسیار مهم است زیرا نتایج بالینی و تجربی نشان می‌دهند که کنترل تومور و پاسخ نرمال بافت می‌تواند یک عامل مهم در مقدار دز) باشد و بنابراین، تغییرات کوچک در دز درمانی می‌تواند منجر به نتایج بزرگی در پاسخ تومور و یا بافت نرمال شود. به علاوه، دزهای تجویز شده درمانی تومور معمولاً به دزی که برای بافت نرمال قابل تحمل است نزدیک است. بنابراین برای درمان بهینه، مقدار دز و میزان پرتودهی باید با دقت بسیار بالا انتخاب شود [۶,۷].

۲-۱ رادیوتراپی

رادیوتراپی یک روش درمانی برای انواع سرطان‌ها است که در آن دز معین و دقیقی از پرتوهای پرنرژی معمولاً پرتوهای ایکس برای تخریب سلول‌های سرطانی مورد استفاده قرار می‌گیرد. دستگاه رادیوتراپی به گونه‌ای طراحی می‌شود که امکان تابش دز مشخص به ناحیه مورد نظر از بدن بیمار را دارد به طور کلی رادیوتراپی را به سه نوع رادیوتراپی داخلی (براکی تراپی)^{۱۶}، رادیوتراپی خارجی^{۱۷} و رادیوتراپی سیستمیک تقسیم می‌کنند که در ادامه بررسی خواهند شد.

۱-۲-۱ براکی تراپی

براکی تراپی یا درمان از نزدیک، شیوه‌ای از درمان است که در آن منابع رادیواکتیو پوشیده شده جهت تابش در داخل بدن و یا در فاصله نزدیک تومور قرار داده می‌شوند. براکی تراپی به صورت داخل بافتی، داخل حفره‌ای و یا کاربرد سطحی انجام می‌گیرد. با این شیوه درمانی، می‌توان دز تابشی زیادی را به صورت محدود شده به تومور انتقال داد به طوری که افت دز زیادی برای بافت‌های سالم احاطه کننده تومور داشته باشد. در گذشته براکی‌تراپی با چشمه‌های رادیوم و رادون انجام می‌گرفت، اما امروزه استفاده از رادیوایزوتوپ‌هایی که به صورت مصنوعی تولید می‌شوند نظیر سزیم ۱۳۷، ایریدیوم ۱۹۲، طلا ۱۹۴، ید ۱۲۵ و پالادیم ۱۶۹ به سرعت در حال افزایش است [۸].

۲-۲-۱ رادیوتراپی خارجی

در این روش درمانی، دستگاه مولد پرتوهای یونیزان، خارج از بدن و در فاصله معینی قرار می‌گیرد و باعث ایجاد یک توزیع دز یکنواخت در حجم هدف می‌شود. یکی از نکاتی که از دیدگاه به کارگیری این دستگاه

¹⁶ Brachytherapy

¹⁷ Teletherapy

بسیار حائز اهمیت است، تشخیص محل دقیق و نوع تومور است که در نتیجه منجر به تعیین دقیق میزان و زمان پرتودهی می‌گردد. پرتوهای مورد استفاده در درمان‌های خارجی عبارتند از پرتوهای ایکس، پرتوهای گاما، باریکه‌های الکترون و پروتون و نوترون [۹].

۱-۲-۳ رادیوتراپی سیستمیک

۱-۳-۲-۱ پرتودرمانی تطبیقی سه بعدی (3D CRT)

رادیوتراپی تطبیقی برخلاف طرح درمان‌های قدیمی سه بعدی است و از کامپیوتر برای هدف‌گیری دقیق تر تومور استفاده می‌شود. امروزه بیشتر متخصصین سرطان شناسی از این روش استفاده می‌کنند. تصاویر سه بعدی CT، تصویربرداری با تشدید مغناطیسی^{۱۸} MRI، توموگرافی با تابش پوزیترون^{۱۹} PET و یا توموگرافی کامپیوتری با انتشار تک فوتونی^{۲۰} SPECT تهیه و به کمک نرم‌افزارهای مخصوص، پرتوهای که با شکل تومور مطابقت دارند طراحی می‌شود. چون در این تکنیک بافت سالم اطراف تومور به طور وسیع از تشعشع دور است از دوزهای بالاتر برای درمان تومور می‌توان استفاده کرد. استفاده از این روش در تومورهایی مانند پروستات ریه، کبد و تومورهای مغزی نتایج بهتری در برداشته است [۱۰].

۱-۳-۲-۲ پرتودرمانی با شدت تعدیل یافته (IMRT)

تکنیک پرتودرمانی تطبیقی سه بعدی، قادر به ایجاد توزیع دز یکنواخت برای اشکال پیچیده تومور نمی‌باشد. برخلاف روش 3D CRT، در پرتودرمانی با شدت تعدیل یافته از موج، جبرانگر و یا کولیماتورهای چندبرگی برای تعدیل شدت پروفایل استفاده می‌شود تا ناهمگنی سطح خارجی از بین رفته و در نتیجه یکنواختی توزیع دز بیشتری حاصل شود. IMRT، یک روش پیشرفته و پردقت پرتودرمانی است که در آن

¹⁸ Magnetic Resonance Imaging

¹⁹ Positron Emission Tomography

²⁰ Single Photon Emission Computed Tomography

از ترکیب میدان‌های متعدد که به شدت تلفیق شده‌اند و دارای دز مناسبی هستند، استفاده می‌شود. در این روش، باریکه‌های تابشی از جهات مختلف و به صورت منسجم به تومور تابیده می‌شوند. در نتیجه بیشترین دز تابشی به تومور و کمترین مقدار آن به بافت‌های سالم اطراف می‌رسد. از معایب این روش میتوان به طولانی بودن زمان درمان، افزایش دز خارج میدان به خاطر نشت سر دستگاه و هزینه بالای درمان اشاره کرد [۱۱].

۱-۲-۳-۳ پرتودرمانی با تکنیک هدایت تصویر (IGRT)

تکنیک پرتودرمانی با شدت تعدیل یافته، به دلیل حفاظت از بافت‌های سالم اطراف تومورهای موجود در ارگان‌های حیاتی مانند مغز و نخاع سودمند می‌باشد. همان‌گونه که قبلاً نیز گفته شد، هدف از پرتودرمانی، درمان سرطان با کمترین عوارض جانبی و در نتیجه بهبود کیفیت زندگی بیمار بعد از درمان می‌باشد. اگر پرتودرمانی با شدت تعدیل یافته در چند جلسه تجویز گردد، عدم قطعیت موقعیت بیمار و تغییرات آناتومیک تومور در حین درمان، مزایای تکنیک IMRT را محدود می‌کند. برای غلبه بر این مشکلات می‌توان از تکنیک هدایت تصویر استفاده کرد. در این روش موقعیت تومور هر روز قبل از پرتودرمانی و هم در حین درمان با استفاده از تکنولوژی‌های تصویربرداری تعیین می‌گردد. به طور کلی میتوان گفت، به کمک تکنولوژی‌های تصویربرداری میتوان عدم قطعیت در تعریف حجم هدف را از بین برد. در حقیقت تکنیک IGRT با استفاده از تصویربرداری مکرر در طول دوره درمان باعث پرتودهی دقیق تومور و حفظ بافت‌های سالم می‌گردد. [۱۲، ۱۳].

۱-۲-۳-۴ استریوتاکتیک رادیوسرجری (SRS)

عبارت استریوتاکتیک به معنای مکانیابی دقیق هدف در یک سیستم مختصات کارتزین می‌باشد که از دو واژه لاتین، Stereon (سه بعدی) و Taxis (مکانیابی) تشکیل شده است [۱۴]. روش استریوتاکتیک

رادیوسرجری برای اولین بار در سال ۱۹۵۱ توسط جراح مغز و اعصاب سوئدی، لارس لکسل^{۲۱} معرفی گردید. استریوتاکتیک رادیوسرجری یک روش غیر تهاجمی است که تا حد زیادی خطر عفونت و خونریزی را کاهش می‌دهد. از خصوصیات این روش میتوان به:

۱. حجم کوچک بافت هدف
۲. تعداد کم جلسات پرتودرمانی
۳. میزان دز زیادی که در هر جلسه به تومور می‌رسد.
۴. دریافت حداقل دز توسط بافت‌های سالم اطراف تومور، اشاره کرد.

امروزه به طور معمول از سه نوع تابش ذرات باردار سنگین، اشعه گامای کبالت ۶۰ و پرتوهای ایکس مگاولتاژ در تکنیکهای استریوتاکتیک رادیوسرجری و استریوتاکتیک رادیوتراپی استفاده می‌شود. در حقیقت هدف نهایی استریوتاکتیک رادیوسرجری احاطه کردن حجم تومور با بالاترین سطح دز و گرادیان شدید دز برای حفظ بافت‌های سالم اطراف آن است [۱۶,۱۵].

۱-۲-۳-۵ استریوتاکتیک رادیوتراپی (SRT)

این روش همانند استریوتاکتیک رادیوسرجری است با این تفاوت که تابش دهی در چند نوبت و با شدتی کمتر انجام می‌شود. در حقیقت تقسیم دز کل به دزهای کوچک‌تر منجر به کاهش آسیب ساختارهای حساس مانند ساقه مغز و دستگاه بینایی می‌شود. همچنین این کار امکان بهبود بافت‌های سالم را در فاصله بین جلسات درمان فراهم می‌کند [۱۷].

۱-۳-۱ دستگاه‌های رادیوتراپی

²¹ Lars Leksell

۱-۳-۱ دستگاه‌های درمان سطحی

دستگاه‌های رادیولوژی درمان سطحی با ولتاژ ۵۰ تا ۱۵۰ کیلوولت پرتوی ایکس تولید و از فاصله‌ی ۲۰ سانتیمتری برای درمان تومورهای به عمق ۵ میلی‌متر مورد استفاده قرار می‌گیرد [۱۸].

۱-۳-۲ دستگاه‌های درمان نیمه عمقی

با ولتاژهای ۳۰۰ کیلوولت و جریان ۲۰ میلی آمپر در فاصله‌ی ۵۰ سانتیمتری از پوست، اشعه ایکس می‌تاباند. محدودیت این روش درمانی افزایش دز پوست بوده است و تومورهای با عمق بیش از ۲ سانتیمتر دز کافی دریافت نمی‌کنند [۱۸].

۱-۳-۳ دستگاه‌های مگا ولتاژ

این دستگاه‌ها با ولتاژهای ۵۰۰ تا ۱۰۰۰ کیلوولت پرتو ایکس تولید می‌کنند. دستگاه‌های کبالت با اشعه گامای $1/33 \text{ MeV}$ نیز در این دسته قرار می‌گیرند. امروزه از دستگاه‌های فوق‌الذکر کمتر استفاده می‌شود [۱۸].

۱-۳-۴ دستگاه کبالت تراپی

نوعی دستگاه رادیوتراپی است که در آن به جای پرتوهای ایکس از پرتوهای گامای کبالت-۶۰ با انرژی $1/33 \text{ MeV}$ استفاده می‌شود. برای تولید پرتوهای گاما، رادیوایزوتوپ کبالت به نیکل-۶۰ تبدیل شده و بعد از وانگیختگی نیکل-۶۰، اشعه بتای منفی به همراه دو اشعه گاما منتشر می‌شود. پرتوهای بتا در حفاظ چشمه کبالت جذب می‌شوند ولی پرتوهای گاما از چشمه به طرف بدن بیمار تابیده می‌شود. میزان اکتیویته چشمه کبالت با نیمه عمر ۵ سال با گذر زمان کاهش یافته آهنگ دز نیز کاهش می‌یابد به طوری که پس از یک نیمه عمر احتیاج به تعویض چشمه کبالت است.

کبالت-۶۰ از آنجا که دستگاهی قدیمی است، معایب خاص خود را دارد. الف: در دزهای زیاد پوست را می‌سوزاند، چون حفظ پوست کمی دارد. ب: هم چنین این دستگاه به دلیل نداشتن چشمه نقطه‌ای تولید

پرتو، دارای نیم‌سایه است. نیم سایه به پرتوهایی اطلاق می شود که در اثر عبور از کولیماتور (سردستگاه که به میزان مورد نظر باز وبسته می شود) به وجود می‌آید و معمولاً کمی از آن در خارج محدوده درمانی قرار می گیرد و باعث پرتوگیری بی مورد نواحی سالم می شود. ج: هم چنین در اثر بر هم‌کنش بین فوتون‌های γ و خود چشمه، محفظه آن و کولیماتورهای دستگاه، پرتوهای γ کم انرژی و پراکنده‌ای تولید می‌شوند و به همین دلیل کمی از یکنواختی باریکه پرتو کاسته می‌شود. د: هم چنین چشمه کبالت به مرور زمان ضعیف‌تر می‌شود و در نتیجه باید مدت درمان را طولانی‌تر کرد. امروزه استفاده از پرتوهای کم انرژی و نیم‌سایه‌دار دستگاه کبالت‌تراپی کمتر توصیه می‌شود و در مراکزی که از قبل دارای این دستگاه‌ها بوده‌اند، درمان‌های تسکینی و درمان تومورهای سرگردن استفاده می‌شود [۱۸].



شکل (۱-۱): نمایی از یک دستگاه کبالت‌تراپی

۱-۳-۵ دستگاه‌های شتابدهنده خطی: LINAC

دستگاهی که به کمک امواج الکترومغناطیس ذرات بارداری مانند الکترون را تا انرژی‌های بسیار بالا شتاب می‌دهد. باریکه‌ی خروجی مستقیم پرتوهای الکترونی با انرژی‌های کم، متوسط و بالا برای درمان تومورهای سطحی نظیر سرطان پوست مورد استفاده قرار می‌گیرد و چنانچه یک هدف (صفحه تنگستن) در مسیر پرتوهای الکترونی قرار گیرد پرتوهای پر انرژی ایکس تولید می‌شود که برای تومورهای عمقی مناسبند.

شتابدهنده های خطی نسبت به کبالت - ۶۰ مشکلات کمتری دارند : الف : پوست را بهتر حفظ می کنند، چون جذب بیشترین حد دز آن از حدود ۱۲ میلیمتر شروع می شود در حالی که این میزان در کبالت ۵ میلیمتر است (البته این اندازه در مقدار انرژی های مختلف شتابدهنده متفاوت است). ب: این دستگاه نیم سایه خیلی کمتری نسبت به کبالت دارد. ج: یکنواختی پرتوهای آن بسیار بیشتر و بهتر از کبالت است. شتابدهنده منبع رادیواکتیو ندارد و به همین دلیل پرتوهای آن ضعیف نمی شوند و زمان درمان افزایش نمی یابد.



شکل (۱-۲): نمایی از یک دستگاه رادیوتراپی linac

در رادیوتراپی با استفاده از شتابدهنده های خطی که نمونه ای از تابش از دور است، بیمار به دقت روی تخت خوابیده و با چرخش هد دستگاه رادیوتراپی در زوایای مختلف و با دقت بسیار زیاد در منطقه ای که بیشترین دز را به تومور و کمترین را به سلول های پیرامون تومور دهد، انجام می شود. تابش در زمان کوتاه چند دقیقه انجام می شود و بیمار آن را حس نمی کند. قبل از پرتودهی طراحی درمان توسط متخصص فیزیک رادیوتراپی مرکز انجام می شود. برخلاف بیماران پزشکی هسته ای که مواد رادیواکتیو به صورت مایعات نوشیدنی یا تزریقی به بدن آنها وارد می شوند و موجب رادیواکتیو شدن بیمار برای یک مدت زمان خاص می شود، بیماران پس از پرتوگیری به این روش رادیواکتیو نخواهند شد و پس از درمان به راحتی با اطرافیان همنشین خواهند شد.

۴-۱ اثرات جانبی رادیوتراپی

در جریان رادیوتراپی برای بیماران احساس خستگی پیش می‌آید که استراحت و کاهش فعالیت‌های شغلی و ورزشی توصیه می‌شود. بروز اثرات جانبی برای بیماران مختلف متفاوت است ولی به هر حال با انجام رادیوتراپی سلول‌های سالم نیز در معرض پرتو قرار می‌گیرند، اثرات جانبی به ناحیه درمان و میزان دوز تابشی بستگی دارد. اثرات جانبی اکثراً موقتی و ضعیف هستند و معمولاً یک هفته پس از درمان برطرف می‌شوند. آزمایش خون (CBC) برای بررسی وضعیت عمومی در حین رادیوتراپی معمولاً تجویز می‌شود. اگر رادیوتراپی موجب کم خونی شود تزریق خون توصیه می‌شود. تهوع و استفراغ یکی از علائم رادیوتراپی برای بعضی از بیماران است که دارو تجویز می‌شود. خوردن غذا و نوشیدن مایعات در روز علیرغم بی‌اشتهایی برای برطرف کردن این عوارض توصیه می‌شود. ریزش موقت مو در ناحیه مورد تابش از عوارض قطعی رادیوتراپی است که پس از دو تا سه ماه رشد مجدد موها آغاز می‌شود. پوست بیمار در اثر تابش -دهی سرخ یا زخم می‌شود.

برای مراقبت از پوست باید از خوشبوکننده‌ها استفاده نکرد، در معرض آفتاب قرار نگرفت، با صابون لایت مثل صابون بچه شستشو انجام گیرد، موها تراشیده نشود و از خارش پوست ممانعت شود. چنانچه اندام‌هایی خاص بالاجبار در معرض دزهای زیاد قرار گیرند موجب اثرات وخیم خواهند شد برای مثال آب مروارید عدسی چشم و عیب‌های مادرزادی برای جنین و عقیمی موقت و دائم وقتی غدد جنسی یا غدد مرتبط با فعالیت‌های جنسی در معرض تابش قرار گیرند [۱۸].

۵-۱ تابش

تابش گونه‌ای از انرژی در حرکت و در فضا می‌باشد. این انرژی به وسیله‌ی یک جسم گسیل شده و به وسیله دیگری جذب می‌شود. تابش‌ها دو دسته‌اند:

دسته نخست تابش ذره‌ای مانند الکترون، پروتون، آلفا، نوترون و ... است که این ذره‌ها دارای جرم، بار الکتریکی و سرعت یا انرژی جنبشی هستند. سرعت این ذره‌ها بستگی به انرژی جنبشی آنها دارد. این تابش‌ها از دگرگونی رادیواکتیو، پرتوهای کیهانی و واکنش‌های هسته‌ای سرچشمه می‌گیرند.

دسته دوم پرتوهای الکترومغناطیسی هستند که بدون جرم و بار بوده و بگونه‌ی امواج یا بسته‌های جداگانه انرژی (فوتون‌ها) گسیل می‌شوند که به این فوتون‌ها کوانتا^{۲۲} هم گفته می‌شود. این تابش‌ها با سرعت نور جابجا می‌شوند و گستره‌ی بزرگی از امواج را در بر می‌گیرند. انرژی این امواج با طول موج، سرعت و یا بسامد رابطه‌ی زیر را دارد:

$$E = h\nu = hc/\lambda \quad (1-1)$$

به دلیل کاربرد پرتوهای ایکس در این تحقیق ما مختصراً در بخش بعدی به طرز تولید این پرتوها و اندرکنش‌هایی که توسط این پرتوها رخ داده و منجر به تولید ذرات ثانویه و اندرکنش‌های بعدی برای این ذرات می‌گردد، خواهیم پرداخت.

۱-۶ برهمکنش‌های الکترون و فوتون

۱-۶-۱ ساز و کار برخورد الکترون‌ها با مواد

بطور کلی هنگام گذر الکترون از یک محیط جاذب سه فرآیند در کاهش انرژی الکترون دخیل است. این سه فرآیند عبارتند از:

۱. پراکندگی غیر الاستیک از الکترون‌های اتمی (یونش و برانگیزش)
۲. پراکندگی الاستیک از اتم‌ها (اثر پس پراکندگی)
۳. پراکندگی غیر الاستیک از هسته‌های اتمی با گسیل تابش ترمزی^{۲۳}

²² quanta

²³ Bremsstrahlung

الکترون‌ها (مثبت و منفی) همانند ذرات باردار سنگین از طریق پراکندگی کولنی با الکترون‌های اتمی برهم‌کنش می‌کنند. اما، در اینجا چند تفاوت اساسی وجود دارد: (۱) الکترون‌ها به خصوص آنهایی که در واپاشی بتا از گسیل می‌شوند، سرعت‌های نسبیتی دارند. (۲) الکترون‌ها در برخورد با دیگر الکترون‌ها به میزان زیاد منحرف می‌شوند و در نتیجه مسیرهای زیگزاکمی دارند. بنابراین برد (که به صورت فاصله خطی نفوذ در ماده تعریف می‌شود) با طول مسیری که الکترون طی می‌کند، بسیار متفاوت است. (۳) در برخوردهای سربه‌سر یک الکترون با الکترون دیگر، کسر بزرگی از انرژی اولیه ممکن است به الکترون مورد برخورد انتقال داده شود. (۴) به علت تغییرات سریع جهت و اندازه سرعت الکترون شتاب‌های بزرگی حاصل می‌شود [۲۰].

۱-۶-۱ اثر ترمزی

به طور کلی هر ذره‌ی بارداری که با سرعت در حرکت می‌باشد چنانچه بطور ناگهانی شتاب بگیرد، در این صورت بخشی از انرژی خود را با انتشار پرتو الکترومغناطیسی ایکس از دست می‌دهد. این تابش ایکس را تابش ترمزی گویند. این تابش تک انرژی نبوده و دارای طیف انرژی در گستره‌ی صفر تا بیشینه‌ای برابر با انرژی جنبشی ذره است. تابش ترمزی را علاوه بر مکانیک کوانتومی، مکانیک کلاسیک نیز پیش‌بینی می‌کند. این نظریه پیش‌بینی می‌کند که یک بار شتابدار با شدتی برابر با مجذور شتابش انرژی تابش می‌کند. ذره‌ی بارداری با بار ze و جرم M که در ماده‌ای با عدد اتمی Z سیر می‌کند مطابق رابطه (۱-۲) تابش ایکس انجام می‌دهد:

$$I \propto a^2 \sim \left[\frac{zZe^2}{M} \right]^2 \sim \frac{z^2 Z^2}{M^2} \quad (2-1)$$

با توجه به رابطه‌ی (۱-۲) برای دو ذره (سبک و سنگین)، ذره‌ی سبک‌تر مقدار بیشتری تابش ترمزی گسیل می‌کند. اگر ذره در محیطی با عدد اتمی بالا حرکت کند، تابش ترمزی بیشتری گسیل می‌شود.

تئوری کوانتوم-مکانیکی برای تابش ترمزی الکترون‌های نسبیتی توسط بث^{۲۴} و هیتلر^{۲۵} با استفاده از تئوری نسبیتی دیراک برای الکترون و اولین تقریب بورن بدست آوردند. از آنجایی که در تقریب بورن فرایند تابش ترمزی و تولید زوج وابسته به هم هستند این دو سطح مقطع دیفرانسیلی دارای توابع استتار کولونی مشابهی هستند:

$$\frac{d\sigma_{br}^{BH}}{dW} = r_e^2 \alpha Z(Z + \eta) \frac{1}{W} \left[\varepsilon^2 \varphi_1(b) + \frac{4}{3}(1 - \varepsilon) \varphi_2(b) \right] \quad (۳-۱)$$

$$b = \frac{Rm_e c}{h} \frac{1}{2\gamma} \frac{\varepsilon}{1-\varepsilon} \quad \text{و} \quad \varepsilon = \frac{hv}{\gamma m c^2} \quad \text{و} \quad W = hv \quad \text{که}$$

چون برای یک مقدار Z کمیت $\frac{d\sigma_{br}^{BH}}{dW}$ به آرامی با E و W تغییر می‌کند بنابراین بهتر است رابطه (۳-۱) به صورت زیر نوشته شود:

$$\frac{d\sigma_{br}}{dW} = \frac{z^2}{\beta^2} \frac{1}{W} \chi(Z, E, \kappa) \quad (۴-۱)$$

$$\chi = \frac{\beta^2}{z^2} W \frac{d\sigma_{br}}{dW} \quad \text{و} \quad \kappa = \frac{W}{E}$$

کمیت χ برای عناصر مختلف با عدد اتمی $1 \leq Z \leq 99$ در انرژی‌های $1 \text{ keV} \leq E \leq \text{GeV}$ حساب شده است. بث و ماکزیمون نیز بدون استفاده از تقریب بورن، اما تحت شرایط آنالوگ $(T \gg hv)$ و $(T - hv \gg m_0 c^2)$ سطوح مقطع دیفرانسیلی به صورت رابطه‌ی (۳-۱) محاسبه کردند.

$$\sigma_{rad} \sim \frac{Z^2}{137} \left(\frac{e^2}{m_0 c^2} \right)^2 \text{ cm}^2/\text{nuclus} \quad (۵-۱)$$

که Z عدد اتمی هسته‌ی هدف است.

سطح مقطع دیفرانسیلی کل تابش ترمزی به عنوان تابعی از انرژی کل الکترون $(T + m_0 c^2)$ که در جاذبی با ضخامتی که شامل 1 atom/cm^2 سیر می‌کند به صورت رابطه (۴-۱) تعریف می‌شود:

$$\sigma_0 \sim \frac{1}{137} \left(\frac{e^2}{m_0 c^2} \right)^2 \text{ cm}^2/\text{nuclus} \quad (۶-۱)$$

²⁴ Bethe

²⁵ Heitler

$$\sigma_{rad} = \sigma_0 Z^2 \bar{B} \text{ cm}^2/\text{nuclus} \quad (7-1)$$

که \bar{B} مقدار متوسط B (تابعی با تغییرات آرام از T و $h\nu$ و از مرتبه‌ی ۱۰ است) در یک بازه $h\nu=0$ تا $h\nu_{max}$ است.

برای موارد غیر نسبیتی

$$T \ll m_0 c^2, \quad \sigma_{rad} = \frac{16}{3} \sigma_0 Z^2 \text{ cm}^2/\text{nuclus} \quad (8-1)$$

برای موارد نسبیتی

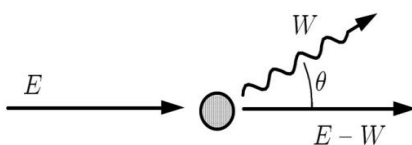
$$m_0 c^2 \ll T \ll 137 m_0 c^2 Z^{-1} \quad \sigma_{rad} = 4 \left[\ln \left(2 \frac{T+m_0 c^2}{m_0 c^2} - \frac{1}{3} \right) \right] \sigma_0 Z^2 \quad (9-1)$$

برای شرایط کاملا نسبیتی

$$T \gg 137 m_0 c^2 Z^{-1} \quad \sigma_{rad} = 4 \left[\ln(183 Z^{-1}) + \frac{1}{16} \right] \sigma_0 Z^2 \quad (10-1)$$

آنچه در فرایند تابش ترمزی اتفاق می‌افتد، آشکارا در تولید فوتون‌های پرتوایکس نیز دیده می‌شود. تابش ترمزی اساس روش تولید پرتوهای ایکس در مولدهای ایکس است که نمونه‌ای از این مولدها، شتابدهنده‌های خطی می‌باشند. از اشعه ترمزی در موارد تشخیصی، درمانی و آنالیز مواد استفاده می‌شود [۲۱].

اثر ترمزی برای الکترون در نزدیکی هسته اتفاق می‌افتد یعنی برخورد کولونی در نزدیک هسته باعث تغییر ناگهانی شتاب ذره می‌شود و در نتیجه ذره بخشی از انرژی خود را بصورت تابش الکترومغناطیس در ناحیه ایکس از دست می‌دهد. ذره منحرف شده با انرژی کمتر می‌تواند در اندرکنش‌های دیگری از جمله یونش شرکت کند [۲۱].



شکل (۳-۱): تابش ترمزی ($0 \leq W = h\nu \leq E$) [۲۲]

۱-۶-۲ ساز و کار افت انرژی پرتوهای ایکس و گاما در مواد

پرتو گاما و ایکس تابش الکترومغناطیسی^{۲۶} هستند و تنها از دید چشمه‌ی تولیدشان با هم فرق دارند. پرتو گاما از هسته و پرتو ایکس از مدارهای الکترونی اتم سرچشمه می‌گیرند [۲۳]. چون فوتون‌ها بدون بار الکتریکی و جرم هستند، بنابراین برخورد کولونی با اتم نخواهند داشت. فوتون‌ها در گذر از مواد ممکن است با هسته و الکترون‌های مداری اطراف هسته برخورد نماید. این برخوردها ممکن است به صورت کشسان^{۲۷} یا ناکشسان^{۲۸} صورت گیرد. در برخورد کشسان هر اندازه از انرژی که به وسیله فوتون از دست برود به صورت انرژی تابشی هدف در می‌آید در حالی که در برخورد ناکشسان بخشی از انرژی از دست داده شده بوسیله فوتون ممکن است در روند یونش و برانگیزش به کار رود. از مهمترین اندرکنش‌های کشسان فوتون عبارتند از:

۱. **پراکندگی تامسون^{۲۹}**: در این اندرکنش فوتون تابشی توسط یک الکترون جذب شده و الکترون

در حالت انگیخته نوسان خواهد کرد و در همان زمان یک فوتون با همان انرژی فوتون نخستین ولی در راستاهای گوناگون تابش می‌کند. نام دیگر این اندرکنش، پراکندگی همدوس^{۳۰} بوده و پخش فوتون در همه‌ی راستاهای فضا است.

۲. **پراکندگی رایلی^{۳۱}**: در این اندرکنش، برخورد بین فوتون و گروهی از الکترون‌های اتم صورت

می‌گیرد. طی این برخورد همگی این الکترون‌ها با بسامد فوتون شروع به نوسان کرده و در نهایت اتم فوتونی با همان انرژی ولی در راستاهای گوناگون تابش می‌کند.

۳. **پراکندگی براگ^{۳۲}**: در این اندرکنش، فوتون با رویه‌ی کریستالی اتم‌ها برخورد می‌نماید. فوتون

برخوردکننده و پراکنده‌شده توسط رابطه مشهور براگ ($n\lambda = \sin\theta$) با هم بستگی دارند. در این

²⁶ Electro magnetic radiation

²⁷ elastic

²⁸ inelastic

²⁹ Thompson scattering

³⁰ Coherent scattering

³¹ Rayleigh

رابطه n عدد درست، λ طول موج فوتون، d فاصله‌ی میان سطوح اتمی درون کریستال و θ زاویه برخورد فوتون است.

فوتون‌ها معمولاً به یکی از طرق زیر حین گذر از مواد، برخورد ناکشسان انجام داده و انرژی خود را از دست می‌دهد:

۱. اثر فوتوالکتریک^{۳۳}:

در این اندرکنش، فوتون تابشی همه انرژی‌اش را به یکی از الکترون‌های درونی‌ترین مدار اتم داده و نابود می‌شود. در اثر این انتقال انرژی الکترون به بیرون از اتم پرتاب شده و در نتیجه جفت‌یون ایجاد می‌شود. انرژی جنبش فوتوالکتریک‌های ایجاد شده برابر با $(E_e = E - U_i)$ است که $(E = h\nu)$ انرژی فوتون برخورد کننده و U_i انرژی بستگی الکترون می‌باشد. لازم به ذکر است در انرژی‌های بالاتر از 20.0 keV جذب انرژی از طریق اندرکنش فوتوالکتریک در بافت‌ها قابل چشم‌پوشی است [۲۱]. احتمال رخداد برهم‌کنش فوتوالکتریک با انرژی فوتون فرودی و عدد اتمی هدف به صورت رابطه (۱-۱۱) است. [۲۴]

$$\tau(m^{-1}) = a \left[\frac{Z^n}{E_\gamma^m} \right] \quad (11-1)$$

τ احتمال رخداد اثر فوتوالکتریک بر واحد مسیری که فوتون پیموده است، a ضریبی ثابت و مستقل از Z و E_γ ، $(n$ و $m)$ ثابت‌هایی با مقدار بین ۳ تا ۵ که مقدار آن بستگی به E_γ دارد [۲۵]. سطح مقطع دیفرانسیلی این اندرکنش به صورت مفصل‌تر توسط رابطه‌ی زیر نشان داده می‌شود:

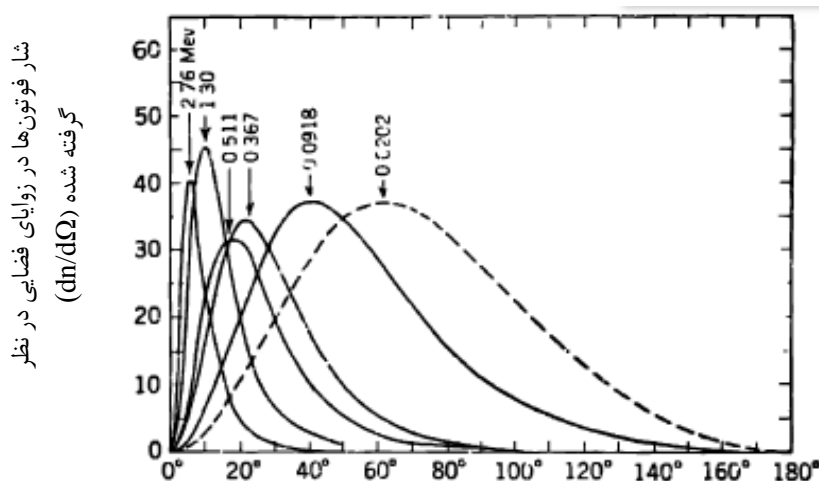
$$\frac{d\sigma_{ph}}{d\Omega} = a^4 r_e^2 \left(\frac{Z}{k} \right)^5 \frac{\beta^3}{\gamma} \sin^2 \theta \frac{[1 + \frac{\gamma}{2}(\gamma-1)(\gamma-2)(1-\beta \cos \theta_e)]}{(1-\beta \cos \theta_e)^4} \quad (12-1)$$

$$k = \frac{E}{m_e c^2} \text{ و } \beta = \sqrt{\frac{E_e(E_e + 2m_e c^2)}{E_e + m_e c^2}} \text{ و } \gamma = 1 + \frac{E_e}{m_e c^2} \quad \text{که}$$

³² Bragg scattering

³³ Photo electric effect

در رابطه (۱-۱۲) زاویه‌ی سمتی فوتوالکترون نسبت به راستای فرود فوتون محاسبه می‌شود و چون فوتون اولیه قطبش خاصی ندارد توزیع آن یکنواخت در نظر گرفته می‌شود. در واقع سطح مقطع ذکر شده برای لایه K و در انرژی‌های بالا مناسب است. برای مقاصد شبیه‌سازی استفاده از رابطه برای سایر لایه‌ها منجر به خطای زیادی نخواهد شد. زیرا هنگامی که الکترون از اتم خارج می‌شود سریعاً با محیط پیرامون وارد اندرکنش شده و جهت حرکت آن در طی مسیری بسیار کوچک‌تر از پویش آزاد فوتون دچار تغییرات شدیدی می‌شود. دلیل دوم برای استفاده از رابطه بالا این است که، هنگامی که انرژی فوتون از انرژی لایه-ی K بیشتر می‌شود اکثر برهمکنش‌ها در این لایه اتفاق می‌افتد.



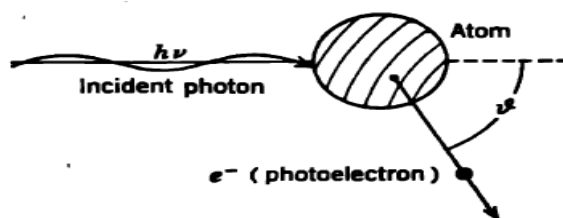
زاویه خروج فوتوالکترون‌ها نسبت به راستای فوتون اولیه
 شکل (۱-۴): توزیع زاویه‌ای فوتوالکترون‌ها بر واحد زاویه‌ی فضایی [۲۵]

در انرژی‌های کم فوتوالکترون‌های خروجی تمایل به پرتاب شدن در جهت بردار الکتریکی تابش فرودی دارند (۹۰ درجه). در انرژی‌های بالاتر الکترون‌ها تمایل به گسیل روبه جلو دارند. به عبارت دیگر اگر $h\nu$ انرژی فوتون فرودی از انرژی بستگی e بیشتر باشد، e خارج شده تقریباً دارای همان انرژی فوتون خواهد بود (انرژی سکون e نسبت به $h\nu$ بسیار کم است). اما به خاطر جرم سکون مشخص e ، اندازه حرکت آن

بسیار بیشتر از اندازه حرکت $h\nu$ خواهد بود. این افزایش در اندازه حرکت و ترکیب شدن با زاویه‌ی روبه جلو فوتوالکترون‌ها، به این معنی است که اتم باقیمانده باید به صورت متوسط روبه جهت عکس فوتوالکترون‌ها پس زده شود.

$$R = \frac{\text{متوسط اندازه حرکت رو به جلوی فوتوالکترون‌ها}}{\text{اندازه حرکت فوتون‌ها}} = \left[1 + \frac{2m_0c^2}{h\nu} \right]^{1/2} (\cos\theta)_{avg} \quad (13-1)$$

به دنبال وقوع اثر فوتو الکتریک، پرتوهای ایکس مشخصه نیز تولید می‌شود که این پرتوها خود می‌توانند موجب اثر فوتوالکتریک شوند.



شکل (۱-۵): برهمکنش فوتوالکتریک: جذب فوتون توسط اتم به طور کامل و خروج یک فوتوالکترون با زاویه θ [۲۵]

۲. اثر کامپتون^{۳۴} یا ناهمدوس:

با توجه به شکل ۴، این اندرکنش بین فوتون ($E=h\nu_0$) و یک الکترون تقریباً آزاد رخ می‌دهد (در شرایط متعارف، تمام الکترون‌های موجود در محیط آزاد نیستند و مقیدند ولی اگر انرژی فوتون از مرتبه keV باشد و انرژی بستگی الکترون از مرتبه‌ی eV، میتوان الکترون را آزاد فرض کرد).

پس از این اندرکنش فوتون ناپدید نمی‌شود و تنها راستای حرکت و انرژی آن دستخوش تغییر می‌شود، انرژی فوتون اولیه به مقدار معینی کاسته شده و به الکترون داده می‌شود ($E' = h\nu'$). این اندرکنش الکترون‌های لایه بیرونی اتم را که انرژی بستگی کمتری دارند را در بر می‌گیرد. سطح مقطع دیفرانسیلی

³⁴ Compton effect

رخداد این اندرکنش از انتگرال گیری از رابطه‌ی معروف کلین-نیشینا³⁵ بدست می‌آید که در نهایت احتمال رخداد این اندرکنش طبق رابطه با E و Z به صورت زیر است:

$$\sigma(m^{-1}) = NZf(E_{\gamma}) \quad (13-1)$$

که σ احتمال رخداد اندرکنش کامپتون در واحد طول، N چگالی اتم، $f(E_{\gamma})$ تابعی از انرژی فوتون اولیه است [24]. این اثر در انرژی‌های 0.5 تا 1 MeV از اهمیت زیادی برخوردار است و با افزایش انرژی از احتمال رخداد آن و جذب انرژی به وسیله آن کاسته می‌شود [23].

با توجه به بقای اندازه حرکت و انرژی روابط (1-14) و (1-15) برای انرژی فوتون پس پراکنده شده و انرژی جنبشی e حاصل شد:

$$E_{\gamma'} = \frac{E_{\gamma}}{1+\alpha(1-\cos\theta)} \quad (14-1)$$

$$T = \frac{\alpha(1-\cos\theta)}{1+\alpha(1-\cos\theta)} \quad (15-1)$$

بررسی این اندرکنش در حالات حد نکات قابل ملاحظه‌ای به همراه دارد.

در $\theta = \pi$ و 0 که معادلات مربوطه ماکزیمم و مینیمم می‌شوند، نتایج حاصله به صورت زیر است:

$$\text{در حالت } \theta = \pi, T_{e,max} = E_{\gamma} \frac{2\alpha}{1+2\alpha} \text{ و } E_{\gamma',min} = E_{\gamma} \frac{1}{1+2\alpha}$$

$$\text{در حالت } \theta = 0, T_{e,min} = 0 \text{ و } E_{\gamma',max} = E_{\gamma}$$

با توجه به این حالت می‌توان نتیجه گرفت که غیرممکن است که تمام انرژی فوتون اولیه به e داده شود. انرژی داده شده به الکترون در فاصله‌ای تحت عنوان برد در داخل ماده بر جای مانده و فوتون پراکنده شده ممکن است از محیط خارج شود. در ادامه در سه حالت مهم حدی این اندرکنش، مقادیر مربوط به $E_{\gamma'}$ و T مورد بررسی قرار خواهند گرفت:

$$\text{حالت اول: } E_{\gamma} \gg m_0c^2 (\alpha \gg 1)$$

³⁵ Klein-Nishina

در این حالت در $\theta=0$: $E\gamma'_{max} = E\gamma$ و $T_{e,min} = 0$ و در $\theta=\pi$: $E\gamma'_{min} \simeq 0.25 MeV$ و $T_{e,max} \simeq E\gamma$

حالت دوم: $E\gamma \approx m_0c^2 (\alpha \approx 1)$

در این حالت در $\theta=\pi$: $E\gamma'_{min} \simeq \frac{E\gamma}{3}$ و $T_{e,max} \simeq \frac{2E\gamma}{3}$

حالت سوم: $E\gamma \ll m_0c^2 (\alpha \ll 1)$

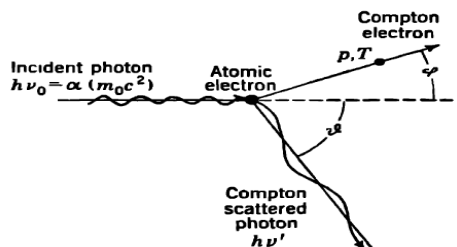
در این حالت در $E\gamma'_{max} \approx E\gamma$ و $T_{e,max} \approx 2\alpha E\gamma$ لازم به ذکر است که بعد از بسط و ترکیب بین روابط

(۱۴-۱) و (۱۵-۱) رابطه بین زوایای خروجی فوتون پراکنده و الکترون خارج شده به صورت زیر است:

$$\cot \varphi = (1 + \alpha) \tan \frac{\theta}{2} \quad (16-1)$$

در حالات حدی که $0 \ll \theta \ll \pi$ ، $0 \ll \varphi \ll \frac{\pi}{2}$ حاصل می‌شود که این نتیجه گواه این مطلب است که در

پراکندگی کامپتون، الکترون‌های پراکنده شده رو به جلو حرکت می‌کنند.



شکل (۶-۱): نمایی از اندرکنش پراکندگی کامپتون: $h\nu_0$: انرژی فوتون اولیه، $h\nu'$: انرژی فوتون پراکنده شده با زاویه θ . P, T : اندازه حرکت و انرژی جنبشی الکترون پرتاب شده با زاویه φ نسبت به راستای فوتون اولیه [۲۵].

۳. تولید زوج^{۳۶}

در این فرایند بایستی قوانین بقای انرژی، اندازه حرکت و بارالکتریکی پایسته بماند. آستانه‌ی انرژی فوتون اولیه برابر با مجموع انرژی‌های سکون الکترون و پوزیترون باشد. اندرکنش تولید زوج در فضای خالی رخ نمی‌دهد زیرا در این شرایط قوانین اندازه حرکت و انرژی به صورت همزمان نمی‌توانند پایسته باشند. به زبان ساده‌تر فوتون باید در نزدیکی هسته‌ی سنگینی قرار بگیرد که این ذره‌ی سنگین بخشی از اندازه حرکت فوتون اولیه را به خود اختصاص دهد. لازم به ذکر است که اندازه حرکت انتقالی به هسته‌ی

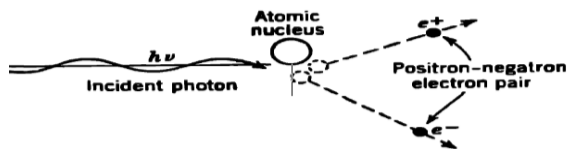
³⁶ Pair production

سنگین قابل ملاحظه بوده ولی انرژی انتقالی به آن بسیار ناچیز است. احتمال رخداد این اندرکنش در مجاورت الکترون نیز وجود دارد. در این حالت چون بخش بزرگی از انرژی توسط ذره هدف برده می‌شود انرژی آستانه رخداد این اندرکنش در میدان الکترونی با توجه به بقای اندازه حرکت و انرژی $4m_0c^2$ است. بنابراین در این اندرکنش فوتونی با انرژی برابر یا بیشتر از 1.02 MeV هنگامی که از نزدیکی میدان الکتریکی هسته گذر می‌کند ناپدید شده و یک جفت الکترون و پوزیترون به وجود می‌آورد. همه‌ی انرژی بیش از 1.02 MeV که برای ایجاد جفت ماده و پادماده نیاز است، به صورت انرژی جنبشی e^- و e^+ در می‌آید. ذرات خلق شده انرژی خود را طی یونش و برانگیزش در داخل ماده از دست می‌دهند [۲۳]. پس از آنکه انرژی پوزیترون برابر انرژی معادل جرم در حال سکون الکترون (0.511 MeV) گردید با یک الکترون از ماده جاذب ترکیب شده و بدین ترتیب اندرکنش نابودی زوج اتفاق می‌افتد که حاصل آن دو فوتون با انرژی 0.511 MeV و در دو جهت کاملاً مخالف می‌باشد. این فوتون‌ها خود می‌توانند در اندرکنش فوتوالکتریک شرکت کنند [۲۱].

احتمال رخداد اندرکنش تولید زوج (k) تابع پیچیده‌ای از E_γ و Z به صورت زیر است:

$$k(m^{-1}) = NZ^2 f(E_\gamma, Z) \quad (17-1)$$

$f(E_\gamma, Z)$ تابعی است که اندکی با Z تغییر می‌کند و با E_γ افزایش می‌یابد. شکل زیر نمایی از اندرکنش تولید زوج است:



شکل (۷-۱): نمایی از اندرکنش تولید زوج [۲۵]

برای فوتون‌هایی با انرژی بالا، توزیع زاویه‌ای e^+ و e^- روبه جلو است. زاویه‌ی بین فوتون فرودی و زوج‌های خلق شده از مرتبه‌ی m_0c^2/T برای $T \gg m_0c^2$ است. برای انرژی‌های فوتونی فرودی از مرتبه‌ی $2m_0c^2$ توزیع زاویه‌ای بسیار پیچیده شده و تأکید روی روبه جلو بودن کمتر برجسته است [۲۵].

۷-۱ ابعاد هندسی میدان تابشی

امروزه با کمک تصویربرداری و بهبود یافتن تکنیک‌های درمانی در پرتودرمانی پیشرفته، میدان‌های درمانی از حالت مرسوم $4 \times 4 \text{ cm}^2$ تا $40 \times 40 \text{ cm}^2$ به میدان‌های بسیار کوچک (کمتر از سانتیمتر) کاهش پیدا کرده‌اند. در روش‌های پرتودرمانی مدرن از جمله پرتودرمانی با شدت تعدیل یافته، پرتودرمانی با تکنیک هدایت تصویر و استریوتاکتیک رادیوسرجری، از میدان‌های کوچک در حد چند میلیمتر برای درمان تومورهای کوچک استفاده می‌شود. به طور معمول به میدان‌های کوچک تر از ابعاد $3 \times 3 \text{ cm}^2$ میدان‌های کوچک گفته می‌شود. در واقع چهار فاکتور زیر در میدان‌های کوچک تأثیرگذار است:

۱. ابعاد دزیمتری که برای اندازه‌گیری استفاده می‌شود.
۲. برد الکترون‌های تولید شده در ماده‌ی تحت تابش که به انرژی پرتو و ترکیبات ماده تحت تابش به ویژه چگالی آن بستگی دارد [۲۶].
۳. در میدان‌های کوچک، تنها قسمتی از چشمه در محل قرار گرفتن دزیمتر دیده می‌شود. بنابراین مقدار خروجی در مقایسه با میدان‌هایی که تمام چشمه از دزیمتر دیده می‌شوند، کمتر است [۲۷].
۴. شرایط عدم تعادل الکترونی جانبی^{۳۷} زمانی رخ می‌دهد که اندازه میدان کوچک‌تر یا مساوی با برد الکترون‌های پراکنده شده باشد، در این صورت تعداد الکترون‌های پراکنده وارد شده به میدان با تعداد الکترون‌های پراکنده خارج شده از میدان برابر نمی‌باشند [۲۸].

۸-۱ کرما^{۳۸} و آهنگ کرما

کرما $\left(k = \frac{dE_{tr}}{dm}\right)$ کمیتی است که مجموع انرژی جنبشی اولیه ذرات باردار تولید شده در اولین برخورد از پرتوهای غیر مستقیم یونساز را در واحد جرم ماده اندازه‌گیری می‌کند.

³⁷ lateral electron disequilibrium

³⁸ Kinetic energy released in matter

آهنگ کرما، کمیتی است که مجموع انرژی جنبشی اولیه ذرات باردار تولید شده ناشی از پرتوهای غیر مستقیم یونساز را در واحد جرم ماده و در واحد زمان اندازه‌گیری می‌کند. یکای جدید کرما گری (Gy) است و یکای قدیم آن راد (rad) می‌باشد. لازم به ذکر است که ۱ Gy، انرژی معادل ۱J ناشی از انواع پرتوها است که به ۱ kg از ماده منتقل می‌شود و همین‌طور ۱ rad انرژی معادل 10^{-2} J ناشی از انواع پرتوها است که به ۱ kg از ماده منتقل می‌شود (۱ rad = 10^{-2} Gy). بنابراین یکای مربوط به آهنگ دز جذب شده عبارتند از: Gy/s (جدید) و rad/s (قدیم) [۲۱].

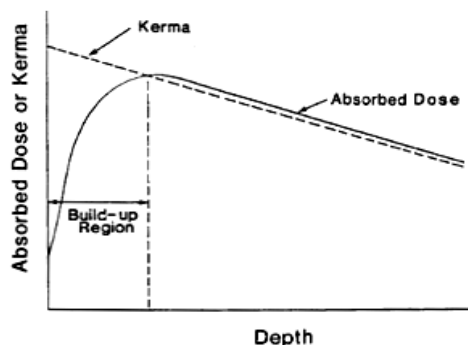
همانطوری که در پاراگراف قبلی بیان شد کرما نشان‌دهنده انتقال انرژی جنبشی از فوتون به ذرات باردار (الکترون‌ها) می‌باشد، بنابراین انتظار داریم این کمیت در سطح بیشینه باشد و با افزایش عمق، به علت کاهش شار فوتون، کاهش یابد. در حقیقت با کاهش شار فوتون، تعداد فوتون‌ها در عمق کم می‌شود و در نتیجه کرما کاهش پیدا می‌کند. از طرف دیگر، دز جذبی در ابتدا با افزایش عمق، افزایش می‌یابد. علت افزایش دز جذبی با افزایش عمق این است که الکترون‌های پرسرعت ایجاد شده در عمق‌های مختلف به سمت عمق حرکت می‌نمایند. در نتیجه، یک انباشت الکترونی با افزایش عمق به وجود می‌آید. دز جذبی در عمقی تقریباً برابر با برد الکترون‌ها در ماده به بیشترین میزان خود می‌رسد. سپس بعد از این عمق کاهش می‌یابد. این کاهش به دلیل کاسته شدن فلوی الکترون و در نتیجه کاهش تولید الکترون ثانویه است. در شکل ۶ منحنی تغییرات دز جذبی و کرما نسبت به عمق نشان داده شده است [۸].

۹-۱ دز جذبی^{۳۹}

دز جذب شده (D) کمیتی است که انرژی جذب شده از کلیه پرتوها در واحد جرم هر ماده را اندازه‌گیری می‌کند [۲۱]. کمیت دز جذبی برای پرتوهای یونیزان مستقیم و غیر مستقیم تعریف می‌شود. در تابش یونیزان غیرمستقیم، انرژی در دو مرحله به ماده منتقل می‌شود. در مرحله اول (کرما) تابش، انرژی‌اش را

³⁹Absorbed Dose

به ذرات یوننده اولیه می‌دهد و در مرحله دوم (دز جذبی) ذرات یوننده اولیه انرژی خود را به صورت یونش، برانگیزش و تابش ترمزی به محیط منتقل می‌کنند [۲۹].



شکل (۸-۱): منحنی تغییرات دز جذبی و کرما نسبت به عمق [۲۹].

۱-۱-۱ پروفایل پرتو^{۴۰}:

باریکه عرضی، تغییرات دز در نقاط مختلف بر روی یک صفحه عمود بر محور مرکزی (عرض میدان) را نمایش می‌دهد. باریکه عرضی را می‌توان در یک بعد (در امتداد یک محور) و یا در دو بعد (امتداد محورهای x و y) به وسیله دزیترهای مختلف بررسی کرد [۳۰]. در اندازه گیری‌های مربوط به پروفایل پرتو ویژگی‌هایی چون تقارن و مسطح بودن برای ایده‌آل‌سازی پرتو فوتونی و کنترل دز بسیار مهم است. این دو ویژگی مهم نشان‌دهنده‌ی رسیدن یکنواخت دز به سراسر ماده مد نظر جهت پرتودهی می‌باشد. ویژگی همواری و مسطح بودن پرتوهای فوتونی نسبت به تغییر در انرژی باریکه‌ی فرودی بسیار حساس است. یک تغییر کوچک در کیفیت نفوذ پذیری باریکه‌ی فوتونی موجب یک تغییر بسیار بزرگ در همواری پرتو می‌شود. همواری میدان با عمق تغییر می‌کند. این تغییر به افزایش نسبت فوتون‌هایی بر می‌گردد که بعد از پراکندگی از بخش‌های مختلف سرشتابدهنده در عمق‌های بیشتری از ماده ثبت می‌شوند. بخش مهمی از این فوتون‌ها فوتون‌های حاصل از پراکندگی رایلی می‌باشند. نسبت فوتون‌هایی که بعد از پراکندگی در داخل ماده ثبت می‌شوند با افزایش عمق و به تبع کاهش انرژی فوتون فرودی در جهت

⁴⁰ Beam profile

عمود بر محور مرکزی افزایش پیدا می‌کند. پخش پرتو خطی چشمه از نظر دستیابی به یک توزیع پرتو همگن بسیار حائز اهمیت است. پخش پرتو فوتونی مانند جابجایی شعاعی یا واگرایی شعاعی روی توزیع-های همگن تاثیر گذاشته و باعث به وجود آمدن یک یا دو قله در بخش هموار پروفایل می‌شود. بعلاوه یک نزول تیز روی پنومبرا^{۴۱} بسیار مطلوب است زیرا باعث نزدیکی نواحی شیبدار دز از بالا به پایین در لبه باریکه در منحنی‌های پروفایل می‌شود. یکی از مزایای مطالعه باریکه عرضی، تعیین نیمسایه است که در بخش بعدی توضیح داده خواهد شد [۳۱].

۱-۱۱ درصد دز عمقی (PDD^{۴۲})

مقدار دز در راستای محور مرکزی و در عمق‌های مختلف را دز عمقی می‌گویند. درصد دز عمقی، نسبت دز جذب شده در عمق D به دز جذب شده در عمق مرجع D₀ (عمقی با بیشترین دز) بر روی محور مرکزی باریکه است که بر حسب درصد بیان می‌شود [۳۱]:

$$PDD = \frac{D_d}{D_0} \times 100 \quad (18-1)$$

۱-۱۲ نیمسایه

یکی از ویژگی‌های مهم پروفایل پرتو افت سریع در لبه‌های میدان است. این افت سریع نشان از حفظ مطلوب‌تر بافت‌های سالم اطراف ناحیه مورد نظر جهت پرتودهی است. این ناحیه از پروفایل پرتو تحت عنوان نیمسایه شناخته می‌شود. نیمسایه به ناحیه ای در لبه باریکه تابشی گفته می‌شود که آهنگ دز به سرعت بر حسب تابعی از فاصله، نسبت به محور مرکزی تغییر کند. نیمسایه به انرژی باریکه، ابعاد چشمه، فاصله چشمه تا سطح پوست^{۴۳} SSD، فاصله چشمه تا کولیماتور،^{۴۴} SCD و اندازه میدان تابشی (که توسط

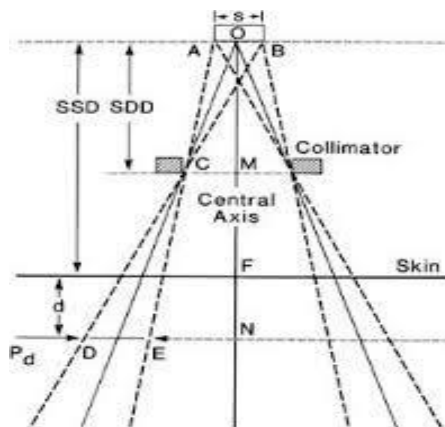
⁴¹ Penumbra

⁴² Percentage Depth Dose

⁴³ Source Skin Distance

⁴⁴ Source Collimator Distance

کولیماتورها تعیین می‌شود) بستگی دارد. به طور کلی می‌توان گفت، سه نوع کمیت نیم‌سایه فیزیکی، پراکندگی و هندسی روی نیم‌سایه تاثیر گذار است [۳۲].



شکل (۹-۱): مسیر پرتوهای حاصل از شتابدهنده خطی و نیم‌سایه.

$$P = \frac{S(SSD+d-SCD)}{SCD} \quad (۱۹-۱)$$

که

P: نیم سایه، S: قطر چشمه، SSD: فاصله‌ی چشمه تا سطح فانتوم، SCD=SDD: فاصله‌ی چشمه تا موازی‌ساز = فاصله‌ی چشمه تا دیافراگم و d: عمق می‌باشد.

نیم‌سایه فیزیکی:

فاصله جانبی بین دو نقطه از منحنی پروفایل است که مقدار دز در آن نقاط به ترتیب ۹۰ و ۲۰ درصد دز ماکزیمم (در روی محور مرکزی) است. البته چون تعریف نیم‌سایه به طور کامل مشخص نشده است، در مقالات مختلف جهت تعیین این پارامتر، فاصله جانبی نقاطی با دز ۸۰ و ۲۰ درصد دز ماکزیمم و یا ۹۰ و ۵۰ درصد دز ماکزیمم را نیز به عنوان نیم‌سایه در نظر می‌گیرند.

نیم‌سایه پراکندگی:

ناشی از پرتوهای پراکنده شده از بدن بیمار و کولیماتورهاست. برای دستیابی به توزیع دز یکنواخت برای توموری که در عمق قرار گرفته است، از انرژی بالاتری استفاده می‌کنند. اما این افزایش انرژی منجر به پراکندگی بیشتر پرتو و در نتیجه افزایش پهنای نیم‌سایه می‌شود. اگرچه در داخل میدان با افزایش

کیفیت پرتوهای تابشی، پرتوها مسیر مستقیم‌تری طی می‌کنند اما در خارج میدان پرتوهای پراکنده نیز قابلیت طی مسافت بیشتری دارند، در نتیجه محدوده نیم‌سایه افزایش می‌یابد [۳۴,۳۳].

نیم‌سایه هندسی:

این نیم‌سایه بر اثر ابعاد چشمه ایجاد می‌شود به طوری که چشمه‌های بزرگ نیم‌سایه هندسی بزرگتری ایجاد می‌کنند. در حقیقت نیم‌سایه هندسی، در یک فاصله معین از چشمه به عنوان پهنای ناحیه‌ای است که تا حدودی توسط کولیماتورهای چشمه پوشانده شده است و در نتیجه تمام چشمه از مرکز میدان دیده نمی‌شود. اندازه چشمه یک شتابدهنده خطی که به اندازه نقطه برخورد الکترون بر روی هدف است، در مقایسه با گامانایف که چشمه آن کبالت ۶۰ (دارای ابعاد) است، دارای نیم‌سایه هندسی کوچکتری می‌باشد [۳۵].

گاهی ممکن است یک عضو بحرانی در محدوده نیم‌سایه قرار بگیرد که در این صورت به دلیل در معرض پرتوهای پراکنده شده بودن، این بافت‌ها دزی بیشتر از حد تحمل دریافت کند. بنابراین مطالعه نیم‌سایه به دلیل اینکه در طراحی درمان نیاز به داده‌های دقیق برای مدل‌سازی پرتو و توزیع دز بیمار داریم، از اهمیت زیادی برخوردار است [۳۶].

۱-۱۳ روش مونت کارلو

واژه مونت کارلو در ابتدا توسط پژوهشگران لابراتوار لوس‌آلاموس برای نامیدن یک دسته از روش‌های عددی حل مسئله که مبتنی بر استفاده از اعداد تصادفی بنا شده بود به کار برده شد. امروزه این روش به طور گسترده برای حل مسائل پیچیده فیزیک و ریاضی به ویژه برای حل مسائلی با تعداد متغیرهای مستقل زیاد، که برای حل آنها به وسیله روش‌های دیگر نیاز به زمان و حافظه کامپیوتری زیادی است به کار برده می‌شود. برای مثال حل مسئله ترابرد تابش، مسائل مکانیک آماری و سیستم‌های بس‌ذره‌ای از جمله کاربردهای این روش در فیزیک هستند.

در شبیه‌سازی ترابرد تابش به روش مونت کارلو، تاریخچه (مسیر) ذره به عنوان یک رشته متوالی و تصادفی از پروازها در نظر گرفته می‌شود. هر پرواز به یک برهم‌کنش منتهی می‌شود که در نتیجه آن ذره انرژی از دست می‌دهد، جهت حرکت آن تغییر می‌کند و گاهی اوقات ذرات ثانویه نیز تولید می‌شوند. برای شبیه‌سازی ترابرد تابش به روش مونت کارلو در ابتدا نیاز به مدل برهم‌کنش داریم و جهت ساخت این مدل نیاز به یک سری سطوح مقطع برهم‌کنش داریم و در نهایت با استفاده از این سطوح مقطع می‌توان تابع توزیع احتمال موارد زیر که اجزا تشکیل دهنده یک تاریخچه هستند را تولید کرد.

۱. پویش آزاد یا فاصله بین دو برهم‌کنش متوالی

۲. نوع برهم‌کنشی که در آن نقطه اتفاق می‌افتد.

۳. انرژی کاهش یافته، تغییرات زاویه‌ای ذره و حالت اولیه ذره ثانویه (اگر وجود داشته باشد).

برای یک مدل برهم‌کنش یکسان نتایجی که از روش مونت کارلو حاصل می‌شود کاملاً با نتایج حاصل از حل معادله ترابرد بولتزمن به دست می‌آید توافق دارد اما مزیت این روش نسبت به روش حل معادله بولتزمن قابلیت کاربرد این روش برای هندسه‌های پیچیده است در حالی که حل مسئله ترابرد به روش حل معادله بولتزمن حتی برای هندسه‌های ساده نیز به سختی جواب می‌دهد. یکی از معایب و شاید بزرگترین عیب این روش طبیعت تصادفی آن است که به نوبه خود باعث ایجاد یک عدم قطعیت آماری در تمام نتایج می‌شود. بنابراین همیشه باید به دنبال راه چاره‌ای برای کاهش این عدم قطعیت باشیم. یکی از راه‌های کاهش این عدم قطعیت افزایش تعداد تاریخچه‌ها است که خود باعث افزایش زمان شبیه‌سازی می‌شود. البته راه‌های متعدد دیگری برای این امر (کاهش عدم قطعیت) وجود دارد که در بخش بعدی به تعدادی از آنها که در این مطالعه استفاده شده است، اشاره خواهد شد [۲۲].

مراحل مختلف در ترابرد ذرات توسط روش مونت کارلو به صورت زیر می‌باشد:

۱. تعیین پارامترهای ذرات تابیده شده از چشمه

۲. تعیین فاصله تا محل برخورد

۳. تعیین نوع برهم‌کنش

۴. تعیین پارامترهای ذره پس از برخورد

در همانندسازی تراپرد ذرات با این روش، تعداد زیادی ذره با توزیع‌های انرژی، مکانی و زاویه‌ای دلخواه از چشمه تابیده می‌شوند. سپس با توجه به جهت حرکت ذره، جنس محیط و شکل هندسی محیط، فاصله تا برهم‌کنش به صورت آماری و با استفاده از سطح مقطع‌های مربوط به کلیه‌ی اندرکنش‌هایی که داخل محیط اتفاق می‌افتد، با استفاده از توزیع‌های آماری همانندسازی می‌شود. پس از تعیین نوع برهم‌کنش نوبت به تعیین پارامترهای ذره و یا ذرات تولید شده ثانویه می‌باشد که با توجه به نوع برهم‌کنش و با در دست داشتن توزیع‌های احتمالی مربوطه تعیین می‌گردد. در طی فرآیند فوق اطلاعات مورد نیاز نیز ثبت می‌شوند. برای شبیه‌سازی تمامی برهم‌کنش‌هایی که برای یک فوتون یا الکترون خروجی از چشمه ممکن است اتفاق بیفتد، تمامی اطلاعات مربوط به سطوح مقطع تمامی برهم‌کنش‌ها باید در اختیار باشد. پیگیری حرکت هر ذره از زمانی که از چشمه تابیده شده تا زمانیکه جذب شده، یا از سیستم خارج شده و یا انرژی آن از مقدار مشخصی کمتر شود و یا به هر دلیل دیگری حذف گردد، ادامه می‌یابد. مجموعه حوادث اتفاق افتاده در فاصله تولد تا مرگ ذره، تاریخچه آن ذره نامیده می‌شود. با استفاده از روش مونت کارلو تراپرد ذرات در هر سیستم دلخواهی را میتوان شبیه‌سازی کرد. بدین منظور ابتدا نوع، انرژی، محل و جهت ذره تابیده شده از چشمه با توجه به توزیع‌های احتمالی آنها و با استفاده از اعداد تصادفی نمونه برداری می‌شوند. سپس با توجه به جهت حرکت پرتو، جنس محیط و شکل هندسی سیستم، فاصله تا اندرکنش بعدی و در نتیجه محل اندرکنش بعدی به صورت آماری تعیین شده و به دنبال آن نوع اندرکنش انجام شده با ماده نیز مشخص می‌شود. سپس با توجه به نوع اندرکنش و با در دست داشتن توزیع‌های احتمالی مربوطه، پارامترهای ذره و یا ذرات ثانویه به وجود آمده، تعیین می‌شوند. در طول انجام محاسبات فوق، تمامی اطلاعات مورد نیاز در تحلیل آماری سیستم، در فایل خروجی برنامه کامپیوتری ثبت می‌شوند. در پی آن ذره و یا ذرات به وجود آمده در اثر اندرکنش‌های انجام شده نیز

مشابه ذره تابیده شده از چشمه، دنبال می‌شوند تا اینکه تمامی ذرات ثانویه به علت پایین آمدن انرژی آنها و یا خارج شدن آنها از هندسه مسئله به هر دلیل ممکن پیگیری می‌شوند. برای کاهش زمان محاسبات معمول، کاربر فرآیندها و کمیت‌های کم ارزش و یا بی ارزش را در برنامه کامپیوتری خود پیش-بینی می‌کند تا در چنین حالتی به تاریخچه ذره پایان داده شود. برای رسیدن به جواب معقول و با دقت کافی، باید تعداد ذرات زیادی به صورت آماری از چشمه تابش و سرنوشت آنها دنبال شود تا در پایان بتوان با انجام میانگین‌گیری و تحلیل آماری پاسخ‌های لازم را به دست آورد [۳۷].

روش مونت کارلو می‌تواند به طور دقیق فرآیندهای فیزیکی دخیل در پرتودرمانی را همانندسازی کند و قادر است هر هندسه پیچیده را مدل‌سازی نماید. به طور گسترده پذیرفته شده است که شبیه‌سازی مونت کارلوی ترابرد پرتو یکی از صحیح‌ترین روش‌ها برای بیان توزیع‌های دز جذبی در پرتودرمانی است. به ویژه، شبیه‌سازی مونت کارلو می‌تواند پرتوهای بازگشتی از مواد با چگالی بالا همچون استخوان، یا اغتشاشات پراکندگی‌های ایجاد شده توسط حفره‌های هوا را صحیح‌تر از هر مدل محاسبه دز موجود در نظر بگیرد. بزرگترین مشکل روش مونت کارلو، وسیع بودن محاسبات آن می‌باشد که در نتیجه افزایش سریع در سرعت کامپیوترها و با به کارگیری تکنیک‌های کاهش واریانس جدید، این مشکل خیلی جدی نمی‌باشد. شبیه‌سازی مونت کارلو به طور سریع در حال تبدیل به نسل بعدی محاسبه دز برای سیستم‌های طراحی درمان پرتوی معمول در کلینیک می‌باشد. اما از مزیت مهم روش مونت کارلو در شبیه‌سازی ترابرد ذرات، در مقایسه با سایر روش‌ها، امکان به کارگیری آن در مورد هر شکل هندسی یا هر پیچیدگی می‌باشد. با توجه به قابلیت ذکر شده و پیچیدگی هندسه مسائل مختلف موجود در دزیمتری الکترون، یک راه مناسب و دقیق برای محاسبه توزیع دز و رفتار الکترون از روش مونت کارلو است [۳۷].

۱-۱۳-۱ کد مونت کارلو MCNPX

با توجه به مطالب بیان شده انتظار داریم که روش مونت کارلو ذاتاً روشی وقت‌گیر باشد. بنابراین استفاده از رایانه جهت انجام محاسبات مربوط به ترابرد امری اجتناب‌ناپذیر می‌باشد. بدین منظور کدهای متعددی که بر اساس روش مونت کارلو قادر به حل معادلات ترابرد ذرات می‌باشند طراحی شده است. از جمله این کدها می‌توان به PENELOPE، EGSnrc، BEAMnrc و کد MCNP^{۴۵} اشاره کرد. هرکدام از این کدها توسط مؤسسات مختلف، برای منظور خاصی طراحی و ساخته شده‌اند. کد MCNP یک کد پر قدرت چند منظوره است که می‌تواند برای ترابرد نوترون، فوتون، الکترون، پروتون و سایر ذرات به تنهایی و با هم به کاربرد شود. بسیاری از کاربردهای این کد در حفاظت پرتوی، دوزیمتری، شیلدینگ، آنالیز و طراحی انواع آشکارسازها، طراحی هدف شتابدهنده‌ها و... می‌باشند ولی تنها محدود به این کاربردها نیست [۳۸]. اولین کد با استفاده از روش مونت کارلو در سال ۱۹۶۳ در آزمایشگاه لوس آلاموس^{۴۶}، تحت نام MCS تهیه شد. توسط این کد مسائل مربوطه به روش مونت کارلو با نوشتن برنامه کامپیوتری و یا انجام تحلیل‌های ریاضی انجام می‌شد. در سال ۱۹۶۵ کد MCS به کد MCN تبدیل شد که به وسیله آن مسائل برهم‌کنش‌های نوترون با ماده را در اشکال هندسی سه بعدی می‌توانستند حل کنند. در سال ۱۹۷۷ اولین کد MCNP تهیه شد، در سال ۱۹۸۳ این کد تحت نام MCNP3 به صورت بین‌المللی به کار گرفته شد و در سال ۱۹۹۰ نسخه پیشرفته‌تر آن تحت سیستم یونیکس با نام MCNP4 آماده شد و در همین سال بود که الگوریتم ترابرد الکترون نیز به این کد اضافه شد. کد MCNP4 برای حل مسئله ترابرد برای چند ذره متفاوت و با توجه به معماری ریز پردازنده‌های موازی طراحی شده است. در سال ۱۹۹۴ نسخه پیشرفته‌تر آن یعنی MCNP4A آماده شد. این نسخه شامل ۴۰۰۰۰ خط برنامه به زبان FORTRAN و

⁴⁵ Monte Carlo N Particle

⁴⁶ Los Alamos

هزار خط برنامه به زبان C می‌باشد. این برنامه می‌تواند علاوه بر ترابرد فوتون، نوترون و الکترون در ماده، ذرات جدید حاصل از اندرکنش پرتو تابشی را نیز ردیابی کند و رفتار آنها را شبیه‌سازی نماید.

در سال ۱۹۹۷، MCNP4B با تقویت در فیزیک ترابرد فوتونی ارائه شد. در سال ۲۰۰۰، MCNP4C با تقویت در فیزیک ترابرد الکترونی عرضه شد.

در سال ۲۰۰۳، MCNP5 با بهبود در فیزیک برخوردی فوتونی هسته‌ای و غیره ارائه شد. در سال ۲۰۰۲، MCNPX ver 2.4.0 عرضه شد که انرژی‌های بالاتر و ذرات بیشتر را شامل می‌شد. کد MCNP4C می‌تواند برای تعیین هندسه مسئله، انواعی از شکل‌های هندسی سه بعدی را از کاربر بپذیرد. در MCNP کتابخانه‌های داده‌های اتمی و کتابخانه‌های داده‌های هسته‌ای وجود دارد. منابع اصلی داده‌های هسته‌ای بر اساس برآوردهای انجام شده از مجموعه‌های $ENDF^{47}$ ، $ENDL^{48}$ و $ACTL^{49}$ که در لیورمور گردآوری شده و برآوردهای انجام شده توسط گروه (T-2) در لوس آلموس است [۳۷، ۳۹، ۴۰].

۱-۱۴ ضریب انباشت

۱-۱۴-۱ مقدمه

بر طبق مطالب مطرح شده کل اقدامات مربوط به بهینه‌سازی پرتوهای ایکس در مراکز بهداشتی به منظور بهینه‌سازی تابش و دز دریافتی توسط بیمار، مربوط به اعمال بهینه‌سازی پرتوهای ایکس در بیرون بدن و قبل از ورود به بخش درونی بدن است. اما بخشی از این پرتوهای ایکس بعد از برهم‌کنش در بافت سرطانی در سایر بافت‌ها انرژی خود را بر جای می‌گذارند.

استفاده از پرتوهای گاما، ویژه هسته‌های پرتوزا و مواد شکاف‌پذیر در حوزه‌های پزشکی، صنعت، تحقیقات و تولید انرژی سودمندی‌های فراوانی برای بشر به همراه داشته است. با وجود این، تحقق این سودمندی‌ها متضمن پرتوگیری افراد در حین فراهم‌سازی و استفاده عادی از چشمه‌های پرتوزا و نیز پرتوگیری در اثر

⁴⁷ Evaluated Nuclear Data File

⁴⁸ Evaluated Nuclear Data Library

⁴⁹ Activation Library

وقوع حوادث هسته‌ای است. چون هر نوع پرتوگیری با تابش احتمالاً خطرانی را برای افراد تابش دیده به بار می‌آورد لذا پرتوگیری در سطوح مجاز باید از لحاظ نتیجه‌ای که به دست می‌آید ارزش داشته باشد. بنابراین، اصولاً هدف از حفاظت در برابر تابش ایجاد توازن میان خطرات احتمالی و سودمندی‌های حاصل از فعالیت‌هایی است که در آنها با تابش سروکار است. اصولاً پرتوگیری افراد در برابر تابش خارجی را می‌توان به سه روش کاهش داد. این سه روش عبارتند از افزایش فاصله، کم کردن زمان پرتوگیری و حفاظ-گذاری پیرامون چشمه تابش که به ترتیب توضیح داده می‌شوند. در اغلب موارد، با افزایش فاصله از چشمه می‌توان میزان پرتوگیری را به سادگی و به طور مؤثر کاهش داد. به عنوان مثال، برای جابجایی چشمه‌های پرتوزا از انبرک‌های مخصوص استفاده می‌شود. محدود کردن قابل ملاحظه‌ی زمان پرتوگیری همواره میسر نیست، زیرا برای انجام هر فعالیت معین به مدت زمان مشخصی نیاز است. اگرچه افزایش فاصله از چشمه و کاهش زمان پرتوگیری به عنوان دو روش سودمند از فنون سه‌گانه کاهش میزان پرتوگیری به شمار می‌آیند، لیکن حفاظ‌گذاری پیرامون چشمه تابش روش قابل اطمینان‌تری برای کنترل پرتوگیری فرد از طریق محدود کردن آهنگ دز فراهم می‌آورد. اصولاً حفاظ‌گذاری چشمه به تنهایی می‌تواند برای کاهش آهنگ‌های دز تا سطوح مورد نظر به کار گرفته شود. با وجود این، در عمل مقدار و نوع ماده‌ای که به عنوان حفاظ به کار برده می‌شود بستگی به موازنه نیازهای عملی، هزینه حفاظ-گذاری و سودمندی‌های قابل انتظار حاصل از آن، دارد [۴۳].

۱-۱۴-۲ مروری بر تاریخچه ضرایب انباشت

(۱) محاسبه ضریب انباشت برای توضیح میزان نفوذ اشعه گامای کبالت-۶۰ در آب در سال ۱۹۵۰ توسط وایت.

(۲) فانو در سال ۱۹۵۳ به اهمیت ضریب انباشت در مطالعه تضعیف پی برد.

۳) گلداشتاین و ویلکینز در سال ۱۹۵۴ مجموعه جامعی از ضرایب انباشت محاسبه شده را برای حفاظ‌های تک لایه به روش ممان‌ها منتشر کردند. به دنبال آن با استفاده از روش کرنل نقطه‌ای ضرایب انباشت برای چشمه‌ی همسانگرد نقطه‌ای ارائه شد و به همراه داده‌های قبلی به صورت گسترده در محاسبات تضعیف اشعه گاما مورد استفاده قرار گرفت. از آنجایی که داده‌های گلداشتاین و ویلکینز تنها به شش عنصر آهن، آلومینیم، قلع، تنگستن، سرب و اورانیوم محدود بود، ضرایب انباشت برای دیگر عناصر به صورت درونیابی در عدد اتمی به دست می‌آمد. علیرغم پیشرفت در روش‌های محاسبه، این داده‌ها تا ۳۰ سال همچنان به عنوان تنها داده‌های موجود مورد استفاده قرار می‌گرفتند.

۴) در سال ۱۹۸۰ گروه ANS-6.4.3 تشکیل و برای محاسبات جدیدتر وارد کار شد.

۵) نتایج مربوط به بتون در سال ۱۹۷۵ و نتایج مربوط به هوا، آب و آهن در سال ۱۹۸۰ منتشر شدند.

۶) استخراج ضرایب انباشت در سال ۱۹۸۴ توسط تاکشی و تاناکا برای عناصر دیگر با در نظر گرفتن سهم تابش ترمزی با استفاده از کد PALLAS.

۷) در سال ۱۹۸۷ جدولی شامل ضرایب انباشت تصحیح شده تهیه و به جداول استاندارد اضافه شد.

۸) محاسبه ضریب انباشت فوتون در حفاظ‌های تیغه‌ای بتونی و سربی و آهنی توسط فاو و چن در سال ۱۹۹۴.

۹) در سال ۱۹۸۹ داده‌های جدید با در نظر گرفتن پراکندگی همدوس (احتمال این که فوتون به طور همدوس در زوایای بزرگ پراکنده شود، در انرژی زیر چند صد کیلو الکترون ولت و به ویژه برای مواد با عدد اتمی بالا افزایش می‌یابد) نیز استخراج شد.

۱۰) محاسبه ضریب انباشت فوتون برای حفاظ دو لایه‌ای متشکل از آب، بتون و آهن توسط کازو و هایدو در سال ۲۰۰۱.

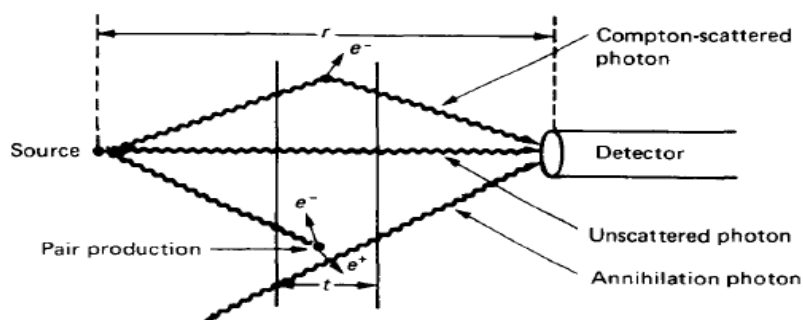
۱۱) محاسبه ضریب انباشت برای بافت‌ها و ارگان‌های بدن انسان در انرژی‌ها و عمق‌های نفوذی متفاوت برای فوتون حین رادیوتراپی بیمار در سال ۲۰۱۱.

۱۲) تلاش‌های بسیاری در چهار دهه اخیر برای مطالعه‌ی ضریب انباشت توسط کدهایی مثل MCNP و با در نظر گرفتن اکثر برهمکنش‌ها برای فوتون.

کدهای کامپیوتری مختلفی برای شبیه‌سازی محیط و شرایط مورد نظر بر اساس روش‌های مختلف محاسباتی نوشته شده است. در همه این کدها، سعی شده با در نظر گرفتن برهم‌کنش‌های مختلف اشعه گاما در انرژی‌های مختلف و برای مواد متفاوت داده‌هایی هر چه دقیق‌تر به دست آید و همچنان این فعالیت‌ها ادامه دارد. در این بخش قصد ما بر این است که با استفاده از تعریف ضریب انباشت پرتوهای پراکنده شده و محاسبه مقادیر ضریب انباشت برای شرایط مورد نظر نقاطی با کمترین مقدار ضریب انباشت را محاسبه کرده و با توجه به مقادیر محاسبه شده دو پارامتر شکل هندسی چشمه و مکان سلول-ها برای ثبت مقادیر دز را مشخص کنیم. این دو پارامتر در دفترچه‌ی هد شتابدهنده‌ی به وضوح مشخص نشده است و چون هدف ما کم کردن دز نامطلوب رسیده به سایر بافت‌های سالم در طول رادیوتراپی است و بخش مهمی از این دزهای نامطلوب حاصل از پرتوهایی است که بعد از پراکندگی‌های متعدد به نقاط مورد نظر می‌رسند. شرایطی که منجر به کمترین ضریب انباشت پراکندگی شود شرایط ایده‌آل مورد نظر است که تعیین کننده پارامترهای مجهول در شبیه‌سازی هد شتابدهنده است.

۱-۱۴-۳ تعریف ضریب انباشت

در گذر ذرات فوتون از یک محیط، نسبت کمیت (شار، دز، پرتوگیری و...) حاصله از کل فوتون‌های رسیده به آن نقطه به کمیت حاصله از فوتون‌هایی که بدون برخورد به آن نقطه رسیده‌اند ضریب انباشت نامیده می‌شود.



شکل (۱۰-۱): اگر یک چشمه نقطه ای در پشت حفاظی به ضخامت t قرار بگیرد هم پرتوهای پراکنده شده و هم پرتوهای غیر پراکنده شده به آشکارساز برخورد خواهند کرد [۲۵].

این کمیت را می‌توان در عمل توسط آزمایش اندازه‌گیری کرد ولی به دلیل وجود ضرایب تضعیف و سطوح مقطع برهم‌کنش با دقت کافی این کمیت بیشتر از طریق محاسبه و شبیه‌سازی به دست می‌آید. به طور کلی اگر بخواهیم ضریب انباشت را در قالب یک عبارت تعریف کنیم می‌توان آن را به صورت زیر بیان کرد [۴۴].

$$(۲۰-۱) \quad \text{کمیت حاصله از کل فوتون‌هایی که به آن نقطه رسیده‌اند} \\ \text{انباشت ضریب} = \frac{\text{کمیت حاصله از فوتون‌هایی که بدون برخورد به آن نقطه رسیده‌اند}}{\text{کمیت حاصله از فوتون‌هایی که بدون برخورد به آن نقطه رسیده‌اند}}$$

ضریب انباشت یک کمیت ثابت نیست و به پارامترهای متعددی بستگی دارد که در زیر به تعدادی از آنها اشاره خواهد شد.

- ۱- انرژی فوتون‌های ساطع شده از چشمه.
- ۲- پیکربندی هندسی چشمه (چشمه همسانگرد یا ناهمسانگرد، نقطه‌ای یا تیغه‌ای و...).
- ۳- پیکربندی هندسی محیط تضعیف (بینهایت یا محدود و همگن یا غیرهمگن).

۴- نوع محیط تضعیف کننده یا به عبارت دیگر عدد اتمی ماده.

۵- فاصله چشمه تا نقطه مورد نظر و یا عمق نفوذ.

نوع کمیت محاسبه شده یا نوع پاسخ آشکارساز، برای مثال چنانچه در رابطه بالا چگالی شار فوتونی در هوا اندازه‌گیری شود یا به عبارتی محیط اطراف آشکارساز هوا باشد ضریب انباشت محاسبه شده ضریب انباشت پرتودهی است و در صورتی که اندازه‌گیری شار فوتونی در محیطی غیر از هوا باشد، مثلاً در بافت خاصی از بدن انسان در این صورت این کمیت ضریب انباشت دز جذبی است.

۱-۱۵ سرطان‌های ثانویه‌ی القایی

پیشرفت‌های تکنولوژی مداوم، رادیوتراپی را به عنوان یک درمان دقیق و موثر برای سرطان مطرح کرده است. به هر حال در استفاده از این تکنولوژی‌های پیشرفته‌تر برای دست‌یابی به دزهای دقیق نیاز به زمان پرتوگیری بیشتری وجود دارد. بنابراین بیماران به خاطر تابش نشت شده از هد و موازی‌ساز ماشین در معرض تابش بیشتری قرار گیرند. در نتیجه دزهای خارج از میدان که به سایر بافت‌ها می‌رسد ممکن است بیشتر از حد مطلوب باشد. این یک مشکل مهمی در رادیوتراپی است زیرا این دزهای خارج از میدان احتمال القای سرطان‌های بعدی را افزایش می‌دهد. برای برآورد احتمال القای سرطان‌های ثانویه‌ی مربوط به دزهای خارج از میدان، اندازه‌گیری این دزها لازم و ضروری است. اندازه‌گیری دقیق این دزها نیازمند دزیترهای مستقل از انرژی بوده و استفاده چنین دزیترهای با یک چالش مهم همراه است: قبل از کالیبراسون صحیح دزیترها (یک گام اساسی قبل از اندازه‌گیری دزهای خارج از میدان) نوع طیف انرژی در نواحی خارج از میدان باید در ابتدا مشخص شود. طیف انرژی در نواحی خارج از میدان به عنوان تابعی از فاصله و عمق تغییر می‌کند و این پیچیدگی بالایی در محاسبات تحمیل می‌کند. برای غلبه بر این چالش، اکثر دانشمندان استفاده از روش‌های مونت‌کارلو را که قبلاً دقت و موثر بودن خود را در شبیه-

سازی و محاسبات دز نشان داده بودن، مطرح کردند. در این مطالعه نیز از این روش برای محاسبات دز استفاده خواهد شد.

۱-۱۶ مروری بر مقالات انجام شده

از آنجایی که در این پژوهش شبیه‌سازی در سه مرحله صورت پذیرفته است بخش بسیاری از مقالات فقط در یک حیطه انجام شده است. برای مثال تعداد بسیاری از مقالات که در زیر تعدادی از پر استنادترین آنها بیان خواهد شد فقط در حیطه شبیه‌سازی هد شتابدهنده بودند. استفاده از تکنیک شبیه‌سازی به صورتی که در این پژوهش صورت پذیرفته است، بسیار اندک بود.

در سال ۱۹۸۵، Radhe Mohan و همکارانش توزیع زاویه‌ای و انرژی فوتون‌های یک نوع شتابدهنده خطی را مورد بررسی قرار داده و نتایج خود را در این شتابدهنده در پتانسیل‌های ۴، ۶، ۱۰ و ۲۴ مگاولت با مقالات دیگر مقایسه کرده و به این نتیجه رسیدند که این نتایج توافق خوبی با هم دارند [۴۵].

در سال ۲۰۰۱، George X Ding، در یک مقاله جامع طیف انرژی، گسترش زاویه‌ای، پروفایل شار و توزیع‌های دز پرتوهای فوتونی ۶ و ۱۸ MV حاصل از شتابدهنده‌ی واریان EX ۲۱۰۰ را بدست آورد. این شبیه‌سازی با کد مونت کارلویی EGS4، Beam انجام شده است. در این تحقیق، نتایج حاصل از شبیه‌سازی مونت کارلو با سایر نتایج تئوری مقایسه شده و اثر پرتوهای آلوده کننده در افزایش شار رسیده به سطح فانتوم با باز شدن فک‌ها و افزایش میدان از $10 \times 10 \text{ cm}^2$ به $40 \times 40 \text{ cm}^2$ مورد بررسی قرار گرفته است [۴۶].

در سال ۲۰۰۱، C.L. Hartmann Siantar و همکارانش نتایج حاصل از سیستم محاسباتی مونت کارلویی سه بعدی PEREGRINE (این کد خاص برای رادیوتراپی است) را با نتایج حاصل از کد BEAM برای شتابدهنده‌ی خطی واریان در پتانسیل‌های ۶ و ۱۸ مگاولت مقایسه کرده و نشان دادند که اختلاف بین

این داده‌ها در نقاط پیک و شاخص کمتر از ۲% بوده و همه محاسبات نتایجی تقریباً برابر با سیستم مربوطه در مراکز رادیوترایی دارند [۴۷].

در سال ۲۰۰۲، Daryoush Sheikh-Bagheri و همکارانش در یک کار پژوهشی محاسبات مونت کارلویی نه عدد طیف فوتونی را با استفاده از کد Beam انجام داده و نتایج خود را با کار دیگران مقایسه کرده و توافق و اختلاف بین کار خود را با سایر پژوهش‌ها مورد بررسی قرار داد. در این کار پژوهشی پارامترهایی چون درصد دز عمقی، طیف انرژی الکترون و فوتون در سطح فانتوم آب و تغییرات انرژی میانگین نسبت به فاصله از محور مرجع محاسبه شده بود و پارامتر مهمی چون پروفایل پرتو مد نظر قرار نگرفته بود [۴۸].

در سال ۲۰۰۳، Frank Verhaegen و همکارانش در یک مقاله مروری مدل‌سازی مونت کارلویی رادیوترایی خارجی پرتوهای ایکس را در طول یک بازه ۲۵ ساله با هم مقایسه کرده و در مقاله خود بیشتر در مدل‌سازی شتابدهنده‌های خطی متمرکز شده و بخش‌هایی هم در این مقاله به واحدهای پرتو ایکس کیلوولتاژ و چشمه‌های تله‌ترایی ^{60}Co اشاره شده است [۴۹].

در سال ۲۰۰۳، Paul J. Keal و همکارانش شار الکترون فرودی برای طراحی درمان را با استفاده از یک مجموعه داده اندازه‌گرفته‌شده استاندارد معین کردند. با استفاده از این شار کمیت‌های دز عمقی و پروفایل برای انرژی‌های غیر اسمی ۶ و ۱۸ مگا‌ولت محاسبه شده بود که توافق خوبی بین نتایج آزمایشگاهی و حاصل از این مقاله وجود داشت به غیر از نقاط نزدیک سطح فانتوم به ویژه برای حالت ۱۸ مگا‌ولت [۵۰].

در سال ۲۰۰۳، Ajaj و همکارش با شبیه‌سازی هد شتابدهنده‌ی واریان EX ۲۳۰۰ با کد MCNP برای چند ترکیب از مواد برای اجزای مختلف هد در نهایت برای یک ترکیب جواب‌های نسبتاً خوبی بدست آورد [۵۱].

در سال ۲۰۰۵، Sang Hyun Cho و همکاران تحقیق جامعی جهت بدست آوردن مجموعه‌ای از اطلاعات مرجع از جمله اطلاعات مربوط به فضای فاز جهت به حداقل رساندن زمان اجرای برنامه و اطلاعات دزیمتری روی شتابدهنده‌ی خطی واریان ۲۱۰۰ انجام دادند. لازم به ذکر است که بخش شبیه‌سازی مونت کارلویی این مقاله با کد Beamnrc/DOSXYZnrc انجام شده است [۵۲].

در سال ۲۰۰۶، Stephan F.Kry و همکارانش محاسباتی برای دزهای خارج از میدان با کد MCNPX انجام دادند. در انتها در این مقاله این انتظار اثبات شد که دز رسیده به بیرون میدان با تغییر میدان و فاصله از محور مرکزی متغیر بوده و تقریباً مستقل از عمق است (به استثنای مکان‌هایی که دز به صورت جزئی نزدیک قله افزایش پیدا کرده است). رابطه دز و کرما نیز در این مقاله بررسی شده است که نتیجه آن توافق خوب بین دز عمقی و کرما به استثنای نقاط نزدیک به سطح و نواحی انتهایی فیلد (نیم‌سایه) بود [۵۳].

در سال ۲۰۱۲، Ali ESM و همکارش، با استفاده از تکنیک unfolding فرم‌های کاربردی را برای طیف فوتونی شتابدهنده‌های خطی درمانی واریان، الکتا، زیمنس، توموتراپی، سایبرنایف و شتابدهنده‌های تحقیقاتی را در پتانسیل‌هایی در گسترده‌ی $30 - 3.5$ MV بدست آوردند [۵۴].

در سال ۲۰۱۲، Andress Baumgartner و همکارانش طیف انرژی فوتون را برای دو مدل واریان c ۲۱۰۰ (در پتانسیل‌های ۴ و ۱۰ مگاولت) و واریان C/D ۲۳۰۰ (در پتانسیل‌های ۶ و ۱۵ مگاولت) به همراه دز عمقی با استفاده از شبیه‌سازی با کد مونت کارلویی PENELOPE محاسبه و با هم و با داده‌هایی که از قبل با کدهای MCNP4C و Geant T3 محاسبه شده بود، مقایسه کرده است. در این کار صحبتی از پروفایل پرتو نشده است [۵۵].

در سال ۲۰۱۳، Aljamal و همکارش در یک پژوهش خوب با کدهای BEAMnrc و DosXYZnrc مدل-سازی مونت کارلویی نسبتاً خوبی از شتابدهنده‌ی خطی زیمنس در حالت ۶ MV انجام دادند و با مقایسه

بین نتایج حاصل از این دو کد و ارائه‌ی توضیحات بسیار مفیدی، تفاوت بسیار اندک بین نتایج را توجیح کردند [۵۶].

در سال ۲۰۱۳، Qiang Gao و همکارانش با استفاده از کد مونت کارلویی Fluka نقش هدف را در سر شتابدهنده‌ی خطی EX ۲۳۰۰ مورد بررسی قرار داده و ترکیب مواد مختلفی که با در مقابل الکترون‌های پرنرژی پرتوهای ایکس تابش ترمزی ایجاد می‌کردند را برای بهینه‌سازی و انتخاب بهترین ترکیب مورد تحلیل و بررسی قرار دادند. در نهایت برای ۴ ترکیب ذکر شده در مقاله میزان نشر الکترون و نرخ دز و بهترین ضخامت بدست آمد [۵۷].

در سال ۲۰۱۴، Julio Cesar Estrada Espinosa و همکاران ایشان طی یک کار پژوهشی منحنی‌های دزیمتری بدست آمده از یک الگوریتم جدید با نتایج حاصل از کد مونت کارلویی MCNPX برای شتابدهنده‌ی خطی واریان C/D ۲۱۰۰ در پتانسیل ۱۸ مگاولت با هم مقایسه کردند. مهمترین نتیجه حاصل از این پژوهش این بود که زمان لازم برای حالت استفاده از الگوریتم نویسی حدود چند ثانیه است در حالی که استفاده از هر کد مونت کارلویی مستلزم صرف روزها زمان است که به نتیجه قابل قبول رسید [۵۸].

در سال ۲۰۱۴، Ahmet Tartar هد شتابدهنده زمینس را فقط برای حالت ۶ MV با کد مونت کارلویی MCSP برای ۴ میدان شبیه‌سازی کرده و نتایج حاصل از شبیه‌سازی را با تجربه مقایسه کرد. این نتایج عبارت بودند از درصد دز عمقی و پروفایل پرتو. به عنوان نتیجه نهایی توافق خوب بین تجربه و مونت کارلو در تمام نتایج خروجی توجیه شده بود [۵۹].

در ایران در زمینه‌ی شبیه‌سازی شتابدهنده‌های خطی واریان، یکی از شاخص‌ترین مقالات مقالاتی بود که آقای Mesbahi و همکاران ایشان انجام داده بودند. در یکی از مقالات در سال ۲۰۰۷ آقای مصباحی یک مطالعه‌ی مونت کارلویی روی دو شتابدهنده‌ی خطی واریان EX ۲۱ و الکتا SL-25 انجام داده و نتایج

بدست آمده را با هم مقایسه کرده بودند. در این کار فقط روی مدل ۶ MV از هر دو این شتابدهنده‌ها مطالعه شده بود [۶۰]. در مطالعه‌ی دیگری در سال ۲۰۰۷ نقش فیلتر مسطح کننده روی نتایج خروجی شتابدهنده الکتا مدل ۶ MV مطالعه شده بود و اثر وجود یا عدم وجود این بخش از سر شتابدهنده روی نتایج خروجی این شتابدهنده بررسی شده بود [۶۱]. در مطالعه‌ای در سال ۲۰۰۸ اثر وجود و یا عدم وجود فیلتر مسطح کننده بر نتایج خروجی در مدل ۱۸ MV شتابدهنده خطی الکتا مورد بررسی قرار گرفته شده بود [۶۲].

در بخش دوم از مقالاتی که مطالعه شد مقالات محدودی بدست آمد که در آنها مستقیماً به این شکل که در این پایان‌نامه انجام شده است، رادیوتراپی شبیه سازی شده باشد. در کارهای محدودی بلوک‌های که جنس آنها از جنس اعضای بدن بود برای محاسبات دز استفاده شده است.

در سال ۲۰۱۱، Monahara و همکاران اعضای مختلف بدن را به صورت جداگانه زیر باریکه‌ای از پرتوهای ایکس قرار داد تا ضرایب انباشت جذب انرژی ارگان‌ها و بافت‌های بدین انسان و عمق‌های نفوذ مناسب برای رادیوتراپی و تشخیص بدست آورد [۶۳].

در سال ۲۰۱۳، Thalhofer و همکارانش، دزهای معادل و مؤثر فوتون و نوترون را در ارگان‌های سالم بدن را در طول رادیوتراپی تومور پروستات به دست آوردند. در این کار بخشی از شبیه سازی‌ها با کد MCNPX صورت پذیرفته بود. نتیجه‌ای که در این پژوهش گرفته شده بود این بود که امکان ایجاد سرطان‌های ثانویه به وسیله نوترون‌ها در بافت‌های دورتر از تومور محتمل‌تر بوده و در بافت‌های نزدیک‌تر ایجاد سرطان‌های ثانویه با فوتون‌ها محتمل‌تر است [۶۴].

در سال ۲۰۱۳، Kourinou و همکارانش دز رسیده به ارگان‌های حساس در اطراف تومور سر و گردن را در بیماران در محدوده‌ی سنی کودکان را با استفاده از دزیمترهای ترمولومینسنسی محاسبه کرده اند و

ریسک مربوط به احتمال القای سرطان‌های ثانویه برای بافت‌های تیروئید، سینه، ریه، معده، تخمدان، مثانه، کبد، رحم، پروستات و روده‌ی بزرگ را در نمودارهای مربوطه نشان دادند [۶۵].

در سال ۲۰۰۲، X. Allen li و همکاران ایشان با توجه به استفاده از بعضی از صفحات فلزی حین رادیوتراپی و دزهای ثانویه القایی و یا به عبارتی اختلالی که این صفحات حین تراپی به همراه دارند، اثر اختلال این اجسام فلزی را حین تراپی تومور مری مورد تجزیه و تحلیل قرار دادند [۶۶].

در سال ۲۰۰۶ در یک کار تحقیقاتی، Michalis Mazonakis و همکاران ایشان دز رسیده به تیروئید در طول رادیوتراپی جمجمه برای فاونتوم‌هایی در دوره‌ی سنی طفولیت را مورد بررسی قرار داده اند و این مطالعه نیز به روش مونت کارلو انجام شده بود [۶۷] و در مطالعه‌ی دیگری با توجه به اهمیت و ریسک سرطان‌های ثانویه حین رادیوتراپی تومور برای زنان حامله‌ی مبتلا به سرطان سینه، مطالعه‌ی دیگری به روش مونت کارلو توسط این نویسنده انجام شده است و بعد از محاسبات مربوط به دز راه‌حلهایی برای کاهش دز رسیده به ارگان‌های سالم مطرح شده است [۶۸]. در سال ۲۰۱۷ در مقاله‌ی دیگری که در فیزیکا مدیکا توسط این محقق به چاپ رسیده بود ریسک سرطان‌های ثانویه بعد از رادیوتراپی در بیماران مبتلا به سرطان خوش‌خیم مورد بررسی قرار گرفته است [۶۹].

در سال ۲۰۱۶، با توجه به اهمیت جلوگیری از القای سرطان‌های ثانویه کارهای تحقیقی بسیاری به صورت نوین و ابتکاری صورت پذیرفته است که یک نمونه از آن انجام رادیوسرجری رباتیک برای درمان متاستازهای سرطان کبد بوده است [۷۰].

علاوه بر رادیوتراپی، تخمین دز جذب شده در ارگان‌های مختلف در CT اسکن نیز برای بدست آوردن ریسک سرطان‌های ثانویه از اهمیت بسزائی برخوردار است. در یکی از این کارهای تحقیقاتی که به روش مونت کارلو در ترکیه صورت پذیرفته است، Umit kara دز جذب شده در ارگان‌های مختلف حین CT

اسکن پوست، ماهیچه و اسکلت محاسبه شده و نتایج گویای اهمیت امثال اینگونه مطالعات در جلوگیری از سرطان‌های ثانویه است [۷۱].

۱-۱۷ اهداف این پژوهش

با توجه به مطالعات انجام شده مقاله‌ای و یا کار پژوهشی یافت نشد که فرایند رادیوتراپی را همانطوری که در عمل وجود دارد، شبیه‌سازی و مورد مطالعه قرار داده باشد. دقت مقادیر دز محاسبه شده در چنین محاسباتی بسیار وابسته به چیدمان و دقت شبیه‌سازی است. استفاده از فانتوم در کنار چشمه پرتوزا به ندرت انجام شده بود و این هم به خاطر پیچیدگی‌هایی است که این نوع از محاسبات با خود به همراه دارند. زمان محاسبات در شبیه‌سازی‌هایی به این صورت، یکی از معایب و استفاده از روش‌های کاهش واریانس مناسب اهمیت به‌سزائی دارد که در این پژوهش تقریباً تمام روش‌ها بررسی شده و روشی مناسب از بین آن‌ها که تأثیر ملموسی در نتیجه خروجی و کاهش خطا به میزان قابل قبول داشت انتخاب شد. در این پژوهش هدف درنهایت برآورد دز رسیده به بافت‌های سالم اطراف تومور در حین رادیوتراپی و برآورد احتمال القای سرطان‌های ثانویه در این بافت‌ها است. این تومور در بافت کبد جایگزیده خواهد شد. برای رسیدن به این هدف نیاز به لوازمی است که باید شبیه‌سازی شود. از مهمترین این لوازم ابزار است که تراپی توسط آن صورت می‌پذیرد. این ابزار در این پژوهش یک نوع شتابدهنده‌ی خطی پرکاربرد در ایران است. شتابدهنده‌های بسیاری در جهان برای رادیوتراپی مورد استفاده قرار می‌گیرد. شتابدهنده‌ی شبیه‌سازی شده در این پژوهش، شتابدهنده خطی واریان ۲۱۰۰ می‌باشد که در پتانسیل‌های ۴، ۶، ۱۰، ۱۵، ۱۸ و ۲۰ مگاولت طراحی شده است. با توجه به تحقیقات میدانی انجام شده، شتابدهنده‌ی هدفی که برای تراپی تومور کبد استفاده می‌شود از نوع ۶ مگاولتی این شتابدهنده است. در گام اول هد این شتابدهنده با دقت بسیار بالا شبیه‌سازی شده و نتایج خروجی آن استخراج شد. در گام بعدی نتایج حاصل از شتابدهنده

با داده‌های بدست آمده از بیمارستان (درصد دز عمقی و پروفایل پرتو برای میدان $5 \times 5 \text{ cm}^2$) برای اعتبارسنجی مقایسه شد. با توجه به این مقایسه مشخص شد که نتایج بدست آمده از دقت لازم برخوردار است. در مرحله‌ی بعدی سایر مدل‌های هد این شتابدهنده نیز شبیه‌سازی شده و نتایج بدست آمده با نتایج ارائه شده در مقالات برای میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ مقایسه شد. تمام بخش‌های سر این شتابدهنده به جزئیات از دفترچه‌ی این دستگاه استخراج شده و با دقت مورد شبیه‌سازی قرار گرفت. برای تعدادی از مدل‌ها به جرأت می‌توان گفت اطلاعاتی برای مقایسه یافت نشد و این پژوهش در مورد آنها، اولین بوده است. در این حالات صرفاً نتایج مربوط به این پروژه بیان شده است. در گام بعدی این تحقیق فانتوم جهت‌تراپی از روی یکی از فانتوم‌های استاندارد مورد استفاده در روش مونت کارلو اصلاح و بهینه شده و برای تحت‌تراپی قرار گرفتن آماده شد. نکته‌ی مهم و برجسته در این مطالعه نحوه‌ی شبیه‌سازی و تجمیع شتابدهنده و فانتوم در یک برنامه است. نکته‌ای که در کنار هم قرار دادن شتابدهنده و فانتوم مد نظر قرار گرفت استقلال این دو وسیله نسبت به هم بود. در این برنامه و کد نوشته شده می‌توان با کوچکترین تغییر در فایل ورودی میزان دز رسیده به سایر ارگان‌ها، حین‌تراپی سایر تومورها را نیز به سهولت محاسبه کرد. و یا حتی در صورت استفاده از شتابدهنده‌ی دیگری، می‌توان کد مربوط به آن را بدون هیچ مشکلی به ورودی برنامه نوشته شده وارد کرد. در واقع با این فایل نوشته شده می‌توان مرحله طراحی درمان را در بیمارستان‌ها به سهولت و سرعت انجام داد. بعد از تجمیع هد و فانتوم شبیه‌سازی شده در یک برنامه و اجرا آن، نتایج مورد نظر برای فانتوم‌هایی در گروه‌های سنی تازه متولد شده، یک ساله، ۵ ساله، ۱۰ ساله، ۱۵ ساله و ۳۰ ساله بدست خواهند آمد. در ادامه این پروژه، کمی کردن محاسبه احتمال القای سرطان‌های ثانویه مد نظر قرار خواهد گرفت. با توجه به فرمول و رابطه‌ای که با مقایسه بین دز محاسبه شده و دزهای قابل تحمل توسط هر ارگان نوشته شد، بافت‌ها و ارگان‌هایی که بالاترین احتمال القای سرطان داشتند را مشخص خواهیم کرد. در مراجع بیمارستانی مشخص کردن احتمال القای چنین

سرطان‌هایی بر مبنای بررسی و شرح حال بیماران بعد از سال‌های متمادی و بر اساس مدل‌های مشخص، تعیین شده و برای تمام بیماران یکسان در نظر گرفته می‌شود در حالیکه در این کار پژوهشی به سهولت می‌توان برای هر مریض با مشخصات فیزیکی و جسمی خاص او محاسبات را انجام داده و در کوتاه‌ترین زمان نتایج خاص مریض مربوطه را قبل از رایوتراپی مشخص کرد. این نتایج در عمل تاثیر بسزایی در حفاظت از بافت‌های سالم و انجام پیش‌بینی‌های لازم قبل از رادیوتراپی تومور مربوطه خواهد داشت.

فصل دوم

معرفی اجزاء فایل ورودی استفاده شده در این پژوهش جهت

انجام شبیه سازی مونت کارلو

۱-۲ بخش‌های مختلف شبیه سازی

۱-۱-۲ شبیه سازی اشکال هندسی پیچیده با کد MCNP

از توانایی‌های کد مونت کارلو MCNP امکان ساخت اشکال و هندسه‌های پیچیده سه بعدی می‌باشد. در کد مونت کارلو با استفاده از معادلات سطوح مختلفی که وجود دارد، میتوان اشکال پیچیده سه بعدی را معرفی کرد. در برنامه شبیه سازی ترابرد ذرات با روش مونت کارلو، تعریف هندسه مسئله از اهمیت بالایی برخوردار است چرا که ذرات در این هندسه ردیابی خواهند شد. هندسه مسئله در کد MCNP به صورت سلول معرفی می‌شوند و به عبارت دیگر سلول‌ها آجرهای سازنده هندسه را تشکیل می‌دهند بنابراین تعریف هندسه مسئله مهارت و دقت مضاعفی را نیاز دارد. در کد مونت کارلو MCNP ابتدا هر سلول با سطح سازنده آن نسبت به یک محور مختصات در فضای سه بعدی معرفی می‌گردد. هر سلول توسط شماره سلول، شماره ماده، چگالی ماده و شماره‌ی سطوحی که ماده در آن قرار دارد توصیف می‌شود. فرم کلی تعریف کارت سلول به صورت زیر است:

j m d geometry parameters

که به ترتیب j (شماره کارت سلول)، m (شماره ماده ای که سلول را پر می‌کند)، d (چگالی ماده درون سلول در صورتی که سلول تهی باشد، مقدار نمی‌گیرد)، geometry (کارت‌های مشخص کننده هندسه)، Parameters (پارامترهای مشخصه‌ی سلول) می‌باشد.

هر سلول به وسیله‌ی سطوحی که آن را از سلول‌های دیگر مجزا می‌کند مشخص می‌شود. حداکثر تعداد سطوح در برنامه ورودی برابر با ۹۹۹۹۹ عدد بوده و ساختار آن به شکل زیر است [۳۹].

j n a list

که j (شماره سطوح)، n (شماره کارت انتقال دهنده)، a (مشخص کننده نوع سطوح)، List (پارامترهای سطح) است.

تعریف هدف تنگستی برای مدل ۶ مگاولتی:

241 26 -18 -701 702 -703 imp:p,E=1 \$tangan target

لازم به ذکر است که می‌توان از کارت‌های ماکروبادی نیز برای تعریف سطوح استفاده کرد. از ماکروبادی‌ها برای تعریف برخی سطوح بسته در یک خط و با یک شماره سطح استفاده می‌شود. کارت‌های ماکروبادی استفاده شده در این کار پژوهشی در ادامه ذکر خواهد شد.

۲-۱-۱-۱ استوانه‌ی سر و ته بسته - RCC

از دستور زیر برای تعریف این ماکروبادی استفاده می‌شود:

j RCC V_x V_y V_z H_x H_y H_z R

بردار \vec{V} برداریست از مبدأ تا مرکز قاعده‌ی پایینی استوانه، بردار \vec{H} برداری است از مرکز قاعده‌ی بالایی و R شعاع استوانه است.

در تعریف بخش‌هایی از فیلتر مسطح کننده و فانтом آب و بخش‌هایی از تقسیم بندی فضا از این سلول استفاده شده است که برای بخش‌هایی از فیلتر مسطح کننده تعریف به صورت زیر بوده است:

37 rcc 0 0 -12.500005 0 0 -0.115 1.5 \$15

۲-۱-۱-۲ مخروط ناقص - TRC

برای تعریف این ماکروبادی از دستور TRC به صورت زیر استفاده می‌کنیم:

J TRC V_x V_y V_z H_x H_y H_z R₁ R₂

بردار \vec{V} برداریست از مبدأ مختصات به مرکز قاعده‌ی پایینی استوانه،

بردار \vec{H} برداری است از مرکز قاعده‌ی پایینی تا مرکز قاعده بالایی،

R₁: شعاع قاعده پایینی

R₂: شعاع قاعدع بالایی

با توجه به شکل پیچیده‌ی فیلتر مسطح کننده این ماکروبادی کاربرد بسیار گسترده‌ای در شبیه‌سازی‌ها بازی می‌کرد که یک نمونه از سلول‌ها به صورت زیر بود:

31 trc 0 0 -11.9900008 0 0 -0.113 0.6 0.7 \$

۲-۱-۱-۳ جعبه RPP -

RPP جعبه‌ای است که سطوح آن بر محورهای مختصات عمودند. برای تعریف این ماکروبادی از دستور زیر استفاده می‌کنیم:

J RPP X_{min} X_{max} Y_{min} Y_{max} Z_{min} Z_{max}

برای X_{min} X_{max} ، Y_{min} Y_{max} ، Z_{min} Z_{max} نقاط تقاطع وجوه مکعب با محورهای مختصات می‌باشند. برای

تعریف سلول مربوط به کوکی کاتر از این ماکروبادی به صورت زیر استفاده شد:

700 rpp -0.15 0.15 -0.15 0.15 100.05 100.1 \$cookie cutter surface

۲-۱-۱-۴ دستور U=n و Fill=n

از آنجایی که برای یافتن مکان دقیق فانتوم انسانی و هد شتابدهنده شبیه‌سازی شده نیاز به جابجایی و یا چرخش سلول‌ها به تنهایی یا با هم داریم در این بخش دو دستور بسیار مهم در این رابطه را مورد بررسی قرار خواهیم داد. از این دستورها می‌توان برای پر کردن یک سلول با یک یا چند سلول دیگر استفاده کرد و در نهایت سلول بدست آمده را یک‌جا با دستور TR دوران و یا جابجا کرد. دستور Fill=n در یک سلول، به این معنی است که این سلول دربرگیرنده‌ی سلول‌هایی است که با مشخصه‌ی u=n تعریف شده‌اند. البته لازم به ذکر است که خود سلول u=n ممکن است با سلول‌های دیگری پر شده باشند. که در این پژوهش به کرات از این قابلیت در شبیه‌سازی استفاده شده است. دوران و انتقال چنین سلول‌هایی در این پژوهش از اهمیت بسزائی برخوردار است. برای این منظور مولفه‌های انتقال و دوران در انتهای سلولی که قرار است چنین اعمالی روی آن صورت پذیرد، آورده می‌شود. این ماتریس دوران دارای ۱۲ مؤلفه است که سه مؤلفه‌ی ابتدائی آن مربوط به انتقال بوده و ۹ مؤلفه‌ی بعدی مربوط به دوران می‌باشد. اطلاعات بیشتر در کتابچه‌ی راهنما به تفصیل بیان گردیده است.

Fill=n (O_x O_y O_z B₁ B₂ B₃ B₄ B₅ B₆ B₇ B₈ B₉)

اگر Fill را همراه با * به کار ببریم به معنی این است که مولفه‌های ماتریس دوران را می‌توان بر حسب زاویه به عنوان ورودی برای کد تعریف کرد.

برای مثال جهانی با شماره ۳ که خود بخشی از جهان ۲ است در کد تعریف شده و این جهان با سلول‌های شتابدهنده پر شد. یکی از این سلول‌ها که جهان شماره‌ی ۳ را پر کرده است موازی‌ساز ثانویه است که تعریف یکی از بلوک‌های آن در ادامه بیان شده است که این بلوک با تعریف $trcl=10$ دستخوش جابجایی و دوران نیز قرار گرفته است.

5050 0 -5050 fill=3 imp:p,E=1

281 26 -18 -770 771 -772 773 -774 775 trcl=10 imp:p,E=1

۳-۱-۲ تعریف چشمه در MCNP

در MCNP برای کاربر این امکان وجود دارد که چشمه تابش را به دلخواه خود تعریف کند. برخی متغیرهای چشمه مانند انرژی، زمان، موقعیت و راستا (جهت) ممکن است دارای توزیع احتمال مستقل باشند. همچنین گاهی ممکن است تعدادی از متغیرهای چشمه به متغیرهای دیگری وابسته باشند (مانند وابستگی انرژی به زاویه)، بنابراین توسعه ساختار چشمه از مقدورات و امکانات MCNP است. همچنین تعدادی از توابع توزیع احتمال معتبر برای برخی متغیرهای چشمه در کل در نظر گرفته شده است [۴۰].

Karzmark و همکاران ایشان با بررسی الکترون‌های خروجی از سیستم آهنربایی انتهایی شتابدهنده و قبل از رسیدن آنها به هدف، نشان دادند که این الکترون‌ها دارای چگالی جریانی با یک پیک در روی محور مرکزی و دنباله‌هایی متقارن در دوطرف این پیک هستند [۷۹]. Jaffray و سایرین پهنای شعاعی برای توزیع الکترون اولیه را بین $1/2$ تا $1/4$ میلی‌متر برای واریان C ۲۱۰۰ بدست آوردند [۸۰]. با توجه به مشابهت ساختار آهنرباها قبل از سر شتابدهنده، می‌توان انتظار داشت که توزیع این الکترون‌ها در سایر مدل‌های واریان برای ۶ مگاولت مشابه با هم باشند. در این مطالعه چشمه الکترون اولیه دارای توزیع‌های

شعاعی و انرژی گوسی می‌باشد. برای سایر مدل‌ها مقادیر پهنای انرژی و شعاعی الکترون‌ها اولیه در مطالعه شیخ باقری ملاک قرار گرفته است.

برای تعریف توزیع انرژی گوسی از تعریف توزیع یک پارامتر به صورت گسسته در MCNPX استفاده شده است. اگر پارامتر مورد نظر دارای چند مقدار مختلف به صورت گسسته باشد، آن پارامتر به صورت زیر تعریف می‌شود:

```
SDEF      Var = dn
SIn  L    I1  I2 ...
SPn      P1 P2
```

I_i ها مقادیر مختلف پارامتر Var و P_i ها احتمال هر کدام از آنهاست که در این مطالعه مقادیر احتمال توزیعی مربوط به هر انرژی دارای یک توزیع گوسی هستند. حرف L نشان‌دهنده گسسته بودن توزیع می‌باشد.

برای نمونه برداری شعاعی داخل یک سلول، به صورتی که این نمونه برداری از یک توزیع گوسی برخوردار باشد، از تکنیک تعریف ccc^{50} استفاده شده است. مثال زیر یک نمونه از چنین تعاریفی می‌باشد برای توزیع شعاعی گوسی است:

```
Title
c Cell cards
.
.
ccc 0 -nnn $ cookie cutter cell
c Surface Cards
.
.
nnn SQ a2 b2 0 0 0 0 -c2 0 0 0 $ cookie cutter surface

c Control Cards
SDEF DIR=1 VEC=0 0 1 Par=3 X=D1 Y=D2 Z=0 CCC=ccc TR=n
SP1 -41 fx 0
SP2 -41 fy 0
TRn x0 y0 z0 cosφ -sinφ 0 sinφ cosφ 0 0 0 1
```

⁵⁰ Cookie-cutter cell

کارت SDEF بالا ارائه‌دهنده‌ی باریکه‌ای است که در راستای محور z (DIR=1, VEC=0 0 1) گسیل می‌شود. اطلاعات مربوط به مختصات x و y مکان ذره در دو کارت sp بیان شده است (در کارت SDEF، تعاریف X=D1 و Y=D2 نشان می‌دهد که MCNPX باید دنبال توزیع‌هایی برای این دو کمیت باشد که در ادامه توزیع‌های احتمالی این دو کمیت در SP1 و SP2 بیان شده است). مختصه Z بدون هیچ تغییری در نظر گرفته شده است.

کارت SP دارای سه ورودی می‌باشد. ورودی اول ۴۱- است، که این عدد اشاره به این مطلب دارد که نمونه برداری نقاط چشمه از یک توزیع گوسی درونی برخوردار است. (نکته: اگرچه تابع ۴۱- تعریف شده در MCNP، یک تابع گوسی تنها برای پارامتر زمانی است اما این تابع به صورت تابع ۱ اصلاح شده است تا بتوان برای پارامترهای مکانی نیز از آن استفاده نمود. توزیع گوسی مکانی تابع چگالی زیر را در بر دارد:

$$p(x', y') = \frac{\exp\left[-\frac{1}{2}\left[\left(\frac{x'}{a}\right)^2 + \left(\frac{y'}{b}\right)^2\right]\right]}{2\pi ab \left[1 - \exp\left[-\frac{c^2}{2}\right]\right]} \quad (۱-۲)$$

که پارامترهای a و b به ترتیب انحراف‌های استاندارد گوسی در راستای x و y می‌باشند.

ورودی دوم (fx و fy) در کارت‌های sp پهنای کل در نصف ماکزیمم (FWHM) گاوسی در هر دو جهت x و y می‌باشند. این کمیت‌های بایستی توسط کاربر با استفاده از روابط ۲ و ۳ محاسبه شوند:

$$f_x = (8\ln 2)^{\frac{1}{2}} a = 2.35482 a \quad (۲-۲)$$

$$f_y = (8\ln 2)^{\frac{1}{2}} a = 2.35482 a \quad (۳-۲)$$

پارامتر سوم در کارت‌های sp ارائه دهنده‌ی مرکز تابع گوسی در هر دو جهت x و y است. به عنوان کاربر در شبیه‌سازی‌ها این کمیت صفر در نظر گرفته شده است و چون هیچ انتقالی هم برای چشمه انجام نشده است در تعریف sdef این پارامتر در شبیه‌سازی‌ها حذف شده است.

با توجه به توزیع مکانی x و y الکترون‌های خروجی از دهانه شتاب‌دهنده ما تمایل نداریم که تابع گوسی تا بی‌نهایت ادامه داشته باشد. محدود کردن فضای نمونه برداری x و y تاثیر بسزایی در زمان اجرای

برنامه‌ها نیز دارد. غالباً یک سلول cookie cutter برای محدود کردن فضا به اندازه‌ای معقول در نظر گرفته می‌شود.

CCC=ccc در تعریف sdef به این معنی است که کد MCNPX باید دنبال کارتی بگردد که با برچسب ccc در کارت سلول مشخص شده است. ccc شماره‌ی سلول تعریف شده توسط کاربر برای حجم cut-off است. اولین ورودی در کارت ccc صفر می‌باشد که این نشان‌دهنده‌ی تهی بودن سلول مورد نظر است. عدد دوم، nnn- (nnn هم عددی تعریف شده توسط کاربر است) که نشان‌دهنده‌ی یک کارت سطحی است به عنوان چشمه در این حجم cut-off در نظر گرفته می‌شود. هر ذره‌ای که توسط این سطح در بر گرفته شده باشد قابل قبول بوده و از سایر ذرات صرفه نظر می‌شود. در این شبیه‌سازی با استفاده از تعریف کوکی‌کاتر، یک باریکه الکترونی مدادی به عنوان چشمه تعریف شده است [۴۱].

چشمه‌ی تعریف شده در ورودی برنامه به شکل زیر می‌باشد:

Cell card

```
240 0 -700 imp:p,E=1 $cookie cutter cell
```

Surface card

```
700 rpp -0.15 0.15 -0.15 0.15 100.05 100.1 $cookie cutter surface
```

```
SDEF CCC=240 x=d2 y=d3 z=100.051 ERG=d1 DIR=1 VEC=0 0 -1 PAR=3
```

```
Si1 L 5.9 5.91 5.92 5.93 5.94 5.95 5.96 5.97 5.98 5.99 6 6.01 6.02 6.03 6.04&
```

```
6.05 6.06 6.07 6.08 6.09 6.1 6.11 6.12 6.13 6.14 6.15 6.16 6.17 6.18 6.19 6.2&
```

```
6.21 6.22 6.23 6.24 6.25 6.26 6.27 6.28 6.29 6.3 6.31 6.32 6.33 6.34 6.35 6.36&
```

```
6.37 6.38 6.39 6.4 6.41 6.42 6.43 6.44 6.45 6.46 6.47 6.48 6.49 6.5
```

```
Sp1 D 7.32572E-4 0.00119 0.00186 0.00291 0.00444 0.00667 0.0099 0.01426&
```

```
0.02067 0.02918 0.04053 0.0554 0.07452 0.09866 0.12854 0.16477 0.20789 0.2581&
```

```
0.31536 0.37919 0.44869 0.5225 0.59875 0.67523 0.74938 0.81844 0.87966 0.93041&
```

```
0.96846 0.99202 1 0.99202 0.96846 0.93041 0.87966 0.81844 0.74938 0.67523&
```

```
0.59875 0.5225 0.44869 0.37919 0.31536 0.2581 0.20789 0.16477 0.12854 0.09866&
```

```
0.07452 0.0554 0.04053 0.02918 0.02067 0.01441 0.0099 0.00667 0.00444 0.00291&
```

```
0.00186 0.00119 7.32572E-4
```


$$c \times 0 = 6.2 \text{ fwhm} = 3 \% (E_{\text{min}}) = 0.186$$

$$\text{sp2} - 41 \text{ } 0.13 \text{ } 0$$

$$\text{sp3} - 41 \text{ } 0.13 \text{ } 0$$

۴-۱-۲ روش‌های کاهش واریانس

روش‌های کاهش واریانس یک روش غیر آنالوگ در ترابرد ذرات در روش مونت کارلو می‌باشند. این روش‌ها برای کاهش زمان محاسبات و خطای نسبی به کار می‌رود. خطای نسبی R ، متناسب با $1/\sqrt{N}$ است؛ از طرفی زمان کل محاسبات T ، با تعداد ذرات متناسب است، لذا داریم:

$$R = \frac{c}{\sqrt{T}} \quad (۴-۲)$$

مفهوم این رابطه این است که برای کاهش خطا یا باید زمان T را افزایش و یا ضریب C را کاهش داد. روش‌های کاهش واریانس باعث می‌شوند تا نمونه‌برداری از فضای فاز (مکان، انرژی، زاویه و ...) به گونه‌ای تغییر کند که تعداد تاریخچه‌های سهمیم در مقدار تالی افزایش یابد که این کار باعث کاهش پارامتر C خواهد شد. کاهش واریانس در روش مونت کارلو بر مبنای دو مفهوم مهم و اساسی وزن ذره^{۵۱} و رد ذره^{۵۲} می‌باشد. در غیاب روش‌های کاهش واریانس (ترابرد ذرات به صورت عادی) هر ذره در کد معادل یک ذره واقعی است، اما در حضور روش‌های کاهش واریانس هر ذره می‌تواند معادل w ذره‌ی واقعی باشد. هر یک از این w ذره به صورت جداگانه مورد ترابرد قرار گرفته و در جواب نهایی با یک ضریب w محاسبه می‌شود. این ضریب همان وزن ذره خواهد بود. به صورت پیش فرض وزن همه‌ی ذرات یک می‌باشد، اما کاربر می‌تواند با استفاده از روش‌های کاهش واریانس این وزن را تغییر دهد. وزن یک ذره معرف سهم نسبی آن ذره در محاسبات می‌باشد. اساس کار روش‌های کاهش واریانس اصلاح وزن ذرات به صورت دلخواه است. به هر یک از مولفه‌های یک ذره از تولید در چشمه تا نابودی آن، رد آن ذره گفته می‌شود. خطای محاسبات به شدت به تعداد این ردها وابسته است و با افزایش تعداد ردهای یک ذره و افزایش احتمال

⁵¹ Particle weight

⁵² Particle track

رسیدن آن به یک سطح یا سلول مورد نظر خطای نسبی کاهش خواهد یافت و این همان چیزی است که با استفاده از روش‌های کاهش واریانس به آن می‌رسیم. دو نمونه از این روش‌ها که در این پژوهش برای کاهش زمان اجرای برنامه و کاهش خطای نسبی مورد استفاده قرار گرفته است در ادامه به این شرح است:

Cutoff ۱-۴-۱-۲

این روش یک نمونه از روش‌های برشی است که با نادیده گرفتن بخش‌هایی از فضای فاز که سهمی در انجام محاسبات ندارند، زمان انجام محاسبات کاسته خواهد شد. کارت Cut ساده‌ترین روش کاهش واریانس است که معمولاً در تمام پژوهش‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد. با استفاده از این کارت و تعیین قیودی بر روی زمان، انرژی و وزن ذرات از ترابرد اضافی آنها صرفه نظر می‌شود. صورت کلی این کارت به صورت زیر می‌باشد:

CUT: P1 T E WC₁ WC₂ SWTM

که T زمان، E انرژی، پارامترهای WC₁ و WC₂ وزن‌های قطع و SWTM کمینه وزن چشمه می‌باشد. با استفاده از کارت بالا در شبیه‌سازی‌ها، اگر زمان ترابرد ذره از T بیشتر شود ترابرد آن ذره متوقف شده و از بین خواهد رفت. علاوه بر زمان ترابرد می‌توان این برش را روی کمیت انرژی انجام داد به این صورت که اگر در برهمکنش‌های ذره، انرژی آن از مقدار E کمتر شود، ذره نابود شده و دیگر ترابرد نشود. اگر WGT وزن ذره و R نسبت مقدار اهمیت ذره در چشمه به مقدار اهمیت آن در یک سلول باشد، آنگاه اگر وزن ذره کمتر از مقدار WC₂ باشد در این صورت عبارت $WGT/(WC_1 \times R)$ مقدار بقای آن ذره خواهد بود و در نتیجه مقدار وزن آن ذره $WGT = WC_1 \times R$ خواهد شد. در صورتی که مقادیر وزن به صورت منفی در این کارت وارد شوند، آنگاه مقادیر $WC_1 \times W_s$ و $WC_2 \times W_s$ به ترتیب بجای مقادیر WC₁ و WC₂ قرار داده می‌شوند، که W_s کمینه وزن ذره در چشمه است. این کارت برای حذف نویزها که معمولاً در انرژی کم رخ می‌دهند و برای ذراتی که انرژی آنها بعد از اندرکنش‌های متعدد به حدی رسیده که تاثیری در پاسخ

مسأله نخواهد داشت به کار می‌رود. البته بسته به شبیه‌سازی انجام شده کاربر ممکن است که فقط برش را روی یک کمیت اعمال نماید. برای مثال در این پژوهش این برش فقط روی انرژی در دو مد الکترون و فوتون به صورت زیر اعمال گردیده است. Cutoff های اعمال شده در کاهش و حذف فوتون‌های کم انرژی و افزایش سرعت شبیه‌سازی نقش مهمی دارند. ضمن این‌که با اعمال این محدودیت‌ها تفاوتی در جواب شبیه‌سازی صورت نمی‌گیرد.

Cut: e j 0.7 \$ kill electros with E<700 keV

Cut: p j 0.01 \$ kill photons with E<10 keV

۲-۱-۴-۲ کارت فیزیک (Phys)

این کارت برای اعمال محدودیت در حد بالای انرژی ذرات و نیز کنترل و در نظر گرفتن برخی پدیده‌های فیزیکی برای ذرات مختلف مورد استفاده قرار می‌گیرد. از آنجایی که در این پژوهش چشمه الکترونی است و ذرات ثبت شده در فانتوم الکترون و فوتون می‌باشند، این کارت برای این دو نوع ذره در ادامه بیان خواهد شد:

۲-۱-۴-۱-۲ کارت فیزیک الکترون

یکی از کارت‌های مهم فیزیک، کارت فیزیک الکترون است که تعریف آن به شکل زیر می‌باشد:

Phys:e emax ides iphot ibad istrg bnum xnum rnok enum numb

پارامتر emax، حد بالای انرژی الکترون بر حسب MeV می‌باشد.

پارامتر ides، برای کنترل تولید الکترون‌ها حاصل از فوتون‌ها یا حاصل از پدیده‌ی تابش ترمزی به کار برده

می‌شود. این پارامتر دو مقدار صفر (پیش فرض) و یک را به خود می‌گیرد. در حالت صفر تولید الکترون‌ها

حاصل از فوتون‌ها در نظر گرفته می‌شود. در حالت یک تولید الکترون از فوتون در نظر گرفته نمی‌شود.

پارامتر i_{phot} ، برای کنترل تولید فوتون‌ها از الکترون‌ها به کار برده می‌شود. این پارامتر نیز دو مقدار صفر (پیش فرض) و یک را به خود می‌گیرد. در حالت اول تولید فوتون از الکترون در نظر گرفته شده و در حالت دوم در نظر گرفته نمی‌شود.

پارامتر i_{bad} ، برای کنترل روش توزیع زاویه‌ای اندرکنش تابش ترمزی به کار می‌رود. اگر مقدار این پارامتر صفر (پیش فرض) باشد، توزیع زاویه‌ای این اندرکنش به صورت جدولی بوده و در حالتی که یک است توزیع زاویه‌ای به صورت ساده در نظر گرفته می‌شود.

پارامتر i_{strg} ، روش افت انرژی الکترون در اثر پاشیدگی را کنترل می‌کند. اگر مقدار این پارامتر صفر (پیش فرض) باشد، از پاشیدگی نمونه گیری شده برای کنترل افت انرژی الکترون استفاده شده و در حالتی که این پارامتر یک است از مقدار انتظاری پاشیدگی برای کنترل افت انرژی استفاده خواهد شد.

پارامتر b_{num} ، یک پارامتر بسیار مهم در کنترل تولید فوتون‌های حاصل از اندرکنش تابش ترمزی است. B_{num} یک ابزار کاهش واریانس است که تعداد فوتون‌های تولیدی را به اندازه B_{num} بار با یک وزن $1/B_{num}$ تعریف می‌کند. اگر مقدار این پارامتر صفر باشد، هیچ فوتونی حاصل از تابش ترمزی ایجاد نخواهد شد. اگر مقدار این پارامتر بزرگتر از صفر باشد (حالت پیش فرض) در این صورت فوتون‌های حاصل از تابش ترمزی به صورت آنالوگ در نظر گرفته خواهند شد. در نهایت اگر مقدار این پارامتر کوچکتر از صفر باشد کد برای ارزیابی ترابرد الکترون از کتابخانه EL03 استفاده می‌کند.

پارامتر x_{num} ، برای کنترل تولید پرتو ایکس تحریکی حاصل از الکترون‌ها به کار برده می‌شود و دارای دو حالت است: بزرگتر از صفر (حالت پیش فرض) که در این صورت پرتو ایکس تحریکی حاصل از الکترون‌ها به صورت آنالوگ در نظر گرفته می‌شود. اگر مقدار این پارامتر صفر در نظر گرفته شود، هیچ پرتو ایکس تحریکی توسط الکترون‌ها ایجاد نخواهد شد.

پارامتر rnok ، برای کنترل تولید الکترون های حاصل از اندرکنش knock-on (پرتوهای دلتا یا الکترون-های ثانویه با انرژی کافی برای فرار از باریکه‌ی اولیه تا یک فاصله‌ی مشخص و ایجاد یونیزاسیون‌های بیشتر) به کار برده می‌شود و دارای دو حالت است. یا مقدار پیش‌فرض این پارامتر بزرگتر از صفر است که در این حالت الکترون‌های حاصل از اندرکنش knock-on به صورت آنالوگ در نظر گرفته می‌شود و یا مقدار آن صفر است که در این صورت هیچ الکترونی حاصل از این اندرکنش تولید نخواهد شد.

پارامتر enum ، برای کنترل تولید الکترون‌های ثانویه حاصل از اندرکنش فوتون به کار برده می‌شود. و دارای دو حالت است. اگر مقدار آن صفر باشد (پیش فرض) الکترون‌های حاصل از اندرکنش‌های فوتونی مثل فوتو الکترونیک، تولید زوج و کامپتون و ... به صورت آنالوگ در نظر گرفته می‌شوند. اگر مقدار آن صفر باشد الکترون های تولید از فوتون‌ها نخواهیم داشت.

پارامتر numb ، تولید اندرکنش تابش ترمزی را کنترل می‌کند. اگر مقدار این پارامتر بزرگتر از صفر باشد، این پارامتر برای هر زیر مجموعه این اندرکنش در نظر گرفته می‌شود. اگر مقدار آن صفر باشد (پیش فرض) در این صورت اندرکنش تابش ترمزی به صورت آنالوگ در نظر گرفته خواهد شد [۴۲].

مقدار پیش فرض کارت فیزیک الکترون به صورت زیر است:

Phys: e 100 0 0 0 0 1 1 1 1 0

PHYS: E 6.5 0 0 0 0 80 1 1 1 0

۲-۱-۴-۲ کارت فیزیک فوتون

کارت فیزیک دیگری که بسیار پر کاربرد بوده و در این پژوهش نیز استفاده شده است کارت فیزیک فوتون است که به صورت زیر تعریف می‌شود:

Phys:p emcpf ides nocoh ispn nodop dgb

پارامتر اول emcpf ، حد بالای انرژی فوتون بر حسب MeV است.

پارامتر $ides$ ، برای کنترل تولید الکترون‌ها در مد الکترون ($mode\ e$) یا فوتون‌های حاصل از تابش ترمزی بکار برده می‌شود. اگر مقدار این پارامتر صفر باشد، در این حالت تولید الکترون در نظر گرفته می‌شود (پیش فرض) و اگر مقدار این پارامتر یک باشد تولید الکترون در نظر گرفته نمی‌شود.

پارامتر $nocoh$ ، کنترل کننده‌ی پراکندگی همدوس (رایلی) است. این اندرکنش برای الکترون‌هایی با انرژی پائین رخ می‌دهد و در این حالت پراکندگی از کل اتم صورت می‌گیرد. اگر مقدار صفر (حالت پیش فرض) را به خود بگیرد این پراکندگی در طی اجرای برنامه مد نظر قرار خواهد گرفت. در صورتی که مقدار آن یک باشد، از این اندرکنش در طول محاسبات صرفه نظر خواهد شد.

پارامتر $ispn$ ، برای کنترل تولید ذره فوتوهسته‌ای بکار برده می‌شود و دارای سه حالت است:

اگر این پارامتر را ۱- قرار دهیم، تولید ذره فوتوهسته‌ای در حالت آنالوگ خواهد بود. اگر آن را صفر (پیش فرض) قرار دهیم، تولید این ذرات مد نظر قرار نخواهند گرفت و در نهایت اگر مقدار این پارامتر ۱ باشد تولید ذرات فوتوهسته‌ای تنظیم با بایاس است.

پارامتر $nodop$ ، پهن شدگی انرژی دوپلری را کنترل می‌کند. در حالتی که این پارامتر صفر می‌باشد، این پهن شدگی در نظر گرفته می‌شود. در حالتی که این پارامتر ۱ که همان حالت پیش فرض است، باشد از پهن شدگی دوپلری صرفه نظر خواهد شد.

پارامتر نهایی که در این کارت در نظر گرفته شده است، dgb است که مربوط به گاما‌های تاخیری می‌باشد. اگر مقدار این پارامتر صفر باشد، هیچ گامای تأخیری تولید نخواهد شد. اگر مقدار این پارامتر ۱-۱۰ باشد، در این صورت نمونه‌گیری آنالوگ گاما‌های تاخیری با استفاده از داده‌های مدل ۲۵ گروهی صورت خواهد

پذیرفت و در نهایت اگر مقدار این پارامتر ۱۰۲- باشد نمونه‌گیری آنالوگ این نوع از فوتون‌ها با استفاده از برون‌یابی خطی داده‌های مدل ۲۵ گروهی می‌باشد. شکل پیش‌فرض این کارت به صورت زیر است:

Phys: p 10 0 0 0 0 1 0

کارت فیزیک فوتون در این تحقیق به صورت زیر است:

Phys: p 6.5 5J

در حالتی که بسته به شرایط مسأله، لازم نباشد پارامتری مورد توجه قرار بگیرد در کارت Phys به جای آن پارامتر حرف [قرار داده و گذر می‌کنیم] [۴۲].

۲-۱-۵ تالی و گرفتن خروجی

به فرمان‌هایی که توسط کاربر به کد داده می‌شود تا کد کمیت‌های فیزیکی مرتبط با جریان ذرات، شار ذرات و انرژی تخلیه شده را تولید کند در اصطلاح Tally می‌گویند. خروجی Tally های کد MCNP در تمام حالات به جز خروجی چشمه‌ی بحرانیّت بر حسب یک ذره، نرمالیزه می‌شود. در خروجی برنامه به دنبال Tally جزئیات مربوط به محاسبات نیز آورده شده است. همچنین در فایل خروجی ساخته شده توسط MCNP، به منظور بررسی دقت و صحت محاسبات، ۱۰ نوع چک آماری مختلف برای هر کدام از Tally های خواسته شده انجام و به کاربر نشان داده می‌شود [۳۹]. در این پژوهش برای محاسبه طیف انرژی در روی سطح از تالی‌های F2، F4 و F5 و برای محاسبات دز از تالی شماره F4، F6، F8* استفاده شده است که در ادامه مورد بررسی قرار خواهند گرفت:

۲-۱-۵-۱ تالی شار سطحی ($\text{cm}^2/\text{تعداد ذره}$) F2:

کمیت شار یک کمیت نقطه‌ای است و به طرق مختلفی محاسبه می‌شود. در روش مونت کارلو محاسبه این کمیت بر حسب تخمین طول مسیر پیموده شده توسط ذره است. اگر کل مسیر طی شده T_l ^{۵۳} را با T_l و پویش آزاد میانگین $\bar{\lambda}$ ^{۵۴} را با $\bar{\lambda}$ نشان دهیم، در این صورت خواهیم داشت:

$$\text{تعداد برخوردها} = \frac{\text{کل مسیر طی شده توسط ذره}}{\text{میانگین پویش آزاد ذره}} = \frac{T_l}{\bar{\lambda}} = \Sigma_t \phi V \rightarrow \phi = \frac{T_l}{V} \quad (۵-۲)$$

در رابطه‌ی (۵-۱)، V حجم ناحیه مورد نظر؛ Σ_t سطح مقطع کل اندرکنش؛ و $\bar{\lambda} = \frac{1}{\Sigma_t}$ می‌باشد. لازم به ذکر است که تمامی محاسبات شار در MCNP بر مبنای رابطه (۵-۱) است که به صورت انتگرالی نوشته می‌شود. این شار ممکن است شار سطحی باشد، در این صورت انتگرال مورد نظر سطحی خواهد بود و یا حجمی که در این حالت این انتگرال حجمی می‌باشد. این تالی برای محاسبه شار یا انرژی عبوری از یک سطح استفاده می‌شود.

۲-۵-۱-۲ تالی شار حجمی ($\text{cm}^2/\text{تعداد ذره}$): F4

این تالی برای محاسبه شار عبوری یک ذره از یک سلول استفاده می‌شود. در این پژوهش از این تالی به همراه کارت‌های جانبی DF و DE که همان ضرایب تبدیل شار به دز با توجه به بازه‌های انرژی می‌باشند، برای محاسبه دز استفاده شده است.

۲-۵-۱-۳ تالی شار نقطه‌ای ($\text{cm}^2/\text{تعداد ذره}$): F5

این تالی به تالی آشکارساز نقطه‌ای معروف است و برای محاسبه‌ی شار عبوری یک ذره در یک نقطه خاص استفاده می‌شود. تالی F5 به دو شکل زیر تعریف می‌شود:

⁵³ Track length

⁵⁴ Mean free path

۱. شار آشکارساز نقطه‌ای:

$$F5: P1 X Y Z \pm R_0$$

که PI نوع ذره، (x,y,z) موقیت مکانی برای محاسبه‌ی تالی و R_0 شعاع کره‌ای است که مرکزش در مبدأ مختصات است. اگر با علامت مثبت باشد بر حسب سانتیمتر و اگر با علامت منفی باشد بر حسب mfp^{55} خواهد بود.

۲. شار آشکارساز حلقه‌ای

$$F5a:P1 a_0 r \pm R_0$$

این حالت مثل آشکارساز نقطه‌ای با این تفاوت که نمونه برداری از نقاط روی حلقه‌ای با پارامترهای a_0 و r انجام می‌شود. و در نهایت کره‌ای با شعاع R_0 حول این نقاط تعریف می‌شود. پارامتر a مشخص کننده‌ی محور حلقه است که می‌تواند x ، y و یا z باشد. a_0 محل مرکز حلقه روی محور مورد نظر و r شعاع حلقه بر حسب سانتیمتر است.

***F6(Jerk⁵⁶/g) تالی کرما ۴-۵-۱-۲**

این تالی مقدار انرژی حاصل از اندرکنش ذره بر واحد جرم یک سلول را مشخص می‌کند. از این تالی برای محاسبه انرژی بر جای گذاشته شده در داخل فانتوم استفاده شده است.

⁵⁵ Mean free path

⁵⁶ $1 \text{ Jerk}=10^9 \text{ J}$

۲-۱-۵-۵ تالی ارتفاع پالس (تعداد پالس) F8

این تالی مقدار فراوانی ذرات ثبت شده در هر سلول را ارائه می‌دهد. در واقع از این تالی برای محاسبه طیف حاصل از یک چشمه استفاده می‌شود. اگر از این تالی به صورت *F8 استفاده شود کد دز در هر سلول را در خروجی چاپ خواهد کرد البته باید نتیجه خروجی را بر جرم هر سلول نیز تقسیم کرد. در این پژوهش برای محاسبه دز عمقی و پروفایل‌های پرتو از این تالی استفاده شده است.

در این تحقیق در کنار کارت‌های تالی مطرح شده، تعدادی کارت جانبی هم وجود دارد که برای اعمال روی نتایج خروجی تالی‌ها استفاده می‌شوند و عبارتند از: بازه بندی انرژی (En)، ضرب نتیجه خروجی نهایی در یک مقدار ثابت (FM)، مشخص کردن ترتیب پرینت نتیجه خروجی بخش‌های مختلف یک تالی (FQ)، تقسیم بندی حجم و سطوح (بدون تعریف سطح جدید) (FSn)، اضافه کردن کامنت در ادامه تالی در مواقعی که تعداد تالی‌ها بسیار زیاد است (FC).

در انتهای این بخش لازم به ذکر است که در محیط‌های کوچک نتیجه تالی‌های شماره ۶ و ۸ یکسان نمی‌باشد، ولی در محیط‌های بزرگ که احتمال فرار ذراتی مانند الکترون و فوتون کم می‌باشد نتیجه مربوط به این دو تالی تقریباً یکسان است. در واقع تالی *F8 تا آخرین لحظه، یک ذره را ردیابی می‌کند و انرژی آن را ثبت می‌کند تا وقتی که ذره نابود شده و یا از محیط خارج شود. تالی *F6 انرژی را در نقطه‌ی اندرکنش ثبت می‌کند در حالی که با کوچکتر شدن محیط ممکن است ذره از محیط خارج شده در حالیکه انرژی آن در مقدار انرژی برجای مانده به حساب آمده است. تالی‌های استفاده شده عبارتند از

*F8، *F6، F2، F5 و F4.

فصل سوم

بحث و نتیجه گیری

۳-۱ شبیه سازی هد شتابدهنده واریان ۲۱۰۰ :

۳-۱-۱ مدل سازی مونت کارلویی

شبیه‌سازی مونت کارلویی ترابرد تابشی شامل ردیابی ذرات انفرادی شامل الکترون و فوتون‌ها از میان یک هندسه ایده‌آل‌سازی شده است. برهم‌کنش با مواد که هندسه‌های تعریف شده را پرکرده‌اند بر مبنای اصول فیزیکی است و شامل اتلاف انرژی، پراکندگی و انتقال انرژی به ذرات دیگر موجود در خود ماده و یا ذراتی که خلق می‌شوند، می‌باشد. (به عنوان مثال فوتون‌های تابش ترمزی و پرتوهای دلتا نمونه ای از این پرتوها هستند که خلق شده و بخشی از انرژی را با خود حمل می‌کنند). مونت کارلو تا آخرین لحظه خروج ذرات از محیط اندرکنش، ذرات را ردیابی می‌کند. از آنجائی‌که به طور کلی تفکیک دز حاصل از اندرکنش جذب پراکندگی و یا مؤلفه‌های دز حاصل از الکترون و فوتون از همدیگر ممکن نیست، مونت-کارلو تنها اصولی برای آنالیز این کمیت‌ها فراهم می‌کند. مونت کارلو دقیق‌ترین و جزئی‌ترین روش برای محاسبه و توزیع دز در رادیوتراپی است [۷۲]. نتیجه‌ی شبیه‌سازی سر شتابدهنده‌های درمانی به روش مونت کارلو دقت و شرح بی‌سابقه‌ای از مشخصه‌ی پرتو مورد نیاز برای رادیوتراپی است و در طراحی درمان نقش مهمی را ایفا می‌کند. لازم است که مدل‌سازی چشمه‌های الکترون و پرتو ایکسی که در محاسبات دز استفاده می‌شوند همچون سیستم‌های درمانی که مبنایی فیزیکی دارند، دقیق باشند [۷۳].

مراحل اساسی شبیه سازی هد درمانی به صورت زیر می‌باشند [۷۴]:

۱- بدست آوردن کد مونت کارلویی مد نظر جهت انجام شبیه‌سازی و گذراندن یک کلاس آموزشی

جهت بهره‌گیری صحیح از آن.

۲- ترسیم طرح اولیه‌ای از هد درمانی بر مبنای جزئیات کتابچه مربوط به آن. این مشخصات شامل

هندسه، مشخصات مواد و خواص فیزیکی می‌باشند تا اینکه محاسبات انجام شده طی شبیه

سازی سازگاری مناسبی با مقادیر اندازه‌گیری داشته باشد.

- ۳- شروع شبیه‌سازی با پارامترهای واقعی و تطبیق پارامترها بر مبنای نتایج. این عمل اطمینان خاطر لازم را به شبیه‌ساز خواهد داد که چشمه و پارامترهای هندسی منجر به برازش مناسب بین نتایج حاصله از شبیه‌سازی و اندازه‌گیری شده‌اند یا خیر.
- ۴- انجام تجزیه و تحلیل دقیق و تطبیق پارامترهای اسمی در طول یک گستره‌ی قابل قبول و یا پیدا کردن یک آنالیز دقیق در مقالات برای ماشین مربوطه جهت مقایسه.



شکل (۳-۱): یک نمونه از مدل هندسی شبیه‌سازی شده سر شتابدهنده خطی واریان ۲۱۰۰ در این پژوهش

۳-۱-۲ مقدمه مربوط به شبیه‌سازی واریان

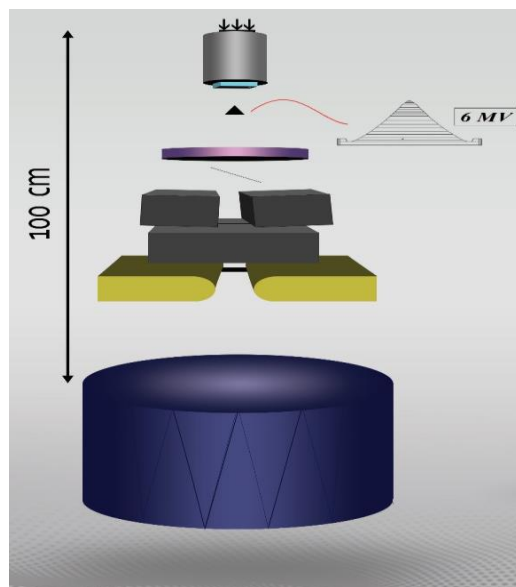
مونت کارلو به صورت کاملاً واقع‌گرایانه قادر به مدل‌سازی، ترابرد تابش و فرایندهای برهم‌کنشی از میان هد شتابدهنده و اصلاح‌کننده‌های پرتویی و فانوم یا بیمار است. مدل‌سازی دقیق چشمه یک پیش‌نیاز بسیار مهم برای دقیق و صحیح بودن نتایج به روش مونت کارلو است. لازمه‌ی شبیه‌سازی دقیق هد،

داشتن مشخصات دقیق هندسی آن است. در این پژوهش از مجموعه اطلاعات جدید داده‌ای و ترسیمی ماشین‌واریان انرژی-بالا استفاده شده است که تقریباً برای تمام مدل‌های واریان معتبر می‌باشد [۷۷]. این مجموعه شامل اطلاعاتی مانند اطلاعات هندسی، هد شتابدهنده و ماده تشکیل‌دهنده هر مؤلفه از هد و خواص فیزیکی برای هر کدام از اجزا هد است. مجموعه‌ای از اطلاعات مورد نیاز برای شبیه‌سازی سر-شتابدهنده برای حالت فوتونی در جدول (۳-۱) نشان داده شده است.

۳-۱-۳ اصول پرتوی فوتون تراپی

- باریکه‌ی الکترون خروجی از دهانه شتابدهنده در ابتدای هد شتابدهنده به هدفی که معمولاً متشکل از دو لایه (در تعدادی از شتابدهنده‌ها هدف فقط مس است) می‌باشد. لایه‌ی اول از تنگستن تشکیل شده است (بیشتر تولید فوتون‌های تابش ترمزی در این ناحیه ایجاد می‌شوند). ماده‌ی تشکیل‌دهنده-ی لایه‌ی دوم، مس (که برای انتقال سریع حرارت به بیرون از هد بسیار مهم است) می‌باشد.
- پرتوهای تابش ترمزی خروجی از هدف توسط موازی‌ساز اولیه که ساخته شده از تنگستن می‌باشد، محدود می‌شود.
- در زیر موازی‌ساز اولیه یک فیلتر مسطح کنده قرار گرفته است که شکل این فیلتر با توجه به انرژی شتابدهنده متغیر است. این فیلترها بر روی یک صفحه‌ی آلومینیومی قرار گرفته‌اند. این صفحه‌ی آلومینیومی برای دستیابی به طیف پرتو ایکس مناسب در مکان خود قابل چرخیدن می‌باشد. فیلتر در نقاط مرکزی‌تر ضخیم‌تر از لبه‌های بیرونی می‌باشد تا اینکه یک میدان تابشی با شدت یکنواخت در عمق بدست آید.
- یون چمبر میدان پرتو ایکس مسطح شده را نمایش می‌دهند و در شبیه‌سازی این بخش از هد متشکل از چندین صفحه‌ی موازی می‌باشد.

- فک‌های موازی‌ساز ثانویه ساخته شده از تنگستن می‌باشند و برای دستیابی به میدان مناسب تنظیم می‌شوند. فک بالایی (Y) در طول یک قوس با شعاع ۲۸ cm با مرکزی تقریباً روی هدف حرکت می‌کند. فک پایینی (X) در یک سبک خطی در حالی که محور باز هم روی هدف بوده و وجوه این فک‌ها همیشه روی هدف متمرکز شده است.
- هر گوه، بلوک و یا جبران‌کننده در شکاف شمارش معین مناسب، شمارش می‌شود.
- صرفه نظر از انرژی الکترون اولیه، مهمترین فاکتورهایی که روی طیف انرژی برانگیختگی و توزیع زاویه‌ای تاثیر گذار هستند، عبارتند از هدف و فیلتر مسطح‌کننده.

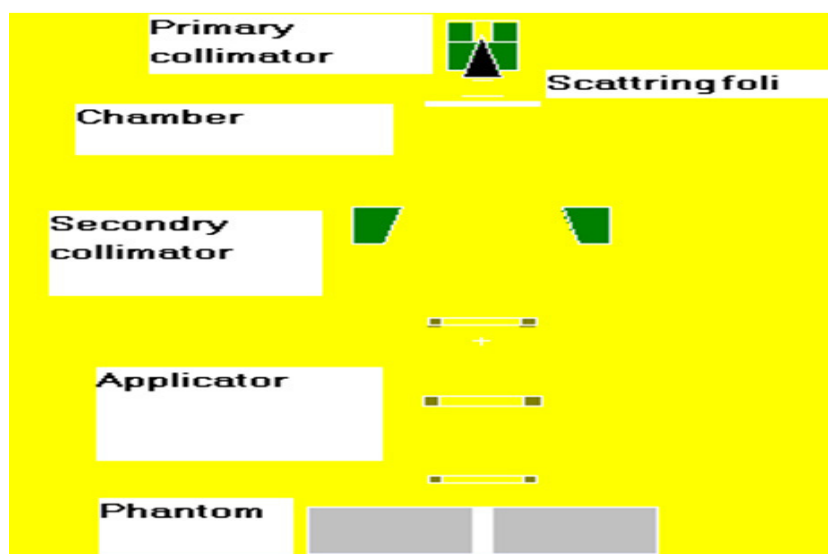


شکل (۲-۳): نمایی از سر شتابدهنده خطی واریان ۲۱۰۰ همراه با نمایی بزرگ نمایی شده از فیلتر مسطح‌کننده (cm) در این مطالعه برای فوتون تراپی

۳-۱-۴ اصول پرتوی الکترون تراپی

- باریکه‌ی مورد نیاز برای الکترون تراپی چندین مرتبه به لحاظ بزرگی کمتر از پرتو ایکس مورد نیاز برای فوتون تراپی است.
- باریکه الکترونی که آهنرباهای خم را ترک می‌کنند تقریباً ۲-۳ mm قطر دارند.

- برای تعیین انرژی قابل استفاده الکترون، هدف پرتو ایکس منقبض شده و فویل‌ها چرخش داده می‌شود.
- فویل‌های پراکندگی برای پخش کردن این باریکه به یک صفحه‌ی بزرگتر (که براکی‌تراپی مناسب است) استفاده می‌شوند.
- اتافک یونش دوز تحویلی را نمایش داده و تقارن پرتو را تنظیم می‌کند.
- مقدار معینی که به هد تابشی همراه با اپلیکاتور الکترون پیوست می‌شود برای میدان تابشی در یک cut-off شکل داده شده درج می‌شود.



شکل (۳-۳) نمایی از هد شتابدهنده واریان شبیه سازی شده برای الکترون‌تراپی

۳-۱-۵ شکل هندسی هدف

با توجه به اینکه در دفترچه مربوط به هد فقط صحبت از ضخامت لایه‌های تشکیل‌دهنده هدف شده است، در این بخش سعی شده است با توجه به مفهوم ضریب انباشت، شکل هندسی برای هدف در نظر گرفته شود که با انتخاب شکل مربوطه برای چشمه کمترین ضریب انباشت پراکندگی پرتوهای گاما را در یک

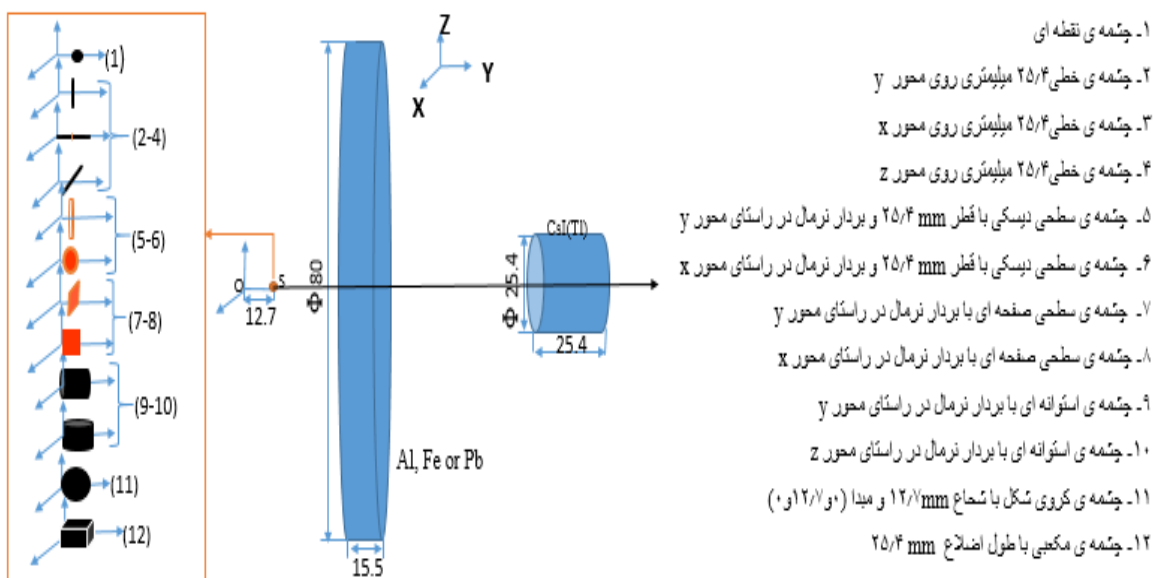
آشکارساز فرضی داشته باشیم. هندسه‌های استفاده شده در این شبیه‌سازی برای چشمه‌های فوتونی عبارتند از:

- چشمه‌ی نقطه‌ای همسانگرد
- چشمه‌های خطی همسانگرد در راستاهای x ، y و z
- چشمه‌های سطحی و صفحه‌ای همسانگرد
- چشمه‌های حجمی کره‌ای، استوانه‌ای و مکعبی

در ابتدای مسیر ضریب انباشت برای چشمه ^{60}Co با انرژی‌های $1/33$ و $1/17$ مگاالکترون ولت و حالتی با انرژی میانگین این دو قله یعنی $1/25$ مگاالکترون ولت برای یک حفاظ سربی محاسبه شد. در ادامه این کمیت برای آلومینیوم و آهن نیز محاسبه شده که تغییرات این کمیت با توجه به عدد اتمی ملموس‌تر شود.

برای این منظور چیدمان نشان داده شده در شکل (۳-۴) توسط کد MCNP شبیه‌سازی شد که در این شکل ضخامت حفاظ $1/55$ سانتیمتر و مکان چشمه در روی محور y و در $1/27$ سانتیمتری از مبدأ قرار دارد. برای بدست آوردن نتایج مورد نظر، تالی شماره‌ی ۴ که شار فوتون‌ها را در حجم مورد نظر محاسبه می‌کند، استفاده شد. برای بررسی تاثیر تغییرات انرژی چشمه بر نتایج حاصله، در ادامه محاسبات دو چشمه ^{137}Cs و ^{16}N به ترتیب با انرژی‌های $0/66$ و $6/2$ مگاالکترون ولت به محاسبات و شبیه‌سازی‌ها اضافه شدند و نتایج مربوط به این دو چشمه با کبالت مورد مقایسه قرار گرفت. نتایج حاصل از این پژوهش در شکل‌های (۳-۵)، (۳-۶) و (۳-۷) نشان داده شده است. با توجه به نتایج بدست‌آمده ضریب انباشت شار به شکل هندسی چشمه، عدد اتمی حفاظ و انرژی چشمه وابستگی دارد. با توجه به انرژی چشمه‌های استفاده شده، در بین اندرکنش‌های فوتونی (فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج)، اندرکنش

کامپتون غالب تر است. احتمال رخداد این اندرکنش و احتمال رخداد اندرکنش کل برای حفاظهای استفاده شده برای این سه چشمه در شکل (۳-۸) نشان داده شده است. برای ترسیم این شکل از بانک اطلاعاتی X-COM استفاده شده است [۸۱].



شکل (۳-۴): چیدمان شبیه سازی شده از چشمه- حفاظ- آشکارساز (mm) به منظور کمینه نمودن ضریب انباشت.

در شکل (۳-۸) در بازه انرژی ۰/۶۶ تا ۶/۲ مگاالکترون ولت، احتمال پراکندگی کامپتون برای سرب به صورت قابل ملاحظه ای متفاوت از آلومینیوم و آهن است. احتمال پراکندگی کامپتون برای آلومینیوم و آهن با افزایش انرژی کاهش می یابد در حالی که این احتمال برای سرب با انرژی روندی صعودی دارد. بنابراین ضریب انباشت برای سرب متفاوت از آلومینیوم و آهن است (شکل (۳-۷)). احتمال فرار فوتون- های پرنرژی از حفاظ سربی بیشتر از فوتون ها کم انرژی است. برای حفاظ های آهن و آلومینیوم، اندرکنش های کامپتون مربوط به سزیم، فوتون های ثانویه ی بیشتری نسبت به کبالت و نیتروژن ایجاد می کنند. بنابراین ضریب انباشت برای این چشمه در حضور آهن و آلومینیوم بزرگتر است. برای چشمه ی کبالت، ضریب انباشت شار حفاظ های آهنی بزرگتر از دو حفاظ دیگر است. علت این تفاوت در احتمال اندرکنش کل فوتون با این مواد نهفته است. احتمال جذب فوتون با بعد از پراکندگی ها متعدد در حفاظ

سربی بالاتر از دو حفاظ دیگر است. بنابراین شار فوتونی کمتری در آشکارساز نسبت به حفاظ آهنی ثبت خواهد شد. در حالت استفاده از باریکه های موازی سطح مقطع کوچکی از حفاظ تحت برخورد با فوتون ها قرار می گیرد و به تبع آن فوتون های پراکندگی کمتری خواهیم داشت. برای حفاظ سربی چشمه های سیلندری هم محور با حفاظ و آشکارساز، منجر به کمترین ضریب انباشت در حضور همه ی چشمه ها می شود. بعد از اندرکنش درون چشمه ی حجمی، فوتون ها با انرژی کمتری به حفاظ رسیده و جذب در حفاظ افزایش پیدا می کند. چشمه ی سیلندری هم محور با حفاظ، زاویه ی فضایی کمتری نسبت به سایر جهت ها ایجاد می کند، که روی مقدار ضریب انباشت تاثیر گذار است. از آنجائی که هدف در شتابدهنده ی خطی تنگستن با عدد اتمی بالا می باشد شکل چشمه، با توجه به نتایج حاصل برای سرب در محدوده ی عدد اتمی بالا، به صورت سیلندری در نظر گرفته شده است. برای حفاظ های با عدد اتمی میانی، چشمه ی دیسکی هم محور با حفاظ کمترین ضریب انباشت را به همراه داشت. در این حالت شار کل کمتر از سایر چشمه ها است ولی شار غیر تماسی بزرگتر از چشمه های دیگر است. در این شبیه سازی چشمه های صفحه ای و دیسکی محوری بهترین عملکرد را در انرژی های پایین در کاهش دادن ضریب انباشت نسبت به سایر چشمه ها از خود نشان دادند. در انرژی $6/2$ مگا الکترون ولت (این انرژی صرفا برای بررسی و تجزیه و تحلیل نتایج در انرژی های بالا انتخاب شده است)، احتمال رخداد اندرکنش تولید زوج برای موادی با عدد اتمی بالا وجود دارد که در نتیجه ی آن احتمال رسیدن فوتون های نابودی به آشکارساز وجود دارد بنابراین ضریب انباشت شار فوتون برای سرب بالاتر است. لازم به ذکر است از بین اشکال هندسی بررسی شده شکل هندسی استوانه ای برای چشمه در شتابدهنده ی خطی استفاده شد با این وجود در مواردی که استفاده از چشمه های نقطه ای در موارد درمانی مد نظر قرار می گیرد بررسی سایر اشکال هندسی با توجه به نتایج بدست آمده در این مطالعه بسیار مهم است. برای ۱۲ هندسه ی مطرح شده نتایج محاسبه شده به همراه خطای در جدول (۳-۱) نشان داده شده است. با توجه به تعریف ضریب انباشت که عبارت بود از

"نسبت مقدار یک کمیت تابشی خاص (شار، دز و ...) در هر نقطه به مولفه غیر برخوردی آن کمیت"

خطای نسبی ضریب انباشت به صورت زیر محاسبه شد:

$$\frac{\sigma_B}{B} = \left[\left(\frac{\sigma_{\varphi\text{-uncollided}}}{\varphi_{\text{uncollided}}} \right)^2 + \left(\frac{\sigma_{\varphi_T}}{\varphi_T} \right)^2 \right]^{1/2} \quad (1-3)$$

که $\left(\frac{\sigma_{\varphi\text{-uncollided}}}{\varphi_{\text{uncollided}}} \right)$ خطای نسبی شار غیر برخوردی و $\left(\frac{\sigma_{\varphi_T}}{\varphi_T} \right)$ خطای نسبی شار کل است. برای ۱۲

هندسه در جدول (۱-۳) خطا برای حفاظ آلومینیومی از مرتبه هزارم می‌باشد. بیشینه خطای نسبی برای

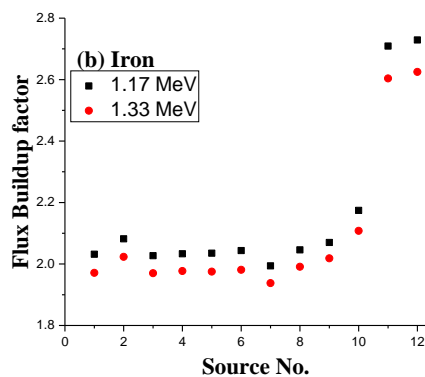
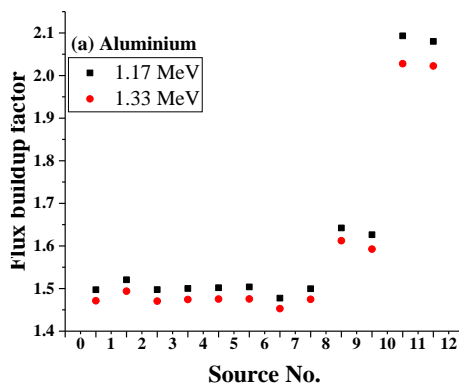
حفاظ

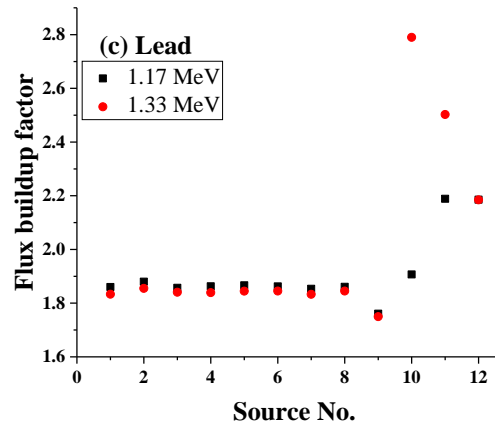
جدول (۱-۳): نتایج ضریب انباشت شار به همراه خطای نسبی برای ۱۲ هندسه مطرح شده در شکل (۴-۳)

No. of source geometry		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	
^{137}Cs (0.66 MeV)	Al	<i>B</i>	1.605	1.635	1.610	1.608	1.608	1.611	1.583	1.609	1.630	2.540	1.740	1.750
		σ_B/B	0.005	0.006	0.006	0.006	0.006	0.006	0.007	0.006	0.005	0.007	0.006	0.007
	Fe	<i>B</i>	2.262	2.332	2.264	2.271	2.279	2.269	2.223	2.288	2.147	2.326	2.422	2.473
		σ_B/B	0.007	0.008	0.008	0.008	0.008	0.008	0.010	0.008	0.007	0.009	0.009	0.009
	Pb	<i>B</i>	1.866	1.882	1.868	1.882	1.860	1.865	1.851	1.872	1.709	1.881	1.918	1.939
		σ_B/B	0.012	0.013	0.013	0.013	0.013	0.013	0.016	0.014	0.010	0.014	0.014	0.015
^{60}Co (1.25 MeV)	Al	<i>B</i>	1.484	1.507	1.484	1.486	1.486	1.488	1.465	1.485	1.628	1.607	2.057	2.050
		σ_B/B	0.005	0.006	0.006	0.006	0.006	0.006	0.007	0.006	0.006	0.007	0.008	0.009
	Fe	<i>B</i>	1.997	2.050	1.996	2.000	2.000	2.013	1.963	2.018	2.042	2.142	2.657	2.668
		σ_B/B	0.007	0.007	0.007	0.007	0.007	0.007	0.009	0.008	0.007	0.009	0.010	0.010
	Pb	<i>B</i>	1.850	1.868	1.856	1.851	1.853	1.853	1.839	1.846	1.756	1.907	2.177	2.191
		σ_B/B	0.008	0.009	0.009	0.009	0.009	0.009	0.010	0.010	0.008	0.010	0.012	0.013
^{60}Co (1.17 MeV)	Al	<i>B</i>	1.497	1.520	1.497	1.500	1.501	1.503	1.477	1.499	1.642	1.626	2.093	2.080
		σ_B/B	0.005	0.006	0.006	0.006	0.005	0.006	0.007	0.006	0.006	0.007	0.008	0.008
	Fe	<i>B</i>	2.031	2.081	2.027	2.033	2.035	2.043	1.993	2.046	2.070	2.174	2.700	2.729
		σ_B/B	0.006	0.007	0.007	0.007	0.007	0.007	0.009	0.008	0.007	0.008	0.010	0.010
	Pb	<i>B</i>	1.860	1.879	1.857	1.862	1.866	1.862	1.853	1.860	1.760	1.900	2.180	2.185
		σ_B/B	0.006	0.007	0.007	0.007	0.007	0.007	0.009	0.008	0.007	0.008	0.010	0.010

		σ_B/B	0.009	0.009	0.009	0.009	0.010	0.010	0.010	0.010	0.009	0.011	0.013	0.013
^{60}Co 1.33 MeV)	Al	B	1.493	1.470	1.474	1.475	1.475	1.452	1.474	1.612	1.592	2.027	2.022	1.471
		σ_B/B	0.005	0.005	0.005	0.005	0.005	0.006	0.007	0.006	0.006	0.007	0.008	0.008
	Fe	B	1.971	2.023	1.970	1.977	1.975	1.981	1.937	1.991	2.018	2.107	2.603	2.625
		σ_B/B	0.006	0.007	0.007	0.007	0.007	0.007	0.008	0.007	0.007	0.008	0.009	0.010
	Pb	B	1.833	1.854	1.840	1.839	1.844	1.844	1.832	1.844	1.749	2.790	2.502	2.184
		σ_B/B	0.008	0.009	0.009	0.009	0.009	0.009	0.010	0.009	0.008	0.011	0.012	0.013
^{16}N (6.2 MeV)	Al	B	1.549	1.555	1.549	1.548	1.548	1.548	1.535	1.545	1.562	1.560	1.568	1.573
		σ_B/B	0.005	0.005	0.005	0.005	0.005	0.005	0.006	0.006	0.005	0.005	0.005	0.006
	Fe	B	2.035	2.081	2.043	2.045	2.045	2.054	1.983	2.047	2.046	2.064	2.058	2.085
		σ_B/B	0.006	0.007	0.007	0.007	0.007	0.007	0.008	0.007	0.006	0.007	0.006	0.007
	Pb	B	2.496	2.533	2.513	2.505	2.467	2.490	2.434	2.471	2.365	2.495	2.489	2.515
		σ_B/B	0.010	0.010	0.010	0.010	0.010	0.010	0.011	0.010	0.010	0.011	0.010	0.011

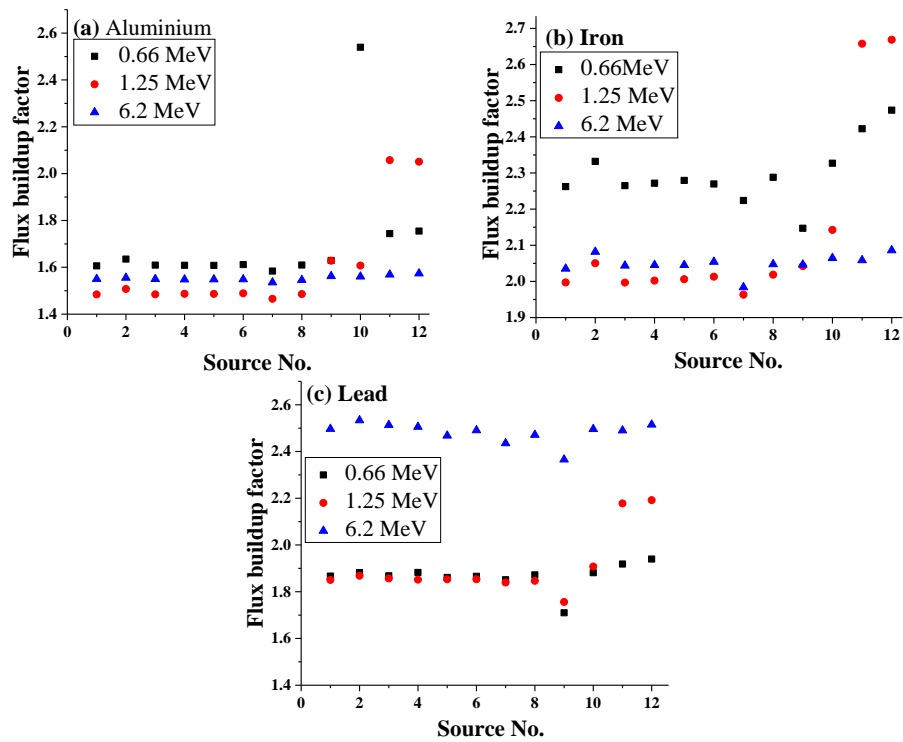
آهنی در حضور کبالت از مرتبه‌ی یک صدم می‌باشد و از مرتبه یک هزارم برای سزیم و نیتروژن است. برای حفاظ سربی ماکزیمم خطای نسبی برای همه چشمه‌ها از مرتبه‌ی یک صدم می‌باشد. بر طبق استانداردهای روش مونت کارلو تمام خطاها در محدوده‌ی قابل قبول قرار دارند.





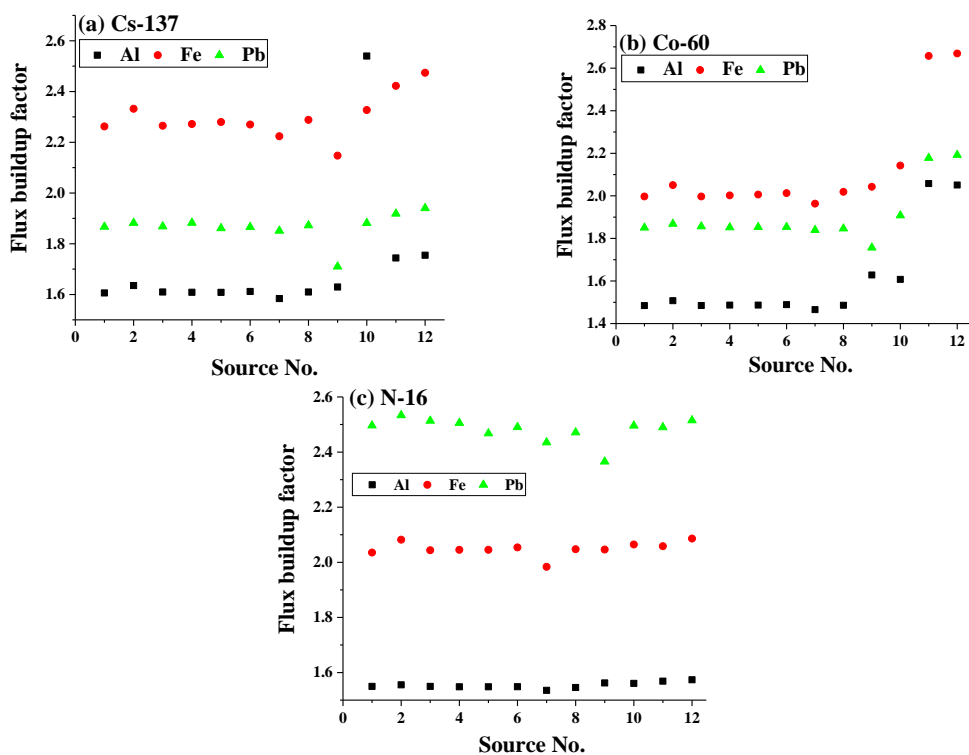
شکل (۳-۵): ضرایب انباشت شار پرتو گاما برای ۱۲ هندسه ی چشمه در انرژی های ۱/۱۷ و ۱/۳۳ مگاالکترون ولت برای حفاظ های

Al, Fe و Pb با ضخامت ۱/۵۵ سانتیمتر

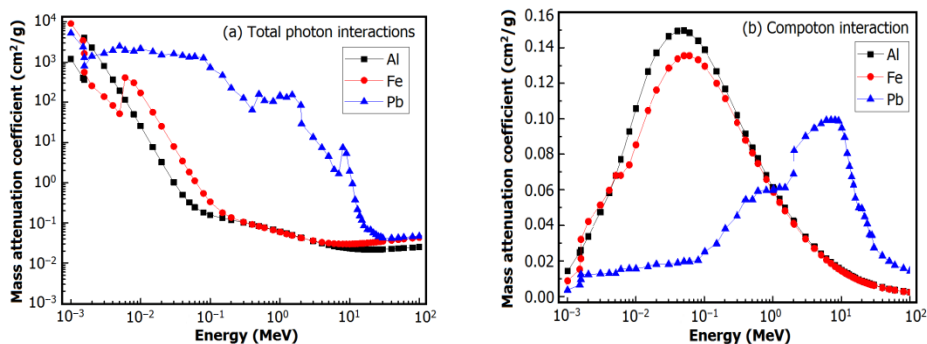


شکل (۳-۶): ضرایب انباشت شار پرتو گاما برای ۱۲ هندسه ی چشمه در انرژی های ۰/۱۶۶، ۱/۲۵ و ۶/۲ مگاالکترون ولت

برای حفاظ های Al, Fe و Pb با ضخامت ۱/۵۵ cm.



شکل (۳-۷): مقایسه ضرایب انباشت شار در هر انرژی برای حفاظ های مورد نظر



شکل (۳-۸): تغییرات ضرایب تضعیف جرمی نسبت به انرژی برای اندرکنش کامپتون و کل در گستره انرژی ۱ keV تا ۱۰۰ MeV [۸۱].

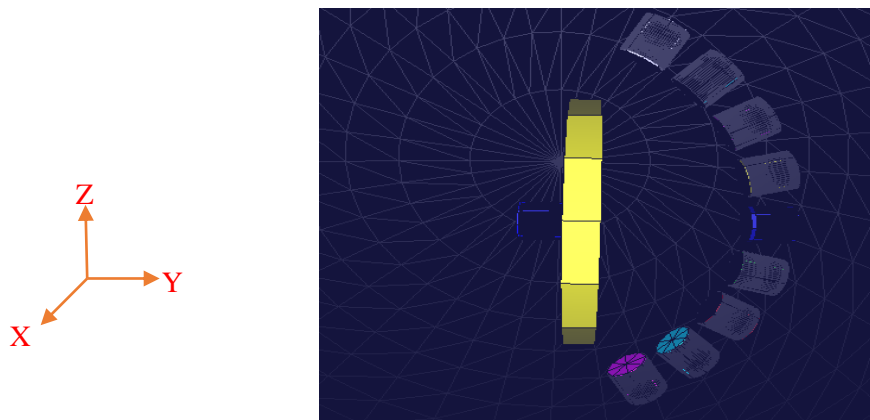
۳-۱-۶ مکان آشکارساز

مکان صفحات ثبت کننده پرتوهای ایکس تاثیر بسزائی روی نتایج خروجی شتابدهنده‌ی خطی دارد. در بررسی این شتابدهنده‌ها معمولا این صفحات در مکان‌های متفاوتی قرار می‌گیرند. در این بخش سعی شده است همانند بخش قبلی با استفاده از مفهوم ضریب انباشت پرتوهای گاما، مکان آشکارساز با کمترین ضریب انباشت با طراحی یک چیدمان مناسب مشخص شود. در واقع در این بخش برای حفاظت از بافت-

های سالم، سعی بر این است مکانی را مشخص کنیم که کمترین پرتوهای پراکنده شده به آنجا می‌رسند. در بخش اول از مطالعه رابطه‌ی ضریب انباشت را با تغییر راستای آشکارساز مورد بررسی قرار می‌گیرد این مقایسه و بررسی را در سه فاصله شعاعی ۹، ۱۲، ۱۵ و ۱۸ سانتی‌متری مورد ارزیابی قرار داده تا علاوه بر اینکه اثر تغییر زاویه‌ای مکان آشکارساز روی ضریب انباشت مورد بررسی قرار گیرد، تأثیر تغییر فاصله‌ی شعاعی آشکارساز روی ضریب انباشت نیز بررسی شود. شعاع‌ها و فواصل در شبیه‌سازی طوری انتخاب شده است که تداخل بین سطوح رخ ندهد. در این بررسی فاصله شعاعی نسبت به مرکز حفاظ در نظر گرفته می‌شود.

برای بررسی تأثیر تغییر زاویه‌ای مکان آشکارساز روی ضریب انباشت، آشکارساز با گام ۱۵ درجه‌ای همان‌طوری که در شکل ۲ نشان داده شده است حول مرکز حفاظ چرخانده می‌شود و در هر کدام از این مواضع محاسبات مربوطه انجام می‌گیرد.

با توجه به تحقیق انجام شده مکان آشکارساز فاکتور مهم دیگری در کم کردن درصد دز و یا شار حاصل از پرتوهای فوتون پراکنده شده در مقدار کلی دز و یا شار می‌باشد. برای بررسی و نیل به نتایج مورد نظر، چیدمان زیر طراحی شده و شبیه‌سازی (شکل ۱۲) انجام شد.



شکل (۳-۹): توزیع زاویه ای آشکارساز CSI(Tl) در حضور چشمه فوتونی (^{137}Cs ، ^{60}Co و لایه حفاظی فوتون (سرب)،

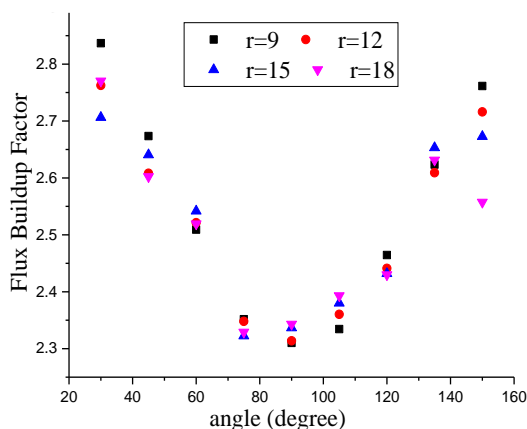
آهن و آلومینیوم) جهت بررسی اثر مکان آشکارساز روی ضریب انباشت.

در بخش دوم اثر تغییر انرژی فوتون‌ها در محاسبات وارد می‌شود. به این صورت که بررسی اثر تغییر زاویه-ای مکان آشکارساز روی ضریب انباشت در سه وضعیت انجام می‌گیرد. در هر وضعیت از یکی از چشمه-های ^{137}Cs ، ^{60}Co و ^{16}N به ترتیب با انرژی‌های ۰/۶۶، ۱/۲۵ و ۶/۲ مگاالکترون‌ولت به عنوان چشمه‌ی فوتونی استفاده می‌شود. انتخاب این چشمه‌ها بر این اساس است که بخش گسترده‌ای از طیف انرژی را که در آن بازه برهم‌کنش کامپتون، به عنوان مهمترین برهم‌کنش دخیل در کمیت ضریب انباشت، حضور دارد را مورد بررسی قرار گیرد. از آنجایی که احتمال رخداد اندرکنش کامپتون در هر انرژی برای مواد با اعداد اتمی متفاوت، متفاوت است. این بخش از بررسی در هر انرژی برای سه ماده‌ی پرکاربرد به عنوان حفاظ فوتونی (Al، Fe و Pb) انجام می‌شود. در بخش سوم که بیان دیگری از بخش دوم است برای هر کدام از حفاظ‌ها، بررسی مسأله‌ی مورد نظر در سه انرژی مطرح شده انجام می‌شود. در واقع در این بخش علاوه بر بررسی تغییرات ضریب انباشت شار نسبت به راستای آشکارساز برای هر کدام از مواد، تغییرات ضریب انباشت نسبت به تغییر انرژی مورد مطالعه قرار می‌گیرد. در این تحقیق آشکارساز استفاده شده، آشکارساز CsI(Tl) است. ضخامت ماده حفاظی ثابت و برابر ۱/۵۵ cm است. به کمک تالی F4 (آشکارساز حجمی) شار کل فوتون‌ها و شار کل فوتون‌های غیربرخوردی را در حجم مورد نظر به دست آورده و طی یک برنامه‌ای که به زبان فرترن نوشته شده است ضرایب انباشت شار در حجم مورد نظر و حالت‌های مختلف به دست آورده می‌شود. لازم به ذکر است که برای به حداقل رساندن اثر فاصله چشمه از حفاظ روی ضریب انباشت، چشمه با فاصله بسیار کمی نسبت به حفاظ قرار گرفته است. همچنین برای کاهش خطای آماری و محاسباتی از کارت کاهش واریانس Phys، imp و cutoff استفاده کرده و برنامه در هر کدام از مواد و انرژی‌های مربوطه اجرا شد.

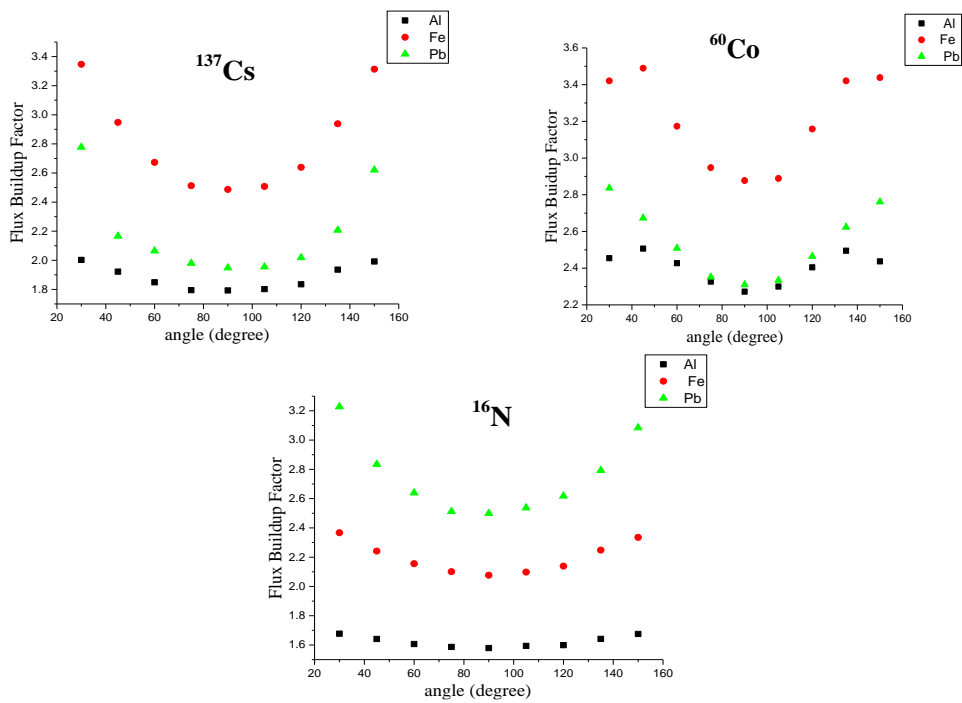
نتایج هر کدام از بررسی‌های مربوط به هر بخش در شکل‌های (۳-۱۰)، (۳-۱۱)، (۳-۱۲) و به صورت نمودار ارائه شده است. با توجه به نتایج شبیه‌سازی راستای ۹۰ درجه دارای کمترین مقدار ضریب انباشت

می‌باشد. که این مطلب حاکی از این است که پرتوهای فوتونی کمتری در این راستا بعد از برهمکنش در داخل حفاظ و پراکندگی به سمت آشکارساز به آشکارساز رسیده اند. با توجه به شکل (۳-۱۰) با افزایش فاصله شعاعی از آشکارساز در زاویه‌های بزرگتر اختلاف بین ضرایب انباشت بیشتر می‌شود و در زاویه‌های کم آشکارساز نسبت به محور مرکزی اختلاف بین ضرایب انباشت کم است. با توجه به این که با افزایش فاصله از حفاظ زاویه فضایی بین آشکارساز و حفاظ افزایش یافته و سطح بیشتری از حفاظ را تحت پوشش قرار می‌دهد امکان رسیدن پرتوهای پراکنده شده از حفاظ به آشکارساز بیشتر می‌شود.

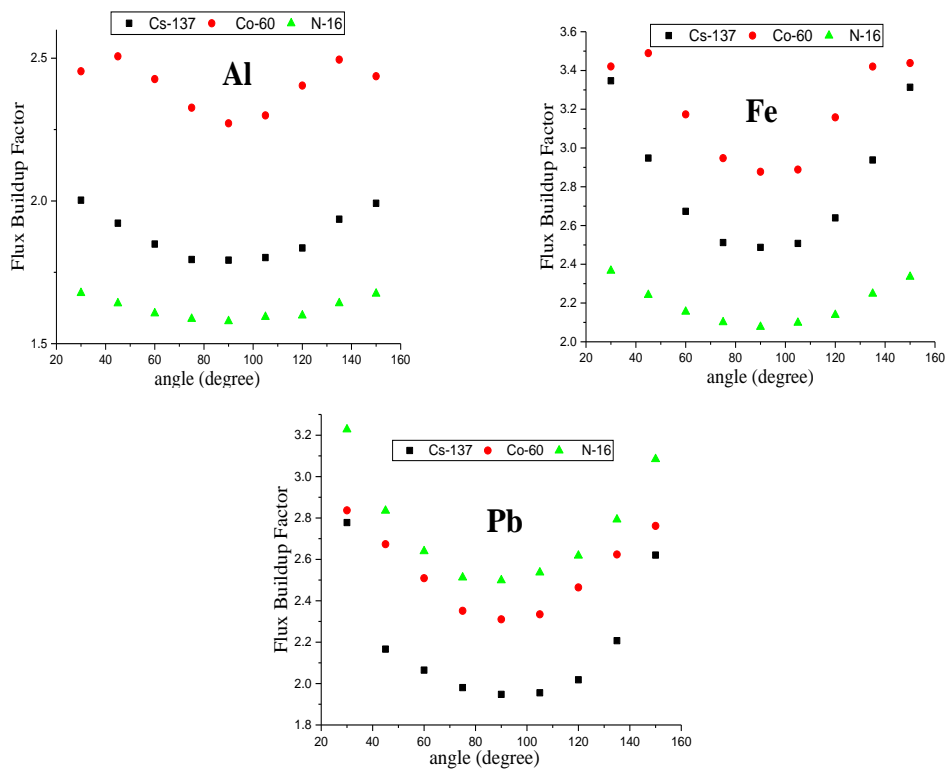
در زوایای مرکزی (۹۰، ۷۵، ۱۰۵) اختلاف بین ضرایب انباشت کم است و در تمام فاصله‌ها زاویه ۹۰ درجه (چشمه، آشکارساز و حفاظ در یک راستا) کمترین مقادیر برای ضرایب انباشت را به دست می‌دهد. با توجه به کاتوره‌ای بودن راستای فوتون‌های پس پراکنده شده در حضور چشمه‌ی فوتونی همسانگرد، ضرایب انباشت در زوایای ۳۰، ۶۰، ۱۲۰، ۱۵۰ نسبت به بقیه زوایا مقدار بیشتری دارد و این خود معیاری است که در این زوایا احتمال رسیدن فوتون‌های ثانویه پراکنده شده از حفاظ به آشکارساز بیشتر است.



شکل (۳-۱۰): بررسی تغییرات ضریب انباشت شار نسبت به فاصله شعاعی آشکارساز CsI(Tl) از مبدأ مختصات برای راستاهای مختلف آشکارساز نسبت به مرکز حفاظ سربی و در حضور چشمه کبالت با انرژی ۱,۲۵ مگاالکترون‌ولت



شکل (۳-۱۱): تغییر ضرایب انباشت شار نسبت به راستای آشکارساز برای سه ماده حفاظی Al، Fe و Pb برای سه چشمه ^{137}Cs ، ^{60}Co و ^{16}N .



شکل (۳-۱۲): تغییر ضرایب انباشت شار نسبت به راستای آشکارساز برای سه چشمه ^{137}Cs ، ^{60}Co و ^{16}N و برای سه ماده حفاظی Al، Fe و Pb.

احتمال اندرکنش‌های فوتون با عناصر (فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج) با توان‌های مثبت عدد اتمی رابطه‌ی مستقیم دارد. با توجه به اینکه پرتوهای فوتونی ثانویه ایجاد شده حین اندرکنش فوتون اولیه با حفاظ و پراکندگی و عدم جذب این فوتون‌ها طی برهمکنش‌های بعدی در حفاظ تأثیر بسیاری روی کمیت ضریب انباشت دارند از این رو احتمال رخداد این اندرکنش‌ها در بررسی نمودارهای بالا بسیار مهم است. با توجه به انرژی چشمه‌های استفاده شده، اندرکنش غالب و تأثیرگذار روی کمیت ضریب انباشت شار در محل آشکارساز اندرکنش کامپتون است. در شکل (۳-۸) احتمال رخداد اندرکنش کامپتون و احتمال اندرکنش کل با فوتون سه ماده حفاظی ترسیم شده است. با توجه به شکل (۳-۸) احتمال رخداد اندرکنش کامپتون برای آلومینیوم و برای فوتون‌های مربوط به چشمه‌های مطرح شده، بیشتر از آهن و سرب است. اما با این وجود ضرایب انباشت شار برای سرب و آهن همانطوری که شکل (۳-۱۱) نشان می‌دهد، بیشتر از آلومینیوم است. چگالی سرب و آهن نقش بسیار مهمی در کاهش پویش آزاد میانگین این دو عنصر بازی می‌کند. به صورتی که این عامل تعداد اندرکنش‌های پراکندگی را در این دو ماده‌ی حفاظی افزایش می‌دهد با توجه به شکل (۳-۸) آلومینیوم دارای بیشترین پویش آزاد میانگین است و این به این معنی است که فوتون‌ها تا رخداد اولین برهم‌کنش کامپتون در داخل آلومینیوم ضخامت بیشتری از این ماده حفاظی را بدون هیچ برهم‌کنشی پشت سر می‌گذارند. به همین علت تعداد پرتوهای فوتونی اندرکنش کرده در داخل حفاظ آلومینیومی و به تبع آن پراکنده شده به سمت آشکارساز نسبت به حفاظ‌های آهنی و سربی کمتر است. در حالت استفاده از چشمه ^{16}N وضعیت برای آهن و سرب کمی متفاوت‌تر از ^{137}Cs و ^{60}Co است زیرا در این حالت برای سرب امکان رخداد اندرکنش تولید زوج نیز علاوه بر کامپتون وجود دارد. حضور این فوتون‌ها در داخل حفاظ و اندرکنش آن‌ها و پراکنده شدن آن‌ها به سمت آشکارساز علت زیاد بودن ضریب انباشت شار فوتون‌ها در حضور سرب به عنوان حفاظ و ^{16}N به عنوان چشمه‌ی فوتونی می‌باشد. در بخش سوم که بیانی دیگر از بخش دوم است، هدف در درجه اول نشان دادن تغییرات

ضریب انباشت با راستای آشکارساز و انتخاب راستای با کمترین ضریب انباشت است اما در درجه دوم بررسی این سوال است که رفتار تغییرات بررسی شده برای هر عنصر حفاظی در سه ناحیه انرژی چگونه است. با توجه به توضیحات داده شده علیرغم اینکه احتمال رخداد اندرکنش کامپتون برای آلومینیوم بیشتر از آهن و برای آهن هم بیشتر از سرب است، اما همانطور که قبلاً مطرح شد چگالی عناصر بررسی شده در اینجا نقش بسیار مؤثری در افزایش تعداد این اندرکنش در حفاظ سربی نسبت به حفاظ آهنی و در حفاظ آهنی نسبت به حفاظ آلومینیومی بازی می‌کند. وابستگی اندرکنش کامپتون به عدد اتمی بسیار ناچیز است و برای گستره‌ی وسیعی از عناصر رخ می‌دهد. برای موادی با عدد اتمی پایین مثل آلومینیوم و آهن، اندرکنش اصلی اندرکنش کامپتون است. با توجه به شکل (۳-۸) اختلاف بین سطوح مقطع کامپتون برای فوتون‌های مربوط به چشمه‌ی ^{137}Cs با انرژی 0.66 MeV و فوتون‌های مربوط به چشمه‌ی ^{60}Co با انرژی 1.25 MeV و در حضور دو حفاظ آهنی و آلومینیومی بسیار کم است. احتمال جذب فوتون‌های ثانویه‌ی حاصل از برهمکنش فوتون‌های ^{137}Cs با عناصر حفاظی بیشتر از ^{60}Co است. این مطلب نشان می‌دهد که احتمال خروج فوتون‌های پراکنده شده از حفاظ مربوطه و رسیدن به آشکارساز در حضور ^{60}Co بیشتر از ^{137}Cs است. کمیت مهم دیگر پویش آزاد میانگین و تعداد اندرکنش‌های کامپتونی است که در مطالب قبلی توضیح داده شد. به خاطر این عوامل ضرایب انباشت در حالت استفاده از چشمه‌ی ^{60}Co بزرگتر از ^{137}Cs است. برای عناصری با عدد اتمی پایین در انرژی‌های بالا (^{14}N) احتمال اندرکنش کامپتون کم‌شده و احتمال اندرکنش کل هم کاهش می‌یابد و این یعنی احتمال اندرکنش با حفاظ کم بوده و در نهایت پرتوهای فوتونی پراکنده شده‌ای که بعد از اندرکنش در حفاظ خود را به آشکارساز برسانند، کم خواهد بود. در حضور سرب و در انرژی‌های بالا احتمال رخداد اندرکنش تولید زوج هم وجود دارد این عامل در کنار اندرکنش‌های بیشتری که برای فوتون‌ها در داخل سرب نسبت به دو عنصر دیگر رخ می‌دهد عامل افزایش ضریب انباشت در حضور ^{16}N نسبت به انرژی‌های پایین‌تر است.

همانطوری که در شکل (۳-۱۲) مشاهده می‌شود راستای ۹۰ درجه‌ی آشکارساز در تمام حالت‌ها کمترین ضریب انباشت را نسبت به بقیه راستاها دارا می‌باشد. این مطلب گواه این است که در این راستا فوتون‌های پراکنده شده‌ی کمتری به آشکارساز می‌رسند. با کاهش زاویه‌ی راستای آشکارساز به سمت زوایای ۷۵، ۶۰، ۴۵ و ۳۰ و همچنین افزایش این زاویه از ۹۰ به ۱۰۵، ۱۲۰، ۱۳۵ و ۱۵۰ به ترتیب ضریب انباشت در تمام حالات افزایش می‌یابد. با توجه به نتایج حاصل از شبیه‌سازی تعداد فوتون‌هایی که دستخوش اندرکنش با حفاظ‌های مربوطه شده و به سمت آشکارسازها در این نقاط پراکنده می‌شوند بسیار بیشتر از راستای ۹۰ درجه‌ی آشکارساز است که همین عامل باعث افزایش شار کاذب در این نقاط شده و ضریب انباشت بیشتری را نسبت به راستای ۹۰ درجه موجب می‌شوند.

با توجه به نتایج حاصله، حالت مربوط به چیدمانی که چشمه و آشکارساز و حفاظ هر سه در یک راستا قرار می‌گیرند، منجر به کمترین مقدار برای ضریب انباشت پرتوهای گاما پراکنده شدند. در نمودارهای (۳-۱۱) و (۳-۱۲) این راستا با زاویه‌ی ۹۰ درجه نشان داده شده است. خطای محاسباتی تمام نتایج‌های بدست آمده، کوچکتر مساوی ۰/۰۱ بوده است. پیشنهاد می‌شود برای انباشتگی کمتر فوتون‌ها در آشکارساز و کاهش دادن ضرایب انباشت در آزمایشگاه‌ها از این راستا برای ثبت کمیت‌های مورد مطالعه استفاده گردد. لازم به ذکر است که بسته به شرایط مسئله ضرایب انباشت نقش مفید و یا مضر را بازی می‌کند. به عبارت دیگر ممکن است در مطالعات دیگری، هدف افزایش شار در آشکارساز و به عبارت دیگر افزایش ضریب انباشت باشد که در این شرایط زوایای با انحراف بیشتر از محور مرکزی پیشنهاد می‌شود حاصل پژوهش در این بخش در مقاله‌ای در مرجع [۷۶] بیان شده است.

۳-۱-۷ فیلتر مسطح کننده

از آنجایی که فیلتر مسطح کننده یک بخش بسیار مهم در شبیه‌سازی‌ها می‌باشد، این جزء از هدا شتابدهنده در این بخش مورد بررسی قرار خواهد گرفت. در این کار پژوهشی فیلترهای مسطح کننده

مدل‌های ۴، ۶، ۱۰، ۱۵، ۱۸ و ۲۰ مگاولتی شبیه سازی شده است. این فیلتر شکلی تقریباً مخروطی داشته و نسبت به یکی از محور کاملاً متقارن است (شکل ۱۵). با توجه به شارالکترونی با توزیع مکانی و انرژی گاوسی شتابدهنده‌های خطی، شار الکترون‌ها و به تبع آن شار فوتون‌های تابش ترمزی در نقاط نزدیک محور پیک دارد. برای رساندن شار پرتو ایکس یکنواخت به فانتوم مورد نظر در میدان، لازم است که این شار در نزدیکی محور کاهش داده شود و یا به عبارتی مسطح سازی روی طیف انجام شود. این جزء از هد که بر روی یک پایه ثابت می‌شود، برای کاهش شدت باریکه خروجی در نقاط نزدیک محور نسبت به نواحی دور از محور مرکزی و در نهایت ایجاد یک شار یکنواختی از پرتوهای ایکس در طول میدان‌های تراپی این شتابدهنده است. نمایی از فیلتر مسطح کننده در شکل (۳-۱۳) نشان داده شده است. مواد تشکیل دهنده هر کدام از این فیلترها و چگالی مربوط به آنها در جدول (۳-۲) درج شده است.



شکل (۳-۱۳): نمایی از فیلتر مسطح کننده برای دو مدل (a) ۴ MV (b) ۱۸ MV [۷۷]

جدول (۳-۲): مواد تشکیل دهنده‌ی مدل‌های گوناگون شتابدهنده خطی واریان [۷۷]

Energy Level	Material	Density
4X	OFE Cu grade 101	8.92 g/cm ³
6X	OFE Cu grade 101	8.92 g/cm ³
8X	OFE Cu grade 101	8.92 g/cm ³
10X	OFE Cu grade 101	8.92 g/cm ³
15X	Tungsten	16.9 g/cm ³
18X	SAE 12L14 ¹ Free Machining Steel	7.83344 g/cm ³
20X	SAE 12L14 ¹ Free Machining Steel	7.83344 g/cm ³
Conical Insert	Unalloyed Tantalum	16.6g/cm ³

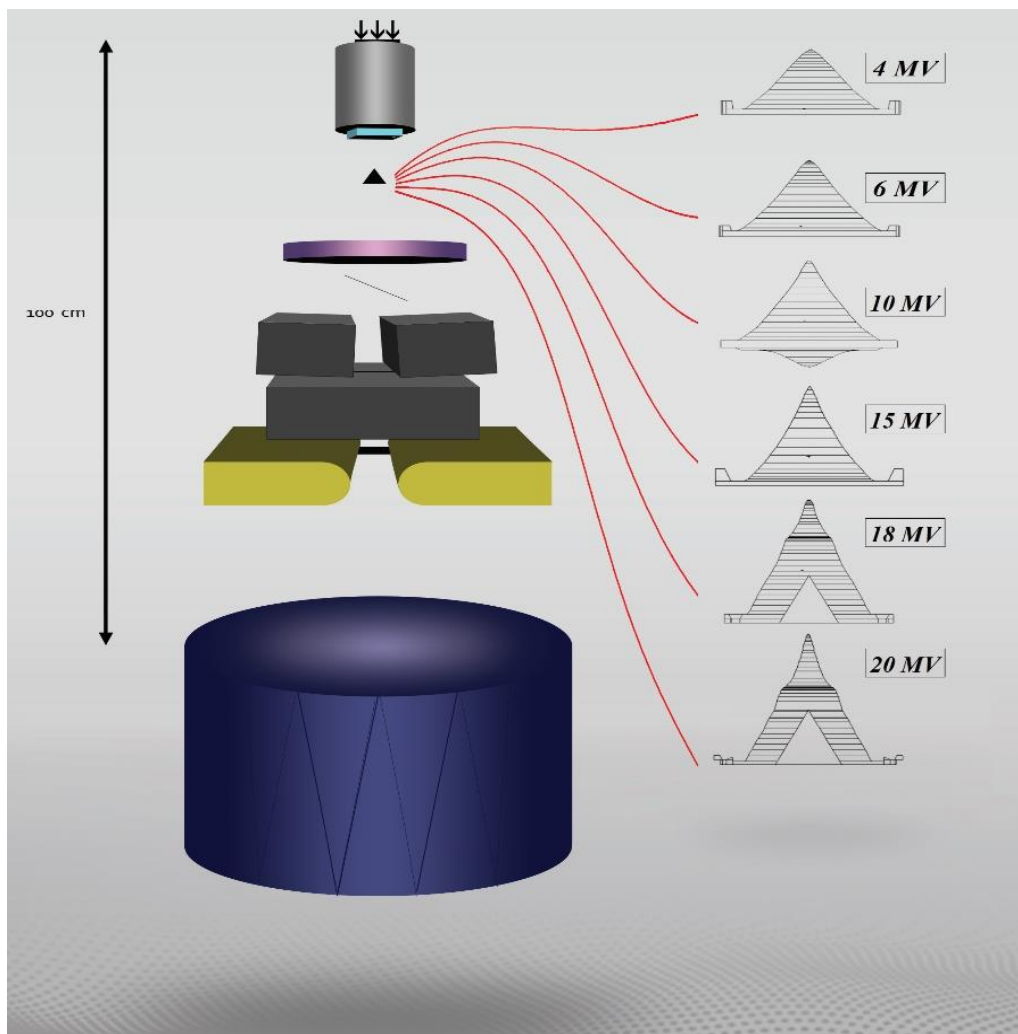
¹ SAE 12L14: 0.15% Cu, 0.85-1.15% Mn, 0.04-0.09% P, 0.26-0.35% S, 0.15-0.35% Pb, ρ= 7.7-8.03g/cm³

۳-۱-۸ هد شبیه‌سازی شده با کد MCNPX

در این رساله هد تماماً با کد MCNPX شبیه‌سازی شده و ترسیم این شکل در ویژوال X24-E صورت پذیرفته است. برای شبیه‌سازی، داده‌های جدیدترین کتابچه از این دستگاه مدنظر قرار گرفته است. مشخصات فیزیکی و مکانی هر جزء از هد مد نظر در جدول (۳-۳) قید شده است. بخش‌های مهم این هد عبارتند از: هدف، موازی‌ساز اولیه، فیلتر مسطح‌کننده، اتافک‌یونش، موازی‌سازهای ثانویه و MLC. نمایی از این هد شبیه‌سازی شده در این مدل‌ها مختلف این شتابدهنده در شکل (۳-۱۴) نشان داده شده است.

جدول (۳-۳): مشخصات فیزیکی و هندسی شتابدهنده انرژی بالای واریان [۷۷].

X-ray target	Material	Thickness (cm)	Notes
4mV	Tungsten, Copper	0.00254 W, 0.1575 Cu	Tungsten button embedded on top of a copper base The target should be assumed as a semi-infinite slab
6mV	Tungsten, Copper	0.0889 W, 0.1575 Cu	
8mV	Copper	0.508 Cu	
10mV	Copper	0.508 Cu	
15mV	Tungsten, Copper	0.0635 W, 0.79248 Cu	
18mV	Tungsten, Copper	0.0635 W, 1.016 Cu	
20mV	Tungsten, Copper	0.0889 W, 0.1524 Cu	
Primary Collimator	Tungsten		The target and primary collimator are in vacuum Conical opening as shown in 100040467 $\rho = 18 \text{ g/cm}^3$ $\rho = 1.85 \text{ g/cm}^3$
Vacuum Window		Top of 0.00254 thick	
Ion Chamber			
Upper Surface	Kapton®	0.0127 x 0.983 Dia Kapton	
Lower Surface		0.00508 x 0.983 Dia Kapton	
Secondary collimator	Tungsten		Used for shielding, very complex geometry that is outside of the beam
Field light mirror	Mylar®	0.00508	Angled at 35° relative to the x-axis
Lead shielding plate	Tungsten		Used for shielding, very complex geometry that is outside of the beam
Upper Surface			
Lower Surface			
Y jaws	Tungsten Block		
X jaws	Tungsten block		
MLC			92.5% Tungsten and alloy of Nickel, Copper & Iron



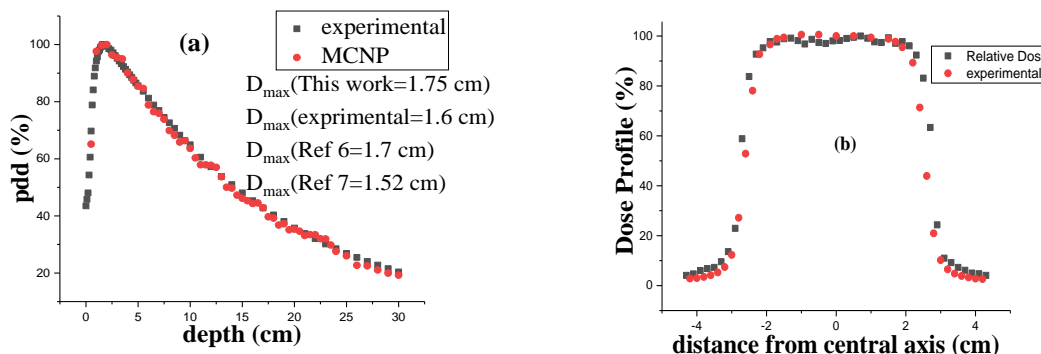
شکل (۳-۱۴): هندسه مدل سازی شده هد شتابدهنده خطی واریان ۲۱۰۰ به همراه فانتوم آب برای مدل های گوناگون

۳-۱-۸-۱ باریکه الکترونی

برای بررسی اولیه چیدمان شبیه سازی شده و حصول اطمینان در گام اول نتایج خروجی این کد (دز عمقی و پروفایل) با نتایج تجربی^{۵۷} مقایسه شد. این مقایسه در شکل (۳-۱۵) نشان داده شده است. نتایج تجربی برای شتابدهنده ۶ مگاولتی است. برای سازگاری خوب بین این نتایج مشخصات طیف (انرژی میانگین و پهنای انرژی) دستخوش تغییر قرار گرفت. لازم به ذکر است که طیف الکترون اولیه دارای توزیع گوسی شعاعی هم می باشد. با توجه به شکل (۳-۱۵) تطبیق خوبی بین نتایج تجربی و نتایج حاصل

⁵⁷ نتایج تجربی توسط مرکز فیزیک بیمارستان امام خمینی (ره) تهران در اختیار ما قرار گرفت.

از شبیه‌سازی وجود دارد و این سازگاری بین نتایج این اطمینان را به ما می‌دهد که از نتایج مربوط به رادیوتراپی نسبتاً مطمئن باشیم. در مرحله‌ی اول نتایج تجربی برای ۶ MeV در دسترس بود و چون به غیر از هدف و فیلتر مسطح کننده^{۵۸} سایر اجزا بین ولتاژهای دیگر مشترک بود این اطلاعات این امکان را برای ما به وجود آورد که در این مرحله از شبیه‌سازی هد اطمینان حاصل کنیم.



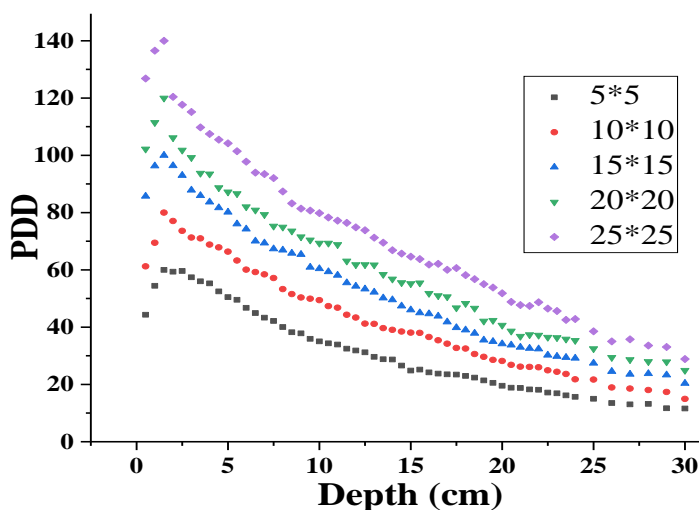
شکل (۳-۱۵): مقایسه بین نتایج تجربی و شبیه‌سازی (a) دز عمقی (b) پروفایل پرتو در فانتوم آب برای باریکه‌ی فوتونی ۶ MV

۳-۱-۸-۲ شبیه‌سازی سر شتابدهنده‌ی خطی ۶ MeV

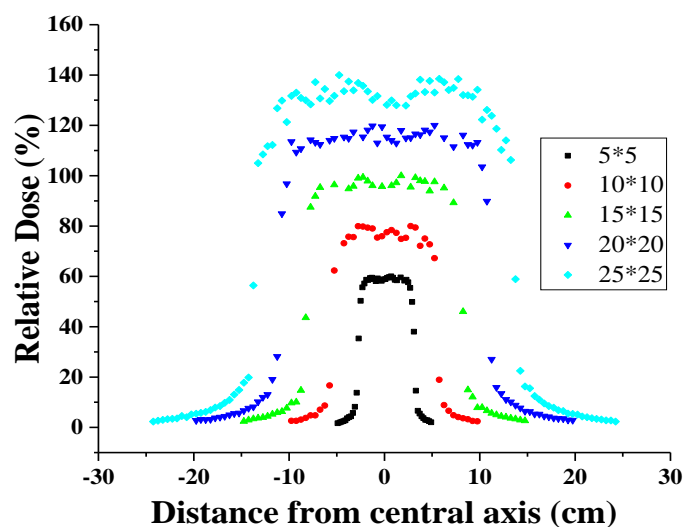
بعد از اعتبارسنجی سر شبیه‌سازی شده پارامتر دز عمقی و پروفایل برای میدان‌های گوناگون محاسبه شد. تغییرات دز عمقی نسبت به عمق تا عمق ۳۰ cm برای میدان‌های ۵×۵، ۱۰×۱۰، ۱۵×۱۵، ۲۰×۲۰ و ۲۵×۲۵ سانتی‌متر مربع بررسی شد که در شکل (۳-۱۶) نشان داده شده است. در شکل (۳-۱۷) تغییرات پروفایل پرتو نسبت به محور مرکزی برای میدان‌های بیان شده محاسبه شده است. با افزایش میدان پرتوهای ایکس تابش ترمزی و سایر پرتوهای ایکس حاصل از بخش‌های مختلف سر شتابدهنده احتمال بیشتری برای رسیدن به فانتوم آب دارند. یکی از بخش‌های تاثیر گذار فیلتر مسطح کننده است که با باز شدن موازی‌سازها و ایجاد میدان مورد نظر در سطح فانتوم، پرتوهای ایکس پراکنده شده از بخش‌های ضخیم فیلتر که به سمت بخش کم پهنا متمایل شده‌اند این فرصت را پیدا می‌کنند که به سمت فانتوم آب حرکت کنند. البته این تغییرات زیاد برجسته نیست که این به خاطر این موضوع است که پرتوهای

⁵⁸ Flattening filter

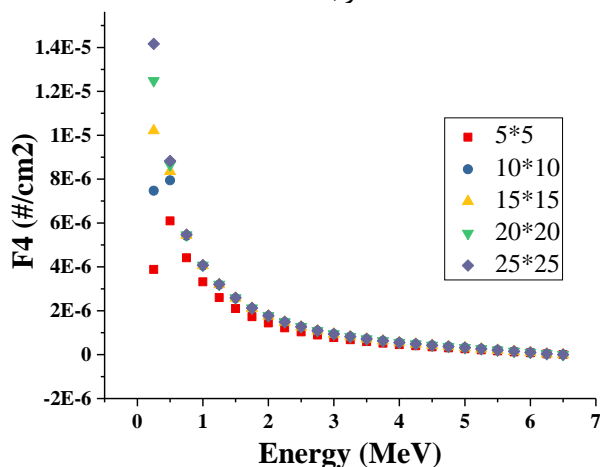
ایکس تابش ترمزی در پتانسیل‌های بیان شده جهتی رو به جلو و به سمت فانتوم دارند که برای پتانسیل‌های بالاتر پرتوها محوری‌تر بوده و انرژی خود را در نقاط نزدیک محور در داخل فانتوم آب بر جای می‌گذارند. لازم به ذکر است در انرژی‌های بالاتر پرتوهای ایکس پراکنده شده انرژی به نسبت بیشتری نسبت به پتانسیل‌های پایین‌تر دارند که موجب می‌شود دستخوش اندرکنش و پراکندگی‌های به نسبت بیشتری شوند. به عنوان مثال احتمال رخداد اندرکش‌هایی مثل تولید زوج برای پتانسیل‌های بالاتر در نزدیکی هسته‌های سنگینی مثل سرب و تنگستن بیشتر از پتانسیل‌های پایین‌تر است. برای بررسی دقیق‌تر این موضوع انرژی میانگین پرتوهای ثبت شده در سطح فانتوم آب و طیف پرتوهای ایکس ثبت شده در cm SSD = 100 برای فیله‌های مورد نظر در جدول (۳-۴) محاسبه و در شکل (۳-۱۸) نشان داده شده است. همانطوری که نتایج گواه است میانگین انرژی ثبت شده در نقاط نزدیک به محور بیشتر از نقاط دورتر است. میانگین انرژی ثبت شده در نقاط دورتر از محور با باز شدن موازی‌سازها بیشتر می‌شود که این نشان از رسیدن پرتوهای بیشتر به این نقاط با افزایش میدان است. برای میدان‌های وسیع‌تر انتظار ثبت شار بیشتر در SSD = 100 cm مطابق با جدول (۳-۴) نیز گواه این مطلب است.



شکل (۳-۱۶): نمودار مربوط به تغییرات درصد دز عمقی نسبت به عمق برای میدان‌های گوناگون. نمودارهای مربوط به ۵×۵، ۱۰×۱۰، ۲۰×۲۰، ۲۵×۲۵ به ترتیب برای نمایش واضح‌تر در یک نمودار در ضرایب ۰٫۶، ۰٫۸، ۱٫۲ و ۱٫۴ ضرب شده‌اند.



شکل (۳-۱۷): نمودار مربوط به تغییرات پروفایل پرتو نسبت به فاصله از محور مرکزی برای میدان های گوناگون. نمودارهای مربوط به ۵×۵، ۱۰×۱۰، ۲۰×۲۰، ۲۵×۲۵ به ترتیب برای نمایش واضح تر در یک نمودار در ضرایب ۰٫۶، ۰٫۸، ۱٫۲ و ۱٫۴ ضرب شده اند.



شکل (۳-۱۸): مقایسه ی طیف انرژی برای میدان های گوناگون

جدول (۳-۴): انرژی میانگین فوتون به عنوان تابعی از فاصله ی شعاعی از نقطه مرکزی در $SSD = 100 \text{ cm}$ برای میدان های مختلف

Radial distance(cm)	Mean energy (MeV)				
	5×5 cm ²	10×10 cm ²	15×15 cm ²	20×20 cm ²	25×25 cm ²
0–2	1.52	1.42	1.34	1.29	1.25
2–3	1.49	1.4	1.33	1.28	1.24
3–5	0.92	1.39	1.31	1.26	1.22
5–10	0.39	1.03	1.22	1.2	1.16
10–15	0.4	0.37	0.42	0.96	1.09
15–20	0.42	0.38	0.36	0.34	0.64

لازم به ذکر است در این شکل‌های (۳-۱۶) و (۳-۱۷) برای وضوح بهتر و فاصله گرفتن نمودارها از هم خروجی بعضی از میدان‌ها با ضرب در ضریب‌های مثبتی به نقاط بالاتر و یا بالعکس منتقل شده است.

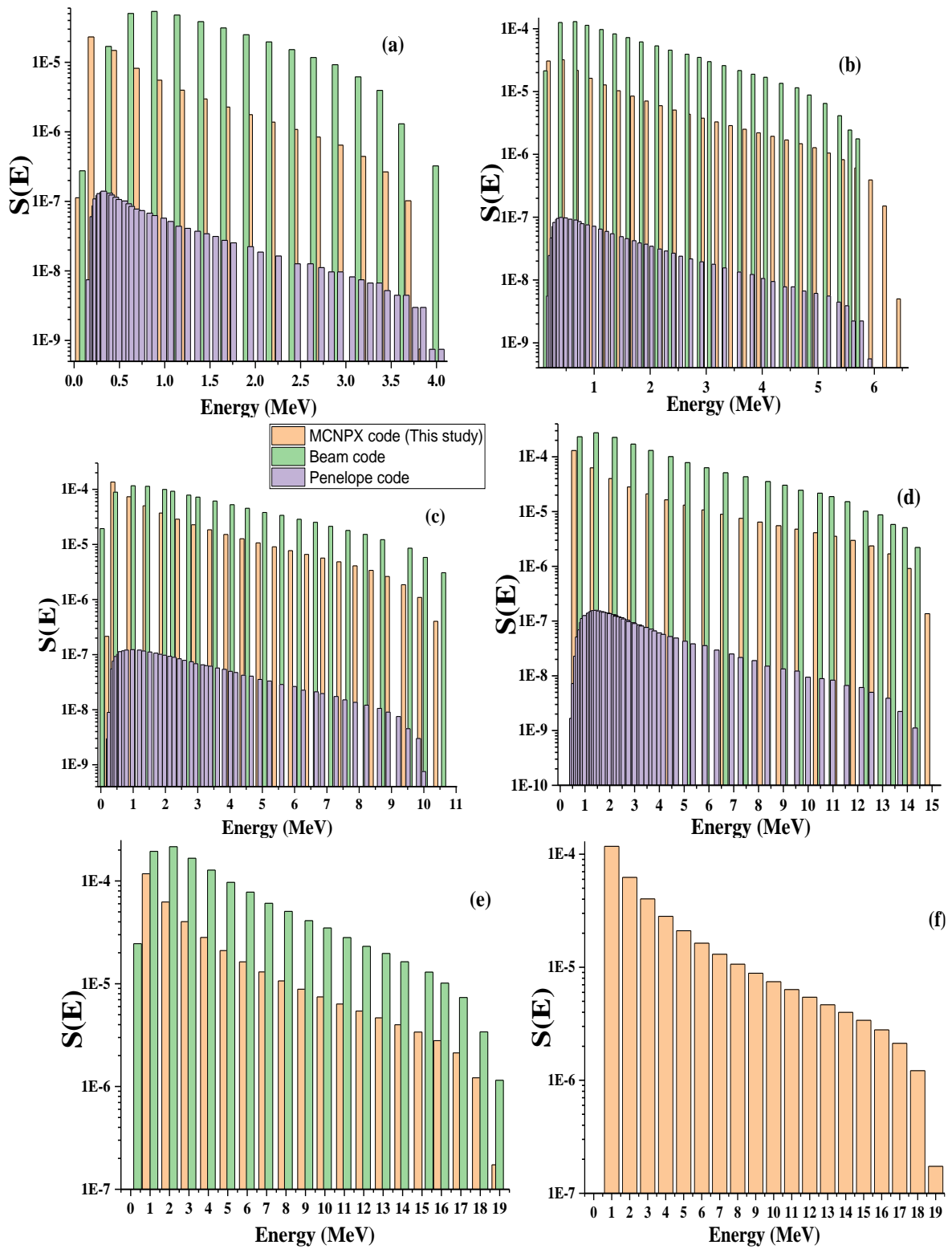
۳-۸-۱-۱-۳ شبیه‌سازی مدل‌های دیگر سر شتابدهنده‌ی خطی واریان ۲۱۰۰

۳-۸-۱-۱-۳-۱-۳ طیف ایکس در SSD=100 cm

با توجه به اعتبارسنجی سر این شتابدهنده در بخش قبل بر آن شدیم در کار پژوهشی دیگری سر سایر مدل را نیز جهت بررسی جامع‌تر شبیه‌سازی کرده و نتایج مربوطه را استخراج کنیم. در این بخش فیلتر مسطح‌کننده به عنوان بخشی موثر از سر روی نتایج خروجی با دقت بالا از روی دفترچه‌ی این دستگاه شبیه‌سازی شد که در شکل (۳-۱۴) نمایی از فیلترهای شبیه‌سازی شده در کنار نمای کلی از سر نشان داده شده است. نتایج حاصله در این بخش عبارتند از طیف پرتوهای ایکس تابش ترمزی در $100 \text{ cm} = \text{SSD}$ ، دز عمقی، پروفایل دز. مشخصات طیف الکترون استفاده شده در جدول (۳-۵) نشان داده شده است. چون قرار بود بین نتایج این پژوهش و برخی از نتایج معتبر مقایسه‌ای صورت بگیرد، مشخصات طیف الکترون با مشخصات طیف استفاده شده توسط شیخ باقری در مرجع ۴۸ یکسان در نظر گرفته شد. برای ۲۰ مگاالکترون ولتی با توجه به نبود مرجع معتبر، مشخصه‌ی طیف را مشابه با مدل ۱۸ مگاولتی در نظر گرفتیم. لازم به ذکر است که بازه‌ی زمانی اجرای برنامه‌های مربوطه برای شتابدهنده با ولتاژهای ۴، ۶، ۱۰، ۱۵، ۱۸ و ۲۰ مگاولتی از یک هفته تا دو ماه بوده است.

جدول (۳-۵): مشخصات طیف الکترون‌های استفاده شده در شبیه‌سازی [۴۸]

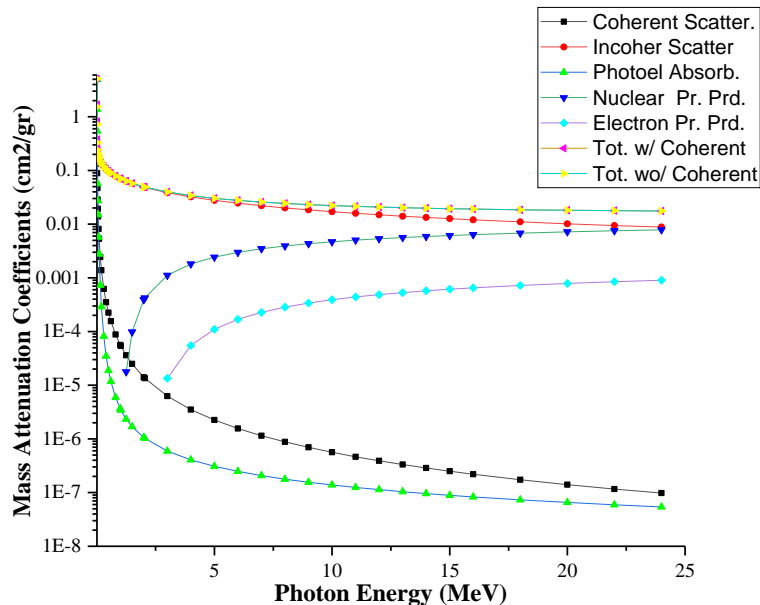
Linear accelerator of Varian	Mean electron energy (MeV)	FWHM electron energy spread (% of mean)	Electron radial distribution
4 MV	3.7	3%	1.5 mm FWHM Gaussian function
6 MV	6.2	3%	1.3 mm FWHM Gaussian function
10 MV	10.5	3%	1.5 mm FWHM Gaussian function
15 MV	14.5	3%	1.7 mm FWHM Gaussian function
18 MV	18.3	3%	1.1 mm FWHM Gaussian function
20 MV	20	3%	1.1 mm FWHM Gaussian function



شکل (۳-۱۹): طیف انرژی فوتون های واریان ۲۱۰۰ در هوا و درون یک دیسک با شعاع $0 \leq r \leq 3$ در میدان 10×10 cm^2 برای شتابدهنده های ۴ MV ،a) 6 MV ،b) 10 MV ،c) 15 MV ،d) 18 MV ،e) و 20 f) مگاولتی

در شکل (۳-۱۹) طیف ایکس حاصل از کد با طیف‌های ارائه شده در مراجع [۴۸] و [۵۵]، که در آن‌ها به ترتیب برای شبیه‌سازی از کدهای Beam و Penelope-2006 استفاده شده بود، مقایسه شد. در مرجع ۴۸ نتیجه ای برای حالت ۲۰ MV بیان نشده بود و برای این مدل فقط نتایج این مطالعه برای طیف پرتوهای ایکس و دز عمقی بیان شده است. همانطور که انتظار می‌رود با افزایش پتانسیل مکان قله به انرژی‌های بالاتر انتقال می‌یابد. مکان قله در این مطالعه به ترتیب در این مطالعه برای ۴، ۶، ۱۰، ۱۵، ۱۸ و ۲۰ مگاولتی، در انرژی‌های ۰،۲۵، ۰،۵، ۰،۶، ۰،۷۵، ۱ و ۱،۲۵ مگا الکترون ولت و در شبیه‌سازی با پنلوپه برای ۴، ۶، ۱۰ و ۱۵ مگاولت در انرژی‌های ۰،۲۶، ۰،۳۶، ۰،۸۵ و ۱،۲۷۵ مگا الکترون ولت و در شبیه سازی با کد بیم برای ۴، ۶، ۱۰، ۱۵ و ۱۸ مگاولت در انرژی‌های ۱، ۰،۷۵، ۱، ۱،۵ و ۱،۷۵ مگا الکترون ولت قرار داشت. در شبیه‌سازی دیگری که با کد MCNP توسط آقای مصباحی و همکاران انجام شده بود، مکان قله برای ۶ و ۱۸ مگاولت در انرژی‌های ۰،۶ و ۱،۲ مگا الکترون ولت قرار داشت [۶۲ و ۶۱]. با توجه به شکل (۳-۱۹) بخش بزرگی از فوتون‌ها در نواحی با انرژی پایین قرار گرفته‌اند. همانطوری که در شکل (۳-۲۰) قابل مشاهده است احتمال رخداد اندرکنش کامپتون در همه مدل‌ها برای پرتوهای ایکس ورودی به فانتوم آب بیشتر از سایر اندرکنش‌ها است. محصول این اندرکنش فوتونی با انرژی کمتر که محیط اندرکنش را ترک کرده و طی پراکندگی‌های متعدد به انرژی پایین رسیده و در این ناحیه انرژی احتمالاً با اندرکنش‌های رایلی و یا فوتوالکتریک انرژی خود را در فانتوم آب بر جای می‌گذارند. الکترون حاصله از این اندرکنش و سایر اندرکنش‌ها نیز با انجام اندرکنش‌های یونش و برانگیزش در نهایت جذب شده و انرژی خود را در آب بر جای می‌گذارد. در انرژی‌های بالاتر، احتمال رخداد اندرکنش تولید زوج نیز افزایش پیدا کرده ولی بیشتر از اندرکنش کامپتون نمی‌شود. این اندرکنش در انرژی‌های بالاتر از ۱۰ مگا الکترون ولت مسوول بخش مهمی از انرژی است که در فانتوم آب بر جای

گذاشته می‌شود. محصول نهایی این اندرکنش نیز زوج الکترون و پوزیترون است که الکترون درگیر یونش و برانگیزش شده و پوزیترون در نهایت با یک الکترون ترکیب شده و اندرکنش نابودی زوج اتفاق می‌افتد.



شکل (۳-۲۰): ضرایب تضعیف جرمی فوتون‌ها در آب [۸۱]

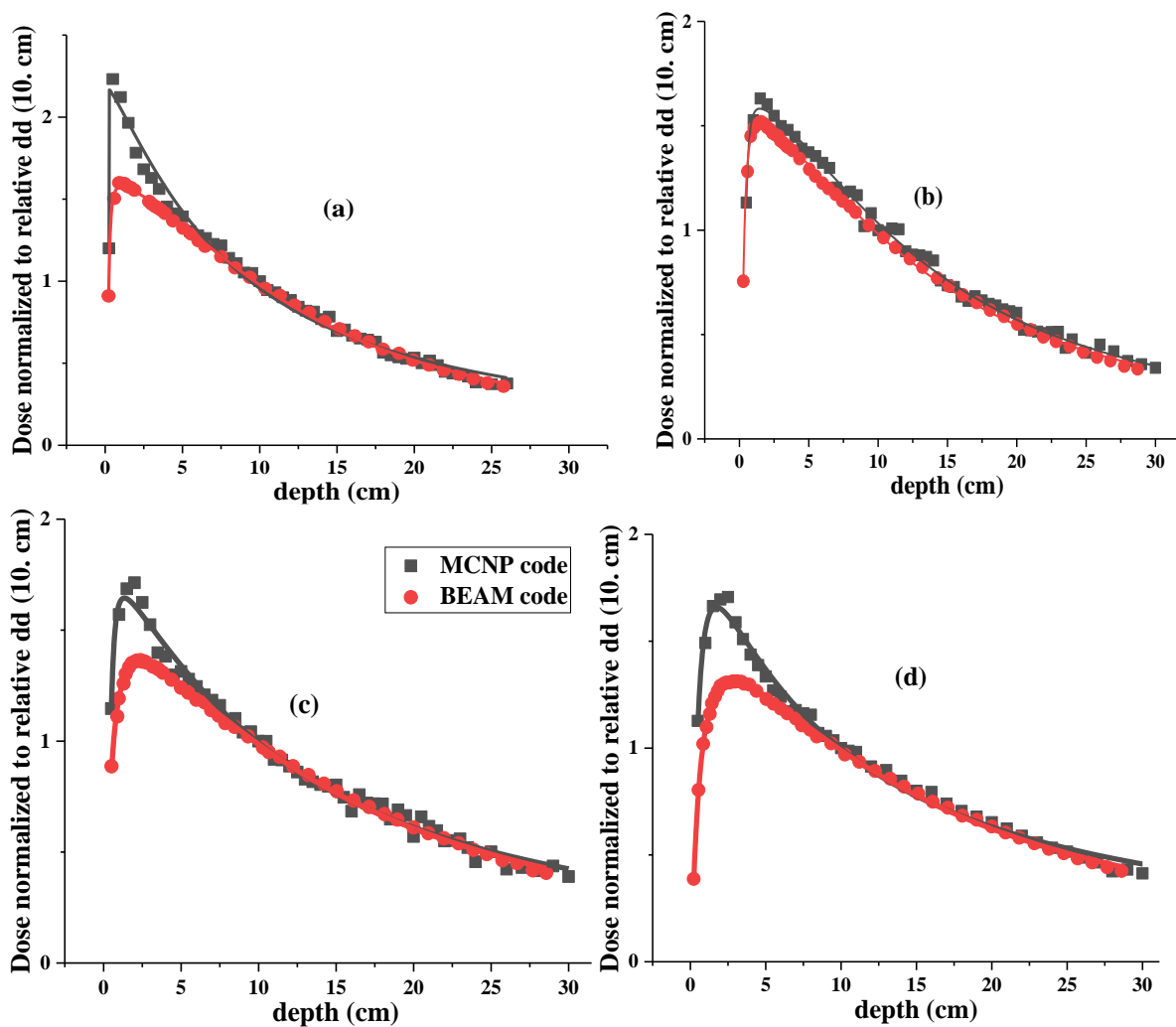
۳-۱-۸-۲-۳ دز عمقی در انواع شتابدهنده‌ها

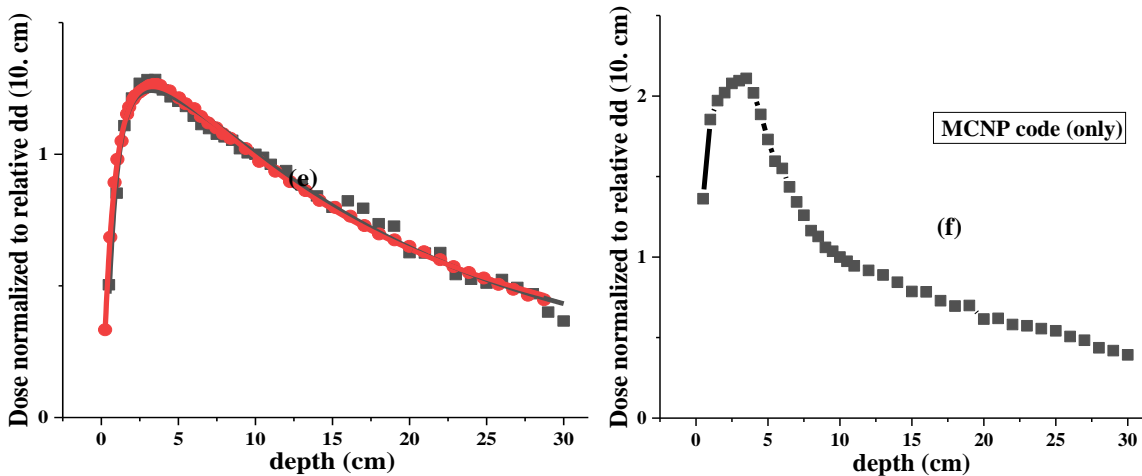
در شکل (۳-۲۱) نمودارهای دز عمقی نسبت به عمق برای ۶ مدل ترسیم شده است. با توجه به اینکه اجرای این برنامه بسیار وقت گیر بوده و گاهی علیرغم استفاده از روش‌های کاهش واریانس برای یک خروجی گرفتن یک ماه زمان لازم بود، اجرای برنامه تا زمانی ادامه پیدا کرده است که خطای هر کدام از خروجی‌ها به سطح معقولی برسد. تالی استفاده شده در این شبیه‌سازی برای بدست آوردن مقادیر دز عبارت بودند از: *F8 و F4 به همراه تالی‌های جانبی DE و DF. با توجه به راهنمای کد MCNP خطای معقول برای این تالی‌ها کمتر از ۰/۱ بود. که خطای این شبیه‌سازی کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. تبدیل واحد برای تالی ۸ مطابق با رابطه (۳-۲) انجام شد.

$$D_T (Gy) = 1.6 \times 10^{-10} \times \frac{*F8(MeV)}{m(gr)} \quad ۲-۳$$

که در این رابطه m جرم هر سلول بر حسب گرم است. با توجه به ابعاد و کسل‌ها امکان دستیابی به مقادیر دز در تمام نقاط وجود نداشت. مشکل عمده‌ی ما مقدار خطای هر تالی بود که در سلول‌هایی با ابعاد کمتر رسیدن به خطای معقول بیان شده بسیار زمان‌گیر بود برای رهایی از این مشکل و اجرای سریع‌تر برنامه ترجیح داده شد که ابعاد سلول‌ها افزایش یابد. در محیط‌های بزرگ احتمال فرار ذرات کمتر شده و با افزایش تعداد ذرات ردیابی شده، تعداد n ذره از N تاریخچه‌ی در نظر گرفته شده که سهم غیر صفر در مقدار تالی خواهند داشت، افزایش می‌یابد. از آنجائی که خطای نسبی با n به صورت $(R \sim \frac{1}{\sqrt{n}})$ رابطه دارد، با افزایش n خطا زودتر به مقادیر معقول خواهد رسید. چون با افزایش ابعاد سلول‌ها تعداد نقاط برای ثبت ذرات کمتر می‌شود، برای داشتن نتایج در نقاطی مابین نقاط بدست آمده از برازش یک نمودار مناسب بر روی نقاط بدست آمده استفاده شده است و سایر مقادیر دز از روی نمودار برازش شده بر روی داده‌ها استخراج خواهد شد. با افزایش پتانسیل شتابدهنده و در نتیجه افزایش انرژی فوتون‌های تابش ترمزی مکان قله‌ی نمودارهای دز عمقی افزایش می‌یابد. با افزایش انرژی فوتون‌ها، الکترون‌های ایجاد شده در نواحی سطحی فانتوم آب در نواحی انرژی بالاتر بوده که توانایی رسیدن به عمق‌های بیشتری از آب را دارند و در نتیجه این الکترون‌ها انرژی خود را در عمق بیشتری بر جای خواهند گذاشت. این عمق بیشینه تقریباً معادل با برد الکترون در ماده است. روند کاهشی نمودار بعد از عمق ماکزیمم به سبب کاهش شار الکترون‌ها و به تبع آن کاهش الکترون‌های ثانویه است. در تمام مدل‌ها دز عمقی تا عمق ۳۰ cm در داخل فانتوم آب محاسبه گردید و در تمامی آنها مقادیر دز به مقدار دز در عمق ۱۰ cm نرمال گردید. لازم به ذکر است که مقادیر بدست آمده با مقادیر حاصله با کد Beam در مرجع [۴۸] و کد Penelope در مرجع [۵۵] مقایسه شده است. مکان ماکزیمم در این مطالعه به ترتیب در ۴، ۶، ۱۰، ۱۵، ۱۸ و ۲۰ مگاولت، در عمق‌های ۰،۶، ۱،۵، ۲، ۲،۵، ۳ و ۳،۵ سانتیمتر قرار داشت در حالی که در مطالعه‌ی صورت گرفته با کد بیم مکان قله در ۴، ۶، ۱۰، ۱۵ و ۱۸ مگاولت، به ترتیب در عمق‌های ۰،۹، ۱،۵۲، ۲،۳، ۳ و

۳,۵ قرار داشت. در مرجع [۵۵] مکان قله برای پتانسیل‌های ۴، ۶، ۱۰ و ۱۵ مگاولت در عمق‌های ۰,۸، ۱,۵، ۲ و ۲,۵ سانتیمتر قرار داشت. در مطالعه‌ی دیگر با کد MCNP در مرجع [۶۲] که فقط برای ۶ و ۱۸ مگاولت انجام شده بود مکان قله به ترتیب در ۱,۵ و ۲,۸ سانتیمتر قرار داشت. در حالت ۲۰ مگاولتی، فقدان داده‌ای برای مقایسه سبب شد که فقط نتایج حاصل از این شبیه‌سازی ارایه گردد.





شکل (۳-۲۱): منحنی‌های دز عمقی واریان ۲۱۰۰ برای میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ برای شتابدهنده‌های 4 MV a), 6 b) MV. c) 10 MV. d) 15 MV. e) 18 MV و f) 20 MV در فانتوم آب که همه‌ی داده‌ها به دز در عمق ۱۰ cm نرمال شده‌اند.

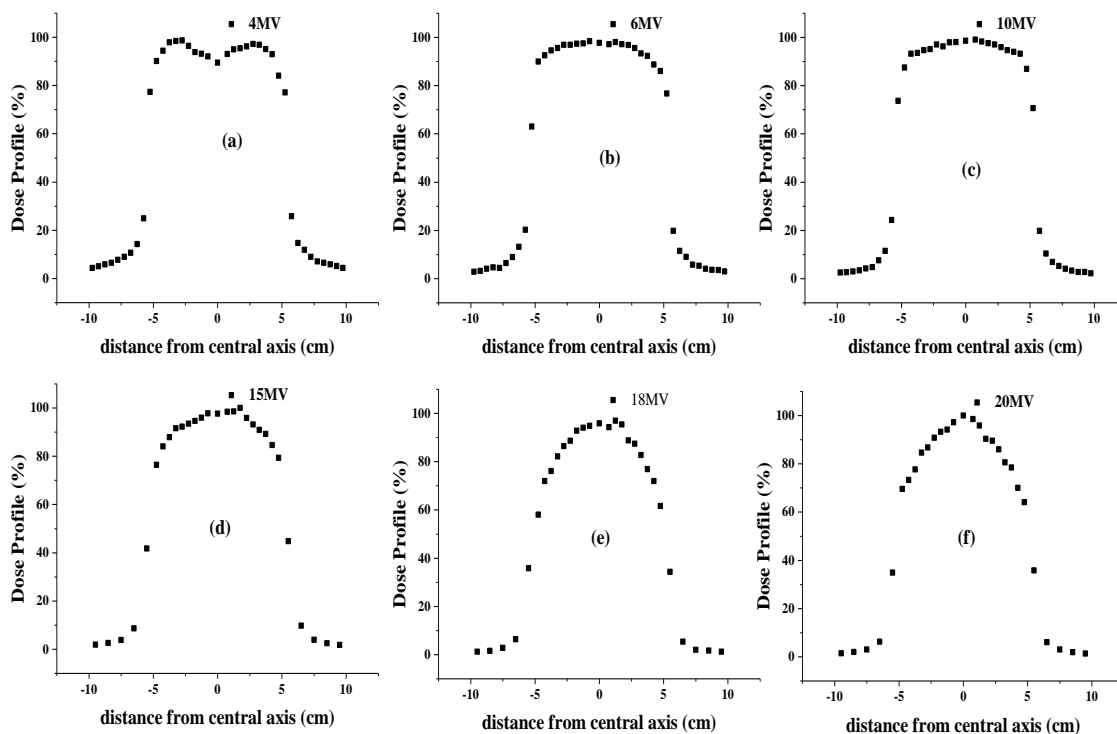
۳-۳-۸-۱-۳ پروفایل دز در انواع شتابدهنده‌ها

کیفیت پرتو رسیده به تومور در رادیوتراپی اهمیت زیادی دارد. در واقع این مطلب حائز اهمیت است که به تمام قسمت‌های تومور دز یکسان و یکنواختی برسد و تخریب سلول‌های سرطانی در تومور به صورت یکپارچه و یکنواخت انجام گیرد. یکی از پارامترهای مهمی که در اکثر شبیه‌سازی‌ها از آن غفلت شده است، پروفایل دز می‌باشد. در شکل (۳-۲۲) این پارامتر برای شش مدل شبیه‌سازی شده از هد شتابدهنده برای میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ محاسبه شده است. پروفایل دز کیفیت پرتوگیری ناحیه مورد نظر برای درمان را مشخص می‌کند. بیماران نوعاً تا عمق‌های ۱۰ cm سانتیمتری توسط رادیوتراپی تحت درمان قرار می‌گیرند. در صورتی که عمق تومور بیشتر از ۱۰ cm باشد بیمار به صورت وارونه پذیرش می‌شود. شتابدهنده‌های خطی همیشه با استفاده از مقادیر میدان در عمق ۱۰ cm کالیبره می‌شوند [۳۱]. یکی از فاکتورهای مهم در شکل پروفایل پرتو افت سریع این پارامتر در لبه‌های میدان است. این ویژگی میدان نشان از حفاظت بهتر از بافت‌های سالم اطراف تومور دارد. این بخش از منحنی پروفایل تحت عنوان نیم‌سایه شناخته می‌شود. نیم‌سایه به انرژی پرتو، میدان، SSD، فاصله چشمه تا موازی‌ساز و ابعاد چشمه

وابسته است. ویژگی‌های مسطح بودن و تقارن نسبت به محور مرکزی از ویژگی‌های مهم یک پروفایل دز ایده‌آل است. یک تغییر کوچک در کیفیت ورود الکترون به فانتوم آب، باعث تغییری چشمگیر در مسطح بودن پروفایل می‌شود. با توجه به شکل (۳-۲۲)، با افزایش انرژی فوتون‌های تابش ترمزی بخش بزرگی از فوتون‌های پراکنده شده و الکترون‌ها انرژی خود را در نقاط نزدیک به محور مرکزی بر جای می‌گذارند که این نشان از زاویه‌ی پراکندگی کم فوتون‌های پراثری نسبت به حالات کم انرژی‌تر است. بنابراین فوتون‌ها در مدل‌های با انرژی پایین فرصت پراکندگی در نقاط دور از محور مرکزی و در نقاط با پهنای کم فیلتر مسطح‌کننده را پیدا کرده که در نهایت انرژی درفاصله‌های بیشتری از محور مرکزی بر جای می‌ماند.

فیلتر مسطح‌کننده در هد شتابدهنده نسبت به سایر اجزا تاثیر برجسته‌ای روی پروفایل دز دارد که در این پروژه با ترکیب بین سطوح و استفاده از سطوح ماکروسکوپیکی، این جزء از هد به بهترین شیوه و بالاترین تشابه به فیلتر واقعی با مشخصات قید شده در دفترچه‌ی سازنده شبیه سازی شد و شکل شبیه سازی شده هر فیلتر در شکل (۳-۱۴) به همراه هد شتابدهنده به تصویر کشیده شده است. با توجه به میدان استفاده شده برای محاسبه پروفایل دز و مشخصات طیف الکترونی اولیه و عمقی که برای محاسبه دز پروفایل استفاده شده است، مقاله معتبری پیدا نشد و در این بخش صرفاً نتایج بدست آمده در این مطالعه بیان شده است.

با توجه به شکل (۳-۲۲) برای میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ، با افزایش پتانسیل تولید الکترون در شتابدهنده و به تبع آن افزایش انرژی فوتون‌های تابش ترمزی تولیدی، پروفایل شکلی زنگوله‌ای پیدا می‌کند که این نشان از نقطه‌ای‌تر شدن تحویل دز به تومور می‌باشد با توجه به نیم‌سایه چنین پروفایل‌هایی و حجم تومور این ویژگی می‌تواند یک قابلیت مثبت در تخریب سلول‌های سرطانی و حفاظت از سلول‌های سالم اطراف تومور باشد. پیشنهاد می‌شود در تخریب سلول‌های تومور با ابعاد کوچک در مراحل ابتدایی درمان از مدل‌های با انرژی بالا استفاده گردد. تمام پروفایل‌های بدست آمده دارای نیم‌سایه مناسبی می‌باشند.



شکل (۳-۲۲): منحنی‌های پروفایل دز واریان ۲۱۰۰ نسبت به فاصله از محور مرکزی برای میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ برای شتابدهنده‌های 4 MV ,a), 6 MV ,b), 10 MV ,c), 15 MV ,d), 18 MV ,e) و 20 MV ,f) مگاولتی در فانتوم آب در عمق ۱۰ cm.

لازم به ذکر است که ترابرد فوتون‌ها در شبیه‌سازی مشابه با واقعیت است. برای الکترون‌ها (به خاطر پراکندگی‌های چندگانه)، شبیه‌سازی هر اندرکنش بسیار زمان‌گیر است. علت استفاده از روش‌های کاهش واریانس کم کردن زمان اجرای برنامه و در عین حال رسیدن به خطای محاسباتی معقول است. این تکنیک‌ها تقریب‌هایی از فیزیک واقعی هستند. با این وجود تفاوت‌های اجرایی بین کدهای مختلف در این حیطة وجود دارد که این ممکن است منجر به نتایج متفاوت در شبیه‌سازی با کدهای گوناگون گردد. جداول اطلاعاتی مربوط به سطوح مقطع هر اندرکنش برای هر عنصر معمولاً برای هر کد همراه با برنامه مونت کارلویی مربوطه فراهم شده است. هر کدام از این کدها فرمت خاص خود را برای این جداول دارند. هر چه قدر این جداول کامل‌تر باشد نتیجه بدست آمده دقیق‌تر است [۸۳].

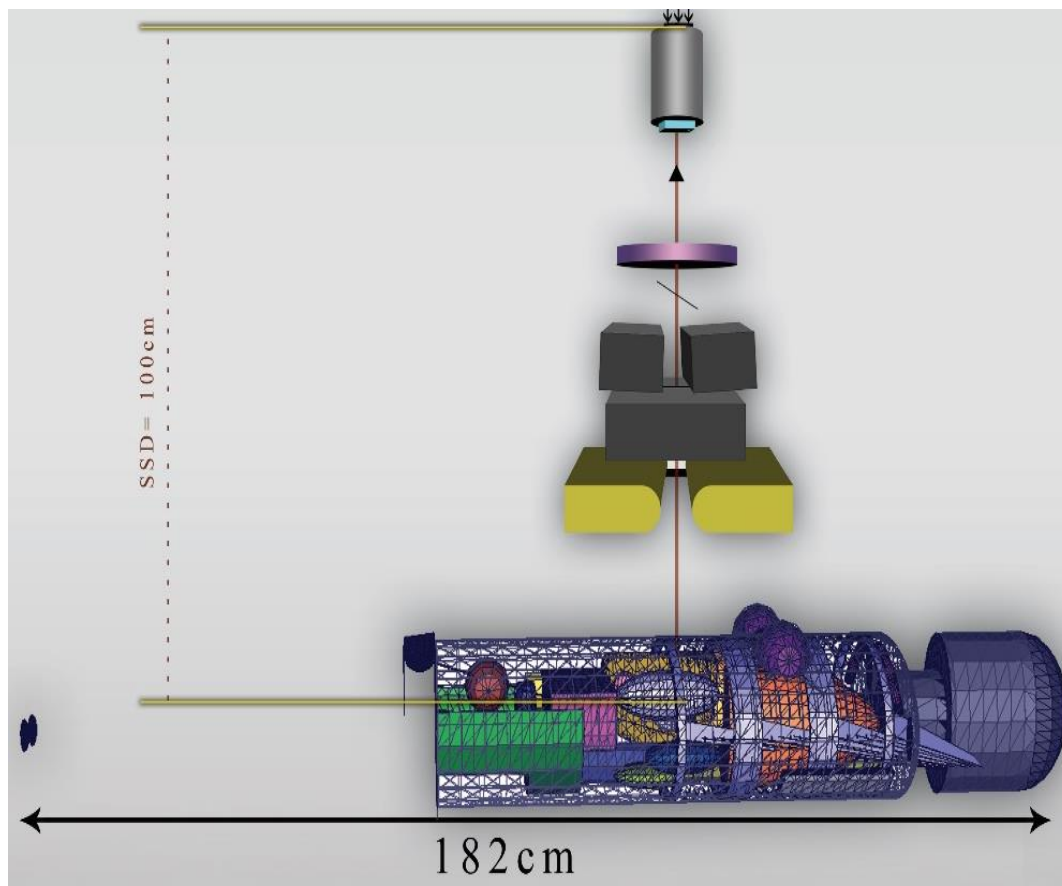
۳-۲ فرایند رادیوترپی به روش مونت کارلو

۳-۲-۱ شبیه‌سازی چیدمان مربوط به رادیو تراپی تومور کبد

جهت انجام رادیوترپی لازم بود که هد و فانتوم مربوطه در یک برنامه جمع شوند به طوری که فانتوم کاملاً در زیر هد طوری قرار بگیرد که بیشینه دز به توموری که قرار است تحت رادیوترپی قرار گیرد، برسد. به همین منظور در ابتدا با تغییراتی که در سلول‌های فانتوم صورت پذیرفت توموری که ۳۰ درصد کبد را پوشانده بود در داخل کبد جایگزیده شد. با استفاده از مفاهیم مربوط به $U=n$ و $Fill=n$ که در فصل دوم مورد بحث قرار گرفت، کل محیط شبیه سازی به چندین فضا تقسیم‌بندی شد که فانتوم و هد شتابدهنده و سایر بخش‌ها هر کدام قسمتی از این فضای شبیه‌سازی را به خود اختصاص می‌دادند. این نحوه‌ی شبیه‌سازی که الگوبرداری از نحوه‌ی شبیه‌سازی قلب رآکتور است این امکان را فراهم می‌کرد که جابجایی و دوران هر فضا علی‌رغم سلول‌ها و سطوح فراوان در شبیه‌سازی به سهولت انجام پذیرد و کاملاً از هم مستقل باشند. به صورتی اپراتور با تغییر و جایگزینی مشخصات خاص هر فانتوم و یا تغییر نوع شتابدهنده به کوچکترین مشکلی برخورد نکند. بعد از این تقسیم‌بندی جهان مربوط به فانتوم با توجه به تعاریف مربوط به دوران و انتقال TRCL که در فصل دوم بیان گردید دستخوش دوران و انتقال گردید و در مکان خود در زیر هد قرار گرفت. این انتقال و دوران به صورتی انجام شد که تومور دقیقاً در زیر هد طوری قرار گیرد که بیشینه دز به آن برسد.

در شکل (۳-۲۳) نمایی از چیدمان شبیه‌سازی شده نشان داده شده است. یک نمونه از برنامه شبیه‌سازی شده در انتهای این رساله آورده خواهد شد. در این برنامه با توجه به مطالعات انجام شده سعی شده است چیدمان دقیقاً همان وضعیتی را داشته باشد که در واقعیت در بیمارستان به کار برده می‌شود. زمان در تشخیص سرطان و انجام اقدامات پیشگیرانه از اهمیت به‌سزایی برای بیماران سرطانی برخوردار است. این شبیه‌سازی برای تومور کبد انجام شد ولی برنامه طوری نوشته شده است که برای اکثر تومورهای که

درمان موثر برای آن‌ها رادیوتراپی است، بتوان چیدمان را تنظیم و نتایج خروجی مورد نظر را بدست آورد. مستقل بودن هر بخش از هم در این شبیه‌سازی یک قابلیت مهم است به طوری که می‌توان هد شتابدهنده را بدون اینکه فانتوم تغییری داشته باشد در موقعیت‌ها و زوایای گوناگون تنظیم کرده و نتایج را برای بهترین موقعیت به لحاظ دز رسیده به تومور و سایر اعضای بدن در کمترین زمان بدست آورد. یا بالعکس فانتوم را در مواضع و موقعیت‌های گوناگون قرار داده و رادیوتراپی تومور مورد نظر را انجام داد. در شبیه‌سازی انجام شده محاسبات تا زمانی ادامه پیدا کرده است که خطای محاسباتی به میزان قابل قبولی برسد. چون احتمال رسیدن پرتوهای تابش ترمزی به ارگان‌هایی با فاصله زیاد مثل جمجمه یا سایر ارگان‌های قرار گرفته در ناحیه سر کم می‌باشد گاهی برا کم کردن خطا برنامه برای ساعات طولانی اجرا شده است.



شکل (۳-۲۳): چیدمان شبیه‌سازی شده (cm) به وسیله‌ی کد MCNP که شامل هد و فانتوم می‌باشد.

۲-۲-۳ برآورد احتمال القای سرطان‌های ثانویه

برآورد احتمال القای سرطان‌های ثانویه بعد از رادیوتراپی یک تومور خاص در محیط‌های درمانی معمولاً با استفاده از پرونده‌ی بیماران و تحت نظر گرفتن آنها بعد از چندین سال برآورد می‌شود. در این روش یک جامعه‌ی آماری بعد از چند سال به لحاظ ابتلا به چنین سرطان‌هایی بررسی شده و نمودارهای مربوطه ترسیم می‌شود. خطر ابتلا به سرطان‌های ثانویه برای بیماران درمان شده با پرتوهای یونیزان از مدت‌های پیش شناخته و بررسی شده است. عامل تخمین خطر چنین سرطان‌هایی در گزارش (BEIR VII)⁵⁹ به تفصیل مورد بررسی قرار گرفته است [۸۲]. خطر سرطان ثانویه ناشی از رادیوتراپی برای بیماران مبتلا به سرطان‌های مختلف متفاوت است و متناسب با سن، محل سرطان اولیه و میزان دز پراکنده شده-ی دریافت شده توسط اندام‌ها به دست می‌آید. در گزارش BEIR پارامتر LAR^{60} (ریسک قابل استناد طولانی مدت) با توجه به شکل (۳-۲۴) و (۳-۲۵) برای بیماران با سرطان‌های خون، مغز، نواحی سر و گردن، تالاموس محاسبه شده است [۶۵]. در طول تراپی این بیماران پارامتر مربوطه در ارگان‌های مشخصی به دست آمده است. متأسفانه در این مرجع چنین کاری برای بیماری با تومور کبد انجام نشده است. هر دزی از تابش، مهم نیست چه قدر کوچک باشد، می‌تواند باعث سرطان شود. این دیدگاه مبتنی بر نظریه‌ی خطی و بدون آستانه‌ی سرطان‌زایی پرتوهای یونساز می‌باشد. با توجه به مرجع [۶۵]، جدول (۳-۶) و شکل (۳-۲۴) و (۳-۲۵) پارامتر LAR دقیقاً برای آن بافتی ماکزیمم است که حین تراپی تومور بیشترین دز را نسبت به تومور دریافت کرده است. به عنوان مثال در تراپی مغز، تیروئید بیشترین دز را حین تراپی مغز دریافت کرده است و همین ارگان نیز بیشترین LAR را در بین سایر ارگان‌ها دارا می‌باشد. با مقایسه‌ای که برای سایر حالات در مرجع [۶۵] صورت پذیرفت ارگانی که بیشترین دز را حین

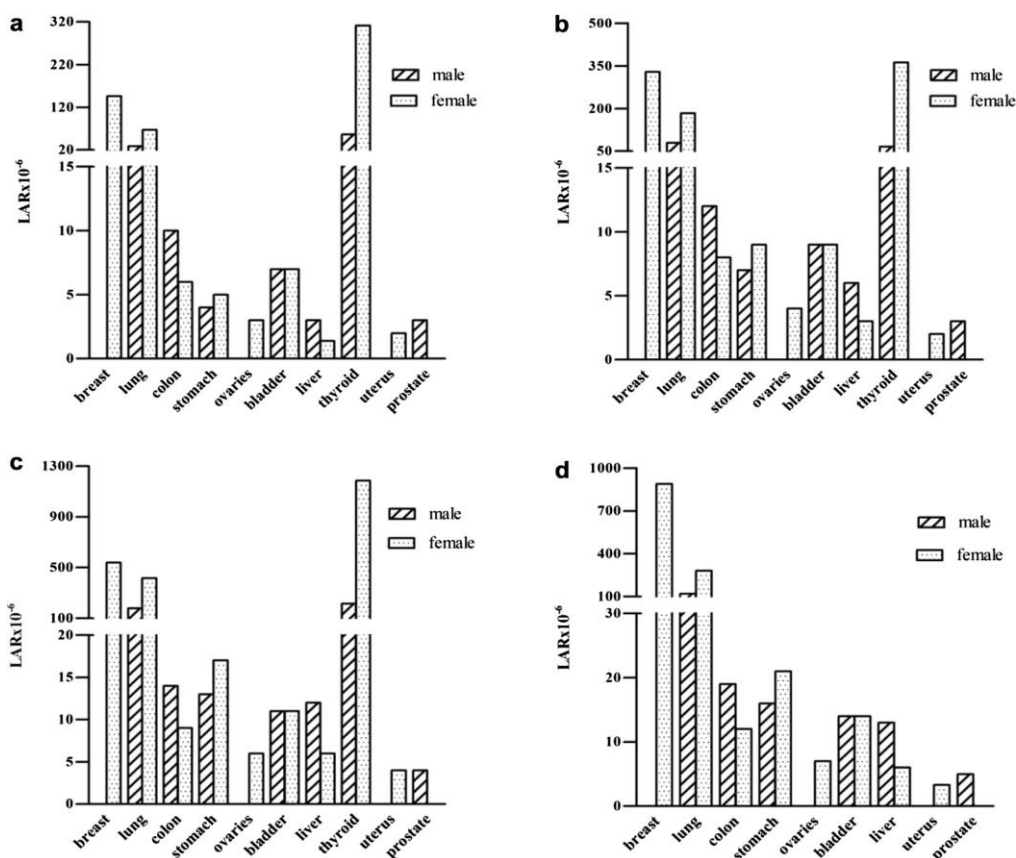
⁵⁹ Biological Effect of Ionizing Radiation Committee

⁶⁰ Lifetime Attributable Risk

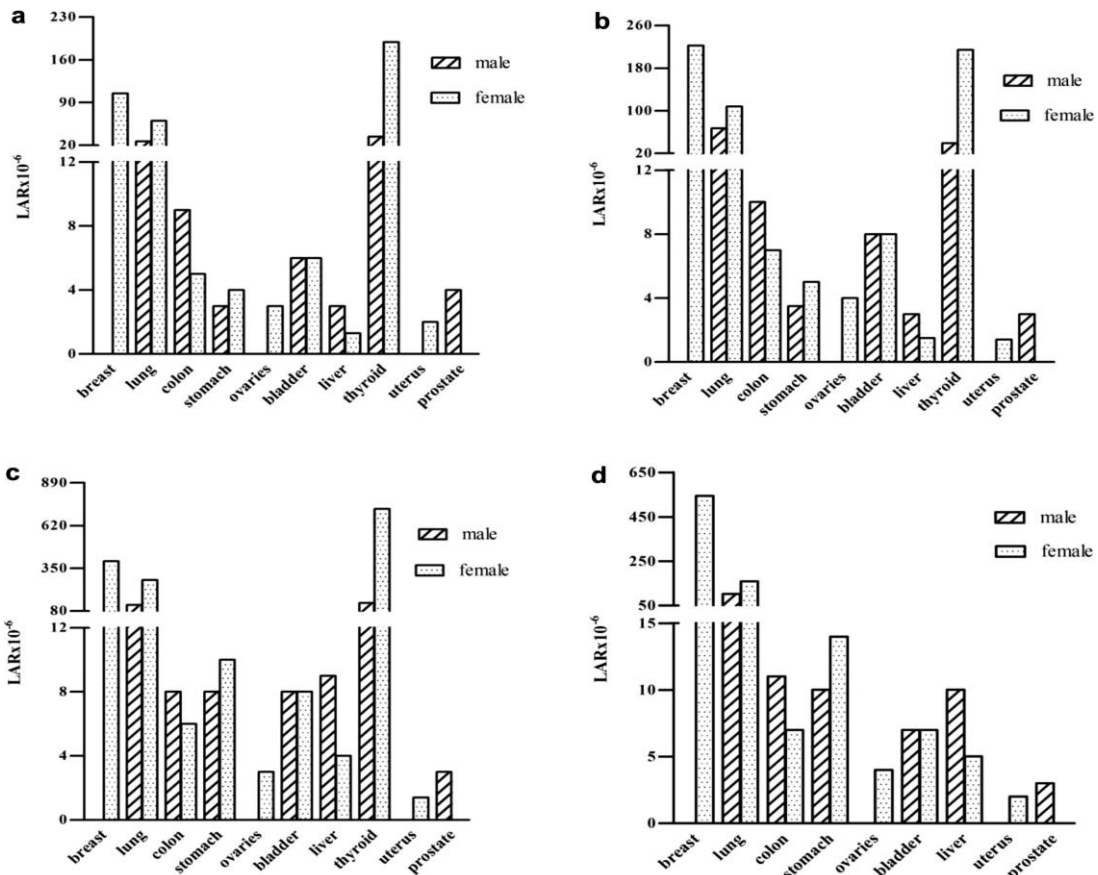
تراپی توموری خاص دریافت کرده است بیشترین LAR و یا بیشترین احتمال سرطانی شدن در سال‌های بعد را دارا می‌باشد.

جدول (۳-۶): دزهای خارج از میدان برای بیماران ۵ و ۱۰ ساله [۶۵].

Organ	Organ dose (% tumor dose)							
	Thalamic tumor		Brain tumor		Leukemia		HD neck	
	5 years	10 years	5 years	10 years	5 years	10 years	5 years	10 years
Breast	0.089	0.082	0.200	0.173	0.328	0.310	0.648	0.510
Lung	0.061	0.066	0.168	0.119	0.381	0.304	0.308	0.316
Colon	0.019	0.018	0.024	0.023	0.028	0.020	0.044	0.031
Stomach	0.034	0.029	0.056	0.035	0.108	0.080	0.163	0.125
Ovaries	0.019	0.024	0.024	0.027	0.035	0.025	0.057	0.034
Bladder	0.021	0.023	0.028	0.028	0.032	0.029	0.051	0.031
Liver	0.034	0.035	0.064	0.042	0.133	0.113	0.174	0.159
Thyroid	0.412	0.382	0.480	0.433	1.572	1.468	—	—
Uterus	0.022	0.026	0.022	0.022	0.056	0.020	0.053	0.035
Prostate	0.022	0.030	0.023	0.025	0.028	0.021	0.042	0.030



شکل (۳-۲۴): LAR (ریسک مستند طول عمر) بر جلسه‌ی درمان برای ارگان‌های خارج از میدان بیمار ۵ ساله حاصل از رادیوتراپی برای (a) تومور تالاموس، (b) تومور مغز، (c) سرطان خون، (d) غدد لنفاوی در ناحیه‌ی سر و گردن [۶۵].



شکل (۳-۲۵): LAR (ریسک مستند طول عمر) بر جلسه‌ی درمان برای ارگان‌های خارج از میدان بیمار ۱۰ ساله حاصل از رادیوتراپی برای (a) تومور تالاموس، (b) تومور مغز، (c) سرطان خون، (d) غدد لنفاوی در ناحیه‌ی سر و گردن [۶۵].

۳-۲-۱-۲-۳ ریسک سرطان‌های ثانویه

با توجه به اینکه امکان دستیابی به اطلاعات بیمارستانی مقدور نبود در این مطالعه احتمال القای سرطان‌های ثانویه از روی مفهوم دز دریافتی کل توسط هر ارگان استخراج گردید. برای این منظور فرمول (۳-۳) تعریف گردید. مقدار دز کل دریافتی توسط هر بافت و ارگان که به زمان هر جلسه‌ی درمانی و تعداد جلسات بستگی دارد از رابطه (۳-۲) محاسبه شد. لازم به ذکر است که ضریب کیفیت برای پرتوهای فوتون برای بافت‌های بدن ۱ است ($Q=1$)، بنابراین می‌توان در تمام این رابطه‌ها به جای واحد Gy از سیورت (Sv) استفاده کرد.

$$D_T(Sv) = \sum_n n d_n t_n \quad (3-3)$$

در این رابطه D_T دز معادل کل دریافتی توسط هر بافت، n شماره جلسه درمانی، d_n آهنگ دز دریافتی در هر جلسه (Gy/s) و t_n زمان هر جلسه‌ی درمانی (S) می‌باشد. در روش مونت کارلو برای بدست آوردن احتمال القای سرطان‌های ثانویه، فقط مقدار دز رسیده به بافت ملاک نیست. زیرا ممکن است بافتی با دریافت دز کمتری سرطانی شود و بافت دیگر خیر. آستانه شروع سرطان در بافت‌های مختلف متفاوت است. این آستانه در واقع بیشینه دز قابل تحمل توسط آن ارگان است (D_{max}). با توجه به داده‌های ستون سوم در جدول (۳-۸) تا (۳-۱۳) تیروئید با ۶ گری کمترین دز آستانه و رحم با ۱۲۰ گری بیشترین دز آستانه‌ی بروز سرطان را دارند. لذا برای ارزیابی دقیق‌تر رابطه (۳-۴) مربوط به احتمال القای سرطان ثانویه تعریف شد. در واقع با تعریف چنین رابطه‌ای ارزیابی و تعیین ریسک القای سرطان‌های ثانویه را از حالت کیفی به کمی تغییر دادیم. برای بررسی احتمال رخداد سرطان‌های ثانویه در بافت‌های سالم اطراف تومور، دز حاصل از رابطه‌ی ۳-۳ با دز بیشینه قابل تحمل توسط هر بافت مطابق رابطه‌ی (۳-۴) مقایسه شد. این دزهای بیشینه قابل تحمل توسط هر بافت از مرجع [۷۸] بدست آمد.

$$C = \frac{D_T(\text{Gy})}{D_{\max}(\text{Gy})} \quad (4-3)$$

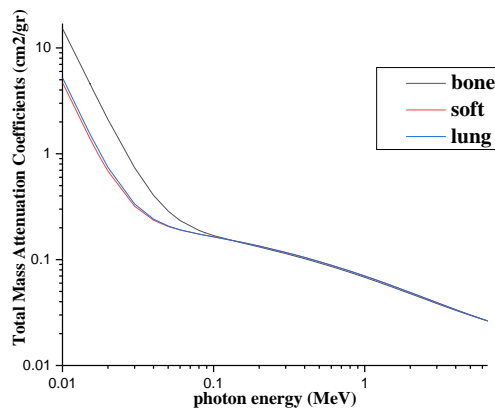
که در این رابطه D_T دز کل رسیده به بافت مورد مطالعه در رادیوتراپی و D_{max} بیشینه دز قابل تحمل توسط بافت‌های مورد مطالعه بر حسب گری است و C مقدار احتمال القای سرطان‌های ثانویه در بافت‌های سالم اطراف تومور کبدی با حجم ۳۰٪ کبد است. در ستون ۴ از جدول (۳-۸) تا (۳-۱۳) مقادیر C در یک بازه درمانی ۱ دقیقه‌ای برای ۴۱ ارگان مورد نظر محاسبه شده است. هر چه قدر این C به سمت مقادیر بالاتر برای هر ارگان نزدیک تر باشد، ریسک سرطانی شدن بالاتری خواهیم داشت.

در ادامه مطالعات تاثیر پارامترهایی مثل سن نیز روی ریسک القای سرطان‌های ثانویه مطالعه شده است. برای سنین کودک تازه متولد شده، ۱، ۵، ۱۰، ۱۵ و ۳۰ ساله تمام محاسبات انجام شد. با توجه به نتایج حاصله برای سنین مطرح شده در جداول (۳-۸) تا (۳-۱۳) احتمال القای سرطان‌های ثانویه در بیماران

که تحت رادیوتراپی قرار می‌گیرند به حجم ناحیه تحت تابش قرار گرفته و حجم سایر ارگان‌ها در نواحی بیرون میدان بستگی دارد. همانطور که در شکل (۳-۲۶) به وضوح مشخص است تومور بیشترین دز را حین تراپی دریافت کرده است که با ستون قرمز نشان داده شده است. درصد دز کل دریافتی نسبت به تومور توسط سایر ارگان‌ها در یک جلسه ۱۰ دقیقه‌ای به ترتیب برای انسان تازه متولد شده، ۱، ۵، ۱۰، ۱۵ و ۳۰ ساله در محدوده (۱۹-۰/۰۱۵)، (۳۰/۱۲-۰/۰۰۹)، (۲۰/۵-۰/۰۰۱۵)، (۲۱/۲۴-۵/۱۶e^{-۴})، (۲۳/۵-۲/۷۶e^{-۴}) و (۲۱/۴۳-۲/۷۵e^{-۴}) قرار داشت.

لازم به ذکر است که در روش مونت کارلو ترابردها برای تاریخچه در نظر گرفته شده که در این مطالعه ۲ میلیارد ذره است، انجام می‌شود و در نهایت با میانگین گیری روی نتایج، نتیجه بدست آمده برای یک ذره ثبت می‌شود. برای بدست آوردن نتیجه واقعی باید تصحیحاتی روی نتیجه‌ی کد صورت پذیرد که یکی از این تصحیحات بدست آوردن نتایج خروجی کد برای تعداد واقعی ذرات است. برای بدست آوردن این ضریب از جریان کاری شتابدهنده (۱۰۰ μA) و بازه زمانی فعال بودن آن (که معمولاً برای انواع سرطان‌ها هر جلسه‌ی رادیوتراپی ۱۵-۱۰ min است) استفاده شد. با ضرب این دو کمیت و تبدیل واحد‌ها روی نتایج خروجی کد، دز ثبت شده از تعداد واقعی الکترون‌های خروجی از شتابدهنده‌ی خطی در نقاط مورد نظر بدست می‌آید. با توجه به اینکه در سرطان‌هایی مانند مغز و خون و ناحیه‌ی سر و گردن بر طبق مدل BEIR اندامی که بیشترین دز را حین تراپی تومور دریافت کرده است، بیشترین احتمال القای سرطان ثانویه را نیز دارا می‌باشد، پیشبینی می‌شود در مورد بافت کبد نیز رفتاری مشابه مشاهده گردد. در جداول (۳-۸) تا (۳-۱۳) آهنگ دز دریافتی در ارگان‌های سالم اطراف تومور کبدی که ۳۰٪ حجم کبد را در بر گرفته است نشان داده شده است. فاصله ارگان سالم نسبت به تومور در مقدار آهنگ دز دریافتی بسیار تعیین کننده است. همانطوری که در شکل (۳-۲۷) نشان داده شده است بافت سالم کبد که در نزدیک-ترین فاصله از تومور قرار گرفته است بیشترین دز را دریافت کرده است و غده‌ی فوق کلیوی و کلیه و

قفسه‌ی سینه در جایگاه‌های بعدی دریافت دز قرار گرفته‌اند. پارامتر مهم دیگری که در اینجا نقش عمده‌ای در مقایسه بین بافت‌ها از لحاظ میزان دز دریافتی بازی می‌کند، ضریب تضعیف جرمی کل بافت‌های تشکیل دهنده بدن (شکل (۳-۲۶)) است. بافت‌های استخوانی در انرژی‌های پایین در جایگاه بالاتری در شکل (۳-۲۶) قرار دارد. بنابراین انتظار می‌رود بیشتر جذب فوتون‌ها (در مواردی که بافت نرم و استخوان در فاصله‌ی یکسانی از تومور قرار دارند) داخل این نوع از بافت صورت پذیرد. اگر محصول اندرکنش فوتون با بافت‌ها الکترون و پوزیترون باشد، از آنجاییکه بافت استخوانی تراکم بیشتری نسبت به بافت نرم دارد باز هم جذب بیشتری در این حالت در بافت استخوان خواهیم داشت. از آنجایی که بیشتر فوتون‌ها بعد از پراکندگی‌های گوناگون به انرژی‌های پایین‌تر افت می‌کنند و بافت استخوان نسبت به سایر بافت‌ها ضریب تضعیف جرمی کل بالاتری در انرژی‌های پایین دارد، باز هم انتظار می‌رود بیشتر جذب فوتون‌ها در داخل این نوع از بافت صورت پذیرد.



شکل (۳-۲۶): ضریب تضعیف جرمی کل (cm^2/gr) برای شش، بافتهای نرم و بافت‌های استخوانی [۸۱]

در شکل (۳-۲۷) خطای نسبی مربوط به دز محاسبه شده ترسیم شده است که همه مقادیر در محدوده‌ی صحیح ($< 0/1$) قرار دارد. لازم به ذکر است که در این شبیه‌سازی نیز همانند شبیه‌سازی هد، با رسیدن خطاهای نسبی به حد قابل قبول اجرای برنامه متوقف شده است. با توجه به شکل (۳-۲۷) اکثر تالی‌ها دارای خطای نسبی کمتر از $0/01$ بودند و تنها برای ارگان‌هایی که در فاصله‌ی دورتری از تومور قرار

داشتند که به تبع احتمال رسیدن تابش به آنها بسیار اندک بود خطای نسبی در حالت ماکزیمم به ۰/۰۸ رسیده است.

با توجه به تعداد کم مقالات در این حوزه نتایج حاصل از این پژوهش می‌تواند مد نظر طراحان درمان قبل از شروع رادیوتراپی برای کم کردن احتمال رخداد سرطان‌های ثانویه قرار گیرد.

همانطور که از نتایج حاصله از کد مشخص است، با افزایش سن آهنگ دز دریافتی کاهش یافته و حتی در مواردی، در بعضی از ارگان‌ها به صفر رسیده است. در واقع نتایج حاصله گواهی بر قانون برگونیه و تری باندو^{۶۱} است. در سال ۱۹۰۶ دو دانشمند فرانسوی یاد شده دریافتند که حساسیت پرتوی بستگی به فعالیت متابولیکی بافت زیر تابش دارد. این قانون می‌گوید که تغییر حساسیت پرتوی بافت‌های زنده چنین است:

- سلول‌های نابالغ از سلول‌های بالغ به پرتو حساس‌ترند یعنی سلول‌های پیرتر در برابر پرتو مقاوم‌تر هستند.
- بافت‌ها و عضوهای جوان به پرتو حساس‌ترند.
- هر چه آهنگ متابولیسم بیشتر باشد، حساسیت بیشتر است.
- همچنان که آهنگ تولید مثل سلول و آهنگ رشد بافت افزایش می‌یابد، حساسیت به پرتو بیشتر می‌شود.

در انتها لازم است این نکته بیان گردد که اگر دز به جای یک تابش در زمان کوتاه، در زمان طولانی به دستگاه زیستی داده شود، اثر آن کمتر است. به بیان دیگر اگر مدت تابش طولانی شود دز بیشتری نیاز است تا همان اثر را روی تومور (دز در زمان کوتاه) داشته باشد برای نمونه ممکن است ۶ گری در سه دقیقه با آهنگ دز ۲ گری بر دقیقه اثر مرگ‌آوری را بر بافت داشته باشد در حالی که اگر دز ۶ گری را به

⁶¹ Bergonie & Tribondeau

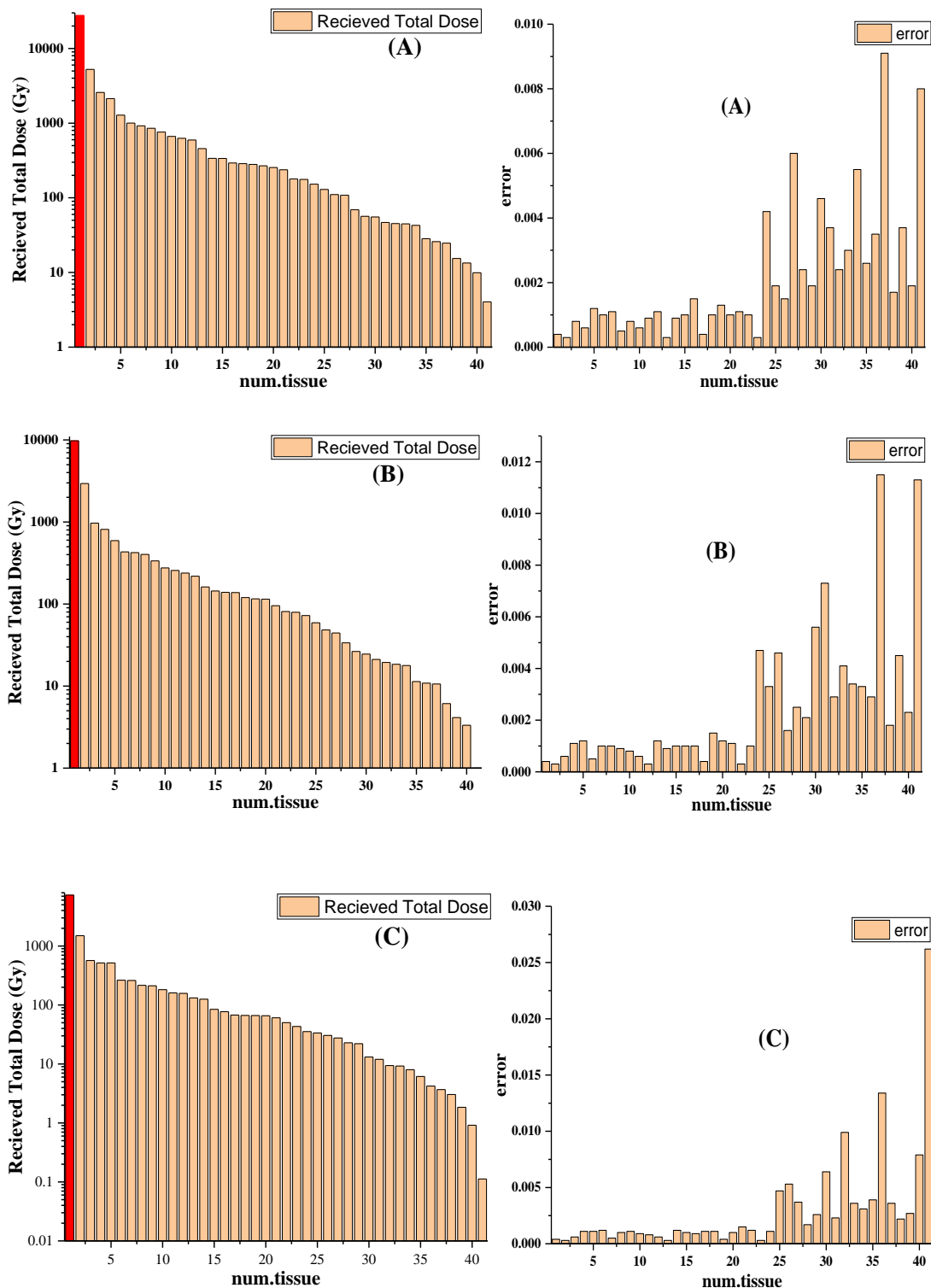
صورت ۱۰ میلی گری به بافت بدهیم این اثر را نداشته باشد. این کار را پخش کردن دز می‌گویند. این فاصله زمانی ایجاد شده بازسازی و بهبودی را به دنبال خواهد داشت [۲۳].

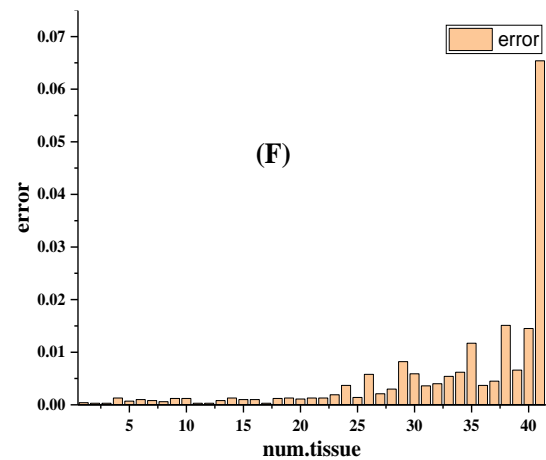
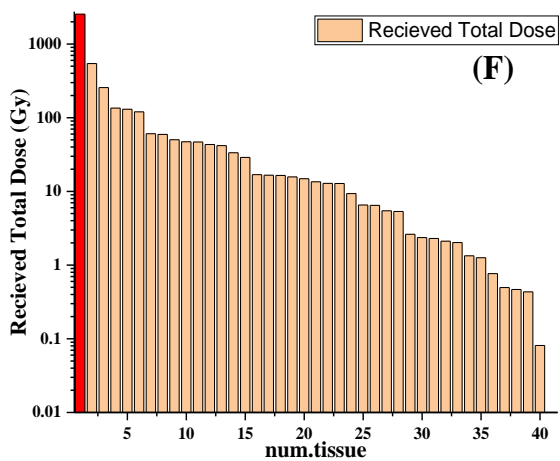
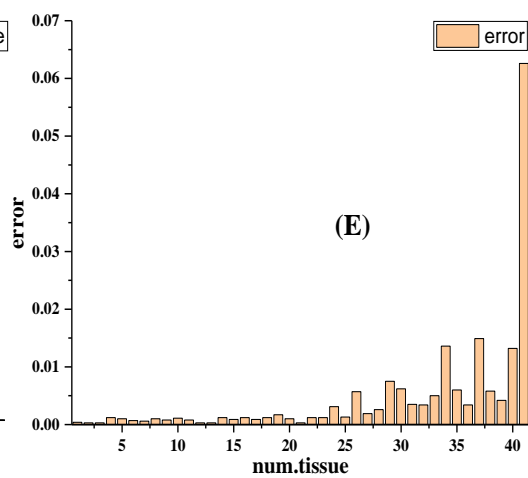
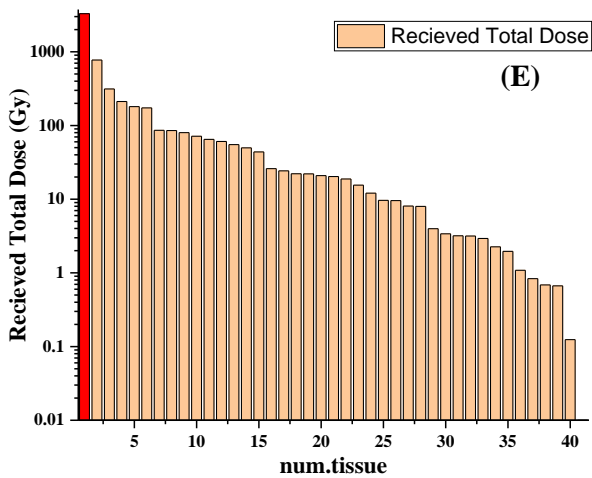
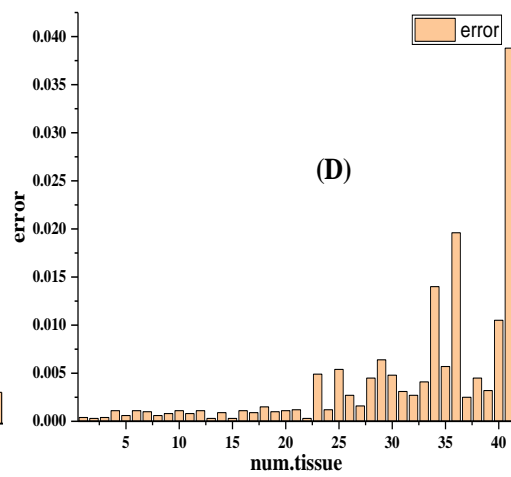
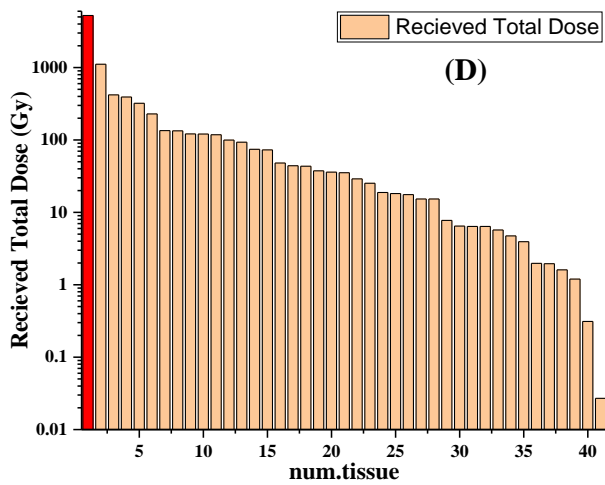
جدول (۷-۳): اسامی ارگان‌های در نظر گرفته شده برای محاسبه ی دز در شکل (۳-۲۶).

num.tissue in figure 4	Tissue	num.tissue in figure 4	Tissue
1	TUMOR	22	PELVIS
2	LIVER	23	SKIN
3	ADRENALS	24	OVARIES
4	KIDNEY	25	UTERUS/CERVIX
5	GALLBLADDER(R)	26	UPPER PORTION OF ARM BONES
6	LOWER THIRD (L1-L4) of Spine	27	BREAST
7	PANCREAS(R)	28	THYMUS
8	RIBS	29	URINARY BLADDER
9	MIDDLE THIRD (C6-C7, T1-T12) of Spine	30	THYROID
10	LUNGS	31	ET REGION(R)
11	MIDDLE PORTION OF ARM BONES	32	CLAVICLE
12	ESOPHAGUS	33	UPPER THIRD (C1-C5) of Spine
13	MUSCLE(R)	34	PROSTATE(R)
14	SI WALL(R)	35	UPPER PORTION OF LEG BONES
15	HEART WALL(R)	36	SALIVARY GLANDS
16	SPLEEN(R)	37	TESTES
17	BONE SURFACE	38	CRANIUM+MANDIBLE
18	COLON	39	MIDDLE PORTION OF LEG BONES
19	STOMACH	40	BRAIN
20	LOWER PORTION OF ARM BONES	41	LOWER PORTION OF LEG BONES
21	SCAPULAE		

برای ترسیم شکل (۳-۲۷)، چون تعداد ارگان‌ها زیاد بود (۴۱ عدد)، به هر کدام از آنها شماره‌ای نسبت داده شد که شماره مربوط به هر کدام از بافت در جدول (۷-۳) قید شده است. سعی شده است تا تمام بافت‌های نرم و استخوانی در این مطالعه مورد بررسی قرار گیرند. استخوان‌های ستون فقرات از بخش بالایی، میانی و پایینی تشکیل شده است که هر کدام به صورت یک مجموعه در نظر گرفته شده اند. تومور شکلی بیضوی گون دارد که با توجه به میدان $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ، تومور دقیقاً ابعادی به اندازه میدان دارد.

هد شتابدهنده ۶ مگاولتی طوری تنظیم شده است که قله‌ی دز عمقی آن در مرکز تومور متمرکز شود و تومور بیشترین دز را دریافت کند. در تمام نمودارها تومور با رنگ قرمز مشخص شده است.





شکل (۳-۲۷): ارزیابی دز خارج از میدان رسیده در ارگان های متفاوت در طول رادیوتراپی تومور کبد به روش مونت کارلو در ۱۰ min در فانتوم های در سنین (A) تازه متولد شده، (B) یک ساله، (C) ۵ ساله، (D) ۱۰ ساله، (E) ۱۵ ساله و (F) ۳۰ ساله همراه با خطای محاسباتی برای هر کدام از دزهای محاسبه شده.

در شکل (۳-۲۸) رابطه‌ی بین نرخ دز دریافتی و ریسک القای سرطان‌های ثانویه در سنین مطرح شده مورد بررسی قرار گرفته است. این بررسی برای ۹ ارگانی که حین رادیوتراپی تومور کبد، بیشترین دز را دریافت می‌کردند، انجام شد. در تمام نمودارها روند داده‌های مربوط به ریسک و نرخ دز دریافتی، روندی نزولی است. این روند نشان دهنده‌ی ریسک بالای القای سرطان‌های ثانویه در سنین پایین‌تر نسبت به سنین بالاتر است. اینجاست که زمان تشخیص به هنگام سرطان در بیماران نقش اساسی خود را به خصوص در سنین پایین‌تر نشان می‌دهد. هر چه قدر اندازه تومور کوچک‌تر باشد به تبع آن برای تراپی تومور میدان کوچکتری انتخاب می‌شود و این خود نقش اساسی در کمینه کردن دز رسیده به اندام‌ها و ارگان‌های سالم دارد. اگر سرطان در سنین پایین‌تر درمان شود با توجه به رشد سلولی ایده‌آل در این سنین احتمال درمان کامل سرطان بیشتر از سنین بالاتر است. پارامتر دیگری که نقش اساسی در ریسک القای بالاتر چنین سرطان‌هایی در سنین پایین‌تر دارد، ابعاد فیزیکی فانتوم قد و ابعاد ارگان‌های داخلی بدن است. در سنین پایین‌تر نسبت به سنین بالاتر، اندام بدن در فاصله‌های عرضی کمتری از دهانه‌ی هد قرار می‌گیرند و این خود باعث رسیدن دز بیشتری به سایر ارگان‌های بدن حین تراپی تومور برای میدان‌های بزرگتر می‌شود.

جدول (۳-۸) : مقادیر مربوط به آهنگ دز دریافتی و احتمال القای سرطان‌های ثانویه برای هر ۴۱ بافت و ارگان سالم اطراف تومور کبد در یک جلسه‌ی درمانی ۱ دقیقه‌ای برای فانتوم مربوط به کودک تازه متولد شده در این پژوهش.

شماره تعریف شده برای هر ارگان طبق جدول (۳-۷).	آهنگ دز دریافتی توسط هر ارگان (Gy/sec)	ماکزیمم دز قابل تحمل مربوط به هر ارگان (Gy) [۷۸]	احتمال القای سرطان های ثانویه
1	46.1	32	86.45
2	8.76	32	16.42
3	4.29	51	5.05
4	3.56	18	11.85
5	2.14	65	1.97
6	1.67	50	2
7	1.54	60	1.54
8	1.42	30	2.84
9	1.26	50	1.52
10	1.11	23	2.89
11	1.04	30	2.09

12	0.99	34	1.75
13	0.76	55	0.83
14	0.56	55	0.61
15	0.56	80	0.42
16	0.49	23	1.27
17	0.48	30	0.96
18	0.47	55	0.51
19	0.45	50	0.54
20	0.42	30	0.85
21	0.4	30	0.79
22	0.3	30	0.6
23	0.29	26	0.68
24	0.25	6	2.54
25	0.22	120	0.11
26	0.18	30	0.37
27	0.18	10	1.08
28	0.12	50	0.14
29	0.09	65	0.09
30	0.09	18	0.31
31	0.08	66	0.07
32	0.08	30	0.15
33	0.07	50	0.09
34	0.07	50	0.09
35	0.05	30	0.09
36	0.04	45	0.06
37	0.04	50	0.05
38	0.03	30	0.05
39	0.02	30	0.04
40	0.02	72	0.01
41	0.01	30	0.01

جدول (۳-۹) : مقادیر مربوط به آهنگ دز دریافتی و احتمال القای سرطان‌های ثانویه برای هر ۴۱ بافت و ارگان سالم اطراف تومور کبد در یک جلسه‌ی درمانی ۱ دقیقه‌ای برای فانتوم مربوط به کودک ۱ ساله در این پژوهش .

شماره تعریف شده برای هر ارگان طبق جدول (۳-۷).	آهنگ دز دریافتی توسط هر ارگان (Gy/sec)	ماکزیمم دز قابل تحمل مربوط به هر ارگان (Gy) [۷۸]	احتمال القای سرطان های ثانویه
1	16.28	32	30.53
2	4.9	32	9.2
3	1.62	51	1.9
4	1.36	18	4.52
5	0.99	65	0.91
6	0.72	50	0.86
7	0.71	60	0.71
8	0.67	30	1.34
9	0.56	50	0.67
10	0.46	23	1.2

11	0.43	30	0.85
12	0.4	34	0.7
13	0.36	55	0.4
14	0.27	55	0.29
15	0.24	80	0.18
16	0.23	23	0.6
17	0.23	30	0.46
18	0.2	55	0.22
19	0.19	50	0.23
20	0.19	30	0.38
21	0.16	30	0.32
22	0.14	30	0.27
23	0.13	26	0.3
24	0.12	6	1.21
25	0.1	120	0.05
26	0.08	30	0.16
27	0.07	10	0.44
28	0.06	50	0.07
29	0.04	65	0.04
30	0.04	18	0.14
31	0.04	66	0.03
32	0.03	30	0.06
33	0.03	50	0.04
34	0.03	50	0.04
35	0.02	30	0.04
36	0.02	45	0.02
37	0.02	50	0.02
38	0.01	30	0.02
39	0.01	30	0.01
40	0.01	72	0.00
41	0.00	30	0.00

جدول (۳-۱۰): مقادیر مربوط به آهنگ دز دریافتی و احتمال القای سرطان‌های ثانویه برای هر ۴۱ بافت و ارگان سالم اطراف تومور کبد در یک جلسه‌ی درمانی ۱ دقیقه‌ای برای فانتوم مربوط به کودک ۵ ساله در این پژوهش.

شماره تعریف شده برای هر ارگان طبق جدول (۳-۷).	آهنگ دز دریافتی توسط هر ارگان (Gy/sec)	ماکزیمم دز قابل تحمل مربوط به هر ارگان (Gy) [۷۸]	احتمال القای سرطان های ثانویه
1	12.16	32	22.79
2	2.49	32	4.67
3	0.95	51	1.11
4	0.86	18	2.86
5	0.86	65	0.79
6	0.44	50	0.53
7	0.43	60	0.43
8	0.36	30	0.72
9	0.35	50	0.42

10	0.3	23	0.79
11	0.27	30	0.54
12	0.26	34	0.46
13	0.22	55	0.24
14	0.21	55	0.23
15	0.14	80	0.11
16	0.13	23	0.33
17	0.11	30	0.23
18	0.11	55	0.12
19	0.11	50	0.13
20	0.11	30	0.22
21	0.1	30	0.2
22	0.08	30	0.17
23	0.07	26	0.17
24	0.06	6	0.59
25	0.06	120	0.03
26	0.05	30	0.1
27	0.05	10	0.28
28	0.04	50	0.05
29	0.04	65	0.03
30	0.02	18	0.07
31	0.02	66	0.02
32	0.02	30	0.03
33	0.02	50	0.02
34	0.01	50	0.02
35	0.01	30	0.02
36	0.01	45	0.01
37	0.01	50	0.01
38	0.01	30	0.01
39	0.00	30	0.01
40	0.00	72	0.00
41	0.000	30	0.000

جدول (۳-۱۱) : مقادیر مربوط به آهنگ دز دریافتی و احتمال القای سرطان‌های ثانویه برای هر ۴۱ بافت و ارگان سالم اطراف تومور کبد در یک جلسه‌ی درمانی ۱ دقیقه‌ای برای فانتوم مربوط به انسان ۱۰ ساله در این پژوهش.

شماره تعریف شده برای هر ارگان طبق جدول (۳-۷).	آهنگ دز دریافتی توسط هر ارگان (Gy/sec)	ماکزیمم دز قابل تحمل مربوط به هر ارگان (Gy) [۷۸]	احتمال القای سرطان های ثانویه
1	8.72	32	16.35
2	1.85	32	3.47
3	0.7	51	0.82
4	0.65	18	2.18
5	0.54	65	0.49
6	0.38	50	0.46
7	0.22	60	0.22
8	0.22	30	0.45

9	0.2	50	0.24
10	0.2	23	0.53
11	0.2	30	0.39
12	0.17	34	0.29
13	0.16	55	0.17
14	0.12	55	0.13
15	0.12	80	0.09
16	0.08	23	0.21
17	0.07	30	0.15
18	0.07	55	0.08
19	0.06	50	0.07
20	0.06	30	0.12
21	0.06	30	0.12
22	0.05	30	0.1
23	0.04	26	0.1
24	0.03	6	0.31
25	0.03	120	0.02
26	0.03	30	0.06
27	0.03	10	0.15
28	0.03	50	0.03
29	0.01	65	0.01
30	0.01	18	0.04
31	0.01	66	0.01
32	0.01	30	0.02
33	0.01	50	0.01
34	0.01	50	0.01
35	0.01	30	0.01
36	0.00	45	0.00
37	0.00	50	0.00
38	0.00	30	0.01
39	0.00	30	0.00
40	0	72	0
41	0	30	0

جدول (۳-۱۲): مقادیر مربوط به آهنگ دز دریافتی و احتمال القای سرطان‌های ثانویه برای هر ۴۱ بافت و ارگان سالم اطراف تومور کبد در یک جلسه‌ی درمانی ۱ دقیقه‌ای برای فانتوم مربوط به انسان ۱۵ ساله در این پژوهش.

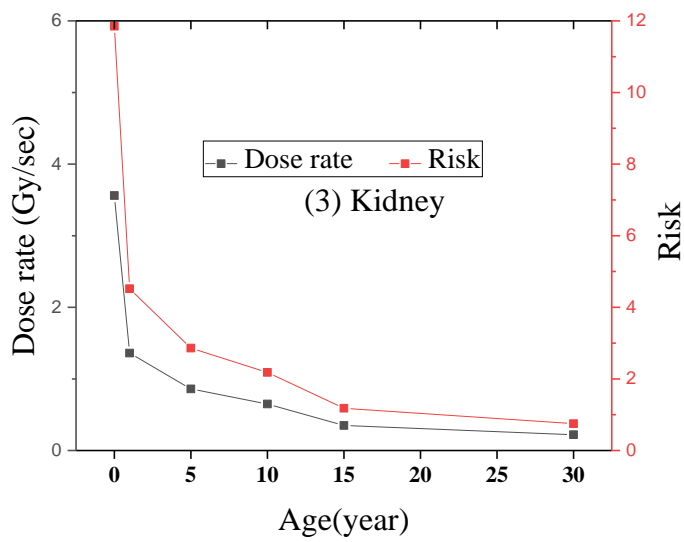
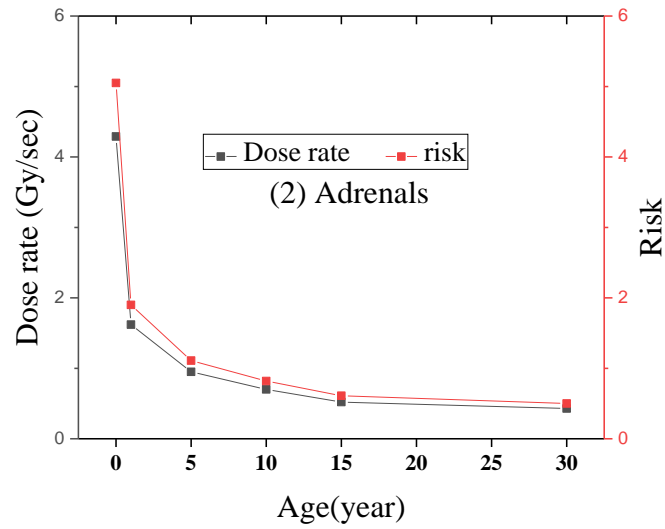
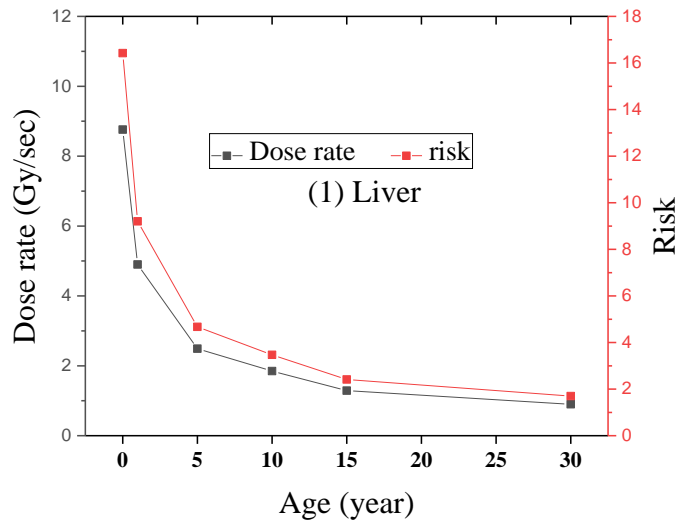
شماره تعریف شده برای هر ارگان طبق جدول (۳-۷).	آهنگ دز دریافتی توسط هر ارگان (Gy/sec)	ماکزیمم دز قابل تحمل مربوط به هر ارگان (Gy) [۷۸]	احتمال القای سرطان های ثانویه
1	5.48	32	10.27
2	1.29	32	2.41
3	0.52	51	0.61
4	0.35	18	1.18
5	0.3	65	0.28
6	0.29	50	0.35
7	0.14	60	0.14
8	0.14	30	0.28

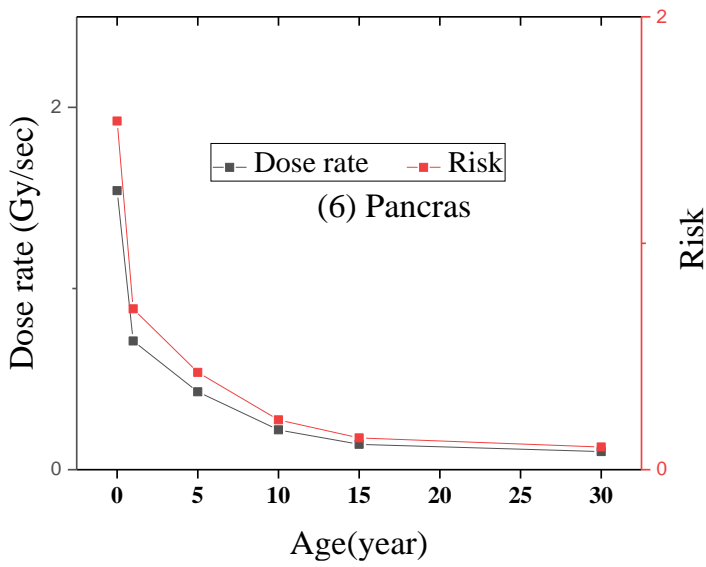
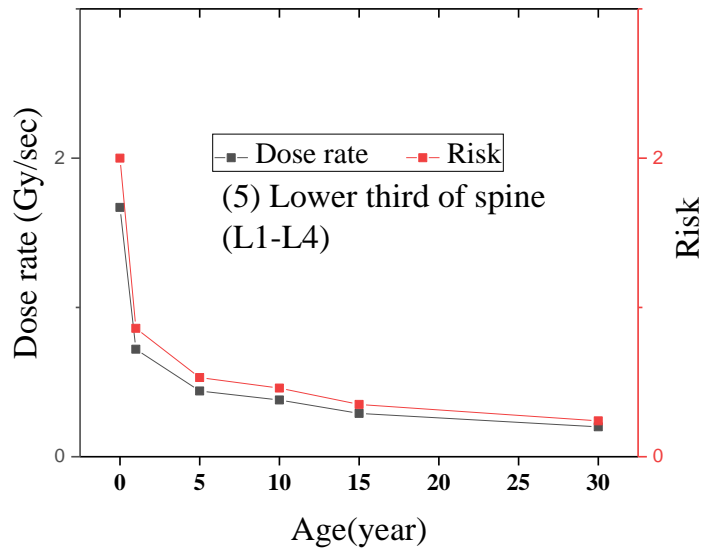
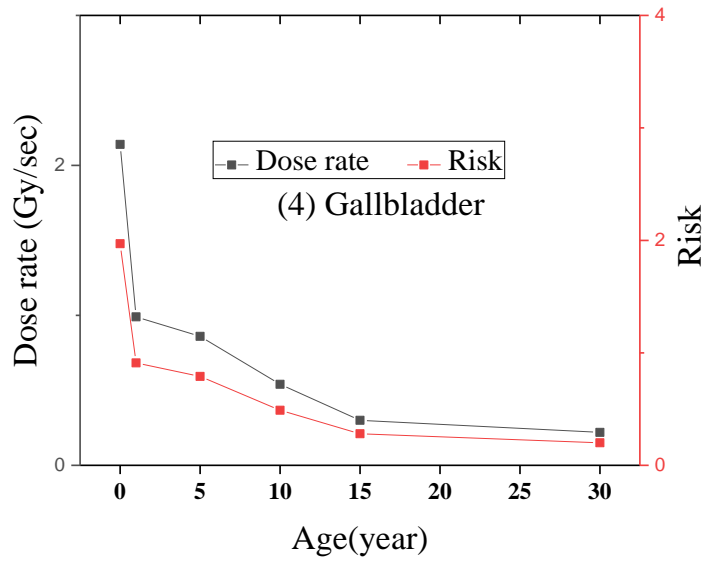
9	0.13	50	0.16
10	0.12	23	0.31
11	0.11	30	0.22
12	0.1	34	0.18
13	0.09	55	0.1
14	0.08	55	0.09
15	0.07	80	0.05
16	0.04	23	0.11
17	0.04	30	0.08
18	0.04	55	0.04
19	0.04	50	0.04
20	0.03	30	0.07
21	0.03	30	0.07
22	0.03	30	0.06
23	0.03	26	0.06
24	0.02	6	0.2
25	0.02	120	0.01
26	0.02	30	0.03
27	0.01	10	0.08
28	0.01	50	0.02
29	0.01	65	0.01
30	0.01	18	0.02
31	0.01	66	0.00
32	0.01	30	0.01
33	0.00	50	0.01
34	0.00	50	0.00
35	0.00	30	0.01
36	0.00	45	0
37	0.00	50	0
38	0.00	30	0
39	0.00	30	0
40	0	72	0
41	0	30	0

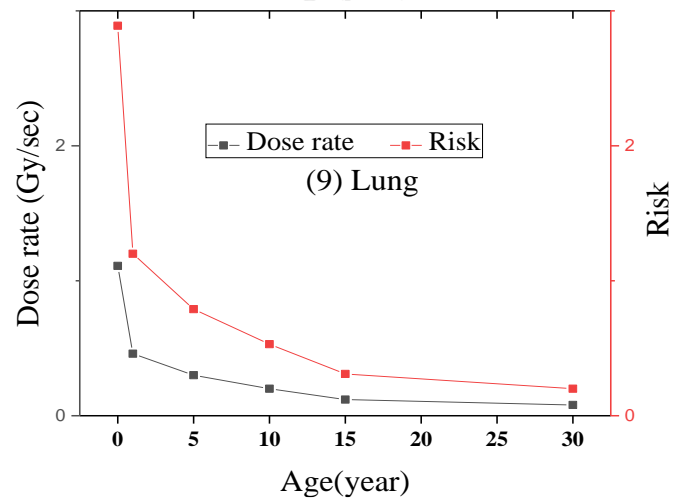
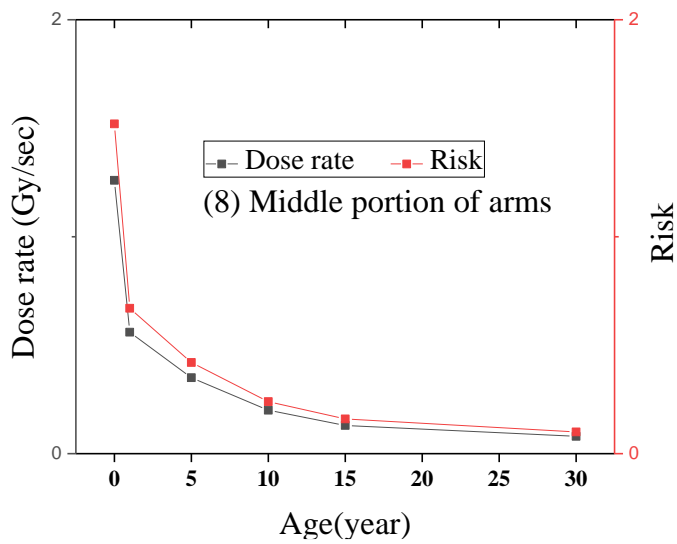
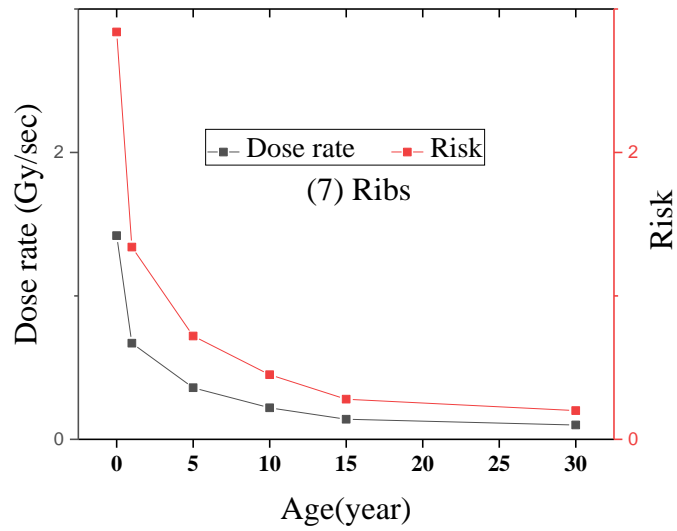
جدول (۳-۱۳): مقادیر مربوط به آهنگ دز دریافتی و احتمال القای سرطان‌های ثانویه برای هر ۴۱ بافت و ارگان سالم اطراف تومور کبد در یک جلسه‌ی درمانی ۱ دقیقه‌ای برای فانتوم مربوط به انسان ۳۰ ساله. در این پژوهش.

شماره تعریف شده برای هر ارگان طبق جدول (۳-۷).	آهنگ دز دریافتی توسط هر ارگان (Gy/sec)	ماکزیمم دز قابل تحمل مربوط به هر ارگان (Gy) [۷۸]	احتمال القای سرطان های ثانویه
1	4.22	32	7.91
2	0.9	32	1.7
3	0.43	51	0.5
4	0.22	18	0.75
5	0.22	65	0.2
6	0.2	50	0.24
7	0.1	60	0.1
8	0.1	30	0.2

9	0.08	50	0.1
10	0.08	23	0.2
11	0.08	30	0.16
12	0.07	34	0.13
13	0.07	55	0.08
14	0.06	55	0.06
15	0.05	80	0.04
16	0.03	23	0.07
17	0.03	30	0.06
18	0.03	55	0.03
19	0.03	50	0.03
20	0.02	30	0.05
21	0.02	30	0.04
22	0.02	30	0.04
23	0.02	26	0.05
24	0.02	6	0.16
25	0.01	120	0.01
26	0.01	30	0.02
27	0.01	10	0.05
28	0.01	50	0.01
29	0	65	0.00
30	0	18	0.01
31	0	66	0.00
32	0	30	0.01
33	0	50	0
34	0	50	0
35	0	30	0
36	0	45	0
37	0	50	0
38	0	30	0
39	0	30	0
40	0	72	0
41	0	30	0







شکل (۳-۲۸) مقایسه بین ریسک القای سرطان‌های ثانویه‌ی نرخ دز دریافتی برای ۹ ارگان با ریسک بالاتر نسبت به سنین مطرح شده

۳-۳ نتیجه گیری نهایی

در این کار پژوهش برای تخمین دز در بافت‌های سالم اطراف تومور در طول رادیوتراپی نیاز به یک کد قدرتمند در شبیه سازی بود که به همین منظور از کد دقیق و قابل تکیه MCNPX استفاده شد. فرایند رادیوتراپی نیاز به سیستمی برای ایجاد باریکه پرتو ایکس ایده آل و فانتومی برای دریافت این پرتوها دارد. با توجه به کاربرد گسترده‌ی شتابدهنده خطی واریان ۲۱۰۰ در ایران، شبیه سازی هد این شتابدهنده مدنظر قرار گرفت. مدل ۶ مگاولتی این شتابدهنده شبیه سازی شده و اعتبارسنجی برای نتایج با توجه به اطلاعات تجربی، صورت پذیرفت. در ادامه برای بررسی جامع‌تر این شتابدهنده سایر مدل‌ها نیز شبیه سازی شده و نتایج مربوط به آنها نیز استخراج شده و با رفرنس‌های معتبر مقایسه شد. در گام بعدی بهینه‌سازی‌های مربوط به فانتوم ORNL روی این فانتوم صورت پذیرفت. این بهینه سازی‌ها عبارت بودند از جایگزیده کردن تومور، انتقال و دوران فانتوم و تغییرات مربوط به مواد تشکیل دهنده‌ی هر ارگان. از آنجایی که اجرای برنامه چه برای گرفتن نتایج مربوط به هد شتابدهنده و چه مربوط به دزهای رسیده به بافت‌های سالم اطراف تومور بسیار زمان گیر بود، روش‌های کاهش واریانس در شبیه سازی‌ها اعمال شد. در نهایت فرایند رادیوتراپی برای فانتوم ORNL در گروه‌های سنی تازه متولد شده، ۱-، ۵-، ۱۰-، ۱۵ و ۳۰ ساله انجام شد. از تالی‌های F6، F8* و F4 (به همراه کارت‌های جانبی DE و DF) برای محاسبات دز استفاده شد. برآورد دز برای ۴۱ ارگان سالم اطراف تومور انجام شد. برای تخمین احتمال القای سرطان-های ثانویه در سایر بافت‌ها از دز ماکزیمم قابل تحمل توسط هر ارگان استفاده شد. با مقایسه دزهای بدست آمده با دزهای ماکزیمم معیاری برا گزینش بافت‌های در خطر به دست آمد. با توجه به نتایج بدست آمده برای هد با افزایش اختلاف پتانسیل شتابدهنده و به تبع افزایش انرژی الکترون‌های تولید شده عمق ماکزیمم در منحنی‌های دز عمقی به مقادیر بیشتر منتقل می‌شد. برای یک فیلد با افزایش انرژی منحنی پروفایل دز قله‌ای‌تر شده و حول محور مرکزی متمرکز می‌شود. با توجه به نتایج حاصله

خطر القای سرطان‌های ثانویه برای بافت‌های سالم نزدیک به تومور بیشتر از سایر ارگان‌ها است. در نقاط دورتر ماده‌ی تشکیل دهنده‌ی هر ارگان نیز برآوردی چنین احتمالی تاثیر گذار است. لازم به ذکر است در مواردی که امکان دسترسی به پرونده‌ی بیمار برای سالیان متمادی وجود دارد برای برآورد احتمال القای سرطان‌های ثانویه از مدل‌های متنوعی استفاده می‌شود که یکی از مهمترین آنها BEIR می‌باشد. با توجه به این مدل، ارگانی که بیشترین دز را در طول رادیوتراپی دریافت کرده است، احتمال بالایی در القای سرطان‌های ثانویه دارد و نتایج مونت کارلویی ما نیز این مطلب را در زمان کمی نسبت به مدل بیان شده تایید می‌کند. در تراپی تومور کبد به ترتیب ۱۰ ارگان بافت سالم کبد، غده‌ی فوق کلیوی، کلیه، مثانه، استخوان‌های بخش پایینی نخاع، پانکراس، قفسه‌ی سینه، استخوان‌های بخش میانی نخاع و ریه بیشترین احتمال القای سرطان‌های ثانویه را برای همه‌ی سنین دارا می‌باشند. با توجه به برآورد نرخ دز و ریسک القای سرطان‌های ثانویه هر چه زودتر تشخیص سرطان انجام شود تومور کوچک‌تر و لذا دز دریافتی هم کمتر خواهد بود و به تبع آن احتمال القای سرطان‌های ثانویه کمتر خواهد بود. احتمال این القا در سنین پایین‌تر بیشتر از سنین بالاتر است. نتایج حاصل از این بخش به صورت یک مقاله جمع‌بندی شده و در مراحل داوری می‌باشد.

پیشنهادات:

یکی از مشکلاتی که ما در این پروژه با آن مواجه بودیم زمان اجرای برنامه‌ها بوده است. پیشنهاد می‌شود که از سیستم‌های با حافظه‌ی داخلی و سرعت بالا برای ایجاد یک چشمه‌ی مجازی فوتونی استفاده شود. با این کار بعد از یک بار اجرای برنامه، در اجراهای بعدی از این چشمه‌ی مجازی به جای چشمه فوتونی اولیه استفاده شده که این عمل تاثیر بسیار ملموسی در زمان اجرای برنامه‌ها خواهد داشت.

پیشنهاد می‌شود ورودی سایر شتابدهنده‌ها در برنامه جاری جایگزیده شده و نتایج مربوط به آنها نیز استخراج گردد.

در صورت فراهم شدن امکانات لازم و هماهنگی‌های لازم با مؤسسات مربوطه پیشنهاد می‌شود نتایج بدست آمده از شبیه‌سازی با نتایج حاصل از بیمارستان مقایسه شود.

پیشنهاد می‌شود در راستاهای مختلف هد برنامه اجرا شده و نتایج بدست آمده با هم مقایسه شده و وابستگی دز رسیده به بافت‌های سالم اطراف تومور با این پارامتر مقایسه گردد.

پیشنهاد می‌شود دز رسیده به متخصص فیزیک رادیوتراپی حین انجام رادیوتراپی بیمار با تغییرات کوچکی در این برنامه، محاسبه شده و با مقادیر مجاز مقایسه گردد.

پیشنهاد می‌شود در موقعیت‌های مختلف فانوم محاسبات مربوط به رادیوتراپی انجام شده و بهترین موقعیت به لحاظ حفاظت از بافت‌های سالم اطراف تومور انتخاب شود.

- [1] Siegel R., Naishadham D., Jemal A., 2012, **Cancer statistics**, CA cancer J Clin, Vol. 60, pp: 10-29.
- [2] Tobias J.S., 1992, **Clinical practice of radiotherapy**, The Lancet, Vol. 339, pp: 159-163.
- [3] Wong C.J., Ackerly T., He C., Patterson W., Powell C.E., Ho A., Qiao G., Solomon D.H., Meder R., Geso M., 2007, High-resolution measurements of small field beams using polymer gels, Appl Radiat Isot, Vol. 65, No. 10, pp:1160-1164
- [4] Bucci M.K., Bevan A., Roach M., 2005, Advances in radiation therapy: conventional to 3D, to IMRT, to 4D, and beyond, CA Cancer J Clin, Vol. 55, No. 2, pp:117-134.
- [5] Baskar R., Lee K.A., Yeo R., Yeoh K.W., 2012, Cancer and radiation therapy: current advances and future directions, Int J Med Sci, Vol. 9, No. 3, pp:193-199.
- [6] https://fa.wikipedia.org/wikicite_note-6
- [7] [www.cancervic.org.au/about-cancer/living with cancer](http://www.cancervic.org.au/about-cancer/living-with-cancer); **18 June 2010**
- [8] Faiz M. Khan, 2010, The physics of radiation therapy, fourth edition, copy right © LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS.
- [9] Barakat R., Bevers M.W., Gershenson D.M., Hoskins W.J., 2002, Handbook of Gynecologic Oncology, Second edition, copy right © Taylor and Francis group.
- [10] Verhey L.J., Comparison of three-dimensional conformal radiation therapy and intensity-modulated radiation therapy systems, Semin Radiat Oncol, Vol. 9, No. 1, pp:78-98.
- [11] Zhen W., Thompson R.B., Enke C., 2002, Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT): The radiation oncologist's perspective, Medical Dosimetry, Vol. 27, No. 2, pp: 155-159.
- [12] Schwarz M., Giske K., Stoll A., Nill S., Huber P, Debus J, Bendl R, Stoiber EM, 2012, IGRT versus non-IGRT for postoperative head-and-neck IMRT patients: dosimetric consequences arising from PTV margin, Radiation Oncology, Vol. 7, pp: 133-139.
- [13] Xing L., Thorndyke B., Schreiber E., Yang Y., Li T., Kim G., Luxton G., Koong A., 2006, Overview of Image-Guided Radiation Therapy, Medical Dosimetry, Vol. 31, No. 2, pp:91-112.
- [14] Grunert Sr.P. Keiner D., Oertel J., 2015, Remarks upon the Term Stereotaxy: A Linguistic and Historical Note, Stereotact Funct Neurosurg, Vol. 93, pp: 42-49.
- [15] Yarahmadi M., Allahverdi M., Nedaie H. A., Asnaashari Kh., Vaezzadeh S.A., Sauer O.A., 2013, Improvement of the penumbra for small radiosurgical fields using flattening filter free low megavoltage beams, Z. Med. Phys., Vol. 23, pp: 291-299.

- [16] Podgorsak E. B., Pike B., Oliver A., Pla M., Souhami L., 1989, Radiosurgery with high energy photon beams: A comparison among techniques, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 16, pp:857-865.
- [17] Heydari M., Asnaashari Kh., Allahverdi M., Jaffray D. A., Dosimetric evaluation of a dedicated stereotactic linear accelerator using measurement and Monte Carlo simulation, *Med. Phys.*, Vol. 35, pp: 3943-3954.
- [18] <http://www.mums.ac.ir/cancer/fa/radiotrasy>
- [19] Chilton. Arthur B. "Principles of radiation shielding" ,(1984).
- [20] Krane , K.S. "Introductory nuclear physics" ,NewYork: Wiley, (1987).
- [۲۱] غیائی نژاد، م؛ کاتوزی، م؛ حفاظت در برابر اشعه؛ سازمان انرژی اتمی ایران؛ ۳۹-۲۵، ۱۳۷۹.
- [۲۲] سجادمیری، "محاسبه ضرایب انباشت پرتوگیری تابش گاما برای چشمه صفحه‌ای و حفاظ‌های تیغه‌ای دولایه با در نظر گرفتن تابش ترمزی با استفاده از کد محاسباتی MCNP"، پایان‌نامه کارشناسی ارشد فیزیک هسته‌ای، دانشگاه صنعتی اصفهان، دانشکده فیزیک (۱۳۸۹).
- [۲۳] عباس تکاور، فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، چاپ سوم، ۶-۲۷۳، ۱۳۸۱.
- [۲۴] نیکلاس سولفانی‌دیس، اندازه‌گیری و آشکارسازی تابش‌های هسته‌ای، ترجمه دکتر رحیم کوهی، دکتر محمود هادی زاده یزدی، چاپ اول
- [25] R. D. Evans, THE ATOMIC NUCLEUS, Chap. 24, Sec. 1, (1955).
- [26] Das I. J., Ding G. X., Ahnesjö A., 2008, Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry, *Med. Phys.*, Vol. 35, No. 1, pp:206-215.
- [27] Chiu-Tsao S.T., Ho Y., Shankar R., Wang L., Harrison L.B., 2005, Energy dependence of response of new high sensitivity radiochromic films for megavoltage and kilovoltage radiation energies, *Med. Phys.*, Vol. 32, No. 11, pp:3350-3354.
- [28] Rice R.K., Hansen J.L., Svensson G.K., Siddon R.L., 1987, Measurements of dose distributions in small beams of 6 MV x-rays, *Phys Med Biol*, Vol. 32, No. 9, pp: 1087-1099.
- [29] Podgorsak E. B., 2005, RADIATION ONCOLOGY PHYSICS: A HANDBOOK FOR TEACHERS AND STUDENTS, Second edition, copy right © IAEA.
- [30] Cogna Jr A. B., Mendenall W.M., 2013, Radiation therapy for skin cancer, copy right © Springer NewYork Heidelberg.
- [31] Tartar A. Monte Carlo simulation approaches to dose distributions for 6 MV photon beams in clinical linear accelerator. *Biocybernetics and Biomedical Engineering* 2014; 34: 90–100.
- [32] Beyzadeoglu M., Ozyigit G., Ebruli C., 2010, Basic radiation oncology, copyright © Springer-Verlag Berlin Heidelberg.

[33]Sun J., Zhu Y., 1995, Study of dosimetric penumbra due to multileaf collimation on a medical linear accelerator, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 32, No. 5, pp: 1409-1417.

[34]OH S.A., Kang M.K, Yea J.Y., Kim S.K., OH Y.K., 2012, Study of the penumbra for High-energy photon beams with gafchromic EBT2 films, *Journal of the Korean Physical Society*, Vol. 60, No. 11, pp: 1973-1976.

[35]Mayles P., Nahum A., Rosenwald J. C., 2007, *Handbook of radiotherapy physics: theory and practice*, copy right © Taylor and Francis group.

[36]Cheung T., Butson M. J., Yu P.K. N., 2006, Measurement of high-energy x-ray beam penumbra with gafchromic EBT radiochromic film, *Med. Phys.*, Vol. 33, No. 8, pp: 2912-2914.

[37]Jenkins T.M., Nelson W.R., Rindi A., 1988, *Monte Carlo transport of electrons and photons*, Plenum press, NewYork.

[38] <https://mcnp.lanl.gov>

[39]CCC-700. OAK RIDGE NATIONAL LABORATORY RSICC COMPUTER CODE COLLECTION MCNP4C, Contributed by: Los Alamos National Laboratory Los Alamos, New Mexico.

[40]Briesmeister J.F., 2000, *MCNP-A general Monte Carlo Code For Neutron and Photon Transport Version 3A*, Los Alamos National Laboratory, NewMexico.

[41] Denise B. Pelowitz, *MCNPXTM USER'S MANUAL*, Version 2.6.0, April 2008. Pp. 350-352.

[۴۲] کاسه‌ساز یاسر، آموزش کد MCNPX، ۱۳۹۴، صفحه ۲۳۶-۲۳۴.

[۴۳] دکتر صمد راستی کردار، محمد حسین نادری، مبانی حفاظت در برابر پرتوها، دانشگاه اصفهان، ۱۷۲-

۳۴۵-۳۸۰، ۱۵۷، ۱۳۷۹.

[۴۴] مکاری بهبهانی م.، علامت ساز م. ح، " محاسبه ضرایب انباشت پرتوگیری تابش گاما برای چشمه

صفحه ای و حفاظ بادر نظر گرفتن پراکندگی های همدوس MCNP "های تک لایه و دو لایه آب و سرب

با استفاده از کد محاسباتی پایان نامه کارشناسی ارشد فیزیک، دانشکده فیزیک دانشگاه صنعتی اصفهان،

[45] R. Mohan, C. Chui, and L. Lidofsky, "Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators", *Med. Phys.* 12, pp. 592–597, 1985.

[46] [10] G X. Ding., "Energy spectra, angular spread, fluence profiles and dose distributions of 6 and 18 MV photon beams: results of Monte Carlo simulations for a Varian 2100EX accelerator", *Phys. Med. Biol.* 47, pp.1025–46, 2002.

- [47] C.L. Hartmann Siantar and etal, “Description and dosimetric verification of the PEREGRING Monte Carlo dose calculation system for photon beams for photon beams incident on a water phantom”, *Med. Phys.* 28, pp. 1322- 37, 2001.
- [48] D. Sheikh-Bagheri and D W O. Rogers., “Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code”, *Med. Phys.* 29, pp. 391–402, 2002.
- [49] F. Verhaegen, J. Seuntjens., “Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams”, *Phys Med Biol*, 48, pp.107–164, 2003.
- [50] P J. Keal, J.V. Siebers, B. Libby and et al., “Determining the incident electron fluence for Monte Carlo-based photon treatment planning using a standard measured data set”, *medical physics*, 30, pp. 574-79, 2003.
- [51] F. A. A. Ajaj and N. M. H. Ghassala., “An MCNP-based model of a medical linear acceleratorx-ray photon beam”, *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, 26, pp.140~144, 2003.
- [52] S. Hyun Cho and etal, “Reference Photon dosimetry data and reference phase space data for the 6 MV photon beam from Varian Clinac 2100 series linear accelerators” *Med. Phys.* 32, pp. 136-148, 2005.
- [53] F. Kry, S., Titt, U and et al., “A Monte Carlo for calculating out-of-field dose from a Varian 6 MV beam”, 33, pp. 4405-13, 2006.
- [54] E S M. Ali and D W O. Rogers, “Functional form for photon spectra of clinical linacs”, *PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY*, 57, pp. 31-50, 2012.
- [55] A. Baumgartner, A. Steurer, F.J. Maringer., “Simulation of photon energy spectra from Varian 2100C and 2300C/D Linacs: Simplified estimates with PENELOPE Monte Carlo models”, *Applied Radiation and Isotopes*, 67, pp. 2007–2012, 2009.
- [56] M. Aljamal and A. Zakaria., “Monte Carlo Modeling a siemens primus 6 MV Photon Beam Linear Accelerator”, *Aust.J. Basic 370 & Appl.*, 7, pp. 340-46, 2013.
- [57] G. Qiang and etal, “Design and optimization of the target in electron linear accelerator”, *Application of accelerators*, ISBN 978-3-95450-122-9.
- [58] J.C. Estrada Espinosa and etal, “Dosimetric algorithm to reproduce isodose curves obtained from a linac”, *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2014, 8 pages, 2014.
- [59] A. Tartar., “Monte Carlo simulation approaches to dose distributions for 6 MV photon beams in clinical linear accelerator”, *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 34, pp. 90–100, 2014.

- [60] A. Mesbahi, P. Mehnati, A. Keshtkar, “A comparative Monte Carlo study on 6 MV photon beam characteristics of Varian 21 EX and Elekta SL-25 Linacs”, *Iran. J. Radiat. Res.*, 5, pp. 22-30, 2007.
- [61] A. Mesbahi, P. Mehnati, A. Keshtkar, A. Farajollahi., “Dosimetric properties of a flattening filter-free 6-MV photon beam: A Monte Carlo study”, *Radiat Med.* 25, pp. 315–24, 2007.
- [62] A. Mesbahi, F. Seyed Nejad., “Monte Carlo study on a flattening filter-free 18-MV photon beam of a medical linear accelerator”, *Radiat Med.* 26, pp. 331–36, 2008.
- [63] S. Manohara, “Energy absorption buildup factor of human organs and tissues at energies and penetration depths relevant for radiotherapy and diagnostics”, *Journal of Applied Clinical Medical Physics.* 12, 296-312, 2011.
- [64] J.L. Thalhofer, W.F. Rebello and etal, “ Calculation of Dose in Healthy Organs, During Radiotherapy 4-Field Box 3D Conformal for prostate Cancer, Simulation of the Linac 2300, Radiotherapy Room and MAX Phantom”, *International Journal of Medical Physics*, 2, 61-68, 2013.
- [65] K.M. Kourinou, M Mazonakis, E Lyraraki and et al, “Scattered dose to radiosensitive organs and associated risk for cancer development from head and neck radiotherapy in pediatric patients”, *Physica Medica* 29, 650-55, 2013.
- [66] X. Allen Li, O. Chibani, B. Greenwald and etal, “Radiotherapy Dose Perturbation of Metallic Esophageal Stents”, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys*, 54, 1276–85, 2002.
- [67] M. Mazonakis, A. Tzedakis, J. Damilakis and etal, “Scattered dose to thyroid from prophylactic cranial irradiation during childhood: a Monte Carlo study”, *Phys. Med. Biol.* 51, 139–145, 2006.
- [68] M. Mazonakis, A. Tzedakis, E. Lyraraki and etal, “Organ-specific radiation-induced cancer risk estimates due to radiotherapy for benign pigmented villonodular synovitis”, *Phys. Med. Biol.* 61, 6400–12, 2016.
- [69] M. Mazonakis, J. Damilakis, “Cancer risk after radiotherapy for benign diseases”, *Physica Medica*, 1-7, 2016.
- [70] R. Garcíaa, I. Santa-Olallab, J. Luis Lopez and etal, “Robotic radiosurgery for the treatment of livermetastases”, *reports of practical oncology and radiotherapy*, 1-7, 2016.
- [71] U. Kara and H.O. Tekin, “Estimation of Absorbed Dose Distribution in Different Organs during the CT scan: Monte Carlo Study”, *Austin J Radiol*, 4, 1063-6, 2017.
- [72] J.V. Siebers, P J. Keal, J.O. Kim and et al., “A method for photon beam Monte Carlo multileaf collimator particle transport”, *Phy. Med. Biol*, 47, pp. 3225-3249, 2002.

- [73] D W O. Rogers, B.A. Faddegon, G.X. Ding and et al., "Beam: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units", Med. Phys. 22(5):503, 1995.
- [74] B. Faddegon, C. Ma, B. Curran., "AAPM 2005 Continuing Education WednesdayL", July 27, 8:30-9:25.
- [75] A. Rasouli, H. Tavakoli-Anbaran., "Study of relation between the gamma flux buildup factors and source geometry by M-C simulation", NUCL SCI TECH. 136, 2017.
- [۷۶] علی رسولی و حسین توکلی عنبران، "بررسی مکان و راستای آشکارساز جهت مینیمم نمودن ضریب انباشت شار پرتوهای گاما"، مجله سنجش و ایمنی پرتو، جلد ۴، شماره ۳، تابستان ۱۳۹۵.
- [77] Varian medical system, Monte Carlo Data Package, High Energy Accelerator. pp. 9.
- [78] Dr Emami B, Tolerance of Normal Tissue to Therapeutic Radiation, Department of Radiation Oncology, Loyola University Medical Center, Maywood, Illinois, USA
- [79] C. J. Karzmark, C. S. Nunan, and E. Tanabe, Medical Electron Accelerators (McGraw-Hill, New York, 1993).
- [80] D. A. Jaffray, J. J. Battista, A. Fenster, and P. Munro, "X-ray sources of medical linear accelerators: focal and extra-focal radiation," Med. Phys. 20, 1417–1427(1993).
- [81] <http://www.nist.gov/pml/data/xraygammaray.cfm>
- [82] BEIR, Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII, Phase 2 _National Academy of Science, Washington, DC, 2006.
- [83] N. Reynaert, S. van der Marck and et al., "Monte Carlo Treatment Planning", Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, pp. 11-12, June 2006.

پیوست ۱: یک نمونه برنامه مربوط به هد شبیه سازی شده:

MCNP program Linac	14 2 -8.96 -27 imp:p,E=1 \$ff
c cell cards	15 2 -8.96 -28 imp:p,E=1 \$ff
700 0 -700 imp:p,E=1 \$cookie cutter cell	16 2 -8.96 -29 imp:p,E=1 \$ff
c 1 0 -1 4 -3 #700 imp:e=1 imp:p=1	17 2 -8.96 -30 imp:p,E=1 \$ff
\$electron beam	18 2 -8.96 -31 imp:p,E=1 \$ff
c -----source-----	19 2 -8.96 -32 imp:p,E=1 \$ff
2 1 -18 -4 5 -3 imp:p,E=1 \$tanganstan	20 2 -8.96 -33 imp:p,E=1 \$ff
target	21 2 -8.96 -34 imp:p,E=1 \$ff
3 2 -8.96 -5 6 -3 imp:p,E=1 \$scuper	22 2 -8.96 -35 imp:p,E=1 \$ff
800 0 -800 #700 #2 #3 imp:p,E=1	23 2 -8.96 -36 imp:p,E=1 \$ff
c -----side of source-----	24 2 -8.96 -37 imp:p,E=1 \$ff
4 1 -18 7 -8 9 -10 imp:p,E=1 \$primary	25 2 -8.96 -38 imp:p,E=1 \$ff
collimator	26 2 -8.96 -39 imp:p,E=1 \$ff
c -----outer of makhrut-----	27 2 -8.96 -40 imp:p,E=1 \$ff
5 1 -18 -7 11 12 -10 imp:p,E=1 \$primary	28 2 -8.96 41 -42 imp:p,E=1 \$ff
collimator	29 2 -8.96 -43 imp:p,E=1 \$ff
c -----vacum-----	30 2 -8.96 44 -45 imp:p,E=1 \$ff
6 0 (7 -9) 800 imp:p,E=1 \$vacum	31 2 -8.96 45 -46 imp:p,E=1 \$ff
7 0 -7 11 -12 imp:p,E=1 \$vacum	c -----ps----
8 0 -11 13 14 -15 16 -17 imp:p,E=1	1000 4 -0.00129 -1000 1100 -50
\$vacum	imp:p,E=1 \$ff
9 3 -1.848 -11 18 19 -20 21 -22 #8	c -----ion chamber-----
imp:p,E=1 \$Be window	43 5 -1.42 -53 54 -55 imp:p,E=1 \$kapton
c -----ff+cu-----	44 5 -1.42 -56 57 -55 imp:p,E=1 \$kapton
10 2 -8.96 -23 imp:p,E=1 \$ff	45 5 -1.42 -58 59 -55 imp:p,E=1 \$kapton
11 2 -8.96 -24 imp:p,E=1 \$ff	46 5 -1.42 -60 61 -55 imp:p,E=1 \$kapton
12 2 -8.96 -25 imp:p,E=1 \$ff	47 5 -1.42 -62 63 -55 imp:p,E=1 \$kapton
13 2 -8.96 -26 imp:p,E=1 \$ff	

48 5 -1.42 -64 65 -55 imp:p,E=1 \$kapton
49 5 -1.42 -66 67 -55 imp:p,E=1 \$kapton
50 4 -0.00129 (-68 69 -600) #43 #44 #45
#46 #47 #48 #49 imp:p,E=1 \$air
c -----field light mirror-----
51 6 -1.38 -70 71 -72 73 -74 75 trcl=1
imp:p,E=1
c -----movable collimator-----
52 1 -18 -76 77 -78 79 -80 81 trcl=2
imp:p,E=1
53 1 -18 -76 77 -79 82 -80 81 trcl=3
imp:p,E=1
54 1 -18 -83 84 82 -78 85 -80 trcl=4
imp:p,E=1
55 1 -18 -83 84 82 -78 81 -85 trcl=5
imp:p,E=1
c -----MLC-----
56 1 -18 (-86 -87 -80 81):(-88 89 -400 87
-80 81) imp:p,E=1
57 like 56 but trcl=6
c -----PHANTOM-----
58 7 -1 -90 91 92 -93 94 -95 imp:p,E=1 \$
iner cylandr
59 7 -1 -91 96 92 -93 94 -95 imp:p,E=1 \$
iner cylandr
60 7 -1 -96 97 92 -93 94 -95 imp:p,E=1 \$
iner cylandr
61 7 -1 -97 98 92 -93 94 -95 imp:p,E=1 \$
iner cylandr
62 7 -1 -98 99 92 -93 94 -95 imp:p,E=1 \$
iner cylandr

63 7 -1 -99 100 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr
64 7 -1 -100 101 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr
65 7 -1 -101 102 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr
66 7 -1 -102 103 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr
67 7 -1 -103 104 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr
68 7 -1 -104 105 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr
69 7 -1 -105 106 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr
70 7 -1 -106 107 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr
71 7 -1 -107 108 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr
72 7 -1 -108 109 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr
73 7 -1 -109 110 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr
74 7 -1 -110 111 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr
75 7 -1 -111 112 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr
76 7 -1 -112 113 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr
77 7 -1 -113 114 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr
78 7 -1 -114 115 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr
79 7 -1 -115 116 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr

80 7 -1 -116 117 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr

81 7 -1 -117 118 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr

82 7 -1 -118 119 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr

83 7 -1 -119 120 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr

84 7 -1 -120 121 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr

85 7 -1 -121 122 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr

86 7 -1 -122 123 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr

87 7 -1 -123 124 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr

88 7 -1 -124 125 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr

89 7 -1 -125 126 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr

90 7 -1 -126 127 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr

91 7 -1 -127 128 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr

92 7 -1 -128 129 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr

93 7 -1 -129 130 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr

94 7 -1 -130 131 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr

95 7 -1 -131 132 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr

96 7 -1 -132 133 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr

97 7 -1 -133 134 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr

98 7 -1 -134 135 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr

99 7 -1 -135 136 92 -93 94 -95 imp:p,E=1
\$ iner cylandr

100 7 -1 -136 137 92 -93 94 -95
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

101 7 -1 -137 138 92 -93 94 -95
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

102 7 -1 -138 139 92 -93 94 -95
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

103 7 -1 -139 140 92 -93 94 -95
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

104 7 -1 -140 141 92 -93 94 -95
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

105 7 -1 -141 142 92 -93 94 -95
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

106 7 -1 -142 143 92 -93 94 -95
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

107 7 -1 -143 144 92 -93 94 -95
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

108 7 -1 -144 145 92 -93 94 -95
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

109 7 -1 -145 146 92 -93 94 -95
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

110 7 -1 -146 147 92 -93 94 -95
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

111 7 -1 -147 148 92 -93 94 -95
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

c -----profile cels-----

112 7 -1 -113 115 94 -95 149 -150
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

113 7 -1 -113 115 94 -95 150 -151
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

114 7 -1 -113 115 94 -95 151 -152
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

115 7 -1 -113 115 94 -95 152 -153
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

116 7 -1 -113 115 94 -95 153 -154
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

117 7 -1 -113 115 94 -95 154 -155
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

118 7 -1 -113 115 94 -95 155 -156
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

119 7 -1 -113 115 94 -95 156 -157
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

120 7 -1 -113 115 94 -95 157 -158
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

121 7 -1 -113 115 94 -95 158 -159
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

122 7 -1 -113 115 94 -95 159 -160
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

123 7 -1 -113 115 94 -95 160 -161
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

124 7 -1 -113 115 94 -95 161 -162
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

125 7 -1 -113 115 94 -95 162 -163
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

126 7 -1 -113 115 94 -95 163 -164
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

127 7 -1 -113 115 94 -95 164 -165
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

128 7 -1 -113 115 94 -95 165 -166
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

129 7 -1 -113 115 94 -95 166 -167
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

130 7 -1 -113 115 94 -95 167 -92
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

131 7 -1 -113 115 94 -95 93 -168
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

132 7 -1 -113 115 94 -95 168 -169
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

133 7 -1 -113 115 94 -95 169 -170
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

134 7 -1 -113 115 94 -95 170 -171
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

135 7 -1 -113 115 94 -95 171 -172
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

136 7 -1 -113 115 94 -95 172 -173
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

137 7 -1 -113 115 94 -95 173 -174
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

138 7 -1 -113 115 94 -95 174 -175
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

139 7 -1 -113 115 94 -95 175 -176
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

140 7 -1 -113 115 94 -95 176 -177
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

141 7 -1 -113 115 94 -95 177 -178
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

142 7 -1 -113 115 94 -95 178 -179
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

143 7 -1 -113 115 94 -95 179 -180
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

144 7 -1 -113 115 94 -95 180 -181
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

145 7 -1 -113 115 94 -95 181 -182
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

146 7 -1 -113 115 94 -95 182 -183
imp:p,E=1 \$ iner cylandr

147 7 -1 -113 115 94 -95 183 -184 imp:p,E=1 \$ iner cylandr	c surface cards
148 7 -1 -113 115 94 -95 184 -185 imp:p,E=1 \$ iner cylandr	c -----electron source -----
149 7 -1 -113 115 94 -95 185 -186 imp:p,E=1 \$ iner cylandr	c 1 pz 0.15
153 7 -1 -90 187 -188 (90:-148:-92:93:- 94:95) #(-113 115 94 -95 149 -92)&	700 rpp -0.15 0.15 -0.15 0.15 0.05 0.1 \$cookie cutter surface
#(-113 115 94 -95 93 -186) imp:p,E=1 \$phantom	3 cz 0.15
154 4 -0.00129 -189 190 -191 imp:p,E=1	800 so 0.26
155 4 -0.00129 (-189 190 -192) 191 imp:p,E=1	c -----photon source(w+cu)-----
156 4 -0.00129 (-189 190 -193) 192 imp:p,E=1	4 pz 0.04445
157 4 -0.00129 (-189 190 -194) 193 imp:p,E=1	5 pz -0.04445
158 4 -0.00129 (-189 190 -195) 194 imp:p,E=1	6 pz -0.20193
159 4 -0.00129 (-189 190 -196) 195 imp:p,E=1	c -----primary collimator-----
160 4 -0.00129 -197 #700 #2 #3 #800 #4 #5 #6 #7 #8 #9 #10 #11 #12 #13 #14 #15&	7 pz -1.6
#16 #17 #18 #19 #20 #21 #22 #23 #24 #25 #26 #27 #28 #29 #30 #31&	8 pz 2
#43 #44 #45 #46 #47 #48 #49 #50 #51 #52 #53 #54 #55 #56 #57 #1000&	c 9 cz 1
#(-90 148 92 -93 94 -95) #(-113 115 94 - 95 149 -92) #(-113 115 94 -95 93 -186)&	9 so 1.65
#153 #154 #155 #156 #157 #158 #159 imp:p,E=1	10 cz 4
161 0 197 imp:p,E=0	11 pz -7.6
	12 kz 0 0.062165 -1
	c -----Be window----- -----
	13 pz -9
	14 px -2.25
	15 px 2.25
	16 py -2.25
	17 py 2.25
	18 pz -9.0254

19 px -2.2754	37 trc 0 0 -12.22905 0 0 -0.061 0.8 0.9
20 px 2.2754	\$15
21 py -2.2754	38 trc 0 0 -12.29006 0 0 -0.056 0.9 1.0
22 py 2.2754	\$16
c -----filter flatening-----	39 trc 0 0 -12.34607 0 0 -0.051 1.0 1.1
23 trc 0 0 -11.627 0 0 -0.011 0 0.025 \$1	\$17
24 trc 0 0 -11.638001 0 0 -0.011 0.025	40 trc 0 0 -12.39708 0 0 -0.038 1.1 1.205
0.05 \$2	\$18
25 trc 0 0 -11.649002 0 0 -0.015 0.05	41 trc 0 0 -12.375 0 0 -0.06 1.325 1.3 \$19
0.075 \$3	42 rcc 0 0 -12.375 0 0 -0.06 1.449
26 trc 0 0 -11.664003 0 0 -0.016 0.075	43 rcc 0 0 -12.43509 0 0 -0.065 1.449
0.1 \$4	44 rcc 0 0 -12.375 0 0 -0.125 1.449
27 trc 0 0 -11.680004 0 0 -0.029 0.1 0.15	45 rcc 0 0 -12.375 0 0 -0.125 1.483
\$5	46 rcc 0 0 -12.375 0 0 -0.125 1.5
28 trc 0 0 -11.709005 0 0 -0.053 0.15 0.2	50 cz 1.5
\$6	c -----ps-----
29 trc 0 0 -11.762006 0 0 -0.043 0.2 0.25	1000 pz -13
\$7	1100 pz -13.0001
30 trc 0 0 -11.805007 0 0 -0.043 0.25 0.3	c -----ion chamber-----
\$8	53 pz -14.82865
31 trc 0 0 -11.848008 0 0 -0.044 0.3 0.35	54 pz -14.84135
\$9	55 cz 9.525
32 trc 0 0 -11.892009 0 0 -0.041 0.35 0.4	56 pz -15.07046
\$10	57 pz -15.07554
33 trc 0 0 -11.93301 0 0 -0.082 0.4 0.5	58 pz -15.30946
\$11	59 pz -15.31454
34 trc 0 0 -12.01502 0 0 -0.075 0.5 0.6	60 pz -15.54365
\$12	61 pz -15.55635
35 trc 0 0 -12.09003 0 0 -0.073 0.6 0.7	62 pz -15.78546
\$13	
36 trc 0 0 -12.16304 0 0 -0.066 0.7 0.8	
\$14	

63 pz -15.79054	87 py 5.195
64 pz -16.02446	c -----mlc 5*5-----
65 pz -16.02954	c 86 c/x 3.9225 -50.9 2.65
66 pz -16.25865	c 87 py 3.9225
67 pz -16.27135	c -----mlc 15*15-----
68 pz -14.2	c 86 c/x 6.4675 -50.9 2.65
69 pz -16.9	c 87 py 6.4675
600 cz 9.8	c -----mlc 20*20-----
c -----mirror-----	c 86 c/x 7.74 -50.9 2.65
70 pz 0.00254	c 87 py 7.74
71 pz -0.00254	c -----mlc 25*25-----
72 px 4	c 86 c/x 9.0125 -50.9 2.65
73 px -4	c 87 py 9.0125
74 py 4	c -----
75 py -4	88 pz -48.25
c -----secondary collimator-----	89 pz -53.55
76 pz -28	400 py 20
77 pz -35.8	c -----pdd cells-----
78 py 10	90 pz -100
79 py 0	91 pz -100.5
80 px 10	92 py -0.5
81 px -10	93 py 0.5
82 py -10	94 px -0.5
83 pz -36.7	95 px 0.5
84 pz -44.5	96 pz -101
85 px 0	97 pz -101.5
c -----MLC 10*10-----	98 pz -102
86 c/x 5.195 -50.9 2.65	99 pz -102.5

100 pz -103	128 pz -117
101 pz -103.5	129 pz -117.5
102 pz -104	130 pz -118
103 pz -104.5	131 pz -118.5
104 pz -105	132 pz -119
105 pz -105.5	133 pz -119.5
106 pz -106	134 pz -120
107 pz -106.5	135 pz -120.5
108 pz -107	136 pz -121
109 pz -107.5	137 pz -121.5
110 pz -108	138 pz -122
111 pz -108.5	139 pz -122.5
112 pz -109	140 pz -123
113 pz -109.5	141 pz -123.5
114 pz -110	142 pz -124
115 pz -110.5	143 pz -125
116 pz -111	144 pz -126
117 pz -111.5	145 pz -127
118 pz -112	146 pz -128
119 pz -112.5	147 pz -129
120 pz -113	148 pz -130
121 pz -113.5	c -----profile cels-----
122 pz -114	149 py -10
123 pz -114.5	150 py -9.5
124 pz -115	151 py -9
125 pz -115.5	152 py -8.5
126 pz -116	153 py -8
127 pz -116.5	154 py -7.5

155 py -7	183 py 8.5
156 py -6.5	184 py 9
157 py -6	185 py 9.5
158 py -5.5	186 py 10
159 py -5	c -----phantom-----
160 py -4.5	187 pz -150
161 py -4	188 cz 25
162 py -3.5	c -----other-----
163 py -3	189 pz -99.9999
164 py -2.5	190 pz -99.99991
165 py -2	191 cz 2
166 py -1.5	192 cz 3
167 py -1	193 cz 5
168 py 1	194 cz 10
169 py 1.5	195 cz 15
170 py 2	196 cz 20
171 py 2.5	197 so 200
172 py 3	c data cards
173 py 3.5	mode e p
174 py 4	DBCN 17j 1 \$ITS Indexing style
175 py 4.5	PHYS:E 6.5 0 0 0 0 80 1 1 1 0
176 py 5	phys:p 6.5 5J
177 py 5.5	cut:e j 0.7 \$ kill electros with E<700 kev
178 py 6	cut:p j 0.01 \$ kill photons with E<10 kev
179 py 6.5	SDEF ccc=200 x=d2 y=d3 z=0.051
180 py 7	ERG=d1 DIR=1 VEC=0 0 -1 PAR=3
181 py 7.5	si1 L 5.9 5.91 5.92 5.93 5.94 5.95 5.96
182 py 8	5.97 5.98 5.99 6 6.01 6.02 6.03 6.04&

6.05 6.06 6.07 6.08 6.09 6.1 6.11 6.12
6.13 6.14 6.15 6.16 6.17 6.18 6.19 6.2&
6.21 6.22 6.23 6.24 6.25 6.26 6.27 6.28
6.29 6.3 6.31 6.32 6.33 6.34 6.35 6.36&
6.37 6.38 6.39 6.4 6.41 6.42 6.43 6.44
6.45 6.46 6.47 6.48 6.49 6.5
sp1 D 7.32572E-4 0.00119 0.00186
0.00291 0.00444 0.00667 0.0099
0.01426&
0.02067 0.02918 0.04053 0.0554 0.07452
0.09866 0.12854 0.16477 0.20789
0.2581&
0.31536 0.37919 0.44869 0.5225 0.59875
0.67523 0.74938 0.81844 0.87966
0.93041&
0.96846 0.99202 1 0.99202 0.96846
0.93041 0.87966 0.81844 0.74938
0.67523&
0.59875 0.5225 0.44869 0.37919 0.31536
0.2581 0.20789 0.16477 0.12854
0.09866&
0.07452 0.0554 0.04053 0.02918 0.02067
0.01441 0.0099 0.00667 0.00444
0.00291&
0.00186 0.00119 7.32572E-4
c x0=6.2 fwhm=3%(Emin)=0.186
sp2 -41 0.13 0
sp3 -41 0.13 0
m1 74000 -1 COND=1\$w
m2 29000 -1 COND=1 \$cu
m3 4000 -1 COND=1 \$Be
m4 7014 0.7843 8016 0.2109 6000
0.0048 \$air

m5 1001 0.026362 6012 0.691133 7014
0.073270 8016 0.209235 \$skpton
m6 1000 -0.041960 6000 -0.625016 8000
-0.333024 \$mylar
m7 1001 -0.11111 8016 -0.88889 \$water
C ==== END MATERIAL =====
*tr1 0 0 -22 0 90 90 90 35 55 90 125 35
c ***** 10*10 field*****
*tr2 0 0 0 0 90 90 90 2.8624 87.1376 90
92.8624 2.8624
*tr3 0 0 0 0 90 90 90 2.8624 92.8624 90
87.1376 2.8624
*tr4 0 0 0 2.8624 90 87.1376 90 0 90
92.8624 90 2.8624
*tr5 0 0 0 2.8624 90 92.8624 90 0 90
87.1376 90 2.8624
C *****5*5*****
c *tr2 0 0 0 0 90 90 90 1.4321 88.5679 90
91.4321 1.4321
c *tr3 0 0 0 0 90 90 90 1.4321 91.4321 90
88.5679 1.4321
c *tr4 0 0 0 1.4321 90 88.5679 90 0 90
91.4321 90 1.4321
c *tr5 0 0 0 1.4321 90 91.4321 90 0 90
88.5679 90 1.4321
c *****15*15*****
c *tr2 0 0 0 0 90 90 90 4.2891 85.7109 90
94.2891 4.2891
c *tr3 0 0 0 0 90 90 90 4.2891 94.2891 90
85.7109 4.2891
c *tr4 0 0 0 4.2891 90 85.7109 90 0 90
94.2891 90 4.2891

c *tr5 0 0 0 4.2891 90 94.2891 90 0 90
85.7109 90 4.2891

c *****20*20*****

c *tr2 0 0 0 0 90 90 90 5.7106 84.2894 90
95.7106 5.7106

c *tr3 0 0 0 0 90 90 90 5.7106 95.7106 90
84.2894 5.7106

c *tr4 0 0 0 5.7106 90 84.2894 90 0 90
95.7106 90 5.7106

c *tr5 0 0 0 5.7106 90 95.7106 90 0 90
84.2894 90 5.7106

c *****25*25*****

c *tr2 0 0 0 0 90 90 90 7.125 82.875 90
97.125 7.125

c *tr3 0 0 0 0 90 90 90 7.125 97.125 90
82.875 7.125

c *tr4 0 0 0 7.125 90 82.875 90 0 90
97.125 90 7.125

c *tr5 0 0 0 7.125 90 97.125 90 0 90
82.875 90 7.125

c *****

*tr6 0 0 0 180 90 90 90 180 90 90 90 0

f14:p 1000

e14 0.1 63i 6.5

f4:p 154 (154 155) 155 156 157 158 159

E4 0.25 24i 6.5

C -----pdd-----

*F8:p 58 59 60 61 62 63 64 65 66 67 68
69 70 71 72 73 74 75 76 77 78 79 80&

81 82 83 84 85 86 87 88 89 90 91 92 93
94 95 96 97 98 99 100 101 102 103&

104 105 106 107 108 109 110 111

c*****profile*****

*F18:p 112 113 114 115 116 117 118 119
120 121 122 123 124 125 126 127 128
129&

130 (77 78) 131 132 133 134 135 136
137 138 139 140 141 142 143 144 145
146&

147 148 149

c *****

nps 2e8

prdmp 1e3 2j -1 1e3

c ctme 30

print

پیوست ۲: یک نمونه برنامه مربوط به چیدمان نهایی رادیوتراپی:

C 1.0 HEAD AND NECK	C REMOVE MAXILLARY SINUS
C 1.1 THE SKIN OF HEAD AND NECK ^^	(606 607)
1 11 -1.05 (((-509 510):-508)-501 513 (502:505:508:(-507 512))	C VOL = 46.7- (.7383396188+.5639565965+1.45261547 6+3.824641918)
(506:(-511 512):-513)(-506:508:- 505:(-515 70 516)	imp:p,E=1 VOL = 40.12044639
(502 -501 -516) #8 #9 #2)	C 1.7 THE BRAIN ^^
imp:p,E=1 VOL=29.9	7 6 -1.03 (508 -541):(-508 -542 543)
C 1.2 THE CRANIUM ^^	imp:p,E=1 VOL=371.9
2 2 -1.22 (522 -526 508):(523 -527 524 528 -508):(-527 -524 528 -508)	C 1.8 THE EYES ^^
imp:p,E=1 VOL=30.9	8 7 -1.07 -539 604
C 1.3 THE TEETH ^^	imp:p,E=1 VOL=2.65
3 2 -1.22 (-529 530 531 -532 -533)	9 7 -1.07 -540 605
imp:p,E=1 VOL=5.9	imp:p,E=1 VOL=2.65
C 1.4 THE MANDIBLE ^^	C 1.9 SPHENOID SINUS ^^
4 2 -1.22 (-534 536((535 -531 - 533):(537 -528 533 -525)))	C 9 4 -0.001205 -600:-601
imp:p,E=1 VOL=32.1	C VOL=.7383396188
C 1.5 THE UPPER FACE REGION ^^	C C 1.10 ETHMOID SINUS ^
5 5 -1.13 -538 532 -528 -533 539 540	C 10 4 -0.001205 -602:-603
C REMOVE SPHENOID SINUS	C VOL=.5639565965
(600 601)	C C 1.11 FRONTAL SINUS ^
C REMOVE ETHMOID SINUS	C 11 4 -0.001205 -604:-605
(602 603)	C VOL=1.452615476
C REMOVE FRONTAL SINUS	C C 1.12 MAXILLARY SINUS ^
(604 605)	C 12 4 -0.001205 -606:-607
	C VOL=3.824641918
	C 1.13 TOTAL SINUSES

12 4 -0.001205 (-600:-601:-602:-603:-604:-605:-606:-607)

imp:p,E=1 VOL = 6.579553609

C 1.13 PHARYNX ^^

C RESIDUAL WALL

13 13 -1.05 -563 568 513 -565

C VOL=2.327920157-.8129585584

imp:p,E=1 VOL=1.514961599

C CONTENTS

14 4 -0.001205 -564 513 -565

imp:p,E=1 VOL=2.613805088

C MUCOSA WALL

15 13 -1.05 -568 564 513 -565

imp:p,E=1 VOL=.8129585584

C 1.14 LARYNX ^

C RESIDUAL WALL

16 8 -1.1 571 -558 559 -506

C VOL=.5153569120-.1740856658

imp:p,E=1 VOL=.3412712462

C CONTENT

17 4 -0.001205 -557 559 -506

imp:p,E=1 VOL=.3391562898

C MUCOSA WALL

18 8 -1.1 557 -571 559 -506

imp:p,E=1 VOL=.1740856658

C 1.15 TRACHEA ^^

C RESIDUAL WALL

19 12 -1.02 572 -560 562 -559

C VOL= .7600140949-.1288404578

imp:p,E=1 VOL= .6311736371

C CONTENT

20 4 -0.001205 -561 562 -559

imp:p,E=1 VOL= .6537025994

C MUCOSA WALL

21 12 -1.02 561 -572 562 -559

imp:p,E=1 VOL= .1288404578

C 1.16 THYROID ^^

22 10 -1.05 (1 -506 555 -548 549 -550 -554):

(-1 -506 555 -548 549 -551 -554):

(1 556 -555 -548 549 552 -554 (559 : 560)):

(-1 556 -555 -548 549 553 -554 (559 : 560))

imp:p,E=1 VOL=1.2

C 1.17 NOSE ^^

C CONTENTS

24 4 -0.001205 -608 -609 613 501 -624

C REMOVE CENTER TISSUE

(-614:615)

imp:p,E=1 VOL=1.526846

C NOSE WALL

25 13 -1.05 (-611 -612 613 501 -624 (-615:609)(614:608))

imp:p,E=1 VOL = 0.592854

C 1.18 ORAL CAVITY (SOFT TISSUE BEHIND MOUTH AND TEETH)^^^

27 12 -1.02 (((-537 536 -528 533 -525)
 :(-533 -530 531 -532)
 :(-533 -535 -531 536))
 ((636 641):-531:565)((637
 642):638:-536)((639 643):-640:533))

C VOL = (72.0)-(2.885*2)= 66.230
 imp:p,E=1 VOL =66.230

C 1.19 SALIVERY GLANDS ^^

C LEFT & RIGHT PAROTID

C 51 1 -1.04 (-636 : -641) 531 -565

C VOL = 3.365

C LEFT & RIGHT SUBMANDIBULAR

C 53 1 -1.04 (-637 : -642) -638 536

C VOL = 1.731

C LEFT & RIGHT SUBLINGUAL

C 55 1 -1.04 (-639 : -643) 640 -533

C VOL = 0.673

C TOTAL SALIVERY GLANDS

56 12 -1.02 (((-636 : -641) 531 -565):((-
 637 : -642) -638 536):

((-639 : -643) 640 -533))

imp:p,E=1 VOL = 5.769

C 1.20 MUSCLE PART OF HEAD AND
 NECK ^^

50 13 -1.05 (-510:-508) -502 513
 (507:-512:-513) (-505:508:-506:-516)

C REMOVE CRANIUM

(-522:526:-508)(-523:527:-524:-
 528:508)(527:524:-528:508)

C REMOVE TEETH
 (529:-530:-531:532:533)

C REMOVE MANDIBLE
 (534:-535:-536:531:533)(534:-537:-
 536:528:-533:525)

C REMOVE UPPER FACE REGION
 (538:-532:528:533:-539:-540)

C REMOVE SPINE IN THE HEAD
 AND NECK
 (70:74:-73)

C REMOVE BRAIN
 (-508:541)(508:542:-543)

C REMOVE EYES
 (539 540)

C REMOVE LARYNX
 (558:-559:506)

C REMOVE TRACHEA
 (560:-562:559)

C REMOVE PHARYNX
 (563:-513:565)

C REMOVE THYROID
 #22

C REMOVE ORAL CAVITY
 #27

C REMOVE SALIVARY GLANDS
 #56

imp:p,E=1 VOL = 223.44

C 2.0 SKELETON REGION

C 2.1 SPINE ^^

C 2.1.1 CERVICAL VERTEBRA - CV

60 2 -1.22 -70 -74 73

imp:p,E=1 VOL=13.4

C 2.1.2 THORACIC VERTEBRA - TV

61 2 -1.22 -70 -73 72 (409:-410:411)

imp:p,E=1 VOL=26.6

C 2.1.3 LUMBER VERTEBRA - LV

62 2 -1.22 -70 -72 71

imp:p,E=1 VOL=10

C 2.1.4 ENTIRE SPINE IN TRUNK (CRISTY & EKERMAN)

C 63 2 -1.22 -70 -73 71

C imp:p,E=1 VOL=50

C 2.2 RIBS ^^

64 2 -1.22 81 -80 ((83 -82):(85 -84):(87 -86):(89 -88):

(91 -90):(93 -92):(95 -94):(97 -96):(99 -98):

(101 -100):(103 -102):(105 -104))

imp:p,E=1 VOL=34

C 2.3 CLAVICLES ^^

C BOTH

65 2 -1.22 -110 ((111 -113):(-112 114))

imp:p,E=1 VOL=2.62

C 2.4 SCAPULAE ^^

C BOTH

67 2 -1.22 80 -121 126 -127 ((122 -124):(-123 125))

imp:p,E=1 VOL=9.64

C 2.5 PELVIS ^^

69 2 -1.22 130 -131 132 3 -134 (135:-133)

imp:p,E=1 VOL=28.9

C 2.6 ARM BONES(VOL=45.3) ^^

C BOTH-UPPER PORTION OF ARM BONES(25%)

71 2 -1.22 -142 143 (-140:-141)

imp:p,E=1 VOL=17.13114754

C BOTH-MIDDLE PORTION OF ARM BONE(25%)

72 2 -1.22 144 -143 (-140:-141)

imp:p,E=1 VOL=12.86885246

C BOTH-LOWER PORTION OF ARM BONE(50%)

73 2 -1.22 3 -144 (-140:-141)

imp:p,E=1 VOL=15.40983607

C 2.7 LEG BONES(VOL=61.4) ^^

C BOTH-UPPER PORTION OF LEG BONES(14%)

75 2 -1.22 -3 153 (-150:-151)

imp:p,E=1 VOL=16.47540984

C BOTH-MIDDLE PORTION OF
LEG BONE(29%)

76 2 -1.22 -153 154 (-150:-151)

imp:p,E=1
VOL=24.50819672

C BOTH-LOWER PORTION OF
LEG BONE(57%)

77 2 -1.22 -154 152 (-150:-151)

imp:p,E=1
VOL=20.32786885

C 3.0 UPPER CHEST ORGANS

C 3.1 MAIN BRONCHI ^^

C RESIDUAL WALL

78 12 -1.02 (573 -616 -618 619 180 -562
1):(-620 574 -622 623 181 -562 -1)

imp:p,E=1 VOL=1.172580

C CONTENTS

79 4 -0.001205 (-617 -618 619 180 -562
1):(-621 -622 623 181 -562 -1)

imp:p,E=1 VOL=1.335204

C MUCOSA WALL

82 12 -1.02 (617 -573 -618 619 180 -562
1):(-574 621 -622 623 181 -562 -1)

imp:p,E=1 VOL=.273068

C 3.2 LUNGS ^^

C LEFT

80 14 -0.352 -180 182 206
(189:188:187)

C VOL=79.1

imp:p,E=1 VOL=91.542

C RIGHT

81 14 -0.352 -181 182 (-
185:186:184:-183)

imp:p,E=1 VOL=91.9

C BOTH

C 82 3 -0.296 182 ((-181(-
185:186:184:-183)):

C (-180 (189:188:187)))

C VOL=171

C 3.3 THYMUS ^^

83 12 -1.02 -195

imp:p,E=1 VOL=10.8

C 3.4 HEART ^^

C WALL OF HEART

84 15 -1.04 (200 ((-201 203 -
202):(-205 -204)))

(-200 ((-201 211 -210):(201
207 -206):(-201 -208 209)))

imp:p,E=1 VOL=24.4

C CONTENTS OF HEART

85 15 -1.04 (200 ((-201 -203
204):(-205)))

(-200 ((-201 -211 208):(201
-207):(-201 -209)))

imp:p,E=1 VOL=35.1

C OUTLINE OF HEART

C 86 1 -1.04 (200 ((-201 -202):(-
204)))

C (-200 ((-201 -210):(201 -
206):(-201 -208)))

C VOL=59.5
 C 4.0 MIDDLE CHEST ORGANS
 C 4.1 ADRENALS ^^
 C LEFT
 89 12 -1.02 214 -212
 imp:p,E=1 VOL = 2.805
 C RIGHT
 90 12 -1.02 214 -213
 imp:p,E=1 VOL = 2.805
 C BOTH
 C 91 1 -1.04 214 (-212:-213)
 C VOL = 5.61
 C 4.2 KIDNEYS ^^
 C 4.2.1 MEDULLARY PYRAMIDS LEFT
 C 92 16 -1.03 (-219 -104):(-222 224):(-225 -227 228):(-229 -231)
 C :(-232 234)
 C C VOL = 2.76 + 0.08
 C VOL = 2.84
 C C 4.2.2 RENAL PELVIS LEFT
 C 93 16 -1.03 -235 237 219 222 225 229 232
 C VOL=.46
 C C 4.2.3 RENAL CORTEX LEFT
 C 94 16 -1.03 -215 217 #92 #93
 C VOL=7.68
 C C 4.2.4 MEDULLARY PYRAMIDS RIGHT
 C 95 16 -1.03 (-220 -104):(-223 224):(-226 -227 228):(-230 -231)
 C :(-233 234)
 C C VOL = 2.76 + 0.08
 C VOL = 2.84
 C C 4.2.5 RENAL PELVIS RIGHT
 C 96 16 -1.03 -236 -238 220 223 226 230 233
 C VOL=.46
 C C 4.2.6 RENAL CORTEX RIGHT
 C 97 16 -1.03 -216 -218 #95 #96
 C VOL=7.68
 C TOTAL KIDNEY
 C LEFT
 98 16 -1.04 (-215 217)
 imp:p,E=1 VOL=10.98
 C RIGHT
 99 16 -1.04 (-216 -218)
 imp:p,E=1 VOL=10.98
 C 4.3 LIVER ^^
 10 17 -1.05 -1000 imp:p,E=1
 \$25.3 % liver
 vol=20.67
 100 17 -1.05 -240 -241 243 -242 216 #10
 imp:p,E=1 VOL=96.33
 C v(Liver)=117
 C 4.4 GALL BLADDER ^^
 C WALL

102 12 -1.02 (254 -255 252 -253 260)
 C VOL=.392
 imp:p,E=1 VOL=
 0.457643
 C CONTENTS
 103 12 -1.02 (254 -252 -255)
 C VOL=2.04
 imp:p,E=1 VOL=2.43395
 C WALL & CONTENTS
 C 104 1 -1.04 (254 -253 -255)
 C VOL=2.43
 C 4.5 PANCREAS ^^
 106 18 -1.04 -260 261 (262:-263)
 C VOL=2.69
 imp:p,E=1
 VOL=5.20415
 C 4.6 SPLEEN ^^
 108 19 -1.04 -270
 imp:p,E=1 VOL=8.76
 C 5.0 GASTROINTESTINAL TRACT
 AND CONTENTS
 C 5.1 MALE ESOPHAGUS ^^ /***
 1996 ORNL C&E ***/
 C THE THORACIC PORTION IN THE
 UPPER TRUNK
 C MUCOSA WALL OF THE
 THORACIC PORTION
 109 12 -1.02 (-406 408 242 -73)
 imp:p,E=1 VOL =
 .2885183115

C MUCOSA WALL OF THE
 ABDOMINAL PORTION
 110 12 -1.02 (-405 410 -411 280)
 imp:p,E=1 VOL =
 .1166080411E-1
 C REMAINDER WALL OF THE
 THORACIC AND ABDOMINAL
 PORTION
 111 12 -1.02 ((-407 406 242 -73):(-409
 405 410 -411) 280)
 C VOL= 2.04-(.1166080411E-
 1+.2885183115)
 imp:p,E=1 VOL=
 1.739820884
 C CONTENTS OF THE THORACIC
 PORTION
 113 4 -0.001205 -408 242 -73
 imp:p,E=1
 VOL=.38469108207
 C 5.2 STOMACH ^^
 C MUCOSA WALL
 114 20 -1.03 -279 281
 imp:p,E=1
 VOL=2.11797373
 C REMAINDER WALL
 115 20 -1.03 -280 279
 C VOL= 6.17
 imp:p,E=1 VOL=
 4.05202627
 C CONTENTS
 116 20 -1.03 -281
 imp:p,E=1 VOL= 10.2

C 5.3 S. INTESTINE ^^
 119 20 -1.03 -130 291 -292 293 -243
 C REMOVE A. COLON
 (300:303:-293)
 C REMOVE T. COLON
 (310:312:-313)
 C REMOVE D. COLON
 (320:303:-293)
 imp:p,E=1 VOL=50.9
 C 5.4 RIGHT COLON
 C 5.4.1 A. COLON ^^
 C MUCOSA WALL
 120 20 -1.03 (-299 301 302 -303)
 imp:p,E=1 VOL =
 1.062182058
 C REMAINDER WALL
 121 20 -1.03 (-300 299 302 -303)
 C VOL = 4.38
 imp:p,E=1 VOL =
 3.317817942
 C CONTENTS
 122 20 -1.03 (-301 302 -303)
 imp:p,E=1 VOL = 4.63
 C 5.4.2 PROXIMAL T. COLON ^^
 C MUCOSA WALL
 124 20 -1.03 -309 311 -312 313 -1
 imp:p,E=1 VOL =
 .7225249935
 C REMAINDER WALL

125 20 -1.03 -310 309 -312 313 -1
 C VOL = 2.845
 imp:p,E=1 VOL =
 2.122475006
 C CONTENTS
 126 20 -1.03 -311 -312 313 -1
 imp:p,E=1 VOL = 3.075
 C 5.5 LEFT COLON
 C 5.5.1 DISTAL T. COLON ^^
 C MUCOSA WALL
 128 20 -1.03 -309 311 -312 313 1
 imp:p,E=1 VOL =
 .7225249935
 C REMAINDER WALL
 129 20 -1.03 -310 309 -312 313 1
 C VOL = 2.845
 imp:p,E=1 VOL =
 2.122475006
 C CONTENTS
 130 20 -1.03 -311 -312 313 1
 imp:p,E=1 VOL = 3.075
 C 5.5.2 D. COLON ^^
 C MUCOSA WALL
 132 20 -1.03 (-319 321 322 -303)
 imp:p,E=1 VOL =
 .979531916
 C REMAINDER WALL
 133 20 -1.03 (-320 319 322 -303)
 C VOL = 4.02

imp:p,E=1 VOL =
3.040468084

C CONTENTS

134 20 -1.03 (-321 322 -303)

imp:p,E=1 VOL = 3.73

C 5.6 RECTOSIGMOID ^^

C 5.6.1 SIGMOID COLON

C MUCOSA WALL

136 20 -1.03 (-328 331 322):(-329
333 -322)

imp:p,E=1 VOL =
0.581075

C REMAINDER WALL

137 20 -1.03 (-330 328 322):(-332
329 -322)

C VOL = 2.360

imp:p,E=1 VOL =
1.778925

C TOTAL CONTENTS

138 20 -1.03 (-331 322):(-333 -
322)

imp:p,E=1 VOL = 2.756

C 5.6.2 RECTUM ^^

C MUCOSA WALL

140 20 -1.03 -335 337 -322 3

imp:p,E=1 VOL =
.264650436

C REMAINDER WALL

141 20 -1.03 -336 335 -322 3

C VOL = .99

imp:p,E=1 VOL =
.725349564

C CONTENTS

142 4 -0.001205 -337 -322 3

imp:p,E=1 VOL = 2.26

C 6.0 LOWER CHEST ORGAN

C 6.1 U. BLADDER ^^

C MUCOSA WALL

157 21 -1.04 -342 341

C VOL = .48539903

imp:p,E=1 VOL = .58897004

C REMAINDER WALL

158 21 -1.04 -340 342

C VOL = 3.44477657

imp:p,E=1 VOL = 2.85580653

C CONTENTS

159 21 -1.04 -341

imp:p,E=1 VOL =
16.10975203

C 7.0 LEG REGION ^^

C BOTH LEGS

172 13 -1.05 -3 32 (-30:-31)

C REMOVE LEG BONES

(3:150:-152) (3:151:-152)

C VOL = 451 - 61.4

imp:p,E=1 VOL = 389.6

C 8.0 GENDER SPECIFIC
DESCRIPTIONS

C 8.1 MALE

C 8.1.1 PROSTATE ^^	imp:p,E=1 VOL=.1575
156 12 -1.02 -339	C BOTH
imp:p,E=1 VOL = .817	C 186 1 -1.04 -360:-361
C 8.1.2 TESTES ^^	C VOL=.315
C LEFT TESTES	C 8.2.2 UTERUS ^^
178 12 -1.02 -350	188 12 -1.02 -363 364
imp:p,E=1 VOL = 0.4055	imp:p,E=1 VOL=3.7
C RIGHT TESTES	C 8.2.3 BREASTS ^^
179 12 -1.02 -351	C LEFT GLAND
imp:p,E=1 VOL = 0.4055	190 25 -0.99 -371 10
C BOTH	imp:p,E=1 VOL=.0515
C 180 1 -1.04 -350:-351	C RIGHT GLAND
C VOL=.811	191 25 -0.99 -373 10
C 8.1.2 MALE GENITALIA ^^	imp:p,E=1 VOL=.0515
182 12 -1.02 -2 -3 352 -353 354 -355 390 392	C BOTH GLANDS
C REMOVE TESTES (LEFT / RIGHT)	C 192 1 -1.04 10 (-371:-373)
(350 351)	C VOL=.103
C VOL=5.48-.811	C 9.0 MUSCLE IN THE TRUNK ^^
imp:p,E=1 VOL=4.669	200 12 -1.02 3 -73 -10
C 8.2 FEMALE	C REMOVE SPINE
C 8.2.1 OVARIES ^^	(70:-71:73)
C LEFT	C REMOVE TRACHEA
184 12 -1.02 -360	(560:-562:559)
imp:p,E=1 VOL=.1575	C REMOVE (RIBS 1-9)
C RIGHT	(80:-81:82:-83) (80:-
185 12 -1.02 -361	81:84:-85) (80:-81:86:-87)
	(80:-81:88:-89) (80:-
	81:90:-91) (80:-81:92:-93)

(80:-81:94:-95) (80:-
81:96:-97) (80:-81:98:-99)

(80:-81:100:-101) (80:-
81:102:-103) (80:-81:104:-105)

C REMOVE CLAVICLES (LEFT /
RIGHT)

(110:-111:113) (110:112:-
114)

C REMOVE SCAPULAE (LEFT /
RIGHT)

(-80:121:-122:124:-
126:127)

(-80:121:123:-125:-
126:127)

C REMOVE PELVIS

#69

C REMOVE ARM BONES
(LEFT / RIGHT)

(-3:140:142) (-3:141:142)

C REMOVE LEG BONES (LEFT /
RIGHT)

(3:150:-152) (3:151:-152)

C REMOVE MAIN BRONCHI

(616:618:-619:562:-180:-
1)(620:622:-623:562:-181:1)

C REMOVE LUNGS (LEFT /
RIGHT)

(180:-182:-206:(-189 -188
-187))

(181:-182:(185 -186 -184
183))

C REMOVE THYMUS

195

C REMOVE HEART

#84 #85

C REMOVE ADRENALS (LEFT /
RIGHT)

(212:-214) (213:-214)

C REMOVE KIDNEYS (LEFT /
RIGHT)

(216:218)(215:-217)

C REMOVE LIVER

(240:241:242:-243)

C REMOVE GALL BLADDER

(-254:253:255:-260)

C REMOVE PANCREAS

(260:-261:(-262 263))

C REMOVE SPLEEN

270

C REMOVE MALE
ESOPHAGUS

(407:73:-242)(409:-
410:411)

C REMOVE STOMACH

280

C REMOVE S. INTESTINE

(130:-291:292:-293:243)

C REMOVE A. COLON

(293:300:-302)

C REMOVE D. COLON

(293:320:-322)

<p>C REMOVE S. COLON (330:-322) (332:322)</p> <p>C REMOVE RECTUM (336:322:-3)</p> <p>C REMOVE PROSTATE 339</p> <p>C REMOVE U. BLADDER 340</p> <p>C REMOVE OVARIES 360 361</p> <p>C REMOVE UTERUS (363:-364) #10 imp:p,E=1 VOL = 1404.081</p> <p>C 10.0 SKIN ^^</p> <p>C 10.2 SKIN OF TRUNK REGION</p> <p>C 10.2.1 SKIN OF MALE TRUNK 210 1 -1.04 -384 -394 3 (10:73:-3)</p> <p>C REMOVE MATERIAL UNDER NECK (382:-73:394) VOL=54.6</p> <p>C 10.2.2 SKIN OF FEMALE TRUNK 222 11 -1.05 ((-384 -394 3 (10:73:-3))):</p> <p>C PLUS BREAST PART (10 ((-370 371):(-372 373))))</p>	<p>C REMOVE MATERIAL UNDER NECK (511:-73:394)</p> <p>C REMOVE MATERIAL UNDER BREAST AREA (LEFT / RIGHT) (-10:384:371) (-10:384:373) imp:p,E=1 VOL=54.6</p> <p>C 10.3 SKIN OF ARM REGION (NOT AVAILABLE FOR THIS PHANTOM)</p> <p>C 10.4 SKIN OF LEG REGION 226 11 -1.05 -3 398 (-390:-392)</p> <p>C REMOVE LEG BONES (3:150:-152) (3:151:-152)</p> <p>C REMOVE LEFT LEG (3:-32:31)</p> <p>C REMOVE RIGHT LEG (3:-32:30) imp:p,E=1 VOL=28.3</p> <p>C 10.5 SKIN OF MALE GENITALIA ^ 227 11 -1.05 -2 -3 412 -413 414 -415 390 392</p> <p>C REMOVE GENITALIA & TESTES (LEFT / RIGHT) (2:3:-352:353:-354:355:-390:-392)(350 351) imp:p,E=1 VOL = 0.741</p> <p>C AIR CYLINDER SURROUNDING THE PHANTOM(10CM EXTENDED) 230 4 -0.001205</p>
--	---

C REMOVE HEAD AND NECK ((501:-513:(509 508)):(501:-513:(-506 511 513)) :(501:-513:(505 -508 506 515 527)))	244 26 -18 706 -707 708 -709 imp:p,E=1 \$primary collimator
C REMOVE NOSE (611:612:-613:-501:624)	245 26 -18 -706 710 711 -709 imp:p,E=1 \$primary collimator
C REMOVE TRUNK REGION (-3:384:394)	246 0 (706 -708) 705 imp:p,E=1 \$vacum
C REMOVE BREAST REGION (-384:(370 372))	247 0 -706 710 -711 imp:p,E=1 \$vacum
C REMOVE LEG REGION (3:-398:(390 392))	248 0 -710 712 713 -714 715 -716 imp:p,E=1 \$vacum
C REMOVE GENITALIA (2:3:-412:413:-414:415:-390:-392) imp:p,E=1 5000 0 -5000 *fill=1 imp:p,e=1 5040 0 5000 imp:p,e=1 c outside of Rcc c -----varian linear accelerator ----- ----- 240 0 -700 imp:p,E=1 \$cookie cutter cell 241 26 -18 -701 702 -703 imp:p,E=1 \$tanganstan target 242 27 -8.96 -702 704 -703 imp:p,E=1 \$scuper 243 0 -705 #240 #241 #242 imp:p,E=1	249 28 -1.848 -710 717 718 -719 720 -721 #248 imp:p,E=1 \$Be window c-----ff+cu----- 250 27 -8.96 -722 imp:p,E=1 \$ff 251 27 -8.96 -723 imp:p,E=1 \$ff 252 27 -8.96 -724 imp:p,E=1 \$ff 253 27 -8.96 -725 imp:p,E=1 \$ff 254 27 -8.96 -726 imp:p,E=1 \$ff 255 27 -8.96 -727 imp:p,E=1 \$ff 256 27 -8.96 -728 imp:p,E=1 \$ff 257 27 -8.96 -729 imp:p,E=1 \$ff 258 27 -8.96 -730 imp:p,E=1 \$ff 267 27 -8.96 -739 imp:p,E=1 \$ff 268 27 -8.96 740 -741 imp:p,E=1 \$ff 269 27 -8.96 -742 imp:p,E=1 \$ff 270 27 -8.96 743 -744 imp:p,E=1 \$ff 271 27 -8.96 744 -745 imp:p,E=1 \$ff c -----end of filter flattening----- c -----ion chamber-----

272 29 -1.42 -746 747 -748 imp:p,E=1
\$kapton

273 29 -1.42 -749 750 -748 imp:p,E=1
\$kapton

274 29 -1.42 -751 752 -748 imp:p,E=1
\$kapton

275 29 -1.42 -753 754 -748 imp:p,E=1
\$kapton

276 29 -1.42 -755 756 -748 imp:p,E=1
\$kapton

277 29 -1.42 -757 758 -748 imp:p,E=1
\$kapton

278 29 -1.42 -759 760 -748 imp:p,E=1
\$kapton

279 30 -0.00129 (-761 762 -763) #272
#273 #274 #275 #276 #277 #278
imp:p,E=1 \$air

c -----end of ion chamber-----

c -----field light mirror-----

280 31 -1.38 -764 765 -766 767 -768 769
trcl=9 imp:p,E=1

c -----end of miror-----

c -----movable collimator-----

281 26 -18 -770 771 -772 773 -774 775
trcl=10 imp:p,E=1

282 26 -18 -770 771 -773 776 -774 775
trcl=11 imp:p,E=1

283 26 -18 -777 778 776 -772 779 -774
trcl=12 imp:p,E=1

284 26 -18 -777 778 776 -772 775 -779
trcl=13 imp:p,E=1

c -----end of movable-----

c -----MLC-----
-

285 26 -18 (-780 -781 -774 775):(-782
783 -784 781 -774 775) trcl=14

imp:p,E=1

286 26 -18 (-780 -781 -774 775):(-782
783 -784 781 -774 775) trcl=15

imp:p,E=1

c -----end of MLC-----
-

c the outer district of varian

70 0 #240 #241 #242 #243 #244 #245
#246 #247 #248 #249 #250 #251 #252
#253

#254 #255 #256 #257 #258 #259
#260 #261 #262 #263 #264 #265 #266

#267 #268 #269 #270 #271 #272
#273 #274 #275 #276 #277 #278 #279

#280 #281 #282 #283 #284 #285
#286 imp:p,E=1

c -----end of varian-----

C SURFACE DESCRIPTIONS

C 0. BASIC PLANES

1 PX 0

2 PY 0

3 PZ 0

C OUTER ELLIPSOID

10 SQ .02480004960 .4164931279E-1
0 0 0 0 -1 0 0 0

C 1.0 HEAD AND NECK REGION

C 1.1 THE SKIN OF HEAD

C SKIN IN THE FACE

501 SQ .04624812117 .2872737719E-1
0 0 0 0 -1 0 0 0

502 SQ .04767262257 .2942136992E-1
0 0 0 0 -1 0 0 0

504 PY 2.88

505 PY 2.95

506 PZ 23.6

507 PZ 23.67

508 PZ 30.59

C SKIN IN THE TOP OF THE HEAD

509 SQ .04624812117 .2872737719E-1
.5948839976E-1 0 0 0 0 -1 0 0 0 30.59

510 SQ .04767262257 .2942136992E-1
.6157294239E-1 0 0 0 0 -1 0 0 0 30.59

C SKIN IN THE NECK

511 SQ 1 1 0 0 0 0 -6.9696 0 1.61 0

512 SQ 1 1 0 0 0 0 -6.6049 0 1.61 0

513 PZ 21.60

C SKIN IN THE BACK OF THE HEAD

515 K/Z 0 1.61 12.41600000
.5572031164E-1

516 K/Z 0 1.61 12.89157576
.5685330284E-1

C 1.2 THE CRANIUM

C CRANIUM_INNER SURFACE

522 SQ .05027247682 .3067098923E-1
.6541035184E-1 0 0 0 0 -1 0 0 0 30.59

523 SQ .05027247682 .3067098923E-1
.7846275765E-1 0 0 0 0 -1 0 0 0 30.59

524 P 0 .6252189141 1 27.02

525 PY 0

C CRANIUM_OUTER SURFACE

526 SQ .04767262257 .2942136992E-1
.6157294239E-1 0 0 0 0 -1 0 0 0 30.59

527 SQ .04767262257 .2942136992E-1
.7344246884E-1 0 0 0 0 -1 0 0 0 30.59

528 P 0 .6329331046 1 26.90

C 1.3 TEETH

529 SQ .1351643599 .9765625000E-1 0
0 0 0 -1 0 -2.49 0

530 SQ .2426654372 .1189060642 0 0 0
0 -1 0 -2.49 0

531 PZ 25.10

532 PZ 26.43

533 PY -2.49

C 1.4 MANDIBLE

534 SQ .07465137806 .9525986892E-1 0
0 0 0 -1 0 -2.49 0

535 SQ .2475186258 .1765412047 0 0
0 0 -1 0 -2.49 0

536 PZ 23.85

537 SQ .1625910510 .4322249644E-1 0
0 0 0 -1 0 -2.49 0

C 1.5 UPPER FACE REGIONS

538 SQ .0594884 .29421370E-1 0 0 0 0 -
1 0 0 0

C 538 SQ .05948839976 .2942136992E-1
0 0 0 0 -1 0 0 0

C 1.6 EYES

539 SQ 1 1 1 0 0 0 -0.7396 1.8 -4.4 28.19

540 SQ 1 1 1 0 0 0 -.7396 -1.8 -4.4 28.19

C 1.7 BRAIN

541 SQ .05072640208 .3088698145E-1
.6608468091E-1 0 0 0 -1 0 0 30.59

542 SQ .05072640208 .3088698145E-1
.7934933545E-1 0 0 0 -1 0 0 30.59

543 P 0 .6239015816 1 27.04

544 PY 3.30

C 1.8 SPINE IN HEAD AND NECK

545 SQ .4162330905 .6400000000 0 0 0
0 -1 0 2.58 0

C 1.9 SPHENOID SINUS

600 SQ 5.484591043 2.777777779
8.450513790 0 0 0 -1 0.8 -3.2 28.4

601 SQ 5.484591043 2.777777779
8.450513790 0 0 0 -1 -0.8 -3.2 28.4

C 1.10 ETHMOID SINUS

602 SQ 20.66115702 2.843744757
3.755783907 0 0 0 -1 0.7 -4.4 28.3

603 SQ 20.66115702 2.843744757
3.755783907 0 0 0 -1 -0.7 -4.4 28.3

C 1.11 FRONTAL SINUS

604 SQ 2.843744757 8.650519034
1.352082207 0 0 0 -1 1.0 -5.2 29.2

605 SQ 2.843744757 8.650519034
1.352082207 0 0 0 -1 -1.0 -5.2 29.2

C 1.12 MAXILLARY SINUS

606 S 2.48 -3.27 27.23 0.77

607 S -2.48 -3.27 27.23 0.77

C 1.13 PHARYNX

563 C/Z 0 1.51 0.55

564 C/Z 0 1.51 0.4

C 565 PZ 27.1

565 PZ 26.8

568 C/Z 0 1.51 .458

C 1.14 LARYNX

557 C/Z 0 0.45 0.252

558 C/Z 0 0.45 0.40

559 PZ 21.9

571 C/Z 0 0.45 .310

C 1.15 TRACHEA

C CHANGE +Z DIRECTION 1.9CM UP
FOR MAKING ROOM FOR MAIN
BRONCHI...

560 C/Z 0 0.45 0.5

561 C/Z 0 0.45 0.34

C 562 PZ 18.0

562 PZ 20.1

572 C/Z 0 0.45 .372

C 1.16 THYROID

548 C/Z 0 0.45 0.78

549 C/Z 0 0.45 0.40

550 P .2828427125 .1671572875 23.6
0 0.05 22.1 0 -0.42 22.7

551 P -.2828427125 .1671572875 23.6
0 0.05 22.1 0 -0.42 22.7

552 P .2828427125 .1671572875 21.6
0 0.05 22.1 0 -0.42 21.85

553 P -.2828427125 .1671572875 21.6
0 0.05 22.1 0 -0.42 21.85

554 PY 0.45

555 PZ 22.1	639 C/Y 0.32 24.88 0.220
556 PZ 21.6	640 PY -4.7
C 1.17 NOSE	643 C/Y -0.32 24.88 0.220
608 P 0 -5.90 28.6 -0.884 -5.792403323 26.04 0 -6.564 27.32	C 2.0 SKELETON
609 P 0 -5.90 28.6 0.884 -5.792403323 26.04 0 -6.564 27.32	C 2.1 SPINE
610 P 0 -7.228 26.04 -0.884 - 5.792403323 26.04 0.884 -5.792403323 26.04	C 70 SQ 2.441406250 .6609822196 0 0 0 0 -1 0 2.70 0
611 P 0 -6.14 28.6 -1.124 -5.725041017 26.04 0 -6.804 27.32	70 SQ 1.234567901 1.307118159 0 0 0 0 -1 0 2.9350 0
612 P 0 -6.14 28.6 1.124 -5.725041017 26.04 0 -6.804 27.32	71 PZ 6.79
613 P 0 -7.228 25.8 -0.884 -5.792403323 25.8 0.884 -5.792403323 25.8	72 PZ 10.83
614 PX -0.12	73 PZ 21.6
615 PX 0.12	74 PZ 27.02
624 PY -2	C 2.2 RIBS (OUTER SURFACE / INNER SURFACE)
C 1.19 SALIVARY GLANDS	80 SQ .03429355281 .4340277778E-1 0 0 0 0 -1 0 0 0
C 1.19.1 PAROTIDS GLANDS	81 SQ .03712489930 .4746512500E-1 0 0 0 0 -1 0 0 0
636 SQ 15.48362148 0.6503642039 0 0 0 0 -1 1.15 -1.24 25.95	82 PZ 20.75
641 SQ 15.48362148 0.6503642039 0 0 0 0 -1 -1.15 -1.24 25.95	83 PZ 20.32
C 1.19.2 SUBMANDIBULAR GLANDS	84 PZ 19.89
637 C/Z 1.05 -1.963 0.517	85 PZ 19.46
638 PZ 24.88	86 PZ 19.03
642 C/Z -1.05 -1.963 0.517	87 PZ 18.60
C 1.19.3 SUBLINGUAL GLANDS	88 PZ 18.17
	89 PZ 17.74
	90 PZ 17.31
	91 PZ 16.88

92	PZ 16.45	126	PZ 15.71
93	PZ 16.02	127	PZ 20.77
94	PZ 15.59	C	2.5 PELVIS
95	PZ 15.16	130	SQ .07759095600 .3258220490E-1 0 0 0 -1 0 -1.86 0
96	PZ 14.73	131	SQ .06888902667 .2892313388E-1 0 0 0 0 -1 0 -1.47 0
97	PZ 14.30	132	PY -1.47
98	PZ 13.87	133	PY 2.45
99	PZ 13.44	134	PZ 6.79
100	PZ 13.01	135	PZ 4.32
101	PZ 12.58	C	2.6 ARM BONES (LEFT / RIGHT)
102	PZ 12.15	140	GQ 5.165289256 .5739210285 -.2E-12 0 0 .1067509287 -62.60330578 0
103	PZ 11.72		-.6703958324 189.4380165
104	PZ 11.29	141	GQ 5.165289256 .5739210285 -.2E-12 0 0 -.1067509287 62.60330578 0
105	PZ 10.86		-.6703958324 189.4380165
C	2.3 CLAVICLES	142	PZ 21.29
110	TZ 0 0.73 21.06 5.07 0.2833 0.2833	143	PZ 15.9675
111	P 5.5868 1 0 0.73	144	PZ 10.645
112	P 5.5868 -1 0 -0.73	C	2.7 LEG BONES (LEFT / RIGHT)
113	P 0.38510 1 0 0.73	150	GQ 1 1 .1973210377E-1 0 0 -.2952115294 -6.350000000 0
114	P 0.38510 -1 0 -0.73		.8365372206
C	2.4 SCAPULAE (INNER SURFACE / OUTER SURFACE)		8.845748438
121	SQ .02741107846 .4340277778E-1 0 0 0 0 -1 0 0 0	151	GQ 1 1 .1973210377E-1 0 0 .2952115294 6.350000000 0
122	P 0.39 1 0 0		.8365372206
123	P 0.39 -1 0 0		8.845748438
124	P 1.23 1 0 0		
125	P 1.23 -1 0 0		

152 PZ -16.73
153 PZ -2.3422
154 PZ -7.1939
C 3.0 UPPER CHEST ORGANS
C 3.1 MAIN BRONCHI
616 7 CZ 0.463
617 7 CZ 0.315
618 7 PZ 2.59
619 7 PZ -2.59
620 8 CZ 0.463
621 8 CZ 0.315
622 8 PZ 2.59
623 8 PZ -2.59
C
573 7 CZ 0.347
574 8 CZ 0.347C 3.2 LUNGS
C (LEFT / RIGHT)
C 180 SQ .2799473699 .7384215501E-1
.1821224919E-1 0 0 0 -1 2.70 0 13.42
180 SQ .2799473699 .7384215501E-1
.1821224919E-1 0 0 0 -1 2.70 0 13.99
181 SQ .2799473699 .7384215501E-1
.1821224919E-1 0 0 0 -1 -2.70 0 13.42
182 PZ 13.42
183 PX -2.3
184 PY .75
185 PZ 14.15
186 PZ 17.85
187 PX 3
188 PY 0.3
189 PZ 17.90
C 190 PZ 12.85
C 3.2 THYMUS
195 SQ .3228305785 2.040816327
.2267573696 0 0 0 -1 0 -3.6 19.30
C 3.3 HEART MODEL
C BASIC PLANES
200 4 PX 0
201 4 PZ 0
C RIGHT VENTRICLE
202 4 SQ .07265277061 .2143347051
.1096443138 0 0 0 -1 0 0 0
203 4 SQ .8401596305E-1
.2770083103 .1312749423 0 0 0 -1 0 0 0
C LEFT VENTRICLE
204 4 SQ .07265277061 .2143347051
.5569169080 0 0 0 -1 0 0 0
205 4 SQ .1007810532 .3906250000
1.643655490 0 0 0 -1 0 0 0
C LEFT ATRIUM, PART 1
206 4 SQ .1841993774 .2143347051
.5569169080 0 0 0 -1 0 0 0
207 4 SQ .2066115702 .2426654371
.6830134554 0 0 0 -1 0 0 0
C LEFT ATRIUM, PART 2
208 4 SQ .1841993774 .2143347051
1.207583625 0 0 0 -1 0 0 0
209 4 SQ .2066115702 .2426654371
1.643655490 0 0 0 -1 0 0 0
C RIGHT ATRIUM

210	4 SQ .1841993774 .2143347051 .1096443138 0 0 0 -1 0 0 0	225	SQ .5175715543 2.601456816 2.601456816 0 0 0 -1 3.34 2.96 10
211	4 SQ .2066115702 .2426654371 .1197303672 0 0 0 -1 0 0 0	226	SQ .5175715543 2.601456816 2.601456816 0 0 0 -1 -3.34 2.96 10
C	4.0 MIDDLE CHEST ORGANS	227	PX 3.34
C	4.1 ADRENALS (LEFT / RIGHT)	228	PX -3.34
212	1 SQ .3857875854 3.429355281 .4216562658 0 0 0 -1 0 0 0	229	SQ 3.188775510 4.526935265 1.686625063 0 0 0 -1 1.67 3.58 10
213	2 SQ .3857875854 3.429355281 .4216562658 0 0 0 -1 0 0 0	230	SQ 3.188775510 4.526935265 1.686625063 0 0 0 -1 -1.67 3.58 10
214	PZ 11.73	231	PY 3.56
C	4.2 KIDNEYS (LEFT / RIGHT)	232	SQ 3.188775510 4.526935265 1.686625063 0 0 0 -1 1.67 2.34 10
C	FOR MAKING ROOM FOR SPINE, KIDNEYS SHIFTED X->+0.24CM, Y- >+0.02CM.	233	SQ 3.188775510 4.526935265 1.686625063 0 0 0 -1 -1.67 2.34 10
215	SQ .3121001217 1.156203029 .3460207612 0 0 0 -1 2.15 2.96 10	234	PY 2.32
216	SQ .3121001217 1.156203029 .3460207612 0 0 0 -1 -2.15 2.96 10	235	SQ 1.291322314 12.75510204 1.686625063 0 0 0 -1 1.67 2.96 10
217	PX 0.95	236	SQ 1.291322314 12.75510204 1.686625063 0 0 0 -1 -1.67 2.96 10
218	PX -0.95	237	PX 0.95
219	SQ 2.777777778 6.250000000 1.321178491 0 0 0 -1 1.67 2.96 11.24	238	PX -0.95
220	SQ 2.777777778 6.250000000 1.321178491 0 0 0 -1 -1.67 2.96 11.24	C	4.3 LIVER
221	PZ 11.24	1000	sq 0.25 0.3 0.4 0 0 0 -1 -2.9 -1 11.65 \$20.67%
222	SQ 2.777777778 6.250000000 1.321178491 0 0 0 -1 1.67 2.96 8.76	240	SQ .0371249 .553633E-1 0 0 0 0 - 1 0 0 0
223	SQ 2.777777778 6.250000000 1.321178491 0 0 0 -1 -1.67 2.96 8.76	C	240 SQ .03712489930 .5536332180E-1 0 0 0 0 -1 0 0 0
224	PZ 8.76	241	P .1183431953 .9174311927E-1 - .7535795026E-1 -1
		242	PZ 13.27

243 PZ 8.33	C 407 SQ 8.163265306 22.67573696 0 0
C 4.4 GALL BLADDER	0 0 -1 0 1.15 0
C 252 3 GQ 1 1 0 0 0 0 0 0 -.209764	C 408 SQ 22.67573696 204.0816327 0 0
C 253 3 GQ 1 1 0 0 0 0 0 0 -.25	0 0 -1 0 1.15 0
252 3 GQ 1 1 0 0 0 0 0 0 -.25	409 6 CX 0.23
253 3 GQ 1 1 0 0 0 0 0 0 -.297025	410 6 PX 0.0
254 3 PZ 0	411 6 PX 3.03
255 3 PZ 3.10	C 5.2 STOMACH
C 4.5 PANCREAS	279 SQ .8833173158 .6359235772
C 260 SQ .05358367627 4.000000000	.2058622995 0 0 0 -1 2.54 -1.96 10.8
1.321178491 0 0 0 -1 -.09 .08 11.42	280 SQ .6944444444 .5175715543
260 SQ .4304333604E-1 4.000000000	.1826283878 0 0 0 -1 2.54 -1.96 10.8
.4162330905 0 0 0 -1 -.09 .08 10.8	281 SQ 1.041232820 .7305135510
261 PX -.09	.2224991100 0 0 0 -1 2.54 -1.96 10.8
262 PZ 10.8	C 5.3 S. INTESTINE
263 PX .99	290 SQ .07759095600 .3258220490E-
C 4.6 SPLEEN	1 0 0 0 0 -1 0 -1.86 0
270 SQ .7831466834 1 .2921840760 0	291 PY -2.39
0 0 -1 3.54 1.42 11.42	292 PY 1.08
C 5.0 GASTROINTESTINAL TRACT	293 PZ 5.25
AND CONTENTS	294 PZ 8.33
C 5.1 MALE ESOPHAGUS	C 5.4 A. COLON
405 6 CX 0.035	299 SQ 2.834177918 .9353172035 0 0
406 SQ 16.65972511 90.70294785 0 0 0	0 0 -1 -2.7 -1.16 0
0 -1 0 1.2 0	300 SQ 1.602307323 .6609822196 0 0
407 SQ 8.163265306 22.67573696 0 0 0	0 0 -1 -2.7 -1.16 0
0 -1 0 1.2 0	301 SQ 3.698224852 1.085069444 0 0
408 SQ 22.67573696 204.0816327 0 0 0	0 0 -1 -2.7 -1.16 0
0 -1 0 1.2 0	302 PZ 4.46
	303 PZ 7.41
	C 5.5 T. COLON

309 SQ 0 .8264462810 9.182736455 0
0 0 -1 0 -1.16 7.87

310 SQ 0 .6609822196 4.725897921 0
0 0 -1 0 -1.16 7.87

311 SQ 0 .9070294785 12.75510204 0
0 0 -1 0 -1.16 7.87

312 PX 3.33

313 PX -3.33

C 5.6 D. COLON

319 GQ 6.312971895 1.570341895
.1231609329 0 .8151139073 -
.6625945500

-32.21044913 -2.192656411
1.121297489 40.85195099

320 GQ 3.305785124 1.108033241
.8373894836E-1 0 .5751443730 -
.3469673623

-16.86698838 -1.547138363
.4836246880 21.05502120

321 GQ 8.650519031 1.826150475
.1468293127 0 .9478959033 -
.9079379507

-44.13723169 -2.549839980
1.654499644 56.19003244

322 PZ 2.69

C 5.7 S. COLON

328 TY 0.5 0 2.69 0.5 0.654 0.384

329 TY 1.84615 0 2.69 .84615 0.654
0.384

330 TY 0.5 0 2.69 0.5 0.77 0.5

331 TY 0.5 0 2.69 0.5 0.61 0.34

332 TY 1.84615 0 2.69 .84615 0.77 0.5

333 TY 1.84615 0 2.69 .84615 0.61
0.34

C 334 PX 3

C 5.8 RECTUM

335 SQ 5.458992052 2.052528304 0 0
0 0 -1 0 0 0

336 SQ 4.000000000 1.686625063 0 0
0 0 -1 0 0 0

337 SQ 6.250000000 2.227667632 0 0
0 0 -1 0 0 0

C 6.0 LOWER CHEST ORGANS

C 6.1 U. BLADDER

C 340 SQ .3501277966 .3018959063
.7694675285 0 0 0 -1 0 -2.59 2.47

C 341 SQ .3955539733 .3380205516
.9245562130 0 0 0 -1 0 -2.59 2.47

C 342 SQ .3867478528 .3310552319
.8933644462 0 0 0 -1 0 -2.59 2.47

340 SQ .1975308642 .3018959063
.7694675285 0 0 0 -1 0 -2.59 2.47

341 SQ .2163331531 .3380205516
.9245562130 0 0 0 -1 0 -2.59 2.47

342 SQ .2127558176 .3310552319
.8933644462 0 0 0 -1 0 -2.59 2.47

C 7.0 LEG REGION

C 7.1 LEGS

C (LEFT / RIGHT)

30 GQ 1 1 0 0 0 -.2939814815 -6.35 0
0 0

31 GQ 1 1 0 0 0 .2939814815 6.35 0
0 0

32 PZ -16.8

33 PX 0.07

34 PX -0.07

C 8.0 GENDER SPECIFIC ORGANS

C 8.1 MALE

C 8.1.1 PROSTATE

338 S 0 -1.45 .844 .48

339 S 0 -1.45 .844 .58

C 8.1.2 TESTES (LEFT / RIGHT)

350 SQ 7.716049383 5.668934240
2.441406250 0 0 0 -1 .36 -2.58 -.64

351 SQ 7.716049383 5.668934240
2.441406250 0 0 0 -1 -.36 -2.58 -.64

C 8.1.3 MALE GENITALIA

352 PZ -1.35

C FRONT / RIGHT / LEFT
PLANES

353 P 0 -1 -.1469907408 3.175

354 P -1 0 .1469907408 -3.175

355 P -1 0 -.1469907408 3.175

C 8.2 FEMALE

C 8.2.1 OVARIES (LEFT / RIGHT)

360 SQ 11.11111111 20.66115702
3.077870114 0 0 0 -1 1.91 0 4.63

361 SQ 11.11111111 20.66115702
3.077870114 0 0 0 -1 -1.91 0 4.63

C 8.2.2 UTERUS

363 SQ 1.451589490 .1514027464
4.164931279 0 0 0 -1 0 -.98 4.32

364 PY -2.27

C 8.2.3 BREASTS

C LEFT

371 SQ 11.89060642 11.89060642
11.89060642 0 0 0 -1 3.18
-4.241294567 16.05

C RIGHT

373 SQ 11.89060642 11.89060642
11.89060642 0 0 0 -1 -3.18
-4.241294567 16.05

C 10.0 SKIN SURFACE
DESCRIPTIONS

C 10.2.1 TRUNK

384 SQ .02426218690 .4048435482E-
1 0 0 0 0 -1 0 0 0

385 PZ 69.8

C 10.2.2 FEMALE TRUNK BREAST

C LEFT

370 SQ 7.716049383 7.716049383
7.716049383 0 0 0 -1 3.18
-4.241294567 16.05

C RIGHT

372 SQ 7.716049383 7.716049383
7.716049383 0 0 0 -1 -3.18
-4.241294567 16.05

C 10.4 LEGS

C LEFT

390 GQ 1 1 0 0 0 -.2939814815 -
6.370578704 0 -.2057870370E-1 -
.4459405093

C RIGHT

392 GQ 1 1 0 0 0 .2939814815
6.370578704 0 -.2057870370E-1 -
.4459405093

C PLANE ABOVE TORSO

394 PZ 21.67

C PLANE BELOW TORSO

396 PZ -0.07

C PLANE BELOW LEGS (FEET)

398 PZ -16.87

C 10.5 MALE GENITALIA

412 PZ -1.42

C FRONT / RIGHT / LEFT
PLANES

413 P 0 -1 -.1469907408 3.245

414 P -1 0 .1469907408 -3.245

415 P -1 0 -.1469907408 3.245

C AIR CYLINDER SURROUNDING
PHANTOM (WORLD BOUNDRY)

5000 RCC 2.9 -30 -1 0 60 0 7

c -----varian-----

5050 rcc 0 0 120 0 0 -75 50

700 rpp -0.15 0.15 -0.15 0.15 100.05
100.1 \$cookie cutter surface

703 cz 0.15

701 pz 100.04445

702 pz 99.95555

704 pz 99.79805

705 sz 100 0.26

706 pz 98.4

707 pz 102

708 sz 100 1.65

709 cz 4

710 pz 92.4

711 kz 100 0.062165 -1

712 pz 91

713 px -2.25

714 px 2.25

715 py -2.25

716 py 2.25

717 pz 90.9746

718 px -2.2754

719 px 2.2754

720 py -2.2754

721 py 2.2754

c -----filter flatening---

741 rcc 0 0 87.625 0 0 -0.06 1.449

742 rcc 0 0 87.56491 0 0 -0.065 1.449

743 rcc 0 0 87.625 0 0 -0.125 1.449

744 rcc 0 0 87.625 0 0 -0.125 1.483

745 rcc 0 0 87.625 0 0 -0.125 1.5

c -----end of ff-----

c -----ion chamber-----

746 pz 85.17135

747 pz 85.15865

748 cz 9.525

759 pz 83.74135
 760 pz 83.72865
 761 pz 85.8
 762 pz 83.1
 763 cz 9.8
 c -----end of ion chamber---

 c -----mirror-----

 766 px 4
 767 px -4
 768 py 4
 769 py -4
 c -----end of mirror-----

 c -----secondary
 collimator-----
 772 py 10
 773 py 0
 774 px 10
 775 px -10
 776 py -10
 779 px 0
 c -----end of
 secondary collimator---
 c -----MLC-----

 c -----10*10-----

 c 780 c/x 5.195 -50.9 2.65

c 781 py 5.195
 c -----mlc 5*5-----

 780 c/x 3.9225 -50.9 2.65
 781 py 3.9225
 c -----mlc 15*15-----

 c 780 c/x 6.4675 -50.9 2.65
 c 781 py 6.4675
 c -----mlc 20*20-----

 c 780 c/x 7.74 -50.9 2.65
 c 781 py 7.74
 c -----mlc 25*25-----

 c 780 c/x 9.0125 -50.9 2.65
 c 781 py 9.0125
 c -----

 782 pz -48.25
 783 pz -53.55
 784 py 20
 c
 400 SO 200
 C

 C SOURCE DESCRIPTION REGION
 MODE e p
 DBCN 17j 1 \$ITS Indexing style

PHYS:E 6.5 0 0 0 0 0 1 1 1 0
 phys:p 6.5 5J
 cut:e j 0.7 \$ kill electros with E<700 kev
 cut:p j 0.01 \$ kill photons with E<10 kev
 SDEF ccc=240 x=d2 y=d3 z=100.051
 ERG=d1 DIR=1 VEC=0 0 -1 PAR=3
 si1 L 5.9 5.91 5.92 5.93 5.94 5.95 5.96
 5.97 5.98 5.99 6 6.01 6.02 6.03 6.04&
 6.21 6.22 6.23 6.24 6.25 6.26 6.27 6.28
 6.29 6.3 6.31 6.32 6.33 6.34 6.35 6.36&
 sp1 D 7.32572E-4 0.00119 0.00186
 0.00291 0.00444 0.00667 0.0099
 0.01426&
 0.31536 0.37919 0.44869 0.5225 0.59875
 0.67523 0.74938 0.81844 0.87966
 0.93041&
 0.07452 0.0554 0.04053 0.02918 0.02067
 0.01441 0.0099 0.00667 0.00444
 0.00291&
 0.00186 0.00119 7.32572E-4
 sp2 0 0.13 0
 sp3 0 0.13 0
 c transformations
 C AXIS TRANSFORMATION
 SECTION
 C ADRENALS (LEFT / RIGHT)
 TR1 1.41 2.45 11.73 0.449318999
 0.893371388 0
 -0.893371388 0.449318999
 0 0 0 1
 TR2 -1.41 2.45 11.73 0.449318999 -
 0.893371388 0

0.893371388 0.449318999
 0 0 0 1
 C GALL BLADDER
 TR3 -0.67 -1.75 8.68
 0.9292 0 -0.3695 -0.1018 0.9613 -
 0.2559 0.3553 0.2754 0.8933
 C HEART
 TR4 0.42 -1.08 16.05
 0.5942 -0.6421 -0.4845 -0.3291
 0.3556 -0.8748
 0.7340 0.6792 0
 C ESOPHAGUS
 TR6 0 1.15 12.93
 .571348 -.791789 -0.215943 .810922
 .585154 0 .126360
 -.175113 .976406
 C MAIN BRONCHI
 *TR7 0 0.45 20.2 33 90 57 90 0 90 123
 90 33
 *TR8 0 0.45 20.2 33 90 123 90 0 90 57
 90 33
 *tr9 0 0 78 0 90 90 90 35 55 90 125 35
 c***** 10*10field

 trcls
 c
 *****5*5***

 trcls
 c
 *****15*15**

trcls	7000	-0.755267		
c	8000	-0.231781		
*****20*20**				
*****	18000	-0.012827		
trcls			C	UPPER FACE
			REGION(RHO=1.13)	
c			M5	1000 -0.093100
*****25*25**				
*****	6000	-0.123360		
trcls	7000	-0.021965		
c	8000	-0.693205		

*****	11000	-0.001945		
*trl	12000	-0.000810		
C NEWBORN TISSUES; TABLE A-4, P45 OF VOL. 1	15000	-0.019455		
	16000	-0.002770		
C SKELETON (RHO = 1.22 G/ML)	17000	-0.001095		
M2 1000 -0.07995	19000	-0.002245		
6000 -0.09708	20000	-0.039990		
7000 -0.02712	26000	-0.000060		
8000 -0.66811			C BRAIN (RHO=1.03)	
11000 -0.00314			M6	1000 -0.108
12000 -0.00143				6000 -0.055
15000 -0.03712				7000 -0.011
16000 -0.00314				8000 -0.816
17000 -0.00140				11000 -0.002
19000 -0.00148				15000 -0.003
20000 -0.07995				16000 -0.001
26000 -0.00008				17000 -0.002
C AIR (RHO = 0.001205)				19000 -0.002
M4 6000 -0.000124				C EYES (RHO=1.07)

M7 1000 -0.096

6000 -0.195

7000 -0.057

8000 -0.646

11000 -0.001

15000 -0.001

16000 -0.003

17000 -0.001

C LARNYX (RHO=1.10)

M8 1000 -0.096

6000 -0.099

7000 -0.022

8000 -0.744

11000 -0.005

15000 -0.022

16000 -0.009

17000 -0.003

C THYROID(RHO=1.05)

M10 1000 -0.104

6000 -0.119

7000 -0.024

8000 -0.745

11000 -0.002

15000 -0.001

16000 -0.001

17000 -0.002

19000 -0.001

53000 -0.001

C SKIN (RHO=1.05)

M11 1000 -0.104

6000 -0.104

7000 -0.028

8000 -0.755

11000 -0.002

15000 -0.001

16000 -0.002

17000 -0.003

19000 -0.001

C SOFT TISSUE(RHO=1.02)

M12 1000 -0.106

6000 -0.163

7000 -0.02

8000 -0.71

16000 -0.001

C SKELETAL MUSCLE(RHO=1.05)

M13 1000 -0.104

6000 -0.103

7000 -0.024

8000 -0.762

11000 -0.001

15000 -0.001

16000 -0.001

17000 -0.002

19000 -0.002

C LUNG (RHO=0.26)

M14 1000 -0.106

6000	-0.076	C LIVER (RHO=1.05)
7000	-0.018	M17 1000 -0.103
8000	-0.792	6000 -0.126
11000	-0.002	7000 -0.027
15000	-0.002	8000 -0.733
16000	-0.001	11000 -0.001
17000	-0.002	15000 -0.003
19000	-0.001	16000 -0.002
C HEART (RHO=1.04)		17000 -0.002
M15 1000 -0.106		19000 -0.003
6000	-0.075	C PANCREAS (RHO=1.04)
7000	-0.018	M18 1000 -0.106
8000	-0.793	6000 -0.169
11000	-0.002	7000 -0.022
15000	-0.001	8000 -0.694
16000	-0.001	11000 -0.002
17000	-0.002	15000 -0.002
19000	-0.002	16000 -0.001
C KIDNEY (RHO=1.03)		17000 -0.002
M16 1000 -0.107		19000 -0.002
6000	-0.064	C SPLEEN (RHO=1.04)
7000	-0.016	M19 1000 -0.105
8000	-0.804	6000 -0.086
11000	-0.002	7000 -0.024
15000	-0.002	8000 -0.776
16000	-0.001	11000 -0.002
17000	-0.002	15000 -0.002
19000	-0.002	16000 -0.001

17000 -0.002	16000 -0.001
19000 -0.002	17000 -0.001
C GI TRACK (RHO=1.03)	c target:w
M20 1000 -0.106	m26 74000 -1 COND=1
6000 -0.115	c electron stopper:cu
7000 -0.022	m27 29000 -1 COND=1
8000 -0.751	C Be
11000 -0.001	m28 4000 -1 COND=1
15000 -0.001	c kapton
16000 -0.001	m29
17000 -0.002	c air
19000 -0.001	m30 7014 0.7843 8016 0.2109 6000 0.0048
C UB (RHO=1.04)	c mylar
M21 1000 -0.105	m31
6000 -0.096	C TALLY DEFINITION SECTION
7000 -0.026	FC16 BREAST
8000 -0.761	*F16:P (190 191) \$ LEFT+RIGHT
11000 -0.002	fm16 1e12
15000 -0.002	FC26 COLON
16000 -0.002	*F26:P (120 121 \$ RIGHT (MUCOSA+WALL)
17000 -0.003	124 125 \$ T COLON (MUCOSA+WALL)
19000 -0.003	128 129 \$ LEFT (MUCOSA+WALL)
C BREAST (RHO=0.99)	132 133 \$ D COLON (MUCOSA+WALL)
M25 1000 -0.111	136 137 \$ SIGMOID (MUCOSA+WALL)
6000 -0.297	
7000 -0.009	
8000 -0.58	
11000 -0.001	

140 141)	\$ RECTUM	FC86 THYROID
(MUCOSA+WALL)		*F86:P 22
fm26 1e12		fm86 1e12
FC36 LUNGS		FC96 TESTES
*F36:P (80 81)	\$ LEFT+RIGHT	*F96:P (178 179) \$ LEFT+RIGHT
fm36 1e12		fm96 1e12
FC46 STOMACH		FC106 SKIN
*F46:P (114 115)	\$	*F106:P (1 \$ HEAD+NECK
MUCOSA+WALL		222 \$ TRUNK
fm46 1e12		226 \$ LEG
FC56 URINARY BLADDER		227) \$ MALE GENITALIA
*F56:P (157 158)	\$	fm106 1e12
MUCOSA+WALL		FC116 BONE SURFACE
fm56 1e12		*F116:P (2 3 4 5 \$ CRANIUM +
c -----		MANDIBLE
FC66 LIVER		60 61 62 \$ C,T,L-SPINE
*F66:P 100		64 \$ RIBS
fm66 1e12		65 \$ CLAVICLES
fc276 tumor		67 \$ SCAPULAE
*f276:p 10		69 \$ PELVIS
fm276 1e12		71 72 73 \$
c -----		ARM(UPPER+MIDDLE+LOWER)
FC76 ESOPHAGUS		75 76 77) \$
*F76:P (109 \$ THORACIC		LEG(UPPER+MIDDLE+LOWER)
PORTION		fm116 1e12
110 \$ ABDOMINAL		FC126 BRAIN
PORTION		*F126:P 7
111) \$ REMAINDER		fm126 1e12
fm76 1e12		FC136 KIDNEY

*F136:P (98 99)	\$ LEFT+RIGHT	*F216:P 156
fm136	1e12	fm216 1e12
FC146	SALIVARY GLANDS	FC226 SI WALL(R)
*F146:P 56		*F226:P 119
fm146	1e12	fm226 1e12
FC156	ADRENALS(R)	FC236 SPLEEN(R)
*F156:P (89 90)		*F236:P 108
fm156	1e12	fm236 1e12
FC166	ET REGION(R)	FC246 THYMUS
*F166:P (12	\$ SINUSES	*F246:P 83
15 13	\$ PHARYNX	fm246 1e12
(MUCOSA+WALL)		FC256 UTERUS/CERVIX
18 16)	\$ LARYNX	*F256:P 188
(MUCOSA+WALL)		fm256 1e12
fm166	1e12	FC266 OVARIES
FC176	GALL BLADDER(R)	*F266:P (184 185)
*F176:P 102		fm266 1e12
fm176	1e12	C SKELTON SECTION FOR
FC186	HEART WALL(R)	ACTIVE BONE MARROW AND
*F186:P 84		ENDOSTEUM
fm186	1e12	FC274 CRANIUM + MANDIBLE
FC196	MUSCLE(R)	F274:P (2 3 4 5)
*F196:P 200		# DE274 DF274
fm196	1e12	0.010 6.30E-16
FC206	PANCREAS(R)	0.015 2.71E-16
*F206:P 106		0.020 1.53E-16
fm206	1e12	0.030 7.49E-17
FC216	PROSTATE(R)	0.040 5.04E-17

0.050	4.18E-17	0.040	4.11E-17
0.060	3.93E-17	0.050	3.31E-17
0.080	4.15E-17	0.060	3.11E-17
0.10	4.79E-17	0.080	3.45E-17
0.15	7.16E-17	0.10	4.22E-17
0.20	9.88E-17	0.15	6.74E-17
0.30	1.57E-16	0.20	9.57E-17
0.40	2.15E-16	0.30	1.54E-16
0.50	2.72E-16	0.40	2.10E-16
0.60	3.28E-16	0.50	2.66E-16
0.80	4.28E-16	0.60	3.19E-16
1.0	5.19E-16	0.80	4.15E-16
1.5	7.13E-16	1.0	5.03E-16
2.0	8.79E-16	1.5	6.91E-16
3.0	1.17E-15	2.0	8.50E-16
4.0	1.43E-15	3.0	1.12E-15
5.0	1.67E-15	4.0	1.37E-15
6.0	1.92E-15	5.0	1.59E-15
8.0	2.41E-15	6.0	1.80E-15
10.0	2.92E-15	8.0	2.23E-15
fm274	1e4 \$F4(#/M2)=1E4(F4(#/CM2)	10.0	2.66E-15
FC284	SCAPULAE	fm284	1e4
F284:P	67	FC294	CLAVICLE
#	DE284 DF284	F294:P	65
0.010	6.14E-16	#	DE294 DF294
0.015	2.61E-16	0.010	6.14E-16
0.020	1.43E-16	0.015	2.61E-16
0.030	6.44E-17	0.020	1.43E-16

0.030 6.44E-17
0.040 4.11E-17
0.050 3.31E-17
0.060 3.11E-17
0.080 3.45E-17
0.10 4.22E-17
0.15 6.74E-17
0.20 9.57E-17
0.30 1.54E-16
0.40 2.10E-16
0.50 2.66E-16
0.60 3.19E-16
0.80 4.15E-16
1.0 5.03E-16
1.5 6.91E-16
2.0 8.50E-16
3.0 1.12E-15
4.0 1.37E-15
5.0 1.59E-15
6.0 1.80E-15
8.0 2.23E-15
10.0 2.66E-15

fm294 1e4

FC304 RIBS

F304:P 64

DE304 DF304

0.010 6.14E-16
0.015 2.61E-16

0.020 1.43E-16
0.030 6.44E-17
0.040 4.11E-17
0.050 3.31E-17
0.060 3.11E-17
0.080 3.45E-17
0.10 4.22E-17
0.15 6.74E-17
0.20 9.57E-17
0.30 1.54E-16
0.40 2.10E-16
0.50 2.66E-16
0.60 3.19E-16
0.80 4.15E-16
1.0 5.03E-16
1.5 6.91E-16
2.0 8.50E-16
3.0 1.12E-15
4.0 1.37E-15
5.0 1.59E-15
6.0 1.80E-15
8.0 2.23E-15
10.0 2.66E-15

fm304 1e4

FC314 UPPER THIRD (C1-C5)

F314:P 60

DE314 DF314
0.010 6.14E-16

0.015	2.61E-16	#	DE324	DF324
0.020	1.43E-16		0.010	6.14E-16
0.030	6.44E-17		0.015	2.61E-16
0.040	4.11E-17		0.020	1.43E-16
0.050	3.31E-17		0.030	6.44E-17
0.060	3.11E-17		0.040	4.11E-17
0.080	3.45E-17		0.050	3.31E-17
0.10	4.22E-17		0.060	3.11E-17
0.15	6.74E-17		0.080	3.45E-17
0.20	9.57E-17		0.10	4.22E-17
0.30	1.54E-16		0.15	6.74E-17
0.40	2.10E-16		0.20	9.57E-17
0.50	2.66E-16		0.30	1.54E-16
0.60	3.19E-16		0.40	2.10E-16
0.80	4.15E-16		0.50	2.66E-16
1.0	5.03E-16		0.60	3.19E-16
1.5	6.91E-16		0.80	4.15E-16
2.0	8.50E-16		1.0	5.03E-16
3.0	1.12E-15		1.5	6.91E-16
4.0	1.37E-15		2.0	8.50E-16
5.0	1.59E-15		3.0	1.12E-15
6.0	1.80E-15		4.0	1.37E-15
8.0	2.23E-15		5.0	1.59E-15
10.0	2.66E-15		6.0	1.80E-15
fm314	1e4		8.0	2.23E-15
FC324	MIDDLE THIRD (C6-C7, T1-T12)		10.0	2.66E-15
F324:P	61		fm324	1e4
			FC334	LOWER THIRD (L1-L4)

F334:P 62

#	DE334	DF334
0.010	6.14E-16	
0.015	2.61E-16	
0.020	1.43E-16	
0.030	6.44E-17	
0.040	4.11E-17	
0.050	3.31E-17	
0.060	3.11E-17	
0.080	3.45E-17	
0.10	4.22E-17	
0.15	6.74E-17	
0.20	9.57E-17	
0.30	1.54E-16	
0.40	2.10E-16	
0.50	2.66E-16	
0.60	3.19E-16	
0.80	4.15E-16	
1.0	5.03E-16	
1.5	6.91E-16	
2.0	8.50E-16	
3.0	1.12E-15	
4.0	1.37E-15	
5.0	1.59E-15	
6.0	1.80E-15	
8.0	2.23E-15	
10.0	2.66E-15	

fm334 1e4

FC344 PELVIS

F344:P 69

#	DE344	DF344
0.010	6.14E-16	
0.015	2.61E-16	
0.020	1.43E-16	
0.030	6.44E-17	
0.040	4.11E-17	
0.050	3.31E-17	
0.060	3.11E-17	
0.080	3.45E-17	
0.10	4.22E-17	
0.15	6.74E-17	
0.20	9.57E-17	
0.30	1.54E-16	
0.40	2.10E-16	
0.50	2.66E-16	
0.60	3.19E-16	
0.80	4.15E-16	
1.0	5.03E-16	
1.5	6.91E-16	
2.0	8.50E-16	
3.0	1.12E-15	
4.0	1.37E-15	
5.0	1.59E-15	
6.0	1.80E-15	
8.0	2.23E-15	
10.0	2.66E-15	

fm344	1e4		8.0	2.23E-15
FC354	UPPER PORTION OF LEG BONES		10.0	2.66E-15
F354:P	75			
#	DE354	DF354		
	0.010	6.14E-16		
	0.015	2.61E-16		
	0.020	1.43E-16		
	0.030	6.44E-17		
	0.040	4.11E-17		
	0.050	3.31E-17		
	0.060	3.11E-17		
	0.080	3.45E-17		
	0.10	4.22E-17		
	0.15	6.74E-17		
	0.20	9.57E-17		
	0.30	1.54E-16		
	0.40	2.10E-16		
	0.50	2.66E-16		
	0.60	3.19E-16		
	0.80	4.15E-16		
	1.0	5.03E-16		
	1.5	6.91E-16		
	2.0	8.50E-16		
	3.0	1.12E-15		
	4.0	1.37E-15		
	5.0	1.59E-15		
	6.0	1.80E-15		
			fm354	1e4
			FC364	MIDDLE PORTION OF LEG BONES
			F364:P	76
	#	DE364	DF364	
		0.010	6.14E-16	
		0.015	2.61E-16	
		0.020	1.43E-16	
		0.030	6.44E-17	
		0.040	4.11E-17	
		0.050	3.31E-17	
		0.060	3.11E-17	
		0.080	3.45E-17	
		0.10	4.22E-17	
		0.15	6.74E-17	
		0.20	9.57E-17	
		0.30	1.54E-16	
		0.40	2.10E-16	
		0.50	2.66E-16	
		0.60	3.19E-16	
		0.80	4.15E-16	
		1.0	5.03E-16	
		1.5	6.91E-16	
		2.0	8.50E-16	
		3.0	1.12E-15	
		4.0	1.37E-15	

5.0 1.59E-15
 6.0 1.80E-15
 8.0 2.23E-15
 10.0 2.66E-15

fm364 1e4

FC374 LOWER PORTION OF LEG
 BONES

F374:P 77

#	DE374	DF374
0.010	6.14E-16	
0.015	2.61E-16	
0.020	1.43E-16	
0.030	6.44E-17	
0.040	4.11E-17	
0.050	3.31E-17	
0.060	3.11E-17	
0.080	3.45E-17	
0.10	4.22E-17	
0.15	6.74E-17	
0.20	9.57E-17	
0.30	1.54E-16	
0.40	2.10E-16	
0.50	2.66E-16	
0.60	3.19E-16	
0.80	4.15E-16	
1.0	5.03E-16	
1.5	6.91E-16	
2.0	8.50E-16	

3.0 1.12E-15
 4.0 1.37E-15
 5.0 1.59E-15
 6.0 1.80E-15
 8.0 2.23E-15
 10.0 2.66E-15

fm374 1e4

FC384 UPPER PORTION OF ARM
 BONES

F384:P 71

#	DE384	DF384
0.010	6.14E-16	
0.015	2.61E-16	
0.020	1.43E-16	
0.030	6.44E-17	
0.040	4.11E-17	
0.050	3.31E-17	
0.060	3.11E-17	
0.080	3.45E-17	
0.10	4.22E-17	
0.15	6.74E-17	
0.20	9.57E-17	
0.30	1.54E-16	
0.40	2.10E-16	
0.50	2.66E-16	
0.60	3.19E-16	
0.80	4.15E-16	
1.0	5.03E-16	

1.5	6.91E-16	0.80	4.15E-16
2.0	8.50E-16	1.0	5.03E-16
3.0	1.12E-15	1.5	6.91E-16
4.0	1.37E-15	2.0	8.50E-16
5.0	1.59E-15	3.0	1.12E-15
6.0	1.80E-15	4.0	1.37E-15
8.0	2.23E-15	5.0	1.59E-15
10.0	2.66E-15	6.0	1.80E-15
fm384	1e4	8.0	2.23E-15
FC394	MIDDLE PORTION OF ARM BONES	10.0	2.66E-15
F394:P	72	fm394	1e4
#	DE394	DF394	FC404
			LOWER PORTION OF ARM BONES
0.010	6.14E-16	F404:P	73
0.015	2.61E-16	#	DE404
0.020	1.43E-16		DF404
0.030	6.44E-17	0.010	6.14E-16
0.040	4.11E-17	0.015	2.61E-16
0.050	3.31E-17	0.020	1.43E-16
0.060	3.11E-17	0.030	6.44E-17
0.080	3.45E-17	0.040	4.11E-17
0.10	4.22E-17	0.050	3.31E-17
0.15	6.74E-17	0.060	3.11E-17
0.20	9.57E-17	0.080	3.45E-17
0.30	1.54E-16	0.10	4.22E-17
0.40	2.10E-16	0.15	6.74E-17
0.50	2.66E-16	0.20	9.57E-17
0.60	3.19E-16	0.30	1.54E-16
		0.40	2.10E-16

0.50	2.66E-16	6.0	1.80E-15
0.60	3.19E-16	8.0	2.23E-15
0.80	4.15E-16	10.0	2.66E-15
1.0	5.03E-16	fm404	1e4
1.5	6.91E-16	nps	1e7
2.0	8.50E-16	prtmp	1e3 2j -1 1e3
3.0	1.12E-15	print	110
4.0	1.37E-15	ptrac	file=asc nps=1,1000 cell=5000
5.0	1.59E-15	type	=p,e

Abstract:

Nowdays, the use of radiotherapy has provided a great deal of applied research in technology and medicine. On the other hand, due to the harmful effects of gamma interaction with living cells (human), dealing with these sources has many problems. Hence, a solution is needed to avoid these dangers. The purpose of this thesis is to estimate the amount of reached doses in healthy tissues around the tumor to optimize the irradiation of cancer patients and reduce the side effects after radiation of the cancerous cell by the MCNPX computational code. In this project, according to radiation forming devices used in radiotherapy, the Linac 2100C / D is completely simulated with all its constituent parts by the MCNPX code and its radiation beam is used for radiation therapy. It should be noted that the exit beams of accelerators are different together. Various models of these accelerators are being used in various hospitals. The used phantom in this study is the ORNL phantom in the range of the newborn baby's age, 1-, 5-, 10-, 15-, and 30- years old. As far as necessary, the noted phantoms is realistic in terms of size, volume and physical characteristics. The purpose of this work is to demonstrate that, despite the fact that radiotherapy is an important tool in the destruction of cancer cells, it may be self-induced by induction of secondary cancers in the patient. This content varies from tissue to othe tissues depending on the circumstances. The used tissue in this project is a liver tissue that is surrounded by tissues of adrenal, kidney the lung, gallbladder, heart and Digestive system, and other tissues, which is described in detail in the text of the dissertation. The simulation will be carried out in three stages. The first phase, which is of great sensitivity, is to figue and design a radiation beam in radiotherapy, which will be simulated by the MCNPX simulator code and its output beam will be optimized to a standard level. In the second phase, the ORNL phantom, which is simulated by the code, is prepared by correction of its input data for use in later stages. This phase of work also plays an important role in the presented results. In most projects, the phantom is considered a water, which is a very misleading process. In many articles, geometric shape of the tissues is not considered, and the corresponding tissue is considers either as a cube or as any other form. This will also cause an error in the calculation of the dose. The provided phantoms by the respective companies are not void from error. Part of the errors are related to the implementation of the phantom program, which itself requires a specific time to correct the related errors. The main ingredient is the replacement of tissue-related materials and the change of geometry of the considered region. The reason for this is that most of the internal tissue in the phantom program is considered the same. With the advice of the doctors concerned, most materials are replaced to achieve more precise results with the real material of those tissues and their actual size, for the next possible comparison with the experimental results. In the final step,

which is a combination of steps 1 and 2, the output of the code is acquired * F8 and F6. These data are converted to the reached doses to healthy tissues around cancerous tissues using coefficients. These doses will be compared with standard doses for each tissue if possible, and tissues that the radiation therapy of the cancerous portion caused to reach harmful doses to them will be identified and to inform the patient for possible future problems. Dose values will be calculated for 41 healthy tissues around the liver tumor with a volume of 30% liver. The highest dose is received by the liver's healthy tissue. For other organs, the received dose attribute to tumor (%) for phantoms of the newborn child, 1-, 5-, 10-, 15-, and 30-year-olds, respectively, was located at intervals of (0.015-19), (0.009-30.12), (0.0015-20.5), (5.16E-4-21.24), (2.76E-4-23.5) and (2.75E-4-21.43). According to the results, the patient's age affected the received dose. The received dose by each organ and the maximum tolerated dose by that organ are compared and the probability of the secondary cancers induction in healthy tissues around the tumor based on the proposed formula was gain. For all ages, liver healthy tissues, adrenal, kidney, gallbladder, the lower portion of the spinal cord bones, pancreas, cage, the middle portion of the spinal cord bones and lung were 10 organs with highest possibility for secondary cancers, respectively. The received dose percentage in each tissue relative to the dose in the cancerous region is increased with age, and this indicates the sensitivity of radiotherapy at an early age. According to reaserch carried out in this study, such Monte Carlo calculations have not been conducted to estimate the likelihood of secondary cancers.

Since time plays an important role in the treatment of cancer patients, it is important to anticipate early onset of these induction cancers and it is necessary to carry out such research in order to prevent further problems in radiotherapy for cancer patients and to prevent the development of cancer in healthy tissues around the tumor.

Keywords: Monte Carlo, ORNL Phantom, Radiation Therapy, Secondary Cancer Induction, Linear Accelerator of Varian.



Shahrood University of Technology
Faculty of Physics and Nuclear Engineering

**The estimation of the received dose by the Surrounding healthy tissues of
liver in radiotherapy**

By

Ali Rasouli

Supervisor:

Dr. Hossein Tavakoli-Anbaran

February 2019