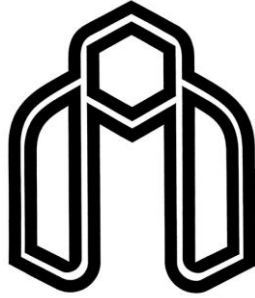


بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده فیزیک

گروه فیزیک هسته‌ای

پایان نامه کارشناسی ارشد

محاسبه دز مکانی چشمه ید ۱۲۵ در براکی تراپی تومور مغزی Low-grade-glioma

آناهیتا گل

استاد راهنما

دکتر حسین توکلی عنبران

بهمن ۱۳۹۴

تقدیم ہے؛

مقدس ترین واژہ مادر لغت نامہ دلم، مادر مہربانم کہ زندگیم را دیون مہر و عطف آن می دانم.

سپاس:

سپاس یکران بر بهدلی و بهمراهی و بهکامی خانواده دلسوز و مهربانم که سجده می ایشان گل محبت راد وجودم پروراند و دامان کهربارشان لحظه های مهربانی را به من آموخت.

و با تقدیر و تشکر شایسته از استاد فریخته و فرزانه جناب آقای دکتر حسین توکل غنبران که با نکته های دلاویز و گفته های بلند، صحیفه های سخن را علم پرور نمود و همواره راهنما و راه گشای مجازنده در اتمام و تکمال پیمان نامه بوده است.

همچنین از دوستان عزیز کامران ایوبی و علی ملا ابراهیمی که مراد این پیمان نامه یاری نمودند، سپاسگزارم.

معلمت ز عرش برتر باد همیشه تو سن اندیشه ات مظفر باد

تعهدنامه

- اینجانب **آناهیتا گل** دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته فیزیک-هسته‌ای دانشکده فیزیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه **دزیمتری مکانی چشمه ید ۱۲۵ در براکی تراپی تومور مغزی Low-grade-glioma** تحت راهنمایی **دکتر حسین توکلی عنبران** متعهد می‌شوم.
- تحقیقات در این پایان نامه 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 پایان نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است.
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می‌باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه صنعتی شاهرود » و یا « Shahrood University of Technology » به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می‌گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه ، در مواردی که از موجود زنده (یا بافتهای آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است .

امضای دانشجو

تاریخ

مالکیت نتایج و حق نشر

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

چکیده:

براکی‌تراپی (درمان از نزدیک)، یکی از روش‌های درمان سرطان به کمک پرتوهای یونساز است که در آن سوزن‌های دارای چشمه‌های رادیواکتیو به درون تومور فرد یا در کوتاه‌ترین فاصله از آن برده می‌شود تا به طور مؤثر دز مناسب به سراسر تومور داده شود. این روش مهم درمانی یکی از کاربردهای صلح آمیز فیزیک هسته‌ای را نشان می‌دهد. چشمه‌های پرتوزای ^{125}I که یکی از ۳۷ ایزوتوپ عنصر ید می‌باشد، از رادیوایزوتوپ مهم در پزشکی هسته‌ای است که بوسیله فرایند گیراندازی الکترون (Electron Capture) موجب بروز پرتو ایکس مشخصه و یا گاهی یک الکترون اوژه می‌گردد که انرژی کم بین ۲۷ و ۳۵ keV، تولید می‌کند. این چشمه‌ی پرتوزا بدلیل نیمه‌عمر کوتاه ۵۹٫۴ روز در بیماران دارای تومور مغزی با آهنگ رشد پایین قابل استفاده بوده و از طریق جراحی استرئوتاکتیک^۱ که نوعی روش جراحی برای هدایت دقیق چشمه پرتوزا به درون بافت سرطانی مغز می‌باشد، مورد استفاده قرار می‌گیرد. این چشمه‌ها جهت استفاده بصورت دانه‌هایی (seed) در داخل کپسولی در ابعاد میلی‌متری قرار داده می‌شوند. در براکی‌تراپی تومورهای مغزی علاوه بر مشکل بودن جراحی و با توجه به نزدیک بودن چشمه به بافت تومور، تغییرات جزئی در مکان چشمه‌ها باعث ایجاد تغییرات زیادی در توزیع دز اعمالی می‌شود بنابراین طراحی درمان از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. از آنجایی که اندازه و ابعاد تومور در بیماران متفاوت است و رسیدن به جواب نهایی، با برخی ابزارهای اندازه‌گیری ممکن است مدت‌ها طول بکشد، نمی‌توان در همان لحظه یا چند دقیقه بعد به جواب رسید. برای این که قبل از پرتودهی به بیمار، میزان موثر بودن این روش را بررسی کنیم، نیازمندیم برای محاسبات دزیمتری از روش‌های شبیه‌سازی با کامپیوتر استفاده کنیم. با تعیین پارامترهایی شامل تابع دز شعاعی و عمقی، تابع ناهمسانگردی و... که هر یک به نوعی بیانگر خواص دزیمتری چشمه می‌باشد می‌توانیم بهینه‌ترین روش موثر درمان تومورهای مغزی را ارائه دهیم. با استفاده از نرم افزارهای شبیه‌سازی مانند MCNP، انجام این نوع محاسبات و آزمایشات دقیق که نیاز به بافت

¹ Stereotactic

معادل بدن انسان دارند و انجام آن‌ها در آزمایشگاه‌ها بسیار سخت می‌باشد، میسر شده است. در این مطالعه با کمک کد MCNPX به بررسی پارامترهای دزیمتری چشمه ^{125}I و تعیین تابع دز شعاعی و تابع ناهمسانگردی در داخل تومور مغزی می‌پردازیم تا از نحوه‌ی تغییرات دز در اطراف چشمه آگاه شویم. قدرت گرمای هوا برای چشمه ^{125}I مدل ۶۷۱۱، $0.5732 \text{ cGy.cm}^2.\text{h}^{-1}$ در واحد اکتیویته محاسبه شد. ثابت آهنگ دز در آب $0.8119 \text{ cGy.h}^{-1}.\text{U}^{-1}$ و درون تومور $0.657 \text{ cGy.h}^{-1}.\text{U}^{-1}$ محاسبه شد.

واژه‌های کلیدی: براکی‌تراپی، چشمه ید ۱۲۵، تومور مغزی، دزیمتری

فهرست مطالب

فصل ۱: براکی تراپی

۱-۱- مقدمه.....	۲
۱-۲- تعریف براکی تراپی.....	۳
۱-۲-۱- تاریخچه براکی تراپی تومورهای مغزی.....	۳
۱-۲-۲- انواع روش‌های براکی تراپی.....	۵
۱-۳- تومورهای مغزی.....	۶
۱-۳-۱- تومورهای مغزی گلیوما.....	۶
۱-۳-۲- تومورهای مغزی گلیومای درجه I و II.....	۶
۱-۳-۳- براکی تراپی تومورهای مغزی LGG.....	۷
۱-۴- مزایای براکی تراپی تومورهای مغزی LGG با ^{125}I	۹
۱-۴-۱- دانه‌های رادیواکتیو.....	۱۰
۱-۴-۱- معرفی رادیوایزوتوپ ^{125}I	۱۱
۱-۴-۲- طیف فوتونی چشمه ^{125}I	۱۲
۱-۴-۳- فیزیک تراکنش فوتون‌های کم انرژی.....	۱۲
۱-۴-۳-۱- تعریف گیراندازی الکترون.....	۱۳
۱-۴-۳-۲- تعریف تبدیل داخلی.....	۱۳
۱-۴-۴- اندرکنش گامای ساطع شده از ^{125}I با ماده.....	۱۴
۱-۴-۴-۱- پدیده فوتوالکتریک.....	۱۴
۱-۴-۴-۲- پراکندگی کامپتون.....	۱۴
۱-۴-۵- دلایل انتخاب ^{125}I برای براکی تراپی تومور مغزی.....	۱۶

فصل ۲: دزیمتری دانه‌های براکی تراپی و مفاهیم فیزیکی

۱-۲- مقدمه.....	۲۰
۱-۲-۱- انواع چشمه‌های دانه‌های ^{125}I	۲۱
۱-۲-۲- آهنگ دز چشمه‌های براکی تراپی.....	۲۵

۲۶ مدت زمان کاشت چشمه‌ها
۲۶ دز جذبی
۲۷ دز معادل
۲۸ قدرت چشمه‌های براکی‌تراپی
۲۸ ۱-۵-۲ پرتودهی
۲۹ ۲-۵-۲ رونتگن (R)
۳۰ ۳-۵-۲ مفهوم کرما
۳۰ ۴-۵-۲ رابطه کرما و پرتودهی
۳۲ ۵-۵-۲ اکتیویته (A)
۳۲ ۶-۵-۲ رابطه کرما و اکتیویته
۳۴ ۶-۲ فرمالیسم دزیمتری گروه کاری ۴۳
۳۴ ۷-۲ فرمالیسم محاسبه دز
۳۶ ۸-۲ فرمالیسم کلی دوبعدی
۳۷ ۱-۸-۲ شدت کرمای هوا (S_K)
۳۸ ۲-۸-۲ ثابت آهنگ دز (Λ)
۳۸ ۳-۸-۲ تابع هندسی $G(r, \theta)$
۴۰ ۴-۸-۲ تابع دز شعاعی $g(r)$
۴۰ ۵-۸-۲ تابع ناهمسانگردی دو بعدی $F(r, \theta)$
۴۱ ۹-۲ فرمالیسم کلی یک بعدی

فصل ۳: شبیه‌سازی چشمه ^{125}I با کد MCNP و تعیین پارامترهای دزیمتری

۴۴ ۱-۳ مقدمه
۴۵ ۲-۳ معرفی روش مونت کارلو
۴۵ ۱-۲-۳ کد کامپیوتری MCNP
۴۶ ۲-۲-۳ نحوه کار با کد MCNP
۴۸ ۳-۲-۳ کاربردهای کد MCNP
۴۹ ۴-۲-۳ عیوب این کد

۴۹ روش مونت کارلو در براکی تراپی
۵۰ شبیه سازی چشمه ^{125}I
۵۱ محاسبه پارامترهای دزیمتری
۵۳ محاسبه تابع هندسی چشمه $G(r, \theta)$
۵۸ محاسبه قدرت کرما (S_K) چشمه
۵۹ محاسبه دز جذبی $\dot{D}(r, \theta)$
۶۰ محاسبه ثابت آهنگ دز Λ
۶۲ محاسبه تابع دز شعاعی $g(r)$
۶۳ محاسبه تابع ناهمسانگردی $F(r, \theta)$
۶۷ شبیه سازی در تومور مغزی
۶۷ استفاده از فانتوم Snyder
۶۹ محاسبه پارامترهای دزیمتری در تومور
۷۰ ثابت آهنگ دز در تومور
۷۲ تابع دز شعاعی در مغز
۷۴ تابع ناهمسانگردی در تومور
۷۵ بحث و نتیجه گیری
۷۷ منابع و مأخذ

فهرست اشکال

- شکل ۱-۱: دستگاه استرئوتاکتیک نصب شده بر روی سر انسان ۴
- شکل ۲-۱: تصویر MRI تومور مغزی LGG در نیمکره راست مغز ۷
- شکل ۳-۱: کاتترهای مورد استفاده در براکی تراپی مغز ۸
- شکل ۴-۱: طرح درمانی استرئوتاکتیک ۹
- شکل ۵-۱: دانه‌های چشمه‌های براکی تراپی ۱۰
- شکل ۶-۱: تجزیه رادیوکتیو ۱۲۵ ۱۱
- شکل ۷-۱: ضریب تضعیف جرمی کل، فوتوالکتریک، کامپتون، تولیدزوج و رایلی برای بافت نرم... ۱۵
- شکل ۸-۱: نمودار ضریب تضعیف کل در انرژی‌های مختلف برای مغز ۱۵
- شکل ۱-۲: چشمه ید ۱۲۵ مدل ۶۷۰۲ ۲۱
- شکل ۲-۲: چشمه ید ۱۲۵ مدل ۶۷۱۱ ۲۲
- شکل ۳-۲: چشمه ید ۱۲۵ مدل I25.S06 ۲۲
- شکل ۴-۲: چشمه ید ۱۲۵ مدل ImagynIS.12501 ۲۳
- شکل ۵-۲: چشمه ید ۱۲۵ مدل NASI model MED3631-A/M ۲۴
- شکل ۶-۲: چشمه ید ۱۲۵ مدل Best model 2301 ۲۴
- شکل ۷-۲: دستگاه مختصات برای محاسبات دزیمتری براکی تراپی ۳۷
- شکل ۱-۳: نمای کلی چشمه ید ۱۲۵ مدل ۶۷۱۱ ۵۰
- شکل ۲-۳: نمودار مقایسه تابع هندسی بدست آمده از دو روش تحلیلی و MCNP ۵۸
- شکل ۳-۳: نمودار مقایسه تابع دز شعاعی محاسبه شده با مراجع دیگر ۶۳
- شکل ۴-۳: نمودار مقایسه تابع ناهمسانگردی محاسبه شده با مراجع دیگر در ۱ سانتی‌متری ۶۶
- شکل ۵-۳: نمودار مقایسه تابع ناهمسانگردی محاسبه شده با مراجع دیگر در ۲ سانتی‌متری ۶۶
- شکل ۶-۳: هندسه شبیه‌سازی شده فانتوم سر انسان ۶۸
- شکل ۷-۳: نمودار تابع دز شعاعی در تومور و مغز ۷۳
- شکل ۸-۳: نمودار مقایسه تابع دز شعاعی در آب و در تومور ۷۴

فهرست جدول‌ها

۱۲	جدول ۱-۱: طیف فوتونی چشمه ید ۱۲۵ مطابق با پروتکل AAPM, TG-43.....
۲۷	جدول ۱-۲: تابش‌های مختلف و عامل کیفی آن‌ها QF.....
۴۸	جدول ۱-۳: انواع تالی‌های قابل تعریف در کد mcnp.....
۵۲	جدول ۲-۳: ضرایب تبدیل شار به دز برای فوتون.....
۵۴	جدول ۳-۳: تابع هندسی محاسبه شده برای چشمه خطی به روش MCNP.....
۵۷	جدول ۴-۳: تابع هندسی محاسبه شده برای چشمه خطی به روش تحلیلی.....
۶۰	جدول ۵-۳: دز جذبی در زوایا و فواصل مختلف در آب.....
۶۱	جدول ۶-۳: ثابت آهنگ دز چشمه ید ۱۲۵ در محیط آب در مقایسه با نتایج دیگران.....
۶۲	جدول ۷-۳: تابع دز شعاعی چشمه ید ۱۲۵ در آب.....
۶۴	جدول ۸-۳: تابع ناهمسانگردی دوبعدی چشمه ید ۱۲۵ برای زوایا و فواصل مختلف در آب.....
۶۹	جدول ۹-۳: درصد وزنی عناصر بافت‌های مغز، بافت نرم و جمجمه.....
۷۰	جدول ۱۰-۳: دز جذبی در نقاط مختلف فانتوم مغز.....
۷۲	جدول ۱۱-۳: تابع دز شعاعی محاسبه شده برای تومور در مغز.....
۷۵	جدول ۱۲-۳: تابع ناهمسانگردی محاسبه شده برای تومور در مغز.....

فصل ۱ :

براکی تراپی

۱-۱- مقدمه

انسان خواسته یا ناخواسته در معرض تابش پرتوهای یونساز قرار می‌گیرد این پرتوها می‌توانند از منابع طبیعی یا مصنوعی باشند. انتقال انرژی به بافت از پرتوهای یونساز از طریق یونش، برانگیختگی و برخورد های غیر یونساز صورت می‌گیرد و آسیب ناشی از آن در یک اندام همیشه با تغییرات شیمیایی، اتمی و مولکولی در سلول‌ها آغاز می‌شود که این صدمات می‌تواند سرمنشاء مرگ سلولی و یا سرطان‌زایی باشد. به همان دلیل که پرتوهای یونساز سرطان‌زا و خطرناک هستند، از آن‌ها نیز برای درمان سرطان‌ها استفاده می‌شود امروزه یکی از بیماری‌هایی رایج در بیشتر کشورها سرطان است؛ سه روش اصلی بصورت مستقل و یا ترکیبی برای درمان سرطان‌ها وجود دارد که عبارتند از شیمی‌درمانی، جراحی و پرتودرمانی [۲۴].

پرتودرمانی یکی از روش‌های مهم درمان سرطان است. تقریباً ۵۰٪ از بیماران سرطانی به روش پرتودرمانی درمان می‌شوند [۱۴]. هدف اصلی در درمان با پرتو این است که تومور حداکثر دز کشنده را به صورت یکنواخت و بافت‌های سالم اطراف کمترین مقدار ممکن را دریافت کنند [۷].

تابش را می‌توان با استفاده از دستگاهی خارج از بدن^۱ تولید کرد و یا از تابش ساطع شده از چشمه‌های رادیواکتیو کپسول شده که قابل جاگذاری درون ناحیه سرطانی هستند، استفاده کرد که پرتودهی نزدیک یا براکی‌تراپی^۲ نامیده می‌شود [۱۴]. در این روش با قرار دادن چشمه‌ی پرتوزا در مجاورت تومور برای از بین بردن آن اقدام می‌شود. در مورد تومورهای کوچک از کاشت دانه‌های کم انرژی مانند ^{125}I و ^{103}Pd (در حدود چند کیلو الکترون‌ولت) درون تومور استفاده می‌شود. با توجه به این که این نوع چشمه‌های کم انرژی بصورت دانه‌های استوانه‌ای شکل تولید می‌شوند و معمولاً میدان پرتو در اطراف آن‌ها به میزان قابل توجهی ناهمسانگرد است، شناخت دقیق توزیع دز به منظور طراحی روش درمان، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است [۳].

¹ External Beam Radiation Therapy

² Brachytherapy

۱-۲- براکی تراپی:

براکي تراپی (درمان از نزدیک)، یکی از روش‌های درمان به کمک پرتوهای یونساز است که در آن چشمه‌های رادیواکتیو در درون تومور یا در کوتاهترین فاصله از آن کاشته می‌شوند [۲]. در درمان به روش براکی تراپی، چه در طول نیمه‌عمر چشمه تا تجزیه کامل آن (کاشت‌های دائمی) و چه در طول یک دوره زمانی کوتاه (کاشت‌های موقت)، دز بصورت پیوسته به بافت می‌رسد [۱۴].

پیشرفت‌های چشمگیر در نتایج براکی تراپی مدیون پیشرفت در سه پایه اصلی استریوتاکتیک^۱، رادیوایزوتوپ‌ها و نورورادیولوژی^۲ است. البته نقش کامپیوتر در جایگزینی دقیق مواد کاشته شده را نباید نادیده گرفت [۲].

۱-۲-۱- تاریخچه‌ی براکی تراپی تومورهای مغزی:

کاشت مواد رادیواکتیو در داخل تومورها با کاشت ²³⁶Ra شروع شد که به سال ۱۹۰۱ برمی‌گردد [۲]. در سال ۱۹۰۱، به پیشنهاد پیرکوری^۳، دانلوس^۴ به طور مستقیم یک ایزوتوپ رادیوم را به درون تومور وارد کرد که این اولین کاربرد پرتودهی درون‌بافتی شناخته شد، و بعد در سال ۱۹۰۵ در ژورنال de la physiotherapie چاپ گردید^۵.

در همان سال‌ها، در ۱۹۰۸ هرسلی^۶ و کلارک^۷ دستگاه استریوتاکتیک سه بعدی برای مطالعه بر روی مغز میمون‌ها ساختند که بدین ترتیب توسعه‌ی تکنیک استریوتاکتیک آغاز شد. اولین بار

^۱ جراحی استریوتاکتیک (stereotactic): (tactic=دست یافتن-رسیدن، stereo=سه بعدی) از 1908 توسط Clark و Horsley شروع شد [۲].

^۲ Neuroradiology

^۳ Pierre Curie

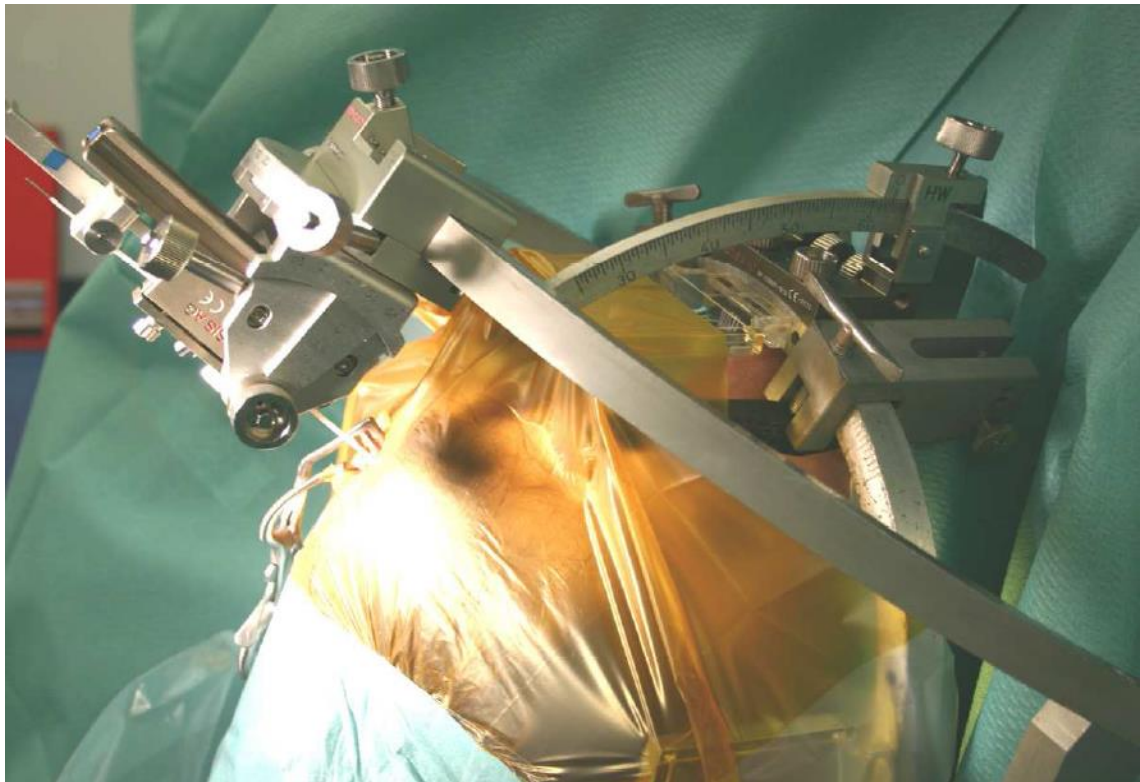
^۴ Danlos

^۵ Bernstein & Gutin, 1981; Danlos, 1905

^۶ Horsley

^۷ Clarke

استفاده از این دستگاه در بدن انسان در سال ۱۹۱۸ بوسیله‌ی موسن^۱ ارائه شد (شکل ۱). این تکنیک اجازه‌ی هدف‌گیری دقیق روی مغز را برای اهداف جراحی اعصاب بدست داد. اولین کاشت چشمه‌ی رادیواکتیو درون ساختار سیستم عصبی مرکزی (CNS)، بصورت دقیق‌تر درون تومور غده هیپوفیز، بوسیله هیرسک^۲ و همکاران در سال ۱۹۱۲ انجام شد. دو سال بعد، در سال ۱۹۱۴، فرازیر^۳ و همکاران برای اولین بار کاشت مواد رادیواکتیو به درون گلیوما را گزارش کردند [۱].



شکل ۱-۱ دستگاه استرنئوتاکتیک نصب شده بر روی سر انسان [۱]

توسعه‌های دیگری از این تکنیک بوسیله معرفی تکنیک‌های جدید برای بهبود دقت در دزیمتری برای کاشت‌های متعدد در دهه ۱۹۳۰ رخ داد^۴. در دهه ۱۹۵۰ روش استرنئوتاکتیک برای کاشت دقیق چشمه‌های رادیواکتیو درون تومورهای غیر قابل جراحی بکار برده شد^۵.

¹ Mussen

² Hirsch

³ Frazier

⁴ Patterson, 1934

⁵ Mundinger et al., 1956; Talairach et al., 1955

در دهه ۱۹۷۰ و ۱۹۸۰ اجرای جراحی استرئوتاکتیک با هدایت تصویری بطور پیوسته باعث بهبود دقت جاگذاری مواد رادیواکتیو درون تومورهای مغزی (بدخیم) شد^۱[۱]. از آن زمان، مطالعات متعددی برای درمان تومورهای مغزی درون بافتی مختلف انتشار یافت، که براکی تراپی (به روش استرئوتاکتیک) را به عنوان یک تکنیک جراحی اعصاب مطمئن، کم‌تهاجمی، و موثر پایه‌گذاری کردند [۱]. این روش نقش مهمی در درمان چندین نوع سرطان از جمله سرطان پروستات، سرطان بافت های نرم، تومورهای مغزی و غیره دارد [۸].

۱-۲-۲- انواع روش‌های براکی تراپی:

سیستم‌های براکی تراپی به دو صورت مورد استفاده واقع می‌شوند [۳۱]:

الف: پرتودهی درون حفره‌ای یا intracavity (استفاده از چشمه‌های رادیواکتیو و اعمال پرتودهی از طریق حفره‌هایی که در نزدیکی تومور در داخل بدن قرار دارند). در این نوع پرتودهی چشمه رادیواکتیو بصورت موقتی در بدن کاشته می‌شود.

ب: پرتودهی درون‌بافتی یا interstitial (استفاده از چشمه‌های رادیواکتیو و کاشت مستقیم آن‌ها در داخل حجم تومور). کاشت چشمه در این روش به هر دو صورت موقتی و دائم صورت می‌گیرد.

¹ McDermott et al., 1998

۱-۳-۳- تومورهای مغزی:

۱-۳-۱- تومورهای مغزی گلیوما^۱:

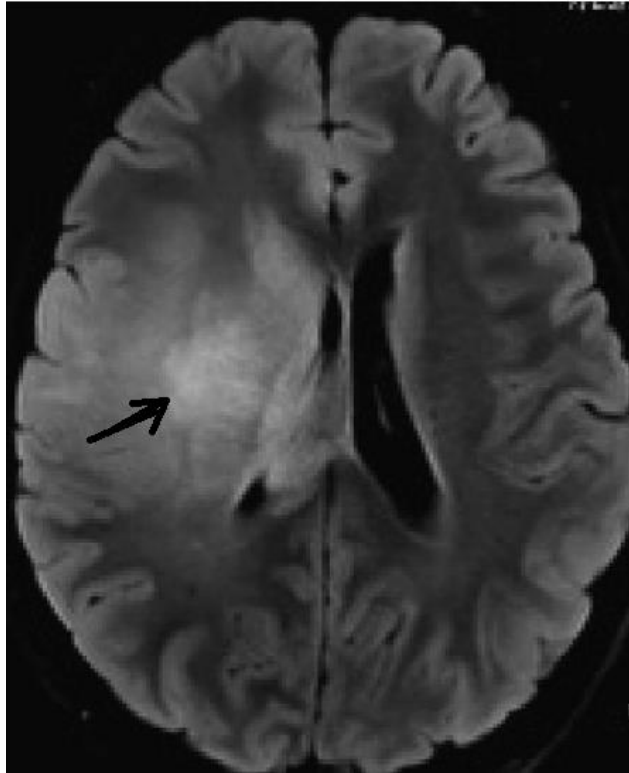
سازمان بهداشت جهانی (World Health Organization) تومورهای سیستم عصبی مرکزی را براساس میزان بدخیمی به چهار درجه از درجه یک (خوش خیم) تا درجه چهار (بدخیم) تقسیم می کند. تومورهای درجه ۱ و ۲ بعنوان Low-grade و تومورهای درجه ۳ و ۴ بعنوان High-grade در نظر گرفته می شوند. به علاوه در منابع موجود گلیوما به عنوان شایع ترین تومور اولیه مغزی ذکر شده است [۹].

۱-۳-۲- تومورهای مغزی گلیومای درجه I و II^۲:

بر اساس تقسیم بندی سازمان بهداشت جهانی (LGG) low grade glioma حدود یک سوم از تومورهای گلیوم را تشکیل می دهد و یکی از نگرانی ها و دغدغه ها در این بیماران، بقای آنهاست. در حال حاضر در صورت تشخیص تومور LGG درمان آن یکی از معضلات و مشکلات جراحی اعصاب است که با توجه به شیوع آن در هر جایی از مغز، سؤالات زیادی در رابطه با مدیریت درمان این نوع تومورها مطرح شده است [۲]. تومورهای LGG تومورهایی با رشد آرام هستند [۱۵]. بیولوژی این نوع تومور با تکثیر خیلی کمتر و چگالی سلولی متفاوت، از گلیوم بدخیم اختلاف پیدا می کند. آنها بصورت پخش، ولی با مرز مشخص و یا بصورت ارگان آسیب دیده معینی رشد می کنند. پس زمینهی تئوری براکی- تراپی در LGG با گلیوم بدخیم متفاوت است. با در نظر گرفتن تکثیر کم و فرض این که درون تومور هنوز بافت مغزی با عملکرد سالم وجود دارد، در بیشتر جراحی های اعصاب استرئوتاکتیک، چه بصورت موقت و چه دائمی، از کاشت هایی با اکتیویته کم که نرخ دز پایین دارند، استفاده می شود [۱].

¹ Glioma

² Low grade glioma(WHO I & II)



شکل ۱-۲ تصویر MRI تومور مغزی LGG در نیم کره راست مغز [۱۲]

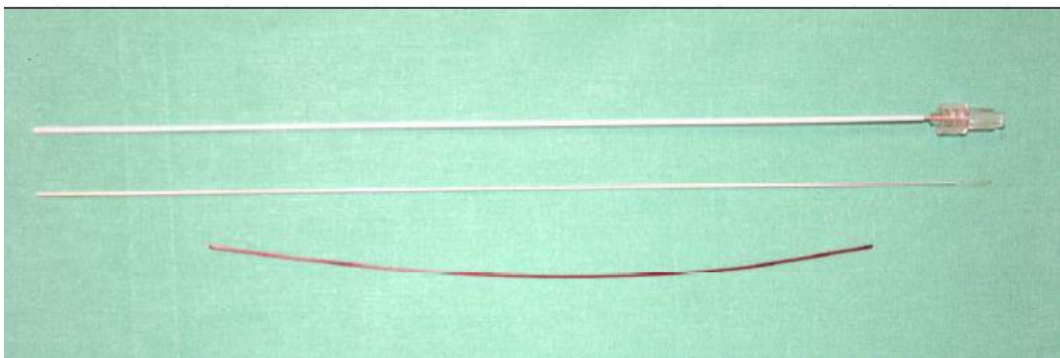
۱-۳-۳- برآکی تراپی تومورهای مغزی LGG:

تومورهای LGG تومورهای خوش خیم اند ولی از نظر محل ضایعه ممکن است در مکانی حساس و دور از دسترس قرار داشته باشند (شکل ۱-۲) که درمان آن توسط جراحی‌های معمول مقدور نباشد، این مسائل باعث شده که مدیریت LGG یک معضل در جراحی مغز و اعصاب باشد. برخی از این تومورها عمقی و غیرقابل عمل بوده و مرگ و میر و عوارض جراحی فراوانی دارند. رادیوتراپی نیز باعث عوارضی نظیر رادیونکروز^۱ شدید در مناطق حساس مغز می‌شود. مطالعات انجام شده گویای بقای بهتر یا معادل بیماران درمان شده با برآکی تراپی نسبت به روش‌های جراحی، شیمی درمانی و رادیوتراپی است. با توجه به کاهش تأثیر برآکی تراپی بر بافت‌های سالم، کمتر تهاجمی (minimal invasive) بودن آن، مرگ و

¹ radionecrosis

میر پایین، حداقل بودن عوارضی چون ادم^۱ و رادیونکروز و امکان نمونه برداری از بافت که در روند درمان اثرگذار است، به نظر می‌رسد براکی‌تراپی با چشمه‌های پرتوزای ¹²⁵I روشی مؤثر برای درمان این ضایعات باشد [۲].

از سی‌تی‌اسکن^۲ با تزریق برای تخمین اندازه و تعیین شکل تومور استفاده شده است. براساس شکل، اندازه، محل و نوع پاتولوژی^۳، تعداد و توزیع کاتاترها^۴ (سوزن‌هایی که از طریق آن‌ها دانه‌های رادیواکتیو در بدن کاشته می‌شوند) و نیز قدرت و توزیع چشمه‌های پرتوزا تعیین می‌شود. دو هدف عمده در برنامه‌ریزی جهت اعمال براکی‌تراپی باید مد نظر باشد: هدف اول ایجاد توزیع دز یکنواخت در داخل تومور با بکارگیری تعداد زیادی کاتاتر و هدف دوم به حداقل رساندن تعداد کاتاترها در عین حالی که یکنواختی توزیع اشعه در سطح تومور حفظ شود [۲].



شکل ۱-۳ کاتاترهای مورد استفاده در براکی‌تراپی مغز [۱]

امروزه برای مشخص کردن ناحیه درمان و بافت‌های سالم اطراف و ارائه یک طراحی درمان مناسب در پرتودرمانی می‌توان از تصاویر رادیوگرافی مانند CT و MRI استفاده کرد و نتایج نشان می‌دهد با استفاده از این تصاویر بافت تومور با کیفیت بسیار بالایی قابل تفکیک می‌باشد. در براکی‌تراپی از این تصاویر به منظور قرار دادن صحیح چشمه رادیواکتیو در محل تومور استفاده می‌شود که نتایج تحقیقات

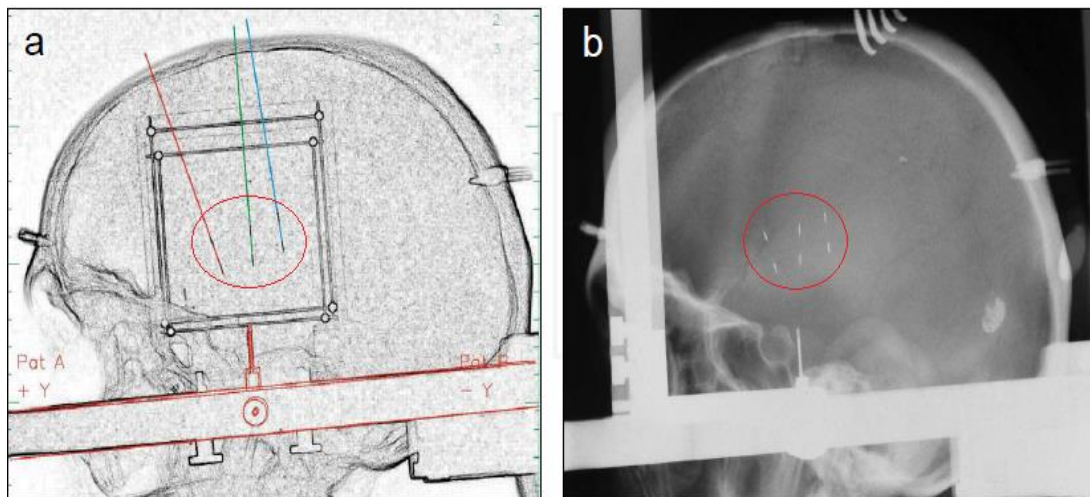
¹ edema

² Computed Tomography scan

³ pathology

⁴ catheter

نشان دهنده بهبود در طراحی درمان است همچنین از تصاویر می‌توان برای ارزیابی درمان پس از پرتودرمانی استفاده کرد [۷].



شکل ۱-۴ طرح درمانی استرئوتاکتیک. (a) موقعیت دانه‌ها و کاتاتر. (b) تصویر اشعه ایکس ارائه شده بعد از کاشت

۱-۳-۴ - مزایای براکی‌تراپی تومورهای مغزی LGG با ^{125}I :

از مزایای براکی‌تراپی می‌توان مدت زمان پایین بستری در بیمارستان (به عنوان مثال در مقایسه با رادیوتراپی معمول که حداقل ۳۰ جلسه طول می‌کشد)، حداقل آسیب به مغز سالم اطراف تومور (با توجه به توانایی تحمل مغز که تا ۶۰۰۰ راد است در براکی‌تراپی می‌توان تا ۱۲۰۰۰ راد اشعه به مرکز تومور تاباند)، تابش بیشتر به سلول‌های هیپوکسیک^۱ مرکزی و تابش کمتر به سلول‌های حاشیه‌ای (در مقایسه با رادیوتراپی معمول که اشعه از خارج مجامه تابیده می‌شود)، حداقل ادم اطراف تومور با توجه به شدت کم اشعه حاصل از ^{125}I و کنترل عود موضعی با تابش حداکثر به محوطه تومور را نام برد. همچنین حداقل تابش به بافت مغز سالم مجاور، باعث حداقل شدن عوارضی چون رادیونکروز، ادم وازوژنیک^۲ و وابستگی به استروئید (steroid dependence) و امکان تبدیل تومور به بدخیمی می‌شود.

¹ Hypoxic

² Vasogenic edema

نکته اساسی در براکی تراپی بقای طولانی مدت بیماران و عوارض کم این روش نسبت به بقیه روش‌ها می باشد [۲]. کرت^۱ و همکاران نشان دادند که بیماران LGG تحت درمان با چشمه پرتوزای ^{125}I بقای بهتر و یا معادلی نسبت به بیمارانی که جراحی همراه با رادیوتراپی داشتند، دارند؛ در صورتی که جراحی عوارض بالاتر دارد و radiation toxicity ناشی از رادیوتراپی باعث گلیوم بدخیم می‌شود. آن‌ها همچنین گزارش کردند که بیماران جوان نتیجه بهتری دارند و عامل مرگ در بزرگسالان را تبدیل LGG به تومور بدخیم دانستند [۲].

۱-۴- دانه‌های رادیواکتیو:

کاشت دانه‌های رادیواکتیو برای درمان تومورهای مغزی از اوایل سال ۱۹۵۰ آغاز شد. اگرچه ^{192}Ir ، ^{125}I و ^{198}Au ، ^{182}Ta ، ^{60}Co ، ^{32}P هم در کاشت موقتی و هم در دائمی استفاده شده اند ولی ^{125}I و ^{192}Ir ایزوتوپ‌هایی هستند که اخیراً بطور خیلی معمول استفاده شده اند [۴]. در حال حاضر در اکثر مراکز برای تومورهای جامد^۲ از ^{125}I (۱۲۵) و ایریدیم ^{192}Ir (۱۹۲) و برای تومورهای کیستیک از طلای ^{192}Au (۱۹۲)، فسفر ^{32}P (۳۲)، ایتیریم ^{90}Y (۹۰) و اخیراً رنیوم ^{186}Re (۱۸۶) استفاده می‌شود [۲].



شکل ۱-۵ دانه‌های چشمه‌های براکی تراپی

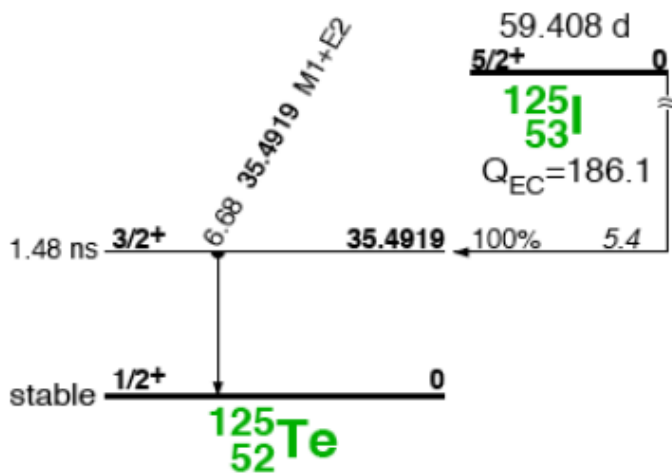
¹ Kreth

² Solid Tumors

انتخاب یک رادیواکتیو خاص به فاکتورهای گوناگونی از جمله نوع توموری که باید مورد تابش قرار گیرد، نیمه عمر رادیوایزوتوپ، نوع ذرات تابش شده از آن، حفاظت در برابر پرتو و قیمت رادیوایزوتوپ و آشنایی مؤسسه مصرف کننده آن رادیوایزوتوپ، بستگی دارد [۲].

۱-۴-۱- معرفی رادیوایزوتوپ ^{125}I :

^{125}I با نیمه عمر ۵۹,۴ روز، وقتی تولید می شود که ^{124}Xe یک نوترون جذب کند و بعد، از طریق گیراندازی الکترون واپاشی می کند [۵] و پرتوهای ایکس مشخصه با انرژی ای در محدوده ۲۸ تا ۳۱ کیلو الکترون ولت منتشر می کند [۲]. ^{125}I از طریق گیراندازی الکترون به اولین حالت برانگیخته ^{125}Te ، که طی تبدیل درونی گامای ۳۵,۵ KeV ساطع می کند، واپاشی می کند [۵]. این انرژی فوتونی دارای ضخامت نیم لایه جذب^۱ ۲ سانتی متر برای بافت و ضخامت نیم لایه جذب ۰,۰۲۵ میلی متر برای سرب است [۲].



شکل ۱-۶ تجزیه ی رادیواکتیو ^{125}I [۱۰]

^۱ Half Value Layer (HVL)

۱-۴-۲- طیف فوتونی چشمه ^{125}I :

طیف فوتونی چشمه ^{125}I بکار رفته بر اساس گزارش AAPM, TG-43 در جدول ۱-۱ نشان داده

شده است [۶]. انرژی میانگین چشمه برابر با ۲۸,۳۷ KeV و نیمه عمر آن ۵۹,۴ روز می باشد.

جدول ۱-۱ طیف فوتونی چشمه ^{125}I مطابق با پروتکل AAPM, TG-43

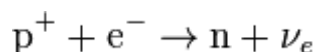
انرژی فوتون (KeV)	تعداد فوتون در هر واپاشی
۲۷,۲۰۲	۰,۴۰۶۰
۲۷,۴۷۲	۰,۷۵۷۰
۳۰,۹۸۰	۰,۲۰۲۰
۳۱,۷۱۰	۰,۰۴۳۹
۳۵,۴۹۲	۰,۰۰۶۶۸

۱-۴-۳- فیزیک تراکنش فوتون‌های کم انرژی:

وقتی یک اتم در حالت برانگیخته قرار می‌گیرد، طی پروسه‌های تابشی و یا غیرتابشی به حالت پایدار برمی‌گردد. پروسه‌های تابشی منجر به تابش پرتوایکس اختصاصی می‌شوند، اما در فرآیندهای غیرتابشی منجر به پرتاب الکترون‌های اتمی مانند فرایند الکترون اوزه می‌گردند. بنابراین استحاله‌ی فیزیکی یک رادیونوکلئید با فرایند گیراندازی الکترون‌های مداری و تبدیل داخلی همراه خواهد بود. از جمله‌ی این رادیونوکلئیدها ^{125}I می‌باشد [۲۹].

۱-۴-۳-۱- تعریف گیراندازی الکترون:

گیراندازی الکترون^۱ فرایندی است که در آن الکترون مداری از لایه‌های پایین‌تر (K,L,M) جذب هسته شده و پروتون تبدیل به نوترون می‌گردد و هسته در حالت برانگیخته قرار می‌گیرد که با ساطع کردن اشعه گاما به حالت پایه می‌رود. در پی گیراندازی الکترون نوترینو ساطع گردیده و اگر الکترون گیرانداخته شده از لایه K باشد، این فرایند موجب بروز پرتو ایکس مشخصه از مدار بالاتر و یا گاهی یک الکترون اوژه می‌گردد.



این فرایند غالباً در هسته‌هایی رخ می‌دهد که کاستی نوترون و یا ازدیاد پروتون دارند [۲۶].

۱-۴-۳-۲- تعریف تبدیل داخلی:

در این روش، انرژی اضافی هسته‌ای به الکترون‌های مداری منتقل می‌شود و باعث خروج آن‌ها از اتم می‌شود. این فرآیند نیز مشابه همان اثر فوتوالکتریک داخلی است که در آن پرتو ایکس گسیل شده از هسته با الکترون‌های مداری همان اتم برهم‌کنش انجام می‌دهد. انرژی جنبشی الکترون تبدیل داخلی برابر انرژی رها شده از هسته منهای انرژی پیوندی الکترون در لایه می‌باشد. خروج الکترون در فرآیند تبدیل داخلی باعث ایجاد حفره در همان لایه می‌شود که متعاقب آن فرآیندهای فوتون‌های اختصاصی و الکترون‌های اوژه را دربردارد [۳۰].

^۱ Electron Capture

۱-۴-۴- اندرکنش گامای ساطع شده از ^{125}I با ماده:

در محدوده‌ی انرژی گسیل شده توسط ^{125}I (حدود ۲۷ تا ۳۷ کیلو الکترون ولت)، گامای تولید شده از طریق برهم‌کنش فوتوالکتریک^۱ و کامپتون^۲ با ماده اندرکنش می‌کند.

۱-۴-۴-۱- پدیده فوتوالکتریک:

در اثر فوتوالکتریک تمام انرژی پرتو فرودی به الکترون پراکنده شده از اتم (فوتوالکترن) منتقل می‌گردد. انرژی جنبشی فوتوالکترن پراکنده شده برابر است با تفاضل انرژی فوتون فرودی و انرژی بستگی الکترون مداری. این پدیده وقتی می‌تواند رخ دهد که انرژی فوتون فرودی از انرژی بستگی الکترون بیشتر باشد. در پی پدیده فوتوالکتریک، اتم یونیزه شده و یک فضای خالی ایجاد می‌شود که توسط الکترونی از لایه‌های بالاتر پر می‌شود و اختلاف انرژی بستگی لایه‌ها بصورت اشعه ایکس مشخصه و یا الکترون اوزه خارج می‌شود. احتمال وقوع فوتوالکتریک در واحد جرم تقریباً متناسب با Z^3/E^3 است که Z عدد اتمی ماده هدف و E انرژی فوتون فرودی می‌باشد. در نتیجه در انرژی‌های کمتر و عدد اتمی بیشتر مانند استخوان ($Z=13$) پدیده غالب فوتوالکتریک خواهد بود [۱۱].

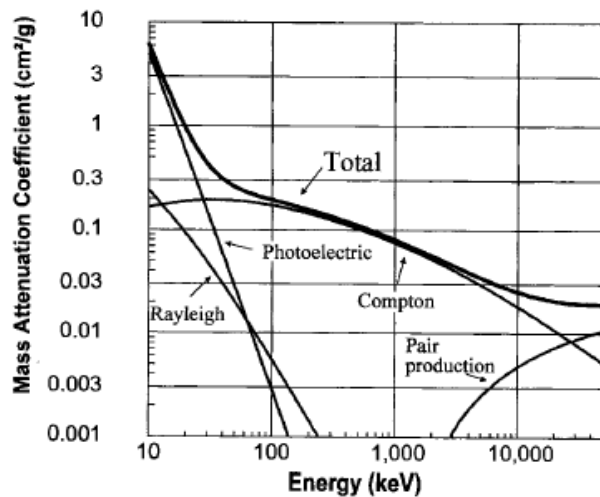
۱-۴-۴-۲- پراکندگی کامپتون:

پراکندگی کامپتون (پراکندگی غیر کشسان و یا غیر کلاسیکی نیز نامیده می‌شود) برهم‌کنش غالب پرتو ایکس و گاما با بافت در رنج انرژی تشخیصی است. در حقیقت پراکندگی کامپتون نه تنها در رنج‌های انرژی بالاتر از ۲۶ KeV در بافت نرم غالب ($Z=7$) است بلکه تا حدود انرژی ۳۰ MeV نیز همچنان غالب است. این پراکندگی با احتمال زیادی بین فوتون و الکترون‌های لایه‌های خارجی اتفاق

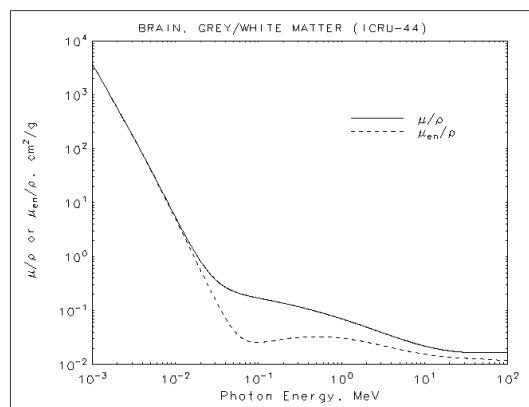
¹ Photoelectric

² Compton

می‌افتد و الکترون از اتم پس‌زده می‌شود و فوتون با مقداری کاهش انرژی پراکنده می‌شود. احتمال پراکندگی کامپتون متناسب با چگالی الکترونی است (چگالی/g.تعداد الکترون). به استثناء هیدروژن تعداد کل الکترون‌ها در هر گرم تقریباً در بافت ثابت است، از این رو احتمال پراکندگی کامپتون در واحد جرم تقریباً مستقل از Z و در واحد حجم بطور تقریبی متناسب با چگالی ماده است. در مقایسه دیگر عناصر، نبود نوترون در اتم هیدروژن تقریباً باعث دوبرابر شدن چگالی الکترونی می‌شود. در نتیجه مواد هیدروژن‌دار احتمال پراکندگی کامپتون بالاتری نسبت به مواد هم‌وزن خود که فاقد هیدروژن‌اند، دارند [۱۱].



شکل ۱-۷ ضریب تضعیف جرمی کل، فوتوالکتریک، کامپتون، تولیدزوج و رایلی برای بافت نرم.



شکل ۱-۸ نمودار ضریب تضعیف کل در انرژی‌های مختلف برای مغز

۱-۴-۵- دلایل انتخاب ^{125}I برای براکی تراپی تومور مغزی:

چشمه‌های پرتوزای ^{125}I اولین بار در سال ۱۹۸۴ بوسیله گوتین^۱ در کشور آمریکا جهت براکی‌تراپی مورد استفاده قرار گرفت [۲]. از بین چشمه‌های رادیواکتیو مختلف ^{125}I بدلائل مختلف ترجیح داده می‌شود [۱]:

انرژی گاما تابش شده (۳۵,۵ KeV) و ایکس مشخصه (۲۷,۲-۳۱,۷ KeV) که در طی تجزیه ^{125}I ساطع می‌گردد کم است. از آنجایی که فوتون‌های کم انرژی به شدت در بافت مغز جذب می‌شوند (ضخامت نیم‌لایه‌ی جذب: ۲cm)، مقدار دز زیادی به تومور و مقدار ناچیزی به بافت‌های سالم اطراف آن می‌رسد.

نیمه‌عمر ^{125}I تقریباً طولانی است، حدود ۵۹,۴ روز. از این رو نرخ کاهش دز در طول مدت تابش‌دهی فقط ۱,۱۶٪ در هر روز است. که به ما این اجازه را می‌دهد که مدت زمان تابش را با نرخ کاهش دز خیلی آرام به چندین هفته و یا بیشتر گسترش دهیم. بطور مثال دز کلی ۶۰Gy جمع شده در ۴۲ روز برابر است با نرخ دزی به بزرگی ۱,۸ Gy در روز در آغاز درمان و ۱,۱Gy در روزهای آخر. طولانی مدت بودن دوره‌های تابش مخصوصاً برای تومورهایی با رشد آهسته بسیار مطلوب به نظر می‌رسد.

آزادی انتخاب دانه‌ها با رنج اکتیویته از ۰,۵ تا ۱۰mCi یک پیشنهاد برای طرح‌های درمانی توافقی تومورهای مغزی با تعداد کاتترهای کم، محسوب می‌شود. کاشت تعداد کم کاتتر در مغز ریسک خونریزی و عفونت جراحی را کم کرده و زمان جراحی و مشکلات ناشی از جابجایی مغز را کاهش می‌دهد [۱].

کاشت چشمه‌ی پرتوزای ^{125}I جهت تومورهای جامد بکار می‌رود. افت سریع اشعه حاصل از چشمه پرتوزای ^{125}I در تومور، نسبت دز دریافتی تومور به بافت سالم را افزایش داده و بنابراین باعث

¹ Gutin

تضعیف پرتو در بافت سالم می‌شود و ضمناً با یک حفاظ کم ضخامت (مثلاً از جنس سرب) می‌توان حفاظت پرتویی را انجام داد. نیمه عمر ۵۹/۴ روزه ^{125}I زمان کافی جهت رسیدن چشمه‌ی پرتوزا به مرکزدرمانی و استفاده از آن را فراهم می‌کند، به گونه‌ای که نگرانی از کم شدن آهنگ دز^۱ در مدت زمان درمان با چشمه پرتوزا وجود نداشته باشد. ^{125}I بین سایر عناصر این مزیت را دارد که متخصص فیزیک پرتودرمانی، انکولوژیست، جراح اعصاب، پرستاران و فامیل بیمار در معرض کم‌ترین میزان اشعه قرار می‌گیرند [۲].

^۱ dose rate

فصل ۲ :

دزیمتری دانه‌های براکی تراپی و مفاهیم فیزیکی

۲-۱- مقدمه

در دزیمتری چشمه‌های رادیواکتیو از اطلاعاتی استفاده می‌شود که انجمن آمریکایی فیزیکدان‌ها در پزشکی^۱ در سال ۱۹۸۸ توسط گروه کاری TG-43 بصورت یک پروتکل ارائه داده است [۲۵].

از زمان انتشار انجمن فیزیک پزشکی آمریکا AAPM، گزارش گروه کاری ۴۳ در سال ۱۹۹۵، بکارگیری کاشت چشمه‌های دائمی و تعداد مدل‌های چشمه‌های کم انرژی برای تراپی درون بافتی تجاری افزایش یافته است. به علاوه، انجمن استاندارد و تکنولوژی یک استاندارد جدید اولیه‌ای از قدرت گرمای هوا را معرفی کرده و علم اصول دزیمتری و توصیف صفات مخصوص دزیمتری مدل‌های چشمه‌های مخصوص پیشرفت کرده است. در پاسخ به این پیشرفت، (LIBD) کمیته‌ی فرعی دزیمتری برای تراپی درون بافتی کم انرژی AAPM در این باره یک پروتکل TG-43 به روز برای محاسبه‌ی نرخ توزیع دز چشمه‌های برای تراپی ساطع کننده‌ی فوتون ارائه داد. این پروتکل بر اساس یافته‌های گروه کار مشارکتی درون بافتی^۲ (ICWG) می‌باشد. به علاوه، TG-43 اطلاعات دزیمتری توافق شده را در رابطه با فرمالیسم توصیه شده، برای سه مدل چشمه‌ی ساطع کننده فوتون کم انرژی^۳ را ارائه می‌دهد که با استفاده از آن‌ها می‌توان پارامترهای دزیمتری مورد نیاز را برای انواع دانه‌های برای تراپی محاسبه کرد.

¹ American Association of Physicists in Medicine

² Interstitial Collaborative Working Group

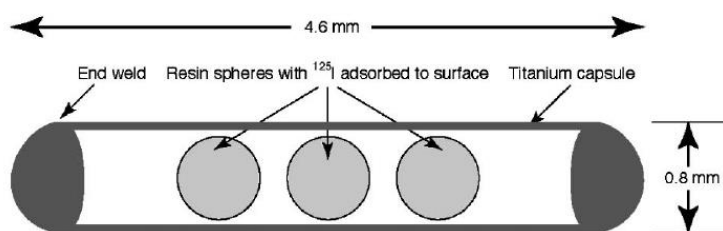
³ Theragenics Corporation models 200 ¹⁰³pd source, Amersham Health models 6702 and 6711 ¹²⁵I sources

۲-۲- انواع چشمه‌های دانه‌ای ^{125}I :

^{125}I برای کاشت‌های درون بافتی بطور تجاری بصورت چشمه‌های دانه‌ای کوچک آماده اند [۶]. با توجه به این که این نوع چشمه‌های کم انرژی به صورت دانه‌های استوانه‌ای شکل تولید می‌شوند و معمولاً میدان پرتو در اطراف آن‌ها به میزان قابل توجهی ناهمسانگرد است، شناخت دقیق توزیع دز به منظور طراحی روش درمان، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. در این مورد انجمن فیزیک پزشکی آمریکا (AAPM) با تشکیل گروه کار شماره‌ی ۴۳ با بررسی دزیمتری این چشمه‌ها دستور کار دزیمتری "TG-43U1" را توصیه کرده است. این دستور کار شامل فرمولبندی برای محاسبات دز و مجموعه داده‌هایی برای پارامترهای دزیمتری چشمه‌های براکی‌تراپی است [۶ و ۳].

مدل چشمه‌های کم انرژی ^{125}I که جهت براکی‌تراپی در پروتکل TG-43 معرفی شده‌اند بصورت زیر است [۶]:

1) Amersham Health models 6702 source

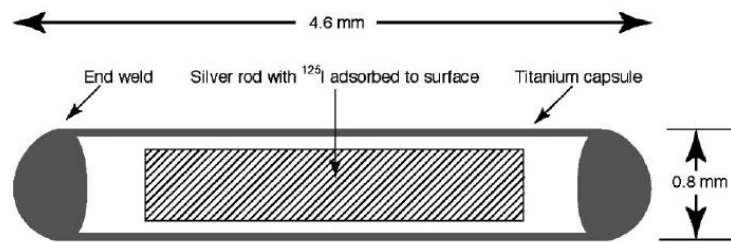


شکل ۱-۲ چشمه ^{125}I مدل ۶۷۰۲

مدل ۶۷۰۲ متشکل از رزین‌های کروی تبادل یونی می‌باشد که درون کپسول تیتانیوم به طول ۴,۶ mm و قطر ۰,۸ mm که در دو انتها جوش داده شده است، قرار دارند. این چشمه برای مدت

کوتاهی تولید شد و بدلیل خواص دزیمتری آن و بررسی‌هایی که روی آن صورت گرفته اغلب برای مقایسه چشمه‌های جدید مورد استفاده قرار می‌گیرد [۶].

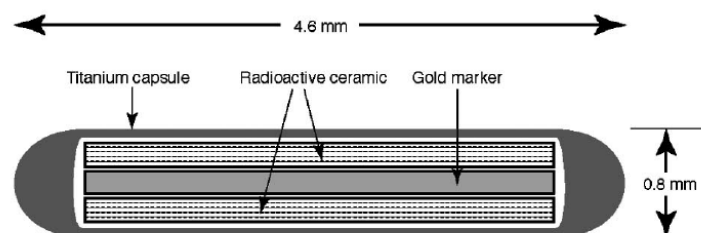
2) Amersham Health models 6711 source



شکل ۲-۲ چشمه ^{125}I مدل ۶۷۱۱

مدل ۶۷۱۱ از زمان تولیدش در سال ۱۹۸۳، پرکاربردترین چشمه برای کاشت‌های دائمی بوده است. این مدل متشکل از یک کپسول به طول ۴٫۶ mm و ضخامت ۰٫۰۵ mm با انتها جوش داده شده می‌باشد که حاوی یک سیم از جنس نقره به طول ۲٫۸ mm است که ^{125}I بر روی آن جذب شده است [۶].

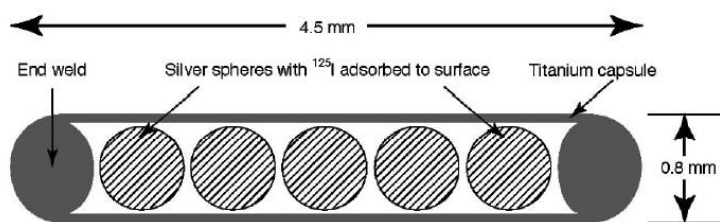
3) Bebig/Theragenics Corporation model I25.S06 source



شکل ۳-۲ چشمه ^{125}I مدل I25.S06

این مدل در جولای سال ۱۹۹۹ توسط شرکت Bebig / Theragenics در ابتدا با نام Symmetra به بازار ارائه شد. ضخامت کپسول تیتانیوم آن ۰,۰۵ mm و ضخامت جوش دو انتهای آن ۰,۴۴ mm تا ۰,۴۸ mm می‌باشد. هسته رادیواکتیو آن شامل سرامیک استوانه‌ای شکل به طول ۳,۵ mm که ^{125}I بطور یکنواخت درون آن توزیع شده است، می‌باشد. نشانگری از جنس طلا با قطر ۰,۱۷ mm و طول ۳,۵ mm درون هسته سرامیک قرار داده شده که به منظور تعیین مکان دانه می‌باشد [۶].

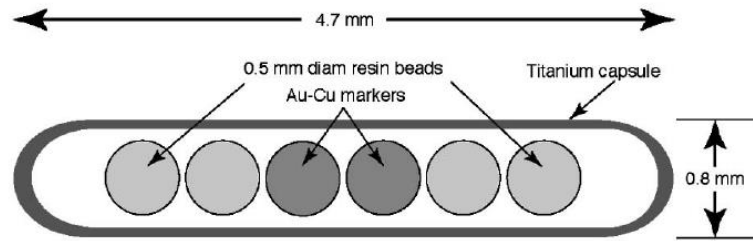
4) Imagyn model IS-12501 source



شکل ۲-۴ چشمه ^{125}I مدل IS-12501

این مدل چشمه در ابتدا در سال ۱۹۹۹ مورد بررسی قرار گرفت و یک سال بعد به مراکز کلینیکی معرفی شد. این مدل شامل پنج کره نقره با قطر ۰,۵۶ mm می‌باشد که ^{125}I بصورت یدید نقره بر روی آن‌ها روکش داده شده است. کره‌ها درون کپسول تیتانیوم، به طول ۴,۵ mm و قطر ۰,۸ mm، که دوسر آن جوش لیزری داده شده است، قرار دارند [۶].

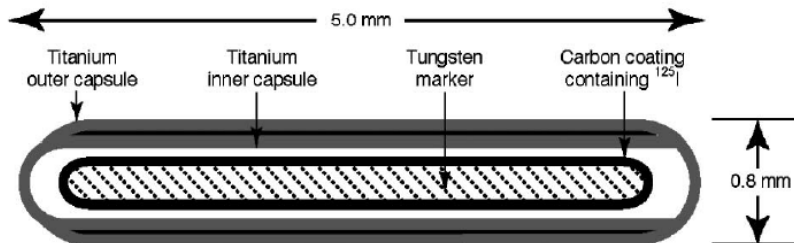
5) NASI model MED3631-A/M source



شکل ۲-۵ چشمه ^{125}I مدل MED3631-A/M

این چشمه در اکتبر سال ۱۹۹۸ به بازار ارائه شد. قطر خارجی کپسول تیتانیوم ۰/۸۱ mm، ضخامت دیواره آن ۰،۰۵ mm، طول آن ۴،۵ mm و جوش‌های دو انتهای آن به شکل کروی با ضخامت ۰،۰۵ mm تا ۰،۱۵ mm می‌باشد. درون آن چهار مهره رزین تبادل یونی که دارای توزیع یکنواختی از ^{125}I می‌باشند، قرار دارد. چهار رزین توسط دو نشانگر طلا-مس از هم جدا شده‌اند. رزین‌ها ۰،۵ mm بوده و می‌توانند داخل کپسول حرکت کنند [۶].

6) Best model 2301 source



شکل ۲-۶ چشمه ^{125}I مدل ۲۳۰۱

در سال ۱۹۹۲ این چشمه دوجداره که ^{125}I روی زیرلایه تنگستن درون آن قرار دارد برای براکی‌تراپی درون نسجی معرفی شد. دوجداره بودن دیواره به منظور فراهم کردن لایه نازک‌تری در دو انتهای دانه است و سبب می‌شود که توزیع زاویه‌ای دز همسانگرد باشد. ^{125}I درون ماده‌ای با عدد اتمی پایین بصورت استوانه‌ای، میله تنگستن را احاطه کرده است. طول این دانه ۴,۹۵ mm و قطر خارجی آن ۰,۸ mm است. طول میله تنگستن ۳,۹۵ mm و قطر آن ۰,۲۵ mm است [۶].

۲-۲-۱- آهنگ دز چشمه‌های براکی‌تراپی:

درمان براکی‌تراپی بر اساس آهنگ دز چشمه به سه قسمت تقسیم می‌شود [۳۶]:

آهنگ دز پایین (LDR)^۱: مقدار عددی آهنگ دز در نقطه‌ی تعیین دز بین ۰,۴ و ۲ Gy/h می‌باشد.

آهنگ دز متوسط (MDR)^۲: آهنگ دز بین ۲ و ۱۲ Gy/h است. معمولاً از این رنج برای درمان استفاده نمی‌شود زیرا در مقابل LDR و HDR نتایج درمانی مناسبی ندارد.

آهنگ دز بالا (HDR)^۳: آهنگ دز بیشتر از ۱۲ Gy/h است.

این تعریف بر اساس تعریف^۴ ICRU است. در عمل، درمان با آهنگ دز بالا در واقع از دز بالاتری نسبت به این مقدار داده شده استفاده می‌گردد.

^۱ Low Dose Rate

^۲ Medium Dose Rate

^۳ High Dose Rate

^۴ International Commission on Radiation Units and measurements

۲-۲-۲- مدت زمان کاشت چشمه‌ها:

مدت زمان کاشت چشمه بستگی به موقعیت چشمه نسبت به نقطه‌ی محاسبه‌ی دز و قدرت چشمه دارد [۳۱]. طول مدت کاشت چشمه پرتوزا در تومور با طراحی درمان و بر حسب نمودارهای منحنی ایزودز^۱ تعیین می‌شود. طراحی درمان با توجه به آهنگ دز چشمه پرتوزا، طوری انجام می‌گیرد که تابش پرتویی معینی به حلقه خارجی^۲ تومور مشاهده شده در سی‌تی‌اسکن بتابد؛ این میزان تابش پرتویی معمولاً معادل ۵۰۰۰ راد در گلیوم‌های اولیه و ۶۰۰۰ راد در عود گلیوم‌های بدخیم است [۲].

۲-۳- دز جذبی:

مقداری از انرژی که در واحد جرم، بوسیله تابش یونیزان به ماده منتقل می‌شود را دز جذبی^۳ می‌نامند. واحد دز جذبی در سیستم SI، گری (Gy) نامیده می‌شود. جدا از گری واحد دیگری برای دز جذبی وجود دارد که راد (rad) نامیده می‌شود. در کمیسیون بین‌المللی واحدها و سنجش‌های رادیولوژیک ICRU راد معادل انرژی جذب شده توسط یک گرم ماده جاذب برای هر نوع تابش یونیزان می‌باشد که در سال ۱۹۵۳ به عنوان واحد جایگزین برای رونتگن که واحد پرتودهی است، معرفی شد [۳۰، ۴۳، ۴۵].

$$1\text{Gy}=1\text{J/Kg}$$

$$1\text{rad}=0.01\text{Gy}$$

¹ Isodose curve

² contrast enhancement

³ absorbed dose

۲-۴- دز معادل:

دز جذبی را نمی‌توان برای توصیف اثرات بیولوژیکی اشعه بکار برد. در واقع دز جذبی معرف این است که چه مقدار انرژی بوسیله ماده جذب می‌شود و بیانگر مقدار آسیبی که اشعه به ماده یا بافت وارد می‌کند نیست. به این منظور دز معادل برای مشخص کردن آثار مخرب اشعه در بافت تعریف می‌گردد. در واقع برای مقادیر مساوی راد (دز جذبی یکسان) از تابش‌های گوناگون، الزاما اثرات زیستی یکسان نخواهد بود. در سیستم SI میزان پرتو بیولوژیکی را با کمیت سیورت^۱ مشخص می‌کنند که معادل تاثیر یک گری اشعه ایکس می‌باشد. واحد قدیمی تری به نام رم (Rem) نیز وجود دارد که بصورت زیر با سیورت رابطه دارد [۳۰،۴۳،۴۵]:

$$1\text{SV}=100\text{Rem}$$

جهت محاسبه میزان پرتو بیولوژیکی در سیستم ICRU از رابطه زیر استفاده می‌شود:

$$D(\text{Rem})=(\text{Rad}) \times \text{QF}$$

که در آن QF عامل کیفی می‌باشد. برای تابش‌های مختلف در جدول ۲-۱ ارائه شده است [۴۳].

جدول ۲-۱ تابش‌های مختلف و عامل کیفی آن‌ها (QF)

QF	تابش‌ها
۱	پرتو ایکس، گاما، بتا و الکترون‌ها (تمام انرژی‌ها)
۲-۱۰	نوترون و پروتون
۲۰	ذرات سنگین و آلفا

^۱ Sievert

۲-۵- قدرت چشمه‌های براکی تراپی:

بطور معمول رایج است که قدرت چشمه‌های براکی تراپی بر حسب اکتیویته و یا جرم معادل رادیوم بیان شوند که در این صورت قدرت چشمه براکی تراپی بر حسب آهنگ پرتودهی در خلاء با ضرب قدرت چشمه در ثابت آهنگ پرتودهی بدست می‌آید. در سال ۱۹۷۴، NCRP^۱ توصیه نمود که قدرت هر گسیل‌کننده گاما باید مستقیماً بر حسب آهنگ پرتودهی در هوا در یک فاصله مشخص مثلاً یک متر تعیین گردد. این کار به آسانی با اندازه گرفتن آهنگ پرتودهی در هوای آزاد و در فاصله‌های بزرگ، بطوریکه چشمه بعنوان یک نقطه در نظر گرفته شود، می‌تواند انجام شود. اندازه‌گیری در فاصله زیاد باعث کاهش وابستگی کالیبراسیون به ساختمان چشمه و آشکارساز می‌شود چون هر دو می‌توانند به عنوان نقطه در نظر گرفته شوند. علاوه بر این، تاثیر فوتون‌های عبوری بصورت مایل از داخل کپسول چشمه نیز ناچیز می‌شود. با این وجود بدلیل پیشرفت‌هایی در استفاده از روش‌های خاص در انجمن کلینیکی، جدیداً در واحدهای SI قدرت کرما جایگزین پرتودهی شد. در نتیجه برای مشخص کردن قدرت چشمه‌های براکی تراپی آهنگ کرما می‌تواند توصیه شد [۴۷].

۲-۵-۱- پرتودهی (X):

کمیت پرتودهی^۲ بر اساس تعداد یون‌های تولید شده در هوا توسط فوتون‌ها، اندازه‌گیری می‌شود. بر اساس تعریف کمیسیون بین‌المللی واحدهای پرتو و اندازه‌گیری پرتو ICRU^۳ پرتودهی X عبارت است از خارج قسمت dQ به dm، که dQ قدر مطلق مجموع یون‌های هم علامت (مثبت یا منفی) تولید شده در هواست، وقتی که تمام بارهای رها شده بوسیله فوتون‌ها در جرم dm هوا، بطور کامل

^۱ National Council on Radiation Protection and measurements

^۲ Exposure

^۳ International Commission on Radiation Units and Measurements

در هوا متوقف شوند. واحد پرتودهی، رونتگن^۱ (R) است.

$$x = \frac{dQ}{dm}$$

این تعریف فقط برای فوتون ها در هوای خشک است. پرتودهی تنها برای پرتوهای X و γ کاربرد داشته و برای تشعشعات ذره‌ای نظیر ذرات α ، β و n قابل استفاده نمی‌باشد [۳۰، ۴۳].

۲-۵-۲- رونتگن (R):

رونتگن اولین واحد اندازه‌گیری پرتو بود که بر مبنای اثر پرتوهای X و γ در هوا پایه‌گذاری شد. یک رونتگن مقداری از پرتو X یا γ است که بتواند در هر سانتی‌متر مکعب هوا در شرایط استاندارد (فشار یک اتمسفر و دمای صفر درجه سانتی‌گراد) یک واحد بار الکتروستاتیک (sC=statCoulomb)، یون منفی یا مثبت ایجاد کند.

$$1 R = 1 \text{ sC/cm}^3, \text{ sC is statCoulomb}$$

یک رونتگن تقریباً معادل جذب ۸۶erg انرژی پرتوهای یونیزان در یک گرم هوای خشک است.

$$1 R = 2.58 \times 10^{-4} \text{ c/kg}$$

$$1 \text{ c/kg} = 3876 R$$

¹ Roentgen

۲-۵-۳- مفهوم کرما:

کلمه کرما (KERMA)^۱ به عنوان کل انرژی جنبشی ذرات باردار (dE_{kin}) اولیه‌ی رها شده، ناشی از ذرات بدون بار، در واحد جرم ماده هدف (dm) تعریف می‌گردد [۴۳].

$$K = \frac{dE_{kin}}{dm}$$

dE_{kin} انرژی جنبشی بارهای تولید شده ناشی از اندرکنش تابش است. لازم به ذکر است که این انرژی لزوماً با انرژی منتقل شده به ماده از تابش اولیه برابر نیست زیرا مقداری از انرژی اولیه می‌تواند صرف پروسه‌های دیگری از قبیل انتقال‌های غیرتابشی و برانگیختگی گردد.

۲-۵-۴- رابطه‌ی کرما و پرتودهی:

با توجه به اینکه پرتودهی مقدار بار تولید شده در واحد جرم هواست، و کرما انرژی جنبشی آزاد شده در واحد جرم است، رابطه‌ی مستقیمی بین آن دو برقرار است که به کمک روابط بار تولید شده در هوا بصورت زیر بدست می‌آید:

$$dQ = eN = e \frac{dE_{col}}{W_{air}}$$

$$\frac{dQ}{dm} = \frac{e}{W_{air}} \frac{dE_{col}}{dm}$$

$$X = \frac{e}{W_{air}} K_{col,air} \quad (1-2)$$

¹ kinetic energy released in a medium per unit mass

که در آن N تعداد کل جفت یون‌های تولید شده، dE_{col} مقدار انرژی برخوردی از دست‌رفته،
 W_{air} انرژی لازم برای تولید یک جفت الکترون-یون در هوا می‌باشند.

کرما به دو بخش برخوردی K_{col} و تابشی K_{rad} تقسیم می‌شود. کسری از انرژی که در طی اثر
 برمشترولانگ^۱ از دست می‌رود را با g نشان می‌دهند که در بیشتر حالات $g \approx 0$ در نظر گرفته می‌شود
 و قابل صرف نظر است. کرمای کلی بصورت زیر است:

$$K = K_{col} + K_{rad}$$

$$g = \frac{K_{rad}}{K} \quad (2-2)$$

$$K = \frac{K_{col}}{1-g} \quad (3-2)$$

در نتیجه با توجه به روابط (۲-۲) و (۳-۲) کرمای هوا بطور مستقیم با کمیت پرتودهی طبق
 رابطه زیر مرتبط می‌گردد.

$$K_{air} = \frac{W_{air}}{e(1-g)} X \quad (4-2)$$

$$w/e = 0.876 \text{cGy} \cdot \text{R}^{-1} = 33.97 \text{J} \cdot \text{C}^{-1}$$

فاکتور W_{air} / e برای هوا مقداری ثابت است [۴۷].

^۱ Bremsstrahlung

۲-۵-۵- اکتیویته (A):

مقدار ماده رادیواکتیو، که بیانگر تعدادی از اتم‌های رادیواکتیو که در واحد زمان (t) دستخوش تغییرات هسته‌ای می‌شوند اکتیویته^۱ (A) نامیده می‌شود. بطور ریاضی اکتیویته برابر است با تعداد تغییرات (dN) در کل تعداد اتم‌های رادیواکتیو (N) در مدت زمان (dt) و یا به عبارتی:

$$A = -dN/dt$$

علامت منفی بیانگر کاهش تعداد اتم‌های رادیواکتیو در طول زمان است. اکتیویته بطور سنتی در واحد کوری (Ci) بیان می‌شود. کوری برابر است با تجزیه در هر ثانیه (dps). در پزشکی هسته‌ای، برای تصویربرداری از رادیونوکلئیدهایی با اکتیویته بین ۰٫۱ تا ۳۰ میلی کوری و برای درمان تا اکتیویته‌ی ۳۰۰ میلی کوری استفاده می‌شود. اگرچه هنوز واحد کوری برای اکتیویته استفاده می‌شود، واحد اکتیویته در سیستم SI بکرل (Bq) است. بکرل برابر با ۱ dps است [۱۱، ۳۰].

$$1\text{Bq} = 1\text{dps} = 3.7 \times 10^{-10} \text{Ci}$$

۲-۵-۶- رابطه‌ی کرما و اکتیویته:

قدرت چشمه‌ی براکی تراپی را می‌توان بر حسب اکتیویته رادیونوکلئید درون چشمه نیز مشخص کرد. با یک اکتیویته A، آهنگ پرتودهی در نقطه‌ی مورد نظر در فضای خلاء را می‌توان بصورت زیر بیان کرد:

$$\dot{X}(r, \theta) = A(\Gamma_{\delta})_x G(r, \theta) \alpha(r, \theta)$$

¹ Activity

بطوریکه

$$G(r, \theta) = \begin{cases} 1/r^2 & \text{point-source} \\ \frac{\theta_2 - \theta_1}{Lh} & \text{line-source} \end{cases}$$

$$\alpha(r, \theta) = \begin{cases} e^{-\mu t} & \text{point-source} \\ \frac{1}{\theta_2 - \theta_1} \int_{\theta_1}^{\theta_2} e^{-\mu t \sec(\theta)} d\theta & \text{line-source} \end{cases}$$

L طول فعال چشمه‌ی خطی

t ضخامت کپسول

h فاصله‌ی نقطه تعیین مورد نظر تا محور طولی چشمه

μ ضریب جذب خطی ماده کپسول

$(\Gamma_\delta)_x$ ثابت آهنگ پرتودهی چشمه

$\alpha(r, \theta)$ کمیت بی‌بعد برای جذب و پراکندگی در ماده‌ی چشمه و کپسول

G(r, θ) عامل هندسی

در نتیجه با در نظر گرفتن رابطه‌ی بین پرتودهی و کرما در معادله (۲-۴) و با توجه به فاصله

نقطه کالیبراسیون مورد نظر که خیلی بیشتر از طول فعال چشمه است، رابطه‌ی بین کرما و اکتیویته

بصورت زیر بدست می‌آید:

$$A = \frac{S_k}{(\Gamma_\delta)_x (W/e) e^{-\mu t}}$$

۲-۶- فرمالیسم دزیمتری گروه کاری ۴۳:

پروتکل منتشر شده در سال ۱۹۹۵ توسط انجمن فیزیک پزشکی آمریکا (AAPM) که فرمالیسمی برای محاسبه‌ی دز براکی‌تراپی را معرفی می‌کند، بر اساس یافته‌های گروه کار مشارکتی درون‌بافتی^۱ (ICWG) می‌باشد. فرمالیسم محاسبات گذشته براساس اکتیویته‌ی ظاهری (A_{app})، جرم معادل رادیوم، ثابت نرخ پرتودهی، و ضریب تضعیف بافت بود. این فرمالیسم قدیمی برای تفاوت‌های چشمه به چشمه در کپسول و یا ساختار درونی اندازه‌گیری نمی‌شد. بجز رادیوم، ثابت نرخ پرتودهی و بقیه‌ی پارامترهای ورودی این الگوریتم فقط به رادیونوکلئید وابسته است. در مقایسه، پروتکل TG-43 ثابت نرخ دز و دیگر پارامترهای دزیمتریک که وابسته به مدل مخصوص چشمه است، و برای هر مدل چشمه بطور مستقیم اندازه‌گیری و یا محاسبه می‌شوند را بکار می‌گیرد.

گزارش مورد نظر حاوی مجموعه اطلاعات مورد توافق به فرم ثابت‌های نرخ دز، تابع دز شعاعی، و توابع ناهمسانگردی یک بعدی و دوبعدی، برای تمام مدل‌های چشمه‌های براکی‌تراپی کم انرژی است که به‌عنوان پیش‌نیاز دزیمتریک AAPM^۲ معرفی شد. مانند پروتکل اصلی TG-43، هر دو فرمالیسم محاسباتی دز 2D (چشمه‌ی خطی با تقارن استوانه‌ای) و 1D (چشمه‌ی نقطه‌ای) ارائه شده‌اند.

۲-۷- فرمالیسم محاسبه‌ی دز:

فرمالیسم محاسبه‌ی دز پیشنهاد شده، برخلاف روش‌های سنتی که در آن از ثابت آهنگ پرتودهی و فاکتور تضعیف بافت استفاده می‌شود، نیازمند اطلاعات ورودی شامل آهنگ دز ناشی از یک چشمه‌ی واقعی در فانتوم معادل بافت است. بطور سنتی، آهنگ دز در فاصله r از چشمه‌ی درون‌بافتی براکی‌تراپی با استفاده از تقریب چشمه‌ی نقطه‌ای محاسبه می‌شود [۵].

¹ Interstitial Collaborative Working Group

² American Association of Physicists in Medicine

$$\dot{D}(r) = A_{app} f_{med} (\Gamma_{\delta})_x (1/r^2) T(r) \phi_{an} \quad (5-2)$$

که در آن A_{app} اکتیویته‌ی ظاهری چشمه
 f_{med} فاکتور تبدیل پرتودهی به دز
 $(\Gamma_{\delta})_x$ ثابت آهنگ پرتودهی برای رادیونوکلئید در چشمه
 $T(r)$ فاکتور تضعیف بافت
 ϕ_{an} ثابت ناهمسانگردی می‌باشند.

روش جدید بر اساس توصیه‌های ICWG می‌باشد. بر اساس پروتکل AAPM هر یک از کمیت‌های مورد استفاده برای محاسبه‌ی آهنگ دز جذبی برای نوع خاصی از چشمه اندازه‌گیری و محاسبه می‌گردد، در نتیجه علاوه بر طیف فوتون اولیه و نوع ماده به ساختار چشمه و هندسه‌ی آن نیز بستگی دارد [۵].

یکی از مشکلات اساسی در پروتکل‌های قدیمی این است که آن‌ها بر اساس جریان فوتون اطراف چشمه در فضای خلاء می‌باشند، درحالی‌که کاربردهای کلینیکی نیازمند توزیع دز در ماده‌ی پراکننده مانند بدن بیمار هستند. تعیین توزیع دز دوبعدی در ماده‌ی پراکننده با علم به توزیع دز دوبعدی جریان فوتونی در فضای خلاء به آسانی برای چشمه‌ی همسانگرد نقطه‌ای قابل اجرا است. یک چشمه براکی‌تراپی واقعی، ناهمسانگردی قابل توجهی را نشان می‌دهد اما برای بعضی چشمه‌ها تعیین دقیق توزیع دز در ماده‌ی پراکننده از روی توزیع جریان فوتون در فضای خلاء غیر ممکن است. فرمالیسم توصیه شده این مشکل اساسی را بوسیله استفاده مستقیم توزیع دز محاسبه شده، که از یک چشمه در ماده‌ی معادل آب تولید می‌شود، حل می‌کند.

این پروتکل تعدادی از کمیت‌های جدید مانند تابع ناهمسانگردی، ثابت آهنگ دز، عامل هندسی، تابع دز شعاعی و قدرت گرمای هوا را معرفی می‌کند.

این کمیت‌ها بصورت زیر جایگزین کمیت‌های قبلی می‌شوند:

S_k شدت گرمای هوا $\rightarrow A_{app}$ اکتیویته ظاهری

Λ ثابت آهنگ دز $(\Gamma_\delta)_\chi \rightarrow$ ثابت آهنگ پرتودهی

$g(r)$ تابع دز شعاعی $\rightarrow T(r)$ فاکتور تضعیف بافت

$F(r, \theta)$ تابع ناهمسانگردی $\rightarrow \phi_{an}$ ثابت ناهمسانگردی

$G(r, \theta)$ تابع هندسی \rightarrow عکس مجذور فاصله $1/r^2$

پروتکل جدید محاسبات دز دوبعدی در اطراف چشمه‌های با تقارن استوانه‌ای را ممکن می‌سازد

در حالی که پروتکل قدیمی فقط برای چشمه‌های همسانگرد نقطه‌ای یک بعدی مورد استفاده‌اند [۵].

۲-۸- فرمالیسم کلی دوبعدی:

معادله‌ی کلی آهنگ دز دوبعدی (2D) در پروتکل TG-43 از سال ۱۹۹۵ بصورت زیر تعریف

شده‌است:

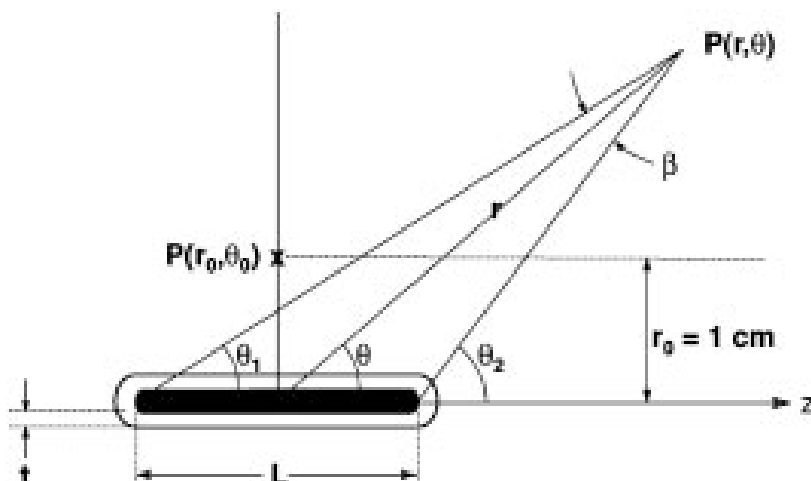
$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot F(r, \theta) \quad (۲-۶)$$

r فاصله (به سانتی متر) نقطه‌ی مورد نظر از مرکز چشمه‌ی اکتیو را مشخص می‌کند، r_0

فاصله‌ی مرجع است که در این پروتکل یک سانتی متر تعیین شده است، و θ زاویه‌ی قطبی نقطه مورد

نظر، $P(r, \theta)$ ، نسبت به محور طولی چشمه می‌باشد. زاویه مرجع، θ_0 ، صفحه عرضی چشمه را

مشخص می‌کند که ۹۰ درجه و یا $\pi/2$ رادیان تعیین شده است (شکل ۱) [۶].



شکل ۷-۲ دستگاه مختصات برای محاسبات دزیمتری براکی تراپی

۲-۸-۱- شدت گرمای هوا (S_K):

شدت گرمای هوا، S_K ، برابر با آهنگ گرمای هوا در محیط خلاء در اثر فوتون‌های با انرژی بیشتر از δ در فاصله d است که در مربع فاصله ضرب شده است.

واحد آن ($1U = 1\mu\text{Gym}^2\text{h}^{-1} = 1\text{cGycm}^2\text{h}^{-1}$) است [۶، ۲۵].

$$S_K = \dot{K}_\delta(d) d^2 \quad (7-2)$$

D فاصله عمودی از مرکز چشمه تا نقطه معین است، که در صفحه عرضی چشمه قرار دارد. فاصله d می‌تواند هر فاصله ای بزرگتر از ماگزیمم طول خطی رادیواکتیویته باشد زیرا S_K به d وابسته نیست. $\dot{K}_\delta(d)$ بیانگر آهنگ گرمای هوا در یک فضای خالی از هوا در فاصله ای بزرگتر از ماگزیمم ابعاد خطی آشکارساز و چشمه که معمولاً ۱m در نظر گرفته می‌شود، می‌باشد. شرط اندازه‌گیری در خلاء به این معنی است که در اندازه‌گیری، تضعیف و پراکندگی فوتون در محیط بین چشمه و آشکارساز و نیز پراکندگی فوتون از هر شیء مانند دیوارها، کف اتاق و سقف تصحیح شده

باشد. مقدار δ برای فوتون‌های با انرژی پایین منتشر شده از چشمه‌های براکی‌تراپی این پروتکل، keV ۵ است. انرژی قطع δ به معنی مستثنی کردن فوتون‌های کم‌انرژی یا آلوده‌کننده (مانند x‌های مشخصه تولید شده در لایه‌های بیرونی فولاد یا تیتانیوم پوشاننده چشمه) می‌باشد زیرا بدون این‌که بطور موثر در دز بافت در فواصل بزرگتر از ۰/۱ cm شرکت داشته باشند، سبب افزایش $K_{\delta}(d)$ می‌شوند [۶].

۲-۸-۲- ثابت آهنگ دز (Λ):

ثابت آهنگ دز، Λ ، بصورت آهنگ دز آب در فاصله یک سانتی‌متری مرکز هندسی چشمه روی محور عرضی در یک چشمه به شدت گرمای هوای واحد در فانتوم آب تعریف می‌شود. ثابت آهنگ دز هم به رادیونوکلئید و هم به مدل چشمه بستگی دارد، Λ برخلاف کمیت‌های دیگر موجود در معادله (۱)، یک کمیت مطلق است که اثر هندسه‌ی چشمه، توزیع مکانی رادیواکتیویته درون چشمه، محفظه، خود جذبی درون چشمه و پراکندگی ناشی از آب احاطه‌کننده چشمه را در بردارد واحد Λ ، $cGyh^{-1}U^{-1}$ است که در واقع همان cm^{-2} می‌باشد. رابطه‌ی ریاضی Λ به شکل زیر است [۶، ۲۵]:

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_K} \quad (۸-۲)$$

۲-۸-۳- تابع هندسی $G(r, \theta)$:

تابع هندسی چشمه بیانگر اثر شکل فیزیکی ماده رادیواکتیو داخل چشمه روی توزیع دز داده شده در یک نقطه می‌باشد [۸]. از لحاظ فیزیکی تابع هندسی از پراکندگی و تضعیف صرف نظر می‌کند و یک تصحیح قانون عکس مجذور فاصله موثر براساس یک مدل تقریبی از توزیع مکانی

راديوآکتیویته درون چشمه، با صرف نظر از پراکندگی و تضعیف بدست می‌دهد. در این پروتکل بکارگیری از مدل چشمه‌های خطی و نقطه‌ای با روابط زیر توصیه می‌شود [۶، ۲۵]:

$$G_p(r, \theta) = r^{-2} \quad \text{point-source approximation} \quad (9-2)$$

$$G_L(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{Lr \sin(\theta)} & \text{if } \theta \neq 0^\circ \\ (r^2 - L^2/4)^{-1} & \text{if } \theta = 0^\circ \end{cases} \quad \text{line-source approximation}$$

که β بر حسب رادیان زاویه بین دوسر چشمه‌ی خطی نسبت به نقطه دلخواه $P(r, \theta)$ است که محاسبه در آن نقطه انجام می‌شود و L طول چشمه راديوآکتیو است [۶ و ۲۵].

در حالی که راديوآکتیویته در تمام حجم استوانه‌ای یا دایروی توزیع شده است، این پروتکل توصیه می‌کند که طول این استوانه را همان طول اکتیو در نظر بگیریم. برای چشمه‌های براکی‌تراپی که حاوی ترکیبات راديوآکتیو متعددی است که بطور یکنواخت جاسازی شده‌اند (بطور مثال ممکن است حاوی تعدادی دانه‌های کروی باشد)، L می‌تواند به عنوان طول موثر، L_{eff} ، در نظر گرفته شود که بصورت زیر محاسبه می‌شود:

$$L_{eff} = \Delta S \times N$$

که N تعداد دانه‌های مجزا از هم درون چشمه، که دانه‌های هم مرکز با فضای ΔS اند، را مشخص می‌کند. اگر L_{eff} از طول فیزیکی کپسول چشمه بزرگتر باشد، حداکثر فاصله (فاصله‌ی بین وضعیت دور از مبدا و نزدیک به مبدا توزیع اکتیویته) به عنوان طول اکتیو، L ، باید بکار برده شود.

۲-۸-۴- تابع دز شعاعی $g(r)$:

تابع دز شعاعی، $g(r)$ ، جذب و پراکندگی فوتون در اطراف چشمه را در داخل بافت یا فانتوم در طول محور چشمه نشان می‌دهد [۸]. در واقع این تابع، افت دز روی صفحه عرضی را بدلیل پراکندگی و تضعیف فوتون با صرف نظر از افت دز محاسبه شده توسط تابع هندسی، محاسبه می‌کند. در معادله (۵) زیرنویس X تعیین کننده آن است که تابع هندسی، یک چشمه‌ی نقطه‌ای "P" یا یک چشمه‌ی خطی "L" است [۶ و ۲۵].

$$g_x(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0) G_x(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0) G_x(r, \theta_0)} \quad (10-2)$$

۲-۸-۵- تابع ناهمسانگردی دو بعدی $F(r, \theta)$:

تابع ناهمسانگردی دو بعدی، $F(r, \theta)$ ، تغییرات دز اطراف چشمه به واسطه توزیع رادیواکتیویته داخل چشمه، جذب و پراکندگی فوتون‌ها در محیط فانتوم و تقارن ساختاری چشمه نسبت به زاویه قطبی $\pi/2$ و فواصل شعاعی مشابه را نشان می‌دهد [۸].

این تابع، تغییرات دز را بصورت تابع زاویه قطبی نسبت به صفحه عرضی بدست می‌دهد که به

صورت زیر است:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta) G_L(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0) G_L(r, \theta)} \quad (11-2)$$

طول اکتیو L، که برای محاسبه $G_L(r, \theta)$ در معادله (۹-۲) بکار می‌رود باید با L بکار برده

شده برای تعیین $g_L(r)$ و $F(r, \theta)$ ، بوسیله‌ی معادلات (۱۰-۲) و (۱۱-۲)، یکسان باشد [۶].

۲-۹- فرمالیسم کلی یک بعدی:

در حالی که تقریب همسانگرد چشمه نقطه‌ای یک بعدی مجموعه‌ی توزیع دز دوبعدی را به‌طور یک بعدی تقریب می‌زند، در واقع با حذف نیاز به تعیین چرخش حول محور طولی، موقعیت‌یابی حول چشمه را ساده می‌کند.

$$\dot{D}(r) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G_X(r, \theta_0)}{G_X(r_0, \theta_0)} \cdot g_X(r) \cdot \phi_{an}(r)$$

که بصورت یکی از معادلات زیر می‌تواند بکار رود.

$$\dot{D}(r) = S_K \cdot \Lambda \cdot \left(\frac{r_0}{r}\right)^2 \cdot g_p(r) \cdot \phi_{an}(r)$$

یا

$$\dot{D}(r) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L(r, \theta_0)}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot \phi_{an}(r)$$

حالت دوم به دلیل دقت در فواصل کوچک ($r < 1\text{cm}$) برای تقریب یک بعدی توصیه می‌شود.

فصل ۳ :

شبیه‌سازی چشمه I^{125} با کد
MCNP و تعیین پارامترهای
دزیمتری

دزیمتری دقیق تابش برای دستیابی به کنترل موضعی تومور برای اجتناب از ریسک‌های غیرقابل پذیرش ضروری است. در براکی‌تراپی با توجه به نزدیک بودن چشمه به بافت تومور، تغییرات جزئی در مکان چشمه‌ها باعث ایجاد تغییرات زیادی در توزیع دز اعمالی می‌شود و چون منحنی‌های هم دز در فاصله‌ی کمی از چشمه سریعاً افت پیدا می‌کنند، ارگان‌های حساسی که در اطراف تومور قرار دارند دز کمی را دریافت می‌کنند، اما از آنجا که توزیع منحنی‌های هم دز وابستگی زیادی به موقعیت چشمه دارد، تغییر اندکی در محل قرارگیری چشمه باعث ایجاد خطای زیادی در نحوه توزیع منحنی‌های هم دز می‌شود، بنابراین به کمک شبیه‌سازی مونت‌کارلو ایجاد و ارائه روش‌هایی به منظور محاسبه دز در نقاط مختلف و به منظور طراحی درمان در براکی‌تراپی، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است [۷]. شبیه‌سازی مونت‌کارلو پیشنهاد شده باید شامل هندسه کامل و تمام مواد دانه‌ها باشد، و تراپد فوتون ساطع شده، با تمام اندرکنش‌های مربوط باید بطور واقع‌بینانه شبیه‌سازی گردد [۲۷، ۳۲، ۳۳]. از این‌رو چون در این مطالعه از روش شبیه‌سازی با کد MCNP استفاده شده‌است، به طور مختصر به معرفی کد مونت‌کارلو پرداختیم. در این فصل با کمک شبیه‌سازی چشمه براکی‌تراپی I¹²⁵ به محاسبه پارامترهای دزیمتری از قبیل ثابت آهنگ دز، قدرت گرمای چشمه و تعیین تابع دز شعاعی و تابع ناهمسانگردی درون آب و در فانتوم سر انسان می‌پردازیم.

۳-۲- معرفی روش مونت کارلو:

روش مونت کارلو روشی عددی برای حل مسائل ریاضی، فیزیک، ترافیک و... با استفاده از همانند-سازی کمیت‌های تصادفی می‌باشد. به عبارت دقیق‌تر روش مونت کارلو عبارت است از مجموعه‌ای از روش‌هایی که به ما اجازه می‌دهد راه حل مسائل فیزیکی یا ریاضی که رفتاری آماری دارند، بوسیله نمونه‌برداری‌های تصادفی بدست آید. با استفاده از این روش که روشی آماری است پدیده‌هایی که در طبیعت با چشم دیده نمی‌شوند و نمی‌توان آن‌ها را اندازه‌گیری کرد را می‌توان شبیه‌سازی کرد. مانند حرکت مولکول‌های هوا یا اندرکنش پرتوها در یک محیط. همراه با روند پیشرفت کامپیوتر کدهایی بر اساس روش مونت کارلو به منظور شبیه‌سازی پدیده‌های تصادفی نوشته شد.

کدهای MCNP، EGS و PTRAN کاربرد زیادی در مسائل دزیمتری براکی‌تراپی درون‌بافتی دارند. این کدها بارها در مقابل اندازه‌گیری‌های آزمایشگاهی و یا در مقابل هم محک خورده‌اند. کد مونت کارلو برای مدل کردن ترابرد فوتون برای محاسبات دزیمتری براکی‌تراپی استفاده می‌شود. چنین کدی باید توانایی مدل کردن چشمه با جزئیات و بطور سه‌بعدی را داشته باشد و مناسب تکنیک‌های تخمین دز باشد. به علاوه، باید بر اساس کتابخانه سطح مقطع مدرن و مدل کاملی از پراکندگی فوتون، جذب و فوتون‌های تولیدی ثانویه باشد. بطور کلی AAPM بکاربردن MCNP را برای مطالعات دزیمتری براکی‌تراپی به عنوان یکی از کدهای محک خورده به محققین پیشنهاد می‌کند [۶].

۳-۲-۱- کد کامپیوتری MCNP:

MCNP مخفف Monte Carlo N-Particle می‌باشد که در لابراتوار ملی لوس‌آلاموس^۱ طراحی شد و می‌تواند برای ترابرد نوترون، فوتون، الکترون و زوج نوترون/فوتون/الکترون مورد استفاده قرار گیرد. این کد می‌تواند فوتون را در سه بعد و در هندسه‌های ساختاری پیچیده مانند

¹ Los Alamos National Laboratory (LANL)

کروی، مخروطی و استوانه‌ای ترابرد کند.

همراه با روند توسعه کامپیوتر و افزایش سرعت پردازش آن‌ها، کد MCNP به یک کد قدرتمند برای شبیه‌سازی انواع مسائل وحل آن‌ها به روش مونت‌کارلو تبدیل شده است و به عنوان ابزاری عملی و کارآمد در تحقیقات هسته‌ای بکار می‌رود. نسخه‌های جدید این کد که در حال حاضر استفاده می‌شوند MCNP4C، MCNPX و MCNP5 می‌باشند. در این تحقیق ویرایش MCNPX(2.6.0) استفاده شده است. این کد ترابرد نوترون، فوتون، الکترون و هر نوع ترکیبی از آن‌ها را در هر نوع هندسه سه بعدی دنبال کرده و نتایج ترابرد ذره را بصورت تابعی از انرژی ارائه می‌دهد. در این کد برای رفتار نوترون‌ها، تمام برهم‌کنش‌ها در یک کتابخانه خاص سطح مقطع محاسبه می‌شوند، همچنین به منظور بررسی رفتار فوتون‌ها از جداول سطح مقطع‌ها که شامل احتمال برهم‌کنش برای پدیده‌هایی مانند فوتوالکتریک، کامپتون، تولید زوج و غیره است، استفاده می‌شود. محدوده انرژی مورد قبول کد برای نوترون‌ها بین 10^{-11} MeV تا 20 MeV، برای فوتون‌ها و الکترون‌ها بین 1 KeV تا 1000 MeV می‌باشد. [27، 32، 34، 44].

۳-۲-۲- نحوه کار با کد MCNP :

با توجه به وسعت و جزئیات برنامه در این بخش نگاهی کلی و مختصر به نحوه کار با برنامه خواهیم داشت. در شبیه‌سازی ذرات ساطع شده از یک چشمه این برنامه با استفاده از اعداد تصادفی ذره را در نقطه‌ای از چشمه تولید کرده و آن را دنبال می‌کند و با توجه به کتابخانه سطح مقطع همراه برنامه و محیط معرفی شده به برنامه انواع اندرکنش‌های ذره با محیط در مسیر حرکت آن شبیه‌سازی می‌شود و در کلیه مراحل دنبال کردن ذره اطلاعات مورد نیاز در تحلیل آماری جواب مورد نظر ثبت می‌شود. در این کد همه دستورات کاربر شامل ساختار و هندسه چشمه، مشخصات مواد، مشخصه‌های

فیزیکی و گزینه‌های دیگر بوسیله یک فایل با فرمت txt به برنامه داده می‌شود.

فایل ورودی که توسط کاربر ساخته می‌شود و جهت اجرا به برنامه داده می‌شود حاوی مطالب

زیر است:

(۱) هندسه مسأله

(۲) معرفی نوع مسأله (نوترون، فوتون، الکترون و...)

(۳) اهمیت سلول

(۴) معرفی چشمه

(۵) معرفی مواد بکار رفته در مسئله

(۶) خروجی خواسته شده

برای استفاده از کد MCNP باید یک فایل ورودی شامل اطلاعات مسأله از جمله هندسه، مواد، چشمه پرتو، خروجی‌های مورد نظر، تنظیمات فیزیک مسأله، شروط خاتمه و اجرای برنامه و... تهیه شود [۳۳]. خروجی‌های مورد نظر با کمک تالی‌هایی که برای مشخص کردن اطلاعاتی که کاربر به دنبال آن‌ها می‌باشد، مانند جریان عبوری از سطح، شار در یک نقطه، حرارت در یک ناحیه و... بیان می‌شوند. تالی‌ها با شماره‌های ۱، ۲، ۴، ۵، ۶، ۷ و ۸ برای الکترون، نوترون و فوتون مشخص می‌شوند. در نسخه‌های بالاتر h برای پروتون، d برای دوترون و... قابل تعریف است. انواع تالی‌های قابل تعریف در کد در جدول ۱-۳ ارائه شده است.

جدول ۱-۳ انواع تالی‌های قابل تعریف در کد (mcnpx)

F1:n	F1:p	F1:e		جریان سطحی
F2:n	F2:p	F2:e		شار سطحی
F4:n	F4:p	F4:e		شار حجمی
F5:n	F5:p	-		شار در یک نقطه یا حلقه
F6:n	F6:p	-	F6:n,p	انرژی تخلیه شده در سلول
F7:n	-	-		انرژی تخلیه شده ناشی از شکاف
-	F8:p	F8:e	F8:p,e	ارتفاع پالس
-	-	+F8:e		بار تخلیه شده در سلول

در رابطه با نحوه اجرای کد MCNP کتاب‌ها و مراجع زیادی از قبیل مراجع شماره

[۳۲]، [۳۴] و [۴۴] در دسترس هستند که برای اطلاعات بیشتر می‌توان به آن‌ها رجوع کرد.

۳-۲-۳- کاربردهای کد MCNP :

از جمله کاربردهای این کد در حفاظت‌سازی، دزیمتری، رادیوگرافی، فیزیک پزشکی، طراحی و تحلیل آشکارسازها، طراحی تارگت^۱ شتابدهنده‌ها، طراحی راکتور و غیره می‌باشد و چندین حجم هندسی را بطور هم‌زمان پشتیبانی می‌کند که به منظور دزیمتری چشمه‌های براکی‌تراپی مناسب است.

¹ target

۳-۲-۴- عیوب این کد:

عیبی که معمولاً روش‌های مونت کارلو نسبت به روش‌های عملی و آزمایشگاهی دارد این است که به جز شکل‌های ساده و هندسی، شکل شبیه‌سازی شده چشمه و جسم تحت تابش دقیقاً مانند حالت واقعی نخواهد بود و علاوه بر این از آنجایی که ارگان‌های^۱ داخلی اکثراً شکل نامنظمی دارند شبیه‌سازی آن‌ها کار پیچیده و زمان‌بری خواهد بود. عیب دیگر مدت زمان محاسبات است چون که اصولاً روش مونت کارلو زمان‌بر است، که البته این نقص با افزایش سرعت کامپیوترها و ارائه نسخه‌های جدیدتری از مونت کارلو در آینده بهبود می‌یابد.

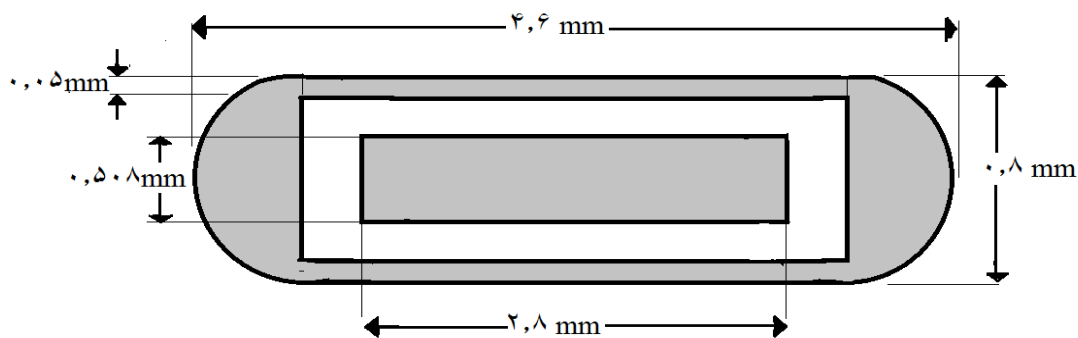
۳-۲-۵- روش مونت کارلو در براکی‌تراپی:

از کاربردهای روش مونت کارلو محاسبه پارامترهای دزیمتری چشمه‌های براکی‌تراپی که توسط AAPM تعریف شده می‌باشد. جهت آماده‌سازی برنامه طراحی درمان، اولین گام، یافتن مشخصات دزیمتری چشمه رادیواکتیو است که این کار با استفاده از کد مونت کارلو و بر اساس یکی از اصلی‌ترین پروتکل‌های تعیین دز براکی‌تراپی (TG-43) انجام یافته است. محققین تحقیقاتی را به منظور استفاده از روش مونت کارلو در طراحی درمان براکی‌تراپی انجام داده‌اند که نتایج این فعالیت‌ها نشان‌دهنده توانایی‌های روش مونت کارلو در انجام یک سری از محاسبات می‌باشد که توسط روش‌های معمول، غیرممکن و یا به سختی امکان‌پذیر است.

¹ Organs

۳-۳- شبیه سازی چشمه ^{125}I :

چشمه‌ی شبیه‌سازی شده ^{125}I از نوع مدل ۶۷۱۱ در این مطالعه در نظر گرفته شده است. این چشمه‌ها بصورت کپسول‌هایی ساخته می‌شوند که در طراحی آن از یک مارکر نقره‌ای استوانه‌ای بطول ۲,۸mm ، شعاع ۰,۲۵۴mm و چگالی $10,5 \text{ g/cm}^3$ استفاده شده است که با ترکیبی از BrI_2 با چگالی $6,245 \text{ g/cm}^3$ به ضخامت $2 \mu\text{m}$ پوشیده شده است. ساخت چشمه‌ها بصورتی است که ماده پرتوزا بطور یکنواخت در سطح مارکر توزیع شده است. این مارکر درون کپسولی از جنس تیتانیوم با چگالی $4,54 \text{ g/cm}^3$ به ضخامت ۰,۰۵mm بطول ۴,۶ میلی‌متر که به وسیله گاز آرگون با چگالی $0,001784 \text{ g/cm}^3$ پر شده است قرار می‌گیرد. انتهای کپسول با یک نیم‌کره به شعاع ۰,۰۴ سانتی‌متر محصور شده است. در براکی‌تراپی بسته به شکل و اندازه‌ی تومور و اکتیویته‌ی مورد نیاز ممکن است از یک یا تعداد زیادی چشمه‌ی براکی‌تراپی برای درمان استفاده شود. در این مطالعه با توجه به ابعاد کوچک تومور (قطر تومور حدود ۳ سانتی‌متر) و مقدار اکتیویته‌ی کم مورد نیاز، یک عدد چشمه‌ی براکی‌تراپی را مورد بررسی قرار می‌دهیم.



شکل ۳-۱ نمای کلی از چشمه ^{125}I مدل ۶۷۱۱

۳-۴- محاسبه‌ی پارامترهای دزیمتری:

جهت آماده سازی برنامه طراحی درمان اولین گام یافتن مشخصات دزیمتری چشمه رادیواکتیو است که این کار با استفاده از کد مونت کارلو و بر اساس پروتکل AAPM TG-43 انجام گرفت. TG-43 از ثابت های آهنگ دز و پارامترهای دیگری استفاده می نماید که به طراحی چشمه‌ی خاص وابسته بوده و برای هر طراحی بطور مستقیم اندازه گیری یا محاسبه می شود.

در این تحقیق از کد شبیه سازی مونت کارلو MCNPX(2.6.0) استفاده شده است. برای محاسبه‌ی شدت گرمای هوا و دز جذبی، تالی های F4، F6 و F8*، با کمک ضرایب تبدیل شار به دز، بکار گرفته می شود. مدت زمان محاسبات لازم برای رسیدن به خطای کم به دلیل پیچیدگی شبیه سازی تراپرد الکترون ها با در نظر گرفتن جزئیات اندرکنش ها در محاسبات با تالی F8* بسیار طولانی است. به منظور کاستن مدت اجرای محاسبات، به نظر می رسد که استفاده از تالی های F6 و F4 با توجه به ماهیت روش محاسباتی آنها، مناسب است [۳].

تالی F6 در حالت فوتونی، تخمین گر گرماست. بدیهی است در شرایط تعادل الکترونی و ناچیز بودن تابش ترمزی، کرما تخمین بسیار خوبی برای دز جذبی خواهد بود. تالی F4 تخمین گر شار ذرات با استفاده از طول مسیر آنها در سلول است. اگر این تالی را به همراه کارت های DE و DF که به ترتیب انرژی فوتون و ضرایب تبدیل شار به دز در انرژی نظیر است را به کار ببریم، دز جذبی حساب خواهد شد [۳]. این ضرایب در جدول ۳-۲ بر اساس دو مرجع ICRP-21 و ANSI/ANS6.1.11977 ارائه شده اند. با توجه به اینکه چشمه ^{125}I دارای انرژی های در حدود چند کیلو الکترون ولت است، ما در محاسبات از داده های مرجع ICRP-21 بدلیل دقیق تر بودن بازه ها در انرژی های کم تر از ۱ Mev استفاده کرده ایم.

ترتیب انجام محاسبات بدین گونه است که ابتدا پارامترهای اصلی (به ازای یک ذره تابش شده از

چشمه)، $\dot{D}(r, \theta)$ ، $G(r, \theta)$ بدست آمده سپس پارامترهای Λ ، $g(r)$ ، $F(r, \theta)$ از روی نسبت‌های

مختلف این پارامترها طبق تعریف آن‌ها حاصل شده‌اند [۳].

جدول ۲-۳ ضرایب تبدیل شار به دز برای فوتون [۴۴]

ANSI/ANS6.1.11977		ICRP-21	
Energy, E (Mev)	DF(E) (rem/hr)/(p/cm2-s)	Energy, E (MeV)	DF(E) (rem/hr)/(p/cm2-s)
۰,۰۱	۳,۹۶E-۰۶	۰,۰۱	۲,۷۸ E-۰۶
۰,۰۳	۵,۸۲E-۰۷	۰,۰۱۵	۱,۱۱ E-۰۶
۰,۰۵	۲,۹۰E-۰۷	۰,۰۲	۵,۸۸ E-۰۷
۰,۰۷	۲,۵۸ E-۰۷	۰,۰۳	۲,۵۶ E-۰۷
۰,۱	۲,۸۳ E-۰۷	۰,۰۴	۱,۵۶ E-۰۷
۰,۱۵	۳,۷۹ E-۰۷	۰,۰۵	۱,۲۰ E-۰۷
۰,۲	۵,۰۱ E-۰۷	۰,۰۶	۱,۱۱ E-۰۷
۰,۲۵	۶,۳۱ E-۰۷	۰,۰۸	۱,۲۰ E-۰۷
۰,۳	۷,۵۹ E-۰۷	۰,۱	۱,۴۷ E-۰۷
۰,۳۵	۸,۷۸ E-۰۷	۰,۱۵	۲,۳۸ E-۰۷
۰,۴	۹,۸۵ E-۰۷	۰,۲	۳,۴۵ E-۰۷
۰,۴۵	۱,۰۸ E-۰۶	۰,۳	۵,۵۶ E-۰۷
۰,۵	۱,۱۷ E-۰۶	۰,۴	۷,۶۹ E-۰۷
۰,۵۵	۱,۲۷ E-۰۶	۰,۵	۹,۰۹ E-۰۷
۰,۶	۱,۳۶ E-۰۶	۰,۶	۱,۱۴ E-۰۶
۰,۶۵	۱,۴۴ E-۰۶	۰,۸	۱,۴۷ E-۰۶
۰,۷	۱,۵۲ E-۰۶	۱,۰	۱,۷۹ E-۰۶
۰,۸	۱,۶۸ E-۰۶	۱,۵	۲,۴۴ E-۰۶
۱,۰	۱,۹۸ E-۰۶	۲,۰	۳,۰۳ E-۰۶
۱,۴	۲,۵۱ E-۰۶	۳,۰	۴,۰۰ E-۰۶
۱,۸	۲,۹۹ E-۰۶	۴,۰	۴,۷۶ E-۰۶
۲,۲	۳,۴۲ E-۰۶	۵,۰	۵,۵۶ E-۰۶
۲,۶	۳,۸۲ E-۰۶	۶,۰	۶,۲۵ E-۰۶

۲,۸	۴,۰۱ E-۰۶	۸,۰	۷,۶۹ E-۰۶
۳,۲۵	۴,۴۱ E-۰۶	۱۰,۰	۹,۰۹ E-۰۶
۳,۷۵	۴,۸۳ E-۰۶		
۴,۲۵	۵,۲۳ E-۰۶		
۴,۷۵	۵,۶۰ E-۰۶		
۵,۰	۵,۸۰ E-۰۶		
۵,۲۵	۶,۰۱ E-۰۶		
۵,۷۵	۶,۳۷ E-۰۶		
۶,۲۵	۶,۷۴ E-۰۶		
۶,۷۵	۷,۱۱ E-۰۶		
۷,۵	۷,۶۶ E-۰۶		
۹,۰	۸,۷۷ E-۰۶		
۱۱,۰	۱,۰۳ E-۰۵		
۱۳,۰	۱,۱۸ E-۰۵		
۱۵,۰	۱,۳۳ E-۰۵		

۳-۴-۱- محاسبه‌ی تابع هندسی چشمه $G(r, \theta)$:

همانطور که قبلاً بیان شد تابع هندسی $G(r, \theta)$ چشمه بیانگر اثر شکل فیزیکی چشمه ماده رادیواکتیو داخل چشمه را روی توزیع دز در یک نقطه نشان می‌دهد. در واقع تابع هندسی $G(r, \theta)$ برای تغییرات دز نسبی ناشی از توزیع فضایی اکتیویته درون چشمه، بدون در نظر گرفتن جذب فوتون و پراکندگی درون ساختار چشمه محاسبه می‌شود. تابع هندسی $G(r, \theta)$ چشمه با استفاده از کد MCNP و تالی F4 و با در نظر گرفتن محیط خلاء، حساب شد. هم‌چنین به منظور مقایسه، تابع هندسی $G(r, \theta)$ ، از رابطه تحلیلی نیز به دست آمد. داشتن تابع هندسی چشمه متقارن نسبت به زاویه ۹۰ درجه، ویژگی مهمی است که چشمه‌های رادیواکتیو مورد استفاده در کاربردهای پزشکی و کلینیکی باید دارا باشند.

۳-۴-۱-۱- روش MCNP:

در روش محاسبه با کد MCNP برای محاسبه تابع هندسی $G(r, \theta)$ باید فرض شود که بجز ماده پرتوزا هیچ ماده دیگری وجود ندارد تا فقط اثر چشمه در نقاط مورد نظر بررسی گردد. به این منظور چگالی تمام مواد را در کد مونت کارلو صفر وارد می‌کنیم و تالی F4 را در فواصل مختلف (۰، ۵)، (۱، ۲، ۳، ۴، ۵ و ۶ سانتی‌متری) و در زوایای ۰ تا ۹۰ درجه (۰، ۱۰، ۲۰، ۳۰ تا ۹۰ درجه) محاسبه می‌کنیم. سپس با نرمالایز کردن مقدار $\frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} r^2$ را به منظور مقایسه با روش تحلیلی محاسبه می‌کنیم. مقادیر محاسبه شده در جدول ۳-۳ نشان داده شده است.

جدول ۳-۳ تابع هندسی $\frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} r^2$ محاسبه شده برای چشمه‌ی خطی به روش MCNPX

Degree	۰،۵Cm	۱Cm	۲Cm	۳Cm	۴Cm	۵Cm	۶Cm
۰	۱،۱۲۵۱۱۲	۱،۰۱۱۵۲۱	۰،۹۹۹۱۰۵	۱،۰۳۰۸۹۶	۱،۰۷۳۵۵۳	۱،۰۵۶۹۳	۱،۰۵۱۴۳۸
۱۰	۱،۱۲۶۲۷۸	۱،۰۴۳۳۵۸	۱،۰۶۵۴۴۶	۱،۰۸۶۹۷۶	۰،۹۹۴۴۴۲	۰،۹۸۸۱۰۶	۱،۰۰۶۷۳۶
۲۰	۱،۱۰۶۹۶۷	۱،۰۲۶۵۱۵	۱،۰۴۷۳۶۷	۱،۰۴۶۱۸۷	۱،۰۰۴۸۰۴	۱،۰۱۱۵۷۸	۰،۹۹۶۳۵۹
۳۰	۱،۰۸۶۲۵	۱،۰۴۳۲۷۶	۱،۰۲۵۳۵۴	۰،۹۹۰۲۰۲	۱،۰۰۲۱۵۳	۱،۰۲۲۴۲۵	۱،۰۱۲۵۲۳
۴۰	۱،۰۸۵۳۰۳	۱،۰۴۳۰۵۳	۱،۰۱۰۶۳	۰،۹۵۵۶۱۹	۱،۰۴۰۹۴۲	۱،۰۵۹۷۷۳	۱،۰۳۶۰۳
۵۰	۱،۰۵۳۷۱۶	۱،۰۴۰۳۶۱	۱،۰۴۸۵۹۱	۱،۰۳۳۳۲۳	۰،۹۸۰۸۴۹	۱،۰۰۰۹۳	۰،۹۹۶۴۸۱
۶۰	۱،۰۳۴۶۸۹	۱،۰۳۵۸۱۹	۱،۰۸۱۹	۱،۰۷۹۷۵۶	۱،۰۲۵۱۳	۱،۰۴۶۵۰۹	۱،۰۲۶۱۷۸
۷۰	۱،۰۲۶۰۶۹	۱،۰۵۷۵۸۶	۱،۰۴۰۳۵۴	۱،۰۸۲۱۶۸	۱،۰۱۴۱۶۱	۱،۰۲۸۹۶۴	۱،۰۳۱۱۱۵
۸۰	۱،۰۵۹۰۴۳	۱،۰۳۹۴۱۳	۱،۰۱۱۳۹	۱،۰۲۵۹۰۹	۰،۹۹۹۱۳۷	۱،۰۱۶۰۲۶	۱،۰۳۸۸۰۱
۹۰	۰،۹۹۳۵۴۸	۱،۰۴۲۵۱۴	۱،۰۲۴۶۶۶	۱،۰۱۶۶۴۹	۱،۰۳۸۹۶۸	۱،۰۱۶۶۸۴	۱،۰۴۲۷۱۶

۳-۴-۱-۲- روش تحلیلی:

بطور کلی تابع هندسی $G(r, \theta)$ بصورت زیر تعریف می‌گردد که در آن چگالی اکتیویته در نقطه $P(r')$ درون چشمه است، V بیانگر انتگرال روی حجم و dV' عنصر حجمی قرار گرفته در فاصله r است [۵]:

$$G(r, \theta) = \frac{\int_V [\rho(r') dV' / |r' - r|^2]}{\int_V \rho(r') dV'} \quad (1-3)$$

با حل این معادله برای چشمه خطی تابع هندسی $G(r, \theta)$ ، معادله (۲-۹) که در پروتکل TG-43 بصورت مستقیم ارائه شده است، بدست می‌آید.

point-source approximation

(۲-۹)

$$G_p(r, \theta) = r^{-2}$$

$$G_L(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{Lr \sin(\theta)} & \text{if } \theta \neq 0^\circ \\ (r^2 - L^2/4)^{-1} & \text{if } \theta = 0^\circ \end{cases} \quad \text{line-source approximation}$$

برای چشمه خطی محاسبات تابع هندسی $G(r, \theta)$ برای معادله (۳-۱) بصورت زیر انجام می‌شود.

$$\int \rho(v) dv = \int_{-L/2}^{L/2} \lambda dl = \lambda L$$

$$|r - r'| = r^2 + r'^2 + 2rr' \cos(\theta)$$

$$r' \equiv x$$

$$|r - r'| = |r - x| = r^2 + x^2 + 2rx \cos(\theta)$$

$$= (x + r \cos(\theta))^2 + r^2 \sin^2(\theta)$$

$$G(r, \theta) = \frac{1}{L} \int_{-L/2}^{L/2} \frac{dx}{(x + r \cos(\theta))^2 + r^2 \sin^2(\theta)}$$

$$X + r \cos(\theta) = u$$

$$dx = du$$

$$u^+ = \frac{L}{2} + r \cos(\theta)$$

$$u^- = -\frac{L}{2} + r \cos(\theta)$$

$$G(r, \theta) = \frac{1}{L} \int_{u^-}^{u^+} \frac{dx}{(u^2 + r^2 \sin^2(\theta))}$$

$$G(r, \theta) = \frac{1}{Lr \sin(\theta)} \left(\tan^{-1} \left(\frac{\frac{L}{2} + r \cos(\theta)}{r \sin(\theta)} \right) - \tan^{-1} \left(\frac{-\frac{L}{2} + r \cos(\theta)}{r \sin(\theta)} \right) \right) \quad (2-3)$$

$$\beta = \left(\tan^{-1} \left(\frac{\frac{L}{2} + r \cos(\theta)}{r \sin(\theta)} \right) - \tan^{-1} \left(\frac{-\frac{L}{2} + r \cos(\theta)}{r \sin(\theta)} \right) \right) \quad (3-3)$$

می‌دانیم که L طول چشمه رادیواکتیو است که برای چشمه مورد نظر ما برابر مقدار $0,28$

سانتی‌متر می‌باشد. β بر حسب رادیان زاویه بین دوسر چشمه خطی نسبت به نقطه دلخواه $P(r, \theta)$

است که محاسبه در آن نقطه انجام می‌شود و بصورت معادله (3-3) بدست آمد.

در روش تحلیلی تابع هندسی $G(r, \theta)$ با کمک فرمول معادله (2-3) محاسبه شد. برای محاسبه

تحلیلی معادله بدست آمده (2-3)، نرم‌افزار فرترن ۹۵ مورد استفاده قرار گرفت و مقدار تابع هندسی

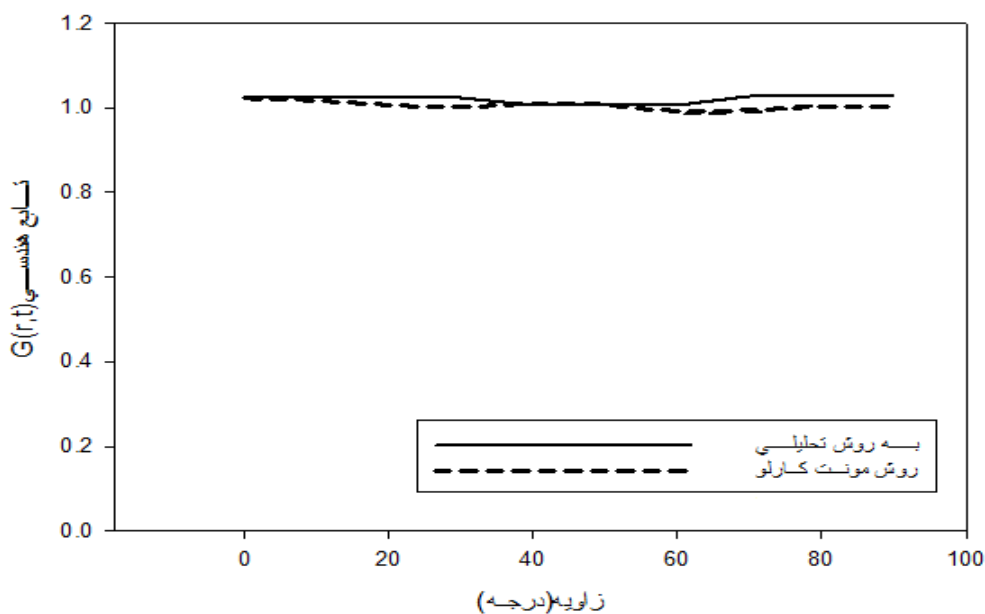
$G(r, \theta)$ در همان فواصل و زوایای یکسان با روش مونت کارلو را بدست می‌آوریم. سپس مقادیر

که در جدول 3-4 ارائه شده، محاسبه شد. $\frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} r^2$

جدول ۳-۴ تابع هندسی $r^2 \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)}$ محاسبه شده برای چشمه‌ی خطی به روش تحلیلی

degree	۰,۵Cm	۱Cm	۲Cm	۳Cm	۴Cm	۵Cm	۶Cm
۰	۱,۰۹۲۱۲	۱,۰۲۶۶۲	۱,۰۱۱۴۶	۱,۰۰۸۷	۱,۰۰۷۷۳	۱,۰۰۷۲۹	۱,۰۰۷۰۵
۱۰	۱,۰۸۸۱	۱,۰۲۵۷۸	۱,۰۱۱۲۵	۱,۰۰۸۶۱	۱,۰۰۷۶۸	۱,۰۰۷۲۶	۱,۰۰۷۰۲
۲۰	۱,۰۸۸۱	۱,۰۲۵۷۸	۱,۰۱۱۲۵	۱,۰۰۸۶۱	۱,۰۰۷۶۸	۱,۰۰۷۲۶	۱,۰۰۷۰۲
۳۰	۱,۰۷۶۷۹	۱,۰۲۳۳۷	۱,۰۱۰۶۸	۱,۰۰۸۳۵	۱,۰۰۷۵۴	۱,۰۰۷۱۶	۱,۰۰۶۹۶
۴۰	۱,۰۰۵۳۳	۱,۰۰۶۴۲	۱,۰۰۶۴۹	۱,۰۰۶۵	۱,۰۰۶۵	۱,۰۰۶۵	۱,۰۰۶۵
۵۰	۱,۰۰۵۳۳	۱,۰۰۶۴۲	۱,۰۰۶۴۹	۱,۰۰۶۵	۱,۰۰۶۵	۱,۰۰۶۵	۱,۰۰۶۵
۶۰	۱,۰۰۵۳۳	۱,۰۰۶۴۲	۱,۰۰۶۴۹	۱,۰۰۶۵	۱,۰۰۶۵	۱,۰۰۶۵	۱,۰۰۶۵
۷۰	۱,۰۹۲۱۲	۱,۰۲۶۶۲	۱,۰۱۱۴۶	۱,۰۰۸۷	۱,۰۰۷۷۳	۱,۰۰۷۲۹	۱,۰۰۷۰۵
۸۰	۱,۰۹۲۱۲	۱,۰۲۶۶۲	۱,۰۱۱۴۶	۱,۰۰۸۷	۱,۰۰۷۷۳	۱,۰۰۷۲۹	۱,۰۰۷۰۵
۹۰	۱,۰۹۲۱۲	۱,۰۲۶۶۲	۱,۰۱۱۴۶	۱,۰۰۸۷	۱,۰۰۷۷۳	۱,۰۰۷۲۹	۱,۰۰۷۰۵

به منظور مقایسه و اطمینان از صحت محاسبات، تابع هندسی $G(r, \theta)$ چشمه‌ی خطی بدست آمده از کد MCNPX و روش تحلیلی را در فاصله یک سانتی‌متری از چشمه، در شکل ۲-۳ مقایسه کردیم. با توجه به شکل مشاهده می‌شود که دو روش تطابق خوبی دارند.



شکل ۲-۳ مقایسه تابع هندسی $G(r, \theta)$ بدست آمده از روش تحلیلی و روش MCNPX برای چشمه‌ی خطی

۲-۴-۳- محاسبه‌ی قدرت کرما (S_K) چشمه:

برای محاسبه‌ی قدرت کرما S_K ، چشمه را در مرکز کره‌ای به شعاع ۱۱۰ سانتی‌متری از خلاء قرار می‌دهیم. قدرت کرمای هوا معیاری برای اندازه‌گیری قدرت چشمه‌ی براکی‌تراپی می‌باشد و با در نظر گرفتن این که محاسبات قدرت چشمه می‌تواند در هر فاصله‌ی بزرگی انجام پذیرد، معمول است که قدرت کرمای هوا S_K در فاصله‌ی مرجعی تعیین شود که این فاصله معمولاً ۱۰۰ سانتی‌متری انتخاب می‌شود [۵]. در نتیجه آهنگ کرما را در فاصله ۱۰۰ سانتی‌متری روی محور عرضی، در داخل کره‌ای از هوا به شعاع ۰٫۵ سانتی‌متر با کمک تالی F6 محاسبه می‌کنیم. انرژی قطع برای فوتون برابر با ۵Kev در نظر گرفته شد. آهنگ کرما با خطای کمتر از ۰٫۵٪ بصورت زیر محاسبه شد.

$$K(d) = 2.69 \times 10^{-8} (\text{Mev} / \text{g})$$

با توجه به روابط و تبدیل واحدهای لازم طبق پروتکل TG-43 از رابطه‌ی زیر قدرت کرمای هوا بر حسب $\text{cGy.cm}^2.\text{h}^{-1}$ در واحد اکتیویته، در فاصله‌ی ۱۰۰ سانتی‌متری بصورت زیر بدست می‌آید:

$$1\text{Gy}=1\text{J/Kg}$$

$$1\text{eV} = 1.6 \times 10^{-19} \text{ J}$$

$$1\text{Ci} = 3.7 \times 10^{10} (\text{Bq})$$

$$S_k = \dot{K}_\delta(d)d^2$$

$$S_k = 0.5732\text{cGy.cm}^2.\text{h}^{-1}.\text{mCi}^{-1}$$

۳-۴-۳- محاسبه‌ی دز جذبی $\dot{D}(r, \theta)$:

برای محاسبه‌ی دز جذبی $\dot{D}(r, \theta)$ طبق پروتکل TG-43 چشمه را در مرکز کره آب به شعاع ۱۵ سانتی‌متر قرار می‌دهیم و در فواصل ۰,۵ تا ۶ سانتی متری و زوایای مختلف ۰ تا ۹۰ درجه با کمک تالی F4 و ضرایب تبدیل شار به دز ارائه شده در جدول ۳-۲، دز جذبی $\dot{D}(r, \theta)$ را درون کره‌های کوچکی به شعاع ۰,۰۵ سانتی‌متر محاسبه می‌کنیم و به کمک آن‌ها توابع دز شعاعی و ناهمسانگردی را بدست می‌آوریم. زمان اجرای برنامه را برای رسید به خطای کمتر از ۱۰ درصد، ۳۶۰ دقیقه در نظر گرفتیم. مقادیر بدست آمده دز جذبی $\dot{D}(r, \theta)$ را بر حسب $(\text{rem.h}^{-1}) / (\text{photon.s}^{-1})$ در جدول ۳-۵ ارائه شده است.

جدول ۳-۵ دز جذبی $(\text{rem.h}^{-1})/(\text{p.s}^{-1})$ در فواصل و زوایای مختلف در آب

degree	۰,۵Cm	۱Cm	۲Cm	۳Cm	۴Cm	۵Cm	۶Cm
۰	۱,۰۶E-۰۸	۳,۸۰۵۳۰E-۰۹	۱,۰۱E-۰۹	۳,۶۳E-۱۰	۱,۸۵E-۱۰	۱,۰۲E-۱۰	۵,۲۴E-۱۱
۱۰	۲,۳۳E-۰۸	۶,۲۱۹۳۷E-۰۹	۱,۴۶E-۰۹	۵,۹۷E-۱۰	۲,۳۱E-۱۰	۱,۲۳E-۱۰	۷,۴۵E-۱۱
۲۰	۳,۵۹E-۰۸	۸,۵۹۹۶۸E-۰۹	۱,۹۱E-۰۹	۷,۲۴E-۱۰	۳,۲۴E-۱۰	۱,۳۷E-۱۰	۸,۱۲E-۱۱
۳۰	۴,۴۳E-۰۸	۱,۰۲۱۰۲E-۰۸	۲,۰۵E-۰۹	۷,۷۸E-۱۰	۳,۵۰E-۱۰	۱,۷۰E-۱۰	۹,۲۶E-۱۱
۴۰	۴,۸۷E-۰۸	۱,۱۳۲۲۰E-۰۸	۲,۳۳E-۰۹	۷,۷۸E-۱۰	۳,۷۸E-۱۰	۲,۰۳E-۱۰	۹,۱۰E-۱۱
۵۰	۵,۱۰E-۰۸	۱,۱۸۳۷۸E-۰۸	۲,۴۱E-۰۹	۸,۳۲E-۱۰	۳,۴۷E-۱۰	۱,۶۸E-۱۰	۸,۸۲E-۱۱
۶۰	۵,۱۶E-۰۸	۱,۲۰۱۴۶E-۰۸	۲,۵۰E-۰۹	۸,۶۵E-۱۰	۳,۵۷E-۱۰	۱,۸۰E-۱۰	۹,۶۳E-۱۱
۷۰	۵,۲۰E-۰۸	۱,۲۵۹۶۸E-۰۸	۲,۶۱E-۰۹	۹,۰۴E-۱۰	۳,۸۹E-۱۰	۱,۷۳E-۱۰	۹,۴۳E-۱۱
۸۰	۵,۳۱E-۰۸	۱,۲۷۶۶۵E-۰۸	۲,۷۱E-۰۹	۹,۰۹E-۱۰	۳,۹۰E-۱۰	۱,۷۰E-۱۰	۹,۸۰E-۱۱
۹۰	۵,۲۷E-۰۸	۱,۲۵۸۰۳E-۰۸	۲,۵۶E-۰۹	۸,۵۷E-۱۰	۴,۰۳E-۱۰	۱,۹۱E-۱۰	۱,۰۹E-۱۰

۳-۴-۴- محاسبه‌ی ثابت آهنگ دز Λ :

همان‌طور که در بخش (۲-۲-۴-۲) ذکر شد ثابت آهنگ Λ دز بصورت آهنگ دز در آب در

فاصله یک سانتی‌متری از چشمه، $\dot{D}(r_0, \theta_0)$ ، در صفحه عرضی به شدت کرمای هوای، S_K ، چشمه در

فانتوم آب بدست می‌آید. لذا با توجه به شبیه‌سازی‌های انجام شده جهت محاسبه‌ی دز جذبی

$(\dot{D}(r, \theta))$ و قدرت کرمای محاسبه شده در بخش (۲-۳-۴)، ثابت آهنگ دز طبق پروتکل TG-43

محاسبه می‌گردد. مقدار دز جذبی در فاصله یک سانتی‌متری روی صفحه عرضی $\dot{D}(r_0, \theta_0)$ در بخش

(۳-۴-۳) با خطای کمتر از ۵٪ بصورت زیر ترا برد شد:

$$\dot{D}(r_0, \theta_0) = 1.25803 \times 10^{-8} (\text{rem.h}^{-1} / \text{photon.s}^{-1})$$

لازم است که دز جذبی بر حسب (cGy/h) بدست بیاید، در نتیجه با انجام محاسبات لازم دز

جذبی $\dot{D}(r_0, \theta_0)$ را بر حسب واحد مورد نظر بدست آورده و ثابت آهنگ دز Λ را محاسبه می‌کنیم.

$$\dot{D}(r_0, t_0) = 0.4654 \text{cGy.h}^{-1}$$

$$S_k = 0.5732 \text{cGy.cm}^2 \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{mCi}^{-1}$$

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, t_0)}{S_k}$$

$$\Lambda = \frac{0.4654 \text{cGy.h}^{-1}}{0.5732 \text{U}} = 0.8119 \text{cGy.h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$$

در مقایسه با مطالعات دیگر که در جدول ۳-۶ نشان داده شده است، ثابت آهنگ دز چشمه

^{125}I مدل ۶۷۱۱ بدست آمده مطابقت خوبی با مقادیر گزارش شده دارد.

جدول ۳-۶ ثابت آهنگ دز چشمه ^{125}I مدل ۶۷۱۱ در محیط آب در مقایسه با نتایج دیگران

نام مرجع	ثابت آهنگ دز (cGy ⁻¹ U ⁻¹)
Williamson[۵]	۰,۸۸
Rivard (۲۰۰۹) [۳۱]	۰,۹۰۴
Rodriguez (۲۰۰۵) [۳۱]	۰,۸۶۷
Mainegra (۱۹۹۸) [۳۱]	۰,۸۱۰
مطالعه حاضر	۰,۸۱۱

۳-۴-۵- محاسبه‌ی تابع دز شعاعی $g(r)$:

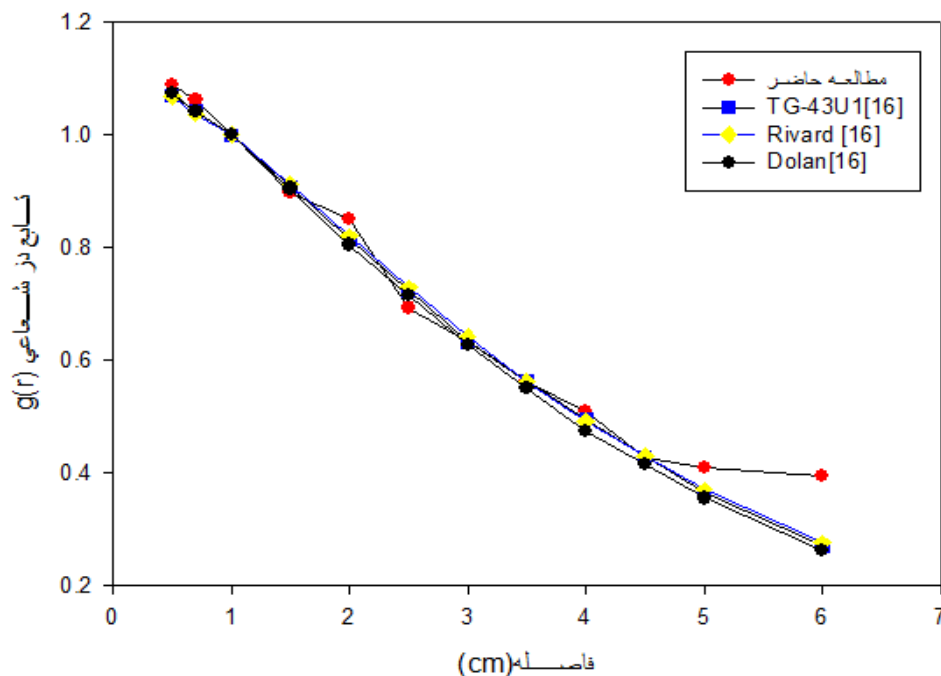
تابع دز شعاعی $g(r)$ جذب و پراکندگی فوتون در اطراف چشمه را در داخل بافت یا فانتوم در طول محور چشمه نشان می‌دهد [۸]. به این منظور با کمک دز جذبی محاسبه شده و تابع هندسی $G(r, \theta)$ که قبلاً محاسبه شد، تابع دز شعاعی $g(r)$ را با فرض خطی بودن چشمه طبق فرمول (۲-۱۰) در بخش (۲-۴-۲) محاسبه می‌کنیم. مقادیر عددی تابع دز شعاعی با خطاهای کمتر از ۱۰٪، برای چشمه ^{125}I در فانتوم آب برای فواصل بین ۰٫۵ تا ۶ سانتی‌متری در جدول ۳-۷ ارائه شده است.

جدول ۳-۷ تابع دز شعاعی $g(r)$ چشمه ^{125}I در آب

فاصله از چشمه	تابع دز شعاعی $g(r)$
۰٫۵	۱٫۰۹E+۰۰
۰٫۷	۱٫۰۶E+۰۰
۱	۱٫۰۰E+۰۰
۱٫۵	۸٫۹۹E-۰۱
۲	۸٫۵۰E-۰۱
۲٫۵	۶٫۹۳E-۰۱
۳	۶٫۳۱E-۰۱
۳٫۵	۵٫۶۲E-۰۱
۴	۵٫۰۸E-۰۱
۴٫۵	۴٫۲۶E-۰۱
۵	۴٫۰۹E-۰۱
۶	۳٫۹۵E-۰۱

تابع دز شعاعی $g(r)$ بدست آمده در طول محور عرضی، نمایانگر اثرات جذب و پراکندگی فوتون‌های چشمه بوسیله ماده بوده و همان‌طور که نمودار آن در شکل ۳-۳ مشاهده می‌شود در فواصل نزدیک به چشمه مقدار تابع زیاد بوده و با افزایش فاصله، به دلیل جذب و پراکندگی فوتون،

مقدار تابع کاهش می‌یابد. در نمودار زیر تابع دز شعاعی بدست آمده را با مراجع دیگر مقایسه کرده‌ایم که تطابق خوبی با دز شعاعی گزارش شده از داده‌های این مراجع بدست آمد.



شکل ۳-۳ مقایسه تابع دز شعاعی $g(r)$ محاسبه شده با مراجع دیگر

۳-۴-۶- محاسبه‌ی تابع ناهمسانگردی $F(r, \theta)$:

تابع ناهمسانگردی $F(r, \theta)$ تغییرات دز اطراف چشمه به واسطه توزیع رادیواکتیویته داخل چشمه، جذب و پراکندگی فوتون‌ها در محیط فانتوم و تقارن ساختاری چشمه نسبت به زاویه قطبی $\pi/2$ و فواصل شعاعی مشابه را نشان می‌دهد [۸].

با توجه به هندسه چشمه‌های براکی‌تراپی آگاهی از توزیع دز در زوایا و شعاع‌های مختلف نسبت به محور چشمه برای تخمین دقیق دز حائز اهمیت می‌باشد. برای بدست آوردن این پارامتر چشمه رادیواکتیو را در مرکز فانتوم آب قرار داده و در اطراف چشمه در زوایا و فاصله‌های مختلف با استفاده

از کره‌هایی به شعاع ۰,۰۵ سانتی‌متر که مرکز آن در (r, θ) قرار دارد، با کمک تالی F4 دز جذبی و تابع هندسی را محاسبه کرده و با کمک آن‌ها و فرمول ارائه شده در پروتکل، تابع ناهمسانگردی $F(r, \theta)$ را بدست می‌آوریم [۳۱].

با استفاده از روابط میان مختصات قطبی و مختصات دکارتی هر نقطه از صفحه قطبی بر یک نقطه از صفحه مختصات x و y منطبق می‌گردد:

$$x = r \cos \theta$$

$$y = r \sin \theta$$

به کمک این روابط مختصات دکارتی کره‌ها را تعیین کرده و دز را درون این کره‌ها در فواصل ۰,۵ تا ۶ سانتی‌متری، و در زوایای ۰ تا ۹۰ درجه (۱۰ درجه، ۱۰ درجه) محاسبه گردید. مقادیر تابع ناهمسانگردی $F(r, \theta)$ بدست آمده برای چشمه ^{125}I در جدول ۳-۸ ارائه شده است.

جدول ۳-۸ تابع ناهمسانگردی $F(r, \theta)$ چشمه ^{125}I مدل ۶۷۱۱ برای زوایا و فواصل مختلف در آب

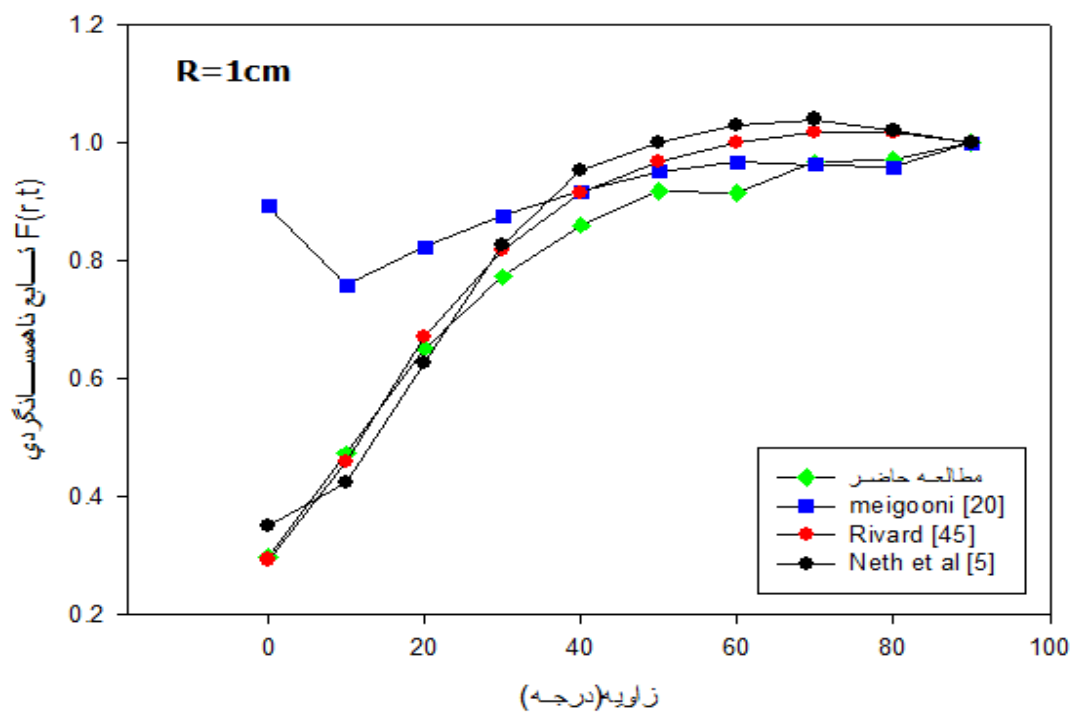
degree	۰,۵Cm	۱Cm	۲Cm	۳Cm	۴Cm	۵Cm	۶Cm
۰	۰,۱۷۷۰۳۴	۲,۹۷E-۰۱	۰,۴۰۶۰۳۶	۰,۴۱۷۴۱۵	۴,۴۵E-۰۱	۵,۱۴E-۰۱	۴,۷۹E-۰۱
۱۰	۰,۳۸۹۳۹۹	۴,۷۳E-۰۱	۰,۵۴۸۲۲	۰,۶۵۱۵۹۹	۵,۹۹E-۰۱	۶,۶۱E-۰۱	۷,۱۱E-۰۱
۲۰	۰,۶۱۱۰۱۸	۶,۵۲E-۰۱	۰,۷۲۸۹۳۳	۰,۸۲۱۲۷۱	۸,۳۰E-۰۱	۷,۱۸E-۰۱	۷,۸۳E-۰۱
۳۰	۰,۷۶۹۲۶۹	۷,۷۳E-۰۱	۰,۸۰۰۵۷	۰,۹۳۱۷۸۳	۸,۹۹E-۰۱	۸,۸۲E-۰۱	۸,۷۹E-۰۱
۴۰	۰,۸۴۵۷۴۸	۸,۶۱E-۰۱	۰,۹۲۰۵۰۷	۰,۹۶۶۰۹۳	۹,۳۵E-۰۱	۱,۰۲E+۰۰	۸,۴۴E-۰۱
۵۰	۰,۹۱۱۸۷۱	۹,۱۹E-۰۱	۰,۹۱۹۹۹۹	۰,۹۵۵۱۷	۹,۱۰E-۰۱	۸,۹۳E-۰۱	۸,۵۰E-۰۱
۶۰	۰,۹۳۹۴۰۶	۹,۱۵E-۰۱	۰,۹۲۳۳۵۱	۰,۹۵۰۹۵	۸,۹۸E-۰۱	۹,۱۲E-۰۱	۹,۰۲E-۰۱
۷۰	۰,۹۵۵۲۸۳	۹,۶۷E-۰۱	۱,۰۰۴۶۳	۰,۹۹۰۶۳۹	۹,۸۹E-۰۱	۸,۹۰E-۰۱	۸,۷۹E-۰۱
۸۰	۰,۹۴۵۰۷۷	۹,۷۲E-۰۱	۱,۰۷۱۰۸۵	۱,۰۵۱۵۴۹	۱,۰۱E+۰۰	۸,۸۹E-۰۱	۹,۰۶E-۰۱
۹۰	۱,۰۰E+۰۰	۱,۰۰E+۰۰	۱,۰۰E+۰۰	۱,۰۰E+۰۰	۱,۰۰E+۰۰	۱,۰۰E+۰۰	۱,۰۰E+۰۰

در شکل ۳-۴ و ۳-۵ تابع ناهمسانگردی $F(r, \theta)$ محاسبه شده را با چند مرجع دیگر، که با داده‌های حاصل از ریوارد و همکارانش (۲۰۰۹) [۴۵]، میگوونی و همکارانش (۲۰۰۲) [۲۰] و نت و همکارانش (۱۹۹۵) [۵] در نمودارهای بدست آمده در فاصله‌های مختلف از چشمه مقایسه کرده‌ایم، که تطابق خوبی نشان داد. تابع ناهمسانگردی $F(r, \theta)$ دو بعدی توصیف کننده تغییرات دز به صورت تابعی از زاویه قطبی نسبت به صفحه عرضی است. تابع هندسی $F(r, \theta)$ روی صفحه عرضی برابر یک است و بیرون صفحه عرضی با کاهش فاصله r ، با میل کردن θ به صفر یا ۱۸۰ درجه، با افزایش ضخامت کپسول و با کاهش انرژی فوتون، کاهش می‌یابد. به هر حال $F(r, \theta)$ در $\theta = \pm \arcsin(L/2r)$ برای چشمه‌های استوانه‌ای ساطع کننده فوتون با انرژی کم به علت غربال فوتون‌ها توسط عامل فعال روکش شده با کپسول در زوایای نزدیک صفحه عرضی ممکن است از یک بیشتر شود [۶].

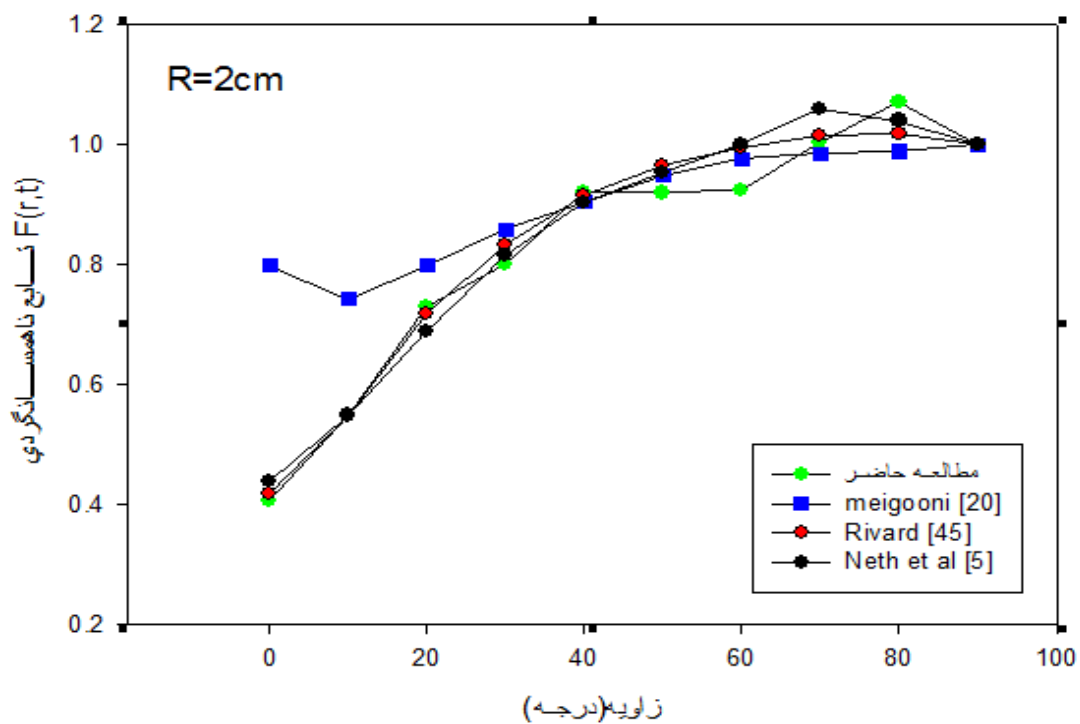
¹Rivard et al(2009)

²Meigooni et al(2002)

³Neth et al(1995)



شکل ۳-۴ نمودار مقایسه تابع ناهمسانگردی $F(r, \theta)$ بدست آمده با چند مرجع دیگر در فاصله ۱ سانتی متری



شکل ۳-۵ نمودار مقایسه تابع ناهمسانگردی $F(r, \theta)$ بدست آمده با چند مرجع دیگر در فاصله ۲ سانتی متری

تابع ناهمسانگردی $F(r, \theta)$ بیانگر اثر مواد اطراف چشمه از قبیل کپسول چشمه، در جذب و پراکندگی فوتون‌ها در نقاط مختلف اطراف چشمه را نشان می‌دهد. با توجه به نمودار می‌توان مشاهده کرد که با میل کردن به سمت زاویه صفر، بدلیل ضخامت بیشتر کپسول تیتانیومی در دو انتهای چشمه، جذب و پراکندگی فوتون‌ها بیشتر خواهد بود و مقدار دز جذبی در زوایای نزدیک به صفر کاهش خواهد یافت که در نتیجه باعث کاهش مقدار تابع ناهمسانگردی می‌گردد. اختلاف‌هایی که در نمودارها مشاهده می‌شود به علت‌های متفاوتی از جمله نوع فانتوم، ساختار و شکل چشمه، شرایط آزمایش و خطای محاسباتی می‌تواند باشد.

۳-۵- شبیه سازی در تومور مغزی:

با قرار دادن چشمه ید ۱۲۵ در مرکز تومور در نظر گرفته شده درون فانتوم سر انسان اشنایدر^۱ پارامترهای دزیمتری ثابت آهنگ دز جذبی، تابع دز شعاعی و تابع ناهمسانگردی را محاسبه می‌کنیم تا از تغییرات دز اطراف چشمه درون تومور آگاه شویم.

۳-۵-۱- استفاده از فانتوم Snyder:

در این مطالعه فانتوم Snyder برای شبیه‌سازی سر انسان بکار برده شد. این فانتوم شامل سه بیضی و یک کره می‌باشد که این کره به عنوان تومور در نظر گرفته شد که با بیضی‌ها هم مرکز است. معادلاتی که برای کارت سطوح بیضی‌ها استفاده می‌شود در زیر ارائه شده‌اند [۳۳، ۳۵].

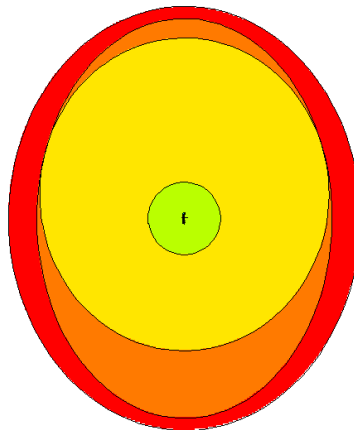
¹ Snyder

$$\text{مغز} : \left(\frac{x}{6}\right)^2 + \left(\frac{y}{9}\right)^2 + \left(\frac{z-1}{6.5}\right)^2 = 1$$

$$\text{جمجه} : \left(\frac{x}{6.8}\right)^2 + \left(\frac{y}{9.8}\right)^2 + \left(\frac{z}{8.3}\right)^2 = 1$$

$$\text{پوست} : \left(\frac{x}{7.3}\right)^2 + \left(\frac{y}{10.3}\right)^2 + \left(\frac{z}{8.8}\right)^2 = 1$$

تومور در مرکز سر با کره‌ای به شعاع ۱,۵۵Cm متشکل از بافت ۴ ترکیبی ICRU، اکسیژن (۰,۷۶,۲)، کرین (۰,۱۱,۱)، هیدروژن (۰,۱۰,۱) و نیتروژن (۰,۲,۶) تعریف شد [۲۹]. هندسه شبیه‌سازی، در تعریف تومور و بافت‌های اطراف آن و چشمه رادیواکتیو در داخل تومور، همانند شکل ۳-۶ در نظر گرفته می‌شود.



شکل ۳-۶ هندسه شبیه‌سازی شده فانتوم اشنایدر سر انسان

ترکیبات لازم برای شبیه‌سازی سر انسان و درصد عناصر وزنی آن‌ها برای بافت مغز (ICRP) با چگالی 1.03 g/cm^3 ، بافت نرم (ICRP) با چگالی 1 g/cm^3 و جمجه (ICRU) با چگالی 1.03 g/cm^3 در جدول ۳-۹ ارائه شده است [۳۵،۴۶].

جدول ۳-۹ درصد وزنی عناصر بافت‌های مغز، بافت نرم و جمجمه

عناصر	ZA فوتون	درصدوزنی عناصر بافت مغز	درصد وزنی عناصر بافت نرم	درصد وزنی عناصر بافت جمجمه
H	۱۰۰۰	۰,۱۱۰۶۶۷	۰,۱۰۴۴۷۲	۰,۰۵۰
C	۶۰۰۰	۰,۱۲۵۴۲۰	۰,۲۳۲۱۹۰	۰,۲۱۲
N	۷۰۰۰	۰,۰۱۳۲۸۰	۰,۰۲۴۸۸۰	۰,۰۴۰
O	۸۰۰۰	۰,۷۳۷۷۲۳	۰,۶۳۰۲۳۸	۰,۴۳۵
Na	۱۱۰۰۰	۰,۰۰۱۸۴۰	۰,۰۰۱۱۳۰	۰,۰۰۱
Mg	۱۲۰۰۰	۰,۰۰۰۱۵۰	۰,۰۰۰۱۳۰	۰,۰۰۲
P	۱۵۰۰۰	۰,۰۰۳۵۴۰	۰,۰۰۱۳۳۰	۰,۰۸۱
S	۱۶۰۰۰	۰,۰۰۱۷۷۰	۰,۰۰۱۹۹۰	۰,۰۰۳
Cl	۱۷۰۰۰	۰,۰۰۲۳۶۰	۰,۰۰۱۳۴۰	۰,۰۵۰
K	۱۹۰۰۰	۰,۰۰۳۱۰۰	۰,۰۰۱۹۹۰	—
Ca	۲۰۰۰۰	۰,۰۰۰۰۹۰	۰,۰۰۰۲۳۰	۰,۱۷۶
Fe	۲۶۰۰۰	۰,۰۰۰۰۵۰	۰,۰۰۰۰۵۰	—
Zn	۳۰۰۰۰	۰,۰۰۰۰۱۰	۰,۰۰۰۰۳۰	—

۳-۶- محاسبه‌ی پارامترهای دزیمتری در تومور:

برای بدست آوردن پارامترهای دزیمتری چشمه ^{125}I درون تومور مغزی، شبیه‌سازی‌های لازم را درون فانتوم سر انسان محاسبه می‌کنیم. با توجه به این که تابع هندسی اثر شکل هندسی چشمه را در غیاب ماده بررسی می‌کند، بدون تغییر باقی خواهد ماند. شدت گرمای هوا نیز مستقل از نوع ماده بوده و برای چشمه ^{125}I ثابت خواهد بود. در نتیجه پارامترهای ثابت آهنگ دز، تابع دز شعاعی و تابع ناهمسانگردی دز را با شبیه‌سازی تومور درون فانتوم سر و محاسبه دز جذبی بدست خواهیم آورد.

۳-۶-۱- ثابت آهنگ دز در تومور:

همان طور که گفته شد ثابت آهنگ دز از تقسیم آهنگ دز جذبی $\dot{D}(r_0, \theta_0)$ بدست آمده در نقطه مرجع در یک سانتی متری از چشمه به قدرت آهنگ گرمای هوا چشمه بدست می آید. دز جذبی محاسبه شده بوسیله کد MCNP درون فانتوم سر در نقاط مختلف در جدول ۳-۱۰ ارائه شده است که با توجه به مقدار بدست آمده در نقطه مرجع ثابت آهنگ دز جذبی بصورت زیر محاسبه می شود.

جدول ۳-۱۰ دز جذبی $(\text{p.s}^{-1})/(\text{rem.h}^{-1})$ بدست آمده در نقاط مختلف فانتوم سر

degree	۰,۵Cm	۱Cm	۲Cm	۳Cm	۴Cm	۵Cm	۶Cm
۰	۱,۵۴E-۰۸	۴,۳۲E-۰۹	۸,۰۴E-۱۰	۲,۹۶E-۱۰	۱,۳۳E-۱۰	۷,۱۲E-۱۱	۲,۸۸E-۱۱
۱۰	۲,۵۵E-۰۸	۶,۲۱E-۰۹	۱,۰۰E-۰۹	۳,۴۴E-۱۰	۱,۷۲E-۱۰	۷,۴۲E-۱۱	۳,۸۲E-۱۱
۲۰	۳,۶۷E-۰۸	۷,۳۶E-۰۹	۱,۲۲E-۰۹	۴,۲۵E-۱۰	۱,۹۱E-۱۰	۷,۶۷E-۱۱	۴,۹۹E-۱۱
۳۰	۴,۳۵E-۰۸	۸,۳۱E-۰۹	۱,۳۵E-۰۹	۴,۶۷E-۱۰	۲,۰۱E-۱۰	۱,۰۲E-۱۰	۴,۲۰E-۱۱
۴۰	۴,۶۸E-۰۸	۹,۴۳E-۰۹	۱,۴۴E-۰۹	۴,۸۱E-۱۰	۲,۲۵E-۱۰	۲,۲۵E-۱۰	۵,۲۱E-۱۱
۵۰	۴,۹۰E-۰۸	۹,۵۱E-۰۹	۱,۴۶E-۰۹	۴,۸۸E-۱۰	۲,۰۹E-۱۰	۱,۰۱E-۱۰	۵,۰۶E-۱۱
۶۰	۴,۹۰E-۰۸	۹,۷۵E-۰۹	۱,۵۵E-۰۹	۴,۹۲E-۱۰	۲,۳۳E-۱۰	۱,۰۳E-۱۰	۴,۱۸E-۱۱
۷۰	۴,۹۸E-۰۸	۱,۰۱E-۰۸	۱,۵۴E-۰۹	۵,۳۳E-۱۰	۲,۱۶E-۱۰	۹,۲۳E-۱۱	۴,۸۶E-۱۱
۸۰	۵,۰۵E-۰۸	۱,۰۱E-۰۸	۱,۶۱E-۰۹	۵,۴۵E-۱۰	۲,۲۱E-۱۰	۱,۰۳E-۱۰	۳,۸۷E-۱۱
۹۰	۵,۰۶E-۰۸	۱,۰۱E-۰۸	۱,۵۷E-۰۹	۵,۳۶E-۱۰	۲,۱۸E-۱۰	۹,۳۰E-۱۱	۴,۳۵E-۱۱

مقدار دز جذبی $\dot{D}(r_0, \theta_0)$ که با خطای محاسباتی ۰,۶٪ محاسبه شده را بر حسب (cGy/h) بدست آورده و با محاسبات لازم انجام شده ثابت آهنگ دز در تومور را $0.657 \text{ cGy.h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$ بدست آوردیم.

$$\dot{D}(1,90) = 1.01795 \times 10^{-8} (\text{rem.h}^{-1} / \text{photon.s}^{-1})$$

$$\dot{D}(1,90) = 0.37664 \text{ cGy.h}^{-1} \cdot \text{mCi}^{-1}$$

$$S_k = 0.5732 \text{ cGy.cm}^2 \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{mCi}^{-1}$$

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, t_0)}{S_k}$$

$$\Lambda = \frac{0.37664 \text{ cGy.h}^{-1}}{0.5732 \text{ U}} = 0.657 \text{ cGy.h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$$

در شبیه‌سازی با کد MCNP به منظور کاهش خطا و رسیدن به خطای قابل قبول کمتر از ۱۰٪ زمان اجرای برنامه را برای تابع دز شعاعی ۸۰۰ دقیقه و برای تابع ناهمسانگردی ۶۰۰ دقیقه در نظر گرفته شد.

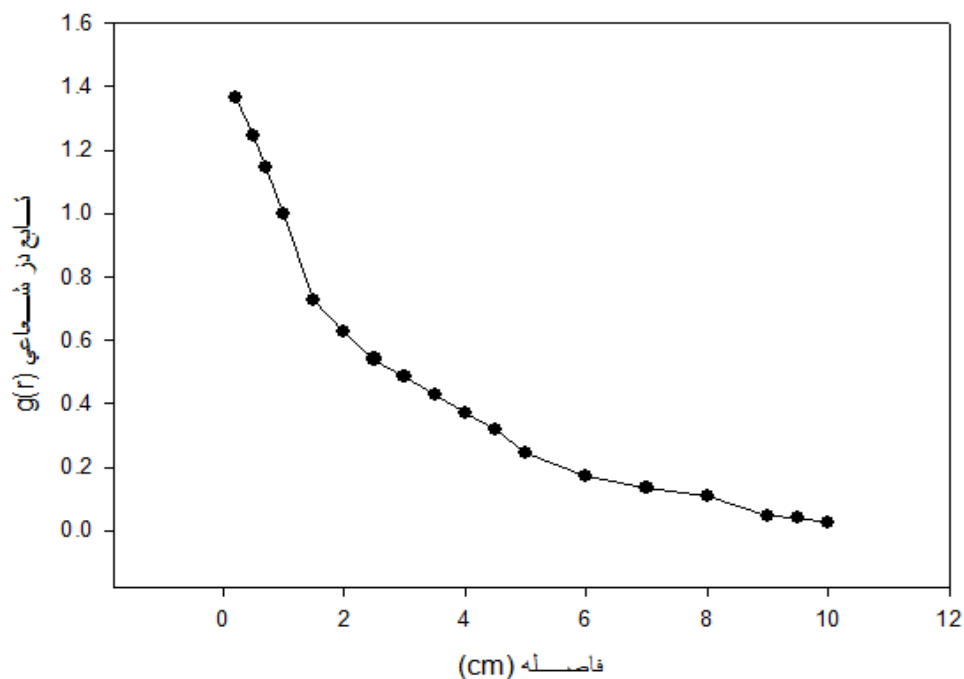
۳-۶-۲- تابع دز شعاعی در مغز:

با کمک تابع هندسی $G(r, \theta)$ که قبلا محاسبه شده بود و مقادیر دز جذبی که با شبیه‌سازی در فانتوم سر با $ctme$ برابر با ۸۰۰ دقیقه محاسبه شد، مقدار تابع دز شعاعی $g(r)$ در فانتوم در فواصل ۰,۲ تا ۱۰ سانتی‌متری از چشمه، درون تومور و مغز طبق فرمول معادله (۲-۱۰) برای تابع دز شعاعی، با خطاهای کمتر از ۱۰٪ بصورت جدول ۳-۱۱ بدست آمد.

جدول ۳-۱۱ تابع دز شعاعی محاسبه شده برای تومور و مغز

فاصله (Cm)	تابع دز شعاعی $g(r)$ در مغز
۰,۲	۱,۳۷E+۰۰
۰,۵	۱,۲۴E+۰۰
۰,۷	۱,۱۵E+۰۰
۱	۱,۰۰E+۰۰
۱,۵	۷,۲۷E-۰۱
۲	۶,۲۹E-۰۱
۲,۵	۵,۴۰E-۰۱
۳	۴,۸۶E-۰۱
۳,۵	۴,۲۶E-۰۱
۴	۳,۶۹E-۰۱
۴,۵	۳,۱۶E-۰۱
۵	۲,۴۷E-۰۱
۶	۱,۷۴E-۰۱
۷	۱,۳۴E-۰۱
۸	۱,۰۸E-۰۱
۹	۴,۵۲E-۰۲
۹,۵	۴,۰۸E-۰۲
۱۰	۲,۵۱E-۰۲

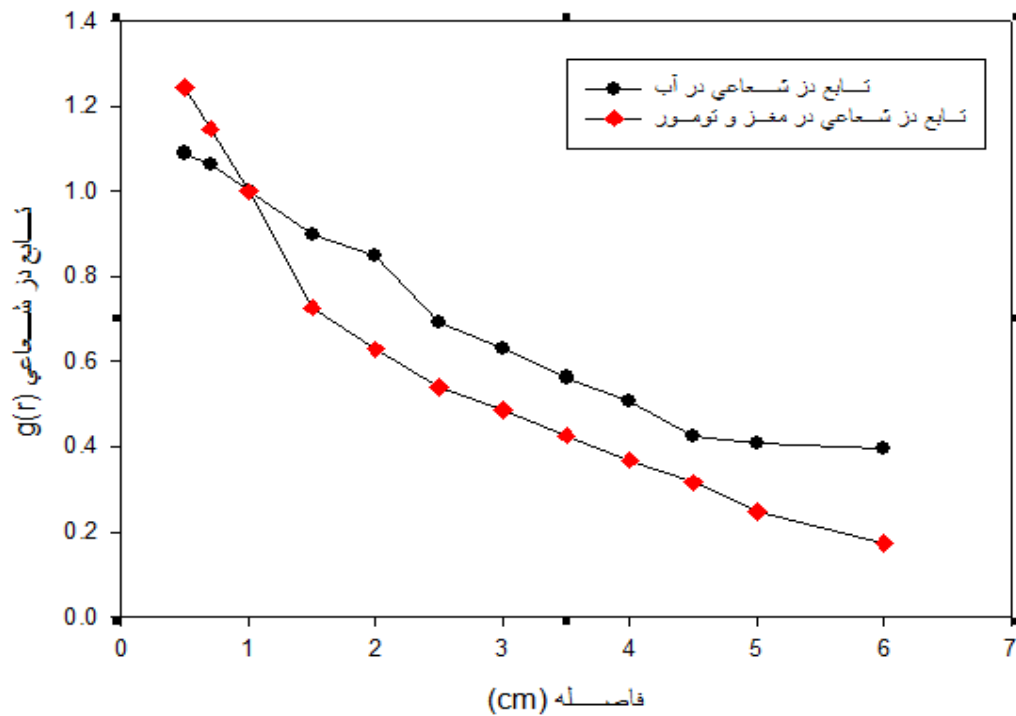
نمودار تابع دز شعاعی $g(r)$ درون فانتوم Snyder شبیه‌سازی شده در شکل ۳-۷ نشان داده شده است که بیانگر افت دز در اطراف چشمه بدلیل جذب و پراکندگی زیاد در تومور می‌باشد.



شکل ۳-۷ نمودار تابع دز شعاعی $g(r)$ در مغز

در مقایسه با تابع دز شعاعی بدست آمده در آب برای چشمه ۱۲۵ید مدل ۶۷۱۱، تابع دز شعاعی $g(r)$ در تومور شدت افت بیشتری را نشان می‌دهد. بدلیل چگال‌تر بودن تومور نسبت به بافت سالم مغز و آب که معادل با بافت نرم است، پراکندگی و جذب بیشتر پرتوهای گسیل شده از چشمه درون تومور رخ می‌دهد که باعث کاهش شدت پرتوهای می‌شود که به قسمت سالم مغز می‌رسند. در نتیجه دز جذبی در فاصله کم از چشمه و درون تومور نسبت به بافت نرمال افزایش یافته و در فواصل دورتر از چشمه و درون بافت سالم مغز کاهش خواهد یافت. از آنجایی که تغییرات دز جذبی در تابع دز شعاعی بی اثر نخواهد بود، تغییرات دز جذبی را با مقایسه تابع دز شعاعی در آب و تابع دز شعاعی $g(r)$ در فانتوم سر انسان شبیه‌سازی شده در فاصله ۰.۵ تا ۶ سانتی‌متری از چشمه در نمودار

شکل ۳-۸ نشان دادیم.



شکل ۳-۸ مقایسه تابع دز شعاعی $g(r)$ در آب و مغز

۳-۶-۳- تابع ناهمسانگردی در تومور:

با توجه به پروتکل پیشنهادی TG-43 برای محاسبه دز در سیستم‌های طراحی درمان براکی-ترابی با استفاده از معادله (۱) دانستن توابع ناهمسانگردی $F(r, \theta)$ دز چشمه مورد نظر در هر زاویه نسبت به محور عمود بر محور مرکزی چشمه و در فواصل شعاعی مختلف از مرکز چشمه امری ضروریست. تابع ناهمسانگردی $F(r, \theta)$ در زوایای صفر تا ۹۰ درجه در هر ده درجه و در فواصل مختلف ۰,۵ تا ۶ سانتی‌متری از چشمه در تومور درون فانتوم Snyder بررسی شد که مقدار عددی آن که بر طبق معادله (۶) با خطاهای کمتر از ۱۰٪ بدست آمد در جدول ۳-۱۲ ارائه شده است.

جدول ۳-۱۲ تابع ناهمسانگردی $F(r, \theta)$ محاسبه شده در زوایا و فواصل مختلف در تومور و مغز

D	۰,۵Cm	۱Cm	۱,۵Cm	۲Cm	۳Cm	۴Cm	۵Cm	۶Cm
۰	۲,۶۸E-۰۱	۴,۲۱E-۰۱	۴,۳۰E-۰۱	۵,۲۵E-۰۱	۵,۴۴E-۰۱	۵,۹۲E-۰۱	۷,۳۶E-۰۱	۶,۵۶E-۰۱
۱۰	۴,۴۴E-۰۱	۵,۸۹E-۰۱	۶,۰۱E-۰۱	۶,۱۳E-۰۱	۶,۰۱E-۰۱	۸,۲۵E-۰۱	۸,۲۰E-۰۱	۹,۰۹E-۰۱
۲۰	۶,۵۱E-۰۱	۶,۹۷E-۰۱	۶,۸۶E-۰۱	۷,۵۹E-۰۱	۷,۷۰E-۰۱	۹,۰۹E-۰۱	۸,۲۹E-۰۱	۱,۲۰E+۰۰
۳۰	۷,۸۶E-۰۱	۷,۸۵E-۰۱	۸,۶۸E-۰۱	۸,۶۱E-۰۱	۸,۹۶E-۰۱	۹,۵۹E-۰۱	۱,۰۹E+۰۰	۹,۹۲E-۰۱
۴۰	۸,۴۶E-۰۱	۸,۹۶E-۰۱	۸,۸۹E-۰۱	۹,۳۲E-۰۱	۹,۵۶E-۰۱	۱,۰۳E+۰۰	۱,۳۲E+۰۰	۱,۲۱E+۰۰
۵۰	۹,۱۲E-۰۱	۹,۲۱E-۰۱	۸,۴۳E-۰۱	۹,۱۱E-۰۱	۸,۹۶E-۰۱	۱,۰۲E+۰۰	۱,۱۰E+۰۰	۱,۲۲E+۰۰
۶۰	۹,۳۰E-۰۱	۹,۲۸E-۰۱	۸,۷۱E-۰۱	۹,۳۱E-۰۱	۸,۶۵E-۰۱	۱,۰۹E+۰۰	۱,۰۷E+۰۰	۹,۷۵E-۰۱
۷۰	۹,۵۳E-۰۱	۹,۶۸E-۰۱	۹,۲۲E-۰۱	۹,۶۵E-۰۱	۹,۳۵E-۰۱	۱,۰۲E+۰۰	۹,۸۰E-۰۱	۱,۱۳E+۰۰
۸۰	۹,۳۶E-۰۱	۹,۶۳E-۰۱	۱,۰۲E+۰۰	۱,۰۴E+۰۰	۱,۰۱E+۰۰	۱,۰۵E+۰۰	۱,۱۱E+۰۰	۸,۹۲E-۰۱
۹۰	۱,۰۰E+۰۰	۱,۰۰E+۰۰	۱,۰۰E+۰۰	۱,۰۰E+۰۰	۱,۰۰E+۰۰	۱,۰۰E+۰۰	۱,۰۰E+۰۰	۱,۰۰E+۰۰

۳-۷- بحث و نتیجه گیری:

با توجه به این که تولید چشمه های کم انرژی برای تراپی برای درمان بیماران در کشور مورد استفاده قرار گرفته است، با محاسبات دزیمتری انجام یافته، دزیمتری این گونه چشمه ها به منظور طراحی و کاربرد ضروری می باشد. یکی از موارد اصلی که در استفاده کلینیکی چشمه های برای تراپی باید مورد بررسی واقع گردد، بحث پارامترهای دزیمتری چشمه می باشد.

در کار ارائه شده این پارامترها برای چشمه مورد نظر ^{125}I مدل ۶۷۱۱ با کمک شبیه سازی MCNP مورد بررسی قرار گرفت که تطابق خوبی با مدل های ارائه شده مشابه دارد. دزیمتری دقیق تابش برای دستیابی به کنترل موضعی تومور برای اجتناب از ریسک های غیرقابل پذیرش ضروری است. لذا از این منظر این چشمه را برای کاشت درون بافتی درون تومور مغزی بکار برده و پارامترهای ثابت آهنگ دز، تابع دز شعاعی و تابع ناهمسانگردی را محاسبه کردیم.

افت سریع اشعه حاصل از چشمه پرتوزای ^{125}I در تومور، نسبت دز دریافتی تومور به بافت سالم را افزایش داده و بنابراین باعث تضعیف پرتو در بافت سالم می‌شود و ضمناً با یک حفاظ کم ضخامت (مثلاً از جنس سرب) می‌توان حفاظت پرتویی را انجام داد. نیمه عمر ۵۹/۴ روزه ^{125}I زمان کافی جهت رسیدن چشمه پرتوزا به مرکزدرمانی و استفاده از آن را فراهم می‌کند، به گونه‌ای که نگرانی از کم شدن آهنگ دز در مدت زمان درمان با چشمه پرتوزا وجود نداشته باشد.

در این مطالعه قدرت گرمای هوای چشمه ^{125}I مدل ۶۷۱۱ $\text{مدل}^{-1} \text{cm}^2 \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$ در واحد اکتیویته و ثابت آهنگ دز در آب $0,8119 \text{ cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$ و درون تومور $0,657 \text{ cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$ محاسبه شد. ^{125}I بین سایر عناصر این مزیت را دارد که متخصص فیزیک پرتودرمانی، انکولوژیست، جراح اعصاب، پرستاران و فامیل بیمار در معرض کم‌ترین میزان اشعه قرار می‌گیرند [۲].

استفاده از چشمه ید جهت درمان تومور مغزی LGG، یکی از روش‌های درمانی شناخته شده جهت افزایش طول عمر و بهبودی علائم بیماران می‌باشد و با توجه به پارامترهای دزیمتری ارائه شده و نتایج بدست آمده در مرکز پزشکی شهدا تجریش [۲]، انجام آن توصیه می‌شود.

منابع :

1. Maximilian I. Ruge, Stefan Grau, Harald Treuer and Volker Sturm (2012). Stereotactic Brachytherapy for Brain Tumors, Brachytherapy, Dr. Kazushi Kishi (Ed.), ISBN: 978-953-51-0602-9, InTech, Available from: U1http://www.intechopen.com/books/brachytherapy/stereotactic-brachytherapy-for-brain-tumors.
۲. شهزادی س، عظیمی پ، زالی ع و پارسا خ، (۱۳۹۰) "بررسی نتایج درمانی استفاده از چشمه‌های موقت ۱۲۵ید در تومورهای Low grade glioma در بیمارستان شهدا تجریش طی سال‌های ۱۳۸۲ الی ۱۳۸۹"، **مجله پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی**، شماره ۳، دوره ۱۶، ص ۱۰۵-۱۱۱.
۳. رئیس‌علی غ، مخلص‌گرامی ف، خدادادی ر. و پیروزفر ب. (۱۳۸۴) "تعیین ویژگی‌های دزیمتری چشمه‌های براکی‌تراپی کم انرژی بر اساس دستور کار TG-43 با روش‌های مختلف دز در کد MCNP"، **مجله علوم و فنون هسته‌ای**، شماره ۳۵، ص ۲۹-۳۶.
4. Jerome A. Meli, C. S. Dicker and R. J. Schulz. COMPUTER APPLICATIONS TO RADIOACTIVE-SEED: BRAIN-TUMOR IMPLANTS. **Computerized Medical Imaging and Gwphics**. Vol. 13, No. 3, pp. 269-274, 1989.
5. Nath R., Anderson L, Liuxton G., Weaver K. A., Williamson J. F., Meigooni A. S. Report of AAPM radiationtherapy committee task group 43 "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources". Reprinted from **medical physics** , 22(2): 209-234, 1995.
6. Rivard M. J., Coursey B. M., DeWerd L. A., Hanson W. F., Huq M. S., Ibbott G. S., Mitch M. G., Nath R. and Williamson J. F. (2004) "Update of AAPM Task Group No.43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations". **Med. Phys.** 31(3),pp 633-674.
۷. مسلمی و، اسماعیلی ترشابی ا، مصلح شیرازی م، فقیهی ر، مصلاهی ا، مهدی زاده س و حداد ک، (۱۳۹۰) "طراحی درمان براکی‌تراپی با استفاده از تصاویر CT و شبیه‌سازی مونت کارلو با کمک یک نرم افزار واسطه"، **مجله فیزیک پزشکی ایران**، شماره ۱، دوره ۸، ص ۴۱-۵۳.
۸. لهرابیان و، شیبانی ش، آقامیری م، قضاتی ب، پوریگی ح و هواسیان م، (۱۳۹۲) "تعیین پارامترهای دزیمتری چشمه‌های براکی‌تراپی جدید (125I(125IrSeed) با استفاده از فیلم

رادیوکرومیک EBT و دزیمتری ترمولومینسانس (TLD)، "مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی ایلام"، شماره ۱، دوره ۲۱، ص ۷۸-۸۸.

۹. محزونی پ. و محمدی زاده ف. (۱۳۸۳) ویژگی‌ها و درجه‌های مختلف تومورهای اولیه مغزی در بیماران بستری شده در بیمارستان الزهراء اصفهان بر اساس طبقه‌بندی WHO (۱۳۷۵-۱۳۷۹)، "فصلنامه دانشگاه علوم پزشکی لرستان"، شماره ۲۰، دوره ۶، ص ۵۹-۶۴.

10. Souto, M. P., Marqués, C. H., Atienza, A. L., Ruano, D., Cormenzana, M. and Madero, L. (2015) " Low-grade gliomas: Review of 10 years" **nales de Pediatría (English Edition)**, 82,2,pp 68-74.
11. Bushberg, J. T., Seibert, J.A., Leidholdt, E.M.JR. and Boone, J. M. (2011) "**The essential physics of medical imaging**" Second Edition, Lippincott Williams & Wilkins. pp 38-43,589-590.
12. Omay, S. B., Piepmeier, J. M. and Knisely, J. P. (2012). "Low-Grade Gliomas: When and How to Treat" **Hematology/oncology clinics of North America**, 26,4, pp 797-809.
13. Shahzadi, S., Azimi, P. and Parsa, K. (2013) "Long-Term Results of stereotactic Brachytherapy (Temporary 125Iodine Seeds) for the Treatment of Low-Grade Astrocytoma (Grade II)" **Iranian Red Crescent Medical Journal**, 15,1,pp 49.
14. Pokhrel, D. (2010)" **Brachytherapy seed and applicator localization via iterative forward projection matching algorithm using digital X-ray projections (Doctoral dissertation)**" Virginia Commonwealth University, VCU Theses and Dissertations, Paper 2283.
15. Jung, T. Y., Jung, S., Moon, J. H., Kim, I. Y., Moon, K. S. and Jang, W. Y. (2011) "Early prognostic factors related to progression and malignant transformation of low-grade gliomas" **Clinical neurology and neurosurgery**, 113,9,pp 752-757.
16. Mourtada, F., Mikell, J. and Ibbott, G. (2012)"Monte Carlo calculations of AAPM Task Group Report No. 43 dosimetry parameters for the 125 I I-Seed AgX100 source model" **Brachytherapy**, 11,3,pp 237-244.
17. Ruge, M. I., Kickingereider, P., Grau, S., Treuer, H., Sturm, V. and Voges, J. (2012) "Stereotactic iodine-125 brachytherapy for brain tumors: temporary versus permanent implantation" **Radiation Oncology**, 7,1,pp 1-3.

18. Jacques Mazon J., "Brain tumors" 29, pp 585-590.
19. Piotrkowicz, N., Zieliński, J., Jońska, J. and Dębicki, P. (2005) "500 kHz hyperthermia assisted HDR brachytherapy in the treatment of recurrent cervical and endometrial cancer in previously irradiated fields" **Reports of Practical Oncology & Radiotherapy**, 10, 3, pp 131-134.
20. Meigooni A. S., Yoe-Sein M. M., Al-Otoom A. Y., Sowards K. T. "Determination of the dosimetric characteristics of the intersource 125I brachytherapy source". *Appl. Rad. And Isotopes.*, 56:589-599, 2002.
21. Lo, S. S., Hall, W. A., Cho, K. H., Orner, J., Lee, C. K. and Dusenbery, K. E. (2003) " Radiation dose response for supratentorial low-grade glioma— institutional experience and literature review" **Journal of the neurological sciences**, 214,1, pp 43-48.
22. Patel N. S., Chiu-Tsao S., Williamson J. F., Fan P., Duckworth T., Shasha D. and Harrison L. B., "Thermoluminescent dosimetry of the Symmetra 125I model I25.S06 interstitial brachytherapy seed". *Med. Phys.* 28(8):1761-1769, August 2001.
23. Zare, M. A., Ahmadi, K., Zadegan, S. A., Farsi, D. and Rahimi-Movaghar, V. (2012)"Effects of brain contusion on mild traumatic brain-injured patients" **International journal of neuroscience**, 123,1, 65-69.
24. Mattsson S. and Soderberg M. (2013) "Dose Quantities and Units for Radiation Protection", **Radiation Protection in Nuclear Medicine**, Medical Radiation Physics, Department of Clinical Malmo, Lund University, Skane University Hospital, 205 02Mamo, Sweden. DOI 10.1007/978-3-642-31167-3_2.
۲۵. حریری تبریزی س، کمالی اصل ع و آزما ز، (۱۳۹۰) "طراحی و پیاده‌سازی نرم افزار مکمل برنامه طراحی درمان دستگاه براکی تراپی آهنگ دز بالای GZP6"، **مجله فیزیک پزشکی ایران**، شماره ۱، دوره ۸، ص ۹-۱۸.
26. Luis W. Alvarez, L.W, Trower, W.P. (1987). "Chapter 3: K-Electron Capture by Nuclei (with the commentary of Emilio Segré)" In *Discovering Alvarez: selected works of Luis W. Alvarez, with commentary by his students and colleagues*, University of Chicago Press, pp. 11–12.
27. Kirk, B. L. (2010) "Overview of Monte Carlo radiation transport codes" **Radiation Measurements**, 45,10, pp 1318-1322.

28. Duggan, D. M. (2004) "Improved radial dose function estimation using current version MCNP Monte-Carlo simulation: Model 6711 and ISC3500 125 I brachytherapy sources" **Applied radiation and isotopes**, 61,6,pp 1443-1450.

۲۹. خسروآبادی م، گلمکانی ا، بخش آبادی م، گنجی ر، یونسی هروی م، کاردانی ح، رضایی مقدم ه و مهرپویان م، (۱۳۹۳) "ارزیابی فاکتور افزایش دز در براکی تراپی با چشمه های 170Tm و 125I در حضور مواد فعال ساز فوتونی از طریق شبیه سازی مونت کارلو"، **مجله دانشگاه علوم پزشکی سبزوار**، شماره ۶، دوره ۲۱، ص ۱۰۰۸-۱۰۱۸.

۳۰. ندایی ح، قرائتی ح و الهوردی م، (۱۳۸۹) "فیزیک رادیوتراپی" چاپ اول، موسسه فرهنگی انتشاراتی حیان.

۳۱. ذبیح زاده م، رضایی ه، فقهی م، حسینی م و گلی احمدآباد ف، (۱۳۹۳) "تعیین پارامترهای دزیمتری چشمه براکی تراپی I-125 (مدل ۶۷۱۱)"، **مجله علمی پزشکی جندی شاپور**، شماره ۲، دوره ۱۳، ص ۲۱۳-۲۲۴.

32. Briesmeister, J. F. (2000) "MCNPTM-A general Monte Carlo N-particle transport code" Version 4C, LA-13709-M, **Los Alamos National Laboratory**.

۳۳. کاسه سازی، و حسن زاده م. (۱۳۹۱) "آموزش کد MCNP" انتشارات گذار، چاپ اول. ص ۱-۱۴.

34. Waters, L. S., Hendricks, J. and McKinney, G. (2002) "**Monte Carlo N-particle transport code system for multiparticle and high energy applications**", Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory, New Mexico.

35. Reed, A.L (2007) "**Medical Physics Calculations With MCNP: A Primer**" Summer American Nuclear Society Meeting Boston, MA.

36. Podgorsak, E. B. (2005) "**Radiation oncology physics. a handbook for teachers and students/EB**" Podgorsak.-Vienna: International Atomic Energy Agency, Chapter 13, pp 657.

37. Abella, V., Miró, R., Juste, B. and Verdú, G. (2010) "3D dose distribution calculation in a voxelized human phantom by means of Monte Carlo method" **Applied Radiation and Isotopes**, 68,4,pp 709-713.
38. Mostaar, A., Allahverdi, M. and Shahriari, M. (2003) "Application of MCNP4C Monte Carlo code in radiation dosimetry in heterogeneous phantom" **Iranian Journal of Radiation Research**, 1,3,pp 143-149.
39. Chiu-Tsao, S. T., Astrahan, M. A., Finger, P. T., Followill, D. S., Meigooni, A. S., Melhus, C. S. and Rogers, D. W. O. (2012) "Dosimetry of 125I and 103Pd COMS eye plaques for intraocular tumors: Report of Task Group 129 by the AAPM and ABS" **Medical physics**, 39,10,pp 6161-6184.
40. Moutsatsos, A., Pantelis, E., Papagiannis, P. and Baltas, D. (2014)"Experimental determination of the Task Group-43 dosimetric parameters of the new I25. S17plus 125 I brachytherapy source" **Brachytherapy**, 13,6,pp 618-626.
41. Hasegawa, T., Hanada, T., Yorozu, A., Ito, H., Masuda, S., Kawahara, M, and Hayakawa, K. (2014)"Microfocus X-ray imaging of the internal geometry of brachytherapy seeds" **Applied Radiation and Isotopes**, 86,pp 13-20.
42. Oliveira, C., Salgado, J., Botelho, M. L. and Ferreira, L. M. (2000) "Dose determination by Monte Carlo useful tool in gamma radiation process" **Radiation Physics and Chemistry**, 57,3,pp 667-670.
43. Keshtgar, M. R., Waddington, W. A., Lakhani, S. R. and Ell, P. J. (1999) "**Dosimetry and radiation protection**" In The Sentinel Node in Surgical Oncology, Chapter11, pp. 91-101.
44. Pelowitz, D. B. (2005) "MCNPXTM user's manual" **Los Alamos National Laboratory**, Los Alamos.
45. Rivard, M. J. (2009)"Monte Carlo radiation dose simulations and dosimetric comparison of the model 6711 and 9011 I125 brachytherapy sources" **Medical physics**, 36,2,pp 486-491.
46. McConn Jr R.J. Gesh C.J. Pagh R.T. Rucker R.A. and Williams R.G. (2011) "Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling", Pacific Northwest National Laboratory,PNNL-15870 Rev,1(4).
47. Nath, R., Anderson, L.L., Jones, D., Ling, C., loevinger, R., Williamson, J. and Hanson, W. (1987). Specification of brachytherapy source strength: A Report by Task Group 32 of the American Association of Physicists in Medicine. NY: American Institute of Physics.

Abstract:

Brachytherapy (internal radiation therapy) is a method of treating cancer by means of ionizing radiations in which radioactive sources are placed in or near the tumor to distribute dose effectively into the whole tumor by needles. This important treating method indicates one of the nuclear physics conciliatory applications.

^{125}I is an important radioisotope in nuclear medicine that cause to characteristic X and some times an auger effect by means of electron capture which produces low energy between 27 and 35 keV. This radioactive source with short half-life (59.4 days) is usable in patients with low growth rate tumors and utilized in stereotactic operations which are kinds of operations to accurate controlling the radioactive sources into the brain tumors. For using these sources they should be placed in capsules with millimeter scales (as seeds). While brain tumors brachytherapy operation is hard, with respect to close distance between source and tumor, little changes in source locations cause to high changes in dose distributions. So treatment planning has a special importance. Since dimensions and size of tumors in patients are different and accessing the final response with some measurement applications may take times, so we can't access the response in advance. For considering the affect of methods before radiating the patient, we need dosimetry calculating by use of simulation with computers. By determining parameters that explain the source dosimetry characters such as radial dose function and anisotropy function, etc, we can present an optimum effective treatment way for brain tumors.

In this study we want to consider ^{125}I source dosimetric parameters and determine radial dose function and anisotropy function in the brain tumor by using MCNPX (2.6.0) simulation code to be aware of dose distributions around the source.

Finally air kerma strength for ^{125}I source model 6711 has been evaluated $0.5732 \text{ cGy.cm}^2.\text{h}^{-1}$ and dose rate constant was estimated $0.8119 \text{ cGy.h}^{-1}.\text{U}^{-1}$ in the water and $0.657 \text{ cGy.h}^{-1}.\text{U}^{-1}$ in the tumor.

Keywords: Brachytherapy, Iodine125 seed, Brain tumor, Dosimetry



Shahrood University of Technology

Faculty of physics

Nuclear-physics group

**Calculating local dose of iodine125 in low grade glioma
brain tumor brachytherapy**

Anahita Gol

Supervisor

Dr Hossein Tavakoli Anbaran

Feb 2016