

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده فیزیک

فیزیک هسته‌ای

پایان نامه کارشناسی ارشد

عنوان:

محاسبه درصد خطای به وجود آمده در استفاده از فانتوم آب به جای بافت نرم برای توزیع دز چشمه‌ی براکی تراپی  $^{103}\text{Pd}$  به روش مونت کارلو.

دانشجو:

ام‌لیلا احمدی

استاد راهنما:

دکتر حسین توکلی عنبران

بهمن ۹۱



سپاس و ستایش مرخداي راجل و جلاله كه آثار قدرت او بر چهره روز روشن، تابان است و انوار حكمت او در دل شب تار، درخشان،

آفریدگاری كه خویش را به ما شناساند و درهای علم را بر ما گشود و عمری و فرصتی عطا فرمود تا بدان بنده ضعیف خویش را در طریق علم و معرفت

بیازماید.

تقدیم به:

به دو فرشته ای كه نیستند تا بردستانشان بوسه زنم و بگویم جایگاهی كه اکنون در آن ایستاده ام

فقط به خاطر زحماتی است كه برایم كشیده اند.

تقدیم به:

خواهرم كه وجودش شادی بخش و صفایش مایه آرامش من است.

و

به همسرم، پناه خستگیم، امید بودنم كه وجودش تمام زندگی ام است.

تشکر و قدردانی می‌کنم از اسوهی صبر و تحمل، استاد بزرگوارم جناب آقای دکتر حسین توکلی  
عبران بابت آنچه که به من ارزانی داشته تا در سایه‌ی لطف راهنمای‌هایشان بتوانم این مقطع  
تحصیلی را به پایان برسانم.

از همسرم بخاطر حمایت‌های روحی و کمک‌هایش در اجرای برنامه‌ها و همچنین از دوستان خوبم  
خانم‌ها شرفی و عابدینی نیا بخاطر راهنمایی‌ها و کمک‌های دلسوزانه‌شان متشکرم.



## چکیده

براکی‌تراپی، روشی در پرتو درمانی است که در آن از چشمه‌های رادیواکتیو ویژه‌ای در فاصله‌ی نزدیک، در تماس یا کاشت در تومور، برای درمان استفاده می‌شود به طوری که بافت آسیب دیده بیشترین دز را دریافت کرده در حالی که به بافت‌های سالم اطراف آن آسیب کمتری برسد.

چشمه‌های  $^{103}\text{Pd}$  و  $^{125}\text{I}$  به طور گسترده در درمان تومورهای بدخیم استفاده می‌شوند. در سال ۱۹۸۶ چشمه  $^{103}\text{Pd}$  به عنوان یک انتخاب مناسب برای جایگزینی چشمه  $^{125}\text{I}$  مطرح شد. این چشمه در براکی‌تراپی برای درمان سرطان سینه، اولین بار در مرکز منطقه‌ای سرطان سانپروک تورنتو (TSRCC) کانادا استفاده شد و هم اکنون در درمان سرطان‌های پروستات، سینه و تومورهای بدخیم تهاجمی مورد استفاده قرار می‌گیرد. از آنجا که در فاصله‌ی کمی از چشمه  $^{103}\text{Pd}$  دز به سرعت افت می‌کند، با آهنگ دز مناسب می‌توان به بازده بالایی برای کشتن سلول‌های سرطانی در تومورهایی با رشد سریع دست یافت بنابراین تعیین پارامترهای دزیمتری این چشمه‌ها قبل از کاربرد کلینیکی آن‌ها از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. این هدف، تنها توسط اندازه‌گیری‌های تجربی که براساس دزیمتری براکی‌تراپی می‌باشد میسر است. به دلیل بالا بودن دز در فاصله‌های نزدیک به چشمه، دزیمتری تجربی در براکی‌تراپی پیچیده می‌باشد و حتی می‌توان گفت در فاصله‌های کوچک غیر ممکن است. یکی از تکنیک‌هایی که به طور گسترده برای حل این مشکل مورد استفاده قرار می‌گیرد، استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو می‌باشد. محاسبه‌ی توزیع‌های دز در فاصله‌های کوچک و همچنین، اعتبار سنجی نتایج تجربی می‌تواند به وسیله‌ی کدهای قدرتمندی از قبیل MCNP، BEAM، EGSNRC، PENELOPE، GEANT4 و ETRAN/ITS صورت پذیرد.

در سال ۱۹۹۵ انجمن فیزیک پزشکی آمریکا (AAPM) تحت عنوان TG-43 پروتکلی که شامل فرمول بندی جدید برای محاسبه‌ی دز چشمه‌های براکی‌تراپی منتشر کرده است. این پروتکل شامل کاربرد مونت کارلو در شبیه‌سازی، راهنمایی برای دزیمتری مونت کارلو، توصیه‌هایی برای شبیه‌سازی و

اعتبار سنجی محاسبات می‌باشد. طبق این پروتکل پارامترهای دزیمتری شامل: شدت کرمای هوا (Air Kerma Strength)، ثابت نرخ دز (Dose Rate Constant)، تابع هندسی (Geometry Function)، تابع دز شعاعی (Radial Dose Function) و تابع ناهمسانگردی (Anisotropy Function) می‌باشد، که هر یک از این کمیات در تعیین دز جذبی رسیده به تومور سهیم هستند. چون در حالت عملی، آزمایش برای درستی دز رسیده به ناحیه‌ی تحت درمان را نمی‌توان مستقیماً در بدن انسان انجام داد، با استفاده از نزدیکی چگالی و ترکیبات موجود در آب با بافت بدن، شبیه‌سازی تعیین پارامترهای دزیمتری، در فانتوم آب صورت می‌گیرد. در این پژوهش ضمن تعیین پارامترهای دزیمتری طبق دستورالعمل TG-43 با فانتوم آب، به محاسبه‌ی این پارامترها در فانتوم بافت بدن نیز پرداخته و با مقایسه‌ی نتایج حاصل از این دو حالت، بررسی این که مقادیر حاصل از شبیه‌سازی با فانتوم آب تا چه میزان می‌تواند در درمان تومورهای بدخیم به جای بافت بدن مورد استفاده قرار گیرد، ارزیابی شده است.



پرتو درمانی، استفاده از پرتوهای یون‌ساز برای از بین بردن و یا کوچک کردن بافت‌های سرطانی است. اگر چه پرتو، علاوه بر سلول‌های سرطانی به سلول‌های سالم نیز آسیب می‌رساند ولی اکثر سلول‌های سالم بهبودی خود را دوباره به دست می‌آورند. پرتوها با انرژی پایین در تخریب سلول‌های سرطانی سطحی و پرتوها با انرژی بالاتر در درمان تومورهای عمقی به کار می‌روند. از این رو آگاهی از سازوکار برهم‌کنش پرتوها با محیط برهم‌کنش‌کننده و چگونگی انتقال انرژی به آن دارای اهمیت می‌باشد. یکی از روش‌های پرتو درمانی براکی‌تراپی می‌باشد که نقش مهمی در درمان سرطان‌های نواحی مختلف از جمله پروستات، مغز، گردن و غیره دارد. براکی‌تراپی دو روش اصلی متفاوت دارد. روش اول، پرتودهی درون حفره‌ای می‌باشد که در آن، چشمه‌های رادیواکتیو درون حفره‌های بدن در جوار تومورها قرار می‌گیرد و آن را در معرض پرتوگیری قرار می‌دهد. روش دوم، براکی‌تراپی درون شکافت است که در آن دانه‌های رادیواکتیو مستقیماً در حجم تومور کاشته می‌شود. امروزه چشمه‌های براکی‌تراپی به طور گسترده‌ای در درمان بیماری‌ها استفاده می‌شوند، بنابراین ارئه روش‌های دقیق برای بدست آوردن توزیع دز دقیق در اطراف این چشمه‌ها از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. پروتکل TG-43 انجمن فیزیک پزشکی آمریکا به عنوان متداولترین شیوه در بدست آوردن توزیع دز در اطراف چشمه‌های براکی‌تراپی با استفاده از فاکتورهای دزیمتری، به کمک اندازه‌گیری تجربی و یا روش‌های شبیه‌سازی کدهای مونت کارلو در فانتوم یکنواخت آب بدست می‌آید. بر طبق این پروتکل، پارامترهای دزیمتری چشمه‌های مختلف براکی‌تراپی می‌بایست قبل از استفاده‌ی کلینیکی به روش تجربی یا شبیه‌سازی محاسبه شوند. استفاده از فانتوم یکنواخت آب، در تحقیق پارامترهای دزیمتری برای قسمت‌های مختلف بدن که دارای چگالی و ترکیبات متفاوتی می‌باشند می‌تواند یکی از منابع خطا به حساب آید. در این پژوهش به بررسی و مقایسه‌ی پارامترهای دزیمتری فانتوم بافت بدن با فانتوم آب که دارای چگالی و ترکیبات نزدیک به هم می‌باشند پرداخته شده است و درصد خطای استفاده از این دو حالت گزارش شده است. بنابراین در فصل اول این

پژوهش به مبانی فیزیک پرتوها و چگونگی انتقال انرژی پرتوها به ماده که مهمترین سازوکار برهم‌کنش با ماده است پرداخته شده است. در فصل دوم درمورد براکی‌تراپی، تاریخچه‌ی براکی‌تراپی، چشمه‌های مورد استفاده در براکی‌تراپی و دستورالعمل‌هایی که برای محاسبات پارامترهای دزیمتری چشمه‌های براکی-تراپی قبل از کاربرد کلینیکی آن‌ها که توسط انجمن فیزیک پزشکی آمریکا توصیه شده است پرداخته‌ایم. محاسبات پارامترهای دزیمتری در عمل به دلیل پیچیدگی‌های برهم‌کنش پرتوها با بافت دشوار است و در فاصله‌های نزدیک به چشمه به دلیل ناهمسانگردی پرتوهای گسیل شده از چشمه از اعتبار کمتری برخوردار است از این رو محاسبات پارامترهای مربوطه توسط شبیه‌سازی با استفاده از کدهای کامپیوتری که تمام فرآیندهای برهم‌کنش پرتوها با ماده را به روش مونت‌کارلو محاسبه می‌کند استفاده می‌شود. کد MCNP4C، یکی از این کدهای شبیه‌سازی می‌باشد که از آن برای محاسبه‌ی پارامترهای دزیمتری چشمه‌ی مورد استفاده در این پژوهش استفاده شده است از این رو در فصل سوم به معرفی این کد، روش مونت‌کارلو، ساختار فایل ورودی و خروجی کد و ... پرداخته‌ایم. در فصل چهارم مربوط به شبیه‌سازی‌ها و نتایج انجام شده می‌باشد. با توجه با این‌که تعیین پارامترهای دزیمتری طبق دستورالعمل انجمن فیزیک پزشکی آمریکا در محیط آب به دلیل نزدیکی ترکیبات و چگالی با بافت بدن انجام می‌شود بنابراین پارامترهای دزیمتری را در فانتوم آب محاسبه کرده و سپس به محاسبه‌ی این پارامترها در فانتوم بافت نرم پرداخته‌ایم. نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهد که محاسبات پارامترهای دزیمتری در فانتوم آب به جای بافت نرم باهم مطابقت خوبی دارند و خطای محاسبات استفاده از فانتوم آب به جای بافت نرم حدود ۴ درصد می‌باشد [۲۳، ۴۷، ۶].

## مقاله مستخرج شده از پایان نامه

احمدی ا، توکلی عنبران ح، " بررسی پارامتر دزیمتری تابع آرایش هندسی در چشمه‌ی براکی‌تراپی پالادیوم-۱۰۳ مدل MED3633 با استفاده از کد MCNP4C"، اولین همایش ملی الکترونیکی کاربردهای فیزیک، جهرم، بهمن ۹۱.

فصل اول: مبانی فیزیکی.....	۱
۱-۱ مقدمه.....	۲
۲-۱ تابش.....	۲
۱-۲-۱ ذرات مستقیماً یوننده.....	۳
۲-۲-۱ ذرات غیر مستقیم یوننده.....	۳
۳-۱ پرتوهای گاما.....	۳
۱-۳-۱ یون سازی مستقیم.....	۴
۲-۳-۱ یون سازی غیرمستقیم.....	۴
۴-۱ ماهیت تابش ایکس.....	۴
۵-۱ برهم کنش پرتو گاما با ماده.....	۵
۱-۵-۱ پدیده‌ی فوتوالکتریک.....	۵
۲-۵-۱ پراکندگی کامپتون.....	۷
۳-۵-۱ تولید زوج.....	۱۰
۴-۵-۱ ضریب تضعیف کل.....	۱۱
۵-۵-۱ مسیر آزاد میانگین.....	۱۲
۶-۵-۱ تضعیف و فاصله.....	۱۲
۷-۵-۱ ضریب انتقال انرژی و جذب انرژی.....	۱۴
۶-۱ قانون واپاشی.....	۱۵
۱-۶-۱ پرتوزایی.....	۱۶
۲-۶-۱ نیمه عمر.....	۱۷

۱۷	۳-۶-۱ نیمه عمر بیولوژیکی
۱۷	۴-۶-۱ دزیمتری پرتوها
۱۹	۵-۶-۱ تاریخچه‌ی پرتودهی
۲۱	۶-۶-۱ مفهوم کرما
۲۲	۷-۶-۱ کرما در هوا و پرتودهی
۲۳	۸-۶-۱ کرما و دز جذبی
۲۵	۷-۱ کاربرد ایزوتوپ‌های پرتوزا در پزشکی هسته‌ای
۲۵	۱-۷-۱ پرتو درمانی
۲۶	<b>فصل دوم: براکی تراپی</b>
۲۷	۱-۲ مقدمه
۲۷	۲-۲ براکی تراپی
۲۸	۱-۲-۲ تاریخچه‌ی براکی تراپی
۲۹	۲-۲-۲ چشمه‌های مورد استفاده در براکی تراپی
۳۰	۳-۲ چشمه‌های کم انرژی
۳۱	۴-۲ مدل‌های چشمه‌ی براکی تراپی $^{103}\text{Pd}$
۳۱	۱-۴-۲ مشخصات چشمه $^{103}\text{Pd}$ مدل MED3633
۳۳	۵-۲ توزیع‌های دز در اطراف چشمه
۳۴	۶-۲ دستورالعمل محاسبه‌ی دز
۴۷	۱-۶-۲ شدت کرمای هوا
۳۸	۱-۱-۶-۲ ارتباط شدت کرمای هوا با اکتیویته
۳۹	۲-۱-۶-۲ اکتیویته‌ی آشکار و جرم معادل
۴۰	۳-۱-۶-۲ رابطه‌ی شدت کرمای هوا با جرم معادل رادیوم و نرخ پرتودهی

۴۱	.....	۲-۶-۲ ثابت نرخ دز.....
۴۲	.....	۱-۲-۶-۲ دلایل استفاده از ثابت نرخ دز.....
۴۳	.....	۳-۶-۲ عامل هندسی $G(r,\theta)$ .....
۴۶	.....	۴-۶-۲ تابع دز شعاعی $g(r)$ .....
۴۶	.....	۵-۶-۲ تابع ناهمسانگردی $F(r,\theta)$ .....
۴۶	.....	۷-۲ استفاده از روش مونت کارلو برای بدست آوردن پارامترهای دزیمتری.....
۵۰	.....	<b>فصل سوم: کد MCNP</b> .....
۵۱	.....	۱-۳ مقدمه.....
۵۱	.....	۲-۳ روش مونت کارلو.....
۵۲	.....	۳-۳ کد MCNP.....
۵۲	.....	۱-۳-۳ کاربرد کد MCNP.....
۵۲	.....	۲-۳-۳ ویژگی‌های کد MCNP.....
۵۳	.....	۴-۳ واکنش‌ها و داده‌های هسته‌ای.....
۵۴	.....	۵-۳ ساختار فایل ورودی کد MCNP.....
۵۴	.....	۱-۵-۳ کارت سلول.....
۵۵	.....	۱-۱-۵-۳ دستور LIKE.....
۵۵	.....	۲-۵-۳ کارت سطح.....
۵۷	.....	۳-۵-۳ کارت داده.....
۵۷	.....	۱-۳-۵-۳ کارت تعیین نوع مساله (MODE).....
۵۸	.....	۲-۳-۵-۳ کارت توصیف چشمه (SDEF).....
۵۸	.....	۱-۲-۳-۵-۳ کارت SIn.....
۵۹	.....	۲-۲-۳-۵-۳ کارت SPn.....
۶۰	.....	۳-۳-۵-۳ کارت توصیف کننده‌ی ماده (Mn).....
۶۱	.....	۴-۳-۵-۳ کارت تعیین جواب مساله (Fn).....
۶۲	.....	۱-۴-۳-۵-۳ تالی F4.....
۶۴	.....	۲-۴-۳-۵-۳ تالی F6.....
۶۵	.....	۳-۴-۳-۵-۳ تالی F8.....

۶۵.....	۵-۳-۵-۳ کارت قطع برنامه.....
۶۶.....	۱-۵-۳-۵-۳ کارت قطع زمان (CTME).....
۶۶.....	۲-۵-۳-۵-۳ کارت قطع تاریخچه (NPS).....
۶۶.....	۳-۵-۳-۵-۳ قطع انرژی سلول به سلول (ELPT).....
۶۶.....	۶-۳-۵-۳ کارت تقسیم بندی انرژی خروجی (En).....
۶۷.....	۷-۳-۵-۳ کارت DEn/DFn.....
۶۹.....	۶-۳ فایل خروجی کد MCNP.....
۷۱.....	۷-۳ تخمین خطاهای مونت کارلو.....
۷۲.....	۱-۷-۳ روش‌های کم کردن خطا.....
۷۳.....	<b>فصل چهارم: شبیه سازی و نتایج.....</b>
۷۴.....	۱-۴ مقدمه.....
۷۵.....	۲-۴ محاسبه‌ی دز جذبی $\dot{D}(r,\theta)$ .....
۸۱.....	۳-۴ تابع آرایش هندسی $G(r,\theta)$ .....
۸۱.....	۱-۳-۴ محاسبه‌ی تابع آرایش هندسی به روش تحلیلی.....
۸۶.....	۲-۳-۴ محاسبه‌ی تابع آرایش هندسی با استفاده از کد MCNP.....
۹۲.....	۴-۴ محاسبه‌ی تابع دز شعاعی با استفاده از کد MCNP.....
۹۵.....	۵-۴ محاسبه‌ی تابع ناهمسانگردی با استفاده از کد MCNP.....
۱۰۱.....	۶-۴ محاسبه‌ی شدت گرمای هوا با استفاده از کد MCNP.....
۱۰۳.....	۷-۴ محاسبه‌ی ثابت نرخ دز $\Lambda$ .....
۱۰۴.....	۸-۴ محاسبه‌ی پارامترهای دزیمتری در فانتوم بافت نرم.....
۱۰۵.....	۱-۸-۴ محاسبه‌ی تابع دز شعاعی در بافت نرم با استفاده از کد MCNP.....
۱۱۱.....	۲-۸-۴ محاسبه‌ی تابع ناهمسانگردی در فانتوم بافت نرم با استفاده از کد MCNP.....
۱۱۶.....	۳-۸-۴ محاسبه‌ی ثابت نرخ دز $\Lambda$ در فانتوم بافت نرم.....
۱۱۷.....	۹-۴ بحث و نتیجه گیری.....

## فهرست شکل‌ها

صفحه

- ۱-۱ پراکندگی کامپتون..... ۸
- ۲-۱ تضعیف باریکه هنگام عبور از ماده به ضخامت  $x$ ..... ۱۳
- ۳-۱ تعداد اتم‌هایی که در واحد زمان واپاشی می‌کنند..... ۱۶
- ۴-۱ نمودار کرما و دز جذبی بر حسب عمق جذب کننده..... ۲۴
- ۱-۲ هندسه مربوط به چشمه‌ی براکی‌تراپی  $^{103}\text{Pd}$  مدل MED3633..... ۳۲
- ۲-۲ مختصات چشمه‌ی براکی‌تراپی برای محاسبه‌ی پارامترهای دزیمتری طبق پروتکل TG-43..... ۳۷
- ۳-۲ نقطه‌ی کالیبراسیون برای اندازه‌گیری شدت کرمای هوا طبق پروتکل TG-43..... ۳۸
- ۴-۲ هندسه در نظر گرفته شده برای محاسبه‌ی تابع هندسی..... ۴۴
- ۱-۳ تعداد ذرات وارد شده بر واحد سطح..... ۶۲
- ۱-۴ طرحی از هندسه شبیه‌سازی شده توسط کد MCNP4C..... ۷۶
- ۲-۴ نمودارهای دز جذبی در زوایای صفر، ۳۰، ۶۰ و ۹۰ درجه با استفاده از تالی‌های مختلف کد MCNP..... ۷۷
- ۳-۴ نمودارهای اختلاف نسبی بر حسب درصد تالی  $F8^*$  و  $F6$  نسبت به تالی  $F4$  در زوایای صفر، ۳۰، ۶۰ و ۹۰ درجه..... ۷۹
- ۴-۴ کسری از ذرات گسیل شده از یک چشمه‌ی نقطه‌ای همسانگرد که وارد آشکار ساز می‌شوند..... ۸۲
- ۵-۴ هندسه‌ی در نظر گرفته شده برای محاسبه‌ی تابع هندسی حاصل از چهار چشمه‌ی نقطه‌ای در مکان مورد نظر..... ۸۳
- ۶-۴ چشمه‌ی قرصی شکل و آشکارساز با روزنه‌ی گرد..... ۸۴
- ۷-۴ هندسه‌ی مربوط به چشمه در حالتی که کره‌های چشمه در فواصل مختلف از مرکز چشمه قرار داشته باشند..... ۸۷
- ۸-۴ نمودارهای مقایسه‌ی تابع هندسی محاسبه شده با استفاده از کد MCNP، روش تجربی و حل تحلیلی بر حسب دو مختصات مختلف در زاویه‌ی صفر درجه..... ۸۷
- ۹-۴ نمودارهای مقایسه‌ی تابع هندسی محاسبه شده با استفاده از کد MCNP، روش تجربی و حل تحلیلی بر حسب دو مختصات مختلف در زاویه‌ی ۳۰ درجه..... ۸۸



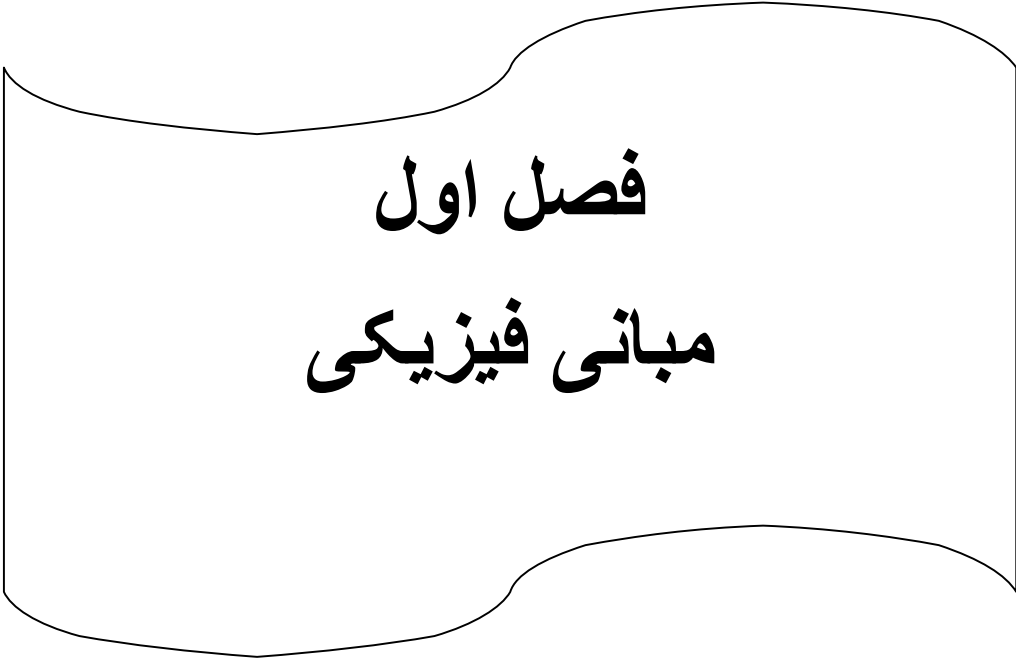
- ۴-۱۰ نمودارهای مقایسه‌ی تابع هندسی محاسبه شده با استفاده از کد MCNP، روش تجربی و حل تحلیلی بر حسب دو مختصات مختلف در زاویه‌ی ۶۰ درجه ..... ۸۸
- ۴-۱۱ نمودارهای مقایسه‌ی تابع هندسی محاسبه شده با استفاده از کد MCNP، روش تجربی و حل تحلیلی بر حسب دو مختصات مختلف در زاویه‌ی ۹۰ درجه ..... ۸۹
- ۴-۱۲ نمودار مقایسه‌ی تابع دز شعاعی بدست آمده کد MCNP با مقادیر تجربی و یک روش مونت کارلو ..... ۹۲
- ۴-۱۳ نمودار تابع دز شعاعی محاسبه شده با کد MCNP همراه با فیت توانی مرتبه‌ی ۵ ..... ۹۲
- ۴-۱۴ نمودارهای تابع ناهمسانگردی محاسبه شده با کد MCNP در فاصله‌ی ۱ سانتی‌متری از چشمه در زوایای مختلف ..... ۹۷
- ۴-۱۵ نمودارهای تابع ناهمسانگردی محاسبه شده با کد MCNP در فاصله‌ی ۲ سانتی‌متری از چشمه در زوایای مختلف ..... ۹۸
- ۴-۱۶ نمودارهای تابع ناهمسانگردی محاسبه شده با کد MCNP در فاصله‌ی ۳ سانتی‌متری از چشمه در زوایای مختلف ..... ۹۸
- ۴-۱۷ نمودارهای تابع ناهمسانگردی محاسبه شده با کد MCNP در فاصله‌ی ۴ سانتی‌متری از چشمه در زوایای مختلف ..... ۹۹
- ۴-۱۸ نمودارهای تابع ناهمسانگردی محاسبه شده با کد MCNP در فاصله‌ی ۵ سانتی‌متری از چشمه در زوایای مختلف ..... ۹۹
- ۴-۱۹ نمودارهای نرخ کرمای هوا و شدت کرمای هوا بر حسب فاصله ..... ۱۰۱
- ۴-۲۰ نمودار تابع دز شعاعی در فانتوم بافت نرم و فانتوم آب ..... ۱۰۵
- ۴-۲۱ نمودار اختلاف نسبی بر حسب در صد تابع دز شعاعی فانتوم بافت نسبت به فانتوم آب ..... ۱۰۶
- ۴-۲۲ نمودار تابع ناهمسانگردی حاصل از شبیه سازی در فانتوم آب و فانتوم بافت نرم در زوایای مختلف ..... ۱۱۲
- ۴-۲۳ نمودار اختلاف نسبی بر حسب درصد تابع ناهمسانگردی محاسبه شده در فانتوم بافت نرم نسبت به فانتوم آب ..... ۱۱۴

## فهرست جدول‌ها

صفحه

۲-۲	طیف انرژی و شدت هر فوتون به ازای یک واپاشی پلادیم-۱۰۳	۳۲
۳-۲	ترکیبات پلی استیرن بر حسب درصد وزنی	۳۲
۴-۲	ترکیبات هوای خشک استاندارد	۳۳
۵-۲	کمیت‌های محاسبه‌ی نرخ دز در روش سنتی و پروتکل TG-43	
۱-۳	بعضی از سطوح مورد استفاده در کد MCNP	۵۶
۲-۳	متغیرهای چشمه	۶۰
۳-۳	تالی‌های کد MCNP	۶۵
۴-۳	کارت‌های قطع برنامه در کد MCNP	۶۸
۵-۳	ضرایب تبدیل شار فوتون به دز	۶۸
۶-۳	اطلاعات مربوط به فایل خروجی کد MCNP	۷۰
۷-۳	محدوده‌ی خطاهای نسبی برای کیفیت جواب‌ها در کد MCNP	۷۱
۱-۴	$\frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \times r^2$ محاسبه شده به روش تحلیلی، برای یک چشمه‌ی براکی تراپی پلادیم-۱۰۳ مدل	
	MED3633	۸۶
۲-۴	$\frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \times r^2$ محاسبه شده در حالت تجربی، برای یک چشمه‌ی براکی تراپی پلادیم-۱۰۳ مدل	
	MED3633	۸۶
۴-۳	$\frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \times r^2$ محاسبه شده، با استفاده از شبیه‌سازی با کد MCNP برای یک چشمه‌ی براکی تراپی	
	پلادیم-۱۰۳ مدل MED3633	۹۲
۴-۴	ضرایب حاصل از فیت کردن همراه با خطاهایشان	۹۴
۵-۴	اندازه‌گیری‌های انجام شده مربوط به تابع دز شعاعی چشمه‌ی براکی تراپی پلادیم-۱۰۳ مدل	
	MED3633	۹۵
۶-۴	تابع ناهمسانگردی برای چشمه‌ی براکی تراپی پلادیم-۱۰۳ مدل MED3633 با استفاده از کد	
	MCNP	۹۶
۷-۴	تابع ناهمسانگردی برای چشمه‌ی براکی تراپی پلادیم-۱۰۳ مدل MED3633 با استفاده از محاسبات	
	TLD	۹۶

- ۸-۴ تابع ناهمسانگردی برای چشمه‌ی براکی‌تراپی پالادیم-۱۰۳ مدل MED3633 با استفاده از محاسبات مونت کارلو توسط Li and Fan.....۹۷
- ۹-۴ مقایسه ثابت نرخ دز محاسبه شده در این کار همراه با نتایج حاصل شده با دیگران برای چشمه‌ی براکی‌تراپی مدل MED3633.....۱۰۳
- ۱۰-۴ ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت نرم با چگالی ۱/۰۴ گرم بر سانتی‌متر مکعب.....۱۰۴
- ۱۱-۴ تابع دز شعاعی، در بافت نرم با استفاده از کد MCNP.....۱۰۵
- ۱۲-۴ ضرایب حاصل از فیت کردن تابع دز شعاعی در فانتوم بافت نرم همراه با خط‌هایشان.....۱۱۰
- ۱۳-۴ تابع ناهمسانگردی در فانتوم بافت نرم با استفاده از کد MCNP برای چشمه‌ی براکی‌تراپی پالادیم-۱۰۳.....۱۱۱
- ۱۴-۴ بیشینه مقدار اختلاف نسبی تابع ناهمسانگردی فانتوم بافت نرم نسبت به فانتوم آب برای چشمه‌ی براکی‌تراپی پالادیم-۱۰۳ مدل MED3633.....۱۱۵



**فصل اول**  
**مبانی فیزیکی**

## ۱-۱ مقدمه

مهمترین کاربرد پرتوها، شناخت و تاثیر متقابل آن با ماده می‌باشد چون پرتوها هنگام برهم‌کنش با ماده به آن انرژی می‌دهند و همین انتقال انرژی است که باعث تولید اثرات بیولوژیکی، فیزیکی و شیمیایی می‌شود. برای دزیمتری پرتوهای رسیده به بافت آسیب دیده، آگاهی از اصول فیزیکی مربوط به برهم‌کنش تابش با ماده و چگونگی انتقال انرژی به ماده لازم و ضروری است. در این فصل ضمن پرداختن به فیزیک تابش‌ها و چگونگی برهم‌کنش تابش با ماده به واپاشی هسته‌ای و قوانین حاکم بر آن می‌پردازیم.

## ۱-۲ تابش

دو عاملی که بر هر نوع تابش اثر می‌گذارد، بار و سرعت آن تابش است. تابش انرژی خود را بیشتر از طریق برهم‌کنش با الکترون‌های ماده از دست می‌دهد. هر چه بار الکتریکی تابش بیشتر باشد، نیروهای موثر بین الکترون‌ها در ماده بیشتر و بنابراین انرژی خود را سریعتر از دست می‌دهد. هر چه ذره کندتر باشد زمان بیشتری در مجاورت یک اتم صرف می‌کند و احتمال برهم‌کنش با الکترون‌های آن اتم بیشتر است. این دو عامل موجب می‌شود که برد تابش آلفا کوتاه‌تر از تابش بتا و برد تابش بتا کوتاه‌تر از برد تابش گاما باشد. عامل سوم، انتخاب ماده است. موادی که چگالی الکترونی آن‌ها بیشتر است، تابش را متوقف می‌کنند. اثر مهم تابش هسته‌ای بر مواد مخصوصاً بر بافت‌های زیستی این است که تابش هسته‌ای با از دست دادن انرژی، یون‌هایی ایجاد می‌کند که همان اتم‌ها یا مولکول‌های باردارند. چون انرژی هر ذره‌ی تابش هسته‌ای به مراتب بیشتر از انرژی‌های بستگی شیمیایی است، تابش هسته‌ای می‌تواند به راحتی مولکول‌ها را به یون تبدیل کند و الکترون‌ها را از اتم‌ها بکند. بنابراین پرتوهای یون‌ساز به پرتوهای گفته می‌شود که موجب یونیزه شدن اتم‌ها می‌شود. در عمل یون‌سازی پرتو موجب می‌شود که اتم یک الکترونش را از دست بدهد و به صورت یون مثبت در بیاید الکترون آزاد شده، یون منفی است و این دو

جفت را یون می‌نامند. در کل تابش ذرات یون‌ساز به دو گروه ذرات مستقیماً یوننده و ذرات غیر مستقیم یوننده تقسیم می‌شود.

### ۱-۲-۱ ذرات مستقیماً یوننده

ذرات مستقیماً یوننده، عبارت‌اند از ذرات باردار (مانند الکترون‌ها و ذرات آلفا) با انرژی جنبشی کافی، برای تولید یونش ناشی از برخورد، این انرژی حتماً باید بیش از کمینه انرژی بستگی در محیطی باشد که در آن برهم‌کنش صورت می‌گیرد.

### ۱-۲-۲ ذرات غیر مستقیم یوننده

ذرات یوننده غیرمستقیم ذرات بدون باری‌اند (مانند فوتون‌ها و نوترون‌ها) که می‌توانند بر اثر برهم‌کنش جنبشی با محیط، ذرات یوننده آزاد کنند و یا می‌توانند یک تبدیل هسته‌ای را راه اندازند [۱ و ۲ و ۳].

### ۱-۳ پرتوهای گاما

طبق مدل پوسته‌ای نوکلئون‌های موجود در هسته، هر کدام در تراز انرژی مشخصی قرار دارند. نوکلئون‌ها همانند الکترون‌های برون هسته‌ایی می‌توانند به تراز انرژی بالاتری برانگیخته شوند. در این حالت نوکلئون با گسیل یک فوتون که انرژی معادل اختلاف انرژی میان حالت‌های مختلف و پایه است به حالت پایه خود باز می‌گردد. فوتون گسیل شده از نوکلئون‌ها را پرتو گاما می‌نامند چون فاصله‌ی ترازها-ی انرژی هسته‌ایی خیلی بیشتر از فاصله‌ی ترازهای انرژی الکترونی است، پرتوهای گاما از فوتون‌های پرتو ایکس پرانرژی‌ترند. پرتوهای ایکس و گاما می‌توانند انرژی یکسانی داشته باشند و فرق آن‌ها در نحوه‌ی تولیدشان است. پرتوهای ایکس هنگامی تولید می‌شوند که انرژی الکترون‌ها تغییر کند و معمولاً در اثر

بمباران هدف با الکترون‌های تند از هدف گسیل می‌شوند در حالی که منشأ تابش گاما، هسته‌ی اتم‌های پرتوزا است. پرتوهای گاما به دو صورت مستقیم و غیر مستقیم یونسازی می‌کنند.

### ۱-۳-۱ یونسازی مستقیم

فوتون‌های گاما با الکترونی از اتم برخورد مستقیم کرده آن را به خارج پرتاپ می‌کند و اتم یونیزه می‌شود.

### ۱-۳-۲ یونسازی غیرمستقیم

پرتوهای ثانویه حاصل از برخورد پرتوهای گامای اولیه موجب یونسازی می‌شوند [۲ و ۴ و ۵].

### ۱-۴-۱ ماهیت تابش ایکس

تابش X، تابش الکترومغناطیسی از فوتون‌های پر انرژی است. این تابش وقتی صورت می‌گیرد که سرعت ذرات باردار سریع، (الکترون‌ها) پس از برخورد با هدف فوراً کند شوند.

پرتو ایکس + الکترون = هدف → الکترون (با سرعت زیاد)

فقط حدود یک درصد از انرژی الکترون‌ها به پرتو ایکس تبدیل می‌شود و باقی مانده آن عمدتاً به مصرف گرم کردن ماده‌ی هدف می‌رسد. فوتون پرتو ایکس به کمک دو مکانیسم تابش ترمزی و یونش تولید می‌شود. در اثر کند شدن الکترون، تابشی تولید می‌شود که به آن تابش ترمزی می‌گویند. یک الکترون داخلی جابه‌جا می‌شود که به یونش می‌انجامد و در نتیجه‌ی این جابه‌جایی پرتو ایکس گسیل می‌شود [۶].

## ۱-۵ برهم‌کنش پرتو گاما با ماده

در مورد پرتوهای یون‌ساز غیرمستقیم، کلمه‌ی برهم‌کنش به معنی فرآیندی است که در آن انرژی و یا جهت پرتو تغییر کند. یک چنین فرآیندی اتفاقی بوده و تنها احتمال وقوع برهم‌کنش را می‌رساند و این احتمال با عبارت سطح مقطع یا ضرایب مختلف برهم‌کنش بیان می‌گردد.

برهم‌کنش پرتو گاما با ماده همانند برهم‌کنش پرتو ایکس با ماده است. هنگامی که باریکه‌ی پرتو گاما یا ایکس از داخل ماده‌ای مانند بافت بدن می‌گذرد، به بافت انرژی می‌دهد شدت باریکه کم شده یا به عبارتی تضعیف می‌شود. در جریان برهم‌کنش، مقداری از انرژی پراکنده و مقداری هم جذب می‌شود. جذب می‌تواند برانگیزش را سبب شود که طی آن الکترون به تراز بالاتری از انرژی در اتم یا مولکول می‌رود و یا باعث یونش می‌شود که در جریان آن، الکترون از اتم جدا می‌شود. یونش ممکن است از لحاظ بیولوژیکی به مولکول‌های مهم مستقیماً آسیب برساند و یا ممکن است فرآیند یاد شده به طور غیرمستقیم از طریق ایجاد تغییرات شیمیایی در محیط اطراف که عمدتاً آب است صورت پذیرد.

سه برهم‌کنش غالب پرتوگاما با ماده شامل پدیده‌ی فوتوالکتریک، پراکندگی کامپتون و تولید زوج می‌باشد که هر کدام به طور جداگانه توضیح داده می‌شود [۶ و ۷].

## ۱-۵-۱ پدیده‌ی فوتوالکتریک

پدیده‌ی فوتوالکتریک، برهم‌کنشی است بین یک فوتون و یک الکترون مقید، در اثر این برهم‌کنش فوتون نابود می‌شود و یکی از الکترون‌های اتمی به صورت یک الکترون آزاد به نام فوتوالکتریک به بیرون رانده خواهد شد. انرژی جنبشی این الکترون عبارت است از:

$$T = E_{\gamma} - BE \quad (1-1)$$

$E_{\gamma}$  = انرژی فوتون

$BE$  = انرژی بستگی الکترون



خارج شدن فوتوالکترون از اتم، باعث می‌شود که یک جای خالی در یکی از مدارهای الکترونی به وجود آید این جای خالی توسط الکترونی از مدار خارجی تر اتم جایگزین می‌گردد. انرژی پتانسیل حاصل از این الکترون به صورت فوتون پرتو ایکس ظاهر خواهد شد. انرژی فوتون‌های مذکور به مشخصات اتم بستگی دارد و به همین خاطر است که آن را تابش مشخصه نامیده‌اند.

اگر پرتو ایکس مشخصه، ضمن خروج از اتم به الکترونی از اتم برخورد کرده آن را از جا بکند و به خارج پرتاپ کند در این صورت الکترون پرتاپ شده الکترون اوژه نامیده می‌شود. خروج الکترون اوژه از اتم، خود موجب یونیزه شدن اتم و تولید پرتوهای ایکس مشخصه مربوط به مدارهای خارجی می‌گردد. به پرتوهای ایکس گاهی تابش فلئورسان می‌نامند. پرتوهای مشخصه از دیدگاه متخصص فیزیک بهداشت که باید تابش فلئورسان را در نظر گیرد نیز حائز اهمیت است، زیرا تابش فلئورسان ممکن است در اثر جذب تابش در برخی مواد جاذب و یا در مواردی در اثر خارج شدن الکترون‌های داخلی از عناصر با عدد اتمی زیاد تولید شود.

کسری از باریکه‌ی پرتو گاما، که در طی عبور از واحد ضخامت ماده در اثر پدیده‌ی فوتوالکتریک ناپدید می‌شود را با کمیتی به نام ضریب تضعیف خطی فوتوالکتریک  $\tau$  نشان می‌دهند و، واحد آن عکس طول می‌باشد.

$$\tau(m^{-1}) = aN \frac{Z^n}{E_\gamma^m} [1 - \varepsilon(z)] \quad (2-1)$$

که در آن:

جمله داخل کروشه، نماینده‌ی جمله تصحیحی از مرتبه اول در z است.

a = یک ضریب ثابت

N = تعداد اتمها در واحد حجم ماده

$E_\gamma^m$  = انرژی فوتون

عدد هستند که بستگی به انرژی فوتون دارد = n , m

عدد اتمی ماده  $Z =$

احتمال پدیده‌ی فوتوالکتریک، با عبارت سطح مقطع فوتوالکتریک بیان می‌شود. در این تعریف ضریب تضعیف اتمی، همان احتمال برهم‌کنش یک اتم از ماده با یکی از فوتون‌های موجود در باریکه‌ی پرتو گاما بوده که در آن پدیده‌ی فوتوالکتریک اتفاق می‌افتد. احتمال فوتوالکترون آزاد شده بستگی به عدد اتمی و انرژی فوتون فرودی دارد و به صورت  $Z^3 / (hv)^3$  تغییر می‌کند، بنابراین برای موادی که  $Z$  آن‌ها زیاد است احتمال پدیده‌ی فوتوالکتریک زیاد است و افزایش انرژی، احتمال پدیده‌ی فوتوالکتریک را کاهش می‌دهد. جهت تابش فوتوالکترون با انرژی فوتون‌های تابشی تغییر می‌کند. در انرژی‌های خیلی کم، تابش فوتوالکترون غالباً عمود بر جهت فوتون تابشی قرار می‌گیرد اما با افزایش انرژی فوتون، فوتوالکترون‌ها در جهت مستقیم و به جلو تابش می‌گردند همچنین می‌توان، ضریب فوتوالکتریک یک عنصر را بر حسب ضریب یک عنصر دیگر به دست آورد. پس اگر نسبت  $\tau$  را برای دو عنصر بدانیم، نتیجه برای فوتون‌های هم انرژی عبارت است از:

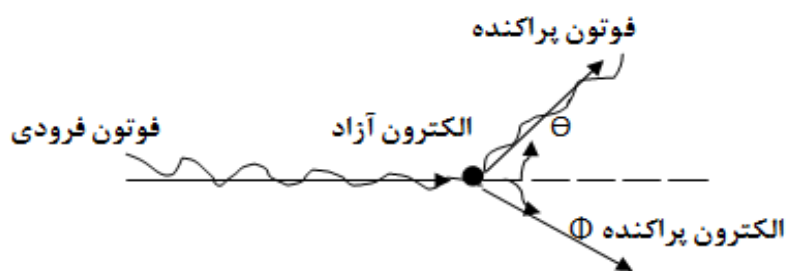
$$\tau_2 (m^{-1}) = \tau_1 \frac{\rho_2}{\rho_1} \left( \frac{A_1}{A_2} \right) \left( \frac{Z_2}{Z_1} \right)^n \quad (3-1)$$

که در آن:

$\rho_1$  و  $A_1$  به ترتیب، چگالی و وزن اتمی عنصر و  $\tau_1$  و  $\tau_2$  بر حسب  $m^{-1}$  است [۴ و ۷ و ۸].

### ۱-۵-۲ پراکندگی کامپتون

پراکندگی کامپتون، برخوردی است بین یک فوتون و یک الکترون آزاد، البته در شرایط متعارفی تمام الکترون‌های موجود در یک محیط آزاد نیستند بلکه مقیداند. پس از یک پراکندگی کامپتون، فوتون نابود نمی‌شود و فقط راستای حرکت و انرژی آن تغییر می‌کند انرژی فوتون پراکنده، به مقدار معینی کاهش می‌یابد و به الکترون داده می‌شود.



شکل ۱-۱: پراکندگی کامپتون

همان طور که در شکل (۱-۱) مشاهده می‌شود، فوتونی با انرژی  $E_\gamma$  و تکانه خطی  $\frac{E_\gamma}{c}$  بر یک الکترون

ساکن فرود می‌آید. پس از برخورد فوتون تحت زاویه  $\theta$  و با انرژی  $E'_\gamma$  و تکانه خطی  $\frac{E'_\gamma}{c}$  پراکنده می-

شود. الکترون پس‌زده شده نیز تحت زاویه  $\phi$  و با انرژی  $E'$  و تکانه خطی  $P'$  حرکت می‌کند، طبق

پایستگی انرژی داریم:

$$E_\gamma + mc^2 = E'_\gamma + E' \quad (۴-۱)$$

همچنین با در نظر گرفتن پایستگی تکانه داریم:

$$\frac{E_\gamma}{c} = \frac{E'_\gamma}{c} \cos\theta + P' \cos\phi \quad (۵-۱)$$

$$\frac{E_\gamma}{c} \sin\theta = P' \sin\phi \quad (۶-۱)$$

از حل این معادله‌ها، انرژی فوتون پراکنده را به صورت تابعی از زاویه پراکندگی می‌توان محاسبه کرد.

$$E'_\gamma = \frac{E_\gamma}{1 + (1 - \cos\theta)E_\gamma / mc^2} \quad (۷-۱)$$

انرژی جنبشی که توسط الکترون ثانوی به دست می‌آید برابر است با:

$$T = E_\gamma - E'_\gamma \quad (۸-۱)$$

که با قرار دادن معادله (۷-۱) در آن انرژی جنبش الکترون به دست می‌آید:

$$T = \frac{(1 - \cos\theta)E_\gamma / mc^2}{1 + (1 - \cos\theta)E_\gamma / mc^2} E_\gamma \quad (۹-۱)$$

انرژی کمینه‌ی فوتون پراکنده، در  $\theta = \pi$  و انرژی بیشینه‌ی فوتون پراکنده، در  $\theta = 0$  به این معناست که در آن برخوردی رخ نداده است، بنابراین در پراکندگی کامپتون غیرممکن است که تمامی انرژی فوتون فرودی به الکترون داده شود. انرژی داده شده به الکترون در فاصله‌ای برابر با برد الکترون در داخل ماده از دست می‌رود و فوتون پراکنده ممکن است فرار کند. ضریب تضعیف پراکندگی کامپتون به صورت کسری از باریکه‌ی پرتو گاما که در واحد مسافت پیموده شده در ماده در اثر پراکندگی کامپتون ناپدید شود تعریف می‌شود.

$$\sigma(m^{-1}) = NZf(E_\gamma) \quad (10-1)$$

که در آن:

$\sigma$  = ضریب تضعیف خطی پراکندگی کامپتون

$f(E_\gamma)$  = تابعی از  $E_\gamma$

اگرچگالی اتم  $N$  را صریحاً بنویسیم معادله (10-1) به شکل زیر در می‌آید:

$$\sigma \propto \rho \frac{N_A}{A} Zf(E_\gamma) \propto \rho \left(\frac{N_A}{A}\right) \frac{A}{2} f(E_\gamma) \propto \rho \frac{N_A}{2} f(E_\gamma) \quad (11-1)$$

در به دست آوردن معادله‌ی (11-1) از این واقعیت استفاده شده است که، برای اکثر مواد، جز هیدروژن  $A \approx 2Z$  تا  $A \approx 2.6Z$  است. بنابراین ضریب تضعیف پراکندگی کامپتون تقریباً مستقل از عدد اتمی ماده‌ی مورد نظر است، اما سطح مقطع پراکندگی کامپتون با افزایش انرژی کاهش می‌یابد. به طور میانگین کسر انرژی تبدیل شده به انرژی جنبشی به ازای هر برهم‌کنش با افزایش انرژی فوتون زیاد می‌شود.

### ۱-۵-۳ تولید زوج

تولید زوج، برهم‌کنشی است بین یک فوتون و یک هسته سنگین، بر اثر این برهم‌کنش فوتون نابود شده و یک زوج الکترون - پوزیترون آفریده می‌شود. هر چند که بر اثر این برهم‌کنش هسته دستخوش

هیچ تغییری نمی‌شود، ولی حضور آن برای وقوع " تولید زوج " ضروری است. پایستگی انرژی، معادله‌ی زیر را برای انرژی جنبشی الکترون و پوزیترون می‌دهد:

$$T_{e^-} + T_{e^+} = E_\gamma - (mc^2)_{e^-} - (mc^2)_{e^+} = E_\gamma - 1.022 \text{ MeV} \quad (12-1)$$

انرژی جنبشی حاصل، برابر با انرژی فوتون منهای دو برابر انرژی مورد نیاز برای تولید جرم سکون الکترون می‌باشد. برای تمامی منظوره‌های عملی، الکترون و پوزیترون انرژی جنبشی حاصل را به تساوی بین خود تقسیم می‌کنند، یعنی:

$$T_{e^-} = T_{e^+} = \frac{1}{2} (E_\gamma - 1.22 \text{ MeV}) \quad (13-1)$$

تولید زوج، فوتون اولیه را حذف می‌کند اما وقتی پوزیترون نابود می‌گردد دو فوتون آفریده می‌شود احتمال رخداد تولید زوج را با ضریب تضعیف تولید زوج یا سطح مقطع تولید زوج، بیان می‌کنند و به صورت زیر است:

$$\kappa (m^{-1}) = NZ^2 f(E_\gamma, Z) \quad (14-1)$$

که در آن:  $\kappa$  احتمال رخداد تولید زوج بر واحد راه پیموده،  $f(E_\gamma, Z)$  تابعی است که اندکی با  $Z$  تغییر می‌کند و با  $E_\gamma$  افزایش می‌یابد.

اگر سطح مقطع تولید زوج، برای یک عنصر معلوم باشد با استفاده از معادله‌ی بالا می‌توان آن را برای هر عنصر دیگری به دست آورد (برای فوتون‌هایی با انرژی یکسان):

$$\kappa_2 (m^{-1}) = \kappa_1 \left( \frac{\rho_2}{\rho_1} \right) \left( \frac{A_2}{A_1} \right) \left( \frac{Z_2}{Z_1} \right)^2 \quad (15-1)$$

که در آن  $\kappa_1$  و  $\kappa_2$  بر حسب  $m^{-1}$  هستند. اگر  $\kappa_1$  و  $\kappa_2$  بر حسب  $m^2 / Kg$  داده شوند معادله (۱۵-)

(۱۵) به شکل زیر در می‌آید [۷ و ۸].

$$\kappa_2 (m^2 / Kg) = \kappa_1 \left( \frac{A_2}{A_1} \right) \left( \frac{Z_2}{Z_1} \right)^2 \quad (16-1)$$

### ۱-۵-۴ ضریب تضعیف کل

وقتی یک فوتون، در درون ماده حرکت می‌کند ممکن است از طریق هر یک از سه برهم‌کنش عمده-ای که بیان شد، برهم‌کنش نمایند (برای تولید زوج،  $E_\gamma = 1.022\text{MeV}$ ). در این حالت ضریب تضعیف خطی کل،  $\mu$  نامیده می‌شود و برابر با حاصل جمع سه ضریب تضعیف است.

$$\mu(m^{-1}) = \tau + \sigma + \kappa \quad (17-1)$$

از نظر فیزیکی  $\mu$ ، احتمال برهم‌کنش (اگر بر حسب سطح مقطع اتمی بیان شود) بر واحد فاصله است. جدول‌هایی وجود دارند که  $\mu$  را برای تمام عناصر و برای بسیاری از انرژی‌های فوتون به دست می‌دهند. بیشتر جدول‌ها  $\mu$  را بر حسب یکاهای  $m^2/kg$  یا  $cm^2/g$  می‌دهند، زیرا در این یکاها ذکر چگالی ماده ضرورتی ندارد. اگر  $\mu$  بر حسب  $m^2/kg$  یا  $cm^2/g$  داده شود، آن را ضریب تضعیف جرمی کل می‌نامند. رابطه‌ی بین ضریب‌های خطی و جرمی به صورت زیر است:

$$\mu(m^2/Kg) = \frac{\mu(m^{-1})}{\rho(Kg/m^3)} \quad (18-1)$$

### ۱-۵-۵ مسیر آزاد میانگین

فاصله‌ی میانگین دو برهم‌کنش پیاپی را مسیر آزاد میانگین  $\lambda$ ، می‌گویند که عبارت است از:

$$\lambda(m) = \frac{1}{\mu} \quad (19-1)$$

بنابراین، مسیر آزاد میانگین به سادگی عبارت است از عکس ضریب تضعیف خطی کل، احتمال رخ داد سه پدیده برابر است با:

$$P_\tau = \frac{\tau}{\mu}$$

احتمال رخ دادن پدیده‌ی فوتوالکتریک

$$P_\sigma = \frac{\sigma}{\mu}$$

احتمال رخ دادن پراکندگی کامپتون

$$P_\kappa = \frac{\kappa}{\mu}$$

احتمال رخ دادن تولید زوج

اگر یک باریکه موازی از پرتوهای گامای تک انرژی وارد ماده‌ای به ضخامت  $t$  شود، کسری از باریکه که بدون برهم‌کنشی از ماده می‌گذرد برابر  $e^{-\mu t}$  است [۸].

بنابراین احتمال اینکه یک فوتون بدون هیچ برهم‌کنشی از ضخامت  $t$  بگذرد چنین است:

$$\text{احتمال عبور از ضخامت } t = \frac{I}{I_0} = \frac{I_0 e^{-\mu t}}{I_0} = e^{-\mu t} \quad (20-1)$$

### ۱-۵-۶ تضعیف و فاصله

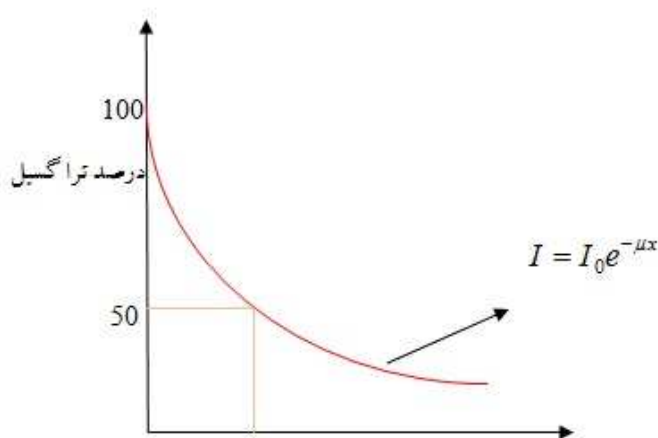
اگر انرژی پرتو ایکس که از منبع گسیل می‌شود در همه سو تابیده شود شدت آن با عکس مجذور فاصله از منبع کاهش می‌یابد.

$$-\frac{dI}{I} = \mu dx \quad (21-1)$$

در محیطی که فرآیندهای جذبی روی می‌دهند شدت نسبی باریکه‌ی  $I$  به هنگام عبور از واحد فاصله  $dx$  به میزان ثابت کاهش می‌یابد.

در معادله‌ی (۲۱-۱)  $\mu$ ، ضریب تضعیف خطی کل است که عددی ثابت و مقدار آن به محیط و انرژی فوتون پرتو ایکس بستگی دارد. بعد از انتگرال گیری داریم:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (22-1)$$



شکل ۱-۲: تضعیف باریکه هنگام عبور از ماده به ضخامت  $X$  را نشان می‌دهد.

قدرت نفوذ یا کمییت تابش را می توان به راحتی بر حسب ضخامت لازم برای کاهش شدت به نصف مقدار اولیه بیان کرد. این کمییت را ضخامت نیم لایه  $x_{1/2}$  می نامند [۶].

$$I_0 / 2 = I_0 e^{-\mu x} \quad (23-1)$$

$$x_{1/2} = (1 / \mu) \ln 2$$

### ۱-۵-۷ ضرایب انتقال انرژی و جذب انرژی

تمایز بین آن قسمت هایی از فرآیندهای برهم کنش که تنها فوتون های پراکنده در آن دخالت دارند با فرآیندهایی که انتقال انرژی فوتون به انرژی جنبشی ذرات باردار نقش دارند از نظر دزیمتری پرتوها حائز اهمیت است.

در پدیده ی فوتوالکتریک، جذب یک فوتون با انرژی  $h\nu$  توسط یک اتم منجر به تولید یک الکترون ثانوی با انرژی جنبشی اولیه  $T = h\nu - B$  می شود که در آن B انرژی بستگی الکترون جدا شده از اتم است. به دنبال گسیل فوتوالکتریک، کمبود الکترون پوسته داخلی اتم، بی درنگ توسط الکترونی از تراز بالاتر پر می شود. این گذار و گذارهای الکترونی بعدی، همراه با تابش همزمان فوتون ها یا الکترون های اوژه می شود. کسری از انرژی تابش فرودی که به الکترون ها منتقل می شود را می توان به صورت  $1 - \delta / h\nu$  نوشت که در آن  $\delta$  میانگین انرژی تابش فلئورسانی است که پس از جذب فوتوالکتریک گسیل می شود. درست مانند ضریب تضعیف جرمی فوتوالکتریک  $\tau / \rho$  که بیانگر کسری از فوتون هایی است که در  $1g / cm^3$  از بافت جذب کننده از طریق اثر ضریب جرمی انتقال انرژی، برهم کنش فوتوالکتریک می کند.

$$\tau_{tr} / \rho = \tau / \rho (1 - \delta / h\nu) \quad (24-1)$$

معادله (۲۴-۱) کسری از انرژی تابش فوتونی را نشان می دهد که به الکترون های موجود در  $1g / cm^3$  بافت جذب کننده منتقل می شود. ضریب تضعیف جرمی انتقال انرژی برای پراکندگی کامپتونی فوتون های تک انرژی به صورت زیر است.

$$\sigma_{tr} / \rho = \sigma / \rho (T_{avg} / h\nu) \quad (25-1)$$

$T_{avg} / h\nu$  کسر میانگینی از انرژی فوتون فرودی را نشان می دهد که به شکل انرژی جنبشی اولیه الکترون -



های کامپتونی گسیل می‌شوند. فوتونی با انرژی  $h\nu$  می‌تواند یک زوج الکترون-پوزیترون با انرژی جنبشی اولیه کل  $h\nu - 2m_0c^2$  تولید کند که در آن  $2m_0c^2$  انرژی جرم سکون زوج است. بنابراین ضریب جرمی انتقال انرژی برای تولید زوج به شکل زیر با ضریب تضعیف جرمی ارتباط پیدا می‌کند.

$$\kappa_{tr} / \rho = \kappa / \rho (1 - 2m_0c^2 / h\nu) \quad (26-1)$$

این هم‌بستگی در مورد تولید زوج در میدان هسته‌ای، اتمی است. در اینجا از سهم اندک تولید سه تایی چشم می‌پوشیم. ضریب جرمی انتقال انرژی کل  $\mu_{tr} / \rho$  برای فوتون‌هایی با انرژی  $h\nu$  از ترکیب سه معادله اخیر در یک ماده معین بدست می‌آید:

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\tau_{tr}}{\rho} + \frac{\sigma_{tr}}{\rho} + \frac{\kappa_{tr}}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} \left(1 - \frac{\delta}{h\nu}\right) + \frac{\sigma}{\rho} \left(\frac{T_{avg}}{h\nu}\right) + \frac{\kappa}{\rho} \left(1 - \frac{2mc^2}{h\nu}\right) \quad (27-1)$$

ارتباط ضریب تضعیف جرمی کل با انرژی انتقالی به صورت انرژی جنبشی ذرات باردار خیلی مناسب می‌باشد چنین ضریبی را ضریب انتقال گویند. از طرفی تمامی انرژی انتقالی به صورت انرژی جنبشی ذرات باردار توسط ماده مورد تابش قرار گرفته جذب نمی‌شود. این مسئله به صورت کسر  $g$  انرژی ذرات باردار تبدیلی به انرژی فوتون نشان داده می‌شود (پدیده ترمزی). این ضریب جذب جهت تعیین انرژی جذب شده در واحد جرم ماده به کار می‌رود، که ضریب جرمی جذب انرژی را می‌توان به شکل زیر تعریف کرد:

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - g) \quad (28-1)$$

کسر  $g$  در انرژی‌های زیاد محسوس می‌باشد، به خصوص در موادی که عدد اتمی زیادی داشته باشند. اما معمولاً در مواد بیولوژیکی این کسر کوچک است [۷ و ۹].

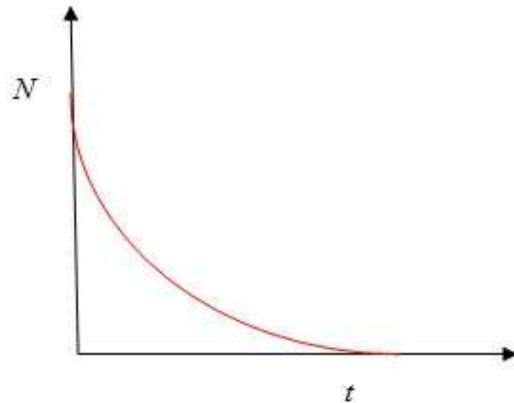
## ۱-۶ قانون واپاشی

فرآیند واپاشی به تمامی جهات است و تنها به ماهیت هسته بستگی دارد. تعداد اتم‌هایی که در واحد زمان وا می‌باشند با تعداد اتم‌های موجود در نمونه نسبت مستقیم دارد.

$$-\frac{dN}{dt} = \lambda N \quad (29-1)$$

$$N = N_0 e^{-\lambda t}$$

که در آن:  $\lambda$  ثابت واپاشی و  $N$  تعداد اتم‌های موجود در حجم نمونه می‌باشد.



شکل ۱-۳: تعداد اتم‌هایی که در واحد زمان واپاشی می‌کنند را نشان می‌دهد.

### ۱-۶-۱ پرتوزایی

آهنگ فروپاشی یک نوکلئید پرتوزا عبارت است از پرتوزایی آن، که به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$A = A_0 e^{-\lambda t} \quad (30-1)$$

$e^{-\lambda t}$  ضریب واپاشی است این کمیت عبارت است از کسری از پرتوزایی اولیه که پس از مدت زمان  $t$

همچنان وجود دارد.

$A_0$ ، مقدار اکتیویته در زمان اولیه.

$A$ ، مقدار اکتیویته بعد از زمان  $t$ .

واحد پرتوزایی  $S^{-1}$  است که آن را بکرل ( $Bq$ ) می‌نامند.

واحد قدیمی (در دستگاه  $cgs$ ) پرتوزایی کوری است.

$$1Ci = 3.7 \times 10^{10} Bq \quad (31-1)$$

پرتوزایی ویژه کمیت مهمی برای تهیه و کار با ایزوتوپ‌های پرتوزاست. این کمیت بنا بر تعریف عبارت است از نسبت پرتوزایی نمونه به جرم کل آن ( $A/M$ ) و بر حسب  $Bqkg^{-1}$  اندازه‌گیری می‌شود.

### ۱-۶-۲ نیمه عمر

نیمه عمر هر ایزوتوپ پرتوزا،  $T_{1/2}$  عبارت است از مدت زمانی که طی آن نیمی از هسته‌های پرتوزا وا می‌پاشند یا با عبارت دیگر مدت زمانی است که طی آن آهنگ پرتوزایی، به نصف مقدار اولیه کاهش می‌یابد [۶ و ۱۰].

$$N_t = N_0 e^{-\lambda t} \quad (۳۲-۱)$$

$$\frac{1}{2} N_0 = N_0 e^{-\lambda T_{1/2}} \rightarrow \lambda T_{1/2} = \log 2 = 0.693$$

### ۱-۶-۳ نیمه عمر بیولوژیکی

هنگامی که یک ایزوتوپ پرتوزا وارد بدن می‌شود، تحت تاثیر فرآیندهای بیولوژیکی گوناگونی مانند تنفس، دفع ادرار و مدفوع از بدن خارج می‌شود. یعنی نیمه عمر موثر  $T_E$  در بدن کمتر از نیمه عمر فیزیکی  $T_R$  است چرا که کمیت اخیر ناشی از واپاشی پرتوزا است. مدت زمانی که طول می‌کشد تا بر اثر فرآیندهای بیولوژیکی نیمی از مقدار اولیه‌ی ماده فعال دفع شود را نیمه عمر بیولوژیکی ( $T_B$ ) گویند. از معادله زیر نیمه عمر موثر بدست می‌آید [۶].

$$\frac{1}{T_E} = \frac{1}{T_B} + \frac{1}{T_R} \quad (۳۳-۱)$$

### ۱-۶-۴ دزیمتری پرتوها

منظور از دزیمتری یا سنجش پرتوها تعیین مقدار یا شدت پرتوها در هوا یا تعیین کمیت انرژی منتقل شده از آنها به اجسام تحت تابش و یا تخمین مقدار جذب انرژی آنها در بدن با توجه به فاکتورهای بیولوژیکی است. برای دزیمتری پرتوها، الزاماً بایستی آشکارساز مناسب انتخاب شود که این

مستلزم توجه به چند نکته مهم از جمله نوع پرتو، انرژی پرتو، جنس و مشخصات آشکارساز و بالاخره محدوده کارایی آشکارساز است. این مسلم است هر آشکارسازی نمی‌تواند هر نوع پرتو را تشخیص دهد. مثلاً آشکار ساز جرقه‌ای برای دزیمتری پرتوهای گاما و یا ایکس مورد استفاده قرار می‌گیرد و برای دزیمتری سایر پرتوها قابل استفاده نیست. در دزیمتری پرتوها بخصوص اگر منظور تعیین کمیت انرژی جذب شده در محیط باشد هم ارزش بودن جنس آشکار ساز با جنس محیط لازم و ضروری است. مثلاً برای دزیمتری پرتوها در هوا بایستی آشکارسازی انتخاب شود که جنس آن از لحاظ فیزیکی مشابه و هم ارز با هوا باشد. بنابراین کمیت دزیمتری که اغلب به طور وسیع مورد استفاده قرار می‌گیرد، انرژی داده شده تقسیم بر جرم ماده مورد نظر می‌باشد، که دز جذبی نامیده می‌شود.

واحد دز جذب شده،  $J/kg$  است که به آن گری ( $Gy$ ) می‌گویند.

واحد قدیمی (در دستگاه  $cgs$ ) دز جذب شده، راد می‌باشد.

$$1Gy = 100rad \quad (۳۴-۱)$$

برای تعریف استانداردهای حفاظت انسان در برابر تابش، تعیین برآوردی از اثرات زیست شناختی تابش‌های مختلف ضروری است. یعنی بعضی تابش‌ها ممکن است انرژی‌شان را در مسیری طولانی از دست دهند، در نتیجه در فواصل کوتاه (مثلاً در حدود ابعاد سلول‌های انسانی) انرژی نسبتاً کمی از خود باقی می‌گذارند پرتوهای گاما و بتا از این نوع هستند. سایر انواع تابش‌ها مثلاً ذرات آلفا، انرژی خود را به سرعت از دست می‌دهند و اساساً تمام انرژی خود را در مسیر بسیار کوتاهی بر جای می‌گذارند. بنابراین احتمال آسیب به سلول در اثر یک راد تابش آلفا بسیار بیشتر از یک راد تابش گاما است. برای کمیت بخشیدن به این تفاوت‌ها تاثیر نسبی زیست شناختی ( $RBE$ ) را به صورت نسبت دز یک تابش خاص به دز پرتوهای ایکس که همان اثر زیست شناختی را به وجود می‌آورد، تعریف می‌کنیم. از آن جا که اندازه‌گیری  $RBE$  نسبتاً مشکل است، معمولاً به جای آن از عامل کیفیت ( $QF$ ) استفاده می‌شود که برای نوع خاص تابش به صورت انرژی بر جای مانده در واحد طول مسیر تعریف می‌شود. تابش‌هایی که انرژی کمی

در واحد طول مسیر از دست می‌دهند  $(\gamma, \beta)$  دارای QF نزدیک به ۱ هستند، در حالی که برای تابش-هایی که انرژی بیشتری در واحد طول از دست می‌دهند (ذرات آلفا) مقدار QF تا حدود ۲۰ قابل افزایش است. تأثیر یک تابش خاص بر یک اندام زیست شناختی به دز جذب شده‌ی D و عامل کیفیت آن QF بستگی دارد. حاصل ضرب این دو کمیت را دز معادل می‌گویند.

$$DE = D \cdot QF \quad (35-1)$$

اگر از راد به عنوان یکای دز استفاده شود، دز معادل بر حسب یکای رم (rem) به دست می‌آید. اگر از یکای گری در دستگاه SI استفاده شود، دز معادل بر حسب سیورت (Sv) خواهد بود [۷ و ۸ و ۱۰].

$$1Sv = 100 \text{ rem} \quad (36-1)$$

### ۱-۶-۵ تاریخچه پرتودهی

با توجه به این که پرتوهای یون‌ساز با استفاده از خاصیت یونیزاسیون آن‌ها اندازه‌گیری شده‌اند. تحقیقات اولیه در مورد پرتو ایکس و نیز در مورد الکترون‌ها براساس ملاحظه یونیزاسیون ایجاد شده توسط آن‌ها در گازها بوده و اندازه‌گیری‌های Curie در هنگام پالایش و تصفیه رادیوم از سنگ معدن رادیواکتیو با استفاده از روش یونیزاسیون بوده است. جمع آوری یون‌های آزاد شده در گازها خیلی آسان‌تر از جمع‌آوری آن‌ها در جامدات یا مایعات است. استفاده از هوا به عنوان گاز در یک اتاقک یونیزاسیون مناسب بوده است، اما در اندازه‌گیری‌های مخصوص به جای هوا از گاز دیگری استفاده خواهد شد، از این رو Villard در سال ۱۹۰۸ واحدی را برای کمیت پرتو ایکس پیشنهاد نمود که براساس آن مقداری از پرتو ایکس، تولید ۱ esu بار الکتریکی در  $1 \text{ cm}^3$  هوای  $0^\circ \text{C}$  و  $760 \text{ mmHg}$  فشار کند.

یکی از دلایلی که باعث شد تا هوا به عنوان ماده استاندارد دزیمتری انتخاب شود، مناسب بودن فشار آن برای اندازه‌گیری پرتو ایکس مورد استفاده در پزشکی بوده است. تمایلی نیز جهت مرتب ساختن میزان پرتو ایکس به‌طور کمی با اثرات بیولوژیکی که تولید می‌کند بوده است. بنابراین انتخاب هوا به عنوان ماده استاندارد دزیمتری که پرتو ایکس با آن برخورد می‌کند، به دلیل تشابه با برخورد پرتو ایکس با بافت نرم

معقول بوده و چون هوا داری عدد اتمی متوسطی مانند عدد اتمی بافت نرم است، انتخاب هوا، انتخاب شایسته‌ای بوده است. در سال ۱۹۲۸، ICRU (کمیسیون بین‌المللی واحدها و اندازه‌گیری پرتوها) واحدی را به نام رونتگن تعریف کرد و آن را با علامت r نشان داد که برای پرتوهای ایکس به کار گرفته شد. این واحد بین‌المللی کمیت پرتوهای ایکس، هنگامی است که کلاً الکترون‌های ثانویه مورد استفاده قرار گرفته و از اثرات دیواره اتاقک نیز صرف‌نظر شود و در این حالت در هر  $\text{cm}^3$  تحت شرایط دمایی  $0^\circ\text{C}$  و فشار  $760\text{mmHg}$  تولید یک واحد الکترواستاتیک بار نماید. باید توجه داشت که نام مخصوصی برای کمیت وجود نداشته است و مترادف آن یعنی مقدار به کار می‌رفته و ماهیت خود کمیت مبهم بوده است. به طوری که این ابهام تا سال ۱۹۵۶ باقی مانده بود. در سال ۱۹۳۷، ICRU تعریف رونتگن را به صورت زیر تغییر داده است:

واحد بین‌المللی کمیت یا دز پرتو ایکس به نام رونتگن نامیده شده و با علامت r نیز نشان داده می‌شود. رونتگن عبارت خواهد بود از کمیت پرتوهای ایکس یا گاما که در  $0.01293\text{gr}$  هوا تولید یون‌هایی می‌کند که حامل  $1\text{esu}$  الکتریسیته از هر علامتی است. جرم انتخابی هوا ( $0.01293\text{gr}$ ) عبارت از جرم  $1\text{cm}^3$  هوای  $0^\circ\text{C}$  با فشار  $760\text{mmHg}$  است. توجه کنید پرتو گاما نیز با این واحد اندازه‌گیری می‌شود و کمیت مورد اندازه‌گیری هر چه بیشتر مغشوش بوده و این مشکل کمیت در سال ۱۹۵۶ در گردهمایی ICRU حل گردیده و دز پرتوهای نامیده شد. تعریف ICRU در سال ۱۹۵۷ به قرار زیر بیان شده است:

دز پرتوهای پرتوهای ایکس یا گاما در یک محل معینی عبارت است از اندازه‌ای از پرتوهاست که به قابلیت تولید یونیزاسیون آن وابسته می‌باشد. ICRU در سال ۱۹۶۲ کلمه دز را از دز پرتوهای حذف کرد تا بدین وسیله علت مغشوش بودن آن با کمیت دز جذبی از بین رفته و با توجه به اینکه اگر واحدی با نام شخصی بیان می‌شود باید حرف بزرگ باشد، علامت R را به جای r برای رونتگن معرفی کرد در سال ۱۹۶۸ نیز تعریف پرتوهای نامیده به قرار زیر اصلاح گردید:

پرتودهی عبارت از نسبت  $\frac{\Delta Q}{\Delta m}$  است که در آن  $\Delta Q$  مجموعه بارهای الکتریکی روی تمامی یون‌های هم علامت تولید شده در هواست و در این در حالی است که همهی الکترون‌ها که توسط فوتون‌ها در جزء حجمی هوای به جرم  $\Delta m$  آزاد می‌شوند، به طور کلی در هوا متوقف می‌گردند ( $X = \frac{\Delta Q}{\Delta m}$ ).

علاوه بر آن رونتگن برابر با  $2/58 \times 10^{-4}$  C/kg است. عدد اختیاری  $2/58 \times 10^{-4}$  از تغییرات بر روی نسبت‌های جرم در حجم هوا و یک esu بار در واحد SI ناشی شده است. در سال ۱۹۷۱،  $\Delta Q$ ،  $\Delta m$  به مشتقات حقیقی  $dQ$  و  $dm$  تغییر یافت (ICRU)، لذا گفته می‌شود پرتودهی در یک نقطه واقع شده و دارای شیب فضایی است. آخرین تعریف پرتودهی در سال ۱۹۸۰ توسط ICRU به قرار زیر بیان شده است:

پرتودهی ( $X$ ) خارج قسمت  $dQ$  به  $dm$  است که در آن مقدار  $dQ$  قدر مطلق با کلیه یون‌های هم علامت تولیدی در هواست، هنگامی که همه الکترون‌های آزاد شده توسط فوتون‌ها در هوای به جرم  $dm$ ، کاملاً متوقف شده باشند ( $X = \frac{dQ}{dm}$ ).

### ۱-۶-۶ مفهوم کرما<sup>۱</sup>

مطالبی که در این قسمت بحث می‌شود درباره‌ی کمیت کرما است که توسط Roesch در سال ۱۹۵۸ و ICRU در سال ۱۹۶۲ تعریف شده است. کرما، کلمه‌ای است که از حروف اول کلمات انرژی جنبشی آزاد شده به ازای واحد جرم<sup>۲</sup>، تشکیل شده است. حرف (a) که در آخر کرما آمده به دلیل این است که این کلمه با (Kern) آلمانی اشتباه نشود. این کمیت بر دو مرحله فرآیند تاکید دارد، که هنگام اعمال انرژی به وسیله ذرات غیر مستقیم یون‌سازی کننده مثل فوتون‌ها یا نوترون‌ها به ماده مطرح می‌گردند. در مرحله اول ذرات بدون بار انرژی خود را به صورت انرژی جنبشی به ذرات باردار منتقل می‌کنند، در مرحله دوم

<sup>۱</sup> Kerma

<sup>۲</sup> Kinetic Energy Released Per unit Mass

آن ذرات باردار، انرژی خود را به ماده تحویل می‌دهند (براساس تعریفی که برای دز جذبی شده است). کمیت کرما در ملاحظه اولین فرآیند از دو فرآیند فوق مفید واقع می‌شود. این تعریف اولین بار در سال ۱۹۶۲ توسط ICRU به صورت حاصل تقسیم  $\Delta E_K$  بر  $\Delta m$  تعریف شد که در آن  $\Delta E_K$  مجموعه انرژی-های جنبشی تمامی ذرات باردار آزاد شده به وسیله‌ی ذرات یون‌ساز غیر مستقیم یون‌سازی کننده در عنصر حجمی ماده خاصی بوده و  $\Delta m$  نیز جرم ماده در عنصر حجمی مورد نظر است. در سال ۱۹۸۰ ICRU کرما را به صورت زیر تعریف کرده است:

کرما عبارت از نسبت  $dE_{tr}$  به  $dm$  است، در حالی که  $dE_{tr}$  عبارت از جمع انرژی‌های جنبشی اولیه تمامی ذرات باردار یون‌ساز آزاد شده توسط ذرات بدون بار یون‌سازی کننده در ماده‌ای به جرم  $dm$  است

یعنی:

$$k = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (37-1)$$

واحد کرما، مانند دز جذبی J/kg است [۷].

### ۱-۶-۷ کرما در هوا و پرتودهی

در اثر فرآیندهای برخورد فوتون با هوا، همه‌ی ذرات تولید شده وارد هوا می‌شوند و تا هنگامی که انرژی آن‌ها از بین نرفته به حرکت خود ادامه می‌دهند و در اثر این کار یون‌هایی تولید و سپس اندازه-گیری می‌شوند. در اثر کلیه فرآیندهای برخورد، کلیه انرژی الکترون‌های ثانویه از بین نمی‌رود، بلکه مقدار کمی از آن به وسیله‌ی تابش (مثل تولید پرتو ایکس) از بین خواهد رفت. هر یونیزاسیون که در غالب جذب مجدد پرتو ایکس حادث می‌شود در غالب یونیزاسون تعریف شده برای پرتودهی استفاده نمی‌شود. این بدان معنی است که ضریب برخورد فوتون در تعریف پرتودهی فاقد هرگونه مولفه‌ی حاصل از پرتو ایکس می‌باشد، لذا به صورت ضریب جذب جرمی انرژی  $(\frac{\mu_{en}}{\rho})$  خواهد بود. انرژی ذرات آزاد شده در هوا که مجدداً بلافاصله در هوا جذب می‌شود عبارت از  $\psi(\frac{\mu_{en}}{\rho})$  است، که در آن  $\psi$  شار انرژی (حاصل ضرب شار در



انرژی هر ذره) است. اگر انرژی میانگین لازم جهت تولید جفت یون در هوا  $w$  باشد، تعداد جفت یون‌ها

به ازای واحد جرم عبارت از  $\psi(\frac{\mu_{en}}{\rho})/w$  خواهد بود، و بار تولیدی به ازای واحد جرم نیز برابر با

$$X = \frac{dQ}{dm} \psi(\frac{\mu_{en}}{\rho}).e/w$$

تعریف می‌شود داریم:

$$X = \psi(\frac{\mu_{en}}{\rho}).e/w \quad (38-1)$$

بنابراین پرتودهی، عبارت است از معادل یونیزاسیون کرما ی هوا خواهد بود که یونیزاسیون به ازای واحد

جرم هواست و از انتقال انرژی به ازای واحد جرم هوا ناشی می‌شود. با توجه به معادله‌ی (38-1) کرما ی

هوا را به صورت زیر می‌توان نوشت:

$$K = \psi(\frac{\mu_{tr}}{\rho}) \quad (39-1)$$

$$K = \frac{Xw (\mu_{tr} / \rho)}{e (\mu_{en} / \rho)} \quad (40-1)$$

$$K = \frac{X.w/e}{1-g} \quad (50-1)$$

در معادله‌ی (50-1)  $g$ ، جزئی از انرژی الکترون از دست رفته در اثر فرآیند پرتو ایکس ترمزی می‌باشد.

### ۱-۶-۸ کرما و دز جذبی

رابطه کرما و دز جذبی بسیار دقیق است. انرژی انتقالی کرما در یک نقطه به وقوع می‌پیوندد اما

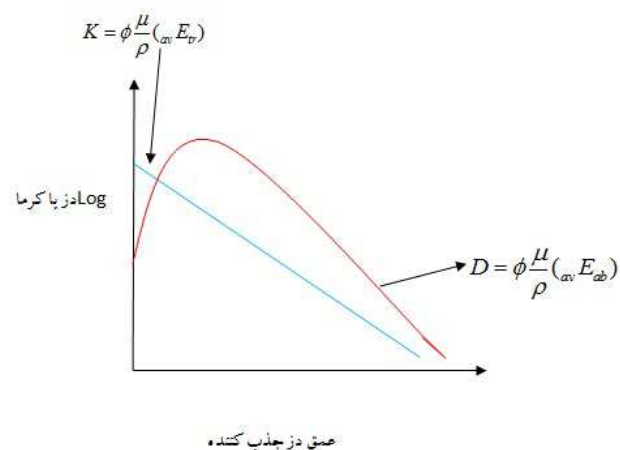
تحویل انرژی به ماده که دز جذبی را افزایش می‌دهد در همه‌ی فواصل مشخص شده توسط برد ذرات

باردار پخش می‌گردد. در حالتی که از تولید پرتو ایکس صرف‌نظر شود، اگر یک باریکه فوتون‌های پر انرژی

از خلأ بر ماده‌ای تابیده شود در این حالت در نقطه‌ای که ابتدا فوتون‌ها بر ماده تابیده شده‌اند بیشترین

کرما حاصل می‌شود و سپس با افزایش عمق، در اثر پدیده‌های تضعیف فوتونی، مقدار کرما ی حاصل شده

کاهش پیدا می‌کند. دز جذبی در لایه نازکی که چند الکترون در آن آزاد می‌شود کوچک خواهد بود در صورتی که در لایه‌های عمیق‌تر فلوی الکترون‌ها و دز جذبی بیشتر خواهد بود. علاوه بر چند الکترون آزاد شده در خود لایه، الکترون‌هایی که از لایه‌های همسان می‌آیند موجب این عمل خواهند شد با افزایش عمق، فلوی الکترون و دز جذبی نیز زیاد می‌شود این افزایش تا زمانی ادامه می‌یابد که افزایش فلوی الکترون تولیدی در اثر لایه‌ی اضافی با تضعیف فوتون‌ها برابر شوند، تضعیف فوتون‌ها باعث کاهش الکترون‌ها می‌گردد. به دلیل تضعیف فوتونی مذکور، فلوی الکترون و دز جذبی به کاهش خود ادامه می‌دهند [۳ و ۷].



شکل ۱-۴: نمودار کرما و دز جذبی بر حسب عمق جذب کننده را نشان می‌دهد.

## ۷-۱ کاربرد ایزوتوپ‌های پرتوزا در پزشکی هسته‌ای

کاربرد ایزوتوپ‌های پرتوزا به دو دسته اصلی درمان و تشخیص تقسیم می‌شود. تشخیص غالباً به دو گروه، داخلی یا در داخل بدن که عکس‌برداری و سایر بررسی‌های ردگیری را شامل می‌شود و خارجی یا خارج بدن که بررسی نمونه برداری‌ها است تقسیم می‌شود.

## ۱-۷-۱ پرتو درمانی

هدف پرتو درمانی از میان برداشتن سلول‌های بدخیم سرطانی در بدن بدون زیان رسانیدن به سلول‌های طبیعی و یا دخالت در بخش مبتلا شده‌ی بدن است. این امر تناقض آمیز به نظر می‌آید که چگونه تابش پرتو می‌تواند امراضی را که خود یکی از عوامل آن است درمان کند، این مطلب نشان می‌دهد که تمامی سلول‌ها نسبت به تخریب ناشی از اثر پرتو حساس‌اند ولی آن دسته سلول‌ها که به سرطان گرفتار شده‌اند تحت شرایط معینی نسبت به سلول‌های طبیعی حساسیت بیشتری بروز می‌دهند. مهمترین جنبه درمان، عبارت است از دادن انرژی به مقدار صحیح به بافت مبتلا و حفظ سایر اجزای بدن از پرتوگیری، هر چه غده‌ی سرطانی در عمق بیشتری واقع شده باشد این عمل مشکل‌تر است، در این صورت احتمال آسیب دیدن بافت‌های حد فاصل و اطراف بیشتر می‌شود. در موقع استفاده از پرتوهای X و  $\gamma$  باریکه‌ها را از جهات مختلف به بدن می‌تابانند به طوری که این پرتوها فقط روی غده به هم برسند و مقدار برخورد باریکه در جاهای دیگر بسیار کمتر است. مقدار پرتوی که به غده می‌رسد بسیار مهم است نتایج نوعی نشان می‌دهد که اگر دز معین اثر درمانی داشته باشد ۱۰ درصد کمتر از آن بر غده اثری ندارد و ۱۰ درصد بیشتر از آن مشکلاتی دیگر به وجود می‌آورد.

فصل دوم

براکی تراپی

امروزه استفاده از چشمه‌های رادیو اکتیو در پرتودرمانی برای کشتن سلول‌های سرطانی گسترش پیدا کرده است. هدف اصلی در پرتو درمانی از بین بردن تومورهای بدخیم بدون آسیب رسیدن به بافت‌های سالم اطراف آن می‌باشد. اثر بیولوژیکی دز پرتوگیری بر بدن به طور مداوم به شدت تابش بستگی دارد، به‌طوری‌که دزهای اندک اما با تابش مداوم و شدت کم نسبت به همان مقدار تابش در زمان کوتاه اثر درمانی بهتری داشته و بافت‌های سالم آسیب کمتری می‌بینند [۵]. در این فصل با پرداختن به براکی-تراپی، که یکی از روش‌های مورد استفاده در پرتودرمانی بوده چشمه‌های مورد استفاده در این روش را معرفی کرده و پارامترهای دزیمتری توصیه شده توسط انجمن فیزیک پزشکی آمریکا برای محاسبه‌ی دز جذبی، قبل از کاربرد کلینیکی این چشمه‌ها شرح داده می‌شود.

## ۲-۲ براکی‌تراپی<sup>۱</sup>

واژه‌ی Brachytherapy به معنای پرتودرمانی داخلی چشمه‌ی مهروموم شده می‌باشد که یک کلمه-ی یونانی بوده که در آن Brachy به معنای فاصله‌ی کوتاه و Therapy به معنای درمان می‌باشد. براکی-تراپی نوع خاصی از پرتودرمانی است که در آن چشمه‌ی رادیو اکتیو با دقت درون یا اطراف ناحیه‌ی تحت درمان قرار می‌گیرد که درون حفره‌های بدن، نزدیک به تومور قرار می‌گیرد. هدف اصلی در پرتو درمانی کنترل بیماری و کم کردن اثرات ناشی از آن است. برای نتیجه‌ی کلینیکی خوب باید دز رسیده به جرم تومور بیشترین مقدار بوده در حالی که کمترین اثر به حجم اطراف آن برسد. این هدف تنها توسط اندازه-گیری‌های تجربی که براساس دزیمتری براکی‌تراپی است میسر می‌باشد. به دلیل گرادیان دز بالا نزدیک به چشمه و سیگنال‌های پایین در فاصله‌های زیاد، دزیمتری تجربی در براکی تراپی پیچیده می‌باشد و حتی می‌توان گفت در فاصله‌های کوچک غیر ممکن است. همچنین تغییرات تغییر دز با زاویه در هندسه‌ی  $4\pi$  چشمه باید در نظر گرفته شود در حالی که در روش‌های معمول در اندازه‌گیری‌های تجربی برآورده نمی-

<sup>۱</sup> Brachytherapy

شود. یکی از تکنیک‌هایی که به طور گسترده برای حل این مشکل مورد استفاده قرار می‌گیرد استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو می‌باشد. محاسبه‌ی توزیع‌های دز در فاصله‌های کوچک و همچنین اعتبار سنجی نتایج تجربی می‌تواند به‌وسیله‌ی کدهای قدرتمندی از قبیل MCNP، BEAM، EGSnrc، PENELOPE، GEANT4 و ETRAN/ITS انجام گیرد. یکی از پارامترهای مهم در فرآیند محاسبه، اعتبار سنجی نتایج مونت کارلو با داده‌های تجربی است.

در سال ۱۹۹۵ انجمن فیزیک پزشکی آمریکا (AAPM) تحت عنوان TG-43 پروتکلی شامل فرمول بندی جدید برای محاسبه‌ی دز چشمه‌های براکی‌تراپی منتشر کرده و در سال ۲۰۰۴ تحت عنوان TG-43U1 آن را به روز رسانی کرده است. این پروتکل شامل، کاربرد مونت کارلو در شبیه‌سازی، راهنمایی برای دزیمتری مونت کارلو، توصیه‌هایی برای شبیه‌سازی و اعتبار سنجی محاسبات می‌باشد [۵،۱۱].

## ۲-۲-۱ تاریخچه‌ی براکی‌تراپی

استفاده از چشمه‌های رادیواکتیو برای درمان تومورهای سرطانی مدت کوتاهی بعد از کشف رادیم  $Rd^{226}$  توسط مادام کوری در سال ۱۸۹۸، آغاز شد. براکی‌تراپی با استفاده از چشمه‌های مهروموم شده به سرعت گسترش پیدا کرد اما کمیات و فرم‌های رادیواکتیویته‌ی قابل استفاده برای براکی‌تراپی تا سال ۱۹۴۰ در دسترس نبود. در سال ۱۹۵۰  $Rd^{226}$  با تیوپ‌ی با کپسول پلاتینیوم چشمه‌ی مورد استفاده در براکی‌تراپی شد و تا سال ۱۹۶۰ از این چشمه استفاده می‌شد. نقش براکی‌تراپی در آن زمان با گسترش پرتو درمانی و نیاز به موقعیت تجربی چشمه‌های براکی‌تراپی با دقت کافی برای پرتودهی تابش بالا برای اشخاص، مشخص شد. تیوپ پلاتینیوم با رادیونوکلئید مهروموم شده‌ی  $Rd^{226}$  اولین چشمه‌ی براکی‌تراپی برای درمان بوده است. از جمله مضراتی این چشمه تولید گسیل آلفا در فرآیند تولید هسته‌ی دختر  $Rd^{222}$  می‌باشد. هسته‌ی دختر تولید شده توسط  $Rd^{222}$  دارای نیمه عمر (۳/۸۳) روز می‌باشد. از اوایل

سال ۱۹۵۰ هر دو چشمه‌ی  $^{222}Rd$  و  $^{226}Rd$  ایزوتوپ‌های مورد استفاده در براکی‌تراپی شده‌اند. در سال‌های بعد رادیونوکلیئدهای جدید جایگزین رادیوم و رادون شدند.

## ۲-۲-۲ چشمه‌های مورد استفاده در براکی‌تراپی

با توجه به وابستگی آهنگ دز چشمه‌ها در رسیدن دز مناسب به ناحیه‌ی تحت درمان در براکی‌تراپی، چشمه‌ها به سه دسته تقسیم بندی می‌شوند.

(۱) چشمه‌هایی با آهنگ دز بالا ( $HDR > 12GY/h$ ) گسیلندهای فوتون انرژی بالا مانند ( $^{198}Au, ^{192}Ir, ^{60}Co, ^{137}Cs$ )

(۲) چشمه‌هایی با آهنگ دز متوسط ( $MDR 2-12 GY/h$ ) که به‌طور معمول استفاده نمی‌شوند.

(۳) چشمه‌هایی با آهنگ دز پائین ( $LDR < 2GY/h$ ) با گسیلندهای فوتون انرژی پائین از قبیل  $^{103}Pd$  و  $^{125}I$ .

برای یک چشمه‌ی براکی‌تراپی با استفاده از: آهنگ شدت واپاشی، مقدار رادیواکتیویته جرم داده شده‌ی چشمه‌ی رادیوکتیو (اکتیویته ویژه)، انرژی‌ها و نوع ذرات تابشی که از چشمه گسیل می‌شوند (طیف انرژی)، می‌توان چشمه‌های براکی‌تراپی را مشخصه‌یابی کرد. مشخصه‌یابی چشمه‌های براکی‌تراپی در کاربرد کلینیکی این چشمه‌ها مفید می‌باشد [۱۱].

## ۲-۳ چشمه‌های کم انرژی

$^{103}Pd$  و  $^{125}I$  دو منبع کم انرژی می‌باشند که در براکی‌تراپی مورد استفاده قرار می‌گیرد.  $^{103}Pd$  منبع جدیدتری است که به جای  $^{125}I$  استفاده می‌شود به این علت که، تولید انرژی آن سریع‌تر از  $^{125}I$  است و نسبت به  $^{125}I$  انرژی آن ضعیف‌تر بوده بنابراین مسافت کوتاه‌تری را طی کرده و محل قرارگرفتن آن نزدیک‌تر از  $^{125}I$  به تومور می‌باشد (فاصله قرارگرفتن  $> 1/7 cm$ ). از زیان‌های  $^{125}I$  داشتن نیمه عمر بالا

حدود ۵۰ روز است، که بعد از لانه نشانی منبع در بیمار، برای مدت طولانی در بدن او باقی می ماند و این احتمال وجود دارد که در طی این مدت  $^{125}\text{I}$  از هسته خارج شده و به بافتها و دیگر ارگانهای بدن آسیب برساند، اما  $^{103}\text{Pd}$  به دلیل نیمه عمر کوتاه آن (۱۶/۹۹ روز)، مدت رادیواکتیویته آن زود تمام می شود. همچنین فلز پالادیوم، سازگار است با بافتهای بیولوژیکی و در آب و مایعهای بیولوژیکی حل نمی شود و خطر (پیش بینی نشده) کمتری نسبت به  $^{125}\text{I}$  دارد. برای کسانی که با این چشمه کار می کنند به دلیل دز تابشی پایین آن، در امان می باشند و بیماران بلافاصله بعد از عمل می توانند از بیمارستان مرخص شوند. از این چشمه برای درمان سرطان سینه اولین بار در مرکز منطقه ای سرطان ساینبروک تورنتو (TSRCC) کانادا استفاده شد. امروزه از این چشمه برای کاشت دائمی در حجم تومور در درمان سرطان پروستات مورد استفاده قرار می گیرد و همچنین از آنجا که در فاصله کمی از چشمه  $^{103}\text{Pd}$  دز به سرعت افت می کند، لذا با آهنگ دز مناسب می توان به بازده بالایی برای کشتن سلولهای سرطانی در تومورهایی با رشد سریع دست یافت. این چشمه های کم انرژی به صورت کپسول استوانه ای با پوسته ی تیتانیوم به طول (۴/۵ mm) و قطر (۰/۸ mm)، ساخته می شوند [۵،۱۱،۱۲،۱۳].

## ۲-۴ مدل های چشمه ی براکی تراپی $^{103}\text{Pd}$

با در نظر گرفتن پارامترهای مختلف از جمله: ضخامت کپسول، انحنا ی کپسول، محل قرار گرفتن کره های رادیواکتیو و...، چشمه ی  $^{103}\text{Pd}$  به مدل های مختلفی تقسیم بندی می شود که شامل: MED3633 ADVANTEGE, Pd2000, 1032P, Pd-1, IR01, IRA1 و ... می باشد. بعضی از مشخصه های چشمه های براکی تراپی در جدول (۱-۲) خلاصه شده است [۱۴،۱۵].

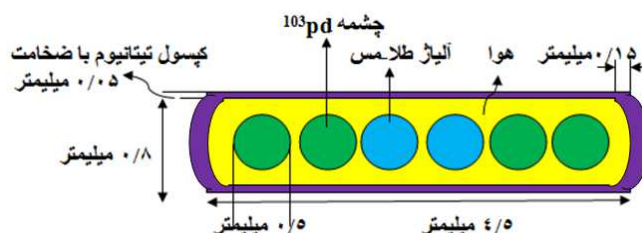


جدول ۱-۲: مشخصه‌ی چند چشمه‌ی براکی‌تراپی [۱۱].

ایزوتوپ‌ها	میانگین انرژی فوتون (MeV)	نیمه عمر	شکل استفاده
$^{137}\text{Cs}$	0.662	30 y	تیوپ، سوزن، قرص، دانه
$^{60}\text{Co}$	1.250	5.26 y	تیوپ، سوزن، قرص
$^{192}\text{Ir}$	0.397	73.8 y	سیم، دانه
$^{198}\text{Au}$	0.412	2.7 d	دانه
$^{125}\text{I}$	0.028	60 d	دانه
$^{103}\text{Pd}$	0.021	17 d	دانه

#### ۱-۴-۲ مشخصات چشمه $^{103}\text{Pd}$ مدل MED3633

چشمه  $^{103}\text{Pd}$  مدل MED3633 توسط اتحادیه علمی آمریکای شمالی (NASI) <sup>۱</sup> تولید می‌شود، و یکی از دو نوع چشمه‌ی پالادیم می‌باشد که توسط انجمن فیزیک پزشکان آمریکا مورد تایید قرار گرفته است. همانطور که در شکل (۱-۲) نشان داده می‌شود، چشمه از شش گوی، از جنس پلی‌استیرن (جدول ۲-۲) که قطر هر یک ۰/۵ mm می‌باشد تشکیل شده است. دو گوی وسط از ترکیبات آلیاژ طلا و مس به ترتیب دارای درصد وزنی (۰/۸۰٪ و ۰/۲۰٪) می‌باشند. کپسول مشاهده شده، استوانه‌ای از جنس تیتانیوم به طول ۴/۵ میلی‌متر با قطر خارجی ۰/۸ mm و قطر داخلی ۰/۷ mm می‌باشد. ضخامت سطح جانبی استوانه ۰/۰۵ mm و انتهای آن ۰/۱۵ mm می‌باشد. فضای داخل کپسول از هوای خشک (جدول ۲-۳) تشکیل شده است [۱۳، ۱۶، ۱۷، ۱۸].



شکل ۱-۲: هندسه‌ی مربوط به چشمه براکی‌تراپی  $^{103}\text{Pd}$  مدل MED3633 [۱۹].

<sup>1</sup> National Institute of Standards and Technology

$^{103}\text{Pd}$  دارای نیمه عمر ۱۶/۹۹ روز و از طریق گیراندازی الکترونی به حالت کم ثبات  $^{103}\text{Rh}$  واپاشی می-کند. بیشتر تابش‌ها شامل پرتوهای ایکس مشخصه بعد از تحریک  $^{103}\text{Rh}$  به حالت پایه می‌باشند. در جدول (۲-۲) طیف گاماها  $^{103}\text{Pd}$  با شدت و انرژی هر فوتون مشاهده می‌شود.

جدول ۲-۲: طیف انرژی و شدت فوتون گسیل شده از چشمه  $^{103}\text{Pd}$  [۲۰].

انرژی (keV)	شدت (%)
۲۰/۰۷۴	۲۲/۹
۲۰/۲۱۶	۴۲/۳
۲۰/۷۱۷	۱۰/۴
۲۳/۳۱۲	۱/۹۴
۶۲/۵۱	۰/۰۰۱۰۴
۳۵۷/۴۶	۰/۰۲۲۱
۲۹۷/۵۵	۰/۰۶۸۳
۳۵۷/۹۵	۰/۰۰۲۸
۴۹۷/۰۵۴	۰/۰۰۴۰۱

جدول ۳-۲: ترکیبات پلی استیرن بر حسب درصد وزنی [۲۱].

عناصر تشکیل دهنده	درصد وزنی
<i>H</i>	8.0
<i>C</i>	90.0
<i>N</i>	0.3
<i>Cl</i>	0.7
<i>Pd</i>	1.0

جدول ۲-۴: ترکیبات هوای خشک استاندارد [۲۲].

گاز	درصدوزنی
$N_2$	75.47
$O_2$	23.20
$Ar$	1.28
$Co_2$	0.0606
$Ne$	0.0012
$He$	0.0001
$Kr$	0.0003
$Xe$	0.00004

## ۲-۵ توزیع‌های دز در اطراف چشمه

دزیمتری قابل استفاده در براکی‌تراپی، به معنای روش‌شناسی<sup>۱</sup> محاسبه‌ی مقدار آهنگ دز در نقطه‌ی مورد نظر از چشمه در محیط داده شده می‌باشد. برای یک فیزیکدان دانستن اساس تئوری محاسبه‌ی دز، دستورالعمل یا استفاده از الگوریتم کامپیوتری در اطراف چشمه در ارگان‌های سالم و بحرانی (وخیم) دارای اهمیت است. در براکی‌تراپی مدرن، همه‌ی چشمه‌های موجود، هندسه‌ی استوانه‌ای دارند هسته‌ها داخل کپسول قرار دارند، به‌طوری که توزیع‌های دز بر روی محور طولی دارای تقارن استوانه‌ای می‌باشد. اساس دزیمتری، اعتبار سنجی نتایج اندازه‌گیری‌های تجربی و تئوری با یکدیگر می‌باشد. به‌دلیل گرادیان دز بالا نزدیک چشمه و سیگنال پائین در فاصله‌های بزرگ، دزیمتری در براکی‌تراپی تجربی خیلی پیچیده و در فاصله‌های کوچک دارای خطاهای بالا می‌باشد، در حالی که محاسبه‌ی دز در هر نقطه و هر زاویه‌ای توسط روش‌های تئوری موجود است.

برای بهبود بخشیدن درستی محاسبه، استفاده از روش مونت‌کارلو مطلوب است، که یک ابزار محاسباتی برای آسان کردن آگاهی از توزیع‌های دز برای تعیین رفتار میانگین سیستم می‌باشد، و در فیزیک پزشکی به‌خصوص در براکی‌تراپی برای بهبود فهم ما در همه‌ی فرآیندهای وابسته به گسیل تابش و انتقال با استفاده از اعداد کاتوره‌ای مورد استفاده قرار می‌گیرد [۱۱].

<sup>۱</sup> Methodology

## ۲-۶ دستورالعمل محاسبه‌ی دز

کاربردهای کلینیکی چشمه باید بر اساس توصیه‌های محاسبه‌ی دز باشد. در سال ۱۹۹۵ انجمن فیزیک پزشکی آمریکا (AAPM)<sup>۱</sup>، گروهی را تشکیل داد که این گروه تحت عنوان TG-43 یک پروتکل برای محاسبه‌ی دز در اطراف چشمه‌های براکی تراپی منتشر کرده است. فرمول بندی محاسبه‌ی دز در براکی تراپی براساس یافته‌های (ICWG)<sup>۲</sup> می‌باشد. فرمول بندی جدید محاسبه‌ی دز، در تضاد با روش سنتی که در آن استفاده از ثابت‌های نرخ دز و ضرایب تضعیف بافت که نیاز به داده‌های ورودی شامل نرخ‌های دز یک چشمه‌ی واقعی در فانتوم معادل بافت دارد، می‌باشد. به‌طور سنتی نرخ دز در فاصله‌ی  $r$  از یک چشمه‌ی براکی تراپی درون شکافت<sup>۳</sup> با استفاده از تقریب نقطه‌ای به‌صورت زیر محاسبه می‌شود.

$$\dot{D}(r) = A_{app} f_{med} (\Gamma_{\delta}) \left( \frac{1}{r^2} \right) T(r) \Phi_{an} \quad (1-2)$$

که در آن:

$A_{app}$ ، اکتیویته‌ی چشمه.

$F_{med}$ ، ضریب تبدیل پرتودهی به دز.

$\Gamma_{\delta}$ ، ثابت نرخ پرتودهی.

$\Phi_{an}$ ، ثابت ناهمسانگردی.

$T(r)$ ، ضریب تضعیف بافت.

در دستور کار قدیمی از اکتیویته‌ی جرم معادل رادیوم استفاده می‌شد. ثابت نرخ پرتودهی و میرایی بافت برای همه‌ی چشمه‌ها یکسان بوده است، ثابت نرخ پرتودهی و دیگر پارامترهای ورودی به رادیونوکلئید بستگی داشت اما در دستور کار جدید هر یک از کمیات، برای محاسبه‌ی نرخ دز جذب شده برای نوع خاصی از چشمه‌ها می‌باشد و به ساختار و هندسه‌ی چشمه مربوط است و همچنین به طیف فوتون‌های

<sup>1</sup> American Association of Physicists in Medicine

<sup>2</sup> Interstitial Collaborative Working Group

<sup>3</sup> Interstitial

اولیه در محیط، یکی از مشکلات اساسی در پروتکل قدیمی براساس شارش فوتون اطراف چشمه در فضای آزاد می‌باشد، در حالی که کاربردهای کلینیکی مستلزم توزیع دز در محیط پراکنده‌گر بیمار دارد. تعیین توزیع‌های دز دو بعدی در محیط پراکنده کننده براساس شارش فوتون‌ها در اطراف چشمه در فضای آزاد فقط برای چشمه‌های نقطه‌ای مفید است. یک چشمه‌ی براکی‌تراپی واقعی دارای ناهمسانگردی است و برای چشمه‌هایی از این قبیل تعیین درستی توزیع دز در یک محیط پراکنده کننده از توزیع‌های شارش فوتون در فضای آزاد غیر ممکن است. پروتکل توصیه شده برای توزیع دز دو بعدی اطراف چشمه‌های متقارن استوانه‌ای می‌باشد، در حالی که پروتکل قدیمی برای چشمه‌های نقطه‌ای بوده است. در TG-43 به طور عمومی، حالت دو بعدی (چشمه‌ی خطی) و حالت یک بعدی (چشمه‌ی نقطه‌ای) در محاسبات داده شده است. در این پروتکل از تعریف‌های زیر استفاده شده است.

- هیچ محدودیتی در اندازه و تقارن چشمه به صورت کپسول شده با ماده‌ی رادیواکتیو مورد استفاده در براکی‌تراپی وجود ندارد.

- برای چشمه‌ی نقطه‌ای، فرض این است که ماده‌ی رادیواکتیو شامل نقطه‌ای بدون بعد با یک توزیع متقارن شعاعی با فاصله‌ی  $r$  می‌باشد، که توزیع آن به صورت قانون عکس مجذور فاصله می‌باشد.

- سطح عرضی چشمه‌ی متقارن استوانه‌ای، سطحی است که عمود بر محور طولی چشمه می‌باشد.

- نقطه‌ی مرجع  $(r_0 = 1 \text{ cm}, \theta_0 = \frac{\pi}{2})$  انتخاب شده است. این انتخاب نقطه‌ی مرجع برای محاسبه‌ی دز

با روش قدیمی که فاصله‌ی نقطه‌ی مرجع ۱ cm بوده است سازگار می‌باشد.

فرمالیسم توصیه شده یکی از مشکلات اساسی که در روش قدیمی بوده است را با استفاده از اندازه‌گیری مستقیم یا توزیع‌های دز قابل اندازه‌گیری تولید شده توسط چشمه در یک محیط معادل آب حل کرده است. در این پروتکل تعدادی از کمیات جدید از قبیل تابع ناهمسانگردی  $F(r, \theta)$ ، ثابت نرخ دز  $\Lambda$ ، تابع هندسی  $G(r, \theta)$ ، تابع دز شعاعی  $g(r)$  و شدت گرمای هوا  $S_k$  را معرفی کرده است. محاسبه‌ی نرخ دز در پروتکل TG-43 به صورت زیر است.

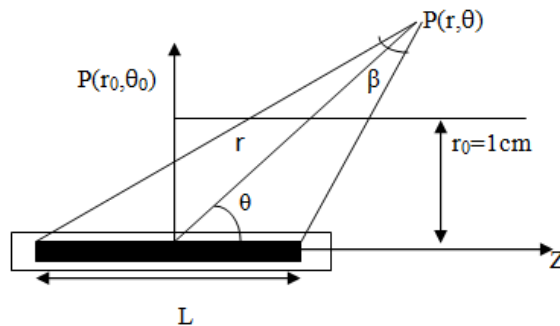
$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \Lambda \left[ \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \right] g(r) F(r, \theta) \quad (2-2)$$

در جدول (۵-۲) کمیت‌های جدید و کمیت‌ها در روش سنتی برای محاسبه‌ی نرخ دز و ارتباط آن‌ها با یکدیگر نشان داده شده است [۲۳، ۲۴].

جدول ۵-۲: کمیت‌های محاسبه‌ی نرخ دز در روش سنتی و پروتکل TG-43 [۲۳].

کمیت‌های جدید	کمیت‌های روش سنتی برای محاسبه‌ی نرخ دز
$S_k$	$A_{app}$
$\Lambda$	$\Gamma_\delta$
$F(r, \theta)$	$\Phi_{an}$
$g(r)$	$T(r)$
$G(r, \theta)$	$1/r^2$

مختصات سیستم برای محاسبات دزیمتری براکی تراپی در شکل (۲-۲) نشان داده شده است.



شکل ۲-۲: مختصات چشمه‌ی براکی تراپی برای محاسبه‌ی پارامترهای دزیمتری طبق پروتکل TG-43 [۲۳].

## ۲-۶-۱ شدت کرمای هوا<sup>۱</sup>

شدت کرمای هوا، معیاری از شدت (قدرت) چشمه براکی تراپی است که بر حسب نرخ کرمای هوا در نقطه‌ای در راستای محور عمود بر چشمه در فضای آزاد مشخص می‌شود. این کمیت به صورت حاصل-ضرب نرخ کرمای هوا در مربع فاصله  $d$  از چشمه در فضای آزاد اندازه‌گیری می‌شود که به صورت زیر است:

<sup>1</sup> Air Kerma Strength

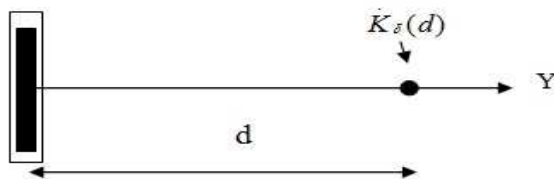
$$S_k = \dot{K}_\delta(d)d^2 \quad (3-2)$$

در کاربردهای عملی اندازه‌گیری برای استاندارد سازی شدت کرمای هوا، در هوا همراه با تصحیحات برای تضعیف یا میرایی هوا انجام می‌شود. از آنجا که اندازه‌گیری‌ها برای کالیبراسیون قدرت چشمه ممکن است در هر فاصله‌ی بزرگ  $d$ ، انجام شود لذا شدت کرمای هوا را با  $d_0$  برای فاصله کالیبراسیون مرجع که به‌طور معمول ۱ m انتخاب می‌گردد انجام می‌شود. اگر کرمای، زمان و فاصله به ترتیب دارای واحدهای تعیین شده‌ای از  $\mu\text{Gy}$ ،  $h$  و  $m$  باشند، آنگاه واحد شدت کرمای هوا برابر است با  $\mu\text{Gy m}^2\text{ h}^{-1}$  که اصطلاحاً به آن  $U$  می‌گویند.

$$U = 1 \text{ واحد از شدت کرمای هوا} \quad (4-2)$$

$$1 \mu\text{Gy m}^2\text{ h}^{-1} = 1\text{cGy cm}^2\text{ h}^{-1}$$

در شکل (۳-۲) هندسه‌ی محل اندازه‌گیری شدت کرمای هوا نشان داده شده است.



شکل ۳-۲: نقطه‌ی کالیبراسیون برای اندازه‌گیری شدت کرمای هوا طبق پروتکل TG-43.

برای محاسبه‌ی نرخ کرمای هوا از Cutoff انرژی، که به‌طور معمول ۵ keV است استفاده می‌شود

[۲۳،۲۴،۲۵].

## ۲-۶-۱-۱ ارتباط شدت کرمای هوا با اکتیویته

در گذشته شدت چشمه، با کمیت اکتیویته‌ی مشخصه‌ی رادیونوکلید مشخص می‌شد. برای یک چشمه با اکتیویته‌ی  $A$  نرخ پرتودهی در نقطه‌ی مورد نظر در فضای آزاد (با در نظر گرفتن تصحیحات برای میرایی) به صورت زیر می‌باشد.

$$\dot{X}(r, \theta) = A (\Gamma_{\delta})_x G(r, \theta) \alpha(r, \theta) \quad (5-2)$$

که در آن برای یک چشمه‌ی نقطه‌ای داریم:

$$G(r, \theta) = 1/r^2$$

مربوط به عامل هندسی چشمه (توزیع رادیونوکلئید) می‌باشد.

$$\alpha(r, \theta) = e^{-\mu r}$$

عامل تصحیح برای تضعیف و پراکندگی پرتوها در ماده‌ی چشمه و حفاظ اطراف می‌باشد.

$(\Gamma_{\delta})_x$  ثابت نرخ پرتودهی، آهنگ پرتودهی تابش گامای یک چشمه‌ی نقطه‌ای با فعالیت واحد و در فاصله-ی واحد می‌باشد. به دلیل این که ثابت نرخ پرتودهی فقط به گسیل‌های پرتو گامای رادیونوکلئید مربوط است و منبع پرتو گاما ممکن است ویژگی‌های پرتو گاما و پرتوهای ترمزی داخلی از خود نشان دهد توصیف این کمیت با فوتون‌هایی که بالای انرژی  $\delta$  هستند بیان می‌شود که براساس کاربرد خاص و مورد نظر انتخاب می‌شوند. همانطور که معادله (۲-۶) نشان می‌دهد نرخ پرتودهی در هر نقطه، توسط قدرت چشمه یا شدت تابش چشمه  $(A (\Gamma_{\delta})_x)$  در چگونگی توزیع ماده‌ی رادیواکتیو با در نظر گرفتن میرایی آن در ماده‌ی چشمه و کپسول حاصل می‌شود. بنابراین پرتودهی یک چشمه‌ی نقطه‌ای در فاصله‌ی  $L$  از چشمه به صورت زیر می‌باشد [۲۶].

$$\dot{X}_l = \frac{A}{l^2} (\Gamma_{\delta})_x e^{-\mu l} \quad (6-2)$$

## ۲-۱-۶-۲ اکتیویته و جرم معادل

برای چشمه با جرم معادل رادیوم  $m_{eq}$  نرخ پرتودهی در فاصله‌ی کالیبراسون  $l$  بر حسب cm به صورت

زیر می‌باشد.

$$\dot{X}_l = \frac{m_{eq}}{l^2} (\Gamma_{\delta})_{x, Ra} \quad (7-2)$$

$(\Gamma_{\delta})_{x, Ra}$  ثابت نرخ پرتودهی، برای رادیوم کپسول شده در ۰/۵ mm پلاتینیوم به صورت نرخ پرتودهی در

فاصله‌ی واحد بر واحد جرم رادیوم می‌باشد. به دلیل انرژی بالای پرتو گامای رادیوم، فرض شده است که تا

فاصله ۱ m می‌توان از میرایی در هوا صرف نظر کرد.



یک روش مشابه برای مشخص کردن شدت چشمه، استفاده از اکتیویته‌ی چشمه‌ی نقطه‌ای (از همان رادیونوکلئید) بدون حفاظ اطراف آن می‌باشد، که همان نرخ پرتودهی را در فاصله‌ی کالیبراسون تولید می‌کند. در همانندی با روش جرم معادل، نرخ پرتودهی به وسیله‌ی اکتیویته‌ی چشمه A به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$\dot{X}_l = \frac{A}{l^2} (\Gamma_\delta)_x \quad (8-2)$$

تعیین اکتیویته‌ی واقعی در چشمه‌ی براکی‌تراپی مشکل است و از روش‌های مختلف مقادیر متفاوتی حاصل می‌شود. همچنین برای بعضی رادیونوکلئیدها تعیین ثابت نرخ پرتودهی مخصوصاً برای چشمه‌های کپسول شده مشکل می‌باشد. وقتی اکتیویته و ثابت نرخ پرتودهی پارامترهای جداگانه در محاسبه‌ی دز می‌باشند تلاش برای به دست آوردن مقادیر صحیح این کمیات بدیهی است. مشخصات شدت چشمه با نرخ پرتودهی (یا نرخ کرمای هوا) در فاصله‌ی مشخصه توصیه شده است. نرخ پرتودهی (یا نرخ کرمای هوا) کمیت اندازه‌گیری شده‌ای است که می‌توان مستقیماً از استانداردهای بین‌المللی دست پیدا کرد. نرخ دز در بافت که کمیت مورد نظر در دزیمتری کلینیکی می‌باشد رابطه‌ی نزدیکی با نرخ پرتودهی (یا کرمای هوا) از اکتیویته‌ی کپسول شده در چشمه دارد، بنابراین آگاهی از ثابت نرخ پرتودهی (یا کرمای هوا) ضروری نمی‌باشد. بنابراین کمیت جدیدی که برای تعریف قدرت چشمه استفاده می‌شود شدت کرمای هوا می‌باشد که به صورت معادله‌ی (۳-۲) محاسبه می‌شود [۲۶،۲۷،۲۸].

## ۲-۶-۱-۳ رابطه‌ی شدت کرمای هوا با جرم معادل رادیوم و نرخ پرتودهی

همانطور که در بخش (۱-۶-۷) رابطه‌ی کرمای هوا با پرتو دهی بیان شده داریم:

$$K = \frac{X \cdot w/e}{1-g} \approx X \cdot (w/e) \quad (9-2)$$

بنابر معادله‌ی (۲-۹) کرمای هوا و پرتودهی در یک ضریبی با یکدیگر اختلاف دارند. برای یک چشمه با اکتیویته‌ی A شدت کرمای هوا به صورت زیر محاسبه می‌شود.

$$S_k = A (\Gamma_\delta)_x e^{-\mu} (w/e) \quad (10-2)$$

معادله‌ی بالا را می‌توان به صورت زیر نوشت.

$$S_k = A (\Gamma_\delta)_k e^{-\mu} \quad (11-2)$$

که در آن  $(\Gamma_\delta)_k$  ثابت نرخ کرمای هوا برای چشمه‌ی کپسول نشده است. با توجه به نرخ پرتودهی در هر نقطه در فضای آزاد توسط معادله (10-2) داریم:

$$\dot{X}(r, \theta) = A (\Gamma_\delta)_x G(r, \theta) \alpha(r, \theta) = \frac{S_k}{e^{-\mu} (w/e)} G(r, \theta) \alpha(r, \theta) \quad (12-2)$$

بنابراین نرخ پرتودهی در فاصله کالیبراسیون در نقطه‌ی داده شده ( $l \gg L$ ) داریم:

$$\dot{X}_l \approx \frac{S_k}{l^2 (w/e)} \quad (13-2)$$

برای جرم معادل رادیوم داده شده داریم:

$$m_{eq} = \frac{S_k}{(\Gamma_\delta)_{x,Ra} (w/e)} = \frac{S_k}{(\Gamma_\delta)_{k,Ra}} \quad (14-2)$$

که در آن  $(\Gamma_\delta)_{x,Ra}$  و  $(\Gamma_\delta)_{k,Ra}$  به ترتیب ثابت‌های نرخ پرتودهی و کرمای هوا برای رادیوم کپسول شده (۰/۵ میلی‌متر پلاتینیوم) می‌باشد. بنابراین کرمای هوا در هر نقطه از فضای آزاد به صورت زیر محاسبه می‌شود [۲۶،۲۸].

$$\dot{K}(r, \theta) = \frac{S_k}{e^{-\mu}} G(r, \theta) \alpha(r, \theta) \quad (15-2)$$

## ۲-۶-۲ ثابت نرخ دز<sup>۱</sup>

ثابت نرخ دز  $\Lambda$ ، به عنوان نسبت نرخ دز در محیط آب، در فاصله 1 cm روی محور عمود بر چشمه به شدت کرمای هوا، تعریف می‌شود و به رادیو نوکلئید و طراحی چشمه بستگی دارد. برای مشخصات ثابت نرخ دز طبق دستورالعمل توصیه شده، آب را به عنوان محیط مرجع انتخاب کرده و مقدار  $\Lambda$ ، در فاصله

<sup>۱</sup> Dose Rate Constant

مشخص شده در امتداد محور عمودی چشمه‌ی واقعی نسبت به مرکز هندسی چشمه حاصل می‌شود. از لحاظ ریاضی  $\Lambda$  برابر است با:

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_k} \quad (16-2)$$

ثابت، شامل اثرات هندسه چشمه، توزیع فضایی ماده رادیواکتیو درون چشمه‌ی کپسول شده، فیلتراسیون ذاتی درون چشمه و پراکندگی در محیط آب اطراف چشمه می‌باشد. مقدار عددی آن به اندازه‌گیری‌های استانداردسازی شدت کرمای هوا در کالیبره کردن چشمه بستگی دارد. به عبارت دیگر اگر شدت کرمای هوای استاندارد شده برای یک چشمه توسط NIST تغییر کند ثابت نرخ دز نیز تغییر می‌کند [۲۳، ۲۴].

## ۲-۶-۲-۱ دلایل استفاده از ثابت نرخ دز

اندازه‌گیری دز جذب شده بر حسب راد یا گری نه ساده است و نه سرراست، زیرا اندازه‌گیری انرژی ذخیره شده در جرم معینی از بافت کار بسیار مشکلی است. اما با اندازه‌گیری انرژی ذخیره شده در هوا که متناسب با پرتودهی است می‌توان از این مشکل پرهیز کرد و سپس آن را به دز جذب شده ربط داد. همانطور که در بخش (۷-۶-۱) بیان شد، هر یکای پرتودهی به صورت مقداری از تابش گاما یا ایکس تعریف می‌شود که بتواند در هر کیلوگرم هوا یون‌های حامل ۱ کولن بار با هر علامتی ایجاد کند. همچنین بار هر تک یون برابر  $C \times 10^{-19} \times 1/6$  و میانگین انرژی لازم برای تولید هر زوج یون در هوا برابر  $34 \text{ eV}$  است، بنابراین برای ارتباط یکای پرتودهی به یکای اصلی جذب انرژی در واحد جرم هوا، داریم:

$$1X = 1 \frac{C}{kg(air)} \times \frac{1(ion)}{1.6 \times 10^{-19} C} \times 34 \frac{eV}{ion} \times 1.6 \times 10^{-19} J / eV \times 1 \frac{Gy}{J / kg} = 34 Gy(air) \quad (17-2)$$

رونتگن، یکای قدیمی پرتودهی می‌باشد و به صورت آن مقدار از تابش ایکس یا گاما تعریف می‌شود که بتواند یون‌های حامل یک ایستا کولن بار با هر علامتی در هر  $cm^3$  هوا در درمای صفر درجه و فشار

۷۶۰ mmHg تولید کند، چون هر یون حامل باری برابر  $1.6 \times 10^{-19}$  st.C و جرم هر  $\text{cm}^3$  هوای استاندارد برابر  $1.293 \times 10^{-3}$  g است، پرتودهی ۱ R برابر است با:

$$1R = \frac{1 \text{ esu}}{1.293 \times 10^{-3} \text{ g}} \times (2.082 \times 10^9) \left( \frac{\text{ion pair}}{\text{esu}} \right) \times (34 \text{ eV / ion pair}) (1.602 \times 10^{-12} \text{ ergs / eV}) =$$

$$88 \text{ erg / g} = .88 \text{ rad} = 8.8 \text{ mGy} \quad (18-2)$$

که در آن:

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ erg / g}$$

$$1 \text{ J} = 10^7 \text{ erg}$$

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$$

اگر  $D_a$  دز جذب شده در هوا، و  $D_e$  پرتودهی در هوا باشد رابطه‌ی این دو عبارت است از:

$$D_a = .88 D_e \quad (19-2)$$

دز جذب شده در ماده‌ی X بدون در نظر گرفتن ضریب‌ها عبارت است از:

$$D_a(X) \approx I (\text{particel} / \text{m}^2 \cdot \text{S}) \times \mu_a(X) (\text{m}^2 / \text{kg}) \times E (\text{J} / \text{particel}) \quad (20-2)$$

دز جذب شده در هوا برابر است با:

$$D_a(\text{air}) \approx I (\text{particel} / \text{m}^2 \cdot \text{S}) \times \mu_a(\text{air}) (\text{m}^2 / \text{kg}) \times E (\text{J} / \text{particel}) = .88 D_e \quad (21-2)$$

که در آن  $I (\text{particel} / \text{m}^2 \cdot \text{S})$  آهنگ شار فوتون و  $\mu_a(\text{air})$  و  $\mu_a(X)$  به ترتیب ضرایب تضعیف جرمی

در هوا و ماده‌ی مورد نظر می‌باشد. از تقسیم رابطه‌ی (۲۰-۲) بر (۲۱-۲) داریم [۴،۸]:

$$D_a(X) \approx \frac{\mu_a(X)}{\mu_a(\text{air})} D_a(\text{air}) = \frac{\mu_a(X)}{\mu_a(\text{air})} .88 D_e(\text{air}) \quad (22-2)$$

بنابراین برای اندازه‌گیری دز جذب شده، ابتدا آهنگ پرتودهی اندازه‌گیری می‌شود و سپس با استفاده از

معادله‌های (۲۰-۲) و (۲۱-۲) آهنگ دز جذب شده از روی پرتوگیری اندازه‌گیری شده، محاسبه می‌گردد.

بنابراین طبق معادله‌ی (۱۷-۲) و رابطه بین نرخ پرتودهی و شدت گرمای هوا داریم:

$$\dot{D}(r_0, \theta_0) = \Lambda S_k \quad (23-2)$$

طبق معادله‌ی بالا  $\Lambda$ ، ارتباط بین دز جذب شده در نقطه‌ی مرجع به شدت چشمه را بیان می‌کند.

## ۲-۶-۳ عامل هندسی $G(r, \theta)$

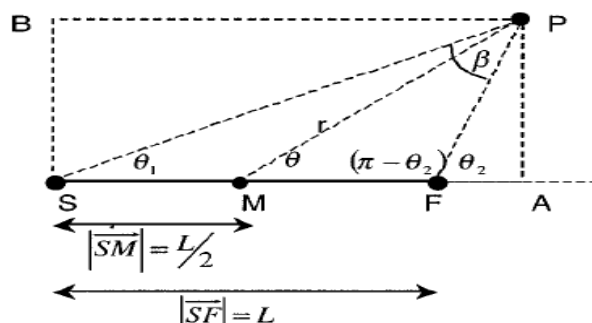
تابع هندسی، اثر توزیع ماده‌ی رادیو اکتیو درون کپسول بر توزیع دز که تابعی از  $r$  و  $\theta$  می‌باشد از لحاظ فیزیکی و مخصوصاً یک قانون عکس مجذوری مؤثر را فراهم می‌کند به طوری که از پراکندگی و میرای فوتون‌های گسیل کننده‌ی اطراف چشمه صرف‌نظر می‌شود. این تابع در حالت کلی به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$G(r, \theta) = \frac{\int_V \rho(\vec{r}') dV' / |\vec{r}' - \vec{r}|^2}{\int_V \rho(\vec{r}') dV'} \quad (24-2)$$

که در آن  $\rho(\vec{r}')$  بیان کننده چگالی رادیواکتیویته در نقطه  $P(\vec{r}')$  درون چشمه،  $V$  حجم چشمه،  $dV'$  عنصر حجمی قرار داده شده در فاصله  $r$  در چشمه است. در پروتکل TG-43 رابطه‌ی (۲۴-۲) برای انواع چشمه‌های نقطه‌ای و خطی مستقیماً بیان شده است.

$$G(r, \theta) = \begin{cases} 1/r^2 & \text{چشمه‌ی نقطه‌ای} \\ \beta/Lr \sin\theta & \text{چشمه‌ی خطی} \end{cases} \quad (25-2)$$

با در نظر گرفتن تقریب چشمه‌ی خطی برای حل تحلیلی تابع هندسی، زاویه‌ی  $\beta$  با توجه به شکل (۲-۲) به صورت زیر محاسبه می‌شود.



شکل ۲-۴ هندسه در نظر گرفته شده برای محاسبه‌ی تابع هندسی [۲۸].

r. فاصله نقطه دلخواه تا مرکز تقارن چشمه بر حسب cm،  $\beta$  زاویه بین ابتدا و انتهای چشمه بر حسب رادیان، L طول موثر چشمه بر cm و همچنین زاویه  $\theta$ ، زاویه نسبت به محور طولی چشمه بر حسب رادیان می‌باشد.

$$\theta_1 + \beta + (\pi - \theta_2) = \pi \quad (26-2)$$

$$\beta = \theta_2 - \theta_1 \quad (27-2)$$

$$|\overline{AP}| = r \times \sin(\theta) \quad (28-2)$$

$$|\overline{MA}| = r \times \cos(\theta) \quad (29-2)$$

$$|\overline{BP}| = |\overline{SA}| = (|\overline{SM}| + |\overline{MA}|) = \left[ r \times \cos(\theta) + \frac{L}{2} \right] \quad (30-2)$$

$$|\overline{FA}| = (|\overline{BP}| - L) = \left[ r \times \cos(\theta) + \frac{L}{2} - L \right] = \left[ r \times \cos(\theta) - \frac{L}{2} \right] \quad (31-2)$$

$$\theta_2 = \tan^{-1} \left( \frac{|\overline{AP}|}{|\overline{FA}|} \right) = \tan^{-1} \left( \frac{r \times \sin(\theta)}{r \times \cos(\theta) - \frac{L}{2}} \right) \quad (32-2)$$

$$\frac{|\overline{SP}|}{\sin(\pi - \theta_2)} = \frac{L}{\sin(\beta)} \quad (33-2)$$

$$\sin(\pi - \theta_2) = \sin(\theta_2) = \sin(\beta) = \frac{L \times \sin(\theta)}{|\overline{SP}|} \quad (34-2)$$

$$|\overline{SP}| = \sqrt{[r \times \sin(\theta)]^2 + \left[ r \times \cos(\theta) + \frac{L}{2} \right]^2} \quad (35-2)$$

$$\beta = \sin^{-1} \left( \frac{L \times \sin \left( \tan^{-1} \left\{ \frac{r \times \sin(\theta)}{r \times \cos(\theta) - \frac{L}{2}} \right\} \right)}{\sqrt{[r \times \sin(\theta)]^2 + \left[ r \times \cos(\theta) + \frac{L}{2} \right]^2}} \right) \quad (36-2)$$

$$G(r, \theta) = \frac{\sin^{-1} \left( \frac{L \times \sin \left( \tan^{-1} \left\{ \frac{r \times \sin(\theta)}{r \times \cos(\theta) - \frac{L}{2}} \right\} \right)}{\sqrt{[r \times \sin(\theta)]^2 + \left[ r \times \cos(\theta) + \frac{L}{2} \right]^2}} \right)}{L \times r \times \sin(\theta)} \quad (37-2)$$

همان طور که از معادله‌ی (۳۷-۲) مشاهده می‌شود تابع تحلیلی برای  $G(r, \theta)$  از این معادله محاسبه می‌گردد [۲۳، ۲۴، ۲۹].

## ۲-۶-۴ تابع دز شعاعی $g(r)$

تابع دز شعاعی برای اثرات جذب و پراکندگی در محیط در طول محور عرضی چشمه می‌باشد، و به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0) G(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0) G(r, \theta_0)} \quad (38-2)$$

تابع دز شعاعی فقط در طول محور عرضی، به این معنی که فقط برای نقطه‌هایی با یک زاویه  $\theta_0$  که برابر با  $\pi/2$  می‌باشد به کار گرفته می‌شود. توسط این تابع، نرخ دز بر روی محور عرضی (به دلیل جذب و پراکندگی در محیط و فیلتراسیون فوتون‌های چشمه به وسیله‌ی کپسول و مواد چشمه) بدست می‌آید.

## ۲-۶-۵ تابع ناهمسانگردی $F(r, \theta)$

به وسیله‌ی این تابع، ناهمسانگردی توزیع دز در اطراف چشمه که شامل اثرات جذب و پراکندگی در محیط می‌باشند، محاسبه می‌شود که به صورت زیر تعریف می‌گردد:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta) G(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0) G(r, \theta)} \quad (39-2)$$

این تابع دو بعدی، تغییر زاویه نرخ دز اطراف چشمه در هر فاصله به دلیل فیلتراسیون ذاتی، فیلتراسیون غیر مستقیم فوتون‌های اولیه در میان ماده کپسول و پراکندگی در محیط را محاسبه می‌کند [۲۳، ۲۴].

## ۲-۷ استفاده از روش مونت کارلو برای بدست آوردن پارامترهای دزیمتری

مهمترین نقش مونت کارلو در براکی تراپی، به دست آوردن پارامترهای دزیمتری چشمه‌ها، با بالاترین قدرت تفکیک می‌باشد. دزیمتری در واقع تخمین دز جذب شده به وسیله‌ی تجربه یا تکنیک‌های تئوری در اطراف چشمه‌های براکی تراپی می‌باشد. به دلیل گرادیان دز بالا در فاصله‌ی کوتاه در آب یا محیط‌های معادل، دزیمتری این چشمه‌ها پیچیده است. شبیه‌سازی مونت کارلو، روش تئوری برای محاسبه‌ی پارامتر-های دزیمتری است و به آسانی می‌تواند پارامترهای دزیمتری در فاصله‌های کوچک و همه‌ی زوایا را بدون هیچ محدودیت و پیچیدگی محاسبه کند. برای فوتون‌های کم انرژی مانند  $^{103}\text{Pd}$  و  $^{125}\text{I}$  جذب فوتوالکتریک سهم بزرگی از دز جذبی را، برای بافت دارد. بنابراین تغییرات کوچک در عدد اتمی بافت منجر به تاثیرات بزرگ بر روی دز می‌شود این اثرات می‌تواند توسط شبیه‌سازی مونت کارلو محاسبه شود.

بر طبق توصیه‌های TG-43، راهنمای اصلی که برای شبیه سازی مونت کارلو برای دقت محاسبات باید در نظر گرفته شود موارد زیر می‌باشد.

- برای شبیه‌سازی با استفاده از مونت کارلو، اطلاعات ابعاد چشمه، ترکیب کپسول، ترکیبات داخلی، هندسه‌ی چشمه‌ی مورد مطالعه باید به طور واضح مشخص باشد.

- برای گسیلنده‌های فوتون کم انرژی مانند  $^{103}\text{Pd}$  و  $^{125}\text{I}$ ، شبیه‌سازی در فانتوم کروی آب به قطر ۳۰ cm و برای گسیلنده‌های انرژی بالا، قطر فانتوم در نظر گرفته شده ۴۰ cm می‌باشد. این ابعاد برای در نظر گرفتن همه‌ی اثرات پراکندگی و جذب در محیط اطراف چشمه می‌باشد.

- با استفاده از تالی‌های تعریف شده در کد MCNP محاسبات مربوط به دز جذب شده انجام می‌گیرد. برای این منظور، آشکارسازهایی اطراف چشمه در زوایا و فاصله‌های مختلف در نظر گرفته می‌شود. حداکثر فاصله‌ی در نظر گرفته شده برای چشمه‌های کم انرژی تا فاصله‌ی ۱۰ cm و چشمه‌های پرانرژی تا فاصله ۱۵ cm می‌باشد. اندازه این آشکارسازها در بیشتر شبیه‌سازی‌ها مهم هستند..



- برای اطمینان از داده‌های آماری تاریخچه‌های در نظر گرفته شده برای محاسبه باید به اندازه کافی باشد.

- حرکت مکانیکی ترکیب داخلی، در شبیه سازی به علت موقعیت چشمه‌ها که ممکن است، تغییر کند باید در نظر گرفته شود زیرا این تغییرات بر پارامترهای دزیمتری اثر می‌گذارد.

- برای محاسبه‌ی پارامترهای دزیمتری ۲ شبیه‌سازی لازم است:

(۱) برای محاسبه‌ی دز جذب شده در مکان‌های دلخواه در اطراف چشمه، شبیه سازی در محیطی که معمولاً آب می‌باشد انجام می‌شود.

(۲) برای محاسبه‌ی تابع هندسی و شدت گرمای هوا شبیه سازی در خلأ صورت می‌گیرد.

- در چشمه‌های کم انرژی در هنگام استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو فرض می‌شود، همه‌ی الکترون‌های تولید شده به وسیله‌ی برخوردهای فوتون به‌طور موضعی جذب شده و تعادل الکترونی برقرار است. بنابراین در همه‌ی نقطه‌های مورد نظر دز معادل کرما است.

- تابع هندسی، تنها تصحیح قانون عکس مجذور فاصله را فراهم می‌کند از این رو تنها به شکل هسته‌ی فعال وابسته است و به رادیونوکلئید یا کپسول بستگی ندارد بنابراین محیط درون و اطراف چشمه خلاء در نظر گرفته شده و از جذب و پراکندگی در دانه و محیط اطراف صرف‌نظر می‌شود. برای محاسبه‌ی تابع هندسی چگالی جرمی همه‌ی مواد ترکیبات داخلی باید صفر در نظر گرفته شود. و بدین ترتیب هیچ بر-هم‌کنشی صورت نمی‌گیرد.

- برای به‌دست آوردن مقادیر تابع دز شعاعی، روش مونت کارلو بهترین انتخاب است. به‌دلیل پیچیدگی اندازه‌گیری‌های تجربی در فاصله‌های کوچک، نرخ‌های دز تخمین زده شده دارای اعتبار کمی هستند و نتایج تجربی تنها برای اعتبار سنجی نتایج مونت کارلو مورد استفاده قرار می‌گیرد. با توجه به معادله (۲)-  
(۳۸) مربوط به تابع دز شعاعی وابستگی شعاعی مقادیر نرخ دز محاسبه می‌شود. مقادیر تابع دز شعاعی

شده به یک چند جمله‌ای که TG-43 آن را پیشنهاد داده است برازش داده می‌شوند که این چند جمله‌ای به صورت زیر است:

$$g(r) = a_0 + a_1 r + a_2 r^2 + a_3 r^3 + a_4 r^4 + a_5 r^5 \quad (2-40)$$

پارامترهای  $a_0$  تا  $a_5$  به وسیله‌ی برازش حداقل مربعات داده می‌شوند. به طور عمومی محاسبه‌ی تابع دز شعاعی برای چشمه‌های کم انرژی، از فاصله‌های ۰/۲۵ cm تا ۷ cm صورت می‌گیرد. به دلیل وابستگی به طراحی کپسول چشمه، در مواردی از محاسبه در فاصله‌ی کمتر از ۰/۱ cm صرف‌نظر می‌شود.

- محاسبات مربوط به تابع ناهمسانگردی طبق معادله‌ی (۲-۳۹) با استفاده از محاسبات مونت کارلو از فاصله‌های ۰/۲۵ cm تا ۷ cm و در زوایای صفر تا ۹۰ درجه برای چشمه‌های کم انرژی انجام می‌شود. مقدار این تابع در هر فاصله‌ی شعاعی بر روی صفحه‌ی عرضی همیشه ۱ است و با افزایش ضخامت کپسول، نزدیک شدن زاویه‌ی  $\theta$  به  $\theta_0$  و کاهش انرژی مقدار آن کاهش می‌یابد [۱۱،۲۳،۲۴].

**فصل سوم**

**کد MCNP**

### ۳-۱ مقدمه

استفاده از روش مونت کارلو، یک تکنیک کارآمد و موثر برای حل مسائل آماری و شبه آماری می‌باشد که، در شاخه‌های مختلف علوم برای حل مسائل پیچیده می‌توان از آن بهره جست. کاربرد این روش در فیزیک پزشکی، شبیه‌سازی برهم کنش‌های مختلف میکروسکوپی با در نظر گرفتن چگالی احتمال هر برهم کنش می‌باشد به طوری که دقت و صحت آن به قدری است که از آن به‌عنوان ابزاری قوی و سودمند در دزیمتری و طراحی درمان یاد می‌شود [۳۰]. از این رو در این فصل ضمن پرداختن به تاریخچه‌ی مختصری از روش مونت کارلو به معرفی کد MCNP که یکی از کدهای قدرتمند این روش در ترابرد ذرات است پرداخته و دستورالعمل‌هایی که برای انجام محاسبات مورد استفاده قرار گرفته است معرفی می‌گردد.

### ۳-۲ روش مونت کارلو

اولین تلاش‌ها به منظور استفاده از اعداد تصادفی در حل مسائل ریاضی، در سال ۱۷۷۲ آغاز شد و به دنبال آن لاپلاس در سال ۱۷۸۶ اظهار داشت که عدد  $\pi$  را می‌توان با استفاده از اعداد تصادفی ساخت. روش مونت کارلو از فعالیت‌های انجام شده در آزمایشگاه لوس‌آلاموس در طی سال‌های دهه‌ی ۱۹۴۰ در طول جنگ جهانی دوم و با تلاش دانشمندان بر جسته‌ای از جمله انریکو فرمی ابداع شد. این روش می‌تواند به‌عنوان نظریه‌ی تکرار در یک فرآیند آماری (مانند واکنش ذرات هسته‌ای با مواد) مورد استفاده قرار گیرد و خصوصاً برای حل مسائل پیچیده‌ای که توسط کدهای کامپیوتری که از روش‌های جبری استفاده کرده و قابل مدل شدن نیستند، مفید است. فرآیند نمونه برداری آماری بر مبنای انتخاب اعداد تصادفی (بین یک و صفر) مانند انداختن تاس در بازی است و به همین دلیل نام مونت کارلو برای آن انتخاب شد. در ترابرد ذرات، تکنیک مونت کارلو یک روش کاملاً واقع‌گرایانه و به طور کلی یک تجربه نظری است. در ترابرد ذرات با استفاده از روش مونت کارلو از این حقیقت استفاده می‌شود که ذرات یک چشمه تا زمانی زنده هستند که مرگشان به وسیله‌ی برخی حالات مانند جذب، گریز از محیط و غیره فرا می‌رسد [۳۱]

### ۳-۳ کد MCNP

MCNP، کد مونت کارلوی N ذره‌ای چند منظوره بوده که می‌تواند برای محاسبات ترابرد نوترون، فوتون، الکترون و نیز زوج‌های نوترون/فوتون/الکترون، نوترون/فوتون‌های القایی توسط نوترون‌ها، فوتون/الکترون، الکترون/فوتون و نوترون/فوتون/الکترون مورد استفاده قرار گیرد. علاوه بر ترابرد ذرات، این کد می‌تواند ویژه مقادیر سیستم‌های بحرانی را نیز محاسبه کند. محدوده انرژی که ذرات می‌توانند ترابرد شوند برای نوترون از  $10^{-11}$  MeV تا 20 MeV و برای فوتون و الکترون از 1 keV تا 1000 MeV است.

### ۳-۳-۱ کاربرد کد MCNP

از موارد کاربرد MCNP می‌توان به استفاده از آن در برابر تابش و دزیمتری، محاسبات حفاظ گذاری تشعشعات مختلف، رادیوگرافی، فیزیک پزشکی، ایمنی بحرانی هسته‌ای، طراحی و تحلیل آشکارسازها، اکتشافات نفت، طراحی هدف در شتابدهنده‌ها، طراحی راکتورهای شکافت و همجوشی و آلودگی زدایی نام برد [۳۱].

### ۳-۳-۲ ویژگی‌های کد MCNP

از جمله خصوصیات ارزشمند و مهمی که MCNP را بسیار فراگیر کرده می‌توان به توانایی کد در به کار گیری روش‌های کاهش واریانس برای بهبود بازه‌ی محاسبات یا کاهش زمان انجام محاسبات، یک مجموعه وسیعی از داده‌های سطح مقطع برای تمام اندرکنش‌هایی که فوتون، نوترون و الکترون در محل انجام می‌دهد و کتابخانه‌هایی موجود، توانایی محاسبه‌ی ویژه مقادیر سیستم‌های حاوی مواد شکافت پذیر، داشتن اطلاعات مربوط به انرژی‌های پیوسته، داشتن محدوده‌ی بالای ترابرد ذرات، توانایی کد در تولید چشمه‌های عمومی، سطحی، حجمی، و چشمه‌های بحرانی و غیره نام برد.

### ۳-۴ واکنش‌ها و داده‌های هسته‌ای

در MCNP کتابخانه‌های داده‌های اتمی و کتابخانه‌های داده‌های هسته‌ای وجود دارد. منابع اصلی داده‌های هسته‌ای بر اساس برآوردهای انجام شده از مجموعه‌های ENDF<sup>۱</sup>، END<sup>۲</sup> و ACTL<sup>۳</sup> است که در لیومر گردآوری شده و برآوردهای انجام شده توسط گروه ANS<sup>۴</sup>، در لوس‌آلاموس است. جداول داده‌های هسته‌ای، برای برهم‌کنش‌های نوترون، نوترون/فوتون، فوتون، دزیمتری یا فعال‌سازی نوترون و پراکندگی ذرات و پراکندگی ذرات حرارتی، موجود است. جداول داده‌های معتبر کد MCNP در فایل XSDIR (موجود در مجموعه فایل‌های کد) فهرست شده است. در این کد بیش از ۵۰۰ جدول شامل اطلاعات مربوط به اندرکنش نوترون، برای تقریباً ۱۰۰ عنصر و ایزوتوپ مختلف فراهم شده و در دسترس است. جداول اندرکنش فوتون، شامل پراکندگی همدوس و ناهمدوس، جذب فوتوالکتریک با امکان گسیل فلئورسان و تولید زوج است. علاوه بر داده‌های فوق در کد MCNP جداول داده‌های حرارتی نیز برای استفاده در پراکندگی ذرات حرارتی وجود دارد.

### ۳-۵ ساختار فایل ورودی کد MCNP

فایل ورودی کد، شامل توصیف هندسه مسأله (کره، مکعب، استوانه و...) تعیین مواد و چشمه‌ی موجود و کمیتی که توسط کاربر برای محاسبه وارد می‌شود می‌باشد. تمامی مشخصات ذکر شده توسط کارت‌های تعریف‌کننده‌ی کمیت مورد نظر تعریف می‌شوند. فایل ورودی شامل: کارت سلول<sup>۵</sup>، کارت سطوح<sup>۶</sup>، کارت داده<sup>۷</sup> می‌باشد.

---

<sup>۱</sup> Evaluated Nuclear Data File  
<sup>۲</sup> Evaluated Nuclear Data Library  
<sup>۳</sup> Activation Library  
<sup>۴</sup> Applied Nuclear Science  
<sup>۵</sup> Cell Card  
<sup>۶</sup> Surface Card  
<sup>۷</sup> Data Card

سطر اول هر برنامه، توسط کد خوانده نمی‌شود و به توضیح عنوان برنامه اختصاص داده شده است. برای جداکردن بخش‌های مختلف در فایل ورودی (کارت سلول، سطح و داده) یک سطر خالی بین آن‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد. در هر سطر حداکثر ۸۰ کارکتر می‌تواند قرار گیرد و در صورتی که پارامترهای یک سطر از ۸۰ کارکتر بیشتر باشد، با گذاشتن علامت & در انتهای سطر، ادامه‌ی پارامترها باید از سطر بعد و از ستون ۶ ثبت شود.

### ۳-۵-۱ کارت سلول

فرم کلی یک کارت سلول به شکل زیر است:

j m d geom params

j = شماره سلول است که در ستون ۱ تا ۵ نوشته می‌شود.

m = شماره ماده (خلاً با شماره ماده صفر نشان داده می‌شود)

d = چگالی ماده داخل سلول (برای خلاً در این قسمت چیزی نوشته نمی‌شود) برای چگالی اتمی ماده

(atom/barn-cm) علامت مثبت و برای چگالی جرمی ماده ( $\text{gr/cm}^3$ ) علامت منفی در نظر گرفته می‌شود.

geom = پارامترهای مشخصه‌ی سلول (لیست سطوح) می‌باشد.

Params = پارامترهای مشخصه سلول می‌باشند.

### ۳-۵-۱-۱ دستور LIKE

در ساختارهای تکراری، استفاده از دستور LIKE کاربرد بسیاری در تسریع نوشتن برنامه‌ی ورودی دارد. از این دستور زمانی استفاده می‌کنیم که بخواهیم سلولی مشابه یک سلول موجود بسازیم. در حالی که برخی از پارامترهای آن (مانند چگالی، نوع ماده، موقعیت مکانی و...) تغییر می‌کند. شکل دستور به صورت زیر است:

j LIKE n ...

سلول زام که با استفاده از این دستور ساخته می‌شود می‌تواند تمامی خصوصیات مربوط به سلول n ام را دارا باشد. در این دستور اگر نوع ماده در سلول زام با سلول n ام متفاوت باشد برای وارد کردن آن از ma استفاده کرده و در جلوی آن شماره‌ی ماده‌ی مورد نظر را وارد می‌کنیم، و برای وارد کردن چگالی ماده‌ی مورد نظر از rho استفاده کرده و عدد مورد نظر را وارد می‌کنیم همچنین برای وارد کردن مختصات مکانی از trcl استفاده می‌کنیم. در دستور زیر چگونگی نوشتن موارد گفته شده نشان داده شده است [۳۲].

j like n but mat=(number of material) rho=(density of material) trcl=(x,y,z)

### ۳-۵-۲ کارت سطح

هر سلول، توسط سطوحی که آن را از سلول‌های دیگر مجزا می‌کند مشخص می‌شود. حداکثر تعداد سطوح در برنامه ورودی ۹۹۹۹۹ عدد می‌باشد. فرم کلی کارت سطح در فایل ورودی MCNP به شکل زیر می‌باشد:

j n a List

j = شماره سطح که در ستون ۱ تا ۵ قرار می‌گیرد (۹۹۹۹۹ - ۱).

n = شماره کارت انتقال در صورت نیاز.

a = نوع سطح ( صفحه، تخت، کره، استوانه و ... ).

List = شماره‌هایی که سطح را تعریف می‌کنند (بعد، شعاع و ... بر حسب سانتی متر).

در جدول (۳-۱) لیستی از سطوح که در کد MCNP مورد استفاده قرار می‌گیرد نشان داده شده است.



جدول ۳-۱: بعضی از سطوح مورد استفاده در کد MCNP

نام	نوع	تعریف	نوع معادله	کارت ورودی
P	صفحه	عمومی	$Ax + By + Cz - D = 0$	ABCD
PX		صفحه عمود بر محور X	$x - D = 0$	D
PY		صفحه عمود بر محور Y	$y - D = 0$	D
PZ		صفحه عمود بر محور Z	$z - D = 0$	D
SO	کره	کره عمومی	$x^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
S		کره در مرکز	$(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} \bar{y} \bar{z} R$
SX		مرکز کره بر محور X	$(x - \bar{x})^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} R$
SY		مرکز کره بر محور Y	$x^2 + (y - \bar{y})^2 + z^2 - R^2 = 0$	$\bar{y} R$
SZ		مرکز کره بر محور Z	$x^2 + y^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{z} R$
C/X	استوانه	استوانه موازی با محور X	$\sqrt{(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2} - t(x - \bar{x}) = 0$	$\bar{y} \bar{z} R$
C/Y		استوانه موازی با محور Y	$\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2} - t(y - \bar{y}) = 0$	$\bar{x} \bar{z} R$
C/Z		استوانه موازی با محور Z	$\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2} - t(z - \bar{z}) = 0$	$\bar{x} \bar{y} R$
CX		روی محور X	$\sqrt{y^2 + z^2} - t(x - \bar{x}) = 0$	R
CY		روی محور Y	$\sqrt{x^2 + z^2} - t(y - \bar{y}) = 0$	R
CZ		روی محور Z	$\sqrt{x^2 + y^2} - t(z - \bar{z}) = 0$	R

### ۳-۵-۳ کارت داده<sup>۱</sup>

در این قسمت که آخرین بخش از فایل ورودی است، در برگیرندهی نوع ذرات، مواد، چشمه‌های تابش، نوع خروجی یا تالی، روش‌های کاهش واریانس و... است. نام کارت اولین پارامتری است که در سطر

<sup>۱</sup> Data Card

مورد نظر نوشته می‌شود و باید در یکی از ستون‌های ۱ تا ۵ نوشته شود. در زیر به معرفی این کارت‌ها می‌پردازیم.

### ۳-۵-۳-۱ کارت تعیین نوع مسأله (MODE)

تعیین کننده نوع مسأله ( ذره ترابرد شونده) است که به صورت زیر می‌باشد:

MODE            xi            xi=N or P or E

که در آن N، P و E به ترتیب برای نوترون، فوتون و الکترون می‌باشد.

### ۳-۵-۳-۲ کارت اهمیت سلول (IMP)

این کارت تعیین کننده‌ی اهمیت سلول‌های مختلف برای ترابرد نوترون، فوتون و الکترون است. این

پارامتر برای کاهش زمان اجرای برنامه به کار می‌رود، به این ترتیب که در نواحی که مورد مسئله نیست، ذرات ردیابی نشوند. شکل کلی دستور به صورت زیر می‌باشد.

IMP: n            x1.....xi

که در آن به جای n برای نوترون (N)، فوتون (P) و الکترون (E) قرار می‌گیرد، همچنین در آن می‌توان از E,P، P,N و N,E,P مورد استفاده قرار گیرد. xi اهمیت سلول i ام است. معمولاً صفر یا یک انتخاب می‌شود. همچنین اهمیت بیرونی‌ترین سلول صفر انتخاب می‌شود تا ترابرد ذرات این سلول در نظر گرفته نشود و برنامه متوقف شود [۳۲].

### ۳-۵-۳-۳ کارت توصیف چشمه (SDEF)

این کارت ویژگی‌های چشمه را توصیف می‌کند. ساختار این کارت به صورت زیر است.

SDEF            Source Variable = Specification

متغیرهای چشمه و مفهوم آن در جدول (۳-۳) نشان داده شده است. اگر هیچ متغیری توسط کارت SDEF وارد نشود، به طور پیش فرض، چشمه‌ای نقطه‌ای در مختصات (0,0,0) با انرژی ۱۴ MeV در نظر گرفته خواهد شد.

### ۳-۵-۳-۳-۱ کارت SIn

متغیرهای چشمه می‌توانند دارای یک مقدار صریح یا پیش فرض (برای مثال یک انرژی منفرد) و یا یک توزیع (برای مثال یک توزیع زاویه‌های همسانگرد) باشند. در تعریف چشمه (SDEF) برای مشخص کردن متغیری که دارای توزیع است، به صورت قراردادی از عبارت d (بین حروف کوچک و بزرگ تفاوتی وجود ندارد) به همراه یک عدد (۱ تا ۹۹۹) استفاده می‌شود. n عددی انتخابی بوده و عددی است که نشان دهنده‌ی کارت‌های SIn و یا دیگر کارت‌های معرفی متغیر است. شکل کلی کارت SIn به صورت زیر است:

SIn                      option                      I1.....IK

n، شماره‌ی متغیر تعریف شده در SDEF است. option، نوع توزیع را نشان می‌دهد و از میان یکی از حروف H، L، A و S انتخاب می‌شود. مقدار پیش فرض این پارامتر H است یعنی اگر این پارامتر مقداردهی نشود، MCNP4C به صورت پیش فرض توزیع هیستوگرام را در نظر می‌گیرد. L برای نشان دادن توزیع چشمه گسسته، A توزیع چشمه به صورت نقطه به نقطه و در جایی که توزیع چگالی احتمال مشخص باشد، استفاده می‌شود. S برای نشان دادن اعداد توزیع استفاده می‌شود. I1...IK مقادیر متغیر چشمه و یا اعداد توزیع هستند.

### ۳-۵-۳-۲ کارت SPn

این کارت به دو صورت قابل تعریف است. شکل کلی کارت SPn به صورت زیر است:

SPn                      f    a,b

n، شماره ی متغیر تعریف شده در SDEF است. Option از میان یکی از حروف D، C و V انتخاب می-شود. مقدار پیش فرض این پارامتر D است. اگر در SIn، H یا L استفاده شده باشد، نیازی به قرار دادن پارامتر D در SPn نیست. C نشان دهنده توزیع حجمی و V نشان دهنده توزیع احتمال چشمه‌ی درون سلول است. f عددی منفی است که نشان دهنده‌ی توابع از پیش ساخته شده در کد MCNP4C می‌باشد. a و b پارامترهای توابع از پیش ساخته شده هستند [۳۲].

جدول: ۳-۲ متغیرهای چشمه [۳۲]

متغیر	مفهوم	مقدار پیش فرض
CEL	سلولی که ذرات چشمه در آن تولید می‌شوند.	با توجه به Z,Y,X تعیین می‌شود
SUR	سطحی که ذرات چشمه در آن تولید می‌شوند.	0
ERG	انرژی ذرات چشمه	14 MeV
TME	زمان تولید ذرات چشمه	0
DIR	جهت اولیه بردار ذرات چشمه نسبت به بردار VEC	همسانگرد
VEC	بردار مرجع برای تعیین جهت حرکت ذرات چشمه	عمود بر سطح
NRM	بردار عمود بر سطح	+1
POSE	نقطه مرجع برای انتخاب مکان اولیه ذرات چشمه	نقطه (0 0 0)
RAD	فاصله شعاعی ذرات چشمه نسبت به مقدار POS یا AXE	0
EXT	فاصله محوری ذرات چشمه از مقدار POS در امتداد AXE (چشمه حجمی)	0
AXS	بردار مرجع برای انتخاب EXT و RAD	ندارد
Z,Y,X	مختصات محل تولید ذرات چشمه در مختصات کارتزین	ندارد
CCC	سطح یا سلولی که ذرات چشمه روی آن یا داخل آن تولید می‌شوند.	ندارد
ARA	مساحت چشمه سطحی (تنها برای آشکار ساز نقطه‌ای)	ندارد
WGT	وزن ذرات چشمه	1
EFF	پارامتر تعیین کننده میزان کارایی در شبیه سازی مختصات مکانی ذرات چشمه	0.01
PAR	پارامتر تعیین کننده نوع ذره (۱ برای نوترون، ۲ برای فوتون، ۳ برای الکترون)	با توجه به کارت MODE

### ۳-۵-۳-۴ کارت توصیف کننده ماده (Mn)

برای تعریف یک ماده از کارت داده استفاده می‌شود که فرم کلی آن به صورت زیر می‌باشد.

Mn ZAID1 fraction1 ZAID2 fraction2

که در آن  $m$  شماره‌ی ماده است، اگر در تعریف سلول‌های مسأله از موادی با نام‌های ۱، ۲، ۳ و ۴ استفاده کنیم، در قسمت کارت داده چهار کارت با نام‌های  $m_1$ ،  $m_2$ ،  $m_3$ ،  $m_4$  خواهیم داشت.

ZAID عددی است که نوع ایزوتوپ را نشان می‌دهد که به فرم  $ZZZAAA.nnX$  است.  $ZZZ$  عدد اتمی و  $AAA$  عدد جرمی را نشان می‌دهد.  $nn$  شماره‌ی کتابخانه سطح مقطع و  $X$  مشخص کننده‌ی گروه داده‌ها می‌باشد. Fraction عددی است که نسبت وزنی آن ایزوتوپ را در ماده مشخص می‌نماید. برای معرفی نسبت اتمی ایزوتوپ عدد مثبت و برای معرفی نسبت وزنی ایزوتوپ از عدد منفی استفاده می‌شود. وقتی که در تعریف ماده از نسبت اتمی ایزوتوپ استفاده می‌کنیم کد MCNP مقادیر وارد شده را به یک نرمالیزه می‌کند. به صورت قراردادی برای مواد طبیعی مقدار  $AAA$  برابر 000 در نظر گرفته می‌شود.

### ۳-۵-۳-۵ کارت تعیین جواب مسأله (Fn)

کارت‌های ثبت (Tally) برای تعیین نوع اطلاعات خواسته شده در اجرای یک مسأله‌ی مونت کارلو به کار می‌روند کاربر می‌تواند توسط تالی‌های مختلف MCNP، محاسباتی چون جریان ذرات، شار ذرات و انرژی انباشته شده را انجام دهد.

تالی‌های MCNP بجز در مورد چشمه‌های بحرانی به صورت (تعداد ذرات آغازین/۱) بهنجار شده‌اند. شکل کلی استفاده از تالی‌های MCNP به فرم زیر است.

Fn: a S1.....Si

$n$  شماره‌ی خروجی است و نوع خروجی را مشخص می‌کند.  $a$  نوع ذره است و  $N$  یا  $P$  یا  $E$  را مشخص می‌کند.  $S_i$  ها شماره سطوح یا سلول‌هایی هستند که خروجی در سطح آن‌ها و یا در حجم آن‌ها تعریف می‌شود. از پرانتز برای نشان دادن جمع خروجی روی چند سطح استفاده می‌شود. در ضمن نتایج خروجی بر حسب یک ذره‌ی ارسالی از چشمه نرمالیزه می‌شوند. در جدول (۳-۳) تالی‌های مختلف کد MCNP نشان داده شده است [۳۲].

جدول: ۳-۳ تالی‌های کد MCNP [۳۲].

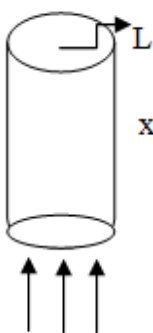
تالی	توصیف	ذره تراپرد شونده	واحد
F1	جریان سطح	N,P,E	Particles
F2	شار سطح	N,P,E	Particles/cm <sup>2</sup>
F4	شار با استفاده از تخمین طول مسیر سلول	N,P,E	Particles/cm <sup>2</sup>
F5	شار در یک نقطه	N,P	Particles/cm <sup>2</sup>
F6	تخمین انباشت انرژی با استفاده از تخمین طول مسیر سلول	N,P,NP	MeV/g
F7	تخمین انباشت انرژی شکافت با استفاده از تخمین طول مسیر سلول	N	MeV/g
F8	توزیع انرژی پالس‌های تولید شده در آشکارساز	E,P,EP	Pulses

### ۳-۵-۳-۱ تالی F4

این تالی شار ذرات را با تخمینی از طول مسیر پیموده شده‌ی آن‌ها درون سلول محاسبه می‌کند.

روند این محاسبه بدین ترتیب می‌باشد:

شار به صورت (واحد سطح/تعداد ذره) تعریف می‌شود، منظور از سطح نیز سطحی است که بر مسیر ذرات عمود می‌باشد. فرض می‌کنیم حجمی به صورت شکل (۳-۱) داریم که ذرات با سرعت  $v$  وارد این حجم می‌شوند.



شکل ۳-۱: تعداد ذرات وارد شده بر واحد سطح

در این حالت ذره در مدت زمان  $t$ ، که طولی از این حجم را می‌پیماید به صورت:

$$\vec{x} = \vec{v} t \quad (1-2)$$

بنابراین ذراتی که داخل حجم هستند طول  $\vec{v} t$  را طی می کنند. از طرفی با توجه به شکل (۱-۲) می توانیم بنویسیم:

$$\vec{v} t l = \text{حجم} = \text{سطح مقطع} \times \text{طول} \quad (2-2)$$

اگر تعداد ذراتی که در این حجم قرار دارند  $N$  باشد، آنگاه تعداد ذراتی که در زمان  $t$  از سطح عمودی با سرعت  $v$  حرکت می کنند برابر با  $N' = N \vec{v} t l$  می باشد. با توجه با این که تعداد ذراتی که از سطح عمودی عبور می کنند همان تعداد ذراتی هستند که در داخل حجم قرار گرفته اند، بنابراین  $N' = \Phi$  برابر با شار ذرات می شود. تعداد ذراتی که در واحد زمان و واحد سطح عبور می کنند  $N' = \Phi = Nv$  می باشد.

از طرفی در درون حجم شار متوسط را حساب کرده آن را به طول ارتباط می دهند (هر ذره مسیری را طی می کند، تمام مسیرها را جمع کرده و تقسیم بر تعداد طولها می کند)، که همان شار حجمی می شود، پس شار ذرات را می توان به صورت زیر نوشت:

$$\Phi(\vec{r}, E, t) = vN(\vec{r}, E, t) \quad (3-2)$$

که در آن  $v$  سرعت ذره و  $N$  چگالی ذره می باشد که برابر با (واحد حجم ذره / وزن ذره) می باشد. اگر از معادله (۳-۲) انتگرال گرفته شود داریم:

$$\iiint_{V} \Phi(\vec{r}, E, t) dE dt \frac{dV}{V} = Wvt / V = WT_l / V \quad (4-2)$$

$$\iiint_{V} \Phi(\vec{r}, E, t) dE dt \frac{dV}{V} = \iiint_{V} N(\vec{r}, E, t) ds dE \frac{dV}{V} \quad (5-2)$$

در معادله (۵-۲)،  $ds = v dt$  می باشد. از طرفی چون  $N(\vec{r}, E, t) ds$  چگالی طول مسیر است، MCNP این انتگرال را با جمع  $WT_l / V$  برای همه مسیرهای ذره در سلول، محدوده زمانی و محدوده انرژی تخمین می زند. به علت طول مسیر  $T_l$  در سلول، این تالی شار سلول را با تخمینی از طول مسیر پیموده

شده‌ی ذرات در سلول حساب می‌کند. بنابراین تالی F4 شار متوسط درون سلول را محاسبه می‌کند و واحد آن (ذره/cm<sup>2</sup>) است.

### ۳-۵-۳-۲ تالی F6

تالی F6، تالی انرژی به جاگذاشته در طول مسیر سلول می‌باشد، که برای نوترون و فوتون مورد استفاده قرار می‌گیرد از طرفی دز جذبی را نیز با این تالی محاسبه می‌کنند زیرا مقدار انرژی در واحد جرم باعث افزایش گرما در آن جرم می‌شود.

$$F_6 = \rho_a / \rho_g \int_V \int_t \int_E H(E) \Phi(\vec{r}, E, t) dE dt \frac{dV}{V} \quad (۶-۲)$$

$\rho_a$  چگالی اتمی (atoms/barn-cm)

$\rho_g$  چگالی جرمی (grams/cm<sup>3</sup>)

H(E) واکنش گرمایی (جمع همه‌ی نوکلئیدها در ماده)

واحد تالی گرمایی MeV/gm می‌باشد.

اگر تالی F4 که صرفاً تالی شار ذرات می‌باشد، در انرژی مربوط به آن توسط کارت ضرب کننده، ضرب شود حاصل همان تالی گرمایی می‌شود. در تالی F6 اگر یک فوتون یک الکترون تولید کند و آن الکترون در برهم کنشی یک فوتون تولید کند، فوتون دوم یعنی فوتونی که توسط الکترون تولید شده است محاسبه نمی‌شود، چون تالی گرمایی مربوط به اولین فوتون می‌باشد که همه‌ی انرژی را به الکترون انتقال داده است، اما تالی F4 مسیر فوتون دوم را پیش بینی کرده و آن را محاسبه می‌کند. تالی گرمایی فوتون، همچنین انرژی بر جای گذاشته شده برای فوتون‌ها و الکترون‌ها توسط تالی F8\* نیز (تقسیم بر جرم سلول برای جواب به صورت MeV/gm) انجام می‌شود. نتایج تالی F8\* برابر با تالی گرمایی نمی‌باشد چون در مجموع تالی F8\* مستقل و تخمین‌هایش متفاوت است [۳۲].



### ۳-۵-۳-۵-۳ تالی F8

تالی F8، توزیع ارتفاع پالس مربوط به فوتون و الکترون را محاسبه می‌کند. این تالی را نمی‌توان برای نوترون‌ها استفاده کرد. تالی ارتفاع پالس، توزیع انرژی پالس‌های تولید شده در سلولی که یک آشکارساز فیزیکی را مدل می‌کند، در اختیار کاربر قرار می‌دهد. این تالی همچنین انباشت انرژی در سلول را میسر می‌سازد، انرژی انباشته شده توسط فوتون و الکترون را می‌توان توسط F8\* محاسبه کرد (حاصل برحسب MeV). اگر چه ورودی کارت F8 سلول‌ها هستند، اما این تالی، یک تالی سلول ردیابی مسیر نمی‌باشد. تالی‌های F8 در نقاط چشمه و سطوح ایجاد می‌شوند.

### ۳-۵-۳-۶ کارت قطع برنامه

از کارت‌های قطع به منظور خاتمه دادن به انجام محاسبات توسط کد MCNP استفاده می‌شود. کارت‌های قطع که در کد تعریف می‌شوند در جدول (۳-۴) آورده شده است. در تمامی حالات استفاده از کارت قطع برنامه لازم است.

جدول: ۳-۴ کارت‌های قطع برنامه در کد MCNP [۳۲]

نام	نوع کارت
CUT	قطع
ELPT	قطع انرژی سلول به سلول
NPS	قطع تاریخچه
CTME	قطع زمان کامپیوتر

### ۳-۵-۳-۱-۶-۱ کارت قطع زمان (CTME)

در صورتی که بخواهیم اجرای یک برنامه بعد از مدت زمان مشخصی متوقف شود از این کارت استفاده می‌کنیم. فرم کلی دستور به صورت زیر است که در آن  $x$  مدت زمان اجرای برنامه بر حسب دقیقه است.

CTME                      x

### ۳-۵-۶-۲ کارت قطع تاریخچه (NPS)

در صورتی که بخواهیم اجرای یک برنامه بعد از سپری شدن تعداد تاریخچه‌ی مشخصی متوقف شود از این کارت استفاده می‌شود. فرم کلی استفاده از این دستور به صورت زیر است که در آن  $n$  تعداد تاریخچه‌های ذرات بوده که برای پایان دادن محاسبات مونت کارلو مورد نیاز است.

NPS                      n

### ۳-۵-۶-۳ قطع انرژی سلول به سلول (ELPT)

شکل کلی دستور به صورت زیر می‌باشد.

ELPT:n                      x1 x2 .....xi ..... xI

$P = n$  برای فوتون،  $E$  برای الکترون و  $N$  برای نوترون می‌باشد.

$x_i =$  قطع انرژی پایینی سلول  $i$  ام.

$I =$  تعداد سلول‌ها در مسأله.

همچنین در این دستور، قطع انرژی پایینی برای هر سلول مسأله می‌تواند به‌طور جداگانه مشخص شود.

### ۳-۵-۷ کارت تقسیم بندی انرژی خروجی (En)

فرم کلی کارت انرژی خروجی به صورت زیر است:

En                      E1...Ei

$n$  شماره‌ی خروجی است و  $E_i$  ها بازه‌های انرژی هستند. اگر از کارت خروجی به تنهایی استفاده شود مقدار کلی کمیت خواسته شده، به عنوان خروجی نمایش داده می‌شود ولی در بسیاری از موارد لازم است که خروجی بر حسب طیف انرژی داده شود. برای این کار خروجی را به بازه‌هایی تقسیم می‌کنیم در این حالت کمیت خواسته شده از کد، در هر بازه تعریف شده محاسبه خواهد شد. برای تقسیم بندی طیف انرژی خروجی خواسته شده از دستور  $En$  استفاده می‌شود [۳۲].

### ۳-۵-۸ کارت DEn/DFn

با استفاده از این کارت یک تابع پاسخ نقطه به نقطه (همانند فاکتورهای تبدیل شار با دز) به صورت تابعی از انرژی برای تغییر نتایج یک تالی می‌توانیم داشته باشیم. شکل کلی این کارت به صورت زیر است:

DEn	A	E1.....Ek
DFn	B	F1.....Fk

که در آن  $n$ ، شماره تالی،  $E_k$  انرژی بر حسب MeV،  $F_k$  تابع دز متناظر با مقادیر انرژی،  $A$  درون‌یابی لگاریتمی یا خطی برای انرژی و  $B$  درون‌یابی لگاریتمی یا خطی برای تابع دز می‌باشد. هر دو کارت باید اعداد یکسانی داشته باشند و انرژی باید به صورت افزایشی باشد. بازه‌های انرژی معرفی شده توسط کارت DE نباید معادل با بازه‌های انرژی معرفی شده توسط کارت En باشد. در جدول (۳-۵) ضرایب تبدیل شار به دز بر اساس کمیسیون بین‌المللی واحدهای اندازه‌گیری پرتوها و انیستیتو استاندارد ملی آمریکا آورده شده است.

جدول: ۳-۵ ضرایب تبدیل شار فوتون به دز [۳۲]

ANSI/ANS-6.1.1-1977		ICRP-2	
Energy(MeV)	DF(E) (rem/hr)/(Photons/cm <sup>2</sup> .s)	Energy(MeV)	DF(E) (rem/hr)/(Photons/cm <sup>2</sup> .s)
0.01	3.96e-06	0.01	2.78e-06
0.03	5.82e-07	0.015	1.11e-06
0.05	2.90e-07	0.02	5.88e-07
0.07	2.58e-07	0.03	2.56e-07
0.1	2.83e-07	0.04	1.56e-07
0.15	3.79e-07	0.05	1.20e-07
0.2	5.01e-07	0.06	1.11e-07
0.25	6.31e-07	0.08	1.20e-07
0.3	7.59e-07	0.1	1.47e-07
0.35	8.78e-07	0.15	2.38e-07
0.4	9.85e-07	0.2	3.45e-07
0.45	1.08e-06	0.3	5.56e-07
0.5	1.17e-06	0.4	7.69e-07
0.55	1.27e-06	0.5	9.09e-07
0.6	1.36e-06	0.6	1.14e-06
0.65	1.44e-06	0.8	1.47e-06
0.7	1.52e-06	1.00	1.79e-06
0.8	1.68e-06	1.50	2.44e-06
1.00	1.98e-06	2.00	3.03e-06
1.40	2.51e-06	3.00	4.0e-06
1.80	2.99e-06	4.00	4.76e-06
2.20	3.42e-06	5.00	5.56e-06
2.60	3.82e-06	6.00	6.25e-06
2.80	4.01e-06	8.00	7.69e-06
3.25	4.41e-06	10.0	9.09e-06
3.75	4.83e-06		
4.25	5.23e-06		
4.75	5.60e-06		
5.00	5.80e-06		
5.25	6.01e-06		
5.75	6.37e-06		
6.25	6.74e-06		
6.75	7.11e-06		
7.50	7.66e-06		
9.00	8.77e-06		
11.0	1.03e-05		
13.0	1.18e-05		
15.0	1.33e-05		

### ۳-۶ فایل خروجی کد MCNP

خروجی تالی‌های کد MCNP، در تمام حالات بجز خروجی چشمه‌ی بحرانیت، بر حسب یک ذره نرمالیزه شده و جزئیات مربوط به محاسبات تالی آورده می‌شود، همچنین در فایل خروجی ساخته شده توسط MCNP، به منظور بررسی دقت و صحت محاسبات ۱۰ چک آماری مختلف برای هر کدام از تالی-های خواسته شده انجام و به کاربر نشان داده می‌شود. نمودارهای نوسان‌های تالی، در فایل خروجی چاپ می‌شوند تا میانگین تالی (Mean)، خطا (Error)، واریانس واریانس (VOV)، و شیب بزرگترین تاریخچه (Slope) تالی را نشان دهند و بدین ترتیب میزان اطمینان جواب‌های تالی بررسی می‌شود. فایل خروجی شامل جدول‌های مختلفی می‌باشد که هر کدام مربوط به پارامتر خاصی می‌باشد. در جدول (۳-۶) اطلاعات مربوط به فایل خروجی MCNP نشان داده شده است.

جدول ۳-۶: اطلاعات مربوط به فایل خروجی کد MCNP [۳۲]

شماره جدول	توضیحات
۱۰	ضرایب و توزیع‌های مربوط به چشمه
۲۰	اطلاعات مربوط به پنجره وزنی
۳۰	توصیف تالی
۳۵	اشکارسازهای واقع شونده در یک وقت
۴۰	ترکیبات ماده
۵۰	جرم و حجم سلول‌ها و مساحت سطوح
۶۰	اهمیت سلول
۶۲	برخوردهای اجباری و تبدیلات نمایی
۷۰	ضرایب سطوح
۸۵	برد الکترون
۸۶	الکترون تابش ترمزی و محصولات ثانویه
۹۰	داده‌های چشمه بحرانی KCODE
۹۸	مقدار ثابت فیزیکی و گردآوری کردن گزینه‌ها
۱۰۰	جداول سطح مقطع
۱۰۲	داده‌های پراکندگی $S(\alpha, \beta)$ مربوط به هسته‌ها
۱۱۰	اطلاعات مربوط به ۵۰ تاریخچه اول برنامه
۱۲۰	تحلیل کیفیت تابع اهمیت
۱۲۶	فعالیت ذره در هر سلول
۱۲۸	نقشه سلول‌های واحد و کل
۱۳۰	وزن تعادل نوترون / فوتون / الکترون
۱۴۰	فعالیت هسته‌های نوترون / فوتون
۱۵۰	DXTRAN شیوه‌های تشخیص
۱۶۰	TFC تحلیل نمودارهای تالی
۱۶۱	رسم چگالی تالی $f(x)$
۱۶۲	رسم چگالی تالی و تجمعی $f(x)$
۱۷۰	جداول متداول توزیع چشمه ، چشمه‌های سطحی
۱۷۵	نتایج تقریبی $keff$ در هر چرخه
۱۷۸	در کل مجموعه چرخه‌ها $keff$ نتایج تقریبی
۱۸۰	خلاصه ثبت مولد پنجره وزنی که توسط (7) WWG کنترل می شود، کارت پرینت نیست
۱۹۰	خلاصه مولد پنجره وزنی
۱۹۸	شارهای چندگروهی پنجره‌های وزنی
۲۰۰	پنجره های مولد پنجره وزنی

### ۳-۷ تخمین خطاهای مونت کارلو

تالی‌های MCNP که بصورت (ذره آغازین/۱) بهنجار شده‌اند، همراه با عددی به نام R در فایل خروجی چاپ می‌شوند که خطای نسبی تخمین زده شده می‌باشد. در MCNP کمیت‌های مورد نیاز برای تخمین خطا، بعد از هر تاریخچه کامل مونت کارلو محاسبه می‌شوند. خطای نسبی که، کد MCNP محاسبه می‌کند متناسب با  $1/\sqrt{N}$  است که N، تعداد تاریخچه‌های مورد استفاده در ترابرد ذرات می‌باشد و بدین ترتیب هر چه تعداد تاریخچه‌ی ذرات بیشتر باشد خطای محاسبه شده کمتر می‌شود (به طور مثال اگر خطا ۱ باشد، برای اینکه خطا نصف شود باید تعداد ذرات ۴ برابر شوند). خطای نسبی تخمین زده شده می‌تواند به منظور شکل دادن بازه‌های اطمینان تالی استفاده شود، این بازه‌های اطمینان تنها به دقت محاسبات مونت کارلو اشاره دارد نه به صحت نتایج، با توجه به مقدار R می‌توان کیفیت جواب‌های بدست آمده برای تالی را بررسی کرد.

جدول ۳-۷: محدوده‌ی خطای نسبی برای کیفیت جواب‌ها

محدوده R	کیفیت تالی
0.5-1.0	بی اعتبار
0.2-0.5	تا حدودی ناچیزی قابل اعتبار
0.1-0.02	قابل تردید
<0.1	عموماً قابل اعتبار
<0.05	عموماً قابل اعتبار برای آشکارسازهای نقطه‌ای

اگر ذره در محدوده‌ای که برای MCNP تعریف شده قرار نگیرد، نتایج مونت کارلو مقادیر انتظاری صحیحی نخواهند داشت و ممکن است بازه اطمینان صحیح نباشد. کد MCNP برای آگاه کردن کاربر درباره رفتار اشتباه برنامه، کمیتی به نام عدد شایستگی را معرفی می‌کند که به صورت  $FOM = \frac{1}{R^2 T}$  تعریف می‌شود. در این رابطه T زمان سپری شده توسط کامپیوتر و R خطای نسبی است. به علت اینکه  $R^2$  با  $1/N$  و T با N متناسب است، FOM باید با افزایش N، مقدار ثابتی داشته باشد. لذا همواره باید نمودار

نوسانات تالی بررسی شود تا از خوشرفتار بودن تالی و کیفیت جواب ها اطمینان پیدا کرد، این امر با بررسی، ثابت بودن FOM میسر می‌گردد.

### ۳-۷-۱ روش‌های کم کردن خطا

اگر خطای تالی مورد استفاده، در خروجی برنامه در محدوده‌ی قابل قبول نباشد در این صورت برای کم کردن خطا می‌توان زمان اجرای برنامه و یا تعداد تاریخچه‌های مورد استفاده (طبق رابطه‌ای که بین خطای نسبی و تاریخچه‌ی ذرات وجود دارد) را افزایش داد. همچنین با کم کردن بازه‌ی انرژی (زیاد شدن پهنای انرژی) می‌توان به نتیجه‌ی مطلوب دست یافت، زیرا هر چه پهنای بازه زیاد باشد تعداد ذرات در آن بازه زیاد شده و بدین ترتیب خطا در آن بازه کم می‌شود [۳۲].



## فصل چهارم

### شبیه سازی و نتایج

امروزه استفاده از چشمه‌های رادیواکتیو کپسول شده، در براکی‌تراپی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. از این چشمه‌ها در مجاورت تومور برای از بین بردن آن استفاده می‌کنند. چشمه‌ی کم انرژی  $^{103}Pd$  یک نمونه از چشمه‌های براکی‌تراپی می‌باشد که به جای  $^{125}I$  مورد استفاده قرار می‌گیرد. از آنجا که دز در فاصله‌ی کمی از چشمه افت می‌کند، لذا با آهنگ دز مناسب می‌توان به بازدهی بالایی برای کشتن سلول‌های سرطانی دست یافت. از این رو محاسبه‌ی پارامترهای دزیمتری این چشمه‌ها قبل از کاربرد کلینیکی آن‌ها دارای اهمیت است. پارامترهای دزیمتری چشمه‌های براکی‌تراپی طبق پروتکل منتشر شده توسط انجمن فیزیک پزشکی آمریکا (TG-43) تعیین می‌شود که شامل، کاربرد مونت کارلو در شبیه‌سازی، راهنمایی برای دزیمتری مونت کارلو، توصیه‌هایی برای شبیه‌سازی و اعتبار سنجی محاسبات می‌باشد. در دستورالعمل توصیه شده، پارامترهای دزیمتری شامل: شدت کرمای هوا<sup>۱</sup>، ثابت نرخ دز<sup>۲</sup>، تابع هندسی<sup>۳</sup>، تابع دز شعاعی<sup>۴</sup> و تابع ناهمسانگردی<sup>۵</sup> می‌باشد، که هر یک از این کمیات در تعیین دز جذبی رسیده به تومور سهیم هستند [۱۱،۲۳،۲۴]. چون در حالت عملی، آزمایش برای درستی دز رسیده به ناحیه‌ی تحت درمان را نمی‌توان مستقیماً در بدن انسان انجام داد، با استفاده از نزدیکی چگالی و ترکیبات موجود در آب با بافت بدن، شبیه‌سازی تعیین پارامترهای دزیمتری، در فانتوم آب صورت می‌گیرد. در این فصل ضمن تعیین پارامترهای دزیمتری طبق دستورالعمل TG-43 با فانتوم آب، به محاسبه‌ی این پارامترها در فانتوم بافت بدن نیز پرداخته شده و با مقایسه‌ی نتایج حاصل از این دو حالت، بررسی این که مقادیر حاصل از شبیه‌سازی با فانتوم آب تا چه میزان می‌تواند در درمان تومورهای بدخیم به جای بافت بدن مورد استفاده قرار گیرد، ارزیابی شده است.

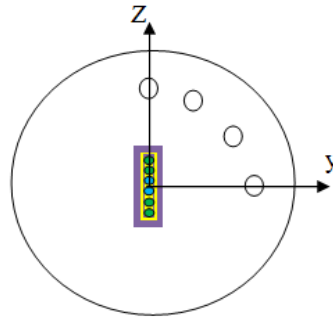
---

<sup>۱</sup> Air Kerma Strength  
<sup>۲</sup> Dose Rate Constant  
<sup>۳</sup> Geometry Function  
<sup>۴</sup> Radial Dose Function  
<sup>۵</sup> Anisotropy Function

#### ۲-۴ محاسبه‌ی دز جذبی $\dot{D}(r,\theta)$

چشمه‌ی کم انرژی  $^{103}\text{Pd}$  مدل MED3633، یکی از چشمه‌های استاندارد برای استفاده در پرتودرمانی به روش براکی‌تراپی می‌باشد (بخش ۲-۴-۱). لذا، مشخصه‌یابی دزیمتری چشمه‌ی مورد نظر و ضرورت تعیین دقیق دز جذب شده برای عملکرد بهتر درمان، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. محاسبات مربوط به دز جذبی را می‌توان با استفاده از تالی‌های مختلف (F4, F6, \*F8) کد MCNP، انجام داد. از طرفی با توجه به طولانی بودن مدت زمان محاسبات مونت‌کارلو به منظور یافتن روشی سریعتر از لحاظ دقت و سرعت محاسبات، بهتر است نتایج حاصل از تالی‌های مختلف با یکدیگر مقایسه شوند. بدین منظور، ابتدا نتایج دز جذبی در مکان‌های دلخواه با استفاده از روش‌های مختلف محاسبه‌ی دز (تالی‌های کد MCNP) مورد ارزیابی قرار گرفته و سپس تالی یا تالی‌های انتخاب شده برای انجام محاسبات دز جذب شده در همه‌ی مکان‌های مورد نظر انجام شده است [۲۳، ۲۴]. برای انجام شبیه‌سازی، مطابق با دستورالعمل مشخصه‌یابی دزیمتری چشمه‌های براکی‌تراپی کم انرژی و توصیه‌های انجمن فیزیک پزشکی آمریکا در پروتکل TG-43، از یک فانتوم آب (دارای ترکیبات و چگالی نزدیک به بافت) به شعاع ۱۵ cm که در مرکز آن چشمه مورد نظر قرار دارد استفاده شده است. استفاده از این اندازه جهت ایجاد شرایط کامل جذب و پراکندگی در محیط است [۱۱].

محاسبات دز جذب شده با استفاده از تالی‌های مختلف در فاصله‌های، ۰/۵، ۰/۷۵، ۱، ۱/۵، ۲، ۲/۵، ۳، ۳/۵، ۴، ۴/۵، ۵ و ۶ سانتی‌متر در زوایای صفر، ۳۰، ۶۰ و ۹۰ درجه در کره‌هایی به شعاع ۰/۰۵ cm با تاریخچه‌ی ذرات برابر  $(10^9 \times 2)$  ذره) برای مقایسه و ارزیابی صورت گرفته است. در شکل (۴-۱) طرحی از محل قرارگیری آشکارسازها در اطراف چشمه برای شبیه‌سازی توسط کد MCNP نشان داده شده است.

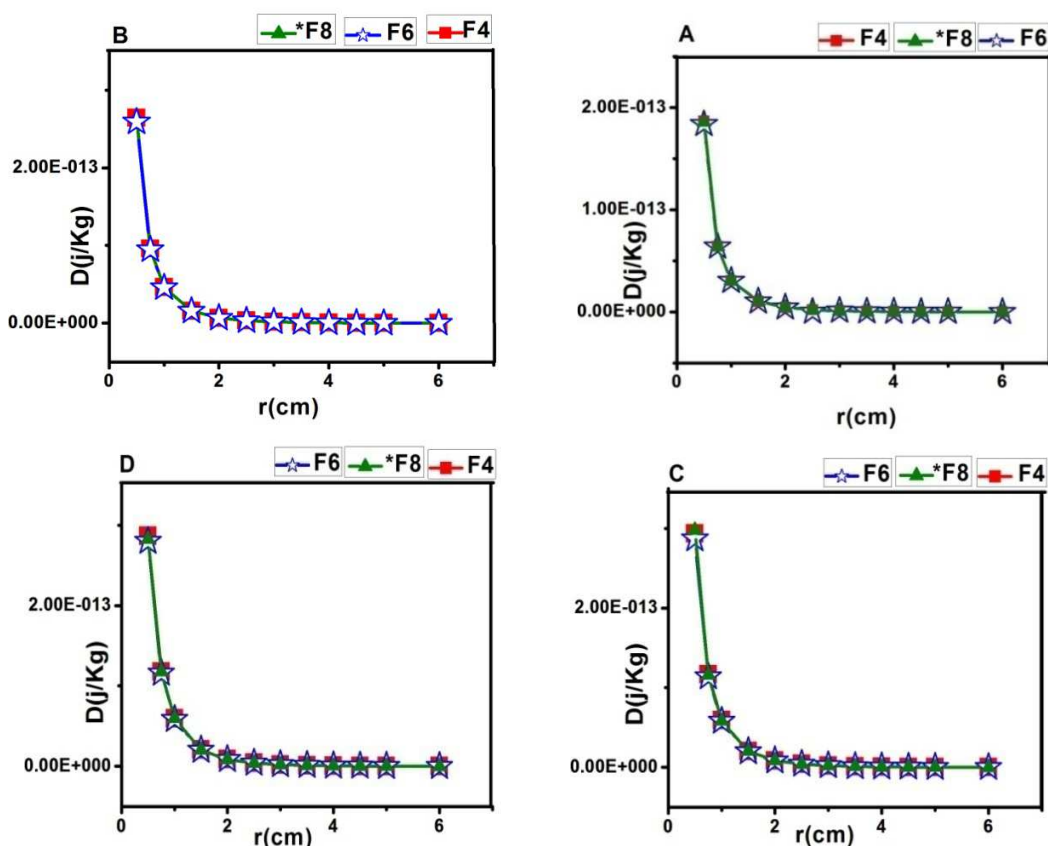


شکل ۴-۱: طرحی از هندسه شبیه سازی شده توسط کد MCNP4C.

تالی F4، تخمین گر شار ذرات با استفاده از طول مسیر آنها در سلول است. اگر این تالی را به همراه کارت‌های DE و DF که به ترتیب انرژی فوتون و ضرائب تبدیل شار به دز در انرژی نظیر است به کار ببریم دز جذبی حساب خواهد شد (بخش ۳-۵-۸).

تالی F6، در حالت فوتونی تخمین گر کرماست. بدیهی است، در شرایط تعادل الکترونی و ناچیز بودن تابش ترمزی، کرما تخمین بسیار خوبی برای دز جذبی خواهد بود (بخش ۱-۶-۶).

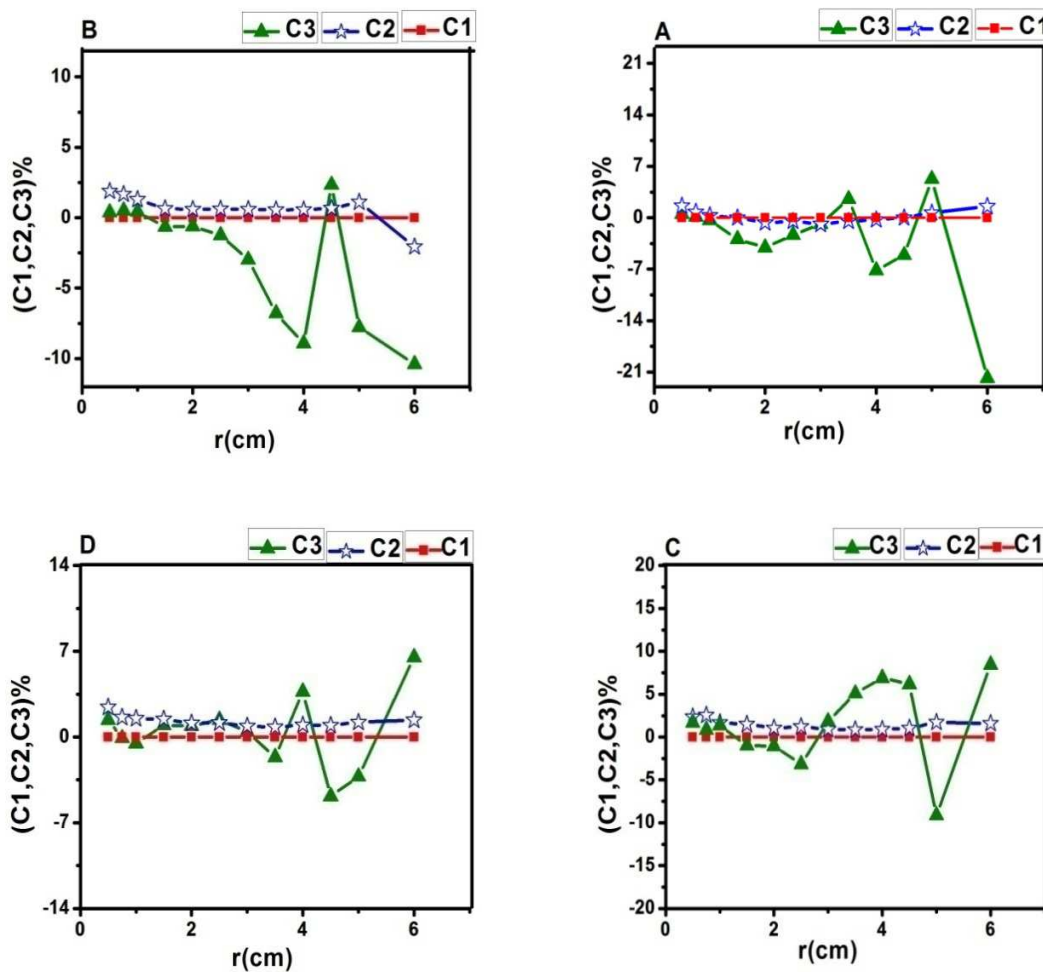
تالی F8، توزیع ارتفاع پالس مربوط به فوتون و الکترون را در سلولی که یک آشکارساز فیزیکی را مدل می‌کند در اختیار کاربر قرار می‌دهد. این تالی همچنین انباشت انرژی در سلول را میسر می‌سازد. اگر چه ورودی کارت F8 سلول‌ها هستند، این تالی یک تالی سلول ردیابی مسیر نمی‌باشد. انرژی انباشت شده توسط فوتون و الکترون را می‌توان توسط \*F8 محاسبه کرد (بخش ۳-۵-۵). نتایج حاصل از شبیه سازی در هر یک از نمودارهای شکل (۴-۲) نشان داده شده است [۳۱،۳۵،۳۶،۳۷].



شکل ۴-۲: نمودارهای دز جذبی (تالی‌های F4, F6, \*F8)، که در آن A, B, C, D به ترتیب دز جذبی در زوایای صفر، ۳۰، ۶۰ و ۹۰ درجه می‌باشد.

فوتون‌ها با عمل یونیزاسیونی که هنگام برخورد با ماده انجام می‌دهند باعث ذخیره شدن انرژی در ماده می‌شوند. یونیزاسون توسط فوتون‌ها به طور غیرمستقیم در دو مرحله انجام می‌شود، در اولین مرحله فوتون‌ها با ماده برخورد کرده و در اثر برهم‌کنش‌هایی که با ماده انجام می‌دهند (چون بیشترین انرژی چشمه تقریباً ۰/۵ MeV است برهم‌کنش‌های غالب اثر فوتوالکتریک و پراکندگی کامپتون می‌باشد) الکترون‌ها را به وجود می‌آورند. در مرحله‌ی دوم، ذرات باردار تولید شده به حرکت خود تا زمانی که انرژی خود را در ماده از دست نداده باشند ادامه می‌دهند و در اثر این کار یون‌هایی تولید می‌شود و بدین گونه عمل یونیزاسیون را انجام می‌دهند. بنابراین با افزایش عمق در اثر پدیده‌های تضعیف فوتونی تعداد اندرکنش‌های فوتون با ماده کم شده که به نوبه‌ی خود تعداد انتقال‌های انرژی به ماده کم و در نهایت دز

جذبی کم می‌شود. در هر یک از نمودارها، دز جذب شده بر حسب فاصله که در زوایای صفر، ۳۰، ۶۰ و ۹۰ درجه با استفاده از تالی‌های مختلف محاسبه شده است روند کاهش دز جذبی بر حسب عمق نفوذ در ماده مشاهده می‌شود. با یک نگاه در نمودارهای دز جذبی، شاید این استنباط به وجود آید که دزهای جذبی حاصل از تالی‌های F4، F6 و F8\* روند یکسانی داشته و دقیقاً با یکدیگر هم‌پوشانی دارند و می‌توان از هر یک از تالی‌های F4، F6 و F8\* نتایج یکسانی برای دز جذبی با شرایط یکسان به دست آورد. برای بررسی بیشتر، به معرفی فاکتورهای  $C1 = \frac{D_{F4} - D_{F4}}{D_{F4}} \times 100$ ،  $C2 = \frac{D_{F4} - D_{F6}}{D_{F4}} \times 100$  و  $C3 = \frac{D_{F4} - D_{F8}}{D_{F4}} \times 100$  می‌پردازیم، که در آن C3، C2، C1 برای نشان دادن انحراف تالی‌های F6، F4 و F8\* از تالی F4 بر حسب درصد می‌باشد، سپس نمودارهای دز جذبی را بر اساس آن رسم کرده و بدین ترتیب تفاوت بین آن‌ها بهتر مشخص می‌شود.



شکل ۳-۴: نمودارهای اختلاف نسبی دز جذبی فانتوم بافت نرم نسبت به فانتوم آب بر حسب درصد که در آن A, B, C, D به ترتیب مربوط به زوایای صفر، ۳۰، ۶۰ و ۹۰ درجه بر حسب فاصله از مرکز چشمه می‌باشد.

با توجه به این که تالی F6 و تالی F4 به همراه کارت‌های DE و DF دز جذبی را با استفاده از تخمین طول پیموده شده ذرات در درون سلول محاسبه می‌کند و تالی \*F8 نیز دز جذب شده را محاسبه کرده اما تالی ردیابی مسیر سلول نمی‌باشد، انحرافات در همهی نمودارهای مربوط به دز جذبی حاصل شده از تالی \*F8 نسبت به تالی‌های F4 و F6 مشاهده می‌کنیم، در صورتی که تالی‌ها F4 و F6 با یکدیگر مطابقت خوبی دارند. همانطور که در هر یک از نمودارها مشاهده می‌شود در هر زاویه، اختلاف نسبی \*F8 از تالی‌های دیگر بر حسب فاصله از مرکز چشمه به دلیل تضعیف فوتونی که باعث کاهش فلوی الکترون و در نهایت منجر به کاهش دز جذبی شده، افزایش پیدا می‌کند به طوری که این اختلاف در فاصله‌های دورتر

از چشمه به بیشترین میزان خود می‌رسد. با توجه به این‌که زاویه‌ی صفر بر روی محور طولی چشمه قرار دارد و چون در این راستا به دلیل قسمت مرکزی جاذب فوتون که از آلیاژ طلا و مس می‌باشد انتظار می‌رود اختلاف نسبی تالی F8\* از تالی‌های دیگر نسبت به زوایای دیگر بیشترین میزان را داشته باشد بطوریکه این اختلاف در فاصله‌ی ۱/۵ cm از چشمه شروع شده و به بیشترین مقدار خود (حدود ۲۱ درصد) در فاصله‌ی ۶ cm از چشمه می‌رسد. در زاویه‌ی ۹۰ درجه که بر روی محور عرضی چشمه قرار دارد به دلیل تقارن مشاهده شده در چشمه میزان شار رسیده در این راستا بیشترین میزان خود را دارد که خود باعث کمترین میزان اختلاف نسبی تالی F8\* با تالی‌های دیگر می‌شود به طوری‌که این اختلاف از فاصله‌ی دورتری از چشمه (حدود ۳/۵ cm) شروع شده و به کمترین میزان اختلاف نسبت به زوایای دیگر (حدود ۶ درصد) در فاصله‌ی ۶ cm از چشمه می‌رسد.

با توجه به مطالب گفته شده هر چند با استفاده از تالی‌های مختلف کد MCNP می‌توان دز جذبی را در ناحیه‌های مورد نظر محاسبه نمود، اما سرعت بخشیدن به کار با میزان دقت و صحت نتیجه‌ی حاصل شده نیز از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. نتایج حاصل شده در این بخش نشان می‌دهد دز جذب شده توسط تالی F8\* تنها در فاصله‌های نزدیک به چشمه می‌تواند معیاری برای سنجش باشد و در فاصله‌های دورتر از چشمه به علت بالا رفتن خطای آماری دارای دقت کمتری می‌شود. از طرفی در هنگام استفاده از تالی F8\*، باید تاریخچه‌ی ذرات مورد نظر را برای کم کردن خطاهای آماری زیاد کنیم که این خود باعث افزایش زمان اجرای برنامه می‌شود، به طوری‌که زمان اجرای برنامه توسط تالی‌های F4 و F6 علاوه بر داشتن دقت قابل قبول حدود ۲۰ برابر سریعتر از تالی F8\* می‌باشد. بنابراین با توجه به مطالب گفته شده، برای تعیین پارامترهای دزیمتری با استفاده از دز جذبی، از آشکارسازهای فرضی اطراف چشمه که از زاویه‌ی صفر درجه با فواصل ۱۰ درجه تا زاویه‌ی ۹۰ درجه قرار داده می‌شود استفاده کرده و با تالی F4 کد MCNP به محاسبه‌ی دز جذبی در مکان‌های مورد نظر می‌پردازیم.



#### ۳-۴ تابع آرایش هندسی $G(r,\theta)$

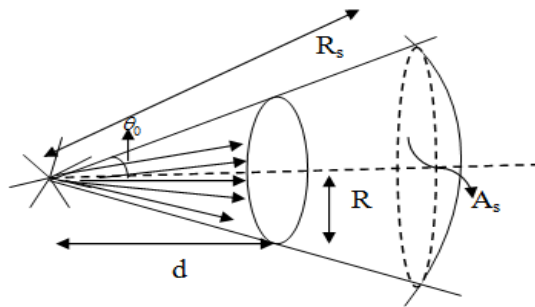
این تابع همان طور که در بخش (۳-۶-۲) بیان شد، اثر توزیع ماده‌ی رادیو اکتیو درون کپسول بر توزیع دز که تابعی از  $r$  و  $\theta$  می‌باشد از لحاظ فیزیکی فراهم می‌کند. با توجه به دستورالعمل TG-43U1 این تابع به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$G(r,\theta)=\begin{cases} 1/r^2 & \text{چشمه‌ی نقطه‌ای} \\ \beta/Lr\sin\theta & \text{چشمه‌ی خطی} \end{cases} \quad (1-4)$$

$r$ ، فاصله‌ی نقطه دلخواه تا مرکز تقارن چشمه بر حسب cm،  $\beta$  زاویه بین ابتدا و انتهای چشمه بر حسب رادیان،  $L$  طول موثر چشمه بر حسب cm و همچنین زاویه  $\theta$ ، زاویه نسبت به محور طولی چشمه بر حسب رادیان می‌باشد. قبل از محاسبه‌ی تابع هندسی توسط شبیه‌سازی با استفاده از کد MCNP، ابتدا به محاسبه‌ی این پارامتر به روش تحلیلی اما متفاوت‌تر از آنچه که در بخش (۳-۶-۲) ذکر شده است پرداخته، سپس محاسبات مربوط به شبیه‌سازی را انجام می‌دهیم.

#### ۱-۳-۴ محاسبه‌ی تابع آرایش هندسی به روش تحلیلی

در بخش (۳-۶-۲)، تابع هندسی به روش تحلیلی با در نظر گرفتن تقریب چشمه‌ی خطی حل شده است. از طرفی اندازه و شکل آشکارساز و فاصله‌ی بین آن‌ها تعیین می‌کند که چه کسری از ذرات وارد آشکارساز شوند بنابراین با در نظر گرفتن یک چشمه‌ی همسانگرد نقطه‌ای همانند آنچه که در شکل (۴-۴) مشاهده می‌شود، چون ذرات از چشمه با احتمال برابر در تمام جهت‌ها گسیل می‌شوند، فقط بخشی از آن‌ها شانس ورود به آشکارساز را خواهند داشت. آن بخش برابر است با زاویه‌ی فضایی نسبی تشکیل شده از آشکارساز در محل چشمه که به صورت زیر می‌باشد.



شکل ۴-۴: کسری از ذرات گسیل شده از یک چشمه‌ی همسانگرد نقطه‌ای که وارد آشکار ساز می‌شوند.

تعداد ذراتی که در هر ثانیه به درون فضای تعریف شده با پریندهای چشمه و روزنه‌ی آشکارساز گسیل می‌شوند.

$$\Omega = \frac{\text{تعداد ذرات گسیل شده از چشمه در هر ثانیه}}{\text{تعداد ذراتی که در هر ثانیه به درون فضای تعریف شده با پریندهای چشمه و روزنه‌ی آشکارساز گسیل می‌شوند}} \quad (۲-۴)$$

تعداد ذرات گسیل شده از چشمه در هر ثانیه

چشمه‌ی نقطه‌ای همسانگرد، به قدرت  $S_0$  ذره در ثانیه را که به فاصله‌ی  $d$  از آشکارساز قرار گرفته - است، مطابق شکل (۴-۴) در نظر بگیرید. اگر کره‌ای به مرکز چشمه و شعاع  $R_s$ ، که بزرگتر از  $d$  است

رسم کنیم تعداد ذرات بر متر مربع در هر ثانیه بر روی سطح کره عبارت است از  $\frac{S_0}{4\pi R_s^2}$  می‌باشد. تعداد

ذراتی که در هر ثانیه وارد آشکار ساز می‌شوند برابر با  $A_s \left(\frac{S_0}{4\pi R^2}\right)$  است. بنابراین با استفاده از معادله‌ی

(۲-۴) داریم:

$$\Omega = \frac{A_s \left(\frac{S_0}{4\pi R^2}\right)}{S_0} = \frac{A_s}{4\pi R^2} \quad (۳-۴)$$

با توجه به اینکه  $A_s$ ، مساحت مربوط به قسمتی از یک کره می‌باشد برای محاسبه‌ی آن داریم:

$$A_s = \int dA = \int (R_s^2 \sin \theta \, d\theta \, d\phi) = 2\pi R_s^2 (1 - \cos \theta_0) \quad (۴-۴)$$

بنابراین عبارت زاویه‌ی فضایی در معادله‌ی (۳-۴) به صورت زیر تبدیل می‌شود:

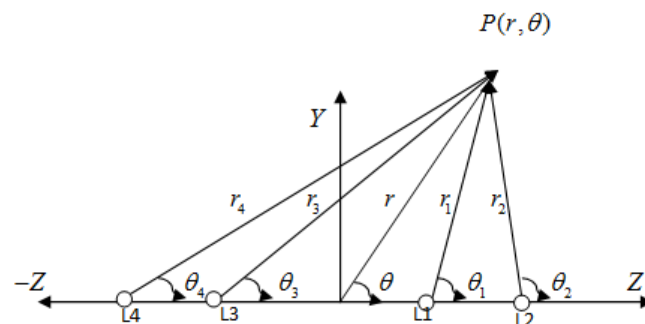
$$\Omega = \frac{A_s}{4\pi R^2} = \frac{2\pi R_s^2 (1 - \cos \theta_0)}{4\pi R^2} = \frac{1}{2} (1 - \cos \theta_0) \quad (۵-۴)$$

با توجه به شکل (۲-۴) می‌توانیم از عبارت  $\frac{d}{\sqrt{d^2 + R^2}}$  به جای  $\cos\theta_0$  استفاده کنیم در این صورت برای  $d \gg R$  داریم:

$$\Omega = \frac{A_s}{4\pi R^2} = \frac{1}{2} \left(1 - \frac{d}{\sqrt{d^2 + R^2}}\right) = \frac{1}{2} \left(1 - \left(1 + \left(\frac{R}{d}\right)^2\right)^{-1/2}\right) = \quad (۶-۴)$$

$$\frac{1}{2} \left(1 - \left(1 - \frac{1}{2} \left(\frac{R}{d}\right)^2 + \dots\right)\right) = \frac{R^2}{4d^2}$$

بنابراین همان‌طور که در معادله‌ی (۶-۴) مشاهده می‌شود برای یک چشمه‌ی نقطه‌ای همسانگرد، زاویه‌ی فضایی فقط به مجذور فاصله‌ی بین چشمه تا محل آشکار ساز بستگی دارد. حال با توجه به مطالب ذکر شده برای محاسبه‌ی تحلیلی توزیع ذرات گسیل شده در اطراف چشمه‌ی مورد مطالعه، به جای استفاده از تقریب چشمه‌ی خطی از روش محاسباتی مربوط به توزیع چشمه‌ی نقطه‌ای استفاده می‌کنیم (هندسه‌ی مورد نظر در شکل (۵-۴) مشاهده می‌شود).



شکل ۵-۴: هندسه در نظر گرفته شده برای محاسبه‌ی تابع هندسی

حاصل از چهار چشمه‌ی نقطه‌ای در  $P(r, \theta)$

که در آن،  $L4, L3, L2, L1$  و مکان چشمه‌ها بر روی محور طولی چشمه بر حسب  $cm$ ،  $r4$  و  $r3, r2, r1$  فاصله‌ی مرکز کره‌ها تا نقطه‌ی دلخواه  $P(r, \theta)$ ، بر حسب  $cm$ ،  $\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4$  زاویه‌ی بین فاصله‌ی مرکز کره‌ها تا مکان اندازه‌گیری و محور طولی چشمه بر حسب رادیان،  $\theta$  زاویه نسبت به محور طولی چشمه بر حسب رادیان و  $r$  فاصله‌ی نقطه دلخواه تا مرکز تقارن چشمه بر حسب  $cm$  می‌باشد. با در نظر گرفتن هندسه‌ی چشمه به صورت واقعی (چهار چشمه‌ی نقطه‌ای) به جای تقریب خطی روابط زیر حاصل می‌شود.

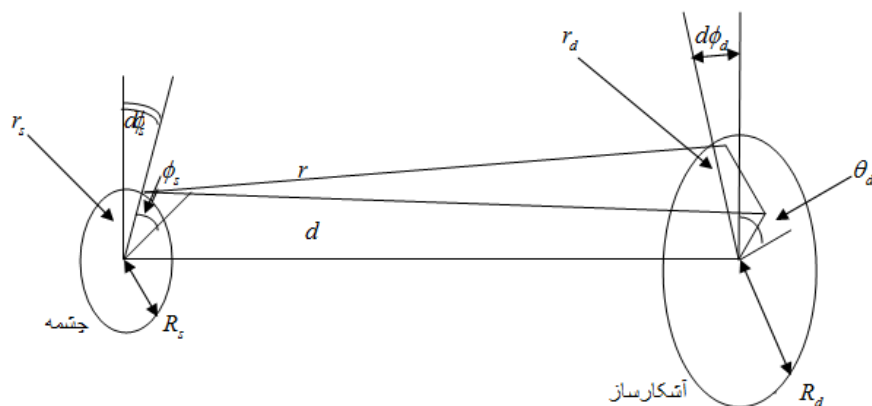
$$r_1^2 = r^2 + l_1^2 - 2rl_1 \cos(\theta) \quad (7-4)$$

$$r_2^2 = r^2 + l_2^2 - 2rl_2 \cos(\theta) \quad (8-4)$$

$$r_3^2 = r^2 + l_3^2 + 2rl_3 \cos(\theta) \quad (9-4)$$

$$r_4^2 = r^2 + l_4^2 + 2rl_4 \cos(\theta) \quad (10-4)$$

در این روابط  $|l_1| = |l_3| = 0.09 \text{ cm}$  و  $|l_2| = |l_4| = 0.15 \text{ cm}$ ، که فاصله نسبت به مرکز تقارن چشمه می‌باشد. از طرفی به دلیل کوچک بودن شعاع کره‌های چشمه ( $0.25 \text{ cm}$ )، می‌توان از زاویه‌ی فضایی مربوط به تقریب چشمه‌ی نقطه‌ای برای محاسبه‌ی تابع هندسی استفاده کرد، اما محاسبه‌ی تابع هندسی را به روش دقیق‌تر یعنی با استفاده از زاویه‌ی فضایی چشمه‌ی قرصی شکل که در مقابل یک آشکار ساز با روزنه‌ی گرد قرار دارد مطابق شکل (۶-۴) انجام می‌دهیم.



شکل ۶-۴: یک چشمه‌ی قرصی شکل و یک آشکار ساز با روزنه‌ی گرد.

زاویه‌ی فضایی مربوط به یک چشمه‌ی قرصی شکل، که در مقابل یک آشکار ساز دایره‌ای قرار دارد به-

صورت زیر محاسبه می‌شود، که در آن،  $\Psi = \frac{R_s}{d}$  و  $w = \frac{R_d}{d}$  می‌باشد.

$$\Omega = \frac{w^2}{4} \left\{ 1 - \frac{3}{4} (\psi^2 + w^2) + \frac{15}{8} \left( \frac{\Psi^4 + w^4}{3} + \Psi^2 w^2 \right) - \frac{35}{16} \left[ \frac{\Psi^6 + w^6}{4} + \frac{3}{2} \Psi^2 w^2 (\psi^2 + w^2) \right] \right\} \quad (11-4)$$

با توجه به شکل (۴-۵)،  $d_1 \equiv r_1$ ،  $d_2 \equiv r_2$ ،  $d_3 \equiv r_3$  و  $d_4 \equiv r_4$  می‌باشد. همچنین شعاع چشمه و آشکارساز به ترتیب برابر با  $R_s = 0.025$  cm و  $R_d = 0.05$  cm بوده که با قرار دادن آن‌ها در معادله‌ی (۴-۱۱)، زاویه‌ی فضایی هر یک از کره‌های چشمه را نسبت به موقعیت محل اندازه‌گیری محاسبه می‌کنیم [۸]. اگر تعداد پرتوها بر  $4\pi R_s^2$  چشمه،  $N_0$  ذره باشد بنابراین تابع هندسی برابر با تعداد پرتوهای رسیده به نقطه-ی مورد نظر می‌باشد که از رابطه‌ی زیر محاسبه می‌شود:

$$\text{تابع هندسی} = \frac{N_0 \Omega}{4\pi} \quad (۴-۱۲)$$

طبق رابطه‌ی (۴-۱۲) تعداد پرتوهای رسیده از چهار چشمه‌ی کروی به صورت زیر می‌شود:

$$\text{تابع هندسی} = \frac{N_0}{4\pi} (\Omega_1 + \Omega_2 + \Omega_3 + \Omega_4) \quad (۴-۱۳)$$

محاسبات مربوط به تابع هندسی به روش حل تحلیلی بعد از نرمالیزه کردن به نقطه‌ی مرجع ( $r_0 = 1$  cm)

و ( $\theta_0 = \frac{\pi}{2}$ )، طبق دستورالعمل TG-43U1 و ضرب کردن در مجذور فاصله (جهت مقایسه با چشمه‌ی

نقطه‌ی)، در جدول (۴-۱) مشاهده می‌شود. همچنین مقادیر مربوط به حالت تجربی این تابع که توسط

Wallace and Fan با خطای ۰/۰۳ درصد گزارش شده، در جدول (۴-۲) وجود دارد [۱۹].

جدول ۴-۱:  $\frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \times r^2$  محاسبه شده به روش تحلیلی، برای یک چشمه‌ی براکی تراپی پالادیم-۱۰۳ مدل MED3633.

r(cm)	$\theta = 0^0$	$10^0$	$20^0$	$30^0$	$40^0$	$50^0$	$60^0$	$70^0$	$80^0$	$90^0$
0.5	1.2134	1.2032	1.1740	1.1323	1.0834	1.0415	1.0034	0.9747	0.9571	0.9512
0.75	1.0996	1.0960	1.0850	1.0686	1.0473	1.0299	1.0123	0.9984	0.9897	0.9867
1.0	1.0628	1.0602	1.0551	1.0462	1.0351	1.0248	1.0148	1.0068	1.0016	1.0000
1.5	1.0370	1.0361	1.0340	1.0302	1.0254	1.0208	1.0163	1.0127	1.0104	1.0096
2.0	1.0285	1.0281	1.0268	1.0246	1.0219	1.0194	1.0168	1.0148	1.0135	1.0131
2.5	1.0242	1.0243	1.0234	1.0221	1.0203	1.0187	1.0171	1.0157	1.0149	1.0147
3.0	1.0229	1.0222	1.0216	1.0206	1.0194	1.0183	1.0172	1.0163	1.0157	1.0156
3.5	1.0216	1.0209	1.0205	1.0216	1.0184	1.0181	1.0173	1.0166	1.0161	1.0161
4.0	1.0209	1.0201	1.0198	1.0186	1.0186	1.0179	1.0173	1.0168	1.0164	1.0167
4.5	1.0100	1.0196	1.0193	1.0189	1.0183	1.0178	1.0173	1.0169	1.0167	1.0168
5.0	1.0160	1.0192	1.0189	1.0186	1.0182	1.0178	1.0174	1.0170	1.0168	1.0167
6.0	1.0130	1.0186	1.0181	1.0183	1.0180	1.0177	1.0174	1.0172	1.0170	1.0170

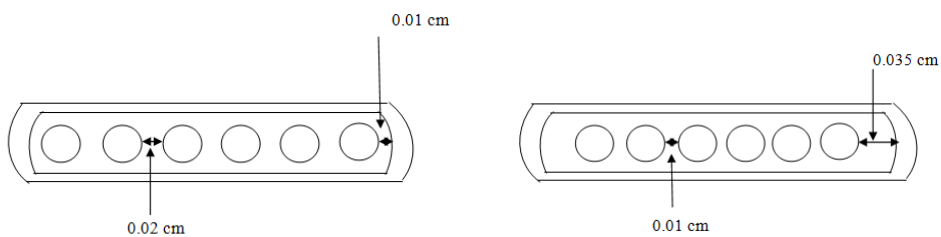
جدول ۲-۴:  $\frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \times r^2$  اندازه گیری شده در حالت تجربی، برای یک چشمه ی براکی تراپی پالادیم-۱۰۳ مدل

.MED3633

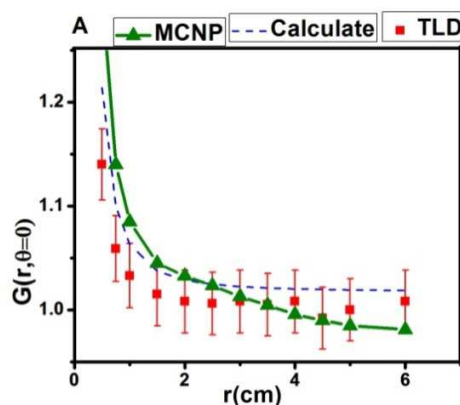
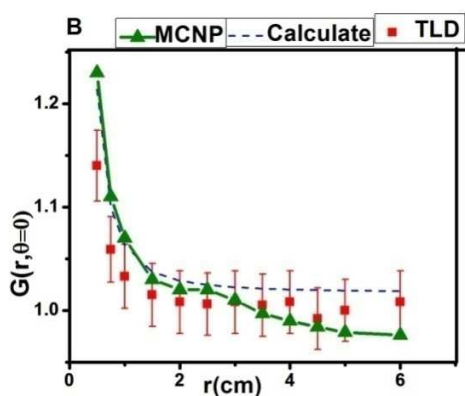
r(cm)	$\theta = 0^0$	$10^0$	$20^0$	$30^0$	$40^0$	$50^0$	$60^0$	$70^0$	$80^0$	$90^0$
0.5	1.1401	1.133	1.114	1.087	1.056	1.025	0.998	0.977	0.964	0.960
0.75	1.059	1.056	1.049	1.038	1.025	1.012	1.000	0.990	0.984	0.982
1.0	1.033	1.031	1.027	1.021	1.014	1.007	1.000	0.994	0.991	0.990
1.5	1.015	1.015	1.013	1.010	1.006	1.004	0.999	0.997	0.997	0.995
2.0	1.008	1.008	1.008	1.004	1.004	1.000	1.000	1.000	0.996	0.996
2.5	1.006	1.006	1.006	1.006	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
3.0	1.008	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999
3.5	1.005	1.005	1.005	1.005	1.005	1.005	1.005	1.005	1.005	1.005
4.0	1.008	1.008	1.008	1.008	1.008	1.008	0.992	0.992	0.992	0.992
4.5	0.992	0.992	0.992	0.992	0.992	0.992	0.992	0.992	0.992	0.992
5.0	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
6.0	1.008	1.008	1.008	1.008	1.008	1.008	1.008	1.008	1.008	1.008

#### ۲-۳-۴ محاسبه ی تابع آرایش هندسی با استفاده از کد MCNP

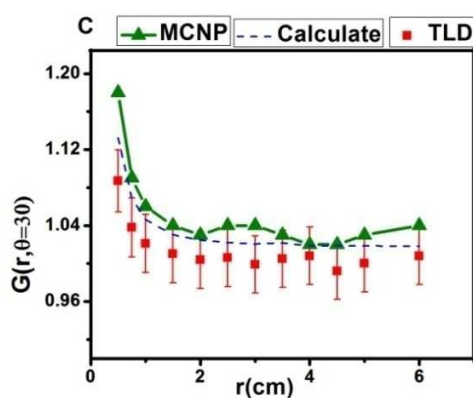
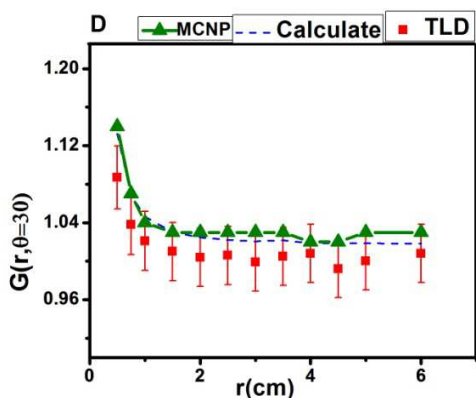
در این قسمت با شبیه سازی چشمه ی واقعی براکی تراپی به محاسبه ی تابع آرایش هندسی می-پردازیم. چون این تابع برای در نظر گرفتن وابستگی شارش فوتون حول چشمه ای با فضای آزاد است، از این رو برای انجام شبیه سازی، با توجه به مطالبی که در بخش (۲-۱۱) بیان شده است از تالی F4 کد MCNP (با در نظر گرفتن خلأ اطراف چشمه و صفر قرار دادن چگالی ترکیبات داخل چشمه) برای محاسبه ی تابع هندسی استفاده می کنیم. از طرفی، چون فاصله ی قرارگیری کره های چشمه نسبت به یکدیگر و نسبت به انتهای چشمه، در اندازه گیری ها اهمیت دارد، در این بخش تابع هندسی را با در نظر گرفتن محل کره ها در دو مختصات متفاوت نسبت به مرکز چشمه (شکل ۴-۷) محاسبه و تفاوت آن ها با حالت تجربی و تحلیلی در زوایای صفر، ۳۰ و ۶۰ و ۹۰ درجه با یکدیگر مقایسه شده اند [۳۸].



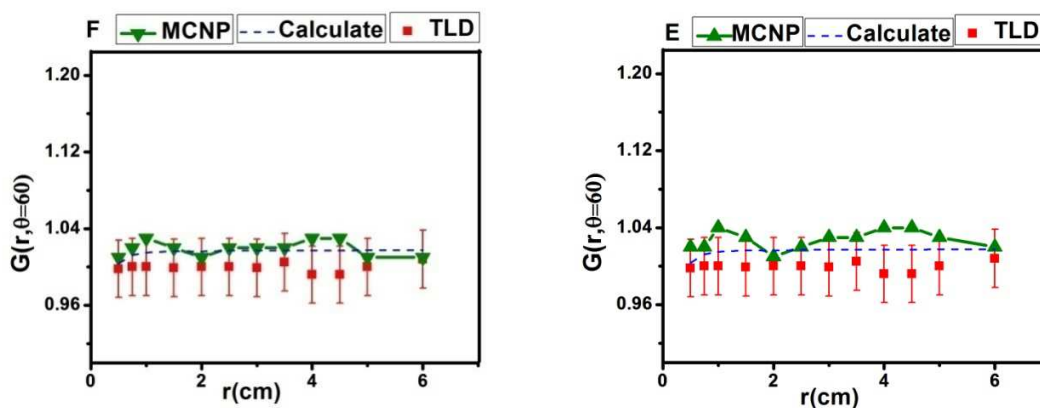
شکل ۴-۷: هندسه‌ی مربوط به چشمه، در هر یک از شکل‌ها فاصله‌ی کره‌ها نسبت به یکدیگر و نسبت به انتهای چشمه‌نشان داده شده است.



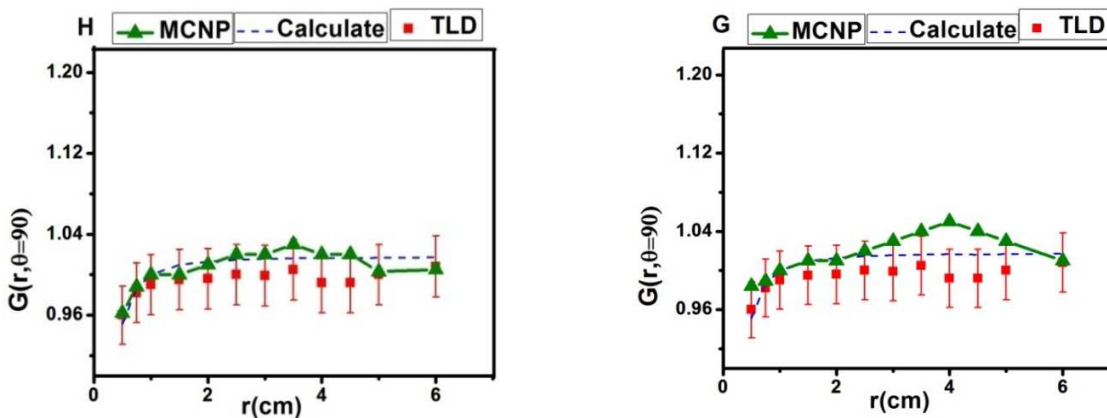
شکل ۴-۸: نمودارهای (A,B) مقایسه‌ی تابع هندسی، در زاویه‌ی صفر درجه در حالت‌های تجربی، حل تحلیلی و شبیه‌سازی حاصل از کد MCNP می‌باشد. با توجه به شکل (۴-۱۳)، A و B به ترتیب فاصله از انتهای چشمه ۰/۰۱ و ۰/۰۳۵ سانتی‌متر می‌باشد.



شکل ۴-۹: نمودارهای (C,D) مقایسه‌ی تابع هندسی، در زاویه‌ی ۳۰ درجه در حالت‌های تجربی، حل تحلیلی و شبیه‌سازی حاصل از کد MCNP می‌باشد. با توجه به شکل (۴-۱۳)، C و D به ترتیب فاصله از انتهای چشمه ۰/۰۱ و ۰/۰۳۵ سانتی‌متر می‌باشد.



شکل ۴-۱۰: نمودارهای (E,F) مقایسه‌ی تابع هندسی، در زاویه‌ی ۶۰ درجه در حالت‌های تجربی، حل تحلیلی و شبیه‌سازی حاصل از کد MCNP می‌باشد. با توجه به شکل (۴-۱۳)، E و F به ترتیب فاصله از انتهای چشمه ۰/۰۱ و ۰/۰۳۵ سانتی‌متر می‌باشد.



شکل ۴-۱۱: نمودارهای (G,H) مقایسه‌ی تابع هندسی، در زاویه‌ی ۹۰ درجه در حالت‌های تجربی، حل تحلیلی و شبیه‌سازی حاصل از کد MCNP می‌باشد. با توجه به شکل (۴-۱۳)، G و H به ترتیب فاصله از انتهای چشمه ۰/۰۱ و ۰/۰۳۵ سانتی‌متر می‌باشد.

مقایسه بین نتایج حاصل از شبیه‌سازی توسط کد MCNP با حالت تجربی و تحلیلی نشان از آن

دارد که، وقتی مکان هندسی کره‌ها اندکی جابه‌جا شوند تا چه میزان می‌تواند در شار خروجی از چشمه



تأثیر گذار باشد. در این مورد وقتی کره‌ها نسبت به انتهای چشمه فاصله‌ی بیشتری دارند (cm ۰/۰۳۵) نتایج حاصل شده از شبیه‌سازی در تطابق خوبی با حالت تجربی و تحلیلی قرار می‌گیرد. نتایج حاصل از شبیه‌سازی برای تابع هندسی نشان می‌دهد که:

در هریک از زاویه‌ها، تفاوت میزان فوتون‌های رسیده از هر یک از کره‌ها به دلیل توزیع ماده پرتوزا بر روی آن موجب تفاوت در شار رسیده به نقطه‌ی مورد نظر می‌شود. این روند با افزایش فاصله از چشمه با فرض چشمه‌ی نقطه‌ای به صورت  $r^{-2}$  تغییر می‌کند.

وقتی از زاویه صفر، که بر روی محور طولی چشمه قرار دارد به سمت زاویه‌ی ۹۰ درجه پیش می‌رویم روند تابع آرایش هندسی به صورت یکنواخت می‌شود. به عبارتی سهم پرتوهای رسیده از مراکز مختلف در فاصله‌های متفاوت یکسان می‌شود به طوری که هر چه فاصله از چشمه بیشتر می‌شود روند پرتوهای رسیده به خط راست نزدیک‌تر می‌شود. این مطلب را با استفاده از شکل (۴-۵) و روابط (۴-۷) تا (۴-۱۰) برای زاویه‌ی ۶۰ درجه، به صورت زیر نشان می‌دهیم.

$$r_1^2 = r^2 + l_1^2 - 2rl_1 \cos(60) = r^2 + l_1^2 - rl_1 \quad (14-4)$$

$$r_2^2 = r^2 + l_2^2 - 2rl_2 \cos(60) = r^2 + l_2^2 - rl_2 \quad (15-4)$$

$$r_3^2 = r^2 + l_1^2 + 2rl_1 \cos(60) = r^2 + l_1^2 + rl_1 \quad (16-4)$$

$$r_4^2 = r^2 + l_2^2 + 2rl_2 \cos(60) = r^2 + l_2^2 + rl_2 \quad (17-4)$$

با فرض چشمه‌ی نقطه‌ای، پرتوهای خارج شده از چشمه به صورت  $r^{-2}$  تغییر می‌کند. بنابراین برای هریک از روابط بالا با در نظر گرفتن  $l \gg r$  می‌توان نوشت:

$$r_1^{-2} = r^{-2} \left( 1 - \frac{l_1}{r} + \frac{l_1^2}{r^2} + \dots \right)^{-1} = r^{-2} \left( 1 + \frac{l_1}{r} + \frac{l_1^2}{r^2} + \dots \right) \quad (18-4)$$

$$r_2^{-2} = r^{-2} \left( 1 - \frac{l_2}{r} + \frac{l_2^2}{r^2} + \dots \right)^{-1} = r^{-2} \left( 1 + \frac{l_2}{r} + \frac{l_2^2}{r^2} + \dots \right) \quad (19-4)$$

$$r_3^{-2} = r^{-2} \left( 1 + \frac{l_1}{r} + \frac{l_1^2}{r^2} + \dots \right)^{-1} = r^{-2} \left( 1 - \frac{l_1}{r} + \frac{l_1^2}{r^2} + \dots \right) \quad (20-4)$$

$$r_4^{-2} = r^{-2} \left( 1 + \frac{l_2}{r} + \frac{l_2^2}{r^2} + \dots \right)^{-1} = r^{-2} \left( 1 - \frac{l_2}{r} + \frac{l_2^2}{r^2} + \dots \right) \quad (21-4)$$

با جمع رابطه‌های (۱۸-۴) تا (۲۱-۴) داریم:

$$r_1^{-2} + r_2^{-2} + r_3^{-2} + r_4^{-2} = r^{-2} \left( 4 + \frac{2(l_1^2 + l_2^2)}{r^2} \right) = r^{-2} \left( 4 + \frac{2((0.09)^2 + (0.015)^2)}{r^2} \right) = r^{-2} \left( 4 + \frac{0.0612}{r^2} \right) = \left( \frac{4}{r^2} + \frac{0.0612}{r^4} \right) \quad (22-4)$$

به همین ترتیب روابط بالا را برای زاویه‌ی ۹۰ درجه و فاصله‌ی ۱ cm از چشمه (نقطه‌ی مرجع)، حساب کرده که برابر با ۴/۰۴۱۲ می‌شود. در نتیجه تابع هندسی به صورت زیر می‌شود:

$$r_1^{-2} + r_2^{-2} + r_3^{-2} + r_4^{-2} = \frac{\left( \frac{4}{r^2} + \frac{0.0612}{r^4} \right) \times r^2}{4.0612} = \frac{4 \left( 1 + \frac{0.0153}{r^2} \right)}{4.0612} = .985 \left( 1 + \frac{0.0153}{r^2} \right) \quad (23-4)$$

همان‌طور که شکل (۱۰-۴) F، نشان می‌دهد یکنواختی شار خارج شده از چشمه حول اندازه‌ی ۱ cm می‌باشد که با استفاده از معادله‌ی (۲۳-۴) نیز، به چنین نتیجه‌ی مشابهی می‌رسیم. بنابراین با توجه به نتایج شبیه‌سازی که برای یک چشمه‌ی واقعی صورت گرفته می‌توان تابع آرایش هندسی بدست آمده را در تعیین پارامترهای دزیتری براکی‌تراپی مورد استفاده قرار داد. در جدول (۳-۴) نتایج حاصل از شبیه‌سازی برای زوایای مختلف مشاهده می‌شود، خطای محاسبات کمتر از ۱ درصد می‌باشد.

جدول ۳-۴:  $\frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \times r^2$  محاسبه شده، با استفاده از شبیه‌سازی با کد MCNP برای یک چشمه‌ی

براکی تراپی پالادیم-۱۰۳ مدل MED3633.

r(cm)	$\theta = 0^0$	$10^0$	$20^0$	$30^0$	$40^0$	$50^0$	$60^0$	$70^0$	$80^0$	$90^0$
0.5	1.230	1.230	1.200	1.140	1.100	1.050	1.010	0.986	0.970	0.962
0.75	1.110	1.130	1.080	1.070	1.070	1.040	1.020	0.998	0.998	0.988
1.0	1.070	1.080	1.060	1.040	1.040	1.030	1.030	1.010	1.010	1.000
1.5	1.030	1.040	1.030	1.030	1.020	1.030	1.020	1.010	1.020	1.000
2.0	1.020	1.030	1.030	1.030	1.020	1.030	1.010	1.010	1.020	1.010
2.5	1.020	1.020	1.020	1.030	1.020	1.030	1.020	1.010	1.010	1.020
3.0	1.010	1.020	1.020	1.030	1.030	1.030	1.020	1.000	1.010	1.030
3.5	0.897	1.020	1.010	1.030	1.030	1.020	1.020	1.010	1.010	1.030
4.0	0.990	1.030	1.010	1.020	1.020	1.010	1.030	1.020	1.010	1.020
4.5	0.984	1.030	1.010	1.020	1.030	1.010	1.030	1.030	1.010	1.020
5.0	0.979	1.020	1.000	1.030	1.060	1.000	1.010	1.020	1.010	1.003
6.0	0.976	1.020	1.010	1.030	1.030	1.030	1.000	1.010	1.010	1.005

#### ۴-۴ محاسبه‌ی تابع دز شعاعی با استفاده از کد MCNP

در این قسمت به محاسبه‌ی تابع دز شعاعی مطابق آنچه که در دستورالعمل TG-43 برای محاسبه‌ی

این پارامتر بیان شده است می‌پردازیم. طبق آنچه که در بخش (۲-۶-۴) گفته شده است، تابع دز شعاعی

به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0)G(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)G(r, \theta_0)} \quad (۲۴-۴)$$

بعد از محاسبات تابع هندسی با تالی F4 و نرخ دز با تالی F4 همراه با کارتهای تبدیل شار به دز در

اطراف چشمه، به محاسبه‌ی این پارامتر می‌پردازیم. محاسبات بر روی محور عرضی چشمه یا به عبارتی بر

روی محور تقارن چشمه در محیط آب و در فاصله‌های ۰/۵، ۰/۷۵، ۱، ۱/۵، ۲، ۲/۵، ۳، ۳/۵، ۴، ۴/۵، ۵ و

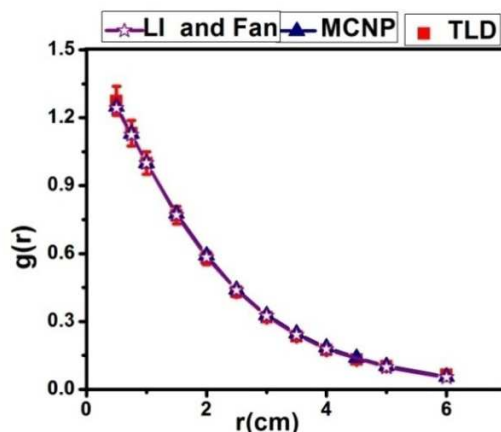
۶ سانتی‌متر از چشمه انجام می‌گیرد. در نمودار زیر نتایج مربوط به تابع دز شعاعی، حاصل از شبیه‌سازی

با کد MCNP همراه با نتایج تجربی که با آشکارساز ترمولومینسانس (TLD) توسط Wallace and Fan و

نتایج حاصل از شبیه‌سازی توسط یک کد مونت کارلویی که توسط Li and Fan انجام شده نشان داده شده

است. در محاسبات مربوط به شبیه‌سازی با کد MCNP خطای محاسبه‌شده از معادله‌ی (۴-۲۵)، کمتر از ۴ درصد می‌باشد [۸،۱۹،۳۴]. مقادیر اندازه‌گیری در روش تجربی ۵ درصد گزارش شده است.

$$\frac{\sigma_g(r)}{g(r)} \times 100 = \sqrt{\left(\frac{\sigma_{\dot{D}}}{\dot{D}}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{\dot{D}_0}}{\dot{D}_0}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{G_0}}{G_0}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_G}{G}\right)^2} \times 100 \quad (۴-۲۵)$$

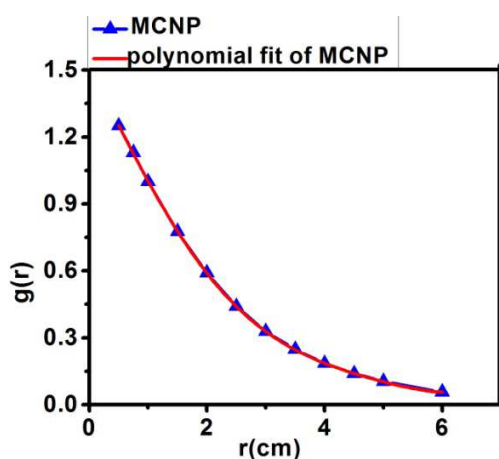


شکل ۴-۱۲: نمودار مقایسه‌ی تابع دز شعاعی محاسبه شده با کد MCNP، با مقادیر تجربی که توسط Wallac and Fan انجام شده و مقادیر حاصل شده از یک کد مونت کارلو که توسط Li and Fan محاسبه شده است.

همان‌طور که در نمودار شکل (۴-۱۲) مشاهده می‌شود مقادیر حاصل از شبیه‌سازی با کد MCNP در تطابق خوبی با مقادیر تجربی و مقادیر حاصل شده از یک کد مونت کارلو برای یک چشمه‌ی براکی‌تراپی پالادیم-۱۰۳ مدل MED3633 قرار دارد. آنچه در نمودار مشاهده می‌شود به صورت زیر بیان می‌کنیم:

به علت تقارن چشمه بر روی محور عرضی، تابع دز شعاعی بیانی از بیشترین مقدار دز رسیده نسبت به نقطه‌ی اندازه‌گیری دارد. در واقع در این راستا می‌توان به بهره‌ی بالایی از میزان دز دریافتی، دست یافت. همان‌طور که نمودار نشان می‌دهد هر چه فاصله از مرکز تقارن چشمه بیشتر می‌شود، می‌توان افت دز در اثر پدیده‌های تضعیف فوتونی در محیط (آب) که بیشتر در اثر پدیده‌ی فوتوالکتریک و پراکندگی کامپتون می‌باشد مشاهده کرد. با نفوذ در عمق، از شدت فوتون‌ها کم شده که منجر به کم شدن تعداد اندرکنش‌ها می‌شود از این رو تعداد انتقال‌های انرژی به ماده توسط الکترون‌ها کم شده و دز جذبی کاهش

می یابد و بدین ترتیب در فاصله‌های دورتر، انرژی کمتری بر جای می‌گذارد. از آن جا که چشمه‌ی براکی-ترایی پالادیم- $^{103}\text{Pd}$ ، یک چشمه با فوتون‌های کم انرژی می‌باشد عمق نفوذ آن بالا نیست و انرژی آن در فاصله‌های نزدیکتری نسبت به چشمه افت می‌کند بنابراین با قرار دادن چشمه در نزدیکی تومور، می‌توان به بازده بالایی برای کشتن سلول‌های سرطانی بدون این‌که کمترین آسیب به بافت‌های سالم اطراف آن بزند دست یافت. برای تعیین روند کلی تابع دز شعاعی، طبق آن‌چه که در پروتکل TG-43 بیان شده و با توجه به بخش (۲-۱۱) این تابع را با یک تابع چند جمله‌ای،  $(g(r)=a_0+a_1 r+a_2 r^2+a_3 r^3+a_4 r^4+a_5 r^5)$  همانند آن‌چه که نمودار شکل (۴-۱۳) نشان می‌دهد می‌توان برازش نمود [۱۱].



شکل (۴-۱۳): نمودار تابع دز شعاعی محاسبه شده با استفاده از کد MCNP به همراه برازش توانی مرتبه‌ی ۵.

ضرایب حاصل از برازش همراه با خطای نظیرشان در جدول (۴-۴) مشاهده می‌شود.

جدول ۴-۴: ضرایب حاصل از برازش همراه با خطاهایشان.

ضرایب	خطا
$a_0=1.50645$	0.013
$a_1=-0.49356$	0.03473
$a_2=-0.05408$	0.03054
$a_3=0.05223$	0.01165
$a_4=-0.0093$	0.00199
$a_5=5.43081e-4$	$1.24537e-4$
Adj.R-Square = 0.99996	

در جدول (۵-۴) نتایج مربوط به محاسبه‌ی تابع دز شعاعی برای چشمه‌ی براکی‌تراپی پالادیم-۱۰۳ مدل MED3633 در این کار، همراه با مقادیر گزارش شده توسط دیگران آورده شده است [ ۱۹،۲۴،۴۱].

جدول ۵-۴: اندازه‌گیری‌های انجام شده مربوط به تابع دز شعاعی چشمه‌ی براکی‌تراپی پالادیم-۱۰۳ مدل MED3633.

r(cm)	MCNP in work	MCPT [۴۱] Li & Fan	Diode [۴۱] Li & Fan	TLD [۱۹] Wallace & Fan	NASI [۲۴]
0.5	1.250	1.243	1.345	1.275	1.243
0.75	1.130	1.125	-	1.132	1.125
1.0	1	1	1	1	1
1.5	0.776	0.773	0.722	0.769	0.770
2.0	0.591	0.583	0.551	0.580	0.583
2.5	0.440	0.438	0.436	0.431	0.438
3.0	0.328	0.325	0.362	0.318	0.325
3.5	0.248	0.241	0.317	0.231	0.241
4.0	0.185	0.177	-	0.174	0.177
4.5	0.139	0.130	-	0.132	-
5.0	0.104	0.098	-	0.102	0.098
6.0	0.056	0.053	-	0.064	0.053

#### ۵-۴ محاسبه‌ی تابع ناهمسانگردی با استفاده از کد MCNP

با توجه به مطالب بیان شده در بخش (۷-۶-۲) تابع ناهمسانگردی به صورت زیر محاسبه‌شود:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)G(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0)G(r, \theta)} \quad (۲۶-۴)$$

برای این منظور، تابع هندسی و دز جذبی را در زوایای (صفر تا ۹۰ درجه با فاصله‌ی ۱۰ درجه) و فواصل مختلف (۱، ۲، ۳، ۴ و ۵ سانتی‌متر از چشمه) حساب کرده، سپس از مقادیر به‌دست آمده تابع ناهمسانگردی محاسبه می‌شود. مقادیر محاسبه‌شده برای این پارامتر با استفاده از شبیه‌سازی به‌وسیله‌ی کد MCNP در جدول (۶-۴) مشاهده می‌شود [۴۰].

جدول ۶-۴: تابع ناهمسانگردی برای چشمه‌ی براکی‌تراپی پالادیم-۱۰۳ مدل MED3633 با استفاده از کد MCNP.

r(cm)	$\theta = 0^0$	$10^0$	$20^0$	$30^0$	$40^0$	$50^0$	$60^0$	$70^0$	$80^0$	$90^0$
1	0.482	0.512	0.614	0.749	0.848	0.913	0.964	0.987	0.989	1.000
2	0.497	0.538	0.628	0.738	0.848	0.909	0.967	0.991	1.0012	1.000
3	0.524	0.543	0.640	0.753	0.844	0.933	0.979	1.015	1.020	1.000
4	0.532	0.535	0.645	0.735	0.852	0.920	0.940	0.983	1.009	1.000
5	0.529	0.535	0.703	0.702	0.811	0.936	0.914	0.927	0.979	1.000

خطای حاصل شده از محاسبات MCNP برای تابع ناهسانگردی، تا فاصله‌های ۳ cm کمتر از ۲ درصد و تا فاصله‌های ۵ cm، ۴ درصد می‌باشد. مقادیر اندازه‌گیری شده‌ی این تابع در روش تجربی توسط Wallace and Fan، با خطای ۵ درصد گزارش شده است [۱۹].

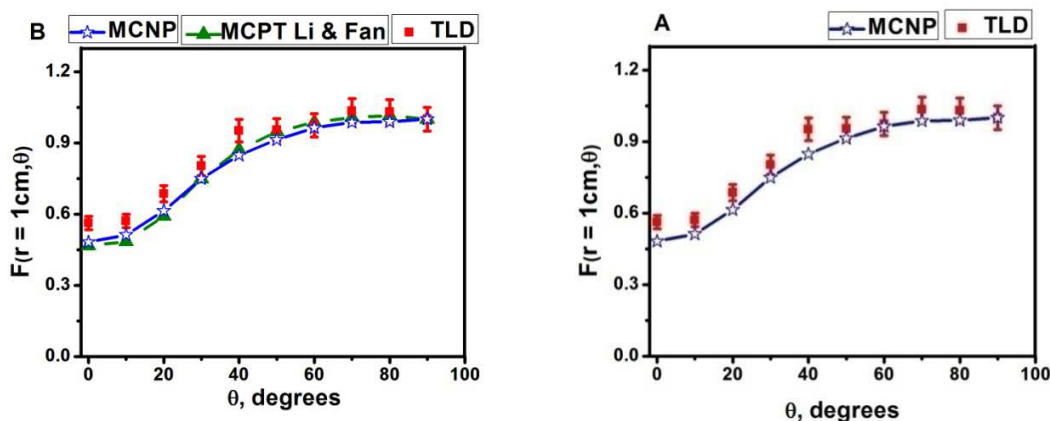
جدول ۴-۷: تابع ناهمسانگردی برای چشمه‌ی براکی‌تراپی پالادیم-۱۰۳ مدل MED3633 با استفاده از محاسبات TLD.

r(cm)	$\theta = 0^0$	$10^0$	$20^0$	$30^0$	$40^0$	$50^0$	$60^0$	$70^0$	$80^0$	$90^0$
1	0.563	0.571	0.685	0.803	0.961	0.954	0.974	1.035	1.030	1.000
2	0.449	0.496	0.579	0.721	0.827	0.991	0.991	0.969	1.028	1.000
3	0.514	0.556	0.644	0.774	0.908	0.983	1.095	1.032	1.114	1.000
4	0.512	0.594	0.676	0.791	0.901	0.987	1.013	1.061	1.135	1.000
5	0.488	0.574	0.671	0.794	0.868	0.917	0.974	1.022	1.040	1.000

جدول ۴-۸: تابع ناهمسانگردی برای چشمه‌ی براکی‌تراپی پالادیم-۱۰۳ مدل MED3633 با استفاده از محاسبات مونت‌کارلو توسط Li and Fan [۴۱].

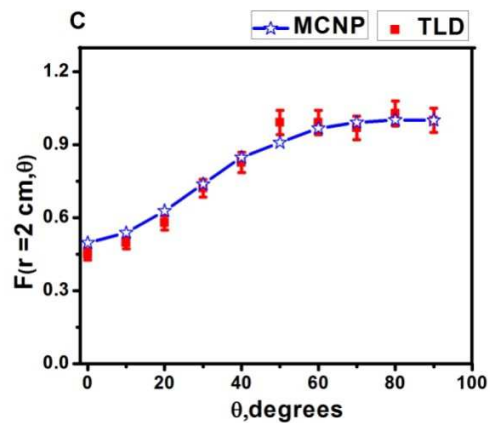
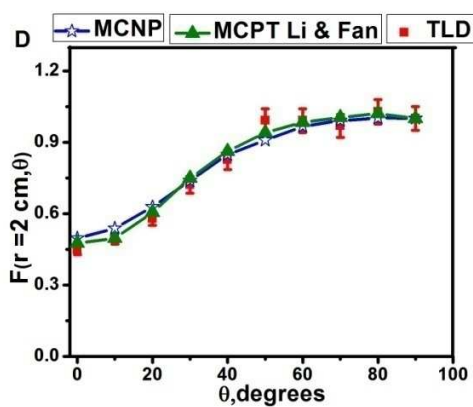
r(cm)	$\theta = 0^0$	$10^0$	$20^0$	$30^0$	$40^0$	$50^0$	$60^0$	$70^0$	$80^0$	$90^0$
1	0.566	0.484	0.592	0.749	0.871	0.947	0.987	1.007	1.015	1.000
2	0.475	0.497	0.605	0.749	0.861	0.940	0.984	1.004	1.020	1.000
3	0.484	0.512	0.623	0.753	0.863	0.939	0.979	1.012	1.014	1.000
4	0.495	0.522	0.620	0.7754	0.868	0.930	0.976	1.017	1.017	1.000
5	0.506	0.531	0.631	0.751	0.868	0.930	0.976	1.017	1.017	1.000

در نمودارهای زیر مقادیر این تابع در زاویه‌های صفر، ۳۰، ۶۰ و ۹۰ درجه بر حسب فاصله از مرکز چشمه رسم شده است. همچنین مقادیر این تابع را در فاصله‌های ۱، ۲، ۳، ۴ و ۵ سانتی‌متر بر حسب زاویه رسم کرده‌ایم.

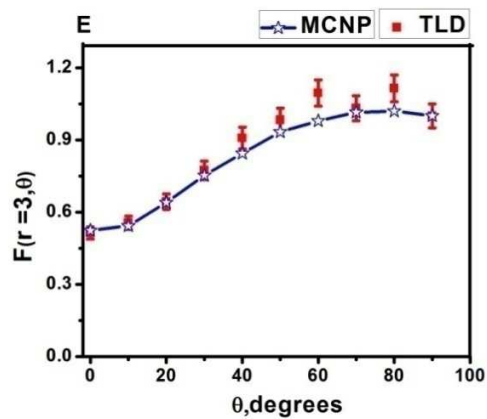
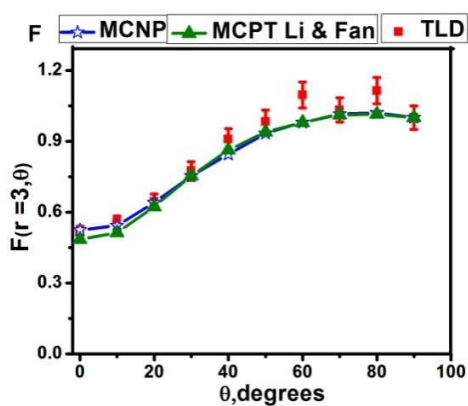


شکل ۴-۱۴: نمودارهای (A,B) تابع ناهمسانگردی در فاصله‌ی ۱ cm از چشمه در زوایای مختلف می‌باشد. در A دو حالت تجربی و نتایج حاصل از شبیه‌سازی با هم مقایسه شده‌اند. در B نتایج حاصل از مونت‌کارلویی که توسط Li an Fan انجام شده با نتایج A مقایسه شده است.

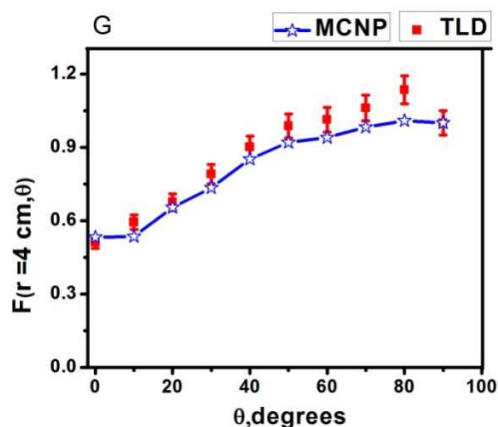
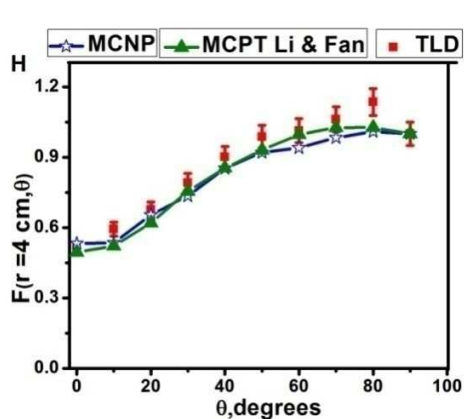




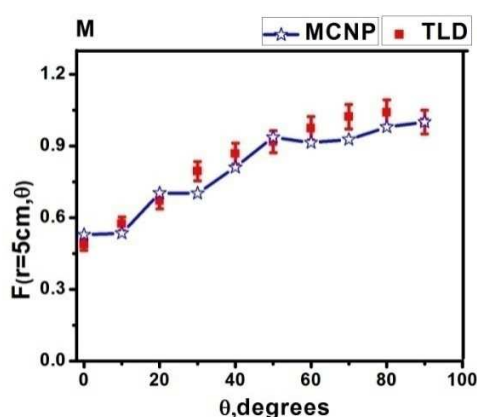
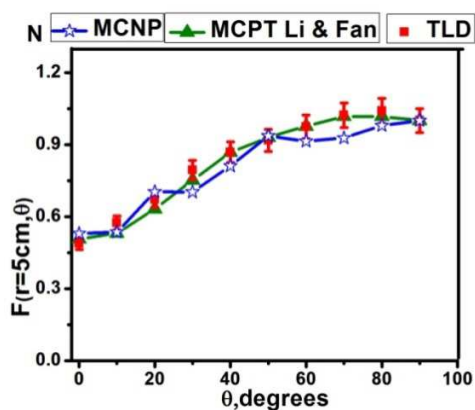
شکل ۴-۱۵: نمودارهای (C,D) تابع ناهمسانگردی در فاصله‌ی ۲ cm از چشمه در زوایای مختلف می‌باشد. در C دو حالت تجربی و نتایج حاصل از شبیه سازی با هم مقایسه شده‌اند. در D نتایج حاصل از مونت کارلویی که توسط Li and Fan انجام شده با نتایج C مقایسه شده است.



شکل ۴-۱۶: نمودارهای (E,F) تابع ناهمسانگردی در فاصله‌ی ۳ cm از چشمه در زوایای مختلف می‌باشد. در E دو حالت تجربی و نتایج حاصل از شبیه سازی با هم مقایسه شده‌اند. در F نتایج حاصل از مونت کارلویی که توسط Li and Fan انجام شده با نتایج E مقایسه شده است.



شکل ۴-۱۷: نمودارهای (G,H) تابع ناهمسانگردی در فاصله‌ی ۴ cm از چشمه در زوایای مختلف می‌باشد. در G دو حالت تجربی و نتایج حاصل از شبیه سازی با هم مقایسه شده‌اند. در H نتایج حاصل از مونت کارلویی که توسط Li and Fan انجام شده با نتایج G مقایسه شده است.



شکل ۴-۱۸: نمودارهای (M,N) تابع ناهمسانگردی در فاصله‌ی ۵ cm از چشمه در زوایای مختلف می‌باشد. در M دو حالت تجربی و نتایج حاصل از شبیه سازی با هم مقایسه شده‌اند. در N نتایج حاصل از مونت کارلویی که توسط Li and Fan انجام شده با نتایج M مقایسه شده است.

تابع ناهمسانگردی، بیانی از تغییرات دز به دلیل توزیع ماده‌ی رادیواکتیویته بر روی کره‌های چشمه، اثرات خود جذبی درون چشمه، انحنای کپسول، ضخامت کپسول، ماده‌ی تشکیل دهنده‌ی آن و محیط اطراف چشمه می‌باشد. این تابع به صورت کسر نرمالیزه شده‌ی دز جذبی به زاویه‌ی مرجع نسبت به کسر نرمالیزه شده‌ی تابع هندسی در همان نقطه می‌باشد، به عبارتی میزان شار خروجی از چشمه با وجود ماده را نسبت به حالتی که ماده وجود ندارد می‌سنجد. بنابراین زمانی که ماده حضور نداشته باشد انتظار می‌-

رود این تابع برابر با ۱ شود. با مرجع قرار دادن زاویه‌ی ۹۰ درجه و سنجیدن دز جذبی در زوایای دیگر نسبت به آن در هر یک از نمودارهای رسم شده برای تابع ناهمسانگردی مشاهده می‌شود: در زاویه‌ی صفر درجه، یا بر روی محور طولی چشمه میزان پرتوهای رسیده به علت هندسه‌ی چشمه کمتر می‌باشد و همچنین ضخامت چشمه در این راستا بیشترین مقدار را دارد بنابراین انتظار می‌رود در این راستا میزان دز جذبی کمترین مقدار، همان‌طور که هر یک از نمودارها نشان می‌دهد باشد. با نزدیک شدن به زاویه‌ی ۹۰ درجه به علت تقارن چشمه پرتوهای بیشتری به نقاط مورد نظر می‌رسند و همچنین ضخامت کپسول نسبت به محور طولی کمتر بوده و بدین ترتیب میزان شار رسیده به نقاط مورد نظر بیشتر شده و در نهایت دز جذبی افزایش می‌یابد. بنابراین در حالت کلی تغییرات دز جذبی در ماده نسبت به حالتی که ماده وجود ندارد بدین صورت می‌باشد:

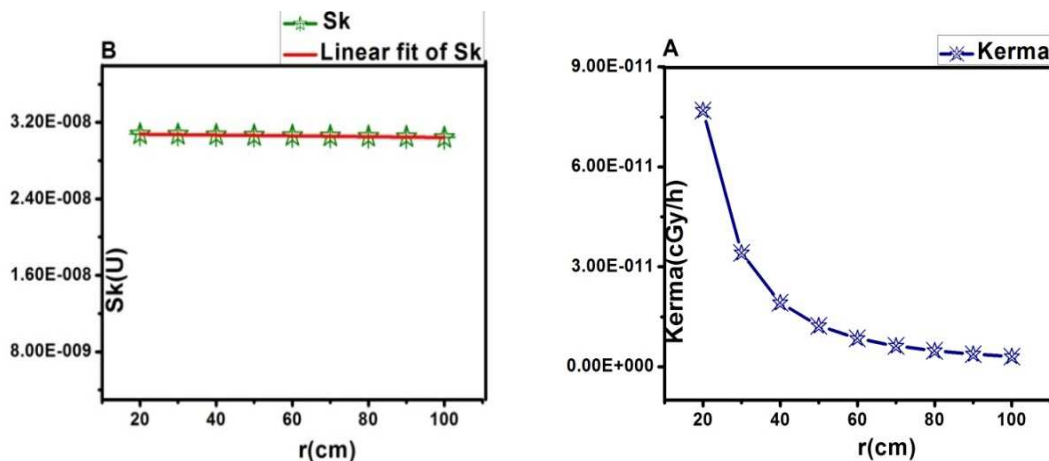
- در زاویه‌ی صفر درجه به علت حداقل بودن شار رسیده دز جذبی کم می‌شود.
- با افزایش ضخامت کپسول اندرکنش‌هایی که پرتوها با ماده انجام می‌دهند بیشتر شده بنابراین تضعیف پرتوها موجب کاهش دز جذبی می‌شود.
- با افزایش فاصله از چشمه پرتوها در عمق ماده نفوذ می‌کنند و در اثر پدیده‌های جذب و پراکندگی در ماده و تضعیف شدن آن‌ها دز جذبی کاهش می‌یابد. بنابراین با افزایش فاصله تأثیر حضور ماده افزایش می‌یابد.
- در همه‌ی موارد گفته شده، کاهش انرژی باعث کم شدن دز جذبی می‌شود.

#### ۴-۵ محاسبه‌ی شدت گرمای هوا با استفاده از کد MCNP

شدت گرمای هوا، معیاری از شدت (قدرت) چشمه براکی‌تراپی است که بر حسب نرخ گرمای هوا در نقطه‌ای در راستای محور عمود بر چشمه در فضای آزاد مشخص می‌شود. این کمیت به صورت حاصل ضرب نرخ گرمای هوا در مجذور فاصله  $d$  از چشمه اندازه‌گیری می‌شود که به صورت زیر است:

$$S_k = K_s(d)d^2 \quad (24-4)$$

بنابراین برای محاسبه‌ی شدت کرمای هوا، ابتدا نرخ کرمای هوا را محاسبه می‌کنیم. برای انجام این- کار از تالی F6 کد MCNP با توجه به مطالبی که در بخش (۲-۱۱) بیان شده است (کره‌های اطراف چشمه شامل هوا و محیط اطراف چشمه خلأ می‌باشد) به محاسبه‌ی این پارامتر می‌پردازیم. در پروتکل TG-43، نقطه‌ی اندازه‌گیری محاسبات برای نرخ کرمای هوا ۱۰۰ cm می‌باشد. این فاصله از این جهت که چشمه در آن مانند یک چشمه‌ی نقطه‌ای رفتار می‌کند انتخاب شده است. از آن جا که می‌توان نرخ کرمای هوا را در هر فاصله‌ای که بزرگتر از طول چشمه باشد اندازه گرفت محاسبه‌ی مربوط به این پارامتر را در فواصل مختلف انجام داده و بدین ترتیب مستقل بودن شدت کرمای هوا بر حسب فاصله را نشان می‌دهیم. برای این منظور، کره‌هایی از هوا به شعاع ۰/۵ cm که از هوا پر شده اند به طوریکه محیط اطراف آن خلأ می‌باشد از فاصله‌ی ۲۰ تا ۱۰۰ سانتی‌متر بر روی محور عرضی چشمه انتخاب کرده و شدت کرمای هوا در این کره‌ها همانند آنچه که در نمودار شکل (۴-۱۹) مشاهده می‌کنید رسم می‌کنیم [۱۱،۴۲،۴۳].



شکل ۴-۱۹: نمودارهای (A,B) که در آن A نرخ کرمای هوا بر حسب فاصله و B شدت کرمای هوا بر حسب فاصله می‌باشد.

همانطور که نمودار A در شکل (۴-۱۹) نشان می‌دهد نرخ کرمای هوا بر حسب فاصله از مرکز چشمه کاهش می‌یابد، زیرا در نقطه‌ای که ابتدا فوتون‌ها بر ماده تابیده می‌شوند، بیشترین مقدار کرما حاصل شده است و سپس با افزایش عمق چون شار انرژی پرتوهای رسیده به نقطه‌ی مورد نظر کمتر شده مقدار آن

کاهش پیدا می‌کند. نمودار B نشان دهنده‌ی آن است که شدت کرمای هوا بر حسب فاصله از مرکز چشمه ثابت بوده و بدین ترتیب با رسم عرض از مبدأ خطی که از این نمودار می‌گذرد شدت کرمای هوا حاصل می‌شود. از آنجا که محاسبات مربوط به کد MCNP در نهایت مربوط به یک ذره می‌باشد شدت کرمای هوای محاسبه شده برابر با  $U \times 10^{-8} \times 3/09$  می‌باشد. بنابراین برای محاسبه‌ی اکتیویته‌ی چشمه داریم:

$$1Bq = 27 \times 10^{-9} mCi \quad (25-4)$$

$$A \Gamma_{\delta} = S_k \quad (26-4)$$

از آنجا که ثابت نرخ پرتودهی برای پالادیم- $^{103}$  طبق جدول‌های استاندارد بین‌المللی برابر با  $1/293 U/mCi$  می‌باشد با جاگذاری در رابطه‌ی (۲۶-۴) اکتیویته‌ی چشمه را می‌توان محاسبه نمود که به صورت زیر می‌باشد.

$$A \left( 1.293 \frac{U}{mCi} \right) = 3.09 \times 10^{-8} U = A = 24 \times 10^{-9} mCi \quad (27-4)$$

بنابراین همانطور که در معادله‌ی (۲۷-۴) مشاهده می‌شود اکتیویته‌ی چشمه در این حالت برابر با  $24 \times 10^{-9} mCi$  می‌باشد که میزان انحراف آن از اکتیویته‌ی  $1 Bq$  برابر ۱۱ درصد می‌باشد.

#### ۷-۴ محاسبه‌ی ثابت نرخ دز $\Lambda$

با توجه به بخش (۲-۶-۲) ثابت نرخ دز از رابطه‌ی زیر محاسبه می‌شود.

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_k} \quad (28-4)$$

$\dot{D}(r_0, \theta_0)$ ، آهنگ دز جذب شده در نقطه‌ی مرجع بر حسب  $cGy/h$  می‌باشد و  $S_k$  شدت کرمای هوا بر حسب  $U$  بوده که با جاگذاری مقادیر حاصل شده داریم:

$$\Lambda = \frac{2.106 \times 10^{-8} (cGy / h)}{3.09 \times 10^{-8} U} = 0.682 (cGy / hU) \quad (29-4)$$

در جدول (۹-۴) مقادیر محاسبه شده ثابت نرخ دز در این کار همراه با مقادیر محاسبه شده توسط دیگران آورده شده است.

جدول ۹-۴: مقایسه ثابت نرخ دز محاسبه شده در این کار همراه با نتایج حاصل شده با دیگران برای چشمه‌ی براکی‌تراپی مدل MED3633 [۱۹،۴۱].

روش	محیط	$\Lambda$ (cGyh <sup>-1</sup> U <sup>-1</sup> )
(Wallace and Fan) دزیمتری ترمولومینسانس	آب	۰/۶۸۰ ± %۵
(Li and Fan) دزیمتری دیودی	آب	۰/۶۹۳ ± %۵/۷
(Li and Fan) شبیه‌سازی مونت‌کارلو	آب	۰/۶۷۷ ± %۲
MCNP4C در این کار	آب	۰/۶۸۲ ± %۲

#### ۸-۴ محاسبه‌ی پارامترهای دزیمتری در فانتوم بافت نرم

به دلیل پیچیدگی‌های آثار برهم‌کنش با بافت بدن، محاسبات مربوط به پارامترهای دزیمتری طبق دستورالعمل TG-43U1، قبل از کاربرد کلینیکی در محیط آب انجام می‌شود. آب دارای چگالی  $1 \text{ gr/cm}^3$  از ترکیبات هیدروژن و اکسیژن تشکیل شده است. این ترکیبات، درصد اعظم بافت بدن را تشکیل می‌دهند. از طرفی چگالی بافت نرم  $1.04 \text{ gr/cm}^3$  می‌باشد بنابراین آب می‌تواند معادل خوبی برای بافت در انجام شبیه‌سازی‌ها باشد. با تمام مطالب گفته شده در نهایت، محاسبات پارامترهای دزیمتری چشمه‌ی براکی‌تراپی در بدن انسان باید مورد استفاده قرار گیرد. از این رو، آگاهی داشتن از این‌که تا چه اندازه استفاده از آب، به جای بافت واقعی بدن انسان می‌تواند تأثیر مطلوب داشته باشد ضروری است. بنابراین در این بخش به محاسبات پارامترهای دزیمتری در بافت بدن با استفاده از شبیه‌سازی توسط کد MCNP پرداخته و با مقایسه‌ی نتایج حاصل شده با محاسبات مربوط به فانتوم آب به ارزیابی آن می‌پردازیم.

در شبیه‌سازی‌های مربوط به این بخش برای محاسبات پارامترهای دزیمتری، تنها به محاسبات تابع دز شعاعی، تابع ناهمسانگردی و ثابت نرخ دز به دلیل وابستگی این پارامترها به ماده‌ی اطراف چشمه می‌پردازیم. مقادیر پارامترهای شدت گرمای هوا و تابع هندسی به دلیل عدم وابستگی به ماده‌ی اطراف چشمه ثابت باقی می‌مانند. برای انجام شبیه‌سازی همانند آن‌چه که برای شبیه‌سازی با استفاده از فانتوم آب انجام داده‌ایم از کره‌هایی به شعاع  $0.05 \text{ cm}$  در اطراف چشمه در زوایای صفر تا  $90^\circ$  درجه با فواصل  $10^\circ$  درجه استفاده می‌کنیم. در جدول (۴-۱۰) ترکیبات بافت نرم با چگالی  $1.04 \text{ gr/cm}^3$  با درصد وزنی-شان مشاهده می‌شود.

جدول ۴-۱۰: ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت نرم با چگالی  $1.04 \text{ gr/cm}^3$  [۴۴].

نام عنصر	درصد وزنی بافت	نام عنصر	درصد وزنی بافت
هیدروژن	۱۰/۴۵۴	گوگرد	۰/۲۰۴
کربن	۲۲/۶۳	کلر	۰/۱۳۳
نیتروژن	۲/۴۹	پتاسیم	۰/۲۰۸
اکسیژن	۶۳/۵۲	کلسیم	۰/۰۲۴
سدیم	۰/۱۱۲	آهن	۰/۰۰۵
منیزیم	۰/۰۱۳	روی	۰/۰۰۳
سیلیسیم	۰/۰۳	روبیدیم	۰/۰۰۱
فسفر	۰/۱۳۴	زیرکونیم	۰/۰۰۱

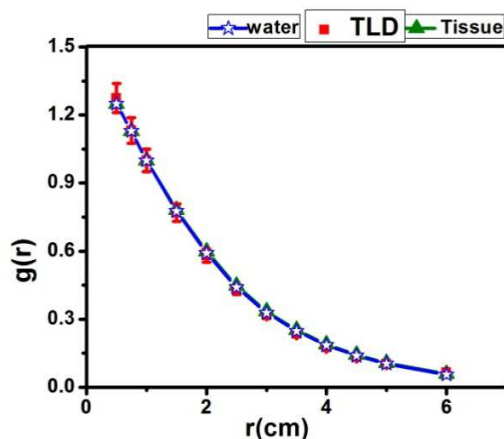
#### ۴-۸-۱ محاسبه‌ی تابع دز شعاعی در فانتوم بافت نرم با استفاده از کد MCNP

شبیه‌سازی برای محاسبه‌ی تابع دز شعاعی بعد از انجام محاسبات مربوط به دز جذبی در بافت نرم و با داشتن تابع دز شعاعی طبق رابطه‌ی (۴-۲۴) انجام شده است. در جدول (۴-۱۱) مقادیر این تابع بر روی محور عرضی چشمه، در فواصل مختلف مشاهده می‌شود.

جدول ۴-۱۱: تابع دز شعاعی، در بافت نرم با استفاده از کد MCNP

r(cm)	0.5	0.75	1	1.5	2	2.5	3	3.5	4	4.5	5	6
g(r)	1.25	1.13	1	0.782	0.599	0.447	0.334	0.253	0.189	0.142	0.106	0.058

در نمودار شکل (۴-۲۰) مقادیر محاسبه شده‌ی تابع دز شعاعی، در فانتوم بافت نرم با مقادیر حاصل شده از شبیه سازی در فانتوم آب همراه با محاسبات تجربی Wallace and Fan، که با استفاده از دزیمتری ترمولومینسانس در آب انجام شده است با یکدیگر مقایسه شده است.



شکل ۴-۲۰: نمودار تابع دز شعاعی مربوط به فانتوم بافت نرم و فانتوم آب با استفاده از کد MCNP، محاسبات تجربی این تابع با استفاده از دزیمتری (TLD) در آب.

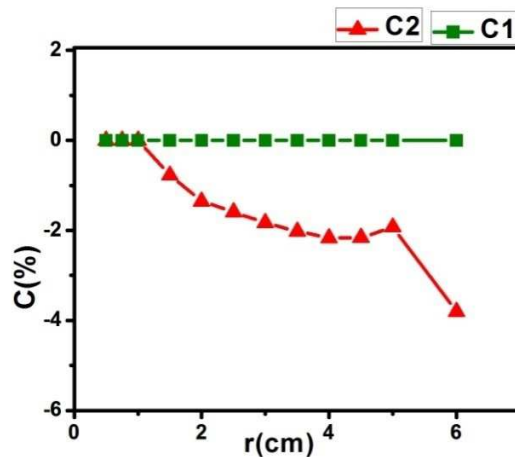
همان طور که در نمودار مشاهده می‌کنید، روند تابع دز شعاعی در فانتوم بافت نرم با مقادیر حاصل از تجربه و کد MCNP، که در محیط آب انجام شده است هم‌خوانی دارد. خطاهای اندازه‌گیری در تجربه ۵ درصد گزارش شده است که میزان آن در فواصل نزدیک به چشمه به دلیل پیچیدگی‌های محاسبات نسبت به فواصل دورتر بیشتر می‌باشد. خطای محاسبات تابع دز شعاعی بدست آمده تا فاصله‌ی ۱ cm کمتر از ۲ درصد و تا فاصله‌ی ۶ cm کمتر از ۴ درصد می‌باشد. برای نشان دادن اختلاف بین مقادیر تابع

دز شعاعی بدست آمده در فانتوم آب نسبت به فانتوم بافت نرم، کمیات  $C_1 = \frac{g(r)_w - g(r)_w}{g(r)_w} \times 100$  و

$C_2 = \frac{g(r)_w - g(r)_T}{g(r)_w} \times 100$  را معرفی کرده که در آن  $C_1$  اختلاف نسبی تابع دز شعاعی در فانتوم آب

نسبت به آب بر حسب درصد و  $C_2$  اختلاف نسبی تابع دز شعاعی در فانتوم بافت نرم نسبت به فانتوم آب بر حسب درصد می‌باشد. در نمودار شکل (۴-۲۱) اختلاف نسبی بین این دو حالت مشاهده می‌شود.





شکل ۴-۲۱: نمودار اختلاف نسبی تابع دز شعاعی محاسبه شده در فانتوم آب نسبت به فانتوم بافت.

با توجه به این که تعداد اتمها در واحد حجم یک ماده با دانسیتهی  $\rho$  و جرم مولکولی  $M$  به صورت  $\frac{N_A \rho}{M}$ ، که در آن  $N_A$  عدد آووگادرو می باشد بدست می آید و همچنین برای هر اتم دارای  $Z$  الکترون، چگالی الکترونی به صورت  $\rho_e = Zn$ ، می توان نوشت که در آن چگالی الکترونی  $\rho_e$ ، آشکارا متناسب با عدد اتمی ماده می شود. برای تمام عناصر سبک به غیر از هیدروژن  $Z \approx \frac{A}{2}$ ، چگالی الکترونی به صورت  $\rho_e = \frac{N_A \rho}{2}$  با چگالی ماده ارتباط پیدا می کند. چگالی الکترونی بافت نرم، به دلیل داشتن ترکیبات تشکیل دهندهی آن نسبت به آب، بیشتر بوده که خود منجر به افزایش چگالی بافت نرم می شود، از طرفی طبق رابطهی ضریب تضعیف جرمی  $\mu_p = \frac{\mu}{\rho}$ ، ضریب برهم کنش ماده مخلوط یا مرکب از ضرایب برهم-کنش عناصر تشکیل دهنده به صورت زیر محاسبه می شود:

$$\mu_c (m^2 / kg) = \left( \frac{\mu}{\rho} \right)_c = \sum W_i \frac{\mu_i}{\rho_i} (m^2 / kg) \quad (۳۰-۴)$$

که در آن  $\frac{\mu_i}{\rho_i}$ ، عبارت از ضریب تضعیف جرمی عنصر  $i$  ام در ترکیب،  $W_i$  وزن نسبی عنصر  $i$  ام در ترکیب و  $\mu_c$  ضریب تضعیف جرمی کل ترکیب می باشد.

از طرفی ضریب تضعیف جرمی و سطح مقطع مولکولی به صورت زیر با هم مرتبط می‌باشند:

$$\mu = \frac{N_A \rho \sigma_m}{M} = \frac{\mu}{\rho} = \frac{N_A \sigma_m}{M} \quad (31-4)$$

$$\sigma_m = n \sigma_a \quad (32-4)$$

که در آن  $\sigma_a$  عبارت از سطح مقطع اتمی،  $N_A$  عدد آووگادرو و  $M$  جرم مولکولی ماده می‌باشد.

بنابراین سطح مقطع اتمی برای یک ترکیب به صورت زیر می‌باشد:

$$\sigma_a = \frac{1}{N_A} \sum_i f_i A_i \left( \frac{\mu}{\rho} \right)_i \quad (33-4)$$

که در آن  $\sigma_a$ ، سطح مقطع اتمی میان‌گیری شده از همه‌ی اتم‌های عناصر در ترکیب،  $f_i = \frac{n_i}{\sum_j n_j}$  کسر

فراوانی اتم‌ها در ترکیب که  $n_i$ ، تعداد اتم مربوط به عنصر خاص در ترکیب و  $\sum_j n_j$ ، تعداد کل اتم‌ها در

فرمول مولکولی ترکیب می‌باشد به همین ترتیب با استفاده از رابطه‌ای که بین ضریب تضعیف جرمی و

سطح مقطع الکترونی وجود دارد داریم:

$$\mu = NZ\sigma_e = \frac{\rho N_A}{M} Z\sigma_e = \frac{\mu}{\rho} = \frac{N_A}{M} Z\sigma_e \quad (34-4)$$

$$\sigma_e = \frac{1}{N_A} \sum_i f_i \frac{A_i}{Z_i} \left( \frac{\mu}{\rho} \right)_i = \frac{\sigma_a}{Z_{eff}} \quad (35-4)$$

معادله‌ی (۳۵-۴) مربوط به سطح مقطع الکترونی یک ترکیب می‌باشد که در آن  $\sigma_e$  سطح مقطع

الکترونی ترکیب،  $\left( \frac{\mu}{\rho} \right)_i$  ضریب تضعیف جرمی عنصر  $i$ ام در ترکیب،  $f_i = \left( \frac{n_i}{\sum_j n_j} \right)$  کسر فراوانی می‌باشد

که  $n_i$  تعداد کل اتم‌های عناصر تشکیل دهنده و  $\sum_j n_j$  تعداد کل اتم‌ها در فرمول مولکولی می‌باشد.

بنابراین چگالی الکترونی مؤثر  $N_e$ ، برای یک ترکیب به صورت زیر محاسبه می‌شود [۴۵،۴۶]:

$$N_e = \frac{(\mu / \rho)_e}{\sigma_e} = \frac{N_A}{M} Z_{eff} \sum_i n_i \quad (36-4)$$

همان‌طور که معادله‌ی (۳۶-۴) نشان می‌دهد با افزایش چگالی الکترونی، ضریب تضعیف جرمی افزایش یافته که به معنای اندرکنش‌های بیشتر فوتون با ماده بوده و بدین ترتیب تعداد انتقال‌های انرژی به الکترون افزایش پیدا کرده و در نهایت دز جذبی زیاد می‌شود.

در نمودار شکل (۴-۲۱)، مقادیر تابع دز شعاعی حاصل از شبیه‌سازی در حالت‌هایی که از فانتوم آب و فانتوم بافت نرم استفاده شده است تا فاصله‌های ۱ cm از چشمه با هم مطابقت خوبی دارند، اما از فاصله‌ی ۱ cm به بعد انحرافات در استفاده از فانتوم بافت نرم به جای فانتوم آب مشاهده می‌شود به-طوری‌که میزان آن تا فاصله‌ی ۵ cm از چشمه حدود ۲ درصد و بیشترین میزان اختلاف در فاصله‌ی ۵cm از چشمه حدود ۵ درصد می‌باشد. برای جستجوی علت این اختلافات از روابط بین دز جذب شده و شار فوتون به صورت زیر استفاده می‌کنیم:

$$\dot{D}(J / kgs) = \phi(\text{number of photon. cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}) \times E(\text{MeV}) \times \mu(\text{cm}^2 / \text{kg}) \times 1.6 \times 10^{-13} (J / \text{MeV}) \quad (37-4)$$

که در آن  $\dot{D}$  آهنگ دز جذبی،  $\phi$  شار فوتون بر واحد سطح و زمان،  $E$  انرژی فوتون،  $\mu$  ضریب تضعیف جرمی فوتون و  $1.6 \times 10^{-13}$  تبدیل واحد از MeV به J می‌باشد.

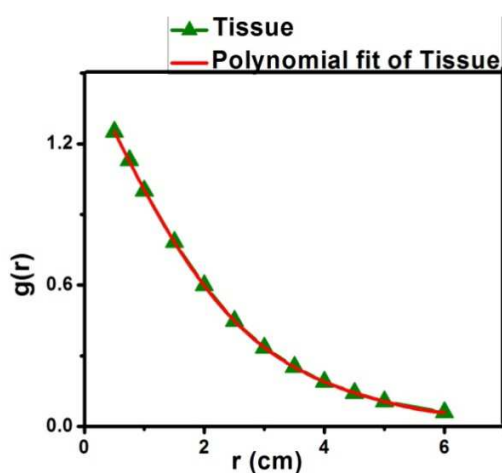
با جاگذاری رابطه‌ی (۳۷-۴) در رابطه‌ی مربوط به اختلاف نسبی فانتوم بافت نرم نسبت به فانتوم آب داریم:

$$C = \frac{D_W - D_T}{D_W} = \frac{\phi_W \cdot E \cdot \mu_W - \phi_T \cdot E \cdot \mu_T}{\phi_W \cdot E \cdot \mu_W} \quad (38-4)$$

که در آن  $\phi_W \propto e^{-\mu_p \cdot x}$  و  $\phi_T \propto e^{-\mu_T \cdot x}$ ، ضریب تضعیف جرمی نیز با چگالی الکترونی ماده در ارتباط می‌باشد پس  $\phi_W \propto e^{-N_{eW} \cdot x}$  و  $\phi_T \propto e^{-N_{eT} \cdot x}$ ، بنابراین معادله‌ی (۳۸-۴) به صورت زیر تبدیل می‌شود:

$$C = \frac{D_W - D_T}{D_W} = \frac{N_{eW} e^{-N_{eW} \cdot x} - N_{eT} e^{-N_{eT} \cdot x}}{N_{eW} e^{-N_{eW} \cdot x}} = 1 - \frac{N_{eT}}{N_{eW}} e^{-(N_{eW} + N_{eT}) \cdot x} \quad (39-4)$$

همان‌طور که معادله‌ی (۴-۳۹) نشان می‌دهد، اختلاف نسبی استفاده از فانتوم بافت نرم نسبت به فانتوم آب به چگالی الکترونی محیط و فاصله از مرکز چشمه بستگی دارد به طوری‌که با افزایش فاصله مقدار  $C$  به ۱ یا مقدار ۱۰۰ درصد میل می‌کند و وقتی به سمت مرکز چشمه نزدیک می‌شویم مقدار  $C$  کم شده و در نهایت صفر می‌شود. بنابراین می‌توان تأثیر حضور ماده را، در فاصله‌های دورتر از چشمه نتیجه گرفت. تابع دز شعاعی با برازش حداقل مربعا به صورت زیر می‌شود.



شکل ۴-۲۲: نمودار تابع دز شعاعی در فانتوم بافت نرم همراه با فیت توانی مرتبه ۵

جدول ۴-۱۲: ضرایب حاصل از برازش همراه با خطاهایشان.

ضرایب	خطا
$a_0 = 1.50874$	0.01377
$a_1 = -0.50758$	0.03679
$a_2 = -0.03325$	0.03236
$a_3 = 0.04316$	0.01234
$a_4 = -0.00773$	0.00211
$a_5 = 4.4794e-4$	1.31934e-4
Adj.R-Square = 0.99995	

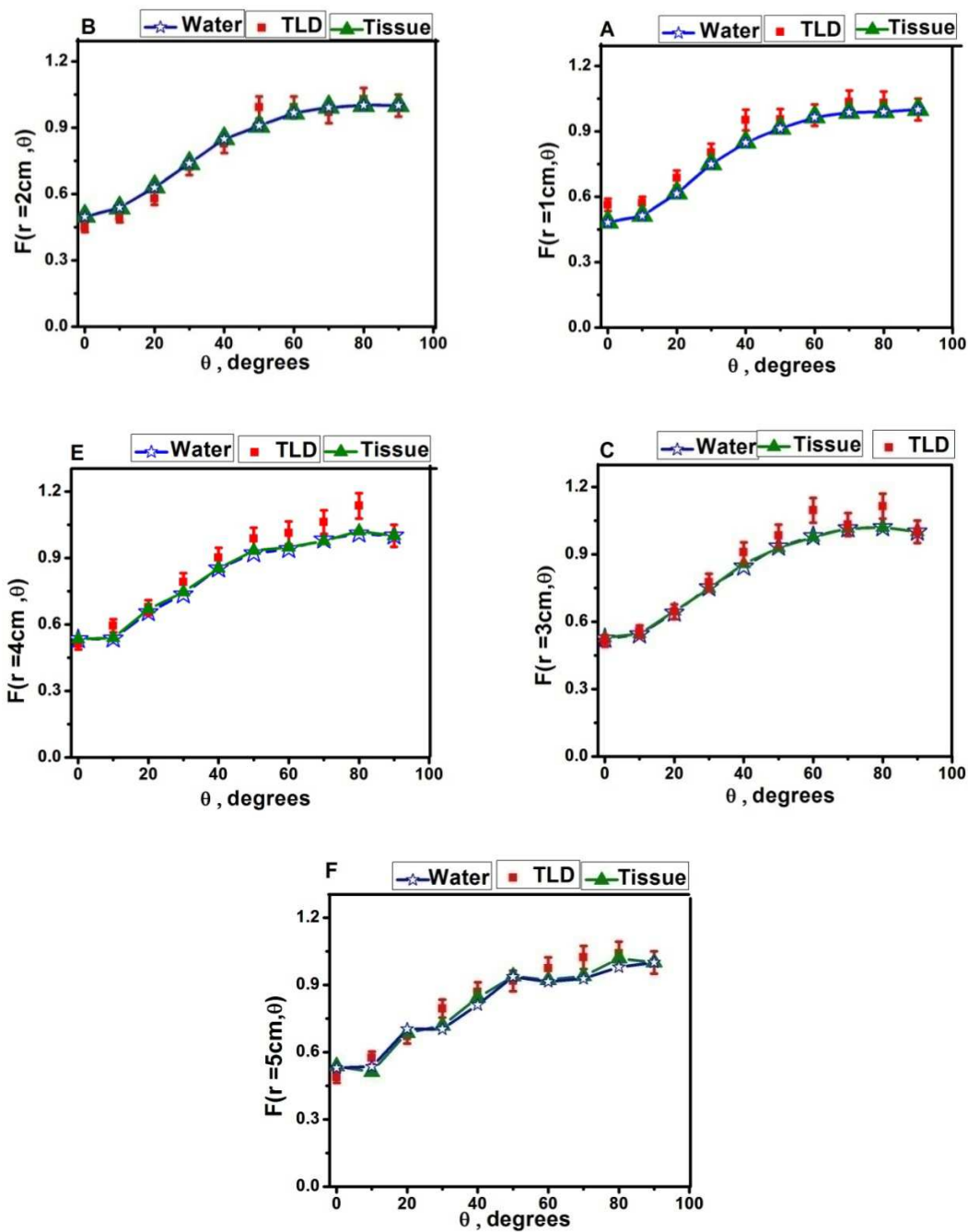
#### ۴-۸-۲ محاسبه‌ی تابع ناهمسانگردی در فانتوم بافت نرم با استفاده از کد MCNP

محاسبات مربوط به تابع ناهمسانگردی در اطراف چشمه، با محاسبه‌ی دز جذبی در فانتوم بافت نرم همراه با مقادیر محاسبه شده‌ی تابع هندسی در خلأ، طبق رابطه‌ی (۴-۲۶) محاسبه می‌شود. مقادیر محاسبه شده‌ی این تابع، در فانتوم بافت نرم در جدول (۴-۱۱) مشاهده می‌شود.

جدول ۴-۱۳: تابع ناهمسانگردی در فانتوم بافت نرم با استفاده از کد MCNP برای چشمه‌ی براکی‌تراپی پالادیم-۱۰۳.

r(cm)	$\theta = 0^0$	$10^0$	$20^0$	$30^0$	$40^0$	$50^0$	$60^0$	$70^0$	$80^0$	$90^0$
1	0.483	0.514	0.616	0.750	0.849	0.913	0.965	1.007	0.989	1.000
2	0.499	0.536	0.632	0.737	0.849	0.906	0.965	1.004	1.001	1.000
3	0.528	0.546	0.646	0.747	0.851	0.929	0.976	1.012	1.019	1.000
4	0.534	0.539	0.668	0.746	0.852	0.933	0.948	1.017	1.021	1.000
5	0.537	0.512	0.686	0.718	0.843	0.938	0.922	1.017	1.018	1.000

مقادیر محاسبه شده‌ی تابع ناهمسانگردی تا فاصله‌ی ۳ cm از چشمه کمتر از ۲ درصد و تا فاصله‌ی ۵ cm کمتر از ۴ درصد می‌باشد. در نمودارهای شکل (۴-۲۹)، تابع ناهمسانگردی محاسبه شده در فانتوم آب و بافت با استفاده از کد MCNP همراه با مقادیر تجربی که توسط Wallace and Fan با دزیمتری (TLD) با خطای ۵ درصد گزارش شده است مشاهده می‌شود [۱۹،۴۱].



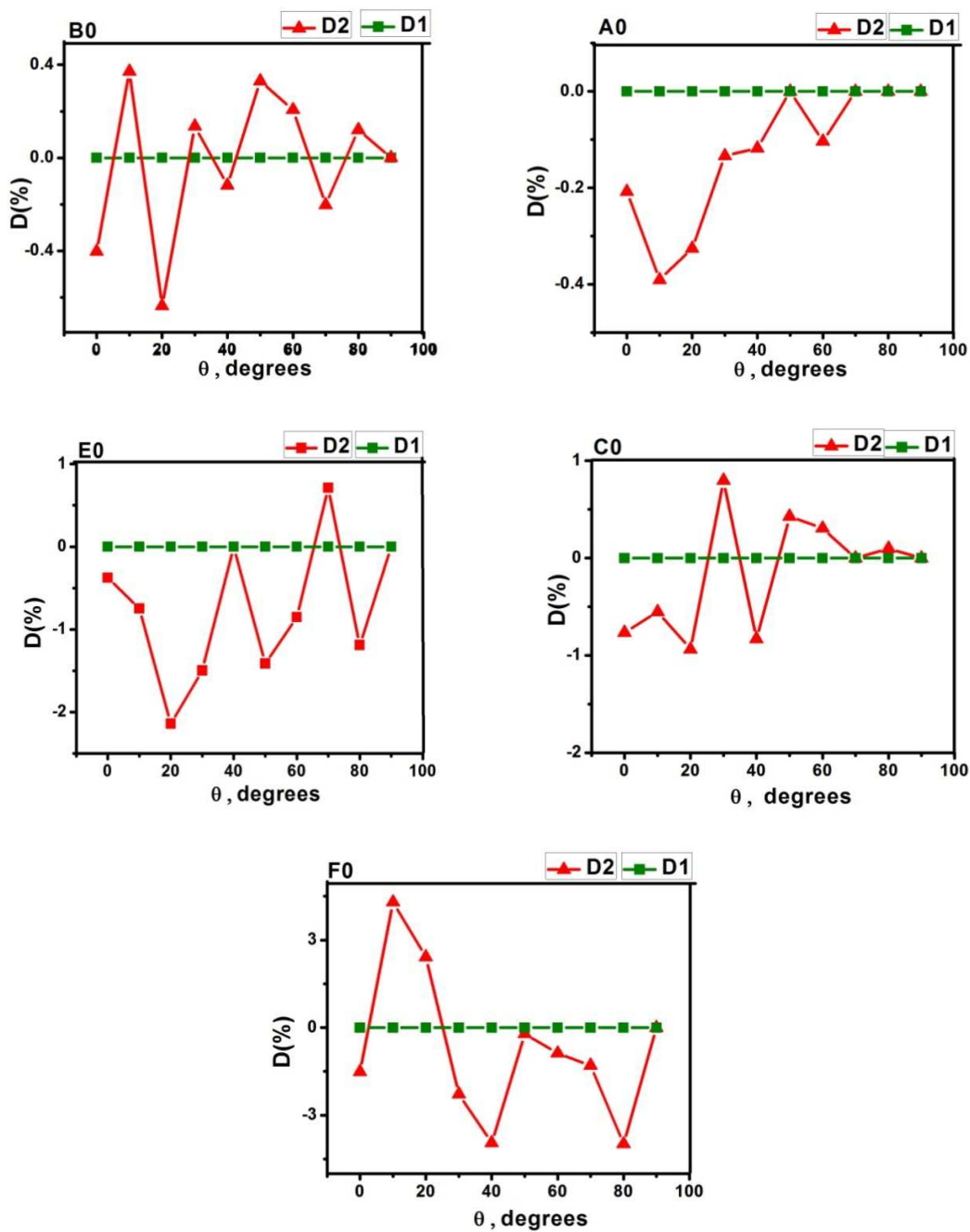
شکل ۴-۲۳: نمودارهای A, B, C, E, F تابع ناهمسانگردی، حاصل از شبیه سازی در فانتوم بافت نرم و آب همراه با نتایج تجربی با دزیمتری (TLD) در آب در فواصل مختلف برای چشمه ی براکی تراپی پالادیم ۱۰۳ مدل MED3633.

در هر یک از نمودارهای مربوط به تابع ناهمسانگردی حاصل از شبیه سازی در فانتوم بافت نرم روند این تابع در اطراف چشمه با نتایج حاصل از شبیه سازی در فانتوم آب و تجربه در آب، همخوانی دارد.

همان‌طور که هر یک از نمودارها نشان می‌دهد حضور ماده، در زاوایای کوچکتر بیشترین تأثیر را در نتایج این تابع دارد، به طوری‌که با نزدیک شدن به زاویه‌ی ۹۰ درجه، به علت تقارن موجود در چشمه و افزایش شار فوتون‌ها مقدار این تابع در زاویه‌ی ۹۰ درجه به بیشترین مقدار خود می‌رسد. برای نشان دادن بهتر چگونگی تغییرات این تابع در فانتوم آب نسبت به فانتوم بافت نرم کمیات

$D_2 = \frac{F(r, \theta)_w - F(r, \theta)_T}{F(r, \theta)_w} \times 100$  و  $D_1 = \frac{F(r, \theta)_w - F(r, \theta)_T}{F(r, \theta)_w} \times 100$  را معرفی می‌کنیم که در آن

$D_1$  و  $D_2$  اختلاف نسبی مقادیر اندازه‌گیری شده‌ی در فانتوم آب و بافت را نسبت به آب بر حسب درصد بیان می‌کند.



شکل ۴-۲۴: نمودارهای A0, B0, C0, E0, F0 به ترتیب اختلاف نسبی تابع ناهمسانگردی فانوم آب نسبت به فانوم بافت نرم در فاصله‌های ۱، ۲، ۳، ۴ و ۵ سانتی‌متری از چشمه‌ی پالادیم-۱۰۳ مدل MED3633 می‌باشد.

بیشینه اختلاف نسبی فانوم بافت نرم نسبت به فانوم آب در هر فاصله در جدول (۴-۱۲) آمده است



جدول ۴-۱۲: بیشینه مقدار اختلاف نسبی تابع ناهمسانگردی فانتوم بافت نرم نسبت به فانتوم آب

برای چشمه‌ی براکی تراپی پالادیم-۱۰۳ مدل MED3633.

r(cm)	Θ (درجه)	Max (D%)
1	10	-0.39
2	20	-0.63
3	20	-0.93
4	20	-2.1
5	10	4.2

با استفاده از نمودارهای شکل (۴-۲۴) و جدول (۴-۱۲)، بیشینه اختلاف نسبی در استفاده از فانتوم بافت نرم نسبت به فانتوم آب، در زوایای زیر ۲۰ درجه می‌باشد که بیان‌کننده‌ی تأثیر حضور ماده در زوایای کوچک بوده بطوریکه در این زوایا به علت شارش کم فوتون‌ها به علت ساختار هندسه‌ی چشمه و تفاوت در چگالی الکترونی بافت و آب موجب تفاوت در دز جذبی در این دو محیط می‌شود.

#### ۴-۸-۳ محاسبه‌ی ثابت نرخ دز ۸ در فانتوم بافت نرم

برای محاسبه‌ی ثابت نرخ دز در فانتوم بافت نرم مشابه با آنچه که در فانتوم آب انجام داده‌ایم عمل می‌کنیم، بدین ترتیب که آهنگ دز جذبی در نقطه‌ی مرجع در فانتوم بافت نرم را بر شدت گرمای هوا تقسیم کرده و دز جذبی را محاسبه می‌کنیم. از طرفی هر یک از پارامترهای شدت گرمای هوا و آهنگ دز نقطه‌ی مرجع در اندازه‌گیری ثابت نرخ دز مؤثر است بنابراین در محاسبه‌ی این پارامتر در فانتوم بافت نرم آهنگ دز جذب شده در نقطه‌ی مرجع تغییر کرده، و مقدار این پارامتر در فانتوم بافت نرم  $0.693 \pm 0.2\%$  بدست می‌آید که نسبت به مقدار محاسبه شده در فانتوم آب بزرگتر است و علت آن به بیشتر بودن چگالی الکترونی بافت نرم نسبت به آب می‌باشد که باعث افزایش دز جذبی بافت نرم در نقطه‌ی مرجع شده است.

#### ۴-۹ بحث و نتیجه‌گیری

طبق دستورالعمل TG-43U1، محاسبات مربوط به تعیین پارامترهای دزیمتری چشمه‌ی براکی‌تراپی پالادیم-۱۰۳ در فانتوم آب صورت گرفته است. از طرفی، هرچند آب دو سوم از وزن بدن را تشکیل داده و درصد بیشتری از ترکیبات بدن نیز شامل هیدروژن و اکسیژن می‌باشد اما در عمل پارامترهای دزیمتری محاسبه شده، در بافت بدن با ترکیبات واقعی آن مورد استفاده قرار می‌گیرد. از این رو تعیین پارامترهای دزیمتری در فانتوم بافت نرم نیز انجام شده و نتایج آن با فانتوم آب مقایسه شده است. به علت نزدیکی چگالی بافت نرم نسبت به آب اختلاف نسبی پارامترهای تابع دز شعاعی و تابع ناهمسانگردی بافت نسبت به آب ۴ درصد می‌باشد، بنابراین محاسبات پارامترهای دزیمتری، طبق توصیه‌های انجمن فیزیک پزشکی آمریکا که در محیط آب می‌باشد با بافت نرم مطابقت خوبی دارد از این رو می‌توان در کاربردهای عملی از آن بهره جست.

## مراجع

- [۱] اورون پ، (۱۳۷۲)، "فیزیک و کاربردهای آن در علوم تندرستی"، پشایی راد ج، مرکز نشر دانشگاهی، تهران.
- [۲] پرنیان پور ح، (۱۳۷۰)، "مبانی فیزیک پرتوها و پرتوزاها"، موسسه خدمات فرهنگی انتشارات الست، تهران.
- [۳] ادوارد آل آ، (۱۳۸۱)، "بیوفیزیک تابش"، رهبر م، عسگری شیرازی ع، چاپ اول، مرکز نشر دانشگاهی، تهران.
- [۴] سمبر ه، (۱۳۷۱)، "آشنایی با فیزیک بهداشت از دیدگاه پرتوشناسی"، ابوکاظمی م.ا، مرکز نشر دانشگاهی، تهران، ص ۱۳۳-۱۹۰.
- [۵] پارکر ر، اسمیت پ، نیلور د، (۱۳۷۱)، "علوم پایه در پزشکی هسته‌ای"، باقرزاده اکبری ر، مرکز نشر دانشگاهی، تهران.
- [۶] هول/ینز م، (۱۳۷۵)، "فیزیک پزشکی"، پرورش ا، عمیقیان ج، وحدتی ا، انتشارات مرکز نشر دانشگاهی، تهران
- [۷] گرینینگ ج، (۱۳۸۲)، "مبانی دزیمتری پرتوها"، اربابی ع، مرکز انتشارات علمی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران.
- [۸] سولفاندریس ن، (۱۳۷۰)، "اندازه‌گیری و آشکارسازی تابش‌های هسته‌ای" رحیم کوهی، هادی زاده م، انتشارات سیمین، ص ۲۱۱-۲۲۴.
- [۹] راستی کردار م، نادری م.ج، (۱۳۷۷)، "مبانی حفاظت در برابر پرتوها"، دانشگاه اصفهان، ص ۱۲۳-۱۵۰.
- [۱۰] کرین ک، (۱۳۷۱)، "آشنایی با فیزیک هسته‌ای" جلد اول، ابوکاظمی ا، رهبر م، مرکز نشر دانشگاهی، تهران، ص ۲۱۱-۲۲۹
- [۱۱] Charles J. mode, (2011), "Applications of monte carlo methodes in biology, medicine and other fields of science", Publisher, Intech, 155-174.
- [۱۲] palladium in mediine. Available at: <http://www.stillwaterpalladium.com/medicine.html> Accessed Apr 1, 2008.
- [۱۳] علی اصغر مولوی، ماجد یزدانی، (۱۳۸۹) "مطالعه اثر چگالی مختلف بافت بر توزیع دوز چشمه براکی‌تراپی  $^{103}\text{Pd}$  مدل MED3633"، مجله فیزیک پزشکی ایران، شماره ۳، دوره ۷.
- [۱۴] N. Suntharalingam, E.B.Podgorsak, H.Tolli, (2007), "Brachytherapy physical and clinical aspect", IAEA puplicaton, montreal.
- [۱۵] Pooneh Saidimahdi , Mahdi Sadeghi, Milad Enferadi, Gholamreza Reisali, (2011), "Investigation of palladium-103 prouduction and IR07  $^{103}\text{Pd}$  brachytherapy seed perparation", *Annals of Nuclear Energy* , 38, 2168-2173.

- [۱۶] R.E.P.Taylor and P.W.o.Rogers, (2008), “An EGSnrcMonte carlo calculated database of TG-43 Parameters”, *Medical physics*, Vol. 35, No. 5.
- [۱۷] Pooneh Saidi, Mahdi Sadegi, Alireza Shirazi, Claudio Tenreiro, (2012) ,” Dosimetric parameters of the new design  $^{103}\text{Pd}$  brachytherapy source based on monte carlo study”, *Physica Medica*, 28, 13-18.
- [۱۸] Gholamreza Raisali, Maryam G.Ghonche nazi, Parvaneh Shokrani, Mahdi Sadeghi, (2008), “Monte carlo and experimental characterization of the first amirs  $^{103}\text{Pd}$  brachytherapy source”, *Applied Radiation and Isotops*, 66, 1856-1860.
- [۱۹] Robert E. Wallace, Jay J. Fan, (1999) “Dosimetric characterization of new design  $^{103}\text{Pd}$  brachytherapy source”, *Med, Phys*, Vol 26, No.11
- [۲۰] M.J Rivard, (2001) “ A discretized approach to determining T-43 brachytherapy dosimetry parameters: case study using monte carlo calculations for the MED3633  $^{103}\text{Pd}$  source” *Applide Radiation and Isotopes*, 55, 775-782.
- [۲۱] Wang Jianhua, Liuwei, Xu Xunjiang, Gu Jiahui, Cal Jun, Hua Zhengdong & Xu Jiaqiang, (2008) “Dosimetric parameters of palladium-103 brachytherapy source with monte carlo simulation”, *Chinese Science Bulletin*, Vol. 53, No. 9.
- [۲۲] Air Composition Available in, <http://mistupid.com/chemistry/aircomp.htm>.
- [۲۳] Amirican Institiute of Physics, (1995), “Dosimetry of interstitial brachytherapy source”, *Med. Phiys*, Vol. 22, 2.
- [۲۴] Mark J.Rivard, Bert M.Coursey, Lary A.Deward, Willam F.Hanson, M. Saiful Huq, Geoffrey S.libbott, Michael G.Mitch, Ravinder Nath, Jeffrey F. Williamson, (2004), “ Update of aapm task group No.43 Report”, *Med. Phiys*, Vol. 33, No.3.
- [۲۵] Daniel Gasic, (2010), “*Brachytherapy of squamous cell carcinoma in the lip: mdr to pdr treatment conversion*”, lund University.
- [۲۶ ] Task Group TG-32,(1987), “*Specification of brachytherapy source strength*”, published for the American Association of Physicistis in Medicine by the American Institute of Physics.
- [۲۷] Elizabet Bannon, (2010), “*Dosimetric caracterization of elongated brachytherapy source*”,Gorgia Istitue of Technology.
- [۲۸] E.B.podgrsak , (2005), “*Radiation onology physics: a handbook for teachers and student*”, Printed by the IAEA , Austria.
- [۲۹] R. Paul King, R. Scott Anderson, Michael D.Mills, (2001), “ Geometry function of a linear brachytherapy source”,*Med Phiys*, Vol. 2, No. 2.

- [۳۰] مولولی ع.ا، جاویدان ک، "کاربردهای کامپیوتر در فیزیک"، انتشارات دانشگاه سبزوار، ص ۲۰۳-۲۱۰.
- [۳۱] وفابخش م، ریاضی ی، (۱۳۹۰)، "راهنمای استفاده از کد شبیه‌سازی MCNP4C"، انتشارات اندیشه، تهران.
- [۳۲] Los Alamos National Labrotatory, (2000), "Oak ridge national laboratory rsicc data library collection mcnp Data", New Mexico.
- [۳۳] غلامرضا رئیس علی، فریبا مخلص گرامی، رضا خدادادی و بهناز پیروزفر، (۱۳۸۴)، "تعیین ویژگی‌های دزیمتری چشمه‌های براکی‌تراپی کم انرژی براساس دستورکار TG-43U1 با روش‌های مختلف محاسبه‌ی دز در کد MCNP"، *مجله‌ی علوم و فنون هسته‌ای*، شماره ۳۵، صفحات ۳۶ تا ۲۹.
- [۳۴] Ahmad Al.Basheer, (2008), "3D determination radiation transport for dose computation in clinical procedures" University of Florida.
- [۳۵] Wang Jian Hua, Liu Wei, XU Xunjiang, GU Jiahui, Cal Ju, HUA Zheng Dong & XU Jiuaing, (2008), "Dosimetrric parameters of palladium-103 brachytherapy source whit monte carlo simulation", *Chinese Science Bulletin*, Vol. 53, No. 9, 1304-1309.
- [۳۶] Zhonglu Wang, Nolan E. Hertel, (2005) "Determination of dosimetric characteristics of optiSeed™ a plastic brachytherapy <sup>103</sup>Pd source", *Applied Radiation and Isotopes*, Vol. 63, 311-321.
- [۳۷] Mahdi Sadeghi, S. Hamed Hosseini, Gholamreza Raisali, (2008), "Experimental measurements and monte carlo calculations of dosimetric parameters of the IRA1-<sup>103</sup>Pd brachytherapy source", *Applide Radiation and Isotopes*, Vol 66, 1431-1437.
- [۳۸] Gholamreza Raisali, Maryam G.Ghonche nazi, Parvaneh Shokrani, Mahdi Sadeghi, (2008), "Determination of the geometry function for brachytherapy seed, comparing mcnp result with TG-43U1 analytical approximation", *Nukleoonika*, 53(2), 45-49
- [۳۹] غلامرضا رئیس علی، مریم قاسمی غنچه نازی، پروانه شکرانی، مهدی صادقی، ارژنگ شاهرور، کوروش اربابی، (۱۳۸۵)، "تعیین تابع دز شعاعی و تابع ناهمسانگردی و ثابت ناهمسانگردی اولین نمونه دانه‌ی چشمه براکی‌تراپی پالادیم-۱۰۳ تولید شده در پژوهشکده‌ی تحقیقات کشاورزی و صنعتی با استفاده از TLD-100"، *مجله فیزیک پزشکی/یران*، شماره ۱۳، دوره ۳.
- [۴۰] Ali S. Meigooni, Hualin Zhang Candace Perry, Sharifeh A. Dini, Rafig A. Koon, (2003), "Theoretical and experimental determination of dosimetric characteristics for brachyseed™ Pd-103, model Pd-1, source", *Applide Radiation and Isotopes*, Vol. 58, 533-541.

- [۴۱] Zuofeng Li and Jatinder R. Pallta, Jay J. Fan, (2000) "Monte carlo calculation experimental measurements of dosimetry parameters of a new  $^{103}\text{Pd}$  source, *Med. Phys.*, Vol. 27, No. 5.
- [۴۲] A.S.Meigooni, (2004), "Recent developments in brachytherapy source dosimetry", *Iran.J.Radiate*, 2, 3, 97-105.
- [۴۳] Keith T. Sowards, (2007), "Monte carlo dosimetric characterization of the isoaid advantage  $^{103}\text{Pd}$  brachytherapy source", *Med Phys*, Vol.8, No. 2.
- [۴۴] Jarrett JM, (2005), "*Experimental method development for direct dosimetry of permanent interstitial prostatebrachytherapy implants*", MSc Thesis in Southeastern Louisiana University.
- [۴۵] ShivrajG.Gounhalli, Anil Shantappa, S.M.Hanogodimath3, (2012), "Studies on mass attenuation coefficient, effective atomic numbers and electron densities of some narcotic drugs in the energy Range 1keV -100GeV", *Journal of Applied Physics*, Vol. 2, 40-48.
- [۴۶] Shivaling Gowda, Skrishnaveni, T .Yashoda, T. K Umesh and Ramakrishina Gowda, (2004), "Photon mass attenuation coefficients effective atomic numbers and electron densities of some thermoluminescent dosimetric compounds", *Prman Journal of Physics*, Vol. 63, No 3.
- [۴۷] مهدی زه تایبان، رضا فقیهی، صدیقه سینا، عظیمه نوری زاده، (۱۳۸۹)، " بررسی اثر ناهمگنی بافت بر پارامترهای دزیمتری سزیم-۱۳۷ با استفاده از کد MCNP4C"، *مجله‌ی فیزیک پزشکی ایران*، شماره ۳، دوره ۷.

## Abstract

Brachytherapy is radiotherapy method in which special radioactive sources are used for therapy by using them in close distance with, in contact with tumor by implanting them in tumor. In this method, a high dosage is applied to tumor area, in such a manner that healthy tissues around tumor receive the lowest dosage.  $^{103}\text{Pd}$  and  $^{125}\text{I}$  sources are widely used in treatment of malignant tumors. In 1986,  $^{103}\text{Pd}$  source was introduced as a good alternative  $^{125}\text{I}$ . This source was first used in brachytherapy of breast cancer in Toronto's Sunnybrook regional cancer center, Canada, and is currently used in treatment of prostate cancer, breast cancer, and aggressive malignant tumors. Since dosage declines in a short distance from  $^{103}\text{Pd}$ , therefore, by proper regulation of dosage rate, one can reach a high efficiency in killing cancer cells in rapidly growing tumors.

Therefore, it is important to determine dosimetry parameters of these sources before technical application of them. This is only possible only by experimental measurement based on dosimetry of brachytherapy. Due to gradient high dose near source and low dose in high distances from source, experimental dosimetry of brachytherapy is complicated, and it can even be said that it is impossible in short distances. One of the techniques used to solve this problem is use of Monte Carlo simulation.

Calculation of dose distributions in short distances as well as validation of experimental results is conducted by powerful codes such as MCNP, BEAM EGSNRC, PENELOPE, GENT 4 and ENTRANT/TS. In 1995, The American Association of Physicists in Medicine (AAPM) published a protocol TG-43 which included a new formulation for calculation of dose of brachytherapy sources. This protocol included application of Monte Carlo in simulation, instruction for Monte Carlo dosimetry, recommendations for simulator and validation of calculations. According to this protocol, dosimetry parameters including Air Kerma strength, Dose Rate Constant, Geometry Function, Radial Dose Function, Anisotropy Function, with each of these quantities contributing to determining absorption dose reached tumor. Because it is impossible in practice to conduct directly in human body the test of accuracy of dose reached to region under treatment, simulation for determining dosimetry parameters is conducted in water phantom using close match of density and

compounds existing in water with body tissue. In this research, in addition to determining dosimetry parameters according to Tg-43 instruction using water phantom, these parameters were also calculated in phantom of body tissue, and by comparing the results from these two states, the extent to which values from simulation by water phantom may be used instead of body tissue to treat malignant tissue was evaluated





**Shahrood university of Technology**

**Faculty of Physics**

**Nuclear Physics**

**Thesis for the Grant of Master's Degree**

**Title:**

**Calculation of percentage error encountered in use of water phantom  
instead of soft tissue for distribution of  $^{103}\text{Pd}$  dosage of brachytherapy  
Source by using of Monte Carlo method**

**Author:**

**Omme-Leila Ahmadi**

**Supervisor:**

**Hossein Tavakkoli Anbaran**

**January 2013**



**Shahrood university of Technology**

**Faculty of Physics**

**Calculation of percentage error encountered in use of water phantom  
instead of soft tissue for distribution of  $^{103}\text{Pd}$  dosage of brachytherapy  
Source by using of Monte Carlo method**

**Omme-Leila Ahmadi**

**Supervisor:**

**Hossein Tavakkoli Anbaran**

**January 2013**



دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده فیزیک

پایان نامه کارشناسی ارشد

عنوان:

محاسبه درصد خطای به وجود آمده در استفاده از فانتوم آب به جای بافت نرم برای توزیع دز چشمه‌ی براکی تراپی  $^{103}\text{Pd}$  به روش مونت کارلو.

ام‌لیلا احمدی

استاد راهنما:

دکتر حسین توکلی عنبران

بهمن ۹۱