

الحمد لله الذي
خلقنا من
الحمم



دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای

گروه فیزیک و مهندسی هسته‌ای

رساله دکتری

مطالعه اثر نانوذرات ^{10}B ، ^{157}Gd و ^{197}Au بر
توزیع دز اندام‌های مجاور سرطان دهانه گردنه
رحم با استفاده از چشمه براکی ترایی ^{252}Cf

نگارنده: ام‌لیلا احمدی

استاد راهنما

دکتر حسین توکلی عنبران

مهر ۱۴۰۰

تقدیم به همسر

به پاس قدر دانی از قلبی آکنده از عشق و معرفت که محیطی سرشار از
سلامت و امنیت و آرامش و آسایش، برای من فراهم آورده است.

سپاس خدای را که هرچه دارم از اوست.

از زحمات بی دریغ استاد مهربان و صبورم

جناب آقای دکتر حسین توکلی غنبران که در طول دوران تحصیلی همواره

مرا مورد حمایت و راهنمایی خود قرار داده اند کمال تشکر را دارم.

با تشکر از همسرم که همواره رفیق راهم بود

تعمدنامه

اینجانب ام لیلا احمدی دانشجوی دوره دکتری رشته فیزیک هسته‌ای دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه: مطالعه اثر نانوذرات ^{10}B ، ^{157}Gd و ^{197}Au بر توزیع دز اندام‌های مجاور سرطان دهانه گردنه رحم با استفاده از چشمه براکی‌تراپی ^{252}Cf . تحت راهنمایی دکتر حسین توکلی عنبران متعهد می‌شوم.

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

تاریخ ۱۴۰۰/۶/۲۴



امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

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

چکیده

چشمه ^{252}Cf ، یک چشمه شکافت خود به خودی است که علاوه بر نوترون‌ها پرتوهای گاما و ذرات آلفا و بتا نیز از خود گسیل می‌کند. هدف اصلی در پرتودرمانی از بین بردن تومورهای بدخیم همراه با کمترین آسیب به بافت‌های سالم اطراف آن می‌باشد. پرتوهای نوترون و گاما به دلیل عمق نفوذ بالای‌شان در بافت، احتمال دارد بخشی از انرژی‌شان را در ناحیه‌ای غیر از تومور ذخیره کنند. جهت کم نمودن آسیب ناشی از این پرتوها در بافت‌های سالم و افزایش دز در تومور می‌توان از هسته‌های ^{10}B و ^{157}Gd ، به علت بالا بودن سطح مقطع جذب نوترون حرارتی و همچنین از نانوذرات ^{197}Au به دلیل جذب پرتوهای گاما استفاده نمود و بدین ترتیب به نتایج مطلوبی دست یافت.

در این پژوهش با استفاده از کد مونت کارلو MCNPX.2.6.0 پارامترهای دزیمتری چشمه ^{252}Cf در نوترون براکی‌تراپی مطابق با پروتکل TG-43U1 محاسبه شد. آهنگ دز جذبی کل پرتوهای مؤثر در دزیمتری اطراف چشمه در دو محیط آب و بافت نرم در فواصل مختلف بدست آمد همچنین، احتمال فرار ذرات بتا و پرتوهای ایکس تولیدی در هنگام عبور از کپسول چشمه مورد بررسی قرار گرفت. نتایج نشان دادند که، اختلاف نسبی احتساب آهنگ دز ناشی از پرتوهای ایکس ترمزی و ذرات بتا در دز معادل کل نسبت به نادیده گرفتن این پرتوها در فاصله ۰,۵۰ cm، از چشمه ٪ ۱۹ و در فواصل ۰,۷۵ cm و ۱,۰۰ cm از چشمه به ترتیب بیش از ٪ ۱۴ و ٪ ۹ می‌باشد. با افزایش فاصله از چشمه تأثیر این پرتوها در دز معادل کل کم شده به طوری که در فاصله ۲,۵۰ cm مقادیر آن به کمتر از ٪ ۰,۵ می‌رسد. با بررسی اثر غلظت‌های مختلف ذرات و نانوذرات ^{10}B و ^{157}Gd جهت افزایش دز جذبی نوترون‌ها مشاهده شد که، در یک غلظت برابر از بورون و گادولینیم میزان آهنگ دز معادل کل با حضور بورون بیشتر از گادولینیم است. اختلاف نسبی آهنگ دز معادل کل با حضور ۵۰ ppm بورون در تومور نسبت به عدم حضور آن در تومور با افزایش فاصله از چشمه افزایش پیدا می‌کند و از ٪ ۲۴ در فاصله ۵,۱ cm به تقریباً

٪ ۳۱ در فاصله ۵,۹ cm می‌رسد. همچنین با مقایسه آهنگ دز معادل کل با وجود ذرات و نانوذرات بورون و گادولینیم در تومور با یکدیگر، تغییر خاصی بر افزایش آهنگ دز معادل کل ملاحظه نشده است. اثر غلظت‌های مختلف ذرات و نانوذرات ^{197}Au بر دز جذبی گاماها نیز، مورد ارزیابی قرار گرفت. اختلاف نسبی دز گاما کل با حضور ۳۰ mg/g از ذرات طلا در بافت نرم نسبت به عدم حضور طلا در بافت نرم در این حالت حدوداً ٪ ۲۷ را نشان داد. جهت بررسی‌های بیشتر در این خصوص از چشمه گسیلنده گاما ^{192}Ir در شبیه‌سازی‌ها استفاده شد. اختلاف نسبی دز گاما با حضور ۳۰ mg/g از ذرات طلا در بافت نرم نسبت به عدم حضور طلا در بافت نرم با استفاده از چشمه ایریدیم در این حالت تقریباً ٪ ۴۰ بدست آمد. بنابراین با مقایسه نتایج حاصل از دو چشمه مشاهده شد که، میزان افزایش دز گاما با حضور ذرات و نانوذرات طلا به طیف انرژی چشمه و نوع اندرکنش‌های آن با ماده بستگی دارد و در به‌کارگیری از نانوذرات طلا در تومور با استفاده از چشمه ایریدیم به نتایج مطلوب‌تری نسبت به چشمه کالیفرنیم می‌توان دست یافت. با استفاده از فانتوم کلی بدن زن و با در نظر گرفتن مراحل پیشرفت بیماری سرطان دهانه گردنه رحم، چشمه را در محل تومور قرار داده و علاوه بر ناحیه توموری آهنگ دز معادل هر یک از پرتوها در اندام‌های دیگر نیز محاسبه گردید. جهت افزایش آهنگ دز جذبی نوترون‌ها در مرحله دوم از مراحل پیشرفت بیماری، ۵۰ ppm بورون در تومور در نظر گرفته و آهنگ دز معادل کل در این حالت بدست آمد. نتایج نشان دادند که، اضافه نمودن بورون در تومور تأثیر چندانی بر جهت افزایش دز جذبی نوترون‌ها در تومور و کم نمودن آثار آن‌ها در اندام‌های سالم اطراف ندارد و میزان اختلاف نسبی در چنین حالتی تنها حدود ٪ ۵ است. در نهایت با در نظر گرفتن مرحله چهارم از مراحل پیشرفت سرطان دهانه گردنه رحم که بیماری علاوه بر رحم تعدادی از اندام‌های مجاور آن را نیز درگیر می‌کند برای تومور مثانه که در فاصله بیشتری نسبت به چشمه قرار دارد آهنگ دز معادل کل با حضور ۵۰ ppm بورون در مثانه بدست آمد. اختلاف نسبی استفاده از بورون نسبت به عدم حضور بورون برای مثانه و محتویات آن به ترتیب حدوداً ٪ ۳۸ و ٪ ۲۲ را نشان داد.

کلمات کلیدی: چشمه ^{252}Cf ، براکی‌تراپی، دز معادل، نوترون، گاما، دهانه گردنه رحم

پیش‌گفتار

امروزه استفاده از چشمه‌های رادیواکتیو در پرتودرمانی برای از بین بردن سلول‌های سرطانی گسترش پیدا کرده است. سرطان دهانه گردنه رحم سومین سرطان شایع در آمریکا است که ۱۲۸۲۰ مورد جدید و حدود ۴۲۱۰ مورد مرگ در سال ۲۰۱۷ از این بیماری تخمین زده شده است. پرتودرمانی یکی از مؤثرترین روش‌های درمانی سرطان دهانه گردنه رحم است و در حال حاضر جهت درمان مراحل اولیه و سرطان‌های پیشرفته دهانه گردنه رحم مورد استفاده قرار می‌گیرد. از آنجا که هدف اصلی این پژوهش استفاده از چشمه ^{252}Cf جهت براکی‌تراپی تومور دهانه گردنه رحم می‌باشد، شناخت هر یک از پرتوهای خروجی از این چشمه و فیزیک حاکم بر اندرکنش آن‌ها قبل از قرار دادن چشمه در بدن لازم و ضروری است. لذا در این خصوص بررسی‌های گام به گام برای رسیدن به هدف مورد نظر در هفت فصل مختلف به صورت زیر انجام شده است:

فصل اول: به شناخت پرتوهای مختلف و چگونگی اندرکنش آن‌ها با ماده و بعضی از مفاهیم مرتبط به دزیمتری پرداخته شده است.

فصل دوم: بررسی روش براکی‌تراپی، انواع روش‌های کاشت و معرفی پارامترهای دزیمتری مطابق با پروتکل TG-43U1.

فصل سوم: این فصل به طور مجزا به چشمه براکی‌تراپی ^{252}Cf مدل مورد استفاده در این پژوهش و تاریخچه استفاده از چشمه ^{252}Cf در براکی‌تراپی اختصاص دارد.

فصل چهارم: با توجه به آن‌که چشمه ^{252}Cf گسیلنده پرتوهای مختلف است قبل از انجام دزیمتری پرتوهای آمیخته حاصل از این چشمه ابتدا به بررسی چشمه گاما کم انرژی ^{103}Pd پرداخته شد و پارامترهای توزیع دز در فواصل مختلف از چشمه در محیط آب و بافت‌های چربی و ماهیچه بدست آمد. فصل پنجم: در این فصل با استفاده از طیف نوترونی مناسب پارامترهای دزیمتری نوترون چشمه

کالیفرنیم محاسبه شد. آهنگ دز گاما اولیه و ثانویه در فواصل مختلف از چشمه بدست آمد. ذرات بتا و تابش‌های ایکس ترمزی حاصل از این چشمه نیز مورد بررسی قرار گرفتند و آهنگ دز جذبی این تابش‌ها در فواصل مختلف از چشمه در محیط آب بدست آمد و در نهایت آهنگ دز معادل کل محاسبه گردید. فصل ششم: اثر غلظت‌های مختلف ذرات بورون و گادولینیم بر آهنگ دز جذبی نوترون‌ها در آب مورد بررسی قرار گرفت و آهنگ دز معادل کل در این حالات بدست آمد. آهنگ دز معادل پرتوهای خروجی از چشمه به همراه آهنگ دز معادل کل با حضور ذرات و نانوذرات بورون و گادولینیم در بافت نرم محاسبه شد. اثر غلظت‌های مختلف طلا بر آهنگ دز جذبی گاماها برای چشمه‌های کالیفرنیم و ایریدیم مورد ارزیابی قرار گرفت و دز جذبی گاما با حضور نانوذرات طلا در بافت نرم بدست آمد. فصل هفتم: چشمه در فانتوم کلی بدن زن قرار گرفت و آهنگ دز جذبی هر یک از پرتوهای خروجی از چشمه به همراه آهنگ دز معادل کل برحسب چگونگی پیشرفت تومور دهانه گردنه رحم بدست آمد. جهت افزایش دز جذبی نوترون در این حالت از هسته بورون در تومور مورد نظر استفاده شد.

لیست مقالات مستخرج از پایان نامه

۱- Ome Leila Ahmadi, Hossein Tavakoli-Anbaran, "Monte Carlo Investigation on Neutron Dosimetry Parameters of ^{252}Cf Isotron Brachytherapy Source" Sains Malaysiana, 49(3), (2020): 693-701.

۲- ام‌لیلا احمدی و حسین توکلی عنبران، "مطالعه‌ی آهنگ دز جذبی کل پرتوهای گسیل شده از چشمه‌ی براکی‌تراپی ^{252}Cf به روش مونت کارلو" مجله سنجش و ایمنی پرتو، جلد ۷، شماره ۳، تابستان ۱۳۹۸.

۳- حسین توکلی عنبران و ام‌لیلا احمدی، "مطالعه توزیع دز چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd در درمان سرطان-های مجاور بافت‌های چربی و ماهیچه به روش مونت کارلو با استفاده از کد MCNP4C" مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد، دوره ۲۴، شماره ۸، آبان ۱۳۹۵.

۴- ام‌لیلا احمدی و حسین توکلی عنبران، "مطالعه‌ی فاکتور افزایش دز نوترون با استفاده از ذرات ^{10}B برای دو مدل مختلف از چشمه‌ی براکی‌تراپی ^{252}Cf " سی و پنجمین کنفرانس فیزیک ایران، تبریز، شهریور ۱۳۹۸.

۵- ام‌لیلا احمدی و حسین توکلی عنبران، "محاسبه‌ی آهنگ دز جذبی نوترون‌های گسیلی از چشمه‌ی ^{252}Cf با استفاده از طیف نوترونی مناسب" سی و سومین کنفرانس فیزیک ایران، یزد، شهریور ۱۳۹۶.

۶- Ome Leila Ahmadi, Hossein Tavakoli-Anbaran, " Investigation of dose distribution ^{252}Cf Isotron brachytherapy source based on TG-43U1 protocol by Monte Carlo method " 12th Iranian Congress of Medical Physics, Tehran, July 2018.

۷- ام‌لیلا احمدی و حسین توکلی عنبران، "محاسبه‌ی اثر پرتوهای بتا، تابش ایکس ترمزی و استفاده از ذرات ^{10}B بر افزایش دز معادل چشمه‌ی براکی‌تراپی ^{252}Cf " مجله مطالعات علوم پزشکی دانشگاه علوم پزشکی ارومیه، در دست داوری

فهرست مطالب

ح	فهرست جداول
ک	فهرست اشکال
۱	فصل ۱: مبانی فیزیکی
۲	۱-۱ مقدمه
۲	۲-۱ برهم‌کنش پرتو گاما با ماده
۲	۱-۲-۱ اثر فوتوالکتریک
۴	۲-۲-۱ پراکندگی کامپتون
۶	۳-۲-۱ پدیده تولید زوج
۷	۳-۱ برهم‌کنش نوترون با ماده
۷	۱-۳-۱ پراکندگی کشسان (n,n)
۸	۲-۳-۱ پراکندگی ناکشسان (n,n')
۸	۳-۳-۱ واکنش جذب تابشی یا گیراندازی تابشی (n,γ)
۸	۴-۳-۱ واکنش‌های مولد ذرات باردار
۹	۵-۳-۱ واکنش‌های نوترون‌زا
۹	۶-۳-۱ شکافت
۹	۴-۱ نوترون‌ها از لحاظ سطح انرژی
۹	۱-۴-۱ نوترون‌های حرارتی
۱۰	۲-۴-۱ نوترون‌های فوق حرارتی
۱۰	۳-۴-۱ نوترون‌های سریع
۱۲	۵-۱ سطح مقطع

۱-۵-۱	تغییرات سطح مقطع نوترون برحسب انرژی	۱۳
۲-۵-۱	تغییرات سطح مقطع نوترون با عناصر بافت	۱۵
۶-۱	شکافت خود به خودی	۱۸
۷-۱	دزیمتری پرتوها	۱۹
۸-۱	مفهوم کرما	۲۰
۱-۸-۱	کرما نوترون برای عناصر بافت	۲۱
۲۳	فصل ۲: براکی تراپی	
۱-۲	مقدمه	۲۴
۲-۲	براکي تراپی	۲۴
۱-۲-۲	روش‌های براکی تراپی	۲۵
۱-۱-۲-۲	براکي تراپی داخل بافتی	۲۵
۲-۱-۲-۲	براکي تراپی با قالب‌های سطحی	۲۵
۳-۱-۲-۲	براکي تراپی داخل حفره‌ای	۲۶
۴-۱-۲-۲	براکي تراپی داخل عروقی	۲۶
۲-۲-۲	براکي تراپی براساس آهنگ دز	۲۶
۱-۲-۲-۲	براکي تراپی با آهنگ دز پائین	۲۷
۲-۲-۲-۲	براکي تراپی با آهنگ دز بالا	۲۷
۳-۲-۲	تکنیک‌های کاشت	۲۸
۴-۲-۲	ساختار فیزیکی چشمه‌های براکی تراپی	۲۸
۵-۲-۲	دزیمتری اطراف چشمه‌های براکی تراپی	۲۹
۱-۵-۲-۲	دستورالعمل محاسبه دز چشمه‌های براکی تراپی	۳۰
۱-۱-۵-۲-۲	پروتکل TG-43U1	۳۰

۳۱..... ۱-۱-۱-۵-۲-۲ شدت کرما هوا.....

۳۲..... ۲-۱-۱-۵-۲-۲ ثابت آهنگ دز.....

۳۲..... $G(r, \theta)$ تابع هندسی ۳-۱-۱-۵-۲-۲.....

۳۳..... $g(r)$ تابع دز شعاعی ۴-۱-۱-۵-۲-۲.....

۳۳..... $F(r, \theta)$ تابع ناهمسانگردی ۵-۱-۱-۵-۲-۲.....

۳۵ فصل ۳: چشمه براکی ترایی ^{252}Cf

۳۶..... ۱-۳ مقدمه.....

۳۶..... ^{252}Cf چشمه ۲-۳.....

۳۷..... ^{252}Cf چشمه ۱-۲-۳ تاریخچه استفاده از چشمه.....

۴۰..... ^{252}Cf چشمه ۲-۲-۳ مشخصات چشمه.....

۴۱..... ^{252}Cf مدل Isotron چشمه ۳-۲-۳.....

۴۳..... ^{252}Cf چشمه ۴-۲-۳ پارامترهای دزیمتری چشمه.....

۴۵ فصل ۴: تعیین پارامترهای توزیع دز چشمه گاما ^{103}Pd در بافت‌های مختلف

۴۶..... ۱-۴ مقدمه.....

۴۶..... ^{103}Pd چشمه ۲-۴.....

۴۸..... ۳-۴ تعیین پارامترهای توزیع دز در بافت‌های مختلف.....

۵۰..... ۱-۳-۴ تعیین تابع دز شعاعی.....

۵۴..... ۲-۳-۴ تعیین تابع ناهمسانگردی.....

۶۰..... ۴-۴ نتیجه‌گیری.....

۶۱ فصل ۵: دزیمتری پرتوهای حاصل از چشمه ^{252}Cf در محیط آب

۶۲..... ۱-۵ مقدمه.....

۶۲..... ^{252}Cf چشمه ۲-۵ بررسی طیف نوترون چشمه.....

۶۵.....	۳-۵ بررسی نوترون‌های عبوری از کپسول چشمه ^{252}Cf
۶۶.....	۴-۵ تعیین پارامترهای دزیمتری نوترون چشمه ^{252}Cf
۶۸.....	۱-۴-۵ محاسبه دز جذبی نوترون $\dot{D}(r,\theta)$
۷۲.....	۲-۴-۵ محاسبه تابع هندسی $G(r,\theta)$
۷۲.....	۱-۲-۴-۵ محاسبه تابع هندسی به روش تحلیلی
۷۴.....	۲-۲-۴-۵ محاسبه تابع هندسی با شبیه‌سازی
۷۷.....	۳-۴-۵ محاسبه تابع دز شعاعی $g(r)$
۷۹.....	۴-۴-۵ محاسبه تابع ناهمسانگردی $F(r,\theta)$
۸۱.....	۵-۴-۵ محاسبه شدت کرما هوا S_k
۸۲.....	۶-۴-۵ محاسبه ثابت آهنگ دز Λ_n
۸۳.....	۵-۵ گاما گسیلی از چشمه ^{252}Cf
۸۳.....	۱-۵-۵ محاسبه دز گاما اولیه چشمه ^{252}Cf
۸۵.....	۲-۵-۵ محاسبه دز گاما ثانویه چشمه ^{252}Cf
۸۶.....	۳-۵-۵ محاسبه دز گاما کل چشمه ^{252}Cf
۸۹.....	۶-۵ بتاهای خروجی از چشمه ^{252}Cf
۸۹.....	۱-۶-۵ بررسی ذرات بتا خارج شده از کپسول چشمه ^{252}Cf
۹۲.....	۲-۶-۵ محاسبه دز جذبی تابش‌های ایکس ترمزی و ذرات بتا گسیلی از چشمه ^{252}Cf
۹۳.....	۷-۵ بررسی ذرات آلفا گسیلی از چشمه ^{252}Cf
۹۴.....	۸-۵ محاسبه دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه ^{252}Cf
۹۴.....	۱-۸-۵ تأثیر دز ناشی از تابش‌های ایکس و ذرات بتا بر دز معادل کل
۹۷.....	۹-۵ نتیجه‌گیری

فصل ۶: بررسی حضور ذرات و نانوذرات ^{10}B ، ^{157}Gd و ^{197}Au بر آهنگ دز جذبی پرتوهای

خروجی از چشمه ^{252}Cf در محیط آب و بافت نرم

۱-۶	مقدمه	۱۰۰
۲-۶	افزایش دز نوترون به روش گیراندازی	۱۰۰
۱-۲-۶	واکنش گیراندازی نوترون حرارتی توسط هسته ^{10}B	۱۰۱
۱-۱-۲-۶	بررسی دز جذبی نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف ^{10}B	۱۰۲
۲-۱-۲-۶	بررسی شار و انرژی نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف ^{10}B	۱۰۵
۳-۱-۲-۶	بررسی افزایش دز نوترون با استفاده از ذرات ^{10}B برای دو مدل مختلف چشمه ^{252}Cf	۱۰۷
۲-۲-۶	واکنش گیراندازی نوترون حرارتی توسط هسته ^{157}Gd	۱۱۱
۱-۲-۲-۶	بررسی دز جذبی نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف ^{157}Gd	۱۱۲
۲-۲-۲-۶	بررسی شار و انرژی نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف ^{157}Gd	۱۱۴
۳-۲-۶	مقایسه دز جذبی نوترون‌ها با حضور هسته‌های ^{10}B و ^{157}Gd	۱۱۶
۴-۲-۶	محاسبه دز معادل کل با حضور ^{10}B و ^{157}Gd	۱۱۹
۱-۴-۲-۶	مولفه‌های مؤثر بر دز بیولوژیکی با حضور ذرات ^{10}B و ^{157}Gd	۱۱۹
۱-۱-۴-۲-۶	مقایسه دز ناشی از اندرکنش نوترون‌ها با حضور ذرات ^{10}B و ^{157}Gd در آب	۱۲۲
۲-۱-۴-۲-۶	مقایسه دز ناشی از گاماها با حضور ذرات ^{10}B و ^{157}Gd در آب	۱۲۶
۳-۱-۴-۲-۶	مقایسه دز ناشی از تابش‌های ترمزی همراه با ذرات بتا در حضور ذرات ^{10}B و ^{157}Gd در آب	۱۲۸
۴-۱-۴-۲-۶	بررسی دز ناشی از الکترون‌های تبدیل داخلی	۱۲۹
۲-۴-۲-۶	محاسبه آهنگ دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه با حضور ذرات ^{10}B و ^{157}Gd در آب	۱۳۰
۳-۶	اندرکنش‌های نوترون و گاما با عناصر بافت نرم	۱۳۳
۴-۶	استفاده از نانوذرات در تومور	۱۳۶

۱-۴-۶ نحوه تعریف نانوذرات در کد MCNPX	۱۳۷
۲-۴-۶ محاسبه آهنگ دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه با حضور ذرات و نانوذرات ^{10}B در تومور.....	۱۳۸
۳-۴-۶ محاسبه آهنگ دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه با حضور ذرات و نانوذرات ^{157}Gd در تومور.....	۱۴۵
۵-۶ افزایش دز گاما با استفاده از ^{197}Au	۱۵۰
۱-۵-۶ بررسی دز جذبی گاما با استفاده از غلظت‌های مختلف ذرات ^{197}Au	۱۵۰
۲-۵-۶ بررسی دز جذبی گاما با استفاده از نانوذرات ^{197}Au	۱۵۹
۶-۶ نتیجه‌گیری	۱۶۶
فصل ۷: دزیمتری در فانتوم کلی بدن	۱۷۳
۱-۷ مقدمه	۱۷۴
۲-۷ تومور دهانه گردنه رحم	۱۷۴
۱-۲-۷ مراحل پیشرفت تومور گردنه رحم	۱۷۵
۳-۷ فانتوم MIRD	۱۷۹
۱-۳-۷ شبیه‌سازی تومور ناشی از دهانه گردنه رحم در فانتوم	۱۸۰
۴-۷ آهنگ دز معادل کل	۱۸۳
۱-۴-۷ آهنگ دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه کالیفرنیم در فانتوم کلی بدن.....	۱۸۳
۲-۴-۷ مقایسه دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه‌های کالیفرنیم و ایریدیم در فانتوم کلی بدن.....	۱۸۶
۳-۴-۷ آهنگ دز معادل کل با حضور ۵۰ ppm بورون در تومور	۱۸۸
۵-۷ کنترل مرحله چهارم پیشرفت بیماری	۱۹۲
۱-۵-۷ آهنگ دز معادل کل با حضور ۵۰ ppm بورون در مثانه.....	۱۹۲
۶-۷ نتیجه‌گیری	۱۹۵

۱۹۷

نتایج

۲۰۴

پیشنهادهای

۲۰۵

مراجع

فهرست جداول

جدول ۱-۱. سطح مقطع پراکندگی کشسان عناصر مختلف برحسب بارن	۱۷
جدول ۲-۱. سطح مقطع گیراندازی تابشی عناصر مختلف برحسب بارن	۱۷
جدول ۱-۴. طیف انرژی و شدت گاما گسیل شده از چشمه ^{103}Pd	۴۸
جدول ۲-۴. عناصر بافت چربی با چگالی 0.95 g/cm^3	۴۸
جدول ۳-۴. عناصر بافت ماهیچه با چگالی 1.05 g/cm^3	۴۹
جدول ۴-۴. مقادیر تابع دز شعاعی بدست آمده برای آب و بافت‌های چربی و ماهیچه در این مطالعه همراه با مقادیر اندازه‌گیری شده توسط والاس و فن برای چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd	۵۱
جدول ۵-۴. مقایسه مقادیر تابع دز شعاعی چشمه ^{103}Pd مدل MED3633 در مطالعات مختلف در آب	۵۳
جدول ۶-۴. مقادیر تابع ناهمسانگردی در فانتوم آب در این پژوهش	۵۴
جدول ۷-۴. مقادیر تابع ناهمسانگردی در فانتوم آب در این پژوهش	۵۵
جدول ۸-۴. مقادیر تابع ناهمسانگردی در فانتوم آب در این پژوهش	۵۵
جدول ۱-۵. ضرایب مختلف تابع وات	۶۳
جدول ۲-۵. دز جذبی نوترون به ازاء ضخامت‌های مختلف چشمه در آب برحسب $\text{cGy}/\mu\text{g.h}$ در این پژوهش	۶۶
جدول ۳-۵. کتابخانه سطح مقطع‌های نوترون، چگالی جرمی، ترکیبات و درصد وزنی عناصر چشمه و محیط آب اطراف چشمه در بررسی اول.	۶۷
جدول ۴-۵. کتابخانه سطح مقطع‌های نوترون، چگالی جرمی، ترکیبات و درصد وزنی عناصر چشمه و محیط آب اطراف چشمه در بررسی دوم	۶۸
جدول ۵-۵. آهنگ دز جذبی نوترون‌ها بر روی محور عرضی چشمه ^{252}Cf در بررسی اول	۶۹
جدول ۶-۵. آهنگ دز جذبی نوترون‌ها بر روی محور عرضی چشمه ^{252}Cf در بررسی دوم	۷۰
جدول ۷-۵. مقادیر تابع هندسی حاصل از حل تحلیلی برحسب فواصل و زوایای مختلف در این پژوهش	۷۵
جدول ۸-۵. مقادیر تابع هندسی حاصل از شبیه‌سازی برحسب فواصل و زوایای مختلف	۷۶
جدول ۹-۵. مقادیر تابع دز شعاعی محاسبه شده در این کار به همراه نتایج ملهوس و همکاران	۷۷
جدول ۱۰-۵. ضرایب حاصل از برازش همراه با خطا.	۷۹
جدول ۱۱-۵. تابع ناهمسانگردی محاسبه شده برای چشمه ^{252}Cf ، مدل Isotron در مطالعه حاضر	۸۰
جدول ۱۲-۵. تابع ناهمسانگردی محاسبه شده برای یک چشمه تئوری ^{252}Cf در مطالعه ملهوس و همکاران	۸۰

جدول ۵-۱۳. مقایسه شدت کرما هوا بدست آمده در مطالعات مختلف	۸۱
جدول ۵-۱۴. مقدار ثابت آهنگ دز بدست آمده در مطالعات مختلف	۸۲
جدول ۵-۱۵. آهنگ دز گاماهاى اولیه، ثانویه و کل برحسب $cGy/\mu g.h$ با استفاده از جدول ۵-۳ در این پژوهش	۸۶
جدول ۵-۱۶. آهنگ دز گاماهاى اولیه، ثانویه و کل برحسب $cGy/\mu g.h$ با استفاده از جدول ۵-۴ در این پژوهش	۸۷
جدول ۵-۱۷. آهنگ دز ذرات بتا و تابش‌های ایکس ترمزى برحسب $cGy/\mu g.h$ در مطالعه حاضر	۹۳
جدول ۵-۱۸. آهنگ دز معادل هر یک از مولفه‌های دز برحسب $cSv/\mu g.h$ در این پژوهش	۹۵
جدول ۵-۱۹. اختلاف نسبى دز معادل کل با احتساب دز پرتوهای ترمزى و بتا نسبت به دز معادل کل بدون در نظر گرفتن این پرتوها برحسب درصد در این پژوهش	۹۶
جدول ۶-۱. اندرکنش‌های نوترون حرارتى با ^{10}B	۱۰۲
جدول ۶-۲. مشخصات فیزیکی چشمه ^{252}Cf مدل AT	۱۰۷
جدول ۶-۳. مقادیر آهنگ دز جذبی نوترون برحسب $cGy/\mu g.h$	۱۱۰
جدول ۶-۴. اندرکنش‌های نوترون حرارتى با ^{157}Gd	۱۱۲
جدول ۶-۵. سطح مقطع‌های مختلف نوترون در برهم‌کنش با بورون و گادولینیم در انرژی $0.0253 eV$	۱۲۲
جدول ۶-۶. سطح مقطع‌های مختلف نوترون در برهم‌کنش با بورون و گادولینیم در انرژی $10 MeV$	۱۲۲
جدول ۶-۷. مقایسه دز ناشى از اندرکنش‌های نوترون در محیط آب با غلظت $50 ppm$ بورون و گادولینیم در این پژوهش	۱۲۵
جدول ۶-۸. مقایسه مقادیر دز گاما اولیه در محیط آب با غلظت $50 ppm$ بورون و گادولینیم در این پژوهش	۱۲۶
جدول ۶-۹. مقایسه مقادیر دز گاما ثانویه در محیط آب با غلظت $50 ppm$ بورون و گادولینیم در این پژوهش	۱۲۷
جدول ۶-۱۰. مقایسه مقادیر دز تابش‌های ترمزى به همراه ذرات بتا در محیط آب با غلظت $50 ppm$ بورون و گادولینیم	۱۲۸
جدول ۶-۱۱. مقایسه آهنگ دز معادل کل در محیط آب با غلظت $50 ppm$ بورون و گادولینیم در این پژوهش	۱۳۱
جدول ۶-۱۲. اختلاف نسبى آهنگ دز معادل کل با حضور بورون نسبت به مقدار این پارامتر با حضور گادولینیم برحسب درصد در این پژوهش	۱۳۲
جدول ۶-۱۳. عناصر و درصد وزنى بافت نرم	۱۳۴
جدول ۶-۱۴. انرژی آستانه ایزوتوپ‌های مختلف بافت نرم جهت واکنش فوتو هسته‌ای	۱۳۵

جدول ۶-۱۵. آهنگ دز معادل در تومور برای سه حالت: بدون بورون در تومور، ذرات بورون در تومور و نانوذرات بورون در تومور برحسب $cSv/\mu g.h$ در این پژوهش ۱۴۱

جدول ۶-۱۶. اختلاف نسبی دز معادل کل با حضور 50 ppm بورون در تومور نسبت به عدم حضور آن در تومور برحسب درصد در این پژوهش ۱۴۴

جدول ۶-۱۷. اختلاف نسبی آهنگ دز معادل نوترون در تومور با حضور ذرات و نانوذرات گادولینیم نسبت به عدم حضور آن‌ها در تومور برحسب درصد در این پژوهش ۱۴۷

جدول ۶-۱۸. آهنگ دز معادل کل در فواصل مختلف از بافت نرم و با حضور 160 ppm گادولینیم و 50 ppm بورون در تومور برحسب $cSv/\mu g.h$ در این پژوهش ۱۴۹

جدول ۷-۱. معادله مربوط به تومور ناشی از دهانه گردنه رحم در فانتوم ۱۸۰

جدول ۷-۲. مقادیر آهنگ دز معادل هر یک از پرتوهای خروجی از چشمه کالیفرنیم در اندام‌های مختلف برحسب $cSv/\mu g.h$ در این پژوهش ۱۸۴

جدول ۷-۳. مقادیر دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه‌های کالیفرنیم و ایریدیم در اندام‌های مختلف برحسب cSv در این پژوهش ۱۸۶

جدول ۷-۴. مقادیر آهنگ دز معادل هر یک از پرتوهای خروجی از چشمه کالیفرنیم در اندام‌های مختلف با حضور 50 ppm بورون در تومور برحسب $cSv/\mu g.h$ در این پژوهش ۱۹۰

جدول ۷-۵. مقادیر آهنگ دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه کالیفرنیم در اندام‌های مختلف با حضور و بدون حضور بورون در تومور برحسب $cSv/\mu g.h$ در این پژوهش ۱۹۱

جدول ۷-۶. مقادیر آهنگ دز معادل هر یک از پرتوهای خروجی از چشمه کالیفرنیم در اندام‌های مختلف با حضور 50 ppm بورون در تومور مثانه برحسب $cSv/\mu g.h$ در این پژوهش ۱۹۴

جدول ۷-۷. مقادیر آهنگ دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه کالیفرنیم در اندام‌های مختلف با حضور و بدون حضور بورون در تومور مثانه برحسب $cSv/\mu g.h$ در این پژوهش ۱۹۴

فهرست اشکال

- شکل ۱-۱. پراکندگی کامپتون..... ۴
- شکل ۲-۱. مقایسه سطح مقطع کل برهم‌کنش نوترون با عناصر هیدروژن اکسیژن، کربن و نیتروژن..... ۱۵
- شکل ۳-۱. مقایسه سطح مقطع پراکندگی کشسان نوترون با عناصر هیدروژن اکسیژن، کربن و نیتروژن..... ۱۶
- شکل ۴-۱. مقایسه سطح مقطع گیراندازی تابشی نوترون با عناصر هیدروژن اکسیژن، کربن و نیتروژن..... ۱۶
- شکل ۵-۱. کرما نوترون برای عناصر اکسیژن، هیدروژن، کربن و نیتروژن بافت نرم..... ۲۲
- شکل ۱-۲. مختصات چشمه براکی‌تراپی برای محاسبه پارامترهای دزیمتری مطابق با پروتکل TG-43U1..... ۳۱
- شکل ۲-۲. نقطه کالیبراسیون برای اندازه‌گیری شدت کرما هوا..... ۳۲
- شکل ۱-۳. طیف گسیل خود به خودی نوترون‌های حاصل از چشمه کالیفرنیم..... ۴۱
- شکل ۲-۳. طرحی از هندسه چشمه ^{252}Cf مدل Isotron..... ۴۲
- شکل ۱-۴. هندسه مربوط به چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd مدل MED3633..... ۴۷
- شکل ۲-۴. طرحی از هندسه شبیه‌سازی شده توسط کد MCNP4C..... ۴۹
- شکل ۳-۴. تابع دز شعاعی در آب و بافت‌های چربی و ماهیچه بدست آمده در این مطالعه همراه با نتایج تجربی در تجربه توسط والاس و فن برای چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd ۵۱
- شکل ۴-۴. اختلاف نسبی تابع دز شعاعی آب و بافت‌های چربی و ماهیچه نسبت به آب برحسب درصد..... ۵۲
- شکل ۵-۴. تابع ناهمسانگردی بدست آمده در آب و بافت ماهیچه در این مطالعه همراه با نتایج تجربی توسط والاس و فن در آب..... ۵۶
- شکل ۶-۴. تابع ناهمسانگردی بدست آمده در آب و بافت چربی در این مطالعه همراه با نتایج تجربی توسط والاس و فن در آب..... ۵۷
- شکل ۷-۴. اختلاف نسبی تابع ناهمسانگردی در بافت ماهیچه نسبت به آب برحسب درصد برای چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd در این مطالعه..... ۵۸

شکل ۴-۸. اختلاف نسبی تابع ناهمسانگردی در بافت چربی نسبت به آب برحسب درصد برای چشمه براکی تراپی ^{103}Pd در این مطالعه..... ۵۹

شکل ۵-۱. طیف نوترونی چشمه ^{252}Cf به ازاء تابع وات با ضرایب مختلف همراه با تابع ماکسول در این پژوهش همراه با طیف نوترونی حاصل از اندازه گیری مانهارت..... ۶۴

شکل ۵-۲. آهنگ دز جذبی نوترون به ازاء ضخامت های مختلف کپسول چشمه در فواصل مختلف در محیط آب در این پژوهش..... ۶۵

شکل ۵-۳. آهنگ دز جذبی نوترون بدست آمده در این مطالعه به همراه نتایج کار دیگران..... ۷۱

شکل ۵-۴. تعریف زاویه β برای تقریب چشمه خطی..... ۷۳

شکل ۵-۵. مقایسه تابع دز شعاعی مدل Isotron در محیط آب در این پژوهش همراه با کار دیگران در آب..... ۷۸

شکل ۵-۶. مقایسه سه طیف مختلف گاما های اولیه چشمه ^{252}Cf ۸۴

شکل ۵-۷. مقایسه آهنگ دز گاما کل حاصل از چشمه ^{252}Cf مدل Isotron در این پژوهش و مطالعات دیگران در آب..... ۸۸

شکل ۵-۸. برد بتاها در کپسول اطراف چشمه ^{252}Cf مدل Isotron برحسب انرژی های مختلف در این پژوهش..... ۹۰

شکل ۵-۹. مقایسه طیف بتا های گسیل شده از چشمه ^{252}Cf در اثر خود جذبی چشمه، اثر کپسول و مواد چشمه در این مطالعه با طیف اولیه بتا..... ۹۱

شکل ۵-۱۰. مقایسه دز معادل کل با در نظر گرفتن دز معادل تابش های ترمزی و ذرات بتا و بدون در نظر گرفتن آن ها در محیط آب اطراف چشمه براکی تراپی ^{252}Cf ۹۵

شکل ۶-۱. طرح واکنش گیراندازی نوترون حرارتی توسط ^{10}B ۱۰۱

شکل ۶-۲. آهنگ دز جذبی نوترون ها با حضور غلظت های مختلف بورون برحسب فواصل مختلف از چشمه در محیط آب در این پژوهش..... ۱۰۳

شکل ۶-۳. میزان تأثیر غلظت های مختلف بورون بر آهنگ دز جذبی نوترون ها برحسب فواصل مختلف از چشمه در محیط آب در این پژوهش..... ۱۰۴

شکل ۶-۴. انرژی ذخیره شده نوترون ها با حضور غلظت های مختلف بورون برحسب انرژی های متفاوت چشمه در محیط آب در این پژوهش..... ۱۰۵

شکل ۶-۵. شار نوترون ها با حضور غلظت های مختلف بورون برحسب انرژی های متفاوت چشمه در محیط آب در این پژوهش..... ۱۰۶

شکل ۶-۶. آهنگ دز جذبی نوترون های گسیلی از چشمه کالیفرنیم برای دو مدل AT و Isotron برحسب فواصل مختلف از چشمه با حضور ۱۰۰ ppm بورون در آب..... ۱۰۸

شکل ۶-۷. اختلاف نسبی استفاده از ذرات بورون در آب نسبت به حالتی که از این ذرات استفاده نشود برای دو مدل مختلف چشمه ^{252}Cf ۱۰۹

شکل ۶-۸. طرح واکنش گیراندازی نوترون حرارتی توسط هسته ^{157}Gd ۱۱۰

شکل ۶-۹. آهنگ دز جذبی نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف گادولینیم برحسب فواصل مختلف از چشمه در محیط آب در این پژوهش ۱۱۳

شکل ۶-۱۰. میزان تأثیر غلظت‌های مختلف گادولینیم بر آهنگ دز جذبی نوترون‌ها برحسب فواصل مختلف از چشمه در محیط آب در این پژوهش ۱۱۴

شکل ۶-۱۱. شار نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف گادولینیم برحسب انرژی‌های متفاوت چشمه در محیط آب در این پژوهش ۱۱۵

شکل ۶-۱۲. انرژی ذخیره شده نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف گادولینیم برحسب انرژی‌های متفاوت چشمه در محیط آب در این پژوهش ۱۱۶

شکل ۶-۱۳. تأثیر حضور غلظت‌های مختلف از ^{10}B و ^{157}Gd بر دز جذبی نوترون‌ها در محیط آب در این پژوهش ۱۱۷

شکل ۶-۱۴. مقایسه انرژی ذخیره شده نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف بور و گادولینیم برحسب انرژی‌های متفاوت چشمه در محیط آب در این پژوهش ۱۱۸

شکل ۶-۱۵. سطح مقطع‌های مختلف نوترون در برهم‌کنش با بور و گادولینیم ۱۲۱

شکل ۶-۱۶. آهنگ دز جذبی نوترون‌های حرارتی، فوق حرارتی و سریع همراه با آهنگ دز ذرات بور و دز کل نوترون‌ها در محیط آب در این پژوهش ۱۲۴

شکل ۶-۱۷. آهنگ دز معادل پرتوهای خروجی از چشمه کالیفرنیم با حضور ۵۰ ppm بور در محیط آب در این پژوهش ۱۳۳

شکل ۶-۱۸. طرحی از شبکه بندی جهت تعریف نانوذرات در کد MCNPX در این پژوهش ۱۳۷

شکل ۶-۱۹. آهنگ دز معادل نوترون با حضور ذرات و نانوذرات بور با غلظت ۵۰ ppm در تومور در این پژوهش ۱۴۰

شکل ۶-۲۰. آهنگ دز معادل کل همراه با آهنگ دز معادل مولفه‌های دز در بافت نرم و تومور با حضور ۵۰ ppm بور در تومور و عدم حضور بور در این پژوهش ۱۴۲

شکل ۶-۲۱. میزان تأثیر حضور ۵۰ ppm بور در تومور نسبت به عدم حضور آن در تومور در فواصل مختلف از چشمه برحسب درصد در این پژوهش ۱۴۴

شکل ۶-۲۲. آهنگ دز معادل نوترون با حضور و عدم حضور ذرات و نانوذرات با غلظت ۱۶۰ ppm گادولینیم، در تومور و بافت نرم در این پژوهش ۱۴۶

شکل ۶-۲۳. آهنگ دز معادل مولفه‌های دز با حضور ۱۶۰ ppm گادولینیم در تومور در این پژوهش ۱۴۷

شکل ۶-۲۴. آهنگ دز گاما اولیه با حضور غلظت‌های مختلف طلا در بافت نرم در فواصل مختلف از چشمه کالیفرنیم در این پژوهش ۱۵۱

شکل ۶-۲۵. اختلاف نسبی دز گاما اولیه با حضور ۳۰ mg/g طلا در بافت نرم نسبت به عدم حضور طلا در بافت نرم برحسب درصد در این پژوهش ۱۵۲

شکل ۶-۲۶. آهنگ دز گاما ثانویه با حضور غلظت‌های مختلف طلا در بافت نرم در فواصل مختلف از چشمه کالیفرنیم در این پژوهش ۱۵۳

شکل ۶-۲۷. مقایسه آهنگ دز گاما اولیه، گاما ثانویه و گاما کل با حضور ۳۰ mg/g طلا در بافت نرم نسبت به عدم حضور آن در بافت نرم در این پژوهش .. ۱۵۴

شکل ۶-۲۸. اختلاف نسبی دز گاما کل با حضور ۳۰ mg/g طلا در بافت نرم نسبت به عدم حضور طلا در بافت نرم برحسب درصد در این پژوهش ۱۵۵

شکل ۶-۲۹. طرحی از چشمه براکی‌تراپی ^{192}Ir مدل microSelectro ۱۵۶

شکل ۶-۳۰. دز جذبی گاما‌های خروجی از چشمه ایریدیم برای غلظت‌های مختلف طلا در بافت نرم در این پژوهش ۱۵۷

شکل ۶-۳۱. اختلاف نسبی دز جذبی گاما چشمه ایریدیم با غلظت‌های مختلف طلا در بافت نرم نسبت به عدم حضور طلا در بافت نرم برحسب درصد در این پژوهش ۱۵۸

شکل ۶-۳۲. آهنگ دز گاما اولیه چشمه کالیفرنیم با حضور و عدم حضور ۳۰ mg/g نانوذرات طلا در تومور در این پژوهش ۱۶۰

شکل ۶-۳۳. اختلاف نسبی آهنگ دز گاما اولیه چشمه کالیفرنیم با حضور و عدم حضور ۳۰ mg/g نانوذرات طلا در تومور برحسب درصد در این پژوهش ۱۶۱

شکل ۶-۳۴. آهنگ دز گاما ثانویه چشمه کالیفرنیم با حضور و عدم حضور ۳۰ mg/g نانوذرات طلا در تومور در این پژوهش ۱۶۲

شکل ۶-۳۵. اختلاف نسبی آهنگ دز گاما ثانویه چشمه کالیفرنیم با حضور و عدم حضور ۳۰ mg/g نانوذرات طلا در تومور برحسب درصد در این پژوهش ۱۶۲

شکل ۶-۳۶. آهنگ دز گاما کل چشمه کالیفرنیم با حضور و عدم حضور ۳۰ mg/g نانوذرات طلا در تومور در این پژوهش ۱۶۴

شکل ۶-۳۷. اختلاف نسبی آهنگ دز گاما کل چشمه کالیفرنیم با حضور و عدم حضور ۳۰ mg/g نانوذرات طلا در تومور برحسب درصد در این پژوهش ۱۶۴

شکل ۶-۳۸. آهنگ دز گاما کل چشمه ایریدیم با حضور و عدم حضور ۳۰ mg/g نانوذرات طلا در تومور در این پژوهش ۱۶۵

شکل ۶-۳۹. اختلاف نسبی آهنگ دز گاما کل چشمه ایریدیم با حضور و عدم حضور ۳۰ mg/g نانوذرات طلا در تومور برحسب درصد در این پژوهش ۱۶۶

شکل ۷-۱. تومور مرحله Ia، در این مرحله تومور بیش از ۵ mm عمق و ۷ mm طول ندارد. ۱۷۵

شکل ۷-۲. تومور مرحله Ib، در این مرحله تومور ۱ Ib، کمتر از ۴ cm و در مرحله ۲ Ib بزرگتر از ۴ cm در طول است. ۱۷۶

شکل ۷-۳. مرحله IIa، در این مرحله تومور ۱ IIa، کمتر از ۴ cm و در مرحله ۲ IIa بزرگتر از ۴ cm در عمق است ۱۷۷

شکل ۴-۷. مرحله IIb، در این مرحله تومور در ناحیه بافت اطراف رحم نفوذ کرده است..... ۱۷۸
 شکل ۵-۷. مرحله سوم، کشیدگی تومور به سمت دیواره لگن و قسمت تحتانی واژن..... ۱۷۸
 شکل ۶-۷. تومور شبیه‌سازی شده به همراه چشمه از نمای چپ و راستی در فانتوم کلی بدن با استفاده
 از کد MCNPX در این پژوهش..... ۱۸۱
 شکل ۷-۷. دید جلو و عقبی فانتوم کلی بدن با استفاده از کد MCNPX در این پژوهش..... ۱۸۲
 شکل ۸-۷. مقایسه آهنگ دز معادل پرتوهای خروجی از چشمه کالیفرنیم در اندام‌های مختلف در این
 پژوهش..... ۱۸۵
 شکل ۹-۷. مقایسه دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه‌های کالیفرنیم و ایریدیم در اندام‌های مختلف
 در این پژوهش..... ۱۸۷
 شکل ۱۰-۷. تومور شبیه‌سازی شده با حضور بورون در تومور با استفاده از کد MCNPX در این پژوهش.....
 ۱۸۹
 شکل ۱۱-۷. شبیه‌سازی تومور مثانه با حضور بورون با استفاده از کد MCNPX در این پژوهش..... ۱۹۳

فصل اول : مہانی فیزیکی

۱-۱ مقدمه

مهم‌ترین کاربرد پرتوها شناخت و تأثیر متقابل آن با ماده است زیرا، پرتوها هنگام برهم‌کنش با ماده به آن انرژی می‌دهند و همین انتقال انرژی است که باعث تولید اثرات بیولوژیکی، فیزیکی و شیمیایی می‌شود. جهت 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 پرداخته می‌شود.

۲-۱ برهم‌کنش پرتو گاما با ماده

تابش گاما معمولاً به تابش الکترومغناطیسی با منشأ هسته‌ای اطلاق می‌شود که طبق مدل پوسته‌ای نوکلئون‌های موجود در هسته هر کدام در تراز انرژی مشخصی قرار دارند. نوکلئون‌ها همانند الکترون‌های برون هسته‌ای می‌توانند به تراز انرژی بالاتری برانگیخته شوند و در این حالت با گسیل یک فوتون که انرژی آن معادل اختلاف انرژی میان حالت‌های مختلف و پایه است به حالت پایه خود باز می‌گردند [۱]. فوتون گسیل شده از نوکلئون را پرتو گاما می‌نامند. فرآیندهای پرتو گاما با ماده پیچیده می‌باشند از این رو تنها به شرحی از سه اندرکنش غالب پرتو گاما با ماده شامل اثر فوتوالکتریک، پراکندگی کامپتون و پدیده‌ی تولید زوج پرداخته می‌شود [۲].

۱-۲-۱ اثر فوتوالکتریک

اثر فوتوالکتریک برهم‌کنش بین یک فوتون و یک الکترون اتمی مقید است که در طی آن فوتون نابود شده و یکی از الکترون‌های اتمی به صورت یک الکترون آزاد که به آن فوتوالکترون گفته می‌شود از اتم خارج می‌گردد [۳]. انرژی جنبشی این الکترون عبارت است از:

$$K_e = h\nu - E_B \quad (1-1)$$

که در آن:
 $h\nu$ = انرژی فوتون فرودی
 E_B = انرژی بستگی الکترون

خارج شدن فوتوالکترون از اتم سبب بوجود آمدن یک جای خالی در یکی از مدارهای الکترونی می‌شود. این جای خالی توسط الکترونی از مدار خارجی‌تر اتم جایگزین می‌گردد. در چنین حالتی انرژی پتانسیل حاصل از این الکترون به صورت فوتون پرتو ایکس ظاهر خواهد شد. با توجه به آن که انرژی فوتون‌های مذکور به مشخصات اتم بستگی دارد به آن تابش ایکس مشخصه نیز گفته می‌شود [۱]. 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 [۴].

احتمال رخ داد پدیده فوتوالکتریک در واحد طول مسیر پیموده شده فوتون را با کمیتی به نام ضریب تضعیف خطی فوتوالکتریک (τ) یا سطح مقطع ماکروسکوپیکی فوتوالکتریک نشان می‌دهند که عبارت است از [۵]:

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

که در آن: جمله داخل کروشه مرتبه اول از یک تابع پیچیده وابسته به Z است.

a = ضریب ثابت

Z = عدد اتمی ماده

E_γ^m = انرژی فوتون فرودی

مقادیری بین ۳ و ۵ می‌باشند و بستگی به انرژی فوتون فرودی دارد n, m

$$N = \rho N_A / M$$

N : تعداد اتم‌ها در واحد حجم ماده، N_A : عدد آوروگادرو، ρ : چگالی ماده، و M : جرم مولکولی ماده است.

با تقسیم ضریب تضعیف خطی بر تعداد اتم‌های موجود در هر cm^3 از ماده هدف می‌توان ضریب تضعیف

اتمی یا سطح مقطع میکروسکوپیکی فوتوالکتریک را مطابق با رابطه ۳-۱ بدست آورد [۱].

$$\tau_a(\text{cm}^2) = \frac{\tau(\text{cm}^{-1})}{N(\text{اتم}/\text{cm}^3)} \quad (3-1)$$

سطح مقطع فوتوالکتریک به ازای هر اتم با عدد اتمی ماده هدف به طور تقریبی به صورت Z^4 و با انرژی

فوتون فرودی به صورت E^{-3} تغییر می‌کند.

با تقسیم ضریب تضعیف خطی بر چگالی ماده هدف، ضریب تضعیف جرمی (τ/ρ) مستقل از حالت

می‌شود. با استفاده از روابط ۲-۱ و ۳-۱ و در نظر گرفتن M تقریباً به صورت Z ، ضریب تضعیف جرمی

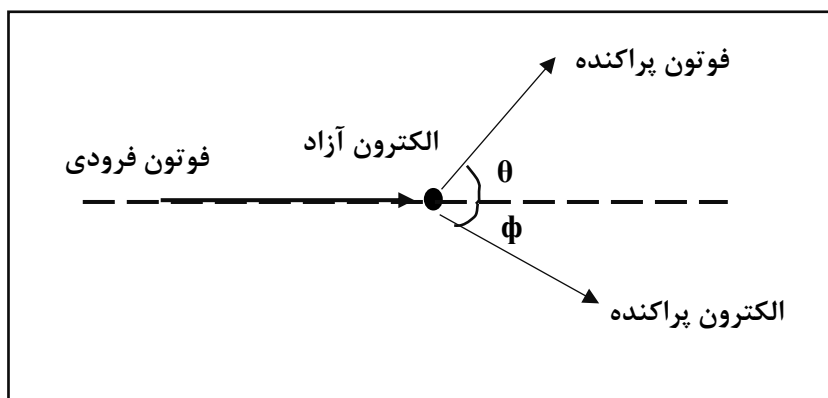
فوتوالکتریک متناسب با $(Z/E)^3$ تغییر می‌کند. بنابراین برای موادی با عدد اتمی بالا احتمال پدیده

فوتوالکتریک زیاد است و افزایش انرژی، احتمال پدیده فوتوالکتریک را کاهش می‌دهد [۶].

۲-۲-۱ پراکندگی کامپتون

پراکندگی کامپتون عبارت است از برخوردی کشسان بین یک فوتون و یک الکترون آزاد، در طی این

فرآیند الکترون آزاد شده اما فوتون با انرژی کمتر پراکنده می‌شود [۲].



شکل ۱-۱. پراکندگی کامپتون

همان‌طور که در شکل ۱-۱، مشاهده می‌شود فوتونی با انرژی E_γ و تکانه خطی $\frac{E_\gamma}{c}$ بر یک الکترون آزاد فرود می‌آید. پس از برخورد، فوتون تحت زاویه θ و با انرژی E'_γ و تکانه خطی $\frac{E'_\gamma}{c}$ پراکنده می‌شود. الکترون پس‌زده شده نیز تحت زاویه Φ و با انرژی E' و تکانه خطی P' حرکت می‌کند. روابط مربوط طبق پایستگی انرژی و تکانه عبارت است از:

$$E_\gamma + mc^2 = E'_\gamma + E' \quad (4-1)$$

$$\frac{E_\gamma}{c} = \frac{E'_\gamma}{c} \cos(\theta) + P' \cos(\phi) \quad (5-1)$$

$$\frac{E'_\gamma}{c} \sin(\theta) = P' \sin(\phi) \quad (6-1)$$

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

$$E'_\gamma = \frac{E_\gamma}{1 + (1 - \cos(\theta))E_\gamma/mc^2} \quad (7-1)$$

انرژی جنبشی که توسط الکترون ثانویه بدست می‌آید برابر است با:

$$T = E_\gamma - E'_\gamma \quad (8-1)$$

با قرار دادن رابطه ۷-۱ در رابطه ۸-۱ انرژی جنبش الکترون به صورت رابطه ۸-۱ بدست می‌آید:

$$T = \frac{(1 - \cos(\theta))E_\gamma/mc^2}{(1 + (1 - \cos(\theta))E_\gamma/mc^2)} E_\gamma \quad (9-1)$$

کمینه انرژی فوتون پراکنده در $\theta = \pi$ و بیشینه انرژی فوتون پراکنده در $\theta = 0$ به این معناست که در آن برخوردی رخ نداده است. بنابراین در پراکندگی کامپتون غیر ممکن است که تمامی انرژی فوتون فرودی به الکترون داده شود. انرژی منتقل شده به الکترون در فاصله‌ای برابر با برد الکترون در داخل ماده از دست می‌رود و فوتون پراکنده ممکن است از محیط فرار کند [۶].

احتمال رخ داد پراکندگی کامپتون در واحد طول مسیر پیموده شده فوتون را با کمیتی به نام ضریب تضعیف خطی کامپتون (σ) نشان می‌دهند که عبارت است از:

$$\sigma(\text{cm}^{-1}) = N \cdot Z \cdot f(E_\gamma) \quad (10-1)$$

که در آن:

Z = عدد اتمی ماده

$f(E_\gamma)$ = تابع پیچیده‌ای از انرژی فوتون

$$N = \rho N_A / M$$

N : تعداد اتم‌ها در واحد حجم ماده، N_A : عدد آوروگادرو، ρ : چگالی ماده، و M : جرم مولکولی ماده است.

اگر چگالی اتمی N را صریحاً بنویسیم رابطه ۱-۱۰ به شکل زیر در می‌آید:

$$\sigma \propto \rho \frac{N_A}{A} Z f(E_\gamma) \propto \rho \frac{N_A}{A} \frac{A}{Z} f(E_\gamma) \propto \rho \frac{N_A}{Z} f(E_\gamma) \quad (11-1)$$

در بدست آوردن رابطه ۱-۱۱ 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 ماده مورد نظر است. همچنین احتمال پراکندگی کامپتون با افزایش انرژی فوتون کاهش می‌یابد [۵].

۳-۲-۱ پدیده 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 [۳]. طبق پایستگی انرژی، انرژی جنبشی الکترون و پوزیترون عبارت است از:

$$T_{e^-} + T_{e^+} = E_\gamma - (mc^2)_{e^-} - (mc^2)_{e^+} = E_\gamma - 1,022 \text{ MeV} \quad (12-1)$$

انرژی جنبشی حاصل، برابر با انرژی فوتون منهای دو برابر انرژی مورد نیاز جهت تولید جرم سکون الکترون می‌باشد [۷]. در نهایت پوزیترون با یک الکترون اندرکنش کرده و نابودی زوج رخ می‌دهد. محصول اندرکنش در این حالت دو فوتون هر یک با انرژی ۰.۵۱۱ MeV است. احتمال رخ داد تولید زوج در واحد طول مسیر پیموده شده فوتون را با کمیتی به نام ضریب تضعیف خطی تولید زوج (K) نشان می‌دهند که عبارت است از:

$$K(\text{cm}^{-1}) = N Z^2 f(E_\gamma, Z) \quad (13-1)$$

$f(E_\gamma, Z)$ تابعی است که اندکی با Z تغییر می‌کند و با افزایش انرژی فوتون افزایش می‌یابد [۵].

۱-۳ برهم‌کنش نوترون با ماده

نوترون‌ها فاقد بار الکتریکی هستند و از این رو می‌توانند بدون برهم‌کنش مسافت‌های طولانی را در ماده بپیمایند. این ویژگی بدون بار بودن سبب می‌گردد که نوترون وقتی به هسته نزدیک می‌شود تحت تأثیر سد کولنی قرار نگیرد در نتیجه نوترون می‌تواند با هر انرژی با هسته برهم‌کنش کند [۲]. دو سازوکار اصلی برای برهم‌کنش بین نوترون و هسته وجود دارد. یکی پراکندگی و دیگری تشکیل هسته مرکب، فرآیند دوم ممکن است به جذب در هسته، پراکندگی نهایی آن و یا شکافت و تقسیم هسته منجر شود [۵]. نوترون و هسته به روش‌های گوناگون بر هم اثر می‌گذارند که شامل:

۱-۳-۱ پراکندگی کشسان (n,n)

در این پراکندگی انرژی جنبشی کل پایسته می‌ماند. به عبارتی اتلاف انرژی نوترون برابر با انرژی جنبشی هسته پس زده است یا در طی برخورد، هسته به حالت برانگیخته نرود را پراکندگی کشسان می‌نامند [۸].



۱-۳-۲ پراکندگی ناکشسان (n, n')

پراکندگی که در آن نوترون با هسته برخورد کرده و آن را به حالت برانگیخته ببرد را پراکندگی ناکشسان گویند. به عبارتی انرژی قبل و بعد از برخورد برابر نیست و بخشی از انرژی به صورت انرژی برانگیختگی به هسته داده می‌شود و پس از برخورد، هسته برانگیخته یک یا چند گاما گسیل می‌کند [۹]. واکنش ۱-۱۵ مثالی از پراکندگی غیرکشسان را نشان می‌دهد [۱۰]:



۱-۳-۳ واکنش جذب تابشی یا گیراندازی تابشی (n, γ)

در این حالت در طی برخورد نوترون با هسته، نوترون جذب هسته شده و یک یا چند پرتو گاما گسیل می‌کند. واکنش ۱-۱۶ مثالی از گیراندازی تابشی را نشان می‌دهد [۱۰]:



۱-۳-۴ واکنش‌های مولد ذرات باردار

نوترون‌ها در طی برهم‌کنش‌های جذبی می‌توانند برهم‌کنش (n, p) یا (n, α) تولید کنند (یعنی ذرات باردار) به همین علت به این واکنش‌ها مولد ذرات باردار گویند. این واکنش‌ها می‌توانند انرژی‌زا یا انرژی‌گیر باشند [۲].



۱-۳-۵ واکنش‌های نوترون‌زا

واکنش‌هایی که در طی برخورد نوترون با هسته تولید نوترون کنند را واکنش‌های نوترون‌زا می‌نامند. در واکنش‌های $(n, 2n)$ و $(n, 3n)$ یک نوترون پرنرژی با هسته برخورد کرده $2n$ و $3n$ تولید شده که این واکنش‌ها انرژی‌گیر هستند. به عنوان مثال واکنش $(n, 2n)$ با ^{16}O با انرژی آستانه 16 MeV اتفاق می‌افتد در صورتی که واکنش $(n, 3n)$ با ^{16}O با انرژی آستانه 30 MeV روی می‌دهد [۱۱].

۱-۳-۶ شکافت

در طی این واکنش نوترون در اثر برخورد با هسته سنگین سبب برانگیخته شدن هسته می‌شود. در چنین حالتی هسته برانگیخته برای رسیدن به پایداری همراه با گسیل نوترون به دو یا چند هسته دیگر شکافته می‌شود و سبب ایجاد واکنش زنجیره‌ای می‌گردد. واکنش‌هایی از این قبیل گرمازا می‌باشند [۸].



۱-۴-۲ نوترون‌ها از لحاظ سطح انرژی

انواع برهم‌کنش‌های نوترون قویاً به انرژی نوترون بستگی دارد. بنابراین شناخت و آگاهی از طیف انرژی نوترونی و چگونگی برهم‌کنش آن با ماده جهت اهداف دزیمتری لازم و ضروری است. جهت دستیابی به این امر، نوترون‌ها از لحاظ سطح انرژی به سه دسته نوترون‌های حرارتی، نوترون‌ها با انرژی متوسط (فوق حرارتی) و نوترون‌های سریع تقسیم بندی می‌شوند [۱۲] که در ادامه به شرح آن‌ها پرداخته شده است.

۱-۴-۱ نوترون‌های حرارتی

نوترون‌های حرارتی در تعادل گرمایی با محیط هستند. محتمل‌ترین انرژی جنبشی آن‌ها در دمای

$E = 0.0253 \text{ eV}$ ، 20°C است. با این حال همه نوترون‌ها با انرژی‌های کمتر از 0.5 eV معمولاً حرارتی محسوب می‌شوند [۱۳]. مهم‌ترین واکنش نوترون‌های حرارتی با ماده، گیراندازی نوترون توسط هسته-های ماده هدف است. در طی حرکت نوترون حرارتی در بافت، واکنش‌های $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$ با انرژی گاما تولیدی 2.2 MeV و $^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$ با انرژی پروتون‌های 0.66 MeV ، واکنش‌های غالب نوترون حرارتی با عناصر بافت می‌باشند [۱۴]. به دلیل برد کوتاه پروتون‌ها (در ابعاد میکرومتر) انرژی این ذرات در همان مکان برهم‌کنش ذخیره می‌گردد اما پرتوهای گاما به دلیل برد طولانی که دارند ممکن است مسافت بیشتری در بافت طی نمایند تا سرانجام در طی برهم‌کنش‌های مختلف انرژی آن‌ها در بافت ذخیره گردد [۱۵].

۱-۴-۲ نوترون‌های فوق حرارتی

نوترون‌ها با انرژی $0.5 \text{ eV} < E < 10 \text{ keV}$ ، نوترون‌های انرژی متوسط یا نوترون‌های فوق حرارتی می‌باشند [۱۳]. در این ناحیه انواع واکنش‌های گیراندازی و هسته‌ای ممکن است برای نوترون اتفاق بیافتد. در طی برهم‌کنش نوترون با هیدروژن بافت، در انرژی‌های بیشتر از 10 keV بیشترین میزان دز جذب شده در بدن ناشی از سهم پروتون‌های پس زده از پراکندگی کشسان نوترون با هیدروژن است و در انرژی‌های کمتر از 0.5 eV دز جذبی، ناشی از پرتوهای گاما حاصل از گیراندازی نوترون حرارتی با هیدروژن بافت می‌باشد [۱۶].

۱-۴-۳ نوترون‌های سریع

نوترون‌های سریع با انرژی $10 \text{ keV} < E < 10 \text{ MeV}$ می‌باشند. در محدوده انرژی $10 \text{ keV} < E < 10 \text{ MeV}$ اغلب نوترون‌ها از طریق پراکندگی کشسان با ماده برهم‌کنش می‌کنند [۱۳]. مهم‌ترین واکنش نوترون‌های سریع با عناصر بدن که منجر به دز جذبی در بافت می‌شود پراکندگی کشسان با هیدروژن است. برخورد نوترون با هسته منجر به انحراف هسته فرودی و انتقال بخشی از انرژی نوترون به هسته می‌شود. اتلاف

انرژی توسط پراکندگی کشسان بستگی به اندازه هسته و زاویه پراکندگی برخورد نوترون با هسته دارد. بیشترین اتلاف انرژی نوترون فرودی با هسته در طی پراکندگی کشسان از رابطه ۱-۲۰ محاسبه می شود [۱۷].

$$\frac{E_n - E_{min}}{E_n} = 1 - \alpha, \quad \alpha = \frac{A-1}{A+1} \quad (20-1)$$

که در آن:

A ، عدد جرمی هسته هدف.

E_n ، انرژی جنبشی نوترون قبل از برخورد.

E_{min} ، کمترین میزان انرژی نوترون که می تواند در یک برخورد پراکندگی کشسان از دست بدهد.

به عنوان مثال، برای هیدروژن $A=1$ است. در این صورت $\alpha=0$ می شود. بنابراین نوترون در طی یک برخورد از نوع پراکندگی کشسان تمام انرژی خود را به هیدروژن منتقل می کند.

پراکندگی غیرکشسان نوترون با افزایش انرژی نوترون اهمیت پیدا می کند به طوری که در انرژی های بیشتر از ۱۰ MeV پراکندگی غیرکشسان نوترون با عناصر بافت برای اکسیژن، نیتروژن و کربن محتمل تر از پراکندگی کشسان است. به طور کلی سطح مقطع های پراکندگی غیرکشسان نوترون در بافت در انرژی های بیشتر از ۵ MeV افزایش پیدا می کند. البته این افزایش در سطح مقطع تا انرژی ۱۵ MeV یکنواخت نیست. بسیاری از این واکنش ها همراه با پرتوهای گاما حاصل از برانگیختگی هسته ها می باشند. همچنین ذرات آلفا و پروتون تولید شده در بعضی از واکنش ها به دلیل انتقال انرژی خطی بالایشان در این محدوده دارای اهمیت هستند [۱۸].

۱-۵ سطح مقطع

احتمال رخداد یک واکنش بر هسته هدف بر تعداد نوترون‌هایی که بر متر مربع هدف برخورد می‌کنند را سطح مقطع گویند [۱۱]. همه نوترون‌ها به هنگام تولید، نوترون‌های تند به شمار می‌روند. به طور کلی نوترون‌های تند ابتدا در اثر برخورد کشسان با اتم‌های محیط انرژی‌شان را از دست می‌دهند و پس از کند شدن و رسیدن به انرژی گرمایی یا نزدیک به آن توسط هسته‌های ماده جاذب گیراندازی می‌شوند [۱۹]. هنگامی که ماده جاذب را در مقابل باریکه‌ای موازی از نوترون‌ها قرار دهیم و شدت نوترون‌های عبوری را اندازه‌گیری کنیم ملاحظه می‌شود که، نوترون‌ها به طور نمایی از باریکه محو می‌شوند. برای توصیف توانایی یک ماده جاذب در محو نوترون‌ها از باریکه به جای استفاده از ضرایب جذب جرمی یا خطی فقط سطح مقطع میکروسکوپی σ ماده جاذب را مشخص می‌کنند. سطح مقطع میکروسکوپی Σ از حاصل ضرب σN که در آن N تعداد اتم‌های جاذب در هر cm^3 است بدست می‌آید. بدین ترتیب اگر باریکه موازی از نوترون‌های تک انرژی به شدت I_0 بر ماده‌ای به ضخامت x برخورد کند تعداد نوترون‌هایی که بدون هیچ برهم‌کنشی در آن ماده از آن خارج می‌شوند عبارت است از [۲۰]:

$$I = I_0 e^{-\Sigma x} \quad (21-1)$$

سطح مقطع نوترون شدیداً به انرژی و عدد اتمی هسته هدف بستگی دارد.

سطح مقطع کل σ ، میزان احتمال وقوع واکنشی از هر نوع را وقتی که نوترون‌ها به هدفی برخورد می‌کنند را اندازه می‌گیرد و برابر با مجموع همه σ هاست [۲۱].

$$\sigma = \sigma_s + \sigma_i + \sigma_a + \sigma_\gamma + \sigma_f + \dots \quad (22-1)$$

که در آن: σ_s = سطح مقطع پراکندگی کشسان

σ_i = سطح مقطع پراکندگی ناکشسان

σ_a = سطح مقطع جذب

σ_γ = سطح مقطع شکافت σ_f = سطح مقطع گیراندازی

۱-۵-۱ تغییرات سطح مقطع نوترون بر حسب انرژی

در بسیاری موارد سطح مقطع برهم کنش های نوترون ثابت نیستند بلکه با انرژی نوترون تغییر می کند. به طور کلی سطح مقطع به نوع برهم کنش، مثلاً اینکه جذب است یا پراکندگی و عدد جرمی عنصر مورد نظر بستگی دارد [۵]. در هر حال می توان تغییرات سطح مقطع را بر حسب اینکه هسته هدف سبک $A \lesssim 25$ ، متوسط $25 \lesssim A \lesssim 150$ و یا سنگین $A \gtrsim 150$ باشد در چند رده دسته بندی کرد. برای عناصر متوسط و سنگین، سطح مقطع پراکندگی کشسان در انرژی های پائین ثابت است و در انرژی های بالاتر دستخوش تغییراتی می شود. پراکندگی ناکشسان اصولاً بین نوترون هایی با انرژی بالا و عناصر متوسط و سنگین رخ می دهد و اهمیت آن در علوم هسته ای از این بابت است که نوترون هایی با انرژی بالا می توانند کسر بزرگی از انرژی خود را در پراکندگی ناکشسان با عناصر سنگین همچون اورانیوم از دست بدهند [۲۱]. پراکندگی ناکشسان با عناصر سبک از اهمیت چندانی برخوردار نیست زیرا، سطح مقطع پراکندگی ناکشسان این عناصر دارای انرژی آستانه بالایی می باشند. سطح مقطع های جذب، در مقایسه با سطح مقطع های پراکندگی کشسان تغییرات خیلی بیشتری از خود نشان می دهند و این نه تنها از یک ایزوتوپ به ایزوتوپ دیگر بلکه با تغییرات انرژی نوترون نیز مشهود است. سطح مقطع جذب برای بسیاری از ایزوتوپ های سبک متناسب با عکس سرعت نوترون است یعنی [۲۲]:

$$\sigma_a \propto \frac{1}{\sqrt{E}} \propto \frac{1}{V} \quad (1-23)$$

با افزایش انرژی برای هسته های سبک، سطح مقطع کل از حالت خطی و $1/V$ در خواهد آمد و در ناحیه MeV تعدادی رزونانس مشاهده خواهد شد. این رزونانس ها ممکن است تا حدود ۶ تا ۸ MeV باقی بمانند و از آن به بعد سطح مقطع نسبتاً یکنواخت شده و ادامه می یابد. سطح مقطع کل اکثر هسته های سبک از نظر مشخصات کلی شبیه هم هستند به استثنای دو ایزوتوپ ^1H و ^2H که از همه سبک تر می باشند و هیچ گونه رزونانسی از خود نشان نمی دهند [۲۳].

برای عناصر سنگین، سطح مقطع کل در انرژی‌های کم، در ناحیه‌ی انرژی الکترون ولت ممکن است ثابت بوده و یا به صورت $1/V$ تغییر کند. در گستره انرژی‌های میانی از حدود 0.1 MeV تا 1 MeV ، سطح مقطع رفتار نامنظمی از خود نشان می‌دهد و به قله‌هایی مرسوم به تشدید صعود می‌کند. این رزونانس‌ها برخلاف رزونانس‌های هسته‌های سبک خیلی تیز بوده و پهنای آن‌ها کمتر از 1 eV می‌باشد و سطح مقطع را بالا می‌برد. با افزایش انرژی در تعدادی نقطه معمولاً بین 3 keV و 5 keV رزونانس‌ها را نمی‌توان از هم جدا نمود و سطح مقطع کل تابعی از انرژی (تابعی یکنواخت) می‌شود و در انتهای ناحیه رزونانس در چندین MeV اتفاق می‌افتد [۲۴].

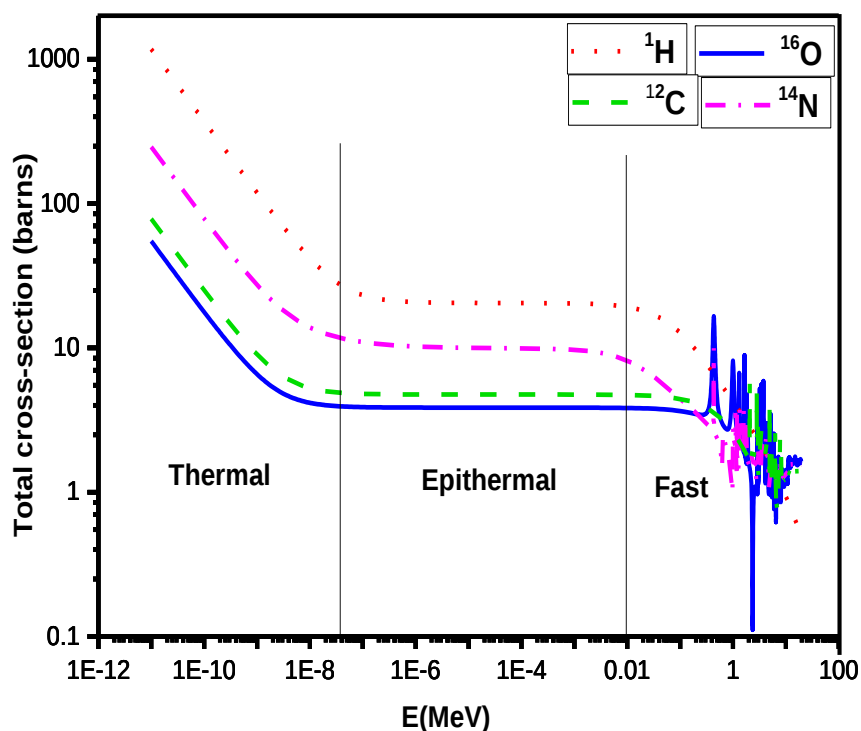
در واکنش‌هایی از نوع (n, α) ، (n, γ) و...، عمل جذب نوترون به وقوع می‌پیوندد. در میان این واکنش‌ها، واکنش (n, γ) یا (جذب پرتوزا) مهم‌ترین واکنش می‌باشد. سطح مقطع جذب پرتوزا برای انرژی‌های کم معمولاً از قانون $1/V$ پیروی می‌کند. برای هسته‌های متوسط و سنگین، سطح مقطع جذب پرتوزا در ناحیه رزونانس بسیار زیاد می‌باشد. بعد از ناحیه رزونانسی سطح مقطع جذب پرتوزا متناسب با عامل $\frac{1}{\sqrt{E}}$ یا سریع‌تر به مقادیر خیلی کم کاهش می‌یابد. بنابراین بیشتر جذب نوترون‌ها در حین شدن در ناحیه رزونانس رخ می‌دهد [۲۵].

در سیستم‌هایی که از هسته‌های سبک تشکیل شده باشند تقریباً تمامی کاند شدن نوترون‌ها در نتیجه پراکندگی کشسان است. به این دلیل که، آستانه غیرکشسان برای هسته‌های سبک خیلی بالاست ولی اگر هسته‌های متوسط یا سنگین به مقدار زیاد موجود باشند پراکندگی غیرکشسان توسط این هسته‌ها ممکن است به کاند شدن نوترون‌ها کمک مؤثری بنماید. نوترون‌ها می‌توانند تمام انرژی خود را در یک برخورد با هیدروژن از دست بدهند. در حالی که در برخورد با همه هسته‌های دیگر حداکثر کسری از انرژی اولیه خود را از دست می‌دهند [۱۶]. اگر چه پراکندگی کشسان در تمام انرژی‌ها اتفاق می‌افتد اما پراکندگی غیرکشسان در پائین‌تر از آستانه غیرکشسان به وقوع نمی‌پیوندد. این آستانه برای بسیاری از هسته‌های سبک نسبتاً زیاد است. برای کربن 4.8 MeV و اکسیژن 6.4 MeV می‌باشد و با

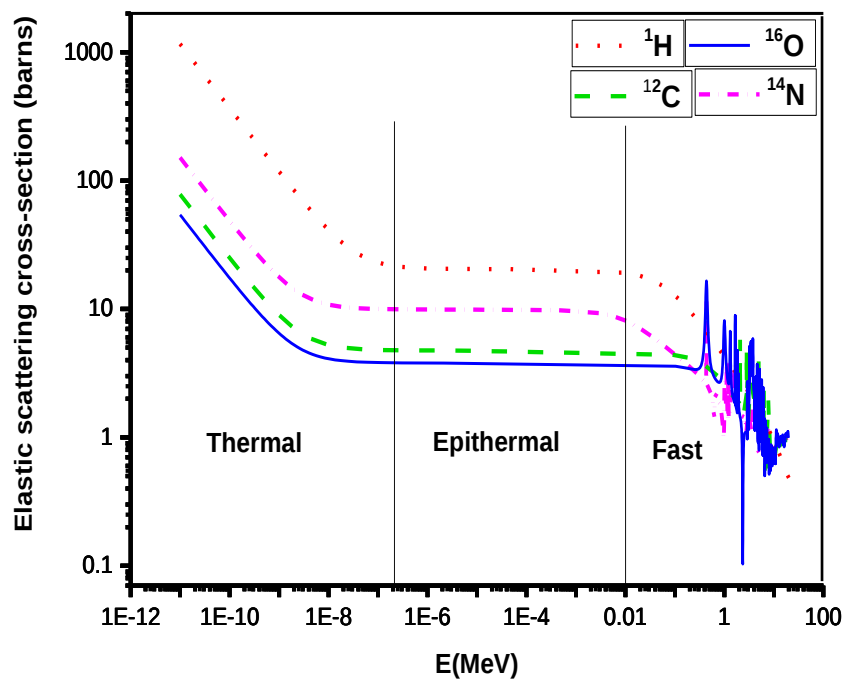
هیدروژن و دوتریوم پراکندگی غیرکشسان اصلاً اتفاق نمی‌افتد [۱۱]. بنابراین برای اغلب هسته‌های سبک می‌توان از پراکندگی غیرکشسان چشم پوشید مگر در انرژی‌های زیاد، برای هسته‌های متوسط و سنگین نیز آستانه‌های غیرکشسان خیلی پائین می‌باشند.

۲-۵-۱ تغییرات سطح مقطع نوترون با عناصر بافت

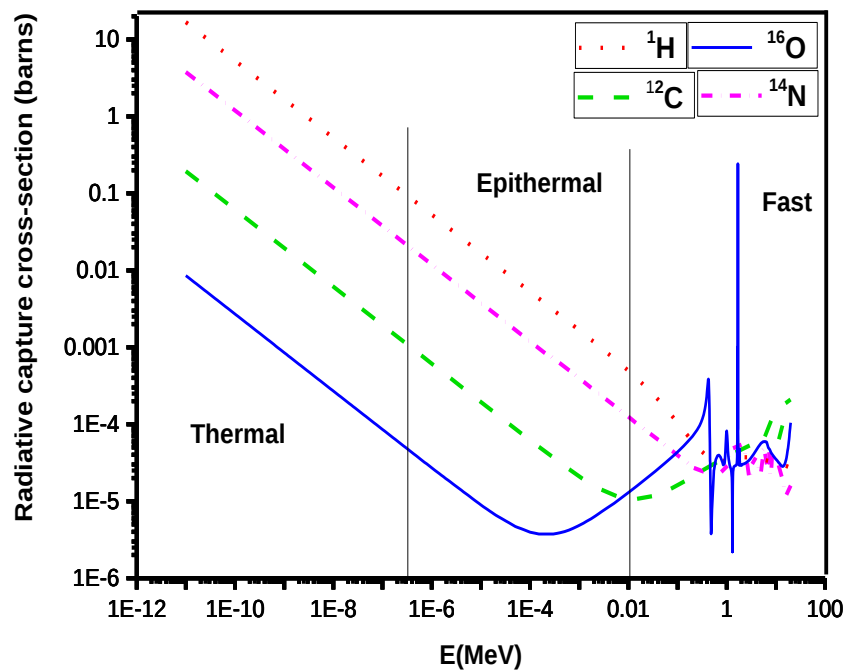
سطح مقطع‌های کل، پراکندگی کشسان و گیراندازی تابشی مربوط به چهار عنصر اصلی تشکیل دهنده بافت (هیدروژن، اکسیژن، نیتروژن و کربن) برگرفته از کتابخانه داده‌های هسته‌ای ENDF/B-VIII.0 در شکل‌های ۲-۱ تا ۴-۱ برحسب نواحی مختلف انرژی نوترون نشان داده شده است [۱۱].



شکل ۲-۱. مقایسه سطح مقطع کل برهم‌کنش نوترون با عناصر هیدروژن، اکسیژن، کربن و نیتروژن [۱۱].



شکل ۱-۳. مقایسه سطح مقطع پراکندگی کشسان نوترون با عناصر هیدروژن، اکسیژن، کربن و نیتروژن [۱۱].



شکل ۱-۴. مقایسه سطح مقطع گیراندازی تابشی نوترون با عناصر هیدروژن، اکسیژن، کربن و نیتروژن [۱۱].

با مقایسه شکل‌های ۱-۲، ۱-۳ و ۱-۴ با یکدیگر مشاهده می‌گردد که، سطح مقطع پراکندگی کشسان بیشترین میزان سهم در سطح مقطع کل نوترون در برهم‌کنش با عناصر هیدروژن، اکسیژن و نیتروژن را دارد. به عبارتی در طی حرکت نوترون در بافت، با احتمال بیشتری انرژی خود را بر اثر پراکندگی‌های کشسان با این عناصر از دست می‌دهد و سطح مقطع پراکندگی کشسان برای هیدروژن بیشتر از سایر عناصر است. به عنوان مثال در جدول ۱-۱ سطح مقطع پراکندگی کشسان عناصر هیدروژن، اکسیژن، نیتروژن و کربن به ازاء انرژی‌های 0.0253 eV و 10 MeV به ترتیب مربوط به ناحیه حرارتی و سریع جهت مقایسه با یکدیگر آمده است.

جدول ۱-۱. سطح مقطع پراکندگی کشسان عناصر مختلف بر حسب بارن [۱۱].

عناصر	0.0253 eV	10 MeV
هیدروژن	۳۰,۰۷	۰,۹۳۷
اکسیژن	۳,۹۱۳	۰,۷۴۰
نیتروژن	۱۰,۲۷	۰,۸۷۴
کربن	۴,۹۴۷	۰,۶۵۷

با توجه به شکل ۱-۴، سطح مقطع گیراندازی تابشی از قانون $1/V$ تبعیت می‌کند [۲۵] و مقدار تأثیر آن در سطح مقطع کل نسبت به سطح مقطع پراکندگی کشسان اندک است همچنین مقادیر آن برای هیدروژن بیشتر از سایر عناصر می‌باشد. در جدول ۱-۲ سطح مقطع گیراندازی تابشی عناصر مختلف در انرژی‌های 0.0253 eV و 10 MeV با یکدیگر مقایسه شده‌اند.

جدول ۱-۲. سطح مقطع گیراندازی تابشی عناصر مختلف بر حسب بارن [۱۱].

عناصر	0.0253 eV	10 MeV
هیدروژن	3.33×10^{-1}	3.14×10^{-5}
اکسیژن	1.70×10^{-4}	3.51×10^{-5}
نیتروژن	7.50×10^{-2}	3.16×10^{-5}
کربن	3.86×10^{-3}	8.89×10^{-5}

۱-۶ شکافت خود به خودی

شکافت خود به خودی فرایندی است که در آن یک هسته سنگین، به دو یا پاره‌های کوچک‌تر بیشتری بدون هیچ عامل خارجی تقسیم می‌شود. این پدیده عمدتاً در هسته‌های سنگین رخ می‌دهد و نتیجه مستقیم رقابت بین نیروهای جاذب هسته‌ای که نوکلئون‌ها را در هسته کنار هم قرار می‌دهند و نیروی دافعه کولنی که پروتون‌ها را از هم دور می‌کند است، در صورتی که در هسته‌های سبک نیروی هسته‌ای به راحتی بر نیروی کولنی غالب می‌باشد [۲۷] همچنین، شرایط جهت شکافت خود به خودی برای ایزوتوپ‌هایی اتفاق می‌افتد که، نسبت توان دوم عدد اتمی به جرم اتمی آن به صورت $Z^2/A > 45$ باشد [۲۸]. با شکسته شدن هسته علاوه بر پاره‌های شکافت محصولات دیگری نیز تولید می‌شوند که شامل:

(۱) یکی از مهم‌ترین محصولات شکافت نوترون‌هایی هستند که در ضمن واکنش تابش می‌شوند. اکثر این نوترون‌ها اصولاً به طور آنی یعنی حدود 10^{-17} ثانیه پس از وقوع شکافت تابش می‌شوند و نوترون‌های آنی نام دارند. تعداد نوترون‌های آنی تابش شده از یک شکافت به شکافت دیگر تغییر می‌کند. مثلاً در برخی از شکافت‌ها گاهی تا پنج نوترون گسیل می‌گردد [۲۴].

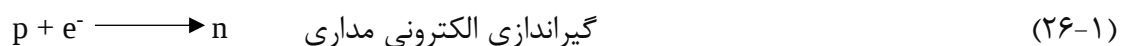
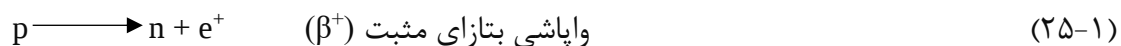
(۲) تعداد بسیار کمی از نوترون‌ها (حدود یک درصد از نوترون‌های شکافت) مدتی پس از وقوع شکافت ظاهر می‌شوند و به نوترون‌های تأخیری مشهورند. نوترون‌های تأخیری از کاهش نوترونی هسته‌هایی سرچشمه می‌گیرند که خود در نتیجه کاهش بعضی از پاره‌های شکافت با آزاد کردن بتا بدست می‌آیند [۹].

(۳) هنگام شکافت، تعدادی پرتو گاما آزاد می‌شوند که برای تمایزشان از پرتوهای گاما همراه با کاهش محصولات شکافت آن‌ها را پرتوهای گاما آنی می‌نامند. معمولاً انرژی پرتوهای گاما آنی بین ۱ تا ۷ MeV است [۲۴].

(۴) هنگامی که نسبت نوترون به پروتون در یک ایزوتوپ پرتوزا پائین باشد از هسته آن ایزوتوپ یک هسته پرنرژی هلیوم به نام ذره آلفا گسیل می‌شود. تمام هسته‌هایی که به طور طبیعی ذره آلفا گسیل

می‌کنند عناصری با عدد اتمی بزرگتر از ۸۲ هستند و توجیه این امر دو جهت دارد. (۱) در هسته‌های سنگین‌تر نیروی دافعه الکترواستاتیکی خیلی سریع‌تر از نیروی جاذبه هسته‌ای افزایش پیدا می‌کند و بدین ترتیب ممکن است بزرگی نیروی الکترواستاتیکی به حد نیروی هسته‌ای برسد و یا حتی از آن هم بیشتر شود. (۲) ذره گسیل شونده باید انرژی کافی داشته باشد تا بر سد پتانسیل که به دلیل حضور نوکلئون‌های باردار در مقابل سطح هسته تشکیل می‌شود غلبه کند [۱].

(۵) فرآیند واپاشی بتا، که به صورت تولید الکترون با استفاده از انرژی موجود در لحظه واپاشی است. این الکترون بلافاصله پس از تولید از هسته خارج می‌شود. اساسی‌ترین فرآیند واپاشی بتا تبدیل یک پروتون به نوترون یا یک نوترون به پروتون است. بنابراین واپاشی بتا راه ساده‌ای برای فرو لغزیدن هسته‌های ناپایدار است که فزونی نوترون و یا فزونی پروتون دارند. فرایندهای اساسی واپاش بتایی در روابط ۱-۲۴ تا ۱-۲۶ آمده است [۲۹].



۷-۱ 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 عامل‌های بیولوژیکی است [۳۰]. جهت تعریف استانداردهای حفاظت انسان در برابر تابش تعیین برآوردی از اثرات زیست شناختی تابش‌های مختلف ضروری است. 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 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 [۱]. جهت کمیت بخشیدن به این تفاوت‌ها تأثیر نسبی زیست شناختی RBE^2 را به صورت نسبت دز پرتوهای ایکس و یا گاما که اثر زیست شناختی معینی را ایجاد کند به دز تابشی از هر نوع پرتوی که همان اثر زیست شناختی را ایجاد کند تعریف می‌گردد. از آنجا که اندازه‌گیری RBE نسبتاً مشکل است معمولاً به جای آن از عامل کیفیت QF^3 استفاده می‌شود که برای نوع خاص تابش به صورت انرژی بر جای مانده در واحد طول مسیر تعریف می‌گردد. تابش‌هایی که انرژی کمی در واحد طول مسیر از دست می‌دهند (گاما)، دارای QF نزدیک به ۱ هستند در حالی که برای تابش‌هایی 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 شده D و عامل کیفیت آن QF بستگی دارد. حاصل ضرب این دو کمیت را دز معادل می‌گویند [۵].

$$DE = D \cdot QF \quad (27-1)$$

۸-۱ مفهوم کرما^۴

کرما کلمه‌ایست که از حروف اول کلمات انرژی جنبشی آزاد شده به ازاء واحد جرم^۵، گرفته شده است. حرف (a) که در آخر کرما آمده به دلیل این است که این کلمه با (Kern) آلمانی اشتباه نشود [۳۰]. انتقال انرژی از ذرات بدون بار مثل فوتون‌ها و نوترون‌ها به ماده طی دو فرآیند صورت می‌گیرد. در مرحله اول ذرات بدون بار انرژی خود را به صورت انرژی جنبشی به ذرات باردار منتقل می‌کنند. در مرحله دوم آن ذرات باردار انرژی خود را به ماده تحویل می‌دهند. کمیت کرما مربوط به اولین فرآیند از دو فرآیند

^۲Relative Biological Effectiveness

^۳Quality Factor

^۴Kerma

^۵Kinetic Energy Released Per unit Mass

فوق است. بنابراین کرما عبارت است از جمع انرژی‌های جنبشی اولیه تمامی ذرات باردار آزاد شده توسط ذرات بدون بار در ماده‌ای به جرم m :

$$k = dE/dm \quad (28-1)$$

واحد کرما، مانند دز جذبی J/kg است [۳۱].

۱-۸-۱ کرما نوترون برای عناصر بافت

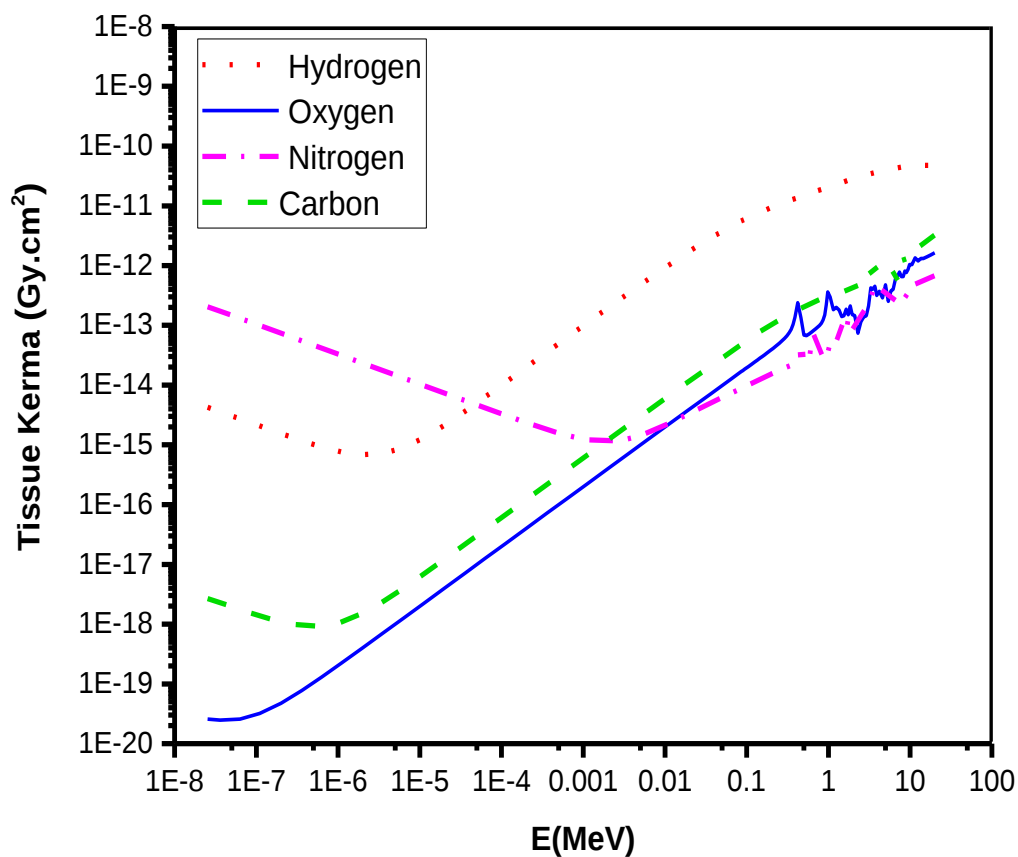
جهت مقایسه کرما نوترون مربوط به چهار عنصر اصلی بافت شامل: هیدروژن، اکسیژن، نیتروژن و کربن از ضرایب کرما عناصر مختلف در مطالعه چادویک و همکاران^۶ [۳۲] استفاده کرده و با ضرب کردن آن‌ها در درصد وزنی هر عنصر در بافت نرم با استفاده از رابطه ۱-۳۰، کرما مربوط به بافت نرم بدست آمد [۳۳]. نتایج بدست آمده از این مقایسه در شکل ۱-۵ مشاهده می‌گردد.

$$(30-1) \quad + (\text{ضریب کرما نوترون در هیدروژن} \times 0,101174) = \text{کرما نوترون در بافت نرم} \\ + (\text{ضریب کرما نوترون در نیتروژن} \times 0,026000) + (\text{ضریب کرما نوترون در اکسیژن} \times 0,761826) \\ + (\text{ضریب کرما نوترون در کربن} \times 0,111000)$$

با توجه به شکل ۱-۵، در طی برهم‌کنش نوترون‌های سریع با این عناصر انرژی خود را به ذرات باردار تولیدی منتقل می‌کند و بدین ترتیب کرما در نقطه برهم‌کنش بیشترین میزان را دارد. با کاهش انرژی نوترون میزان انتقال‌های انرژی نوترون به ذرات باردار تولیدی کم شده و بدین ترتیب کرما کاهش پیدا می‌کند. از طرفی کرما مربوط به هیدروژن در ناحیه سریع بیشتر از سایر عناصر است زیرا در این ناحیه بیشترین میزان انتقال‌های انرژی از طریق پراکندگی کشسان اتفاق می‌افتد و هیدروژن نیز به دلیل سبک‌تر بودن بیشترین میزان سهم از این انتقال انرژی را بر عهده دارد. در انرژی کمتر از 10^{-4} MeV تغییرات کرما برای عناصر مختلف بیشتر است. و در این ناحیه کرما مربوط به نیتروژن حتی بیشتر از

^۶Chadwick et al

هیدروژن می‌باشد زیرا با کم شدن انرژی نوترون احتمال واکنش از نوع (n,p) در طی برهم‌کنش با نیتروژن افزایش پیدا می‌کند و بدین ترتیب انرژی بیشتری به ذرات باردار تولیدی منتقل می‌شود. برای مثال سطح مقطع واکنش (n,p) در انرژی‌های ۱۰ MeV و ۰,۰۱ MeV به ترتیب تقریباً ۰,۰۵۷ و ۰,۰۰۳ بارن است در صورتی که در انرژی ۰,۰۲۵۳ eV به مقدار ۱,۸۳ بارن می‌رسد [۱۱].



شکل ۱-۵. کرما نوترون برای عناصر اکسیژن، هیدروژن، کربن و نیتروژن بافت نرم [۳۳].

فصل دوم: برآکی تراپی

۲-۱ مقدمه

امروزه استفاده از چشمه‌های رادیواکتیو در پرتودرمانی برای نابودی سلول‌های سرطانی گسترش پیدا کرده است. هدف اصلی در پرتودرمانی رساندن بیشینه‌ی دز به تومور و کمترین آسیب به بافت‌های سالم اطراف آن می‌باشد. یکی از روش‌های مورد استفاده در پرتودرمانی داخلی روش براکی‌تراپی است. در این فصل ضمن پرداختن به روش‌های مختلف براکی‌تراپی، انواع تکنیک‌های کاشت، شکل هندسی این چشمه‌ها، پارامترهای دزیمتری چشمه‌های براکی‌تراپی نیز معرفی شده است.

۲-۲ براکی‌تراپی^۱

براکي‌تراپی در واقع پرتودرمانی داخلی با استفاده از چشمه مهروموم شده است که یک کلمه یونانی بوده که در آن براکی^۲ به معنای فاصله کوتاه و تراپی^۳ به معنای درمان می‌باشد [۳۴]. براکی‌تراپی نوع خاصی از پرتودرمانی است که در آن چشمه رادیواکتیو با دقت درون یا اطراف ناحیه تحت درمان قرار می‌گیرد. استفاده از چشمه‌های رادیواکتیو برای درمان تومورهای سرطانی مدت کوتاهی بعد از کشف ^{226}Ra توسط مادام کوری در سال ۱۸۹۸ آغاز شد. براکی‌تراپی با استفاده از چشمه‌های مهروموم شده به سرعت گسترش پیدا کرد اما کمیات و فرم‌های رادیواکتیویته قابل استفاده جهت براکی‌تراپی تا سال ۱۹۴۰ در دسترس نبود. در سال ۱۹۵۰، ^{226}Ra با تیوپی با کپسول پلاتینیوم چشمه مورد استفاده در براکی‌تراپی شد و تا سال ۱۹۶۰ مورد استفاده قرار گرفت. نقش براکی‌تراپی در آن زمان با گسترش پرتودرمانی و نیاز به موقعیت تجربی چشمه‌های براکی‌تراپی با دقت کافی جهت پرتودهی تابش بالا به اشخاص مشخص شد [۳۵] تیوپ پلاتینیوم با رادیونوکلئید مهروموم شده ^{226}Ra اولین چشمه براکی‌تراپی در درمان است. از جمله مضرات این چشمه تولید گسیل آلفا در فرآیند تولید هسته دختر ^{222}Rn می‌باشد. هسته دختر

^۱Brachytherapy

^۲Brachy

^۳Therapy

تولید شده ^{222}Rn دارای نیمه عمر ۳۸,۳ روز است. از اوایل سال ۱۹۵۰ چشمه‌های ^{222}Rn و ^{226}Ra ایزوتوپ‌های مورد استفاده در براکی‌تراپی قرار گرفته‌اند. در سال‌های بعد، رادیونوکلئیدهای جدید جایگزین رادیوم و رادون شدند [۳۶].

۲-۲-۱ روش‌های براکی‌تراپی

با توجه به اندازه و محل قرارگیری تومور، چشمه‌های پرتوزا را می‌توان با روش‌های متفاوتی در براکی-تراپی جهت درمان مورد استفاده قرار داد که به صورت زیر می‌باشند:

۲-۲-۱-۱ براکی‌تراپی داخل بافتی^۴

چشمه‌های پرتوزا در درمان داخل بافتی به شکل سوزن، سیم یا دانه ساخته می‌شوند. این روش درمانی هنگامی استفاده می‌شود که، محل تومور به خوبی مشخص شده باشد و بتوان کاشت را به صورت مستقیم و مطابق قوانین پذیرفته شده انجام داد. براکی‌تراپی داخل بافتی برای درمان تومورهای سر و گردن، پروستات، تومورهای نواحی لگن و...مورد استفاد قرار می‌گیرد [۳۷].

۲-۲-۱-۲ براکی‌تراپی با قالب‌های سطحی^۵

در این روش چشمه‌های رادیواکتیو داخل پلاک‌ها یا قالب‌های سطحی مخصوصی قرار می‌گیرند. این پلاک‌ها به جای اینکه در داخل بافت جای شوند بر روی سطح بافت مورد نظر قرار می‌گیرند. برای نمونه، قالب‌های سطحی برای درمان نواحی سطحی کوچک مانند گوش یا لب استفاده می‌شوند [۳۸].

^۴ Interstitial

^۵ Surface

برای یک چشمه براکی تراپی با استفاده از: آهنگ شدت واپاشی، مقدار اکتیویته ویژه، انرژی‌ها و نوع ذرات تابشی که از چشمه گسیل می‌شوند (طیف انرژی) می‌توان چشمه‌های براکی تراپی را مشخصه‌یابی کرد. مشخصه‌یابی چشمه‌های براکی تراپی در کاربرد کلینیکی این چشمه‌ها مفید می‌باشند [۳۹].

۲-۲-۲-۱ براکی تراپی با آهنگ دز پائین

در براکی تراپی ^۸LDR، دانه‌های رادیواکتیو به اندازه دانه برنج درون بافت مورد نظر (مثل پروستات) قرار داده می‌شوند و برای مدتی باقی می‌مانند. معمولاً، ۴۰-۱۰۰ دانه از طریق یک سوزن از روی پوست وارد بافت مورد نظر شده و در آن جای می‌گیرند [۳۵]. برای راحتی بیمار طی عمل از بیهوشی عمومی یا بی‌حسی نخاعی استفاده می‌شود. این عمل ممکن است نیاز به یک شب بستری داشته باشد. این دانه‌ها طی هفته‌ها یا ماه‌ها دز تابشی پائینی از خود به پروستات می‌تابانند. طی گزارشات اعلام شده براکی تراپی LDR منتج به زندگی طولانی بعد از عمل بین ۸۵ الی ۹۴٪ می‌شود [۴۰].

۲-۲-۲-۲ براکی تراپی با آهنگ دز بالا

براکی تراپی ^۹HDR شامل ارسال دز با آهنگ بالا به بافت مورد نظر (مثل پروستات) در یک دوره زمانی کوتاه است. به طور معمول این روش، شامل وارد کردن ۱۲ تا ۲۰ سوزن توخالی متصل به سوند بوده که از پوست و بافت مورد نظر عبور می‌کنند. در محل درمان بی‌حسی نخاعی اعمال می‌شود و عمل نیازمند یک شب بستری است. زمانی که سوندها در محل قرار گرفتند سیتی اسکن و یا ام آر آی انجام می‌گردد تا محل دقیق سوندها، پروستات و بافت‌های اطراف تأیید شود. برنامه درمان تهیه شده و یک چشمه رادیواکتیو در سوندها تعبیه می‌گردد تا پرتوها را به طور مثال به پروستات برساند. چشمه رادیواکتیو برای ۵ تا ۱۵ دقیقه در محل باقی می‌ماند و سپس برداشته می‌شود. اغلب درمان طی چندین

^۸ Low Dose Rate

^۹ High Dose Rate

روز انجام شده و سوندها بعد از آخرین درمان برداشته می‌شوند [۴۱]. مطالعات حاصل از براکی‌تراپی HDR کنترل بیماری با درصد بالایی (بین ۸۹ تا ۹۸٪ در ۳ الی ۶ سال بعد از درمان) را نشان می‌دهند. از این روش در درمان تومورهای چشمی، پروستات، سینه و ... مورد استفاده قرار می‌گیرد [۴۰].

۳-۲-۲ تکنیک‌های کاشت

انواع کاشت چشمه‌های براکی‌تراپی شامل کاشت موقت و کاشت دائم می‌باشد. در کاشت موقت چشمه‌های رادیواکتیو به طور موقت در داخل یا نزدیک تومور کاشته شده و پس از انتقال دز مورد نظر برداشته می‌شوند. کنترل بهتر بر توزیع دز یا دز کل از مزایای این روش است. در تکنیک کاشت دائم چشمه‌ها به صورت دائم در بافت مورد نظر کاشته می‌شوند و بیمار همراه با مواد رادیواکتیو که در داخل بدن او کاشته شده از بیمارستان مرخص می‌گردد. بنابراین کاشت دائم یک روش تک مرحله‌ایست و برای برخی تومورها مانند آن‌هایی که در شکم یا حفره‌های قفسه سینه قرار دارند ترجیح داده می‌شود. از چشمه‌های مورد استفاده در این روش می‌توان ^{125}I و ^{103}Pd را نام برد [۴۲].

۴-۲-۲ ساختار فیزیکی چشمه‌های براکی‌تراپی

شکل فیزیکی چشمه براکی‌تراپی مورد استفاده به نوع درمان مربوطه بستگی دارد. چشمه‌های رادیواکتیو توسط پارمترهای زیر مشخص می‌شوند:

(۱) طول فعال چشمه: فاصله بین ابتدا و انتهای ماده اکتیو چشمه می‌باشد.

(۲) طول فیزیکی: فاصله بین ابتدا و انتهای طول واقعی چشمه می‌باشد.

(۳) اکتیویته چشمه بر حسب mCi تعریف می‌گردد.

(۴) ضخامت و جنس مواد تشکیل دهنده حفاظ دور چشمه.

با در نظر گرفتن پارامترهای بالا چشمه‌های براکی‌تراپی به شکل‌های تیوپ، دانه، سوزن، سیم، اپلیکاتورهای چشمی و چشمه‌های مایع ساخته می‌شوند [۳۶].

۵-۲-۲ دزیمتری اطراف چشمه‌های براکی‌تراپی

دزیمتری قابل استفاده در براکی‌تراپی به معنای محاسبه مقدار آهنگ دز در نقطه مورد نظر در محیط اطراف چشمه می‌باشد [۴۳]. برای یک فیزیکدان دانستن اساس تئوری محاسبه دز، دستورالعمل یا استفاده از الگوریتم کامپیوتری در اطراف چشمه در ارگان‌های سالم و آسیب دیده دارای اهمیت است. در براکی‌تراپی مدرن همه چشمه‌های موجود هندسه استوانه‌ای دارند و هسته‌ها داخل کپسول قرار می‌گیرند به طوری که توزیع دز بر روی محور طولی دارای تقارن استوانه‌ای است. اساس دزیمتری اعتبار سنجی نتایج اندازه‌گیری‌های تجربی و تئوری با یکدیگر می‌باشد. به دلیل 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 محاسبه دز در هر نقطه و هر زاویه‌ای توسط روش‌های تئوری موجود است [۳۵]. جهت بهبود بخشیدن درستی محاسبه استفاده از روش مونت کارلو مفید است این روش یک ابزار محاسباتی برای آسان کردن آگاهی ما از توزیع‌های دز برای تعیین رفتار میانگین سیستم می‌باشد و در فیزیک پزشکی و پزشکی هسته‌ای به خصوص در براکی‌تراپی جهت بهبود فهم ما در همه فرآیندهای وابسته به گسیل و انتقال با استفاده از اعداد کاتوره‌ای می‌تواند مفید واقع شود. در این راستا محاسبه توزیع‌های دز در فاصله‌های کوچک و همچنین اعتبار سنجی نتایج می‌تواند توسط کدهای قدرتمندی از قبیل $MCNP^{10}$ انجام گیرد [۳۴].

¹⁰ Monte Carlo N-Particle Transport

۲-۵-۱ دستورالعمل محاسبه دز چشمه‌های براکی تراپی

پروتکل‌هایی توسط انجمن فیزیک پزشکی آمریکا منتشر شده است که طبق آن‌ها محاسبات پارامترهای دزیمتری چشمه‌های براکی تراپی قبل از کاربرد کلینیکی می‌بایست در محیط آب اطراف چشمه انجام گردد. با در نظر گرفتن نوع چشمه‌های گسیلنده، پروتکل ارائه شده برای گسیلنده‌های گاما و نوترون، TG-43U1^{۱۱} [۴۴] و برای گسیلنده‌های بتا، TG-60 [۴۵] می‌باشد.

۲-۵-۱-۱ پروتکل TG-43U1

در سال ۱۹۹۵ انجمن فیزیک پزشکی آمریکا گروهی را تشکیل داد که این گروه تحت عنوان TG-43 پروتکلی جهت محاسبه توزیع دز در اطراف چشمه‌های براکی تراپی ارائه داده و در سال ۲۰۰۴ تحت عنوان TG-43U1 آن را به روز رسانی کرده است [۴۴ و ۴۶]. همچنین در سال ۲۰۰۷ ضمیمه این پروتکل منتشر شد که در آن علاوه بر معرفی چندین چشمه جدید گسیلنده فوتون کم انرژی، اطلاعات اضافی در مورد برخی از سوالات به وجود آمده پس از انتشار گزارش TG-43U1 و روش‌های جدید برای فرمول بندی محاسبه دز معرفی شد [۴۷]. در این پروتکل پارامترهای دزیمتری شامل: تابع ناهمسانگردی $F(r, \theta)$ ، ثابت آهنگ دز Λ ، تابع هندسی $G(r, \theta)$ ، تابع دز شعاعی $g(r)$ و شدت کرما هوا S_k معرفی شده است [۴۴].

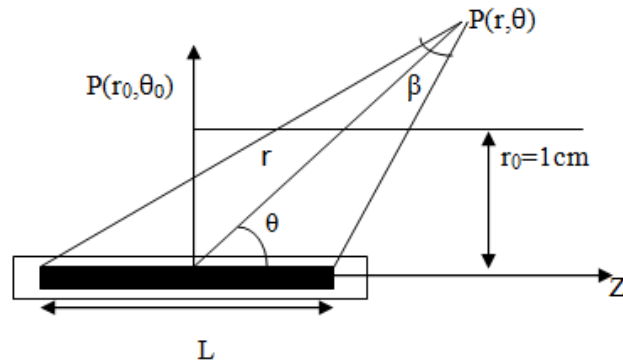
محاسبه آهنگ دز در پروتکل TG-43U1 به صورت زیر است.

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \Lambda \left[\frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \right] g(r) F(r, \theta) \quad (۱-۲)$$

مطابق آنچه که در شکل ۱-۲ مشاهده می‌شود r ، فاصله نقطه دلخواه تا مرکز تقارن چشمه برحسب cm، β زاویه بین ابتدا و انتهای چشمه برحسب رادیان، L طول موثر چشمه برحسب cm و همچنین زاویه θ ، زاویه نسبت به محور طولی چشمه برحسب رادیان می‌باشد. $P(r_0, \theta_0)$ نقطه‌ی مرجع محاسبات

^{۱۱}Task Group

یعنی در زاویه 90° و فاصله ۱ cm بر روی محور عرضی چشمه است [۴۴].



شکل ۱-۲. مختصات چشمه براکی تراپی برای محاسبه پارامترهای دزیمتری مطابق با پروتکل TG-43U1 [۴۴].

۲-۲-۵-۱-۱-۱ شدت کرما هوا^{۱۲}

شدت کرما هوا معیاری از شدت (قدرت) چشمه براکی تراپی است که برحسب آهنگ کرما هوا در نقطه‌ای در راستای محور عمود بر چشمه در فضای آزاد مشخص می‌شود. این کمیت به صورت حاصل ضرب آهنگ کرما هوا در مربع فاصله d از چشمه در فضای آزاد با استفاده از رابطه ۲-۲ بدست می‌آید [۴۸].

$$S_k = K_\delta(d)d^2 \quad (2-2)$$

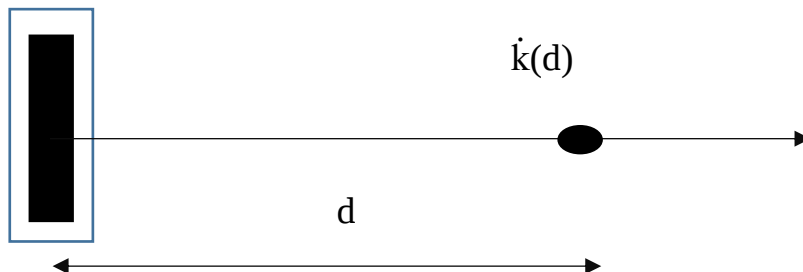
در کاربردهای عملی اندازه‌گیری جهت استاندارد سازی شدت کرما هوا همراه با تصحیحات برای تضعیف یا میرایی هوا انجام می‌شود. از آنجا که اندازه‌گیری‌ها برای کالیبراسیون قدرت چشمه ممکن است در هر فاصله بزرگ d انجام شود شدت کرما هوا با فاصله مرجع کالیبراسیون d_0 ، که به طور معمول ۱ m است بدست می‌آید [۴۹]. اگر کرما، زمان و فاصله به ترتیب دارای واحدهای تعیین شده‌ای از μGy ، h و m باشند آنگاه واحد شدت کرما هوا برابر است با: $\mu\text{Gy m}^2 \text{h}^{-1}$ که اصطلاحاً به آن U می‌گویند [۴۴].

$$U = 1 \text{ واحد از شدت کرما هوا} \quad (2-3)$$

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

^{۱۲} Air Kerma Strength

در شکل ۲-۲، هندسه محل اندازه‌گیری شدت کرما هوا نشان داده شده است.



شکل ۲-۲. نقطه کالیبراسیون برای اندازه‌گیری شدت کرما هوا [۴۴].

۲-۲-۵-۱-۱-۲ ثابت آهنگ دز^{۱۳}

ثابت آهنگ دز Λ ، به صورت نسبت آهنگ دز در محیط آب در فاصله ۱ cm بر روی محور عمود بر چشمه به شدت کرما هوا تعریف می‌گردد و به رادیونوکلوئید و طراحی چشمه بستگی دارد. از لحاظ ریاضی Λ برابر است با:

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_k} \quad (۴-۲)$$

این ثابت شامل اثرات هندسه چشمه، توزیع فضایی ماده رادیواکتیو درون چشمه، خود جذبی درون چشمه و پراکندگی در محیط آب اطراف چشمه می‌باشد. مقدار عددی آن به اندازه‌گیری‌های استاندارد-سازی شدت کرما هوا در کالیبره کردن چشمه بستگی دارد [۵۰].

۲-۲-۵-۱-۱-۳ تابع هندسی $G(r, \theta)$

تابع هندسی اثر توزیع ماده رادیواکتیو درون کپسول بر توزیع دز که تابعی از r و θ می‌باشد از لحاظ فیزیکی و مخصوصاً یک قانون عکس مجذوری مؤثر را فراهم می‌کند به طوری که از پراکندگی و میرایی

^{۱۳} Dose Rate Constant

فوتون‌های گسیل کننده اطراف چشمه صرف نظر می‌شود. این تابع در پروتکل TG-43U1 طبق رابطه ۵-۲ برای انواع چشمه‌های نقطه‌ای و خطی مستقیماً بیان شده است [۴۴].

$$G(r, \theta) = \begin{cases} 1/r^2 & \text{چشمه نقطه‌ای} \\ \beta/Lr \sin \theta & \text{چشمه خطی} \end{cases} \quad (5-2)$$

۲-۲-۵-۱-۱-۴ تابع دز شعاعی $g(r)$

تابع دز شعاعی بیانی جهت اثرات جذب و پراکندگی در محیط، بر روی محور عرضی چشمه می‌باشد و به صورت زیر تعریف می‌گردد.

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0) G(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0) G(r, \theta_0)} \quad (6-2)$$

تابع دز شعاعی فقط در طول محور عرضی، به این معنی که فقط برای نقطه‌هایی با یک زاویه θ_0 که برابر با $\pi/2$ می‌باشند به کار گرفته می‌شود. توسط این تابع آهنگ دز بر روی محور عرضی (به دلیل جذب و پراکندگی در محیط و جذب فوتون‌های چشمه توسط کپسول و مواد چشمه) بدست می‌آید [۵۲].

۲-۲-۵-۱-۱-۵ تابع ناهمسانگردی $F(r, \theta)$

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

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta) G(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0) G(r, \theta)} \quad (7-2)$$

این تابع دو بعدی، تغییر زاویه آهنگ دز اطراف چشمه در هر فاصله به دلیل خود جذبی توسط مواد

چشمه، جذب و پراکندگی در کپسول و محیط اطراف چشمه را نشان می‌دهد [۵۲].

فصل سوم: چشمه براکی تراپی ^{252}Cf

۳-۱ مقدمه

درمان تومورهای بدخیم و پیشرفته با استفاده از چشمه‌های نوترونی به دلیل انتقال انرژی خطی بالا محصولات تولیدی در طی اندرکنش این پرتوها با عناصر بافت همواره مورد توجه در پرتودرمانی می‌باشد. از چشمه شکافت خود به خودی ^{252}Cf به عنوان یک چشمه گسیلنده نوترون در براکی‌تراپی استفاده می‌شود. در این فصل ضمن مطالعه این چشمه و پرتوهای خروجی از آن، نحوه‌ی انتقال انرژی نوترون‌ها به عناصر بافت مورد بررسی قرار گرفته و در نهایت چشمه براکی‌تراپی ^{252}Cf به کار رفته در این پژوهش معرفی شده است.

۳-۲ چشمه ^{252}Cf

حدود ۱۰۰ رادیونوکلوئید با واپاشی خود به خودی گسیل نوترون شناخته شده هستند. تقریباً همه آن‌ها مناسب برای تولید چشمه نوترون نمی‌باشند. تعدادی از آن‌ها به دلیل نیمه عمر خیلی بلند یا خیلی کوتاه در کاربردهای عملی قابل استفاده نیستند و بعضی دیگر خیلی کمیاب یا تولید شان سخت است. از اوایل دهه‌ی ۱۹۷۰ چشمه‌های کالیفرنیم به صورت تجاری در دسترس قرار گرفتند. به دلایل زیر علی‌رغم قیمت بالای آن‌ها جایگزین چشمه‌های نوترون دیگر از قبیل: $^{124}\text{Sb-Be}$ ، $^{242}\text{Cm-Be}$ ، $\text{Am-}^{241}\text{Be}$ شدند.

(۱) اکتیویته ویژه بالا، اجازه تولید چشمه‌های نوترون در اندازه‌های کوچک را فراهم می‌سازد.

(۲) طیف نوترون با افت و خیز کم (در مقایسه با دیگر چشمه‌های گسیلنده نوترون) و اکتیویته گاما پائین آن مناسب است.

ایزوتوپ ^{252}Cf اولین بار در سال ۱۹۵۲ از بقایای اورانیوم که تحت تابش شدید نوترون قرار گرفته بود

کشف شد. اولین دسته از چشمه‌های ^{252}Cf توسط انیستیتو تحقیقاتی راکتورهای اتمی^۱ (RIAR) در سال ۱۹۷۲ تولید شدند [۵۲].

۳-۲-۱ تاریخچه استفاده از چشمه ^{252}Cf

استفاده کلینیکی چشمه ^{252}Cf برای اولین بار در سال ۱۹۶۵ توسط استودارد و اسچلی^۲ پیشنهاد شد. در اوایل دهه ۱۹۷۰، دزیمتری براکی‌تراپی برای یک نمونه از چشمه‌های ^{252}Cf که در آن زمان موجود بود به شدت دنبال شد تا اینکه در سال ۱۹۷۲ این محاسبات توسط کریشناسوامی^۳ با استفاده از روش‌های مونت کارلو صورت گرفت [۵۳ و ۵۴] همچنین تا سال ۱۹۷۲ ضرایب کرما نوترون در دسترس نبود و محاسبات مربوط به این پارامتر توسط کولوت^۴ و همکارانش بدست آمد [۵۵]. در تحقیق تجربی که در سال ۱۹۹۴ توسط ویرزبیسکی^۵ صورت گرفت، به محاسبه شار نوترون‌های حرارتی در درمان به روش گیراندازی نوترونی با حضور ^{10}B و ^{157}Gd پرداخته شد. نتایج نشان دادند که حضور این ذرات بر روی شار نوترون‌های حرارتی که از کند شدن نوترون‌های سریع حاصل می‌شوند تأثیر گذار است [۵۶]. اولین چشمه ^{252}Cf برای کاربرد پزشکی در سال ۱۹۹۷ با الگو برداری از سوزن رادیوم توسط مارویوما^۶ و همکارانش مدل سازی شد. درمان هزاران بیمار در مراکز مختلف جهان طی چهل سال که با چشمه ^{252}Cf برای تومورهای از سر تا پا صورت گرفته بود توسط مارویوما و همکاران در سال ۱۹۹۷ گزارش شد. طبق این تحقیقات ترکیب تابش نوترون و فوتون به خصوص برای تومورهای بزرگ و همچنین برای تومورهایی که به طور معمول در برابر تابش مقاوت نشان می‌دادند مثل تومورهای ملانوما و تومورهای پیشرفته دهانه رحم موثر واقع شد. البته، اثر افزایشی استفاده از گسیلنده نوترون به اثرات بیولوژیکی

^۱Research Institute of Atomic Reactors

^۲Stoddard and Schlea

^۳Krishnaswamy

^۴Colvett

^۵Wierzbicki

^۶Maruyama

نوترون از قبیل بیشتر بودن RBE این پرتوها نسبت به گاماها و عدم وابستگی به کمبود اکسیژن در تومور مربوط است در صورتی که اثرات درمانی با پرتوهای گاما به مقدار اکسیژن درون بافت سلول و چرخه سلولی تومور بستگی دارد. در مشاهدات بالینی مربوط به اثرات نوترون بر سرطان دهانه گردنه رحم^۷ در مقایسه با فوتون نشان داد که، در مرحله پیشرفته که حجم تومور بزرگ می‌باشد (تومورهای نوع ۳ و ۴) کاشت چشمه ^{252}Cf زندگی بعد ۵ سال را تا ۵۰٪ بهبود می‌بخشد در صورتی که با پرتو درمانی متداول میزان بهبود زندگی تنها ۱۲٪ می‌باشد [۵۳]. به طور مشابه تاکو^۸ و همکارانش در سال ۲۰۰۳ با اشاره به افزایش ۱۸,۹٪ بقای ۵ ساله درمان تومورهای پیشرفته دهانه گردنه رحم با استفاده از نوترون در مقایسه با فوتون، با کاهش عود قابل توجه تومور روبه رو شدند [۵۷]. در تحقیقی که در سال ۲۰۰۴ توسط ریوارد^۹ و همکارانش صورت گرفت درمان با استفاده از ^{10}B جهت افزایش دز به روش گیراندازی نوترونی در براکی‌تراپی با ^{252}Cf بررسی شد. محاسبات مونت کارلو جهت افزایش دز برای غلظت‌هایی از ^{10}B روی گستره‌ای از فواصل بالینی در براکی‌تراپی با چشمه ^{252}Cf بر روی فانتوم مغز اجرا شد [۵۸]. در سال ۲۰۰۷، پارادس^{۱۰} و همکارانش محاسبات دز جذبی نوترون با استفاده از سه مدل چشمه متفاوت ^{252}Cf که شامل: چشمه AT^{11} مورد استفاده در براکی‌تراپی LDR و $\mu\text{Selectron}$ ، VariSource در براکی‌تراپی HDR را در آب، فانتوم معادل بافت پلاستیک A-۱۵۰، بافت‌های ماهیچه، مغز، ریه، دستگاه گوارش، و تعدادی از تومورهای سرطانی بدخیم مورد ارزیابی قرار دادند [۵۹]. در مطالعه‌ای که در سال ۲۰۰۹ توسط قسون^{۱۲} و همکارانش صورت گرفت علاوه بر ارائه دزیمتری کاملی برای چشمه ^{252}Cf در فانتوم آب، میزان تأثیر ^{10}B بر توزیع آهنگ دز نوترون با استفاده از روش‌های مونت کارلو بدست آمد همچنین پرتوهای گاما ثانویه و اولیه چشمه نیز با دقت آماری بالا در آب مورد

^۷Cervical Cancer

^۸Tacev

^۹Rivard

^{۱۰}Paredes

^{۱۱}Applicator Tube

^{۱۲}Ghassoun

بررسی قرار گرفتند. نتایج نشان دادند که مقدار افزایش دز با این طراحی درمان فقط به حضور ^{10}B در تومور بستگی ندارد بلکه به فاصله از چشمه نیز بستگی دارد [۶۰]. محاسبات دز جذبی پرتوهای گاما و نوترون با یک مدل چشمه براکی تراپی ^{252}Cf مورد استفاده در HDR در فانتوم آب توسط آل سیحتی و نکوی^{۱۳} در سال ۲۰۱۲ انجام شد. در این مطالعه دز پرتوهای نوترون و گاما اولیه و ثانویه با استفاده از کد MCNP بدست آمد [۶۱]. در سال ۲۰۱۳ اثر ناهمگنی بافت بر توزیع دز چشمه براکی تراپی ^{252}Cf توسط قسون مورد ارزیابی قرار گرفت که در آن، توزیع دز نوترون و گاما کل در یک فانتوم کروی که یک بار شامل محیط همگن آب و بار دیگر در محیط ناهمگن آب همراه با استخوان در فاصله شعاعی از چشمه می باشد بدست آمد. نتایج، تغییرات دز جذبی در محیط های همگن و ناهمگن به دلیل تفاوت در ترکیبات عناصر تشکیل دهنده را گزارش دادند [۶۲]. در سال ۲۰۱۴، گلمکانی و همکارانش تأثیر ^{10}B ، ^{157}Gd و حضور نانوذرات ^{10}B و ^{157}Gd را به دلیل نفوذ به داخل تومور و افزایش تأثیر مواد بر توزیع دز چشمه براکی تراپی ^{252}Cf را مورد مطالعه قرار دادند. نتایج نشان دادند که، دز جذبی توسط ^{10}B و نانوذرات ^{10}B بیشترین تأثیر در افزایش دز جذبی در درمان به روش گیراندازی نوترون دارد [۶۳]. در تحقیقی که در سال ۲۰۱۵ توسط خسروآبادی و همکاران صورت گرفت اثر ترکیبات بافت های مختلف (ماهیچه، استخوان، مغز، بافت ریه، بافت نرم) بر توزیع دز نوترون چشمه براکی تراپی ^{252}Cf بدست آمد. نتایج نشان دادند که، ترکیبات بافت های مختلف بر توزیع دز نوترون چشمه مورد مطالعه تأثیر می گذارد [۶۴]. در یک مطالعه بالینی درچین منتشر شده در سال ۲۰۱۶، ۳۱ بیمار مبتلا به سرطان آندومتر^{۱۴} مراحل پیشرفت مختلف (از نوع ۱ تا ۳) با استفاده از چشمه براکی تراپی ^{252}Cf و پرتودرمانی خارجی مورد ارزیابی قرار گرفتند. بیماران مبتلا به سرطان آندومتر نوع ۱ تنها با استفاده از چشمه براکی تراپی ^{252}Cf و بیماران نوع ۲ و ۳ علاوه بر چشمه براکی تراپی ^{252}Cf تحت پرتودرمانی خارجی نیز قرار گرفتند. آهنگ کنترل موضعی پنج ساله برای ۲۵ از ۳۱ نفر (۸۰٫۶٪) بوده است. که از این میان ۱۷ از ۳۱ نفر

^{۱۳}Al-Saihati and naqvi

^{۱۴}Endometrial

بقای عاری از بیماری (۵۴,۸٪)، ۱۶ از ۳۱ نفر بقا همراه با بیماری (۵۱,۶٪) و در نهایت ۴ از ۳۱ نفر نفر (۱۲,۹٪) دارای عوارض جدی بودند [۶۵]. در مطالعه‌ای در سال ۲۰۱۹، تجزیه و تحلیل اختلاف دوز در استفاده از آب به عنوان ماده معادل بافت با استفاده از چشمه براکی‌تراپی ^{252}Cf صورت گرفت که در آن میزان اختلاف نسبی استفاده از آب به جای بافت ۵٪ گزارش شده است [۶۶]. اثرات ترکیب، محل قرارگیری و اندازه ناهمگنی بافت بر روی دزیمتری چشمه براکی‌تراپی ^{252}Cf در مطالعه‌ای در سال ۲۰۲۱ صورت گرفت. نتایج بدست آمده نشان داد که، در حضور ناهمگنی آهنگ دز، شار و طیف انرژی متفاوت از حالت همگن بافت می‌باشد [۶۷].

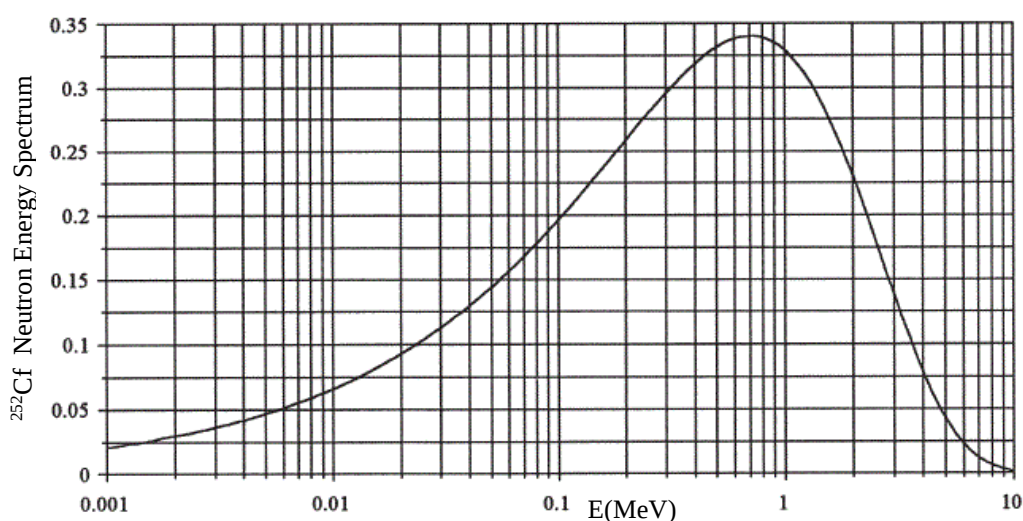
۳-۲-۲ مشخصات چشمه ^{252}Cf

رادیونوکلئید ^{252}Cf دارای نیمه عمر ۲,۶۴۶ سال است. ۹۶,۹٪ مد واپاشی آن ذرات آلفاست اما به دلیل کپسول اطراف چشمه ذرات آلفا نمی‌توانند از آن فرار کنند و در چشمه محبوس می‌شوند. مقدار کوچک اما با اهمیت، ۳,۱٪ واپاشی آن منجر به شکافت خود به خود می‌شود [۶۸]. در هر شکافت نیز به طور میانگین ۳,۷۶۸ نوترون منشر می‌شود. هر $1\mu\text{g}$ از ^{252}Cf ، تعداد $2,31 \times 10^6$ نوترون در هر ثانیه گسیل می‌کند. انرژی نوترون‌های حاصل از شکافت با بیشترین احتمال، ۰,۷ MeV و میانگین انرژی آن‌ها ۲,۱ MeV است. این نوترون‌ها دارای طیف انرژی هستند که ممکن است به صورت یک تابع ماکسول یا تابع وات تبعیت کنند. طیف گسیل خود به خودی نوترون‌های حاصل از این چشمه در شکل ۱-۳ مشاهده می‌گردد [۶۹].

$$N(E) = C e^{-aE} \sinh(bE)^{0,5} \quad \text{تابع وات:} \quad (1-3)$$

$$N(E) = C e^{-E/1,42E^{0,5}} \quad \text{تابع ماکسول:} \quad (2-3)$$

در رابطه ۱-۳، a و b ضرایب ثابت می‌باشند.



شکل ۳-۱. طیف گسیل خود به خودی نوترون‌های حاصل از چشمه کالیفرنیم [۶۸].

انرژی متوسط پرتوهای گاما اولیه که هنگام شکافت خود به خودی چشمه همراه با نوترون‌ها گسیل می‌شوند ۱ MeV می‌باشد. هر $1 \mu\text{g}$ از ^{252}Cf ، تعداد 1.3×10^7 پرتوهای گاما در هر ثانیه گسیل می‌کند. همچنین این چشمه گسیل کننده ذرات بتا است و از هر $1 \mu\text{g}$ از ^{252}Cf ، تعداد 3.8×10^6 ذرات بتا در هر ثانیه ساطع می‌شود [۷۰].

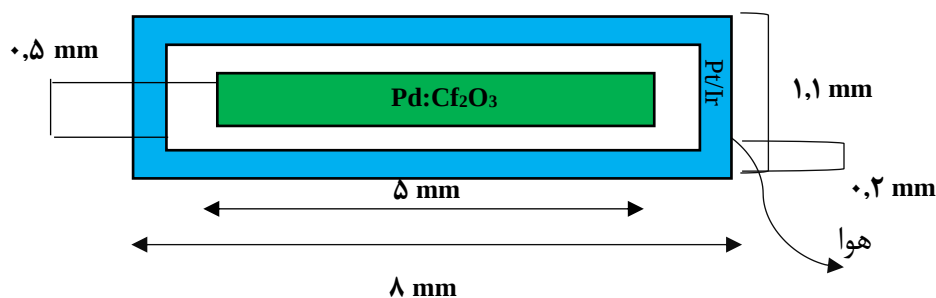
۳-۲-۳ چشمه ^{252}Cf مدل Isotron

چشمه براکی‌ترایی ^{252}Cf مدل Isotron، توسط آزمایشگاه ملی اوک ریج^{۱۵} در آمریکا در سال ۲۰۰۲ ساخته شد. یک چشمه کوچک، با شدت بیشتر نسبت به مدل‌های قبل‌تر از خود که امکان استفاده از آن برای درمان تومور در هر جایی از بدن را فراهم می‌کند. مزیت کوچک‌تر بودن چشمه Isotron امکان کنترل آن را در سیستم‌های پس از بارگذاری همانند چشمه گسیلنده گاما ^{192}Ir میسر می‌سازد. همچنین دیگر مزیت مهم استفاده از این چشمه در سیستم‌های پس از بارگذاری امکان کنترل از راه دور بیمار است که موجب حفاظت در برابر پرتوها برای پرسنل و پزشکان می‌شود. این مدل چشمه برخلاف مدل

^{۱۵}Oak Ridge

AT که تنها در براکی تراپی درون حفره‌ای استفاده می‌شود در هر دو روش براکی تراپی درون حفره‌ای و درون بافتی مورد استفاده قرار می‌گیرد. در اکتبر ۲۰۰۷ مطالعه‌ای در ارتباط با محاسبه پروفایل دز نوترون و گاما چشمه Isotron در محیط آب اطراف چشمه با روش‌های تجربی و محاسباتی در موسسه فناوری جورجیا صورت گرفته است [۶۹].

هر چشمه Isotron حاوی $90 \mu\text{g}$ از ^{252}Cf به شکل سیم سرمته $^{16}\text{Pd:Cf}_2\text{O}_3$ می‌باشد. (cermet ترکیبی از ceramic+metal و منظور از ceramic همان Cf_2O_3 و metal نیز Pd است). مقدار ^{252}Cf در مقایسه با چشمه AT سه برابر بیشتر بوده که این مقدار از ^{252}Cf در این چشمه لزوماً منجر به دز بالاتر و در نتیجه مدت زمان درمان کوتاه‌تر می‌شود [۷۰]. مشخصات این چشمه با توجه به شکل ۲-۳ به صورت زیر است:



شکل ۲-۳. طراحی از هندسه چشمه ^{252}Cf مدل Isotron [۶۹].

قطر بیرونی چشمه ۱,۱ mm، طول کلی آن تقریباً ۸ mm و طول فعال آن ۵ mm می‌باشد. حفاظ اطراف چشمه کپسولی به ضخامت ۰,۲ mm است. جنس کپسول با توجه به گواهی صادر شده از آمریکا ۹۶-USA/0018/S، از آلیاژ Pt/Ir با ۹۰٪ پلاتین و ۱۰٪ ایریدیم است. فضای اطراف چشمه و کپسول به ضخامت ۰,۵ mm شامل هوا بوده (ذرات آلفا در آن متوقف می‌شوند) و در نتیجه چشمه دارای ضخامت ۰,۷ mm می‌باشد که با توجه به مسیر آزاد میانگین نوترون‌ها که بزرگتر از چند میلی‌متر است این ضخامت تأثیری بر آهنگ دز نوترون‌ها نمی‌گذارد [۷۱].

^{۱۶} Cermet Wire

۳-۲-۴ پارامترهای دزیمتری چشمه ^{252}Cf

تعیین پارامترهای دزیمتری چشمه ^{252}Cf مدل AT مورد استفاده در براکی‌تراپی LDR در سال ۱۹۹۲ توسط یانچ و زامنهوف^{۱۷} منتشر شد. یانچ و زامنهوف محاسباتشان با استفاده از روش مونت کارلو در محیط آب اطراف چشمه بود که در آن آهنگ دز کلی که شامل: دز نوترون، دز گاما اولیه و دز گاما ثانویه می‌باشد را بدست آوردند [۷۲]. ریوارد در سال ۲۰۰۰ محاسبات پارامترهای دزیمتری نوترون براکی‌تراپی را براساس طول‌های فعال مختلف چشمه و فرمول بندی TG-43 انجام داد [۷۳]. نیاز به تحقیقات در زمینه چشمه‌های براکی‌تراپی درون بافتی، در سال ۲۰۰۷ AAPM^{۱۸} و انجمن اروپایی درمان رادیولوژی و انکولوژی گروه TG-167 را تشکیل داد. در این گزارش یک بخش خاص به چشمه براکی‌تراپی ^{252}Cf اختصاص یافته است که در آن قوانین کاربردی FDA^{۱۹}، استانداردهای کالیبره کردن اولیه، امکانات طراحی درمان و سطح تجربه کلینیکی در مقایسه با روش‌های دیگر براکی‌تراپی آمده است. این گزارش در اواخر سال ۲۰۱۲ منتشر شده است [۳۵]. محاسبات پارامترهای دزیمتری چشمه-های مورد استفاده در نوترون براکی‌تراپی مطابق با پروتکل TG-43U1 در محیط آب اطراف چشمه انجام می‌گردد [۴۴].

^{۱۷}Yanch and Zamenhof

^{۱۸}American Association of Physicists in Medicine

^{۱۹} Food and Drug Administration

فصل چهارم: تعیین پارامترهای توزیع در چشمه

گاما ^{103}Pd در بافت‌های مختلف

۴-۱ مقدمه

از چشمه ^{252}Cf به عنوان یک چشمه گسیلنده نوترون در براکی تراپی استفاده می‌شود. این چشمه علاوه بر نوترون، پرتو گاما، ذرات آلفا و بتا نیز از خود ساطع می‌کند. متوسط میزان انرژی گاما اولیه حاصل از چشمه ^{252}Cf ، ۱ MeV است و پرتوهای گاما با این میزان انرژی قادرند آثار قابل توجهی در طی اندرکنش با محیط مورد نظر به جا بگذارند. از این رو دزسنجی گاما حاصل از این چشمه به دلیل برد طولانی‌شان دارای اهمیت است. به همین منظور قبل از پرداختن به چشمه ^{252}Cf که دارای یک میدان آمیخته از گاماها با دیگر پرتوهاست در این فصل یک چشمه کم انرژی گاما با متوسط انرژی ۲۰ keV در نظر گرفته و محاسبات مربوط به پارامترهای توزیع دز در فواصل مختلف از چشمه برای سه محیط آب، بافت‌های چربی و ماهیچه انجام شد. هدف از انجام این بررسی اندازه‌گیری دز گاما در محیط‌های مختلف می‌باشد و اینکه، پرتوهای گاما با متوسط انرژی ۲۰ keV چه آثاری می‌توانند در محیط‌های مختلف به جا بگذارند تا بدین ترتیب ضرورت محاسبات دزیمتری برای گاماها حاصل از چشمه کالیفرنیم با متوسط انرژی ۱ MeV را نشان دهد. همچنین با توجه به اینکه پارامترهای توزیع دز طبق پروتکل TG-43U1 می‌بایست در محیط آب اطراف چشمه‌های براکی تراپی تعیین شود با محاسبات پارامترهای دزیمتری در بافت‌های چربی و ماهیچه و تعیین اختلاف نسبی آن‌ها نسبت به آب، ارزیابی درستی از انتقال دز به بافت‌های ماهیچه و چربی به جای آب به عمل آمد.

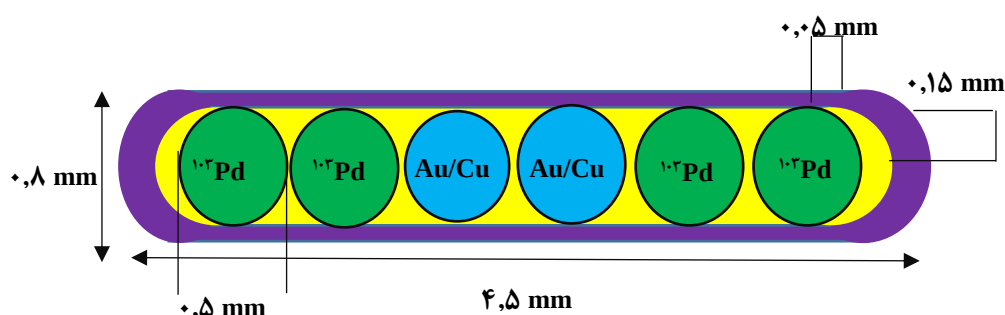
۴-۲ چشمه ^{103}Pd

چشمه ^{103}Pd ، یک چشمه گسیلنده گاما کم انرژی با متوسط انرژی ۲۰ keV و نیمه عمر ۱۶,۹۹ روز است. از این چشمه برای درمان سرطان سینه اولین بار در مرکز منطقه‌ای سرطان ساینبروک تورنتو کانادا^۱ TSRCC استفاده شد [۷۴]. امروزه از این چشمه برای کاشت دائمی در حجم تومور در درمان

^۱Tri-State Regional Cancer Center

سرطان پروستات مورد استفاده قرار می‌گیرد. همچنین از آنجا که در فاصله کمی از چشمه ^{103}Pd دز به سرعت افت می‌کند با آهنگ دز مناسب می‌توان به بازده بالایی برای نابودی سلول‌های سرطانی در تومورهایی با رشد سریع دست یافت [۷۵].

چشمه ^{103}Pd مدل MED3633، توسط اتحادیه علمی آمریکای شمالی NASI^۲ تولید می‌شود و یکی از دو نوع چشمه پالادیم مورد تأیید انجمن فیزیک پزشکی آمریکا است [۷۶]. مطابق با شکل ۱-۴ چشمه شامل شش گوی هر یک با قطر ۰,۵ mm می‌باشد. دو گوی وسط از ترکیبات آلیاژ طلا و مس به ترتیب دارای درصد وزنی ۸۰٪ و ۲۰٪ می‌باشند. کپسول اطراف چشمه استوانه‌ای از جنس تیتانیوم به طول ۴,۵ mm با قطر خارجی ۰,۸ mm و قطر داخلی ۰,۷ mm است. ضخامت سطح جانبی استوانه ۰,۰۵ mm و انتهای آن ۰,۱۵ mm می‌باشد. فضای داخل کپسول از هوای خشک تشکیل شده است [۷۷].



شکل ۱-۴. طرحی از هندسه مربوط به چشمه براکی تراپی ^{103}Pd مدل MED3633 [۷۷].

در جدول ۱-۴، طیف گاماها ^{103}Pd با شدت و انرژی هر فوتون مشاهده می‌شود.

^۲National Institute of Standards and Technology

جدول ۴-۱: طیف انرژی و شدت گاما گسیل شده از چشمه ^{102}Pd [۷۸].

شدت (%)	انرژی (MeV)
۲۲,۹	۰,۰۲۰۰۷۴
۴۲,۳	۰,۰۲۰۲۱۶
۱۰,۴	۰,۰۲۰۷۱۷
۱,۹۴	۰,۰۲۳۱۱۲
۰,۰۰۱۰۴	۰,۰۶۲۵۱۰
۰,۰۲۲۱	۰,۳۵۷۴۶۰
۰,۰۶۸۳	۰,۲۹۷۵۵۰
۰,۰۰۲۸	۰,۳۵۷۹۵۰
۰,۰۰۴۰۱	۰,۴۹۷۰۵۴

۳-۴ تعیین پارامترهای توزیع دز در بافت‌های مختلف

مواد مورد استفاده در این مطالعه شامل: آب با چگالی تقریباً $1,00 \text{ g/cm}^3$ [۷۹] بافت چربی با چگالی $0,95 \text{ g/cm}^3$ [۸۰] و بافت ماهیچه با چگالی $1,05 \text{ g/cm}^3$ [۸۰] می‌باشد. آب شامل ۸۸,۸۱٪ اکسیژن و ۱۱,۱۹٪ هیدروژن است. عناصر و کسر وزنی بافت‌های چربی و ماهیچه در جداول ۲-۴ و ۳-۴ موجود است.

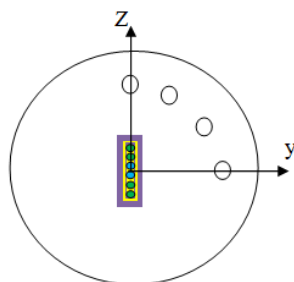
جدول ۴-۲. عناصر بافت چربی با چگالی $0,95 \text{ g/cm}^3$ [۸۰].

نام عنصر	^1H	^{12}C	^{14}N	^{16}O	^{23}Na	^{24}Mg	^{35}Cl
کسر وزنی	۰,۱۱۴	۰,۵۹۸	۰,۰۰۷	۰,۲۷۸	۰,۰۰۱	۰,۰۰۱	۰,۰۰۱

جدول ۴-۳. عناصر بافت ماهیچه با چگالی 1.05 g/cm^3 [۸۰].

نام عنصر	^1H	^{12}C	^{14}N	^{16}O	^{11}Na	^{31}P	^{32}S	^{35}Cl	^{39}K
کسر وزنی	۰,۱۰۲	۰,۱۴۳	۰,۰۳۴	۰,۷۱۰	۰,۰۰۱	۰,۰۰۲	۰,۰۰۳	۰,۰۰۱	۰,۰۰۴

جهت تعیین پارامترهای توزیع دز مطابق با پروتکل TG-43U1 که شامل تابع دز شعاعی و تابع ناهمسانگردی می‌باشد طبق روابط موجود در بخش (۲-۲-۵-۱-۱) نیاز به دو شبیه‌سازی است: اول، جهت محاسبه آهنگ دز جذبی در مکان‌ها و زوایای مختلف اطراف چشمه در محیط آب و بافت‌های چربی و ماهیچه از تالی F4 کد MCNP4C استفاده شده است. این تالی تخمین‌گر شار ذرات با استفاده از طول مسیر پیموده شده آن‌ها در سلول است. اگر این تالی را به همراه کارت‌های DE و DF که به ترتیب انرژی فوتون و ضرایب تبدیل شار به دز در انرژی نظیر است به کار ببریم دز جذبی محاسبه می‌گردد. مقادیر ضرایب تبدیل شار به دز فوتون، براساس داده‌های منتشر شده توسط کمیسیون بین‌المللی واحدهای اندازه‌گیری پرتوها می‌باشد [۸۱]. جهت شبیه‌سازی‌ها ابتدا، چشمه در مرکز یک فانتوم کروی از آب و بافت‌های چربی و ماهیچه به شعاع 15 cm قرار گرفت. سپس، محاسبات دز جذبی در فواصل $0.50, 0.75, 1.00, 1.50, 2.00, 2.50, 3.00, 3.50, 4.00, 4.50$ و 5.00 cm از چشمه در زوایای صفر تا 90° با فواصل 10° در کره‌هایی به شعاع 0.05 cm با تارخچه 2×10^9 ذره با خطای نسبی کمتر از 3% انجام شده است. در شکل ۴-۲، طرحی از محل محاسبات دز در اطراف چشمه برای شبیه‌سازی توسط کد MCNP4C نشان داده شده است که در آن محور y راستای عرضی چشمه و محور Z راستای طولی چشمه می‌باشد.



شکل ۴-۲. طرحی از هندسه شبیه‌سازی شده توسط کد MCNP4C.

شبیه‌سازی دوم جهت محاسبه تابع هندسی می‌باشد. از آنجایی که این تابع تنها به هسته فعال بستگی دارد و به رادیونوکلئید و کپسول چشمه بستگی ندارد در محاسبات این تابع، چگالی جرمی و همهی ترکیبات داخلی چشمه را صفر در نظر گرفته و شار در اطراف چشمه در محیط خلأ با استفاده از تالی F4 کد MCNP4C همانند دز جذبی در فواصل و زوایای مختلف اطراف چشمه با خطای نسبی کمتر از ۲٪ بدست آمد [۸۱].

۴-۳-۱ تعیین تابع دز شعاعی

بعد از انجام شبیه‌سازی‌های لازم، تابع دز شعاعی در فواصل ۰٫۵ تا ۵ cm بر روی محور عرضی چشمه در محیط‌های آب، بافت‌های چربی و ماهیچه با استفاده از رابطه ۲-۶ بدست آمد. خطای محاسبات تابع دز شعاعی با استفاده از معادله انتشار خطا به صورت رابطه ۴-۱ محاسبه شد [۵].

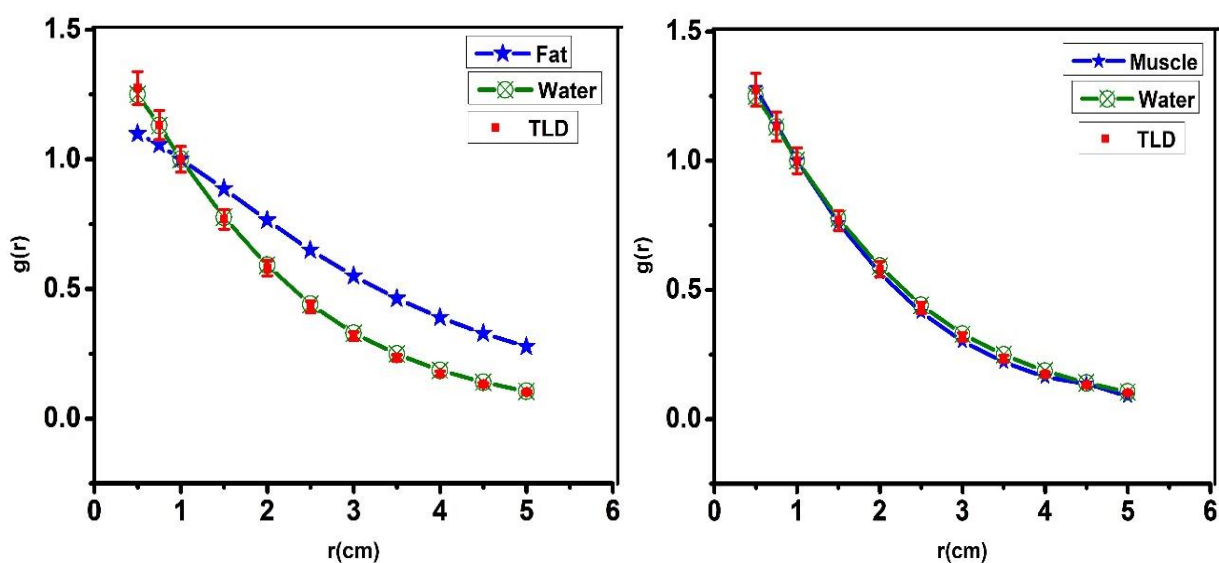
$$\frac{\sigma_g(r)}{g(r)} (\%) = \sqrt{\left(\frac{\sigma_{\dot{D}}}{\dot{D}}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{\dot{D}_0}}{\dot{D}_0}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{G_0}}{G_0}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_G}{G}\right)^2} \times 100 \quad (4-1)$$

سمت چپ رابطه بیانگر خطای نسبی محاسبات تابع دز شعاعی برحسب درصد می‌باشد. مقادیر زیر رادیکال نیز مربوط به مربعات خطای نسبی حاصل از کد در محاسبات آهنگ دز جذبی و تابع هندسی در فواصل مختلف بر روی محور عرض چشمه است.

در شکل ۴-۳، تابع دز شعاعی بدست آمده در این مطالعه در محیط آب و بافت‌های چربی و ماهیچه به همراه نتایج تجربی اندازه‌گیری شده در ^۳TLD توسط والاس و فن^۴ در آب [۸۲] جهت مقایسه رسم شده‌اند. خطای نتایج تجربی در مطالعه والاس و فن ۵٪ گزارش شده است که در رسم نمودار تابع دز شعاعی برای تمامی فواصل این مقدار در نظر گرفته شد. نتایج تابع دز شعاعی با خطای نسبی کمتر از ۵٪ در این مطالعه در جدول ۴-۴ مشاهده می‌گردد.

^۳Thermoluminescent dosimeter

^۴Wallace and Fan



شکل ۳-۴. تابع دز شعاعی در آب و بافت‌های چربی و ماهیچه بدست آمده در این مطالعه همراه با مقادیر اندازه‌گیری شده در تجربه توسط والاس و فن برای چشمه براکی‌ترابی ^{103}Pd [۸۲].

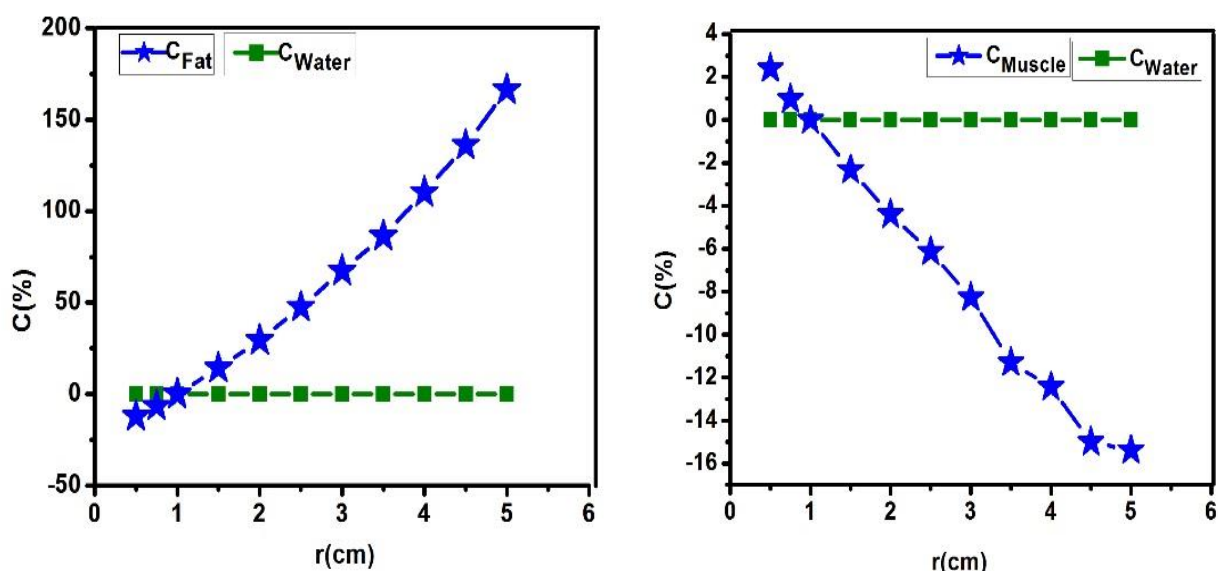
جدول ۴-۴. مقادیر تابع دز شعاعی بدست آمده برای آب و بافت‌های چربی و ماهیچه در این مطالعه همراه با نتایج تجربی توسط والاس و فن برای چشمه براکی‌ترابی ^{103}Pd .

r(cm)	در MCNP بافت ماهیچه	در MCNP بافت چربی	در MCNP آب	والاس و فن تجربه در آب [۸۲]
با خطای % ۵				
۰,۵۰	۱,۲۸۰	۱,۰۹۸	۱,۲۵۰	۱,۲۷۵
۰,۷۵	۱,۱۴۱	۱,۰۵۶	۱,۱۳۰	۱,۱۳۲
۱,۰۰	۱,۰۰۰	۱,۰۰۰	۱,۰۰۰	۱,۰۰۰
۱,۵۰	۰,۷۵۸	۰,۸۸۶	۰,۷۷۶	۰,۷۶۹
۲,۰۰	۰,۵۶۵	۰,۷۶۵	۰,۵۹۱	۰,۵۸۰
۲,۵۰	۰,۴۱۳	۰,۶۴۹	۰,۴۴۰	۰,۴۳۱
۳,۰۰	۰,۳۰۱	۰,۵۴۹	۰,۳۲۸	۰,۳۱۸
۳,۵۰	۰,۲۲۰	۰,۴۶۲	۰,۲۴۸	۰,۲۳۱
۴,۰۰	۰,۱۶۲	۰,۳۸۹	۰,۱۸۵	۰,۱۷۴
۴,۵۰	۰,۱۱۸	۰,۳۲۸	۰,۱۳۹	۰,۱۳۲
۵,۰۰	۰,۰۸۸	۰,۲۷۷	۰,۱۰۴	۰,۱۰۲

با توجه به شکل ۴-۳ اختلافاتی در مقادیر تابع دز شعاعی در آب نسبت به مقادیر اندازه‌گیری شده این تابع در بافت‌های چربی و ماهیچه مشاهده می‌گردد. برای نشان دادن بهتر اختلاف بین مقادیر بدست آمده در آب نسبت به بافت‌های دیگر کمیت C_i معرفی می‌شود:

$$C_i = \frac{g(r)_i - g(r)_{\text{Water}}}{g(r)_{\text{Water}}} \times 100 \quad (۴-۲)$$

که در آن: $i = \text{Muscle, Fat, Water}$ ، C_i ، اختلاف نسبی هر یک از مقادیر تابع دز شعاعی آب و بافت‌های چربی و ماهیچه نسبت به آب برحسب درصد می‌باشد.



شکل ۴-۴. اختلاف نسبی تابع دز شعاعی آب و بافت‌های چربی و ماهیچه نسبت به آب برحسب درصد.

با توجه به شکل ۴-۴، اختلاف نسبی مقادیر تابع دز شعاعی در بافت‌های چربی و ماهیچه را می‌توان به وضوح مشاهده نمود. عناصر هیدروژن، اکسیژن و کربن بیشترین درصد عناصر تشکیل دهنده بافت‌های چربی و ماهیچه را به خود اختصاص داده‌اند. با مقایسه عناصر این بافت‌ها با آب داریم:

احتمال جذب گاماها در اثر فوتوالکتریک تقریباً با توان سوم عدد اتمی ماده جاذب متناسب است.

درصد اکسیژن بافت چربی نسبت به آب کمتر است به عبارتی تعداد اتم‌های اکسیژن کمتری با عدد

اتمی ۸ در بافت چربی نسبت به آب وجود دارد. همین امر سبب می‌شود عناصر با عدد اتمی بالاتر در آب بیشتر از بافت چربی باشند. بنابراین فوتون‌های کم انرژی در فواصل نزدیک چشمه بیشتر دستخوش پراکندگی شده و انرژی کمتری نسبت به آب در این فواصل به جا می‌گذارند اما با افزایش فاصله از چشمه به دلیل پراکندگی‌های رخ داده تعداد فوتون‌های بیشتری انرژی آن‌ها کم شده و برای آن‌ها جذب فوتوالکتریک رخ می‌دهد به طوری که در فاصله ۵ cm از چشمه این اختلاف به حدود ۱۶۷٪ می‌رسد. بافت ماهیچه شامل ترکیبات با درصد وزنی و عدد اتمی نزدیک به آب است. اما به دلیل دارا بودن کربن با ۱۴,۳٪ تعداد اتم‌های بیشتری نسبت به آب دارد که سبب می‌شود در فواصل نزدیک، فوتون انرژی بیشتری در بافت ماهیچه به جا گذاشته یا به عبارتی جذب بیشتر از پراکندگی در این مکان‌ها رخ دهد به طوری که اختلاف نسبی در این فواصل حدوداً ۳٪ است اما در فاصله‌های دور از چشمه به دلیل کم شدن انرژی فوتون‌ها در طی پراکندگی‌ها و همچنین کم شدن شار فوتون‌ها، سبب می‌گردد انرژی کمتری در این فواصل نسبت به آب به جا بگذارند به طوری که این اختلاف به ۱۶٪ در فاصله ۵ cm از چشمه می‌رسد. در جدول ۴-۵، مقادیر تابع دز شعاعی بدست آمده در این پژوهش به همراه مقادیر بدست آمده در مطالعات دیگران مشاهده می‌گردد.

جدول ۴-۵. مقایسه مقادیر تابع دز شعاعی چشمه ^{102}Pd مدل MED3633 در مطالعات مختلف در آب

r(cm)	۰,۵	۱,۰	۱,۵	۲,۰	۳,۰	۴,۰	۵,۰
این پژوهش	۱,۲۵۰	۱,۰۰۰	۰,۷۷۶	۰,۵۹۱	۰,۳۲۸	۰,۱۸۵	۰,۱۰۴
ریوارد [۸۳]	۱,۲۴۳	۱,۰۰۰	۰,۷۸۰	۰,۶۰۳	۰,۳۴۷	۰,۱۹۷	۰,۱۱۴
لی و همکاران [۸۴]	۱,۲۴۳	۱,۰۰۰	۰,۷۷۰	۰,۵۸۳	۰,۳۲۵	۰,۱۷۷	۰,۰۹۸
مولوی و همکاران [۸۵]	۱,۲۵۱	۱,۰۰۰	۰,۷۸۰	۰,۵۸۷	۰,۳۳۹	-	-

۴-۳-۲ تعیین تابع ناهمسانگردی

محاسبات تابع ناهمسانگردی در فواصل ۱، ۲ و ۳ cm از چشمه در زوایای صفر تا 90° با فاصله 10° با استفاده از رابطه ۲-۷ بدست آمد. خطای محاسبات تابع ناهمسانگردی با استفاده از معادله انتشار خطا همانند رابطه ۴-۱ با این تفاوت که مقادیر زیر رادیکال مربوط به مربعات خطای نسبی حاصل از کد در محاسبات آهنگ دز جذبی و تابع هندسی در فواصل و زوایای مختلف اطراف چشمه در رابطه ۲-۷ می‌باشند بدست آمد [۵]. مقدار خطای نسبی برای تمامی فواصل و زوایا کمتر از ۵٪ است. نتایج حاصل از این تابع به همراه مقادیر محاسبه شده در بافت‌های چربی و ماهیچه و اندازه‌گیری شده در TLD توسط والاس و فن [۸۲] در آب جهت مقایسه رسم شده‌اند. خطای نتایج تجربی در مطالعه والاس و فن ۵٪ گزارش شده است که در رسم نمودار تابع ناهمسانگردی برای تمامی زوایا این مقدار در نظر گرفته شد. مقادیر تابع ناهمسانگردی نیز برای آب و بافت‌های چربی و ماهیچه در جداول ۴-۶ تا ۴-۸ مشاهده می‌گردد.

جدول ۴-۶. مقادیر تابع ناهمسانگردی در فانتوم آب در این پژوهش.

۳ cm	۲ cm	۱ cm	زوایا برحسب درجه
۰,۵۲۴	۰,۴۹۷	۰,۴۸۲	صفر
۰,۵۴۳	۰,۵۳۸	۰,۵۱۲	۱۰
۰,۶۴۰	۰,۶۲۸	۰,۶۱۴	۲۰
۰,۷۵۳	۰,۷۳۸	۰,۷۴۹	۳۰
۰,۸۴۴	۰,۸۴۸	۰,۸۴۸	۴۰
۰,۹۳۳	۰,۹۰۹	۰,۹۱۳	۵۰
۰,۹۷۹	۰,۹۶۷	۰,۹۶۴	۶۰
۱,۰۱۵	۰,۹۹۱	۰,۹۸۷	۷۰
۱,۰۲۰	۱,۰۰۱	۰,۹۸۹	۸۰
۱,۰۰۰	۱,۰۰۰	۱,۰۰۰	۹۰

جدول ۴-۷. مقادیر تابع ناهمسانگردی در بافت چربی در این پژوهش.

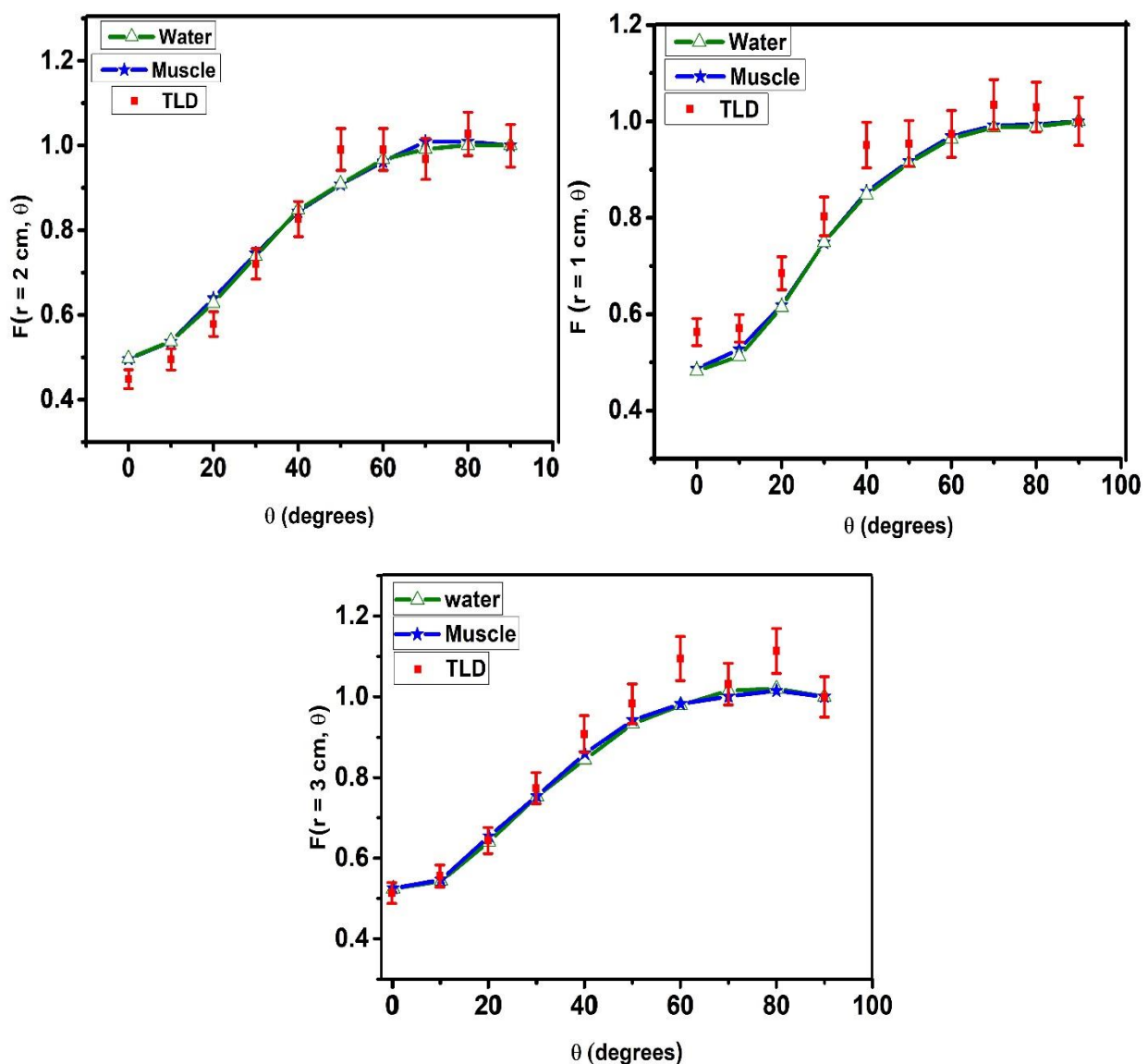
۳ cm	۲ cm	۱ cm	زوایا بر حسب درجه
۰,۵۴۵	۰,۵۰۸	۰,۴۸۰	صفر
۰,۵۷۱	۰,۵۴۵	۰,۵۱۹	۱۰
۰,۶۶۱	۰,۶۴۲	۰,۶۱۰	۲۰
۰,۷۵۹	۰,۷۴۳	۰,۷۳۹	۳۰
۰,۸۴۴	۰,۸۴۴	۰,۸۴۵	۴۰
۰,۸۵۸	۰,۹۰۶	۰,۹۱۰	۵۰
۰,۹۷۷	۰,۹۵۹	۰,۹۶۲	۶۰
۰,۹۸۹	۰,۹۸۷	۰,۹۸۷	۷۰
۱,۰۱۷	۱,۰۰۴	۰,۹۹۲	۸۰
۱,۰۰۰	۱,۰۰۰	۱,۰۰۰	۹۰

جدول ۴-۸. مقادیر تابع ناهمسانگردی در بافت ماهیچه در این پژوهش.

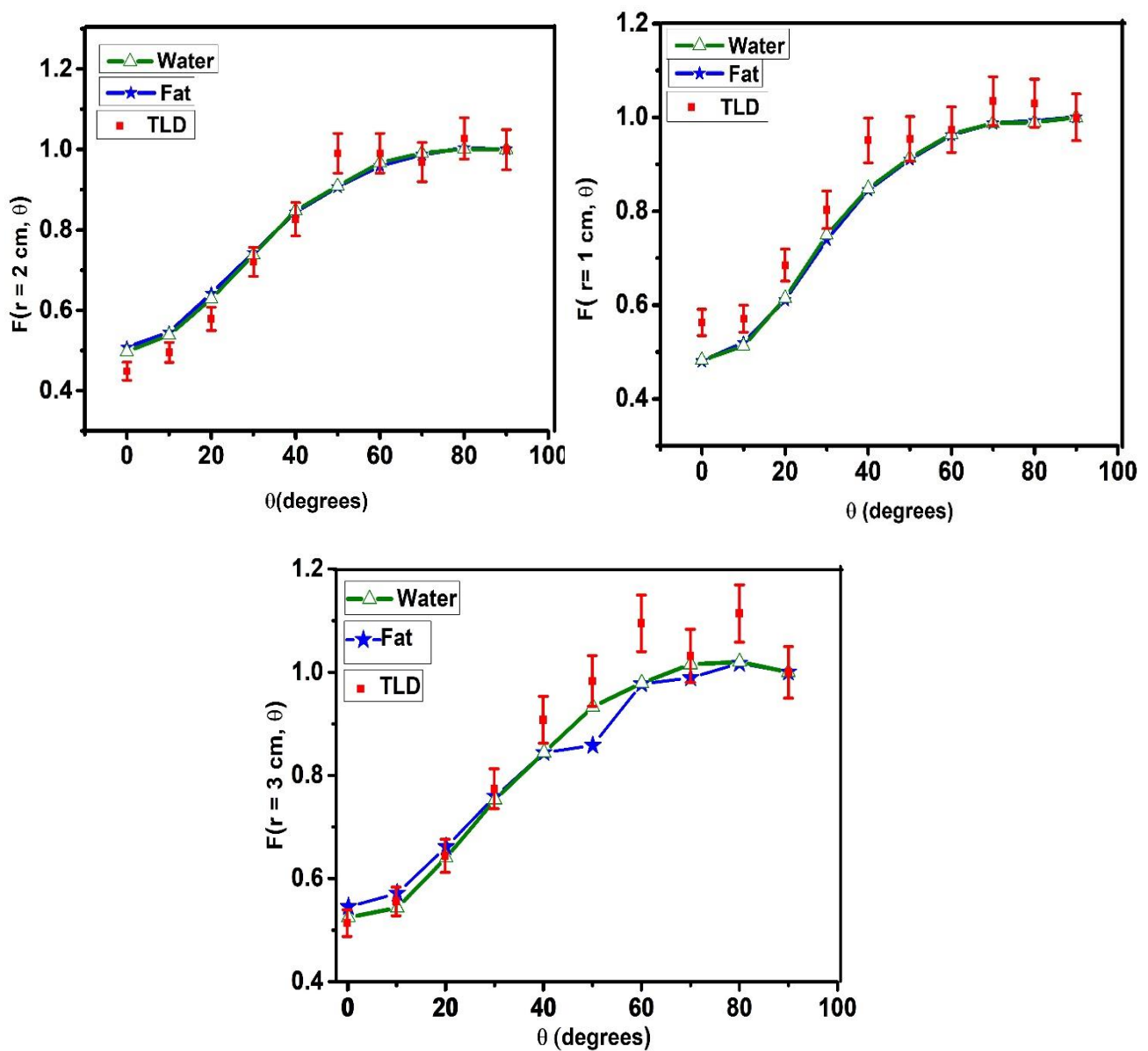
۳ cm	۲ cm	۱ cm	زوایا بر حسب درجه
۰,۵۲۵	۰,۴۹۶	۰,۴۸۶	صفر
۰,۵۴۶	۰,۵۳۷	۰,۵۲۷	۱۰
۰,۶۵۴	۰,۶۳۸	۰,۶۱۸	۲۰
۰,۷۵۴	۰,۷۴۵	۰,۷۴۸	۳۰
۰,۸۵۹	۰,۸۴۴	۰,۸۵۴	۴۰
۰,۹۴۲	۰,۹۰۸	۰,۹۱۷	۵۰
۰,۹۸۲	۰,۹۶۲	۰,۹۷۰	۶۰
۱,۰۰۱	۰,۹۹۲	۰,۹۹۱	۷۰
۱,۰۱۵	۱,۰۰۹	۰,۹۹۳	۸۰
۱,۰۰۰	۱,۰۰۰	۱,۰۰۰	۹۰

تابع ناهمسانگردی، تغییرات دز به دلیل توزیع ماده رادیواکتیویته بر روی کره‌های چشمه، اثرات خود جذبی درون چشمه، انحنای کپسول، ضخامت ماده تشکیل دهنده آن و محیط اطراف چشمه می‌باشد.

به عبارتی با استفاده از این تابع، ناهمسانگردی توزیع دز در اطراف چشمه که شامل اثرات جذب و پراکندگی در محیط آب می‌باشند محاسبه می‌شود [۴۴]. مطابق با شکل‌های ۴-۵ و ۴-۶، مشاهده می‌شود که: با نزدیک شدن به زاویه 90° به علت تقارن چشمه پرتوهای بیشتری به نقاط مورد نظر می‌رسند. از طرفی چون ضخامت کپسول در راستای عرضی چشمه نسبت به محور طولی کمتر بوده میزان شار رسیده به نقاط مورد نظر بر روی این محور بیشتر شده و در نهایت دز جذبی افزایش می‌یابد.



شکل ۴-۵. تابع ناهمسانگردی بدست آمده در آب و بافت ماهیچه در این مطالعه همراه با نتایج تجربی توسط والاس و فن در آب [۸۲].

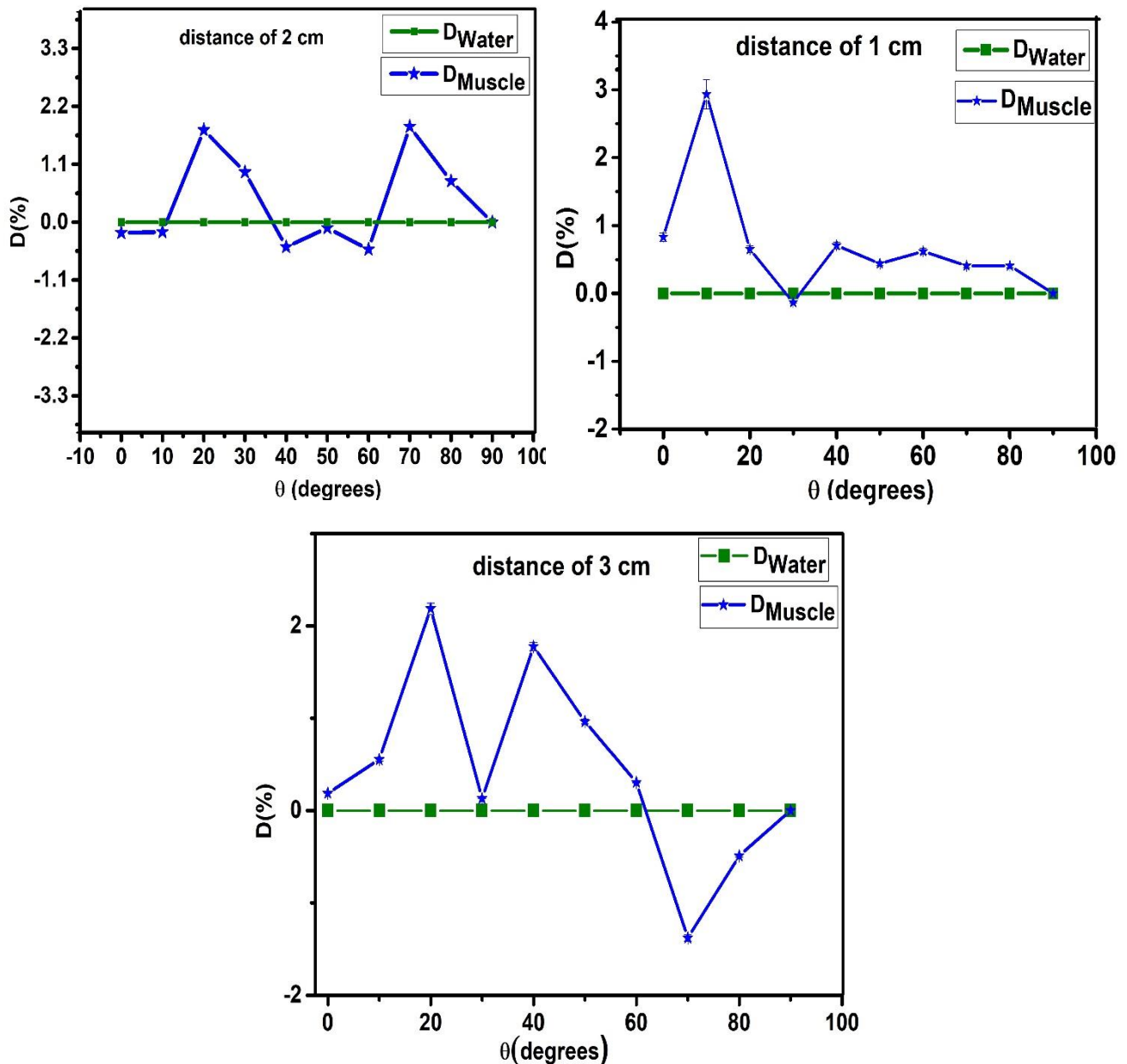


شکل ۴-۶. تابع ناهمسانگردی بدست آمده در آب و بافت چربی در این مطالعه همراه با نتایج تجربی توسط والاس و فن در آب [۸۲].

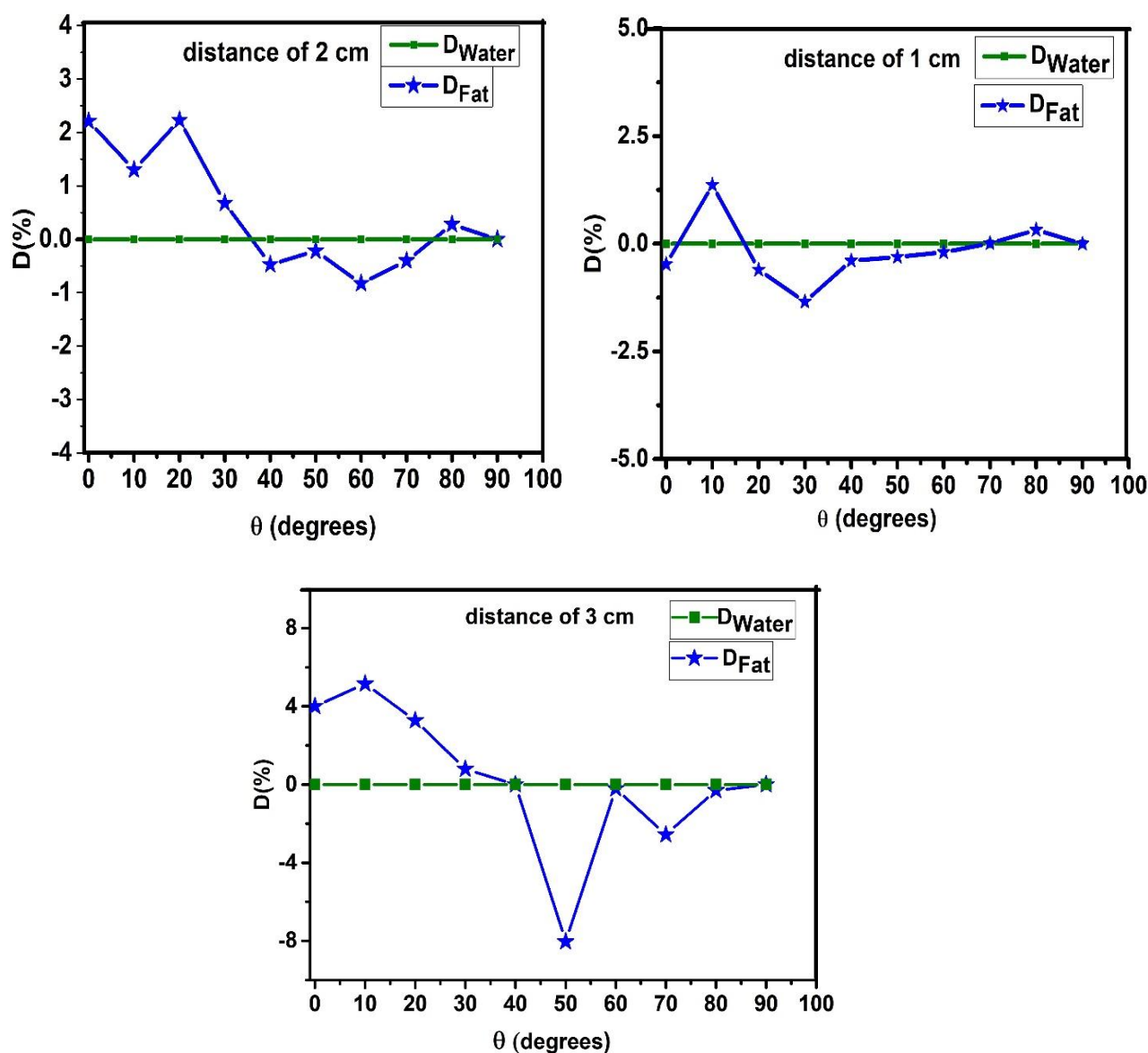
جهت نشان دادن بهتر تغییرات این تابع در فانتوم آب نسبت به فانتوم بافت‌های چربی و ماهیچه کمیت D_i معرفی می‌گردد.

$$D_i = \frac{F(r, \theta)_i - F(r, \theta)_{\text{Water}}}{F(r, \theta)_{\text{Water}}} \times 100 \quad (۴-۳)$$

که در آن: D_i و $i = \text{Muscle, Fat, Water}$ ، اختلاف نسبی هر یک از مقادیر تابع ناهمسانگردی آب و بافت‌های چربی و ماهیچه نسبت به آب برحسب درصد می‌باشد. بیشترین میزان خطای مطلق محاسبات D_i در تمامی فواصل کمتر از $\pm 0,04$ است.



شکل ۴-۷. اختلاف نسبی تابع ناهمسانگردی در بافت ماهیچه نسبت به آب برحسب درصد برای چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd در این مطالعه.



شکل ۴-۸. اختلاف نسبی تابع ناهمسانگردی در بافت چربی نسبت به آب برحسب درصد برای چشمه براکی تراپی ^{133}Pd در این مطالعه.

اختلاف نسبی در استفاده از فانتوم بافت‌های مختلف نسبت به فانتوم آب نتیجه‌ی دو عامل است: (۱) به دلیل متفاوت بودن ضخامت‌های عرضی و طولی چشمه پرتوهای خروجی از تمام جهات یکسان نیستند. (۲) تفاوت در درصد وزنی عناصر بافت‌های مختلف و آب، در نهایت موجب تفاوت دز جذبی در این دو محیط می‌شود. از طرفی با توجه به محدوده انرژی‌های چشمه پالادیم مطابق با جدول ۴-۱، اندرکنش از نوع فوتوالکتریک و کامپتون برای گاما‌های خروجی از چشمه اتفاق می‌افتد. بنابراین، در یک زاویه

ممکن است پرتو در طی یک برهم‌کنش از نوع فوتوالکتریک همه انرژی خود را ثبت کند و در زاویه‌ای دیگر ممکن است در طی یک یا چند پراکندگی از نوع کامپتون انرژی خود را ذخیره کند و در مجموع این عوامل سبب می‌گردد افت و خیزهایی در نمودارهای مربوط به اختلاف نسبی در شکل‌های ۴-۷ و ۴-۸ مشاهده شود.

۴-۴ نتیجه‌گیری

چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd مورد مطالعه یک چشمه با فوتون‌های کم انرژی است که عمق نفوذ آن بالا نیست و انرژی آن در فواصل نزدیکتری نسبت به چشمه افت می‌کند. از طرفی اختلاف نسبی بین پارامتر تابع دز شعاعی با استفاده از فانتوم بافت‌های چربی و ماهیچه نسبت به فانتوم آب در فواصل نزدیک به چشمه با در نظر گرفتن چگالی‌های مختلف بافت‌ها دارای اختلاف قابل ملاحظه‌ای است. اختلاف نسبی در پارامترهای تابع ناهمسانگردی در فانتوم بافت‌های چربی و ماهیچه نسبت به آب به علت تفاوت در چگالی الکترونی بافت‌های مختلف و آب و همچنین به علت ناهمسانگردی توزیع دز در زوایای زیر 20° مشهودتر است. از این رو در درمان تومورهای بدخیمی که در مجاورت بافت‌های چربی و ماهیچه قرار دارند می‌بایست تصحیحات لازم مربوط به پارامترهای دزیمتری این بافت‌ها در برنامه‌های طراحی درمان اعمال نمود.

فصل پنجم: دزیمتری پرتوهای حاصل از چشمه

^{252}Cf در محیط آب

۵-۱ مقدمه

جهت دزیمتری برای اهداف کلینیکی، شناخت هر یک از پرتوهای خروجی از چشمه و چگونگی برهم-کنش آن‌ها با عناصر بافت بدن لازم و ضروری است. چشمه ^{252}Cf علاوه بر گسیل نوترون‌ها، پرتوهای گاما، ذرات آلفا و بتا نیز از خود ساطع می‌کند. از طرفی طبق توصیه‌های انجمن فیزیک پزشکی آمریکا می‌بایست قبل از کاربردهای کلینیکی چشمه‌های براکی‌تراپی پارامترهای دزیمتری این چشمه‌ها در محیط آب اطراف چشمه مورد ارزیابی قرار گیرند. چشمه براکی‌تراپی ^{252}Cf به عنوان یک چشمه گسیلنده نوترون مطرح است و در کاربردهای کلینیکی تنها پارامترهای دزیمتری مربوط به نوترون‌های گسیلی از چشمه مد نظر می‌باشد. بنابراین در این فصل ضمن بررسی سایر پرتوهای خروجی از چشمه، پارامترهای دزیمتری نوترون‌های حاصل از آن در محیط آب اطراف چشمه محاسبه شده است. کلیه شبیه‌سازی‌ها در این قسمت با استفاده از کد MCNPX.2.6.0 می‌باشد.

۵-۲ بررسی طیف نوترون چشمه ^{252}Cf

در کاربردهای عملی در استفاده از چشمه ^{252}Cf محاسبه مقدار صحیح دز جذبی نوترون‌های گسیلی از این چشمه دارای اهمیت ویژه‌ای است. این نوترون‌ها دارای طیف انرژیایی هستند که ممکن است از تابع ماکسول یا وات (بخش ۳-۲-۲) تبعیت کنند [۸۶]. مطالعات فراوانی طی سال‌های اخیر بر روی توزیع دز نوترون‌های حاصل از چشمه ^{252}Cf با استفاده از طیف انرژی تابع وات یا ماکسول با به کارگیری روش‌های مونت کارلو انجام شده است. ثابت‌هایی که برای تعریف طیف انرژی نوترونی برای چشمه ^{252}Cf به کار برده می‌شوند عبارت است از: ثابت $T(\text{MeV})$ ، در طیف ماکسولی به آن مقدار دمای ماکسولین گفته می‌شود که مقدار عددی آن برای چشمه ^{252}Cf ، 1.42 MeV می‌باشد [۸۷]. ثابت‌های تعریف شده در معادله طیف تابع وات (رابطه ۳-۱) به ترتیب $a(\text{MeV})$ و $b(\text{MeV}^{-1})$ می‌باشند و مقادیر

آن‌ها در مطالعات مختلف متفاوت است [۸۸]. کریشناسوامی^۱ در سال ۱۹۷۲ با استفاده از روش‌های مونت کارلو دزیمتری یک نمونه از چشمه‌های ^{252}Cf موجود در آن زمان را محاسبه کرد و در تحقیقات خود از تابع وات با ضرایب $a = 2 \text{ MeV}$ و $b = 0.88 \text{ MeV}^{-1}$ استفاده نمود [۵۴]. در سال ۱۹۹۸ ریوارد و همکارانش [۸۹] و یداله‌پور و همکارانش در سال ۲۰۱۳ [۹۰]، در محاسبات مربوط به دزیمتری چشمه ^{252}Cf از تابع وات با ضرایب $a = 0.976 \text{ MeV}$ و $b = 2.926 \text{ MeV}^{-1}$ استفاده کرده‌اند. ضرایب با مقادیر $a = 1.025 \text{ MeV}$ و $b = 2.926 \text{ MeV}^{-1}$ در مطالعات بلو محمد^۲ (۲۰۰۸) [۹۱]، قسون و همکارانش (۲۰۱۳) [۶۲] و همچنین در دستورالعمل کدهای مونت کارلو MCNP4C [۸۱] و MCNP5 [۹۲] توصیه شده است. در سال ۲۰۱۴، رادو^۳ مقادیر ضرایب تابع وات را $a = 1.18 \text{ MeV}$ و $b = 1.03419 \text{ MeV}^{-1}$ در نظر گرفت [۹۳] که در دستورالعمل کد مونت کارلو MCNPX [۹۴] نیز این مقادیر توصیه شده‌اند. بنابراین قبل از انجام شبیه‌سازی‌های لازم جهت دزیمتری نوترون‌های گسیل شده در اطراف چشمه، طبق دو طیف تابع ماکسول و یا وات، ابتدا به بررسی هر یک از این طیف‌ها با ضرایب معرفی شده در مطالعات دیگران که مبنای محاسباتشان جهت دزیمتری، این ضرایب بوده‌اند پرداخته و سپس نتایج با طیف انرژی نوترون‌های بدست آمده در تجربه توسط مانهارت^۴ [۹۵] مقایسه شده است. در جدول ۵-۱ تابع وات با ضرایب مختلف را W_i نامیده که در آن $i = 1, 2, 3, 4$ می‌باشد.

جدول ۵-۱. ضرایب مختلف تابع وات

تابع وات		ضرایب $a(\text{MeV})$ و $b(\text{MeV}^{-1})$	
W_1	[۶۲، ۸۱، ۹۲، ۹۳]	$b = 2.926 \text{ MeV}^{-1}$	$a = 1.025 \text{ MeV}$
W_2	[۸۹ و ۹۰]	$b = 2.926 \text{ MeV}^{-1}$	$a = 0.976 \text{ MeV}$
W_3	[۹۳ و ۹۴]	$b = 1.03419 \text{ MeV}^{-1}$	$a = 1.18 \text{ MeV}$
W_4	[۵۴]	$b = 0.88 \text{ MeV}^{-1}$	$a = 2 \text{ MeV}$

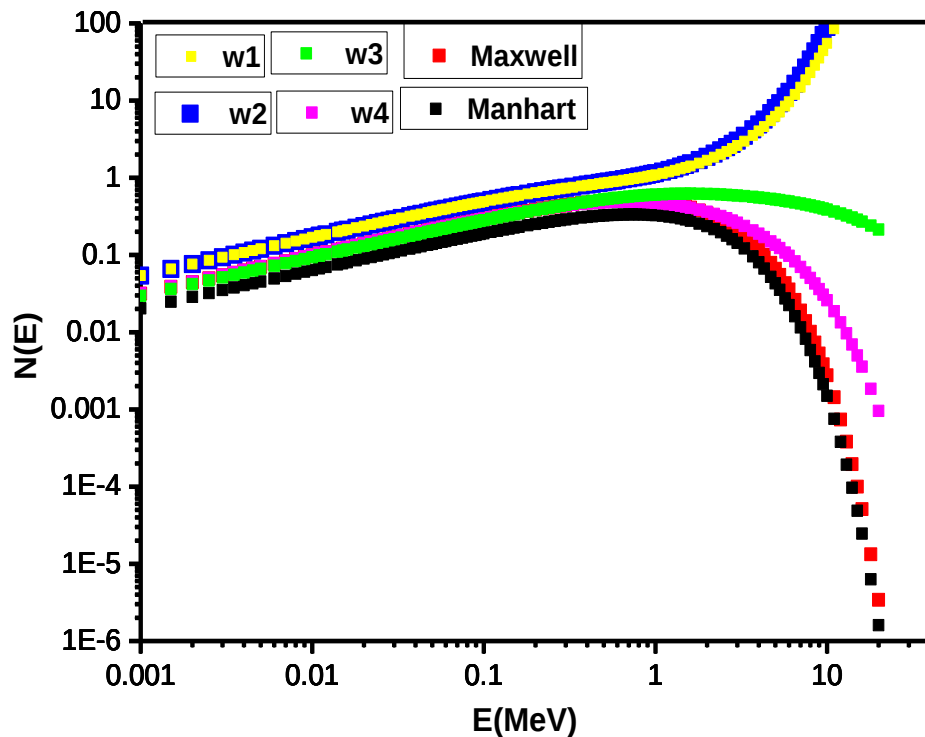
^۱krishnaswamy

^۲Bellou Mohamed

^۳Radev

^۴Mannhart

در شکل ۵-۱، فراوانی نوترون‌ها در بازه انرژی صفر تا ۲۰ MeV به ازاء تابع شکافت وات با ضرایب مختلف و تابع ماکسول با ضریب $T = 1,42 \text{ MeV}$ همراه با مقادیر بدست آمده از طیف نوترونی مانهارت [۹۵] جهت مقایسه رسم شده‌اند.

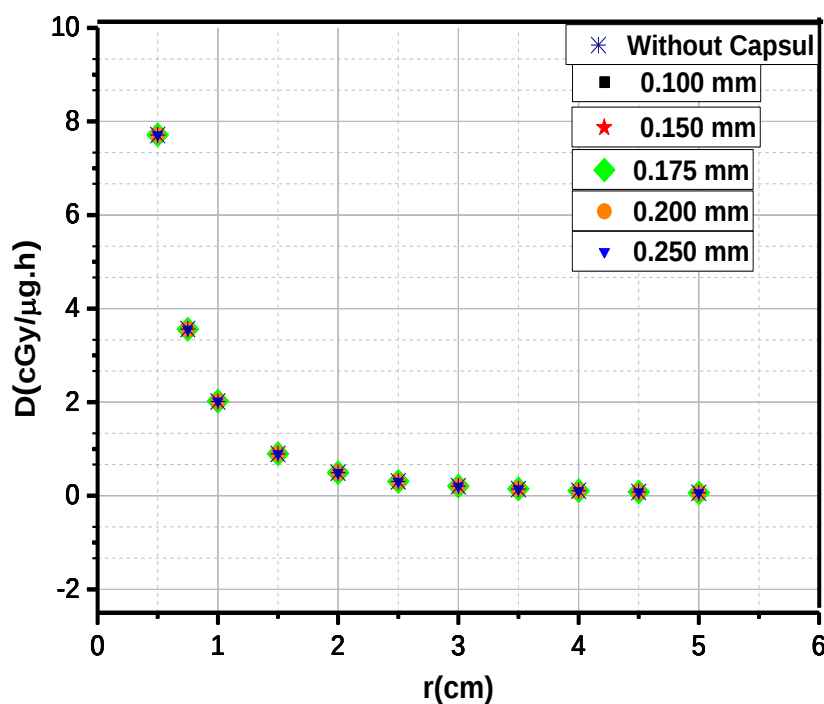


شکل ۵-۱. طیف نوترونی چشمه ^{252}Cf به ازاء تابع وات با ضرایب مختلف و تابع ماکسول در این پژوهش همراه با طیف نوترونی حاصل از مانهارت [۹۵]

نتایج نشان می‌دهند که، طیف تابع ماکسولین با طیف بدست آمده توسط مانهارت تطابق خوبی دارد اما با مقادیر a و b مربوط به طیف‌های تابع وات w_1 و w_2 نتایج واگرا شده و طیف‌های نادرستی با استفاده از این مقادیر حاصل شده‌اند. فراوانی نوترون‌ها در طیف‌های تابع وات w_3 و w_4 در انرژی‌های بالای ۱۰ MeV، بالا می‌باشند و در این محدوده تطابقی با طیف مانهارت [۹۵] و نتایج محاسبه شده مشاهده نمی‌گردد. بنابراین با توجه به ارزیابی‌های صورت گرفته، طیف تابع ماکسول جهت تعریف طیف نوترون‌های گسیلی از چشمه کالیفرنیم در نظر گرفته شد.

۳-۵ بررسی نوترون‌های عبوری از کپسول چشمه ^{252}Cf

ضخامت کپسول اطراف چشمه ۰,۲ mm می‌باشد [۶۹] (بخش ۳-۲-۳)، جهت پی‌بردن به اینکه ضخامت کپسول تا چه میزان می‌تواند در دزیمتری اطراف چشمه تأثیر گذار باشد اثر ضخامت‌های مختلف کپسول بر توزیع دز نوترون‌ها در محیط آب اطراف چشمه مورد بررسی قرار گرفت. جهت انجام این کار، یک بار چشمه را بدون کپسول و بار دیگر ضخامت‌های مختلف کپسول از ۰,۱۰ mm تا ۰,۲۵ mm در نظر گرفته و آهنگ دز جذبی نوترون‌ها در محیط اطراف چشمه بدست آمد. نتایج شبیه‌سازی‌های انجام شده با استفاده از تالی F۶ کد MCNPX [۹۴] برای فواصل ۰,۵ تا ۵ cm از چشمه در شکل ۲-۵ مشاهده می‌گردد.



شکل ۲-۵. آهنگ دز جذبی نوترون به ازاء ضخامت‌های مختلف کپسول چشمه در فواصل مختلف در محیط آب در این پژوهش.

در جدول ۲-۵، مقادیر دز جذبی بدست آمده برای دو فاصله ۰,۵ و ۰,۷۵ cm از چشمه برای ضخامت‌های

مختلف مشاهده می‌گردد.

جدول ۵-۲. دز جذبی نوترون به ازاء ضخامت‌های مختلف چشمه در آب بر حسب $\text{cGy}/\mu\text{g.h}$ در این پژوهش.

ضخامت‌های مختلف کپسول	$r = 0,50 \text{ cm}$	$r = 0,75 \text{ cm}$
بدون کپسول	$7,708324 \pm 0,008479$	$3,561303 \pm 0,004024$
0,100 mm	$7,713356 \pm 0,008485$	$3,560128 \pm 0,004628$
0,150 mm	$7,713396 \pm 0,008485$	$3,560182 \pm 0,004628$
0,175 mm	$7,713383 \pm 0,008485$	$3,560195 \pm 0,004628$
0,200 mm	$7,713396 \pm 0,008485$	$3,560209 \pm 0,004628$
0,250 mm	$7,713449 \pm 0,008485$	$3,560235 \pm 0,004628$

با توجه به نتایج بدست آمده، ضخامت‌های مختلف کپسول اثر چندانی بر روی دز نوترون‌ها در محیط اطراف چشمه نمی‌گذارد و نباید نگران از دست دادن طیف نوترون‌ها توسط این حفاظ شد.

۴-۵ تعیین پارامترهای دزیمتری نوترون چشمه ^{252}Cf

طبق توصیه‌های انجمن فیزیک پزشکی آمریکا قبل از کاربردهای کلینیکی چشمه‌های براکی‌تراپی می‌بایست پارامترهای دزیمتری این چشمه‌ها در محیط آب اطراف چشمه محاسبه گردند (بخش ۲-۲-۵-۱) [۴۴]. جهت انجام شبیه‌سازی‌ها در این خصوص ابتدا می‌بایست هندسه مساله، چشمه، انرژی مربوط به چشمه، نوع ذرات ترابرد شونده، تالی مورد نظر جهت خروجی، ترکیبات و چگالی‌های مواد مختلف تعریف شوند. در مطالعات مختلف، عناصر، درصد وزنی و کتابخانه سطح مقطع‌های متفاوتی برای مواد

استفاده شده است [۷۳، ۷۰، ۶۹]. لذا جهت بررسی در این خصوص آهنگ دز جذبی نوترون‌ها براساس اطلاعات موجود در جداول ۳-۵ و ۴-۵ مورد ارزیابی قرار گرفت.

جدول ۳-۵. کتابخانه سطح مقطع‌های نوترون، چگالی جرمی، ترکیبات و درصد وزنی عناصر چشمه و محیط آب اطراف چشمه در بررسی اول [۷۰].

هوا خشک	Pt/Ir	Pd-Cf _۳ O _۳	آب	عناصر و کتابخانه سطح مقطع‌های نوترون
			۰,۱۱۱۱۱۱	^۱ H ۱۰۰۱
۰,۰۰۰۱۲۴				C ۶۰۰۰
۰,۷۵۵۲۶۸				^{۱۴} N ۷۰۱۴
۰,۲۳۱۷۸۱		۰,۰۷۳۳۳۹	۰,۸۸۸۸۸۹	^{۱۶} O ۸۰۱۶
۰,۰۱۲۸۲۷				Ar ۱۸۰۰۰
		۰,۱۶۱۵۴۷		^{۱۰۸} Pd ۴۶۱۰۸
	۰,۱			Ir ۷۷۰۰۰
	۰,۹			Pt ۷۸۰۰۰
		۰,۷۶۵۱۱۴		^{۲۵۲} Cf ۹۸۲۵۲
۰,۰۰۱۲۰۵	۲۱,۵۳	۱۲,۰	۱,۰۰	چگالی جرمی (g/cm ^۳)

جدول ۵-۴. کتابخانه سطح مقطع‌های نوترون، چگالی جرمی، ترکیبات و درصد وزنی عناصر چشمه و محیط آب اطراف چشمه در بررسی دوم [۷۳].

هوا خشک	Pt/Ir	Pd-Cf ₂ O ₃	آب	عناصر و کتابخانه سطح مقطع‌های نوترون
				¹ H
			۰,۱۱۱۸۶	۱۰۰۱.۶۰c
			۰,۰۰۰۰۳	² H
				۱۰۰۲.۶۰c
۰,۰۰۰۰۸۶				C
				۶۰۰۰.۶۰c
۰,۷۷۷۷۷۷				¹⁴ N
				۷۰۱۴.۶۰c
۰,۰۰۳۰۹۰				¹⁵ N
				۷۰۱۵.۶۰c
۰,۲۰۹۶۲۵		۰,۱۷۴۱	۰,۸۸۷۷۵	¹⁶ O
				۸۰۱۶.۶۰c
۰,۰۰۰۰۸۹			۰,۰۰۰۰۳۵	¹⁷ O
				۸۰۱۷.۶۰c
۰,۰۰۹۳۴۰				Ar
				۱۸۰۰۰.۵۹c
		۰,۴۹۰۰		¹⁰⁵ Pd
				۴۶۱۰۵.۵۰c
		۰,۴۹۰۰		¹⁰⁸ Pd
				۴۶۱۰۸.۵۰c
	۰,۱			Ir
				۷۷۰۰۰.۵۵c
	۰,۹			Pt
				۷۸۰۰۰.۳۵c
		۱,۸۲۵۹		²⁵² Cf
				۹۸۲۵۲.۶۰c
۰,۰۰۱۱۹۷	۲۱,۵۱	۱۲,۰	۰,۹۹۸	چگالی جرمی (g/cm ³)

۵-۴-۱ محاسبه دز جذبی نوترون $\dot{D}(r, \theta)$

تالی F۶(MeV/g) کد MCNPX، تخمین‌گر انرژی به جا گذاشته شده بر واحد طول مسیر است. از آنجا که در محاسبات دز با استفاده از تالی F۶ فرض بر این است که همه انرژی‌های منتقل شده به ذرات باردار در همان مکان اندرکنش ذخیره می‌شوند به این تالی، تالی کرما نیز گفته می‌شود. از طرفی چون در ترابرد نوترون‌ها برد ذرات باردار تولید شده کوتاه است (در ابعاد سلولی) بنابراین کرما می‌تواند تخمین خوبی برای محاسبات دزیمتری نوترون‌ها باشد [۹۴].

جهت دزسنجی نوترون‌ها در فواصل و زوایای مختلف اطراف چشمه ابتدا، چشمه در مرکز یک فانتوم

کروی آب به شعاع ۲۰ cm قرار گرفت سپس، محاسبات دز جذبی در فواصل ۰,۵ تا ۱۰ cm از چشمه در زوایای صفر تا ۹۰° در پوسته‌های استوانه‌ای به ابعاد ۰,۲ mm × ۰,۲ mm با استفاده از تالی F۶ و اطلاعات جداول ۲-۵ و ۳-۵ در برنامه‌های جداگانه محاسبه شد [۹۶]. نتایج شبیه‌سازی‌ها در راستای محور عرضی چشمه با استفاده از اطلاعات جدول ۳-۵ در جدول ۵-۵ مشاهده می‌گردد. خطای نسبی محاسبات دز جذبی به ازاء تعداد نوترون‌ها با تاریخچه 7×10^7 ذره در تمامی فواصل کمتر از ۰,۶٪ می‌باشد.

جدول ۵-۵. آهنگ دز جذبی نوترون‌ها بر روی محور عرضی چشمه ^{252}Cf ($\frac{\text{cGy}}{\mu\text{g.h}}$) $\dot{D}(r, \theta_0)$ در بررسی اول.

اختلاف نسبی با وانگ و کلم بر حسب %	وانگ و کلم ^۵ [۶۹ و ۹۷]	اختلاف نسبی با آل سیحتی و نکوی بر حسب %	آل سیحتی و نکوی [۶۱ و ۹۶]	مطالعه حاضر	r(cm)
-۱,۲۸۸	۷,۸۱۴	-۱,۱۴۸	۷,۸۰۳	۷,۷۱۴	۰,۵۰
-	-	-۱,۰۴۰	۳,۶۰۰	۳,۵۶۰	۰,۷۵
-۱,۲۳۵	۲,۰۴۷	-۰,۹۱۹	۲,۰۴۴	۲,۰۲۲	۱,۰۰
-۱,۰۲۸	۰,۹۰۵	-۰,۹۰۷	۰,۹۰۴	۰,۸۹۶	۱,۵۰
-۱,۱۰۶	۰,۴۹۸	-۰,۵۱۳	۰,۴۹۷	۰,۴۹۳	۲,۰۰
-۰,۸۳۵	۰,۳۰۹	-۰,۲۷۷	۰,۳۰۸	۰,۳۰۶	۲,۵۰
-۰,۷۵۷	۰,۲۰۸	-۰,۱۰۸	۰,۲۰۷	۰,۲۰۶	۳,۰۰
-۰,۱۰۷	۰,۱۴۶	۰,۰۱۳	۰,۱۴۶	۰,۱۴۶	۳,۵۰
-۰,۸۹۲	۰,۱۰۷	-۰,۸۹۲	۰,۱۰۷	۰,۱۰۶	۴,۰۰
-۰,۴۶۵	۰,۰۸۱	۰,۷۷۹	۰,۰۸۰	۰,۰۸۱	۴,۵۰
-۰,۲۸۰	۰,۰۶۲	-۰,۲۷۷	۰,۰۶۲	۰,۰۶۲	۵,۰۰
-۱۱,۶۰	۰,۰۵۵	۱,۳۰۴	۰,۰۴۸	۰,۰۴۹	۵,۵۰
-	-	-	-	۰,۰۳۹	۶,۰۰
-	-	-	-	۰,۰۲۵	۷,۰۰
-	-	-	-	۰,۰۱۷	۸,۰۰
-	-	-	-	۰,۰۱۲	۹,۰۰
-	-	-	-	۰,۰۰۹	۱۰,۰۰

^۵Wang and Kelm

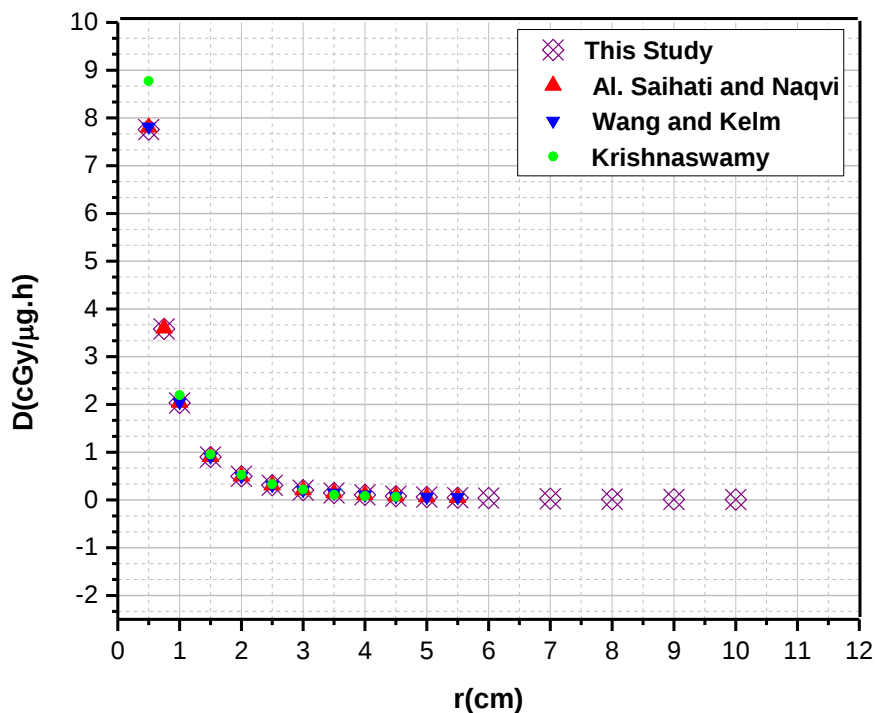
در بررسی دوم، نتایج محاسبه آهنگ دز جذبی نوترون‌ها با استفاده از اطلاعات جدول ۵-۴ در جدول ۵-۶ مشاهده می‌گردد. خطای نسبی محاسبات نیز تا فاصله ۶ cm از چشمه کمتر از ۰,۵٪ و از فاصله ۷ تا ۱۰ cm کمتر از ۰,۷٪ است.

جدول ۵-۶. آهنگ دز جذبی نوترون‌ها بر روی محور عرضی چشمه ^{252}Cf ($\frac{\text{cGy}}{\mu\text{g.h}}$) $\dot{D}(r, \theta_0)$ در بررسی دوم.

اختلاف نسبی با وانگ و کلم [۶۹ و ۹۷]	اختلاف نسبی با آل سیحتی و نکوی برحسب %	آل سیحتی و نکوی [۶۱ و ۹۶]	مطالعه حاضر	r(cm)
-۰,۷۱۰	۷,۸۱۴	-۰,۵۶۵	۷,۸۰۳	۰,۵۰
-	-	-۰,۴۳۸	۳,۶۰۰	۰,۷۵
-۰,۷۲۴	۲,۰۴۷	-۰,۵۸۷	۲,۰۴۴	۱,۰۰
-۰,۴۲۲	۰,۹۰۵	-۰,۲۶۳	۰,۹۰۴	۱,۵۰
-۰,۵۹۷	۰,۴۹۸	-۰,۳۸۴	۰,۴۹۷	۲,۰۰
-۰,۲۹۵	۰,۳۰۹	-۰,۰۸۷	۰,۳۰۸	۲,۵۰
-۰,۳۹۱	۰,۲۰۸	-۰,۰۳۰	۰,۲۰۷	۳,۰۰
-۰,۰۴۸	۰,۱۴۶	۰,۰۱۳	۰,۱۴۶	۳,۵۰
-۰,۴۱۰	۰,۱۰۷	-۰,۴۵۲	۰,۱۰۷	۴,۰۰
-۰,۴۰۹	۰,۰۸۱	۰,۲۷۰	۰,۰۸۰	۴,۵۰
-۰,۶۰۰	۰,۰۶۲	-۰,۳۷۴	۰,۰۶۲	۵,۰۰
-۱۱,۱۳	۰,۰۵۵	۰,۹۴۳	۰,۰۴۸	۵,۵۰
-	-	-	-	۶,۰۰
-	-	-	-	۷,۰۰
-	-	-	-	۸,۰۰
-	-	-	-	۹,۰۰
-	-	-	-	۱۰,۰۰

با توجه به آهنگ دز جذبی بدست آمده با استفاده از اطلاعات جداول ۳-۵ و ۴-۵ و اختلاف نسبی آنها با مطالعات دیگران مشاهده می‌شود که، نتایج بدست آمده در جدول ۵-۵ به جز در فاصله ۵,۵ cm اختلاف نسبی کمتر از ۱/۵٪ با مطالعات دیگران دارد، در صورتی که آهنگ دز جذبی نوترون در جدول ۶-۵ در تمامی فواصل به جز ۵,۵ cm کمتر از ۰,۸٪ است. بنابراین با استفاده از نتایج بدست آمده از هر دو بررسی مقادیر حاصل شده در تطابق خوبی با کار دیگران است.

با توجه به اینکه سطح مقطع برحسب انرژی نوترون، دما، ذرات و پرتوهای تولیدی و ... برای هر ایزوتوپ در کتابخانه‌های سطح مقطع‌های نوترون به طور مجزا تعریف شده است جهت در نظر گرفتن این عوامل، در ادامه کار برای محاسبات پارامترهای دزیمتری نوترون در محیط آب اطراف چشمه از اطلاعات جدول ۳-۵ استفاده شده است.



شکل ۳-۵. آهنگ دز جذبی نوترون بدست آمده در این مطالعه به همراه نتایج کار دیگران [۹۸، ۹۷، ۶۱].

با توجه به شکل ۵-۳، نتایج بدست آمده در این کار با نتایج حاصل از مطالعات آل سیحتی و نکوی [۶۱] و وانگ و کلم [۹۷] که از مدل Isotron استفاده شده و نتایج کار کریشناسوامی [۹۸] که برای چشمه‌ای با طول فعال ۰,۴ cm صورت گرفته تطابق خوبی دارد. آهنگ دز جذبی نوترون‌ها با افزایش فاصله از چشمه کاهش پیدا کرده و در فواصل نزدیک به چشمه با شیب بیشتری افت می‌کند. علت این امر را می‌توان این گونه توضیح داد که، محیط اندرکنش کننده نوترون آب می‌باشد و شامل عناصر هیدروژن و اکسیژن است. نوترون‌های پر انرژی در طی پراکندگی‌های کشسان که عمدتاً با هیدروژن صورت می‌گیرد بخش بیشتری از انرژی خود را به هسته‌ها منتقل می‌کنند در چنین شرایطی هسته پس زده برد کمی را در محیط طی کرده (در حدود $10 \mu\text{m}$) و انرژی خطی بالایی را منتقل می‌کند. با افزایش فاصله از چشمه نیز، به دلیل کم شدن انرژی نوترون‌ها تعداد انتقال‌های انرژی آن‌ها کم شده و بدین ترتیب دز جذبی کاهش پیدا می‌کند.

۵-۴-۲ محاسبه تابع هندسی $G(r, \theta)$

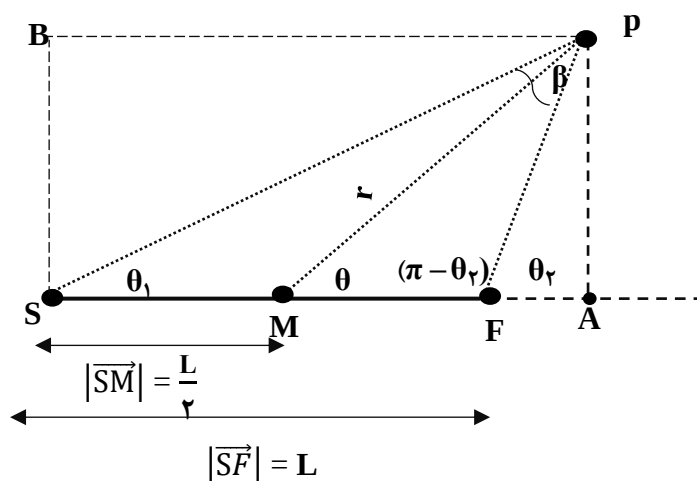
همان طور که در بخش ۲-۲-۵ بیان شد، تابع هندسی اثر توزیع ماده رادیواکتیو درون کپسول را بر توزیع دز در فواصل و زوایای مختلف از چشمه بیان می‌کند. در این بخش محاسبات تابع هندسی به دو روش حل تحلیلی و با استفاده از شبیه‌سازی مورد بررسی قرار گرفت که به تفکیک هر کدام در ادامه آمده است.

۵-۴-۲-۱ محاسبه تابع هندسی به روش تحلیلی

چشمه مورد استفاده در این کار به صورت یک چشمه خطی می‌باشد بنابراین ابتدا مقادیر تحلیلی این تابع مطابق با پروتکل TG-43U1 در رابطه ۵-۱، مورد بررسی قرار گرفت [۴۴].

$$G(r, \theta) = \begin{cases} \beta / Lr \sin \theta \\ [r^2 - L^2 / \gamma^2]^{-1}, \theta = 0^\circ \end{cases} \quad (1-5)$$

با در نظر گرفتن تقریب چشمه خطی برای حل تحلیلی تابع هندسی، زاویه β با توجه به شکل ۴-۵ محاسبه می‌شود [۹۶].



شکل ۴-۵. تعریف زاویه β برای تقریب چشمه خطی [۹۶].

$$\theta_1 + \beta + (\pi - \theta_\gamma) = \pi \quad (2-5)$$

$$\beta = \theta_\gamma - \theta_1 \quad (3-5)$$

$$|\overline{AP}| = r \times \sin(\theta) \quad (4-5)$$

$$|\overline{MA}| = r \times \cos(\theta) \quad (5-5)$$

$$|\overline{BP}| = |\overline{SA}| = (|\overline{SM}| + |\overline{MA}|) = \left[r \times \cos(\theta) + \frac{L}{\gamma} \right] \quad (6-5)$$

$$|\overline{FA}| = (|\overline{BP}| - L) = \left[r \times \cos(\theta) + \frac{L}{\gamma} - L \right] = \left[r \times \cos(\theta) - \frac{L}{\gamma} \right] \quad (7-5)$$

$$\theta_\gamma = \tan^{-1} \left(\frac{|\overline{AP}|}{|\overline{FA}|} \right) = \tan^{-1} \left(\frac{r \times \sin(\theta)}{r \times \cos(\theta) - \frac{L}{\gamma}} \right) \quad (8-5)$$

$$\frac{|\overline{SP}|}{\sin(\pi-\theta_{\gamma})} = \frac{L}{\sin(\beta)} \quad (9-5)$$

$$\sin(\pi-\theta_{\gamma}) = \sin(\theta_{\gamma}) = \sin(\beta) = \frac{L \times \sin(\theta_{\gamma})}{|\overline{SP}|} \quad (10-5)$$

$$|\overline{SP}| = \sqrt{[r \times \sin(\theta)]^2 + \left[r \times \cos(\theta) + \frac{L}{\gamma}\right]^2} \quad (11-5)$$

$$\beta = \sin^{-1} \left(\frac{L \times \sin \left(\tan^{-1} \left\{ [r \times \sin(\theta)] / \left[r \times \cos(\theta) - \frac{L}{\gamma} \right] \right\} \right)}{\sqrt{[r \times \sin(\theta)]^2 + \left[r \times \cos(\theta) + \frac{L}{\gamma} \right]^2}} \right) \quad (12-5)$$

$$G(r, \theta) = \frac{\sin^{-1} \left(\frac{L \times \sin \left(\tan^{-1} \left\{ [r \times \sin(\theta)] / \left[r \times \cos(\theta) - \frac{L}{\gamma} \right] \right\} \right)}{\sqrt{[r \times \sin(\theta)]^2 + \left[r \times \cos(\theta) + \frac{L}{\gamma} \right]^2}} \right)}{L \times r \times \sin(\theta)} \quad (13-5)$$

$$G(r, \theta) = \frac{\arctan \left[\frac{L}{\gamma r \sin \theta} + \cot \theta \right] + \arctan \left[\frac{L}{\gamma r \sin \theta} - \cot \theta \right]}{L r \sin \theta}, \quad \theta \neq 0^\circ \quad (14-5)$$

$$G(r, \theta) = \left[r^2 - \frac{L^2}{\gamma^2} \right]^{-1}, \quad \theta = 0^\circ \quad (15-5)$$

مقادیر حل تحلیلی این تابع در زوایای صفر تا 90° برای فواصل ۰٫۵، ۱، ۲ و ۳ cm از چشمه در جدول

۷-۵ آمده است.

جدول ۵-۷. مقادیر تابع هندسی حاصل از حل تحلیلی برحسب فواصل و زوایای مختلف در این پژوهش.

زوایا برحسب درجه	۰,۵ cm	۱ cm	۲ cm	۳ cm
صفر	۵,۳۳۳۳	۱,۰۶۶۷	۰,۲۵۴۰	۰,۱۱۱۹
۱۰	۵,۲۴۱۰	۱,۰۶۳۶	۰,۲۵۳۸	۰,۱۱۱۸
۲۰	۵,۰۰۳۸	۱,۰۵۵۱	۰,۲۵۳۳	۰,۱۱۱۷
۳۰	۴,۷۰۴۰	۱,۰۴۲۴	۰,۲۵۲۶	۰,۱۱۱۶
۴۰	۴,۴۰۹۳	۱,۰۲۷۶	۰,۲۵۱۷	۰,۱۱۱۴
۵۰	۴,۱۵۶۳	۱,۰۱۲۶	۰,۲۵۰۸	۰,۱۱۱۲
۶۰	۳,۹۵۸۶	۰,۰۹۹۹	۰,۲۵۰۱	۰,۱۱۱۱
۷۰	۳,۸۱۹۱	۰,۹۸۸۸	۰,۲۴۹۳	۰,۱۱۰۹
۸۰	۳,۷۳۶۵	۰,۹۸۲۲	۰,۲۴۸۹	۰,۱۱۰۹
۹۰	۳,۷۰۹۲	۰,۹۷۹۹	۰,۲۴۸۷	۰,۱۱۰۹

۵-۴-۲-۲ محاسبه تابع هندسی با شبیه‌سازی

در این قسمت با شبیه‌سازی چشمه واقعی برای تراپی محاسبات تابع هندسی انجام شده است. از آنجایی که این تابع تنها به چگونگی توزیع چشمه بستگی دارد و به نوع مواد تشکیل دهنده چشمه، کپسول و فضای اطراف آن بستگی ندارد [۴۴] ابتدا، محیط اطراف چشمه را خلأ در نظر گرفته سپس، با صفر قرار دادن چگالی و ترکیبات چشمه و کپسول اطراف آن با استفاده از تالی $F^4(1/\text{cm}^2)$ کد MCNPX [۹۴] شار نوترون‌های خارج شده در فواصل و زوایای مختلف با تاریخچه 5×10^7 ذره، با خطای نسبی کمتر از ۰,۸٪ بدست آمد. جهت مستقل نمودن از واحد، مقادیر این تابع نسبت به نقطه مرجع محاسبات $(r=1 \text{ cm}, \theta=90^\circ)$ تقسیم می‌گردد که نتایج آن در جدول ۵-۸ مشاهده می‌شود.

جدول ۵-۸. مقادیر تابع هندسی حاصل از شبیه‌سازی برحسب فواصل و زوایای مختلف.

زویای برحسب درجه	۰,۵ cm	۱ cm	۲ cm	۳ cm
صفر	۵,۴۶۲۶	۱,۰۵۸۰	۰,۲۵۹۲	۰,۱۱۲۲
۱۰	۵,۳۳۴۷	۱,۰۸۷۵	۰,۲۵۷۴	۰,۱۱۴۱
۲۰	۵,۰۹۳۱	۱,۰۸۲۰	۰,۲۵۹۰	۰,۱۱۴۰
۳۰	۴,۴۰۸۱	۱,۰۶۲۴	۰,۲۵۸۲	۰,۱۱۴۰
۴۰	۴,۵۰۶۰	۱,۰۵۱۱	۰,۲۵۸۰	۰,۱۱۴۰
۵۰	۴,۲۴۶۱	۱,۰۳۴۲	۰,۲۵۶۱	۰,۱۱۴۰
۶۰	۴,۰۵۲۰	۰,۰۱۹۲	۰,۲۵۵۲	۰,۱۱۳۴
۷۰	۳,۹۰۶۱	۱,۰۰۹۸	۰,۲۵۴۳	۰,۱۱۳۴
۸۰	۳,۸۱۷۲	۱,۰۰۴۶	۰,۲۵۲۸	۰,۱۱۳۰
۹۰	۳,۷۹۲۱	۱,۰۰۰۰	۰,۲۵۳۵	۰,۱۱۳۵

تابع هندسی همان طور که بیان شد اثرات هندسه چشمه را در مقدار دز نشان می‌دهد و وابسته به توزیع مواد پرتوزا در چشمه است. به عبارتی این تابع وابستگی فضایی و زاویه‌ای مقدار شار نوترون در اطراف چشمه را نشان می‌دهد. از طرفی با توجه به شکل استوانه‌ای چشمه و کوچک‌تر بودن قطر چشمه‌های براکی‌ترایی از طولشان از تقریب چشمه خطی می‌توان استفاده نمود. تابع هندسی برای چشمه کالیفرنیم در این مطالعه از دو طریق حل تحلیلی و با استفاده از شبیه‌سازی در فواصل و زوایای مختلف اطراف چشمه بدست آمد. نتایج در این دو حالت تطابق خوبی با هم دارند و اختلاف نسبی کمتر از ۲,۵٪ در فواصل و زوایای مختلف اطراف چشمه است، علت آن هم به دلیل در نظر گرفتن چشمه واقعی به جای چشمه خطی در شبیه‌سازی‌ها است. در ادامه کار جهت محاسبه سایر پارامترهای وابسته به تابع هندسی از مقادیر بدست آمده از شبیه‌سازی برای این تابع استفاده شده است.

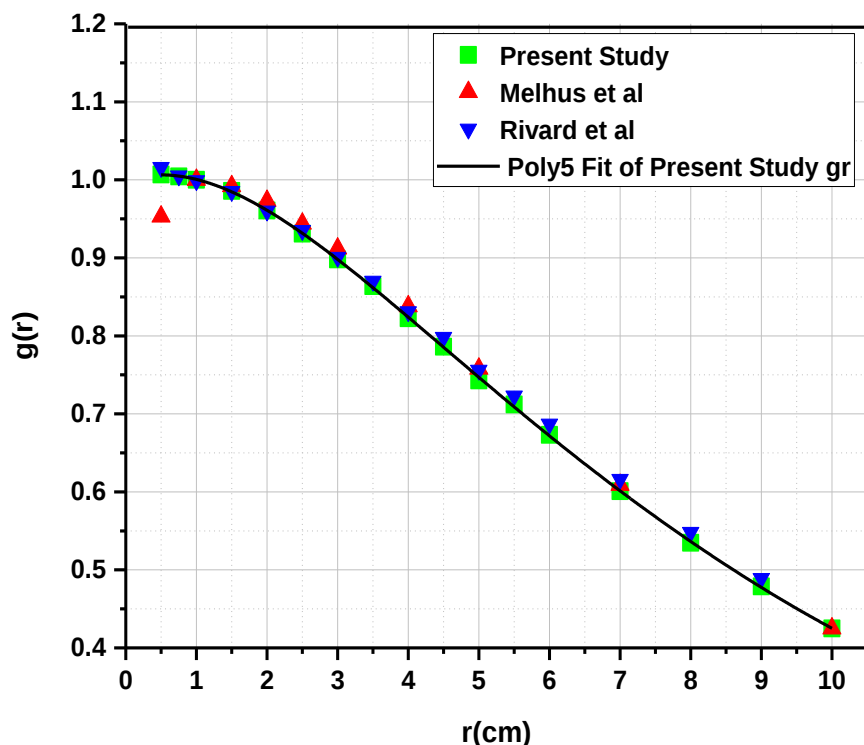
۵-۴-۳ تابع دز شعاعی $g(r)$

پس از انجام شبیه‌سازی‌های مربوط به دز نوترون‌ها و تابع هندسی، تابع دز شعاعی با استفاده از رابطه ۶-۲ بر روی محور عرضی در فواصل ۰,۵ تا ۱۰ cm از چشمه با خطای نسبی کمتر از ۱٪ محاسبه شده است و نتایج آن در جدول ۵-۹ مشاهده می‌گردد.

جدول ۵-۹. مقادیر تابع دز شعاعی محاسبه شده در این کار به همراه نتایج ملهوس و همکاران [۱۰۰].

اختلاف نسبی مطالعه حاضر با ملهوس و همکاران برحسب %	نتایج مطالعه ملهوس و همکاران ^۶ [۱۰۰]	نتایج این مطالعه مدل Isotron	r(cm)
۵,۶۴	۰,۹۵۳	۱,۰۰۷	۰,۵۰
-	-	۱,۰۰۴	۰,۷۵
۰,۰۰	۱,۰۰۰	۱,۰۰۰	۱,۰۰
-۰,۶۳	۰,۹۹۲	۰,۹۸۶	۱,۵۰
-۱,۲۶	۰,۹۷۳	۰,۹۶۱	۲,۰۰
-۱,۳۷	۰,۹۴۴	۰,۹۳۱	۲,۵۰
-۱,۵۵	۰,۹۱۲	۰,۸۹۸	۳,۰۰
-	-	۰,۸۶۴	۳,۵۰
-۱,۸۵	۰,۸۳۸	۰,۸۲۲	۴,۰۰
-	-	۰,۷۸۶	۴,۵۰
-۲,۰۱	۰,۷۵۸	۰,۷۴۳	۵,۰۰
-	-	۰,۷۱۲	۵,۵۰
-	-	۰,۶۷۳	۶,۰۰
-۰,۱۳	۰,۶۰۹	۰,۶۰۱	۷,۰۰
-	-	۰,۵۳۵	۸,۰۰
-	-	۰,۴۷۹	۹,۰۰
۰,۰۳	۰,۴۲۵	۰,۴۲۵	۱۰,۰

^۶Melhus et al



شکل ۵-۵. مقایسه تابع دز شعاعی مدل Isotron، در محیط آب با کار دیگران در آب [۸۹ و ۱۰۰].

به علت تقارن چشمه بر روی محور عرضی، تابع دز شعاعی بیانی از بیشترین مقدار دز رسیده نسبت به نقطه اندازه‌گیری می‌باشد. در واقع در این راستا می‌توان به بهره بالایی از میزان دز جذبی دست یافت. با توجه به جدول ۵-۹، تابع دز شعاعی در فواصل مختلف برای مدل Isotron (با طول فعال ۵ mm) با مقادیر این تابع برای یک چشمه ^{252}Cf تئوری (با طول فعال ۵ mm) مقایسه شده است [۱۰۰]. اختلاف نسبی بین نتایج به خصوص در فاصله ۰.۵ cm از چشمه ۵.۶۴٪ است. علت این امر را می‌توان به متفاوت بودن دو مدل چشمه، چگالی‌های مواد، ضخامت کپسول، و متفاوت بودن نسخه‌های MCNP مورد استفاده در این دو کار نسبت داد.

طبق پروتکل TG-43U1، نتایج تابع دز شعاعی برای کاربردهای عملی را بر یک چند جمله‌ای مرتبه ۵ مطابق با رابطه ۵-۱۶ برازش می‌کنند [۴۴]. نتایج حاصل از برازش تابع دز شعاعی که با استفاده از

نرم افزار اوريجين پرو^۷ ۲۰۱۶ انجام شده است. در شکل ۵-۵ مشاهده می گردد. پارامترهای برازش در جدول ۵-۱۰ با Adj. R-Square = ۰,۹۹۹۹ موجود است.

$$g(r) = a. + a_1 r + a_2 r^2 + a_3 r^3 + a_4 r^4 + a_5 r^5 \quad (۵-۱۶)$$

جدول ۵-۱۰. ضرایب حاصل از برازش همراه با خطا.

خطا	ضرایب
۰,۰۰۴۲۸	$a. = ۰,۹۹۹۴۹$
۰,۰۰۸	$a_1 = ۰,۰۲۸۴۶$
۰,۰۰۴۵۸	$a_2 = -۰,۰۳۴۱۹$
۰,۰۰۱۱	$a_3 = ۰,۰۰۴۳۴$
$۱,۱۶۲۰۳ \times ۱۰^{-۴}$	$a_4 = -۰,۷۵۷۸۶ \times ۱۰^{-۴}$
$۴,۴۵۱۲۷ \times ۱۰^{-۴}$	$a_5 = ۷,۰۷۳۶ \times ۱۰^{-۶}$

۴-۴-۵ محاسبه تابع ناهمسانگردی $F(r,\theta)$

با استفاده از نتایج شبیه سازی های دز جذبی و تابع هندسی تغییرات زاویه ای دز جذبی نوترون ها به دلیل جذب و پراکندگی در مواد چشمه، کپسول و محیط آب اطراف چشمه مطابق با رابطه ۲-۷ در فواصل ۱، ۲، ۳، ۴ و ۵ cm و زوایای مختلف محاسبه گردید. در جدول ۵-۱۱ نتایج این تابع با خطای نسبی کمتر از ۱٪ مشاهده می گردد. مقادیر محاسبه شده این تابع در مطالعه ملهوس و همکاران [۱۰۰] برای یک چشمه ^{252}Cf تثوری (با طول فعال ۵ mm) در جدول ۵-۱۲ آمده است. کتابخانه سطح مقطع نوترون های حرارتی در آب در مطالعه ملهوس و همکاران 1Wtr.60t می باشد در صورتی که در این

^۷Origin Pro

مطالعه از کتابخانه سطح مقطع 1Wtr.01t استفاده شده است. همچنین ضخامت کپسول، طول چشمه، چگالی مواد و ترکیبات در دو مطالعه با یکدیگر متفاوت است.

جدول ۵-۱۱. تابع ناهمسانگردی محاسبه شده برای چشمه ^{252}Cf مدل Isotron در مطالعه حاضر.

زاویا برحسب درجه	۱ cm	۲ cm	۳ cm	۴ cm	۵ cm
۱۰	۱,۰۱۰	۱,۰۰۰	۱,۰۰۰	۱,۰۱۰	۰,۹۹۳
۲۰	۰,۹۹۷	۰,۹۹۵	۱,۰۱۰	۱,۰۱۰	۰,۹۹۸
۳۰	۱,۰۰۰	۱,۰۰۰	۱,۰۰۰	۰,۹۹۹	۱,۰۰۰
۴۰	۰,۹۹۹	۰,۹۹۹	۱,۰۰۰	۱,۰۰۰	۱,۰۰۰
۵۰	۰,۹۹۷	۰,۹۹۴	۰,۹۹۴	۱,۰۰۰	۱,۰۱۰
۶۰	۱,۰۰۰	۱,۰۰۰	۰,۹۹۵	۰,۹۹۸	۱,۰۱۰
۷۰	۰,۹۹۹	۱,۰۰۰	۰,۹۹۷	۱,۰۱۰	۱,۰۰۰
۸۰	۰,۹۹۹	۱,۰۰۰	۰,۹۹۸	۰,۹۹۶	۱,۰۱۰
۹۰	۱,۰۰۰	۱,۰۰۰	۱,۰۰۰	۱,۰۰۰	۱,۰۰۰

جدول ۵-۱۲. تابع ناهمسانگردی محاسبه شده برای یک چشمه تئوری ^{252}Cf در مطالعه ملهوس و همکاران [۱۰۰].

زاویا برحسب درجه	۱ cm	۲ cm	۳ cm	۴ cm	۵ cm
۱۰	۰,۹۸	۰,۹۸	۰,۹۸	۰,۹۹	۰,۹۹
۲۰	۰,۹۹	۰,۹۹	۰,۹۹	۱,۰۰	۰,۹۹
۳۰	۱,۰۰	۱,۰۰	۱,۰۰	۱,۰۰	۱,۰۰
۴۰	۱,۰۰	۱,۰۰	۱,۰۰	۱,۰۰	۱,۰۰
۵۰	۱,۰۰	۱,۰۰	۱,۰۰	۱,۰۰	۱,۰۰
۶۰	۱,۰۰	۱,۰۰	۱,۰۰	۱,۰۰	۱,۰۰
۷۰	۱,۰۰	۱,۰۰	۱,۰۰	۱,۰۰	۱,۰۰
۸۰	۱,۰۰	۱,۰۰	۱,۰۰	۱,۰۰	۱,۰۰
۹۰	۱,۰۰	۱,۰۰	۱,۰۰	۱,۰۰	۱,۰۰

نتایج تابع ناهمسانگردی چشمه ^{252}Cf مدل Isotron، ناهمسانگردی کمی حول چشمه با اختلاف نسبی کمتر از ۱٪ نسبت به واحد را نشان می‌دهد. بنابراین، تابع ناهمسانگردی برای این مدل چشمه جهت اهداف کلینیکی را تقریباً بدون ناهمسانگردی قابل توجهی می‌توان واحد در نظر گرفت.

۵-۴-۵ محاسبه شدت کرما هوا S_k

با استفاده از رابطه ۲-۲ جهت محاسبه شدت کرما هوا ابتدا، می‌بایست آهنگ کرما هوا را بدست آورد سپس، با ضرب نمودن آن در مجذور فاصله این پارامتر را محاسبه کرد. طبق پروتکل TG-43U1 فاصله مرجع برای محاسبات کرما هوا ۱۰۰ cm است. این فاصله از این جهت که چشمه در آن مانند یک چشمه نقطه‌ای رفتار می‌کند انتخاب شده است [۴۴].

جهت انجام شبیه‌سازی ابتدا، چشمه را در مرکز یک کره خلأ به شعاع ۲۰۰ cm قرار داده و کرما هوا در پوسته‌های استوانه‌ای اطراف چشمه به ابعاد ۰,۵ cm × ۰,۵ cm که در آن از هوا پر شده است، در فاصله ۱۰۰ cm از چشمه با استفاده از تالی F_6 محاسبه شده است. سپس، مقدار کرما هوا بدست آمده را در مجذور فاصله ضرب کرده و در نهایت شدت کرما هوا بدست می‌آید. در جدول ۵-۱۳ شدت کرما هوا بدست آمده همراه با نتایج کار دیگران مشاهده می‌گردد.

جدول ۵-۱۳. مقایسه شدت کرما هوا بدست آمده در مطالعات مختلف.

مطالعات مختلف	$S_k(\text{U}/\mu\text{g})$
مطالعه حاضر	$0,3098 \pm 0,0002$
[۶۰] قسون و همکاران	$0,3348 \pm 0,0003$
[۸۹] ریوارد و همکاران	$0,330$ ، خطا ، ۰,۰۲٪

با توجه به جدول ۵-۱۳، مقادیر بدست آمده شدت کرما هوا توسط ریوارد و همکاران [۸۹] و قسون و همکاران [۶۰] مربوط به چشمه ^{252}Cf مدل AT می‌باشد. طول فعال مدل AT، ۳ برابر طول فعال مدل Isotron است (طول فعال مدل AT، ۱۵ mm و طول فعال مدل Isotron، ۰٫۵ mm است). در مدل AT چشمه توسط دو کپسول محافظت می‌شود در صورتی که در مدل Isotron چشمه تنها دارای یک کپسول است. در مطالعات صورت گرفته توسط قسون و همکاران و ریوارد و همکاران طیف انرژی نوترون‌ها با استفاده از تابع وات می‌باشد و شبیه‌سازی‌ها به ترتیب با کد MCNP5 [۸۹] و MCNP4B [۱۰۱] انجام شده است اما در این مطالعه از کد MCNPX [۹۴] جهت ترابرد ذرات استفاده شده و در تعریف طیف انرژی نوترون‌ها تابع ماکسول به کار رفته است.

۵-۴-۶ محاسبه ثابت آهنگ دز Λ_n

مقدار این ثابت مطابق با رابطه ۲-۴ از تقسیم آهنگ دز جذبی در نقطه مرجع ($r = 1 \text{ cm}$, $\theta = 90^\circ$) به شدت کرما هوا بدست می‌آید. در جدول ۵-۱۴ مقدار این ثابت به همراه نتایج کار دیگران که برای مدل AT انجام شده مشاهده می‌گردد.

جدول ۵-۱۴. مقدار ثابت آهنگ دز بدست آمده در مطالعات مختلف.

مطالعات مختلف	$\Lambda_n (\text{cGyh}^{-1}\text{U}^{-1})$
مطالعه حاضر	$6,559 \pm 0,003$
[۵۹] پارادس و همکاران	$5,719 \pm 0,005$
[۶۰] قسون و همکاران	$5,579 \pm 3,7368 \times 10^{-4}$

با توجه به آن که ثابت آهنگ دز به هندسه چشمه، توزیع خاص ماده رادیواکتیویته چشمه، ترکیبات مواد چشمه، کپسول و محیط اطراف آن بستگی دارد مقدار آن برای مدل‌های مختلف متفاوت بدست می‌آید.

۵-۵ گاما گسیلی از چشمه ^{252}Cf

دز ناشی از گاماهاى چشمه ^{252}Cf ، شامل گاماهاى ناشى از لحظه واپاشى به همراه گاماهاى گسیلى از محصولات شکافت است که به آنها گاماهاى اوليه يا آنى نیز مى گویند. میانگین تعداد این گاماها ۸ می باشد و انرژی متوسط آنها ۱ MeV است. علاوه بر این گاماها وقتى انرژی نوترون ها به محدوده انرژی حرارتى مى رسد توسط هیدروژن آب گیراندازى شده و طى واکنش $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$ گاماهاى با انرژی ۲,۲ MeV گسیل مى شوند که به آنها، گاماهاى ثانويه مى گویند. بنابراین دز ناشى از گاماهاى چشمه شامل مجموع گاماهاى اوليه و ثانويه است [۱۰۲]. جهت انجام شبیه سازی ها برای محاسبات آهنگ دز جذبی گاماهاى اوليه و ثانويه همانند آنچه که برای محاسبات دز جذبی نوترون ها صورت گرفت از اطلاعات جداول ۵-۳ و ۵-۴ به طور مجزا استفاده شده است.

۵-۵-۱ محاسبه دز گاما اوليه چشمه ^{252}Cf

محاسبه آهنگ دز پرتو گاما اوليه در اطراف چشمه به طیف پرتو گاما اوليه اى که از چشمه ^{252}Cf گسیل مى شود بستگى دارد. در مطالعه رابرت اس. کلم^۸ [۶۹] طیف مربوط به پرتو گاما اوليه از داده هاى مارتین^۹ در ORNL^{۱۰} [۱۰۳]، که محدوده انرژی آن از ۰,۰۵ تا ۱۰ MeV می باشد استفاده شده است. آل سیحتی [۶۱]، در مطالعه خود طیف مربوط به پرتو گاما اوليه را از اندازه گیری ماینشین^{۱۱} [۸۸]، که در محدوده ۰,۰۸۶ تا ۸ MeV می باشد به کار گرفته است. از طرفی پرتوهای گاما با انرژی های کمتر از ۲۰ keV بیشتر انرژی شان را تا فاصله ۱,۵ cm از چشمه ذخیره می کنند و اگر سهم این گاماها در طى حرکت در ماده در نظر گرفته نشود موجب تخمین کمتری از میزان دز واقعی در فواصل نزدیک به چشمه می شود. بنابراین باید طیفی را انتخاب کنیم که منجر به نتیجه درستی در شبیه سازی ها شود.

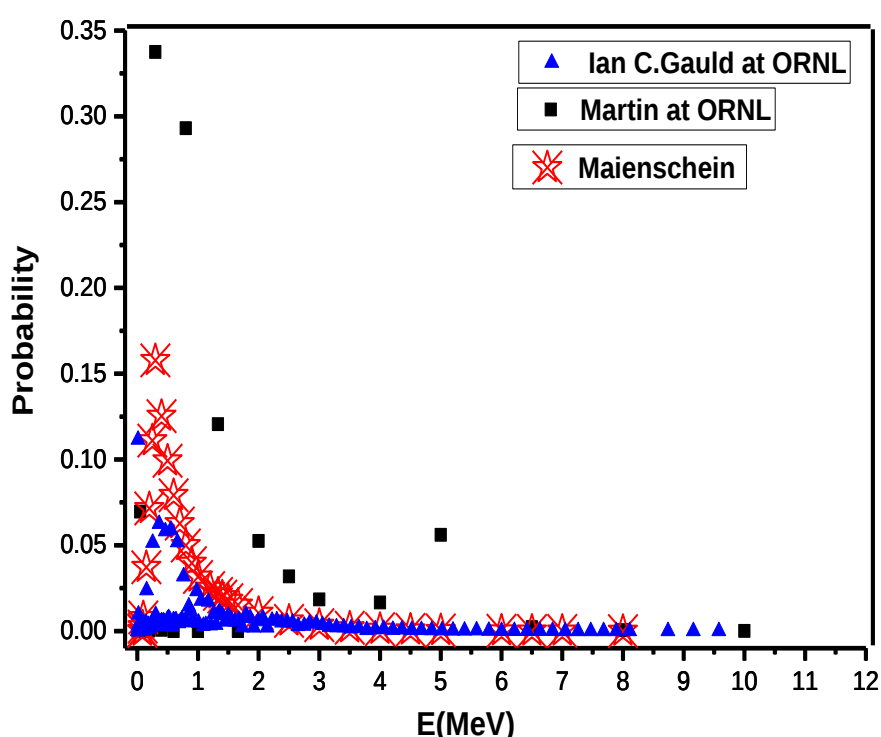
^۸Robert S. Kelm

^۹Martin

^{۱۰}Oak Ridge National Laboratory

^{۱۱}Maienshein

طیف تصحیح شده‌ای که توسط ایان سی گاولد^{۱۲} در ORNL بدست آمده است شامل محدوده انرژی‌های پائین نیز می‌باشد [۱۰۴]. در چنین حالتی اگر گاما‌های کم انرژی بتوانند از پوشش چشمه فرار کنند منجر به ثبت انرژی خود در فواصل نزدیک به چشمه خواهند شد که در صورت نادیده گرفتن آن‌ها آهنگ دز گاما پائین‌تر از میزان واقعی بدست می‌آید. در شکل ۵-۶، سه توزیع مختلف طیف گاما‌های گسیل شده از چشمه کالیفرنیم با یکدیگر مقایسه شده‌اند.



شکل ۵-۶. مقایسه سه طیف مختلف گاما‌های اولیه چشمه ^{252}Cf [۸۸، ۱۰۳، ۱۰۴].

با توجه به شکل ۵-۶، تنها طیف بدست آمده توسط ایان سی گاولد توصیف مناسبی از پرتوهای گاما در محدوده انرژی‌های پائین را دارد [۱۰۴]. در ادامه کار از این طیف جهت تعریف پرتوهای گاما اولیه استفاده شده است.

^{۱۲}Ian C. Gauld

جهت محاسبات آهنگ دز جذبی گاماهاى اولیه ابتدا، چشمه را در مرکز یک فانتوم کروی آب به شعاع ۲۰ cm قرار داده سپس، دز جذبی در فواصل ۰,۵ تا ۱۰ cm بر روی محور عرضی چشمه در پوسته‌های استوانه‌ای به ابعاد ۰,۲ mm × ۰,۲ mm با استفاده از تالی F۸* و با تقسیم بر جرم سلول مورد نظر برحسب MeV/g بدست آمد. خطای نسبی حاصل از شبیه‌سازی‌ها با تاریخچه ۱×۱۰^۸ ذره کمتر از ۵٪ در تمامی فواصل می‌باشد. جهت تبدیل واحد (MeV/g) به آهنگ دز جذبی برحسب (cGy/μg.h) از ضریب تبدیل رابطه ۵-۱۷ استفاده شده است.

$$\text{ضریب تبدیل} = \frac{1,3 \times 10^7 \text{ گاما}}{\mu\text{g.s}} \times \frac{1,602 \times 10^{-13} \text{ J}}{\text{MeV}} \times \frac{3600 \text{ s}}{\text{h}} \times \frac{1000 \text{ g}}{\text{Kg}} \times \frac{100 \text{ cGy}}{\text{Gy}} \quad (۵-۱۷)$$

۵-۲ محاسبه دز گاما ثانویه چشمه ^{۲۵۲}Cf

دز گاما ثانویه حاصل گیراندازی نوترون حرارتی توسط هیدروژن آب طی واکنش ^۱H(n,γ)^۲H می‌باشد. جهت محاسبه دز جذبی این گاماها در برنامه جداگانه ابتدا، چشمه گسیلنده نوترون را در مرکز یک فانتوم کروی آب به شعاع ۲۰ cm قرار داده سپس، دز جذبی گاما در فواصل ۰,۵ تا ۱۰ cm بر روی محور عرضی چشمه در پوسته‌های استوانه‌ای به ابعاد ۰,۲ mm × ۰,۲ mm با استفاده از تالی F۸* [۹۴] با تاریخچه ۱×۱۰^۹ ذره و تقسیم نمودن بر جرم سلول مورد نظر برحسب MeV/g بدست آمد. خطای نسبی محاسبات دز گاما ثانویه کمتر از ۶٪ برای تمامی فواصل می‌باشد. جهت محاسبه آهنگ دز جذبی برحسب (cGy/μg.h) از ضریب تبدیل رابطه ۵-۱۸ استفاده شده است.

$$\text{ضریب تبدیل} = \frac{2,31434 \times 10^6 \text{ نوترون}}{\mu\text{g.s}} \times \frac{1,602 \times 10^{-13} \text{ J}}{\text{MeV}} \times \frac{3600 \text{ s}}{\text{h}} \times \frac{1000 \text{ g}}{\text{Kg}} \times \frac{100 \text{ cGy}}{\text{Gy}} \quad (۵-۱۸)$$

۵-۳ محاسبه دز گاما کل چشمه ^{252}Cf

دز گاما کل حاصل از چشمه ^{252}Cf از مجموع دز گاماهاى اولیه و ثانویه در محیط آب اطراف چشمه طبق رابطه ۵-۱۹ حاصل می‌شود [۱۰۵].

$$D(\text{دز گاما کل}) = D(\text{دز گاما ثانویه}) + D(\text{دز گاما اولیه}) \quad (۵-۱۹)$$

جدول ۵-۱۵. آهنگ دز گاماهاى اولیه، ثانویه و کل برحسب $\text{cGy}/\mu\text{g.h}$ با استفاده از اطلاعات جدول ۵-۳ در این پژوهش.

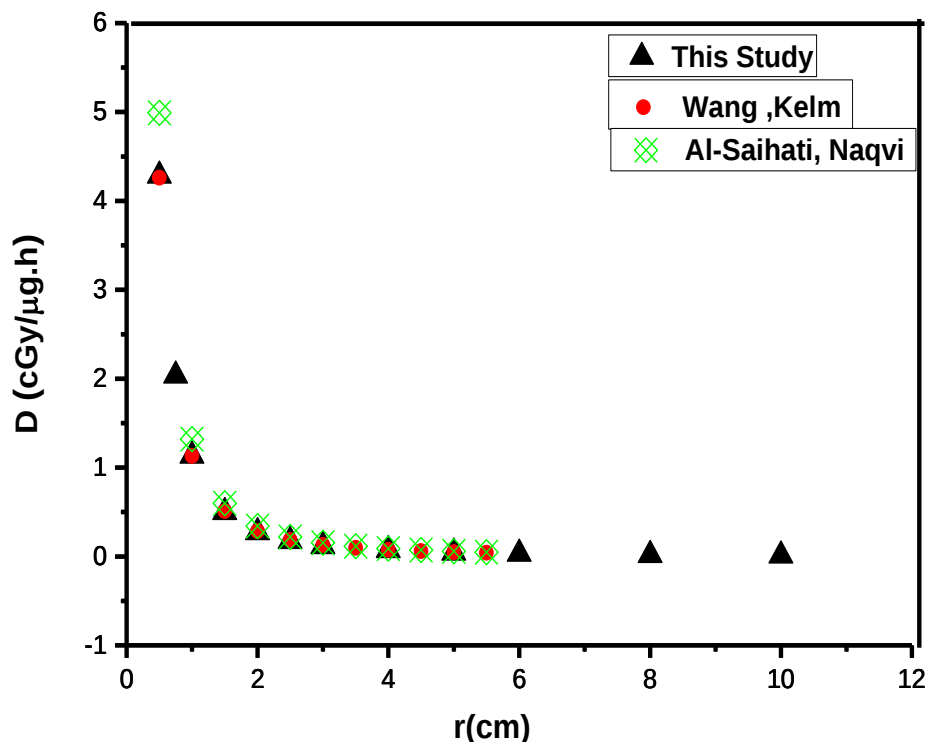
فواصل (cm)	آهنگ دز گاما اولیه	آهنگ دز گاما ثانویه	آهنگ دز گاما کل
۰,۵۰	۴,۲۷۰۰۰	۰,۰۲۳۶۰	۴,۳۰۰۰۰
۰,۷۵	۲,۰۱۰۰۰	۰,۰۱۱۰۰	۲,۰۲۰۰۰
۱,۰۰	۱,۱۱۰۰۰	۰,۰۰۶۷۰	۱,۱۲۰۰۰
۱,۵۰	۰,۴۹۱۰۰	۰,۰۰۳۲۷	۰,۴۹۵۰۰
۲,۰۰	۰,۲۷۰۰۰	۰,۰۰۲۰۶	۰,۲۷۲۰۰
۲,۵۰	۰,۱۷۱۰۰	۰,۰۰۱۴۸	۰,۱۷۲۰۰
۳,۰۰	۰,۱۱۵۰۰	۰,۰۰۱۰۷	۰,۱۱۶۰۰
۴,۰۰	۰,۰۶۹۳۰	۰,۰۰۰۷۲	۰,۰۷۰۰۰
۵,۰۰	۰,۰۴۰۲۰	۰,۰۰۰۵۷	۰,۰۴۰۸۰
۶,۰۰	۰,۰۲۸۵۰	۰,۰۰۰۴۶	۰,۰۲۹۰۰
۸,۰۰	۰,۰۱۵۴۰	۰,۰۰۰۲۷	۰,۰۱۵۶۰
۱۰,۰۰	۰,۰۰۹۴۸	۰,۰۰۰۱۹	۰,۰۰۹۶۶

جدول ۵-۱۶. آهنگ دز گاماهاى اولیه، ثانويه و کل برحسب $\text{cGy}/\mu\text{g.h}$ با استفاده از اطلاعات جدول ۴-۵ در این پژوهش.

فواصل (cm)	آهنگ دز گاما اولیه	آهنگ دز گاما ثانويه	آهنگ دز گاما کل
۰,۵۰	۴,۲۶۰۰۰	۰,۰۱۹۵۰	۴,۲۸۰۰۰
۰,۷۵	۲,۰۲۰۰۰	۰,۰۰۹۶۱	۲,۰۳۰۰۰
۱,۰۰	۱,۱۳۰۰۰	۰,۰۰۵۵۰	۱,۱۳۰۰۰
۱,۵۰	۰,۴۹۶۰۰	۰,۰۰۲۸۳	۰,۴۹۹۰۰
۲,۰۰	۰,۲۷۰۰۰	۰,۰۰۱۸۶	۰,۲۷۲۰۰
۲,۵۰	۰,۱۷۱۰۰	۰,۰۰۱۳۴	۰,۱۷۲۰۰
۳,۰۰	۰,۱۱۵۰۰	۰,۰۰۰۹۸	۰,۱۱۶۰۰
۴,۰۰	۰,۰۶۹۷۰	۰,۰۰۰۷۰	۰,۰۷۰۴۰
۵,۰۰	۰,۰۴۰۴۰	۰,۰۰۰۵۵	۰,۰۴۱۰۰
۶,۰۰	۰,۰۲۹۶۰	۰,۰۰۰۴۶	۰,۰۳۰۰۰
۸,۰۰	۰,۰۱۵۴۰	۰,۰۰۰۲۶	۰,۰۱۵۷۰
۱۰,۰۰	۰,۰۰۹۵۷	۰,۰۰۰۱۷	۰,۰۰۹۷۴

مقادير دز گاما کل بدست آمده در جداول ۵-۱۵ و ۵-۱۶ با يکديگر تطابق خوبي دارند.

در شکل ۵-۷ مقدار دز گاما کل بدست آمده از جدول ۵-۱۶ که از اطلاعات آن در محاسبات پارامترهای دزیمتری نوترون نیز استفاده شد در نظر گرفته و مقادير آن با نتایج مطالعات ديگران مقایسه شده است.



شکل ۵-۷. مقایسه آهنگ دز گاما کل حاصل از چشمه ^{252}Cf مدل Isotron در این پژوهش و مطالعات دیگران در آب [۶۱ و ۹۷].

همان طور که در شکل ۵-۷ مشاهده می‌شود مقایسه بین آهنگ دز گاما کل همراه با نتایج کار شبیه-سازی شده توسط وانگ و کلم [۶۱] و آل سیحتی و نکوی [۹۷] که برای مدل Isotron در محیط آب صورت گرفته با یکدیگر تطابق خوبی دارند. با افزایش فاصله از چشمه آهنگ دز گاما کل کاهش پیدا می‌کند و در فواصل نزدیک به چشمه (کمتر از ۲ cm) به دلیل جذب فوتوالکتریک، گاما‌های کم انرژی با شیب تندتری، بیشترین میزان انرژی خود را به جا می‌گذارند. همچنین با توجه به جدول ۵-۱۳، دز گاما اولیه بیشترین میزان تأثیر در دز گاما کل را دارد.

۵-۶ بتاهای خروجی از چشمه ^{252}Cf

ذرات بتا که از واپاشی محصولات شکافت گسیل می‌گردند یکی دیگر از پرتوهای مورد بررسی در این مطالعه می‌باشد. از هر $1\mu\text{g}$ از ^{252}Cf حدود $3,8 \times 10^6$ ذرات بتا در هر ثانیه در محدوده انرژی $0,025$ تا 8 MeV گسیل می‌شود [۷۰]. تعدادی از این ذرات به دلیل ضخامت نازک کپسول ($0,2\text{ mm}$) ممکن است از آن عبور کنند و یا با احتمال بیشتر، در طی عبور از حفاظ چشمه تولید تابش‌های ایکس ترمزی کرده و از دیواره کپسول فرار کنند. در چنین رویدادی این پرتوها در طی اندرکنش با محیط با به جا گذاشتن انرژی خود موجب افزایش دز گاما، به خصوص در نواحی نزدیک به چشمه می‌شوند.

۵-۶-۱ بررسی ذرات بتا خارج شده از کپسول چشمه ^{252}Cf

کپسول چشمه مدل Isotron، از آلیاژ پلاتین/ ایریدیم با 90% پلاتین و 10% ایریدیم است. ضخامت این کپسول همان طور که قبلاً بیان شد $0,2\text{ mm}$ می‌باشد. با توجه به محدوده انرژی ذرات بتا که بین $0,025$ تا 8 MeV است [۷۰] جهت بررسی عبور و یا عدم عبور ذرات بتا از دیواره ابتدا، برد ذرات بتا در کپسول محاسبه می‌گردد. جهت انجام این امر از معادله نیمه تجربی بدست آمده توسط تاباتا و همکاران^{۱۳} [۱۰۶] که برد در محدوده $0,0003$ تا 30 MeV مطابق با رابطه $5-20$ را می‌دهد استفاده کرده و یک برنامه فرترن جهت محاسبات برد بتاها در درون کپسول اطراف چشمه نوشته شد. سپس، با استفاده از آن نمودار برد برحسب انرژی‌های مختلف بدست آمد.

$$R(\text{kg}/\text{m}^2) = a_1 \left(\frac{\ln(1 + a_2(\gamma-1))}{a_2} - \frac{a_2(\gamma-1)}{1 + a_2(\gamma-1)^{a_3}} \right) \quad (20-5)$$

که در آن:

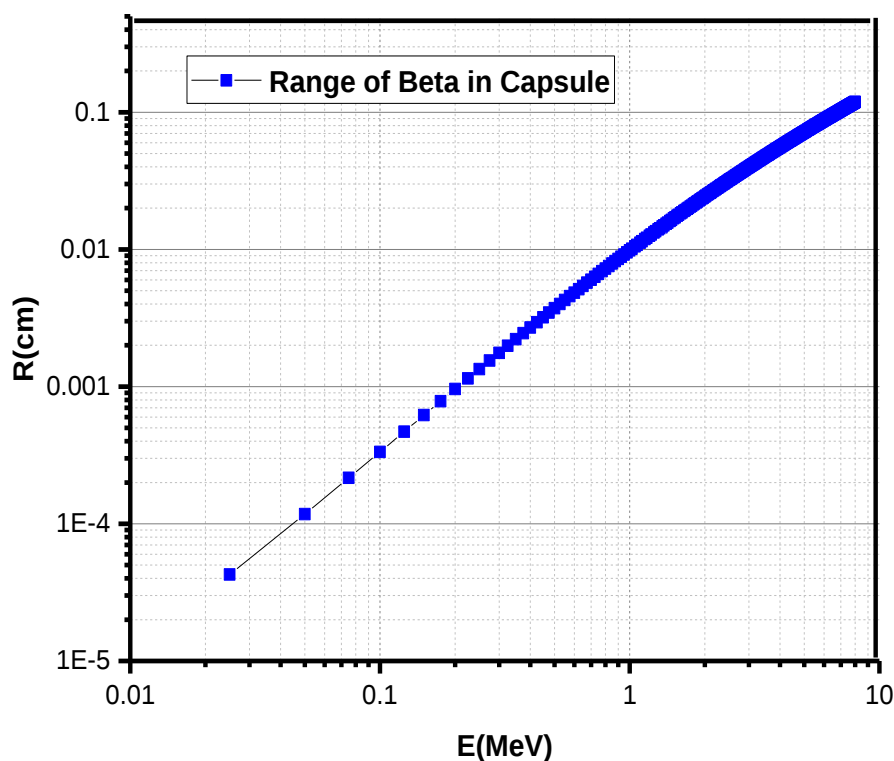
^{۱۳}Ito and Okabe

$$a_1 = \frac{2,335 A}{Z^{1,209}}, \quad a_2 = 1,78 \times 10^{-4} Z, \quad a_3 = 0,9891 - (3,01 \times 10^{-4} Z)$$

$$a_4 = 1,468 - (1,180 \times 10^{-2} Z), \quad a_5 = \frac{1,232}{Z^{0,109}}$$

$$\gamma = (T + Mc^2) / Mc^2$$

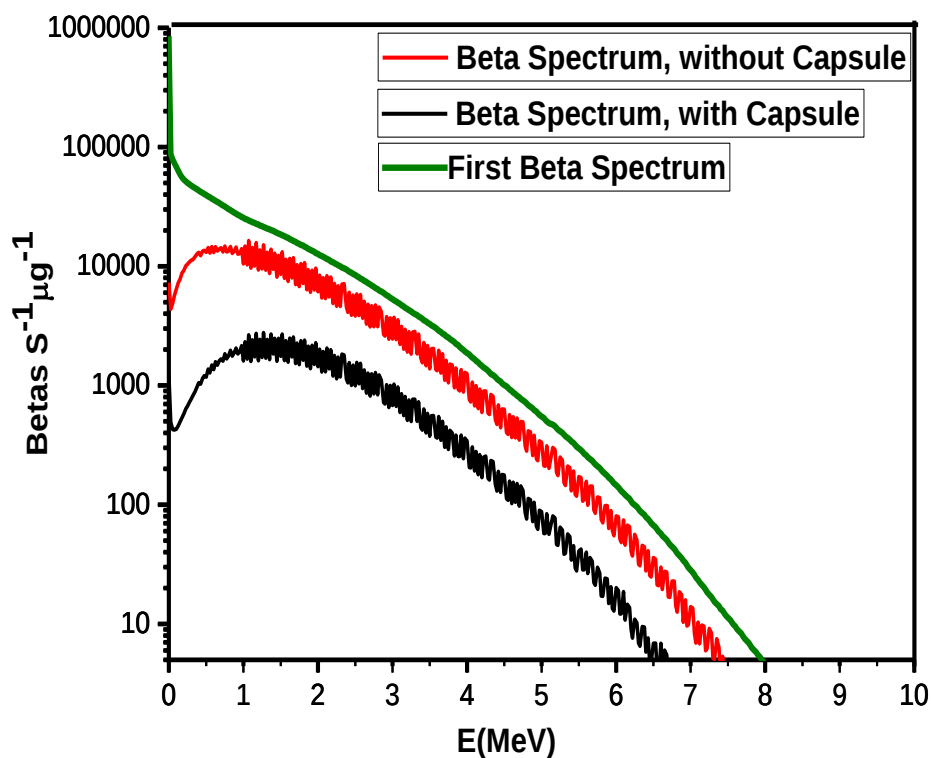
و T, M, Z و A به ترتیب برابر است با: انرژی ذره، جرم سکون ذره، عدد اتمی ماده و عدد جرمی ماده می‌باشد. در شکل ۵-۸، نمودار برد ذرات بتا در دیواره کپسول چشمه مدل Isotron مشاهده می‌گردد.



شکل ۵-۸. برد بتاها در کپسول اطراف چشمه ^{252}Cf مدل Isotron بر حسب انرژی‌های مختلف در این پژوهش.

نتایج نشان می‌دهند که، در انرژی‌های کمتر از ۱,۷ MeV برد ذرات بتا کمتر از ۰,۰۲ cm (ضخامت کپسول) است و ذرات با انرژی بیشتر از ۱,۷ MeV می‌توانند از کپسول چشمه فرار کنند و انرژی خود

را در محیط اطراف چشمه به جا بگذارند. بنابراین محاسبات مربوط به برد ذرات بتا، حاکی از آن است که لزوماً همه‌ی آن‌ها در کپسول اطراف چشمه متوقف نمی‌شوند بلکه تعدادی از آن‌ها که بردشان بیشتر از ضخامت کپسول بوده می‌توانند از دیواره کپسول فرار کنند و در دزیمتری اطراف چشمه سهیم باشند. در ادامه برای بررسی‌های بیشتر، بتاهای گسیلی از چشمه ترابرد شده است. بدین صورت که، با استفاده از تالی (تعداد ذره) F_1 کد MCNPX، تعداد ذرات عبوری از کپسول چشمه بر روی سطح کره‌ای که آن را شامل می‌شود در دو حالت مورد ارزیابی قرار گرفته است: (۱) بررسی اثر خود جذبی چشمه بر روی طیف خروجی، که در این حالت تنها مواد چشمه تعریف شده و از تعریف مواد جداره کپسول صرف نظر شده است. (۲) بررسی اثر مواد کپسول و چشمه بر روی طیف خروجی، که در این حالت جنس مواد جداره هم در شبیه‌سازی لحاظ شده است. نتایج حاصل از این شبیه‌سازی‌ها همراه با طیف اولیه بتا جهت مقایسه در شکل ۵-۹ مشاهده می‌گردد.



شکل ۵-۹. مقایسه طیف بتاهای گسیل شده از چشمه ^{252}Cf در اثر خودجذبی چشمه، اثر کپسول و مواد چشمه در این مطالعه با طیف اولیه بتا.

۵-۶-۲ محاسبه دز جذبی تابش‌های ایکس ترمزی و ذرات بتا گسیلی از

چشمه ^{252}Cf

تالی F8 (تالی ارتفاع پالس)، مقدار فراوانی ذرات ثبت شده در هر انرژی در سلول مورد نظر را محاسبه می‌کند. این تالی مانند دیگر تالی‌های کد MCNP یک تالی ردیابی مسیر سلول نیست و همه فرآیندهایی که از هنگام تولد تا نابودی ذره رخ می‌دهند در نهایت با یکدیگر جمع شده و در انرژی مربوطه ثبت می‌گردد. بنابراین تفاوتی بین mode e با mode e p وجود ندارد [۹۴] به عبارتی فرقی بین ترابرد فقط بتاها و یا پرتوهای ایکسی که توسط این بتاها تولید می‌شوند به دلیل جمع همه‌ی رویدادها تا تمام شدن تاریخچه ذره قائل نیست. جهت انجام محاسبات دز ناشی از بتاها و تابش‌های ایکس ترمزی، چشمه را در مرکز یک فانتوم کروی آب به شعاع ۲۰ cm قرار داده و بدین ترتیب آهنگ دز جذبی در پوسته‌های استوانه‌ای به ابعاد $0.2\text{ cm} \times 0.2\text{ cm}$ در فواصل ۰.۵ تا ۶ cm از چشمه با استفاده از تالی F8* کد MCNPX و با تقسیم بر جرم سلول مورد نظر برحسب MeV/g محاسبه شد. با توجه به اینکه در هر $1\text{ }\mu\text{g}$ از ^{252}Cf ، حدود 3.8×10^6 ذرات بتا در هر ثانیه گسیل می‌شود [۷۰] آهنگ دز جذبی برحسب cGy/ $\mu\text{g.h}$ بدست آمد. نتایج بدست آمده در جدول ۵-۱۷ با تاریخچه 4×10^8 ذره با خطای نسبی کمتر از ۵٪ مشاهده می‌گردد.

جدول ۵-۱۷. آهنگ دز ذرات بتا و تابش‌های ایکس ترمزی برحسب $\text{cGy}/\mu\text{g.h}$ در مطالعه حاضر.

فواصل (cm) آهنگ دز تابش‌های ایکس ترمزی و ذرات بتا	
$9,73 \times 10^0$	۰,۵۰
$3,34 \times 10^0$	۰,۷۵
$1,28 \times 10^0$	۱,۰۰
$2,10 \times 10^{-1}$	۱,۵۰
$3,94 \times 10^{-2}$	۲,۰۰
$9,75 \times 10^{-3}$	۲,۵۰
$4,59 \times 10^{-3}$	۳,۰۰
$2,16 \times 10^{-3}$	۴,۰۰
$1,39 \times 10^{-3}$	۵,۰۰
$9,59 \times 10^{-4}$	۶,۰۰

۵-۷ بررسی ذرات آلفا گسیلی از چشمه ^{252}Cf

حدود ۹۶,۶٪ مد واپاشی چشمه ^{252}Cf ، ذرات آلفاست. شبیه‌سازی جهت بررسی اینکه آیا ذرات آلفا گسیلی در کپسول چشمه متوقف می‌شوند یا می‌توانند با عبور از آن سهمی در دز جذبی کل پرتوهای خروجی از چشمه در محیط اطراف آن داشته باشند صورت گرفته است. جهت انجام این امر شار آلفاهای خروجی از چشمه بر روی سطح کره‌ای که آن را احاطه کرده باشد با استفاده از تالی $F2$ مورد محاسبه قرار گرفت اما نتیجه تالی در این حالت مقدار صفر بدست آمد. به عبارتی، ذرات آلفا توسط کپسول و مواد چشمه جذب شده و سهمی در دز کلی پرتوهای خروجی از چشمه ندارند.

۵-۸ محاسبه دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه ^{252}Cf

چشمه ^{252}Cf علاوه بر نوترون‌ها پرتوهای گاما و ذرات آلفا و بتا نیز از خود ساطع می‌کند. در بررسی‌های انجام شده در این مطالعه نشان داده شد که، علاوه بر نوترون‌ها و گاماها، تابش‌های ایکس ترمزی و ذرات بتا عبوری از چشمه نیز در دزیمتری اطراف چشمه نقش دارند. بنابراین از لحاظ فیزیکی دز کل در محیط اطراف چشمه برابر با مجموع دز ناشی از هر کدام از این مولفه‌ها است. در کاربردهای کلینیکی آنچه که اهمیت دارد دز بیولوژیکی این پرتوهاست زیرا هر مولفه آثار متفاوتی در مواجهه با بافت بدن می‌تواند به جا بگذارد. از این رو دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه (بخش ۱-۷) با استفاده از اثر زیست شناختی مربوط به هر مولفه، طبق رابطه ۵-۲۱ محاسبه شده است.

$$D_{\text{کل}} = D_n \text{RBE}_n + D_\gamma \text{RBE}_\gamma + D_{\beta, X} \text{RBE}_{\beta, X} \quad (5-21)$$

$$D_{\text{کل}} = 6D_n + D_\gamma + D_{\beta, X}$$

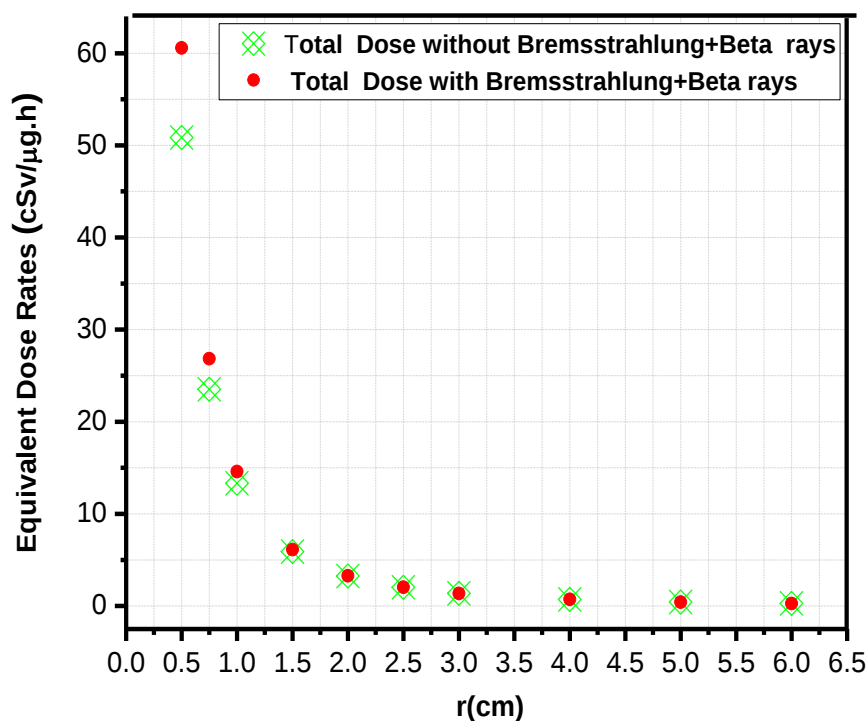
مقدار ضریب RBE، برای نوترون‌های چشمه ^{252}Cf ، ۶ گزارش شده است و مقادیر آن برای پرتوهای گاما و بتا ۱ است [۱۰۷].

۵-۸-۱ تأثیر دز ناشی از تابش‌های ایکس و ذرات بتا بر دز معادل کل

جهت نشان دادن میزان تأثیر دز ناشی از تابش‌های ترمزی و ذرات بتا بر دز معادل کل، محاسبات دز معادل کل در دو حالت با یکدیگر مقایسه شده است. (۱) محاسبه دز معادل کل با حضور تابش ترمزی و ذرات بتا. (۲) محاسبه دز معادل کل بدون حضور این مولفه. در شکل ۵-۱۰، این دو حالت با یکدیگر مقایسه شده‌اند. در جدول ۵-۱۸، دز معادل هر یک از مولفه‌های دز به همراه دز معادل کل مشاهده می‌گردد.

جدول ۵-۱۸. آهنگ دز معادل هر یک مولفه‌های دز بر حسب $\text{cSv}/\mu\text{g h}$ در این پژوهش.

فواصل (cm)	دز معادل تابش ترمزی و ذرات بتا	دز معادل گاما کل	دز معادل نوترون	دز معادل کل
۰,۵۰	$9,73 \times 10^0$	$4,28 \times 10^0$	$4,66 \times 10^1$	$6,06 \times 10^1$
۰,۷۵	$3,34 \times 10^0$	$2,03 \times 10^0$	$2,15 \times 10^1$	$2,69 \times 10^1$
۱,۰۰	$1,28 \times 10^0$	$1,13 \times 10^0$	$1,22 \times 10^1$	$1,46 \times 10^1$
۱,۵۰	$2,10 \times 10^{-1}$	$4,99 \times 10^{-1}$	$5,41 \times 10^0$	$6,12 \times 10^0$
۲,۰۰	$3,94 \times 10^{-2}$	$2,72 \times 10^{-1}$	$2,97 \times 10^0$	$3,28 \times 10^0$
۲,۵۰	$9,75 \times 10^{-3}$	$1,72 \times 10^{-1}$	$1,85 \times 10^0$	$2,03 \times 10^0$
۳,۰۰	$4,59 \times 10^{-3}$	$1,16 \times 10^{-1}$	$1,24 \times 10^0$	$1,36 \times 10^0$
۴,۰۰	$2,16 \times 10^{-3}$	$7,04 \times 10^{-2}$	$6,39 \times 10^{-1}$	$7,11 \times 10^{-1}$
۵,۰۰	$1,39 \times 10^{-3}$	$4,10 \times 10^{-2}$	$3,70 \times 10^{-1}$	$4,12 \times 10^{-1}$
۶,۰۰	$9,59 \times 10^{-4}$	$3,00 \times 10^{-2}$	$2,33 \times 10^{-1}$	$2,64 \times 10^{-1}$



شکل ۵-۱۰. مقایسه دز معادل کل با در نظر گرفتن دز معادل تابش‌های ترمزی و ذرات بتا و بدون در نظر گرفتن آن‌ها در محیط آب اطراف چشمه براکی‌ترایی ^{252}Cf .

جهت نشان دادن اثر دز ناشی از تابش ترمزی و ذرات بتا در دز معادل کل، اختلاف نسبی دز معادل کل با احتساب این پرتوها (تابش ترمزی و ذرات بتا) نسبت به بدون در نظر گرفتن آن‌ها برحسب درصد در جدول ۱۹-۵ محاسبه شده است.

جدول ۱۹-۵. اختلاف نسبی دز معادل کل با احتساب دز پرتوهای ترمزی و بتا نسبت به دز معادل کل بدون در نظر گرفتن این پرتوها برحسب درصد در این پژوهش.

فواصل (cm)	اختلاف نسبی برحسب درصد
۰,۵۰	۱۹,۱۴
۰,۷۵	۱۴,۱۸
۱,۰۰	۹,۶۲
۱,۵۰	۳,۵۶
۲,۰۰	۱,۲۲
۲,۵۰	۰,۴۸
۳,۰۰	۰,۳۳
۴,۰۰	۰,۳۱
۵,۰۰	۰,۳۴
۶,۰۰	۰,۳۷

با توجه به جدول ۱۹-۵ نتایج نشان می‌دهند که، اختلاف نسبی مقادیر دز معادل کل در حالتی که دز ناشی از پرتوهای ترمزی و ذرات بتا در نظر گرفته شود نسبت به حالتی که این مقادیر در دز معادل کل منظور نشوند در فاصله ۰,۵۰ cm از چشمه ۱۹٪ و در فواصل ۰,۷۵ cm و ۱,۰۰ cm از چشمه به ترتیب بیش از ۱۴٪ و ۹٪ می‌باشد. با افزایش فاصله از چشمه میزان تأثیر این پرتوها در دز معادل کل کم شده به طوری که در فاصله ۲,۵۰ cm مقادیر آن به کمتر از ۰,۵٪ می‌رسد.

۵-۹ نتیجه گیری

بررسی پرتوهای مختلف در این فصل طبق توصیه‌های انجمن فیزیک پزشکی آمریکا به دلیل آنکه تقریباً دو سوم بدن را آب تشکیل می‌دهد و عناصر هیدروژن و اکسیژن درصد بالایی از عناصر بافت بدن می‌باشند در محیط آب اطراف چشمه صورت گرفت. با بررسی‌های صورت گرفته تابع ماکسول به عنوان طیف نوترون‌های گسیلی از چشمه کالیفرنیم انتخاب شد. هر یک از پارامترهای دزیمتری مربوط به نوترون‌ها در محیط آب محاسبه شد و تابع ناهمسانگردی به دلیل دیواره نازک چشمه، ناهمسانگردی کمی حول چشمه با اختلاف نسبی کمتر از ۱٪ نسبت به واحد را نشان داد. بنابراین تابع ناهمسانگردی برای این مدل چشمه جهت اهداف کلینیکی را تقریباً بدون ناهمسانگردی قابل توجهی می‌توان در نظر گرفت. آهنگ دز گاما کل که به صورت مجموع گاما اولیه و ثانویه محاسبه شد در فواصل نزدیک به چشمه (کمتر از ۲ cm) با شیب تندتری انرژی خود را به جا می‌گذارند و دز گاما اولیه بیشترین میزان تأثیر در دز گاما کل را دارد. ذرات بتا حاصل از چشمه کالیفرنیم نیز مورد بررسی قرار گرفت و مشاهده شد تعدادی از این ذرات با احتمالی بدون برهم‌کنش از دیواره نازک چشمه عبور کرده و یا ممکن است طی تابش ترمزی در برخورد با دیواره کپسول تولید پرتوهای ایکس کم‌انرژی کنند که نادیده گرفتن آن‌ها به خصوص در فواصل نزدیک به چشمه ممکن است تخمین کمتری از میزان دز واقعی بدست آید بنابراین با محاسبات دزیمتری این پرتوها مشاهده شد که، اختلاف نسبی مقادیر دز معادل کل با در نظر گرفتن ذرات بتا و تابش‌های ایکس ترمزی نسبت به حالتی که مقادیر آن‌ها در دز معادل کل منظور نشود در فاصله ۰,۵۰ cm از چشمه ۱۹٪ و در فواصل ۰,۷۵ cm و ۰,۱۰۰ cm از چشمه به ترتیب بیش از ۱۴٪ و ۹٪ می‌باشد. با افزایش فاصله از چشمه میزان تأثیر این پرتوها در دز معادل کل کم شده به طوری که در فاصله ۲,۵۰ cm مقادیر آن به کمتر از ۰,۵٪ می‌رسد. با محاسبه آهنگ دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه کالیفرنیم مشاهده شد که، نوترون‌ها بیشترین میزان سهم در دز معادل کل را دارند. به دلیل کوتاه برد بودن ذرات بتا و احتمال اندرکنش از نوع فوتوالکتریک برای پرتوهای ایکس،

دز ناشی از ذرات بتا و پرتوهای ایکس ناشی از آنها بیشترین مقدار انرژی خود را در فواصل نزدیک به چشمه به جا می‌گذارند و سبب می‌شود که تا فاصله ۱,۵ cm از چشمه دز این ذرات حتی بیشتر از دز گاما کل شود.

فصل ششم: بررسی حضور ذرات و نانو ذرات

^{10}B ، ^{157}Gd و ^{197}Au بر آهنک دز جذبی

پرتوهای خروجی از چشمه ^{252}Cf در محیط آب و

بافت نرم

۶-۱ مقدمه

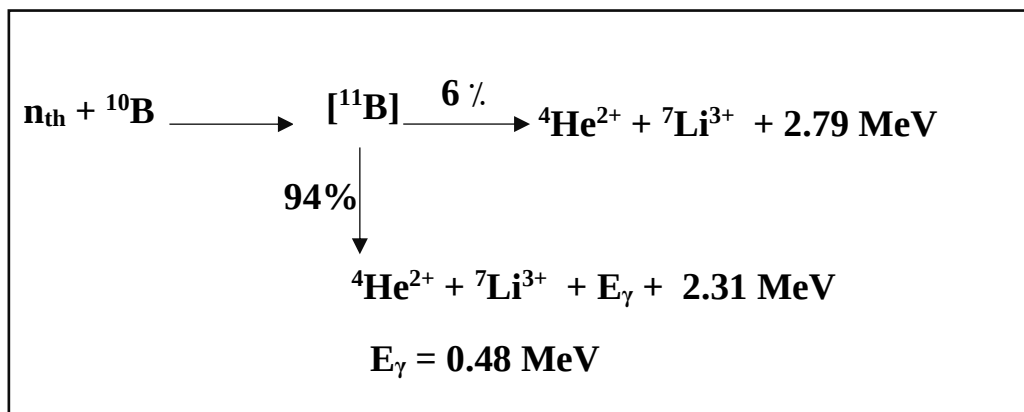
مهم‌ترین هدف در پرتودرمانی رسانیدن بیشینه دز به تومور و کمترین آسیب به بافت‌های سالم اطراف آن می‌باشد. پرتوهای نوترون و گاما به دلیل عمق نفوذ بالای‌شان در بافت احتمال آن‌که انرژی‌شان را در ناحیه‌ای غیر از تومور به جا بگذارند وجود دارد. جهت کم نمودن آسیب ناشی از این پرتوها می‌توان با استفاده از هسته‌های ^{10}B و ^{157}Gd به دلیل بالا بودن سطح مقطع جذب نوترون حرارتی با آن‌ها [۱۰۸] و نانوذرات ^{197}Au به دلیل جذب پرتوهای گاما توسط آن [۱۰۹]، سبب افزایش دز در تومور شد و آثار ناشی از این تابش‌ها را در بافت‌ها و ارگان‌های سالم اطراف آن کم نمود. از این رو در این فصل ضمن بررسی این ذرات و نانوذرات در ناحیه توموری بافت بدن، میزان دز جذبی توسط هر یک از پرتوهای گسیل شده از چشمه نیز محاسبه شده است.

۶-۲ افزایش دز نوترون به روش گیراندازی

تدبیر به کار گرفته جهت افزایش دز نوترون‌ها در تومور مورد نظر و کم نمودن آثار آن‌ها در بافت‌های سالم اطراف ناحیه تحت درمان استفاده از هسته‌های ^{10}B و ^{157}Gd می‌باشد. به دلیل بالا بودن سطح مقطع گیراندازی نوترون حرارتی آن‌ها، وقتی انرژی نوترون‌ها به ناحیه حرارتی می‌رسد توسط این هسته‌ها گیراندازی شده و در نتیجه‌ی آن، ذرات بارداری تولید می‌شوند که می‌توانند انرژی‌شان را در همان ابعاد سلولی به جا گذاشته و سبب افزایش دز جذبی در ناحیه توموری شوند. لذا در ابتدا به بررسی واکنش‌های گیراندازی این هسته‌ها و محصولات تولیدی حاصل از آن‌ها پرداخته می‌شود.

۱-۲-۶ واکنش گیراندازی نوترون حرارتی توسط هسته ^{10}B

طرح واکنش گیراندازی نوترون حرارتی توسط هسته ^{10}B ، در شکل ۱-۶ مشاهده می‌گردد.



شکل ۱-۶. طرح واکنش گیراندازی نوترون حرارتی توسط ^{10}B [۱۰۸].

درمان با استفاده از روش گیراندازی نوترون حرارتی ($\sim 0.0253 \text{ eV}$) توسط ^{10}B از اوایل ۱۹۳۶ مورد بحث و بررسی قرار گرفت. در طی اندرکنش نوترون‌ها با محیط حاوی ذرات ^{10}B به دلیل بالا بودن سطح مقطع گیراندازی نوترون حرارتی با این ذرات (3837 بارن) توسط آن‌ها گیراندازی می‌شوند. در حالت کلی مقدار Q واکنش نوترون حرارتی با هسته‌های ^{10}B برابر با 2.79 MeV می‌باشد [۱۰۸]. در گیراندازی نوترون‌های حرارتی با ذرات بورون ابتدا، یک هسته مرکب ^{11}B تشکیل می‌شود در این حالت این هسته با دو احتمال واپاشی می‌نماید. (۱) در ۶٪ از حالات ذرات آلفا و لیتیم به ترتیب با انرژی 1.78 MeV و 1.01 MeV گسیل می‌شوند و برد ذرات تولید شده در آب $8.9 \mu\text{m}$ و $4.5 \mu\text{m}$ است. (۲) در ۹۴٪ حالات نیز ذرات آلفا و لیتیم به ترتیب با انرژی 1.47 MeV و 0.84 MeV تولید می‌شوند و برد آن‌ها در آب $7.2 \mu\text{m}$ و $4.1 \mu\text{m}$ همراه با گسیل پرتوهای گاما با انرژی 0.48 MeV می‌باشد [۱۱۰].

تولید محصولات بالا محتمل‌ترین امکان در طی گیراندازی نوترون حرارتی با بورون می‌باشد اما واکنش - های دیگری که امکان دارد در طی این گیراندازی رخ دهند شامل واکنش‌های $^{10}\text{B}(n,p)$ و $^{10}\text{B}(n,\gamma)$ است که به دلیل احتمال وقوع پائین آن‌ها با توجه به جدول ۶-۱ از این واکنش‌ها صرف‌نظر می‌گردد.

جدول ۶-۱. اندرکنش‌های نوترون حرارتی با ^{10}B [۱۱۱].

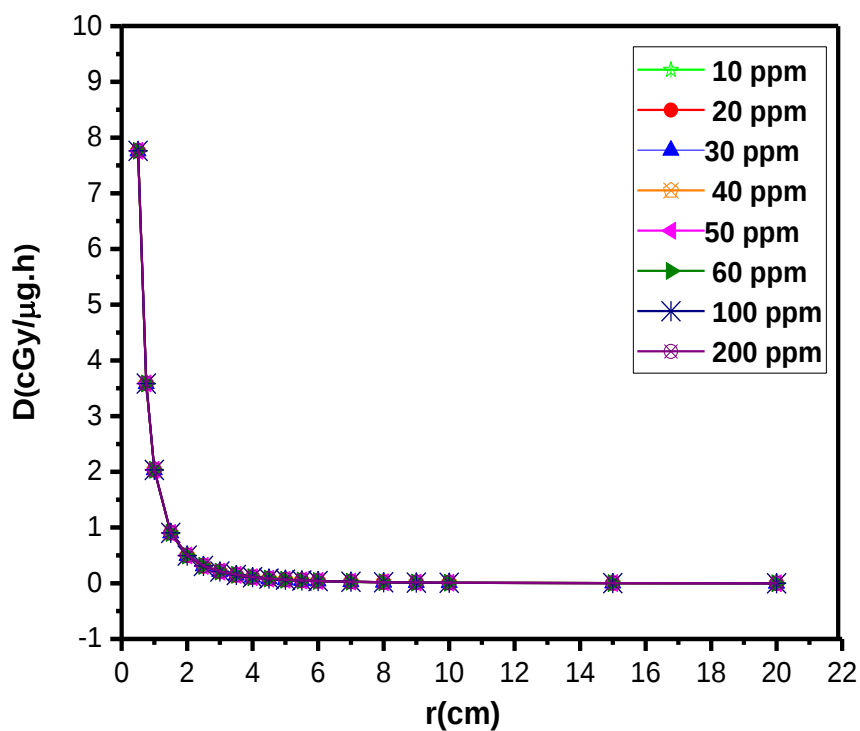
نوع اندرکنش‌ها	در هر گیراندازی نوترون حرارتی توسط بورون
$^{10}\text{B}(n,\alpha)$	$0,99987 \equiv 1$
$^{10}\text{B}(n,\gamma)$	$1,30094 \times 10^{-4}$
$^{10}\text{B}(n,p)$	$1,47301 \times 10^{-7}$

۶-۲-۱-۱ بررسی دز جذبی نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف ^{10}B

جهت بررسی اینکه میزان غلظت‌های مختلف ^{10}B چه تأثیری بر میزان دز جذبی نوترون‌ها می‌گذارد شبیه‌سازی بدین صورت انجام شده است:

ابتدا، چشمه را در مرکز یک فانتوم کروی آب به شعاع ۲۰ cm قرار داده و غلظت‌های مختلف بورون از 10 ppm^1 تا 200 ppm به آب اضافه شد [۵۸ و ۱۱۲]. سپس، دز جذبی نوترون‌ها در پوسته‌های استوانه‌ای به ابعاد $0,2 \text{ cm} \times 0,2 \text{ cm}$ بر روی محور عرضی چشمه در فواصل ۰,۵ تا ۲۰ cm با استفاده از تالی F۶ کد MCNPX با خطای نسبی کمتر از ۵٪ بدست آمد. در شکل ۶-۲، آهنگ دز جذبی نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف بورون برحسب فواصل مختلف از چشمه مشاهده می‌گردد.

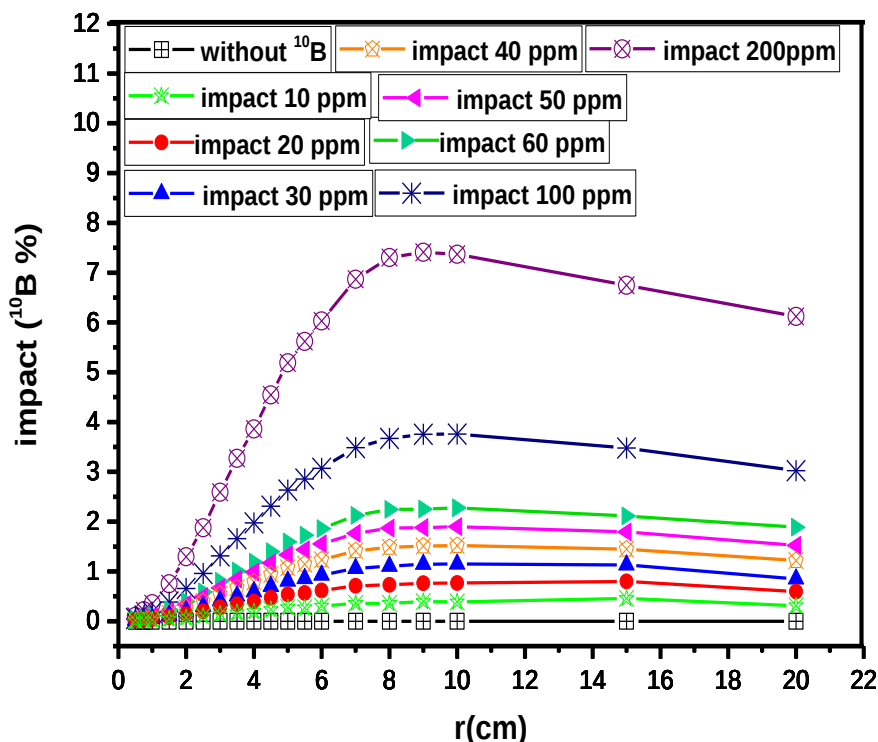
¹parts per million



شکل ۶-۲. آهنگ دز جذبی نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف بورون بر حسب فواصل مختلف از چشمه در محیط آب در این پژوهش.

جهت نشان دادن تأثیر هر یک از غلظت‌های استفاده شده بر آهنگ دز جذبی نوترون‌ها، اختلاف نسبی دز نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف بورون نسبت به عدم حضور بورون بر حسب درصد با استفاده از رابطه ۶-۱ بدست آمد.

$$(۶-۱) \quad \text{میزان تأثیر بورون } (\%) = \frac{(\text{دز نوترون بدون حضور بورون}) - (\text{دز نوترون با حضور بورون})}{(\text{دز نوترون بدون حضور بورون})} \times 100$$



شکل ۳-۶. میزان تأثیر غلظت‌های مختلف بورون بر آهنگ دز جذبی نوترون‌ها برحسب فواصل مختلف از چشمه در محیط آب در این پژوهش.

با توجه به شکل ۳-۶، میزان تأثیر ^{10}B بر دز جذبی نوترون‌ها با افزایش غلظت، افزایش پیدا می‌کند به طوری که بورون با غلظت ۲۰۰ ppm بیشترین میزان تأثیر را دارد. همچنین با افزایش فاصله از چشمه برای هر غلظت، اختلاف نسبی‌ها افزایش پیدا کرده زیرا با افزایش فاصله در اثر پراکندگی‌هایی که طی اندرکنش‌های نوترون با هیدروژن و اکسیژن آب رخ می‌دهند انرژی آن‌ها کم شده و تعداد بیشتری از نوترون‌ها به محدوده نوترون حرارتی می‌رسند. از طرفی نیز، به دلیل وجود ذرات ^{10}B در آب و بالا بودن سطح مقطع گیراندازی نوترون‌های حرارتی با این ذرات سبب جذب نوترون‌ها شده و بدین ترتیب دز جذبی افزایش پیدا می‌کند. این روند افزایشی تنها تا فاصله‌ای برای هر غلظت ادامه داشته و بعد از آن به دلیل کم شدن تعداد نوترون‌های اندرکنش کننده با ماده اثر بورون کم می‌شود. بنابراین آنچه که مسلم است میزان تأثیر بورون در دز جذبی به فاصله‌ی اندازه‌گیری دز از چشمه بستگی دارد.

۶-۲-۱ بررسی شار و انرژی نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف ^{10}B

شبیه‌سازی‌ها جهت بررسی تغییرات شار و انرژی ذخیره شده نوترون‌ها برحسب محدوده‌های مختلف

انرژی چشمه با حضور غلظت‌های مختلف بورون بدین صورت انجام شده است:

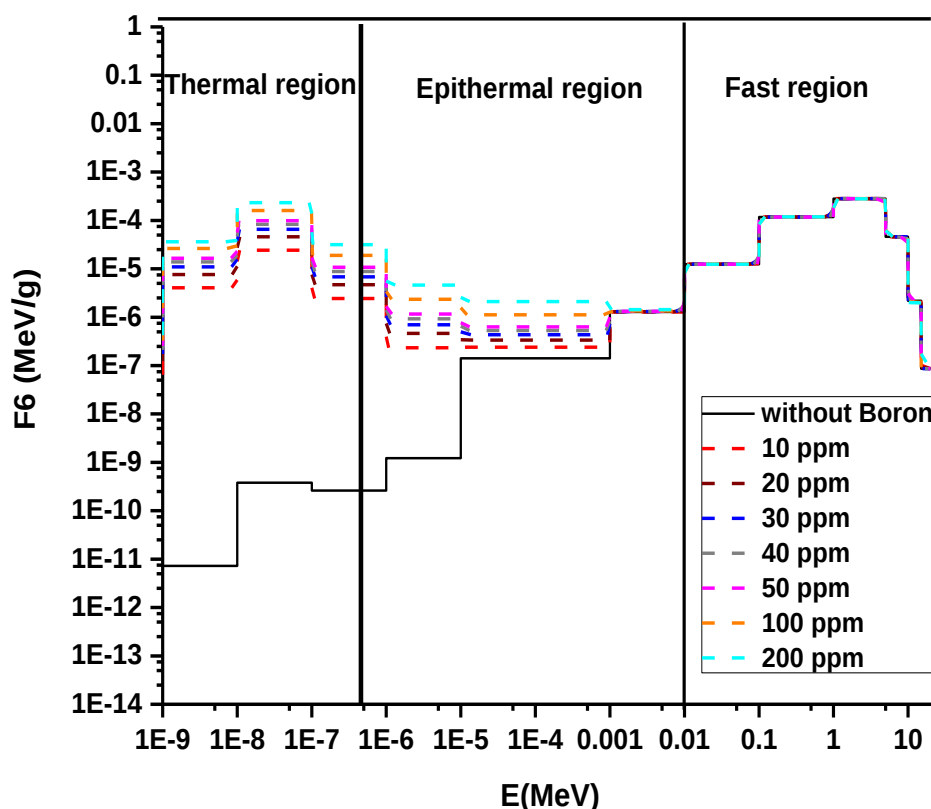
ابتدا، چشمه را در مرکز یک فانتوم کروی آب به شعاع ۲۰ cm قرار داده و غلظت‌های مختلف بورون

از ۱۰ ppm تا ۲۰۰ ppm به آب اضافه شد. سپس، در مرحله بعد برای فاصله ۵ cm از چشمه در

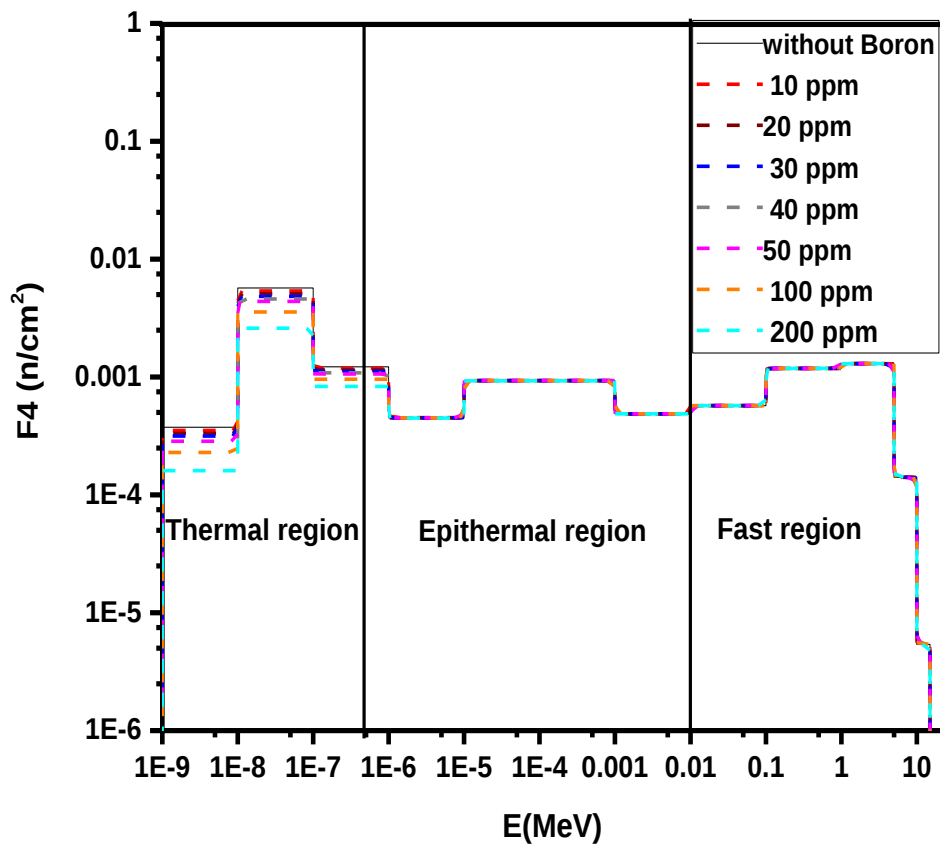
پوسته‌های استوانه‌ای به ابعاد $0.2 \text{ cm} \times 0.2 \text{ cm}$ بر روی محور عرضی چشمه شار نوترون‌ها با استفاده

از تالی F_4 و انرژی ذخیره شده با تالی F_6 برحسب محدوده انرژی‌های مختلف با خطای نسبی کمتر از

۵٪ محاسبه گردید.



شکل ۶-۴. انرژی ذخیره شده نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف بورون برحسب انرژی‌های متفاوت چشمه در محیط آب در این پژوهش.



شکل ۵-۶. شار نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف بورون بر حسب انرژی‌های متفاوت چشمه در محیط آب در این پژوهش.

با توجه به شکل ۴-۶، بیشترین میزان اختلاف در جذب انرژی نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف بورون نسبت به عدم حضور بورون (به دلیل سطح مقطع بالا گیراندازی نوترون‌های حرارتی با بورون) در ناحیه حرارتی مشاهده می‌گردد و با افزایش غلظت نیز این اختلاف بیشتر می‌شود.

در شکل ۵-۶، شار نوترون‌ها با افزایش غلظت‌های مختلف بورون در ناحیه حرارتی کاهش پیدا می‌کند زیرا، با افزایش غلظت بورون جذب نوترون‌ها در این ناحیه بیشتر شده و این امر منجر به کاهش شار خروجی نوترون‌ها در ناحیه حرارتی می‌گردد.

۶-۲-۱-۳ بررسی افزایش دز نوترون با استفاده از ذرات ^{14}B برای دو مدل

مختلف چشمه ^{252}Cf

یکی دیگر از مدل‌های چشمه ^{252}Cf که به طور کلینیکی در براکی‌تراپی درون حفره‌ای مورد استفاده قرار می‌گیرد مدل AT است. هندسه ظاهری این مدل همانند مدل Isotron به صورت استوانه‌ای می‌باشد. جنس کپسول و ترکیبات مواد تشکیل دهنده آن نیز همانند مدل Isotron است با این تفاوت که در مدل AT چشمه از دو کپسول محافظت می‌گردد ولی در مدل Isotron چشمه دارای یک کپسول است. در جدول ۶-۲ مشخصات فیزیکی این چشمه مشاهده می‌گردد [۱۱۳].

جدول ۶-۲. مشخصات فیزیکی چشمه ^{252}Cf مدل AT [۱۱۳].

مدل چشمه	AT
طول فعال چشمه (mm)	۱۵,۰
طول فیزیکی چشمه (mm)	۲۳,۱
قطر خارجی کپسول (mm)	۲,۸۰
مواد چشمه	$\text{Pd-Cf}_2\text{O}_3$
مواد کپسول	پلاتین / ایریدیم ۱۰٪ پلاتین / ایریدیم ۱۰٪
چگالی چشمه (g/cm^3)	۱۲,۰۰
چگالی کپسول (g/cm^3)	۲۱,۵۱

شبیه‌سازی جهت محاسبه آهنگ دز جذبی نوترون‌های خروجی از مدل‌های AT و Isotron بدین صورت انجام گرفت:

۱. در برنامه‌های جداگانه ابتدا هر کدام از این چشمه‌ها در مرکز یک فانتوم کروی آب به شعاع

۲۰ cm قرار گرفتند.

۲. آهنگ دز جذبی نوترون‌ها در آب در فواصل ۰,۵ تا ۱۰ cm از چشمه‌ها در پوسته‌های استوانه‌ای

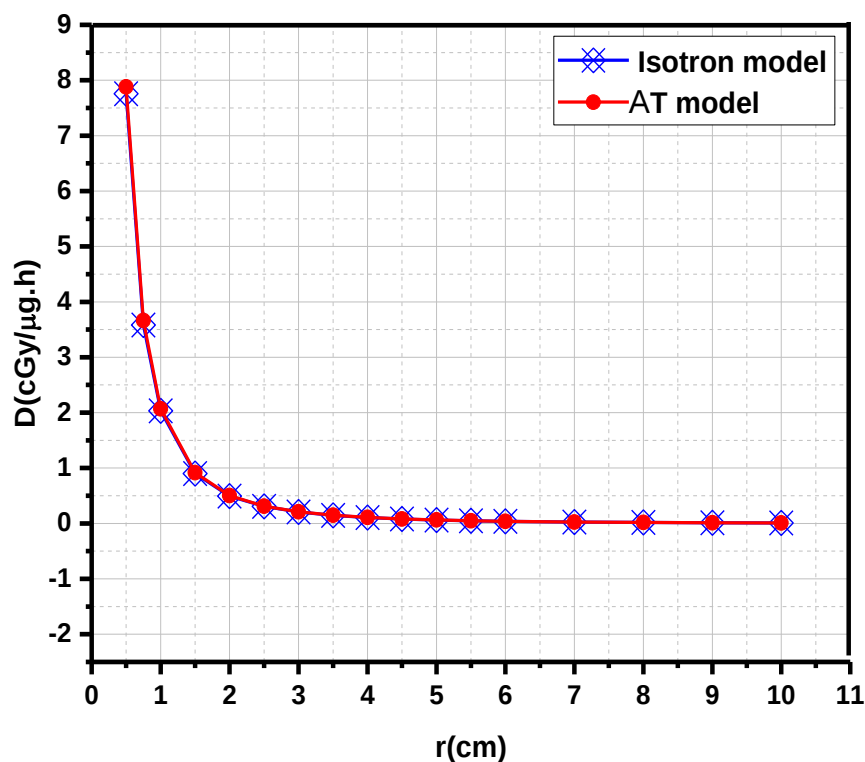
به ابعاد $0.2 \text{ cm} \times 0.2 \text{ cm}$ با استفاده از تالی F6 محاسبه شد.

۳. مقدار ۱۰۰ ppm ذرات بورون به آب اضافه کرده و برای هر کدام از چشمه‌ها آهنگ دز جذبی

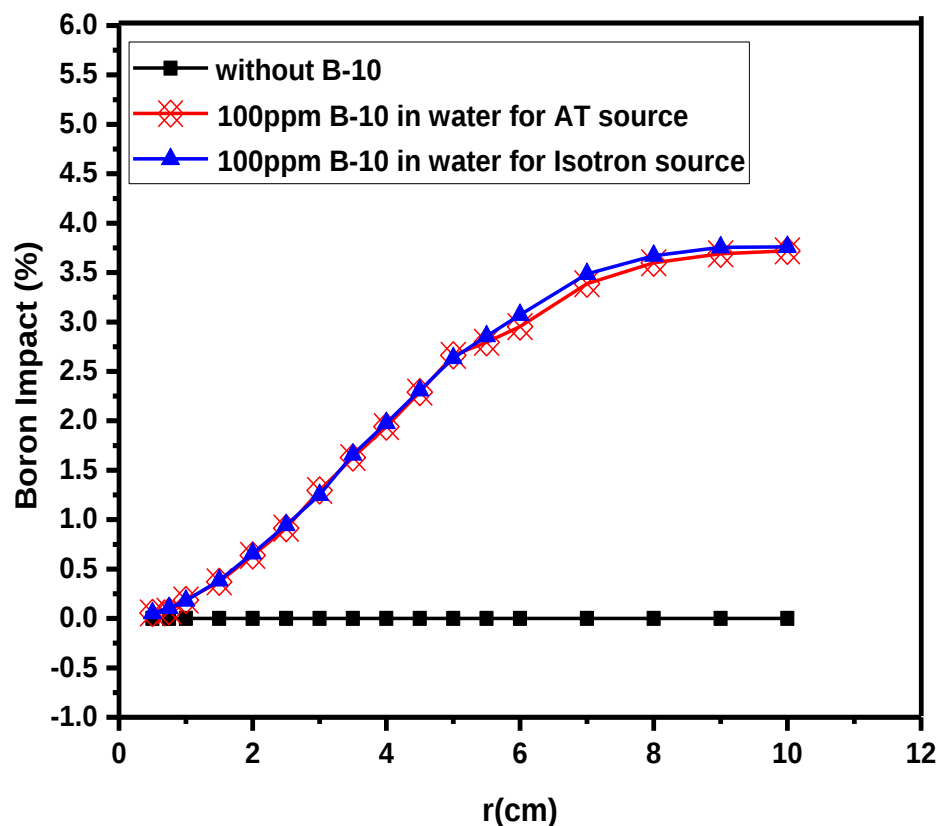
نوترون‌ها در این حالت نیز بدست آمد [۱۱۴].

۴. نتایج این حالات با استفاده از دو مدل مختلف چشمه با یکدیگر مقایسه شد تا بررسی شود که

آیا تفاوت ظاهری دو مدل تغییری در میزان دز جذبی نوترون‌ها ایجاد می‌کند یا خیر.



شکل ۶-۶. آهنگ دز جذبی نوترون‌های گسیلی از چشمه کالیفرنیم برای دو مدل AT و Isotron برحسب فواصل مختلف از چشمه با حضور ۱۰۰ ppm بورون در آب.



شکل ۶-۷. اختلاف نسبی استفاده از ذرات بورون در آب نسبت به حالتی که از این ذرات استفاده نشود برای دو مدل مختلف چشمه ^{252}Cf .

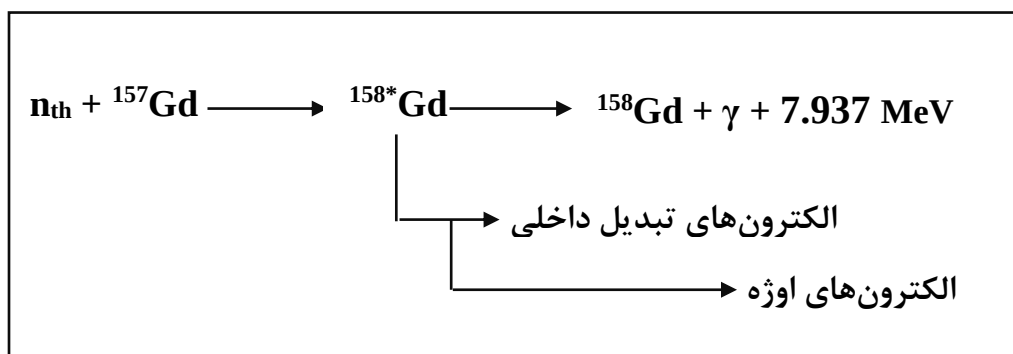
با توجه به شکل ۶-۷، برای هر کدام از چشمه‌ها اختلاف نسبی آهنگ دز جذبی نوترون‌ها با حضور بورون نسبت به عدم حضور این ذرات در آب مشاهده می‌گردد. نتایج بدست آمده اختلاف نسبی یکسانی را نسبت به آب نشان می‌دهند به عبارتی میزان نوترون‌های خروجی از این دو مدل چشمه یکسان می‌باشند و بسته به شرایط تومور و روش درمانی می‌توان از هر کدام از چشمه‌ها استفاده نمود. آهنگ دز جذبی نوترون‌ها برای دو مدل مختلف از چشمه کالیفرنیم در جدول ۶-۳ مشاهده می‌گردد.

جدول ۶-۳. مقادیر آهنگ دز جذبی نوترون بر حسب cGy/μg.h

دز جذبی مدل Isotron با ^{10}B	دز جذبی مدل Isotron	دز جذبی مدل AT با ^{10}B	دز جذبی مدل AT	r(cm)
۷,۷۶۳	۷,۷۵۶	۷,۸۸۶	۷,۸۸۲	۰,۵۰
۳,۵۸۶	۳,۵۸۲	۳,۶۷۱	۳,۶۵۱	۰,۷۵
۲,۰۳۶	۲,۰۳۲	۲,۰۷۱	۲,۰۶۷	۱,۰۰
۰,۹۰۵	۰,۹۰۱	۰,۹۱۹	۰,۹۱۷	۱,۵۰
۰,۴۹۸	۰,۴۹۵	۰,۵۰۶	۰,۵۰۲	۲,۰۰
۰,۳۱۱	۰,۳۰۸	۰,۳۱۶	۰,۳۱۳	۲,۵۰
۰,۲۱۰	۰,۲۰۷	۰,۲۱۳	۰,۲۱۱	۳,۰۰
۰,۱۴۸	۰,۱۴۶	۰,۱۵۱	۰,۱۴۸	۳,۵۰
۰,۱۰۹	۰,۱۰۶	۰,۱۱۱	۰,۱۰۸	۴,۰۰
۰,۰۸۲۵	۰,۰۸۰۷	۰,۰۸۳۷	۰,۰۸۱۸	۴,۵۰
۰,۰۶۳۳	۰,۰۶۱۶	۰,۰۶۴۶	۰,۰۶۳۰	۵,۰۰
۰,۰۵۰۳	۰,۰۴۸۹	۰,۰۵۰۸	۰,۰۴۹۴	۵,۵۰
۰,۰۴۰۰	۰,۰۳۸۸	۰,۰۴۰۶	۰,۰۳۹۴	۶,۰۰
۰,۰۲۶۳	۰,۰۲۵۴	۰,۰۲۶۵	۰,۰۲۵۶	۷,۰۰
۰,۰۱۸۰	۰,۰۱۷۳	۰,۰۱۸۴	۰,۰۱۷۸	۸,۰۰
۰,۰۱۲۷	۰,۰۱۲۳	۰,۰۱۲۸	۰,۰۱۲۳	۹,۰۰
۰,۰۰۹۱۵	۰,۰۰۸۸۲	۰,۰۰۹۲۷	۰,۰۰۸۹۴	۱۰,۰۰

۶-۲-۲ واکنش گیراندازی نوترون حرارتی توسط هسته ^{157}Gd

از بین ایزوتوپ‌های گادولینیم تنها می‌توان از دو ایزوتوپ پایدار ^{155}Gd (۵۵۰۰۰ بارن) و ^{157}Gd (۲۵۵۰۰۰ بارن) به دلیل سطح مقطع بالا گیراندازی نوترون حرارتی در درمان با استفاده از چشمه‌های نوترونی استفاده نمود. از این بین، ^{157}Gd به دلیل داشتن سطح مقطع گیراندازی نوترون حرارتی بالاتر نسبت به ^{155}Gd بیشتر مورد توجه قرار گرفته است. طرح واپاشی واکنش گیراندازی نوترون حرارتی توسط هسته ^{157}Gd در شکل ۶-۸ مشاهده می‌گردد [۱۰۸].



شکل ۶-۸. طرح واکنش گیراندازی نوترون حرارتی توسط هسته ^{157}Gd [۱۰۸].

در واکنش $^{157}\text{Gd}(n,\gamma){}^{158*}\text{Gd}$ پس از گیراندازی نوترون، ${}^{158*}\text{Gd}$ در یک حالت برانگیخته قرار می‌گیرد. در این حالت هسته برانگیخته انرژی اضافی خود را سریع آزاد می‌کند که گاما‌های گسیل شده دارای محدوده انرژی بین ۰,۰۷۹ تا ۷,۸۸ MeV با متوسط انرژی ۲,۲ MeV می‌باشند [۱۱۱]. باقیمانده انرژی هسته برانگیخته می‌تواند از طریق برهم‌کنش‌های الکترومغناطیسی به یک الکترون مداری منتقل شود. اگر میزان این انرژی به قدری باشد که الکترون اتم را ترک کند در این حالت سبب یونش اتم می‌گردد که به این الکترون، الکترون تبدیل داخلی می‌گویند. حال اگر انرژی الکترون آزاد شده به اندازه کافی بالا باشد که بتواند الکترون دیگری را نیز از اتم بکند به این الکترون‌ها، پرتوهای دلتا می‌گویند یا

الکترون‌های سریعی که در برخوردهای یوننده تولید می‌شوند. در واکنش $^{157}\text{Gd}(n,\gamma)^{158*}\text{Gd}$ ، الکترون‌های تبدیل داخلی تولید شده LET^2 بالایی دارند و طول مسیر آن‌ها در بافت چندین میلی‌متر می‌باشد. جای خالی باقی مانده از انتشار الکترون تبدیل داخلی توسط الکترون‌هایی از سطوح انرژی بالاتر پر می‌شود. این فرآیند همراه با گسیل پرتوهای ایکس مشخصه می‌باشد. اگر این پرتوهای ایکس به میزان کافی انرژی داشته باشند که بتوانند هنگام خروج از اتم باعث کنده شدن الکترون اتمی شوند به این الکترون، الکترون اوژه گفته می‌شود و طول مسیر آن‌ها در بافت چندین نانومتر است. در مجموع انرژی‌های تبدیل داخلی و اوژه بین ۵۰ تا ۶۵ keV است. انرژی پرتوهای ایکس نیز در محدوده ۱۰,۷ تا ۳۸,۴ keV در هر گیراندازی نوترون می‌باشد. مجموع انرژی‌های تبدیل داخلی، اوژه و پرتوهای ایکس بین ۶۰,۷ تا ۱۰۳,۴ keV است [۱۱۵].

جدول ۴-۶. اندرکنش‌های نوترون حرارتی با ^{157}Gd [۱۱۰].

نوع اندرکنش‌ها	در هر گیراندازی نوترون حرارتی توسط گادولینیم
$^{157}\text{Gd}(n,\gamma)$	$\equiv 1$
$^{157}\text{Gd}(n,\alpha)$	$1,87342 \times 10^{-9}$
$^{157}\text{Gd}(n,p)$	-

۶-۲-۱ بررسی دز جذبی نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف ^{157}Gd

شبیه‌سازی‌هایی همانند آنچه که برای بورون صورت گرفته جهت بررسی تأثیر میزان غلظت‌های مختلف ^{157}Gd بر دز جذبی نوترون‌ها انجام شده است. در شکل ۶-۹، نتایج مربوط به آهنگ دز جذبی نوترون‌ها به ازاء غلظت‌های مختلف گادولینیم در محیط آب اطراف چشمه مشاهده می‌گردد.

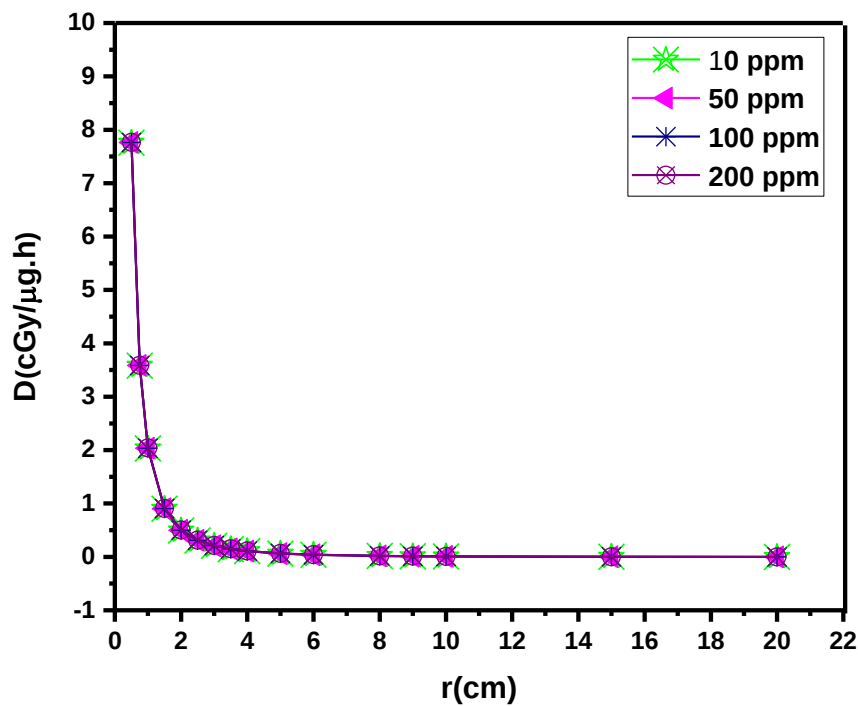
جهت نشان دادن تأثیر هر یک از غلظت‌های استفاده شده بر آهنگ دز جذبی نوترون‌ها، اختلاف

²Linear Energy Transfer

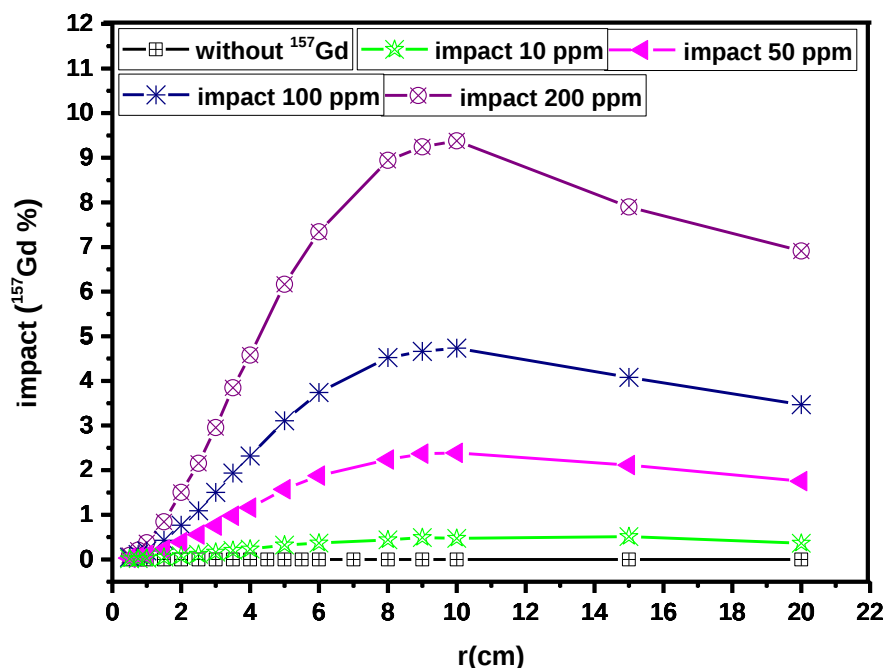
نسبی دز نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف گادولینیم نسبت به عدم حضور گادولینیم برحسب درصد با استفاده از رابطه ۶-۲ بدست آمد.

(۶-۲)

$$\text{نسبت} (\%) = \frac{(\text{دز نوترون بدون حضور گادولینیم}) - (\text{دز نوترون با حضور گادولینیم})}{(\text{دز نوترون بدون حضور گادولینیم})} \times 100$$



شکل ۶-۹. آهنگ دز جذبی نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف گادولینیم برحسب فواصل مختلف از چشمه در محیط آب در این پژوهش.



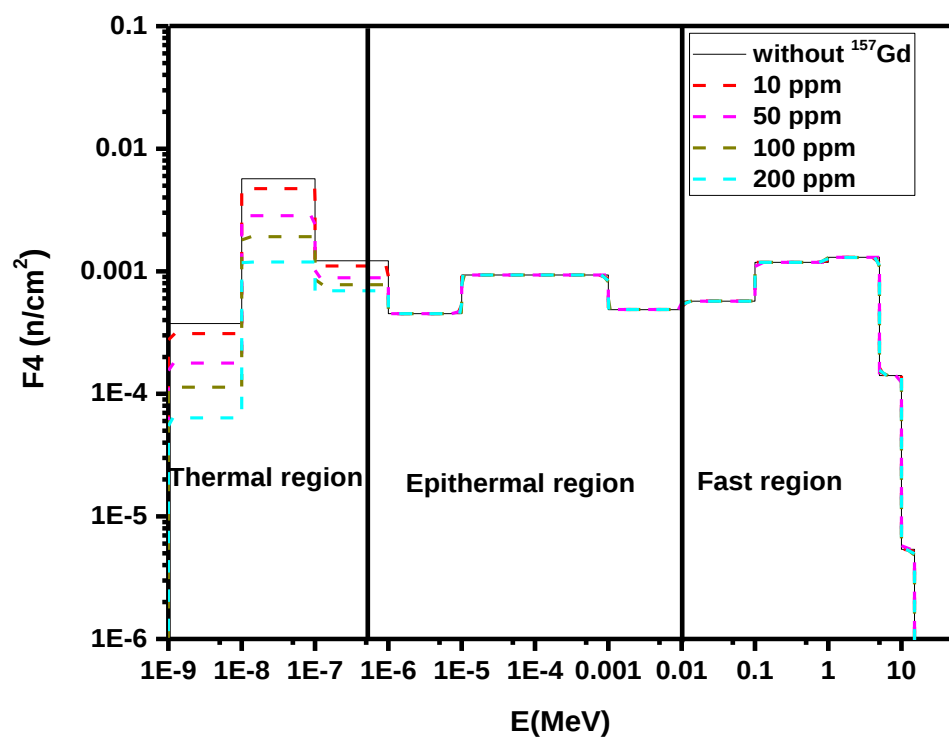
شکل ۶-۱۰. میزان تأثیر غلظت‌های مختلف گادولینیم بر آهنگ دز جذبی نوترون‌ها برحسب فواصل مختلف از چشمه در محیط آب در این پژوهش.

همانند آنچه که برای بورون گفته شد با توجه به شکل ۶-۱۰، میزان تأثیر ^{157}Gd بر دز جذبی نوترون‌ها با افزایش غلظت افزایش پیدا می‌کند به طوری که گادولینیم با غلظت ۲۰۰ ppm بیشترین میزان تأثیر را دارد. با افزایش فاصله از چشمه برای هر غلظت، اختلاف نسبی‌ها افزایش پیدا می‌کند این روند افزایشی تنها تا فاصله‌ایی برای هر غلظت ادامه داشته و بعد از آن به دلیل کم شدن تعداد نوترون‌های اندرکنش کننده با ماده، اثر گادولینیم کم می‌شود. همچنین، میزان تأثیر گادولینیم همانند بورون در دز جذبی نوترون‌ها به فاصله اندازه‌گیری دز از چشمه بستگی دارد.

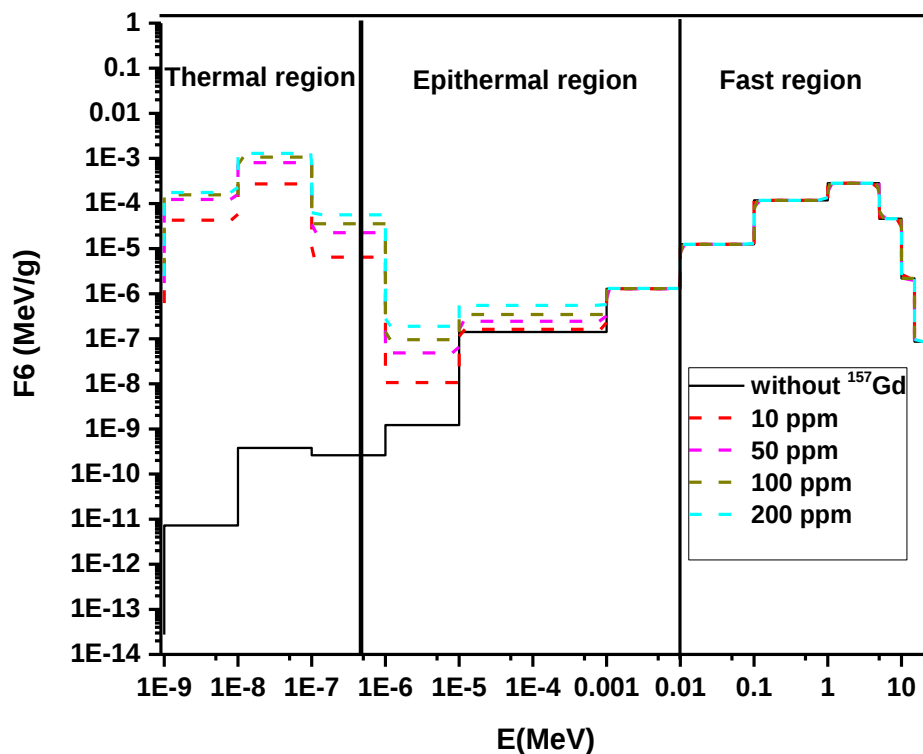
۶-۲-۲-۲ بررسی شار و انرژی نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف ^{157}Gd

شبیه‌سازی‌ها جهت بررسی تغییرات شار و انرژی ذخیره شده نوترون‌ها برحسب انرژی‌های مختلف چشمه با حضور غلظت‌های متفاوت گادولینیم همانند بورون انجام شد. نتایج حاصل با خطای نسبی کمتر

از ۵٪ در شکل‌های ۶-۱۱ و ۶-۱۲ مشاهده می‌گردد.



شکل ۶-۱۱. شار نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف گادولینیم بر حسب انرژی‌های چشمه در محیط آب.



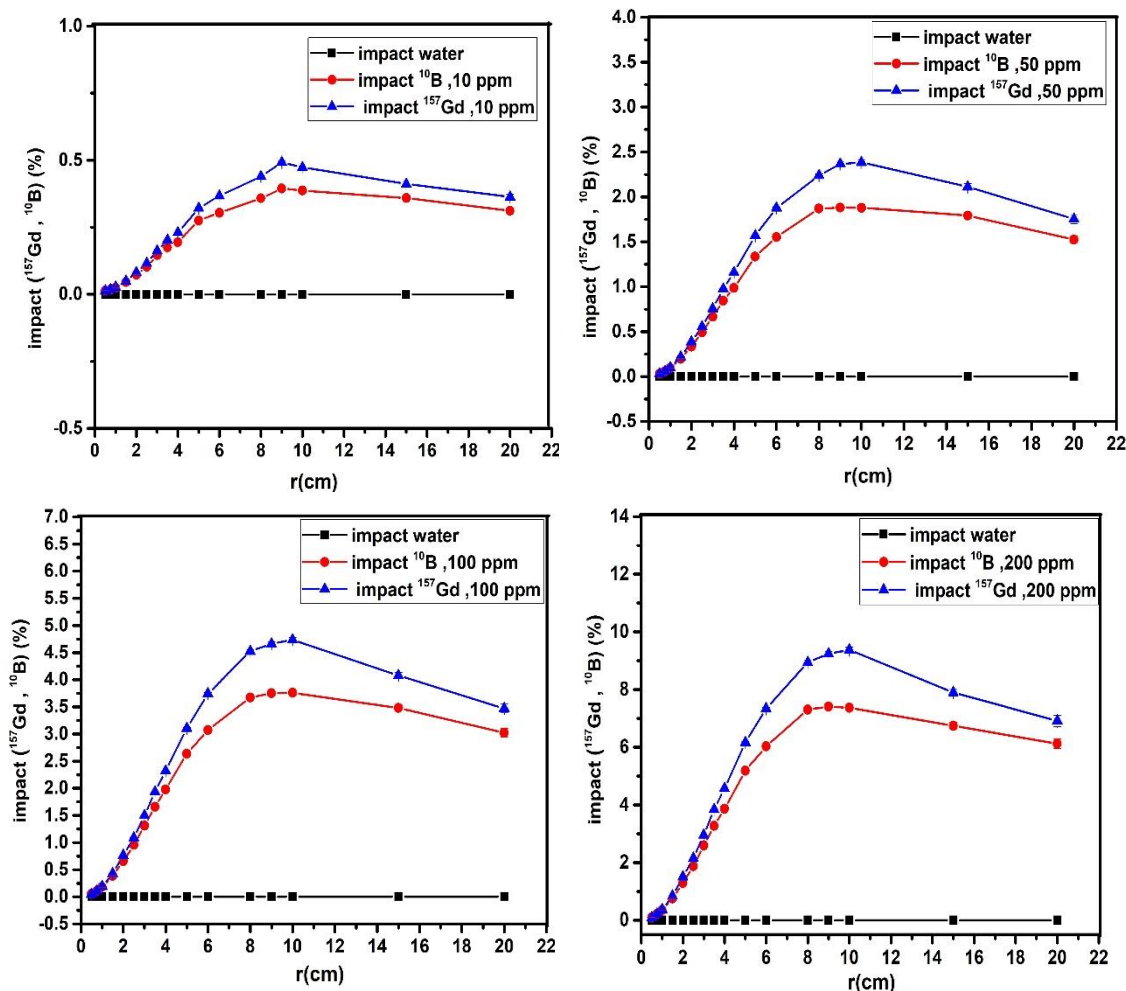
شکل ۶-۱۲. انرژی ذخیره شده نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف گادولینیم بر حسب انرژی‌های متفاوت چشمه در محیط آب در این پژوهش.

با توجه به شکل‌های ۶-۱۱ و ۶-۱۲، شار نوترون‌های خروجی در ناحیه حرارتی با افزایش غلظت گادولینیم به دلیل جذب بیشتر نوترون‌ها در این ناحیه کاهش پیدا می‌کند.

۶-۲-۳ مقایسه دز جذبی نوترون‌ها با حضور هسته‌های ^{10}B و ^{157}Gd

در شکل ۶-۱۳، مقایسه میزان تأثیر بور و گادولینیم با غلظت‌های ۱۰ ppm، ۵۰ ppm، ۱۰۰ ppm و ۲۰۰ ppm بر دز جذبی نوترون‌ها بر حسب فواصل مختلف از چشمه در فانتوم آب مشاهده می‌گردد. لازم به ذکر است که دز جذبی نوترون‌ها با حضور بور و گادولینیم با تالی F6 محاسبه شده است و شامل دز گاما‌های حاصل از گیراندازی نوترون حرارتی با گادولینیم نمی‌باشد و دز این گاماها باید به طور جداگانه لحاظ شود. در واقع در این بررسی تنها اثر سطح مقطع گیراندازی نوترون‌های حرارتی با

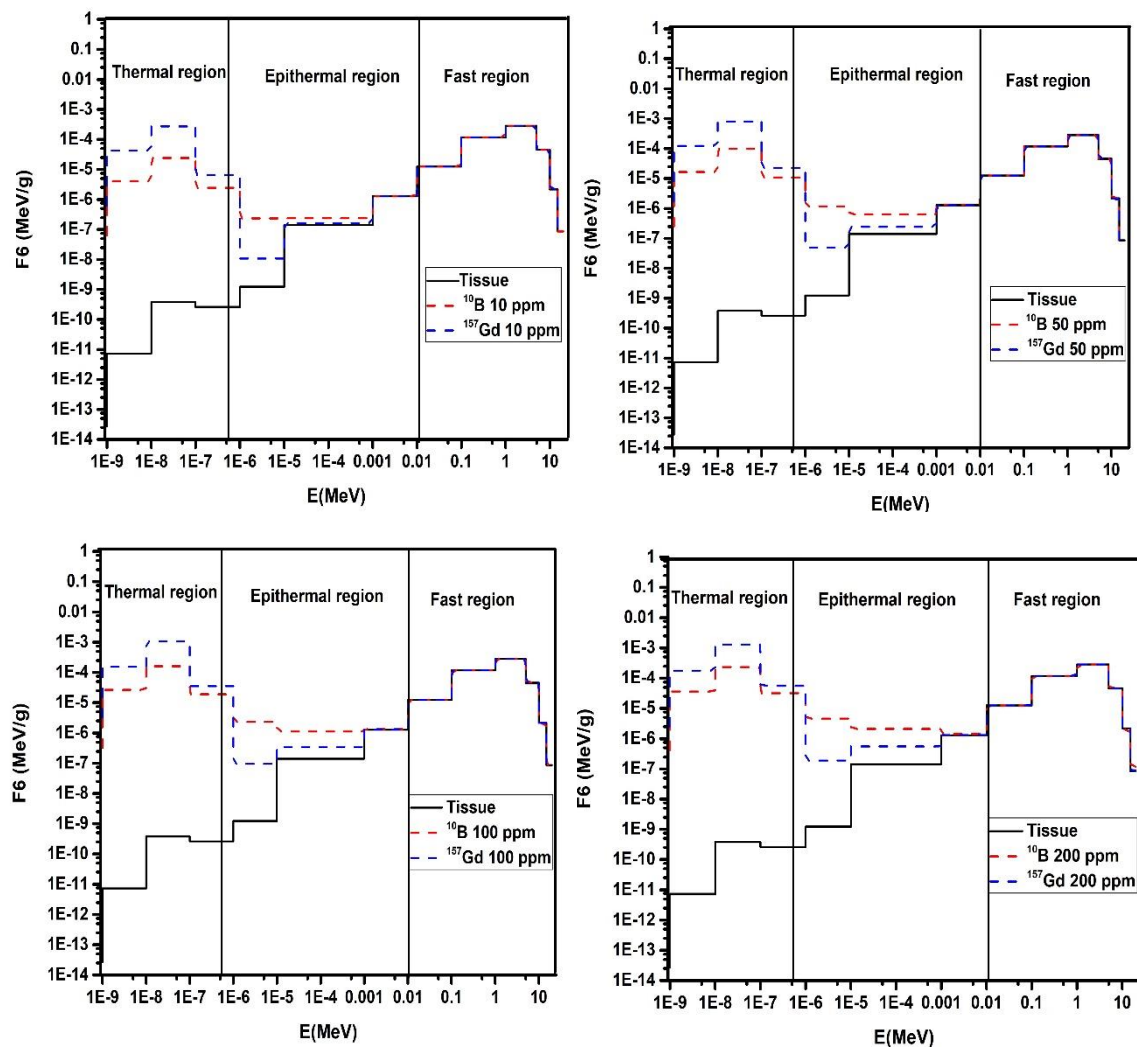
هسته‌های بورون و گادولینیم در یک غلظت خاص بررسی شده است. خطای مطلق در محاسبات اختلاف نسبی دز نوترون با حضور بورون و گادولینیم در آب نسبت به عدم حضور آن‌ها در آب در تمامی فواصل کمتر از ± 0.1 می‌باشد.



شکل ۶-۱۳. تأثیر حضور غلظت‌های مختلف از ^{10}B و ^{157}Gd بر دز جذبی نوترون‌ها در آب در این پژوهش.

با توجه به نتایج بدست آمده همان طور که مشاهده می‌شود در هر یک از غلظت‌ها میزان دز جذبی نوترون در حضور ذرات گادولینیم بیشتر از ذرات بورون است. علت این امر به دلیل بالاتر بودن سطح مقطع گیراندازی نوترون حرارتی ^{157}Gd (۲۵۵۰۰۰ بارن) نسبت به بورون ^{10}B (۳۸۳۷ بارن) می‌باشد [۱۰۸] که باعث می‌گردد تعداد نوترون‌های حرارتی بیشتری توسط گادولینیم گیراندازی شده و سبب

افزایش دز جذبی نوترون‌ها گردند. بنابراین طبق نمودارهای بالا آنچه که مسلم است در هر غلظت خاص، دز نوترون‌ها در حضور گادولینیم بیشتر از بورون بوده و با افزایش غلظت، اختلافات نیز بیشتر می‌شود به طوری که این اختلاف از ۲,۴٪ در غلظت ۱۰ ppm به ۹,۴٪ در غلظت ۲۰۰ ppm می‌رسد.



شکل ۶-۱۴. مقایسه انرژی ذخیره شده نوترون‌ها با حضور غلظت‌های مختلف بورون و گادولینیم برحسب انرژی‌های متفاوت چشمه در محیط آب در این پژوهش.

با توجه به شکل ۶-۱۴، انرژی جذبی نوترون‌ها در حضور گادولینیم و بورون برحسب محدوده انرژی‌های مختلف چشمه نشان می‌دهد که، بیشترین اختلافات در ناحیه نوترون حرارتی بوده و در این ناحیه اختلاف دز نوترون‌ها در حضور گادولینیم به دلیل بالاتر بودن سطح مقطع گیراندازی نوترون حرارتی با گادولینیم بیشتر از بورون نسبت به آب است.

۶-۲-۴ محاسبه دز معادل کل با حضور ^{10}B و ^{157}Gd

در استفاده از هسته‌های بورون و گادولینیم جهت اهداف کلینیکی محدوده توصیه شده‌ای وجود دارد و نمی‌توان هر غلظت دلخواهی را به کار برد. مقدار غلظت مجاز برای ^{10}B بین ۲۰ ppm تا ۵۰ ppm می‌باشد [۱۱۶] و این مقدار برای ^{157}Gd بین ۵۰ ppm تا ۲۰۰ ppm در نظر گرفته می‌شود [۱۱۷]. در مبحث قبل، تنها دز جذبی نوترون‌ها با حضور هسته‌های ^{10}B و ^{157}Gd مورد بررسی قرار گرفت. همان طور که بیان شد علاوه بر دز نوترون‌ها، دز ناشی از گاماها (اولیه و ثانویه) و ذرات بتا به همراه تابش‌های ترمزی ناشی از آن‌ها نیز نقش مهمی در دزیمتری اطراف چشمه دارند. بنابراین باید آثار ناشی از حضور هسته‌های ^{10}B و ^{157}Gd بر سایر مولفه‌های دز نیز مورد بررسی قرار گیرند. از این رو در این راستا غلظت ۵۰ ppm از بورون و گادولینیم را در نظر گرفته و برای این مقدار مشخص مولفه‌های دز بیولوژیکی و در نهایت آهنگ دز معادل کل محاسبه شد.

۶-۲-۴-۱ مولفه‌های مؤثر بر دز بیولوژیکی با حضور ذرات ^{10}B و ^{157}Gd

دز بیولوژیکی از حاصل ضرب مولفه دز در ضریب مربوط به RBE آن مولفه بدست می‌آید. جهت دست-یابی به این امر ابتدا باید مولفه‌های دز مؤثر بر دز بیولوژیکی مشخص گردند. در محیطی که شامل آب و توزیع یکنواخت ذرات بورون و یا گادولینیم باشد، مولفه‌های دز ناشی از اندرکنش‌های نوترون شامل موارد زیر هستند [۱۱۱ و ۱۱۸]:

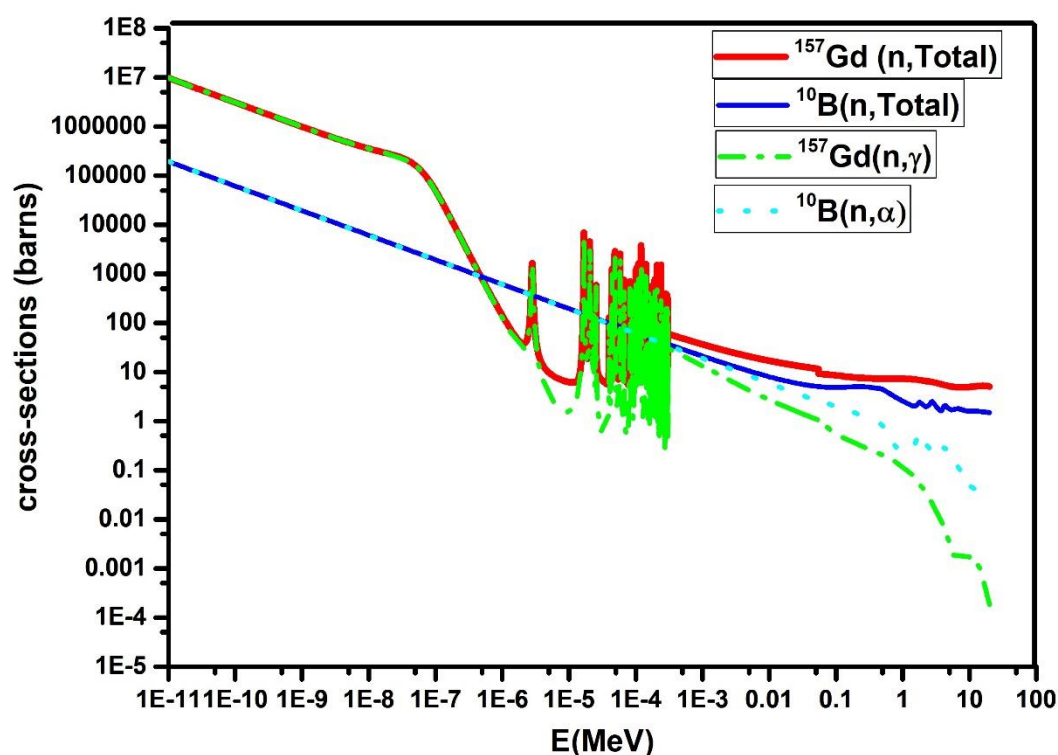
- (۱) پس زنی عناصر مانند: گادولینیم، هیدروژن، اکسیژن، بورون.
- (۲) پراکندگی‌های کشسان صورت گرفته توسط هیدروژن: $^1\text{H}(n,n')^1\text{H}$.
- (۳) گاما‌های گسیلی در طی گیراندازی نوترون حرارتی با هیدروژن: $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$.
- (۴) محصولات تولیدی از گیراندازی نوترون حرارتی توسط ^{10}B طی واکنش $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$.
- (۵) گاما‌های تولیدی از گیراندازی نوترون حرارتی توسط ^{157}Gd طی واکنش $^{157}\text{Gd}(n,\gamma)^{158}\text{Gd}$.

۶) الکترون‌های تبدیل داخلی تولیدی از گیراندازی نوترون حرارتی توسط ^{157}Gd طی واکنش $^{157}\text{Gd}(n,e)^{158}\text{Gd}$.

محاسبات دز جذبی نوترون‌ها در قسمت قبل (۳-۳-۶)، با استفاده از تالی F۶ صورت گرفت. با حضور بورون در آب مقدار انرژی ذخیره شده حاصل از شبیه‌سازی‌ها شامل: پراکندگی‌های کشسان نوترون با هیدروژن، پس زنی عناصر، محصولات تولیدی حاصل از گیراندازی نوترون حرارتی توسط بورون می‌باشد. از طرفی در طی گیراندازی نوترون‌های حرارتی توسط هسته‌های بورون ذرات بارداری تولید می‌شوند که می‌توانند انرژی‌شان را در فواصل کوتاه (در همان ابعاد سلول) به جا بگذارند [۱۱۹]. بنابراین از لحاظ بیولوژیکی آثار ناشی از این پرتوها دارای اهمیت است و از این رو باید مقدار RBE ناشی از آن‌ها را در نظر گرفت [۱۲۰]. برای رسیدن به این مقصود ابتدا، می‌بایست دز ناشی از این ذرات را به طور جداگانه محاسبه نمود. به دلیل برد کوتاه ذرات باردار تولیدی در طی گیراندازی نوترون حرارتی توسط بورون می‌توان فرض نمود این ذرات در همان مکان اندرکنش همه انرژی خود را به جا می‌گذارند. در چنین حالتی مقدار انرژی ثبت شده برابر با همان مقدار انرژی می‌باشد که هسته‌های بورون به آن‌ها منتقل نموده‌اند. از این رو با محاسبه مقدار انرژی ثبت شده توسط بورون می‌توان به همان نتیجه مورد نظر دست یافت. بنابراین در مجموع دز ناشی از اندرکنش نوترون‌ها در محیطی با حضور بورون شامل: دز ناشی از نوترون‌ها، دز ناشی از ذرات بورون، دز گاما‌های کل (اولیه و ثانویه) و دز حاصل از تابش‌های ترمزی همراه با ذرات بتا می‌باشد. با حضور گادولینیم در آب دز کلی شامل: دز نوترون‌ها، دز الکترون‌های تبدیل داخلی، گاما‌های کل (اولیه و ثانویه) و دز حاصل از تابش‌های ترمزی همراه با ذرات بتا است.

در شکل ۶-۱۵ سطح مقطع‌های میکروسکوپیکی مختلف نوترون در برهم‌کنش با بورون و گادولینیم جهت مقایسه با یکدیگر مشاهده می‌گردد، که در آن:

سطح مقطع‌های (n,Total)، (n,γ) و (n,α) به ترتیب مربوط به سطح مقطع‌های کل، واکنش گسیل گاما و آلفا می‌باشند.



شکل ۶-۱۵. سطح مقطع‌های مختلف نوترون در برهم‌کنش با بورون و گادولیم [۱۱].

با توجه به شکل ۶-۱۵، سطح مقطع کل نوترون در برهم‌کنش با گادولیم به خصوص در نواحی نوترون حرارتی بیشتر از سطح مقطع کل نوترون با بورون است. با مقایسه سطح مقطع‌های $^{157}\text{Gd}(n, \text{Total})$ و $^{157}\text{Gd}(n, \gamma)$ ملاحظه می‌گردد که، سطح مقطع گسیل گاما بیشترین میزان سهم در سطح مقطع کل گادولیم در نواحی حرارتی را دارد. همچنین سطح مقطع واکنش $^{10}\text{B}(n, \alpha)$ در ناحیه حرارتی بیشترین سهم در سطح مقطع کل بورون را دارد. در جداول ۶-۵ و ۶-۶ سطح مقطع‌های مختلف نوترون در برهم‌کنش با بورون و گادولیم در انرژی‌های 0.0253 eV و 10 MeV با یکدیگر مقایسه شده‌اند. سطح مقطع (n, n) مربوط به سطح مقطع پراکندگی کشسان است.

جدول ۵-۶. سطح مقطع‌های مختلف نوترون در برهم‌کنش با بورون و گادولینیم در انرژی ۰,۰۲۵۳ eV [۱۱].

سطح مقطع (بارن)	^{157}Gd	^{10}B
(n,n)	۱۰۰۱,۵	۲,۱۹۳۷
(n, γ)	۲۵۳۰,۰	۰,۳۹۶۱
(n, α)	۰,۰۰۰۵	۳۸۴۴,۲
(n,Total)	۲۵۴۰,۰	۳۸۴۶,۸

جدول ۶-۶. سطح مقطع‌های مختلف نوترون در برهم‌کنش با بورون و گادولینیم در انرژی ۱۰ MeV [۱۱].

سطح مقطع (بارن)	^{157}Gd	^{10}B
(n,n)	۲,۷۳۷۳۹	۰,۸۹۱۱۶
(n, γ)	۰,۰۰۱۶۹	۰,۰۰۰۰۳
(n, α)	۰,۰۰۰۰۷	۰,۰۵۰۳۱
(n,Total)	۴,۹۵۷۶۴	۱,۵۹۱۱۲

۶-۲-۴-۱ مقایسه دز ناشی از اندرکنش نوترون‌ها با حضور ذرات ^{10}B و ^{157}Gd در آب

شبیه‌سازی‌ها با حضور ۵۰ ppm بورون در آب بدین صورت انجام گرفت:

(۱) چشمه در مرکز یک فانتوم کروی آب به شعاع ۲۰ cm که ۵۰ ppm بورون در آن به طور یکنواخت

توزیع شده است قرار گرفت.

(۲) محاسبات دز جذبی نوترون‌ها و بورون در فواصل ۰,۵ تا ۶ cm بر روی محور عرضی چشمه در

پوسته‌های استوانه‌ای به ابعاد ۰,۲ cm $\times$ ۰,۲ cm با استفاده از تالی F4 و کارتهای DE و DF که

به ترتیب بیانگر توزیع انرژی و ضرایب کرمای مربوط به همان انرژی در آب می‌باشند انجام شد

[۹۴]. کرما مربوط به آب با استفاده از حاصل ضرب ضرایب کرما نوترون مربوط به عناصر اکسیژن و

هیدروژن در درصد وزنی آن عناصر طبق رابطه ۳-۶ محاسبه گردید [۳۲ و ۳۳].

$$(۳-۶) \quad + (\text{ضریب کرما نوترون در اکسیژن} \times ۰,۸۸۸۱۰۲) = \text{کرما نوترون در آب}$$

$$(\text{ضریب کرما نوترون در هیدروژن} \times ۰,۱۱۱۸۹۸)$$

کرما مربوط به بورون با استفاده از رابطه ۴-۶ بدست آمد [۷۶ و ۱۲۱].

$$F_n = \sum_{j,k} \sigma_{kj} \frac{x_j}{M_j} N_A \varepsilon_{kj} \quad (۴-۶)$$

که در آن:

F_n ، کرما

M_j وزن اتمی ز امین عنصر.

N_A ، عدد آوروگادرو.

x_j ، کسر جرمی مربوط به ز امین عنصر.

ε_{kj} ، انرژی آزاد شده در ز امین اندرکنش با عنصر k ام.

σ_{kj} ، سطح مقطع میکروسکوپیکی اندرکنش از نوع k برای ز امین عنصر.

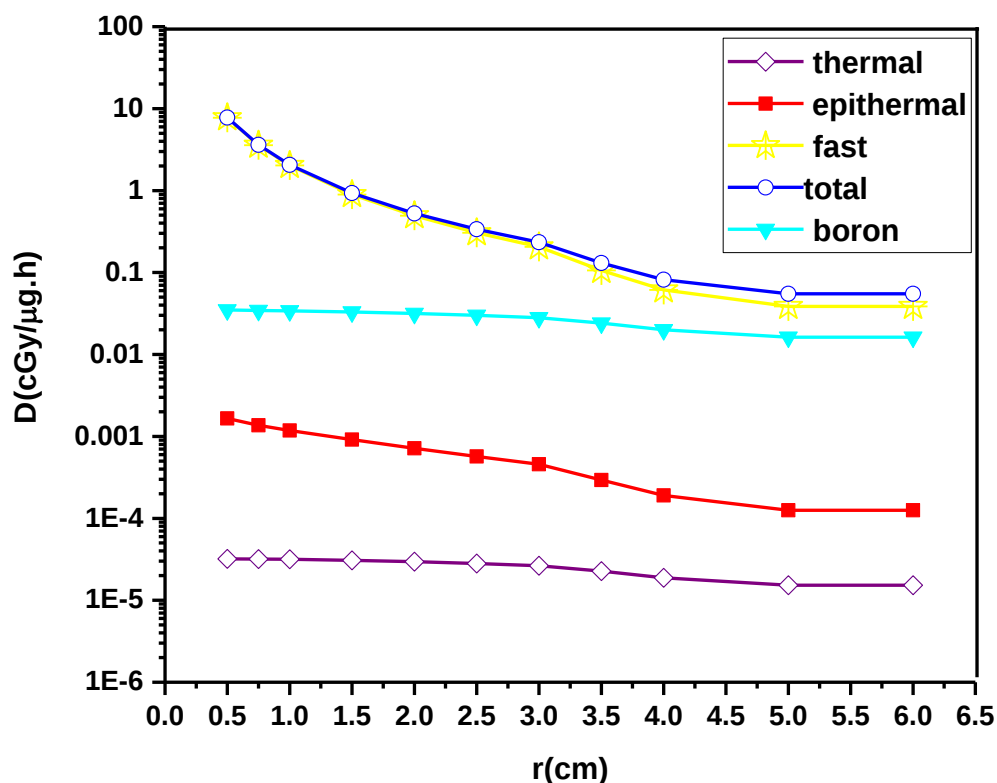
برگرفته از کتابخانه سطح مقطع ENDF/B-VII.0 از وب سایت آژانس بین المللی انرژی اتمی^۳ (IAEA)

[۱۱].

در شکل ۶-۱۶، آهنگ دز جذبی نوترون و بورون به صورت نوترون‌های حرارتی، فوق حرارتی و سریع

تفکیک شده است.

^۳International Atomic Energy Agency



شکل ۶-۱۶. آهنگ دز جذبی نوترون‌های حرارتی، فوق حرارتی و سریع همراه با آهنگ دز ذرات بورون و دز کل نوترون‌ها در آب در این پژوهش.

نوترون‌های سریع ($E > 10 \text{ keV}$)، عمده انرژی خود را در طی پراکندگی‌های کشسان با هیدروژن موجود در محیط از دست می‌دهند و بیشترین میزان سهم در دز کلی نوترون‌ها را دارند. از طرفی میزان دز ناشی از بورون نسبت به نوترون‌های حرارتی و فوق حرارتی نشان می‌دهد که، اضافه نمودن بورون در آب تا چه اندازه می‌تواند در افزایش دز کلی مؤثر باشد با این وجود افزایش دز ناشی از گیراندازی نوترون حرارتی در مقایسه با دز نوترون سریع، کمتر است.

شبیه‌سازی‌ها با حضور ۵۰ ppm گادولینیم در آب بدین صورت انجام گرفت:

(۱) چشمه در مرکز یک فانتوم کروی آب به شعاع ۲۰ cm که ۵۰ ppm گادولینیم در آن به طور یکنواخت توزیع شده است قرار گرفت.

۲) با توجه به آن که محصولات تولیدی در طی واکنش گیراندازی نوترون حرارتی توسط گادولینیم شامل پرتوهای گاما و انرژی مربوط به هسته پس زده گادولینیم می باشد انرژی نوترون ها در این حالت با استفاده از تالی F۶ محاسبه شد زیرا، انرژی مربوط به هسته پس زده گادولینیم در محاسبات این تالی لحاظ می گردد.

نتایج حاصل از این شبیه سازی ها با خطای نسبی کمتر از ۰,۴٪ در تمامی فواصل با حضور بورون و گادولینیم در جدول ۶-۷ مشاهده می گردد.

جدول ۶-۷. مقایسه دز ناشی از اندرکنش های نوترون در محیط آب با ۵۰ ppm بورون و گادولینیم در این پژوهش.

دز نوترون با حضور گادولینیم در آب (cGy/μg.h)	دز نوترون با حضور بورون در آب (cGy/μg.h)	دز مولفه بورون با حضور بورون در آب (cGy/μg.h)	فواصل (cm)
۷,۷۶۰۹	۷,۷۴۱۳	۰,۰۳۴۹	۰,۵۰
۳,۵۸۴۱	۳,۵۷۲۷	۰,۰۳۴۴	۰,۷۵
۲,۰۳۴۴	۲,۰۲۶۸	۰,۰۳۴۱	۱,۰۰
۰,۹۰۳۲	۰,۸۹۷۰	۰,۰۳۲۹	۱,۵۰
۰,۴۹۶۹	۰,۴۹۳۸	۰,۰۳۱۶	۲,۰۰
۰,۳۰۹۸	۰,۳۰۶۴	۰,۰۲۹۹	۲,۵۰
۰,۲۰۸۷	۰,۲۰۵۸	۰,۰۲۸۱	۳,۰۰
۰,۱۰۷۷	۰,۱۰۶۵	۰,۰۲۴۲	۴,۰۰
۰,۰۶۲۶	۰,۰۶۱۶	۰,۰۲۰۰	۵,۰۰
۰,۰۳۹۵	۰,۰۳۸۶	۰,۰۱۶۲	۶,۰۰

مقایسه آهنگ دز جذبی نوترون ها با حضور غلظت های برابر بورون و گادولینیم نشان می دهد که، به دلیل بالاتر بودن سطح مقطع گیراندازی نوترون های حرارتی توسط هسته های گادولینیم مقادیر بدست آمده با حضور این ذرات بیشتر از بورون می باشد.

۶-۲-۴-۱ مقایسه دز ناشی از گاماها با حضور ذرات ^{10}B و ^{157}Gd در آب

همان طور که قبلاً بیان شد، دز گاماهاى کل در حالتی که محیط آب خالص باشد برابر با مجموع گاماهاى اولیه گسیل شده از چشمه و گاماهاى ثانویه که در نتیجه گیراندازی نوترون حرارتی توسط هیدروژن آب تولید می‌شوند است. با حضور هسته‌های بورون در آب، گاماهاى کل برابر با مجموع همان گاماهاى اولیه و ثانویه می‌باشند. با وجود گادولینیم در آب به دلیل آن که در طی گیراندازی نوترون‌هاى حرارتی با گادولینیم یکی از محصولات تولیدی گاما است، گاماهاى کل در این حالت برابر با مجموع گاماهاى اولیه، ثانویه و گاماهاى تولیدی در طی واکنش گیراندازی می‌باشند. از طرفی، گاماهاى ثانویه مربوط به اندرکنش‌هاى نوترون‌هاى حرارتی با هسته‌هاى گیراندازی شده هستند بنابراین، گاماهاى حاصل از گیراندازی گادولینیم نیز خود به خود در این محاسبات لحاظ می‌گردند. نتایج شبیه‌سازی‌هاى مربوط به دز گاما اولیه و ثانویه با حضور بورون و گادولینیم در جداول ۶-۸ و ۶-۹ مشاهده می‌گردد. خطای نسبی محاسبات دز گاما اولیه و ثانویه با حضور بورون و گادولینیم به ترتیب کمتر از ۴٪ و ۶٪ می‌باشد.

جدول ۶-۸. مقایسه مقادیر دز گاما اولیه در محیط آب با غلظت ۵۰ ppm بورون و گادولینیم در این پژوهش.

فواصل (cm)	دز گاما اولیه در حضور بورون (cGy/ $\mu\text{g.h}$)	دز گاما اولیه در حضور گادولینیم (cGy/ $\mu\text{g.h}$)
۰,۵۰	۴,۲۶۰۹	۴,۲۴۴۴
۰,۷۵	۲,۰۱۸۵	۱,۹۵۷۷
۱,۰۰	۱,۱۳۴۸	۱,۱۴۴۴
۱,۵۰	۰,۵۰۱۸	۰,۵۱۲۹
۲,۰۰	۰,۲۶۹۷	۰,۲۸۰۴
۲,۵۰	۰,۱۶۹۵	۰,۱۷۵۱
۳,۰۰	۰,۱۱۵۲	۰,۱۱۹۸
۴,۰۰	۰,۰۸۹۰	۰,۰۷۰۰
۵,۰۰	۰,۰۷۰۹	۰,۰۴۲۴
۶,۰۰	۰,۰۳۹۳	۰,۰۲۸۵

جدول ۶-۹. مقایسه مقادیر دز گاما ثانویه در محیط آب با غلظت ۵۰ ppm بورون و گادولینیم در این پژوهش.

دز گاما ثانویه در حضور گادولینیم (cGy/μg.h)	دز گاما ثانویه در حضور بورون (cGy/μg.h)	فواصل (cm)
۰,۰۲۰۱۵	۰,۰۱۹۳۸	۰,۵۰
۰,۰۰۹۵۵	۰,۰۰۹۵۱	۰,۷۵
۰,۰۰۵۷۳	۰,۰۰۵۶۰	۱,۰۰
۰,۰۰۲۹۵	۰,۰۰۲۷۱	۱,۵۰
۰,۰۰۲۰۳	۰,۰۰۱۷۸	۲,۰۰
۰,۰۰۱۴۵	۰,۰۰۱۴۲	۲,۵۰
۰,۰۰۱۲۶	۰,۰۰۱۰۱	۳,۰۰
۰,۰۰۰۸۶	۰,۰۰۰۷۳	۴,۰۰
۰,۰۰۰۶۲	۰,۰۰۰۵۸	۵,۰۰
۰,۰۰۰۵۳	۰,۰۰۰۴۹	۶,۰۰

با اضافه نمودن بورون (با عدد اتمی ۵) و گادولینیم (با عدد اتمی ۶۴) به آب، محیط اندرکنش کننده گاما شامل عناصر اکسیژن، هیدروژن، بورون و یا گادولینیم می شود. از طرفی متوسط انرژی گاماها ی گسیل شده از چشمه ۱ MeV است. در طی اندرکنش گاماها در محیط با این عناصر، اندرکنش کامپتون جدا از اینکه Z چه باشد می تواند نقش برتری داشته باشد. به عبارتی با اضافه نمودن بورون و گادولینیم در آب پراکندگی های گاما در محیط با احتمال بیشتری رخ می دهند. در نتیجه برای یک فاصله خاص که ممکن بود در محیط آب جذب گاما (اثر فوتوالکتریک) اتفاق بیفتد در محیط جدید ممکن است برای آن پراکندگی رخ دهد و گاما با انرژی کمتر پراکنده شود. در جدول ۶-۹ با توجه به مقادیر بدست آمده برای دز جذبی گاما ثانویه در حضور بورون و گادولینیم مشاهده می گردد که، مقادیر دز گاما ثانویه در حضور گادولینیم اندکی بیشتر از حضور بورون می باشد. علت این امر این است که در واکنش $^{158}\text{Gd}^*$ - $^{157}\text{Gd}(n,\gamma)$ پس از گیراندازی نوترون، $^{158}\text{Gd}^*$ در یک حالت برانگیخته قرار می گیرد. در این حالت هسته برانگیخته انرژی اضافی خود را سریع آزاد کرده و گاماها ی گسیلی در این حالت دارای انرژی بین

۰,۰۷۹ تا ۷,۸۸ MeV با متوسط انرژی ۲,۲ MeV می‌باشند [۱۱۷]. به عبارتی علاوه بر گاماهاى ثانویه تولید شده به هنگام گیراندازی نوترون حرارتی با هیدروژن آب، در هنگام گیراندازی نوترون حرارتی با گادولینیم نیز گاما ثانویه تولید می‌گردد که مجموع این گاماها سبب می‌گردد که دز گاما ثانویه در حضور گادولینیم بیشتر از بورون شود و در نتیجه آن دز گاماهاى ناخواسته در محیط افزایش می‌یابد.

۳-۱-۴-۲-۶ مقایسه دز ناشی از تابش‌های ترمزی همراه با ذرات بتا در حضور ذرات ^{10}B و ^{157}Gd در آب

محاسبات دز ناشی از تابش‌های ترمزی به همراه ذرات بتا خروجی از چشمه با حضور ۵۰ ppm از ذرات بورون و گادولینیم در آب همانند بخش ۶-۵-۲ انجام شده است. نتایج مربوط به این شبیه‌سازی‌ها با خطا نسبی کمتر از ۶٪ برای هر دو حالت در جدول ۶-۱۰ مشاهده می‌گردد.

جدول ۶-۱۰. مقایسه مقادیر دز تابش‌های ترمزی به همراه ذرات بتا در محیط آب با غلظت ۵۰ ppm بورون و گادولینیم.

دز تابش‌های ترمزی به همراه ذرات بتا در حضور گادولینیم (cGy/ $\mu\text{g.h}$)	دز تابش‌های ترمزی به همراه ذرات بتا در حضور بورون (cGy/ $\mu\text{g.h}$)	فواصل (cm)
۹,۷۰۸۷	۹,۷۰۹۴	۰,۵۰
۳,۳۲۶۹	۳,۳۳۱۸	۰,۷۵
۱,۲۶۴۰	۱,۲۷۷۰	۱,۰۰
۰,۲۱۱۰۷	۰,۲۱۰۱۵	۱,۵۰
۰,۰۳۷۹۴	۰,۰۳۹۵۲	۲,۰۰
۰,۰۰۹۵۸	۰,۰۰۹۵۵	۲,۵۰
۰,۰۰۴۲۶	۰,۰۰۴۲۳	۳,۰۰
۰,۰۰۲۳۴	۰,۰۰۲۲۰	۴,۰۰
۰,۰۰۱۴۲	۰,۰۰۱۴۱	۵,۰۰
۰,۰۰۰۸۸	۰,۰۰۰۹۳	۶,۰۰

۶-۲-۴-۱ بررسی دز ناشی از الکترون‌های تبدیل داخلی

همان طور که قبلاً در مورد واکنش گیراندازی نوترون حرارتی با گادولینیم گفته شد، علاوه بر گاما‌های گسیلی از چشمه بخشی از انرژی هسته برانگیخته به صورت گسیل الکترون‌های تبدیل داخلی آزاد می‌گردد. انرژی مربوط به این الکترون‌های تبدیل داخلی نه در محاسبات مربوط به گاما ثانویه لحاظ می‌شود و نه در محاسبات مربوط به دز جذبی نوترون‌ها. به عبارتی کد MCNP قادر به ترابرد این الکترون‌ها نمی‌باشد. در مطالعه‌ای که توسط فیلزر^۴ صورت گرفت برای یک فویل خالص گادولینیم به مساحت 1 m^2 ، ضخامت $1\text{ }\mu\text{m}$ ، حجم 1 cm^3 و چگالی 1 g/cm^3 با قرار دادن چشمه نوترون با انرژی 0.0253 eV در درون صفحه فویل فرض شد برای همه نوترون‌های خروجی از چشمه، در درون فویل گیراندازی اتفاق می‌افتد. در چنین حالتی انرژی ذخیره شده گاماها محاسبه شد و مقدار 7.85060 MeV برای آن بدست آمد در صورتی که مقدار انرژی آزاد شده در طی گیراندازی نوترون حرارتی با گادولینیم 7.937 MeV است. به عبارتی انرژی گاماها تقریباً 0.086 MeV کمتر از مقدار Q واکنش می‌باشد. این مقدار انرژی گم شده به الکترون‌های تبدیل داخلی نسبت داده شد و در شبیه‌سازی‌ها در محاسبات دز، کد قادر به ترابرد آن‌ها نیست [۱۱۱]. لذا در مطالعه حاضر میزان دز جذبی این الکترون‌ها در یک حالت ایده‌آل بدین صورت مورد بررسی قرار گرفت:

چشمه را در مرکز یک فانتوم کروی آب به شعاع 20 cm قرار داده و تنها غلظت 50 ppm از گادولینیم به طور یکنواخت در آب توزیع شد. از طرفی چشمه کالیفرنیم مورد مطالعه در تمام راستاها در حال گسیل نوترون می‌باشد و انرژی نوترون‌ها در طی اندرکنش‌های مختلف کم می‌شود تا به ناحیه حرارتی برسد. حال فرض می‌کنیم برای همه نوترون‌های خارج شده از چشمه بدون فرار آن‌ها از محیط، گیراندازی توسط هسته‌های گادولینیم اتفاق می‌افتد (فرض ایده‌آل). در چنین حالتی انرژی 0.086 MeV الکترون‌های تبدیل داخلی تولید شده در کل جرم کره ذخیره می‌گردد. اگر چگالی آب 1 g/cm^3 باشد

^۴Feilzer

آنگاه انرژی ذخیره شده الکترون‌ها در کل کره‌ایی به شعاع ۲۰ cm تقریباً 2.57×10^{-6} MeV/g می‌باشد. در چنین حالتی در یک مکان خاص در پوسته استوانه‌ای به ابعاد $0.2 \text{ cm} \times 0.2 \text{ cm}$ که جرم آن حدوداً 6.28×10^{-6} g است یعنی 5.33×10^9 مرتبه از جرم کل کره کوچکتر می‌باشد. با یک تناسب انرژی ذخیره شده این الکترون‌ها برابر است با:

$$D = \frac{1}{5.33 \times 10^9} \times (2.57 \times 10^{-6}) = 4.81 \times 10^{-16} \text{ MeV/g} \quad (5-6)$$

با توجه به اینکه هر $1 \mu\text{g}$ از ^{252}Cf ، تعداد 2.31×10^6 نوترون در هر ثانیه گسیل می‌کند مقدار دز جذبی الکترون‌های حاصل از تبدیل داخلی برابر است با: 6.42×10^{-14} cGy/ $\mu\text{g.h}$. بنابراین با بررسی‌های صورت گرفته به دلیل پائین بودن آهنگ دز جذبی الکترون‌های تبدیل داخلی نسبت به سایر مولفه‌های دز از محاسبات آن‌ها صرف نظر می‌شود.

۶-۲-۴ محاسبه آهنگ دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه با حضور ذرات ^1B و ^{157}Gd در آب

پس از محاسبه هر کدام از مولفه‌های دز با حضور بورون و گادولینیم در محیط آب اطراف چشمه، آهنگ دز معادل کل از مجموع حاصل ضرب دز هر مولفه در اثر بیولوژیکی مربوط به آن مولفه با استفاده از رابطه ۶-۶ و ۷-۶ بدست آمد [۱۲۳].

دز معادل کل در حضور بورون:

$$D_{\text{کل}} = D_n \text{RBE}_n + D_B \text{CBE}_B + D_\gamma \text{RBE}_\gamma + D_{X+\beta} \text{RBE}_{X+\beta} \quad (6-6)$$

دز معادل کل در حضور گادولینیم:

$$D_{\text{کل}} = D_n \text{RBE}_n + D_\gamma \text{RBE}_\gamma + D_{X+\beta} \text{RBE}_{X+\beta} \quad (7-6)$$

در معادله ۶-۶ CBE^۵، مقداریست که اثرات بیولوژیکی به دلیل واکنش گیراندازی نوترون حرارتی با بورون به واسطه ترکیبی که بورون را شامل شود تعریف می‌گردد. مقدار این پارامتر برای تومور ۳,۸ است [۱۲۴] و ضرایب بیولوژیکی برای نوترون، گاما و بتا به ترتیب ۶، ۱ و ۱ می‌باشند [۵ و ۱۰۷]. نتایج مربوط به آهنگ دز معادل کل با حضور ذرات بورون و گادولینیم در جدول ۶-۱۱ مشاهده می‌گردد. اختلاف نسبی آهنگ دز معادل کل با حضور ^{۱۰}B نسبت به مقدار این پارامتر با حضور ^{۱۵۷}Gd برحسب درصد محاسبه شد و مقادیر بدست آمده در جدول ۶-۱۲ ملاحظه می‌گردد.

جدول ۶-۱۰. مقایسه آهنگ دز معادل کل در محیط آب با غلظت ۵۰ ppm بورون و گادولینیم در این پژوهش.

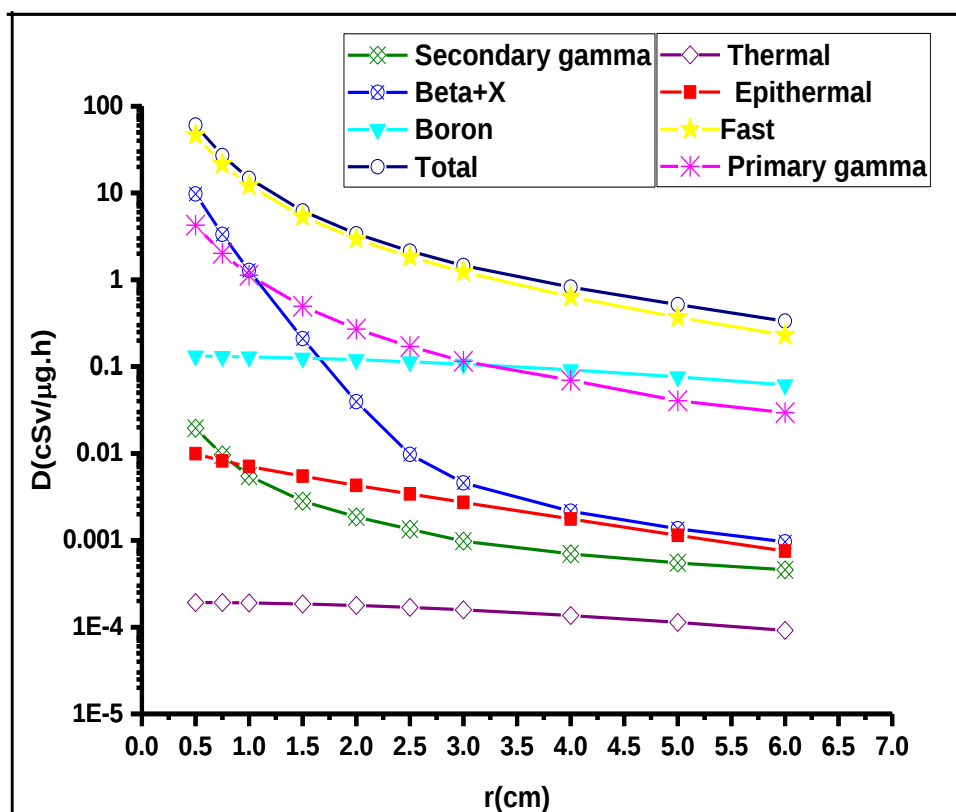
فواصل (cm)	آهنگ دز معادل کل در حضور بورون (cSv/μg.h)	آهنگ دز معادل کل در حضور گادولینیم (cSv/μg.h)
۰,۵۰	$۶,۶۰ \times ۱۰^{-۱}$	$۶,۰۵ \times ۱۰^{-۱}$
۰,۷۵	$۲,۶۹ \times ۱۰^{-۱}$	$۲,۶۸ \times ۱۰^{-۱}$
۱,۰۰	$۱,۴۷ \times ۱۰^{-۱}$	$۱,۴۶ \times ۱۰^{-۱}$
۱,۵۰	$۶,۲۲ \times ۱۰^{-۲}$	$۶,۱۵ \times ۱۰^{-۲}$
۲,۰۰	$۳,۳۹ \times ۱۰^{-۲}$	$۳,۳۰ \times ۱۰^{-۲}$
۲,۵۰	$۲,۱۳ \times ۱۰^{-۲}$	$۲,۰۴ \times ۱۰^{-۲}$
۳,۰۰	$۱,۴۶ \times ۱۰^{-۲}$	$۱,۳۸ \times ۱۰^{-۲}$
۴,۰۰	$۸,۰۵ \times ۱۰^{-۳}$	$۷,۱۹ \times ۱۰^{-۳}$
۵,۰۰	$۴,۸۷ \times ۱۰^{-۳}$	$۴,۲۰ \times ۱۰^{-۳}$
۶,۰۰	$۳,۲۴ \times ۱۰^{-۳}$	$۲,۶۷ \times ۱۰^{-۳}$

^۵Compound Biological Effectiveness

جدول ۶-۱۲. اختلاف نسبی آهنگ دز معادل کل با حضور بورون نسبت به مقدار این پارامتر با حضور گادولینیم برحسب درصد در این پژوهش.

۶,۰۰	۵,۰۰	۴,۰۰	۳,۰۰	۲,۵۰	۲,۰۰	۱,۵۰	۱,۰۰	۰,۷۵	۰,۵۰	فاصله (cm)
۲۱,۳	۱۵,۹	۱۱,۹	۶,۱۰	۴,۲۹	۲,۸۰	۱,۲۴	۰,۶۰	۰,۴۹	۰,۰۵	اختلاف نسبی (%)

نتایج بدست آمده نشان داده‌اند که، اثر بیولوژیکی مولفه بورون به دلیل LET بالای ذرات آلفا و لیتیم نقش بسزایی در دز معادل کل نسبت به گادولینیم دارد. به طوری که، اختلاف نسبی دز معادل کل با حضور بورون نسبت به مقدار این پارامتر با حضور گادولینیم با افزایش فاصله از چشمه زیاد شده و در فاصله ۶ cm از چشمه به بیش از ٪ ۲۱ می‌رسد زیرا، با افزایش فاصله از چشمه تعداد نوترون‌های بیشتری در طی حرکت در ماده انرژی خود را از دست داده و به ناحیه حرارتی می‌رسند. از طرفی نیز، وجود عامل‌های افزایش دز بورون و گادولینیم سبب می‌گردد تا نوترون‌های حرارتی توسط این هسته‌ها گیراندازی شده و موجب افزایش دز نوترون‌ها شوند. در طی گیراندازی نوترون حرارتی توسط بورون ذرات بارداری تولید می‌شوند که می‌توانند انرژی‌شان را در همان ابعاد سلولی به جا بگذارند. در نتیجه این امر، دز مربوط به اندرکنش‌های نوترون با بورون شامل هسته پس زده بورون و انرژی مربوط به ذرات باردار می‌باشد در حالی که دز اندرکنش‌های گادولینیم شامل انرژی هسته پس زده گادولینیم است. مجموع این عوامل سبب می‌شود که، در یک غلظت برابر از بورون و گادولینیم میزان آهنگ دز معادل کل با حضور بورون بیشتر از گادولینیم باشد. در شکل ۶-۱۷ آهنگ دز معادل پرتوهای خروجی از چشمه ^{252}Cf در محیط آب اطراف چشمه که شامل ۵۰ ppm بورون می‌باشد مشاهده می‌گردد.



شکل ۶-۱۷. آهنگ دز معادل پرتوهای خروجی از چشمه کالیفرنیم با حضور ۵۰ ppm بورون در آب در این پژوهش.

۳-۶ اندرکنش‌های نوترون و گاما با عناصر بافت نرم

هدف اصلی این مطالعه دزیمتری تومور دهانه گردنه رحم است. نوع بافت مربوط به آن از بافت نرم تشکیل شده است لذا، جهت انجام دزیمتری در این بافت شناخت عناصر، ترکیبات و اندرکنش‌هایی که ممکن است در طی برخورد پرتوهای گسیلی از چشمه در آن اتفاق بیفتد دارای اهمیت است. به همین منظور ابتدا به بررسی بافت نرم پرداخته می‌شود. بافت نرم ۹ مولفه‌ای طبق تعریف ICRU^۶ با چگالی 1.06 g/cm^3 همراه با عناصر و درصد وزنی مربوطه، در جدول ۶-۱۳ مشاهده می‌گردد [۳۳].

^۶International Commission on Radiation Units and Measurements

جدول ۶-۱۳. عناصر و درصد وزنی بافت نرم [۳۳].

پتاسیم	کلر	گوگرد	فسفر	سدیم	اکسیژن	نیتروژن	کربن	هیدروژن	عناصر
۰,۰۰۳	۰,۰۰۲	۰,۰۰۳	۰,۰۰۳	۰,۰۰۲	۰,۷۰۸	۰,۰۳۴	۰,۱۴۳	۰,۱۰۲	درصد
وزنی									

به دلیل درصد بیشتر عناصر هیدروژن، کربن، نیتروژن و اکسیژن در بافت نرم اندرکنش‌های نوترون بیشتر با این عناصر اتفاق می‌افتد. پراکندگی کشسان نوترون‌های گسیل شده از چشمه ^{252}Cf با هسته‌های هیدروژن اصلی‌ترین واکنش هسته‌ای کالیفرنیم در براکی‌تراپی است. در چنین شرایطی هسته پس زده برد کمی در بافت طی می‌کند و انرژی خطی بالایی را منتقل می‌کند. از آنجایی که قطر سلول انسان در حدود ۱۰ میکرون است در حقیقت تقریباً همه انرژی هسته پس زده در درون سلول به جا گذاشته می‌شود [۱۴]. اندرکنش نوترون‌های حرارتی با اکسیژن، کربن و هیدروژن عملاً به گیراندازی (n, γ) با سطح مقطع‌های جزئی برای اکسیژن (1.7×10^{-4} بارن) و کربن (0.0035 بارن) محدود می‌شوند. سطح مقطع گیراندازی نوترون‌های حرارتی توسط هیدروژن $^1\text{H}(n, \gamma)^2\text{H}$ تنها 0.332 بارن است اما به دلیل غلظت بالای اتم‌های هیدروژن در بافت (6.1×10^{22} اتم در هر گرم از بافت) از این واکنش نمی‌توان صرف نظر نمود و انرژی 2.33 MeV گاماهاى گسیل شده از این واکنش می‌تواند در دز جذبی کل سهیم بوده و مشکلات حفاظتی در کاشت ^{252}Cf به خصوص، در فواصل نسبتاً بزرگ از چشمه ایجاد کند. واکنش مهم دیگر $^{14}\text{C}(n, p)^{14}\text{N}$ می‌باشد. سطح مقطع این واکنش بالاست (1.84 بارن) اما غلظت نسبی اتم‌های نیتروژن در بافت نسبتاً کم است (1.5×10^{21} اتم در هر گرم از بافت). با این حال انرژی جنبشی 0.66 MeV پروتون گسیل شده با برد ۱۰ میکرونی در بافت از ویژگی بارز این واکنش است. این بدان معنی است که، تمام انرژی جنبشی 0.66 MeV در محل مورد نظر به جا گذاشته می‌شود [۱۲۵]. علاوه بر واکنش‌های نوترون با عناصر بافت احتمال آن‌که واکنش‌های فوتو هسته‌ای در طی اندرکنش گاماها با عناصر بافت نیز رخ دهند وجود دارد. در جدول ۶-۱۴، اطلاعات در مورد واکنش فوتو هسته‌ای ایزوتوپ‌های مختلف عناصر بافت نرم مشاهده می‌گردد. بیشترین میزان انرژی گاماهاى گسیلی

از چشمه ^{252}Cf ، 9.8 MeV است [۱۰۴]. در واکنش‌هایی که انرژی آستانه آن‌ها بالاتر از 9.8 MeV باشد واکنش فوتو هسته‌ای در بافت رخ نمی‌دهد. در سایر انرژی‌ها نیز به دلیل ناچیز بودن فراوانی آن ایزوتوپ نسبت به ایزوتوپ‌های دیگر از همان نوع و همچنین سطح مقطع‌های جزئی، از ترابرد واکنش-های فوتو هسته‌ای در بافت صرف‌نظر می‌شود.

جدول ۶-۱۴. انرژی آستانه ایزوتوپ‌های مختلف بافت نرم جهت واکنش فوتو هسته‌ای [۱۱، ۳۳، ۱۲۶].

بیشینه مقدار	انرژی آستانه واکنش	درصد وزنی هر	ایزوتوپ‌های	عناصر
سطح مقطع (بارن)	فوتو هسته‌ای (MeV)	ایزوتوپ در بافت نرم	هر عنصر	بافت نرم
	-	۰,۱۰۱۹۸۳۱۷	^1H	هیدروژن
	۲,۲۲	۰,۰۰۰۰۱۱۷۳	^2H	
	۱۸,۷۲	۰,۱۴۱۴۶۲۸۳	^{12}C	کربن
۰,۰۰۱۲	۴,۹۵	۰,۰۰۱۵۳۰۰۲	^{13}C	
	۱۰,۵۵	۰,۰۳۳۸۷۳۱۹	^{14}N	نیتروژن
	۱۰,۸۳	۰,۰۰۰۱۲۵۱۱	^{15}N	
	۱۵,۶۶	۰,۰۷۰۶۲۴۴۲۵	^{16}O	اکسیژن
۰,۰۰۱	۴,۱۴	۰,۰۰۰۲۶۹۰۳	^{17}O	
۰,۰۰۱۵	۸,۰۴	۰,۰۰۰۱۴۵۱۳۳	^{18}O	
	۱۲,۴۲	۰,۰۰۱۹۹۹۹۱	^{23}Na	سدیم
	۱۵,۰۴	۰,۰۰۲۸۴۷۷۶	^{32}S	
۰,۰۰۳۴	۸,۶۴	۰,۰۰۰۰۲۲۸۰	^{33}S	گوگرد
	۱۱,۴۲	۰,۰۰۰۱۲۸۶۹	^{34}S	
	۹,۸۹	۰,۰۰۰۰۰۰۶۰	^{36}S	
	۱۲,۶۵	۰,۰۰۱۵۱۵۵۲	^{35}Cl	کلر
	۱۰,۳۱	۰,۰۰۰۴۸۴۳۸	^{37}Cl	
	۱۳,۰۸	۰,۰۰۲۷۹۷۶۰	^{39}K	پتاسیم
۰,۰۰۱۶	۷,۸۰	۰,۰۰۰۰۰۰۳۵	^{40}K	
	۱۰,۱۰	۰,۰۰۰۲۰۱۹۰	^{41}K	

۶-۴ استفاده از نانوذرات در تومور

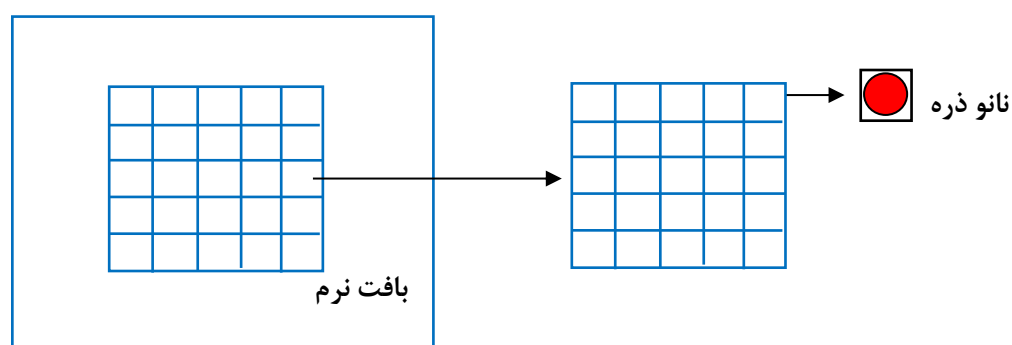
بین اتم‌هایی که بر روی سطح یک جسم هستند با اتم‌هایی که در داخل آن هستند تفاوت وجود دارد. اتم‌هایی که در داخل ماده هستند به دلیل همسایگی بیشتر (تعداد اتم‌های اطراف آن‌ها بیشتر است)، ظرفیت‌شان کامل است و تمایلی به انجام واکنش ندارند. اما اتم‌هایی که روی سطح هستند به دلیل اینکه با تعداد اتم‌های کمتری در ارتباط هستند ممکن است تعدادی پیوند ناقص یا کامل نشده داشته باشند. بنابراین واکنش‌پذیری آن‌ها نسبت به اتم‌های داخل ماده بیشتر است. با ریز شدن ابعاد ماده و رسیدن به ابعاد نانو، سطح ماده و به تبع آن اتم‌های روی سطح ماده نیز افزایش می‌یابد و در نتیجه ماده به شدت ناپایدار می‌شود. ماده‌ای که به ابعاد نانو رسیده به دلیل ناپایداری بسیار زیاد تمایل دارد با روش‌های مختلف به سمت پایداری برود که این پایدار شدن منجر به تغییر خواص می‌شود. یکی از این روش‌ها تغییر آرایش اتم‌ها است به طوری که با تغییر اندک چیدمان اتم‌ها (تغییر در طول پیوند یا زاویه پیوند)، خواص مواد نیز متفاوت می‌شود و علت برخی از تغییر خواص در ابعاد نانو را می‌توان با افزایش سطح نسبت به حجم توجیه کرد [۱۲۷].

نانوذرات به صورت ذرات با اندازه ۱ تا ۱۰۰ nm تعریف می‌گردند [۱۲۸]. مهم‌ترین هدف پرتودرمانی رسانیدن بیشینه‌ی دز به تومور و کمترین آسیب به بافت‌های سالم اطراف آن است. در این راستا با توجه به نوع پرتو تابیده به تومور استفاده از هسته‌هایی (مانند بورون و گادولینیم برای پرتوهای نوترون و طلا برای پرتوهای گاما) که بتوانند با توجه به فیزیک اندرکنش پرتوها با این هسته‌ها، دز در ناحیه توموری را افزایش دهند بسیار مورد توجه است [۱۱۵ و ۱۲۹]. به طور معمول عامل‌های افزایش دز در تومور از طریق داروهایی که این هسته‌ها به ساختار آن‌ها متصل است به بدن تزریق می‌گردد و از طریق رگ‌های خونی در تومور قرار می‌گیرند. نانوذرات به دلیل اندازه بسیار کوچک، قابلیت نفوذ بالایی از طریق رگ‌های خونی به داخل تومور و تجمع کمتر در بافت‌های سالم اطراف را دارند که این امر سبب نتیجه مطلوب در پرتودرمانی می‌گردد [۱۲۸].

۶-۴-۱ نحوه تعریف نانوذرات در کد MCNPX

در بخش ۶-۲، محاسبات مربوط به دز جذبی نوترون‌ها با استفاده از عامل‌های افزایش دز بورون و گادولینیم در آب مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. در این مرحله از مطالعات، به بررسی ذرات و نانوذرات بورون و گادولینیم در بافت نرم پرداخته می‌شود.

جهت تعریف نمودن نانوذرات باید در نظر گرفت که تالی‌های مختلف محاسبه دز در کد مانند F۴، F۶ و... را نمی‌توان در هندسه‌هایی در ابعاد نانو به کار برد. اما با تعریف نانوذرات به صورت کره‌هایی در درون ابعاد بزرگتر می‌توان دز را با استفاده از تالی‌های مختلف در آن ابعاد محاسبه نمود. برای انجام این امر، تومور مورد نظر به صورت مکعبی به ابعاد $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ در نظر گرفته شد. با استفاده از کارت‌های Lat و U به همراه کارت Fill ابتدا، مکعب به شبکه‌هایی به ابعاد $0.2 \times 0.2 \times 0.2 \text{ cm}^3$ تقسیم شد [۹۴]. سپس، با توجه به ابعاد و غلظت نانوذرات مورد نظر هر شبکه $0.2 \times 0.2 \times 0.2 \text{ cm}^3$ به ابعاد میکرونی تقسیم گردید و در نهایت هر نانو ذره به صورت کره در مرکز شبکه‌های میکرونی قرار گرفت [۱۲۹]. در شکل ۶-۱۸ طرحی از شبکه بندی جهت تعریف نانوذرات مشاهده می‌گردد.



شکل ۶-۱۸. طرحی از شبکه بندی جهت تعریف نانوذرات در کد MCNPX در این پژوهش.

تعداد شبکه‌های میکرونی که در آن نانو ذره قرار می‌گیرد به میزان غلظت ماده مورد نظر بستگی دارد [۱۳۰]. به طور مثال تعداد نانوذرات بورون که با غلظت ۵۰ ppm در تومور به طور یکنواخت توزیع شده

است بدین صورت محاسبه می‌گردد:

جرم کل نانوذرات بورون با غلظت ۵۰ ppm در حجم کل مکعب به ابعاد 1 cm^3 :
 $m = 0,00005 \times 1 \times 1,06 = 0,000053\text{ g}$ (۸-۶)

جرم هر نانو ذره بورون با قطر $D = 50\text{ nm}$ و چگالی $2,37\text{ g/cm}^3$:
 $m_0 = (\rho \pi D^3)/6 = 1,55 \times 10^{-16}\text{ g}$ (۹-۶)

تعداد کل نانوذرات در حجم مکعب به ابعاد 1 cm^3 :
 $N = m/m_0 = 3,42 \times 10^{11}$ (۱۰-۶)

با داشتن تعداد کل نانو ذره در حجم 1 cm^3 ، حجم مورد نظر برای قرار دادن یک نانو ذره در آن برابر است با $2,93 \times 10^{-12}\text{ cm}^3$ ، بنابراین اضلاع مکعب میکرونی برابر است با:
 $a = v^{1/3} = (2,93 \times 10^{-12})^{1/3} = 1,43 \times 10^{-4}\text{ cm} = 1,43\text{ }\mu\text{m}$ (۱۱-۶)

۴-۲ محاسبه آهنگ دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه با حضور

ذرات و نانوذرات ^{10}B در تومور

جهت محاسبه آهنگ دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه با حضور ذرات و نانوذرات بورون در تومور شبیه‌سازی‌ها بدین صورت انجام گردید:

۱. چشمه در مرکز یک فانتوم کروی از بافت نرم ۹ مولفه‌ای با چگالی $1,06\text{ g/cm}^3$ ، با عناصر و درصد وزنی که در جدول ۶-۱۲ موجود است قرار گرفت [۳۳].

۲. جهت بررسی افزایش دز نوترون توسط ذرات بورون، توموری شامل بافت نرم به صورت مکعبی به ابعاد $1\text{ cm} \times 1\text{ cm} \times 1\text{ cm}$ بر روی محور عرضی چشمه در فاصله 5 cm از آن در نظر گرفته و ذرات بورون با غلظت 50 ppm به طور یکنواخت در تومور توزیع شد. فاصله 5 cm از این لحاظ انتخاب شد که در بررسی‌های مربوط به اثر غلظت‌های مختلف بورون بر افزایش دز جذبی نوترون‌ها مشاهده شد که، میزان تأثیر بورون با افزایش فاصله از چشمه، افزایش پیدا می‌کند. به همین منظور فاصله متوسط 5 cm در

نظر گرفته شد.

۳. جهت بررسی افزایش دز نوترون توسط نانوذرات بورون ابتدا، توموری شامل بافت نرم به صورت مکعبی به ابعاد $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ بر روی محور عرضی چشمه در فاصله ۵ cm از آن در نظر گرفته شد. سپس، با تقسیم نمودن آن به صورت شبکه‌های میکرونی به طوری که هر نانو ذره در درون یک مکعب قرار گیرد ۵۰ ppm از نانوذرات بورون با قطر ۵۰ nm با توجه به بخش ۶-۴-۱، در درون تومور تعریف شده است [۱۲۹].

۴. دز جذبی نوترون‌ها در تمامی فواصل قبل از تومور، درون تومور و تا ۱ cm بعد از تومور (۰,۵ تا ۷ cm از چشمه) با استفاده از تالی F4 همراه با کارت‌های DE (انرژی نوترون‌ها) و DF (کرما مربوط به بافت در هر انرژی) محاسبه گردید [۹۴]. جهت لحاظ نمودن کرما مربوط به بافت در کارت DF از مجموع حاصل ضرب درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت و کرما مربوط به برهم‌کنش نوترون با آن عنصر مطابق با رابطه ۶-۱۲ استفاده شده است [۳۲ و ۱۲۱].

$$k_T(E) = \sum_i W_i k_n(E)_i \quad (12-6)$$

که در آن:

W_i : درصد وزنی i امین عنصر در بافت.

$k_n(E)_i$: فاکتور کرما نوترون i امین عنصر در بافت.

۵. دز مربوط به مولفه بورون (ذرات و نانوذرات) تنها در درون تومور (فاصله ۵ تا ۶ cm از چشمه) با استفاده از تالی F4 همراه با کارت‌های DE (انرژی نوترون‌ها) و DF (کرما مربوط بورون در هر انرژی) محاسبه گردید [۹۴]. جهت لحاظ نمودن کرما مربوط به بورون در کارت DF از رابطه ۶-۴ استفاده شده است.

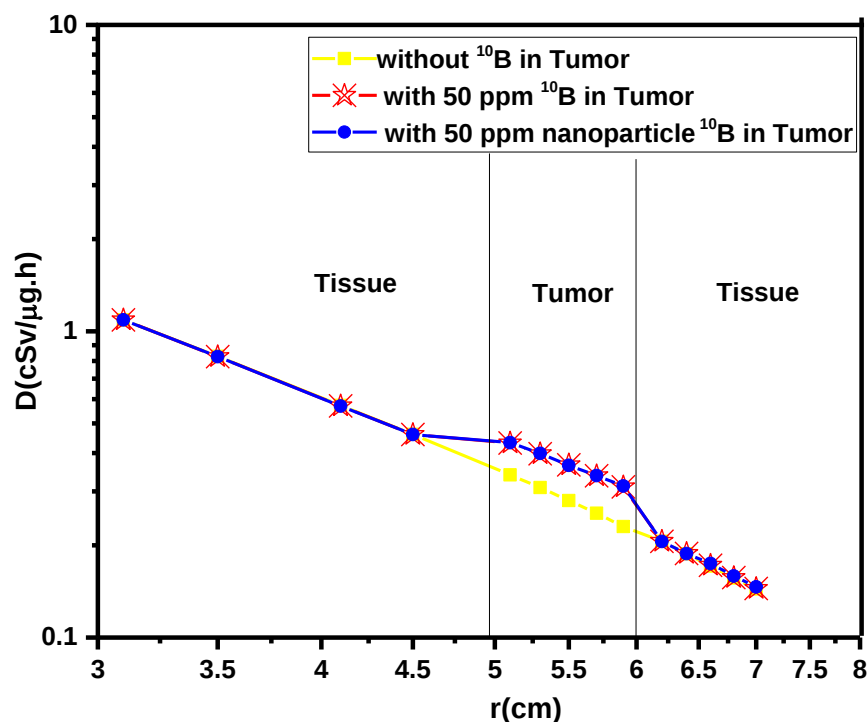
۶. دز جذبی گاماهاى اولیه و ثانویه در برنامه‌هایی جداگانه در فواصل ۰,۵ تا ۷ cm از چشمه با استفاده از تالی F۸* و با تقسیم بر جرم سلول مورد نظر محاسبه گردید.

۷. دز ناشی از تابش‌های ترمزی همراه با ذرات بتا خروجی از چشمه فقط در فواصل ۰,۵ تا ۲,۵ cm

از چشمه (قبل از تومور) با استفاده از تالی ^{18}F * و با تقسیم بر جرم سلول مورد نظر بدست آمد زیرا، در محاسبات دز این مولفه در درون آب که تا فاصله ۶ cm از چشمه صورت گرفته بود (جدول ۵-۱۹) نتایج نشان داده‌اند که، اختلاف نسبی استفاده از بتاها و تابش ترمزی در دز کل نسبت به عدم حضور این ذرات در دز کل برای فواصل بیشتر از ۲,۵ cm به کمتر از ۰,۵٪ می‌رسد. از این رو برای فواصل بیشتر به دلیل ران طولانی مدت این ذرات، از تریارد آن‌ها صرف نظر شده است.

۸. آهنگ دز معادل از مجموع حاصل ضرب هر یک از مولفه‌های دز در ضریب بیولوژیکی هر مولفه مطابق رابطه ۶-۶ بدست آمد.

۹. کلیه موارد بالا برای حالتی که در تومور، بورون (ذرات و نانوذرات) نباشد جهت مقایسه محاسبه شد. آهنگ دز معادل نوترون‌ها بدون بورون و با حضور ذرات و نانوذرات بورون در تومور برای هر سه حالت با خطای نسبی کمتر از ۲٪ در شکل ۶-۱۹ مشاهده می‌گردد.



شکل ۶-۱۹. آهنگ دز معادل نوترون با حضور ذرات و نانوذرات بورون با غلظت ۵۰ ppm در تومور در این پژوهش.

در جدول ۶-۱۵، مقادیر آهنگ دز معادل حاصل از اندرکنش‌های نوترون در درون تومور برای حالت‌هایی که: (۱) در تومور بورون نباشد. (۲) در تومور ppm ۵۰ ذرات بورون به طور یکنواخت توزیع شده باشد. (۳) در تومور ppm ۵۰ نانوذرات بورون به طور یکنواخت توزیع شده باشد مشاهده می‌گردد.

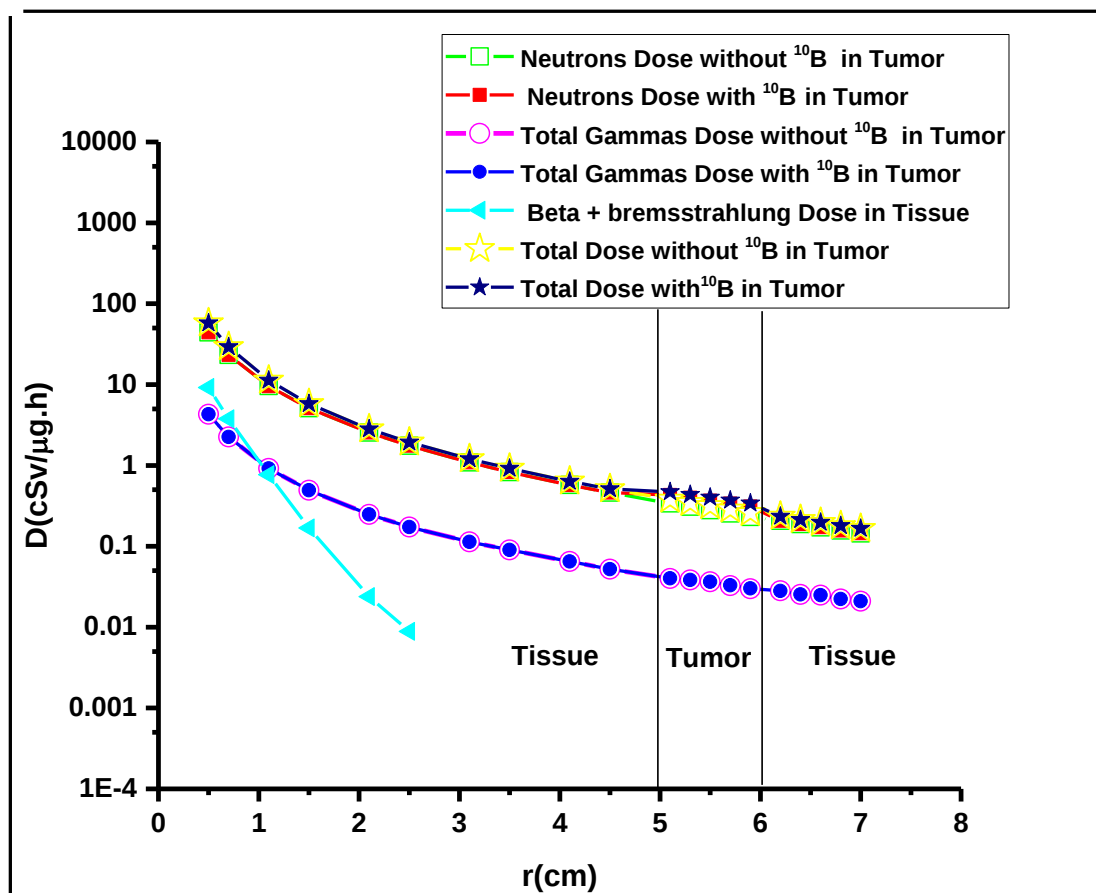
جدول ۶-۱۵. آهنگ دز معادل نوترون در تومور برای سه حالت: بدون بورون در تومور، ذرات بورون در تومور و نانوذرات بورون در تومور برحسب $\text{cSv}/\mu\text{g.h}$ در این پژوهش.

تومور با نانوذرات بورون	تومور با ذرات بورون	تومور بدون بورون	فواصل (cm)
۰,۴۳۳	۰,۴۳۱	۰,۳۳۹	۵,۱
۰,۳۹۹	۰,۳۹۸	۰,۳۰۹	۵,۳
۰,۳۶۵	۰,۳۶۶	۰,۲۸۰	۵,۵
۰,۳۳۸	۰,۳۳۷	۰,۲۵۵	۵,۷
۰,۳۱۲	۰,۳۱۱	۰,۲۳۰	۵,۹

با توجه به شکل ۶-۱۹ و نتایج جدول ۶-۱۵، مقادیر آهنگ دز معادل حاصل از اندرکنش‌های نوترون در تومور در حالتی که ذرات و نانوذرات بورون در تومور باشد نسبت به حالتی که در تومور بورون نباشد افزایش قابل توجهی را نشان می‌دهد. از طرفی با مقایسه آهنگ دز معادل با وجود ذرات بورون در تومور نسبت به مقادیر بدست آمده با نانوذرات بورون در تومور تغییر خاصی در افزایش آهنگ دز معادل ملاحظه نمی‌گردد زیرا، در ابعاد نانو آنچه که در تغییرات خواص فیزیکی و یا شیمیایی تأثیر گذار است اثرهای اتمی ماده می‌باشد نه اثرهای هسته‌ای، از طرفی اندرکنش‌های نوترون به دلیل قابلیت نفوذ آن در هسته صورت می‌گیرد و چگونگی الکترون‌های اتمی در این حالت اهمیت ندارد. از این رو نتایج آهنگ دز معادل حاصل از اندرکنش‌های نوترون در توموری که شامل ذرات و نانوذرات بورون باشد یکسان بدست می‌آید.

نتایج مربوط به آهنگ دز معادل کل همراه با آهنگ دز معادل مولفه‌های دز در دو حالت: (۱) استفاده

از ۵۰ ppm ذرات بورون در حجم تومور. (۲) بدون استفاده از بورون در حجم تومور در شکل ۶-۲۰، مشاهده می‌گردد. مقدار خطای نسبی محاسبه شده برای نوترون‌ها در تمامی فواصل کمتر از ۲٪ است. برای ذرات بتا به همراه پرتوهای ایکس مقدار خطای نسبی بدست آمده تا فاصله ۱,۵ cm کمتر از ۳٪ و در فواصل ۲,۱ cm و ۲,۵ cm مقادیر آن به کمتر از ۷٪ و ۹٪ می‌رسد. همچنین مقادیر خطا برای پرتوهای گاما اولیه و ثانویه در تمامی فواصل به ترتیب کمتر از ۴٪ و ۹٪ می‌باشد.



شکل ۶-۲۰. آهنگ دز معادل کل همراه با آهنگ دز معادل مولفه‌های دز در بافت نرم و تومور با حضور ۵۰ ppm بورون در تومور و عدم حضور بورون در تومور در این پژوهش.

با توجه به شکل ۶-۲۰ داریم:

۱. میزان دز ناشی از پرتوهای حاصل از تابش ترمزی همراه با ذرات بتایی که از دیواره کپسول چشمه عبور می‌کنند در فواصل کمتر از ۱,۵ cm دارای اهمیت می‌باشد و دز ناشی از آن‌ها حتی از دز گاما کل

در این فواصل بیشتر است به طوری که مقادیر آن برای فواصل ۰,۵۰ cm و ۰,۷۵ cm از چشمه به ترتیب برابر با $9,22 \text{ cSv}/\mu\text{g.h}$ و $3,78 \text{ cSv}/\mu\text{g.h}$ می باشد در صورتی که برای گاما کل در این فواصل به ترتیب برابر با $4,30 \text{ cSv}/\mu\text{g.h}$ و $2,25 \text{ cSv}/\mu\text{g.h}$ است. بنابراین این میزان دز ناشی از تابش ترمزی به همراه ذرات بتا حاکی از آن دارند که، این پرتوهای کم انرژی بیشترین میزان انرژی خود را در طی اندرکنش با ماده با شیب تندتری در فواصل نزدیک به چشمه به جا می گذارند که نادیده گرفتن آنها در دز معادل کل می تواند تخمین کمتری از میزان واقعی دز در فواصل نزدیک به چشمه شود.

۲. دز گاما کل برابر با حاصل جمع دز گاماهاى اولیه که هنگام شکافت چشمه از آن گسیل می شوند و گاماهاى ثانویه که در طی گیراندازی نوترون حرارتی توسط هیدروژن محیط تولید می شوند است. در مجموع این گاماها به دلیل برد طولانی که دارند می توانند انرژی شان را تا مسافت بیشتری حمل کنند تا جایی که حتی ممکن است به بافت های سالم اطراف تومور نیز آسیب برسانند (به طور مثال مسافت آزاد میانگین برای گاماهاى 2 MeV تقریباً 20 cm است) [۱۳۱]. از این رو در نظر گرفتن این پرتوها در محاسبات دزیمتری حائز اهمیت است.

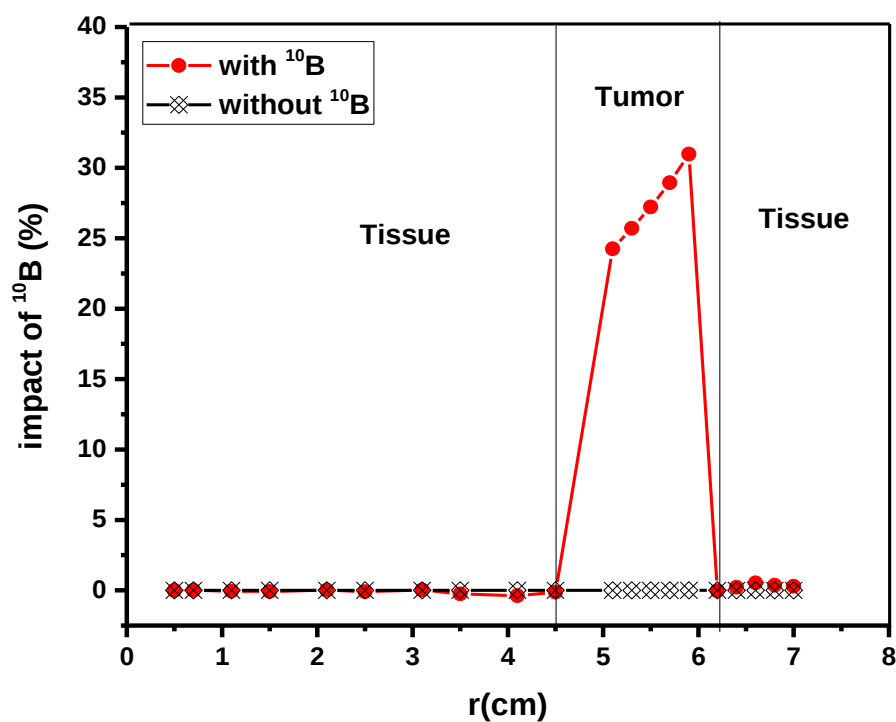
۳. دز مربوط به نوترون ها بیشترین میزان سهم، در دز کل را دارد. از طرفی نوترون ها بیشترین میزان انرژی خود را در فواصل نزدیک به چشمه به دلیل پراکندگی های کشسان با عناصر بافت به خصوص هیدروژن از دست می دهند. پس از کم شدن انرژی آنها در طی پراکندگی های چندگانه به ناحیه حرارتی می رسند. در این مرحله، وجود بورون در بافت به دلیل سطح مقطع بالای گیراندازی نوترون حرارتی با آن سبب تولید ذرات بارداری می شود که می توانند انرژی شان را در مسافت کوتاهی در حدود ابعاد سلولی به جا بگذارند. در چنین حالتی: (۱) آسیب ناشی از نوترون ها به بافت های سالم حداقل می گردد. (۲) بیشترین میزان دز در ناحیه توموری بدست می آید.

جهت بهتر نشان دادن میزان تأثیر بورون بر آهنگ دز معادل کل در ناحیه توموری، اختلاف نسبی دز معادل کل با حضور ذرات بورون در تومور نسبت به حالتی که در آن بورون نباشد برحسب درصد

مطابق با داده‌های جدول ۶-۱۶ محاسبه شد. خطای مطلق محاسبات اختلاف نسبی در تمامی فواصل کمتر از $\pm 0,1$ است.

جدول ۶-۱۶. اختلاف نسبی دز معادل کل با حضور ۵۰ ppm ذرات بورون در تومور نسبت به عدم حضور آن در تومور برحسب درصد در این پژوهش.

اختلاف نسبی دز معادل کل با حضور بورون در تومور نسبت به عدم حضور آن در تومور برحسب %	فواصل (cm)
۲۴,۲۵	۵,۱
۲۵,۷۱	۵,۳
۲۷,۲۳	۵,۵
۲۸,۹۴	۵,۷
۳۰,۹۸	۵,۹



شکل ۶-۲۱. میزان تأثیر حضور ۵۰ ppm بورون در تومور نسبت به عدم حضور آن در تومور در فواصل مختلف از چشمه برحسب درصد در این پژوهش.

تأثیر وجود بورون در ناحیه توموری در نتایج مربوط به دز معادل کل با توجه به شکل ۶-۲۱، قابل

ملاحظه است. این اختلاف نسبی در ناحیه توموری با افزایش فاصله افزایش پیدا می کند به طوری که از ۲۴٪ در فاصله ۵,۱ cm به تقریباً ۳۱٪ در فاصله ۵,۹ cm می رسد زیرا، با افزایش عمق: (۱) انرژی نوترون ها در طی پراکندگی ها کم شده و تعداد نوترون های بیشتری به ناحیه حرارتی می رسند. (۲) تعداد اتم های بورون در محیط افزایش پیدا می کند و به موجب آن تعداد نوترون های بیشتری توسط هسته های بورون گیراندازی می شوند. در چنین حالتی محصولات تولیدی مسافت کوتاهی را در بافت طی می کنند و با به جا گذاشتن انرژی شان در همان ابعاد سلولی سبب افزایش دز در تومور می گردند.

۴-۳ محاسبه آهنگ دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه با

حضور ذرات و نانوذرات ^{157}Gd در تومور

محاسبات آهنگ دز معادل کل در آب با وجود غلظت یکسان ۵۰ ppm از بورون و گادولینیم نشان داده بود که، در یک غلظت خاص آهنگ دز معادل کل با حضور ذرات بورون بیشتر از گادولینیم است (بخش ۴-۲-۶). در ادامه مطالعات جهت افزایش دز نوترون در تومور، آهنگ دز معادل با حضور ذرات و نانوذرات گادولینیم بررسی شد و آهنگ دز معادل هر مولفه همراه با آهنگ دز معادل کل، مطابق با گام های ۱ تا ۹ بخش ۴-۲، بدست آمد. در این بررسی غلظت ذرات و نانوذرات گادولینیم ۱۶۰ ppm در تومور در نظر گرفته شد [۱۳۲]. این مقدار در مطالعات آزمایشگاهی میزان قابل قبولی جهت اهداف دزیمتری گزارش شده است.

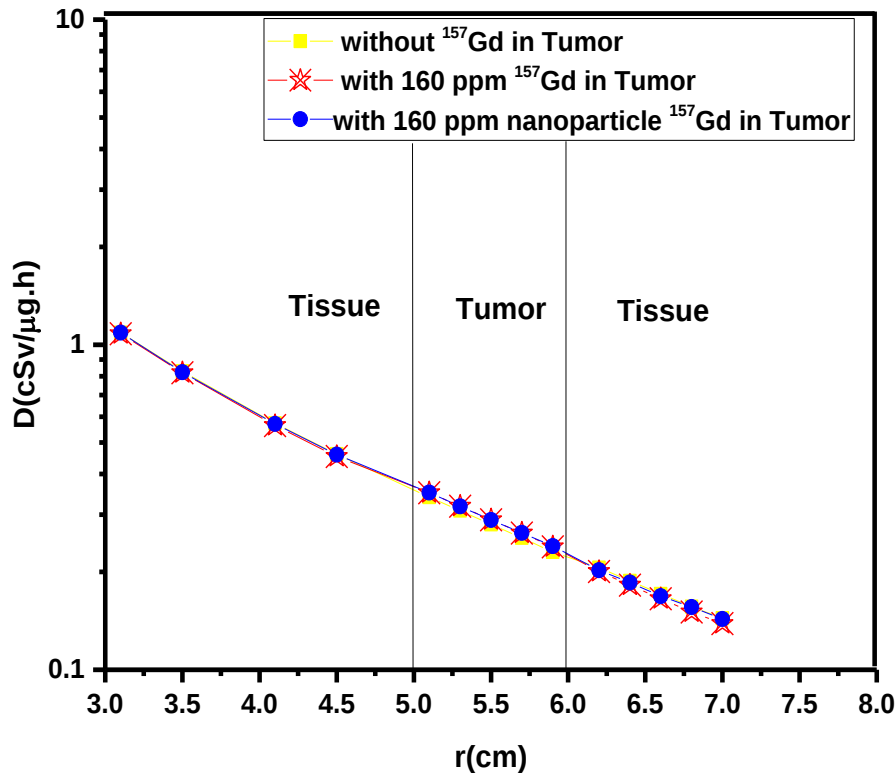
نتایج آهنگ دز معادل نوترون ها با حضور ذرات و نانوذرات گادولینیم در تومور در شکل ۴-۲۲ با خطای نسبی کمتر از ۲٪ مشاهده می گردد. برای آن که بتوان میزان تأثیر ذرات و نانوذرات گادولینیم بر آهنگ دز معادل نوترون ها را بهتر نشان داد، اختلاف نسبی آهنگ دز معادل در دو حالت بدست آمد:

(۱) اختلاف نسبی آهنگ دز معادل نوترون با حضور ذرات گادولینیم با غلظت ۱۶۰ ppm در تومور نسبت

به حالتی که ذرات گادولینیم در تومور نداشته باشیم برحسب درصد.

۲) اختلاف نسبی آهنگ دز معادل نوترون با حضور نانوذرات گادولینیم با غلظت ۱۶۰ ppm در تومور

نسبت به حالتی که نانوذرات گادولینیم در تومور نداشته باشیم برحسب درصد.



شکل ۶-۲۲. آهنگ دز معادل نوترون با حضور و عدم حضور ذرات و نانوذرات با غلظت ۱۶۰ ppm گادولینیم در تومور در این پژوهش.

همانند آنچه که در استفاده از نانوذرات بورون جهت افزایش دز جذبی نوترون ها گفته شد در این حالت

نیز، استفاده از نانوذرات گادولینیم به جای ذرات گادولینیم مطابق با جدول ۶-۱۷ افزایش قابل توجهی

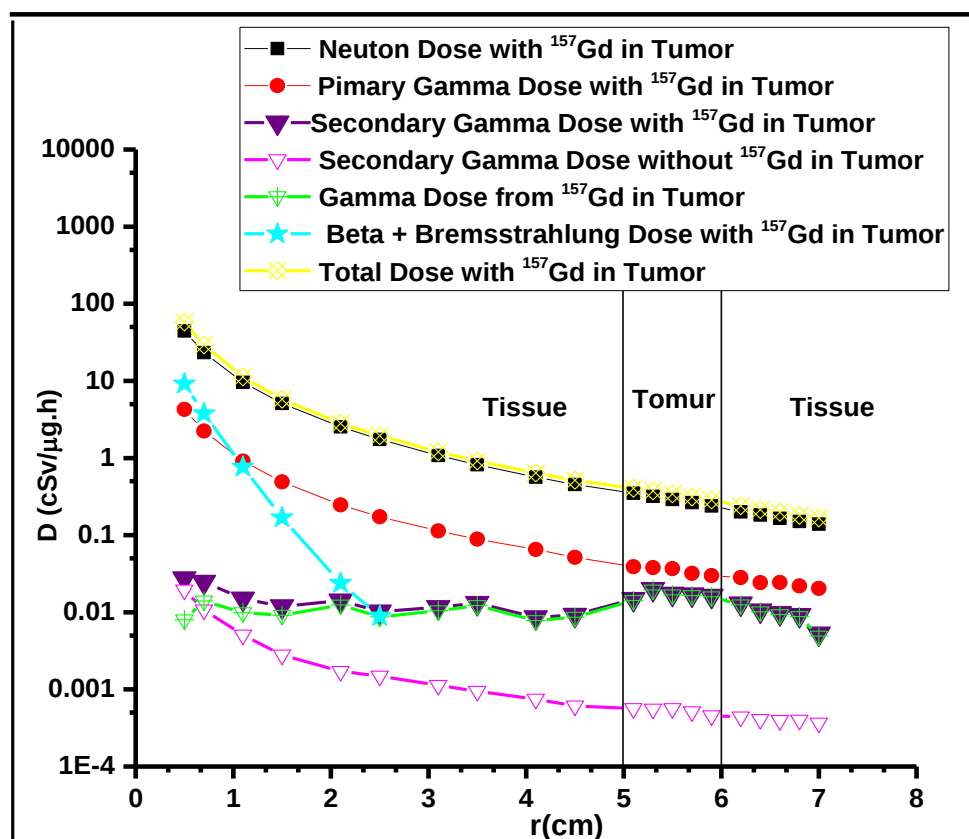
در دز نوترون ها را نشان نمی دهد.

جدول ۶-۱۷. اختلاف نسبی آهنگ دز معادل نوترون در تومور با حضور ذرات و نانوذرات گادولینیم نسبت به عدم حضور آن‌ها در تومور برحسب درصد در این پژوهش.

اختلاف نسبی حالت دوم (%)	اختلاف نسبی حالت اول (%)	فاصل (cm)
۵,۶۸	۵,۶۴	۵,۱
۵,۵۸	۵,۶۷	۵,۳
۵,۸۷	۵,۹۹	۵,۵
۶,۳۰	۶,۱۶	۵,۷
۶,۹۵	۶,۴۶	۵,۹

آهنگ دز مولفه‌های دز با حضور ۱۶۰ ppm ذرات گادولینیم در تومور در شکل ۶-۲۳ مشاهده می‌گردد.

خطای نسبی محاسبات دز گاما اولیه و ثانویه با حضور گادولینیم در تومور به ترتیب کمتر از ۴٪ و ۷٪ می‌باشد.



شکل ۶-۲۳. آهنگ دز معادل مولفه‌های دز با حضور ۱۶۰ ppm گادولینیم در تومور در این پژوهش.

در طی گیراندازی نوترون حرارتی توسط گادولینیم پرتوهای گاما گسیل می‌شوند. انرژی این گاماها در محاسبات مربوط به گاما ثانویه لحاظ می‌گردد. بنابراین اگر مقدار گاما ثانویه با حضور گادولینیم در تومور را از مقدار گاما ثانویه بدون حضور گادولینیم در تومور کم نمائیم آنچه که حاصل می‌گردد مربوط به گاماها حاصل از گیراندازی نوترون حرارتی با گادولینیم می‌باشد. با توجه به شکل ۶-۲۳، در ناحیه توموری انرژی گاما ثانویه که عمده انرژی آن مربوط به گاما حاصل از گیراندازی می‌باشد نسبت به حالتی که در تومور گادولینیم نداشته باشیم افزایش پیدا می‌کند. در خارج از ناحیه توموری که گادولینیم وجود ندارد به دلیل پرتوهای گامای حاصل از گیراندازی نوترون‌های حرارتی با گادولینیم در درون تومور این پرتوها به نواحی خارج از تومور می‌رسند و چون با افزایش فاصله از تومور از شدت این پرتوها کم می‌گردد میزان دز ناشی از آنها نیز کاهش پیدا می‌کند.

انرژی نوترون‌ها بیشترین میزان سهم در آهنگ دز معادل کل را دارد و در طی گیراندازی نوترون‌ها توسط ذرات گادولینیم آنچه که ثبت می‌گردد محتمل‌ترین انرژی مربوط به پس زنی هسته گادولینیم است. به طور کلی افزایش غلظت گادولینیم هر چند میزان دز ناشی از نوترون‌ها را افزایش می‌دهد اما گاماها حاصل از گیراندازی نیز، افزایش پیدا می‌کنند و این گاماها ناخواسته به دلیل عمق نفوذی که دارند می‌توانند آثار نامطلوبی در بافت‌های سالم اطراف تومور به جا بگذارند. بنابراین از دو نقطه نظر استفاده از بورون می‌تواند گزینه مناسب‌تری جهت اهداف درمانی باشد. (۱) در طی گیراندازی نوترون حرارتی توسط بورون پرتوهای گاما ناخواسته تولید نمی‌شوند. (۲) در طی فرآیند گیراندازی نوترون حرارتی توسط بورون ذرات بارداری تولید می‌شوند که انرژی‌شان در همان ابعاد سلولی ذخیره می‌گردد و بدین ترتیب دز در تومور افزایش پیدا می‌کند.

در جدول ۶-۱۸، مقادیر آهنگ دز معادل کل برحسب فواصل مختلف از چشمه با حضور ۱۶۰ ppm

گادولینیم و ۵۰ ppm بورون در تومور مشاهده می‌گردد.

جدول ۶-۱۸. آهنگ دز معادل کل در فواصل مختلف از بافت نرم و با حضور ۱۶۰ ppm گادلینیم و ۵۰ ppm بورون در تومور بر حسب $\text{cSv}/\mu\text{g.h}$ در این پژوهش.

فواصل (cm)	آهنگ دز معادل کل با حضور بورون	آهنگ دز معادل کل با حضور گادلینیم
۰,۵۰	$۵,۷۷ \times ۱۰^{-۱}$	$۵,۷۸ \times ۱۰^{-۱}$
۰,۷۰	$۲,۹۳ \times ۱۰^{-۱}$	$۲,۹۳ \times ۱۰^{-۱}$
۱,۱۰	$۱,۱۲ \times ۱۰^{-۱}$	$۱,۱۳ \times ۱۰^{-۱}$
۱,۵۰	$۵,۷۷ \times ۱۰^{-۲}$	$۵,۷۸ \times ۱۰^{-۲}$
۲,۱۰	$۲,۸۲ \times ۱۰^{-۲}$	$۲,۸۲ \times ۱۰^{-۲}$
۲,۵۰	$۱,۹۳ \times ۱۰^{-۲}$	$۱,۹۴ \times ۱۰^{-۲}$
۳,۱۰	$۱,۲۰ \times ۱۰^{-۲}$	$۱,۲۱ \times ۱۰^{-۲}$
۳,۵۰	$۹,۱۶ \times ۱۰^{-۳}$	$۹,۱۹ \times ۱۰^{-۳}$
۴,۱۰	$۶,۳۵ \times ۱۰^{-۳}$	$۶,۳۹ \times ۱۰^{-۳}$
۴,۵۰	$۵,۱۲ \times ۱۰^{-۳}$	$۵,۱۴ \times ۱۰^{-۳}$
ناحیه توموری		
۵,۱۰	$۳,۷۸ \times ۱۰^{-۳}$	$۴,۰۴ \times ۱۰^{-۳}$
۵,۳۰	$۳,۴۶ \times ۱۰^{-۳}$	$۲,۷۳ \times ۱۰^{-۳}$
۵,۵۰	$۳,۱۶ \times ۱۰^{-۳}$	$۳,۴۳ \times ۱۰^{-۳}$
۵,۷۰	$۲,۸۷ \times ۱۰^{-۳}$	$۳,۱۲ \times ۱۰^{-۳}$
۵,۹۰	$۲,۶۱ \times ۱۰^{-۳}$	$۲,۸۵ \times ۱۰^{-۳}$
ناحیه توموری		
۶,۲۰	$۲,۳۴ \times ۱۰^{-۳}$	$۲,۴۰ \times ۱۰^{-۳}$
۶,۴۰	$۲,۱۴ \times ۱۰^{-۳}$	$۲,۱۵ \times ۱۰^{-۳}$
۶,۶۰	$۱,۹۷ \times ۱۰^{-۳}$	$۱,۹۸ \times ۱۰^{-۳}$
۶,۸۰	$۱,۷۹ \times ۱۰^{-۳}$	$۱,۸۱ \times ۱۰^{-۳}$
۷,۰۰	$۱,۶۶ \times ۱۰^{-۳}$	$۱,۶۷ \times ۱۰^{-۳}$

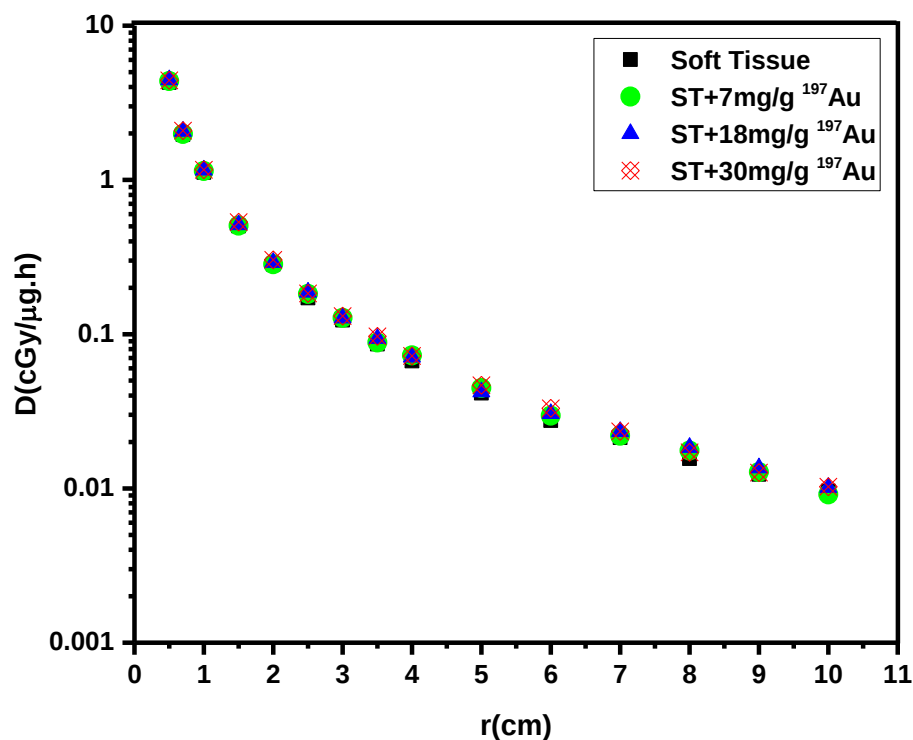
۶-۵ افزایش دز گاما با استفاده از ^{197}Au

گاما‌های گسیلی از چشمه کالیفرنیم هر چند دز کمتری در مقایسه با نوترون‌ها به جا می‌گذارند اما به دلیل دارا بودن برد طولانی احتمال نفوذ به بافت‌های سالم اطراف تومور را دارند از این رو کنترل این پرتوها به طوری که بتوان کاری کرد تا بیشترین دز در درون تومور و کمترین آسیب به بافت‌های سالم اطراف برسد حائز اهمیت است. برای این منظور، می‌توان به هنگام پرتودرمانی از مواد با عدد اتمی بالا جهت افزایش دز گاما در تومور استفاده نمود. در گاما‌های کم انرژی به خاطر غالب بودن اثر فوتوالکتریک میزان جذب افزایش می‌یابد. براساس قوانین برهم‌کنش گاما با ماده، احتمال جذب فوتوالکتریک تقریباً به صورت $(Z/E)^3$ با توان سوم عدد اتمی ماده هدف رابطه مستقیم و با توان سوم انرژی تابشی نسبت عکس دارد [۱۳۳]. از این رو برای رسیدن به هدف مورد نظر طلا گزینه‌ای مناسب است زیرا، طلا غیرسمی بوده و می‌توان آن را به شکل‌ها و اندازه‌های مختلفی درآورد. این فلز به خودی خود فعالیت زیستی بالایی ندارد اما، می‌توان آن را به عنوان مثال با مولکول‌های دارویی یا عوامل هدف‌گیر عامل‌دار کرد تا بتوانند در نواحی سرطانی جمع شوند. استفاده از طلا به صورت نانوذرات طلا به دلیل ویژگی‌های منحصر به فردی مانند اندازه کوچک، سازگاری بیولوژیکی خوب و سمیت کم قابلیت نفوذ بالایی از طریق عروق خونی به داخل تومور داشته و از این رو می‌توانند در زمینه پزشکی بسیار مؤثر واقع شوند. نتایج بررسی‌های مختلف در مورد میزان سمیت طلا نشان می‌دهد که، غلظت بالای نانوذرات طلا باعث عدم کارکرد طبیعی بعضی از سلول‌ها می‌گردد در صورتی که در غلظت‌های پائین این اثر مشاهده نشده است [۱۳۴].

۶-۵-۱ بررسی دز جذبی گاما با استفاده از غلظت‌های مختلف ذرات ^{197}Au

قبل از پرداختن به نانوذرات طلا ابتدا اثر غلظت‌های مختلف ذرات طلا بر روی دز ناشی از گاما‌های چشمه ^{252}Cf مورد بررسی قرار گرفت. غلظت‌های مورد بررسی ۷، ۱۸ و ۳۰ mg/g براساس مطالعات

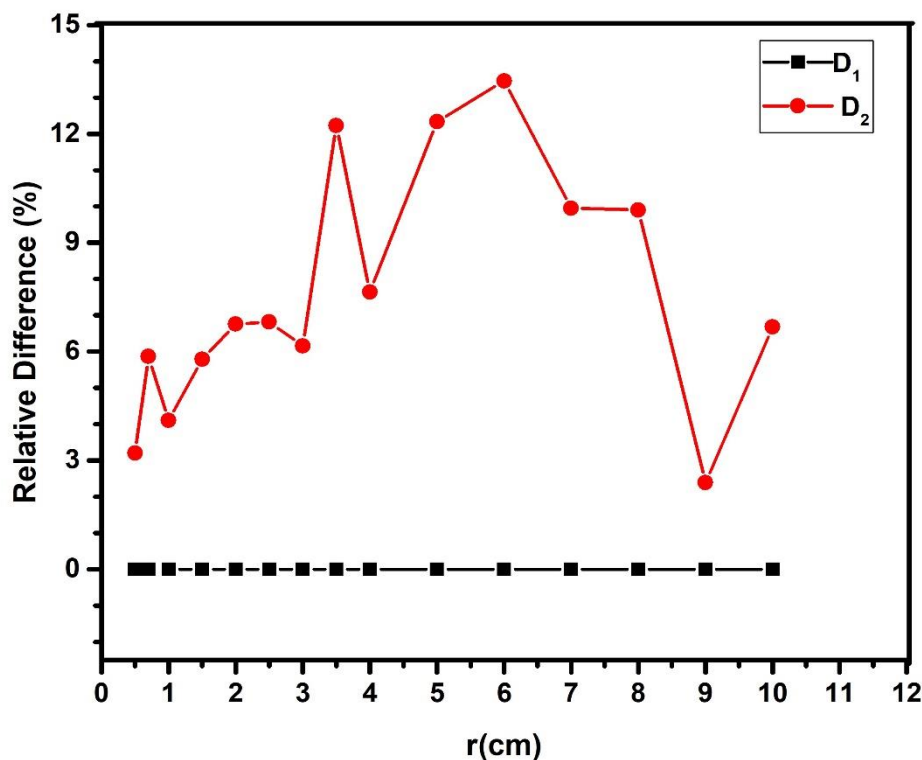
مختلف منتشر شده که در جهت کاربردهای کلینیکی مفید گزارش شده‌اند انتخاب گردید [۱۳۵، ۱۳۶، ۱۳۷]. برای انجام شبیه‌سازی‌ها در این پژوهش ابتدا، چشمه در مرکز یک فانتوم کروی از بافت نرم با چگالی 1.06 g/cm^3 [۳۳] و به شعاع 20 cm قرار گرفت. سپس، غلظت‌های مختلف طلا به صورت یکنواخت در برنامه‌هایی جداگانه در بافت توزیع شد. انرژی جذبی گاما اولیه در پوسته‌های استوانه‌ای به ابعاد $0.2 \text{ cm} \times 0.2 \text{ cm}$ در فواصل 0.5 تا 10 cm بر روی محور عرضی چشمه با استفاده از تالی *F8 کد MCNPX و تقسیم بر جرم سلول مورد نظر برحسب MeV/g با خطای نسبی کمتر از 5% بدست آمد. در نهایت با توجه به اینکه از هر $1 \mu\text{g}$ از ^{252}Cf ، تعداد 1.3×10^7 گاما در هر ثانیه گسیل می‌شود آهنگ دز گاما برحسب $\text{cGy}/\mu\text{g.h}$ طبق رابطه $5-17$ محاسبه شد [۶۹]. محاسبات مربوط به گاما ثانویه نیز همانند گاما اولیه انجام شد. مقدار خطا نسبی حاصل از شبیه‌سازی‌ها کمتر از 6% می‌باشد.



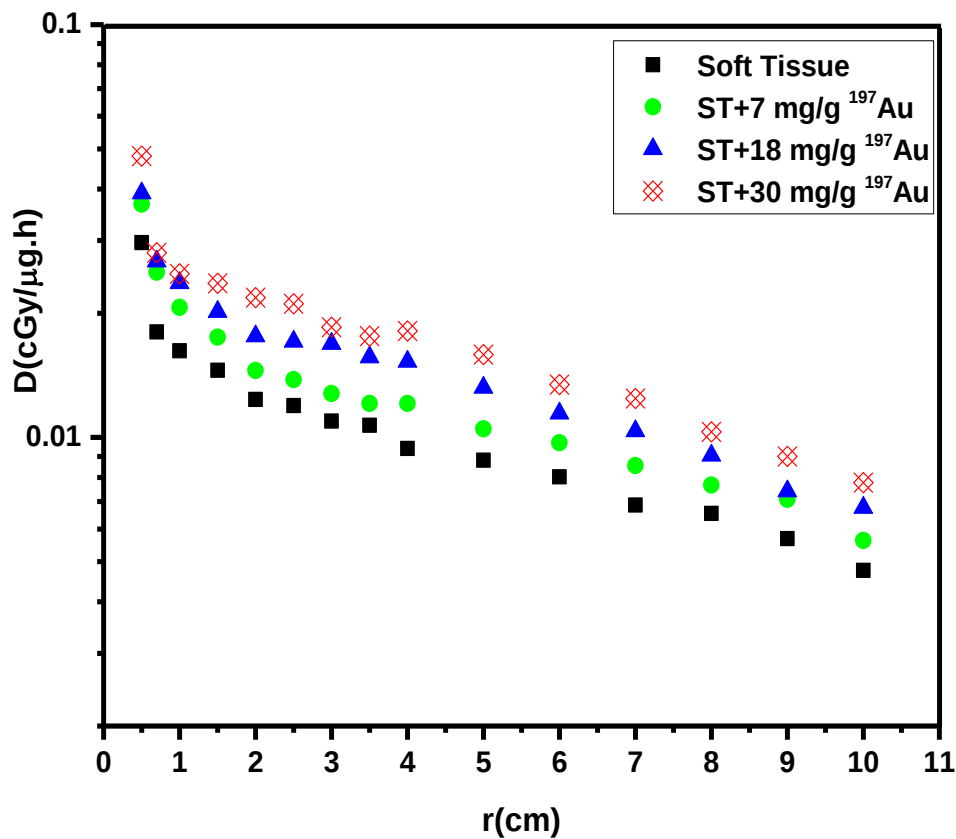
شکل ۶-۲۴. آهنگ دز گاما اولیه با حضور غلظت‌های مختلف طلا در بافت نرم در فواصل مختلف از چشمه کالیفرنیم در این پژوهش.

نتایج مربوط به آهنگ دز گاما اولیه با حضور غلظت‌های مختلف طلا در بافت نرم در شکل ۶-۲۴ مشاهده می‌گردد. محدوده انرژی پرتوهای گاما اولیه از ۰,۰۱ تا ۹,۸ MeV با متوسط انرژی ۱ MeV می‌باشد [۱۰۴]. در چنین حالتی پراکندگی کامپتون صرف نظر از اینکه عدد اتمی ماده چه باشد نقش برتر را دارد. بنابراین وجود طلا در بافت نرم و افزایش غلظت آن سبب افزایش تعداد اتم‌های محیط اندرکنش کننده گاما می‌شود. در چنین حالتی ممکن است در نقطه‌ای در یک غلظت خاص طی یک پراکندگی انرژی گاما ثبت شود و در غلظتی دیگر برای آن چند پراکندگی اتفاق بیفتد تا در نهایت انرژی آن در ماده ذخیره گردد.

در شکل ۶-۲۵، اختلاف نسبی دز گاما اولیه در بافت نرم بدون حضور طلا نسبت به همان حالت، برحسب درصد با D_1 و اختلاف نسبی دز گاما اولیه با حضور ۳۰ mg/g طلا در بافت نرم نسبت به عدم حضور طلا در بافت نرم برحسب درصد با D_2 نشان داده شده است. با توجه به نتایج بدست آمده بیشترین میزان اختلاف نسبی در این حالت به ۱۴٪ می‌رسد. خطای مطلق محاسبات اختلاف نسبی در تمامی فواصل کمتر از ۰,۲± است.



شکل ۶-۲۵. اختلاف نسبی دز گاما اولیه با حضور ۳۰ mg/g طلا در بافت نرم نسبت به عدم حضور طلا در بافت نرم برحسب درصد در این پژوهش.

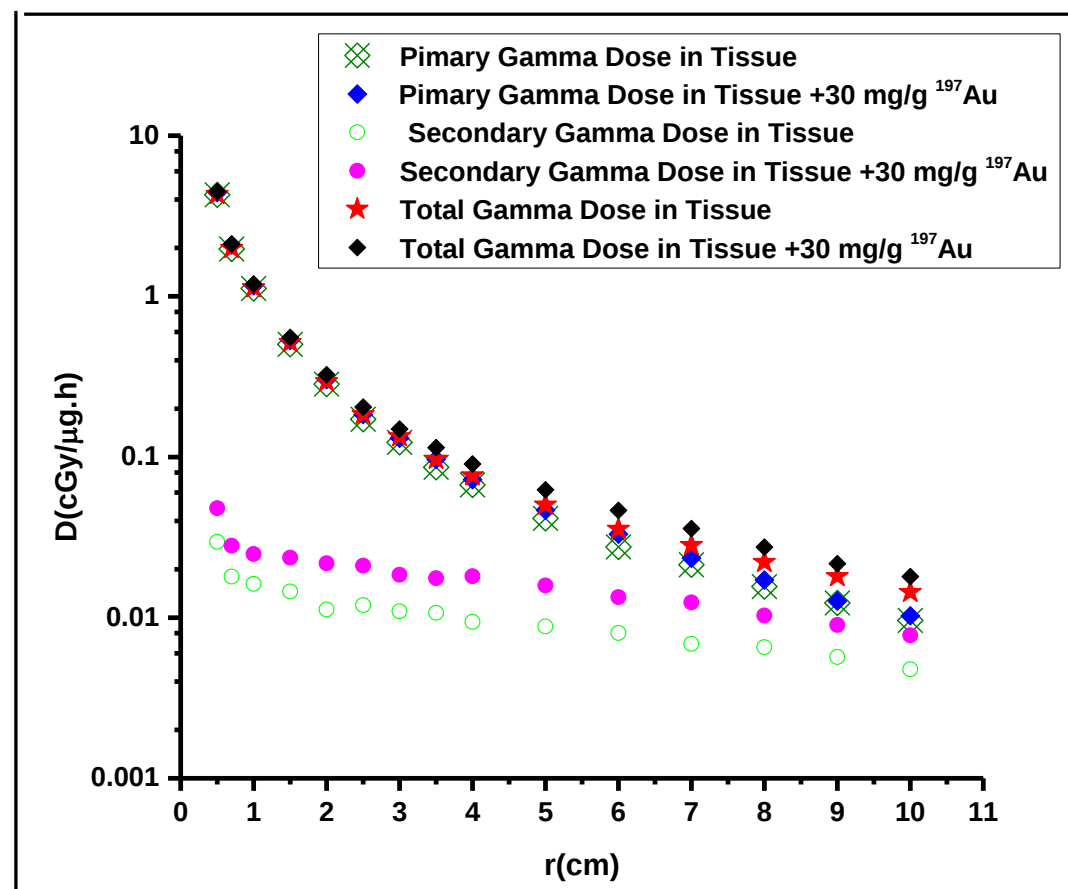


شکل ۶-۲۶. آهنگ دز گاما ثانویه با حضور غلظت‌های مختلف طلا در بافت نرم در فواصل مختلف از چشمه کالیفرنیم در این پژوهش.

آهنگ دز گاما ثانویه با حضور غلظت‌های متفاوت طلا که محتمل‌ترین آن ناشی از اندرکنش‌های گاما تولیدی در طی گیراندازی نوترون‌های حرارتی توسط هیدروژن بافت می‌باشد در شکل ۶-۲۶ مشاهده می‌گردد. انرژی این گاماها ۲,۲ MeV است و علاوه بر پراکندگی کامپتون، پدیده تولید زوج نیز در سازوکار اندرکنش این گاماها نقش دارد. از طرفی احتمال رخداد پدیده تولید زوج با عدد اتمی محیط اندرکنش کننده به صورت Z^2 افزایش پیدا می‌کند [۷]. بنابراین با توجه به عدد اتمی ۷۹ طلا، افزایش

غلظت طلا در بافت سبب می‌گردد که احتمال اندرکنش از نوع تولید زوج بیشتر از کامپتون گردد و بدین ترتیب دز جذبی گاما ثانویه در این حالت با افزایش غلظت طلا افزایش یابد.

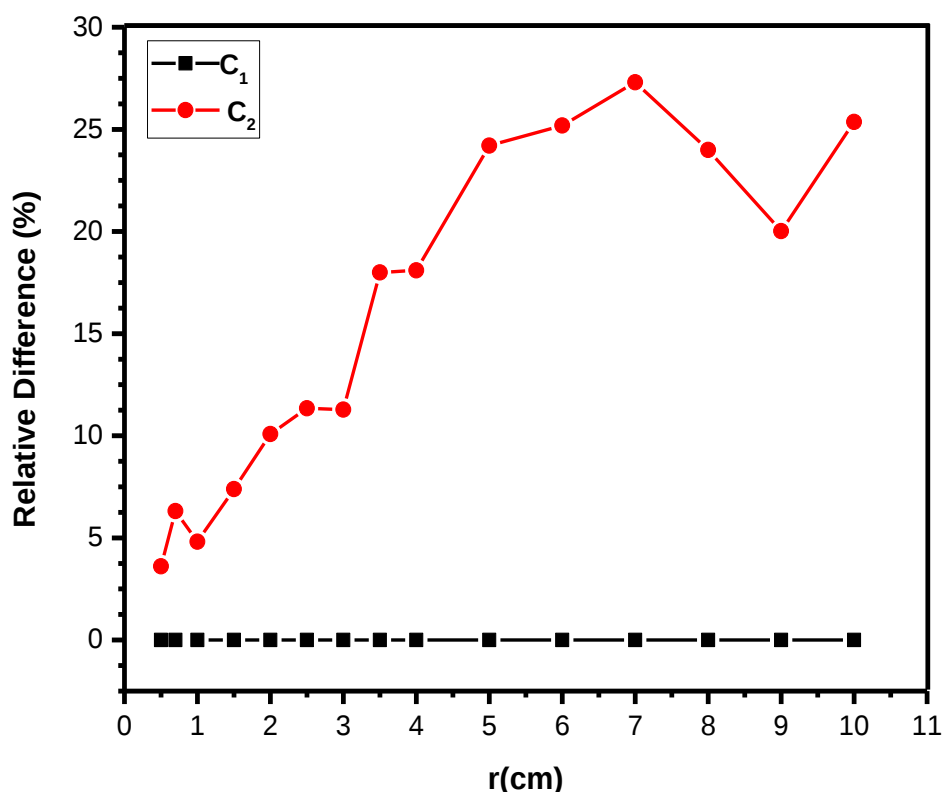
در شکل ۶-۲۷، آهنگ دز جذبی گاما اولیه و ثانویه همراه با آهنگ دز جذبی گاما کل در دو حالت با یکدیگر مقایسه شده‌اند. (۱) وقتی به بافت نرم غلظت 30 mg/g طلا اضافه شود. (۲) به بافت طلا اضافه نشود.



شکل ۶-۲۷. مقایسه آهنگ دز گاما اولیه، گاما ثانویه و گاما کل با حضور 30 mg/g طلا در بافت نرم نسبت به عدم حضور آن در بافت نرم در این پژوهش.

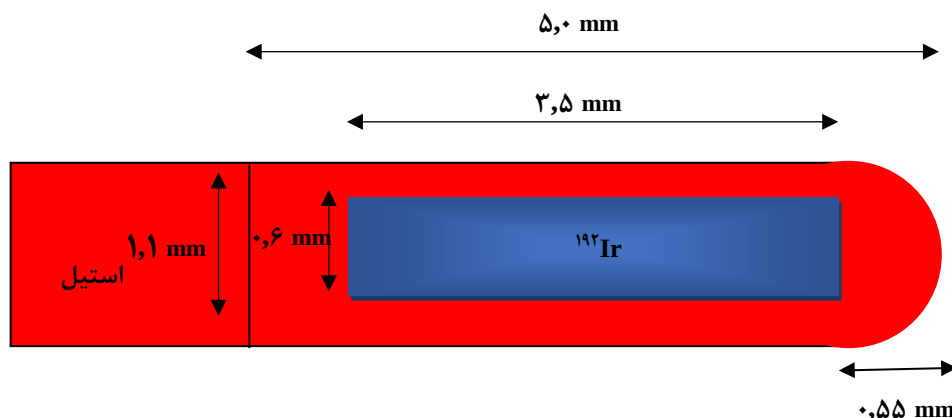
طبق نتایج بدست آمده از این قسمت ملاحظه می‌گردد که، دز مربوط به گاما ثانویه با حضور طلا در بافت افزایش پیدا کرده که در نتیجه‌ی دو عامل است: (۱) پرتوهای گاما ثانویه حاصل گیراندازی نوترون

حرارتی توسط هیدروژن موجود در بافت می‌باشند. با افزایش فاصله از چشمه تعداد نوترون‌های بیشتری به دلیل کم شدن انرژی و رسیدن به ناحیه حرارتی توسط هیدروژن گیراندازی می‌شوند. در چنین حالتی تعداد گاما ثانویه بیشتری با افزایش فاصله در محیط تولید شده که نتیجه آن سبب ذخیره بیشتر انرژی در بافت است. (۲) احتمال اندرکنش از نوع تولید زوج برای این گاماها بیشتر از پراکندگی کامپتون اتفاق می‌افتد. در چنین حالتی به دلیل الکترون پوزیترون‌های تولید شده در محیط، پرتو در ناحیه مربوطه به جای پراکنده شدن انرژی آن ذخیره می‌گردد. در شکل ۶-۲۸، C_1 اختلاف نسبی دز گاما کل بدون حضور طلا در بافت نرم نسبت به همان حالت برحسب درصد و C_2 اختلاف نسبی دز گاما کل با حضور ۳۰ mg/g طلا در بافت نرم نسبت به عدم حضور طلا در بافت نرم برحسب درصد می‌باشد. خطای مطلق محاسبات اختلاف نسبی در تمامی فواصل کمتر از ۰,۲ ± است.



شکل ۶-۲۸. اختلاف نسبی دز گاما کل با حضور ۳۰ mg/g طلا در بافت نرم نسبت به عدم حضور طلا در بافت نرم برحسب درصد در این پژوهش.

دز گاما کل حاصل مجموع دز گاما اولیه و ثانویه است. دز گاما اولیه بیشترین میزان سهم در نتایج دز گاما کل در فواصل نزدیک به چشمه را دارد. از طرفی، با افزایش فاصله از چشمه میزان تأثیر گاما ثانویه در دز جذبی گاما کل افزایش پیدا می‌کند. مجموع این عوامل سبب می‌گردد تا بیشترین میزان اختلاف نسبی دز گاما کل با حضور 30 mg/g طلا در بافت نرم نسبت به عدم حضور آن در بافت نرم به 27% برسد. بنابراین با استفاده از بررسی‌های صورت گرفته می‌توان به این نتیجه دست یافت که، میزان افزایش دز گاما با استفاده از ذرات طلا به طیف انرژی گسیلی از چشمه و نوع اندرکنش‌های آن با ماده بستگی دارد. جهت بررسی بیشتر در این خصوص، دز حاصل از چشمه‌ایی که طیف انرژی گاما آن از چشمه ^{252}Cf نسبتاً پائین‌تر باشد مورد مطالعه قرار گرفت. چشمه گسیلنده گاما مورد نظر ^{192}Ir می‌باشد و در براکی‌تراپی HDR همانند کالیفرنیم در درمان سرطان دهانه گردنه رحم مورد استفاده قرار می‌گیرد [۱۳۶].



شکل ۶-۲۹. طرحی از چشمه براکی‌تراپی ^{192}Ir مدل microSelectron [۱۳۸ و ۱۳۹].

با توجه به شکل ۶-۲۹، چشمه براکی‌تراپی ایریدیم با چگالی 22.42 g/cm^3 در حجم استوانه‌ای با طول فعال 3.5 mm و قطر 0.6 mm به طور یکنواخت توزیع شده است. چشمه در داخل کپسولی با طول 5 mm و قطر 1.1 mm از جنس استیل ضد زنگ (۲٪ منگنز، ۱٪ سیلیسیم، ۱۹٪ کروم، ۱۰٪ نیکل و ۶۸٪ آهن) با چگالی 8.02 g/cm^3 قرار دارد. در قسمت انتهایی نیز، کپسول به یک کابل از جنس استیل با طول 2 mm متصل است. این چشمه طیف گسترده‌ای از گاما‌های نسبتاً کم انرژی، در محدوده

keV ۶۱,۵ تا ۸۸۴ keV با متوسط انرژی ۳۶۰ keV گسیل می‌کند [۱۳۸ و ۱۳۹].

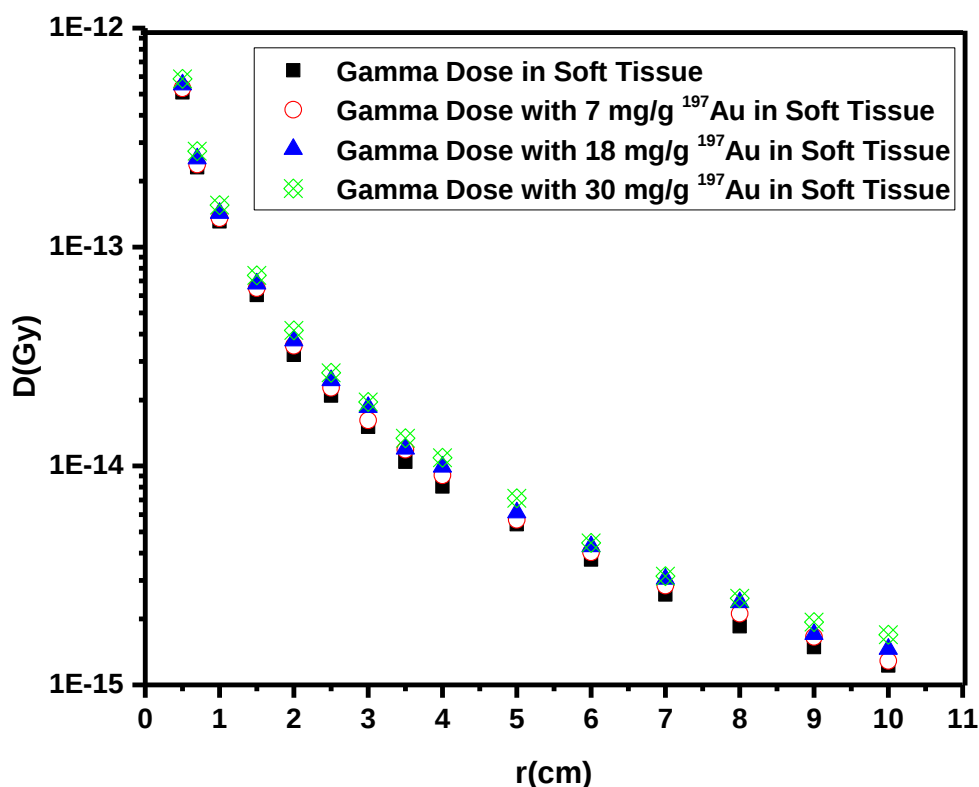
جهت محاسبات مربوط به آهنگ دز جذبی گاماها ی گسیلی از چشمه ایریدیم با غلظت‌های مختلف

طلا، همانند موارد انجام شده برای چشمه کالیفرنیم شبیه‌سازی‌ها صورت گرفته است.

در شکل ۶-۳۰، دز جذبی گاماها ی خروجی از چشمه برحسب فواصل مختلف، با وجود غلظت‌های

متفاوت از طلا در بافت نرم مشاهده می‌گردد. خطای نسبی حاصل از شبیه‌سازی‌ها در تمامی حالات

کمتر از ۶٪ می‌باشد.



شکل ۶-۳۰. دز جذبی گاماها ی خروجی از چشمه ایریدیم برای غلظت‌های مختلف طلا در بافت نرم در این پژوهش.

جهت نشان دادن میزان تأثیر هر غلظت طلا بر افزایش دز جذبی گاما نسبت به حالتی که طلا در تومور

نداشته باشیم اختلاف نسبی هر حالت با استفاده از رابطه ۶-۱۲ بدست آمد.

$$W_i (\%) = \frac{D_{(i)} - D_{\text{(بافت نرم)}}}{D_{\text{(بافت نرم)}}} \times 100 \quad (12-6)$$

که در آن: $i=0, 1, 2, 3$

D : دز جذبی گاما در بافت نرم.

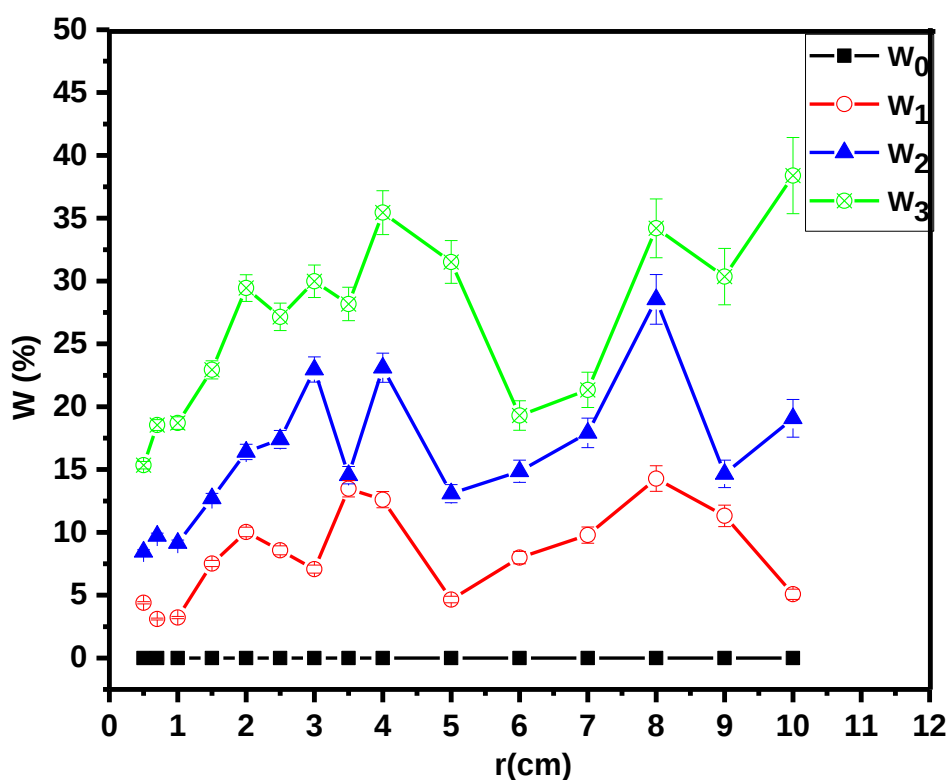
D_1 : دز جذبی گاما با حضور ۷ mg/g طلا در بافت نرم.

D_2 : دز جذبی گاما با حضور ۱۸ mg/g طلا در بافت نرم.

D_3 : دز جذبی گاما با حضور ۳۰ mg/g طلا در بافت نرم.

خطای مطلق محاسبات اختلاف نسبی برای W_1, W_2 و W_3 به ترتیب کمتر از $\pm 1, \pm 2$ و ± 3

می باشد.



شکل ۶-۳۱. اختلاف نسبی دز جذبی گاما چشمه ایریدیم با غلظت‌های مختلف طلا در بافت نرم نسبت به عدم حضور طلا در بافت نرم برحسب درصد در این پژوهش.

طبق نتایج بدست آمده در شکل ۶-۳۱، میزان تأثیر طلا بر دز جذبی گاما در محیط اطراف چشمه با افزایش غلظت طلا در بافت نرم افزایش پیدا می‌کند به طوری که در غلظت ۳۰ mg/g اختلاف نسبی به حدود ۴۰٪ می‌رسد در صورتی که برای گاماهاى اولیه چشمه کالیفرنیم اختلاف نسبی تنها ۱۴٪ است. علت این امر را می‌توان به محدوده تقریباً پائین انرژی‌های چشمه ایریدیم نسبت داد که در طی اندرکنش آن با بافت نرم حاوی طلا احتمال اندرکنش از نوع فوتوالکتریک بیشتر از پراکندگی کامپتون برای آن اتفاق می‌افتد زیرا، احتمال برهم‌کنش فوتوالکتریک تقریباً به صورت $(Z/E)^3$ با عدد اتمی ماده جاذب رابطه مستقیم و با انرژی گاما فرودی نسبت عکس دارد. بنابراین در چنین شرایطی افزایش غلظت طلا در محیط با عدد اتمی ۷۹، جذب فوتوالکتریک را افزایش داده و در نهایت دز جذبی افزایش پیدا می‌کند.

۶-۵-۲ بررسی دز جذبی گاما با استفاده از نانوذرات ^{197}Au

جهت بررسی حضور نانوذرات طلا بر میزان دز جذبی گاماها در این مرحله از مطالعات، غلظت ۳۰ mg/g از نانوذرات طلا با قطر ۵۰ nm در تومور در نظر گرفته و آهنگ دز جذبی گاما با استفاده از چشمه‌های کالیفرنیم و ایریدیم به طور جداگانه بدست آمد. جهت انجام شبیه‌سازی‌ها:

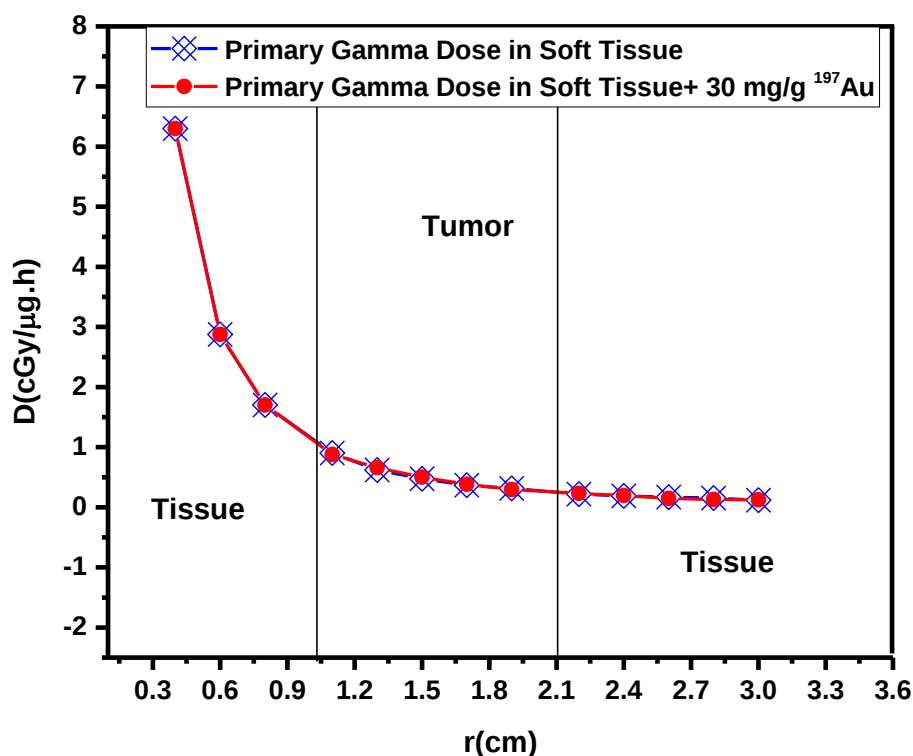
۱. چشمه در مرکز یک فانتوم کروی بافت نرم قرار گرفت. سپس، توموری با ابعاد $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ در فاصله ۱ cm بر روی محور عرضی چشمه در نظر گرفته شد. علت انتخاب این فاصله به دلیل ران‌های طولانی مدت در فواصل دورتر از چشمه می‌باشد.

۲. با اضافه نمودن ۳۰ mg/g نانوذرات طلا به طور یکنواخت به حجم تومور، انرژی جذب شده با استفاده از تالی F8* و با تقسیم بر جرم سلول مورد نظر برحسب MeV/g در فواصل ۰,۴ تا ۳ cm از چشمه بدست آمد.

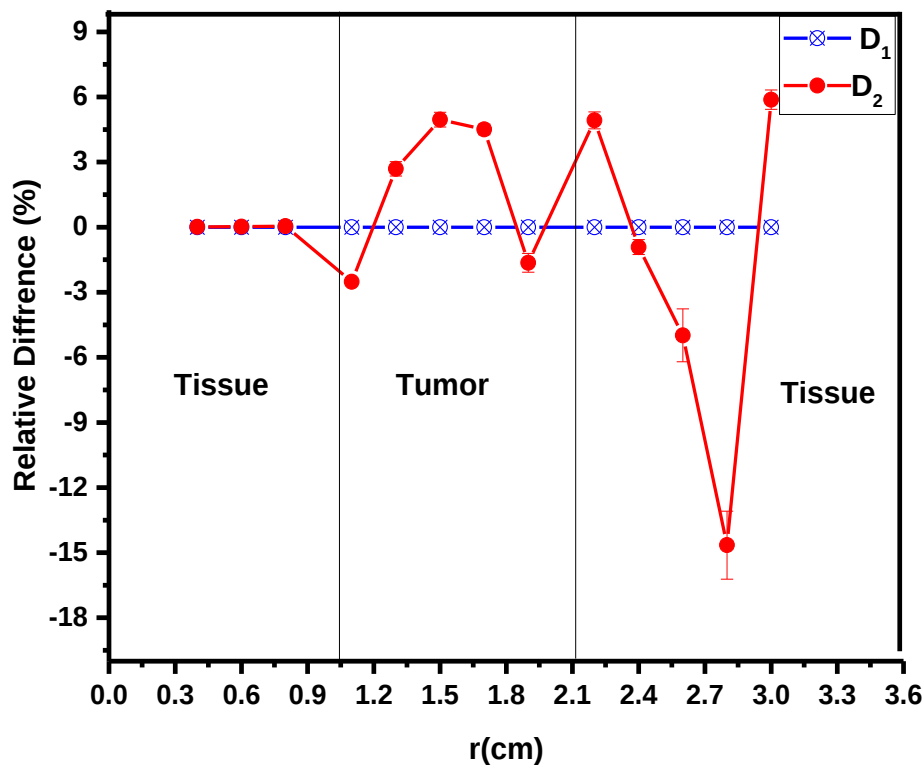
در شکل ۶-۳۲، آهنگ دز جذبی گاما اولیه با استفاده از چشمه کالیفرنیم در فواصل مختلف از چشمه در دو حالت بدست آمد: (۱) با حضور ۳۰ mg/g نانوذرات طلا در تومور (۲) بدون حضور نانوذرات طلا در تومور. خطای نسبی در محاسبات دز جذبی گاما اولیه در فواصل قبل از ناحیه توموری (۰,۴ cm)

تا ۰,۸ cm) کمتر از ۳٪ در ناحیه توموری (۱,۱ cm تا ۱,۹ cm) کمتر از ۵٪ و در خارج از ناحیه توموری (۲,۲ cm تا ۳ cm) کمتر از ۸٪ برای هر دو حالت بدست آمد.

جهت مشاهده تأثیر حضور نانوذرات طلا بر دز گاما اولیه در تومور نسبت به حالتی که از این نانوذرات در تومور استفاده نشده است اختلاف نسبی این دو حالت نیز در شکل ۶-۳۳ محاسبه شد که در آن: D_1 ، اختلاف نسبی دز گاما اولیه بدون حضور نانوذرات طلا در تومور نسبت به همان حالت برحسب درصد و D_2 ، اختلاف نسبی دز گاما اولیه با حضور ۳۰ mg/g نانوذرات طلا در تومور نسبت به عدم حضور آن در تومور برحسب درصد می‌باشد.



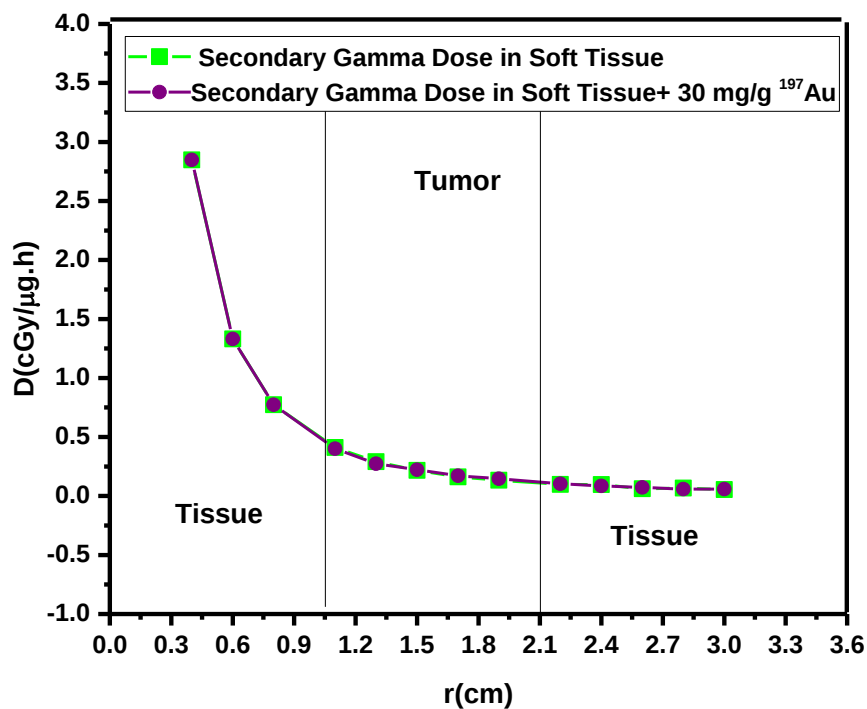
شکل ۶-۳۲. آهنگ دز گاما اولیه چشمه کالیفرنیم با حضور و عدم حضور ۳۰ mg/g نانوذرات طلا در تومور در این پژوهش.



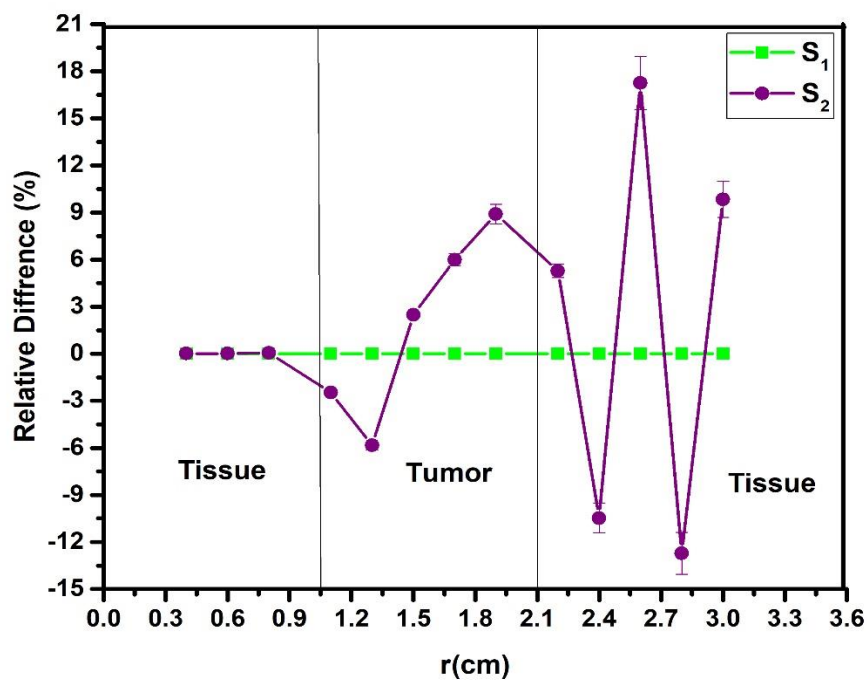
شکل ۳۳-۶. اختلاف نسبی آهنگ دز گاما اولیه چشمه کالیفرنیم با حضور و عدم حضور ۳۰ mg/g نانوذرات طلا در تومور برحسب درصد در این پژوهش.

در شکل ۳۴-۶، آهنگ دز جذبی گاما ثانویه با استفاده از چشمه کالیفرنیم در فواصل مختلف از چشمه در دو حالت با حضور و عدم حضور نانوذرات طلا در تومور بدست آمد. خطای نسبی در محاسبات دز جذبی گاما ثانویه در فواصل قبل از ناحیه توموری کمتر از ۳٪ در ناحیه توموری کمتر از ۵٪ و در خارج از ناحیه توموری کمتر از ۹٪ برای هر دو حالت بدست آمد.

جهت مشاهده تأثیر حضور نانوذرات طلا بر دز گاما ثانویه در تومور نسبت به حالتی که از این نانوذرات در تومور استفاده نشده است اختلاف نسبی این دو حالت نیز در شکل ۳۵-۶ بدست آمد که در آن: S_1 ، اختلاف نسبی دز گاما ثانویه بدون حضور نانوذرات طلا در تومور نسبت به همان حالت برحسب درصد و S_2 ، اختلاف نسبی دز گاما ثانویه با حضور ۳۰ mg/g نانوذرات طلا در تومور نسبت به عدم حضور آن در تومور برحسب درصد می‌باشد.



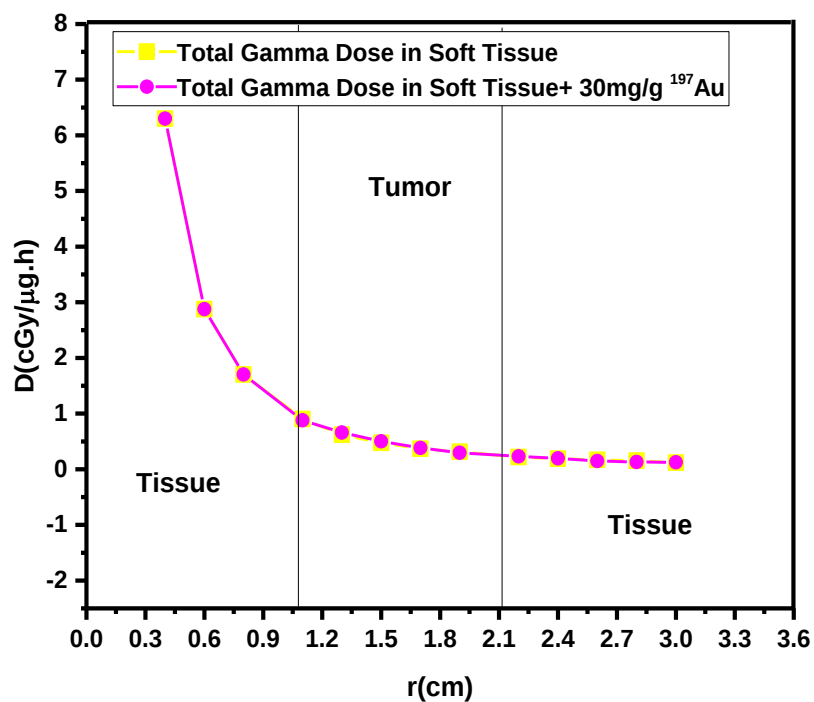
شکل ۳۴-۶. آهنگ دز گاما ثانویه چشمه کالیفرنیم با حضور و عدم حضور ۳۰ mg/g نانوذرات طلا در تومور در این پژوهش.



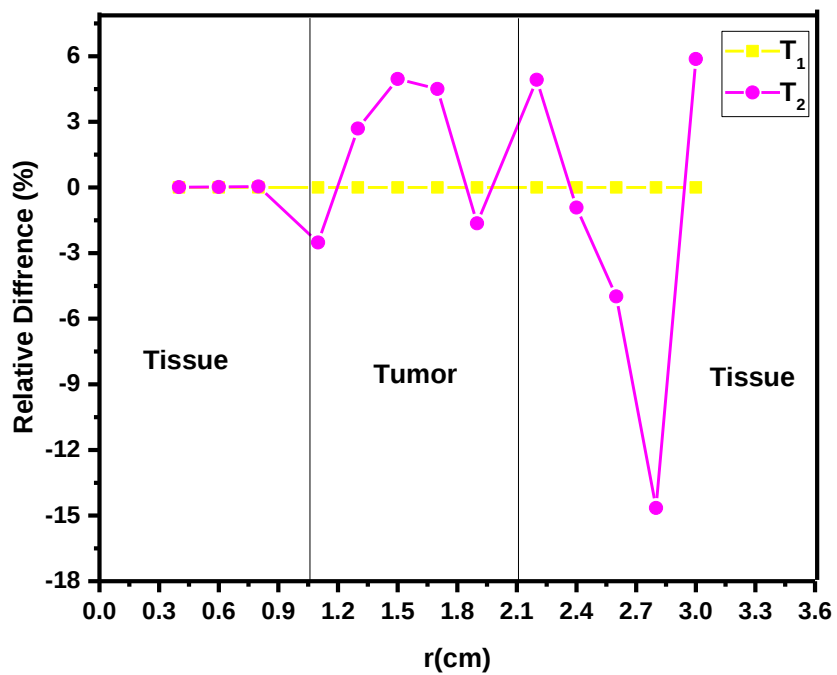
شکل ۳۵-۶. اختلاف نسبی آهنگ دز گاما ثانویه چشمه کالیفرنیم با حضور و عدم حضور ۳۰ mg/g نانوذرات طلا در تومور در این پژوهش.

در طی اندرکنش پرتوهای گاما با محیط حاوی نانوذرات طلا با توجه به محدوده انرژی، پرتوهای گاما بیشتر در معرض پراکندگی قرار می‌گیرند و ممکن است در یک تک پراکندگی انرژی خود را ثبت کنند و یا بر اثر پراکندگی‌های چندگانه انرژی خود را به جا بگذارند. به همین دلیل در نمودارهای اختلاف نسبی در شکل‌های ۳۳-۶ و ۳۵-۶، افت و خیزهایی در آهنگ دز گاماها با حضور نانوذرات طلا در تومور نسبت به عدم حضور این نانوذرات در تومور مشاهده می‌گردد.

آهنگ دز گاما کل حاصل از چشمه کالیفرنیم برابر با مجموع آهنگ دز گاما اولیه و ثانویه است. در شکل ۳۶-۶، آهنگ دز جذبی گاما کل با استفاده از چشمه کالیفرنیم در فواصل مختلف از چشمه با حضور و عدم حضور نانوذرات طلا در تومور بدست آمد. جهت مشاهده تأثیر حضور نانوذرات طلا بر دز گاما کل در تومور نسبت به حالتی که از این نانوذرات در تومور استفاده نشده است اختلاف نسبی این دو حالت نیز در شکل ۳۷-۶ بدست آمد که در آن: T_1 ، اختلاف نسبی دز گاما کل بدون حضور نانوذرات طلا در تومور نسبت به همان حالت برحسب درصد و T_2 ، اختلاف نسبی دز گاما کل با حضور 30 mg/g نانوذرات طلا در تومور نسبت به عدم حضور آن در تومور برحسب درصد می‌باشد. خطای مطلق در محاسبات اختلاف نسبی دز گاما کل با حضور و عدم حضور نانوذرات طلا در تومور برای تمامی فواصل قبل از تومور کمتر از ± 0.003 ، در داخل تومور ± 0.5 و بیرون از تومور ± 0.9 می‌باشد.

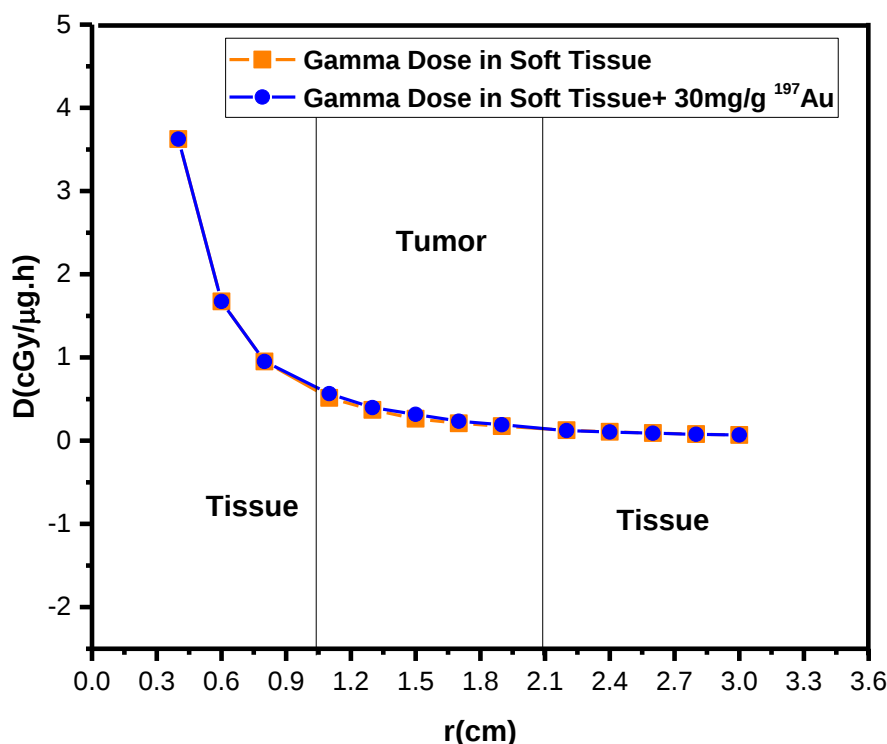


شکل ۳۶-۶. آهنگ دز گاما کل چشمه کالیفرنیم با حضور و عدم حضور ۳۰ mg/g نانوذرات طلا در تومور در این پژوهش.

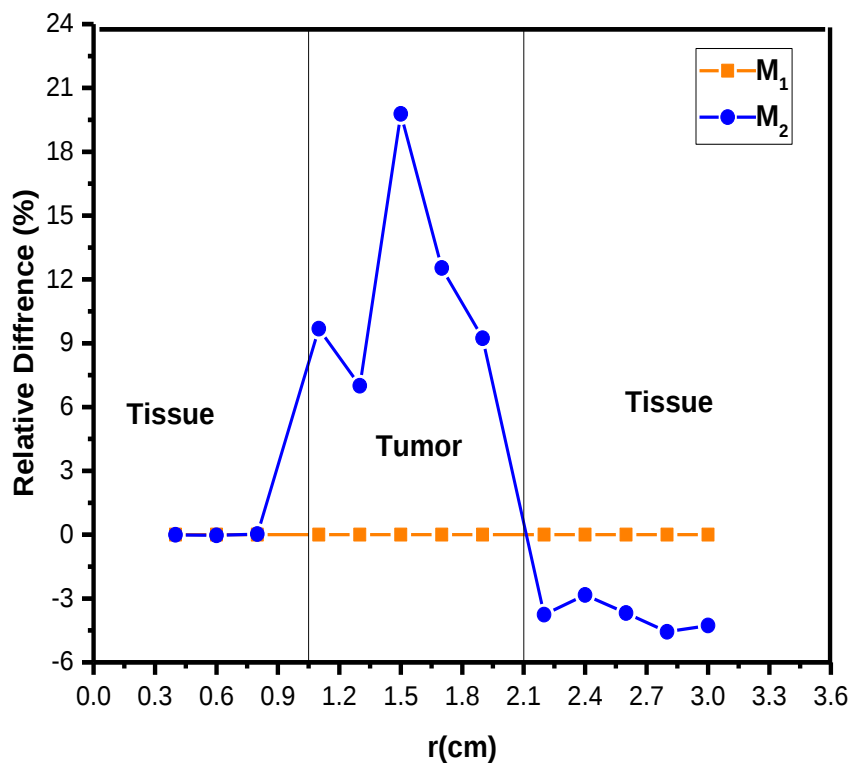


شکل ۳۷-۶. اختلاف نسبی آهنگ دز گاما کل چشمه کالیفرنیم با حضور و عدم حضور ۳۰ mg/g نانوذرات طلا در تومور در این پژوهش.

به همان ترتیبی که محاسبات دز جذبی برای گاماها حاصل از چشمه کالیفرنیم انجام شد، از چشمه ایریدیم استفاده کرده و آهنگ دز گاماها در فواصل مختلف از چشمه با حضور و عدم حضور نانوذرات طلا در تومور بدست آمد. نتایج حاصل در شکل ۶-۳۸ با خطای نسبی کمتر از ۵٪ در تمامی فواصل مشاهده می‌گردد. جهت مشاهده تأثیر حضور نانوذرات طلا بر دز گاما چشمه ایریدیم در تومور نسبت به حالتی که از این نانوذرات در تومور استفاده نشده است اختلاف نسبی این دو حالت نیز با توجه به شکل ۶-۳۹ بدست آمد که در آن: M_1 ، اختلاف نسبی دز گاما بدون حضور نانوذرات طلا در تومور نسبت به همان حالت برحسب درصد و M_2 ، اختلاف نسبی دز گاما با حضور ۳۰ mg/g نانوذرات طلا در تومور نسبت به عدم حضور آن در تومور برحسب درصد می‌باشد.



شکل ۶-۳۸. آهنگ دز گاما کل چشمه ایریدیم با حضور و عدم حضور ۳۰ mg/g نانوذرات طلا در تومور در این پژوهش.



شکل ۶-۳۹. اختلاف نسبی آهنگ دز گاما کل چشمه ایریدیم با حضور و عدم حضور ۳۰ mg/g نانوذرات طلا در تومور در این پژوهش.

خطای مطلق در محاسبات اختلاف نسبی دز گاما چشمه ایریدیم با حضور و عدم حضور نانوذرات طلا در تومور برای تمامی فواصل قبل از تومور کمتر از ± 0.0004 ، در داخل تومور ± 0.5 و بیرون از تومور ± 0.3 می باشد.

۶-۶ نتیجه گیری

جهت بررسی افزایش دز نوترون ها در تومور و کم نمودن آثار آن ها در بافت های سالم اطراف با استفاده از ذرات و نانو ذرات بورون و گادولینیم به صورت گام به گام پیش رفته و نتایج زیر حاصل شد.

(۱) ابتدا غلظت های مختلف از ذرات بورون و گادولینیم (۱۰ ppm تا ۲۰۰ ppm) در محیط آب اطراف چشمه در برنامه هایی جداگانه توزیع شد و آهنگ دز جذبی نوترون ها در فواصل ۰.۵ تا ۲۰ cm بر روی

محور عرضی چشمه بدست آمد. نتایج نشان دادند که به دلیل وجود ذرات بورون و گالینیم در آب و بالا بودن سطح مقطع گیراندازی نوترون‌های حرارتی با این ذرات، سبب جذب نوترون‌ها شده و بدین ترتیب دز جذبی افزایش پیدا می‌کند. این روند افزایشی تنها تا فاصله‌ایی برای هر غلظت ادامه داشته و بعد از آن به دلیل کم شدن تعداد نوترون‌های اندرکنش کننده با ماده اثر بورون و گادولینیم کم می‌شود. بنابراین آنچه که مسلم است میزان تأثیر این ذرات در دز جذبی به فاصله اندازه‌گیری دز از چشمه بستگی دارد.

۲) با مقایسه اختلاف نسبی دز جذبی نوترون با حضور غلظت‌های مختلف بورون و گادولینیم در آب نسبت به عدم حضور آن‌ها در آب با یکدیگر مشاهده شد که، به دلیل بالاتر بودن سطح مقطع گیراندازی نوترون حرارتی بیشتر ^{157}Gd (۲۵۵۰۰۰ بارن) نسبت به بورون ^{10}B (۳۸۳۷ بارن) در هر غلظت خاص، دز نوترون‌ها در حضور گادولینیم بیشتر از بورون بوده و با افزایش غلظت، اختلافات نیز بیشتر می‌شود به طوری که این اختلاف از ۲,۴٪ در غلظت ۱۰ ppm به ۹,۴٪ در غلظت ۲۰۰ ppm می‌رسد.

۳) جهت بررسی سایر پرتوهای موثر در دزیمتری اطراف چشمه (گاما اولیه، گاما ثانویه، ذرات بتا به همراه تابش ایکس) با حضور بورون و گادولینیم، غلظت ۵۰ ppm مناسب در محدوده استفاده کلینیکی را در نظر گرفته و با توزیع یکنواخت بورون و گادولینیم با این غلظت در آب سایر مولفه‌های دز در فواصل مختلف از چشمه محاسبه شد. نتایج نشان دادند که، با اضافه نمودن بورون و گادولینیم در آب پراکندگی‌های گاما اولیه در محیط با احتمال بیشتری رخ می‌دهند. در نتیجه برای یک فاصله خاص که ممکن بود در محیط آب جذب گاما (اثر فوتوالکتریک) اتفاق بیفتد در محیط جدید ممکن است برای آن پراکندگی رخ دهد و گاما با انرژی کمتر پراکنده شود. مقادیر دز گاما ثانویه در حضور گادولینیم اندکی بیشتر از حضور بورون می‌باشد. علت این امر این است که در واکنش $^{157}\text{Gd}(n,\gamma)^{158*}\text{Gd}$ پس از گیراندازی نوترون، $^{158*}\text{Gd}$ در یک حالت برانگیخته قرار می‌گیرد. در این حالت هسته برانگیخته انرژی اضافی خود را سریع آزاد کرده و گاما‌های گسیلی در این حالت دارای انرژی بین ۰,۰۷۹ تا ۷,۸۸ MeV با متوسط انرژی ۲,۲ MeV می‌باشند. به عبارتی علاوه بر گاما‌های ثانویه تولید شده به هنگام گیراندازی

نوترون حرارتی با هیدروژن آب، در هنگام گیراندازی نوترون حرارتی با گادالینیم نیز گاما ثانویه تولید می‌گردد که مجموع این گاماها سبب می‌گردد که دز گاما ثانویه در حضور گادالینیم بیشتر از بورون شود.

۴) با توجه به اهمیت دز بیولوژیکی نسبت به دز فیزیکی آهنگ دز معادل هر یک از پرتوهای موثر در دزیمتری اطراف چشمه در محیط آب را محاسبه نموده و سپس آهنگ دز معادل کل از مجموع آن‌ها بدست آمد. نتایج نشان داده‌اند که، اثر بیولوژیکی مولفه بورون به دلیل LET بالای ذرات آلفا و لیتیم نقش بسزایی در دز معادل کل نسبت به گادالینیم دارد و اختلاف نسبی دز معادل کل با حضور بورون نسبت به مقدار این پارامتر با حضور گادالینیم با افزایش فاصله از چشمه زیاد شده و در فاصله ۶ cm از چشمه به بیش از ۲۱٪ می‌رسد.

۵. پس از بررسی‌های ذرات بورون و گادالینیم به سراغ نانوذرات بورون و گادالینیم رفته و دز هر یک از مولفه‌ها در این مرحله به جای آب در درون بافت نرم مورد محاسبه قرار گرفت. توزیع نانوذرات در این مرحله مانند ذرات که به طور یکنواخت در کل آب توزیع شده‌اند صورت نگرفت زیرا، با توزیع نانوذرات در کل فضای اطراف چشمه محاسبات دز تنها برای یک فاصله، مدت زمانی بیش از یک سال صرف می‌شد و برای بررسی‌ها در این خصوص نیز نیازمند آن بودیم که دز کلیه پرتوها در فواصل مختلف از چشمه محاسبه گردد. جهت رفع این مشکل ابتدا، کل فضای اطراف چشمه را بافت نرم در نظر گرفته و فرض بر آن شد که ناحیه توموری مکعبی به ابعاد 1 cm^3 است. سپس، در این مرحله به دلیل آنکه خواستار مقایسه دز جذبی در ناحیه توموری با وجود ذرات و نانوذرات نسبت به عدم حضور آن‌ها در تومور با یکدیگر بودیم در سه حالت مختلف دز در فواصل مختلف بدست آمد: ۱) به تومور ذرات و نانوذرات اضافه نشود. ۲) به تومور ذرات اضافه شود. ۳) به تومور نانوذرات اضافه شود. غلظت‌های در نظر گرفته برای ذرات بورون و گادالینیم همانند مواردی که برای محیط آب انجام شد ppm ۵۰ می‌باشد. با توجه به نتایج مقایسه آهنگ دز معادل کل در استفاده از بورون و گادالینیم همان‌طور که در بند ۴ توضیح داده شد، آهنگ دز معادل کل در غلظت‌های برابر بورون و گادالینیم، با وجود بورون بیشتر از

گادلینیم است. از این رو جهت اجرای برنامه‌ها در زمان کوتاه‌تر و همچنین با توجه به غلظت مجاز مورد استفاده در کاربردهای کلینیکی، برای ذرات و نانوذرات گادلینیم در تومور غلظت ۱۶۰ ppm در نظر گرفته شد. نتایج نشان دادند که، آهنگ دز معادل نوترون با وجود ذرات و نانو ذرات بورون در تومور تغییر خاصی در افزایش دز آهنگ دز نوترون ندارد زیرا، در ابعاد نانو آنچه که در تغییرات خواص فیزیکی و یا شیمیایی تأثیر گذار است اثرهای اتمی ماده می‌باشد نه اثرهای هسته‌ای، از طرفی اندرکنش‌های نوترون به دلیل قابلیت نفوذ آن در هسته صورت می‌گیرد و چگونگی الکترون‌های اتمی در این حالت اهمیت ندارد. به همین ترتیب همین نتایج برای ذرات و نانوذرات گادلینیم در تومور بدست آمد.

جهت افزایش دز گاما در تومور و کاهش اثرات آن‌ها در بافت‌های سالم با استفاده از ذرات طلا در هر مرحله نتایج زیر بدست آمد:

(۱) غلظت‌های مختلف ذرات طلا مورد تأیید در کاربردهای کلینیکی به طور مجزا در درون تومور توزیع شد و دز جذبی در فواصل مختلف برای گاما‌های اولیه و ثانویه بدست آمد. همچنین با محاسبه دز گاما کل و مقایسه دز گاما اولیه و ثانویه با آن مشاهده شد که، دز گاما اولیه بیشترین میزان سهم در نتایج دز گاما کل در فواصل نزدیک به چشمه را دارد. از طرفی، با افزایش فاصله از چشمه میزان تأثیر گاما ثانویه در دز جذبی گاما کل افزایش پیدا می‌کند. مجموع این عوامل سبب می‌گردد تا بیشترین میزان اختلاف نسبی دز گاما کل با حضور ۳۰ mg/g طلا در بافت نرم نسبت به عدم حضور آن در بافت نرم به ۲۷٪ برسد.

(۲) محدوده انرژی پرتوهای گاما اولیه از ۰,۰۱ تا ۹,۸ MeV با متوسط انرژی ۱ MeV است. در چنین حالتی پراکندگی کامپتون صرف نظر از اینکه عدد اتمی ماده چه باشد نقش برتر را دارد. بنابراین وجود طلا در بافت نرم و افزایش غلظت آن سبب افزایش تعداد اتم‌های محیط اندرکنش کننده گاما می‌شود. در چنین حالتی ممکن است در نقطه‌ای در یک غلظت خاص طی یک پراکندگی انرژی گاما ثبت شود و در غلظتی دیگر برای آن چند پراکندگی اتفاق بیفتد تا در نهایت انرژی آن در ماده ذخیره گردد.

بیشترین میزان اختلاف نسبی دز گاما اولیه با حضور بیشترین میزان غلظت طلا (30 mg/g) در تومور نسبت به عدم حضور طلا در تومور به 14% می‌رسد. بنابراین میزان افزایش دز گاما با استفاده از ذرات طلا به طیف انرژی گسیلی از چشمه و نوع اندرکنش‌های آن با ماده بستگی دارد. جهت بررسی بیشتر در این خصوص، دز گاما‌های چشمه ^{192}Ir که انرژی آن در محدوده $61,5$ تا 884 keV با متوسط انرژی 360 keV است با غلظت‌های مختلف طلا مورد بررسی قرار گرفت. نتایج نشان دادند میزان تأثیر طلا بر دز جذبی گاما در محیط اطراف چشمه با افزایش غلظت طلا در بافت نرم افزایش پیدا می‌کند به طوری که در غلظت 30 mg/g این اختلاف نسبی به حدود 40% می‌رسد در صورتی که برای گاما‌های اولیه چشمه کالیفرنیم اختلاف نسبی تنها 14% است.

در مرحله آخر، غلظت 30 mg/g نانوذرات طلا در تومور در نظر گرفته و دز گاما در برنامه‌هایی جداگانه با استفاده از چشمه‌های کالیفرنیم و ایریدیم در فواصل مختلف بدست آمد. با مقایسه نمودارهای اختلاف نسبی دز گاما‌های حاصل از چشمه‌های کالیفرنیم و ایریدیم با حضور نانوذرات طلا در تومور نسبت به عدم حضور آن‌ها در تومور، با توجه به شکل‌های $6-37$ و $6-39$ نتایج زیر بدست آمد:

(۱) از آنجا که احتمال اندرکنش از نوع فوتوالکتریک تقریباً با توان سوم عدد اتمی ماده هدف رابطه مستقیم و با توان سوم انرژی تابشی نسبت عکس دارد به دلیل محدوده تقریباً پائین‌تر انرژی گاما چشمه ایریدیم نسبت به کالیفرنیم، در طی اندرکنش گاما‌های چشمه ایریدیم با تومور حاوی نانوذرات طلا دز گاما افزایش پیدا می‌کند و اختلاف نسبی با حضور نانوذرات طلا در تومور نسبت به عدم حضور آن به حدود 20% در تومور می‌رسد.

(۲) پرتوهای گاما چشمه ایریدیم در خارج از ناحیه توموری دز کمتری نسبت به حالتی که نانوذرات در تومور نباشند ثبت می‌کنند زیرا، وجود نانوذرات طلا در تومور احتمال به جا گذاشتن انرژی گاما در تومور را افزایش می‌دهد و این سبب می‌گردد تا تعداد کمتری از پرتوهای حامل انرژی به خارج از ناحیه توموری برسند و در نتیجه تا حدود 5% دز کمتری در آن نواحی به جا بگذارند.

(۳) افت و خیزهایی در دز گاما کل حاصل از چشمه کالیفرنیم با حضور نانوذرات طلا در تومور نسبت به

عدم حضور آن‌ها در تومور مشاهده می‌گردد. این امر به دلیل محدوده انرژی پرتوهای گاما این چشمه است که سبب می‌گردد پراکندگی کامپتون بیشتر برای گاما اتفاق بیفتد. در چنین حالتی ممکن است در یک فاصله خاص بر اثر یک پراکندگی پرتو، همه انرژی خود را ثبت کند یا در فاصله دیگر در طی چند پراکندگی تمام انرژی خود را به جا بگذارد. میزان اختلاف نسبی استفاده از نانوذرات طلا در تومور نسبت به عدم حضور آن در تومور در بعضی فواصل حتی منفی شده و این بدان معنی است که جذب کمتر اتفاق افتاده و در آن نقاط میزان دز با حضور نانو ذرات طلا در تومور کمتر از حالتی است که نانوذره در تومور نباشد.

۴) هدف اصلی استفاده از نانوذرات طلا کم نمودن آثار گاماها در بافت‌های سالم اطراف و افزایش دز گاما در تومور می‌باشد از طرفی نوترون‌های گسیلی از چشمه کالیفرنیم ممکن است در طی واکنش $^{197}\text{Au}(n,\gamma)^{198*}\text{Au}$ مجدداً پرتوهای گاما تولید کنند و سبب افزایش پرتوهای گاما در محیط شوند. سطح مقطع نوترون برای این واکنش جذبی در انرژی 0.0253 eV برابر با $98,70$ بارن است [۱۱]. از آنجا که نتیجه مطلوب در پرتودرمانی رسانیدن بیشینه دز به تومور و کم نمودن آثار آن در بافت‌های سالم اطراف تومور می‌باشد نتایج این بخش نشان داد که، با حضور نانوذرات طلا در تومور با استفاده از چشمه ایریدیم به نتایج مطلوب‌تری می‌توان نسبت به چشمه کالیفرنیم دست یافت.

فصل هفتم: دزیمتری در فاستوم کلی بدن

۷-۱ مقدمه

هدف کلی از انجام این مطالعه محاسبات دزیمتری در تومور ناشی از سرطان دهانه گردنه رحم و اندام‌های مجاور آن در حین پرتودرمانی با استفاده از چشمه براکی‌تراپی ^{252}Cf است. در این فصل ابتدا، شبیه‌سازی فانتوم کلی زنان و تومور مورد مطالعه صورت گرفت. سپس، ضمن محاسبات دز ناشی از پرتوهای رسیده به تومور آثار ناشی از آن‌ها به سایر اندام‌های مجاور نیز بدست آمد. در نهایت، جهت دستیابی به بیشینه دز نوترون در تومور و کم نمودن آثار آن در اندام‌های حیاتی دیگر از هسته‌های ^{10}B استفاده شد.

۷-۲ تومور دهانه گردنه رحم

سرطان دهانه گردنه رحم سومین سرطان شایع در آمریکا است که، ۱۲۸۲۰ مورد جدید و حدود ۴۲۱۰ مورد مرگ در سال ۲۰۱۷ از این بیماری تخمین زده شده است. میزان بقا در زنان دارای سرطان دهانه گردنه رحم بین ٪ ۹۱ در مراحل اولیه تشخیص تا ٪ ۱۷ برای مواردی که تومورهای مراحل پیشرفته دارند متغیر است. به طور کلی میزان بقای ۵ ساله طبق گزارش گروه کاری سرطان آمریکا ٪ ۶۸ می‌باشد [۱۴۰]. پرتودرمانی یکی از مؤثرترین روش‌های درمانی سرطان دهانه گردنه رحم است و در حال حاضر

برای درمان مراحل اولیه و سرطان‌های پیشرفته دهانه گردنه رحم مورد استفاده قرار می‌گیرد.

گردنه رحم بخشی از دستگاه تناسلی زنان و راه عبور اتصال رحم به واژینال^۱ است. محل قرارگیری این عضو در ناحیه لگن می‌باشد. تومور گردنه رحم از سلول‌های واقع در سطح یا رویه گردنه رحم آغاز می‌شود و به مرور زمان امکان دارد تومور به قسمت‌های عمقی‌تر گردنه رحم و یا حتی به بافت‌های مجاور نیز حمله کند [۱۴۱].

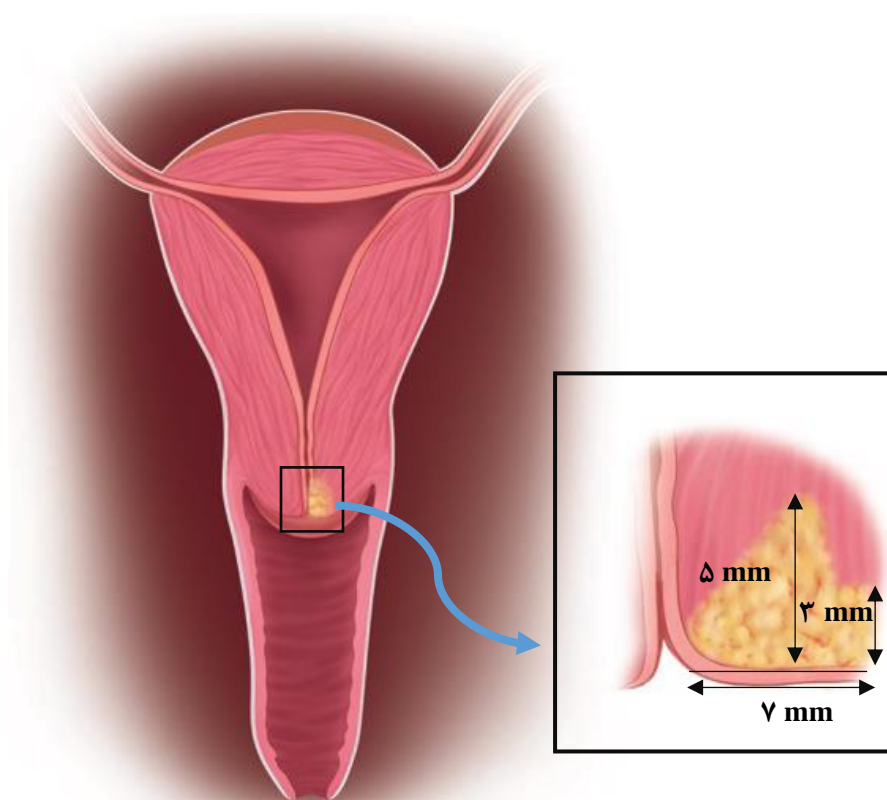
^۱Vaginal

۷-۲-۱ مراحل پیشرفت تومور گردنه رحم

مراحل پیشرفت سرطان، به محل پیدایش و وسعت تومور بستگی دارد. برای تومور مورد مطالعه مراحل پیشرفت به صورت زیر است [۱۴۲]:

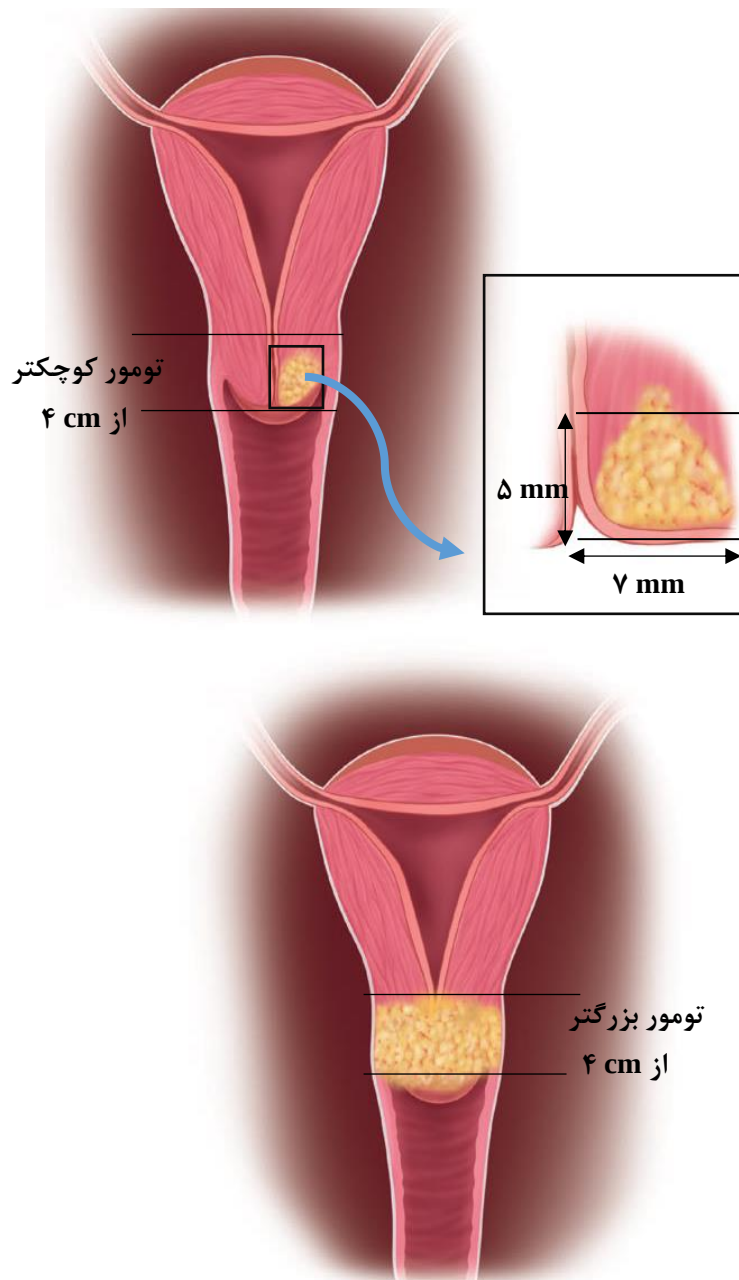
مرحله اول: سرطان به شدت محدود به دهانه رحم می‌باشد. این مرحله خود به دو دسته Ia و Ib تقسیم می‌شود.

مرحله Ia: سرطان تهاجمی که تنها در میکروسکوپ شناسایی شده است. در این مرحله تومور بیش از ۵ mm عمق و ۷ mm طول ندارد. این مرحله نیز خود به دو دسته Ia_۱ و Ia_۲ تقسیم می‌گردد. در Ia_۱، ناحیه سرطانی کمتر از ۳ mm در عمق و در طول کمتر از ۷ mm می‌باشد. در Ia_۲، ناحیه سرطانی بزرگتر از ۳ mm اما کمتر از ۵ mm در عمق است.



شکل ۷-۱. تومور مرحله Ia، در این مرحله تومور بیش از ۵ mm عمق و ۷ mm طول ندارد [۱۴۲].

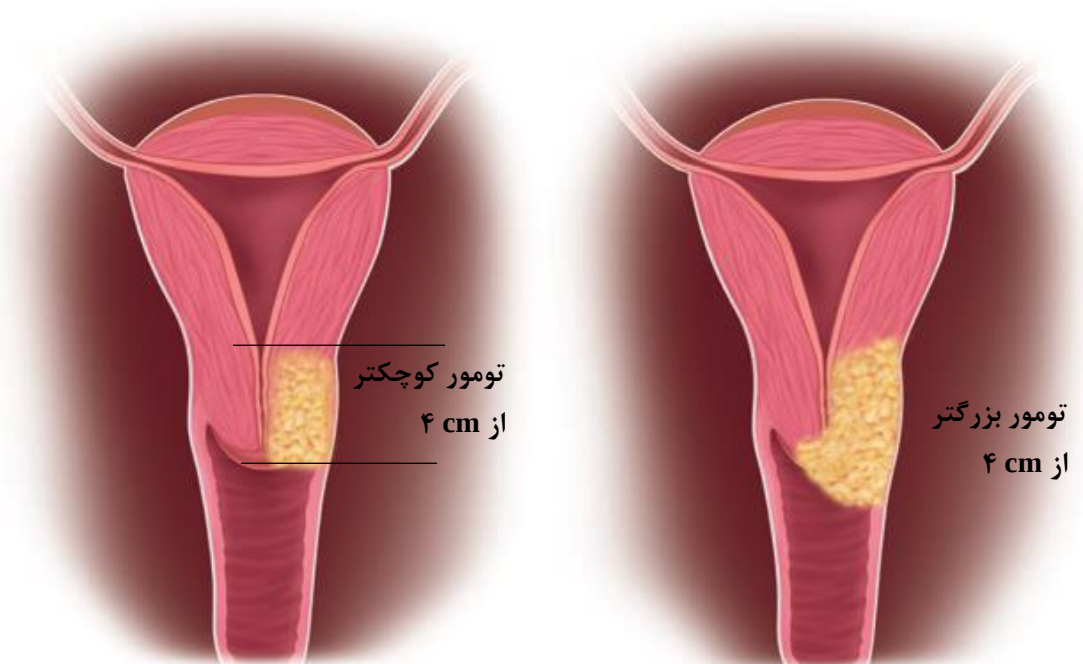
مرحله Ib: ضایعات از نظر بالینی محدود به دهانه رحم یا بزرگتر از Ia₂ بوده و تومور قابل مشاهده می‌باشد. این مرحله نیز به دو دسته Ib₁ و Ib₂ تقسیم می‌گردد. در Ib₁، تومور قابل مشاهده بوده اما بزرگتر از ۴ cm در طول نمی‌باشد. در Ib₂، ضایعات بالینی قابل مشاهده از ۴ cm در طول بزرگتر هستند شکل ۷-۲.



شکل ۷-۲. تومور مرحله Ib، در این مرحله تومور Ib₁، کمتر از ۴ cm و در مرحله Ib₂ بزرگتر از ۴ cm در طول است [۱۴۲].

مرحله دوم: در این مرحله سرطان بیشتر از رحم امتداد یافته اما تا دیواره لگن گسترش نمی‌یابد. این مرحله نیز شامل دو مرحله IIa و IIb می‌باشد.

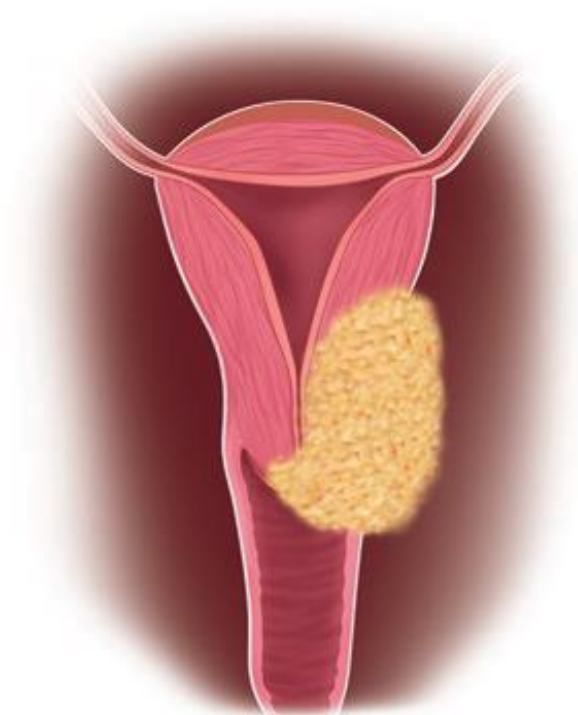
مرحله IIa: درگیری دو سوم قسمت فوقانی واژن بدون تأثیر آن بر روی بافت اطراف رحم، که خود به دو دسته IIa₁ و IIa₂ تقسیم می‌شود. در IIa₁، ضایعه بالینی قابل مشاهده کمتر از ۴ cm در عمق در بزرگترین ابعاد آن می‌باشد و در IIa₂، تومور قابل مشاهده بزرگتر از ۴ cm در عمق است شکل ۳-۷.



شکل ۳-۷. در این مرحله تومور IIa₁ کمتر از ۴ cm و در مرحله IIa₂ بزرگتر از ۴ cm در عمق است [۱۴۲].

مرحله IIb: در این مرحله ضایعات به ناحیه بافت اطراف رحم نفوذ کرده اما بر روی دیواره لگن اثر نمی‌گذارند شکل ۴-۷.

مرحله سوم: تومور قسمت تحتانی واژن را درگیر نموده و به سمت دیواره لگن تمایل پیدا می‌کند شکل ۵-۷.



شکل ۷-۴. مرحله IIb، در این مرحله تومور در ناحیه بافت اطراف رحم نفوذ کرده است [۱۴۲].



شکل ۷-۵. مرحله سوم، کشیدگی تومور به سمت دیواره لگن و قسمت تحتانی واژن [۱۴۲].

مرحله چهارم: تومور علاوه بر درگیر نمودن کل رحم به بافت مثانه یا راست روده گسترش یافته و فراتر از لگن رشد می‌کند.

۷-۳ فانتوم MIRD^۲

در این مطالعه از فانتوم MIRD^۲، که توسط ایکسیو و اکرمین^۳ ایجاد شده و یک الگوی ساده از بدن زن می‌باشد استفاده گردید. این فانتوم شامل ۳۵ سلول و اندام بوده و توسط چهار نوع ماده که شامل: هوا، بافت نرم، بافت استخوان و بافت ریه می‌باشد پر شده است [۱۴۳]. اندام‌هایی که تحت تأثیر براکی‌تراپی دهانه گردنه رحم قرار دارند شامل: رحم، مثانه، رکتوم^۴ و سیگموئید^۵ می‌باشند [۱۴۰].

در فضای مختصات MCNP، فانتوم به صورت قائم با محور اصلی تنه استوانه‌ای که در راستای محور Z قرار دارد جهت‌گیری می‌شود. صفحات مختصات که مقاطع فانتوم را مشخص می‌کنند عبارتند از:

صفحه (xy): در این صفحه بدن به دو نیمه بالایی و پائینی تقسیم می‌شود.

صفحه (yz): در آناتومی همان صفحه سائیتال^۶ می‌باشد. در پزشکی صفحه‌ایست عمودی که بدن یا دید بدن را به قسمت‌های چپ و راست تقسیم می‌کند.

صفحه (xz): یا صفحه فرونتال^۷ که بدن را به دو نیمه جلویی و عقبی تقسیم می‌کند.

^۲Medical Internal Radiation Dose

^۳Xu and Exkerman

^۴Rectum

^۵Sigmoid

^۶Sagittal

^۷Frontal

۷-۳-۱ شبیه سازی تومور ناشی از دهانه گردنه رحم در فانتوم

جهت مشخص نمودن تومور ناشی از دهانه گردنه رحم در فانتوم، از مرحله دوم از مراحل پیشرفت سرطان دهانه گردنه رحم استفاده نموده و توموری به صورت کروی به قطر ۵ cm در زیر رحم در فاصله ۹,۹۱۵ cm از محور Z و ۴,۵۷ cm از محور Y مطابق جدول ۷-۱ تعریف شده است.

جدول ۷-۱. معادله مربوط به تومور ناشی از دهانه گردنه رحم در فانتوم.

معادله	شکل	تومور
$x^2 + (y - 4,57)^2 + (z - 9,915)^2 = 6,25$	کروی	دهانه گردنه رحم

جهت قرار دادن چشمه پرتوزا در مکان تومور بدین صورت اقدام شد:

۱. مبدا دستگاه مختصات کمکی O' (مربوط به چشمه) به مکان (۰، ۴,۵۷، ۹,۹۱۵) در دستگاه

مختصاتی که فانتوم تعریف شده است با استفاده از کارت TR منتقل گردید [۸۱].

۲. دستگاه مختصات کمکی حول محور x' با زاویه $\theta = \pi/4$ به صورت ماتریس رابطه ۷-۱ دوران

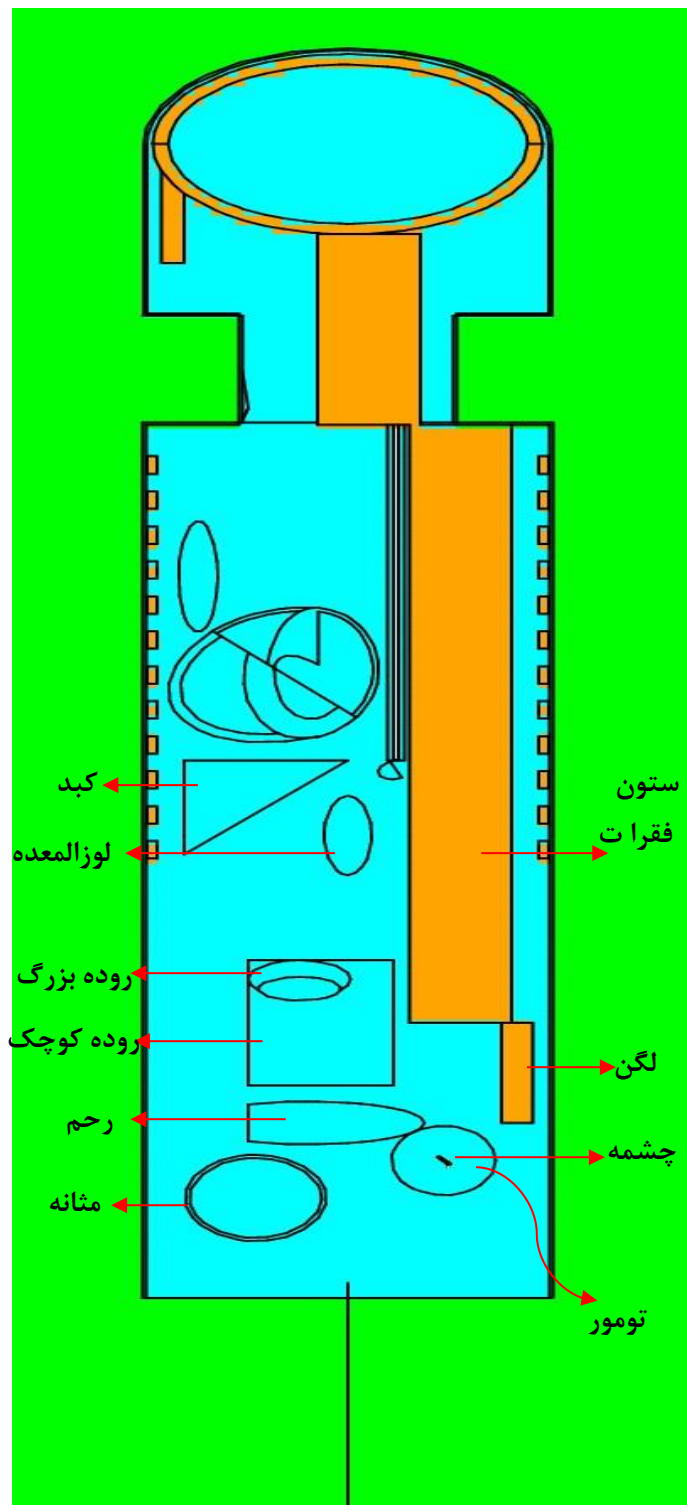
داده و در مکان مورد نظر قرار گرفت.

$$R = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\frac{\pi}{4}) & -\sin(\frac{\pi}{4}) \\ 0 & \sin(\frac{\pi}{4}) & \cos(\frac{\pi}{4}) \end{pmatrix} \quad (۷-۱)$$

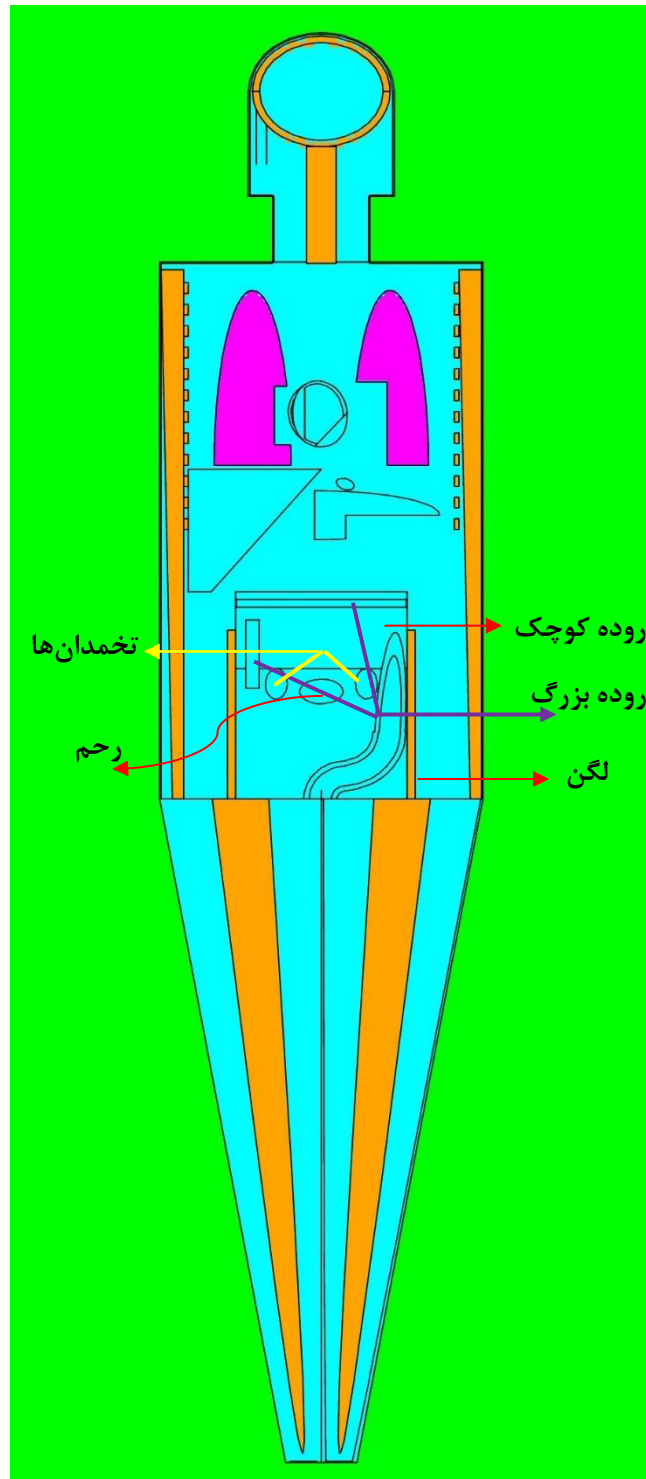
در شکل ۷-۶ نمایی از دید چپ و راستی فانتوم بدن که در آن تومور به همراه چشمه با استفاده از کد

MCNPX شبیه سازی شده است مشاهده می گردد. نمایش فانتوم در این حالت از دید جلو و عقبی نیز

در شکل ۷-۷ آمده است.



شکل ۶-۷. تومور شبیه‌سازی شده به همراه چشمه از نمای چپ و راستی در فانتوم کلی بدن با استفاده از کد MCNPX در این پژوهش.



شکل ۷-۷. دید جلو و عقبی فانتوم کلی بدن با استفاده از کد MCNPX در این پژوهش.

۷-۴ آهنگ دز معادل کل

پس از قرار دادن چشمه در تومور شبیه‌سازی شده، در مرحله بعد آهنگ دز ناشی از پرتوهای گسیلی از چشمه ^{252}Cf که شامل: نوترون، گاما اولیه، گاما ثانویه و تابش‌های ترمزی همراه با ذرات بتا خروجی از چشمه می‌باشند در برنامه‌هایی جداگانه علاوه بر ناحیه توموری در اندام‌های رحم، مثانه، روده بزرگ، روده کوچک، کلیه‌ها، تخمدان‌ها و استخوان لگن بدست آمد. از آنجا که در کاربردهای کلینیکی دز بیولوژیکی نسبت به دز فیزیکی دارای اهمیت است در نهایت آهنگ دز معادل هر یک از پرتوهای خروجی از چشمه با استفاده از رابطه ۵-۲۱ محاسبه شده است.

۷-۴-۱ آهنگ دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه کالیفرنیم در

فانتوم کلی بدن

نتایج مربوط به آهنگ دز معادل هر یک از پرتوهای خروجی از چشمه به همراه آهنگ دز معادل کل در جدول ۷-۲ برای هر یکی از اندام‌های مورد نظر با خطای نسبی کمتر از ۲٪ مشاهده می‌گردد. همچنین در این جدول نسبت دز معادل کل در هر عضو به دز معادل کل در تومور ناشی از دهانه گردنه رحم برحسب درصد به صورت $D(\%)$ بدست آمد.

جدول ۷-۲. مقادیر آهنگ دز معادل هر یک از پرتوهای خروجی از چشمه کالیفرنیم در اندام‌های مختلف برحسب $\text{cSv}/\mu\text{g.h}$ در این پژوهش.

D (%)	دز معادل کل	دز معادل تابش ترمزی و ذرات بتا	دز معادل گاما کل	دز معادل نوترون	عضو تحت بررسی
۴,۷۲	$3,04 \times 10^{-1}$	$8,39 \times 10^{-4}$	$3,39 \times 10^{-2}$	$2,69 \times 10^{-1}$	رحم ^۸
۱,۳۲	$8,50 \times 10^{-2}$	$3,53 \times 10^{-4}$	$1,49 \times 10^{-2}$	$6,98 \times 10^{-2}$	مثانه ^۹
۰,۶۵	$4,22 \times 10^{-2}$	$1,96 \times 10^{-4}$	$8,81 \times 10^{-3}$	$3,32 \times 10^{-2}$	روده بزرگ ^{۱۰}
۰,۶۹	$4,47 \times 10^{-2}$	$1,93 \times 10^{-4}$	$9,07 \times 10^{-3}$	$3,54 \times 10^{-2}$	روده کوچک ^{۱۱}
۰,۰۹	$5,82 \times 10^{-3}$	$4,34 \times 10^{-5}$	$2,23 \times 10^{-3}$	$3,55 \times 10^{-3}$	کلیه‌ها ^{۱۲}
۲,۳۰	$1,48 \times 10^{-1}$	$5,22 \times 10^{-4}$	$2,20 \times 10^{-2}$	$1,26 \times 10^{-1}$	تخم‌دان‌ها ^{۱۳}
۱,۱۰	$7,13 \times 10^{-2}$	$4,12 \times 10^{-4}$	$1,48 \times 10^{-2}$	$5,60 \times 10^{-2}$	لگن ^{۱۴}
۱۰۰	$6,45 \times 10^0$	$4,11 \times 10^{-1}$	$5,11 \times 10^{-1}$	$5,52 \times 10^0$	تومور ناشی از دهانه گردنه رحم ^{۱۵}

^۸Uterus

^۹Urinary bladder

^{۱۰}Colon:ascending, transverse, descending and sigmoid

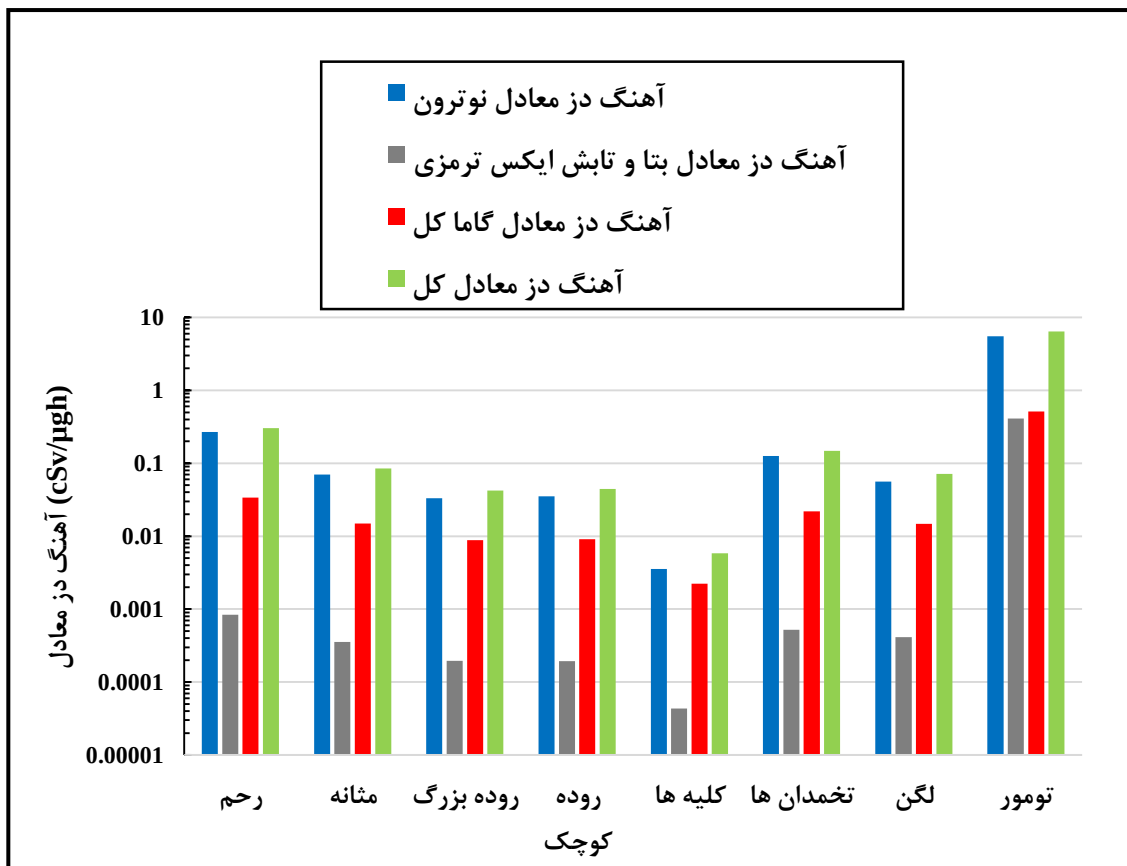
^{۱۱}Small intestine

^{۱۲}Kidneys

^{۱۳}Ovaries

^{۱۴}Pelvis

^{۱۵}Cervix



شکل ۷-۸. مقایسه آهنگ دز معادل پرتوهای خروجی از چشمه کالیفرنیم در اندام‌های مختلف در این پژوهش.

با توجه به نتایج جدول ۷-۲، و شکل ۷-۸، دز معادل نوترون‌ها در هر عضو بیشترین میزان سهم در دز معادل کل را دارند. به دلیل برد طولانی پرتوهای گاما، انرژی خود را می‌توانند تا فواصل دورتری از چشمه به جا بگذارند از این رو دز گاما در تومور مورد نظر بیشترین مقدار بوده و برای اندام‌هایی که فاصله بیشتری با تومور دارند میزان دز کاهش می‌یابد. ذرات بتا به دلیل کوتاه برد بودن بیشتر انرژی خود را همراه با پرتوهای ایکس کم انرژی در همان محل تومور به جا می‌گذارند و میزان دز ناشی از این پرتوها با افزایش فاصله از تومور برای سایر اندام‌ها کاهش می‌یابد.

۷-۴-۲ مقایسه دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه‌های کالیفرنیم

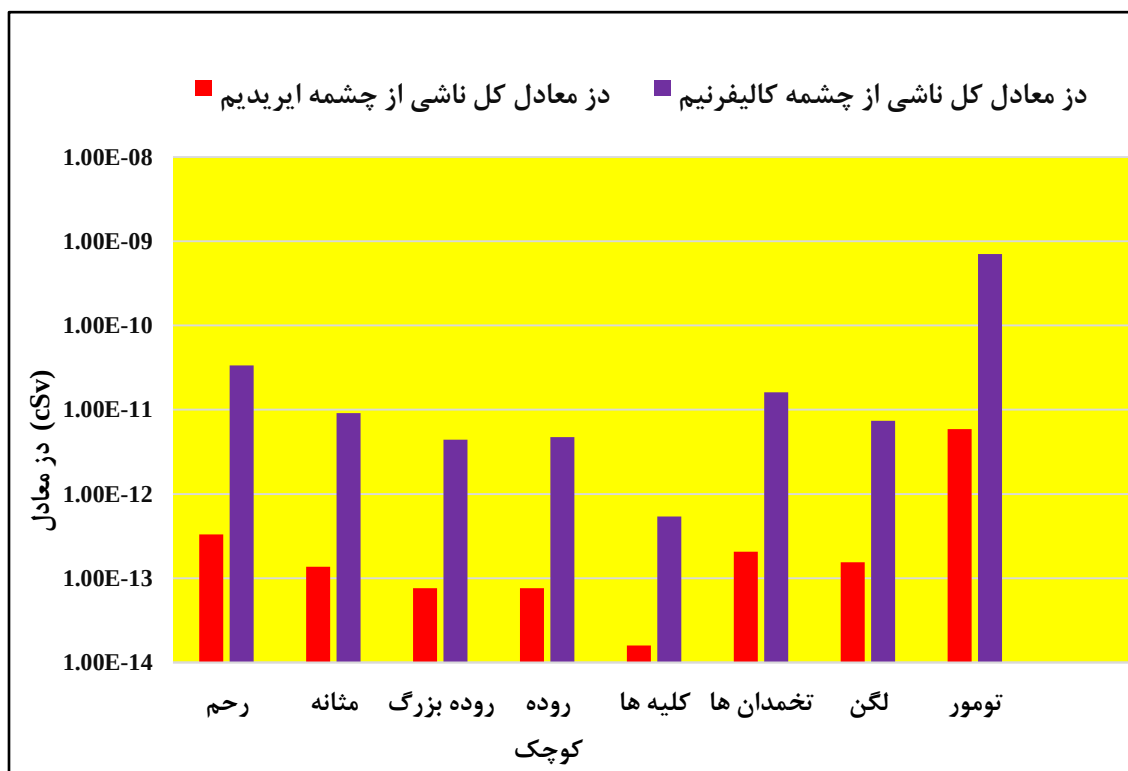
و ایریدیم در فانتوم کلی بدن

یکی دیگر از چشمه‌هایی که علاوه بر کالیفرنیم در براکی‌تراپی در درمان سرطان دهانه گردنه رحم مورد استفاده قرار می‌گیرد چشمه گسیلنده گاما ایریدیم است. همانند آنچه که برای چشمه کالیفرنیم صورت گرفت جهت محاسبه دز معادل ناشی از چشمه ایریدیم در تومور و سایر اندام‌ها ابتدا، چشمه در تومور در محل مورد نظر جایگذاری شد سپس، دز گاما‌های گسیلی از این چشمه با خطای نسبی کمتر از ٪ ۱ در اندام‌های مورد نظر بدست آمد. در جدول ۷-۳، مقادیر دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه-های کالیفرنیم و ایریدیم مشاهده می‌گردد.

جدول ۷-۳. مقادیر دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه‌های کالیفرنیم و ایریدیم در اندام‌های مختلف برحسب CSV در این پژوهش.

عضو تحت بررسی	دز معادل کل چشمه ایریدیم	دز معادل کل چشمه کالیفرنیم	نسبت دز کالیفرنیم به ایریدیم
رحم	$3,31 \times 10^{-13}$	$3,37 \times 10^{-11}$	۱۰۲
مثانه	$1,37 \times 10^{-13}$	$9,09 \times 10^{-12}$	۶۵
روده بزرگ	$7,58 \times 10^{-14}$	$4,42 \times 10^{-12}$	۵۸
روده کوچک	$7,61 \times 10^{-14}$	$4,72 \times 10^{-12}$	۶۲
کلیه‌ها	$1,59 \times 10^{-14}$	$4,50 \times 10^{-13}$	۳۴
تخمندان‌ها	$2,05 \times 10^{-13}$	$1,60 \times 10^{-11}$	۷۸
لگن	$1,54 \times 10^{-13}$	$3,37 \times 10^{-12}$	۴۸
تومور دهانه گردنه	$5,88 \times 10^{-12}$	$7,05 \times 10^{-10}$	۱۲۰
رحم			

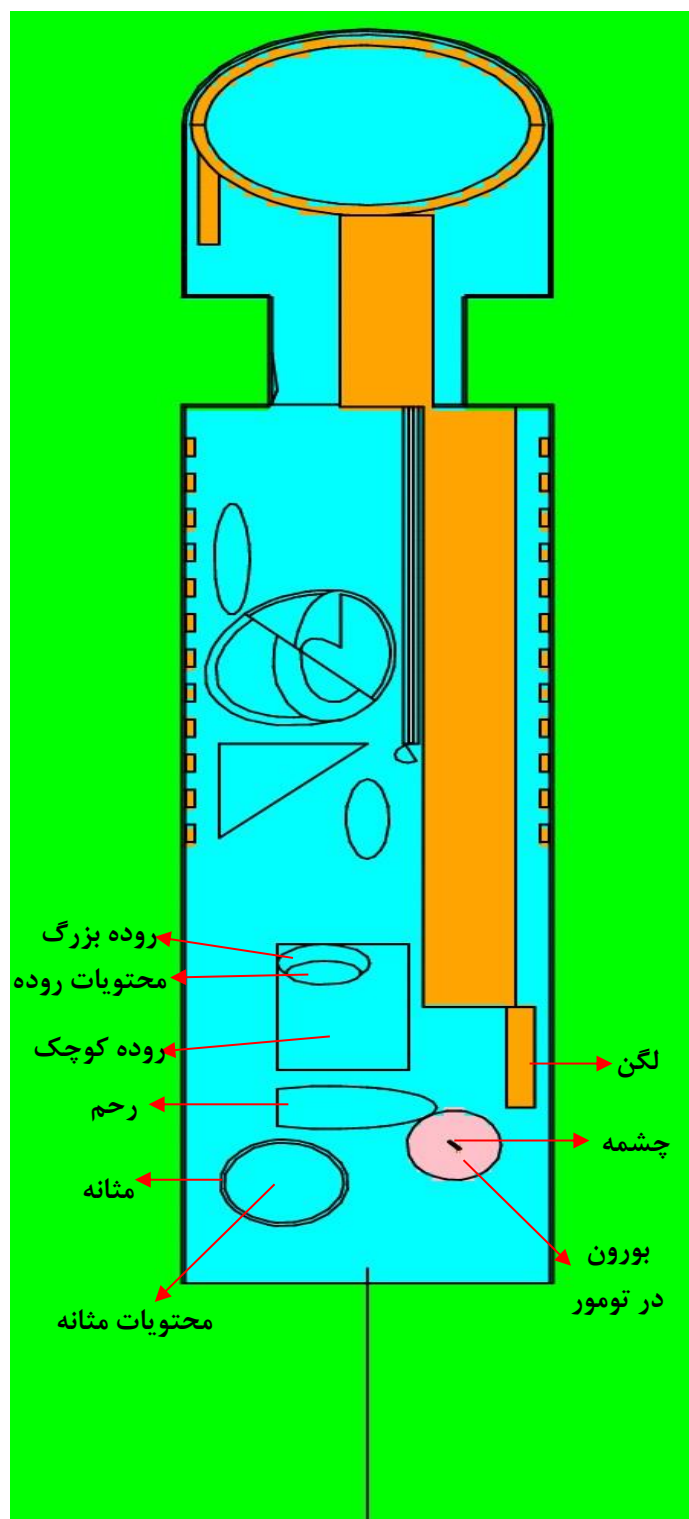
در شکل ۷-۹، مقادیر دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه‌های ایریدیم و کالیفرنیم در تومور و اندام‌های مختلف با یکدیگر مقایسه شده‌اند. همچنین در جدول ۷-۳ نسبت دز معادل در هر عضو با چشمه کالیفرنیم نسبت به چشمه ایریدیم برحسب درصد محاسبه شده است. طبق نتایج بدست آمده دز معادل در تومور با چشمه کالیفرنیم ۱۲۰ بیشتر از چشمه ایریدیم است و برای عضو رحم که در نزدیکی تومور قرار دارد این نسبت به ۱۰۲ می‌رسد. و برای کلیه‌ها که در فواصل دورتری از چشمه قرار دارند ۳۴ است. به عبارتی دز معادل کل ناشی از پرتوهای خروجی از چشمه کالیفرنیم (نوترون، گاما و ذرات بتا و تابش‌های ایکس) در تومور و سایر اندام‌ها بیشتر از دز معادل حاصل از چشمه گسیلنده گاما ایریدیم است. از این رو در درمان تومورهای پیشرفته که نیازمند دز بالاتری می‌باشد با استفاده از چشمه کالیفرنیم می‌توان به نتایج مطلوب‌تری دست یافت.



شکل ۷-۹. مقایسه دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه‌های کالیفرنیم و ایریدیم در اندام‌های مختلف در این پژوهش.

۷-۴-۳ آهنگ دز معادل کل با حضور ۵۰ ppm بورون در تومور

جهت افزایش دز ناشی از نوترون‌ها در تومور ابتدا، ۵۰ ppm بورون به طور یکنواخت در درون تومور توزیع شده است. سپس، دز ناشی از نوترون‌ها به همراه سایر مولفه‌های دز در تومور و سایر اندام‌ها بدست آمد و در نهایت با استفاده از رابطه ۶-۷، دز معادل کل محاسبه گردید. در شکل ۷-۱۰، طرحی از تومور شبیه‌سازی شده در کد با حضور بورون مشاهده می‌گردد.



شکل ۷-۱۰. تومور شبیه‌سازی شده با حضور بورون در تومور با استفاده از کد MCNPX در این پژوهش.

در جدول ۴-۷، مقادیر دز معادل هر یک از مولفه‌های دز با حضور ۵۰ ppm بورون در تومور با خطای نسبی کمتر از ۲٪ مشاهده می‌گردد. در این جدول نسبت دز معادل کل در هر عضو به دز معادل کل در تومور ناشی از دهانه گردنه رحم برحسب درصد به صورت C(%) بدست آمد.

جدول ۴-۷. مقادیر آهنگ دز معادل هر یک از پرتوهای خروجی از چشمه کالیفرنیم در اندام‌های مختلف با حضور ۵۰ ppm بورون در تومور برحسب $\text{cSv}/\mu\text{g.h}$ در این پژوهش.

C(%)	دز معادل کل	دز معادل بورون	دز معادل تابش ترمزی و ذرات بتا	دز معادل گاما کل	دز معادل نوترون	عضو تحت بررسی
۴,۴۹	$3,04 \times 10^{-1}$	-	$8,40 \times 10^{-4}$	$3,38 \times 10^{-2}$	$2,69 \times 10^{-1}$	رحم
۱,۲۶	$8,51 \times 10^{-2}$	-	$3,53 \times 10^{-4}$	$4,49 \times 10^{-2}$	$6,98 \times 10^{-2}$	مثانه
۰,۶۲	$4,22 \times 10^{-2}$	-	$1,96 \times 10^{-4}$	$8,81 \times 10^{-3}$	$3,32 \times 10^{-2}$	روده بزرگ
۰,۶۶	$4,46 \times 10^{-2}$	-	$1,93 \times 10^{-4}$	$9,05 \times 10^{-3}$	$3,54 \times 10^{-2}$	روده کوچک
۰,۰۸	$5,82 \times 10^{-3}$	-	$4,36 \times 10^{-5}$	$2,22 \times 10^{-3}$	$3,55 \times 10^{-3}$	کلیه‌ها
۲,۲۰	$1,48 \times 10^{-1}$	-	$5,20 \times 10^{-4}$	$2,21 \times 10^{-2}$	$1,26 \times 10^{-1}$	تخمندان‌ها
۱,۰۵	$7,12 \times 10^{-2}$	-	$4,13 \times 10^{-4}$	$1,48 \times 10^{-2}$	$5,60 \times 10^{-2}$	لگن
۱۰۰	$6,77 \times 10^0$	$1,26 \times 10^{-1}$	$4,11 \times 10^{-1}$	$5,11 \times 10^{-1}$	$5,72 \times 10^0$	تومور دهانه گردنه رحم

در جدول ۵-۷، دز معادل کل در دو حالت با حضور و بدون حضور بورون در تومور در اندام‌های مختلف با یکدیگر مقایسه شده است. همچنین اختلاف نسبی دز معادل کل با حضور بورون در تومور نسبت به عدم حضور بورون در تومور نیز بدست آمد.

جدول ۷-۵. مقادیر آهنگ دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه کالیفرنیم در اندام‌های مختلف با حضور و بدون حضور بورون در تومور برحسب $\text{cSv}/\mu\text{g.h}$ در این پژوهش.

اختلاف نسبی بر حسب (%)	دز معادل کل با حضور بورون	دز معادل کل بدون حضور بورون	عضو تحت بررسی
-۰,۰۴۳	$3,04 \times 10^{-1}$	$3,04 \times 10^{-1}$	رحم
+۰,۰۸۷	$8,51 \times 10^{-2}$	$8,50 \times 10^{-2}$	مثانه
-۰,۰۰۴	$4,22 \times 10^{-2}$	$4,22 \times 10^{-2}$	روده بزرگ
-۰,۰۶۱	$4,46 \times 10^{-2}$	$4,47 \times 10^{-2}$	روده کوچک
-۰,۰۶۱	$5,82 \times 10^{-3}$	$5,82 \times 10^{-3}$	کلیه‌ها
+۰,۰۷۱	$11,48 \times 10^{-1}$	$1,48 \times 10^{-1}$	تخمندان‌ها
-۰,۰۹۰	$7,12 \times 10^{-2}$	$7,13 \times 10^{-2}$	لگن
+۴,۹۶۰	$6,77 \times 10^0$	$6,45 \times 10^0$	تومور ناشی از دهانه گردنه رحم

از آنجا که دز جذبی نوترون‌ها بیشترین میزان سهم در دز معادل کل را دارد با توجه به نتایج جدول ۷-۵، اضافه نمودن بورون در تومور تأثیر چندانی بر جهت افزایش دز جذبی نوترون‌ها در تومور و کم نمودن آثار آن‌ها در اندام‌های سالم اطراف آن ندارد و میزان اختلاف نسبی در چنین حالتی تنها حدود ۵٪ بدست آمد.

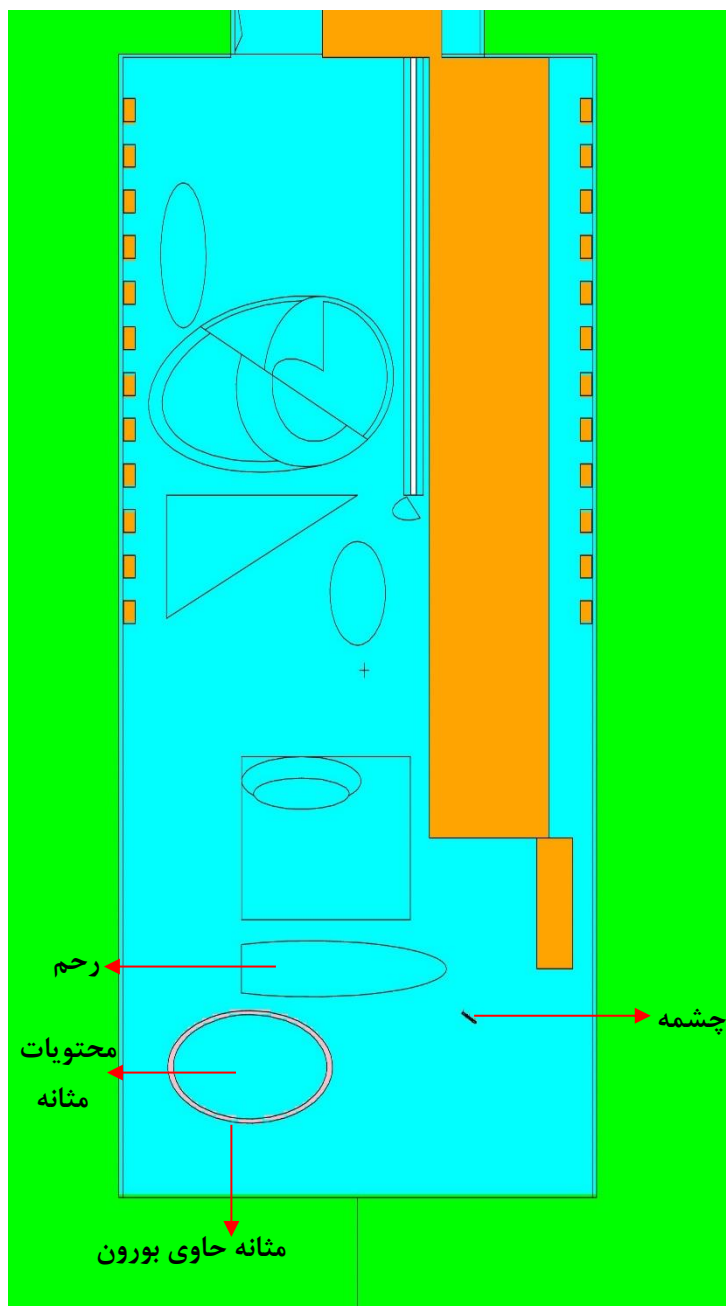
آنچه که مسلم است به دلیل سطح مقطع بالای گیراندازی نوترون‌های حرارتی با هسته‌های بورون ذرات باردار کوتاه بردی تولید می‌شوند که با فرض به جا گذاشتن همه انرژی خود در همان مکان اندرکنش سبب افزایش دز در آن ناحیه می‌شوند بنابراین جهت نشان دادن بیشتر تأثیرات حضور بورون در محیط، نوترون‌ها می‌بایست مسافت طولانی‌تری را طی کنند تا ضمن افزایش تعداد نوترون‌های حرارتی با تعداد بیشتری از هسته‌های بورون در محیط اندرکنش کرده و در نهایت سبب افزایش دز در آن ناحیه گردند. از این رو جهت دستیابی به این امر، در گام بعدی به بررسی تومور در مرحله چهارم پیشرفت بیماری پرداخته شده است.

۷-۵ کنترل مرحله چهارم پیشرفت بیماری

با توجه به مراحل پیشرفت سرطان دهانه گردنه رحم، نوع دوم آن مورد بررسی قرار گرفت و تومور مورد نظر به قطر ۵ cm شبیه‌سازی شد. نتایج بدست آمده در استفاده از بورون جهت افزایش دز جذبی نوترون‌ها در تومور نسبت به عدم حضور بورون در تومور تفاوت چندانی نشان نداده است. جهت بررسی‌های بیشتر در این خصوص مرحله چهارم از مراحل پیشرفت این بیماری مورد بررسی قرار گرفت. در مرحله چهارم، تومور علاوه بر درگیر نمودن کل رحم تا بافت مثانه و راست روده گسترش پیدا کرده و فراتر از لگن نیز پیش می‌رود به عبارتی تومور ناشی از دهانه گردنه رحم علاوه بر آسیب به کل بافت رحم تعدادی از اندام‌های سالم مجاور آن را نیز درگیر می‌کند [۱۴۱]. بنابراین جهت کنترل و یا درمان بیماری با چنین وسعتی می‌بایست دز بیشتری به ناحیه توموری اعمال نمود. بررسی‌های مورد نظر در این خصوص برای عضو درگیر مثانه صورت گرفته است. با توجه به اینکه در چنین حالتی چشمه در فاصله دورتری نسبت به این عضو قرار دارد اضافه نمودن بورون به مثانه جهت افزایش دز جذبی نوترون‌ها نسبت به حالتی که بورون اضافه نشده باشد می‌تواند موثر واقع شود. لذا در این خصوص در برنامه‌هایی جداگانه عضو مثانه را در نظر گرفته و علاوه بر دز جذبی نوترون‌ها در سایر پرتوها را در دو حالت: ۱. با حضور بورون در مثانه ۲. بدون حضور بورون در مثانه محاسبه شده است.

۷-۵-۱ آهنگ دز معادل کل با حضور ۵۰ ppm بورون در مثانه

در شکل ۷-۱۱ طرحی از محل قرارگیری ۵۰ ppm بورون در مثانه در فانتوم کلی بدن مشاهده می‌گردد. آهنگ دز معادل هر یک از مولفه‌های تأثیر گذار دز، در جدول ۷-۶ مشاهده می‌گردد. خطای نسبی در محاسبات دز نوترون کمتر از ۱٪ و برای دز گاماها و ذرات بتا به همراه تابش ترمزی کمتر از ۳٪ می‌باشد.



شکل ۷-۱۱. شبیه‌سازی تومور مثانه با حضور بورون با استفاده از کد MCNPX در این پژوهش.

جدول ۶-۷. مقادیر آهنگ دز معادل هر یک از پرتوهای خروجی از چشمه کالیفرنیم در اندام‌های مختلف با حضور ۵۰ ppm بورون در تومور مثانه برحسب $\text{cSv}/\mu\text{g.h}$ در این پژوهش.

عضو تحت بررسی	دز معادل نوترون	دز معادل گاما کل	دز معادل تابش ترمزی و ذرات بتا	دز معادل بورون	دز معادل کل
رحم	2.69×10^{-1}	3.44×10^{-2}	8.40×10^{-4}	-	3.05×10^{-1}
مثانه	6.96×10^{-2}	1.49×10^{-2}	3.48×10^{-4}	3.22×10^{-2}	1.17×10^{-1}
محتویات مثانه	6.64×10^{-2}	1.46×10^{-2}	3.52×10^{-4}	-	8.14×10^{-2}
روده بزرگ	3.31×10^{-2}	8.79×10^{-3}	1.95×10^{-4}	-	4.21×10^{-2}
روده کوچک	3.54×10^{-2}	9.05×10^{-3}	1.95×10^{-4}	-	4.46×10^{-2}
کلیه‌ها	3.59×10^{-3}	2.23×10^{-3}	4.43×10^{-5}	-	5.87×10^{-3}
تخمدان‌ها	1.25×10^{-1}	2.20×10^{-2}	5.33×10^{-4}	-	1.47×10^{-1}
لگن	5.60×10^{-2}	1.48×10^{-2}	4.11×10^{-4}	-	7.12×10^{-2}

در جدول ۷-۷ مقادیر دز معادل کل در دو حالت با یکدیگر مقایسه شده‌اند. (۱) با احتساب ۵۰ ppm بورون در مثانه. (۲) بدون در نظر گرفت بورون در مثانه، همچنین اختلاف نسبی این دو حالت برحسب درصد نیز بدست آمده است.

جدول ۷-۷. مقادیر آهنگ دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه کالیفرنیم در اندام‌های مختلف با حضور و بدون حضور بورون در تومور مثانه برحسب $\text{cSv}/\mu\text{g.h}$ در این پژوهش.

عضو تحت بررسی	دز معادل کل بدون حضور بورون	دز معادل کل با حضور بورون	اختلاف نسبی بر حسب (%)
رحم	3.04×10^{-1}	3.05×10^{-1}	+۰,۱۷۰
مثانه	8.50×10^{-2}	1.17×10^{-1}	+۳۷,۶۱
محتویات مثانه	6.69×10^{-2}	8.14×10^{-2}	+۲۱,۶۲
روده بزرگ	4.22×10^{-2}	4.21×10^{-2}	-۰,۰۸۳
روده کوچک	4.47×10^{-2}	4.46×10^{-2}	-۰,۰۴۵
کلیه‌ها	5.82×10^{-3}	5.87×10^{-3}	+۰,۷۷۱
تخمدان‌ها	1.48×10^{-1}	1.47×10^{-1}	-۰,۴۳۲
لگن	7.13×10^{-2}	7.12×10^{-2}	-۰,۰۰۵

با توجه به جدول ۷-۷، اختلاف نسبی آهنگ دز معادل کل با حضور بورون در مثانه نسبت به عدم حضور آن، برای عضو مثانه و محتویات آن به ترتیب تقریباً ۳۸٪ و ۲۲٪ می‌باشد. بنابراین در تومور پیشرفته دهانه گردنه رحم که علاوه بر کل رحم اندام‌های مجاور آن را نیز درگیر می‌کند جهت درمان توموری مانند مثانه، حضور بورون در افزایش آهنگ دز جذبی نوترون‌ها و به تبع آن در افزایش آهنگ دز معادل کل می‌تواند مفید باشد و در نتیجه، با اضافه نمودن بورون در مثانه می‌توان به آهنگ دز بالاتری دست یافت.

به طور کلی در این مطالعه نشان داده شد که با قرار دادن چشمه در یک مکان ثابت بدون جا به جایی آن، آهنگ دز معادل نوترون در مثانه به دلیل فاصله بیشتر این عضو با چشمه با حضور بورون نسبت به عدم حضور بورون افزایش قابل توجهی دارد. برای تومور ناشی از دهانه گردنه رحم به دلیل فاصله کمتر آن تا چشمه آهنگ دز نوترون تغییرات اندکی با حضور بورون در تومور نسبت به عدم حضور بورون در تومور نشان داد. بنابراین استفاده از بورون جهت افزایش آهنگ دز جذبی نوترون در ناحیه مد نظر به فاصله چشمه تا محل اندازه‌گیری دز بستگی دارد تا بتوان در این راستا به نتیجه مطلوب دست یافت.

۷-۶ نتیجه‌گیری

محاسبات دزیمتری پرتوهای خروجی از چشمه براکی‌تراپی ^{252}Cf در تومور ناشی از مرحله دوم از مراحل پیشرفت سرطان دهانه گردنه رحم و اندام‌های مجاور که در آن چشمه در مرکز توموری به قطر ۵ cm در زیر رحم قرار دارد بدست آمد. نتایج محاسبات دز معادل کل در این حالت نشان می‌دهد که با در نظر گرفتن ۱۰۰٪ دز رسیده به تومور میزان دز رسیده به عضو رحم نسبت به تومور که در نزدیکترین فاصله از آن قرار دارد حداکثر ۵٪ است. دز رسیده به سایر اندام‌ها نسبت به تومور که در فواصل بیشتری از آن قرار دارند کاهش می‌یابد و کمترین مقدار آن برای کلیه‌هاست که به ۰,۰۹٪ می‌رسد. دز معادل

کل در تومور با استفاده از چشمه گسیلنده گاما ایریدیم نیز برای تومور مرحله دوم از مراحل پیشرفت بیماری بدست آمد (قطر تومور ۵ cm در زیر رحم قرار دارد). با مقایسه نتایج دز معادل کل با استفاده از چشمه‌های کالیفرنیم (گسیلنده نوترون، گاما و بتا) و ایریدیم (گسیلنده گاما) مشاهده شد که، دز معادل در تومور با چشمه کالیفرنیم $\% ۱۲۰$ بیشتر از چشمه ایریدیم است و برای عضو رحم که در نزدیکی تومور قرار دارد این نسبت به $\% ۱۰۲$ می‌رسد. و برای کلیه‌ها که در فواصل دورتری از چشمه قرار دارند $\% ۳۴$ است. به عبارتی دز معادل کل ناشی از پرتوهای خروجی از چشمه کالیفرنیم در تومور و سایر اندام‌ها بیشتر از دز معادل حاصل از چشمه ایریدیم است. از این رو در درمان تومورهای پیشرفته که نیازمند دز بالاتری می‌باشد با استفاده از چشمه کالیفرنیم می‌توان به نتایج مطلوب‌تری دست یافت. جهت افزایش دز جذبی نوترون‌ها در ناحیه توموری (چشمه در مرکز توموری به قطر ۵ cm در زیر رحم قرار دارد) از بورون با غلظت ۵۰ ppm استفاده شد. نتایج اختلاف نسبی دز معادل کل در این حالت نسبت به حالتی که از بورون در تومور استفاده نشد تنها حدوداً $\% ۵$ بدست آمد. به عبارتی برای نشان دادن تأثیرات بیشتر حضور بورون در تومور، نوترون‌ها می‌بایست مسافت طولانی‌تری را طی نمایند تا ضمن افزایش تعداد نوترون‌های حرارتی با تعداد بیشتری از هسته‌های بورون در محیط اندرکنش کرده و در نهایت سبب افزایش دز در آن ناحیه شوند. جهت بررسی‌های بیشتر در این خصوص مرحله چهارم از مراحل پیشرفت این بیماری مورد بررسی قرار گرفت که در آن تومور ناشی از دهانه گردنه رحم علاوه بر آسیب به کل بافت رحم تعدادی از اندام‌های مجاور آن را نیز درگیر می‌کند. در چنین حالتی عضو درگیر را مثانه انتخاب نموده و با قرار دادن چشمه در همان مکان قبل (زیر رحم) دز معادل کل با حضور و عدم حضور بورون در مثانه برای تومور و سایر اندام‌ها محاسبه شد. اختلاف نسبی استفاده از این دو حالت برای عضو مثانه و محتویات آن به ترتیب تقریباً $\% ۳۸$ و $\% ۲۲$ به دست آمد. بنابراین با توجه به نتایج بدست آمده مشاهد شد که، با استفاده از ذرات بورون برای افزایش دز جذبی نوترون‌ها، جهت کنترل بیماری برای تومورهای پیشرفته می‌توان به نتایج مطلوبی دست یافت.

نتائج

پژوهش صورت گرفته مربوط به حوزه پزشکی هسته‌ای و کاربرد پرتوها در زمینه درمان تومورهای سرطانی می‌باشد. سرطان دهانه گردنه رحم یکی از انواع سرطان‌هایست که معمولاً در مراحل پیشرفته این بیماری تشخیص داده می‌شود. لذا، کنترل توده‌های حجیم بدخیم در این مرحله و یا حتی درمان آن‌ها از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. استفاده از چشمه‌های رادیواکتیو نوترونی به دلیل انتقال انرژی بالا توسط ذرات باردار تولیدی در طی اندرکنش‌های نوترون با عناصر بافت، گزینه‌ای مناسب در این خصوص می‌تواند باشد. از این رو در این پژوهش چشمه نوترونی ^{252}Cf جهت براکی‌تراپی سرطان دهانه گردنه رحم مورد مطالعه قرار گرفت. از آنجا که این چشمه می‌بایست در بدن و در محل تومور مورد نظر قرار گیرد شناخت هر یک از پرتوهای گسیلی از این چشمه و چگونگی اندرکنش آن‌ها با عناصر بافت بدن لازم و ضروری است. از این رو قبل از قرار گیری چشمه در داخل بدن به بررسی‌هایی با دقت در این خصوص صورت گرفت. تمام مراحل انجام شده در این پژوهش با استفاده از شبیه‌سازی با کد مونت کارلو MCNPX با چند سیستم کامپیوتری و سرورهای بیمارستانی HP G8 و HP G9 به طور مداوم انجام شد. در مجموع ۹۳۷ برنامه در این مطالعه اجرا شد که از این تعداد ۸ برنامه برای ترابرد ذرات بتا به مدت زمان ۴۵۳ روز صورت گرفت. مدت اجرای پرتوهای گاما به تعداد ۳۴۹ برنامه حدود ۹۶۱ روز و برای نوترون‌ها به تعداد ۵۸۰ برنامه حدود ۳۴۲ روز طول کشید. ماحصل نتایج بدست آمده در این پژوهش در کل بدین صورت است:

۱. پرتوهای گسیل شده از چشمه ^{252}Cf که در دزیمتری اطراف چشمه نقش دارند شامل: نوترون‌ها، گاماها و ذرات بتا است. قبل از پرداختن به این چشمه آمیخته با پرتوهای مختلف جهت دریافت درک درستی در مسیر انجام این پژوهش و پی بردن به میزان اثرات پرتوهای گاما در محیط‌های مختلف در ابتدا چشمه گسیلنده گاما ^{103}Pd که محدوده انرژی گاماها در آن نسبتاً پائین است مورد بررسی قرار گرفت. پارامترهای توزیع دز این چشمه که شامل تابع دز شعاعی و تابع ناهمسانگردی است طبق پروتکل TG-43U1 در آب و بافت‌های ماهیچه و چربی بدست آمد. نتایج نشان دادند که، بیشترین میزان اختلاف نسبی مقادیر

تابع دز شعاعی در بافت‌های چربی و ماهیچه نسبت به آب به ترتیب تقریباً ۱۶٪ و ۱۶۷٪ است. همچنین بیشترین میزان اختلاف نسبی در استفاده از بافت‌های ماهیچه و چربی به دلیل متفاوت بودن ضخامت‌های عرضی و طولی چشمه و تفاوت در درصد وزنی عناصر بافت‌های مختلف و آب در زوایای پائین‌تر از 20° مشاهده شد.

۲. در گام اول جهت مطالعه چشمه کالیفرنیم با بررسی‌های صورت گرفته طیف نوترونی به صورت تابع ماکسول برای نوترون‌های گسیلی از چشمه انتخاب شد.

۳. پارامترهای دزیمتری نوترون چشمه کالیفرنیم براساس پروتکل ارائه شده توسط انجمن فیزیک پزشکی آمریکا قبل از کاربرد کلینیکی چشمه در محیط آب بدست آمد و تابع ناهمسانگردی تقریباً بدون ناهمسانگردی قابل توجهی برای این چشمه، می‌توان واحد در نظر گرفت.

۴. با انتخاب طیف گاما مناسب که محدوده انرژی‌های پائین گاما را نیز شامل می‌باشد دز گاما اولیه در فواصل مختلف از چشمه محاسبه شد. دز گاما ثانویه نیز در فواصل مختلف از چشمه در محیط آب محاسبه گردید و در نهایت دز گاما کل از مجموع دز گاما اولیه و ثانویه بدست آمد.

۵. به طور معمول ذرات بتا به دلیل کوتاه برد بودن در همان حفاظ چشمه‌های براکی‌تراپی متوقف می‌شوند. در این مطالعه نشان داده شد که، تعدادی از این ذرات بتا می‌توانند به دلیل نازک بودن دیواره کپسول چشمه از آن فرار کنند و یا با احتمالی در طی عبور از دیواره تولید پرتوهای ایکس کم انرژی کنند. آهنگ دز جذبی این مولفه‌ها در فواصل مختلف در اطراف چشمه بدست آمد.

۶. در کاربردهای کلینیکی آنچه که اهمیت دارد دز بیولوژیکی پرتوهاست زیرا، هر مولفه دز آثار متفاوتی در مواجهه با بافت بدن می‌تواند داشته باشد. از این رو با محاسبه آهنگ دز معادل هر یک از مولفه‌های دز، آهنگ دز معادل کل بدست آمد.

۷. اختلاف نسبی احتساب دز ناشی از پرتوهای ایکس ترمزی و ذرات بتا در دز معادل کل نسبت به نادیده گرفتن این پرتوها در فاصله ۰,۵۰ cm از چشمه ۱۹٪ و در فواصل ۰,۷۵ cm و ۱,۰۰ cm از چشمه به ترتیب بیش از ۱۴٪ و ۹٪ می باشد. با افزایش فاصله از چشمه تأثیر این پرتوها در دز معادل کل کم شده به طوری که در فاصله ۲,۵ cm مقادیر آن به کمتر از ۰,۵٪ می رسد.

۸. اثر غلظت های مختلف هسته های بورون و گادولینیم (۱۰ تا ۲۰۰ ppm) بر آهنگ دز جذبی نوترون ها در فواصل مختلف از چشمه در محیط آب مورد بررسی قرار گرفت. نتایج نشان دادند که، با افزایش غلظت بورون و گادولینیم دز جذبی نوترون ها افزایش پیدا می کند و میزان تأثیر بورون و گادولینیم بر دز جذبی نوترون ها به فاصله اندازه گیری دز از چشمه بستگی دارد.

۹. بررسی اثر غلظت های مختلف هسته های بورون و گادولینیم بر شار نوترون ها نشان داد که، شار نوترون ها با افزایش غلظت های مختلف بورون و گادولینیم در ناحیه حرارتی کاهش پیدا می کند زیرا، با افزایش غلظت بورون و گادولینیم جذب نوترون ها در این ناحیه بیشتر شده و این امر موجب کاهش شار خروجی نوترون ها در ناحیه حرارتی می شود.

۱۰. افزایش دز نوترون با استفاده از ذرات بورون با غلظت ۱۰۰ ppm برای دو مدل مختلف از چشمه کالیفرنیم (مدل های Isorton و AT) در محیط آب نتایج تقریباً یکسانی بدست آمد و از این رو با توجه به شرایط تومور و روش درمانی می توان از هر کدام از این مدل ها استفاده نمود.

۱۱. مقایسه دز جذبی نوترون ها با وجود غلظت های مختلف بورون و گادولینیم در آب نشان داد که، دز جذبی نوترون در حضور گادولینیم بیشتر از ذرات بورون می باشد. علت این امر به دلیل بالاتر بودن سطح مقطع گیراندازی نوترون حرارتی گادولینیم نسبت به بورون است.

۱۲. مقایسه آهنگ دز معادل کل با حضور بورون و گادلینیم نشان داد که، به دلیل مولفه

بیولوژیکی بورون، آهنگ دز معادل کل با حضور بورون بیشتر از گادلینیم است.

۱۳. محاسبات آهنگ دز معادل کل با حضور ذرات و نانوذرات بورون و گادلینیم در تومور نشان

داد که، آهنگ دز معادل کل با وجود نانوذرات بورون و گادلینیم در تومور نسبت به حالتی

که از ذرات بورون و گادلینیم استفاده گردد تغییر خاصی بر افزایش آهنگ دز معادل کل

نمی‌گذارد.

۱۴. اختلاف نسبی آهنگ دز معادل کل با حضور ۵۰ ppm بورون در تومور نسبت به عدم حضور

آن در تومور با افزایش فاصله از چشمه افزایش پیدا می‌کند به طوری که از ۲۴٪ در فاصله

۵,۱ cm به تقریباً ۳۱٪ در فاصله ۵,۹ cm می‌رسد.

۱۵. با بررسی‌های صورت گرفته در مورد افزایش دز نوترون با استفاده از هسته‌های بورون و

گادلینیم به طور کلی استفاده از بورون گزینه مناسب‌تری جهت اهداف کلینیکی نسبت به

گادلینیم است زیرا، (۱) در طی گیراندازی نوترون حرارتی توسط بورون پرتوهای گاما

ناخواسته تولید نمی‌شوند. (۲) در طی فرآیند گیراندازی نوترون حرارتی توسط بورون ذرات

بارداری تولید می‌شوند که انرژی‌شان در همان ابعاد سلولی ذخیره می‌گردد و مولفه

بیولوژیکی بورون در این حالت ۳,۸ است.

۱۶. غلظت‌های متفاوت ذرات طلا جهت افزایش دز جذبی گاماها در چشمه مورد بررسی قرار

گرفت. نتایج اختلاف نسبی دز گاما اولیه با حضور بیشترین میزان غلظت در نظر گرفته طلا

۳۰ mg/g در بافت نرم نسبت به عدم حضور طلا در بافت نرم در این حالت تنها ۱۴٪ است.

۱۷. آهنگ دز جذبی گاما ثانویه با افزایش غلظت طلا افزایش پیدا می‌کند زیرا، انرژی این گاماها

۲,۲ MeV است و علاوه بر پراکندگی کامپتون پدیده تولید زوج نیز در سازوکار این گاماها

نقش دارد.

۱۸. بیشترین میزان اختلاف نسبی آهنگ دز گاما کل حاصل از چشمه براکی‌ترایی کالیفرنیم، با

حضور ۳۰ mg/g طلا در بافت نرم نسبت به عدم حضور طلا در بافت نرم ۲۷٪ بدست آمد.

۱۹. دز گاما چشمه ایریدیم نیز با حضور غلظت‌های مختلف طلا در بافت نرم در فواصل مختلف

از چشمه مورد بررسی قرار گرفت. نتایج نشان دادند که، میزان تأثیر طلا بر دز جذبی گاما

در محیط اطراف چشمه با افزایش غلظت طلا در بافت نرم افزایش پیدا می‌کند به طوری

که در غلظت ۳۰ mg/g این اختلاف نسبی به حدود ۴۰٪ می‌رسد.

۲۰. دز جذبی گاما اولیه و ثانویه چشمه کالیفرنیم با حضور ۳۰ mg/g نانوذرات طلا در تومور

محاسبه شد. در نمودارهای اختلاف نسبی با حضور طلا در تومور نسبت به عدم حضور طلا

در تومور افت و خیزهایی مشاهده شد زیرا، در طی اندرکنش پرتوهای گاما با محیط حاوی

نانوذرات طلا با توجه به محدوده انرژی پرتوهای گاما بیشتر در معرض پراکندگی قرار می‌-

گیرند و ممکن است در یک تک پراکندگی انرژی خود را ثبت کنند و یا بر اثر پراکندگی‌های

چند گانه انرژی خود را به جا بگذارند.

۲۱. آهنگ دز گاما چشمه ایریدیم با حضور ۳۰ mg/g نانوذرات طلا در تومور بدست آمد و با

آهنگ دز گاما کل چشمه کالیفرنیم مقایسه شد. در ناحیه توموری با حضور نانوذرات طلا به

دلیل محدوده پائین‌تر انرژی پرتوهای چشمه ایریدیم نسبت به کالیفرنیم دز گاما افزایش

پیدا کرد. در خارج از ناحیه توموری دز گاما چشمه ایریدیم با حضور طلا در تومور نسبت به

عدم حضور طلا در تومور روند کاهشی دارد. بنابراین در به کارگیری از نانوذرات طلا در

تومور با استفاده از چشمه ایریدیم به نتایج مطلوب‌تری می‌توان دست یافت.

۲۲. آهنگ دز معادل کل پرتوهای خروجی از چشمه در تومور ناشی از مرحله دوم پیشرفت

سرطان دهانه گردنه رحم و اندام‌های رحم، مثانه، روده بزرگ، روده کوچک، کلیه‌ها،

تخمندان‌ها و لگن محاسبه شد.

۲۳. آهنگ دز معادل گاماهاى خروجى از چشمه ايريديم در تومور ناشى از مرحله دوم پيشرفت سرطان دهانه گردنه رحم و اندامهاى رحم، مثانه، روده بزرگ، روده كوچك، كلييه‌ها، تخمدان‌ها و لگن بدست آمد و با مقادير دز معادل كل پرتوهاى چشمه كاليفرنيم مقايسه شد. نتايج نشان دادن كه، دز معادل كل ناشى از پرتوهاى خروجى از چشمه كاليفرنيم در تومور و ساير اندام‌ها بيشتر از دز معادل كل حاصل از چشمه گسيلنده گاما ايريديم است. از اين رو در درمان تومورهاى پيشرفته كه نيازمند دز بالاترى مى‌باشد با استفاده از چشمه كاليفرنيم مى‌توان به نتايج مطلوب‌ترى دست يافت.

۲۴. جهت افزايش دز ناشى از نوترون‌ها در تومور ناشى از دهانه گردنه رحم، ۵۰ ppm بورون در تومور توزيع شد و آهنگ دز معادل كل در اين حالت نسبت به حالتى كه بورون در تومور نباشد مقايسه شد. نتايج نشان دادند كه، اضافه نمودن بورون در تومور تأثير چندانى بر جهت افزايش دز جذبى نوترون‌ها در تومور و كم نمودن آثار آن‌ها در اندامهاى سالم اطراف آن ندارد و ميزان اختلاف نسبى در چنين حالتى تنها حدود ۵٪ است.

۲۵. مرحله چهارم از مراحل پيشرفت سرطان دهانه گردنه رحم كه علاوه بر رحم تعدادى از اندامهاى مجاور آن را نيز درگير مى‌كند در نظر گرفته شد و در اين حالت براى تومور مثانه كه در فاصله بيشترى نسبت به چشمه قرار دارد آهنگ دز معادل هر يك از پرتوها به همراه آهنگ دز معادل كل در دو حالت (۱) با حضور ۵۰ ppm بورون در مثانه و (۲) بدون حضور بورون در مثانه بدست آمد. اختلاف نسبى استفاده از بورون نسبت به عدم حضور آن براى مثانه و محتويات آن به ترتيب تقريباً ۳۸٪ و ۲۲٪ بدست آمد.

پیشنهادات:

۱. جهت افزایش آهنگ دز جذبی گاما در ناحیه توموری با حضور ذرات و نانوذرات طلا برای چشمه‌های کالیفرنیم و ایریدیم نشان داده شده بود که میزان افزایش دز به محدوده انرژی‌های چشمه بستگی دارد. در ادامه می‌توان از چشمه ^{102}Pd که چشمه گاما کم انرژی می‌باشد نیز استفاده نمود و مقدار دز در ناحیه توموری با حضور ذرات و نانوذرات طلا را بدست آورد و با مقایسه سه چشمه کالیفرنیم، ایریدیم و پالادیم به یک طرح کلی در استفاده از ذرات و نانوذرات طلا جهت افزایش دز گاما در ناحیه توموری دست یافت.
۲. میزان دز رسیده به تومور و سایر اندام‌ها را می‌توان براساس مراحل مختلف پیشرفت بیماری با استفاده از چشمه‌های پالادیم، ایریدیم و کالیفرنیم مورد بررسی قرار داد و با مقایسه آن‌ها با یکدیگر چشمه مناسب جهت درمان در هر مرحله را به درستی تعیین کرد.
۳. نانوذرات با قطرهای مختلف را می‌توان جهت افزایش دز مورد بررسی قرار داد تا چگونگی تغییرات دز در اثر ابعاد مختلف ارزیابی شود.
۴. علاوه بر اثر همگنی که در این مطالعه صورت گرفت اثر ناهمگنی توزیع ذرات و نانوذرات در تومور را نیز می‌توان مورد بررسی قرار داد و میزان دز جذبی در این خصوص و بافت‌های سالم اطراف تومور را بدست آورد.
۵. بررسی اثر ذرات و نانوذرات در این مطالعه در بافت نرم و محیط آب صورت گرفت. جهت بررسی‌های بیشتر در خصوص افزایش دز جذبی نوترون‌ها و گاماها با استفاده از ذرات و نانوذرات می‌توان اثر ناهمگنی بافت‌های مختلف (چربی، ماهیچه و استخوان) بر توزیع دز را نیز مورد بررسی قرار داد تا میزان تأثیر استفاده از فاکتورهای افزایش دز نوترون و گاما در بافت‌های مختلف مشخص گردد.

مراجع

- [۱] سمبر ه. (۱۳۷۱) "آشنایی با فیزیک بهداشت / از دیدگاه پرتوشناسی" ابوکاظمی م. ا، سپهری ه و بینش ع، چاپ اول، مرکز نشر دانشگاهی، تهران، ص ۱۳۳-۱۹۰.
- [۲] Knoll G. F. (2000) "*Radiation Detection and Measurement*" Third Edition, John Wiley & Sons, Inc., New York.
- [۳] Leroy C and Rancoita P. G. (2009) "*Principles of Radiation Interaction in Matter and Detection*" Second Edition, World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., Singapore.
- [۴] Usenko S, Schwickert D, Przystawik A, Baev K, Baev I, Braune M and et al., (2020) "Auger electron wave packet interferometry on extreme timescales with coherent soft x-rays" *J. Phys. B: At. Mol. Opt. Phys.*, 53, pp 1-7.
- [۵] سولفاندیس ن. (۱۳۷۰) "اندازه گیری و آشکارسازی تابش های هسته ای" کوهی ر و هادی زاده م، چاپ اول، انتشارات سیمین، ص ۲۱۰-۲۲۰.
- [۶] Evans R. D. (1955) "*The Atom Nucleus*" McGraw-Hill. Inc., India.
- [۷] Podgorsak E. B. (2005) "*Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*" International Atomic Energy Agency, Austria, pp 32-34.
- [۸] Wong S. M. S. (2004) "*Introductory Nuclear Physics*" Second Edition, Wiley-VCH Verlag Gmbl I & Co. KGaA., Weinheim, Germany.
- [۹] کرین ک. (۱۳۸۸) "آشنایی با فیزیک هسته ای" جلد دوم، میرفخرایی ن و مدرس م، مرکز نشر دانشگاهی، تهران.
- [۱۰] Bodansky D. (2005) "*Nuclear Energy*" Second Edition, Springer-Verlag, New York, pp 123-124.
- [۱۱] Available at: <https://www-nds.iaea.org>.
- [۱۲] Matsubayashi N, Tanaka H, Takata T, Okazaki K, Sakurai Y, Suzuki M. (2021) "Development of real-time neutron detectors with different sensitivities to thermal, epithermal, and fast neutrons in BNCT" *Radiation Measurements*, 140, pp 1-7.
- [۱۳] Sakurai Y. (2005) "Depth-Dose-Distribution Control for Incident Beam Directionality and Irradiation Field Size in Boron Neutron Capture Therapy" *Journal of Nuclear Science and Technology*, 42, 1, pp 1-7.
- [۱۴] Rosidah S, Sardjono Y, Sumardi Y., (2017) "Dose Analyze of Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) at Skin Cancer Melanoma using MCNPX with Neutron Source from Thermal Column of Kartini Reactor" *Indonesian Journal of Physics and Nuclear Applications*, 2, 3, pp 111-123.
- [۱۵] Ali F, Atanackovic J, Boyer C, Festarini A, Kildea J, Paterson L. C and et al., (2018) "Dosimetric and microdosimetric analyses for blood exposed to reactor-derived thermal neutrons" *J. Radiol. Prot.*, 38, PP 1037–1052.

- [۱۶] Herve M, Sauzet N, Santos D. (2021) "On the Epithermal Neutron Energy Limit for Accelerator-Based Boron Neutron Capture Therapy (AB-BNCT): Study and Impact of New Energy Limits" *Journal of Medical Physics*, pp 1-16.
- [۱۷] Poston J. W. (1971), PhD. thesis, "Neutron Depth Dose Distributions in Heterogeneous Phantoms" The Faculty of the Division of Graduate Studies and Research, Georgia Institute of Technology.
- [۱۸] Khan S, Nakhabov A. (2020) "*Nuclear Reactor Technology Development and Utilization*" Woodhead Publishing of Elsevier.
- [۱۹] Soderberg J. (2007), Linkoping Studies in Health Sciences. thesis, "Dosimetry and radiation quality in fastneutron radiation therapy" Faculty of Health Sciences, Linkoping University, Sweden.
- [۲۰] Podgorsak E. B. (2014) "*Compendium to Radiation Physics for Medical Physicists*" springer-Verlag Berlin Heidelberg, pp 587.
- [۲۱] Chiesa D. (2013), PhD. thesis, "Development and Experimental Validation of a Monte Carlo Simulation Model for the TRIGA Mark II Reactor" Dipartimento di Fisica G, Occhialini, pp 7-9.
- [۲۲] Frank A. I, Geltenbort P, Kulin G. V, Strepetov A. N. (2006) "Experimental Verification of the $1/V$ Law for the Absorption Cross Section of Ultracold Neutrons in Natural Gadolinium" *Jetp Letters*, 84, 3, pp 105-109.
- [۲۳] Reuss P. (2008) "*Neutron Physics*" EDP Sciences, France. pp 26-28.
- [۲۴] Lamarsh J. R, Baratta A. J. (2001) "*Introduction Nuclear areactor Theory*" Third Edition, Prentice Hall, New Jersey, PP 52-110.
- [۲۵] Lee J. C. (2020) "*Nuclear Reactor Physics and Engineering*" First, John Wiley & Sons. Inc., the United States of America, pp 27-74.
- [۲۶] Armstrong Ch. R, Brant H. A, Nuessle P. R, Hall G, Cadieux J. R. (2016) "Anthropogenic plutonium-244 in the environment: Insights into plutonium's longest-lived isotope" *Scientific Reports*, 6, pp 1-6.
- [۲۷] Li K. (2008), PhD. thesis, "Study of Spontaneous Fission of ^{252}Cf : Structure of Neutron-Rich Nuclei, Gamma-Ray Angular Correlation and G-Factor Measurements" the Faculty of the Graduate School of Vanderbilt University, pp 1-6.
- [۲۸] Jevremovic T. (2009) "*Nuclear Principles in Engineering*" Second Edition, Springer, pp 366.
- [۲۹] کرین ک. (۱۳۷۱) "*آشنایی با فیزیک هسته‌ای*" جلد اول، ابوکاظمی ا و رهبر م، مرکز نشر دانشگاهی، تهران، ص ۳۴۸-۳۵۰.
- [۳۰] گرینینگ ج. ر. (۱۳۸۲) "*مبانی دزیمتری پرتوها*" اربابی ع، مرکز انتشارات علمی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ص ۷۵-۹۴.
- [۳۱] Caswell R. S, Conyne J. J, Randolph M. L. (1981) "Kerma Factors of Elements and Compounds for Neutron Energies Below 30 MeV" *J. Appl. Radiat. Isot.*, 33, pp 1227 - 1262.

- [۳۲] Chadwick M. B, Barschall H. H, Caswell R. C, DeLuca P. M, Hale G. M, Jones D. T. L and et al., (1999) "A consistent set of neutron kerma coefficients from thermal to 150 MeV for biologically important materials" *Med. Phys*, 26, 6, pp 974-991.
- [۳۳] Available at: <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/cover.html>.
- [۳۴] Sadeghi M, Saidi P, Tenreiro C. (2011), Dosimetric Characteristics of the Brachytherapy Sources Based on Monte Carlo Method, pp 155-176, "*Applications of Monte Carlo Methods in Biology, Medicine and Other Fields of Science*" Mode Ch. J. InTech Open.
- [۳۵] Venselaar J. L. M, Baltas D, Meigooni A. S, Hoskin P. J. (2013) "*Comprehensive Brachytherapy Physical and Clinical Aspects*" First Edition, CRC Press.
- [۳۶] Khan F. M and Gibbons J. B. (2014) "*Khan's The Physics of Radiation Therapy*" Five Edition, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- [۳۷] Prada P. J. (2016) "High-dose-rate interstitial brachytherapy as monotherapy in one fraction for the treatment of favorable stage prostate cancer: Toxicity and long-term biochemical results" *Radiotherapy and Oncology*, 119, pp 411–416.
- [۳۸] Patel R, Bhatnagar A, Werschler Ph, Ceilley R. (2015) "*HDR Electronic Brachytherapy A Non-Surgical Treatment Alternative for Non-Melanomatous Skin Cancer*" Xofigo, a subsidiary of iCAD. Inc., pp 1-9.
- [۳۹] Lemoigne Y, Caner A. (2007) "*Radiotherapy and Brachytherapy*" Springer, The Netherlands, pp 189.
- [۴۰] Available at: <https://www.ir-med.com/3345>.
- [۴۱] Merrick G. S, Waterman F. M, Valicenti R. K, Gomella L. G. (2005) "*Basic and Advanced Techniques in Prostate Brachytherapy*" First Edition, the Taylor & Francis Group plc.
- [۴۲] Shani G, Liubimov L, Ayoub A, Broisman A, Levinger I. (2008) "Radiation Dosimetry in Brachytherapy, Introducing A Spherical Diode Dosimeter" *Journal of Nuclear Science and Technology*, 5, pp. 20–23.
- [۴۳] Available at:
<https://humanhealth.iaea.org/HHW/MedicalPhysics/Radiotherapy/Dosimetry/Brachytherapy/index.html>
- [۴۴] Rivard M. J, Coursey B. M, Dewerd L. A, Hanson W.F, Huq M. S, Ibbott G. S and et al., (2004) "Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM Protocol for Brachytherapy Dose Calculations" *Med. Phys*, 31, 3, pp 633-674.
- [۴۵] Shahrabi M, Tavakoli-Anbaran H, (2015) "Calculating dosimetry parameters in brachytherapy using the continuous beta spectrum of Sm-153 in the Monte Carlo simulation approach" *Eur. Phys. J. Plus*, 130, 35, pp 1-8.
- [۴۶] Nath R, Anderson L. L, Luxton G, Weaver K. A, Williamson J. F, Meigooni A. S. (1995) "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.43" *Medical Physics*, 22, 2, pp 209-234.
- [۴۷] Rivard M. J, Coursey B. M, Dewerd L. A, Hanson W.F, Huq M. S, Ibbott G. S and

- et al., (2007) "Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group No. 43 Report" *Med. Phys.*, 34, 6, pp 2187-2205
- [٤٨] Smith B. R, Larry A. Dewerd L. A, Culberson W. S. (2020) "On the stability of well-type ionization chamber source strength calibration coefficients" *Med. Phys.*, 47, 9. pp 4491-4501.
- [٤٩] Campos L. T, Magalhaes G. L. A, Almeida V. C. E. (2018) "Determination of a beam quality conversion factor from ^{60}Co to ^{192}Ir " *Journal of Radiation Research and Applied Sciences*, 11, pp 249-254.
- [٥٠] Ait-Mlouk L, Khalis M, Ouab H, Asnaoui H, Elboukhari S. (2021) "Monte Carlo Dose Calculation around the Iseeds® I25.S06 Brachytherapy Source in Water and in Different Media Using Gate 8.2" *Annals of R.S.C.B.*, 25, 6, pp 12715 – 12725.
- [٥١] Zaker N, Zehtabian M, Sina S, Koontz C, Meigooni A. S. (2016) "Comparison of TG-43 dosimetric parameters of brachytherapy sources obtained by three different versions of MCNP codes" *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 17, 2, pp 379-390.
- [٥٢] Karelín Y. A. (1997) "Californium-252 Neutron Sources" *Appl. Radiat. Isot.*, 48, 10, pp 1563-1566.
- [٥٣] Schlea C. S. and Stoddard D. H. (1965) "Californium isotopes proposed for intracavity and interstitial therapy with neutrons" *Nature*, 206, pp 1058-1059.
- [٥٤] Krishnaswamy V. (1972) "Calculated depth dose tables for californium-252 sources in tissue" *Physics in Medicine and Biology*, 17, 1, pp 56-63.
- [٥٥] Colvett R. D, Rossi H. H, Krishnaswamy V. (1972) "Dose distributions around a californium-252 needle" *Physics in Medicine and Biology*, 17, 3, pp 356-364.
- [٥٦] Wierzbicki J. G, Maruyama Y, Porter A. T. (1994) "Measurement of augmentation of ^{252}Cf implant by ^{10}B and ^{157}Gd neutron capture" *Med. Phys.*, 21, pp 787-790.
- [٥٧] Tacev T, Ptácková B, Strand V. (2003) "Californium-252 versus conventional gamma radiation in the brachytherapy of advanced cervical carcinoma long-term treatment results of a randomized study" *Strahlenther Onkol.* 179, 6, pp 377-384.
- [٥٨] Rivard M. J, Zamenhof R. G. (2004) "Moderated ^{252}Cf neutron energy spectra in brain tissue and calculated boron neutron capture dose" *Appl Radiat Isot*, 61, 5, pp 753-757.
- [٥٩] Paredes L, Azorin J, Balcázar M, Francois J. (2007) "Neutrons absorbed dose rate calculations for interstitial brachytherapy with ^{252}Cf sources" *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 580, 1, pp 582-585.
- [٦٠] Ghassoun J, Chkillou B, Jehouani A. (2009) "Spatial and spectral characteristics of a compact system neutron beam designed for BNCT facility" *Appl Radiat Isot*, 67, 4, pp 560-564.
- [٦١] Al-Saihati I, Naqvi A. A. (2012) "Neutron and gamma ray doses from a ^{252}Cf brachytherapy source in a water phantom" *J Radioanal Nucl Chem*, 296, pp 963-966.
- [٦٢] Ghassoun J. (2013) "Effect of tissue inhomogeneities on dose distributions from Cf-252 brachytherapy source" *Appl Radiat Isot*, 71, 1, pp 1-6.

- [۶۳] گلمکانی ا، گنجی ر، آباد م، رضایی مقدم ه، بخش آبادی م، مهرپویان م و همکاران، (۱۳۹۳) "ارزیابی فاکتور افزایش دز با استفاده از نانوذرات بور و گادولینیم در تومور در پرتو درمانی به روش شکار نوترونی از طریق شبیه سازی مونت کارلو" *مجله دانشگاه علوم پزشکی سبزوار*، ۲۱، ۵، ص ۸۰۸-۸۱۸.
- [۶۴] Khosroabadi M, Farhood B, Ghorbani M, Hamzian N, Rezaei Moghaddam H, Davenport D. (2015) "Tissue composition effect on dose distribution inneutron brachytherapy/neutron capture therapy" *reports of practical oncology and radiotherapy*, 448, pp 1-9.
- [۶۵] Zhou Q, Tang Ch, Zhao K. W, Xiong Y. L, Chen Sh, Xu W. J, Lei X. (2016) "Clinical assessment of ^{252}Cf neutron intracavitary brachytherapy using a two-channel Y applicator combined with external beam radiotherapy for endometrial cancer" *Clinical Science*, 71, 1, pp 10-16.
- [۶۶] Izadi -Vasafi Gh, Firoozabadi M. M, Ghorbani M. (2019) "Detailed analysis of dose difference in using water as tissue-equivalent material in ^{252}Cf brachytherapy" *reports of practical oncology and radiotherapy*, 24, pp 660-666.
- [۶۷] Karimi-Shahri K, Izadi-Vasafi Gh, Firoozabadi M, Ghorbani M. (2021) "Dosimetric effects of composition, location and size of tissue heterogeneities on ^{252}Cf neutron brachytherapy" *Applied Radiation and Isotopes*, 171.
- [۶۸] Wierzbichi J. G, Rivard M. J, Roberts W. (1997) "Physics and Dosimetry of Clinical ^{252}Cf Sources" 25-53, *Californium-252 isotop for 21st century radiotherapy*, Wierzbichi J. G, Kluwer Academic Publishers.
- [۶۹] Kelm R. S, (2009), Master thesis "In water neutron and gamma dose determination for a new Cf-252 brachytherapy source" George W. Woodruff School of Mechanical Engineering, Georgia Institute of Technology.
- [۷۰] Fortune IV E. C, (2010), Master thesis "Gamma and Neutron Dose Profiles near a Cf-252 Brachytherapy Source" Georgia Institute of Technology.
- [۷۱] Fortune IV E. C, Gauld I. C, Wang Ch. (2011) "Gamma Dose Rate near a New ^{252}Cf Brachytherapy Source" *Nuclear Technology*, 175, pp 73-76.
- [۷۲] Yanch J. C and Zamenhof R. G. (1992) "Dosimetry of ^{252}Cf Sources for Neutron Radiotherapy with and without Augmentation by Boron Neutron Capture Therapy" *Radiation Research*, 164, 3, pp 312-318.
- [۷۳] Rivard M. J. (2000) "Neutron dosimetry for a general ^{252}Cf brachytherapy source" *Med. Phys.* 27, pp 2803.
- [۷۴] Available at: <http://www.stillwaterpalladium.com/medicine.htm>.
- [۷۵] Sharma K. P, Singh S, Kapoor A. (2015) "Brachytherapy and external beam radiation thrtapy for prostate cancer" *American Journals of Cancer Science*, 4, 1, pp 1-2.
- [۷۶] Farhood B and Ghorbani M. (2014) "Effect of diameter of nanoparticles and capture cross-section library on macroscopic dose enhancement in boron neutron capture therapy" *Journal of Contemporary Brachytherapy*, 6, 4, pp 377-385.
- [۷۷] Ahmadi O. L, Tavakoli-Anbaran H. (2016) "Comparison and Evaluation of Different Tallies for Absorbed Dose Calculation of Palladium-103 Source Brachytherapy

of MED3633 Model in Water Phantom Using Monte Carlo Method” *The African Review of Physics*, 11, 001, pp 75-79.

[٧٨] Rivard M. J. (2001) “A discretized approach to determining T-43 brachytherapy dosimetry parameters: case study using Monte Carlo calculations for the MED3633 ^{103}Pd source” *Applide Radiation and Isotopes*, 55, pp 775-782.

[٧٩] Azhari H. (2010) “Appendix A: Typical Acoustic Properties of Tissues, in Basics of Biomedical Ultrasound for Engineers” John Wiley & Sons. Hoboken. NJ, USA.

[٨٠] Wolfe R. R, Chinkes D. L. (2005) “*Isotope Tracers in Metabolic Research: Principles and Practice of Kinetic Analysis*” Second Edition, John Wiley & Sons Inc.

[٨١] Los Alamos National Labrotatory, (2000) “oak ridge national laboratory RICC computer code collection MCNP4C” Los Alamos, New Mexico.

[٨٢] Wallace R, Fan J. (1999) “Dosimetric characterization of new design ^{103}Pd brachytherapy source” *Me. Phys*, 26, 11, pp 2456-2470.

[٨٣] Rivard M. J. (2001) “A discretized approach to determining TG-43 brachytherapy dosimetry parameters: case study using Monte Carlo calculations for the MED3633 ^{103}Pd source” *Applied Radiation and Isotopes*, 55, pp 775-782.

[٨٤] Li Z, Palta J. R, Fan J. J. (2000) “Monte Carlo calculations and experimental measurements of dosimetry parameters of a new ^{103}Pd source” *Med Phys*, 27, 5. 110812.

[٨٥] Molavi A. A, Binesh A, Moslehitabar H. (2006) “Dose distribution and dosimetry parameters calculation of MED3633 palladium-103 source in water phantom using MCNP. *Iran J Radiat Res*, 4, 1, pp 15-19.

[٨٦] Kocak M and Ahmadov H. (2017) “Prompt fssion neutron energy spectrum of ^{252}Cf in center of mass and laboratory systems” *Turkish Journal of Physics* 41, pp 55 – 64.

[٨٧] Kocak M, Ahmadov H, Dere G. (2014) “On prompt fission neutron Spectrum in spontaneous fission of ^{252}Cf ” *Annals of Nuclear Energy* 70, pp 82-86.

[٨٨] Verbeke J. M, Hagmann C, Wright D. (2016) “*Simulation of Neutron and Gamma Ray Emission from Fission and Photofission*” Lawrence Livermore National Laboratory.

[٨٩] Rivard M. J, Wierzbicki J. G, Van den Heuvel F, Martin R. C, McMahon R. R, (1999) “Clinical brachytherapy with neutron emitting ^{252}Cf sources and adherence to AAPM TG-43 dosimetry protocol” *Med. Phys*, 26, 1. pp 87-96.

[٩٠] Yadollahpour A, Zabihzadeh M, Ahmadabad F. (2013) “Calculation of Dose Distribution around a Clinical ^{252}Cf Source for Neutron Therapy Based on AAPM, TG-43 Protocol sources” *Biomedical & Pharmacology Journal*, 6, 2, pp 137-143.

[٩١] Mohamed A. B, Al-Sheikhly M, Livingston R, Saleh H. (2008) “Monte Carlo simulations of a portable prompt gamma system for nondestructive determination of chloride in reinforced concrete” *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B*, 226, pp 3397–3405.

[٩٢] X-5 Monte Carlo Team, (2003) “MCNP — A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5” Los Alamos, New Mexico.

- [٩٣] Radev R and McLean T. (2014) “*Neutron Sources for Standard-Based Testing*” Lawrence Livermore National Laboratory.
- [٩٤] Pelowitz D. B. (2008) “*MCNPX User’s Manual Version 2.6.0*” LA-CP-07-1473.
- [٩٥] Manhart W. (1987), The Neutron Spectrum of Spontaneous Fission of Californium-252, pp 163-183, “*Handbook On Nuclear Activation Data*” International Atomic Energy Agency, IAEA in Austria.
- [٩٦] Al-Saihati I. Medical Physics Project “Neutron and Gamma Ray Dose Calculation from a Cf-252 Brachytherapy Source in a Water Phantom” Physics Department, King Fahd University of Petroleum and Minerals.
- [٩٧] Wang C and Kelm R. (2009) “Determination of Neutron and Gamma Dose Rates in Water Surrounding a New Interstitial ²⁵²Cf Brachytherapy Source” *Trans American Nuclear Society*, 100, pp. 32-33.
- [٩٨] Krishnaswamy V. (1974) “Calculated Depth Dose Tables for Californium-252 Seed Source in Tissue” *Phys. Med. Biol*, 19, pp 886-888.
- [٩٩] Paul King R. P, Scott Anderson R. S, Mills M. D. (2001) “Geometry Function of a Linear Brachytherapy Source” *Med Phys*, 2, 2, pp 69-72.
- [١٠٠] Melhus Ch. S, Rivard M. J, Kirk B. L, Leal L. C. (2005) “Clinical brachytherapy dosimetry parameters and mixed-field dosimetry for a high dose rate ²⁵²Cf brachytherapy source” American Nuclear Society Topical Meeting in Monte Carlo, Chattanooga.
- [١٠١] Briesmeister J. F. (1997) “MCNP-A General Monte Carlo N-Particle Transport Code System, Version 4B” Los Alamos-12625-M.
- [١٠٢] Anderson B. C, Holbert K. E, Bowler H. (2016) “Design, Construction, and Modeling of a ²⁵²Cf Neutron Irradiator” *Science and Technology of Nuclear Installations*, 2016, pp 1-12.
- [١٠٣] Martin R. C. (2000) “*Californium-252 Newsletter*, 4, 1” Oak Ridge National Laboratory.
- [١٠٤] Fortune IV E. C, (2010), Master thesis “Gamma and Neutron Dose Profiles near a Cf-252 Brachytherapy Source” Georgia Institute of Technology.
- [١٠٥] Brandão S. F, Campos T. P. R. (2009) “Dosimetric Analysis of BNCT – Boron Neutron Capture Therapy – Coupled to ²⁵²Cf Brachytherapy” International Nuclear Atlantic Conference, Rio de Janeiro, Brazil.
- [١٠٦] Tabata T, Ito R, Okabe S, (1972) “Generalized semiempirical equations for the extrapolated range of electrons” *Nucl. Instrum. Meth*, 103, 85-91.
- [١٠٧] Qian Sh, Ye L, Tian Y. H, Wang L. G, Huang Z. P, Li F and et al., (2017) “Californium-252 neutron brachytherapy combined with external pelvic radiotherapy plus concurrent chemotherapy for cervical cancer: a retrospective clinical study” *Chin J Cancer*, 36, 24.
- [١٠٨] Hosmane N. S, Maguire J. A, Zhu Y, Takagaki M. (2012) “*Boron and Gadolinium Neutron Capture Therapy for Cancer Treatment*” World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd, Singapore.

- [۱۰۹] Haume K, Rosa S, Grellet S, Śmiałek M. A, Butterworth K. T, Solov'yov A. V and et al. (2016) "Gold nanoparticles for cancer radiotherapy: a review" *Cancer Nano*, 7, 8.
- [۱۱۰] عبدالله زاده م، قاسمی ع، صالحی ر، طاهری م. (۱۳۹۱) "بررسی امکان استفاده از چشمه های نوترونی رادیوایزوتوپی در نوترون درمانی با بور" *مجله علوم پزشکی رازی*، ۹۷، ۱۹، ص ۴۴-۵۱.
- [۱۱۱] Feilzer D.B., (2017), Master. Thesis "Gd-PSMA Neutron Capture Therapy" Delft University of Technology.
- [۱۱۲] Khosroabadi M, Ghorbani M, Rahmani F, Knaup C. (2014) "Neutron capture therapy: a comparison between dose enhancement of various agents, nanoparticles and chemotherapy drugs" *Australas Phys Eng Sci Med*, 37, pp 541-549.
- [۱۱۳] Firoozabadi M. M, Izadi Vasafi Gh, karimi Sh. K, Ghorbani M. (2017) "A Monte Carlo Study on the Effect of Various Neutron Capturers on Dose Distribution in Brachytherapy with ^{252}Cf Source" *J Biomed Phys Eng*, 7, 1, pp 13-20.
- [۱۱۴] Wang Z. (2006), PhD. Thesis, "Design of A Boron Neutron Capture Enhanced Fast Neutron Therapy Assembly" Woodruff School of Mechanical Engineering, Georgia Institute of Technology.
- [۱۱۵] Salt C, Lennox A. J, Takagaki M, Maguire J. A, Hosmane N. S. (2004) "Boron and gadolinium neutron capture therapy" *Russ.Chem.Bull., Int.Ed*, 53, 9, pp 1871-1888.
- [۱۱۶] Barth R. F, Zhang Z, Liu T. (2018) "A realistic appraisal of boron neutron capture therapy as a cancer treatment modality" *Cancer Commun*, 38, 36.
- [۱۱۷] Shih J. A and Brugger R. M. (1992) "Gadolinium as a neutron capture therapy agent" *Med.Phys*, 19, 3, pp 733-744.
- [۱۱۸] Miller G. A, Hertel N. E, Wehring B. W, Horton J. L. (1993) "Gadolinium Neutron Capture Therapy" *Nuclear Technology*, 103, pp 320-331.
- [۱۱۹] Wang C. K. Ch. (2012) "Progress in Californium-252 Neutron Brachytherapy" pp 33-58, *Brachytherapy*, Kishi K, Janeza Trdine, Croatia.
- [۱۲۰] Palmer M. R, Goorley J. T, Kiger W. S, Busse P. M, Riley K. J, Harling O. K, Zamenhof R. G. (2002) "Treatment Planning and Dosimetry for the Harvard-Mit Phase I Clinical Trial of Cranial Neutron Capture Therapy" *J. Radiation Oncology Biol. Phys*, 53, 5, pp 1361-1379.
- [۱۲۱] Vega-Carrillo H. R and Manzanares-Acuña E. (2004) "Calculation of Neutron Kerma in Tissues" Congreso Internacional Conjunto Cancún, Q.R., México.
- [۱۲۲] Attix F. H. (1986) "Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry" WILEY-VCH Verlag GmbH & Co.KGaA. pp 463-467.
- [۱۲۳] Hopewell J. W, Morris G. M, Schwint A, Coderre J. A. (2011) "The radiobiological principles of boron neutron capture therapy: A critical review" *Applied Radiation and Isotopes*, 69, pp 1756-1759.
- [۱۲۴] Takada K, Kumada H, Tomonori I, Terunuma T, Satoshi K. S, Sakurai H and et al. (2015) "Whole-Body Dose Evaluation with an Adaptive Treatment Planing System for Boron Neutron Capture Therapy" *Radiation Protection Dosimetry*, 167, 4, pp 584-590.

- [۱۲۵] Wierzbichi J. G, Rivard M. J, Roberts W. (1997) "Physics and Dosimetry of Clinical ^{252}Cf Sources" 25-53, *Californium-252 isotop for 21st century radiotherapy*, Wierzbichi J.G, Kluwer Academic Publishers.
- [۱۲۶] International Atomic Energy Agency. (2000) "*Handbook on photonuclear data for applications Cross-sections and spectra Final report of Co-ordinated research project*" IAEA, Austria.
- [۱۲۷] Zhang L, Gu F. X, Chan J. M, Wang A. Z, Langer R. S, Farokhzad O. S. (2008) "Nanoparticles in Medicine: Therapeutic Applications and Developments" *Translational Medicine*, 83,5, pp 761-769.
- [۱۲۸] Tachung C. Y and Chiming W. (2005) "Nanomedicine in cancer treatment" *Nanomed*,1, pp 191– 192.
- [۱۲۹] Khosravi H, Mahdavi-Gorabi A, Rahmani F, Ebadi A. (2016) "The Impact of Nano-Sized Gold Particles on the Target Dose Enhancement Based on Photon Beams Using by Monte Carlo Method" *Nanomed Res J*, 1, 2, pp 84-89.
- [۱۳۰] Ghorbani M, Pakravan D, Bakhshabadi M, Meigooni A. S. (2012) "Dose enhancement in brachytherapy in the presence of gold nanoparticles: a Monte Carlo study on the size of gold nanoparticles and method of modelling" *Nukleonika*, 57, 3, pp 401–406.
- [۱۳۱] Availibal at <https://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html>.
- [۱۳۲] Wierzbicki J. G, Maruyama Y, Porter A. T. (1994) "Measurement of augmentation of ^{252}Cf implant by ^{10}B and ^{157}Gd neutron capture" *Med. Phys*, 21, pp 787-790.
- [۱۳۳] Kuncic Z and Lacombe S., (2018) "Nanoparticle radio enhancement: principles, progress and application to cancer treatment" *Phys. Med. Biol*, 63.
- [۱۳۴] Shrestha S, Leon N. C, Andreev O. A, Reshetnyak Y. K, Antosh M. P. (2016) "Gold Nanoparticles for Radiation Enhancement in Vivo" *Jacobs J Radiat Oncol*. 3, 1.
- [۱۳۵] Cho S. H. (2005) "Estimation of tumour dose enhancement due to gold nanoparticles during typical radiation treatments: a preliminary Monte Carlo study" *Phys. Med. Biol*. 50, pp 163-173.
- [۱۳۶] Zabihzadeh M and Arefian S. (2015) "Tumor dose enhancement by nanoparticles during high dose rate ^{192}Ir brachytherapy" *Journal of Cancer Research and Therapeutics*, 11, 4, pp 752-759.
- [۱۳۷] Hwang Ch, Kim J. M, Kim J. H. (2017) "Influence of concentration, nanoparticle size, beam energy, and material on dose enhancement in radiation therapy" *Journal of Radiation Research*, pp. 1–7.
- [۱۳۸] Karaiskos P, Angelopoulos A, Sakelliou L, Sandilos P, Antypas C, Vlachos L, Koutsouveli E. (1998) "Monte Carlo and TLD dosimetry of an ^{192}Ir high dose-rate brachytherapy source" *Med. Phys*, 25 ,10, pp 1975-1984.
- [۱۳۹] Wu C. H, Liao Y. J, Hsueh-Liu Y. W, Hung Y. S. K, Lee M. S, Hsu S. M. (2014) "Dose Distributions of an ^{192}Ir Brachytherapy Source in Different Media" *BioMed Research International*, 2014, pp 1-11.

- [۱۴۰] Korkhov S, Bachelor of Science Thesis “Cervical Brachytherapy with Ytterbium-169” Faculty of Worcester Polytechnic Institute.
- [۱۴۱] Available at <http://www.ncii.ir>
- [۱۴۲] Garza-Salazar J. G, Morales-Vásquez F, Meneses-Garcia A. 2017 “*Cervical Cancer*” Springer International Publishing Switzerland, pp 120-126.
- [۱۴۳] Xu X. G. and Eckerman K. F. (2009) “*Handbook of anatomical models for radiation dosimetry*” Taylor & Francis.

Abstract

The ^{252}Cf source is a spontaneous fission source that emits gamma rays, alpha and beta particles, in addition to neutrons. The main aim of radiotherapy is to eliminate malignant tumors with minimal damage to surrounding healthy tissues. Neutron and gamma rays, due to their high penetration depth in tissue Possibility have to deposit some of their energy around the tumor. To achieve the desired results, to reduce the damage caused by these radiations in healthy tissues and increase the dose in the tumor, ^{10}B and ^{157}Gd nuclei can be used due to the high absorption neutron cross-section and ^{197}Au nanoparticles due to the absorption of gamma rays.

In this study, by using MCNPX.2.6.0 Monte Carlo code dosimetry parameters of the ^{252}Cf source in neutron brachytherapy calculated according to the TG-43U1 protocol. The absorbed dose rate of all effective rays obtained in dosimetry around the source in water media and soft tissue at different distances. Moreover, the possibility was examined the beta particles escape and X-rays produced during the pass of the source capsule. The results showed that the relative difference in the calculation of the dose rate caused by bremsstrahlung x-rays and beta particles in the total equivalent dose versus ignoring these rays, at the 0.50 cm distance of the source % 19 and the 0.75 and 1.00 cm distances is more than % 14 and % 9 respectively. As the distance from the source increases, the effect of these radiations on the total equivalent dose decreases. However, in the 2.50 cm distance, its values are less than 0.5 %. By investigating the effect of different concentrations of ^{10}B and ^{157}Gd particles and nanoparticles to increase the absorption dose of neutrons in equal concentrations of boron and gadolinium observed that, the total equivalent dose rate of boron is more than gadolinium. The relative difference of the total equivalent dose rate with the 50 ppm boron in the tumor versus its absence in the tumor increases with increasing distance from the source. Therefore, from 24 % at the distance of 5.1 cm approximately achieving to 31 % at the distance of 5.9 cm. Furthermore, in the comparisons of the total equivalent dose rate with the presence of particles and nanoparticles of boron and gadolinium in the tumor with each other, no significant change was observed in increasing the total equivalent dose rate.

Also, the effect of different concentrations ^{197}Au particles and nanoparticles was evaluating on the gamma dose absorbed. The relative difference of total gamma dose with the presence

of the 30 mg/g of gold particles in the soft tissue compared to the absence of gold in the soft tissue, in this case, showed approx 27 %. For further research, the gamma emitter source ^{192}Ir was using, in the simulations. Using iridium source, however, the relative difference of gamma dose with the presence of 30 mg/g of the gold particles in the soft tissue as, compared to the absence of gold in the soft tissue, was obtained % 40 approximately. Therefore by comparing the results of the two sources was observed that the rate of increase in gamma dose with the presence of the gold particles and nanoparticles depend on the source energy spectrum and the type of interactions with the matter.

Using the whole-body phantom of the female and considering the different stages of cervix cancer progression, the source was placed at the site of the tumor and the equivalent dose rate of radiations in the other organs was also calculated. To increase the neutrons absorption rate in the tumor caused by the cervix in the second stage of the disease progression stages, 50 ppm boron in the tumor was considering and, in this case, was obtained total the equivalent dose rate. However, the results showed that the addition of boron in the tumor had little effect on increasing the neutrons absorption dose on it and reducing theirs effects on the surrounding healthy organs. The relative difference is only % 5 proximally. Finally, considering the fourth stage of cervical cancer progression, in which the disease affects some adjacent organs in addition to the uterus, for a bladder tumor that is further away from the source, the total dose rate with 50 ppm Boron and the without of boron, was obtained in the bladder. The relative difference between the usage and the absence of boron was obtained for the bladder and its contents about %38 and %22, respectively.

Keywords: ^{252}Cf source, Brachytherapy, Equivalent Dose, Neutron, Gamma, Cervix.



Shahrood University of
Technology

Faculty of Physics and Nuclear Engineering

Department of Nuclear Physics and Engineering

Ph.D. Thesis in Nuclear Physics

The study of nanoparticles effect of ^{10}B , ^{157}Gd , and ^{197}Au , on the dose distribution of organs adjacent cervical cancer, using ^{252}Cf brachytherapy source

By: Ome Leila Ahmadi

Supervisor:
Dr Hossein Tavakoli-Anbaran

October, 2021

