

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای

گروه فیزیک هسته‌ای

مقایسه دز مکانی بافت سالم و سرطانی در فانتوم مغز به دو روش

سایبرنایف و متداول پرتودرمانی به روش مونت کارلو

دانشجو: محمد جوکار

استاد راهنما: دکتر حسین توکلی عنبران

پایان نامه جهت اخذ درجه کارشناسی ارشد

شهریور ۹۶

فرم تکمیل شده

تقدیم به:

فرشتهی پر کشیده

مادرم

با تشکر و سپاس از:

زحمات فراوان و بی دریغ استاد عزیزم جناب آقای دکتر حسین توکلی عنبران

همکاری اساتید گروه فیزیک دانشگاه صنعتی شاهرود

حمایت و تشویق دوستان و همکلاسی های عزیز

تعهد نامه

اینجانب محمد جوکار دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته فیزیک هسته‌ای دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان‌نامه مقایسه دز مکانی بافت سالم و سرطانی در فانتوم مغز به دو روش سایبرنایف و متداول پرتودرمانی به روش مونت کارلو تحت راهنمایی جناب آقای 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 Shahrood University of Technology به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان‌نامه تأثیرگذار بودند در مقالات مستخرج از پایان‌نامه رعایت می‌گردد.
- در تمام مراحل انجام این پایان‌نامه، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت‌های آن‌ها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در تمام مراحل انجام این پایان‌نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته (یا استفاده) شده است، اصل رازداری و اصول اخلاقی انسانی رعایت شده است.

مالکیت نتایج و حق نشر

- تمام حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج، کتاب، برنامه‌های رایانه‌ای، نرم‌افزارها و تجهیزات ساخته شده) 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 این پایان‌نامه بدون ذکر منبع مجاز نمی‌باشد.

چکیده:

سرطان امروزه جزو یکی از خطرناک‌ترین بیماری‌های انسان به شمار می‌آید و از عوامل مهم مرگ‌ومیر بشر به حساب می‌آید که راه درمان آن به یکی از سه روش جراحی، پرتودرمانی و شیمی‌درمانی محدود می‌شود. پرتودرمانی در سال‌های دور توسط دستگاه‌هایی که همچنان در اختیار بخش پرتودرمانی بیمارستان‌های سراسر ایران قرار دارد انجام می‌شد. در سال‌های اخیر روش‌های دیگری برای درمان سرطان به روش پرتودرمانی به وجود آمده‌اند که از فناوری پیشرفته‌تری برخوردار هستند.

دستگاه گامانایف در روند درمان تومورهای ناحیه جمجمه روند درمان سریع‌تری را نسبت به دستگاه پرتودرمانی به خود اختصاص داده است. با تولید دستگاه سایبرنایف بسیاری از نواقص مربوط به دستگاه‌های قدیمی پرتودرمانی و حتی دستگاه گامانایف برطرف شده و کمک شایانی به بیماران سرطانی از نظر شیوه درمان، زمان و هزینه شده است.

در این پایان‌نامه تلاش بر آن شده است تا مقایسه‌ای بین میزان دز دریافت شده در نقاط دور و نزدیک به منبع پرتو در دستگاه پرتودرمانی و سیستم گامانایف و همچنین نقاط مربوط به بافت سالم و سرطانی در ناحیه جمجمه صورت گیرد تا مشخص شود کدام‌یک از دستگاه‌های پرتودرمانی ضمن تابش حداکثری به بافت سرطانی، زیان کمتری برای بافت‌های سالم اطراف دارند. پس از انجام شبیه‌سازی مشخص گردید دستگاه پرتودرمانی به جهت تابش یک‌سویه تمرکزی بر روی ناحیه سرطانی ندارد. دستگاه گامانایف با داشتن ۲۰۱ منبع پرتو در جهات مختلف گزینه مناسب‌تری نسبت به دستگاه پرتودرمانی هست؛ اما در سیستم گامانایف با کاربردی فقط در ناحیه جمجمه روبرو هستیم و نیاز ما برای درمان بافت‌های سرطانی در نواحی دیگر بدن را مرتفع نمی‌سازد. سیستم سایبرنایف بسیاری از نواحی بدن را در مواجهه با سرطان پوشش می‌دهد و به دلیل داشتن بازوی رباتیک و تابش پرتو در جهات مختلف باعث می‌شود تا میزان دز دریافتی در بافت سرطانی به حداکثر و در نواحی دیگر به حداقل میزان خود برسد. سیستم سایبرنایف با اجرای برنامه‌ای از پیش طراحی شده با تابش پرتو از زوایای مختلف بر روی بافت سرطانی موجب می‌شود بافت سالمی که بین منبع پرتو و ناحیه سرطانی قرار می‌گیرد میزان دز کمتری را دریافت کند؛ با این کار هم تومور سرطانی نابود می‌شود و هم بافت اطراف تومور سالم می‌ماند.

کلمات کلیدی: پرتودرمانی، گامانایف، سایبرنایف

فهرست مطالب:

فصل اول - آشنایی با روش‌های پرتودرمانی سایبرنایف، گاما نایف و روش متداول.....	۱
۱-۱ مقدمه.....	۲
۲-۱ سایبرنایف	2
۱-۲-۱ تاریخچه سایبرنایف.....	۲
۲-۲-۱ جراحی رادیویی استریوتاکتیک و پرتودرمانی استریوتاکتیک.....	۳
۳-۲-۱ طرح مسئله.....	۴
۴-۲-۱ تفاوت سایبرنایف با چاقوی گاما.....	۴
۵-۲-۱ مزیت‌های سایبرنایف.....	۵
۶-۲-۱ ساختمان دستگاه.....	5
۷-۲-۱ دلایل تمایز روش سایبرنایف به گامانایف.....	6
۸-۲-۱ مراحل درمان با سایبرنایف.....	7
۹-۲-۱ طراحی درمان.....	8
۳-۱ گاما نایف	۱۰
۱-۳-۱ تاریخچه‌ی چاقوی گاما در جهان.....	۱۰
۲-۳-۱ تاریخچه‌ی چاقوی گاما در ایران.....	۱۱
۳-۳-۱ بیماری‌هایی که با روش چاقوی گاما درمان می‌شوند.....	۱۱
۴-۳-۱ مزایای روش درمانی چاقوی گاما.....	۱۲
۵-۳-۱ درمان به روش چاقوی گاما.....	۱۳
۶-۳-۱ مراحل درمان گام‌به‌گام.....	۱۳
۷-۳-۱ عوارض جانبی روش درمانی چاقوی گاما.....	۱۴
۴-۱ هدف از انجام پایان‌نامه	۱۵
۱-۴-۱ سرطان.....	۱۵
۲-۴-۱ سرطان در ایران.....	۱۵

۱۸.....	۳-۴-۱ پرتودرمانی
۱۹.....	۴-۴-۱ ضرورت پژوهش
۱۹.....	۵-۴-۱ اهداف پیش رو
۱۹	۵-۱ فیزیک برهم‌کنش پرتوی گاما با ماده
۲۰.....	۱-۵-۱ تضعیف نمایی
۲۰.....	۲-۵-۱ قانون بنیادی میرایی پرتو گاما
۲۲.....	۳-۵-۱ ضریب تضعیف جرمی
۲۳.....	۴-۵-۱ فرآیندهای برهم‌کنش
۲۴.....	۵-۵-۱ جذب فوتوالکتریک
۲۶.....	۶-۵-۱ پراکندگی کامپتون
۲۹.....	۷-۵-۱ تولید زوج
۳۱.....	۸-۵-۱ مجموع ضریب میرایی جرم
۳۲	۶-۱ منابع انرژی در پرتودرمانی خارجی
۳۴	۷-۱ تومورهای مغزی
۳۴.....	۱-۷-۱ تومور مغزی اولیه
۳۵.....	۲-۷-۱ شکل هندسی مغز
۳۶.....	۳-۷-۱ اندازه‌گیری مقدار پرتوی لازم
۳۷.....	۴-۷-۱ شکل هندسی فانتوم
۳۷.....	۵-۷-۱ فانتوم
۳۸.....	۶-۷-۱ فانتوم اشنایدر
۴۰.....	۷-۷-۱ بافت نرم
۴۱	۸-۱ پرتوهای یونیزان
۴۱.....	۱-۸-۱ اشعه‌ی ایکس
۴۳.....	۲-۸-۱ پرتو گاما
۴۴.....	۳-۸-۱ مولد پرتودرمانی

۴۵	۴-۸-۱ شتاب‌دهنده‌ی خطی
۴۷	۵-۸-۱ دزیمتری تابش
۴۷	۶-۸-۱ تعریف هندسه پرتو
۵۰	۷-۸-۱ منطقه ساخت
۵۱	۹-۱ مشخصه‌های سلول سرطانی
۵۱	۱-۹-۱ تابش بر سلول
۵۲	۲-۹-۱ مشخصات بافت هدف
۵۳	۳-۹-۱ دز معادل تمام بدن
۵۳	۴-۹-۱ دز مؤثر
۵۵	۵-۹-۱ پاسخ تومور به تابش
۵۶	۱۰-۱ سرطان‌شناسی تشعشع بالینی
۵۸	۱-۱۰-۱ روش پرتودرمانی
۵۸	۲-۱۰-۱ شبیه‌سازی
۶۰	۳-۱۰-۱ تصویربرداری و تعیین محل تومور
۶۰	۴-۱۰-۱ شبیه‌سازی CT
۶۰	۵-۱۰-۱ برنامه‌ریزی درمان
۶۱	۶-۱۰-۱ درمان با استفاده از انرژی مگا ولتاژ
۶۱	۷-۱۰-۱ درمان با استفاده از انرژی الکترون
۶۱	۱۱-۱ تعاریف حجم هدف
۶۲	۱-۱۱-۱ تعاریف حجم با توجه به ICRU 50
۶۲	۲-۱۱-۱ تعاریف حجم با توجه به ICRU 62
۶۳	۱۲-۱ تومورهای سیستم اعصاب مرکزی
۶۳	۱-۱۲-۱ تعریف عمومی و آسیب‌شناسی

۶۴	۱-۱۲-۲ پرتودرمانی خارجی.....
۶۵	۱-۱۲-۳ شبیه سازی
۶۵	۱-۱۲-۴ پرتودرمانی موضعی مغز
۶۶	۱-۱۲-۵ برنامه ریزی تطبیقی.....
۶۷	۱-۱۲-۶ عوارض جانبی سیستم اعصاب مرکزی به علت پرتودرمانی
۶۹	فصل دوم - شبیه سازی دستگاه گمانایف و متداول پرتودرمانی.....
۷۰	۱-۲ گمانایف
۷۰	۱-۱-۲ معرفی ابعاد و جزئیات دستگاه گمانایف.....
۷۲	۲-۱-۲ محل قرارگیری موازی سازها.....
۷۳	۳-۱-۲ محاسبه مختصات مکانی نقاط ابتدایی موازی سازها.....
۷۷	۴-۱-۲ محاسبه مختصات مکانی نقاط انتهایی موازی سازها
۸۱	۵-۱-۲ شبیه سازی کلاهک گمانایف با استفاده از کد مونت کارلو
۸۱	۶-۱-۲ ابعاد کلاهک گمانایف و مواد پیرامون آن
۸۲	۷-۱-۲ مختصات آشکارسازها
۸۴	۸-۱-۲ تالی مورد استفاده در شبیه سازی کلاهک گمانایف
۸۴	۹-۱-۲ مشکلات موجود و زمان اجرای برنامه
۸۵	۲-۲ شبیه سازی دستگاه پرتودرمانی متداول
۸۵	۱-۲-۲ معرفی ابعاد و مواد استفاده شده در شبیه سازی
۸۵	۲-۲-۲ محاسبه مختصات دریچه خروجی پرتو
۸۶	۳-۲-۲ تالی مورد استفاده در شبیه سازی دستگاه پرتودرمانی
۸۷	فصل سوم نتایج حاصل از شبیه سازی ها
۸۸	۱-۳ نتایج شبیه سازی گمانایف

- ۱-۱-۳ مقایسه میزان دز دریافتی از زوایای مختلف در صفحه یکسان ۸۸
- ۱-۱-۳-۱ مقایسه میزان دز دریافتی از زوایایی با اختلاف کم ۸۸
- ۲-۱-۳-۱ مقایسه میزان دز دریافتی از زوایایی با اختلاف زیاد ۹۰
- ۲-۱-۳ مقایسه میزان دز دریافتی ناشی از چشمه‌های یکسان در فواصل مختلف ۹۱
- ۱-۲-۳-۱ میزان دز دریافتی ناشی از چشمه‌های یکسان در فواصل نزدیک ۹۲
- ۲-۲-۱-۳ میزان دز دریافتی ناشی از چشمه‌های یکسان در فواصل دور ۹۳
- ۳-۱-۳ دز دریافتی کل ۲۰۱ چشمه کبالت متعلق به دستگاه گامانایف ۹۴
- ۲-۳ نتایج شبیه‌سازی دستگاه پرتودرمانی ۹۸
- ۳-۳ نتیجه گیری ۱۰۰
- منابع ۱۰۳

فهرست جداول

فصل اول

- جدول (۱-۱) تعداد و درصد ده سرطان شایع کشور بر اساس جمع کل زن و مرد در سال ۱۳۸۷..... ۱۶
- جدول (۲-۱) ترکیب عناصر بافت برای همه فانتوم‌ها به جز نوزاد..... ۴۰
- جدول (۳-۱) ترکیب عناصر بافت‌های نوزاد..... ۴۰
- جدول (۴-۱) نقاط ساخت (به عمق D_{max}) برای انرژی‌های مختلف فوتون..... ۵۱
- جدول (۵-۱) نقاط ساخت (به عمق D_{max}) برای انرژی‌های مختلف الکترونی..... ۵۱
- جدول (۶-۱) فاکتورهای وزنی بافت..... ۵۳
- جدول (۷-۱) کلاس شماره یک اندام‌ها..... ۵۴
- جدول (۸-۱) کلاس شماره دو اندام‌ها..... ۵۴
- جدول (۹-۱) دز پرتودرمانی برای کل اعضای بدن در تومورهای سیستم اعصاب مرکزی..... ۶۸
- جدول (۱۰-۱) دز تحمل بافت نرمال در پرتودرمانی دستگاه عصبی مرکزی..... ۶۸

فصل دوم

- جدول (۱-۲) عناصر موجود در آلیاژ به کار رفته در دستگاه گامانایف..... ۷۱
- جدول (۲-۲) مختصات نقاط مربوط به موازی سازه‌های ردیف یک..... ۷۵
- جدول (۳-۲) مختصات نقاط مربوط به موازی سازه‌های ردیف دو..... ۷۵
- جدول (۴-۲) مختصات نقاط مربوط به موازی سازه‌های ردیف سه..... ۷۶
- جدول (۵-۲) مختصات نقاط مربوط به موازی سازه‌های ردیف چهار..... ۷۶
- جدول (۶-۲) مختصات نقاط مربوط به موازی سازه‌های ردیف پنج..... ۷۷
- جدول (۷-۲) مختصات محل قرار گیری چشمه‌های کبالت مربوط به موازی سازه‌های ردیف یک..... ۷۸

جدول (۸-۲) مختصات محل قرار گیری چشمه‌های کبالت مربوط به موازی سازه‌های ردیف دو.....۷۹

جدول (۹-۲) مختصات محل قرار گیری چشمه‌های کبالت مربوط به موازی سازه‌های ردیف سه.....۷۹

جدول (۱۰-۲) مختصات محل قرار گیری چشمه‌های کبالت مربوط به موازی سازه‌های ردیف چهار.....۸۰

جدول (۱۱-۲) مختصات محل قرار گیری چشمه‌های کبالت مربوط به موازی سازه‌های ردیف پنج.....۸۰

جدول (۱۲-۲) مختصات آشکارسازها.....۸۳

فهرست اشکال

فصل اول

- شکل (۱-۱) نمونه ساختمان دستگاه سایبرنایف..... ۶
- شکل (۲-۱) دستگاه گاما نایف ایران ۱۴
- شکل (۳-۱) نمودار ده سرطان شایع در مردان ایرانی..... ۱۶
- شکل (۴-۱) نمودار ده سرطان شایع در زنان ایرانی..... ۱۷
- شکل (۵-۱) شکل ساده آزمایش میرایی..... ۲۰
- شکل (۶-۱) انتقال پرتوهای گاما از طریق جاذب‌های سرب..... ۲۱
- شکل (۷-۱) ضریب میرایی خطی NaI..... ۲۱
- شکل (۸-۱) طرح‌واره ای از فرآیند جذب فوتوالکتریک..... ۲۴
- شکل (۹-۱) ضریب میرایی جرم فوتوالکتریک سرب..... ۲۶
- شکل (۱۰-۱) طرح‌واره‌ای از پراکندگی کامپتون..... ۲۶
- شکل (۱۱-۱) انرژی الکترون‌های کامپتون پراکنده..... ۲۸
- شکل (۱۲-۱) وضوح بالای طیف Cs^{۱۳۷}..... ۲۹
- شکل (۱۳-۱) انرژی لبه کامپتون در مقابل انرژی پرتو گاما ۳۰
- شکل (۱۴-۱) نمایشی از تولید زوج ۳۰
- شکل (۱۵-۱) طیف اشعه گاما از شکافت محصول Pr^{۱۴۴}..... ۳۱
- شکل (۱۶-۱) ضریب تضعیف جرمی عناصر انتخاب شده ۳۲
- شکل (۱۷-۱) شکل کلی مغز..... ۳۶
- شکل (۱۸-۱) فانتوم الدرسون راندو ۳۷
- شکل (۱۹-۱) موقعیت و چینش ارگان‌ها در فانتوم بدن شنایدر..... ۳۸

- شکل (۲۰-۱) پرتوهای یونیزان ۴۱
- شکل (۲۱-۱) الف.نمایشی از یک لامپ اشعه ایکس ب. عکس لوله اشعه ایکس ۴۱
- شکل (۲۲-۱) فرآیند تابش ترمزی ۴۲
- شکل (۲۳-۱) تولید پرتو ایکس مشخصه ۴۳
- شکل (۲۴-۱) تولید ذره آلفا ۴۳
- شکل (۲۵-۱) فروپاشی کبالت ۶۰ ۴۴
- شکل (۲۶-۱) تصویر عمومی از یک شتاب‌دهنده خطی ۴۶
- شکل (۲۷-۱) یک شتاب‌دهنده خطی ۴۷
- شکل (۲۸-۱) پارامترهای هندسی بین منبع و مقصد ۴۸
- شکل (۲۹-۱) منحنی هم دوز در روش SAD و SSD ۴۹
- شکل (۳۰-۱) ایزوسنتر ۵۰
- شکل (۳۱-۱) منطقه ساخت ۵۰
- شکل (۳۲-۱) مرجع انسان بر اساس ICRP ۵۲
- شکل (۳۳-۱) مقالات و ماشین‌آلات درمانی تاریخی ۵۶
- شکل (۳۴-۱) دستگاه جراحی رادیویی رباتیک ۵۷
- شکل (۳۵-۱) انواع شبیه‌سازهای مختلف: شبیه‌سازی معمولی و شبیه‌ساز CT ۵۹
- شکل (۳۶-۱) یک شبیه‌ساز معمولی و توانایی حرکت آن ۵۹
- شکل (۳۷-۱) حوزه درمان در یک شبیه‌ساز معمولی و یک فیلم شبیه‌سازی ۶۰
- شکل (۳۸-۱) حجم تحت درمان طبق ICRU-50 ۶۳
- شکل (۳۹-۱) ماسک ترموپلاستیک ۶۴
- شکل (۴۰-۱) پشتی پرتودرمانی ویژه برای سر و گردن ۶۵
- شکل (۴۱-۱) تصویر سازی از کل مجسمه حوزه پرتودرمانی ۶۵

شکل (۴۲-۱) تصویر سازی کلاه بر اساس کل مجموعه در حوزه پرتودرمانی ۶۶

شکل (۴۳-۱) یک تصویر منطقه‌ای پرتودرمانی برای تومور مغزی ۶۶

فصل دوم

شکل (۱-۲) کلاهک درمانی گامانایف و کولیماتورهای آن ۷۰

شکل (۲-۲) نمای از بالای مواد تشکیل دهنده دستگاه گامانایف ۷۱

شکل (۳-۲) محل قرار گیری دایره‌ها بر روی کلاهک ۷۲

شکل (۴-۲) نمای از بغل موازی‌سازهای موجود بر روی کلاهک ۷۳

شکل (۵-۲) نمونه خروجی نرم‌افزار متلب ۷۴

شکل (۶-۲) نقاط ابتدایی و انتهایی موازی‌سازها ۷۸

شکل (۷-۲) نمونه هندسه مسئله ۸۲

شکل (۸-۲) مکان نقاط در نظر گرفته برای آشکارسازها ۸۳

شکل (۹-۲) نمای کلی از هندسه دستگاه پرتودرمانی ۸۶

فصل سوم

شکل (۱-۳) موقعیت دایره‌های شماره ۱ و ۲ در دستگاه مختصات ۸۸

شکل (۲-۳) محل قرارگیری آشکارسازهای نقطه‌ای ۸۹

شکل (۳-۳) میزان دز دریافتی برای دایره‌های شماره ۱ و ۲ در صفحه $y=0$ ۸۹

شکل (۴-۳) میزان دز دریافتی برای دایره‌های شماره ۱ و ۵ در صفحه $y=0$ ۹۰

شکل (۵-۳) میزان دز دریافتی برای موازی‌سازهای ردیف ۱ در صفحات $y=0$ و $y=1$ ۹۲

شکل (۶-۳) میزان دز دریافتی برای موازی‌سازهای ردیف ۱ در صفحات $y=0$ و $y=-1$ ۹۴

شکل (۷-۳) میزان دز دریافتی کل در صفحه $y=0$ ۹۵

- شکل (۳-۸) نمودار دز دریافتی در صفحه $y=0$ به تفکیک دایره‌ها ۹۶
- شکل (۳-۹) میزان دز دریافتی کل در صفحه $y=1$ ۹۶
- شکل (۳-۱۰) نمودار دز دریافتی در صفحه $y=1$ به تفکیک دایره‌ها ۹۷
- شکل (۳-۱۱) میزان دز دریافتی کل در صفحه $y=-1$ ۹۷
- شکل (۳-۱۲) نمودار دز دریافتی در صفحه $y=-1$ به تفکیک دایره‌ها ۹۸
- شکل (۳-۱۳) نمودار دز دریافتی دستگاه پرتودرمانی در صفحه $y=0$ ۹۸
- شکل (۳-۱۴) نمودار دز دریافتی دستگاه پرتودرمانی در صفحه $y=1$ ۹۹
- شکل (۳-۱۵) نمودار دز دریافتی دستگاه پرتودرمانی در صفحه $y=-1$ ۹۹
- شکل (۳-۱۶) مقایسه دز دریافتی در دستگاه سایبرنایف و گامانایف ۱۰۱

فصل اول

آشنایی با روش‌های پرتودرمانی
سایبرنایف، گامانایف و روش متداول

مدت زمان زیادی نیست که جهان پزشکی روبات پیشرفته‌ای را در اختیار دارد که می‌تواند تومورهای سرطانی را بدون کمترین درد و خونریزی نابود کند. «سایبر نایف^۱» یا چاقوی سایبری نامی است که بر روی پیشرفته‌ترین فناوری جراحی رادیویی در جهان نهاده‌اند. سایبر نایف یک دستگاه شتاب‌دهنده خطی است که بر روی یک بازوی رباتیک سوار شده و از جمله انواع روش‌های پرتودرمانی استریوتاکتیک^۲ به شمار می‌رود. در این شیوه با استفاده از یک ربات که قابلیت جابجایی در اطراف بیمار را دارد اشعه یونیزان از جهات مختلف به تعداد زیاد و با دز پایین به تومور تابیده می‌شود. استفاده از این سیستم یک راه‌حل بسیار ارزشمند برای درمان تومورها و ضایعات نزدیک به ساختارهای حیاتی، جلوگیری از عود ضایعات متاستاتیک و درمان بالقوه سرطان‌هایی از جمله پروستات و ریه که در مراحل اولیه بیماری هستند، می‌باشد [۱].

سایبرنایف جدیدترین فناوری جراحی رادیویی در دنیاست که می‌تواند بسیاری از تومورهای سرطانی را در نقاط مختلف بدن درمان کند. برای درک واضح‌تر، بهتر است ابتدا جراحی رادیویی را تعریف کنیم. جراحی رادیویی قابلیتی کاملاً شبیه جراحی واقعی دارد با این تفاوت که عمل جراحی به صورت بسته صورت می‌گیرد و تومورهای سرطانی در نقاط مختلف بدن با دقتی بسیار بالا مورد حمله قرار گرفته و از آسیب شدید به بافت‌های سالم خودداری می‌شود و بیمار بعد از پایان جراحی رادیویی می‌تواند به زندگی عادی خود ادامه دهد. با این توصیفات به وضوح قابل‌درک است که جراحی رادیویی کاملاً با عمل جراحی فرق می‌کند و در دو دسته کاملاً متفاوت قرار دارند. با کمک این فناوری، هم‌اکنون بسیاری از تومورهای سرطانی که هیچ‌گاه امید درمانی برای آن‌ها وجود نداشته قابلیت درمان پیدا کرده‌اند و قطعاً جایگزین بسیار مناسب‌تری برای عمل‌های جراحی باز محسوب می‌شود. پرتودرمانی بدن به روش استریوتاکتیک به دلیل حداکثر حفاظت از بافت‌های سالم دارای مزیتی بیش از پرتودرمانی استاندارد (روش متداول) است.

۱-۲ سایبرنایف

۱-۲-۱ تاریخچه سایبرنایف

سایبرنایف نخستین بار در سال ۱۹۹۰ معرفی شد. اولین بار از روبات «فانوک^۳» ساخت ژاپن در سایبرنایف استفاده شد اما دستگاه‌های مدرن‌تر، از روبات آلمانی موسوم به KUKA KR 240 استفاده می‌کنند

¹ Cyberknife

² Stereotactic Body Radiation Therapy

³ Fanuc

[۲]. در بیش از ۱۷ کشور جهان و ۱۵۰ مرکز فوق تخصصی سرطان از این فناوری برای درمان انواع تومورهای سرطانی استفاده می‌شود [۳].

۱-۲-۲ جراحی رادیویی استریوتاکتیک^۱ و پرتودرمانی استریوتاکتیک

در جراحی رادیویی استریوتاکتیک از میزان بالای پرتو (دز بالا) برای تخریب بافت تومور در مغز استفاده می‌کنند. این روش شامل جراحی حقیقی نیست. سر بیمار را در قالبی مخصوص که به مجموعه متصل است می‌گذارند. از قالب به منظور هدف‌گیری مستقیم پرتوهای با میزان بالا به تومور داخل سر بیمار استفاده می‌کنند. میزان پرتو و ناحیه‌ای که مورد تابش قرار می‌گیرد دقیقاً محاسبه می‌شود. در این روش بافت‌های اطراف تومور عموماً از آسیب در امان خواهند ماند.

جراحی رادیویی استریوتاکتیک به سه صورت انجام می‌شود:

روش متداول استفاده از شتاب‌دهنده‌ای خطی برای تابش اشعه‌ی پرتو فوتون بر تومور است که به این روش جراحی رادیویی استریوتاکتیک بر پایه‌ی شتاب‌دهنده خطی^۲ می‌گویند.

چاقوی گاما^۳ دومین روش پرتودهی است که در آن از کبالت ۶۰ برای پرتودهی استفاده می‌شود.

در روش سوم از پرتوهای ذرات باردار سنگین مثل پروتون و یون‌های هلیوم برای پرتودهی استریوتاکتیک تومور استفاده می‌کنند.

از جراحی رادیویی استریوتاکتیک اکثراً در درمان تومورهای کوچک خوش‌خیم یا بدخیم مغز (مثل مننژیوم، نوروم آکوستیک و سرطان غده هیپوفیز)، همچنین در درمان بیماری‌های دیگر (مثل پارکینسون و صرع) استفاده می‌کنند. علاوه بر این، از جراحی رادیویی استریوتاکتیک در درمان تومورهای متاستاتیک مغز^۴ به صورت منفرد و یا همراه با پرتودرمانی تمام مغز^۵ استفاده می‌کنند.

در روش پرتودرمانی استریوتاکتیک از همان شیوه مورد استفاده در روش پرتو جراحی استریوتاکتیک برای تابش پرتو به بافت هدف استفاده می‌شود. گرچه در پرتودرمانی استریوتاکتیک از میزان کم پرتو در چند دفعه (دز پایین متعدد) به جای یک دز بالا استفاده می‌کنند. دزهای کم و متعدد نتیجه را بهبود می‌بخشد و

¹ SRS (Stereotactic Radio Surgery)

² Linar -based stereotactic Radiosurgery

³ Gamma knife

^۴ تومورهایی که از قسمت‌های دیگر بدن به مغز گسترش یافته‌اند

^۵ نوعی پرتودرمانی خارجی برای درمان بیماران مبتلا به سرطان مغز و یا کسانی که بیش از یک تومور دارند و با عمل جراحی درمان نمی‌شوند.

عوارض جانبی را به حداقل می‌رساند. پرتودرمانی استریوتاکتیک، تومورهای مغزی را به خوبی تومورهای قسمت‌های دیگر بدن درمان می‌کند.

۱-۲-۳ طرح مسئله

ابتدا با روش طرح یک مسئله به بررسی برتری پرتودرمانی به روش سایبر نایف نسبت به روش متداول می‌پردازیم. سؤالی که می‌توان مطرح نمود این است که برای نابود کردن تومور اعضای که حین عمل ثابت نیستند و حرکت می‌کنند مثل تومور ریه و لوزالمعده باید چه کار کرد؟ باید به این نکته توجه داشت که اگر از فناوری مناسبی استفاده نشود، در حین پرتودرمانی، اعضای سالم مجاور توده نیز در معرض پرتودهی قرار می‌گیرند و همچنین از میزان پرتودهی لازم برای توده کاسته می‌شود (برای این منظور، از دستگاهی به نام سیستم همگام‌سازی استفاده می‌شود. در این شیوه الیاف اپتیکی روی پوست شکم قرار داده می‌شوند که حرکت شکم را حین پرتودهی مشخص می‌کنند، یک الگوریتم کامپیوتری میزان حرکت شکم را محاسبه می‌کند و به بازوی روباتیک دستور می‌دهد که متناسب با حرکت شکم، تغییر جهت دهد.) [۴].

۱-۲-۴ تفاوت سایبرنایف با چاقوی گاما

جراحی رادیویی استریوتاکتیک نیاز به دقت بالایی در فضای دز دارد. در جراحی رادیویی به روش چاقوی گاما از یک قاب صلب برای ثابت کردن هدف استفاده می‌شود و هیچ حرکتی بعد از آن رخ نمی‌دهد ولی در روش سایبرنایف دیگر نیازی به این کار نیست زیرا دستگاه سایبرنایف درحالی که مشغول ردیابی مختصات در زمان است سر شتاب‌دهنده‌ی خود را در راستای نوسانات موقعیت هدف مطابقت می‌دهد بنابراین بیمار در وضعیت راحتی قرار دارد؛ در نتیجه عوارضی مانند سردرد، حالت تهوع، آسیب پیشانی و عفونت ناشی از استفاده از قاب برای بیمار رخ نخواهد داد. جراحی رادیویی به روش متداول شاید تا هفته‌ها به طول بیانجامد ولی سایبرنایف طی ۴ الی ۵ جلسه درمان را کامل می‌کند. به دلیل کوچک بودن موازی‌سازهای چاقوی گاما توده‌های بزرگ‌تر از ۴ سانتیمتر قابل درمان نیستند.

تمایز دیگری که می‌توان بدان اشاره کرد تفاوت در تولید نوع اشعه و روش تابیدن است، بدین صورت که در روش جراحی رادیویی چاقوی گاما اشعه‌های تولیدی را از جنس طول عمر کبالت می‌سازند ولی اشعه‌ی تولیدی در سایبرنایف از جنس پرتوی ایکس است. چاقوی گاما دارای چند منبع تولید است اما سایبر نایف از یک شتاب‌دهنده‌ی خطی به صورت بسیار دقیق استفاده می‌کند.

گامانایف فقط برای تومورهای مغزی استفاده می‌شود ولی سایبرنایف برای تومورهای سراسر بدن کاربرد دارد. انرژی اشعه‌ی ایکس سایبرنایف ۴ برابر قوی‌تر از انرژی کبالت مورد استفاده در گامانایف است.

۱-۲-۵ مزیت‌های سایبرنایف

در حال حاضر سایبرنایف نقش خود را در روند بهبودی تعدادی از سرطان‌ها با حفظ بافت سالم به اثبات رسانده است. پس می‌توان اظهار داشت که سایبرنایف از نظر زمان درمان کوتاه‌تر است، سریع‌تر تسکین می‌یابد و حفظ بافت طبیعی بهتر است. به‌طور مثال، این روش برای درمان سرطان ریه، هم برای مرحله اولیه بیماری و هم برای حالت متاستاز نقش تسکین‌دهنده دارد و برای بیمارانی که در مرحله اولیه پزشکی غیرقابل جراحی هستند و یا کسانی که حاضر به عمل جراحی نیستند، استفاده می‌شود.

نکته‌ی دیگری که می‌توان بدان اشاره کرد این است که هنگامی که بیمار در حال درمان توسط سایبرنایف است رادیواکتیو نیست و نزدیک شدن مردم از جمله کودکان و زنان باردار به بیمار بی‌خطر است. مزایای دیگر استفاده از این دستگاه در ادامه ذکر شده است:

- تابش دقیق اشعه به تومور
- توانایی درمان تومورهای متعدد در نقاط مختلف
- عدم نیاز به استفاده از قالب سر جهت ثابت نگه‌داشتن بیمار
- عدم نیاز به حبس تنفس در طول درمان
- در معرض حداقل تابش قرار گرفتن بافت‌های سالم اطراف
- کیفیت بهتر زندگی در طول درمان و پس از آن
- عدم نیاز به بستری شدن
- بدون خونریزی، درد، بی‌هوشی و بی‌حسی
- کاهش عوارض جانبی

۱-۲-۶ ساختمان دستگاه

دو منبع اشعه ایکس در سقف نصب می‌شود و دو آشکارساز پرتو ایکس صفحه‌ای بر روی زمین است. آشکارساز پرتو ایکس صفحه‌ای تخت از جنس سیلیکون آمورف است که تصویری دیجیتال با وضوح بالا (۱۰۲۴ × ۱۰۲۴ پیکسل، قدرت تفکیک ۱۶ بیت و فاصله پیکسل ۰,۴ میلی‌متر) تولید می‌کند که با استفاده از کنتراست

بالا و با اصلاحات نرم‌افزاری اعمال‌شده، با توجه به زاویه ۴۵ درجه بین آشکارساز و محور مرکزی پرتو اشعه‌ی ایکس اعوجاج را از بین می‌برد [۵].



شکل (۱-۱) نمونه ساختمان دستگاه سایبرنایف [۶]

پرتودرمانی با دستگاه سایبرنایف با روش مقدار دز کم در پرتودهی با تعداد دفعات بالا پوشش مناسبی برای هدف و ساختار با مجموع دز بالا را ارائه می‌کند [۷]. این روش این امکان را فراهم می‌سازد که هم‌زمان که بافت سرطانی سهم بالایی از پرتو را برای تخریب دریافت می‌کند بافت سالم از خطر دریافت دز بالا در امان بماند. دلیل این امر تمرکز دستگاه با مجموع دز دریافتی بر روی بافت سرطانی است.

۱-۲-۷ دلایل تمایز روش سایبرنایف به گامانایف

در روش جراحی رادیویی استریوتاکتیک جمجمه (چاقوی گاما) از یک قاب صلب برای سر به‌منظور بی‌حرکت کردن و مشخص نمودن سیستم مختصات لازم برای تعیین محل هدف استفاده می‌شود [۸] اما در سیستم سایبرنایف استفاده از قاب تثبیت تهاجمی را برای عدم تحرک بیمار در هنگام درمان حذف کرده است.

روش‌های پرتو جراحی بدون قاب با هدایت تصویری، قادر به ارائه‌ی دزهای بالا با دقت میلی‌متر هستند [۹]. به‌طور گسترده دقت بین ۱ میلی‌متر تا ۲ میلی‌متر برای دز پذیرفته‌شده است. در ادامه توضیح خواهیم داد چگونه سیستم سایبرنایف تحرکات اندام‌های داخلی بدن را به منظور ارائه دز بالا برطرف می‌سازد.

برخلاف پرتو جراحی قاب‌دار که در آن بی‌حرکتی با دقتی در محدوده‌ی میلی‌متر فرض می‌شود، استفاده از ماسک‌های ترموپلاستیک به‌طور کامل نمی‌تواند حرکت اجزای داخلی اندام‌ها را از بین ببرد. این نقطه ضعف را به دو روش می‌توان از بین برد:

(الف) روش ثبت تصویر در راه‌اندازی اولیه. با ردیابی اندام و تصحیح حرکت اجزای داخلی اندام این نقطه ضعف رفع می‌شود.

(ب) روش دریافت تصویر با اشعه‌ی ایکس برای کاربر حین پرتودهی با خطای ۱ الی ۲ میلی‌متر. هم‌زمان که بیمار تحت درمان با دستگاه سایبرنایف است تصاویر دریافت پرتو توسط بافت سرطانی قابل مشاهده است تا در صورت لزوم تصحیحات مورد نیاز لحاظ گردد و پرتودهی با دقت بیشتر ادامه یابد. روش ثبت دو بُعدی یا سه بُعدی تصاویر در سیستم سایبرنایف اجرا شده است که دارای تنظیم دقیق اولیه برای حرکت بیمار در طول پرتودرمانی با هدایت تصویری داخل جمجمه است. اندازه‌گیری بر پایه فانتوم، خطای ثبت‌شده را کمتر از ۰٫۵ میلی‌متر نشان می‌دهد [۱۰].

۱-۲-۸ مراحل درمان با سایبرنایف

برای درک بهتر مراحل درمان توسط سایبرنایف، روند درمانی پذیرش یک بیمار در کلینیک سایبرنایف لندن را مورد بررسی قرار می‌دهیم. سایبرنایف مرکز لندن یک مرکز درمان سرپایی منحصربه‌فرد است و توسط یک گروه از مشاوران متخصص پشتیبانی می‌شود. هدف کلینیک سایبرنایف مرکز لندن ارائه نوآورانه پرتو جراحی و پرتودرمانی استریوتاکتیک در طیف گسترده‌ای از تومورهای خوش‌خیم و بدخیم است [۱۱].

برای اطمینان از دریافت بهترین مراقبت ممکن، یک گروه متشکل از متخصصین مسئولیت درمان بیمار را بر عهده دارند که در ادامه نام و وظیفه‌ی هریک به اختصار آورده شده است.

انکولوژیست بالینی پزشک متخصص سرطان‌شناسی است که وظیفه‌ی نظارت بر مراقبت و درمان را بر عهده دارد.

رادیوتراپیست ارشد مسئول مدیریت سایبرنایف مرکز لندن و ارائه‌دهنده‌ی خدمات باکیفیت بالا است.

رادیوتراپیست سایبرنایف که برای درمان سایبرنایف و مراقبت از بیمار آموزش داده شده است.

پرستاران پرتودرمانی بررسی هرگونه عوارض جانبی، احساسی و یا فیزیکی در درمان را انجام می‌دهند.

دانشمندان فیزیکدان پزشکی هسته‌ای به‌طور مشترک با انکولوژیست بالینی و رادیوتراپیست، برنامه درمانی بیمار را مطرح می‌کنند به‌طوری‌که برنامه درمانی بهینه برای هر بیمار به‌طور مجزا به‌دست آید.

دزیمتریست ها با فیزیکدانان، انکولوژیست بالینی و رادیوتراپیست کار تولید و محاسبه طرح درمان را انجام می‌دهند تا در راستای بهینه نمودن آن بیشترین دز به ناحیه سرطانی و کمترین دز به ناحیه سالم برسد.

متخصص تغذیه انکولوژی یک متخصص بسیار آموزش‌دیده در زمینه مواد غذایی و تغذیه است.

داروسازان انکولوژی اگر بیمار نیاز به دارویی مربوط به درمان سایبرنایف دارد به بیمار کمک خواهد کرد.

هر دوره درمان توسط سایبرنایف با توجه به نیازهای خاص هر بیمار طراحی می‌شود. هنگامی که برنامه‌ریزی درمان شکل می‌گیرد، انکولوژیست بالینی بسیاری از عوامل از جمله اندازه، موقعیت منطقه درمان، سن و سلامت عمومی بیمار را در نظر می‌گیرد.

۹-۲-۱ طراحی درمان

به دلیل تنوع پرتوها، روش‌های پرتودهی و انواع سرطان‌ها با ابعاد مختلف در افراد متفاوت طراحی درمان گام اولیه و مهمی در درمان بیماری‌هایی است که توسط پرتودرمانی معالجه می‌شود. پیش از انجام پرتودرمانی، گروه پرتودرمانی میزان و نوع پرتو را مشخص می‌کند.

اگر بیمار باید پرتودرمانی خارجی شود پرتو درمانگر از روشی به نام شبیه‌سازی^۱ برای مشخص کردن هدف پرتودهی استفاده می‌کند. شبیه‌سازی باعث تغییراتی در طراحی درمان و در نتیجه محافظت بیشتر بافت سالم از تشعشعات می‌شود. زمانی که شبیه‌سازی کامل شد گروه پرتودرمانی برای تصمیم‌گیری در مورد مقدار پرتو موردنیاز و چگونگی رساندن آن به محل موردنظر و تعداد جلسات درمانی که در مورد بیمار باید انجام گیرد تصمیم‌گیری می‌کند [۱۲].

در درمان برخی از بیماران نیاز است که یک نشانگر کوچک فلزی در بدن فرد قرار بگیرد که این اقدام یک هفته قبل از برنامه‌ریزی‌های مربوط به سی‌تی‌اسکن^۲ بیمار انجام می‌شود. برخی از بیماران با توجه به

¹ Simulation

² Computed Tomography

منطقه‌ی درمان نیاز به ماسک دارند. برای مثال در پرتودرمانی سر و گردن از ماسک ترموپلاستیک برای تثبیت موقعیت بیمار استفاده می‌شود.

حرکتی که توسط سیستم برای هر فرد در نظر گرفته می‌شود سفارشی است و برای اشخاص مختلف، متفاوت است تا موقعیت بیمار تکرارپذیر و درمان راحت‌تر شود.

یک هفته یا قبل از درمان، یک یا چند اسکن به‌منظور بررسی اندازه، شکل و موقعیت منطقه درمان انجام می‌شود. اسکن ممکن است PET-CT¹ یا MRI² و CT باشد و بسته به نیازهای فرد متفاوت خواهد بود. اطلاعات MRI یا سی‌تی‌اسکن بیمار به سیستم سایبرنایف جهت برنامه‌ریزی درمان داده می‌شود تا سیستم نوع، مقدار و جهت تابش پرتو را برنامه‌ریزی کند. فرآیند برنامه‌ریزی حدود یک هفته طول می‌کشد. پزشک و فیزیکی‌دان یک برنامه درمانی سفارشی مخصوص بیمار و دز تابش موردنیاز را برای منطقه موردنظر تولید می‌کنند به‌گونه‌ای که دز دریافتی بافت سالم به حداقل میزان خود برسد. گاهی پرتودرمانی با دز کمتر دو بار در روز انجام می‌گیرد. پزشک اگر تشخیص دهد روش پرتودرمانی بیش منقسم³ برای بیمار بهتر است آن را تجویز می‌کند. اگرچه عوارض جانبی حاد شدیدتر می‌شود ولی عوارض جانبی دیررس کاهش می‌یابد. پزشکان در حال پژوهش هستند تا دریابند برای کدام سرطان این روش مناسب‌تر است.

قبل از درمان، از یک نیمکت قابل تنظیم برای کاهش محدودیت بازوهای مکانیکی موردنیاز برای هم‌تراز کردن بیمار با دستگاه استفاده می‌کنند. در طول درمان بیمار به‌راحتی بر روی نیمکت دراز می‌کشد. درمان بدون درد و غیرتهاجمی است و معمولاً بین ۳۰ الی ۹۰ دقیقه در هر منطقه درمان طول می‌کشد و معمولاً در یک تا پنج جلسه به پایان می‌رسد. بازه زمانی هر تابش به بیمار ۱ الی ۵ ثانیه به طول می‌انجامد که این زمان به عوامل مختلفی از جمله آسیب‌شناسی، محدوده‌ی درمانی و دز تحویلی به هدف بستگی دارد [۱۳].

بسته به ناحیه‌ی تحت درمان، بیمار ممکن است با این موارد نیز مواجه شود:

- اسهال
- ریزش مو در ناحیه‌ی درمان
- عوارض دهانی
- احساس تهوع و استفراغ
- عوارض جنسی
- تورم

¹ Positron Emission Tomography

² Magnetic Resonance Imaging

³ Hyperfractionated radiation therapy

- مشکل در بلعیدن
- تغییرات ادراری و مثانه‌ای

بیشتر این عوارض جانبی با گذشت ۲ ماه از پایان پرتودرمانی برطرف می‌شوند.

تقریباً نیمی از بیمارانی که در کلینیک سایبرنایف لندن تحت مداوا قرار گرفته‌اند هیچ‌گونه عوارض جانبی خاصی مشاهده نکرده‌اند. خلاصه‌ای از نتایج نظرسنجی و آمار رضایت بیماران بر روی سایت www.hcaqualityreport.co.uk قرار گرفته است.

۱-۳ گامانایف (چاقوی گاما)

چاقوی گاما نوعی جراحی مغز با کمک اشعه است که طی آن پزشکان ضایعات عمیق مغزی را بدون نیاز به جراحی و باز کردن جمجمه‌ی بیمار درمان می‌کنند. این فناوری بسیار پیشرفته، این امکان را می‌دهد که حتی عمیق‌ترین بخش‌های مغز را که با جراحی معمولی امکان دسترسی به آن وجود ندارد تحت درمان قرار دهند. در این روش در یک جلسه صدها اشعه‌ی گاما از یک منبع کبالت ساطع می‌شود و به‌صورت متمرکز به تومور تابانده می‌شود. این تابش به‌صورتی است که بافت‌های نرمال و حیاتی مغز حداقل اشعه‌ی ممکن را دریافت نموده و آسیبی نمی‌بینند. چاقوی گاما دستگاهی است با هندسه‌ای خاص، با ۲۰۱ چشمه‌ی کبالت ۶۰ رادیواکتیو که هر یک دارای هدایت‌گر جداگانه‌ای بوده و به‌گونه‌ای طراحی شده است که پرتو خروجی حاصل از چشمه‌ها در یک نقطه متمرکز شوند. با قرار دادن نقطه‌ی تحت درمان در مرکز کلاهک^۱ درمان دستگاه، بیشترین تأثیر در ناحیه موردنظر اعمال می‌شود و کمترین میزان اشعه به بافت‌های سالم می‌رسد.

۱-۳-۱ تاریخچه‌ی چاقوی گاما در جهان

در سال ۱۹۶۸ میلادی نخستین بیمار با روش چاقوی گاما در بیمارستانی در سوئد تحت درمان قرار گرفت. پس از آن، در سال ۱۹۶۹ میلادی اولین بیماران با تومورهای مغزی نورینوم آکوستیک^۲ و هیپوفیز تحت درمان با چاقوی گاما قرار گرفتند و در سال ۱۹۷۰ ناهنجاری‌های شریانی وریدی^۳ را در معرض پرتوهای دستگاه قرار دادند. طی سال‌های بعدی استفاده از این سیستم در درمان تومورهای مننژیوم مورد استقبال گرفت و در ۱۹۷۶ میلادی بیماری با تومور مننژیوم را با این دستگاه درمان کردند. پس از گذشت سال‌ها، از تطابق تصاویر

¹ Helmet

² Acoustic Neuromas

³ ArterioVenous Malformation

سی تی اسکن و ام آر آی در طراحی درمان توسط چاقوی گاما استقبال شد. امروزه تعداد زیادی از این دستگاه در سراسر دنیا در مراکز درمانی مورد استفاده قرار گرفته است.

چاقوی گاما روشی است که به مدت ۲۹ سال (تا سال ۲۰۱۶) در بیش از ۴۰۰ مرکز درمانی در ۴۸ کشور دنیا انجام شده است. تاکنون بیش از ۷۰۰ هزار بیمار با گامانایف مورد درمان قرار گرفتند که حدود ۷۷ درصد آن‌ها دارای تومور بودند و پیش‌بینی می‌شود سالانه ۶۰ هزار بیمار به این روش درمانی نیاز داشته باشند [۱۴].

۱-۳-۲ تاریخچه چاقوی گاما در ایران

مرکز درمانی گامانایف ایران در سال ۱۳۸۱ توسط بنیاد خیریه کامرانی به‌عنوان اولین و تنها مرکز درمانی گامانایف در ایران تأسیس شد. این بنیاد خیریه با سرمایه‌ی شخصی مرحوم مهندس سیف‌الدین کامرانی و همسر ایشان بانو پروین‌دخت میهن در سال ۱۳۴۵ به شماره‌ی ۷۹۳ در اداره ثبت شرکت‌ها جزو مؤسسات خیریه‌ی عام‌المنفعه‌ی غیرانتفاعی به ثبت رسیده است. این بنیاد بر آن بوده است تا برای بیماران و اقشار نیازمند جامعه شرایط درمانی و زیستی مطلوبی فراهم آورد، در همین راستا مراکز درمانی و بهداشتی متعددی را در اکثر نقاط تهران تأسیس و تجهیز نموده است. از جمله‌ی این مراکز، مرکز درمانی گامانایف است. این مرکز تنها مرکزی است که در ایران عمل بسته‌ی مغز را با روش جراحی رادیویی انجام می‌دهد. تا قبل از تأسیس این مرکز در ایران، بیماران جهت انجام این نوع عمل به کشورهای دیگر اعزام شده و متحمل هزینه‌های گزافی می‌شدند، تاکنون بیش از ۸۰۰۰ بیمار توسط این مرکز تحت درمان قرار گرفته‌اند.

۱-۳-۳ بیماری‌هایی که با روش چاقوی گاما درمان می‌شوند:

۱. تومورهای خوش‌خیم مغزی:

- آکوستیک نوروما / شوانوما^۱

- مننژیوما^۲

- آدنوم‌های هیپوفیز^۳

- همانژیوبلاستوما^۴

- کوردوما^۵

- تومورهای پینه‌آل^۶

¹ Acoustic Neuromas

² Meningioma

³ Hypophyseal adenoma

⁴ Hemangio blastomas

⁵ Chordomas

⁶ Pineal tumors

۲. تومورهای بدخیم مغزی

- متاستاز^۱
- تومورهای گلیال^۲
- ملانوم چشمی^۳
- کرانیوفارنژیوما^۴

۳. ناهنجاری‌های عروقی مغز

- ناهنجاری‌های شریانی وریدی
- ناهنجاری‌های کاورنوس^۵
- بیماری‌های عملکردی اعصاب^۶
- دردهای مقاوم به درمان^۷
- نورالژی عصب تری‌ژمینال^۸

۱-۳-۴ مزایای روش درمانی چاقوی گاما

- روش مؤثری برای درمان ضایعات غیرقابل درمان توسط جراحی‌های معمول است.
- نیازی به تراشیدن موهای سر و یا باز کردن جمجمه نیست.
- در این روش نیازی به بیهوشی وجود ندارد و بیمار از عوارض بیهوشی مصون می‌ماند.
- عوارض بعد از جراحی‌های معمول مانند عفونت، چسبندگی و ... وجود ندارد.
- درمان در طی چند ساعت انجام شده و بیمار همان روز به خانه بازمی‌گردد.
- نیازی به گذراندن دوره نقاهت پس از بیماری نیست.
- دقت، ایمنی بیشتر و گرفتن نتایج بهتر از مزایای این روش درمان در مقایسه با جراحی‌های معمول است.
- هزینه‌ی بسیار کمتری نسبت به جراحی‌های معمول دارد.

¹ Metastases

² Glial tumors

³ Ocular melanomas

⁴ Craniopharyngioma

⁵ Cavernous Malformations

⁶ Functional Disorders

⁷ Intractable pain

⁸ Trigeminal neuralgia

۱-۳-۵ درمان به روش چاقوی گاما

ابتدا شرایط و وضعیت بیمار توسط یک گروه تخصصی کارآمد متشکل از جراح مغز و اعصاب، نورولوژیست، متخصص رادیولوژی اعصاب، متخصص رادیوتراپی (انکولوژیست) و متخصص فیزیک پزشکی تحت بررسی قرار گرفته و در صورت مناسب بودن این روش درمان برای بیمار نوبت عمل تعیین می‌شود. مدت زمان درمان به صورت نرمال بین سه تا پنج ساعت پیش‌بینی می‌شود و کل مراحل درمانی در یک روز انجام می‌گیرد. به منظور هدایت اشعه‌ی گاما بر روی تومور، یک قاب اختصاصی به سر بیمار بسته شده و سپس به منظور تعیین محل دقیق تومور یا ضایعه‌ی مغزی تصویربرداری شامل ام‌آر‌آی یا سی‌تی‌اسکن و در برخی موارد آنژیوگرافی انجام می‌شود. پس از آن تصاویر به کامپیوتر مخصوص منتقل و توسط گروه پزشکان محدوده‌ی تومور مشخص شده و سپس طراحی درمان انجام و بیمار تحت درمان با جراحی رادیویی به روش گامانایف قرار می‌گیرد. پس از درمان قاب از سر بیمار باز و برای مدت کوتاهی تحت نظر قرار گرفته می‌شود. سپس بیمار با توصیه‌های لازم مرخص می‌شود. برحسب اندازه‌ی ضایعه عمل به‌طور معمول بین سی دقیقه تا سه ساعت به طول می‌انجامد. غالب بیماران در همان روز به خانه بازگشته و از فردای عمل می‌توانند فعالیت‌های زندگی روزانه خود را از سر گیرند.

۱-۳-۶ مراحل درمان گام به گام

۱- فریم استریوناکتیک سر: این فریم در چهار نقطه با پین‌هایی با عمق نفوذ حدود دو میلی‌متر در سر محکم می‌شود و به منظور محدود سازی است. برای راحتی بیمار در این چهار نقطه از بی‌حسی موضعی استفاده می‌شود.

۲- تصویربرداری: با فریم نصب‌شده در مرحله‌ی اول، معمولاً MRI انجام می‌شود. تمام مختصات نقاط هدف و حجم و فواصل آن با نقاط حساس به‌طور دقیق مشخص می‌شود و جهت طراحی درمان مورد استفاده قرار می‌گیرد.

۳- طراحی درمان: نرم‌افزار طراحی درمان به پزشکان و گروه معالج امکان تطبیق ایزودز^۱ درمانی بر روی شکل تومور را با دقت ۰/۱ میلی‌متر می‌دهد. آن‌ها نیز در این فرآیند میزان پرتودهی و مدت زمان درمان را تعیین می‌کنند. با انتخاب چند نقطه‌ی هم‌مرکز برای گروه معالج امکان بهترین طراحی درمان حتی برای تومورهای خیلی نامنظم نیز ایجاد می‌شود.

۴- درمان: وقتی طراحی درمان کامل شد، بیمار به اتاق درمان که دستگاه چاقوی گاما وجود دارد منتقل می‌شود. دستگاه چاقوی گاما از یک تخت با قابلیت حرکت و کنترل و یک نیمکره که از ۲۰۱ منبع کبالت ۶۰ جهت پرتودهی تشکیل شده است. سر بیمار در فضای کلاهک دستگاه قرار می‌گیرد. برای جلوگیری از حرکت

¹ Isodose

سر بیمار و بالا بردن دقت پرتودهی، فریم استریوتاکتیک هنوز در سر بیمار است و تمام حرکات تخت بیمار از طریق ویدئو در اتاق کنترل قابل دیدن است. همچنین از طریق میکروفون با بیمار در ارتباط هستند، مدت زمان درمان به اندازه و موقعیت تومور بستگی دارد. در پایان درمان فریم استریوتاکتیک از بیمار جدا می‌شود. بعد از درمان بیمار به ریکاوری نیازی ندارد و ترخیص می‌شود، به‌منظور پیگیری درمان تمام بیماران طی دوره‌های زمانی منظم تحت بررسی و ویزیت دوره‌ای توسط پزشکان گروه درمان قرار می‌گیرند.

۱-۳-۷ عوارض جانبی روش درمانی چاقوی گاما

امکان عوارض جانبی در این روش درمانی نسبت به جراحی باز و روش‌های مشابه درمانی بسیار پایین بوده و در حداقل ممکن است. با استفاده از چاقوی گاما از خطرات جراحی سنتی مغز از قبیل خونریزی، عفونت و یا سکتة مغزی جلوگیری می‌شود؛ اما ممکن است به میزان بسیار محدودی در بعضی از بیماران برحسب نوع ضایعه عوارضی تا چند روز بعد از درمان مشاهده شود: مانند سردرد، سرگیجه، حالت تهوع و استفراغ.



شکل (۱-۲) دستگاه مرکز گاما نایف ایران

دستگاه مرکز گامانایف ایران از معتبرترین دستگاه‌های موجود در دنیا و ساخت کمپانی الکتا^۱ سوئد است (شکل ۱-۲) [۱۵]. لازم به ذکر است با توجه به محدودیت‌های شرکت‌های وارد کننده لوازم پزشکی و تحریم‌های سنگین تحمیل شده بر کشور عزیزمان این دستگاه جزو نسل‌های اولیه دستگاه گامانایف می‌باشد در

^۱ Elekta

حالی که در نسخه‌های بالاتر از فناوری پیشرفته‌تری برای درمان بیماران استفاده می‌شود که اجازه خرید و واردات آن با توجه به تحریم‌ها هنوز مهیا نشده است.

۱-۴ هدف از انجام پایان‌نامه

در این پایان‌نامه تلاش بر این است ابتدا اهمیت انواع سرطان و میزان مرگ‌ومیر ناشی از آن را مشخص کنیم تا ضرورت درمان آن احساس شود. سپس با مقایسه انواع روش‌های درمان سرطان و بازگویی مزایای هر کدام مشخص می‌سازیم کدامیک از روش‌ها برای درمان نسبت به سایر روش‌ها سودمندتر است. پرتو درمانی خارجی یکی از روش‌های درمان سرطان است که می‌توان آن را به دو زیرگروه متداول و پیشرفته تقسیم کرد. دستگاه متداول پرتو درمانی در شاخه‌ی متداول و دستگاه‌های گامانایف و سایبرنایف در شاخه‌ی پیشرفته قرار می‌گیرند. هر کدام از دستگاه‌ها معرفی می‌شوند و در ادامه با یکدیگر مقایسه می‌گردند. میزان دز دریافتی توسط هر کدام از دستگاه‌های متداول و گامانایف در نقاط یکسان از بافت سالم و سرطانی با شبیه‌سازی به روش کد مونت کارلو محاسبه می‌شود تا مشخص گردد کدامیک از آن‌ها برای درمان سرطان در ناحیه جمجمه میزان آسیب کمتری را برای بافت سالم نواحی اطراف تومور در بر دارند. در انتها با مقایسه با روش موجود در سیستم سایبرنایف و مشخص شدن روش درمانی بهتر نواقص موجود در دریافت دز در ناحیه سالم برطرف می‌گردد تا روشی بهینه برای درمان سرطان در ناحیه جمجمه ارائه گردد.

۱-۴-۱ سرطان

سرطان از عوامل مهم مرگ‌ومیر در سراسر جهان است. میزان مرگ ناشی از سرطان در کل دنیا در سال ۲۰۰۷ در حدود ۱۳٪ کل موارد مرگ‌ومیر را شامل می‌شد که این میزان هر ساله رو به افزایش است و انتظار می‌رود تعداد موارد جدید سرطانی به ۱۵ میلیون نفر در سال ۲۰۲۰ افزایش یابد که حدود ۶۰٪ این موارد جدید در کشورهای کمتر توسعه‌یافته ایجاد می‌شوند. سرطان دومین عامل شایع مرگ‌ومیر در کشورهای توسعه‌یافته و سومین عامل مرگ‌ومیر در کشورهای کمتر توسعه‌یافته است.

۱-۴-۲ سرطان در ایران

به‌طور کلی سرطان در ایران سومین عامل مرگ‌ومیر است. سالانه بیش از ۳۰,۰۰۰ نفر در اثر سرطان جان خود را از دست می‌دهند. تخمین زده می‌شود سالانه بیش از ۷۰,۰۰۰ مورد جدید سرطانی در کشور اتفاق بیفتد و با افزایش امید به زندگی و درصد سالمندی در جمعیت کشور انتظار می‌رود بروز موارد سرطانی در دو دهه آینده به دو برابر افزایش یابد [۱۶].

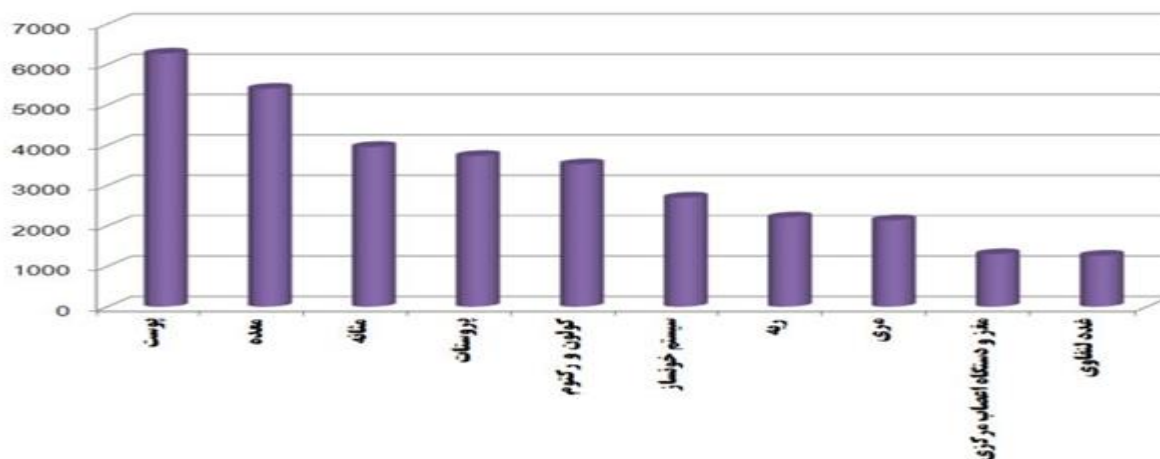
جدول (۱-۱) تعداد و درصد ده سرطان شایع کشور بر اساس جمع کل زن و مرد در سال ۱۳۸۷ [۱۶]

ردیف	نوع سرطان	(تعداد) ۱۳۸۵	(درصد) ۱۳۸۵	(تعداد) ۱۳۸۶	(درصد) ۱۳۸۶	(تعداد) ۱۳۸۷	(درصد) ۱۳۸۷
۱	پوست	۸۸۰۶	۱۴.۷۳	۹۱۶۸	۱۴.۷۷	۹۹۶۴	۱۳.۰۸
۲	پستان	۶۶۷۵	۱۱.۱۶	۷۱۹۲	۱۱.۵۹	۸۶۱۶	۱۱.۳۱
۳	معهده	۵۹۰۳	۹.۸۷	۶۲۳۵	۱۰.۰۴	۷۷۵۱	۱۰.۱۷
۴	کولون و رکتوم	۴۴۹۳	۷.۵۱	۴۸۸۷	۷.۸۷	۶۱۸۵	۸.۱۲
۵	مثانه	۴۰۵۳	۶.۷۸	۴۴۱۷	۷.۱۱	۴۸۴۰	۶.۳۵
۶	سیستم خون ساز	۳۴۱۲	۵.۷۱	۳۵۵۸	۵.۷۷	۴۳۹۳	۵.۷۶
۷	مری	۳۱۷۶	۵.۳۱	۳۱۴۰	۵.۰۷	۳۹۲۲	۵.۱۵
۸	پروستات	۲۸۱۵	۴.۷۱	۳۱۶۸	۵.۰۹	۳۷۳۳	۴.۹
۹	ریه	۱۹۲۲	۳.۲۱	۲۰۶۶	۳.۳۳	۳۰۵۰	۴
۱۰	مغز و دستگاه اعصاب مرکزی	۰	۰	۰	۰	۲۱۹۴	۲.۸۷

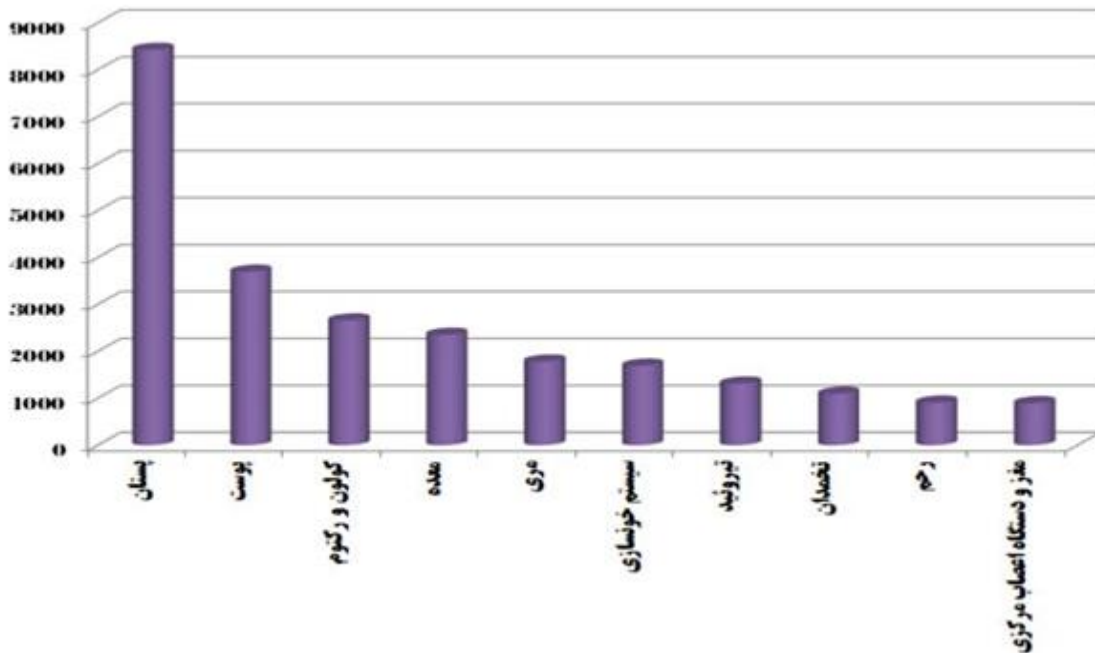
با توجه به جدول (۱-۱) به آسانی متوجه این موضوع خواهیم شد که تا سال‌های ۸۵ و ۸۶ سرطان مغز زیاد رشد چشمگیری نداشته ولی در سال‌های بعد از آن جزو ده سرطان شایع قرار گرفته و احساس نیاز بیشتری برای جلوگیری از مرگومیر ناشی از این نوع سرطان حس می‌شود. به علت اینکه سرطان‌های مغز و دستگاه عصبی در سال‌های ۱۳۸۵ و ۱۳۸۶ جزو ده سرطان شایع نبوده‌اند، ارقام مربوطه در جدول قید نشده است.

در ادامه نمودارهای مربوط به سرطان‌های شایع به تفکیک جنسیت آورده شده است که بیانگر آن است فراوانی سرطان در ناحیه مغز و دستگاه اعصاب مرکزی در مردان (شکل ۱-۳) بیشتر از زنان (شکل ۱-۴) است.

باید خاطرنشان کرد این آمارها مربوط به سال‌های گذشته می‌باشد و به طبع در سال‌های اخیر افراد بیشتری مبتلا به انواع سرطان شده‌اند که به دلیل عدم گردآوری اطلاعات مربوط به آن‌ها آمار تازه و دقیقی در دسترس نیست.



شکل (۱-۳) نمودار ده سرطان شایع در مردان ایرانی [۱۶]



شکل (۱-۴) نمودار ده سرطان شایع در زنان ایرانی

برخی از سرطان‌ها جایگاه مورد انتظار را در این رتبه‌بندی ندارند که احتمال می‌رود به دلایل زیر باشد:

- فقدان امکانات و وسایل تشخیص و نمونه‌برداری در برخی نقاط کشور

- عدم مراجعه بیماران این گروه سنی به مراکز تشخیص

- عدم دسترسی افراد سالمند به امکانات تشخیصی

و یا عدم انجام آزمایش‌های تشخیصی توسط پزشکان در این سنین باشد.

دلیل اهمیت مغز و تومورهای مربوط به ناحیه جمجمه آن است که مغز بسیاری از عملکردهای مهم بدن را کنترل می‌کند. در اکثر نقاط بدن، نخاع مغز را به عصب‌ها متصل می‌کند. تومور مغزی بزرگ‌سالان بیماری‌ای است که در آن سلول‌های غیرطبیعی در بافت‌های مغز شکل می‌گیرند. تومورهای مغزی بدخیم به سرعت رشد کرده و به دیگر بافت‌های مغز نیز سرایت می‌کنند. زمانی که تومور به دیگر نواحی مغز سرایت کرده و یا فشار می‌آورد، مانع کارکرد طبیعی آن قسمت از مغز می‌شود. تومورهای مغزی خوش‌خیم و بدخیم هر دو می‌توانند باعث بروز علائم و گاهی مرگ شوند. تومورهایی که در مغز شروع می‌شوند تومورهای مغزی اولیه نامیده می‌شوند. اغلب، تومورهایی که در مغز یافت می‌شوند در جای دیگری از بدن شروع شده و به قسمت‌هایی از مغز سرایت می‌کنند. این نوع تومورها تومور مغزی متاستاتیک (متاستاز مغزی) نامیده می‌شوند. تومورهای مغزی متاستاتیک از تومورهای مغزی اولیه شایع‌ترند.

۱-۴-۳ پرتودرمانی

پرتودرمانی (به آن رادیوتراپی، ایکس-ری تراپی یا پرتوافکنی هم می‌گویند) استفاده از نوع معینی انرژی (تابش پرتو یون‌ساز) برای نابودی سلول‌های سرطانی و کوچک کردن تومور است. پرتودرمانی به سلول‌هایی که در محدوده‌ی درمان (بافت هدف) هستند آسیب می‌رساند یا آن‌ها را با نابودی مواد ژنتیکی، غیرممکن کردن رشد و تقسیم شدن از بین می‌برد. گرچه پرتودهی سلول‌های سرطانی و سلول‌های سالم را از بین می‌برد، بیش‌تر سلول‌های سالم از تأثیر پرتو و عملکرد آن به‌صورت کامل بهبودی می‌یابند. هدف از پرتودرمانی نابودی سلول‌ها تا حد ممکن است در حالی که کم‌ترین آسیب به بافت‌های سالم برسد.

پرتودرمانی را تقریباً برای درمان همه‌ی انواع تومورهای توپر به‌کار می‌گیرند. از جمله سرطان‌های مغز، پستان، گردن رحم، حنجره، ریه، لوزالمعده، پروستات، پوست، ستون مهره‌ها، معده، رحم و سارکوما^۱ ی بافت نرم (به هر یک از گروه تومورهای بدخیم که سلول‌های با پایه مزودرم یا بافت همبندی (و هر نوع بافت با قابلیت جایگزینی به‌جای دیگر بافت‌ها) را هدف قرار دهد سارکوم گفته می‌شود). مقدار پرتو در هر قسمت به عوامل متعددی بستگی دارد، از جمله نوع سرطان و اینکه آیا بافت‌ها و اندام‌های نزدیک از پرتو آسیب می‌بینند یا نه.

نوع پرتوی مورد استفاده در درمان به نوع سرطان، محل آن، عمق نفوذ موردنیاز پرتو در بدن، وضعیت سلامتی عمومی و سابقه‌ی پزشکی بیمار و اینکه بیمار از نوع دیگر درمان سرطان استفاده کند یا نه و عوامل دیگر بستگی دارد.

عوارض دیررس آن‌هایی هستند که حداقل ۶ ماه بعد از پایان پرتودرمانی رخ می‌دهند. عوارض دیررس عوارض جانبی نادری هستند اما گاهی رخ می‌دهند

عوارض جانبی دیررس پرتودرمانی که ممکن است برای بیماران اتفاق بیوفتد به شرح زیر است که بنا بر نوع سرطان، شرایط جسمانی بیمار، سن و جنسیت بیمار، نوع درمان یک یا چند عارضه برای فرد به‌وجود بیاید

- عوارض مغزی

- ناباروری

- عوارض مفصلی

- اِدِم لنفاوی (تورم غیرطبیعی عضو، ناشی از تکامل ناقص بافت لنفاوی یا آسیب بافت لنفاوی)

- عوارض دهانی و سرطان ثانویه

¹ Sarcoma

۴-۴-۱ ضرورت پژوهش

پرتودرمانی نه تنها سلول‌های سرطانی را می‌کشد یا رشدشان را کند می‌کند بلکه بر سلول‌های سالم هم‌جوار نیز اثر می‌گذارد. تقریباً همیشه بیش‌تر سلول‌های سالم بعد از پایان درمان بازبایی می‌شوند؛ اما گاهی پیش می‌آید که افراد دچار عوارض جانبی می‌شوند که یا از بین نمی‌روند یا بسیار شدید هستند. پزشکان می‌کوشند تا در طول درمان از این راه‌ها سلول‌های سالم را حفظ کنند:

- استفاده از پرتودرمانی با کم‌ترین دز ممکن. میزان اشعه به‌گونه‌ای تنظیم می‌شود که هم آن‌قدر بالا باشد که سلول‌های سرطانی را نابود کند و هم آن‌قدر پایین که به سلول‌های سالم آسیب نزند.
- تقسیم درمان در طول زمان. گاهی هفته‌های متمادی روزی یک‌بار یا در دز کم‌تر روزی دو بار پرتودرمانی انجام می‌شود. تقسیم دز اشعه به سلول‌های سالم مهلت می‌دهد تا هم‌زمان با نابودی سلول‌های سرطانی، ترمیم شوند.
- هدف‌گیری دقیق اشعه به قسمتی از بدن. روش‌های جدیدی چون IMRT^۱ و پرتودرمانی به روش سایبرنایف امکان تاباندن میزان بالاتر پرتو به سلول‌های سرطانی و میزان پایین‌تر به سلول‌های سالم را فراهم می‌آورد.

۴-۵ اهداف پیش رو

هدف کلی از انجام این پژوهش، محاسبه‌ی دز مکانی دریافتی یک تومور سرطانی به شعاع ۱ سانتیمتر در مرکز ناحیه فانتوم مغز انسان است که قرار بر این است در خلال این محاسبه، میزان دز دریافتی توسط بافت سالم نواحی اطراف تومور بررسی و با میزان دز ناحیه سرطانی مقایسه شود و با ارائه‌ی طرح درمانی مناسب مدلی پیشنهاد شود تا میزان دز ناحیه‌ی سرطانی به حداکثر میزان خود برسد و همین‌طور میزان دز دریافت شده توسط نواحی سالم به حداقل برسد تا عوارض جانبی کمتری سلامت بیماران را تهدید کند.

۵-۱ فیزیک برهم‌کنش پرتوی گاما با ماده

برای محاسبه میزان دز مکانی دریافتی در نواحی سرطانی و بافت‌های سالم اطراف آن ابتدا باید آشنایی مختصری با فیزیک برهم‌کنش پرتوها با ماده داشته باشیم تا درک بهتری از چگونگی انتقال پرتو به بافت سالم و سرطانی داشته باشیم و این امر تنها با مطالعه اندرکنش پرتو با ماده میسر می‌شود. لذا در این قسمت مطالب زیر مورد مطالعه قرار می‌گیرد.

¹ Intensity Modulated Radiation Therapy

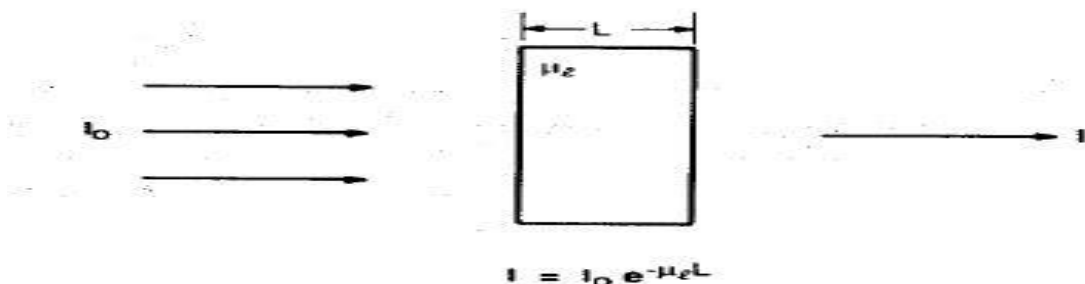
۱-۵-۱ تضعیف نمایی

اشعه گاما برای اولین بار در سال ۱۹۰۰ توسط بکرل و ویلارد^۱ به عنوان یک جزء از تابش اورانیوم و رادیوم که نفوذ بسیار بالاتری از ذرات آلفا و بتا داشت، مشخص شد. در سال ۱۹۰۹، سادی و راسل^۲ دریافتند که تضعیف اشعه گاما به دنبال قانون نمایی که نسبت ضریب میرایی به چگالی تضعیف مواد تقریباً را نشان می‌دهد برای تمام مواد ثابت است.

۱-۵-۲ قانون بنیادی میرایی پرتو گاما

شکل (۵-۱) یک آزمایش ساده میرایی را نشان می‌دهد. هنگامی که یک باریکه موازی از جنس اشعه گاما با شدت I_0 بر یک جاذب با ضخامت L تابش می‌کند، شدت منتقل شده توسط جاذب با عبارت نمایی زیر نشان داده می‌شود. [۱۷]

$$I = I_0 e^{-\mu_l L} \quad (۱-۱)$$

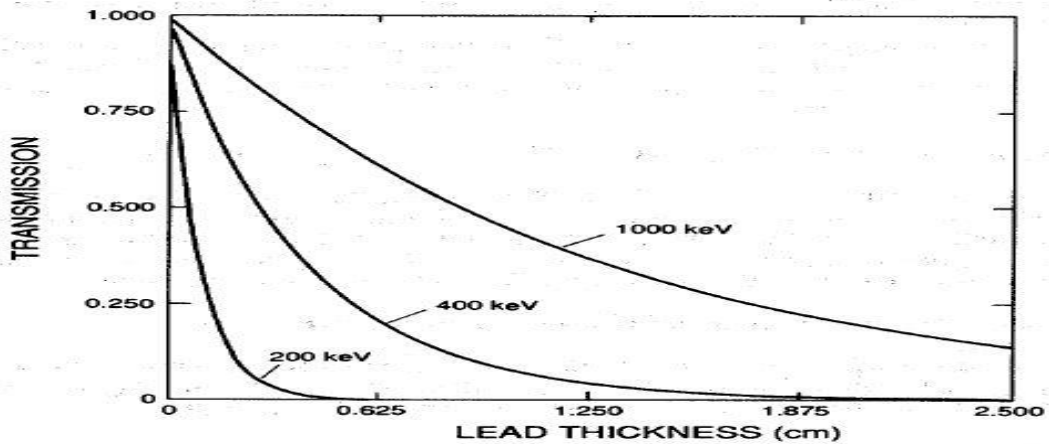


شکل (۵-۱) طرح کلی آزمایش میرایی [۲۱]

که در آن μ_l ضریب میرایی (بیان شده به صورت cm^{-1}) است. نسبت $\frac{I}{I_0}$ انتقال اشعه گاما نامیده می‌شود. شکل (۱-۶) میرایی نمایی برای سه انرژی مختلف پرتو گاما را نشان می‌دهد و بیان می‌کند که انتقال با افزایش انرژی گاما بیشتر می‌شود و با افزایش ضخامت جاذب، کاهش می‌یابد. اندازه‌گیری با منابع و جذب‌کننده‌های مختلف نشان می‌دهد که ضریب میرایی μ_l بستگی به انرژی اشعه گاما و عدد اتمی (Z) و تراکم (ρ) جاذب دارد.

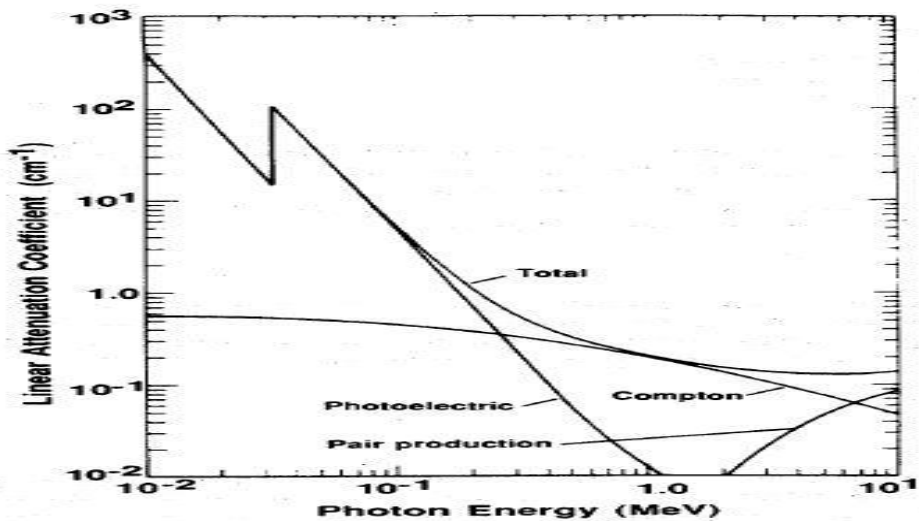
¹ Becquerel and Villard

² Soddy and Russell



شکل (۶-۱) انتقال پرتوهای گاما از طریق جاذب‌های سرب

به‌عنوان مثال، سرب دارای چگالی بالا و عدد اتمی و انتقال کسری بسیار پایین‌تر از اشعه گاما نسبت به ضخامت مشابه‌ای از آلومینیوم یا فولاد هست. ضریب میرایی در معادله ۱-۱ ضریب میرایی خطی نامیده می‌شود. شکل (۷-۱) میرایی خطی یدید سدیم جامد، ماده رایج مورد استفاده در آشکارسازهای اشعه گاما را نشان می‌دهد. ذرات آلفا و بتا دارای طیف خوب تعریف‌شده و توقف از راه دور هستند؛ با این حال، همان‌طور که شکل (۶-۱) نشان می‌دهد، اشعه گاما یک طیف منحصربه‌فرد ندارد. معکوس ضریب میرایی $\frac{1}{\mu}$ دارای واحد طول است و اغلب میانگین مسیر آزاد نامیده می‌شود. میانگین مسیر آزاد، میانگین فاصله پرتو گامای طی شده در جاذب پیش از برهمکنش است. همچنین ضخامت جاذب تولید شده در انتقال $\frac{1}{\mu}$ یا ۰,۳۷ است.



شکل (۷-۱) ضریب میرایی خطی NaI نشان از مشارکت جذب فوتوالکتریک، پراکندگی کامپتون و تولید زوج دارد.

۱-۵-۳ ضریب تضعیف جرمی

ضریب تضعیف خطی ساده‌ترین ضریب جذب برای اندازه‌گیری تجربی است، اما معمولاً به دلیل وابستگی به چگالی مواد جذب جدول‌بندی نمی‌شود. به‌عنوان مثال، در یک انرژی داده شده، ضرایب تضعیف خطی آب، یخ و بخار همه متفاوت هستند، حتی اگر همان مواد درگیر باشند.

اشعه گاما ابتدا با الکترون اتمی برهمکنش می‌کند؛ بنابراین، ضریب تضعیف باید متناسب با چگالی الکترونی P باشد که متناسب با چگالی بخش عمده‌ای از مواد جذب است. با این حال، برای یک ماده داده شده نسبت چگالی الکترونی به چگالی حجمی ثابت، Z/A است که مستقل از چگالی بخش عمده ماده جذب است. نسبت Z/A تقریباً برای همه مواد، به جز سنگین‌ترین عناصر و هیدروژن ثابت است.

$$P = Z^{\rho}/A \quad (۲-۱)$$

P = چگالی الکترونی

Z = عدد اتمی

ρ = چگالی جرمی

A = وزن اتمی

نسبت ضریب تضعیف خطی به چگالی $(\frac{\mu}{\rho})$ ضریب تضعیف جرمی نامیده می‌شود و دارای بعد منطقه‌ای در واحد جرم (cm^2/g) می‌باشد. واحد این ضریب اشاره به این دارد که ممکن است به‌عنوان سطح مقطع مؤثر الکترون در واحد جرم جذب تصور شود. ضریب تضعیف جرمی می‌تواند برای شرایط یک سطح مقطع واکنش نوشته شود. $\sigma (cm^2)$;

$$\mu = \frac{N_0 \sigma}{A} \quad (۳-۱)$$

که در آن N عدد آووگادرو ($N = 6.02 \times 10^{23}$) و A وزن اتمی جذب است. سطح مقطع، احتمال برهمکنش پرتو گاما با یک اتم منفرد است. با استفاده از ضریب تضعیف جرمی، معادله ۱-۱ می‌تواند به‌صورت زیر بازنویسی شود:

$$I = I_0 e^{-\mu \rho L} = I_0 e^{-\mu x} \quad (۴-۱)$$

که در آن $x = \rho L$ است.

باید خاطرنشان کرد ضریب تضعیف جرمی مستقل از حالت ماده است. برای مثال همان‌طور که در بالا ذکر شد، آب، یخ و بخار همه همان مقدار P را دارند. همچنین احتمال برهمکنش اشعه گاما برای یک عنصر به صورت یک کمیت است. معادله ۱-۵ برای محاسبه ضریب تضعیف جرمی مواد مرکب استفاده می‌شود:

$$\mu = \sum \mu_i W_i \quad (۵-۱)$$

μ_i = ضریب تضعیف جرمی عنصر i ام

W_i = کسر وزنی عنصر i ام

استفاده از معادله ۱-۵ برای هگزا فلوراید اورانیوم جامد (UF₆) در ۲۰۰ keV نشان داده شده:

$$\mu_u = 200 \text{ keV در } U \text{ عنصری تضعیف جرمی} = 1.23 \text{ cm}^2/\text{gr}$$

$$\mu_f = 200 \text{ keV در } F \text{ عنصری تضعیف جرمی} = 0.123 \text{ cm}^2/\text{gr}$$

$$w_u = \text{UF}_6 \text{ در } U \text{ کسر وزنی} = 0.68$$

$$w_f = \text{UF}_6 \text{ در } F \text{ کسر وزنی} = 0.32$$

$$\rho = \text{UF}_6 \text{ چگالی} = 5.1 \text{ g/cm}^3$$

$$\mu = \mu_u w_u + \mu_f w_f = 1.23 \times 0.68 + 0.123 \times 0.32 = 0.88 \text{ cm}^2/\text{gr}$$

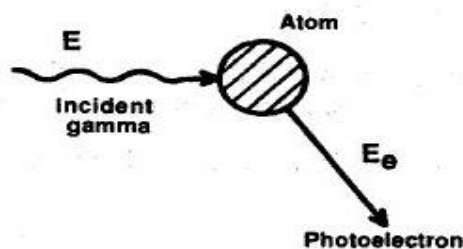
$$\mu_l = \mu \rho = 0.88 \times 5.1 = 4.5 \text{ cm}^{-1}$$

۱-۵-۴ فرآیندهای برهم‌کنش

برنامه‌های کاربردی اشعه‌های گاما در محدوده ۱۰-۲۰۰۰ keV قرار می‌گیرند و با آشکارسازها و جذب‌کننده‌ها توسط سه فرآیند اصلی ارتباط برقرار می‌کنند: جذب فوتوالکتریک، پراکندگی کامپتون و تولید زوج. در فرآیند جذب فوتوالکتریک، پرتوی گاما همه انرژی خود را در یک برهمکنش از دست می‌دهد. احتمال رخ دادن این فرآیند به شدت بستگی به انرژی اشعه گاما E_γ و عدد اتمی Z دارد. در پراکندگی کامپتون، پرتو گاما در یک برهمکنش تنها بخشی از انرژی خود را از دست می‌دهد. احتمال این فرآیند به‌طور ضعیف وابسته به E و Z است. اشعه گاما می‌تواند تمام انرژی خود را در یک برهمکنش تولید زوج از دست بدهد. با این حال، این روند برای استفاده از روش مواد شکاف پذیر نسبتاً بی‌اهمیت است زیرا یک آستانه بالای ۱ مگا الکترون‌ولت دارد.

۵-۵-۱ جذب فوتوالکتریک

پرتو گاما ممکن است با پیوندهای اتمی برهمکنش داشته باشد. الکترون در چنین راهی همه انرژی خود را از دست می‌دهد و متوقف می‌شود تا یک پرتوی گاما به وجود بیاید (شکل ۸-۱). قسمتی از انرژی اشعه‌ی گاما برای غلبه بر انرژی پیوند الکترون استفاده می‌شود و بیشتر آن باقی می‌ماند و به‌عنوان انرژی جنبشی آزاد الکترون منتقل می‌شود. مقدار بسیار کمی از انرژی پس‌زنی برای حفظ حرکت با اتم باقی می‌ماند. این روش جذب فوتوالکتریک نامیده می‌شود و دلیل آن این است که اشعه گامای آنالوگ در این فرآیند توسط هرتز در سال ۱۸۸۷ کشف شد که به‌موجب آن فوتون نور مرئی الکترون‌ها از یک سطح فلزی جدا می‌شود. جذب فوتوالکتریک برای آشکارسازی اشعه گاما بسیار مهم است زیرا اشعه گاما تمام انرژی خود را می‌دهد و در اوج انرژی می‌افتد.



شکل (۸-۱) طرح‌واره‌ای از فرآیند جذب فوتوالکتریک.

احتمال جذب فوتوالکتریک به انرژی اشعه گاما، انرژی بستگی الکترون و عدد اتمی اتم بستگی دارد. احتمال پیوندهای محکم الکترونی بیشتر است؛ بنابراین، الکترون‌های لایه‌ی K بیشتر تحت تأثیر قرار می‌گیرند (بیش از ۸۰٪ تعاملات، شامل الکترون‌های لایه‌ی K هستند) ارائه انرژی اشعه گاما از انرژی اتصال الکترون‌های لایه‌ی K فراتر می‌رود. احتمال به‌صورت تقریبی توسط معادله ۶-۱ داده می‌شود که نشان می‌دهد برهم‌کنش برای اتم‌های سنگینی مثل سرب، اورانیوم و اشعه گامای کم انرژی مهم‌تر است:

$$\tau \propto Z^4 / E^3 \quad (۶-۱)$$

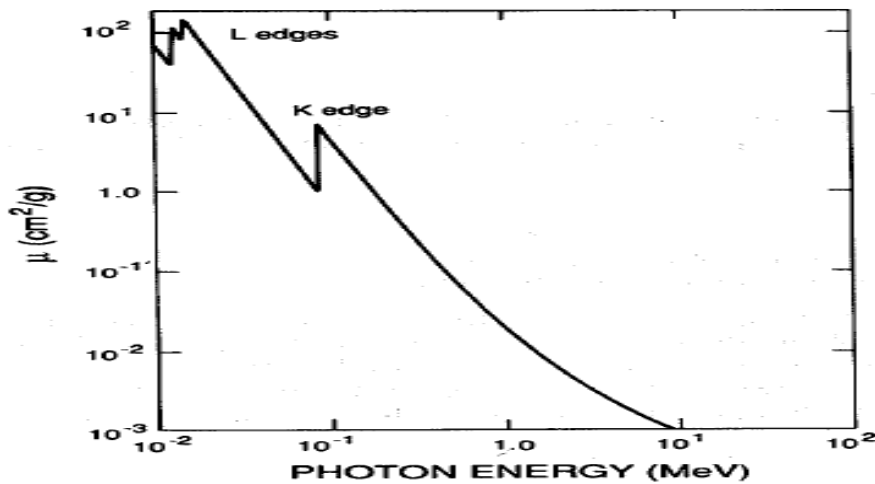
که در آن τ ضریب تضعیف جرمی فتوالکتریک است.

این تناسب تقریبی است زیرا توان Z در محدوده $۴,۸-۴,۰$ متفاوت است. از آنجا که انرژی پرتو گاما کاهش می‌یابد، احتمال جذب فوتوالکتریک سریعاً در حال افزایش است (شکل ۷-۱). جذب فوتوالکتریک، برهم‌کنش غالب برای اشعه با انرژی کم گاما، اشعه ایکس و تابش ترمزی است. انرژی E_e فوتوالکترون منتشر شده توسط این برهم‌کنش تفاضل بین انرژی اشعه گاما E_γ و انرژی بستگی الکترون E_b است:

$$E_e = E_\gamma - E_b \quad (۷-۱)$$

در اغلب آشکارسازها فوتوالکترون به سرعت در حجم فعال آشکارساز متوقف می‌شود و پالس خروجی کوچکی که دامنه‌ی آن متناسب با انرژی تابشی توسط فوتوالکترون است منتشر می‌کند. انرژی بستگی الکترون از دست نرفته است، اما به‌عنوان اشعه‌ی ایکس مشخصه هم‌زمان با فوتوالکترون ساطع شده به نظر می‌رسد. در اغلب موارد، این اشعه‌ی ایکس در آشکارساز هم‌زمان با فوتوالکترون جذب می‌شود و پالس خروجی متناسب با انرژی کل پرتو تابشی گاما است. برای اشعه گاما با انرژی کم در آشکارسازهای بسیار کوچک، تعداد کافی از K اشعه‌ی ایکس می‌تواند از آشکارساز (به علت جابجایی قله در طیف مشاهده شده) فرار کند. قله‌ها در زیر قله کامل انرژی به اندازه‌ی انرژی اشعه‌ی ایکس برابر پدیدار می‌شوند.

شکل (۹-۱) ضریب میرایی فوتوالکتریک سرب را نشان می‌دهد. هنگامی که انرژی کاهش می‌یابد احتمال برهم‌کنش به سرعت در حال افزایش است، اما بعد از آن بسیار کوچک‌تر می‌شود (هنگامی که انرژی اشعه گاما درست در زیر انرژی بستگی الکترون K قرار می‌گیرد). این ناپیوستگی لبه K نام دارد. در زیر این انرژی، پرتوی گاما انرژی کافی برای بیرون راندن یک الکترون K ندارد. در زیر لبه K احتمال برهم‌کنش دوباره افزایش می‌یابد تا انرژی به زیر انرژی بستگی الکترون L برسد. این ناپیوستگی‌ها لبه‌ی L_I, L_{II}, L_{III} نام دارند. حضور این لبه‌های جذب برای سنجش تراکم و اندازه‌گیری فلورسانس اشعه ایکس مهم است.

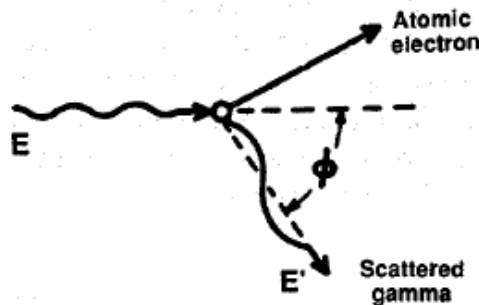


شکل (۹-۱) ضریب میرایی جرم فوتوالکتریک سرب.

۶-۵-۱ پراکندگی کامپتون

پراکندگی کامپتون فرآیندی است که در آن پرتو گاما در تعامل با یک الکترون آزاد و یا مقید ضعیف

می‌دهد تا در زمانی که الکترون به اندازه کافی برای اتم برای جذب انرژی پس‌زنی قوی نیست، تنها یک انتقال انرژی جزئی رخ دهد. این برهمکنش شامل الکترون حداقل محکم مقید بیرونی، در اتم پراکندگی است. الکترون به الکترون آزاد با انرژی جنبشی برابر با اختلاف انرژی از دست رفته توسط اشعه گاما و انرژی بستگی الکترون تبدیل می‌شود. از آنجا که انرژی بستگی الکترون نسبت به انرژی اشعه گاما بسیار کوچک است، انرژی جنبشی الکترون بسیار نزدیک به انرژی از دست رفته به وسیله اشعه گاما است:



شکل (۱۰-۱) طرح‌واره‌ای از پراکندگی کامپتون

$$E_e = E_\gamma - E_\gamma' \quad (8-1)$$

که در آن:

$$E_e = \text{انرژی الکترون پراکنده}$$

$$E_\gamma = \text{انرژی پرتوی گامای فرودی}$$

$$E_\gamma' = \text{انرژی پرتوی گامای پراکنده}$$

دو ذره محل برخورد برهمکنش را ترک می‌کنند، الکترون آزاد و اشعه گاما پراکنده می‌شوند. جهت الکترون و اشعه گامای پراکنده، به میزان انرژی منتقل شده به الکترون در طول برهمکنش بستگی دارد. معادله ۹-۱ انرژی پرتو گاما پراکنده را ارائه می‌دهد و شکل (۱-۱۱) انرژی الکترون‌های پراکنده شده را به‌عنوان تابعی از زاویه‌ی پراکندگی و انرژی اشعه گامای فرودی نشان می‌دهد:

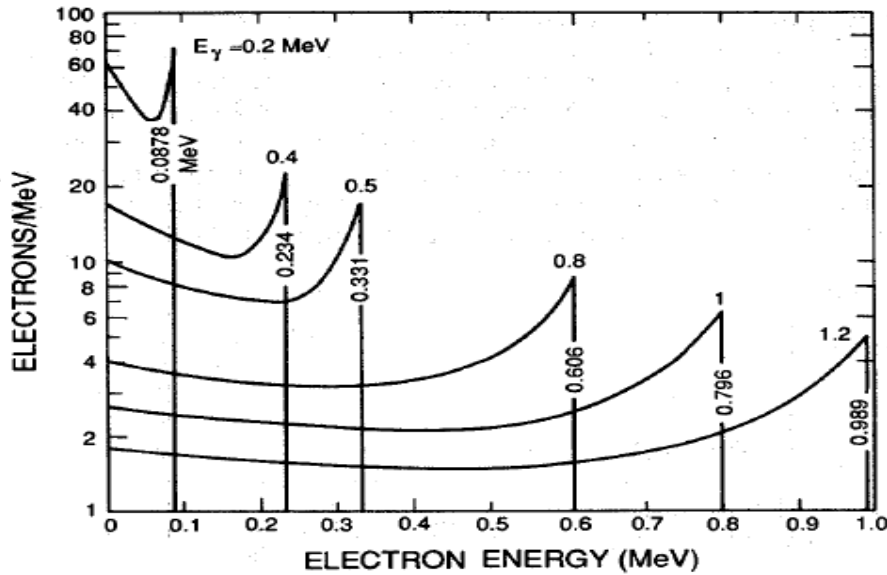
$$E_\gamma' = m_0c^2 / (1 - \cos\phi + m_0c^2/E) \quad (9-1)$$

که در آن m_0c^2 انرژی باقیمانده‌ی الکترون و ϕ زاویه بین اشعه گامای فرودی و پراکنده شده است (شکل ۱-۱۰).

این انرژی حداقل میزان انرژی برای یک برخورد است؛ به‌طوری که اشعه گاما ۱۸۰ درجه پراکنده شده و الکترون در جهت پرتو تابشی گاما دارای حرکت رو به جلو است. برای این مورد انرژی پرتو گامای پراکنده با رابطه ۱۰-۱ داده شده و انرژی الکترون پراکنده با رابطه ۱-۱۱ آورده شده است:

$$E_\gamma'(min) = m_0c^2 / (2 + m_0c^2/E) \cong m_0c^2 / 2 = 256 \text{ keV}; \text{ if } E \gg m_0c^2 / 2 \quad (10-1)$$

$$E_\gamma'(max) = E / [(1 + m_0c^2/(2E))] \cong E - m_0c^2 / 2 = E - 256 \text{ keV}; \text{ if } E \gg m_0c^2 / 2 \quad (11-1)$$

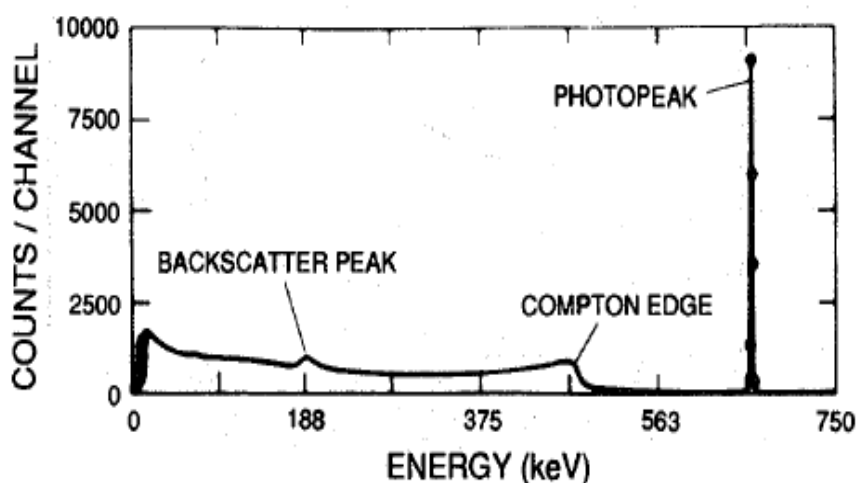


شکل (۱۱-۱) انرژی الکترون‌های کامپتون پراکنده به‌عنوان تابعی از پراکندگی زاویه‌ای و انرژی پرتو گاما است. گسستگی شدید مربوط به حداکثر انرژی است که می‌تواند در یک پراکندگی واحد منتقل شود.

برای پراکندگی زاویه‌ای بسیار کوچک ($\theta = 0^\circ$)، انرژی پرتو گامای پراکنده تنها کمی کمتر از انرژی پرتو گامای فرودی است و الکترون پراکنده انرژی بسیار کمی از برهمکنش را به خود می‌گیرد. انرژی داده شده به الکترون پراکنده، از محدوده نزدیک به صفر تا مقدار حداکثر، در معادله ۱۱-۱ داده شده است.

هنگامی که یک پراکندگی کامپتون در یک آشکارساز رخ می‌دهد، الکترون پراکنده معمولاً در محیط آشکارساز متوقف می‌شود و آشکارساز پالس خروجی متناسب با انرژی از دست رفته را توسط پرتو تابشی گاما تولید می‌کند. پراکندگی کامپتون در یک آشکارساز، طیف پالس خروجی را از مقدار صفر تا حداکثر انرژی تولید می‌کند که توسط معادله ۱۱-۱ داده شده است. دشوار است که بین طیف پراکندگی کامپتون و انرژی پرتو گامای فرودی ارتباط برقرار کرد. شکل (۱۲-۱) طیف اشعه گامای اندازه‌گیری شده از یک منبع تک انرژی اشعه گاما را نشان می‌دهد (^{137}Cs). اوج کامل انرژی در 662 keV شکل می‌گیرد که توسط برهمکنش‌هایی که در آن اشعه گاما همه انرژی خود را در آشکارساز از دست می‌دهد که این کار یا با جذب یک فوتوالکتریک و یا توسط یک سری پراکندگی کامپتون و پس از آن جذب فوتوالکتریک صورت می‌گیرد. طیف رویدادهای زیر قله کامپتون توسط پراکندگی کامپتون تشکیل شده است که در آن اشعه گاما در آشکارساز تنها بخشی از انرژی خود را از دست می‌دهد. مرحله نزدیک 470 keV متناسب با حداکثر انرژی است که می‌تواند به یک الکترون توسط پرتو گاما با انرژی 662 keV در پراکندگی کامپتون تک منتقل شود. این مرحله یک لبه کامپتون نامیده می‌شود. انرژی لبه کامپتون با رابطه ۱۱-۱ داده شده و در شکل (۱۲-۱) رسم شده است. قله کوچک در انرژی

در شکل (۱-۱۲) به نام قله‌ی پس پراکندگی^۱ نامیده شده است. این قله پس پراکندگی زمانی شکل می‌گیرد که اشعه گاما تحت یک زاویه بزرگ پراکندگی ($\cong 180^\circ$) در مواد اطراف آشکارساز و پس از آن در آشکارساز جذب می‌شود. انرژی اوج پس پراکندگی توسط معادله ۱-۱۰ داده شده است که نشان می‌دهد حداکثر انرژی ۲۵۶ keV است. مجموع انرژی پس پراکندگی و لبه کامپتون برابر با انرژی پرتو گامای فرودی است. هر دو ویژگی در نتیجه‌ی زاویه بزرگ پراکندگی کامپتون پرتو تابشی گاما هستند. زمانی که تنها پرتو گامای پراکنده انرژی خود را در آشکارسازی ذخیره می‌کند، این رویداد منجر به ایجاد پس پراکندگی می‌شود که زمانی که فقط الکترون پراکنده انرژی خود را در آشکارساز ذخیره کند در لبه کامپتون مشارکت می‌کند.



شکل (۱-۱۲) طیف ^{137}Cs مقادیر لبه کامپتون، پس پراکندگی و انرژی کامل photopeak^۲ را در ۶۶۲ keV نشان می‌دهد. از آنجا که پراکندگی کامپتون شامل الکترون‌های مقید ضعیف نیز هست، هسته تنها یک نفوذ جزئی دارد و احتمال برهمکنش تقریباً مستقل از عدد اتمی است. احتمال برهمکنش بستگی به چگالی الکترونی دارد که متناسب با Z/A است و تقریباً برای تمام مواد ثابت است. احتمال پراکندگی کامپتون تابع مختلفی از انرژی اشعه گاما با شیب ملایم است (شکل ۱-۷).

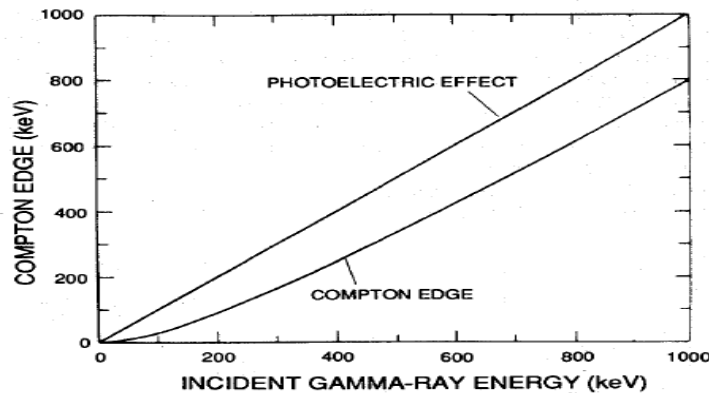
۱-۵-۷ تولید زوج

پرتو گاما با انرژی حداقل ۱,۰۲۲ مگا الکترون‌ولت هنگامی که تحت تأثیر میدان الکترومغناطیسی قوی در مجاورت یک هسته قرار می‌گیرد می‌تواند یک جفت الکترون-پوزیترون ایجاد کند (شکل ۱-۱۳). در این برهمکنش، هسته مقدار بسیار کمی از انرژی پس‌زنی را برای حفظ اندازه حرکت دریافت می‌کند اما با این وجود

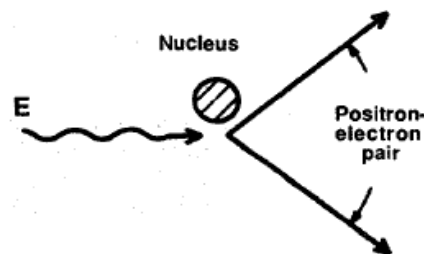
^۱ backscatter

^۲ قسمت اوج تشکیل شده که در آن پرتو گاما تمام انرژی خود را در آشکارساز از دست می‌دهد.

هسته بدون تغییر است و اشعه گاما از بین می‌رود. این برهمکنش دارای انرژی آستانه 1.022 مگا الکترون‌ولت است؛ چرا که حداقل انرژی موردنیاز برای ایجاد الکترون و پوزیترون است. اگر انرژی پرتو گاما بیش از 1.022 مگا الکترون‌ولت باشد، انرژی اضافی بین الکترون و پوزیترون به‌عنوان انرژی جنبشی به اشتراک گذاشته می‌شود. این فرآیند برهمکنش برای سنجش مواد هسته‌ای نسبتاً بی‌اهمیت است، زیرا مهم‌ترین اثر اشعه گاما، کمتر از 1.022 مگا الکترون‌ولت است.



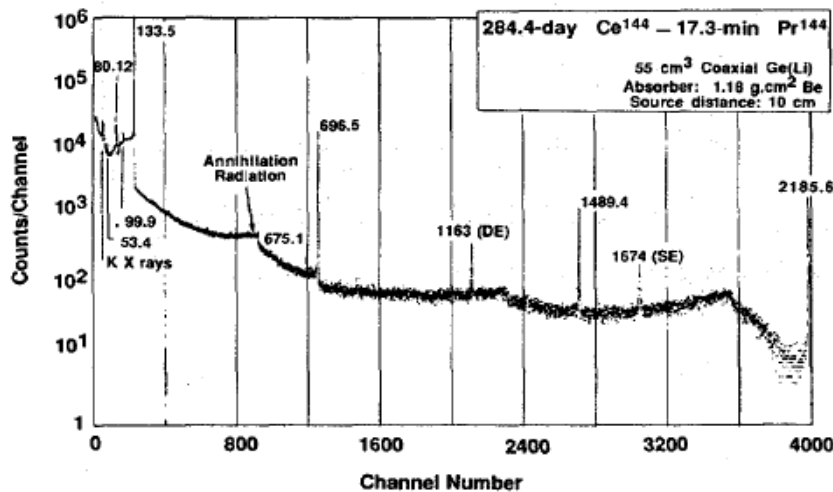
شکل (۱-۱۳) انرژی لبه کامپتون در مقابل انرژی پرتو گاما.



شکل (۱-۱۴) نمایشی از تولید زوج.

الکترون و پوزیترون ناشی از تولید زوج به‌سرعت در جاذب افت می‌کنند. بعد از، از دست دادن انرژی جنبشی، پوزیترون با یک الکترون در یک روند نابودی ترکیب می‌شود که دو اشعه گاما با انرژی‌های 0.511 مگا الکترون‌ولت را منتشر می‌کند. این اشعه گاما با انرژی پایین‌تر ممکن است بیشتر با مواد جاذب تعامل کند و یا ممکن است فرار کند. در یک آشکارساز پرتو گاما، این تعامل اغلب سه قله برای یک پرتو گاما با انرژی بالا ایجاد می‌کند (به شکل ۱-۱۵ مراجعه کنید). انرژی جنبشی الکترون و پوزیترون در آشکارساز جذب می‌شود. یک یا هر دو اشعه گامای نابود شده ممکن است از آشکارساز فرار کنند یا ممکن است هر دو جذب شوند. اگر هر دو اشعه گاما نابود شده در آشکارساز جذب شوند، برهم‌کنش منجر به ایجاد قله کامل انرژی در طیف اندازه‌گیری

می‌شود. اگر یکی از اشعه‌های گامای نابود شده از آشکارساز فرار کند، برهمکنش منجر به ایجاد یک تک قله با ۰,۵۱۱ مگا الکترون‌ولت در زیر قله کامل انرژی می‌شود. اگر هر دو اشعه گاما فرار کنند، برهمکنش منجر به ایجاد دو قله فرار واقع در انرژی ۱,۰۲۲ مگا الکترون‌ولت در زیر قله کامل انرژی می‌شود. ارتفاع نسبی سه قله، به انرژی پرتو گامای فرودی و اندازه آشکارساز بستگی دارد. این قله‌های فرار ممکن است زمانی به وجود بیایند که نمونه‌هایی از سوخت توریم و اورانیوم ۲۳۲ پرتوزا اندازه‌گیری می‌شوند، زیرا این مواد اشعه گامای قابل‌توجهی بالاتر از آستانه تولید زوج دارند. پرتوی ساطع‌شده گاهی اوقات با استفاده از اشعه گاما ۲۱۸۶ keV که محصول شکافت Pr^{144} است اندازه‌گیری می‌شود. طیف اشعه گامای Pr^{144} در شکل ۱۳,۱ تک و دو قله فرار را نشان می‌دهد که از برهمکنش‌های تولید زوج اشعه گاما ۲۱۸۶ keV در یک آشکارساز ژرمانیوم به وجود آمده‌اند.

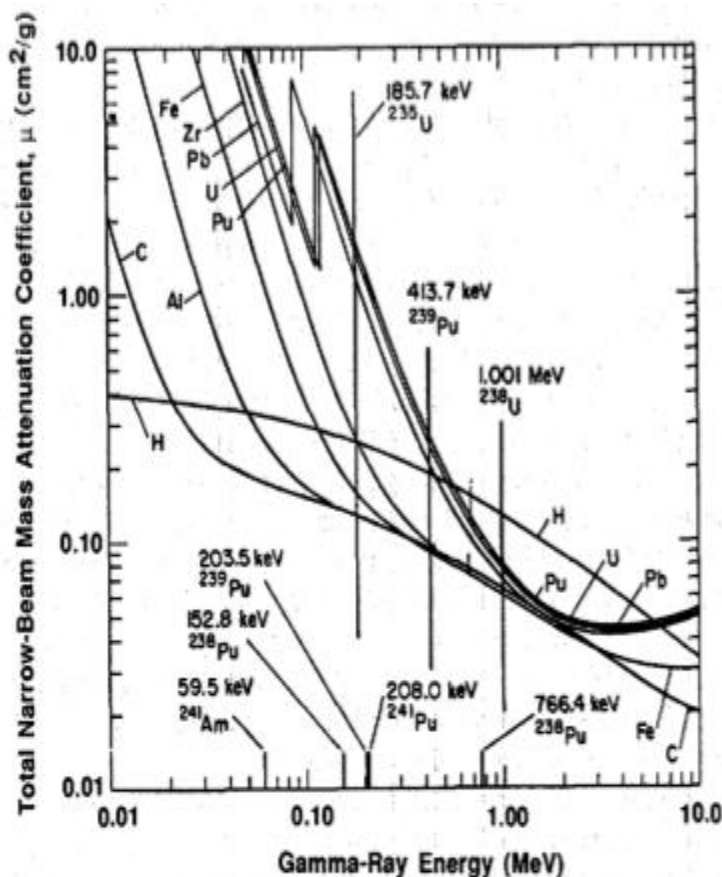


شکل (۱۵-۱) طیف اشعه گاما از شکافت محصول Pr^{144} نشان تک فرار (SE) و دو فرار (DE) قله (۱۶۷۴ و ۱۱۶۳) که از تعامل جفت تولید اشعه گاما ۲۱۸۶keV در یک آشکارساز ژرمانیوم به وجود می‌آیند.

تولید زوج برای اشعه گاما با انرژی کمتر از ۱,۰۲۲ مگا الکترون‌ولت غیرممکن است. بالاتر از این آستانه احتمال برهمکنش متناسب با انرژی به‌سرعت افزایش می‌یابد (شکل ۱-۷). احتمال تولید زوج تقریباً با مربع Z (عدد اتمی) تغییر پیدا می‌کند و در عناصر با عدد اتمی بالا مانند سرب یا اورانیوم قابل‌توجه است. در سرب حدود ۲۰٪ از برهمکنش اشعه گاما ۱,۵ مگا الکترون‌ولت از طریق فرآیند تولید زوج است که با تجزیه به بخش‌های کوچک‌تر منجر به افزایش ۵۰ درصدی در ۲,۰ مگا الکترون‌ولت می‌شود. برای کربن، تجزیه برهمکنش مربوط ۲٪ و ۴٪ است.

۸-۵-۱ مجموع ضریب میرایی جرم

سه فرآیند برهمکنش توصیف شده در متن فوق، همه به مجموع ضریب میرایی جرم کمک کرده است. اهمیت نسبی این سه برهمکنش، بستگی به انرژی اشعه گاما و عدد اتمی جاذب دارد. شکل (۱-۱۶) ترکیبی از منحنی میرایی جرم را با پوشش طیف گسترده‌ای از انرژی و عدد اتمی نشان می‌دهد. این مطالعه عملکرد متقابل سه مرحله را به‌طور چشمگیری نشان می‌دهد. افزایش موقعیت، بسیار وابسته به عدد اتمی است. بالاتر از افزایش کم انرژی، ارزش ضریب میرایی جرم به تدریج کاهش می‌یابد که نشان می‌دهد در آن منطقه پراکندگی کامپتون تعامل غالب است. ضرایب میرایی جرم برای همه عناصر با عدد اتمی کمتر از ۲۵ (آهن) تقریباً در محدوده انرژی ۲۰۰-۲۰۰۰ keV یکسان است. منحنی میرایی برای همه عناصر در محدوده ۱ تا ۲ مگا الکترون‌ولت همگرا است. شکل (۱-۱۵) منحنی میرایی جرم هیدروژن را نشان می‌دهد که در آن برهمکنش توسط اشعه گاما با انرژی بیشتر از ۱۰ keV تقریباً به‌طور کامل توسط پراکندگی کامپتون صورت می‌گیرد. بالاتر از ۲ مگا الکترون‌ولت برهمکنش تولید زوج برای عناصر با Z بالا مهم می‌شود و ضریب میرایی جرم شروع به افزایش دوباره می‌کند.



شکل (۱-۱۶) ضریب تضعیف جرمی عناصر انتخاب شده

۶-۱ منابع انرژی در پرتودرمانی خارجی

انرژی یا همان منبع پرتوی استفاده شده در پرتودرمانی از این منابع می‌آید:

اشعه‌ی ایکس یا اشعه‌ی گاما هر دو شکل‌هایی از تشعشعات الکترومغناطیسی هستند؛ با اینکه از راه‌های مختلفی تولید می‌شوند ولی هر دو از فوتون‌ها (بسته‌های انرژی) استفاده می‌کنند.

اشعه‌ی ایکس را دستگاه‌هایی که به آن‌ها شتاب‌دهنده‌های خطی می‌گویند، تولید می‌کنند. بسته به میزان انرژی که پرتوهای ایکس دارند سلول‌های سرطانی را در سطح بدن (با انرژی کم‌تر) یا در اعماق بافت‌ها و اعضا (با انرژی بیشتر) از بین می‌برند. در مقایسه با انواع دیگر پرتو، اشعه‌ی ایکس پرتو را به سطح نسبتاً وسیع‌تری می‌تاباند.

اشعه‌ی گاما از ایزوتوپ‌های عناصر معینی (مانند ایریدیوم و کبالت ۶۰) حاصل می‌شود که هنگام واپاشی انرژی و پرتو آزاد می‌کند. هر عنصر در میزان مشخصی می‌شکند و هرکدام مقدار متفاوتی انرژی آزاد می‌کند که بر میزان نفوذ آن در بدن تأثیر می‌گذارد (پرتوهای گامایی که از واپاشی کبالت ۶۰ تولید می‌شوند کاربرد درمانی دارند که این روش درمانی به «چاقوی گاما» معروف است). تشعشعات ذره‌ای از ذرات زیر اتمی پرسرعت به جای فوتون استفاده می‌کنند. تشعشعات ذره‌ای را شتاب‌دهنده‌ی خطی، سنکروترون و سیکلوترون به وجود می‌آورند که ذرات موردنیاز برای پرتودرمانی را تولید می‌کنند و شتاب می‌دهند. درمان با تشعشعات ذره‌ای از الکترون‌هایی که با تیوب اشعه‌ی ایکس تولید می‌شوند (که به آن تابش پرتو الکترونی^۱ هم می‌گویند)، نوترون‌ها که با عناصر رادیواکتیو و تجهیزات مخصوص تولید می‌شوند، یون‌های سنگین (مانند پروتون و هلیوم) و پی-مزون‌ها (پیون‌ها هم نامیده می‌شود) که ذرات کوچک با بار منفی هستند که یک شتاب‌دهنده و سیستم مغناطیسی تولید می‌کنند.

برخلاف اشعه‌ی ایکس و اشعه‌ی گاما، بعضی از تشعشعات ذره‌ای فقط در عمق کمی از بافت نفوذ می‌کنند؛ بنابراین، آن‌ها را معمولاً در درمان سرطان‌های سطحی یا سرطان‌هایی که درست زیر پوست قرار دارند به کار می‌برند.

پرتودرمانی با پروتون نوعی از پرتودرمانی تشعشعات ذره‌ای است. پروتون‌ها انرژی خود را در محدوده‌ی کوچکی متمرکز می‌کنند که به آن محدوده پیک براگ می‌گویند. پیک براگ برای هدف‌گیری میزان زیادی از پرتو با پروتون روی تومور به کار می‌رود درحالی‌که کمترین آسیب را به بافت‌های جلو و پشت تومور می‌رساند. پرتودرمانی با پروتون فقط در چند مرکز در ایالات متحده در دسترس است. از آن معمولاً فقط برای سرطان‌هایی که جراحی آن‌ها دشوار یا خطرناک است (مانند کندروسارکومای قاعده‌ی جمجمه^۲)، یا در ترکیب با انواع دیگر

¹ Electron-beam radiation

² Base of skull Chondrosarcoma

پرتودهی، استفاده می‌کنند. پرتودرمانی با پروتون همچنین در پژوهش‌های بالینی برای ملانوم داخل چشمی (ملانومی که از چشم شروع می‌شود)، رتینوبلاستوما^۱ (نوعی سرطان چشم که اغلب در کودکان زیر ۵ سال روی می‌دهد)، رابدومیوسارکوما^۲ (تومور بافت ماهیچه)، بعضی از سرطان‌های سر و گردن و سرطان‌های پروستات، مغز و ریه نیز استفاده می‌کنند.

۷-۱-۱ تومورهای مغزی

تومور مغزی رشد یک توده غیرطبیعی در مغز است که امکان دارد خوش‌خیم یا بدخیم باشد یا به عبارتی نوعی نئوپلاسم^۳ داخل جمجمه‌ای سخت و توپُر و یا یک تومور (رشد غیرطبیعی سلولی) در داخل مغز و یا کانال مرکزی نخاع است.

تومورهای مغزی تمامی تومورهای داخل جمجمه و یا تومورهای درون کانال مرکزی نخاع را در برمی‌گیرند. این تومورها از طریق تقسیم سلولی کنترل نشده و غیرطبیعی ایجاد می‌شوند و به‌طور معمول در خود مغز، سلول‌های تولید کننده بافت لنفاوی و عروق خونی و یا در اعصاب جمجمه‌ای، پرده مغزی (مننژ) جمجمه، هیپوفیز و غده صنوبری ایجاد می‌شوند. همچنین این تومورها می‌توانند حاصل گسترش بدخیمی‌هایی باشند که در درجه نخست سایر ارگان‌ها را درگیر کرده بوده‌اند که در این حالت بدان متاستاز تومور گفته می‌شود.

میزان تهدیدکنندگی یک تومور، بستگی به ترکیبی از مجموعه عوامل مختلف همچون نوع تومور، محل، اندازه‌ی تومور، نحوه‌ی گسترش و توسعه آن دارد. از آنجا که مغز به‌طور کامل توسط جمجمه پوشانیده شده است تشخیص سریع و زودرس تومور مغزی، تنها در صورتی است که ابزار پاراکلینیکی و وسایل تشخیصی مناسبی که وضعیت حفره داخل جمجمه را به‌خوبی مشخص می‌سازد در دسترس باشد و به‌سرعت به کار گرفته شود؛ اما به‌طور معمول، تشخیص تومور مغزی، در مراحل پیشرفته بیماری و هنگامی رخ می‌دهد که وجود تومور موجب بروز علائم و نشانه‌های غیرقابل توضیحی در بیمار شده است.

۷-۱-۱-۱ تومور مغزی اولیه

تومورهای مغزی اولیه از بافت نورو اپیتلیال ریشه گرفته و معمولاً در حفره کرانیال خلفی در کودکان و در دو سوم قدامی از نیمکره مغزی در بزرگسالان پدیدار می‌شوند. هرچند که انواع تومورهای مغزی می‌توانند

¹ Retinoblastoma

² Rhabdomyosarcoma

³ Neoplasm

در هر بخشی از مغز نیز تأثیر بگذارند. گلیوما (۴،۵۰٪)، مننژیوما (۸،۲۰٪)، آدنومای هیپوفیز (۱۵٪) و تومورهای غلاف عصبی^۱ شایع‌ترین تومورهای اولیه مغزی هستند.

۱-۷-۲ شکل هندسی مغز

مغز انسان توسط مجموعه‌ای از پرده‌ها یا غشاءهای بافت همبندی پوشانیده و احاطه شده است که به این پرده‌ها مننژ گفته می‌شود. مننژها مجموعه انسان را از مغز او جدا می‌کنند. این پوشش یا غشاء از سه لایه تشکیل شده است: لایه خارجی که بدان سخت‌شامه^۲ گفته می‌شود. لایه‌ی بعدی غشاء آراکنوئید^۳ (پرده عنكبوتی یا غشاء عنكبوتی) و لایه سوم نرم‌شامه^۴ می‌باشد. البته غشاء عنكبوتی یا همان آراکنوئید، اغلب به لحاظ فیزیکی به لایه زیرینش یعنی نرم‌شامه یا همان پیامتر متصل می‌باشد و از این جهت معمولاً به‌عنوان یک لایه در نظر گرفته شده و با عنوان پیا-آراکنوئید خوانده می‌شود. در زیر غشاء عنكبوتی، فضای موسوم به فضای زیر عنكبوتیه یا ساب آراکنوئید قرار دارد که حاوی مایع مغزی نخاعی^۵ می‌باشد. این مایع در فضای کم‌عرض و باریک‌بین سلول‌ها و درون حفره‌هایی از مغز که بطن‌ها در گردش است و وظیفه‌ی آن تغذیه، پشتیبانی و محافظت از بافت مغز است. رگ‌های خونی که وارد سیستم عصبی مرکزی^۶ می‌شوند، از طریق فضای پری واسکولار^۷ واقع در قسمت بالایی نرم‌شامه وارد می‌گردند. سلول‌هایی که در دیواره‌های رگ‌های خونی این ناحیه قرار دارند، اتصال و پیوستگی محکمی با یکدیگر دارند، به‌طوری که سد محکمی موسوم به سد خونی مغزی تشکیل می‌دهند. این سد مستحکم، مغز را در برابر مواد سمی که ممکن است از طریق خون وارد شده باشند، محافظت می‌کند. تومورهای مننژ، مننژیوما نامیده می‌شوند و اغلب از جمله نئوپلاسم‌های خوش‌خیم به شمار می‌روند. شکل (۱-۱۷) نمای کلی از بخش‌های مختلف موجود در مغز انسان را نشان می‌دهد.

¹ Nerve sheath tumors

² Dura mater

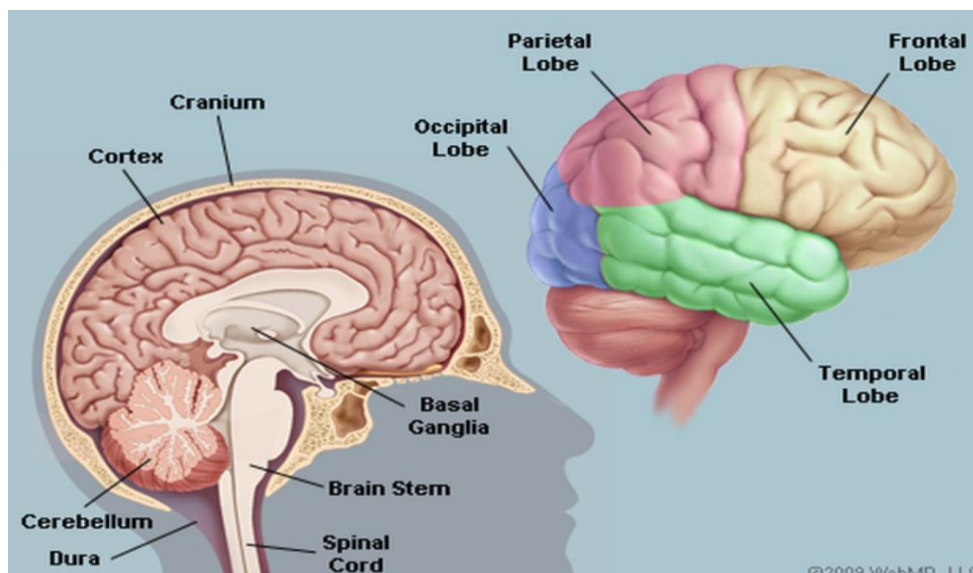
³ Arachnoid

⁴ Pia mater

⁵ CerebroSpinal Fluid

⁶ Central Nervous System

⁷ prevascular



شکل (۱-۱۷) شکل کلی مغز [۱۸]

۱-۷-۳ اندازه‌گیری مقدار پرتوی لازم

به مقدار پرتویی که جذب بافت‌ها می‌شود میزان پرتو یا دز پرتو^۱ می‌گویند. قبل از سال ۱۹۸۵ میزان دز پرتو با واحدی به نام راد^۲ اندازه‌گیری می‌شد. امروزه این واحد گری^۳ نام دارد. یک گری برابر ۱۰۰ راد است، یک سانتی‌گری^۴ برابر ۱ راد است.

آستانه تحمل بافت‌های مختلف نسبت به پرتوی درمانی متفاوت است. کبد تاب تحمل ۳۰۰ Gy دارد، درحالی‌که کلیه فقط ۱۸۰ Gy را تحمل می‌کند. میزان کلی پرتو (دز کلی) معمولاً به چند بار پرتو کم‌تر تقسیم می‌شود (دز تفکیکی) که روزانه در یک دوره‌ی مشخص برای بیمار تجویز می‌شود. با این عمل سلول‌های سرطانی بیشتری نابود می‌شود و در عین حال بافت‌های سالم کمتری از بین می‌رود.

پزشک با ضریبی که نسبت درمانی نام دارد کار می‌کند. این ضریب نسبت آسیب به سلول‌های سرطانی را به آسیب بافت‌های سالم نشان می‌دهد. روش‌هایی برای افزایش میزان آسیب به سلول‌های سرطانی بدون آسیب رساندن بیش‌تر به بافت‌های سالم در دسترس هستند.

¹ radiation dose or dosage

² Rad - Radiation absorbed dose

³ gray

⁴ cGy

۴-۷-۱ شکل هندسی فانتوم^۱

با توجه به اینکه یک نوع خاص از سرطان در نظر گرفته شده است شکل هندسی تومور ناحیه سرطانی می‌تواند به صورت کره، استوانه و یا ترکیب خاصی از هر دو در نظر گرفته شود. در این پژوهش از فانتوم اشنایدر برای شبیه‌سازی ناحیه مغز و تومور سرطانی استفاده شده است.

۵-۷-۱ فانتوم

فانتوم‌های ساخته شده از جنس مواد معادل بافت هستند و برای تعیین مقدار تابش جذب شده و خصوصیات عکس‌العمل بدن انسان و یا یک اندام خاص مورد استفاده قرار می‌گیرند [۱۹] (شکل ۱-۱۸). مواد فانتوم از نظر ویژگی همانند بافت انسان تحت اشعه ایکس و تابش الکترون هستند. بافت نرم، استخوان و ریه معادل چگالی واقعی خودشان هستند. بافت نرم توسط مواد پلاستیکی با حرارت سخت شبیه‌سازی شده است. عدد اتمی مؤثر بافت نرم $7.30 \pm 1.25\%$ است و چگالی آن است $0.985 \pm 1.25 \text{ gr/cm}^3$ است. اگرچه ریه عدد اتمی مشابه با بافت نرم ۷,۳۰ دارد ولی چگالی آن $0.32 \pm 0.01 \text{ gr/cm}^3$ است. استخوان مورد استفاده در یک فانتوم، استخوان واقعی انسان است، و حفره‌ها همان است که در بدن انسان وجود دارد. فانتوم به برش‌هایی با ضخامت ۲,۵ سانتی‌متر تقسیم شده است. سوراخ‌های حفرشده‌ای با قطر ۲.۵ میلی‌متر برای جایگذاری TLD در هر قطعه وجود دارد. شکل (۱-۱۸)



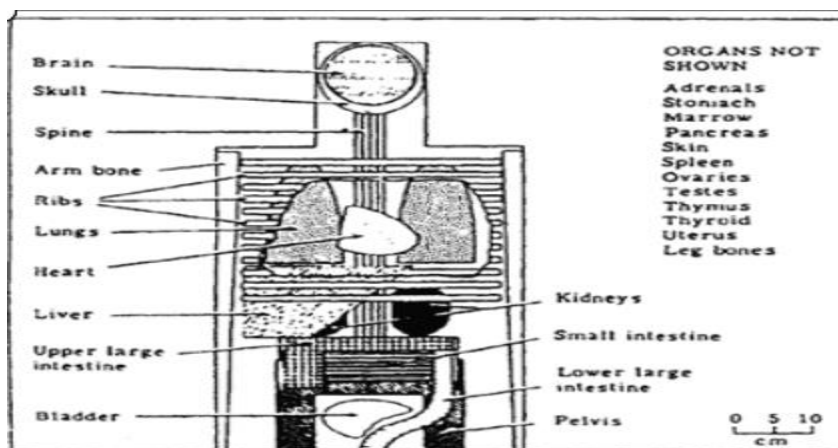
شکل (۱-۱۸) فانتوم الدرسون راندو^۲

^۱ phantom

^۲ Alderson RANDO

۱-۷-۶ فانتوم اشنایدر^۱

فانتوم ریاضی توسط کریستی^۲ (۱۹۸۰) پس از فانتوم بزرگسالان اشنایدر و همکاران (شکل ۱-۱۹)، طراحی شده بود اما شامل تراکم‌های متفاوت و ترکیب شیمیایی برای ریه، اسکلت و بافت نرم بود [۲۰].



شکل (۱-۱۹) موقعیت و چینش ارگان‌ها در فانتوم بدن. اشنایدر و همکاران ۱۹۶۹ [۲۱]

اصطلاح «بافت نرم» در اینجا برای همه بافت‌های نزدیک به واحد چگالی استفاده خواهد شد (به‌عنوان مثال، تراکم $1 \text{ gr} / \text{cm}^3$ است) این فانتوم توسط کریستی شرح داده شده است، اما با چند تغییر در سال ۱۹۸۰ معرفی شد.

یکی از تغییرات عمده حاصل شده:

فانتوم برای یک شخص با سن ۱۵ سال به نمایندگی از هر دو جنسیت، یک مرد ۱۵ ساله و یک زن جوان اصلاح شده است که مشاهده می‌شود وزن و ابعاد یک زن بالغ تحت مرجع (ICRP 1975) تقریباً همان مقداری است که در فانتوم با سن ۱۵ سال در نظر گرفته شده است. سینه، تخمدان و رحم در فانتوم با سن ۱۵ سال ویرایش شدند تا برای یک زن بالغ مناسب باشد. همچنین، اندازه کبد کمی تغییر کرد و موقعیت صفا به‌طوری که با کبد جدید هم همپوشانی نداشته باشد تغییر یافت. این تغییرات در شرح این ارگان‌ها صورت گرفته است. این فانتوم در جداول مقادیر پارامتری با نام "AF-۱۵" برچسب گذاری شده است.

یکی دیگر از تغییرات قابل توجه حاصل شده: ترکیب شیمیایی و چگالی هر نوع بافت در فانتوم (اسکلتی، ریه و بافت نرم) کمی اصلاح شده است. همچنین، ترکیب بافت اسکلتی و نرم نوزاد در حال حاضر متفاوت از

¹ Snyder's phantom

² Cristy

کسانی است که در دیگر سنین می‌باشد. ترکیبات شیمیایی جدید و تراکم در جدول (۲-۱) و (۳-۱) داده شده است. به‌عنوان یک نتیجه از این تغییر، تغییرات جزئی در توده اندام و توده کل بدن از افراد لیست شده در کریستی وجود دارد.

هر فانتوم شامل سه بخش عمده است:

(۱) یک استوانه بیضوی به نمایندگی از تنه و بازوها.

(۲) دو مخروط دایره کوتاه به نمایندگی از پا و ساق پا.

(۳) سیلندر دایره‌ای که مجموعه‌ای است متشکل از یک استوانه بیضوی در بسته و یک نصف بیضی به نمایندگی از گردن و سر.

کد مونت کارلو مربوط به انتقال تشعشع (رایمن و اکرم^۱ ۱۹۹۶) سه نوع بافت را به رسمیت می‌شناسد [۲۲]: بافت اسکلتی، بافت ریه و بافت‌های دیگر (به نام «بافت نرم»). ترکیب عناصر از هر نوع بافت (برای همه فانتوم‌ها به‌جز نوزاد) در جدول (۲-۱) داده شده است. ترکیب داده‌ها در ICRP ۲۳ منتشر شده، استخراج شدند. (ICRP 1975) کمی با ترکیب داده شده توسط اشنایدر و همکاران متفاوت است. به همین منظور برای نوشتن کد مونت کارلو برای تومور ناحیه مغز و بافت اطراف آن که همگی جزو بافت نرم به حساب می‌آیند چگالی را برای این بخش مقدار دقیق ۱ در نظر می‌گیریم. برای فانتوم بزرگ‌سالان به دلیل تجدیدنظر ICRP محتوای P بدن گنجانده شد و عناصر جزئی F و Si وارد شدند. ارزش ضرایب برهم‌کنش فوتون برای هر بافت در جدول (۱-۲) در چیزهای کم‌اهمیت متفاوت با مقدار بافت مربوطه به‌عنوان اشنایدر و همکاران تعریف شده است که در حدود ۱,۰۷ برای مرد بالغ (ICRP 1975) است. ترکیب و تراکم بافت، پارامترهای مهمی در تعیین حمل‌ونقل فوتون در بدن هستند. نگرانی در مورد تأثیر اسکلت معدنی نوزاد کمتر است.

¹ Eckerman

جدول (۲-۱) ترکیب عناصر بافت برای همه فانتوم‌ها به جز نوزاد

Element	Percent by weight		
	Soft tissue	Skeleton	Lung
H	10.454	7.337	10.134
C	22.663	25.475	10.238
N	2.490	3.057	2.866
O	63.525	47.893	75.752
F	0	0.025	0
Na	0.112	0.326	0.184
Mg	0.013	0.112	0.007
Si	0.030	0.002	0.006
P	0.134	5.095	0.080
S	0.204	0.173	0.225
Cl	0.133	0.143	0.266
K	0.208	0.153	0.194
Ca	0.024	10.190	0.009
Fe	0.005	0.008	0.037
Zn	0.003	0.005	0.001
Rb	0.001	0.002	0.001
Sr	0	0.003	0
Zr	0.001	0	0
Pb	0	0.001	0
Density	1.04 g/cm ³	1.4 g/cm ³	0.296 g/cm ³

۷-۷-۱ بافت نرم

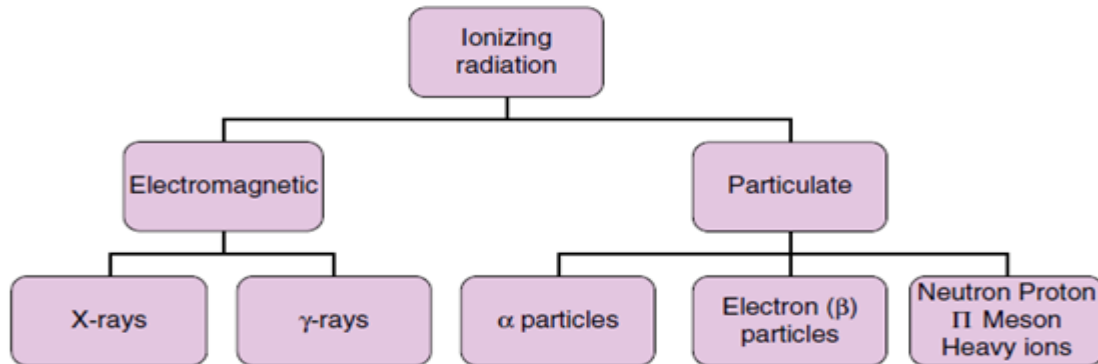
داده‌ها برای بافت نرم با تفریق ترکیب اسکلتی و ریه از ترکیب کل بدن به دست می‌آیند. در جدول (۱-۳) ترکیب عنصری از هر بافت خلاصه ترکیب عنصری است که با محاسبات حمل و نقل تابش در فانتوم نوزاد استفاده می‌شود. مقادیر وزن مخصوص هر نوع بافت نیز در جدول (۱-۳) داده شده است. مطابق با اندازه‌گیری مشاهده شده (ICRP 1975) وزن مخصوص کل بدن نوزاد 1.02 g/cm^3 محاسبه می‌شود [۲۳].

جدول (۱-۳) ترکیب عناصر بافت‌های نوزاد

Element	Percent by weight		
	Soft tissue	Skeleton	Lung ^a
H	10.625	7.995	10.134
C	14.964	9.708	10.238
N	1.681	2.712	2.866
O	71.830	66.811	75.752
Na	0.075	0.314	0.184
Mg	0.019	0.143	0.007
P	0.179	3.712	0.080
S	0.240	0.314	0.225
Cl	0.079	0.140	0.266
K	0.301	0.148	0.194
Ca	0.003	7.995	0.009
Fe	0.004	0.008	0.037
Density	1.04g/cm ³	1.22 g/cm ³	0.296 g/cm ³

۸-۱ پرتوهای یونیزان

اشعه یونیزان (با انرژی بالا) تابشی است که توانایی حذف الکترون‌ها از اتم‌ها را دارد؛ اشعه یونیزان می‌تواند از جنس تابش الکترومغناطیسی یا ذرات تابشی باشد (شکل ۱-۲۰). آنکولوژی تشعشع بالینی از فوتون (تابش الکترومغناطیسی)، الکترون، پروتون و نوترون (ذرات تابشی) به‌عنوان تابش در درمان سرطان و برخی از بیماری‌های خوش‌خیم استفاده می‌کند [۲۴].

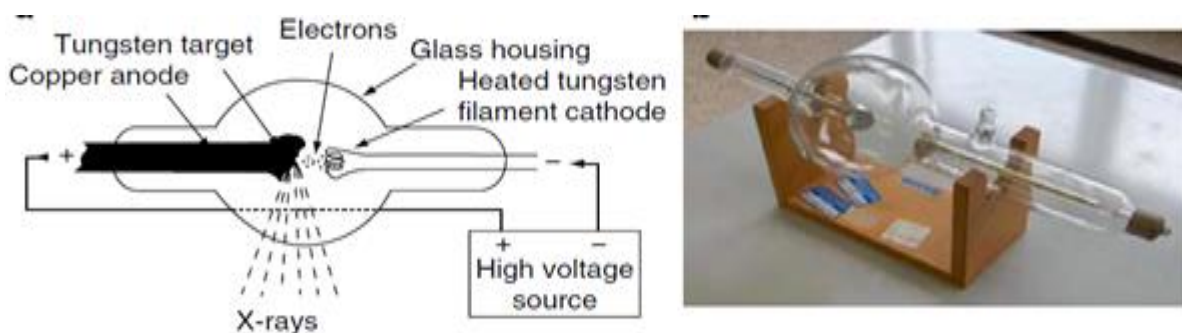


شکل (۱-۲۰) پرتوهای یونیزان

۱-۸-۱ اشعه‌ی ایکس

اشعه‌ی ایکس توسط فیزیکدان آلمانی ویلهلم کنراد رونتگن^۱ در سال ۱۸۹۵ کشف شد [۲۵].

لوله‌ی کاتد رونتگن که توسط ویلیام دیوید کولیدج^۲ در سال ۱۹۱۳ توسعه داده شد، یک لوله‌ی شیشه‌ای تحت فشار 10^{-3} میلی‌متر جیوه متشکل از لایه‌های آند و کاتد است که در آن پتانسیل با انرژی بالا (۱۰۶-۱۰۸ ولت) اعمال شده است. (شکل ۱-۲۱ الف و ب).

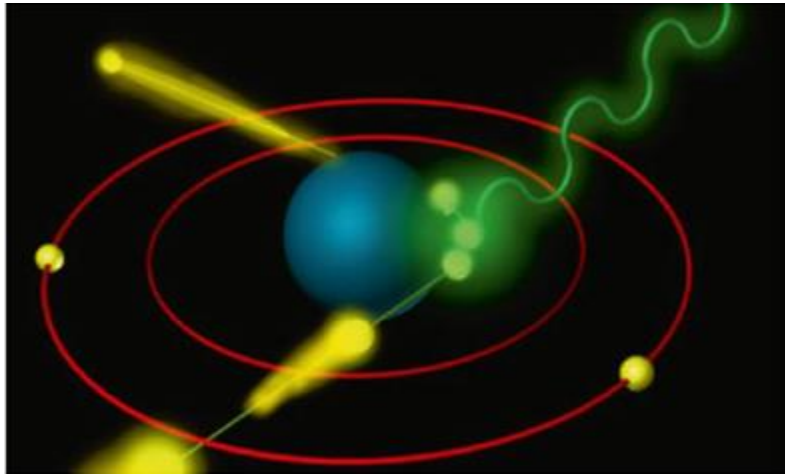


شکل (۱-۲۱) الف. یک لامپ اشعه ایکس (سمت چپ) ب. عکس لوله اشعه ایکس (سمت راست)

¹ Wilhelm Conrad Röntgen

² William D. Coolidge

الکترون‌ها که با گسیل گرمایونی در کاتد تولید می‌شوند توسط پتانسیل به سمت آند شتاب‌دار می‌شوند. آن‌ها بدین گونه با آند که یک فلز با دمای ذوب بالا است برخورد می‌کنند. اشعه‌ی ایکس، با کاهش ناگهانی سرعت این الکترون‌ها - با توجه به فعل و انفعالات کولن با هسته- در آند تولید می‌شود. (این کاهش ناگهانی سرعت الکترون در حال حرکت به‌عنوان تابش ترمزی شناخته می‌شود) شکل (۱-۲۲)



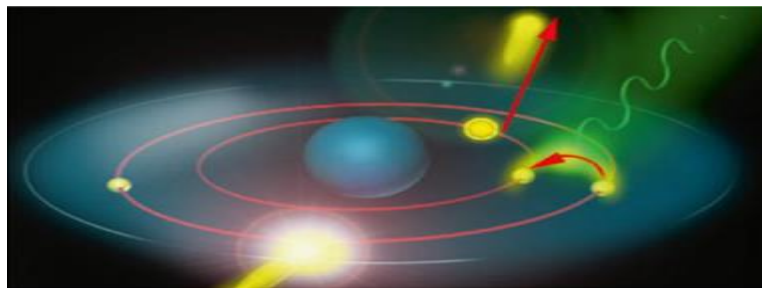
شکل (۱-۲۲) فرآیند تابش ترمزی

انرژی و طول موج اشعه‌ی ایکس به عدد اتمی هدف (آند) فلزی و همچنین به سرعت و انرژی جنبشی الکترون بستگی دارد. شتاب‌دهنده‌ی خطی^۱ و بتاترون‌ها فرآیندهای مورد استفاده برای تولید پرتو در واحدهای تشخیصی اشعه‌ی ایکس هستند.

اشعه‌ی ایکس توسط روش خارج هسته‌ای^۲ تولید می‌شود. دو نوع اشعه‌ی ایکس توسط لوله‌های اشعه‌ی ایکس ایجاد می‌شود [۲۷،۲۶]. نوع اول مربوط به تابش ترمزی اشعه‌ی ایکس است که در بالا ذکر شد. نوع دوم هنگامی اتفاق می‌افتد که یک الکترون در یک اوربیتال اتمی درونی توسط یک الکترون ورودی بیرون انداخته شود و فضای خالی ایجاد شده در مدار توسط الکترون دیگر که از یک اوربیتال اتمی بیرونی حرکت می‌کند پر شود (شکل ۱-۲۳).

^۱ Linac

^۲ extranuclear



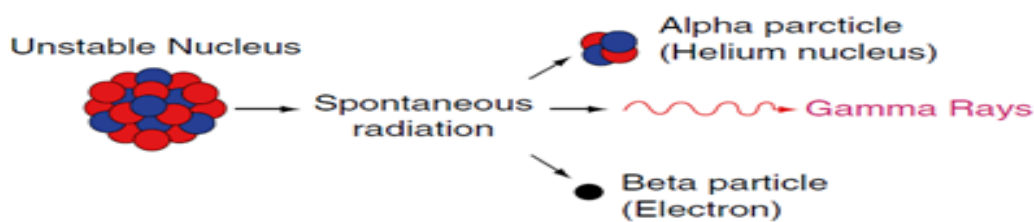
شکل (۱-۲۳) تولید پرتو ایکس مشخصه

این الکترون باید انرژی ایجاد شده در این روش را به حرکت تبدیل کند. انرژی آزاد شده به عنوان اشعه‌ی ایکس مشخصه تابش می‌شود [۲۸]. آن‌ها با توجه به این واقعیت که انرژی‌شان به فلز هدف - که بر روی الکترون‌های شتاب‌دار قرار داد- بستگی دارد مشخص می‌شوند.

اشعه‌ی ایکس تولید شده توسط تابش ترمزی یک طیف انرژی گسترده دارد، درحالی‌که ویژگی اشعه‌ی ایکس، پرتوهای تک انرژی است.

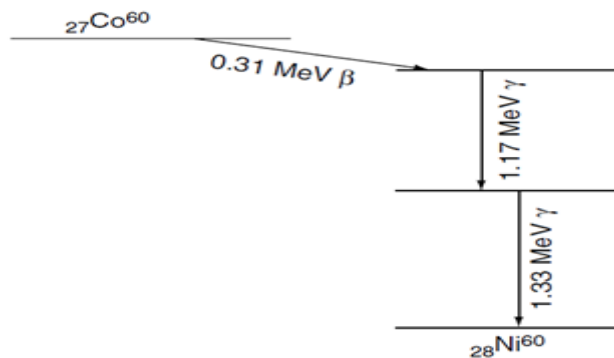
۱-۸-۲ پرتوی گاما

اشعه‌ی گاما به‌طور فیزیکی با اشعه‌ی ایکس یکسان است، اما اشعه‌ی گاما از هسته‌ی اتمی منتشر می‌شود. یک هسته‌ی اتمی ناپایدار انرژی اضافی خود را در قالب یک الکترون (ذره بتا) یا یک هسته هلیوم (ذره آلفا) نشان می‌دهد (شکل ۱-۲۴).



شکل (۱-۲۴) تولید ذره آلفا

در صورتی‌که هنوز پس از آن دارای انرژی اضافی باشد، اشعه‌ی گاما به‌منظور رسیدن به حالت پایدار خود منتشر می‌شود. (شکل ۱-۲۵)



شکل (۱-۲۵) فروپاشی کبالت ۶۰

اشعه‌ی گاما انرژی خوش‌تعریفی دارد. به‌عنوان مثال، دو اشعه‌ی گامای تک انرژی با انرژی متوسط 1.25 MeV و 1.17 MeV و 1.33 MeV پس از اشعه بتا با انرژی 0.31 MeV (که در طول فروپاشی چشمه Co^{60} ساطع شده است) ساطع شده‌اند. از طریق این فرآیند، چشمه Co^{60} به یک محصول پایدار نهایی واپاشی (نیکل-۶۰) تبدیل می‌شود. شکل طبیعی کبالت پایدار در واقع Co^{59} است. چشمه‌ی Co^{60} از طریق بمباران نوترونی در رآکتورهای هسته‌ای ایجاد می‌شود و دارای نیمه‌عمر 5.26 سال است. یک گرم از چشمه Co^{60} دارای اکتیویته 50 Ci می‌باشد [۳۰، ۲۹].

نیمه‌عمر یک رادیو ایزوتوپ زمان موردنیاز برای آنکه اکتیویته خود را به نصف برساند، است [۳۱].

فعالیت یک رادیو ایزوتوپ تعداد واپاشی در ثانیه است و در واحد بکرل و کوری تعریف می‌شود.

- بکرل (BQ) : واحد استاندارد رادیواکتیویته؛ به‌عنوان یک واپاشی در ثانیه تعریف می‌شود.
- کوری (CI) : یک واحد قدیمی رادیواکتیویته، مربوط به 3.7×10^{10} واپاشی در هر ثانیه است.

فروپاشی هسته رادیواکتیو یک فرآیند خود به خودی است. سه نوع فروپاشی رادیواکتیو وجود دارد. ذرات آلفا یا بتا طی فروپاشی‌های اشعه آلفا و بتا از هسته ناپایدار به‌منظور رسیدن به یک هسته پایدار ساطع می‌شوند. واپاشی گاما بدون هیچ‌گونه تغییر در شکل هسته رخ می‌دهد.

۱-۸-۳ مولد پرتودرمانی

اشعه‌ی ایکس کیلوولتاژ به‌طور کلی در درمان سرطان پوست و تومورهای سطحی استفاده می‌شود، درحالی‌که اشعه‌ی ایکس مگا ولتاژ در درمان تومورهای عمیق استفاده می‌شود [۳۲].
از سوی دیگر، الکترون مگا ولتاژ در درمان تومورهای سطحی استفاده می‌شود.

۱-۸-۴ شتاب‌دهنده‌ی خطی

دو نوع شتاب‌دهنده برای پرتودرمانی استفاده می‌شود [۳۳]. بتاترون و شتاب‌دهنده‌ی الکترونی خطی که ۹۹٪ از تمام ماشین‌های شتاب‌دهنده فعلی مورد استفاده در درمان تابش است. از سوی دیگر سیکلوترون‌ها، شتاب‌دهنده‌های ذرات سنگین هستند که برای پروتون یا نوترون درمانی استفاده می‌شوند.

الکترون‌های آزاد (همانند لوله‌ی اشعه ایکس) ساطع شده از یک سیم فلزی از طریق انتشار گرما-یونی در یک میدان الکترومغناطیسی برای افزایش انرژی جنبشی خود شتاب می‌گیرند.

الکترون‌های شتاب‌دار با انرژی بالا می‌توانند به‌طور مستقیم برای پرتودرمانی (به‌طور کلی برای درمان سطحی) استفاده شوند و یا آن‌ها را با هدف تولید انرژی بالا اشعه‌ی ایکس هدایت کرد (برای تومورهای عمیق). در این روش، اشعه‌ی ایکس با انرژی ۴-۲۵ MeV توسط الکترون‌هایی با انرژی‌های ۴-۲۵ MeV تولید می‌شود. شتاب بخشیدن به الکترون‌ها بیش از ۴۰۰ کیلوولت درون لوله‌های اشعه ایکس متداول غیرممکن است؛ بنابراین، از اتاقک‌های موج مغناطیسی با فرکانس بالا در شتاب‌دهنده‌های خطی استفاده می‌شود و حرکت الکترون با بار منفی توسط میدان مغناطیسی در این ماشین شتاب‌دهنده، نتیجه به دست آوردن انرژی جنبشی است.

- اتاقک مایکروویو: این اتاقک شامل اتاقک‌های استوانه‌ای شکل از جنس فلزی رسانا (با قطر ۸cm) است که ۳۰۰۰ مگاهرتز امواج الکترومغناطیسی تولید می‌کند.
- شتاب‌دهنده الکترون: حرکت امواج الکترومغناطیسی با فرکانس بالای اتاقک به داخل کانال در وسط سیلندر رخ می‌دهد و الکترون‌های خطی با عبور از یک اتاقک به یک اتاقک دیگر در این کانال شتاب می‌گیرند. سرعت خروج یک الکترون در این لوله با مجموع سرعت به‌دست‌آمده توسط الکترون در هر اتاقک برابر است.

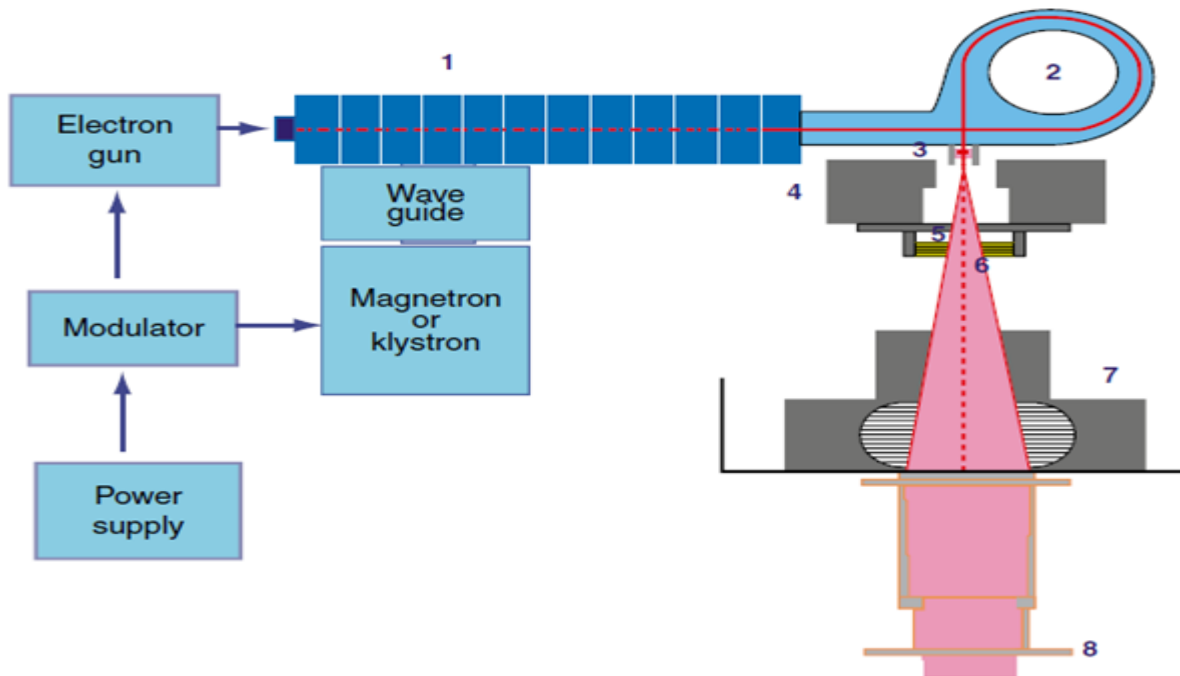
اصل عملیاتی شتاب‌دهنده‌های الکترونی بدین صورت است که پالس الکتریکی به ترکیبات تعدیل‌کننده^۱ سپرده می‌شود. یک مکانیسم کنترل خاص، این پالس را به‌طور هم‌زمان به تفنگ الکترونی و به بخش مسئول تولید مایکروویو (به نام کلیسترون^۲ یا مگنترون^۳) در فواصل زمانی خاص (۲۰۰-۵۰ هرتز فرکانس) می‌فرستد. الکترون‌های آزاد توسط پالس‌ها به لوله شتاب‌دهنده ارسال می‌شود. یک مدول کنترل فرکانس خودکار، امواج الکترومغناطیسی در لوله شتاب‌دهنده را با همان فرکانس تولید می‌کند.

^۱ modulator

^۲ لوله الکترونی است که امواج ماکروویو را توسط مدولاسیون سرعت تولید و یا تقویت می‌کند
^۳ لوله الکترونی برای تقویت و یا تولید امواج مایکروویو با جریانی از الکترون‌ها که توسط یک میدان مغناطیسی خارجی کنترل می‌شود

الکترون‌های تولید شده در تفنگ الکترونی به لوله شتاب‌دهنده با انرژی 50 keV ارسال می‌شود. الکترون‌ها سوار بر امواج الکترومغناطیسی می‌شوند، به طوری که شتاب و توان خود را به سطح مگا الکترون‌ولت افزایش می‌دهند. آن‌ها در پایان لوله شتاب‌دهنده به حداکثر انرژی خود می‌رسند.

الکترون‌ها از طریق لوله شتاب‌دهنده خارج می‌شوند و سپس در یک زاویه 90° یا 270° درجه منحرف شده و به جایی که در آن پرتو خارج می‌شود، هدایت می‌شوند.

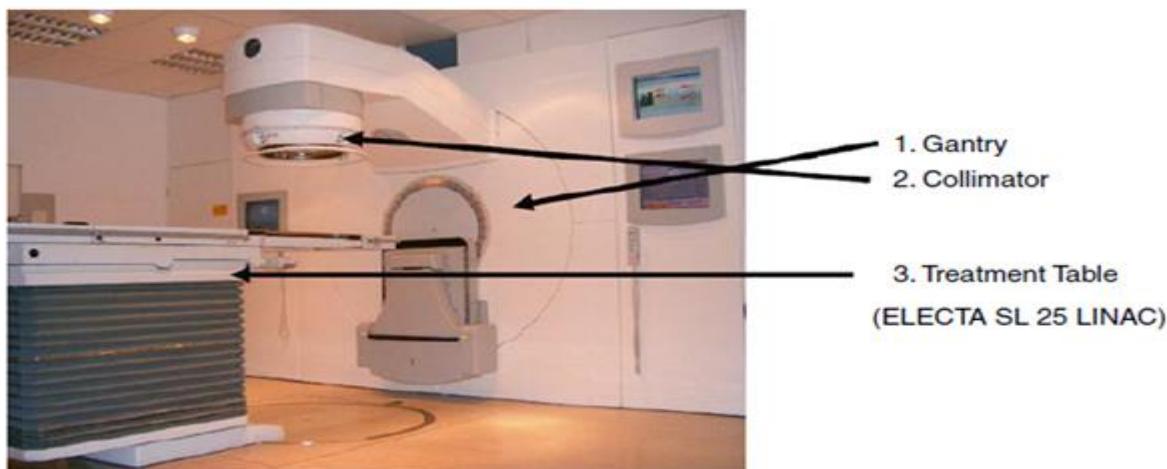


شکل (۱-۲۶) تصویر عمومی از یک شتاب‌دهنده خطی (۱) تولید و شتاب الکترون‌ها (۲) 270° درجه خم شدن الکترون (۳) هدف و فیلتر اولیه (۴) کولیماتورهای اولیه (۵) فیلتر اصلی (۶) اتاق یونیزان (۷) موازی‌ساز مولتی لیف (۸) الکترون اپلیکاتور تفنگ الکترونی مورد استفاده در یک شتاب‌دهنده یک رشته سیم داغ است. (شکل ۱-۲۶)

هدف اصلی استفاده از فیلتر مسطح در یک شتاب‌دهنده، جمع‌آوری اشعه‌ی ایکس کم انرژی و فعال کردن اشعه‌ی ایکس انرژی بالا همانند پرتو مسطح می‌باشد.

در برخی از شتاب‌دهنده‌ها یک فرستنده امواج الکترومغناطیسی به جای یک فویل پراکندگی استفاده شده است.

^۱ یک دستگاه ساخته شده از ورقه‌هایی از یک ماده با عدد اتمی بالا، معمولاً تنگستن که می‌تواند به طور مستقل در داخل و خارج از مسیر یک پرتو ذرات به منظور انسداد حرکت قرار بگیرد



شکل (۱-۲۷) یک شتاب‌دهنده خطی

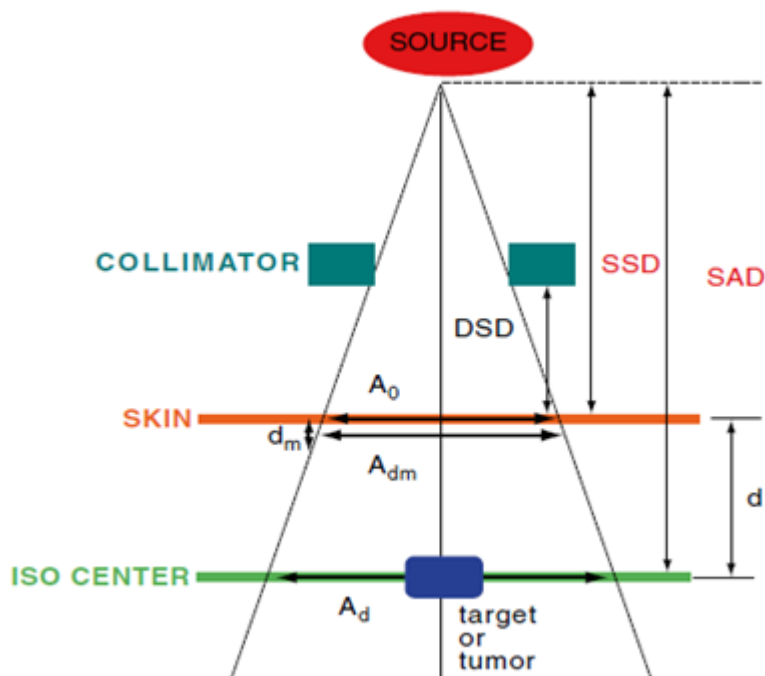
سر شتاب‌دهنده درمانی مدل Electa SL 25 شامل اجزای زیر است (به ترتیب): یک هدف تنگستن، کولیماتور اولیه، یک فیلتر مسطح (فیلتر اصلی) حاوی مخلوطی از تنگستن و آلومینیوم که برای تنظیم مدولاسیون فضایی شدت پرتو استفاده می‌شود، یک فویل برای گسترش فضایی پرتوهای الکترونی، دو اتاقک یونی، یک شکاف ۶۰ درجه، فیلتر و کولیماتور (شکل ۱-۲۷).

۱-۸-۵ دزیمتری تابش

کیفیت اشعه‌ی تولید شده در میان ماشین‌های پرتودرمانی می‌تواند متفاوت باشد. کیفیت تابش به نوع تابش، انرژی و توانایی نفوذ آن بستگی دارد. این خصوصیات باید به صورت تجربی اندازه‌گیری و تأیید شود. اندازه‌گیری‌های فیزیکی، فن‌های اندازه‌گیری و واحدهای اندازه‌گیری به افزایش اثربخشی پرتودرمانی مطابق با اصل محرک اصلی کمک می‌کند. اندازه‌گیری‌های دزیمتریک در بیماران، توسط پارامترهای آب و یا فانتوم معادل بافت انجام می‌شود و پس از آن در درمان فیزیکی استفاده می‌شود.

۱-۸-۶ تعریف هندسه پرتو

ارائه دقیق دز تابش به بیمار بستگی به موقعیت‌یابی دقیق بیمار و تابش منبع دارد. پارامترهای هندسی ارتباط بین مبدأ و مقصد (تومور در هنگام درمان) در زیر آمده است (شکل ۱-۲۸).



شکل (۱-۲۸) پارامترهای هندسی بین منبع و مقصد

SSD: فاصله پوست تا منبع

SAD: فاصله تومور تا منبع

DSD: فاصله کولیماتور تا پوست

A₀: سطح بر روی پوست

A_d: سطح در عمق (درست در محل تومور)

A_{dm}: اندازه درست در نقطه حداکثر دوز (درست در نقطه ساخت)

D: عمق (عمق تومور)

D_M: عمق حداکثر دوز (D_{max})

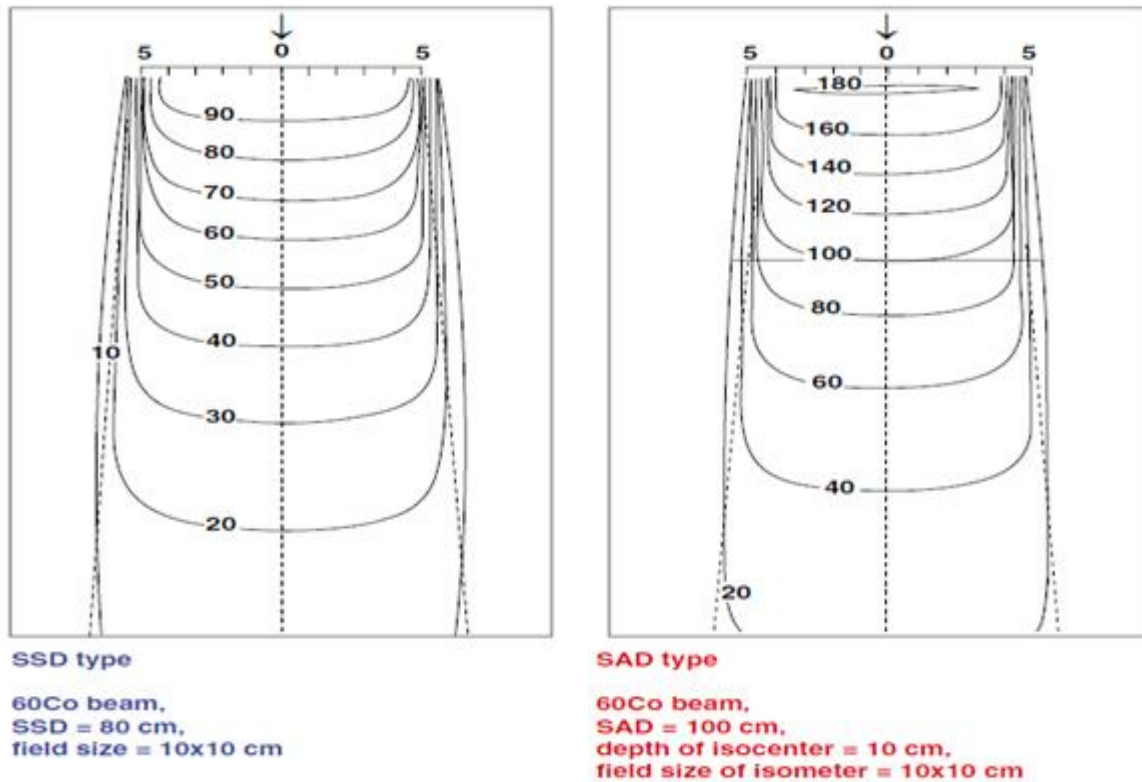
A_{dm} و A₀ را می‌توان از طریق ریاضی با استفاده از پارامترهای هندسی بین منبع و هدف پیدا کرد:

$$A_d = \frac{A_0 \times (SSD + d)}{SSD} = A_0 \times \frac{SAD}{SSD} \quad (1-12)$$

$$A_{d_m} = A_0 \frac{(SSD+d_m)}{SSD} \quad (1-13)$$

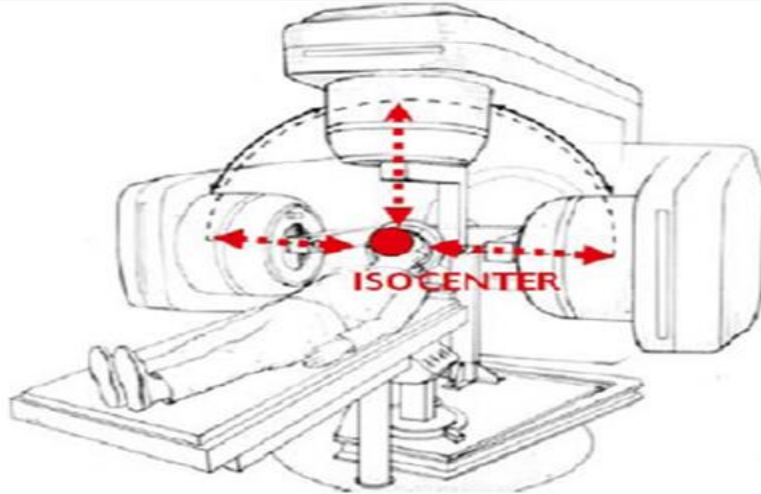
SSD و SAD پارامترهای هندسی هستند که می‌توان آن‌ها را تغییر داد که منجر به دو روش مختلف برنامه‌ریزی و تنظیم درمان می‌شود (شکل ۱-۲۹):

- روش SSD ثابت [۳۴]: در این حالت، ایزوسنتر^۱ (نقطه‌ای که همه پرتوهای تابش عبور می‌کنند) از دستگاه درمان (شبه‌ساز) تا روی پوست بیمار است. (روش غیر ایزوسنتر)
- روش SAD ثابت: در این حالت، ایزوسنتر از دستگاه درمان (یا شبه‌ساز) تا بیمار (تومور) است (روش ایزوسنتر)؛ شکل (۱-۳۰)



شکل (۱-۲۹) منحنی هم دوز در روش SSD و SAD

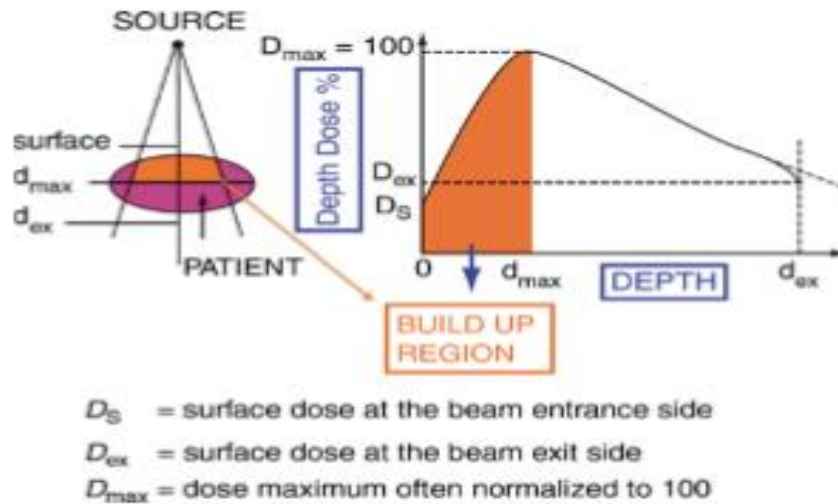
¹ isocenter



شکل (۱-۳۰) ایزوسنتر

۱-۸-۷ منطقه ساخت^۱

منطقه بین پوست و عمق حداکثر دوز (D_{max}) منطقه ساخت نامیده می‌شود (شکل ۱-۳۱) [۳۵]. این منطقه، بین سطح و عمق d به‌عنوان منطقه ساخت دوز در محدوده‌ی پرتوهای مگا ولتاژ قرار دارد و از نتایج انرژی جنبشی در بیمار توسط ذرات باردار ثانویه (که محدوده نسبتاً طولانی دارد) در داخل بیمار توسط فوتون منتشرشده به دست آمده است. (اثر فوتوالکتریک، اثر کامپتون و تولید زوج) (جدول ۱-۴ و ۱-۵).



شکل (۱-۳۱) منطقه ساخت

¹ Build-up region

جدول (۴-۱) نقاط ساخت (به عمق D_{max}) برای انرژی‌های مختلف فوتون

	Superficial	Orthovoltage	Co-60	4 MV	6 MV	10 MV	18 MV	25 MV
Depth of D_{max} (cm)	0	0	0.5	1	1.5	2.5	3.5	5

Field size = 5 × 5 cm

جدول (۵-۱) نقاط ساخت (به عمق D_{max}) برای انرژی‌های مختلف الکترون

	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV	18 MeV	22 MeV
Depth of D_{max} (cm)	1.2	1.56	2.1	1.7	1.5	1.49

۹-۱ مشخصه‌های سلول سرطانی

سرطان اختلالی است که با گسترش مداوم سلول همراه است [۳۶]. این رویداد زمانی اتفاق می‌افتد که تکثیر بیش از حد سلول‌ها منجر به افزایش تعداد آن‌ها می‌شود که این تعداد سلول با از دست دادن سلول در حالت طبیعی به تعداد نرمال نمی‌رسد. این سلول‌ها به‌طور مداوم حمله می‌کنند و به اندام‌های موجود آسیب می‌رسانند. اگرچه سلول‌های سرطانی با سرعت بیشتری نسبت به سلول‌های طبیعی می‌میرند، اما تشکیل سلول‌های جدید با سرعتی بیش از حالت عادی رخ می‌دهد که منجر به تجمع سلول‌های سرطانی می‌شود. این عدم تعادل از دو ناهنجاری ژنتیکی سلول‌های سرطانی (ناتوانی ارگان برای تشخیص و از بین بردن سلول‌های سرطانی) ناشی می‌شود.

۱-۹-۱ تابش بر سلول

اشعه یونیزان انرژی را به یک ماده انتقال می‌دهد که از این طریق از آن عبور می‌کند، مانند یک گلوله میکروسکوپی تا زمانی که تابش توسط مواد به علت جذب متوقف شود [۳۷]. علاوه بر این، تابش پیوندهای مولکولی مواد موجود در مسیر خود را می‌شکند و ساختار مواد را تغییر می‌دهد. اگر مواد از زنجیره‌های مولکولی طولانی تشکیل شده باشد، زنجیره توسط تابش شکسته می‌شود و پیوند جدیدی را به‌طور تصادفی تشکیل می‌دهد؛ به عبارت دیگر، تابش مولکول‌های طولانی در موقعیت‌های مختلف را مانند یک شعله جوشکاری دوباره به روش‌های مختلف به هم متصل می‌کند.

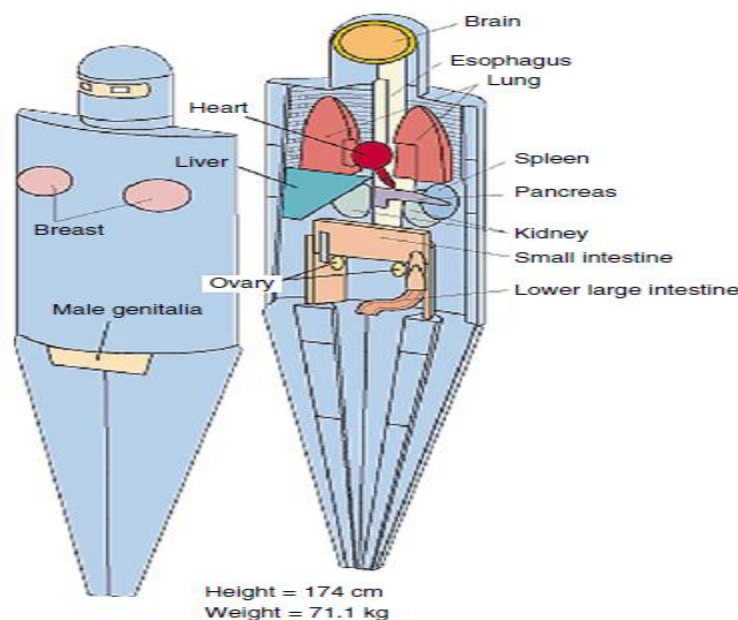
سلول‌های زنده معمولاً از زنجیره‌های طولانی پروتئین تشکیل شده‌اند و برخی از این مولکول‌ها را می‌توان با قرار دادن سلول در معرض تابش شکست. قطعات مولکولی پس از آن می‌توانند به روش‌های مختلف بازسازی شوند در نتیجه مولکول‌های جدید تولید می‌شود. این مولکول‌های جدید نمی‌توانند مانند مولکول اصلی

رفتار کنند، زیرا آنها نیاز به تعمیر دارند. در این صورت، ساختار مولکولی معیوب در سلول تجمع می‌یابد و باعث تغییر در سوخت‌وساز سلول می‌شود. اگر مولکول DNA معیوب باشد، می‌تواند منجر به شکل‌گیری یک سلول سرطانی شود. سلول‌ها مکانیسم‌های تعمیر خاصی دارند که می‌توانند برای این نوع از آسیب به کار گرفته شوند. سلول‌ها در ارگانیسم توسعه‌یافته حتی می‌توانند مولکول خود را یک‌به‌یک بررسی کنند و آنها ترجیح می‌دهند در فواصل زمانی خاصی به‌جای تعمیر مولکول‌ها آسیب آنها را بازسازی کنند. با این حال، ظرفیت برای ترمیم سلول‌ها محدود است و اگر از این حد تجاوز کند، مولکول‌های آسیب‌دیده شروع به تجمع می‌یابند و عملکرد بقا، حیات سلول را تحت تأثیر قرار می‌دهد.

۱-۹-۲ مشخصات بافت هدف

بافت‌های مختلف دارای حساسیت‌های رادیویی مختلف هستند. تأثیر تابش بر روی سلول‌هایی که به‌سرعت تقسیم می‌شوند (به‌عنوان مثال تشکیل سلول‌های خونی در مغز استخوان) نسبت به سلول‌هایی که سرعت تقسیم آهسته‌تری دارند (به‌عنوان مثال بافت همبند و بافت چربی) بیشتر است. عوامل متابولیک مانند غلظت اکسیژن نیز در حجم مورد تابش مهم است.

کمیسیون بین‌المللی حفاظت از مواد رادیولوژیک^۱ به‌منظور برآورد دز جذبی در مکان‌های خاصی در بدن انسان مرجعی را تعریف کرده است. (شکل ۱-۳۲)



شکل (۱-۳۲) مرجع انسان بر اساس ICRP [۳۸]

¹ International Commission on Radiological Protection

به‌طور کلی، نتایج در جذب نور به دست آمده در این راه را می‌توان به تابش واقعی مربوط دانست. ساده‌سازی بیشتر توسط ICRP در سال ۱۹۷۷ پیشنهاد شد. محدودیت توصیه‌شده در هم ارزی دز بر اساس تابش منظم بر کل بدن انسان است. تابش برای تمام و یا تنها قسمتی از بدن را می‌توان به‌عنوان معادل تابش کل بدن، با در نظر گرفتن فاکتورهای وزنی برای اندام‌های خاص بیان کرد [۴۰، ۳۹]. (جدول ۶-۱)

جدول (۶-۱) فاکتورهای وزنی بافت

Tissue	Tissue weighting factor (W_T)
Gonads	0.20
Lung, bone marrow, stomach, colon	0.12
Thyroid, liver, esophagus, breast, bladder	0.05
Bone surface	0.01
Skin	0.01
Other organs	0.05
Total	1

۳-۹-۱ دز معادل تمام بدن [۴۱]

دز معادل تمام بدن از طریق رابطه‌ی ۱-۱۴ به‌دست می‌آید:

$$H_{wb} = \sum_T W_T H_T \quad (14-1)$$

H_T : دز معادل بافت

W_T : فاکتور وزن بافت

۴-۹-۱ دز مؤثر

این دز با ضرب دز معادل بر فاکتور وزن بافت (W_T) محاسبه می‌شود. واحد دز مؤثر مانند دز معادل، سیورت است.

$TD5/5$: دز تحمل حداقل دزی است که عوارض کمتر از ۵٪ در طول ۵ سال را تعریف می‌کند [۴۲].

$TD50/5$: دز تحمل حداکثر دزی است که عوارض ۵۰٪ در طول ۵ سال را تعریف می‌کند.

دز تحمل به میزان ۲ گری، دز جزئی روزانه تعیین شده است و برای مدت ۵ روز / هفته در نظر گرفته شده است.

جدول (۷-۱) کلاس شماره یک اندامها: آسیب اشعه منجر به بیماری می شود و یا بسیار کشنده است [۴۳].

	Damage	TD 5/5 (Gy)	TD50/5 (Gy)	Irradiated field size or volume
Bone marrow	Aplasia, pancytopenia	25	4.5	Total
		35	40	Segmental
Liver	Acute and chronic hepatitis	25	40	Total
		15	20	Total thin band
Stomach	Perforation, bleeding	45	55	100 cm ²
Small intestine	Perforation, bleeding	45	55	400 cm ²
		50	65	100 cm ²
Brain	Infarction, necrosis	60	70	Total
		70	80	25%
Spinal cord	Infarction, necrosis	45	55	10 cm
Heart	Pericarditis, pancarditis	45	55	100 cm ²
Lung	Acute and chronic pneumonia	30	35	60%
		15	25	Total
Kidney	Acute and chronic nephrosclerosis	15	20	Total
		20	25	Whole thin band
Fetus	Death	2	4	Total

جدول (۸-۱) کلاس شماره دو اندامها: آسیب اشعه دارای عوارض کم یا متوسط و بعضاً کشنده است.

	Damage	TD5/5 (Gy)	TD50/5 (Gy)	Irradiated field size or volume
Oral cavity and pharynx	Mucositis, ulceration	60	75	50 cm ²
Skin	Acute and chronic dermatitis	55	70	100 cm ²
Esophagus	Esophagitis, ulceration	60	75	75 cm ²
Rectum	Ulcer, stricture	60	80	100 cm ²
Salivary glands	Xerostomia	50	70	50 cm ²
Bladder	Contracture	60	80	Total
Ureters	Stricture	75	100	5–10 cm
Testis	Sterilization	1	2	Total
Ovaries	Sterilization	2–3	6–12	Total
Growing cartilage	Growth retardation	10	30	Total
Child bone	Dwarfism	10	30	10 cm ²
Adult cartilage	Necrosis	60	100	Total
Adult bone	Fracture, sclerosis	60	100	10 cm ²
Eye	Retinopathy	55	70	Total
	Keratopathy	50	60	Total
	Cataract	5	12	Total/partial
Endocrine glands	Hypothyroidism	45	150	Total
	Hypoadrenalism	60	20–30	
	Hypopituitarism	45		
Peripheral nerves	Neuritis	60	100	Total
Ear	Serous otitis	50	70	Total
		Vestibule	60	

۱-۹-۵ پاسخ تومور به تابش

هدف از پرتودرمانی، نابود کردن بافت تومور است درحالی که حداقل آسیب به بافت‌های طبیعی اطراف برسد؛ بنابراین، پرتوی تابیده شده به تومور و بافت اطراف آن باید شامل ملاحظات مهمی در هنگام تعیین درمان شوند. بدیهی است که سلول‌ها در بافت تومور الگوهای رشد غیرعادی دارند و حساسیت پرتویی مختلف دارند. علاوه بر این، سلول‌های تومور انواع مختلفی از اندازه، ساختار کروموزوم و سیتوپلاسم را به نمایش می‌گذارند.

E = تعداد کل سلول‌ها از جمله سلول‌های جبران‌ناپذیر (a) و یا سلول‌های جزئی تعمیر پذیر (b)

n = تعداد شکست

d = دز شکست

BED = دز مؤثر بیولوژیکی

T = زمان کلی درمان

T_k = زمان شروع (تعدد زمان شروع)

T_p = زمان دو برابر شدن تومور احتمالی

در سرطان سر و گردن و ریه

محاسبه BED برای پاسخ تومور:

$$T_k = 21 \text{ روز}$$

$$T_p = 3 \text{ روز}$$

محاسبه BED بافت نرمال:

$$T_k = 7 \text{ روز}$$

$$T_p = 25 \text{ روز}$$

¹ Biological Effective Dose

۱-۱ سرطان‌شناسی تشعشع بالینی^۱

تابش برای اولین بار در یک محیط بالینی توسط یک دانشجوی پزشکی آمریکا، امیل گراب^۲ در ۲۹ ژانویه ۱۸۹۶ به کار گرفته شد. گراب فرزند مهاجران آلمانی اصطلاح "پرتودرمانی" را در سال ۱۹۰۳ معرفی کرد. او به مقایسه اثرات فوتوتراپی و پرتودرمانی علاقه‌مند شده بود [۴۴]. از آن زمان تاکنون زمینه سرطان‌شناسی تشعشع به سرعت به صورت موازی با فناوری توسعه داده شده است و در درمان سرطان به یک ضرورت تبدیل شده است. در ابتدا رادیوم رادیواکتیو در جایی که دارو دچار کمبود بود در هر وضعیتی به کار گرفته شد. به عصاره رادیوم یک علامت تجاری اختصاص داده شد و در بازار فروخته شد. پس از استفاده‌ی گسترده عوارض جانبی جدی آن‌ها معلوم شد، بنابراین استفاده از رادیوم توسط قوانین سخت‌گیرانه تنظیم شد. در نهایت، زمینه‌های استفاده تشخیصی و استفاده درمانی از اشعه از هم جدا شدند و سرطان‌شناسی تشعشع برای درمان سرطان و برخی از بیماری‌های خوش‌خیم تأسیس شد. سرطان‌شناسی با استفاده از چندین نوع درمان و ماشین‌آلات در مراحل ابتدایی خود ساخته شده است. همه‌ی این روش‌های درمانی جدید، یک دنباله روشن در جامعه پزشکی هستند (شکل ۱-۳۳). این فرآیند توسعه حتی امروزه در زمینه سرطان‌شناسی تشعشع ادامه دارد.



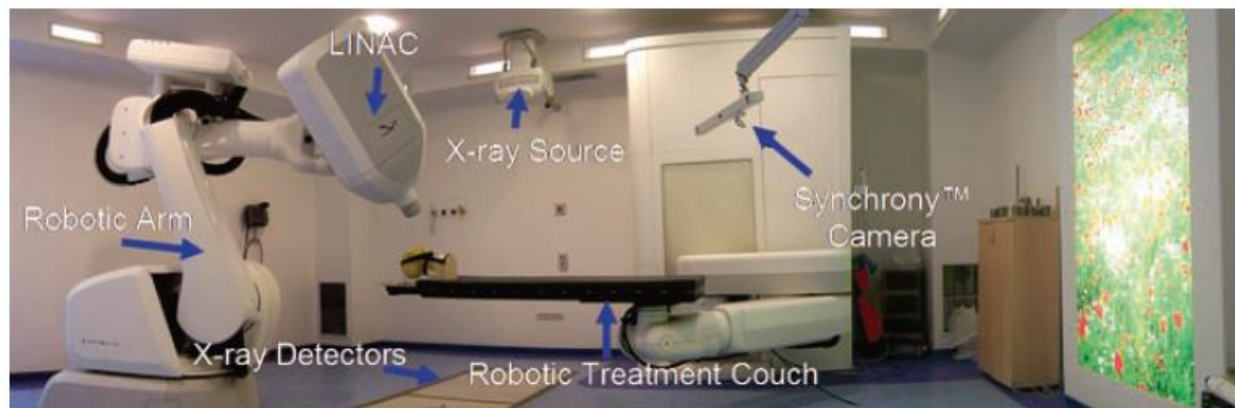
شکل (۱-۳۳) مقالات و ماشین‌آلات درمانی تاریخی

^۱ شاخه‌ای از طب داخلی با استفاده از انواع مختلف اشعه یونیزان و انرژی

^۲ Emil Grubbe

حدود ۶۰٪ - ۵۰ از موارد سرطان در برخی از مراحل درمان خود به پرتودرمانی نیاز دارند. سرطان شناس تشعشع تصمیم می‌گیرد که آیا اشعه درمانی برای درمان ضروری است یا خیر. با این حال، بهتر است زمانی که تصمیم‌گیری در درمان نهایی در عمل بالینی اتفاق می‌افتد، چند رشته (جراحی، سرطان پزشکی، پزشکی هسته‌ای، رادیولوژی) مشورت کنند.

سایبرنایف یک نوع روش جراحی رادیویی رباتیک است. این دستگاه بدون قاب درمان تومورها در هر دو منطقه جمجمه و خارج از آن را با بهره‌گیری از یک شتاب‌دهنده 6 MeV که بر روی یک بازوی رباتیک نصب شده فراهم می‌کند (شکل ۱-۳۴). همچنین به‌عنوان یک میز رباتیک، سایبرنایف توانایی انجام تمام انواع روش‌های پرتودرمانی پیشرفته، از جمله $^1\text{IMRT}$ ، $^2\text{IGRT}$ پرتودرمانی تنفس هماهنگ و پرتودرمانی ردیابی تومور را دارد.



شکل (۱-۳۴) دستگاه جراحی رادیویی رباتیک (دانشگاه هاستیپ ترکیه، واحد جراحی رادیویی رباتیک)

عواملی که باید قبل از درمان در نظر گرفته شوند

- هدف: تسکین و درمان

- مرکز پرتودرمانی: تجهیزات، تجربه، کلینیک بستری، هزینه

تومور: مرحله، بافت‌شناسی، محل، حساسیت پرتویی، درمان‌های قبلی

بیمار: سن، عملکرد، ابتلا، ترجیح بیمار

¹ Intensity-Modulated Radiation Therapy

² Image-Guided Radiation Therapy

بیماران باید در مورد درمان (روش، مدت زمان، حاد و غیر حاد بودن، اطلاع از عوارض جانبی، هزینه و روش‌های جایگزین) و پس از درمان آگاه شوند. رضایت آگاهانه باید برای مقاصد قانونی به دست آمده باشد.

۱-۱۰-۱ روش پرتودرمانی

پرتودرمانی توسط یک گروه از اعضای گروه از جمله سرطان شناس تشعشع، فیزیکی‌دان تابش، درمانگر تابش، دزیمتریست، پرستار، روانشناس و یا مددکاران اجتماعی انجام می‌گیرد. موفقیت درمان در پرتودرمانی به شدت وابسته به تجهیزات فنی مناسب است.

پس از تصمیم به استفاده از پرتودرمانی یک جلسه چندجانبه در نظر گرفته می‌شود. سرطان شناس نیاز به ارزیابی گزارش‌های مربوط به سابقه بیمار، معاینات فیزیکی و به‌ویژه گزارش آسیب‌شناسی^۱، عکس‌های رادیویی، گزارش‌ها و همچنین گزارش تصویربرداری هسته‌ای دارد و جزئیات مربوط را در جدول بیمار اضافه می‌کند. اگر هرگونه علائم فیزیکی برجسته و آشکار وجود دارد، آن‌ها باید عکس‌برداری شده و به جدول اضافه شود، چرا که ممکن است برای ارزیابی موفقیت یا عدم موفقیت درمان مفید باشد. با رضایت بیمار تصاویر می‌تواند برای مطالعات علمی استفاده شود.

بیمار باید با توجه به سطح تحصیلات خود، پس از معاینه بالینی حتماً در مورد بیماری و مراحل درمان خود آگاه شود. مراحل مربوط به روش پرتودرمانی و مدت زمان آن‌ها و همچنین اثرات حاد، عوارض، زمان آغاز و همچنین اقدامات پیشگیرانه باید به بیمار گفته شود.

پس از آن، اولین گام در پرتودرمانی - شبیه‌سازی - برنامه‌ریزی شده است (بی‌حرکتی، تصویربرداری و تعیین محل تومور).

۱-۱۰-۲ شبیه‌سازی

شبیه‌سازی پرتودرمانی با استفاده از یک دستگاه اشعه‌ی ایکس تشخیصی با ویژگی‌های فیزیکی و هندسی شبیه به ماشین دور درمانی^۲ واقعی صورت می‌گیرد. بیمار قبل از شبیه‌سازی باید بی‌حرکت باشد و سپس تومور با یک دستگاه اشعه ایکس با دامنه هدایت شده تعیین موقعیت می‌شود.

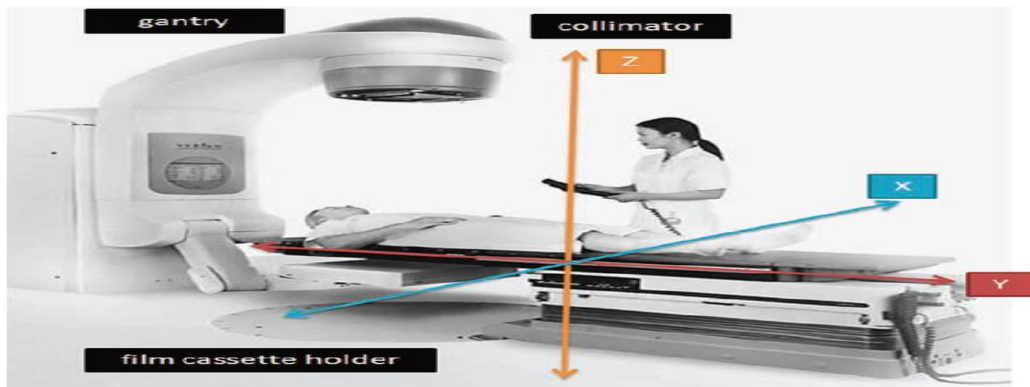
شبیه‌سازی را می‌توان با MRI، CT و یا به‌ندرت توسط PET-CT انجام داد. (شکل ۱-۳۵ و شکل ۱-۳۶).

¹ Pathology

² Teletherapy



شکل (۳۵-۱) انواع شبیه‌سازهای مختلف: شبیه‌سازی معمولی و شبیه‌ساز CT (آکادمی پزشکی نظامی گولپین^۱)



شکل (۳۶-۱) یک شبیه‌ساز معمولی و توانایی حرکت آن

شبیه‌سازی انجام‌شده توسط یک شبیه‌ساز معمولی یک روش شبیه‌سازی زمان واقعی است که از آن به‌طور مستقیم در درمان بیمار استفاده می‌شود.

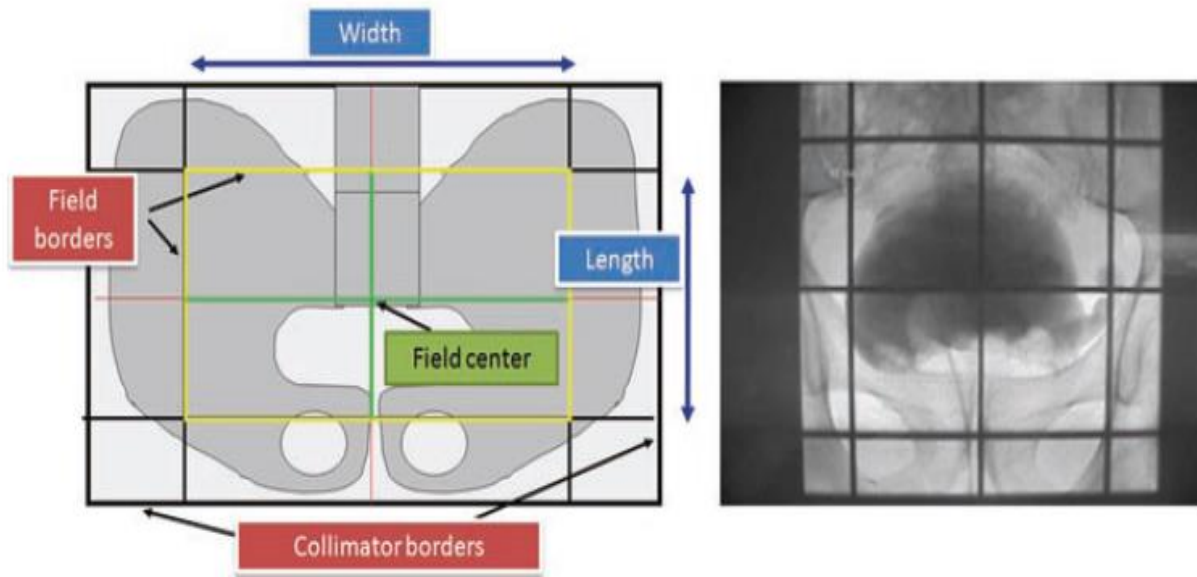
موقعیت درمان بیماران باید در هر دو جدول مربوط به بیمار و فیلم شبیه‌سازی ثبت شود (به‌عنوان مثال، خوابیده به پشت، در معرض، دست بالا)

سر دستگاه با توجه به دستگاه درمان واقعی (SAD) - فاصله منبع تا تومور - قبل از شبیه‌سازی تنظیم می‌شود. پس از آنکه بیمار بر روی نیمکت قرار گرفت، مقدار SSD موردنظر (معمولاً ۱۰۰ - ۸۰ سانتی‌متر) با تنظیم ارتفاع نیمکت به دست می‌آید. SSD به‌وسیله‌ی نیمی از ضخامت بیمار کاهش می‌یابد. در نهایت میدان تشعشع با توجه به روش انتخابی تعیین می‌گردد. (SSD ثابت یا SAD ثابت)

¹ Gulhane

۳-۱۰-۱ تصویربرداری و تعیین محل تومور

بیمار بر روی نیمکت شبیه‌ساز در موقعیت موردنیاز قرار می‌گیرد. ماسک، صفحه پایه، محافظ قفسه‌ی سینه و زانو یا هر دستگاه دیگر برای بی‌حرکتی مشابه موقعیت با دقت قرار داده می‌شود. پرتوی درمانی احتمالی تعیین می‌شود و SSD ها با توجه به ضخامت بیمار محاسبه می‌شود. زاویه سر دستگاه، اندازه محدوده و زاویه موازی‌ساز توسط نرم‌افزار شبیه‌ساز تحت دامنه اشعه ایکس مرتب می‌شود. (شکل ۱-۳۷).



شکل (۱-۳۷) حوزه درمان در یک شبیه‌ساز معمولی و یک فیلم شبیه‌سازی

۴-۱۰-۱ شبیه‌سازی CT

برای بیماری که برای دریافت رادیوتراپی تطبیقی مراجعه می‌کند، ماسک و دیگر تجهیزات موردنیاز در همان روز CT شبیه‌سازی شده توسط درمانگر رادیویی تحت نظارت سرطان شناس تشعشع فراهم می‌شود. اگر به یک مسیر تزریق برای یک ماده حاجب نیاز باشد، قبل از شبیه‌سازی CT بیمار نزد پرستار فرستاده می‌شود.

۵-۱۰-۱ برنامه‌ریزی درمان

انرژی موردنیاز، با توجه به عمق تومور و بافت نرمال اطراف آن پس از تعیین روش پرتودرمانی از طریق شبیه‌سازی انتخاب می‌شود. انرژی‌های بالا برای تومورهای عمیق انتخاب می‌شوند، درحالی‌که انرژی پایین یا پرتوهای الکترونی برای تومورهای سطحی انتخاب می‌شوند.

۱-۱۰-۶ درمان با استفاده از انرژی مگا ولتاژ

- انرژی با توجه به عمق هدف انتخاب می‌شود.
- اشعه‌ی ایکس با انرژی بالا برای مناطق ضخیم مانند سینه و شکم ترجیح داده می‌شوند.
- کبالت ۶۰ را می‌توان برای مناطق نازک مانند سر و گردن و یا اندام استفاده کرد.
- حجم هدف، اندام در معرض خطر و عمق از عوامل اصلی در انتخاب انرژی هستند.

۱-۱۰-۷ درمان با استفاده از انرژی الکترون

این روش برای تومورهای سطحی ترجیح داده می‌شود. حجم هدف باید با توجه به فاصله از پوست و بافت‌های زیر آن، ۹۵٪ - ۸۰ منطقه هم دوز از انرژی انتخاب شود. بافت‌های سالم عمیق در درمان توسط الکترون در امان هستند. عمق ۸۰٪ هم دوز متناظر با یک سوم از انرژی الکترون است.

۱-۱۱ تعاریف حجم هدف

پرتودرمانی موفق بستگی به تعیین روش مطلوب برای حجم هدف و بافت سالم اطراف و همچنین برنامه دقیقی از این روش دارد؛ بنابراین، درحالی‌که حداقل آسیب به ساختارهای مجاور حیاتی نرمال وارد می‌شود سلول‌هایی که تومور را تشکیل می‌دهند نابود می‌شوند [۴۵، ۴۶].

استفاده از اصطلاحات رایج بسیار مهم است، زیرا این کار اجازه می‌دهد تا این روش به‌عنوان مقایسه بین نتایج درمانی ساخته شده پس از برنامه‌ریزی و بین سوابق مؤسسات مختلف درک شود. کمیسیون بین‌المللی واحدهای پرتو و اندازه‌گیری^۱ گزارش‌های بسیاری منتشر کرده است که در تعیین پارامترهای درمان و تعریف حجم‌های هدف - به‌طوری که پرتودرمانی با دقت برنامه‌ریزی شود - مورد استفاده قرار می‌گیرد.

این گزارش شامل ICRU 50 [۴۷] و 62 [۴۸] در انرژی فوتون در درمان خارجی و ICRU 71 در انرژی الکترون می‌باشد.

ICRU همچنین ICRU 78 [۴۹] را در سال ۲۰۰۷ برای درمان توسط پروتون منتشر کرده است.

¹ International Commission on Radiation Units and measurements

۱-۱۱-۱ تعاریف حجم با توجه به ICRU 50

حجم تومور ناخالص (GTV)^۱ حجم ماکروسکوپی تومور است GTV . حجم تومور تعیین شده توسط آزمون و تصویربرداری به روش بالینی (قابل مشاهده و قابل لمس) را تعریف می کند.

• حجم تومور قابل مشاهده یا قابل لمس، حجم بالینی

حجم هدف بالینی (CTV)^۲ شامل مناطقی که ممکن است این بیماری به صورت میکروسکوپی گسترش یابد و یا مناطقی که شامل خطر بالایی بر اساس تجربه بالینی است (تومور نامرئی).

• حجم تحت بالینی و حجم بالینی

حجم هدف (PTV)^۳ حجم تشکیل شده توسط CTV را که به علت حرکات اندام فیزیولوژیکی یا دلایل فنی گسترش می یابد، تعریف می کند.

• حرکات فیزیولوژیک مانند تنفس، مثانه یا رکتوم

• دلایل فنی مانند حرکت بیمار، جنبش ماسک و یا حرکت نیمکت

حجم درمان (TV)^۴ حجمی که مرجع همدز است و دارای حداقل احتمال تحمیل عوارض است.

حجم مورد تابش (IV)^۵ حجمی که دز قابل توجهی را بر اساس دز تحمل بافت نرمال دریافت می کند.

۱-۱۱-۲ تعاریف حجم با توجه به ICRU 62

علاوه بر حجم تعریف شده توسط گزارش ICRU 50، دو حجم جدید حجم داخلی هدف (ITV)^۶ و حجم ارگان های در خطر (PRV)^۷ اضافه شده است.

حاشیه داخلی (IM)^۱، حاشیه راه اندازی (SM)^۲، ارگان در معرض خطر (OAR)^۳ و شاخص انطباق (CI)^۴ نیز تعریف شده است.

¹ Gross Tumor Volume

² Clinical Target Volume

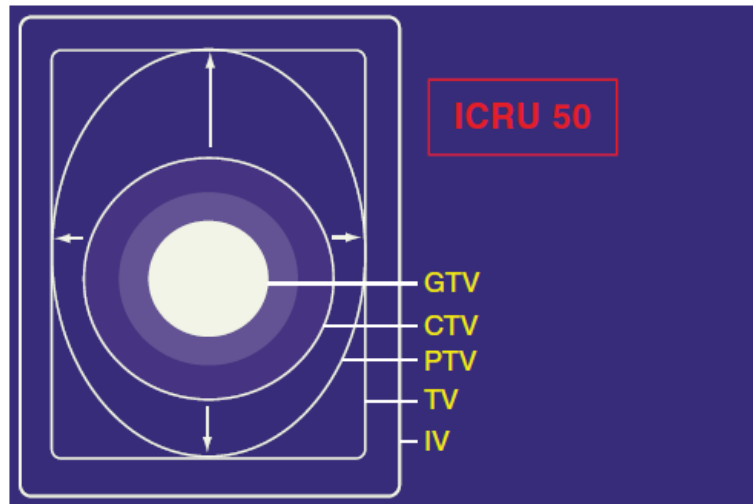
³ Planning Target Volume

⁴ Treatment Volume

⁵ Irradiated Volume

⁶ Internal Target Volume

⁷ Planning organs at Risk Volume



شکل (۱-۳۸) حجم تحت درمان طبق ICRU-50

۱۲-۱ تومورهای سیستم اعصاب مرکزی

تومورهای CNS^۵ دو درصد از تمام سرطان‌ها را در ایالات متحده آمریکا تشکیل می‌دهد و در ۴ الی ۵ نفر در ۱۰۰۰۰۰ مشاهده می‌شود. این تومورها در مردان بیشتر دیده می‌شود. با توجه به سن (یک قله در ۳۴-۱۵ و دیگری در ۸۵ - ۷۵ سال) یک توزیع دو قله‌ای وجود دارد.

تومورهای سیستم اعصاب مرکزی با توجه به سن، بافت‌شناسی و محل رفتارهای مختلفی دارند [۵۰].

۱-۱۲-۱ تعریف عمومی و آسیب‌شناسی

علائم و یافته‌های تومور به بافت، محل و سن بستگی دارد. تومورهای مغزی باعث اختلالات عصبی توسط نفوذ به ساختارهای طبیعی سیستم اعصاب مرکزی و یا باعث انسداد مسیر مایع مغزی نخاعی^۶ و پس از آن افزایش فشار داخل جمجمه می‌شود. این افزایش فشار در داخل جمجمه باعث بروز علائم اولیه تومورهای مغزی می‌شود: سردرد، استفراغ و بی‌حالی.

- سردرد اغلب دیده می‌شود که اغلب در صبح رخ می‌دهد.
- پاپیلدما (از دست رفتن بینایی موقت یا ناگهانی) در ۲۵٪ موارد وجود دارد.

¹ Internal Margin

² Setup Margin

³ Organ At Risk

⁴ Conformity Index

⁵ Central Nervous System

⁶ CerebroSpinal Fluid

- تومورهای فرونتال باعث اختلالات شخصیت و حافظه می شود.
- تومورهای هیپوفیز کیاسمای نوری^۱ (قسمتی از مغز است که اعصاب بینایی به صورت ضربداری قرار گرفته اند) را فشرده سازی می کنند و موجب اختلالات بینایی می شوند.

طبق طبقه بندی تومورهای مغزی توسط WHO^۲ (۲۰۰۷) [۵۱] آدنوم -تومور خوش خیم با منشأ بافت غددی - هیپوفیز جزو تومورهای درجه ۲ می باشد که طبق برآوردهای این سازمان تومورهای درجه ۲ احتمال زنده ماندن افراد مبتلا به این تومور ۵ سال می باشد.

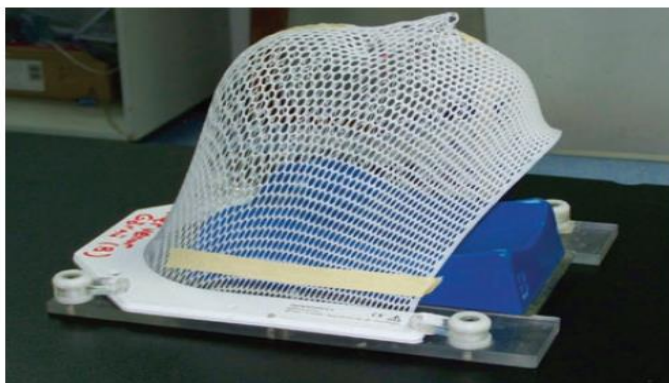
۲-۱۲-۱ پرتودرمانی خارجی

تجهیزات و لوازم جانبی:

ماسک ترموپلاستیک (شکل ۱-۳۹)

پشت سری ویژه پرتودرمانی (شکل ۱-۴۰).

موقعیت بیمار: خوابیده به پشت برای تومور مغزی، مستعد برای تومور نخاعی



شکل (۱-۳۹) ماسک ترموپلاستیک

¹ optic chiasm

² World Health Organization



شکل (۱-۴۰) پشتی پرتودرمانی ویژه برای سر و گردن

۳-۱۲-۱ شبیه‌سازی

در این روش تومور در فیلم شبیه‌سازی شده توسط CT و MRI بیمار قرار گرفته است.

تومورهای مغزی

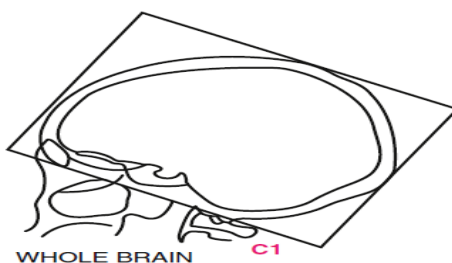
پرتودرمانی تمام مغز (شکل ۱-۴۱)

در مورد تابش درمانی و پیشگیری کننده جمجمه (PCI)^۱ مرز پایینی در زیر مهره C2 قرار دارد که منطقه‌ی قرارگیری کلاه است.

۴-۱۲-۱ پرتودرمانی موضعی مغز

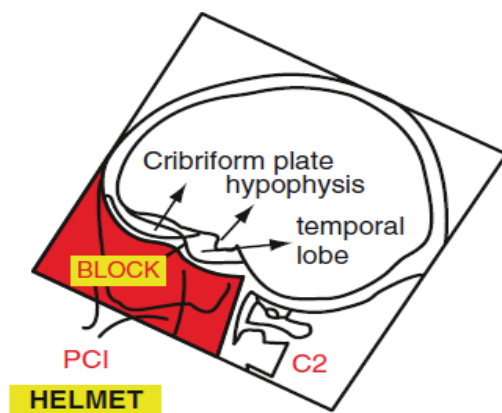
پس از آنکه تومور موقعیت‌یابی شد ۱ الی ۳ سانتی‌متر حاشیه داده می‌شود.

برای احتمال عود تومور: تومور + ۱ سانتی‌متر.

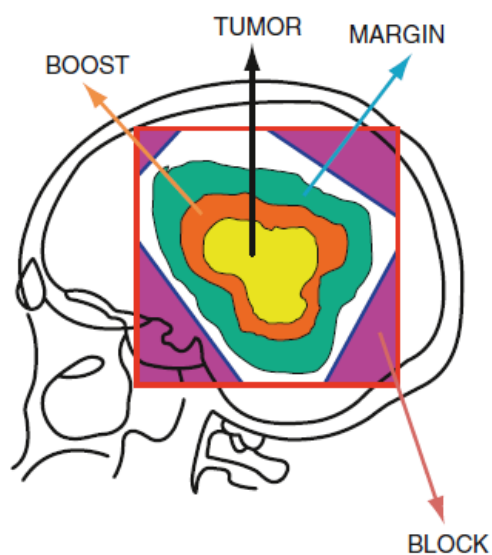


شکل (۱-۴۱) تصویرسازی از کل جمجمه حوزه پرتودرمانی

¹ Prophylactic Cranial Irradiation



شکل (۴۲-۱) تصویرسازی کلاه بر اساس کل حجمه در حوزه پرتودرمانی



شکل (۴۳-۱) یک تصویر منطقه‌ای پرتودرمانی برای تومور مغزی

۵-۱۲-۱ برنامه‌ریزی تطبیقی [۵۲]

مقادیر حجم تحت درمان طبق شکل ۱-۳۸ از روابط زیر به دست می‌آید.

تومورهای درجه پایین

$$CTV = GTV + 1.5cm$$

(۱۵-۱)

اگر تومور خوش خیم است $CTV = GTV$

$$PTV = CTV + 0.5cm \quad (16-1)$$

تومورهای با درجه بالا

حوزه مجمله

$$CTV1 = GTV + 2.5 cm \quad (17-1)$$

$$PTV1 = CTV1 + 0.5 cm \quad (18-1)$$

حوزه تقویت

$$CTV2 = GTV + 1 cm$$

$$PTV2 = CTV2 + 0.5 cm$$

دز

تومور درجه پایین

فاز اول ← ۴۰ گری

فاز دوم ← ۵۴ گری

تومور درجه بالا

فاز اول ← ۴۰ گری

فاز دوم ← ۶۰ گری

انرژی ۴-۱۸ MeV

۱-۱۲-۶ عوارض جانبی سیستم اعصاب مرکزی به علت پرتودرمانی

اندامهای بحرانی در سیستم اعصاب مرکزی و دز تحمل تابش آنها در جداول (۹-۱) [۵۳] و (۱۰-۱) [۵۴] خلاصه شده است.

جدول (۹-۱) TD 5/5 دز پرتودرمانی برای کل اعضای بدن در تومورهای سیستم اعصاب مرکزی. اصلاح شده از [۵۵]

Organ	Single fraction (Gy)	Fractionated dose (Gy)
Brain	15-25	60-70
Lens	2-10	6-12
Skin	15-20	30-40
Spinal cord	8-10	50-60
VCTS	10-20	50-60
Mucosa	5-20	65-77
Peripheral nerve	15-20	65-77
Muscle	>30	>70
Bone-cartilage	>30	>70
Thyroid	-	30-40

جدول (۱۰-۱) دز تحمل بافت نرمال در پرتودرمانی دستگاه عصبی مرکزی. سازگار با [۵۶]

Organ	TD5/5			TD50/5			End-point
	1/3	2/3	3/3	1/3	2/3	3/3	
Brain	60	50	45	75	65	60	Necrosis, infarction
Brain stem	60	53	50	-	-	65	Necrosis, infarction
Spinal cord	5 cm	10 cm	20 cm	5 cm	10 cm	20 cm	Myelitis
	50	50	47	70	70	-	Necrosis

فصل دوم

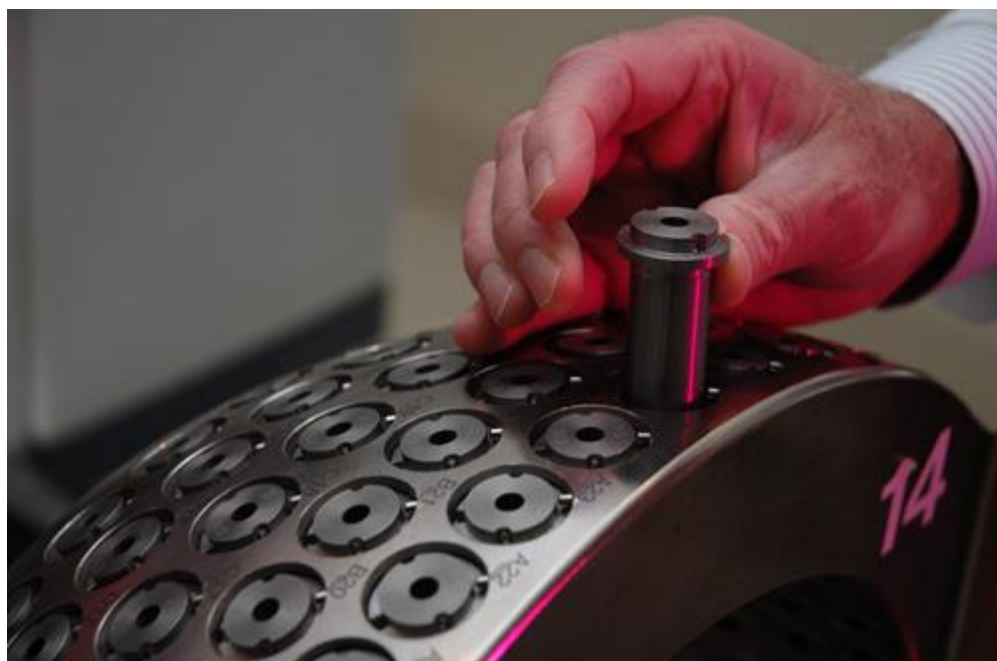
شبیه‌سازی دستگاه گامانایف و متداول پرتودرمانی

۱-۲ گامانایف

۱-۱-۲ معرفی ابعاد و جزئیات دستگاه گامانایف

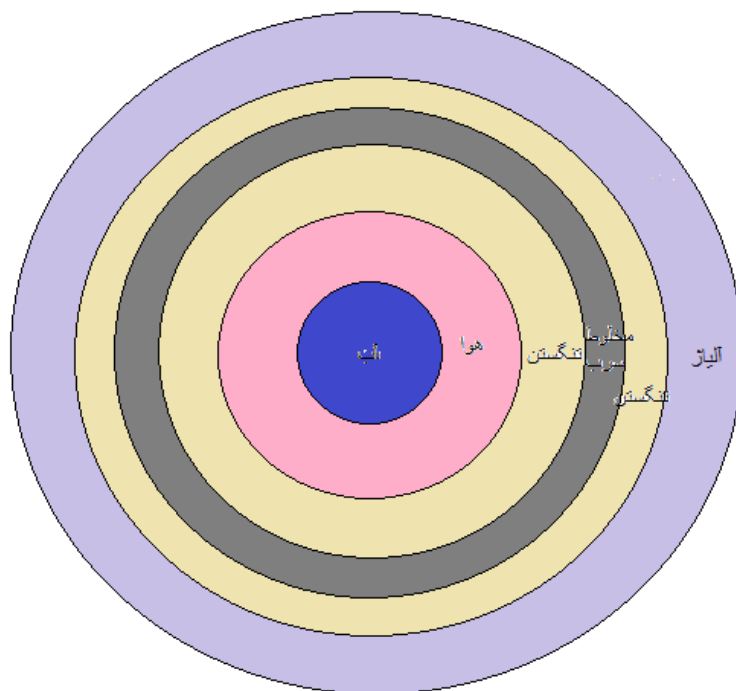
پس از معرفی دستگاه‌ها و نحوه‌ی کارکرد آن‌ها اکنون نوبت به شبیه‌سازی دستگاه‌ها رسیده است. در این بخش ابتدا در مورد فیزیک دستگاه‌های پرتودرمانی و گامانایف توضیحاتی ارائه می‌شود سپس مراحل شبیه‌سازی گام‌به‌گام پرداخته می‌شود.

همان‌طور که در فصل قبل اشاره شد سیستم گامانایف شامل یک کلاهک درمانی به شکل یک نیمکره است که متناسب با نوع بیماری در طرح درمان بیمار در نظر گرفته می‌شود. این کلاهک درمانی از جنس تنگستن با تعداد ۲۰۱ موازی‌ساز است (شکل ۱-۲) که شعاع داخلی این کلاهک ۱۵ سانتی‌متر و شعاع خارجی ۲۱ سانتی‌متر می‌باشد. برای شبیه‌سازی سیستم گامانایف نیاز به محاسبه نقاط ابتدایی و انتهایی ۲۰۱ موازی‌ساز به‌کار رفته در این سیستم داریم که در ادامه روش‌های به‌دست آوردن این نقاط را توضیح خواهیم داد.



شکل (۱-۲) کلاهک درمانی گامانایف و کولیماتورهای آن

قسمت ثابت و درونی دستگاه نیمکره‌ای از جنس سرب با قطر ۹,۲۵ سانتی‌متر است که پوششی از تنگستن با قطر ۶,۵ سانتی‌متر آن را احاطه کرده است. تمامی این بخش‌ها توسط آلیاژی از جنس استیل ۳۰۳ با ترکیبات هشت عنصر مختلف با درصد وزنی متفاوت محافظت می‌شود (شکل ۲-۲).



شکل (۲-۲) نمای از بالای مواد تشکیل دهنده دستگاه گامانایف

ترکیبات این آلیاژ در جدول ۱-۲ آمده است.

جدول (۱-۲) عناصر موجود در آلیاژ به کار رفته در دستگاه گامانایف

عناصر	آهن	کروم	گوگرد	منگنز	نیکل	سیلیکون
درصد	69.8	18	0.03	2	9	0.045

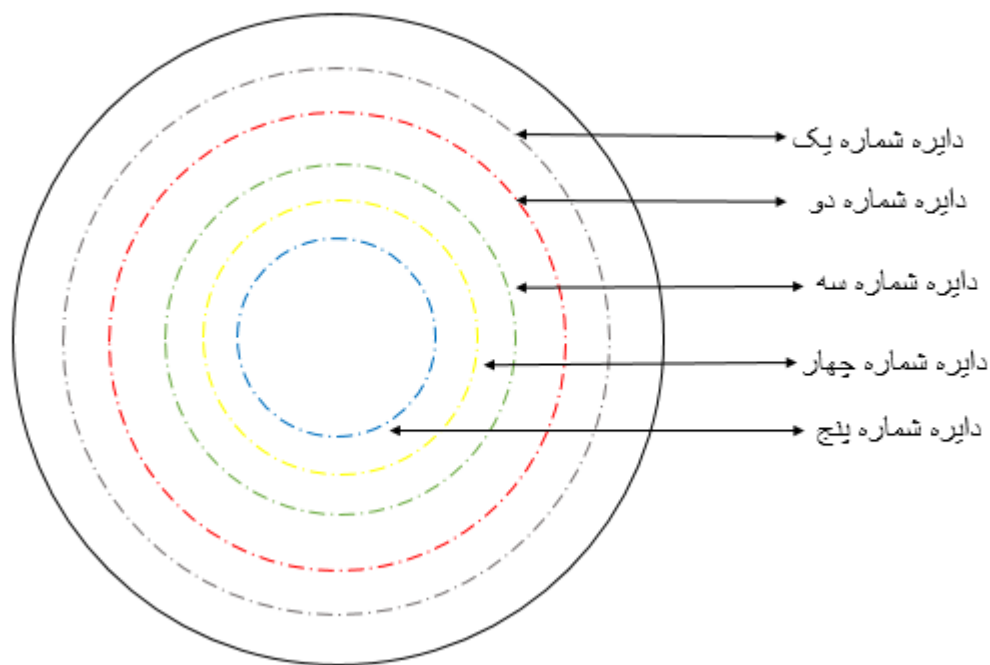
برای محاسبه‌ی چگالی این آلیاژ از معادله‌ی زیر استفاده می‌کنیم:

$$\frac{1}{\rho_{mix}} = \frac{wf_1}{\rho_1} + \frac{wf_2}{\rho_2} + \dots \quad (1-2)$$

که با جایگذاری چگالی هر کدام از عناصر فوق مقدار چگالی این آلیاژ به دست می‌آید که پس از انجام محاسبات عدد ۲,۶۰۳۹۴ حاصل شد که بر حسب گرم بر سانتیمتر مکعب است.

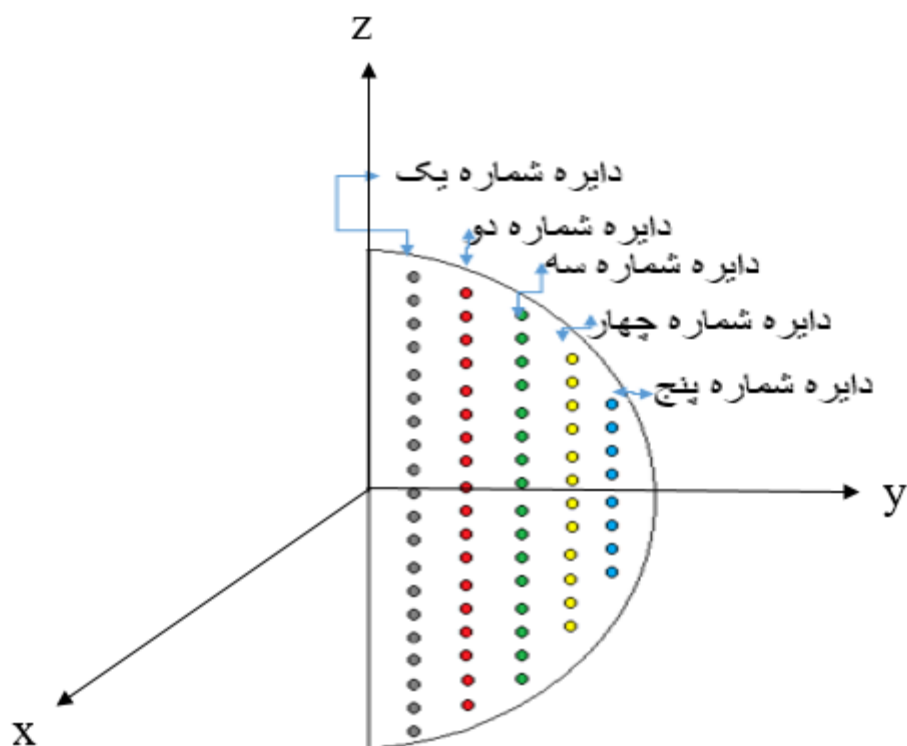
۲-۱-۲ محل قرارگیری موازی‌سازها

پس از محاسبه‌ی چگالی مواد به کار رفته در سیستم موردنظر نوبت به مکان‌یابی موازی‌سازهای موجود در کلاهک گاما نایف می‌رسد. با توجه به تعداد ردیف‌های موجود در کلاهک و فاصله‌ی یکسان آن‌ها از یکدیگر به راحتی می‌توان شعاع دربرگیرنده‌ی هرکدام را به دست آورد. به دلیل آنکه هر ردیف در پوسته‌ی کلاهک قرار دارد می‌توان هرکدام از آن‌ها را به مثابه یک دایره در نظر گرفت (شکل ۲-۳)



شکل (۲-۳) محل قرارگیری دایره‌ها بر روی کلاهک، نمای از جلو

تعداد ۲۰۱ موازی‌ساز در مجموعه به صورت ۵ ردیف که در ردیف‌های اول و دوم ۴۴ عدد، در ردیف‌های سوم و چهارم ۳۹ عدد و در انتها در ردیف آخر ۳۵ موازی‌ساز قرار دارند که پرتوی درمانی هنگام عبور از داخل موازی‌سازها در مرکز کلاهک گامانایف تجمع می‌یابد (شکل ۲-۴). به همین خاطر است که شیوه‌ی قرارگیری محل موردنظر در طرح درمان به گونه‌ای است که دقیقاً در مرکز کلاهک قرار بگیرد. کلاهک همانند شکل ۲-۴ بر روی قسمت مثبت محور Y قرار گرفته است.



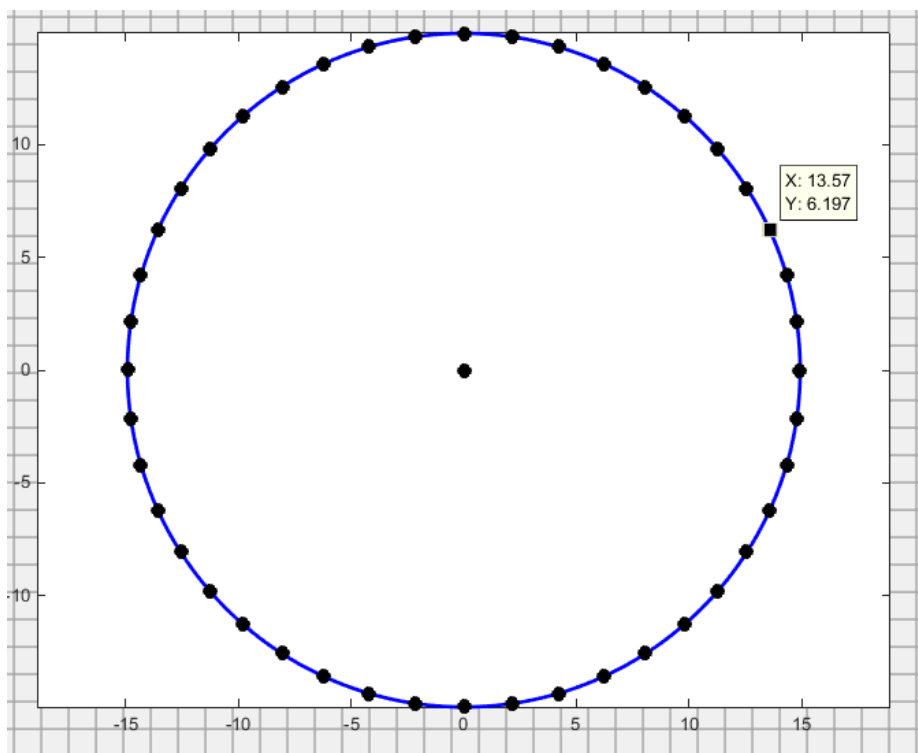
شکل (۲-۴) نمای از بغل موازی‌سازهای موجود بر روی کلاهک

با توجه به شعاع داخلی کلاهک و فاصله‌ی یکسان دایره‌ها از یکدیگر شعاع هرکدام از دایره‌ها به ترتیب ۱۴,۹۱۷، ۱۴,۵۸۴، ۱۴,۰۰۲، ۱۳,۱۸۳ و ۱۲,۱۳۵ به دست آمد. همچنین با دانستن مقدار شعاع هرکدام از دایره‌ها مختصات y نقاط موجود به دست می‌آید. مقدار y به دست آمده برای هر دایره به ترتیب ۱,۵۶۷، ۳,۵۰۱، ۵,۳۷۴، ۷,۱۵۶ و ۸,۸۱۵ می‌باشد.

۲-۱-۳ محاسبه مختصات مکانی نقاط ابتدایی موازی‌سازها

برای یافتن پارامترهای x و z مختصات موازی‌سازها با استفاده از نرم‌افزار متلب^۱ و نوشتن یک کد دایره‌هایی با شعاع‌های موجود را به تعداد موازی‌سازها قسمت‌بندی می‌کنیم. به‌طور مثال برای ردیف اول موازی‌سازها دایره‌ای با شعاع ۱۴,۹۱۷ در نظر گرفته و محیط آن را به ۴۴ قسمت مساوی تقسیم می‌کنیم. بدین صورت دو پارامتر دیگر نیز به دست می‌آید (شکل ۲-۵). این کار را برای تمامی ردیف‌ها انجام دادیم تا تمامی مختصات مربوط به محل قرارگیری موازی‌سازها به دست آید.

¹ matlab



شکل (۵-۲) نمونه خروجی نرم‌افزار متلب برای مشخص سازی نقاط دایره‌ها، مربوط به موازی سازهای ردیف یک

همان‌طور که از شکل ۵-۲ پیداست موازی سازهای ردیف یک (موازی‌سازهای ردیف اول) به ۴۴ نقطه با فاصله‌های مساوی تقسیم شده و مختصات مربوط به هر موازی‌ساز مشخص شده است که برای مثال مختصات نقطه‌ی شماره ۹ در شکل مشخص گردیده که و همین‌طور در جدول شماره ۲-۲ نیز برای این نقطه همین مقدار درج گردیده است. مختصات تمامی نقاط مربوط به موازی‌سازهای قرار گرفته بر روی موازی‌سازهای ردیف یک در جدول ۲-۲ گردآوری شده است.

نقاط به دست آمده در جداول شماره ۲-۲، ۳-۲، ۴-۲، ۵-۲ و ۶-۲ مربوط به دایره‌های ۱ تا ۵ (موازی-سازهای ردیف ۱ تا ۵) می‌باشند. تمامی این نقاط مختصات گذرنده از پوسته‌ی یک کره هستند پس تمامی این نقاط باید در معادله‌ی $x^2 + y^2 + z^2 = r^2$ مربوط به کره صدق کنند. شعاع داخلی کره ۱۵ سانتیمتر است بنابراین اگر پارامترهای x ، y و z در معادله کره قرار بگیرند مقدار شعاع به دست آمده همچنان ۱۵ سانتیمتر به دست می‌آید که خود نشان از صحت و درستی مختصات می‌باشد. مختصات تمامی نقاط ابتدایی و انتهایی برحسب سانتیمتر می‌باشد.

جدول (۲-۲) مختصات نقاط مربوط به موازی‌سازهای ردیف اول با توجه به شکل ۲-۵

شماره	x	y	z	شماره	x	y	z
1	0	1.567	14.92	23	0	1.567	-14.92
2	2.123	1.567	14.77	24	-2.123	1.567	-14.77
3	4.203	1.567	14.31	25	-4.203	1.567	-14.31
4	6.197	1.567	13.57	26	-6.197	1.567	-13.57
5	8.065	1.567	12.55	27	-8.065	1.567	-12.55
6	9.769	1.567	11.27	28	-9.769	1.567	-11.27
7	11.27	1.567	9.769	29	-11.27	1.567	-9.769
8	12.55	1.567	8.065	30	-12.55	1.567	-8.065
9	13.57	1.567	6.197	31	-13.57	1.567	-6.197
10	14.31	1.567	4.203	32	-14.31	1.567	-4.203
11	14.77	1.567	2.123	33	-14.77	1.567	-2.123
12	14.92	1.567	0	34	-14.92	1.567	0
13	14.77	1.567	-2.123	35	-14.77	1.567	2.123
14	14.31	1.567	-4.203	36	-14.31	1.567	4.203
15	13.57	1.567	-6.197	37	-13.57	1.567	6.197
16	12.55	1.567	-8.065	38	-12.55	1.567	8.065
17	11.27	1.567	-9.769	39	-11.27	1.567	9.769
18	9.769	1.567	-11.27	40	-9.769	1.567	11.27
19	8.065	1.567	-12.55	41	-8.065	1.567	12.55
20	6.197	1.567	-13.57	42	-6.197	1.567	13.57
21	4.203	1.567	-14.31	43	-4.203	1.567	14.31
22	2.123	1.567	-14.77	44	-2.123	1.567	14.77

جدول (۳-۲) مختصات نقاط مربوط به موازی‌سازهای ردیف دوم با توجه به شکل ۲-۳

شماره	x	y	z	شماره	x	y	z
1	0	3.501	14.58	23	0	3.501	-14.58
2	2.076	3.501	14.44	24	-2.076	3.501	-14.44
3	4.109	3.501	13.99	25	-4.109	3.501	-13.99
4	6.059	3.501	13.27	26	-6.059	3.501	-13.27
5	7.885	3.501	12.27	27	-7.885	3.501	-12.27
6	9.551	3.501	11.02	28	-9.551	3.501	-11.02
7	11.02	3.501	9.551	29	-11.02	3.501	-9.551
8	12.27	3.501	7.885	30	-12.27	3.501	-7.885
9	13.27	3.501	6.059	31	-13.27	3.501	-6.059
10	13.99	3.501	4.109	32	-13.99	3.501	-4.109
11	14.44	3.501	2.076	33	-14.44	3.501	-2.076
12	14.58	3.501	0	34	-14.58	3.501	0
13	14.44	3.501	-2.076	35	-14.44	3.501	2.076
14	13.99	3.501	-4.109	36	-13.99	3.501	4.109
15	13.27	3.501	-6.059	37	-13.27	3.501	6.059
16	12.27	3.501	-7.885	38	-12.27	3.501	7.885
17	11.02	3.501	-9.551	39	-11.02	3.501	9.551
18	9.551	3.501	-11.02	40	-9.551	3.501	11.02
19	7.885	3.501	-12.27	41	-7.885	3.501	12.27
20	6.059	3.501	-13.27	42	-6.059	3.501	13.27
21	4.109	3.501	-13.99	43	-4.109	3.501	13.99
22	2.076	3.501	-14.44	44	-2.076	3.501	14.44

جدول (۲-۴) مختصات نقاط مربوط به موازی‌سازهای ردیف سوم با توجه به شکل ۲-۳

شماره	x	y	z	شماره	x	y	z
1	1.688	5.374	13.9	21	-2.801	5.374	-13.72
2	3.896	5.374	13.45	22	-4.965	5.374	-13.09
3	6.003	5.374	12.65	23	-7.001	5.374	-12.13
4	7.954	5.374	11.52	24	-8.856	5.374	-10.85
5	9.7	5.374	10.1	25	-10.48	5.374	-9.285
6	11.19	5.374	8.412	26	-11.83	5.374	-7.484
7	12.4	5.374	6.507	27	-12.88	5.374	-5.489
8	13.28	5.374	4.434	28	-13.6	5.374	-3.351
9	13.82	5.374	2.246	29	-13.96	5.374	-1.127
10	14	5.374	0	30	-13.96	5.374	1.127
11	13.82	5.374	-2.246	31	-13.6	5.374	3.351
12	13.28	5.374	-4.434	32	-12.88	5.374	5.489
13	12.4	5.374	-6.507	33	-11.83	5.374	7.484
14	11.19	5.374	-8.412	34	-10.48	5.374	9.285
15	9.7	5.374	-10.1	35	-8.856	5.374	10.85
16	7.954	5.374	-11.52	36	-7.001	5.374	12.13
17	6.003	5.374	-12.65	37	-4.965	5.374	13.09
18	3.896	5.374	-13.45	38	-2.801	5.374	13.72
19	1.688	5.374	-13.9	39	-0.563	5.374	13.99
20	-0.563	5.374	-13.99				

جدول (۲-۵) مختصات نقاط مربوط به موازی‌سازهای ردیف چهارم با توجه به شکل ۲-۳

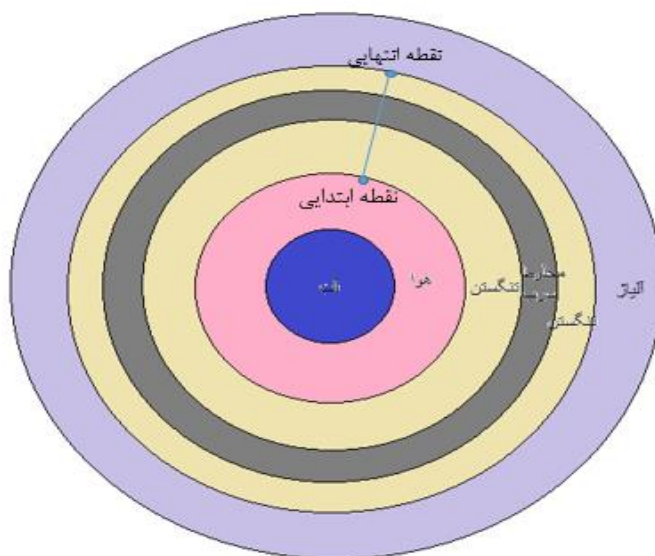
شماره	x	y	z	شماره	x	y	z
1	1.589	7.156	13.09	21	-2.637	7.156	-12.92
2	3.667	7.156	12.66	22	-4.647	7.156	-12.33
3	5.651	7.156	11.91	23	-6.591	7.156	-11.42
4	7.488	7.156	10.85	24	-8.337	7.156	-10.21
5	9.131	7.156	9.507	25	-9.867	7.156	-8.741
6	10.54	7.156	7.919	26	-11.14	7.156	-7.045
7	11.67	7.156	6.126	27	-12.13	7.156	-5.167
8	12.5	7.156	4.174	28	-12.8	7.156	-3.155
9	13.01	7.156	2.115	29	-13.14	7.156	-1.061
10	13.18	7.156	0	30	-13.14	7.156	1.061
11	13.01	7.156	-2.115	31	-12.8	7.156	3.155
12	12.5	7.156	-4.174	32	-12.13	7.156	5.167
13	11.67	7.156	-6.126	33	-11.14	7.156	7.045
14	10.54	7.156	-7.919	34	-9.867	7.156	8.741
15	9.131	7.156	-9.507	35	-8.337	7.156	10.21
16	7.488	7.156	-10.85	36	-6.591	7.156	11.42
17	5.651	7.156	-11.91	37	-4.674	7.156	12.33
18	3.667	7.156	-12.66	38	-2.637	7.156	11.92
19	1.589	7.156	-13.09	39	-0.53	7.156	13.17
20	-0.53	7.156	-13.17				

جدول (۲-۶) مختصات نقاط مربوط به موازی‌سازهای ردیف پنجم با توجه به شکل ۲-۳

شماره	x	y	z	شماره	x	y	z
1	1.629	8.815	12.03	19	-2.7	8.815	-11.83
2	3.75	8.815	11.54	20	-4.769	8.815	-11.16
3	5.75	8.815	10.69	21	-6.685	8.815	-10.13
4	7.556	8.815	9.488	22	-8.386	8.815	-8.771
5	9.139	8.815	7.984	23	-9.817	8.815	-7.133
6	10.42	8.815	6.224	24	-10.93	8.815	-5.265
7	11.36	8.815	4.264	25	-11.7	8.815	-3.228
8	11.94	8.815	2.167	26	-12.09	8.815	-1.088
9	12.14	8.815	0	27	-12.09	8.815	1.088
10	11.94	8.815	-2.167	28	-11.7	8.815	3.228
11	11.36	8.815	-4.264	29	-10.93	8.815	5.265
12	10.42	8.815	-6.224	30	-9.817	8.815	7.133
13	9.139	8.815	-7.984	31	-8.386	8.815	8.771
14	7.556	8.815	-9.488	32	-6.685	8.815	10.31
15	5.75	8.815	-10.69	33	-4.769	8.815	11.16
16	3.75	8.815	-11.54	34	-2.7	8.815	11.83
17	1.629	8.815	-12.03	35	-0.544	8.815	12.12
18	-0.544	8.815	-12.12				

۲-۱-۴ محاسبه مختصات مکانی نقاط انتهایی موازی‌سازها

تا اینجای کار ما فقط توانستیم مکان ابتدایی هریک از موازی‌سازها را بر روی پوسته‌ی داخلی کلاهک به‌دست بیاوریم. گام بعدی یافتن مختصات نقاط انتهایی موازی‌سازها بر روی پوسته‌ی بیرونی کلاهک می‌باشد. نقاط انتهایی مربوط به محل قرارگیری چشمه‌های کبالت هستند. برای این کار هرکدام از نقاط را یک بردار در نظر می‌گیریم که مختصات نقاط انتهایی موازی‌سازها همانند شکل ۲-۶ دقیقاً در راستای این بردارها قرار می‌گیرد ولی با فاصله‌ای به اندازه‌ی ضخامت کلاهک گامانایف؛ بنابراین با ضرب مختصات هرکدام از نقاط ابتدایی در ضخامت کلاهک گامانایف مختصات نقاط انتهایی هر موازی‌ساز به دست می‌آید که این نقاط بیانگر محل جایگذاری چشمه‌های کبالت می‌باشند؛ بنابراین ما قادر به محاسبه‌ی مختصات مربوط به ۲۰۱ چشمه کبالت استفاده شده در دستگاه گامانایف هستیم. مختصات مکانی چشمه‌ها را برای هر ردیف به صورت جداگانه در جداول ۲-۷، ۲-۸، ۲-۹، ۲-۱۰ و ۲-۱۱ محاسبه و گردآوری کردیم. مختصات به‌دست آمده برحسب سانتیمتر می‌باشد.



شکل (۶-۲) نقاط ابتدایی و انتهایی مربوط به یک موازی‌ساز در دستگاه گامانایف از نمای بالا

جدول (۷-۲) مختصات محل قرارگیری چشمه‌های کبالت مربوط به موازی‌سازهای ردیف یک با توجه به شکل ۶-۲

شماره	x	y	z	شماره	x	y	z
1	0	2.272	21.634	23	0	2.272	-21.634
2	3.078	2.272	21.416	24	-3.078	2.272	-21.416
3	6.094	2.272	20.749	25	-6.094	2.272	-20.749
4	8.985	2.272	19.676	26	-8.985	2.272	-19.676
5	11.694	2.272	18.197	27	-11.694	2.272	-18.197
6	14.165	2.272	16.341	28	-14.165	2.272	-16.341
7	16.341	2.272	14.165	29	-16.341	2.272	-14.165
8	18.197	2.272	11.694	30	-18.197	2.272	-11.694
9	19.676	2.272	8.985	31	-19.676	2.272	-8.985
10	20.749	2.272	6.094	32	-20.749	2.272	-6.094
11	21.416	2.272	3.078	33	-21.416	2.272	-3.078
12	21.634	2.272	0	34	-21.634	2.272	0
13	21.416	2.272	-3.078	35	-21.416	2.272	3.078
14	20.749	2.272	-6.094	36	-20.749	2.272	6.094
15	19.676	2.272	-8.985	37	-19.676	2.272	8.985
16	18.197	2.272	-11.694	38	-18.197	2.272	11.694
17	16.341	2.272	-14.165	39	-16.341	2.272	14.165
18	14.165	2.272	-16.341	40	-14.165	2.272	16.341
19	11.694	2.272	-18.197	41	-11.694	2.272	18.197
20	8.985	2.272	-19.676	42	-8.985	2.272	19.676
21	6.094	2.272	-20.749	43	-6.094	2.272	20.749
22	3.078	2.272	-21.416	44	-3.078	2.272	21.416

جدول (۸-۲) مختصات محل قرارگیری چشمه‌های کبالت مربوط به موازی سازهای ردیف دو

شماره	x	y	z	شماره	x	y	z
1	0	5.076	21.141	23	0	5.076	-21.141
2	3.01	5.076	20.938	24	-3.01	5.076	-20.938
3	5.958	5.076	20.285	25	-5.958	5.076	-20.285
4	8.785	5.076	19.241	26	-8.785	5.076	-19.241
5	11.433	5.076	17.791	27	-11.433	5.076	-17.791
6	13.848	5.076	15.979	28	-13.848	5.076	-15.979
7	15.979	5.076	13.848	29	-15.979	5.076	-13.849
8	17.791	5.076	11.433	30	-17.791	5.076	-11.433
9	19.241	5.076	8.785	31	-19.241	5.076	-8.785
10	20.285	5.076	5.958	32	-20.285	5.076	-5.958
11	20.938	5.076	3.01	33	-20.938	5.076	-3.01
12	21.141	5.076	0	34	-21.141	5.076	0
13	20.938	5.076	-3.01	35	-20.938	5.076	3.01
14	20.285	5.076	-5.958	36	-20.285	5.076	5.958
15	19.241	5.076	-8.785	37	-19.241	5.076	8.785
16	17.791	5.076	-11.433	38	-17.791	5.076	11.433
17	15.979	5.076	-13.848	39	-15.979	5.076	13.848
18	13.848	5.076	-15.979	40	-13.848	5.076	15.979
19	11.433	5.076	-17.791	41	-11.433	5.076	17.791
20	8.785	5.076	-19.241	42	-8.785	5.076	19.241
21	5.958	5.076	-20.285	43	-5.958	5.076	20.285
22	3.01	5.076	-20.938	44	-3.01	5.076	20.938

جدول (۹-۲) مختصات محل قرارگیری چشمه‌های کبالت مربوط به موازی سازهای ردیف سه

شماره	x	y	z	شماره	x	y	z
1	2.447	7.793	20.155	21	-4.061	7.793	-19.894
2	5.649	7.793	19.502	22	-7.199	7.793	-18.98
3	8.704	7.793	18.342	23	-10.151	7.793	-17.588
4	11.533	7.793	16.704	24	-12.841	7.793	-15.732
5	14.065	7.793	14.645	25	-15.196	7.793	-13.463
6	16.225	7.793	12.197	26	-17.153	7.793	-10.851
7	17.98	7.793	9.435	27	-18.676	7.793	-7.959
8	19.256	7.793	6.429	28	-19.72	7.793	-4.858
9	20.039	7.793	3.256	29	-20.242	7.793	-1.634
10	20.3	7.793	0	30	-20.242	7.793	1.634
11	20.039	7.793	-3.256	31	-19.72	7.793	4.858
12	19.256	7.793	-6.429	32	-18.676	7.793	7.959
13	17.98	7.793	-9.435	33	-17.153	7.793	10.851
14	16.225	7.793	-12.197	34	-15.196	7.793	13.463
15	14.065	7.793	-14.645	35	-12.841	7.793	15.732
16	11.533	7.793	-16.704	36	-10.151	7.793	17.588
17	8.704	7.793	-18.342	37	-7.199	7.793	18.98
18	5.649	7.793	-19.502	38	-4.061	7.793	19.894
19	2.447	7.793	-20.155	39	-0.817	7.793	20.285
20	-0.817	7.793	-20.285				

جدول (۱۰-۲) مختصات محل قرارگیری چشمه‌های کبالت مربوط به موازی سازه‌های ردیف چهار

شماره	x	y	z	شماره	x	y	z
1	2.304	10.376	18.98	21	-3.823	10.376	-18.734
2	5.317	10.376	18.357	22	-6.738	10.376	-17.878
3	8.193	10.376	17.269	23	-9.556	10.376	-16.559
4	10.857	10.376	15.732	24	-12.088	10.376	-14.804
5	13.239	10.376	13.785	25	-14.307	10.376	-12.674
6	15.283	10.376	11.482	26	-16.153	10.376	-10.215
7	16.921	10.376	8.882	27	-17.588	10.376	-7.492
8	18.125	10.376	6.052	28	-18.56	10.376	-4.574
9	18.864	10.376	3.066	29	-19.053	10.376	-1.538
10	19.111	10.376	0	30	-19.053	10.376	1.538
11	18.864	10.376	-3.066	31	-18.56	10.376	4.574
12	18.125	10.376	-6.052	32	-17.588	10.376	7.492
13	16.921	10.376	-8.882	33	-16.153	10.376	10.215
14	15.283	10.376	-11.482	34	-14.307	10.376	12.674
15	13.239	10.376	-13.785	35	-12.088	10.376	14.804
16	10.857	10.376	-15.732	36	-9.556	10.376	16.559
17	8.193	10.376	-17.269	37	-6.777	10.376	17.878
18	5.317	10.376	-18.357	38	-3.823	10.376	17.284
19	2.304	10.376	-18.98	39	-0.769	10.376	19.096
20	-0.769	10.376	-19.096				

جدول (۱۱-۲) مختصات محل قرارگیری چشمه‌های کبالت مربوط به موازی سازه‌های ردیف پنج

شماره	x	y	z	شماره	x	y	z
1	2.362	12.782	17.443	19	-3.915	12.782	-17.153
2	5.437	12.782	16.733	20	-6.915	12.782	-16.182
3	8.337	12.782	15.5	21	-9.693	12.782	-14.688
4	10.956	12.782	13.757	22	-12.159	12.782	-12.717
5	13.251	12.782	11.576	23	-14.234	12.782	-10.342
6	15.109	12.782	9.024	24	-15.848	12.782	-7.634
7	16.472	12.782	6.182	25	-16.965	12.782	-4.68
8	17.313	12.782	3.142	26	-17.53	12.782	-1.577
9	17.603	12.782	0	27	-17.53	12.782	1.577
10	17.313	12.782	-3.142	28	-16.965	12.782	4.68
11	16.472	12.782	-6.182	29	-15.848	12.782	7.634
12	15.109	12.782	-9.024	30	-14.234	12.782	10.342
13	13.251	12.782	-11.576	31	-12.159	12.782	12.717
14	10.956	12.782	-13.757	32	-9.693	12.782	14.949
15	8.337	12.782	-15.5	33	-6.915	12.782	16.182
16	5.437	12.782	-16.733	34	-3.915	12.782	17.153
17	2.362	12.782	-17.443	35	-0.789	12.782	17.574
18	-0.789	12.782	-17.574				

۲-۱-۵ شبیه‌سازی کلاhek گامانایف با استفاده از کد مونت کارلو

با استفاده از مختصات به‌دست آمده در کارت سطح^۱ برنامه با دستور RCC سطوح موردنیاز برای رسم هندسه دستگاه را کد نویسی می‌کنیم. موازی‌سازهای موجود در کلاhek گامانایف را می‌توان همانند استوانه‌های تو خالی در نظر گرفت که با دستور RCC در برنامه قرار می‌گیرند. دستور RCC به صورت معادله ۲-۲ می‌باشد.

$$RCC \ V_x V_y V_z \ H_x H_y H_z \ R \quad (2-2)$$

$V_x V_y V_z$ مختصات نقاط ابتدایی و $H_x H_y H_z$ مختصات نقاط انتهایی و R شعاع استوانه موردنظر می‌باشد.

به‌طور مثال برای شبیه‌سازی اولین موازی‌ساز مربوط به موازی‌سازهای ردیف یک با استفاده از جدول ۲-۲ نقاط ابتدایی و جدول ۲-۷ نقاط انتهایی موازی‌ساز را در معادله ۲-۲ قرار می‌دهیم.

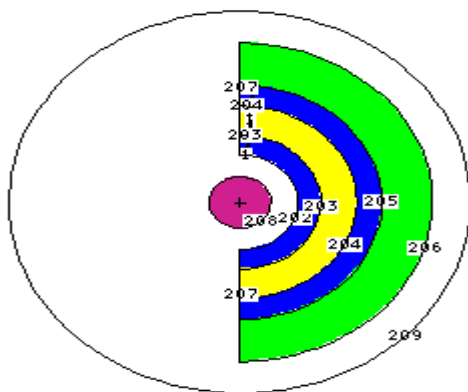
$$RCC \ 0 \ 1.567 \ 14.92 \ 0 \ 2.272 \ 21.634 \ 0.2$$

همین کار را برای هر ۲۰۱ موازی‌ساز موجود در گامانایف انجام دادیم.

۲-۱-۶ ابعاد کلاhek گامانایف و مواد پیرامون آن

برای ایجاد فضای خالی داخل کلاhek کره‌ای به شعاع ۱۵ سانتیمتر در نظر می‌گیریم. ضخامت کلاhek ۶ سانتیمتر می‌باشد پس کره‌ای به شعاع ۲۱ سانتیمتر لحاظ می‌کنیم. به دلیل ضخامت ۹,۲۵ سانتیمتری پیش موازی‌ساز و ضخامت ۶,۵ سانتیمتری ابتدای کانال پرتو باید کره‌هایی با شعاع‌های ۳۰,۲۵ و ۳۶,۷۵ رسم کرد. چشمه‌های کبالت در فاصله‌ی ۵۰ سانتیمتری از مرکز مختصات قرار می‌گیرند. با توجه به نیم‌کره بودن هندسه مسئله کافی ست فقط قسمت مثبت کره‌ها در نظر گرفته شود. لازم به ذکر است مرکز تمامی کره‌ها بر روی یکدیگر و در مرکز مختصات قرار دارد. فانتوم آب که به‌عنوان مثال به‌جای سر انسان جایگذاری شده است برخلاف هندسه فوق کره‌ای کامل با شعاع ۸ سانتیمتر در مرکز مختصات قرار دارد. شکل (۲-۷) نمونه‌ای از هندسه مسئله است که در زیر نشان داده شده است.

¹ Surface card



شکل (۷-۲) نمونه هندسه مسئله

رنگ سبز نشان دهنده قسمت آلیاژ دستگاه است و رنگ آبی موجود در شکل نشان دهنده قسمتی از دستگاه گاما نایف است که از جنس تنگستن است و در میان تنگستن مخلوطی از سرب با رنگ زرد قرار دارد. دایره موجود در مرکز شکل نیز طبق گفته‌های بالا فانتوم آب است.

۷-۱-۲ مختصات آشکارسازها

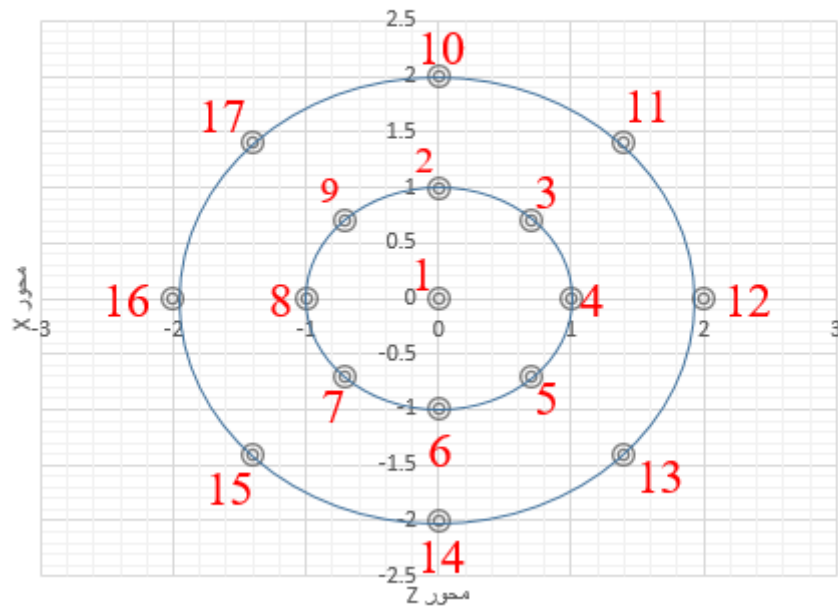
از آنجا که مقدار مجاز تعریف آشکارساز برای کد mcnp حداکثر ۲۰ مورد می‌باشد برای این نوع از هندسه‌ی مسئله ۱۷ مورد آشکارساز تعریف می‌کنیم. به طوری که ۱ آشکارساز در مرکز مختصات و ۱۶ آشکارساز با توزیع یکسان بر روی دایره‌هایی با شعاع‌های ۱ و ۲ سانتیمتر قرار می‌گیرند که سهم هر دایره ۸ عدد می‌باشد. اگر تومور سرطانی را کره‌ای با شعاع یک سانتیمتر در نظر بگیریم آشکارسازهای شماره ۲ تا ۹ بر روی سطح تومور قرار می‌گیرند و آشکارسازهای شماره ۱۰ تا ۱۷ در ناحیه بافت سالم اطراف تومور هستند. برای درک بهتر میزان دز دریافتی در نقاط نزدیک و دور به چشمه‌ها ۱۷ آشکارساز موجود را برای سه صفحه $y=1$ و $y=0$ ، $y=-1$ به دست می‌آوریم. مختصات نقاط x و z آشکارسازها به شرح زیر است:

جدول (۲-۱۲) مختصات آشکارسازها

شماره نقطه	x	z
1	0	0
2	0	1
3	0.7	0.7
4	1	0
5	0.7	-0.7
6	0	-1
7	-0.7	-0.7
8	-1	0
9	-0.7	0.7
10	0	2
11	1.4	1.4
12	2	0
13	1.4	-1.4
14	0	-2
15	-1.4	-1.4
16	-2	0
17	-1.4	1.4

نقاط مربوط به آشکارسازها در هندسه مسئله ترتیبی همانند شکل ۲-۸ دارند تمامی آن‌ها مشخص شده‌اند.

مختصات آشکارسازها



شکل (۲-۸) مکان نقاط در نظر گرفته برای آشکارسازها

۲-۱-۸ تالی^۱ مورد استفاده در شبیه‌سازی کلاهدک گامانایف

تالی کارت ثبت نوعی از اطلاعات خواسته در اجرای یک مسئله با استفاده از کد مونت کارلو می‌باشد. تالی‌ها بنا بر نیاز کاربر انواع مختلفی دارند و داده‌های متفاوتی اعم از جریان گذرنده از یک سطح، شار در یک نقطه و ... را محاسبه می‌کنند. تالی استفاده شده در شبیه‌سازی کلاهدک گامانایف از نوع F5 است که مربوط به

تالی آشکارساز نقطه‌ای می‌باشد و واحد آن $\frac{\text{ذره}}{\text{cm}^2}$ است.

شکل کلی تالی نوع ۵ به این شکل است:

$$\text{Fn:pl x y z} \quad (3-2)$$
$$\pm R_0$$

که در آن n شماره تالی، pl برای فوتون‌ها، x, y, z محل آشکارساز و $\pm R_0$ شعاع کره محاط است که اگر شعاع مثبت در نظر گرفته شود برحسب سانتیمتر خواهد بود و اگر منفی در نظر گرفته شود برحسب مسافت آزاد میانگین خواهد بود.

استفاده از تالی نوع ۵ این امکان را به ما می‌دهد که مقادیر شار را برای آشکارساز نقطه‌ای در مکان‌های موردنظر به‌دست آوریم ولی ما می‌خواهیم میزان دز دریافتی را در نقاط موردنظر محاسبه کنیم بنابراین از کاردتی دیگر به نام DEn/DFn برای تبدیل شار به دز استفاده می‌کنیم.

۲-۱-۹ مشکلات موجود و زمان اجرای برنامه

در هنگام کد نویسی کلاهدک گامانایف در بخش موازی‌سازها به دلیل آنکه هر دستور نباید کاراکتری بیش از ۱۰۰۰ عدد داشته باشد و نوشتن تمامی موازی‌سازها در یک برنامه مقدور نبود و از ۱۰۰۰ کاراکتر تجاوز می‌کرد، هر قسمت از برنامه به ۳ بخش مجزا تقسیم گردید به طوری که چشمه‌های مربوط به موازی‌سازهای ردیف یک هرکدام در یک قسمت اجرا شده و در نهایت میزان دز دریافتی در نقاط یکسان توسط چشمه‌ها با یکدیگر جمع شدند و میزان دز دریافتی در یک نقطه از طرف تمامی چشمه‌ها به‌دست آمد. بدین ترتیب ۱۵ برنامه مختلف نوشته شد و با احتساب جابجایی صفحه y در فواصل دور و نزدیک از چشمه‌ها در مجموع ۴۵ برنامه کد نویسی و اجرا شد. هرکدام از بخش‌های برنامه به‌طور مجزا مقدار یک میلیون ذره را دنبال کرد و هرکدام به‌طور تقریبی ۲۳-۳۳ دقیقه زمان برد. ضمناً خطای مطلق دز دریافتی نقاط موجود در جدول ۲-۱۲ از چشمه‌های کبالت مقادیری بین ۰,۰۰۱-۰,۰۱ به دست آمده است.

¹ Tally

۲-۲ شبیه‌سازی دستگاه پرتودرمانی متداول

پس از دستگاه گاما نایف نوبت به دستگاه پرتودرمانی متداول موجود که در بخش درمان سرطان بیمارستان‌ها قرار دارد و در فصل اول به تفصیل به آن پرداخته شد می‌رسد. دستگاه‌های پرتودرمانی عموماً از یک راستا و حداکثر از سه راستا برای تابش پرتو به ناحیه تومور استفاده می‌کنند.

۲-۲-۱ معرفی ابعاد و مواد استفاده شده در شبیه‌سازی

منبعی که چشمه‌های پرتوی درمانی از آن خارج می‌شود از جنس آلیاژ تنگستن سخت می‌باشد که درصد عناصر موجود در آن برای تنگستن، نیکل و مس به ترتیب ۹۰، ۶ و ۴ درصد است و چگالی در نظر گرفته شده برای این آلیاژ $17g/cm^3$ می‌باشد. میزان گشایش دریچه‌ی خروجی پرتو (فیلد سائز) به عوامل مختلفی نظیر محل و اندازه تومور بستگی دارد و پارامترهایی برای محاسبه آن موردنیاز است.

برای تومورهای با درجه بالا در ناحیه جمجمه بافت سرطانی کروی شکل با فرض شعاع ۱ سانتیمتر مطابق با شکل ۱-۳۸ و معادلات ۱-۱۶، ۱-۱۷ و ۱-۱۸ به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$GTV=2 \text{ cm}$$

$$CTV=GTV+2.5 \text{ cm}$$

$$PTV=CTV+0.5 \text{ cm}$$

$$PTV=GTV+2.5+0.5=5 \text{ cm}$$

با این حساب مقدار اندازه‌ی فیلد سائز باید مربعی با ابعاد 5×5 سانتیمتر در نظر گرفته شود.

در مرکز مختصات نیز همانند دستگاه گاما نایف کره‌ای از جنس آب با شعاع ۸ سانتیمتر به جای ناحیه سر در نظر می‌گیریم. چشمه‌ی دستگاه پرتودرمانی را در داخل استوانه‌ای از جنس آلیاژ تنگستن سخت تعبیه کرده تا همانند نسخه واقعی از تابش پرتوی اضافی به بیمار جلوگیری به عمل آید. چشمه‌ی موجود در دستگاه پرتودرمانی دارای دهانه‌ی قابل تنظیمی است که مطابق شکل ۲-۹ درست روبروی موضع درمانی قرار می‌گیرد. کارت‌های سلول تعریف شده برای شبیه‌سازی دستگاه پرتودرمانی شامل سلول‌های فانتوم آب، دریچه خروجی پرتو، محفظه آلیاژ تنگستن و فضای خالی داخل مجموعه می‌باشد.

۲-۲-۲ محاسبه مختصات دریچه خروجی پرتو

برای ایجاد دریچه خروجی پرتو در دستگاه پرتودرمانی از کارت RPP برای تعریف مکعب استفاده شده است. شکل کلی این کارت به صورت زیر می‌باشد:

X_{max} ، X_{min} مختصات نقطه ابتدایی و انتهایی مکعب در راستای محور X است.

Y_{max} ، Y_{min} مختصات نقطه ابتدایی و انتهایی مکعب در راستای محور Y است.

Z_{max} ، Z_{min} مختصات نقطه ابتدایی و انتهایی مکعب در راستای محور Z است.

مقادیر بالا برای شبیه‌سازی دریچه خروجی با اعداد زیر داده شده است.

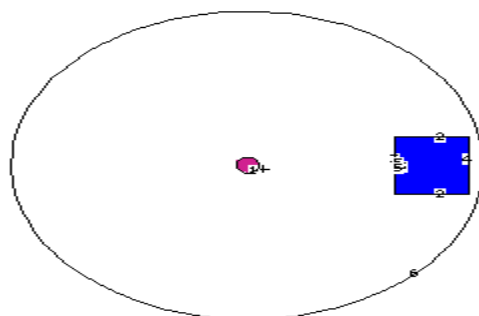
RPP -2.5 2.5 100 105 -2.5 2.5

به دلیل آنکه میزان بازشدگی دریچه خروجی پرتو طبق روابط بالا ۵ سانتیمتر می‌باشد و چشمه بر روی قسمت مثبت محور Y قرار دارد مقادیر X و Z برای آنکه در دو طرف محور به‌طور مساوی قرار بگیرند و تقارن در مسئله رعایت شود مقادیر $\pm 2,5$ را به خود می‌گیرند. فاصله‌ی تومور تا منبع طبق SAD (شکل ۱-۲۸) برابر با ۱۰۰ سانتیمتر لحاظ شده است پس مختصات نقطه ابتدایی برابر با ۱۰۰ و نقطه انتهایی برای ایجاد مکعب ۱۰۵ در نظر گرفته شده است.

میزان دز دریافتی در نقاطی که پیش‌تر برای دستگاه گاما نایف محاسبه شد را برای دستگاه پرتودرمانی متداول اندازه می‌گیریم. مختصات آشکارسازهای نقطه‌ای همانند جدول ۲-۱۲ و مطابق با شکل ۲-۸ می‌باشد.

۲-۲-۳ تالی مورد استفاده در شبیه‌سازی دستگاه پرتودرمانی

به دلیل استفاده از آشکارسازهای نقطه‌ای در شبیه‌سازی دستگاه پرتودرمانی تالی مورد استفاده همانند تالی استفاده شده در شبیه‌سازی دستگاه گامانایف از نوع F5 می‌باشد. ذرات دنبال شده نیز مانند شبیه‌سازی دستگاه گامانایف ۱۰۰۰۰۰۰ ذره است. خطای مطلق محاسبه شده برای میزان دز دریافتی توسط آشکارسازهای نقطه‌ای مقادیری بین ۰,۰۰۱-۰,۰۲ به دست آمد.



شکل (۲-۹) نمای کلی از هندسه دستگاه پرتودرمانی. آبی محفظه تنگستنی پرتو. بنفش فانتوم آب

فصل سوم

نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌ها

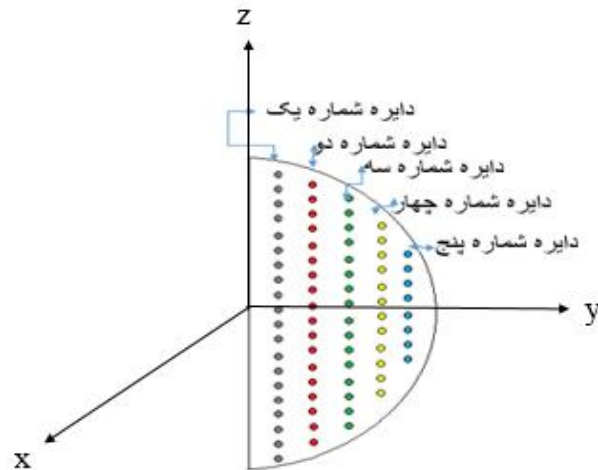
۱-۳ نتایج شبیه‌سازی گامانایف

۱-۱-۳ مقایسه میزان دز دریافتی از زوایای مختلف در صفحه یکسان

در این بخش میزان دز دریافتی را برای صفحه یکسان ولی از زوایای مختلف مقایسه می‌کنیم. این مقایسه را ابتدا برای زوایایی با اختلاف کوتاه مانند موازی‌سازهای ردیف ۱ و ۲ و سپس برای زوایای با اختلاف بیشتر مانند موازی‌سازهای ردیف ۱ و ۵ انجام می‌دهیم.

۱-۱-۱-۳ مقایسه میزان دز دریافتی از زوایایی با اختلاف کم

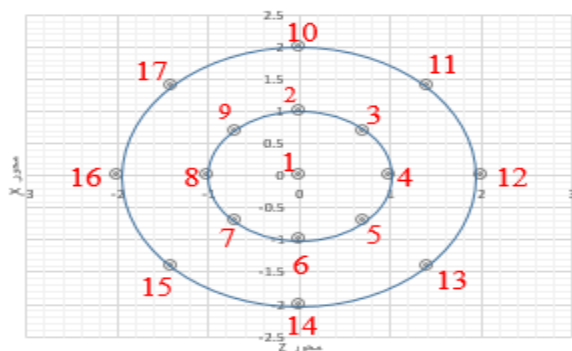
برای این کار میزان دز دریافتی را برای موازی‌سازهای ردیف ۱ و ۲ در صفحه $y=0$ مقایسه می‌کنیم. موقعیت دایره‌های شماره ۱ و ۲ به صورت شکل ۱-۳ می‌باشد.



شکل (۱-۳) موقعیت دایره‌های شماره ۱ و ۲ در دستگاه مختصات

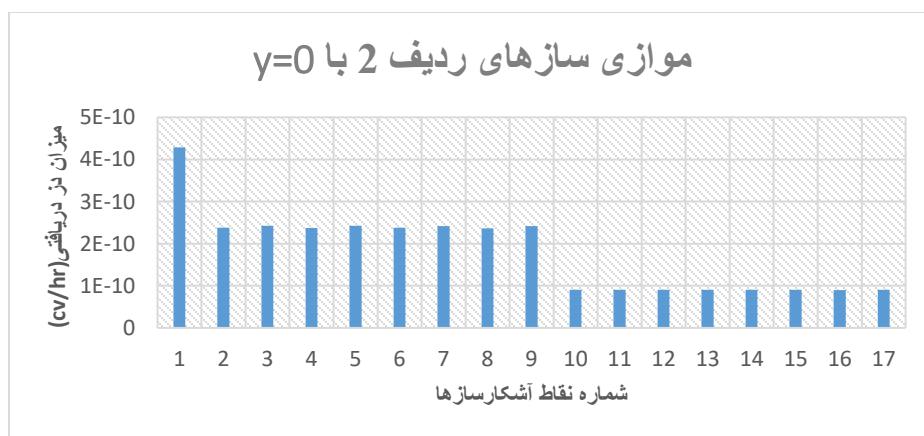
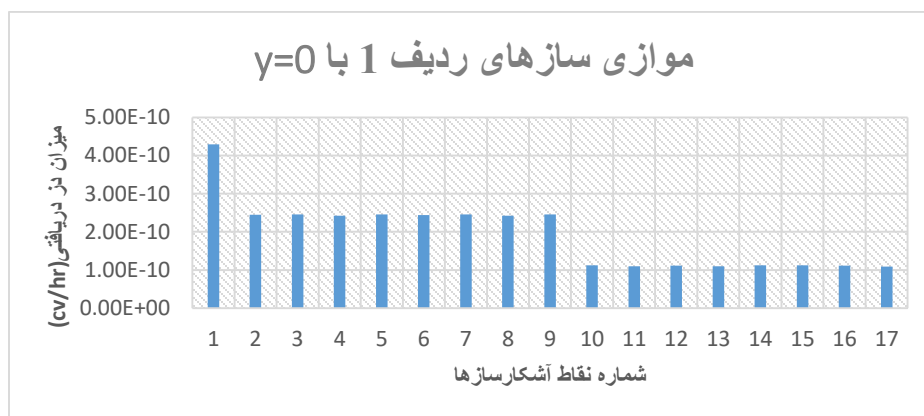
باید خاطرنشان کرد که هر دو دایره موازی‌سازهایی با تعداد یکسان دارند. هرکدام از دایره‌ها ۴۴ چشمه نقطه‌ای دارند که از طریق ۴۴ موازی‌ساز به نقاط موردنظر می‌رسند. تعداد ۱۷ آشکارساز مطابق شکل ۲-۳ برای مقایسه میزان دز دریافتی در ناحیه سرطانی و بافت سالم در نظر گرفته شده است. آشکارساز شماره ۱ در مرکز مختصات قرار دارد، آشکارسازهای شماره ۲ تا ۹ مربوط به نقاطی با فاصله ۱ سانتیمتر از مرکز مختصات است و نقاط ۱۰ تا ۱۷ نماینده‌ی آشکارسازهایی با فاصله ۲ سانتیمتر از مبدأ مختصات هستند.

مختصات آشکار سازها



شکل (۳-۲) محل قرارگیری آشکارسازهای نقطه‌ای

دز دریافتی ناشی از ۴۴ باریکه گسیلی که از ۴۴ چشمه موجود بر روی موازی‌سازهای ردیف ۱ و ۲ قرار دارند به شرح زیر است:



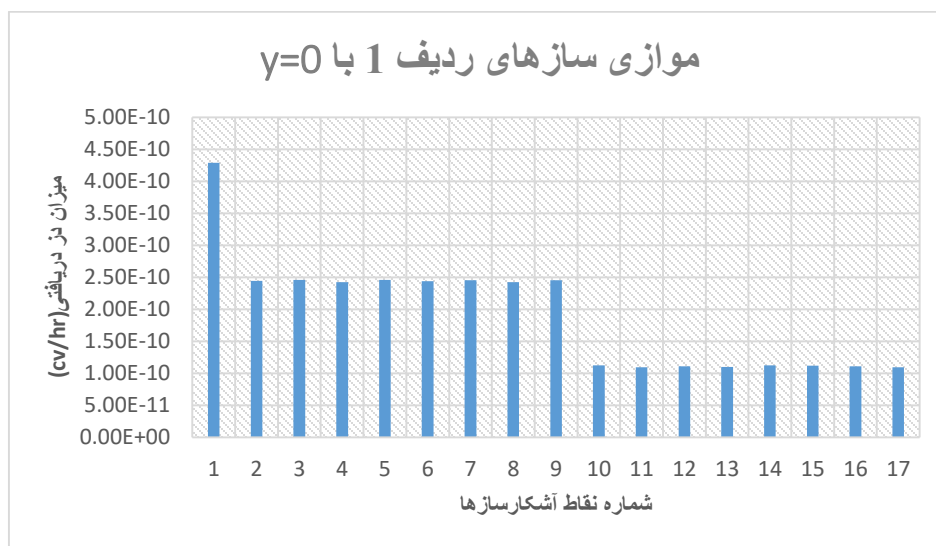
شکل (۳-۳) میزان دز دریافتی ناشی از چشمه‌های کبالت مربوط به موازی‌سازهای ردیف ۱ و ۲ در صفحه $y=0$

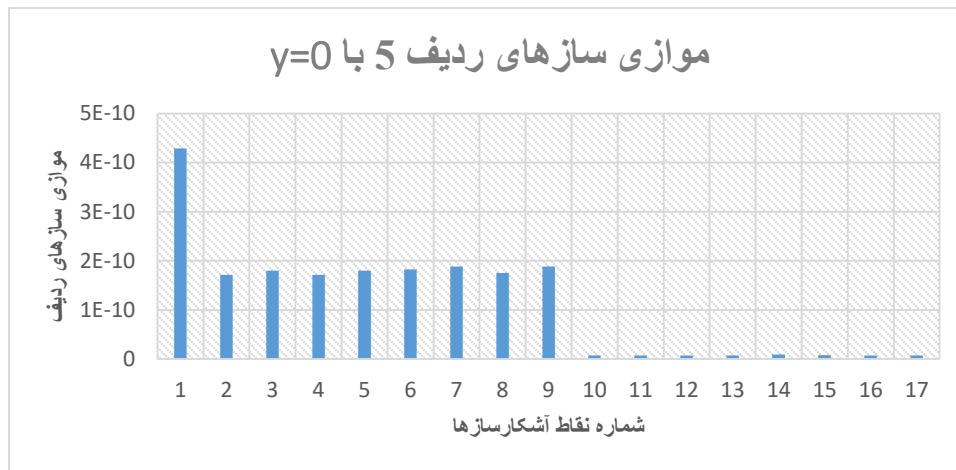
نقطه شماره ۱ مربوط به مرکز مختصات می‌باشد، نقاط شماره ۲ تا ۹ برای دایره‌ای به شعاع ۱ سانتیمتر و نقاط شماره ۱۰ تا ۱۷ به دایره‌ای با شعاع ۲ سانتیمتر تعلق دارند. آشکارسازهای شماره ۱ تا ۹ در ناحیه سرطانی و آشکارسازهای شماره ۱۰ تا ۱۷ در ناحیه بافت سالم نواحی اطراف تومور سرطانی قرار دارند. میزان دز دریافتی آشکارسازهای شماره ۲ تا ۹ در هر دایره به دلیل فاصله یکسان از مرکز تقریباً یکسان است ولی با افزایش زاویه مقدار دز دریافتی رفته‌رفته کاهش پیدا می‌کند. نقاط ۱۰ تا ۱۷ بیانگر دز دریافتی در نواحی بافت سالم اطراف تومور می‌باشد که نشان‌دهنده‌ی آن است میزان جذب دز در فاصله ۲ سانتیمتری از مرکز تومور به میزان ۴ برابر کاهش یافته است. با این تفاسیر می‌توان نتیجه گرفت اگر شعاع تومور در حدود ۱ سانتیمتر باشد بافت سرطانی از جذب دز بالایی برخوردار است ولی با افزایش شعاع میزان دز دریافتی به شدت کاهش می‌یابد و احتمال عود تومور و زنده ماندن بافت سرطانی وجود دارد.

همان‌گونه که از شکل پیداست مشاهده می‌شود که در هر دو دایره سهم نقطه شماره ۱ که در مرکز مختصات قرار دارد بیشتر از سایر نقاط است. با افزایش شعاع و دوری از مرکز مختصات رفته‌رفته میزان دز دریافتی کمتر می‌شود.

۳-۱-۱-۲ مقایسه میزان دز دریافتی از زوایایی با اختلاف زیاد

با توجه به شکل ۳-۱ و موقعیت موازی‌سازهای ردیف ۱ و ۵ میزان دز دریافتی را برای موازی‌سازهای ردیف ۱ که نزدیک‌ترین دایره به بافت تومور فرضی است و موازی‌سازهای ردیف ۵ که در دورترین فاصله نسبت به سایر دایره‌ها قرار دارد محاسبه می‌کنیم (شکل ۳-۴).





شکل (۳-۴) میزان دز دریافتی ناشی از چشمه‌های کبالت مربوط به موازی سازهای ردیف ۱ و ۵ در صفحه $y=0$

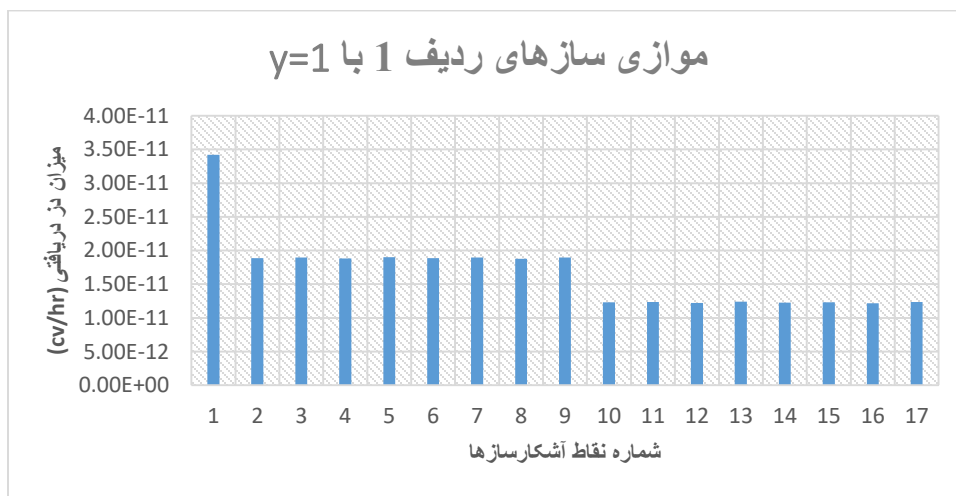
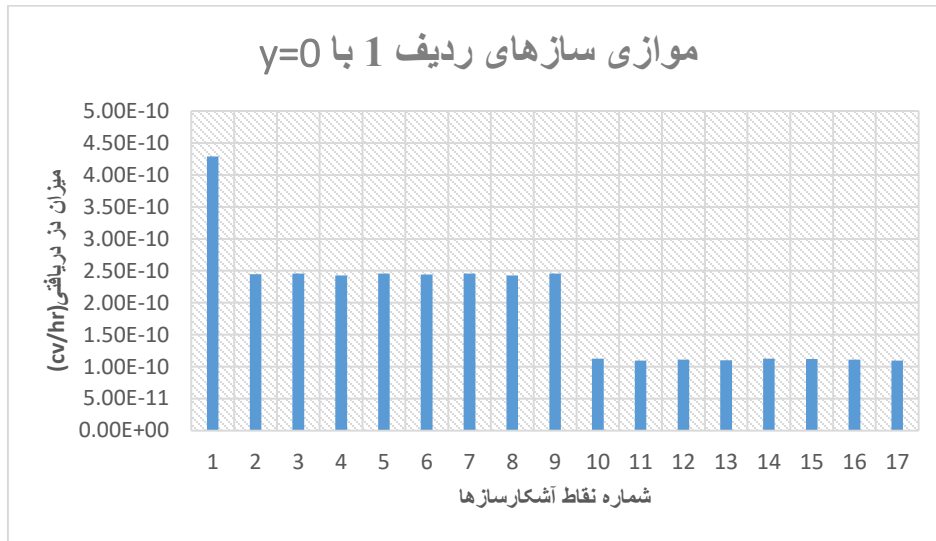
با توجه به هر دو نمودار به راحتی می‌توان دریافت نقطه شماره ۱ دارای بیشترین سهم در دریافت میزان پرتو می‌باشد. سهم باریکه‌های گسیل شده از چشمه‌های کبالت مربوط به موازی سازهای ردیف ۱ در بافت سرطانی که توسط آشکارسازهای ۲ تا ۹ مشخص شده تقریباً ۴۰ درصد بیشتر از موازی سازهای ردیف ۵ می‌باشد. هرچه از نقطه شماره ۱ دورتر می‌شویم سهم نقاط از دریافت پرتو کمتر می‌شود. به طوری که در فاصله ۲ سانتیمتری از مرکز مختصات مقدار پرتو ساطع شده از طرف موازی سازهای ردیف ۵ بسیار ناچیز است. با این حساب اگر بافت تومور شعاعی برابر با ۲ سانتیمتر داشته باشد چشمه‌هایی که در موازی سازهای ردیف ۵ بر روی دستگاه گاما نایف قرار دارند عملاً ناکارآمد هستند و سهم چشمگیری در درمان تومور نخواهند داشت. ضمناً باید به این نکته توجه داشت که چشمه‌های کبالت موازی سازهای ردیف ۱ سهم بیشتری در ارسال پرتو به بافت‌های سالم نواحی اطراف تومور دارند که این موضوع از طریق مقایسه آشکارسازهای شماره ۱۰ تا ۱۷ در هر دو نمودار به آسانی قابل درک است.

۳-۱-۲ مقایسه میزان دز دریافتی ناشی از چشمه‌های یکسان در فواصل مختلف

در این قسمت میزان دز گسیل شده از چشمه‌های متعلق به موازی سازهای ردیف ۱ را برای فاصله‌های دورتر و نزدیک‌تر از صفحه $y=0$ مقایسه می‌کنیم. صفحه $y=1$ را برای فواصل نزدیک به چشمه‌ها و صفحه $y=-1$ را برای فواصل دورتر از چشمه‌ها در نظر می‌گیریم. صفحه $y=1$ در داخل کلاهک گامانایف و صفحه $y=-1$ در خارج از کلاهک قرار دارد.

۳-۱-۲-۱ میزان دز دریافتی ناشی از چشمه‌های یکسان در فواصل نزدیک

اکنون قدری جلوتر می‌رویم و میزان دز دریافتی برای موازی سازهای ردیف ۱ را در صفحات $y=0$ و $y=1$ بررسی می‌کنیم. دلیل بررسی این وضعیت بدین خاطر است که ببینیم فاصله چه تأثیری در میزان دریافت پرتو دارد.



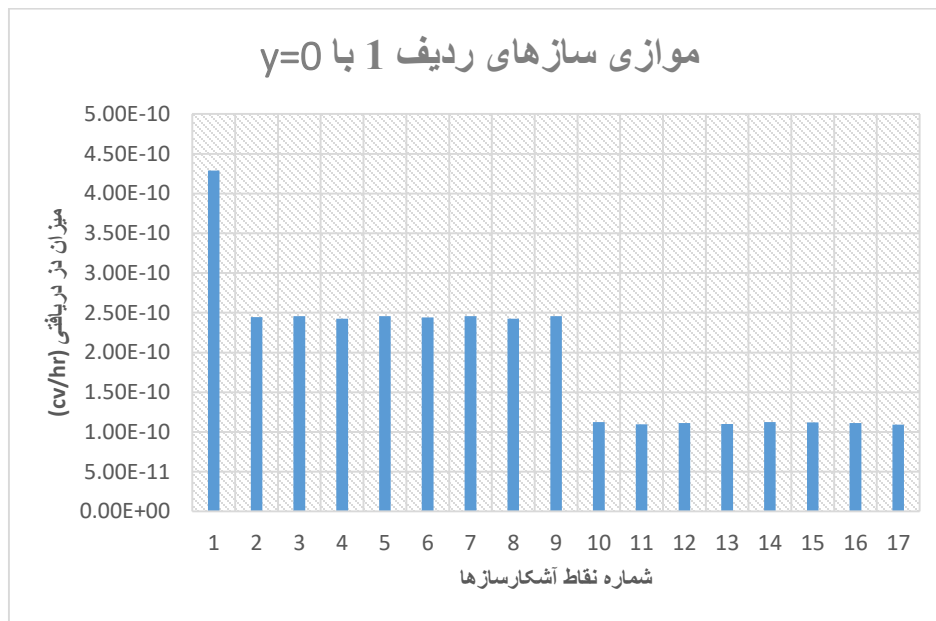
شکل (۳-۵) میزان دز دریافتی ناشی از چشمه‌های کبالت مربوط به موازی سازهای ردیف ۱ در صفحات $y=0$ و $y=1$

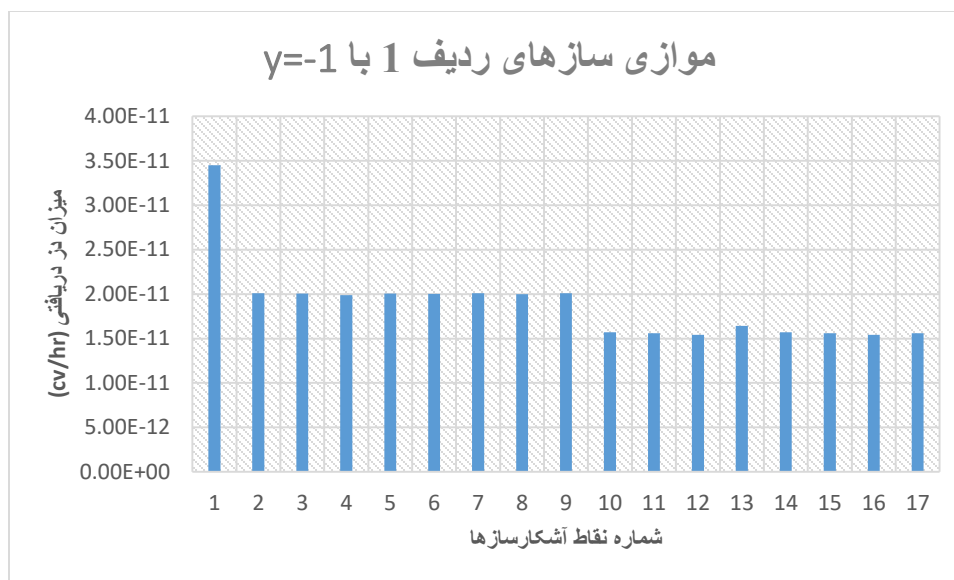
شکل به‌وضوح گویای آن است که آهنگ تابش پرتو برای نقاط لحاظ شده یکسان است و چشمه‌های قرارگرفته بر روی موازی سازهای ردیف ۱ با توجه به موقعیتی که نسبت به دیگر چشمه‌ها دارد سهم زیادی در تابش پرتو دارد. به‌طور مثال آشکارساز شماره ۱ را برای هر دو صفحه بررسی می‌کنیم. با توجه به این موضوع که مختصات

آشکارساز در هر دو صفحه در بافت سرطانی قرار می‌گیرد ولی دز جذب شده توسط آشکارساز شماره ۱ در صفحه $y=0$ تقریباً ۱۲ برابر دز جذب شده توسط همان آشکارساز در صفحه $y=1$ است. با جابجایی ۱ سانتیمتری آشکارسازها بر روی صفحه y مشخص می‌شود که میزان دز دریافتی به میزان ۱۰ برابر کاهش یافته است. با این تفاسیر می‌توان نتیجه گرفت بیشترین دز دریافتی جایی دورتر از محل قرارگیری آشکارسازها در صفحه $y=1$ است. اگر بافت ناحیه تومور جایی در صفحه $y=1$ که به چشمه‌ها نزدیک‌تر است حضور داشته باشد سهم به‌مراتب کمتری از تابش را دارا خواهد بود. با توجه به شعاع یک سانتیمتری تومور سرطانی، آشکارسازهای شماره ۲ تا ۱۷ تماماً بر روی بافت سالم قرار می‌گیرند و شکل ۳-۵ مقدار دز جذب شده در بافت سالم اطراف تومور را نشان می‌دهد.

۳-۱-۲-۲ میزان دز دریافتی ناشی از چشمه‌های یکسان در فواصل دور

حال به میزان ۱ سانتیمتر از مرکز مختصات دورتر می‌شویم و میزان دز دریافتی از چشمه‌های موجود بر روی موازی‌سازهای ردیف ۱ را در صفحات $y=0$ و $y=-1$ با یکدیگر مقایسه می‌کنیم. لازم به ذکر است که صفحه $y=-1$ در خارج از کلاهک گامانایف قرار دارد.





شکل (۳-۶) میزان دز دریافتی ناشی از چشمه‌های کبالت مربوط به موازی سازهای ردیف ۱ در صفحات $y=0$ و $y=-1$

آهنگ دریافت دز برای هر دو صفحه تقریباً یکسان است با این تفاوت که میزان دز دریافتی هم از لحاظ مقداری کمتر و هم از نظر اندازه ۱۰ برابر کاهش یافته است؛ اما باید خاطرنشان کرد اگر نقاط مربوط به موازی سازهای ردیف ۱ را برای صفحه $y=1$ با صفحه $y=-1$ مقایسه کنیم خواهیم دید که در صفحه $y=-1$ نقاط یکسان نسبت به $y=1$ از دریافت دز بیشتری بهره‌مند هستند و این بدان معناست که اگر بخشی از بافت تومور سرطانی در جایی غیر از داخل کلاهک گاما نایف و دقیقاً در بیرون از آن قرار بگیرند میزان دز بیشتری را دریافت خواهند کرد؛ یعنی آن بخشی از بافت سرطانی که بیرون از کلاهک قرار می‌گیرد دز بیشتری نسبت به بخشی از بافت سرطانی دریافت می‌کند که در داخل قرار می‌گیرد. البته باید نکته توجه داشت که منظور از نقاط بیرونی و داخلی کلاهک صفحات $y=1$ و $y=-1$ هستند و بخش‌های اشاره شده از بافت در این صفحات قرار می‌گیرند.

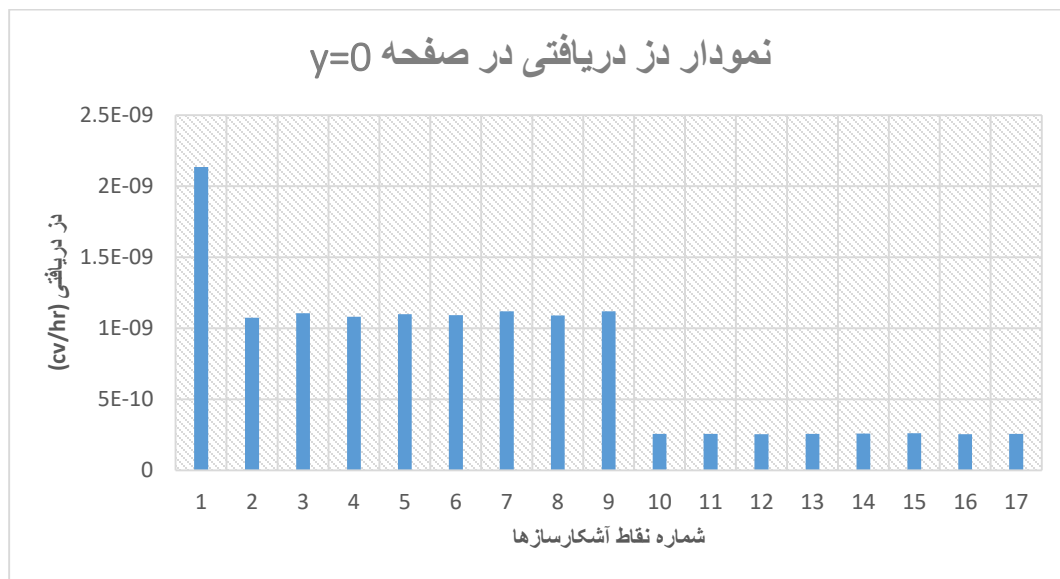
۳-۱-۳ دز دریافتی کل ۲۰۱ چشمه کبالت متعلق به دستگاه گامانایف

پس از بررسی میزان دز دریافتی ناشی از ۴۴ چشمه متعلق به موازی سازهای ردیف ۱ نوبت به بررسی دز دریافتی کل توسط آشکارسازها ناشی از تمام ۲۰۱ چشمه کبالت می‌رسد. دز ساطع شده از هر ۲۰۱ چشمه کبالت در صفحات $y=1, y=0, y=-1$ در بخش زیر آمده است.

می‌توان انتظار داشت طبق گفته‌های بالا سهم پرتوهای تابشی توسط چشمه‌های نزدیک به مرکز مختصات بیشتر از سایر چشمه‌ها باشد و با دور شدن از مبدأ مختصات میزان دز دریافتی توسط آن بخش از بافت سرطانی که دورتر از مبدأ قرار دارد کمتر شود. دلیل فیزیکی این امر آن است که پرتوهای گسیل شده از ۲۰۱ چشمه فقط در یک نقطه (مبدأ مختصات) تجمع می‌یابند و نقاط دیگر از باریکه پرتوهای کمتری تغذیه

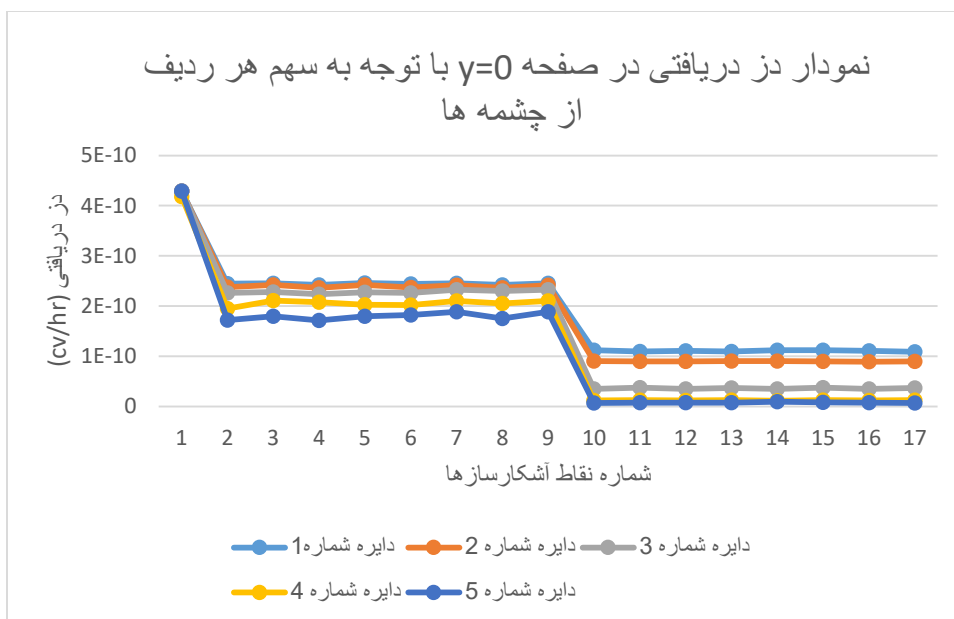
می‌شوند. باید توجه داشت دلیل اهمیت مبدأ مختصات در این‌گونه محاسبات به این خاطر است که منطقه درمان که سر انسان می‌باشد طوری درون کلاهک گامانایف قرار می‌گیرد که تومور دقیقاً در مرکز مختصات جای گیرد. به همین منظور است که ما صفحات $y=1$ و $y=-1$ را نسبت به صفحه $y=0$ می‌سنجیم.

برای درک بهتر سهم هر ردیف از موازی‌سازها از مقدار دز تابشی نمودار میزان دز دریافتی به تفکیک هر ردیف تجمیع و رسم شده است که نشان می‌دهد کدام چشمه‌ها از موقعیت بهتری برای تابش برخوردارند و کدام نقاط موقعیت خوبی برای دریافت پرتو دارند.

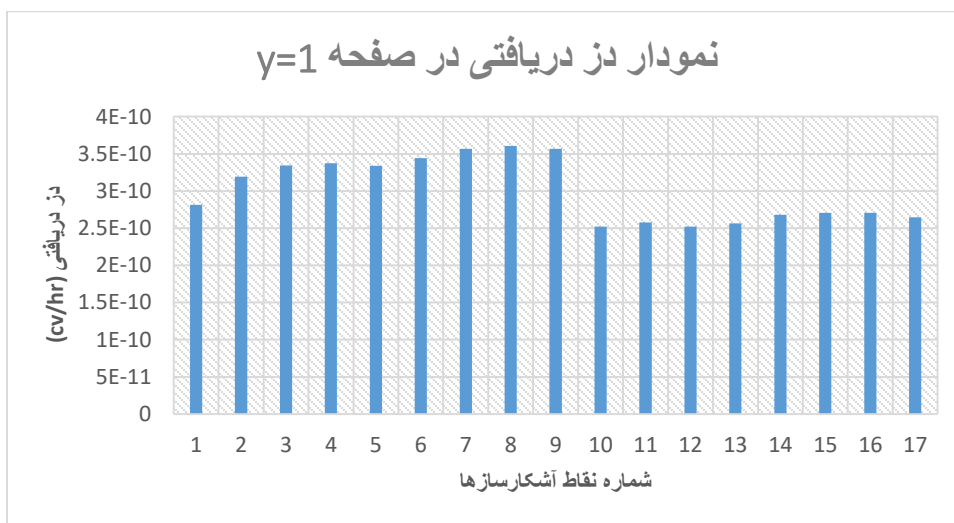


شکل (۷-۳) میزان دز دریافتی کل ناشی از ۲۰۱ چشمه کبالت در صفحه $y=0$

بیشترین دز دریافتی در مرکز تومور و جایی که تمام ۲۰۱ چشمه کبالت در آن تجمع می‌یابد وجود دارد. با توجه به اینکه تومور سرطانی را کره‌ای با شعاع ۱ سانتیمتر در نظر گرفته‌ایم، آشکارسازهای شماره ۲ تا ۹ مربوط به بافت سرطانی هستند و مشخص می‌گردد که میزان دریافت پرتو برای این نقاط نسبت به مرکز تومور کاهش ۵۰ درصدی داشته است. همچنین میزان جذب دز در بافت سالم (آشکارسازهای شماره ۱۰ تا ۱۷) نسبت به بافت سرطانی حداقل ۷۵ درصد کاهش یافته است.

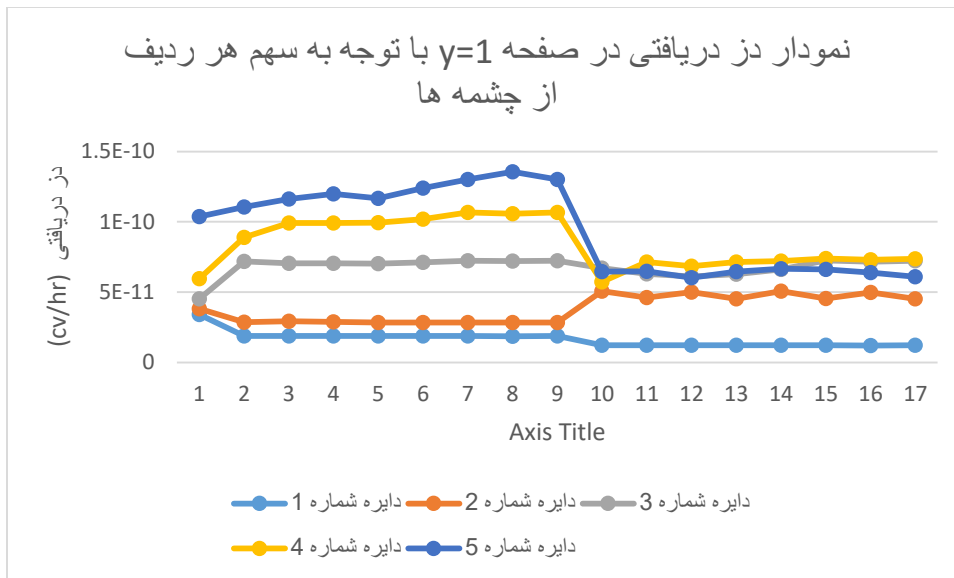


شکل (۸-۳) نمودار دز دریافتی در صفحه $y=0$ به تفکیک هر ردیف از چشمه ها

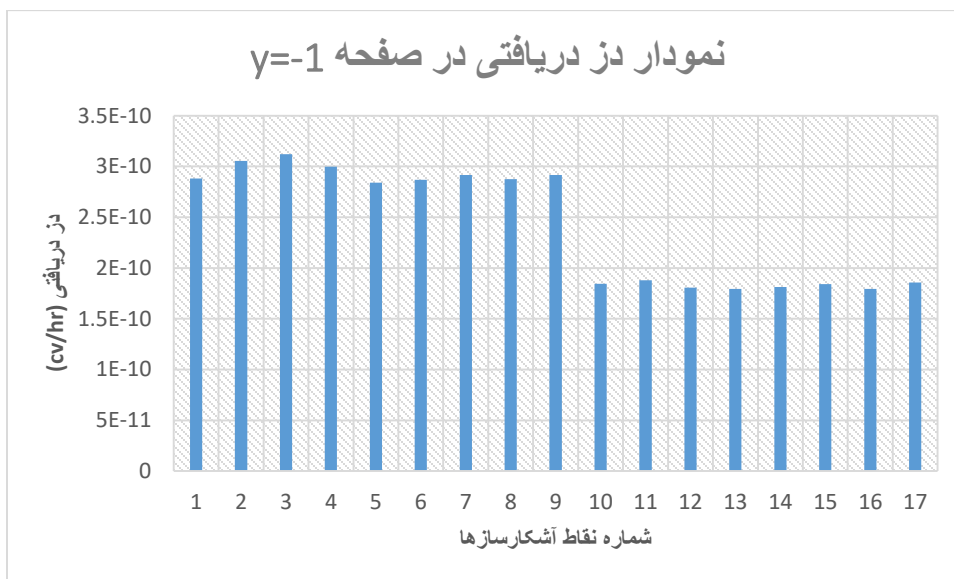


شکل (۹-۳) میزان دز دریافتی کل ناشی از ۲۰۱ چشمه کبالت در صفحه $y=1$

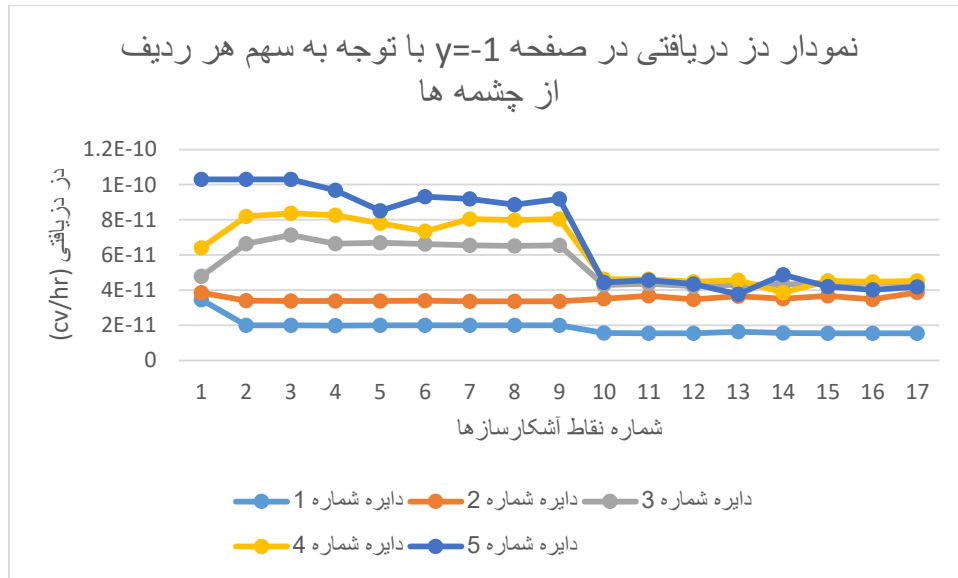
با توجه به اینکه تنها آشکارسازی که در صفحه $y=1$ در قسمت بافت سرطانی قرار می گیرد آشکارساز شماره ۱ است، آشکارسازهای دیگر میزان دز جذبی در بافت سالم را نشان می دهند. بدین ترتیب در این صفحه بافت سالم نسبت به بافت سرطانی پرتوی بیشتری دریافت می کند. میزان دریافت پرتوی بافت سالم در نواحی نزدیک به بافت سرطانی بیشتر و در نواحی دورتر کمتر است.



شکل (۳-۱۰) نمودار دز دریافتی در صفحه $y=1$ به تفکیک هر ردیف از چشمه ها



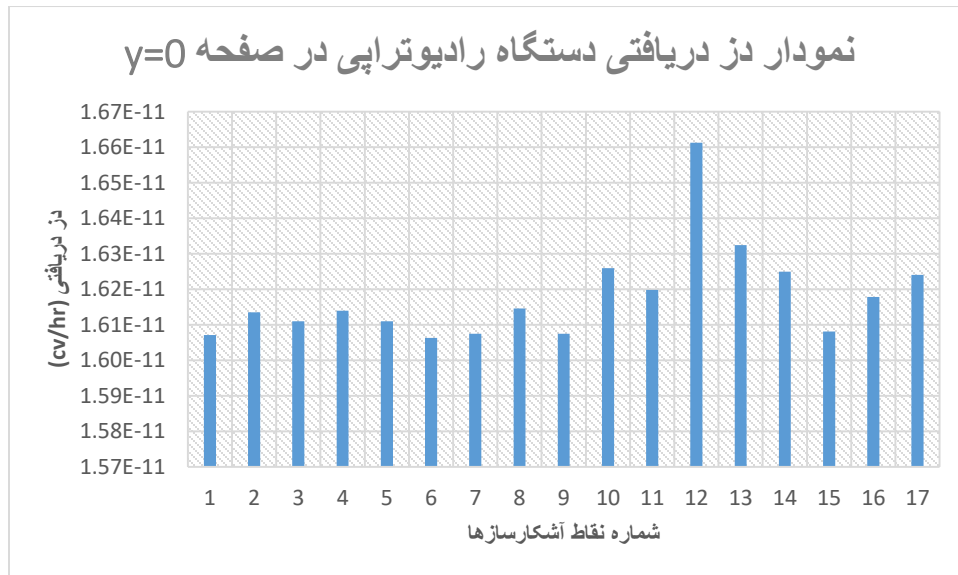
شکل (۳-۱۱) میزان دز دریافتی کل ناشی از ۲۰۱ چشمه کبالت در صفحه $y=-1$



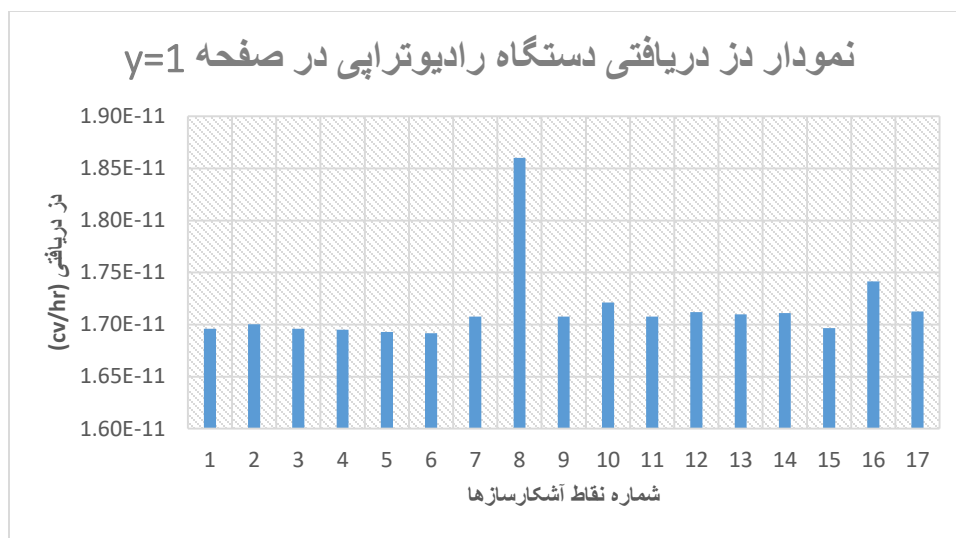
شکل (۱۲-۳) نمودار دز دریافتی در صفحه $y=-1$ به تفکیک هر ردیف از چشمه ها

۳-۲ نتایج شبیه سازی دستگاه پرتودرمانی

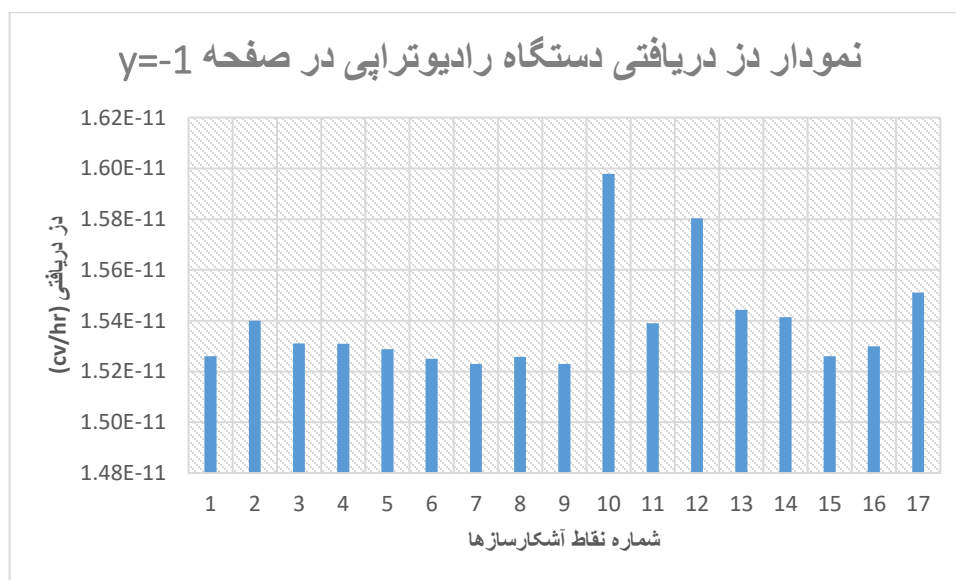
مراحل قبل را برای دستگاه رادیوتراپی نیز انجام می دهیم بدین صورت که چشمه را در فاصله ۱۰۰ سانتیمتری از مرکز مختصات بر روی محور y قرار داده و فاننوم آب را در مبدأ مختصات جایگذاری می کنیم و تغییرات دز را در صفحات $y=0$ ، $y=1$ و $y=-1$ بررسی می کنیم.



شکل (۱۳-۳) نمودار دز دریافتی دستگاه پرتودرمانی در صفحه $y=0$



شکل (۳-۱۴) نمودار دز دریافتی دستگاه پرتودرمانی در صفحه $y=1$



شکل (۳-۱۵) نمودار دز دریافتی دستگاه پرتودرمانی در صفحه $y=-1$

همان‌گونه که از شکل‌های ۳-۱۳، ۳-۱۴ و ۳-۱۵ پیداست به دلیل فاصله ۱۰۰ سانتیمتری چشمه تا محل تومور و تک جهت بودن راستای تابش نقطه‌ی متمرکزی برای تابش حداکثری یافت نمی‌شود و تغییرات نامنظمی مشاهده می‌شود ولی باید به این نکته توجه داشت که میزان دز دریافتی در تمامی نقاط تقریباً یکسان است زیرا نقاط از نظر مقدار عددی تفاوت چندانی با یکدیگر ندارند. با مقایسه تابش در صفحات $y=0$ و $y=-1$ می‌توان استنباط کرد با دور شدن از چشمه مقدار دریافت پرتو توسط بافت کاهش می‌یابد. همچنین اگر به چشمه نزدیک‌تر باشیم (همانند شکل ۳-۱۳) میزان دریافت پرتو بیشتر خواهد بود؛ بنابراین فاصله‌ی کمتر در پرتودرمانی برای بافت سرطانی حائز اهمیت است؛ زیرا هرچه فاصله نزدیک‌تر باشد میزان دز دریافتی بیشتر

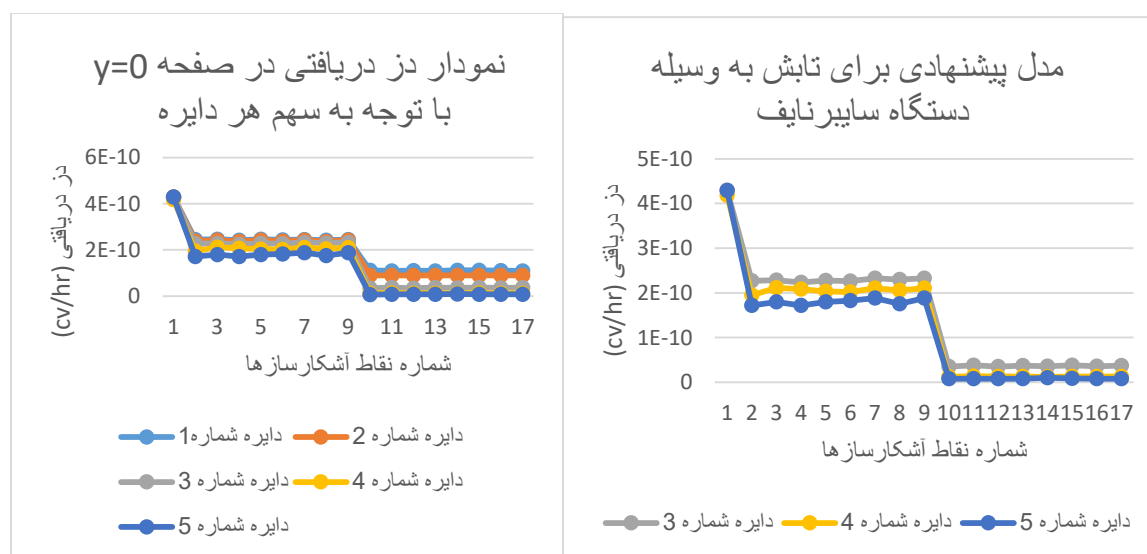
است. البته به دو نکته باید توجه داشت. نکته اول اینکه همان‌طور که در فواصل نزدیک به چشمه میزان دز دریافتی بیشتر است پس برای بافت سالمی که بین تومور سرطانی و چشمه قرار دارد بسیار خطرناک است. نکته دوم آنکه قسمتی از بافت سرطانی که در فاصله دورتر از چشمه قرار می‌گیرد سهم کمتری از میزان پرتوی چشمه دارد. برای رفع این مشکل یا باید تعداد دفعات پرتودرمانی را افزایش داد که این کار منجر به افزایش هزینه و صرف زمان بیشتر می‌شود و یا باید شدت پرتوی تابشی را افزایش داد که انجام این کار نیز خطر زیادی برای بافت‌های سالم اطراف تومور را در پی دارد.

تا بدین جای کار با مقایسه‌ی میزان دز در دو دستگاه متداول و گامانایف دریافتیم دستگاه گامانایف به دلیل هندسه‌ی خاص مزیت بهتری برای درمان تومورهای سرطانی نسبت به دستگاه متداول پرتودرمانی دارد. اکنون به مقایسه دستگاه گامانایف و سایبرنایف می‌پردازیم. دستگاه سایبرنایف به نوعی همان دستگاه گامانایف ولی بسیار پیشرفته‌تر می‌باشد. می‌دانیم که در دستگاه گامانایف به دلیل وجود موازی سازهای ثابت قادر به جابجایی چشمه‌ها و تغییر در زوایای تابش پرتو به بافت سرطانی نخواهیم بود اما در دستگاه سایبرنایف به دلیل متحرک بودن بازوی رباتیک این امکان وجود دارد با بهینه سازی طرح درمان و محاسبه‌ی زوایای تابش، دستگاه را طوری برنامه‌ریزی کنیم و شتاب‌دهنده‌ی خطی سایبرنایف را طوری در جهت تومور قرار دهیم که با تابش حداکثری در نواحی سرطانی و تابش حداقلی در بافت‌های سالم مواجه شویم. ما با محاسبه‌ی میزان دز از هر یک از موازی سازهای مربوط به دستگاه گامانایف متوجه شدیم از چه زوایایی پرتوی تابشی به محل تومور بهترین نتیجه را دارد و با انتقال این داده‌ها و استفاده از این زوایا در دستگاه سایبرنایف موازی سازهایی که بیشترین آسیب را به بافت سالم دارند را حذف کرده و تابش را فقط از زوایایی انجام می‌دهیم که بیشترین پرتو متوجه بافت سرطانی شود. با این کار تعداد دفعات تابش نیز کاهش خواهد یافت. بنابراین به این نتیجه خواهیم رسید دستگاه سایبرنایف به دلیل دارا بودن بازوی رباتیک و قابلیت جابجایی شتاب‌دهنده موقعیت بهتری برای درمان سرطان نسبت به سایر روش‌های درمانی از جمله متداول و گامانایف دارد.

۳-۳ نتیجه‌گیری:

با توجه به شبیه‌سازی صورت گرفته می‌توان این نتیجه‌گیری را کرد در پرتودرمانی به روش متداول به دلیل تک راستا بودن جهت تابش بافت سالم اطراف تومور از دریافت میزان قابل توجهی از پرتو بی‌نصیب نیست. ضمن اینکه باید در نظر داشت به دلیل تک راستا بودن حالت ایزوسنتر یا همان نقطه‌ای که پرتوی تابشی در آن متمرکز شود و از خاصیت حداکثر دز برای تخریب تومور استفاده کرد ایجاد نمی‌شود. دستگاه گامانایف در مقایسه با روش پرتودرمانی متداول از شرایط بهتری برخوردار است. یکی از این شرایط تقسیم راستای تابش ۲۰۱ بار بیشتر از دستگاه پرتودرمانی که شرایط بهتری را برای ایجاد طرح درمان بهتر و دریافت دز لازم جهت

تخریب بافت سرطانی به جهت ایجاد یک ایزو سنتز و صرفه جویی در زمان و هزینه می‌کند. میزان دریافت دز در بافت سالم نسبت به دستگاه پرتودرمانی متداول بسیار کمتر است؛ اما باید در نظر داشت که حالت کروی دستگاه گاما نایف نیز حتی برای ایجاد یک طرح درمانی زیاد مناسب نیست. از دلایل عدم مفید بودن دستگاه گامانایف می‌توان به این اشاره کرد که همان‌طور که از میزان دز دریافتی در نقاطی با فاصله ۲ سانتیمتری از بافت سرطانی مشخص شد دستگاه گامانایف برای تومورهای بزرگ‌تر از این مقدار اصلاً مناسب نیست زیرا به میزان بسیار اندکی جذب پرتو در این نواحی صورت می‌گیرد. ضمن اینکه دستگاه گامانایف فقط برای تومور سرطانی در ناحیه سر کاربرد دارد و از آن برای نواحی دیگر بدن که دچار سرطان شده‌اند نمی‌توان استفاده کرد. پس برای رفع این مشکلات چه باید کرد؟ دستگاهی که هم برای تمامی نواحی بدن که دچار سرطان شده‌اند کاربرد داشته باشد و هم بتوان با استفاده از آن یک ناحیه ایزوسنتز برای بافت سرطانی ایجاد کرد که هم طرح درمان به خوبی پیش رود و هم میزان دریافت بافت سالم نواحی اطراف به حداقل میزان خود برسد. این کار با استفاده از دستگاه سایبر نایف ممکن می‌شود. دستگاه سایبر نایف به دلیل دارا بودن بازوی رباتیک که قادر به حرکت در تمامی جهات می‌باشد برای درمان سرطان در اکثر نقاط بدن استفاده می‌شود. ضمن اینکه در این روش جهت تابش نیز بیشتر از دستگاه گامانایف می‌باشد. با توجه به شکل ۳-۸ نموداری که برای میزان دز دریافتی به تفکیک دایره‌ها رسم شده است برای بهینه‌سازی روش درمانی توصیه می‌شود با استفاده از دستگاه سایبرنایف از زوایای مربوط به دایره‌های ۳، ۴ و ۵ به بافت سرطانی میزان دز دریافتی به بافت سالم را به حداقل میزان خود رساند، زیرا میزان دزی که از ناحیه چشمه‌های کبالت دایره‌های شماره ۱ و ۲ به بافت سالم می‌رسد نسبت به چشمه‌های کبالت دایره‌های دیگر به میزان ده برابر بیشتر است. ما در روش درمانی با سایبرنایف با تابش پرتو از زاویه‌های مربوط به دایره‌های ۳، ۴ و ۵ میزان دز در بافت سالم را بسیار کاهش می‌دهیم.



شکل (۳-۱۶) مقایسه دز دریافتی در دستگاه سایبرنایف و گامانایف

همان‌طور که از شکل ۳-۱۶ پیداست با حذف تابش از سوی چشمه‌های کبالت ناشی از دایره‌های شماره ۱ و ۲ میزان دز دریافتی در بافت سالم که در شکل با آشکارسازهای شماره ۱۰ تا ۱۷ مشخص شده است تا ۵۰ درصد و حداکثر تا میزان ۹۰ درصد کاهش دز را شاهد هستیم. با این کار هم میزان دزی که یک بافت برای تخریب لازم دارد را می‌توان در یک جلسه به آن ارائه کرد که این کار باعث تسریع در روند درمان و کاهش هزینه برای بیمار و بیمارستان می‌باشد و هم میزان تابشی که به بافت‌های سالم اطراف می‌رسد نسبت به روش‌های دیگر بسیار کمتر است زیرا راستای تابش بیشتر شده و امکان دریافت دز زیاد از چشمه به حداقل خود می‌رسد. در محاسبات صورت گرفته به این نکته پی بردیم که در دستگاه گامانایف به دلیل نوع هندسه‌ی دستگاه، بعضی از چشمه‌ها دز عمقی مناسب بافت را در جایی غیر از محل تومور ایجاد می‌کنند که به دلیل ثابت بودن چشمه امکان جابجایی آن وجود ندارد ولی با دستگاه سایبرنایف به‌آسانی می‌توان با دور و نزدیک کردن چشمه دز عمقی مناسب را در آن راستا برای بافت سرطانی فراهم کرد. یکی دیگر از مزایای استفاده از دستگاه سایبرنایف نسبت به دستگاه گامانایف در چشمه به‌کار رفته از آن است. دستگاه سایبرنایف انرژی موردنیاز چشمه خود را از فوتون پرتوی ایکس می‌گیرد اما دستگاه گامانایف دارای چشمه کبالت می‌باشد که با توجه به تحریم کشور ایران فراهم آوردن آن برای به راه انداختن دستگاه کار دشواری است. همچنان که مرکز گامانایف ایران پس از سال‌ها فعالیت در شهریور سال ۹۵ بخش درمانی خود را به دلیل نبود چشمه کبالت به حالت تعلیق در آورده و فقط از بخش پژوهشی مرکز استفاده می‌کند. این کار روند درمان بیماران دارای تومور سرطانی مغز را با مشکل مواجه کرده است. دستگاه گاما نایف و سایبرنایف در کشورهای همسایه و دیگر کشورها موجود می‌باشد و درمان بیماران سرطانی با کمک این دستگاه‌ها منجر به خروج سالانه ارز از کشور می‌شود. ضمن این‌که اگر این روش‌های درمانی در کشور ایران وجود داشت بیماران هزینه درمان کمتری را متحمل می‌شدند.

منابع

-
- [1] Bindhu Joseph, Sanjay S. Supe, Aruna Ramachandra. Cyberknife: A double edged sword?. reports of practical oncology and radiotherapy 15 (2010) 93–97
- [2] W. Kilby M.Sc. J. R. Dooley, G. Kuduvali, S. Sayeh, M.S. C. R. Maurer Jr. 2010. The CyberKnife Robotic Radiosurgery System in 2010. Technology in Cancer Research and Treatment ISSN 1533-0346 Volume 9, Number 5, October 2010 Adenine Press (2010)
- [3] <http://www.accuray.com/treatment-centers>
- [4] Ting-Shi Su, Ping Liang, et al Stereotactic body radiotherapy using CyberKnife for locally advanced unresectable and metastatic pancreatic cancer. World J Gastroenterol 2015 July 14; 21(26): 8156-8162
- [5] Antypas C, Pantelis E. Performance evaluation of a CyberKnife G4 image-guided robotic stereotactic radiosurgery system. Phys Med Biol 2008;53:4697–718.
- [6] <http://www.cyberknife.com/technology>
- [7] Schell MC, Bovq FJ, Larson DA, et al. Stereotactic radiosurgery. AAPM Task Group 43 Report, vol. 54. Boston: American Association of Physicist in Medicine; 1995:6–8.
- [8] Wysocka A. Physical aspects of treatment planning in linac-based radiosurgery of intracranial lesions. Review paper. Rep Pract Oncol Radiother 1998;3(3):59–66.
- [9] Murphy MJ. An automatic six-degree-of-freedom image registration algorithm for image-guided frameless stereotaxic radiosurgery. Med Phys 1997;24:857–66
- [10] Joseph B, Supe S, Ramachandra A. CyberKnife: a double edged sword? Rep Pract Oncol Radiother 2010;15:93–7.
- [11] www.cyberknifecentrelondon.co.uk
- [12] <http://www.ncii.ir/article.aspx?id=238>
- [13] Alejandro Floriano*, Icar Santa-Olalla, Alberto Sanchez-Reyes Initial evaluation of intrafraction motion using frameless CyberKnife VSI system. reports of practical oncology and radiotherapy 18 (2013) 173–178
- [14] <http://irangammaknifecenter.ir/index.php/2014-12-09-13-59-45/2014-12-09-14-00-35>
- [15] <http://www.irangammaknifecenter.ir/index.php/2014-12-09-13-59-45/2014-12-09-14-00-35>
- [16] <http://www.ncii.ir/article.aspx?id=840:839,841,555,495>
- [17] G. Nelson, D. Reilly “Gamma-Ray Interaction with Matter”, in Passive Nondestructive Analysis of Nuclear Materials, Los Alamos National Laboratory, NUREG/CR-5550, LA-UR-90-732, 1991, pp.27-42.
- [18] <http://www.webmd.com/brain/picture-of-the-brain>
- [19] Khan Faiz M (2003) Physics of radiation therapy, 3rd edn. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, p 160
- [20] Snyder, W.S. 1970. Estimation of absorbed fraction of energy from photon sources in body organs. In Medical radionuclides: radiation dose and effects, proc. symp. held at the Oak Ridge Associated Universities, December 8–11, 1969. CONF-691212, pp. 33–49.
- [21] <http://www.internaldosimetry.com/coursesintromonte/images/figure5.gif>

-
- [22] Ryman, J.C. and Eckerman, K.F. 1987. ALGAMP—A Monte Carlo radiation transport code for calculating specific absorbed fractions of energy from internal or external photon sources. Oak Ridge National Laboratory Rep. ORNL/TM-8377
- [23] Cristy, M. 1980. Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose. U.S. Nuclear Regulatory Commission Rep. NUREG/CR-1159 (also Oak Ridge National Laboratory Rep. ORNL/NUREG/TM-367).
- [24] Bentzen S, Harari P, Tome W, Mehta M (2008) Radiation Oncology Advances, Springer, New York, p1.
- [25] Kostylev VA (2000) Medical physics: yesterday, today, and tomorrow. Biomed Eng 34(2):106–112
- [26] Barouni M, Bakos L, Papp Zemplén É, Keömley G (1989) Reactor neutron activation analysis followed by characteristic X-ray spectrometry. J Radioanalytical Nuclear Chem 131(2):457–466
- [27] Ulrich A, Born M, Koops HWP, Bluhm H, Justel T (2008) Vacuum electronics components and devices, Springer, Berlin, p5
- [28] Khan Faiz M (2003) Physics of radiation therapy, 3rd edn. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, p 33
- [29] Podgorsak EB (2005) Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. International Atomic Energy Agency, Vienna, p 21
- [30] Podgoršak E (2007) Radiation physics for medical physicists, 1st edn. Springer, Berlin, pp 262–265
- [31] Tatjana J (2005) Nuclear principles in engineering. Springer, Berlin, pp 127–171
- [32] Podgoršak E (2007) Radiation physics for medical physicists, 1st edn. Springer, Berlin, pp 107–114
- [33] Podgorsak EB (2005) Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. International Atomic Energy Agency, Vienna, p 153
- [34] Levitt SH, Purdy JA, Perez CA, Vijayakumar S (2006) Physics of treatment planning in radiation oncology. In: Levitt SH, Purdy JA, Perez CA, Vijayakumar S (eds) Technical basis of radiation therapy, 4th edn. Springer, Berlin, pp 69–106
- [35] Podgorsak EB (2005) Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. International Atomic Energy Agency, Vienna, p 171
- [36] Rudolph KL (2007) Telomere shortening induces cell intrinsic checkpoints and environmental alterations limiting adult stem cell function. In: Gutierrez LG, Ju Z (eds) Telomeres and telomerase in ageing, disease, and cancer, part II. Springer, pp 161–180
- [37] Bodansky B (2007) Effects of radiation exposures. In: Bodansky D (ed) Nuclear energy. Springer, pp 85–121
- [38] Yamaguchi Y (1994) External dose calculation using computer simulation. J At Energy Soc Jpn 36(7):624–630
- [39] Podgorsak EB (2005) Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. Vienna, International Atomic Energy Agency, p 556

-
- [40] Magill J, Galy J (2005) Radioactivity, radionuclides, radiation. Springer, Heidelberg, pp 117–123
- [41] Stabin MG (2008) Quantities and units in radiation protection In: Stabin, Michael G (eds) radiation protection and dosimetry. Springer, New York, pp 67–74
- [42] Emami B, Lyman J, Brown A et al (1991) Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 21(1):109–122
- [43] Emami B, Lyman J, Brown A et al (1991) Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 21(1):109–122
- [44] Del Regato JA (1972) The American Society of Therapeutic Radiologists. Introduction. *Cancer* 29(6):1443–1445
- [45] Purdy JA (2004) Current ICRU definitions of volumes: limitations and future directions. *Semin Radiat Oncol* 14(1):27–40 (review)
- [46] Kantor G, Maingon P, Mornex F, Mazon JJ (2002) Target-volume contours in radiotherapy. General principles. *Cancer Radiother* 6(suppl 1):56s–60s (review)
- [47] International Commission on Radiation Units and Measurements (1993) Report 50. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. ICRU, Bethesda, MD
- [48] International Commission on Radiation Units and Measurements (1999) Report 62. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy (Supplement to (ICRU) Report 50). ICRU, Bethesda, MD
- [49] International Commission on Radiation Units and Measurements (2004) Report 71. Prescribing, recording, and reporting electron beam therapy. ICRU, Bethesda, MD
- [50] Chang AE, Ganz PA, Hayes DF, Kinsella T, Pass HI, Schiller JH, Stone RM, Strecher V (eds) (2006) *Oncology, an evidence-based approach*. Springer, New York, pp 487–488
- [51] Louis DN, Ohgaki H, Wiestler OD (2007) The 2007 WHO classification of tumours of the central nervous system. *Acta Neuropathol* 114:97–109
- [52] Stieber VW, McMullen KP, DeGuzman A, Shaw EG (2007) Cancers of the central nervous system. In: Khan FM (ed) *Treatment planning in radiation oncology*, 2nd edn. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, pp 415–416
- [53] Rubin P (1989) The law and order of radiation sensitivity, absolute vs. relative. In: Vaeth JM, Meyer JL (eds) *Radiation tolerance of normal tissues. Frontiers of radiation therapy and oncology*, vol. 23. S. Karger, Basel, pp 7–40
- [54] Emami B, Lyman J, Brown A et al (1991) Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 21:109–122
- [55] Rubin P (1989) The law and order of radiation sensitivity, absolute vs. relative. In: Vaeth JM, Meyer JL (eds) *Radiation tolerance of normal tissues. Frontiers of radiation therapy and oncology*, vol. 23. S. Karger, Basel, pp 7–40
- [56] Emami B, Lyman J, Brown A et al (1991) Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 21:109–122

Abstract

Nowadays cancer is one of the most dangerous diseases of humans and takes into account as an important factor of morbidity that its treatment is limited into three methods: surgery, radiotherapy and chemotherapy.

Radiation therapy was carried out in distant years by devices that are still in the radiotherapy hospital departments throughout Iran. In recent years, other treatments for cancer have been developed using radiotherapy techniques that have more advanced technology.

Gamma knife's device in the process of treatment of tumors of the skull area treats cancer faster than radiation therapy. In the manufacture of Cyberknife, many of the problems associated with the old radiation therapy devices and even the Gamma knife device have been resolved and help the Cancer patients in terms of treatment, time and cost.

This dissertation attempts to make a comparison between the dosage received in distant and near radiation sources in the radiation therapy device and the Gamma knife system, as well as points related to healthy and cancerous tissues in the skull area, to determine which Radiotherapy devices are less harmful to healthy tissues while it radiates to cancerous tissues. After performing the simulation, the radiation therapy device did not have a one-dimensional strain on the cancerous area. Gamma knife device with 201 sources of radiation in different directions is more appropriate than radiotherapy, but in the Gamma knife system, it only works in the skull area and does not eliminate the need for cancer tissues in other areas of body. The Cyberknife system covers many areas of the body in the face of cancer, and because of its robotic arm and radiation in different directions, the amount of received doses in the cancerous tissue reaches its maximum, and in other areas it reaches its minimum. The Cyberknife system, with a pre-designed program of radiation from different angles on cancerous tissue, causes a healthy tissue that receives less doses of radiation between the radiation source and the cancerous area, thereby destroying the cancerous tumor and the tissue around the tumor remains healthy.

Key words: Radiotherapy, Gamma knife, Cyberknife



Shahrood University of Technology

Faculty of Physics and Nuclear Engineering

MSc Thesis in Nuclear physics

Comparing local dose of healthy and cancerous tissue in the phantom of brain in two ways Cyber knife and conventional radiotherapy by Monte Carlo method

By: Mohammad jokar

Supervisor:

Dr H. tavakoli anbaran

September 2017