

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای

پایان نامه دوره کارشناسی ارشد در رشته فیزیک هسته‌ای

مطالعه ذرات حاصل از اشعه گامای چشمه ^{192}Ir بر روی تخریب DNA

نگارنده:

نادره نادری

استاد راهنما:

دکتر حسین توکلی عنبران

شهریور ۱۳۹۷

تقدیم بہ:

خدایی کہ آفرید

جهان را، انسان را، عقل را، علم را، معرفت را، عشق را

و تقدیم بہ کسانی کہ سرآغاز تولد من هستند، پدر و مادر عزیزم کہ از آغاز تا ہمیشہ ایام، جرعه نوش جام

مہربانی، ایثار و حمایت های بی دریغشان بودہ ام

و

ہمسر عزیزم کہ در پایان این راہ، حضورش بلج امید و دلگرمی من بود.

تقدیر و تشکر

"پاس خدایی را که اول است بدون آنکه پیش از او اولی باشد، و آخر است بدون آنکه پس از او آخری باشد. خدایی که دیده‌های پسنندگان از دیدنش فرومانده، و اندیشه‌های توصیف‌کنندگان از توصیف عاجز شده‌اند. آفریدگان را به قدرت خود پدید آورده و ایشان را بروقی خواست خود اختراع فرموده است. پس در طریق اراده خود روان ساخته و در پی محبت خود برانگیخته است. در حالی که از حدی که برایشان تعیین نموده قدمی پیش و پس نتواند نهاد."

پس از حمد و شای پروردگار دو عالم بر خود واجب می‌دانم که ابتدا از پدر و مادر خود تشکر و قدردانی کنم که در مسیر زندگانی و کسب علم مرا همواره پشتیبانی کرده‌اند که اگر وجود پر برکت این عزیزان و ایثار و فداکاریشان در زندگانی من نبود قطعا موفق به کسب توفیقات نمی‌شدم. پاس و تشکر می‌کنم، بر بهی، همراهی و همگامی دوست عزیزم خانم نیره درودی که در تمامی محلات، رفیق راه من بود و مراد این راه یاری نمودند. پس از آن با تمام وجود از استاد راهنمای خود، جناب آقای دکتر حسین توکلی ضهران تشکر و قدردانی می‌کنم که مرا مانند فرزند خود در راه کسب علم و دانش پرورش داد، آداب علم آموزی و دانشجویی تعلیم کرد و مسیر درست و همواری در پیش پای من گذاشت. لذا تمامی دست آورده‌های این پیمان نامه بدون راهنمایی‌های استاد گرانقدرم دست یاقینی نبود.

نادره نادری

شهریور ۱۳۹۷

تعهد نامه

اینجانب نادره نادری دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته فیزیک هسته‌ای دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه: مطالعه دز حاصل از اشعه گامای چشمه ^{192}Ir بر روی تخریب DNA تحت راهنمایی دکتر حسین توکلی عنبران متعهد می شوم.

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

تاریخ

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

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

چکیده

در سیستم‌های زنده آسیب بیولوژیک ناشی از تابش در سه سطح مولکولی، سلولی و عضوی اتفاق می‌افتد. تابش پرتو یون‌ساز ساختار مولکولی سلول را تغییر داده و سبب مختل شدن عملکرد آن می‌شود. براکی تراپی توسط چشمه گامای ^{192}Ir یکی از شیوه‌های پرکاربرد پرتو درمانی در سرطان دهانه رحم و پروستات است. به همین دلیل در این پژوهش آسیب‌های وارد شده به مولکول DNA توسط فوتون‌ها و الکترون‌های ثانویه ناشی از این چشمه را در فواصل مختلف بررسی کردیم و سپس آهنگ دز در ابعاد تعریف شده از DNA را به دست آوردیم. همچنین در دزیمتری اصولاً محیط اطراف چشمه آب در نظر گرفته می‌شود، اما برای رسیدن به یک نتیجه مناسب درمان، استفاده از آب برای همه بافت‌های بدن می‌تواند یکی از منابع خطا در رسانیدن دز صحیح به تومور مورد نظر باشد؛ از این رو به مقایسه استفاده از فانتوم بافت نرم (با چگالی $1/04 \text{ g/cm}^3$) و بافت ماهیچه (با چگالی $1/05 \text{ g/cm}^3$) نسبت به فانتوم آب پرداخته‌ایم.

در این کار ما با استفاده از کد MCNPX شار و دز فوتون و الکترون‌های ثانویه ناشی از چشمه فوق را در ابعاد تقریبی از DNA در یک فانتوم آب محاسبه نموده‌ایم و با استفاده از شار الکترون به دست آمده، از طریق کد MCDS به بررسی تابع توزیع احتمال بازده شکستگی‌های تک رشته‌ای و دو رشته‌ای DNA در فواصل مختلف از چشمه پرداخته‌ایم. شبیه‌سازی‌ها نشان داد شار الکترون‌ها در برخی انرژی‌ها دارای قله بوده که با افزایش فاصله از چشمه این قله‌ها به سمت انرژی‌های کمتر شیفت پیدا کرده و همچنین پهنای آن‌ها به دلیل ترکیب قله‌ها و حذف انرژی‌های کمتر افزایش یافته است. آسیب‌های DNA در فواصل مختلف از چشمه متفاوت است و به تعداد الکترون‌های ثانویه رسیده به آن ناحیه و انرژی آن‌ها بستگی دارد، بطوریکه با افزایش فاصله از چشمه مقادیر تابع توزیع احتمال شکستگی‌های تک رشته‌ای و دو رشته‌ای DNA کاهش می‌یابد. همچنین مشاهده شد این مقادیر در تمامی فواصل از چشمه دارای قله‌اند. بطوریکه بیشینه احتمال شکستگی تک رشته‌ای در فواصل $0/04$ ، $0/1$ ، 1 و $2/5$ سانتی متر از چشمه درون فانتوم آب به ترتیب $8/06\%$ ، $6/12\%$ ، $4/9\%$ و $3/9\%$ است و بیشینه احتمال شکستگی دو رشته‌ای در این فواصل به ترتیب $0/54\%$ ، $0/28\%$ ، $0/21\%$ و $0/11\%$ است، قابل توجه است که مقدار آهنگ دز رسیده به DNA که با فرض اکتیویته 1 میلی کوری با استفاده از تالی ^{252}F محاسبه شد، در این فواصل به صورت نمایی کاهش و به ترتیب $27/202$ ، $3/074$ ، $0/026$

و $0.005 \frac{mGy}{h}$ است. با در نظر گرفتن بافت نرم و ماهیچه نیز روند مشابهی در نمودارهای شار حجمی، آهنگ دز و احتمالات شکستگی‌های رشته DNA مشاهده شد، اما با مقایسه این بافت‌ها با آب مشاهده شد که در فواصل نزدیک تفاوت ناچیزی در درصد اختلاف‌های نسبی استفاده از فانتوم بافت نرم و ماهیچه به جای آب وجود دارد اما با افزایش فاصله از چشمه این اختلاف‌ها افزایش می‌یابد. بر اساس نتایج ماکسیمم درصد اختلاف نسبی شار حجمی فوتون و الکترون در بافت نرم به ترتیب ۱/۷۱٪ و ۶/۶٪ و در بافت ماهیچه ۳/۳۳٪ و ۱۱/۸٪ و مقدار آهنگ دز رسیده به بافت نرم در مقایسه با فانتوم آب، با بیشترین درصد اختلاف نسبی ۱/۹۶٪ و بافت ماهیچه نیز، با درصد اختلاف نسبی ۵/۹۶٪ (که در تمامی موارد این مقادیر در فاصله ۲/۵ سانتی متری از چشمه بوده است) مشاهده شدند.

کلیدواژگان : کد MCNPX , کد MCDS , شکستگی تک رشته‌ای (SSB), شکستگی دو رشته‌ای (DSB), دز چشمه‌ی ^{192}Ir

لیست مقالات مستخرج از پایان نامه

1- Naderi Nadere; Tavakoli-Anbaran Hossein, "The study of dose gamma rays of ^{192}Ir source on DNA single strand break (SSB) and DNA double strand break (DSB) in soft tissue phantom" 12th Iranian Congress of Medical Physics, Tehran.

۲- نادره نادری؛ توکلی عنبران حسین، (۱۳۹۷)، " مطالعه دز حاصل از چشمه ^{192}Ir بر روی

آسیب شکستگی‌های تک رشته‌ای (SSB) و دو رشته‌ای (DSB) DNA" مجله علمی

پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی سبزوار، در حال داوری.

فهرست مطالب

۱- فصل اول: ساختمان سلول زنده و مولکول DNA (اسید نوکسی ریبونوکلئیک)

- ۱-۱ مقدمه ۲
- ۲-۱ اثرات پرتوهای یون ساز بر سلول زنده و مولکول DNA ۶
 - ۱-۲-۱ اثرات مستقیم ۸
 - ۲-۲-۱ اثرات غیر مستقیم رادیکال‌های آزاد و اثر آنها بر مولکول DNA ۸
 - ۳-۱ انواع آسیب‌های مولکول DNA ناشی از تابش پرتوهای یون ساز ۹
 - ۱-۳-۱ شکست تک رشته‌ای SSB ۹
 - ۲-۳-۱ شکست دو رشته‌ای DSB ۱۰
 - ۳-۳-۱ آسیب بازهای آلی (BD) ۱۰
 - ۴-۱ تابش و ماده ۱۰
 - ۱-۴-۱ برهم‌کنش الکترون‌ها با ماده ۱۲
 - ۲-۴-۱ برهم‌کنش پرتو گاما با ماده ۱۳
 - ۱-۲-۴-۱ اثر فوتوالکتریک ۱۴
 - ۲-۲-۴-۱ پراکندگی کامپتون ۱۵
 - ۳-۲-۴-۱ تولید زوج ۱۸
 - ۴-۲-۴-۱ ضرایب تضعیف خطی و جرمی ۱۹
 - ۵-۲-۴-۱ پویش آزاد میانگین ۲۱
 - ۶-۲-۴-۱ ضخامت نیم لایه ۲۲

- ۳-۴-۱ کاربرد پرتوی گاما در پزشکی ۲۲
- ۴-۴-۱ اثر پرتو بر بافت موجود زنده ۲۳
- ۵-۱ دز سنجی ۲۴
- ۱-۵-۱ محاسبه‌ی دوز تابش جذب شده ۲۶
- ۲-۵-۱ دزیمتری پرتوی گاما ۲۶
- ۶-۱ نتیجه گیری ۲۷

۲- فصل دوم: شبیه‌سازی‌های انجام شده به وسیله کد MCNPX

- ۱-۲ مقدمه ۳۰
- ۲-۲ معرفی کد MCNPX ۳۰
- ۱-۲-۲ کاربرد ۳۰
- ۲-۲-۲ مشخصات کد MCNP ۳۱
- ۳-۲-۲ ساختار فایل ورودی کد MCNP ۳۱
- ۱-۳-۲-۲ کارت سلول ۳۱
- ۲-۳-۲-۲ کارت سطوح ۳۲
- ۴-۲-۲ کارت داده ۳۲
- ۱-۴-۲-۲ کارت تعیین نوع مساله (Mode) ۳۳
- ۲-۴-۲-۲ کارت اهمیت سلول (Imp) ۳۳
- ۳-۴-۲-۲ کارت تعریف چشمه (SDEF) ۳۳
- ۱-۳-۴-۲-۲ تعریف یک تابع توزیع مستقل ۳۴
- ۴-۴-۲-۲ کارت تعریف ماده ۳۴

- ۳۵.....(Fn) کارت تعیین خروجی مسئله
- ۳۶.....f4 تالی ۱-۵-۴-۲-۲
- ۳۶..... (F6) تالی انرژی
- ۳۷..... F8 تالی ۳-۵-۴-۲-۲
- ۳۷..... (En) کارت تقسیم بندی انرژی خروجی
- ۳۸..... ۵-۲-۲ کارت قطع برنامه
- ۳۸..... (CTME) کارت قطع زمان
- ۳۸..... (NPS) کارت قطع ذره
- ۳۸..... MCNP کد فایل خروجی
- ۳۹..... ۷-۲-۲ تخمین خطاهای مونت کارلو
- ۴۰..... ۳-۲ شبیه سازی های انجام شده در این پژوهش
- ۴۰..... ۱-۳-۲ شبیه سازی فانوم آب و چشمه
- ۴۵..... ۲-۳-۲ محاسبه شار حجمی الکترون و فوتون در فانوم آب، بافت نرم و ماهیچه
- ۶۱..... ۳-۳-۲ بررسی آهنگ دز حاصل از چشمه ایریدیوم ۱۹۲

۳- فصل سوم: بررسی آسیب های DNA با استفاده از کد MCDS

- ۶۶..... ۱-۳ مقدمه
- ۵-۳ بررسی آسیب شکستگی های تک رشته ای و دو رشته ای DNA ناشی از الکترون های ثانویه و محاسبه تابع توزیع احتمال این شکستگی ها
- ۶۶.....

۴- فصل چهارم: مقایسه تاثیر فاصله‌های مختلف از چشمه و نوع فانتوم

مورد استفاده در بررسی اثرات چشمه ایریدیوم بر DNA

۱-۴ مقدمه	۸۰
۱-۲-۴ مقایسه شار حاصل از چشمه ^{192}Ir بر روی آسیب‌های DNA در فاصله‌های مختلف از چشمه	۸۰
۲-۲-۴ مقایسه فانتوم بافت‌های نرم و ماهیچه با فانتوم آب در بررسی شار، آهنگ دز و شکستگی‌های حاصل از چشمه ^{192}Ir بر روی آسیب‌های DNA	۸۷
۱-۲-۲-۴ شار حجمی و آهنگ دز	۸۷
۲-۲-۲-۴ بررسی اختلاف نسبی استفاده از فانتوم بافت نرم و ماهیچه نسبت به آب در شکستگی‌های رشته DNA	۹۲
۳-۴ نتیجه گیری	۹۵
پیشنهادات	۹۷
مراجع	۹۸
پیوست الف	۱۰۳

فهرست شکل‌ها

- شکل ۱-۱: اجزای تشکیل دهنده‌ی سلول..... ۳
- شکل ۲-۱: ساختار DNA و پیوندهای آن ۵
- شکل ۳-۱: ساختار یک نوع باز آلی (گوانین) ۶
- شکل ۴-۱: نمونه‌ای از آسیب‌های مستقیم و غیر مستقیم ۹
- شکل ۵-۱: انواع شکست‌های DSB و SSB ۱۰
- شکل ۶-۱: اثر فوتوالکتریک ۱۴
- شکل ۷-۱: پراکندگی کامپتون ۱۶
- شکل ۸-۱: نمودار احتمال اندرکنش هر یک از رخدادهای فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج بر حسب انرژی گامای فرودی در آب ۲۰
- شکل ۱-۲: (الف) نمایی از چشمه براکی تراپی ^{192}Ir ۴۲
- شکل ۱-۲: (ب) طیف فوتون و الکترون مورد استفاده در این پژوهش ۴۳
- شکل ۲-۲: نمایی از هندسه مورد استفاده در کد MCNPX ۴۳
- شکل ۳-۲: شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.04cm از چشمه ۴۶
- شکل ۴-۲: شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.046cm از چشمه ۴۶
- شکل ۵-۲: شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.052cm از چشمه ۴۶
- شکل ۶-۲: شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.058cm از چشمه ۴۷

شکل ۲-۷: شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.064cm از چشمه..... ۴۷

شکل ۲-۸: شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.07cm از چشمه..... ۴۷

شکل ۲-۹: شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.076cm از چشمه..... ۴۸

شکل ۲-۱۰: شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.1cm از چشمه..... ۴۸

شکل ۲-۱۱: شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.5cm از چشمه..... ۴۸

شکل ۲-۱۲: شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله 1cm از چشمه..... ۴۹

شکل ۲-۱۳: شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله 1.5cm از چشمه..... ۴۹

شکل ۲-۱۴: شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله 2cm از چشمه..... ۴۹

شکل ۲-۱۵: شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله 2.5cm از چشمه..... ۵۰

شکل ۲-۱۶: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.04cm از چشمه..... ۵۲

شکل ۲-۱۷: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.046cm از چشمه..... ۵۲

شکل ۲-۱۸: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.052cm از چشمه..... ۵۲

شکل ۲-۱۹: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.058cm از چشمه..... ۵۳

شکل ۲-۲۰: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.064cm از چشمه ۵۳.

شکل ۲-۲۱: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.07cm از چشمه ۵۳.

شکل ۲-۲۲: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.076cm از چشمه ۵۴.

شکل ۲-۲۳: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.1cm از چشمه ۵۴.

شکل ۲-۲۴: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.5cm از چشمه ۵۴.

شکل ۲-۲۵: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 1cm از چشمه ۵۵.

شکل ۲-۲۶: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 1.5cm از چشمه ۵۵.

شکل ۲-۲۷: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 2cm از چشمه ۵۵.

شکل ۲-۲۸: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 2.5cm از چشمه ۵۶.

شکل ۲-۲۹: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.04cm از چشمه ۵۷.

شکل ۲-۳۰: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.046cm از چشمه ۵۷.

شکل ۲-۳۱: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.052cm از چشمه ۵۷.

شکل ۲-۳۲: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.058cm از چشمه ۵۸.

شکل ۲-۳۳: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.064cm از چشمه ۵۸.

شکل ۲-۳۴: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.07cm از چشمه ۵۸.

شکل ۲-۳۵: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.076cm از چشمه ۵۹.

شکل ۲-۳۶: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.1cm از چشمه ۵۹.

شکل ۲-۳۷: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.5cm از چشمه ۵۹.

شکل ۲-۳۸: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 1cm از چشمه ۶۰.

شکل ۲-۳۹: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 1.5cm از چشمه ۶۰.

شکل ۲-۴۰: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله ۲cm از چشمه..... ۶۰

شکل ۲-۴۱: شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله ۲/۵cm از چشمه..... ۶۱

شکل ۲-۴۲: نمودار آهنگ دز ناشی از فوتون و الکترون‌های ثانویه در DNAها بر حسب فاصله آنها از چشمه درون فانتوم آب (محاسبه شده توسط تالی f8)*..... ۶۲

شکل ۲-۴۳: نمودار آهنگ دز ناشی از فوتون و الکترون‌های ثانویه در DNAها بر حسب فاصله آنها از چشمه درون فانتوم آب (محاسبه شده توسط تالی f6)..... ۶۲

شکل ۲-۴۴: نمودار آهنگ دز ناشی از فوتون و الکترون‌های ثانویه در DNAها بر حسب فاصله آنها از چشمه درون فانتوم بات نرم (محاسبه شده توسط تالی f8)*..... ۶۴

شکل ۲-۴۵: نمودار آهنگ دز ناشی از فوتون و الکترون‌های ثانویه در DNAها بر حسب فاصله آنها از چشمه درون فانتوم بافت ماهیچه (محاسبه شده توسط تالی f8)*..... ۶۴

شکل ۳-۱: (الف) نمودار بازده آسیب‌های تک شکستگی رشته DNA بر حسب انرژی الکترون‌های ثانویه (ب) نمودار بازده آسیب‌های دو شکستگی رشته DNA بر حسب انرژی الکترون‌های ثانویه..... ۶۷

شکل ۳-۲: تابع توزیع احتمال آسیب شکستگی تک رشته‌ای (SSB) DNA بر حسب انرژی الکترون‌های ثانویه برای (الف) فواصل ۰/۰۶۴ - ۰/۰۴ cm از چشمه، (ب) فواصل ۰/۵ cm - ۰/۰۷ cm از چشمه و (ج) فواصل ۲/۵ - ۱ cm از چشمه، در فانتوم آب (نمودار تابع توزیع نرمال به یک شده است)..... ۶۹

شکل ۳-۳: تابع توزیع احتمال آسیب شکستگی دو رشته‌ای (DSB) DNA بر حسب انرژی الکترون‌های ثانویه برای (الف) فواصل ۰/۰۶۴ - ۰/۰۴ cm از چشمه، (ب) فواصل ۰/۵ cm - ۰/۰۷ cm از چشمه و (ج) فواصل ۲/۵ - ۱ cm از چشمه، در فانتوم آب (نمودار تابع توزیع نرمال به یک شده است)..... ۷۰

شکل ۳-۴: نمودار بازده شکستگی تک رشته DNA (SSB) بر حسب فاصله از چشمه برای (الف) انرژی ۰/۰۱ MeV (ب) انرژی ۰/۰۲ MeV (ج) انرژی ۰/۰۴ MeV (د) انرژی ۰/۰۵ MeV (ه) انرژی ۰/۰۱۱ MeV (ی) انرژی ۰/۰۱۲ MeV..... ۷۲

شکل ۳-۵: نمودار بازده شکستگی تک رشته DNA (SSB) بر حسب فاصله از چشمه برای (الف) انرژی ۰/۰۱ MeV (ب) انرژی ۰/۰۲ MeV (ج) انرژی ۰/۰۴ MeV (د) انرژی ۰/۰۵ MeV (ه) انرژی ۰/۰۱۱ MeV (ی) انرژی ۰/۰۱۲ MeV..... ۷۳

شکل ۳-۶: تابع توزیع احتمال آسیب شکستگی تک رشته‌ای DNA (SSB) بر حسب انرژی الکترون‌های ثانویه برای (الف) فواصل ۰/۰۶۴ - ۰/۰۴ cm از چشمه، (ب) فواصل ۰/۵ - ۰/۰۷ cm از چشمه و (ج) فواصل ۲/۵ - ۱ cm از چشمه، در فانتوم بافت نرم (نمودار تابع توزیع نرمال به یک شده است)..... ۷۴

شکل ۳-۷: تابع توزیع احتمال آسیب شکستگی دو رشته‌ای DNA (DSB) بر حسب انرژی الکترون‌های ثانویه برای (الف) فواصل ۰/۰۶۴ - ۰/۰۴ cm از چشمه، (ب) فواصل ۰/۵ - ۰/۰۷ cm از چشمه و (ج) فواصل ۲/۵ - ۱ cm از چشمه، در فانتوم بافت نرم (نمودار تابع توزیع نرمال به یک شده است)..... ۷۵

شکل ۳-۸: تابع توزیع احتمال آسیب شکستگی تک رشته‌ای DNA (SSB) بر حسب انرژی الکترون‌های ثانویه برای (الف) فواصل ۰/۰۶۴ - ۰/۰۴ cm از چشمه، (ب) فواصل ۰/۵ - ۰/۰۷ cm از چشمه و (ج) فواصل ۲/۵ - ۱ cm از چشمه، در فانتوم ماهیچه (نمودار تابع توزیع نرمال به یک شده است)..... ۷۶

شکل ۳-۹: تابع توزیع احتمال آسیب شکستگی دو رشته‌ای DNA (DSB) بر حسب انرژی الکترون‌های ثانویه برای (الف) فواصل ۰/۰۶۴ - ۰/۰۴ cm از چشمه، (ب) فواصل ۰/۵ - ۰/۰۷ cm از چشمه و (ج) فواصل ۲/۵ - ۱ cm از چشمه، در فانتوم ماهیچه (نمودار تابع توزیع نرمال به یک شده است)..... ۷۷

شکل ۴-۱: شار فوتون در درون استوانه‌های با ابعاد DNA بر حسب انرژی برای (الف) فواصل ۰/۰۶۴ - ۰/۰۴ cm از چشمه، (ب) فواصل ۰/۱ - ۰/۰۷ cm از چشمه و (ج) فواصل ۲/۵ - ۰/۵ cm از چشمه، در فانتوم آب..... ۸۱

شکل ۴-۲: شار الکترون در درون استوانه‌های با ابعاد DNA بر حسب انرژی برای (الف) فواصل ۰/۰۶۴ - ۰/۰۴ cm از چشمه، (ب) فواصل ۰/۵ - ۰/۰۷ cm از چشمه و (ج) فواصل ۲/۵ - ۰/۵ cm از چشمه، در فانتوم آب..... ۸۲

شکل ۴-۳: شار فوتون در درون استوانه‌های با ابعاد DNA بر حسب انرژی برای (الف) فواصل ۰/۰۶۴ - ۰/۰۴ cm از چشمه، (ب) فواصل ۰/۵ - ۰/۰۷ cm از چشمه و (ج) فواصل ۲/۵ - ۰/۵ cm از چشمه، در فانتوم بافت نرم..... ۸۳

شکل ۴-۴: شار الکترون در درون استوانه‌های با ابعاد DNA بر حسب انرژی برای (الف) فواصل cm $0.064 - 0.04$ از چشمه، (ب) فواصل cm $0.1 - 0.07$ از چشمه و (ج) فواصل cm $2/5$ - $0/5$ از چشمه، در فانتوم بافت نرم..... ۸۴

شکل ۴-۵: شار فوتون در درون استوانه‌های با ابعاد DNA بر حسب انرژی برای (الف) فواصل cm $0.064 - 0.04$ از چشمه، (ب) فواصل cm $0.1 - 0.07$ از چشمه و (ج) فواصل cm $2/5$ - $0/5$ از چشمه، در فانتوم بافت ماهیچه..... ۸۵

شکل ۴-۶: شار الکترون در درون استوانه‌های با ابعاد DNA بر حسب انرژی برای (الف) فواصل cm $0.064 - 0.04$ از چشمه، (ب) فواصل cm $0.5 - 0.07$ از چشمه و (ج) فواصل cm $2/5$ - $0/5$ از چشمه، در فانتوم بافت ماهیچه..... ۸۶

شکل ۴-۷: (الف) اختلاف نسبی شار فوتون حاصل از چشمه ایریدیوم درون فانتوم بافت نرم نسبت به آب (ب) اختلاف نسبی شار الکترون حاصل از چشمه ایریدیوم درون فانتوم بافت نرم نسبت به آب..... ۸۸

شکل ۴-۸: (الف) اختلاف نسبی شار فوتون حاصل از چشمه ایریدیوم درون فانتوم بافت ماهیچه نسبت به آب (ب) اختلاف نسبی شار فوتون حاصل از چشمه ایریدیوم درون فانتوم بافت ماهیچه نسبت به آب..... ۸۹

شکل ۴-۹: درصد اختلاف نسبی آهنگ دز چشمه ایریدیوم در درون DNAها در بافت نرم نسبت به آب بر حسب فاصله از چشمه..... ۸۴

شکل ۴-۱۰: درصد اختلاف نسبی آهنگ دز چشمه ایریدیوم در درون DNAها در بافت ماهیچه نسبت به آب بر حسب فاصله از چشمه..... ۸۵

شکل ۴-۱۱: (الف) درصد اختلاف نسبی تابع توزیع شکستگی تک رشته‌ای DNA در بافت نرم نسبت به آب. (ب) درصد اختلاف نسبی تابع توزیع شکستگی دو رشته‌ای DNA در بافت نرم نسبت به آب..... ۹۳

شکل ۴-۱۲: (الف) درصد اختلاف نسبی تابع توزیع شکستگی تک رشته‌ای DNA در بافت ماهیچه نسبت به آب. (ب) درصد اختلاف نسبی تابع توزیع شکستگی دو رشته‌ای DNA در بافت ماهیچه نسبت به آب..... ۹۴

فهرست جدول‌ها

- جدول ۱-۲: انواع تالی‌های قابل تعریف در کد ۳۵
- جدول ۲-۲: ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده آب با چگالی $\frac{g}{cm^3}$ ۰/۹۹۸ ۴۱
- جدول ۳-۲: انرژی و فراوانی پرتوهای گاما چشمه ^{192}Ir ۴۴
- جدول ۴-۲: ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت ماهیچه با چگالی $\frac{g}{cm^3}$ ۱/۰۵ ۵۰
- جدول ۵-۲: ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت نرم با چگالی $\frac{g}{cm^3}$ ۱/۰۴ ۵۱
- جدول ۶-۲: آهنگ دز ناشی از فوتون و الکترون چشمه ایریدیوم ۱۹۲ محاسبه شده توسط تالی f6... ۶۳

فصل اول

ساختمان سلول زنده و مولکول DNA

(اسید دئوکسی ریبونوکلیک)

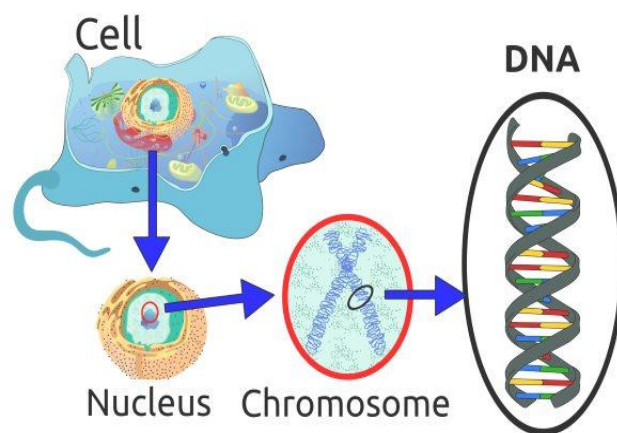
۱-۱ مقدمه

یکی از مفاهیم کلی و اساسی زیست‌شناسی "نظریه‌ی سلولی" است که بر مبنای آن همه‌ی موجودات زنده (جانوران، گیاهان و تک‌سلولی‌ها) از سلول و فرآورده‌های فعالیت سلول‌ها تشکیل شده‌اند و هر سلول از تقسیم سلول قبل از خود، به وجود می‌آید. اندازه سلول‌های مختلف متفاوت است اما به طور متوسط ابعاد سلول‌ها در گیاهان و جانوران حدود ۳۰ تا ۴۰ میکرومتر می‌باشد. در گروه بزرگی از موجودات زنده (جانوران و اکثر گیاهان) که آن‌ها را یوکاریوت می‌نامیم، سلول‌ها دارای سه بخش اصلی‌اند: غشاء سلول، سیتوپلاسم و هسته [۱].

غشاها ساختمان‌های بسیار چسبنده و در عین حال ارتجاعی هستند. غشاهای پلاسمایی بخش‌های بسته‌ای را در اطراف سلول به منظور جدا کردن یک سلول از سلول دیگر تشکیل داده و در نتیجه استقلال سلول‌ها را موجب می‌شوند. غشای سلولی سیتوپلاسم را احاطه کرده است. ماده‌ی بنیادی سیتوپلاسمی به حالت یک محلول کلئیدی آبی است که با میکروسکوپ نوری معمولی به صورت ماده‌ای بی‌شکل و همگن به نظر می‌رسد و دارای اجزای مترامی با اندازه‌های مختلف است که اندامک‌های درون سیتوپلاسمی نام دارند. هر یک از این اندامک‌ها وظایف خاصی مانند تغذیه، تنفس سلول، تولید انرژی و غیره را بر عهده دارند. داخل سیتوپلاسم، هسته سلول قرار گرفته است که به وسیله‌ی پوشش دولایه‌ای از سیتوپلاسم جدا شده است و مرکز فرماندهی (مغز) سلول است. این بخش بر فعالیت‌های سلول نظارت و کنترل دقیق و مستمر دارد. ماده وراثتی در هسته سلول کروموزوم است که کروموزوم از کروماتین حاصل می‌شود و کروماتین از DNA^۱ و پروتئین ساخته شده است. مولکول DNA تعیین‌کننده‌ی ویژگی‌های ارثی جاندار است. هر مولکول DNA دارای دو رشته‌ی طویل مارپیچی است که طول آن چندین هزار برابر اندازه‌ی هسته‌ی سلول می‌باشد. شکل ۱-۱ نمایی

^۱Deoxyribonucleic acid

از سلول و اجزای تشکیل دهنده‌ی آن را نشان می‌دهد [۲].



شکل (۱-۱): اجزای تشکیل دهنده‌ی سلول [۲].

این دو رشته‌ی پلی نوکلئوتیدی همانند نردبانی چرخان حول محوری فرضی پیچیده‌اند، هر یک از دو بخش بالا رونده‌ی این نردبان از تناوب منظم شده فسفات و قند دئوکسی ریبوز ساخته شده‌اند؛ در حالی که پله‌های نردبان از دو باز جفت شده تشکیل شده است. بازهای آلی که در مولکول DNA وجود دارد شامل چهار نوع تیمین^۱، سیتوزین^۲، آدنین^۳ و گوانین^۴ می‌باشند که دو به دو مقابل هم قرار می‌گیرند: آدنین مقابل تیمین و گوانین مقابل سیتوزین. تیمین و سیتوزین، پیریمیدینی^۵ (تک حلقه‌ای) و دو نوع دیگر آدنین و گوانین، پورینی^۶ (دو حلقه‌ای) هستند.

توالی این بازهای آلی متصل به رشته‌ی مولکول DNA کد ژنتیکی موجود زنده را مشخص می‌کند. ثابت ماندن فاصله‌ای که دو رشته‌ی جانبی را از هم جدا می‌کند مستلزم جفت و جور شدن یک باز پورینی با یک باز پیریمیدینی در هر پله است. بر این اساس بازهای آلی بین خود پیوندهای

^۱ Thymine

^۲ Cytosine

^۳ Adenine

^۴ Guanine

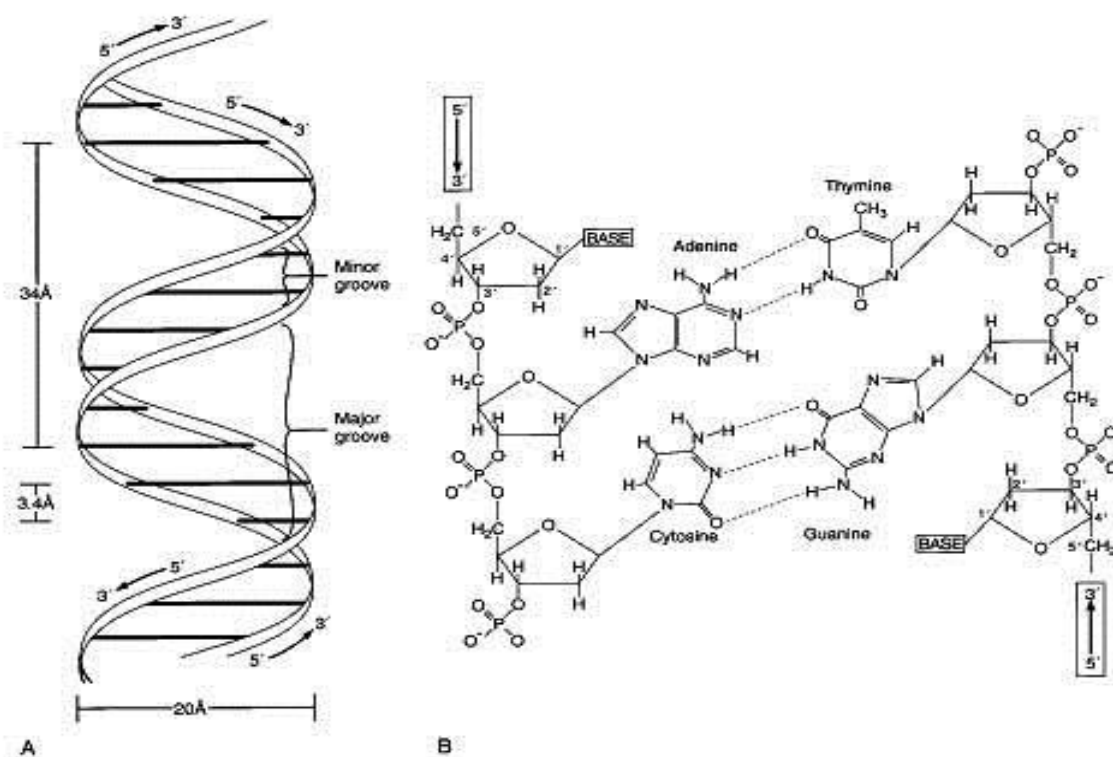
^۵ Pyrimidine

^۶ purine

هیدروژنی ضعیف برقرار می‌کنند. در ساختمان DNA به ترکیب هر باز آلی با گروه قند و فسفات، یک نوکلئوتید می‌گویند [۳].

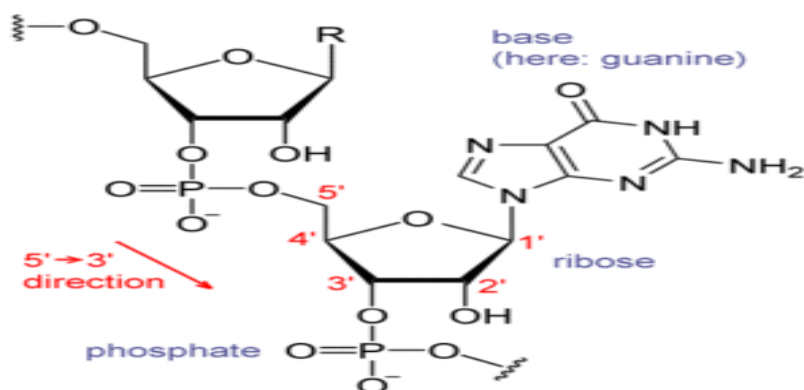
نوکلئوتیدها در ابتدا به صورت آزاد سه گروه فسفات دارند اما هنگام برقراری پیوند دو گروه از سه گروه را از دست می‌دهند و فقط با یک گروه فسفات خود در رشته پلی نوکلئوتیدی جای می‌گیرند. پیوند بین دو نوکلئوتید فسفودی استر است و بین بازهای دو رشته‌ای که مقابل هم هستند پیوند هیدروژنی است .

دو انتهای رشته DNA مثل هم نیست به همین دلیل رشته پلی نوکلئوتیدی را دارای قطبیت می‌نامند و همچنین در همه‌ی DNAها نسبت A به T و نسبت C به G برابر با یک است. در حالت کلی یک رشته DNA بدون پیچ خوردگی و فشردگی دارای تقریباً $2/2m$ طول می‌باشد. شکل عادی یا متداول مولکول DNA فرم B نامیده می‌شود که مدل ساختمانی آن توسط واتسون - کریک پیشنهاد شد. این فرم حالت راستگرد مولکول DNA با قطر 25\AA است که در آن هر دور کامل مارپیچ 34\AA طول و ۱۰ جفت نوکلئوتید دارد و فاصله‌ی هر دو جفت در پله‌های متوالی $3/4\text{\AA}$ است [۱،۴].



شکل (۱-۲): ساختار DNA و پیوندهای آن [۱].

دو رشته‌ی پلی نوکلئوتیدی به ترتیبی به دور یکدیگر پیچیده‌اند که دو نوع شیار در ساختمان فضایی مولکول DNA ایجاد می‌شود؛ شیار بزرگ و شیار کوچک. سطح شیار بزرگ با اتم‌های اکسیژن و نیتروژن بازهای آلی پوشیده شده است که می‌تواند با رشته‌های جانبی اسیدهای آمینه پروتئین‌هایی که به DNA متصل می‌شوند، پیوندهای هیدروژنی برقرار کند. این پروتئین‌ها در تنظیم بیان ژن دخالت دارند. در محل شیار کوچک، برهم‌کنش متقابل مولکول‌های آب در برگیرنده‌ی ماده‌ی وراثتی با اتم‌هایی که سطح شیار کوچک را پوشانده‌اند، وجود دارد و عاملی مهم برای پایداری فرم B به شمار می‌رود. مدل اتمی فضاپرکن مولکول DNA توالی نوعی و چگونگی برقراری پیوندهای هیدروژنی میان جفت بازهای آن در شکل زیر نشان داده شده است [۵].



شکل (۱-۳): ساختار یک نوع باز آلی (گوانین) [۱].

۱-۲ اثرات پرتوهای یون ساز بر سلول زنده و مولکول DNA

جذب انرژی پرتو، یک فرآیند کاملاً فیزیکی است که می‌تواند در بافت زنده و یا در هر ماده دیگری رخ دهد. ولی آنچه که حائز اهمیت است، بررسی آثار بیولوژیک ناشی از جذب انرژی در بافت زنده است. در سیستم‌های زنده آسیب بیولوژیک ناشی از تابش در سه سطح مولکولی، سلولی و عضوی اتفاق می‌افتد. تغییر شکل و ساختار مولکول‌ها موجب اختلال عملکرد سلول می‌شود. اتم‌های ماکرومولکول‌های مهمی نظیر DNA، RNA، پروتئین‌ها و آنزیم‌ها در اثر جذب پرتو یون‌ساز، یونیزه و یا برانگیخته می‌شوند. یونیزاسیون و برانگیختگی موجب شکسته شدن پیوندهای شیمیایی این ماکرومولکول‌های حیاتی می‌شود و واکنش‌های شیمیایی غیرطبیعی به وجود می‌آورد. نهایتاً عملکرد سلول دچار اختلال می‌گردد و در صورتی که عمل سلول‌های دیگر نیز وابسته به عملکرد این سلول باشد، به آن‌ها نیز آسیب وارد خواهد شد و بدین ترتیب یک‌سری واکنش‌های زنجیره‌ای نامطلوب اتفاق می‌افتد. در صورتی که سلول‌های زیادی از یک بافت آسیب ببینند، این آسیب در سطح بافت و نهایتاً در عضو ایجاد خواهد شد. یکی از عواملی که موجب بروز سرطان می‌شود، تابش است. برای اندازه‌گیری و آشکار سازی تابش و درک اثرهای زیست‌شناختی تابش بر بافت موجود زنده آگاهی از اصول فیزیکی حاکم بر برهمکنش تابش با ماده و انتقال انرژی تابش به ماده لازم و ضروری است.

سلول از مولکول‌های بسیاری ساخته شده است، در این میان مولکول‌های DNA اصلی‌ترین هدف در آسیب‌های پرتو محسوب می‌شوند و آسیب آنها موجب اختلال در عملکرد سلول، انتقال صفات وراثتی دگرگون شده، و یا موجب مرگ سلول می‌شود. تغییرات در مولکول DNA سبب تغییر اطلاعات ژنتیکی سلول می‌شود [۶]. چنانچه این سلول یک سلول جنسی باشد، اطلاعات ژنتیکی دگرگون شده آن به نسل‌های بعدی منتقل می‌گردد. در نسل‌های بعدی این سلول جهش یافته موجب بیماری و یا ناهنجاری‌های ژنتیکی می‌شود. بنابراین آسیب‌های DNA ممکن است از بدو تولد وجود داشته باشند (نقص‌های ژنتیکی) و یا ممکن است در طول دوره زندگی با تابش‌گیری طبیعی یا مصنوعی به وجود آیند (جهش). پرتوهای یون‌ساز هم به عنوان عامل اولیه و هم به عنوان عامل تشدید کننده در ایجاد سرطان نقش دارند. همچنین می‌توانند بر فرآیندهای ایمنی بدن که در دفع سلول‌های سرطانی موثر است، اثر مخرب داشته باشند. اختلال در عملکرد ژن‌هایی خاص که در کنترل تقسیم سلولی نقش دارند، موجب سرطانی شدن سلول می‌شود. اگرچه جزئیات مکانیزم سرطان‌زایی مشخص نشده است، با این وجود فرض بر این است که آسیب به مولکول DNA مکانیزم اساسی سرطان‌زایی است. یکی از منابع انرژی تابشی، پرتوهای یون‌ساز مثل پرتوی X و گاما هستند. این پرتوها با ایجاد شکست در رشته‌ی مولکول DNA باعث آسیب آن می‌شوند؛ نواحی آسیب دیده عموماً ترمیم می‌شود، اما گاهی بر حسب شدت آسیب می‌توانند باقی بمانند. ترمیم نشدن و باقی ماندن آسیب‌ها منجر به جهش، سرطانی شدن و گاهی مرگ سلول می‌شود [۷،۸،۹].

اثرات پرتویی از نظر عامل آسیب‌رسان به دو دسته‌ی اثرات مستقیم و غیر مستقیم تقسیم

می‌شوند.

۱-۲-۱ اثرات مستقیم

هنگامی که پرتوی یون ساز وارد محیط زیستی اعم از بافت یا سلول می‌گردد این امکان وجود دارد که به صورت مستقیم با مولکول DNA برخورد کند و در نتیجه آن اتم‌های سازنده مولکول DNA دچار یونیزاسیون یا برانگیختگی و نهایتاً تغییرات فیزیکی- شیمیایی شوند که در صورت عدم ترمیم، در عملکرد زیستی آن تأثیر ویژه خواهند گذاشت. این اثرات به عنوان اثرات مستقیم تابش یون ساز و آسیب‌های ناشی از آن به نام آسیب‌های مستقیم شناخته می‌شوند [۱۰، ۱۱].

۱-۲-۲ اثرات غیر مستقیم

رادیکال آزاد اتم یا ترکیبی از چند اتم است که به دلیل داشتن یک الکترون جفت نشده میل زیادی به ترکیب دارد. از آنجایی که قسمت عمده‌ی سلول حدود 70 درصد از آب تشکیل شده است، هنگامی که سلول در معرض تابش یون ساز قرار می‌گیرد بیشتر انرژی تابشی جذب مولکول آب دربرگیرنده ماده وراثتی می‌گردد. مولکول آب می‌تواند یونیزه یا برانگیخته شود و بواسطه واکنش‌های خاصی به مولکول‌های جدیدی تفکیک شود که با نام محصولات رادیولیز آب شناخته می‌شوند و بیشتر در اثر برخورد پرتوهای با LET^1 پایین رخ می‌دهند. این مولکول‌ها پخش می‌شوند و ضمن اثر متقابل با هم، مولکول‌های دیگری از جمله H_2O_2 و OH ایجاد می‌کنند. همچنین می‌توانند به صورت مستقیم با مولکول DNA برخورد کرده و باعث شکست در رشته‌ی DNA شوند. چون رادیکال‌های آزاد قابلیت پخش شدن به اندازه‌ی کافی را دارند در نتیجه منجر به آسیب رساندن و شکست رشته‌ی مولکول DNA می‌شوند. این اثرات به عنوان اثرات غیر مستقیم تابش یون ساز (با واسطه گری آب) و آسیب‌های ناشی از آن به نام آسیب‌های غیر مستقیم شناخته می‌شوند [۱۰، ۱۱، ۱۲].

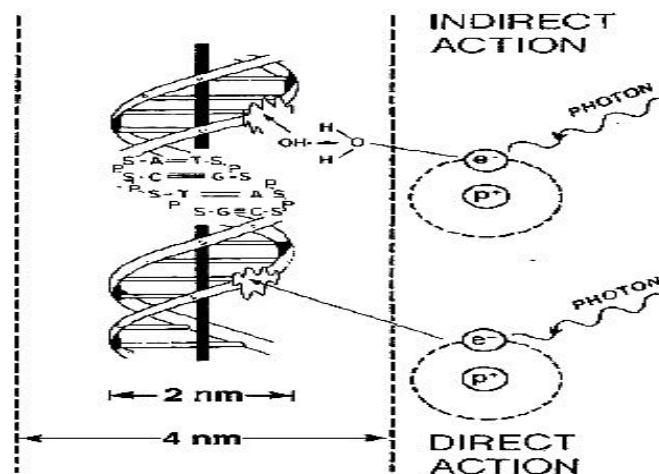
۱- Low Energy Transition

۱-۳ انواع آسیب‌های مولکول DNA ناشی از تابش پرتوهای یون ساز

پرتوهای یون ساز می‌توانند آسیب‌های متفاوتی به مولکول DNA وارد نمایند. همان طور که توضیح داده شد این آسیب‌ها می‌توانند ناشی از اثرات مستقیم یا غیر مستقیم باشند. در هر دو حالت، آسیب‌های وارده به مولکول DNA، ناشی از تابش پرتوهای یون ساز را می‌توان به سه دسته‌ی شکست تک رشته‌ای (SSB)، شکست دو رشته‌ای (DSB) و آسیب به بازهای الی (BD) تقسیم بندی کرد [۱۱،۱۲].

۱-۳-۱ شکست تک رشته‌ای SSB

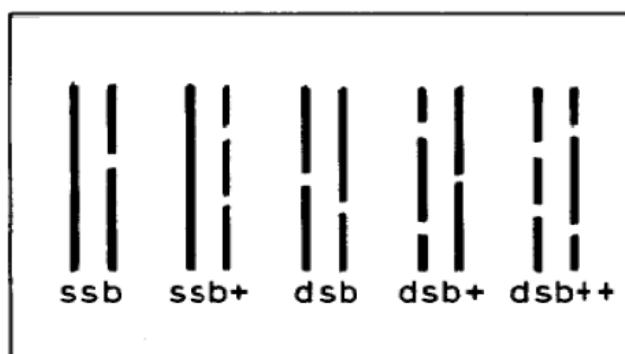
شکست تک رشته‌ای ساده‌ترین نوع شکست در رشته مولکول DNA می‌باشد که در آن یکی از رشته‌های مولکول DNA دچار شکست می‌شود. اگر SSB به تنهایی اتفاق افتد، قابل ترمیم است و منجر به تغییر ناگهانی مولکول DNA نمی‌شود؛ در نتیجه به صورت مستقیم در مرگ سلول نقش ندارد [۱۲،۱۳].



شکل (۱-۴): نمونه‌ای از آسیب‌های مستقیم و غیر مستقیم [۱۲].

۱-۳-۲ شکست دو رشته‌ای DSB

شکست دو رشته‌ای در صورتی اتفاق می‌افتد که دو SSB در رشته‌های مقابل هم مولکول DNA در فاصله‌ی کمتر از 10 جفت باز رخ دهند. ترمیم DSB نسبت به SSB سخت‌تر می‌باشد و به زمان بیشتری نیاز دارد و سهم بالایی در جهش‌های وارده به ماده‌ی وراثتی دارد [۱۴، ۱۵].



شکل (۱-۵): انواع شکست‌های DSB و SSB در مولکول DNA [۱۴].

۱-۳-۳ آسیب بازهای آلی (BD)

به جز شکست‌های رشته‌ای، رادیکال‌های آزاد فعال ایجاد شده از آب در اثر حضور پرتوی یون ساز در محیط، می‌توانند (به صورت موضعی) مولکول DNA را تغییر دهند. بیشتر این تغییرات منجر به شکستن پیوندهای هیدروژنی میان بازهای آلی می‌شود که آن را آسیب باز آلی یا BD می‌نامند [۱۶].

۱-۴ تابش و ماده

مهم‌ترین کاربرد پرتوها، شناخت و تاثیر متقابل آن با ماده می‌باشد، چون پرتوها هنگام برهم‌کنش با ماده به آن انرژی می‌دهند و همین انتقال انرژی است که باعث تولید اثرات بیولوژیکی و فیزیکی و شیمیایی می‌شود. برای دزیمتری پرتوهای رسیده به بافت آسیب دیده، آگاهی از اصول

فیزیکی مربوط به برهمکنش تابش با ماده و چگونگی انتقال انرژی به ماده ضروری است [۱۶].

تابش‌های گسیل شده از مواد بر دو نوع اند : ذره‌ای و الکترومغناطیسی

تابش‌های ذره‌ای برای درمان با مواد پرتوزا و تابش الکترومغناطیسی برای تصویرگیری از اعضا و درمان سرطان بکار می‌روند. دو عاملی که بر هر نوع تابش اثر می‌گذارند، بار و سرعت آن تابش است. تابش انرژی خود را بیشتر از طریق برهم‌کنش با الکترون‌های ماده از دست می‌دهد. هرچه بار الکتریکی تابش بیشتر باشد، نیروهای موثر بین الکترون‌ها در ماده بیشتر و بنابراین انرژی خود را سریع‌تر از دست می‌دهد. هرچه ذره کندتر باشد زمان بیشتری در مجاورت یک اتم صرف می‌کند و احتمال برهم‌کنش با الکترون‌های آن اتم بیشتر است، این دو عامل موجب می‌شود که برد تابش α کوتاه‌تر از برد تابش β و برد تابش β کوتاه‌تر از تابش γ باشد. عامل سوم انتخاب ماده است. موادی که چگالی الکترونی آن‌ها بیشتر است، تابش را بهتر متوقف می‌کنند. اثر مهم تابش هسته‌ای بر مواد مخصوصاً بر بافت‌های زیستی این است که تابش هسته‌ای با از دست دادن انرژی، منجر به تولید یون‌ها می‌شود. چون انرژی هر ذره تابش هسته‌ای به مراتب بیشتر از انرژی‌های بستگی شیمیایی است، تابش هسته‌ای می‌تواند به راحتی مولکول‌ها را به یون تبدیل کند و الکترون‌ها را از اتم‌ها جدا کند. بنابراین پرتوهای یون‌ساز به پرتوهایی گفته می‌شود که موجب یونیزه شدن اتم‌ها می‌شوند. در عمل یون‌سازی پرتو باعث می‌شود که اتم یک الکترون خود را از دست بدهد و به صورت یون مثبت در می‌آید. در کل تابش ذرات یون‌ساز به دو گروه ذرات مستقیماً یوننده و ذرات غیر مستقیم یوننده تقسیم می‌شوند. هرچه جرم و بار ذره بیشتر و سرعت آن کمتر باشد، قدرت یون‌سازی بیشتر و نفوذ کمتر خواهد بود و بالعکس. به طور کلی قدرت نفوذ پرتوهای الکترومغناطیس بیشتر از پرتوهای ذره‌ای است [۱۶، ۱۷].

ذرات مستقیماً یوننده عبارتند از ذرات باردار (مانند الکترون‌ها و ذرات α) با انرژی جنبشی کافی، برای تولید یونش ناشی از برخورد، این انرژی حتماً باید بیش از کمینه انرژی بستگی در محیطی

باشد که در آن برهم کنش صورت می‌گیرد. ذرات یوننده غیر مستقیم ذرات بدون باری‌اند (مانند فوتون‌ها و نوترون‌ها) که می‌توانند بر اثر برهم کنش با محیط، ذرات یوننده آزاد کنند و یا می‌توانند یک تبدیل هسته‌ای را راه اندازند.

پرتوهای ایکس و گاما می‌توانند انرژی یکسانی داشته باشند و فرق آنها در نحوه تولیدشان است. پرتوهای ایکس زمانی تولید می‌شوند که انرژی الکترون‌ها تغییر کند و معمولا این پرتوها در اثر جدا شدن الکترون از لایه‌های داخلی اتم، گسیل می‌شوند، در حالی که منشا تابش گاما، هسته‌ی اتم‌های پرتوزا است.

پرتوهای گاما به دو صورت مستقیم و غیرمستقیم یون‌سازی می‌کنند. در یون‌سازی مستقیم فوتون‌های گاما با الکترونی از اتم برخورد مستقیم کرده و آن را به خارج پرتاب می‌کنند و اتم یونیزه می‌شود. در یون‌سازی غیر مستقیم پرتوهای ثانویه حاصل از برخورد پرتوهای گامای اولیه موجب یون‌سازی می‌شوند [۱۶، ۱۸، ۱۹].

۱-۴-۱ برهم کنش الکترون‌ها با ماده

الکترون‌های اوژه، تبدیل داخلی و ذرات بتا فقط مسافت کوتاهی را در داخل بافت بدن طی می‌کنند. که هزاران برهم کنش و برخورد لازم است تا یک الکترون متوقف شود و در آن سه سازوکار یونش، برانگیختگی و تولید پرتو ایکس یا تابش ترمزی دخالت دارند. معمولا دو سازوکار اول غالب‌اند و آخری فقط هنگامی اهمیت پیدا می‌کند که با کمیت‌هایی در حدود حداقل چند میلی کوری از نوکلئیدهای پرتوزایی که ذرات بتای با انرژی بالا گسیل می‌کنند، سرو کار داریم [۱۹].

تابش ایکس، تابش الکترومغناطیسی از فوتون‌های پر انرژی است. این تابش وقتی صورت می‌گیرد که سرعت ذرات باردار سریع (الکترون‌ها) پس از برخورد با هدف فوراً کند شوند. فوتون پرتو ایکس به کمک دو مکانیسم تابش ترمزی و یونش تولید می‌شود. که در اثر کندن الکترون‌ها

تابش ترمزی تولید می‌شود و در اثر جابجایی یک الکترون داخلی یونش رخ می‌دهد و در نتیجه این جابجایی پرتو ایکس گسیل می‌شود [۱۹،۲۰،۲۱].

۱-۴-۲ برهم‌کنش پرتو گاما با ماده

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

پرتوی گاما برای انسان یک خطر واقعی خارجی محسوب می‌شود و از لحاظ حفاظت حائز اهمیت است. هنگامی که انفجارات اتمی رخ می‌دهد، خط پرتوی گاما حاصل از این انفجارات تا چند صد متر و حتی چندین کیلومتر دور از محل انفجار وجود دارد. اشعه گاما برای بدن مضر و باید به وسیله پوشش سربی و فاصله مناسب از نفوذ آن به بدن جلوگیری نمود. اگر قدرت یون سازی متوسط پرتوی گاما را یک فرض کنیم، برای بتا ۱۰۰ و برای آلفا ۱۰۰۰ و قدرت نفوذ بالعکس است.

اکثر چشمه‌های پزشکی مربوط به پرتوهای یون ساز، پرتوی گاما تابش می‌کنند به عنوان مثال چشمه‌ی ^{137}Cs ، ^{131}I ، ^{123}I در براکی تراپی، رادیو تراپی و رادیو گرافی، ^{60}Co در تله تراپی و رادیو تراپی، ^{192}Ir در رادیوگرافی و براکی تراپی استفاده می‌شوند [۱۶،۲۳].

برهم‌کنش فوتون‌ها با ماده از ۱۲ طریق صورت می‌گیرد که اندرکنش‌های غالب آن را می‌توان

به برهم‌کنش‌های فوتوالکتریک، پراکندگی کامپتون، اثر تولید زوج، پراکندگی تامسون، پراکندگی ریلی، واکنش‌های هسته‌ای حاصل از فوتون و نام برد. در اینجا به سه برهم‌کنش غالب پرتو گاما با ماده که همان اثر فوتوالکتریک، پراکندگی کامپتون و تولید زوج است، می‌پردازیم [۲۳، ۲۵].

۱-۲-۴-۱ اثر فوتوالکتریک

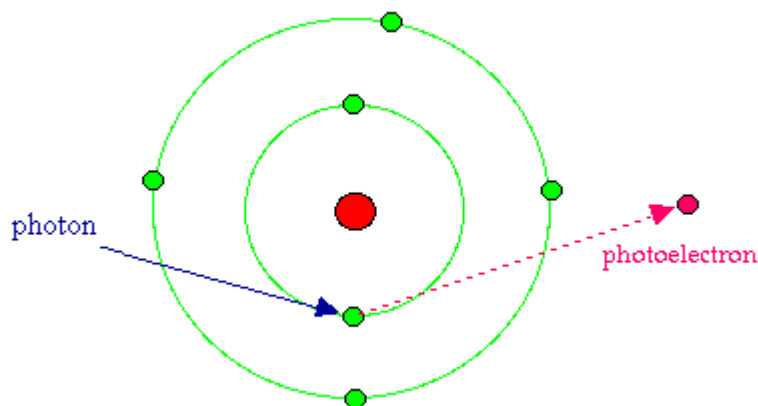
اثر فوتوالکتریک برهم‌کنش بین یک فوتون و یک الکترون مقید است. در اثر این برهم‌کنش، فوتون ناپدید می‌شود و بیشتر انرژی آن صرف غلبه بر انرژی همبستگی الکترون می‌شود و باقی‌مانده آن به الکترون انرژی جنبشی می‌دهد بنابراین یکی از الکترون‌های اتمی به صورت یک الکترون آزاد به نام فوتوالکتریک به بیرون رانده خواهد شد [۲۳، ۲۵].

انرژی جنبشی این الکترون عبارت است از:

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

E_{γ} = انرژی فوتون

BE = انرژی بستگی الکترون



شکل (۱-۶): اثر فوتوالکتریک [۲۳]

احتمال رخداد این برهمکنش را سطح مقطع فوتوالکتریک (τ) یا ضریب فوتوالکتریک می نامند و معادله آن به صورت:

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

که در آن

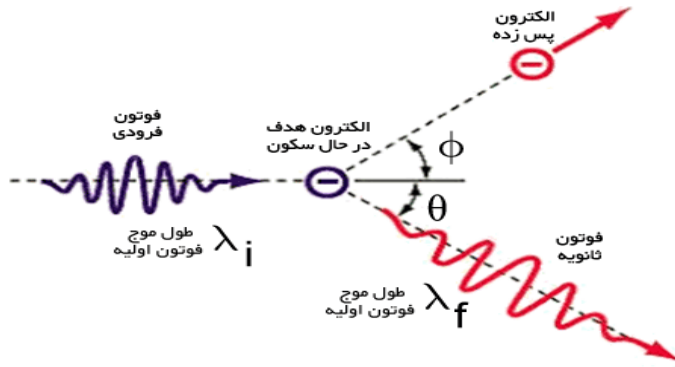
احتمال رخداد اثر فوتوالکتریک بر واحد راهی که فوتون پیموده $\tau =$

ضریب ثابت مستقل از E_γ و $a = z$

احتمال تولید فوتوالکترن بستگی چشم گیری به عدد اتمی و انرژی فوتون فرودی دارد. از این رو این برهمکنش برای فوتون های کم انرژی که بسامدشان بیش از بسامد آستانه است و همچنین مواد با عدد اتمی بزرگ، با بیشترین احتمال روی می دهد [۲۳، ۲۶].

۱-۴-۲ پراکندگی کامپتون

اثر کامپتون، برخورد بین یک فوتون و یک الکترون آزاد (منظور الکترون های مقیدی می باشد که انرژی بستگی آنها از مرتبه ی eV است در حالیکه انرژی فوتون از مرتبه keV می باشد) است که پس از پراکندگی فوتون ناپدید نمی شود، فقط راستای حرکت و انرژی آن تغییر می کنند [۲۳، ۲۵].



شکل (۷-۱): پراکندگی کامپتون [۲۳].

در پراکندگی کامپتون، فوتونی با انرژی E_γ و تکانه خطی $\frac{E_\gamma}{c}$ بر یک الکترون ساکن و یا نسبتاً 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 پس زده شده نیز تحت زاویه ϕ و با انرژی E' و تکانه خطی p' حرکت می‌کند. پایستگی جرم و انرژی ایجاب می‌کند که

$$E_\gamma + mc^2 = E'_\gamma + E' \quad (۳-۱)$$

همچنین با در نظر گرفتن پایستگی مولفه‌های طولی و عرضی تکانه داریم:

$$\frac{E_\gamma}{c} = \frac{E'_\gamma}{c} \cos \theta + p' \cos \phi \quad (۴-۱)$$

(۵-۱)

$$\frac{E'_\gamma}{c} \sin \theta = p' \sin \phi$$

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

$$E'_\gamma = \frac{E_\gamma}{1 + (1 - \cos \theta) E_\gamma / mc^2} \quad (۶-۱)$$

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

$$T = E_{\gamma} - E'_{\gamma} \quad (7-1)$$

که با قرار دادن E'_{γ} در آن، انرژی جنبشی الکترون برابر می‌شود با:

$$T = \frac{(1 - \cos \theta) E_{\gamma} / mc^2}{1 + (1 - \cos \theta) E_{\gamma} / mc^2} E_{\gamma} \quad (8-1)$$

وقتی $\theta = \pi$ انرژی جنبشی T به مقدار بیشینه‌ی خود می‌رسد، که با انرژی کمینه‌ی فوتون پراکنده متناظر است.

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

$$T_{\max} = \frac{2 E_{\gamma} / mc^2}{1 + 2 E_{\gamma} / mc^2} E_{\gamma} \quad (10-1)$$

اینکه انرژی فوتون پراکنده، در $\theta = 0$ به بیشینه می‌رسد، به این معناست که برخورد رخ نداده است.

$$T_{\min} = 0 \quad E_{\gamma \max} = E_{\gamma}$$

انرژی کمینه فوتون پراکنده بزرگتر از صفر است. بنابراین در پراکندگی کامپتون، غیر ممکن است که تمامی انرژی فوتون فرودی به الکترون داده شود. انرژی داده شده به الکترون در فاصله‌ای برابر با برد الکترون در داخل ماده از دست می‌رود، اما فوتون پراکنده ممکن است فرار کند [۲۳].

رابطه بین زاویه پراکندگی فوتون φ و زاویه پس زنی الکترون θ به شکل زیر است:

$$\tan \varphi = \frac{E'_\gamma \sin \theta}{E_\gamma - E'_\gamma \cos \theta} \quad (11-1)$$

احتمال رخداد پراکندگی کامپتون را اصطلاحاً ضریب کامپتون یا سطح مقطع کامپتون می‌نامند:

$$\sigma(m^{-1}) = NZ_e \sigma \quad (19-1)$$

که در آن $\Sigma \sigma$ سطح مقطع برهم‌کنش کامپتون به ازای یک اتم و σ سطح مقطع ماکروسکوپیک یا ضریب تضعیف است.

ضریب تضعیف خطی کامپتون برای انتقال انرژی و پراکندگی انرژی به صورت زیر است:

$$\begin{aligned} \sigma_{tr} &= \sigma \frac{Timv}{hv} \\ \sigma_s &= \sigma \frac{(hv)_{ame}}{hv} \end{aligned} \Rightarrow \sigma = \sigma_{tr} + \sigma_s \quad (20-1)$$

۱-۴-۲-۳ تولید زوج

تولید زوج برهم‌کنشی است بین یک فوتون و یک هسته. بر اثر این برهم‌کنش، فوتون جذب و یک زوج الکترون-پوزیترون آفریده می‌شود. هر چند بر اثر این برهم‌کنش هسته دستخوش هیچ تغییری نمی‌شود، ولی حضور آن برای وقوع تولید زوج ضروری است. به بیان دیگر، در فضای تهی با ناپدید شدن یک پرتو γ یک زوج الکترون-پوزیترون تولید نمی‌شود.

از قانون پایستگی انرژی معادله زیر برای انرژی جنبشی الکترون و پوزیترون به دست می‌آید:

$$T_{e^-} + T_{e^+} = E_\gamma - (mc^2)_{e^-} - (mc^2)_{e^+} = E_\gamma - 1.022 \text{ MeV} \quad (21-1)$$

انرژی جنبشی حاصل برابر با انرژی فوتون منهای 1.022 MeV می‌باشد، که برای تولید دو جرم سکون الکترون مورد نیاز است. برای تمام مقاصد عملی، الکترون و پوزیترون انرژی جنبشی

حاصل را به تساوی بین خود تقسیم می کنند [۲۳، ۲۵]. یعنی:

$$T_{e^{-}} = T_{e^{+}} = \frac{1}{2}(E_{\gamma} - 1.022 \text{ MeV}) \quad (22-1)$$

تولید زوج فوتون اولیه را حذف می کند، اما وقتی پوزیترون نابود می گردد، دو فوتون آفریده می شود.

احتمال رخداد تولید زوج، به نام ضریب تولید زوج یا سطح مقطع تولید زوج، تابع پیچیده‌ای از

E_{γ} و Z است و به صورت زیر می تواند بیان شود:

$$k(m^{-1}) = NZ^2 f(E_{\gamma}, Z) \quad (23-1)$$

۴-۲-۴-۱ ضرایب تضعیف خطی و جرمی

نفوذ فوتون به درون ماده، براساس احتمال آن که فوتون در واحد مسافت پیموده شده با

اتم‌های ماده برهم کنش کند، تعیین می شود. این احتمال که با نماد μ نشان داده می شود، ضریب

تضعیف خطی (یا سطح مقطع ماکروسکوپی) نام دارد و دارای بعد وارون طول است. ضریب μ به

انرژی فوتون و به ویژگی‌های ماده بستگی دارد [۲۳].

ضریب تضعیف خطی کل برای فوتون‌هایی با انرژی معلوم در یک ماده معین از جمع ضریب‌های

تضعیف مربوط به فرآیندهای فیزیکی گوناگون که سبب خروج فوتون‌ها از باریکه فرودی می شوند به

دست می آید ($\mu = \tau + \sigma + \kappa$). از نظر فیزیکی μ احتمال برهم کنش بر واحد فاصله است، که در

آن τ ، σ و κ عبارت‌اند از ضریب تضعیف خطی فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج.

ضریب تضعیف جرمی ویژه μ/ρ که معمولاً بر حسب یکای cm^2/g بیان می شود، نشانگر

احتمال وقوع برهم کنش در 1 gr/cm^2 از ماده جذب کننده است. ضریب‌های تضعیف جرمی کل به

صورت زیر تعریف می شود [۲۳، ۲۷، ۲۸].

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} + \frac{k}{\rho} \quad (24-1)$$

برای بافت‌های بدن انسان، مقدار ضریب تضعیف خطی و جرمی را می‌توان از جمع سهم‌های مربوط به عناصر تشکیل دهنده هر بافت به دست آورد.

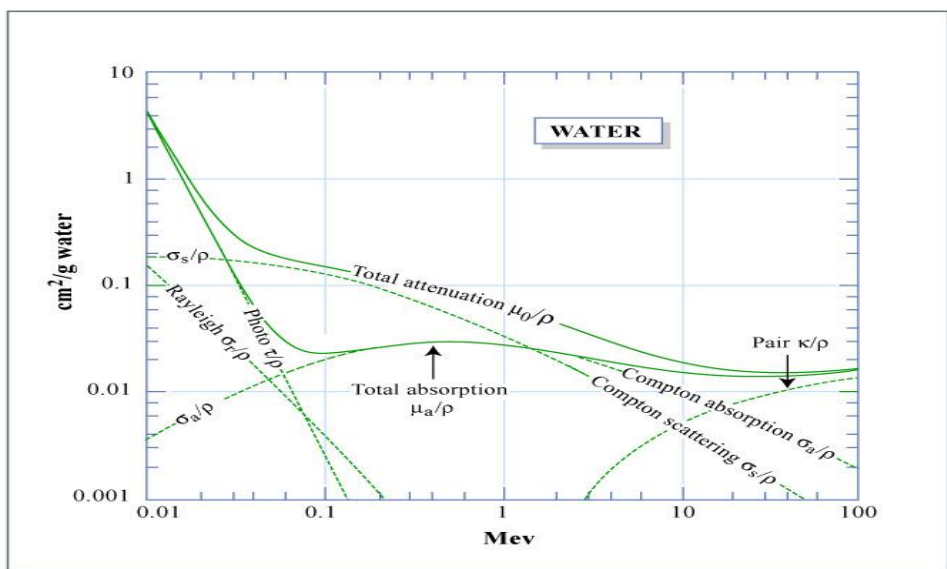
$$\mu_c \left(\frac{m^2}{kg} \right) = \sum \omega_i \mu_i \left(\frac{m^2}{kg} \right) \quad (25-1)$$

که در رابطه فوق، μ_i ، W_i و μ_c عبارتند از:

μ_i = ضریب تضعیف جرمی کل عنصر i ام

W_i = وزن نسبی عنصر i ام در ترکیب

μ_c = ضریب تضعیف جرمی کل برای یک ترکیب یا مخلوط



شکل (۸-۱): نمودار احتمال اندرکنش هر یک از رخ داده‌های فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج بر حسب انرژی گامای فرودی در آب [۲۷].

در شکل (۸-۱)، نمودار تغییرات ضریب تضعیف جرمی به صورت تابعی از انرژی فوتون‌های فرودی در گستره ۰/۰۱-۱۰۰ MeV برای آب نمایش داده شده است. در موردی که فوتون‌های فرودی کم انرژی هستند، انرژی بستگی الکترون‌های اتمی حائز اهمیت است و اثر فوتوالکتریک بر دیگر صورت‌های برهم‌کنش برتری دارد. با افزایش انرژی فوتون‌ها ضریب تضعیف به سرعت کاهش می‌یابد هنگامی که انرژی فوتون به چند ده کیلو الکترون ولت یا بیشتر برسد، انرژی بستگی الکترون‌های اتمی نسبتاً کم اهمیت می‌شود و پراکندگی کامپتون، برهم‌کنش برتر خواهد شد. فراتر از انرژی آستانه برای تولید زوج یعنی ۱/۰۲۲ MeV پراکندگی کامپتون برتری خود را همچنان حفظ می‌کند تا این که فرآیند تولید زوج به عنوان برهم‌کنش محتمل‌تر خودنمایی خواهد کرد.

۱-۴-۲-۵ پوش آزاد میانگین

فوتون‌های تک انرژی در عبور از بافت بدن انسان به طور نمایی تضعیف می‌شوند. اگر باریکه‌ای از پرتوهای گاما وارد بافت‌های بدن انسان به ضخامت x شوند و کسری از باریکه که بدون هیچ برهم‌کنشی از بافت می‌گذرد، برابر با $e^{-\mu x}$ باشد، احتمال اینکه یک فوتون بدون هیچ برهم‌کنشی از ضخامت x بگذرد چنین است:

$$e^{-\mu x} = \frac{I_0 e^{-\mu x}}{I_0} = \text{احتمال عبور از ضخامت } x = \text{تعداد فرودی} / \text{تعداد عبور کرده}$$

فاصله میانگین بین دو برهم‌کنش پیاپی موسوم به مسیر آزاد میانگین یا $\lambda(m)$ عبارت است از:

$$\lambda(m) = \frac{\int_0^{\infty} x e^{-\mu x} dx}{\int_0^{\infty} e^{-\mu x} dx} = \frac{1}{\mu} \quad (۲۶-۲)$$

بنابراین مسیر آزاد میانگین به سادگی، عبارت است از عکس ضریب تضعیف خطی کل [۲۳].

۱-۴-۲-۶ ضخامت نیم لایه

احتمال اینکه باریکه فرودی، ضخامت x از ماده را بدون برهم کنش بپیماید به صورت $e^{-\mu x}$ است، از این رو سازه $e^{-\mu x}$ به طور کلی بیانگر کسری از فوتون‌هاست که بدون برخورد از درون ماده درآشامنده عبور می‌کند. ضخامت نیم لایه یعنی ضخامتی که در آن شدت پرتوها به نصف می‌رسد را به صورت زیر تعریف می‌کنیم [۲۵].

$$x = \left(\frac{1}{\mu}\right) \ln 2 \leftarrow \frac{I_0}{2} = e^{-\mu x} \quad (۲۷-۱)$$

۱-۴-۳ کاربرد پرتوی گاما در پزشکی

استفاده از انرژی در رشته‌های پزشکی و بیولوژیکی از سال ۱۸۹۵ یعنی همزمان با کشف اشعه ایکس شروع شد و متعاقب آن هر قدر اطلاعات دانشمندان درباره پدیده‌های اتمی افزایش یافت دامنه استفاده از آن وسیع‌تر گردیده است. نیاز مبرم به شناسایی و درمان امراض با استفاده از رادیو ایزوتوپ‌ها در پزشکی هسته‌ای وجود دارد [۲۹].

از جمله موارد استفاده از پرتوها به ویژه پرتوهای x و گاما می‌توان به موارد زیر اشاره کرد [۲۳]:

۱. پرتو تشخیصی که نقص موجود در موجودات زنده را با استفاده از قابلیت نفوذ پرتوی x و اختلاف چگالی میان دو ناحیه مجاور غیر همجنس به آسانی تشخیص و ارزیابی کرد.
۲. پرتو درمانی: هدف از بین بردن غده سرطانی با استفاده از پرتوی گاما که بدین منظور میدان‌ها طوری تنظیم می‌شود که حتی الامکان از پرتودهی به بافت‌های سالم جلوگیری شود.

۳. دستگاه‌های درمانی با پرتو x و گاما: به منظور درمان غده‌های موجود در بدن از خارج بدن از پرتوی x ناشی از دستگاه مولد پرتوی x و گامای ناشی از منابع پرتوزای گاما استفاده می‌شود. در یک

مرکز پرتودرمانی استفاده از گستره‌ای از پرتوها با انواع انرژی جهت درمان بیماری‌ها لازم است. چون برای درمان لایه‌های سطحی به پرتوهای کم انرژی و جهت درمان در لایه‌های عمقی‌تر به پرتوهای پر انرژی با قدرت نفوذ بیشتر نیاز است. از جمله این موارد می‌توان ۱- دستگاه اشعه x ۲- کبالت درمانی ۳- شتابدهنده خطی ۴- براکی تراپی را نام برد.

۴. پرتونگاری (رادیوگرافی): در تشخیص بیماری‌های مختلف بدن بطوریکه اشعه x ضمن عبور از بدن بیمار به فیلم رادیوگرافی برخورد می‌کند و باعث تغییراتی بر روی صفحه می‌شود.

۵. کاربرد مواد پرتوزا در پزشکی هسته‌ای: از مواد پرتوزا برای تشخیص و درمان بیماری‌ها به سه روش ۱- آزمایش و مطالعات درون تنی ۲- آزمایش و مطالعه به روش برون تنی (در محیط کشت) ۳- درمان با رادیو داروها، استفاده می‌شود.

۱-۴-۴ اثر پرتو بر بافت موجود زنده

تاثیر پرتوی گاما بر بافت بدن انسان باعث یونش و برانگیزش الکترون‌ها در اتم و دادن انرژی به بافت‌ها می‌شود. هنگام شکل‌گیری انسان، سلول‌هایی با ویژگی‌های گوناگون به وجود می‌آید، گردهمایی سلول‌ها با ویژگی یا کار مشخص یک بافت را می‌سازند. بافت‌ها در بدن آدمی با درصد‌های گوناگون وجود دارد. انرژی داده شده به بافت‌ها می‌تواند باعث تغییرات مولکول شود، که سرانجام اگر مولکول حساس زیستی باشد، فاجعه‌آمیز است. ساختمان‌های شیمیایی بدن انسان بر روی اتم‌ها و مولکول‌ها بنا نهاده شده‌اند و این اتم‌ها و مولکول‌ها هستند که با پرتوهای گوناگون برهم‌کنش انجام می‌دهند. از سوی دیگر ساختار اتمی بدن درجه برهم‌کنش را مشخص می‌سازد و سپس مولکول‌ها و ترکیب بافت‌ها، گونه آسیب پرتو را معلوم می‌کنند.

چهارگونه از این مولکول‌ها یعنی پروتئین‌ها، چربی‌ها، قندها و اسید نوکلئیک، ماکرو مولکول‌ها

هستند که بسیار بزرگ بوده و گاهی از صدها هزار اتم تشکیل شده‌اند. یکی از مولکول‌های درشت درون هسته، دی‌اکسید ریبونوکلیک اسید است که حساس‌ترین و از دید اثر پرتو بر مولکول‌ها، بحرانی‌ترین مولکول است. مولکول دیگری که بیش از همه مولکول‌ها در ماده زیستی وجود دارد، آب است. این مولکول نقش پایه‌ای انتقال انرژی به مولکول هدف را ایفا می‌کند و در اثر پرتو نقش بزرگی دارد. علاوه بر این به دلیل فراوانی مولکول‌های آب در بدن، تخریب و از بین رفتن تعداد زیادی از آنها عارضه قابل توجهی به وجود نمی‌آورد، در صورتی که اثرهای ناشی از تخریب مولکول‌های کمیاب‌تر DNA که وظایف و فعالیت‌های مهم‌تری را بر عهده دارد ضایعات زیانباری به وجود خواهد آورد [۲۸،۲۹،۳۰].

۱-۵ دز سنجی

دز سنجی تابش شاخه‌ای از دانش پرتوشناسی است که در آن کوشش می‌شود، ارتباطی کمی بین اندازه‌گیری‌های ویژه‌ای که در یک میدان تابشی انجام پذیرفته و تغییرات شیمیایی و یا زیست شناختی‌ای که میدان تابشی در ماده هدف ایجاد می‌کند برقرار ساخت. مسئله‌ی کلی دز سنجی را می‌توان به این صورت تعریف کرد که با معلوم بودن شدت میدان پرتو در یک نقطه‌ی معین، می‌توان آهنگ دز را در آن نقطه محاسبه کرد.

برهم‌کنش تابش با یک ماده هدف به تولید اتم‌ها و مولکول‌های برانگیخته و یونیده و نیز شمار زیادی الکترون‌های ثانویه منجر می‌شود. الکترون‌های ثانوی خود می‌توانند سبب بروز یونش‌ها و برانگیختگی‌های اضافی شوند، تا اینکه سرانجام انرژی همه الکترون‌ها کمتر از انرژی آستانه لازم برای برانگیزش محیط مادی خواهد شد. گذارهای الکترونی اولیه در خلال زمان‌های بسیار کوتاه ($10^{-15} \leq$) در ناحیه‌های موضعی درون مسیر پیموده شده توسط ذره باردار به انجام می‌رسند. این تغییرات که بروز آنها مستلزم جذب مستقیم انرژی تابش فرودی توسط ماده هدف است، نمایانگر

پیشندگی‌های فیزیکی اولیه‌ای هستند که تغییرات شیمیایی و فیزیکی بعدی از آنها نتیجه می‌شوند. بنابراین طبیعی است که اندازه‌گیری‌های یونش و جذب انرژی را به عنوان اساس دز سنجی تابش در نظر بگیریم.

از سال ۱۹۳۰ اندازه‌گیری تابش برحسب رونتگن^۱، یکایی بر پایه یونش در هوا، آغاز شد. در این سال‌ها پرتوهای هنوز معرفی نشده بود از آنجا که رنتگن، یکایی بر پایه یونش در هوا تعریف می‌شد، یکایی مناسب برای کاربرد تابش جذب شده توسط بخشی از بدن نبود. حدود سال ۱۹۵۰ تا ۱۹۷۵ راد^۲ به صورت یکای رسمی دز جذبی درآمد. راد به صورت erg/g ۱۰۰ تعریف می‌شود یعنی اگر تابشی از پرتو^۳ ۱۰۰ ارگ^۳ انرژی به یک گرم بافت بدهد، به بافت یک راد دز جذبی داده است. راد به گونه‌ای تعریف شده است که برای پرتوهای رونتگن و گاما پرتوهای یک رونتگن منجر به حدود یک راد دز جذبی در بافت نرم می‌شود.

دوز تابش جذب شده عبارت است از مقدار انرژی جذب شده به وسیله‌ی تابش یونی کننده در یکای جرم. یکایی که معمولاً به کار می‌رود گری^۴ (Gy) است. گری به صورت یک ژول بر کیلوگرم تعریف شده است که معادل ۱۰۰ راد می‌شود. محاسبه دوز تابش در تمام بدن و در اعضای گوناگون از لحاظ بررسی زیان‌های ناشی از تابش هنگامی که نوکلئیدهای پرتوزا برای بیمار تجویز می‌شوند حائز اهمیت است، زیرا ارزش اطلاعات به دست آمده از آزمون باید نسبت به زیان حاصل از تابش سنجیده شود. هیچ گونه حد ایمنی کاملی وجود ندارد و کل دوز تابش جذب شده باید حداقل مقداری باشد که برای انجام آزمون در یک مدت زمان نسبتاً کوتاه لازم است. اگر یک نوکلئید پرتوزا برای درمان تجویز شود دوز تابشی دریافتی در تمام بدن یا در عضوی که هدف تابش است می‌تواند یک عامل محدود کننده باشد. بنابراین دوز تابش نه فقط برای عضو هدف بلکه برای سایر قسمت‌های بدن نیز باید

^۱ Rontgen

^۲ Rad

^۳ Erg

^۴ Gray

ارزیابی شود [۲۸،۲۹،۳۱].

۱-۵-۱ محاسبه‌ی دوز تابش جذب شده

آن مقدار انرژی تابشی که نوکلئید پرتوزا به یک عضو می‌دهد همه یا قسمتی از آن در همان عضو جذب می‌شود. اگر تمام انرژی داده شده و قسمتی از آن که در عضو جذب می‌شود، معلوم باشند، آنگاه کل انرژی جذب شده برابر است با حاصل ضرب آن دو. دوز تابش جذب شده با تقسیم این انرژی بر جرم عضو هدف و تبدیل آن به یکاهای مناسب به دست می‌آید. برای گسیل کننده خالص بتا می‌توان فرض کرد که انرژی گسیل شده و جذب شده در عضو با هم برابرند، زیرا گستره‌ی ذرات بتا کم است. بنابراین کسر انرژی جذب شده مساوی با یک خواهد بود. در مورد نوکلئیدهای گسیل کننده گاما، کسری از انرژی گسیل شده از پرتوزایی در عضو (عضو چشمه‌ی تابش) که به وسیله‌ی یک عضو دیگر جذب می‌شود (عضو هدف) باید معلوم باشد. سپس با دانستن جرم عضو هدف، می‌توان دوز تابش جذب شده در عضو هدف را محاسبه کرد [۱۶،۲۵،۲۹].

۱-۵-۲ دزیمتری پرتوی گاما

دزیمتری پرتوها، اندازه‌گیری کمی پرتوی یون ساز است. در گذر پرتوهای گاما از بافت بدن برهم‌کنش‌های گوناگونی رخ می‌دهد که برآیند آنها جذب انرژی پرتوی گاما به وسیله عناصر سازنده بافت بدن انسان است.

شناخت توزیع زاویه‌ای، انرژی و شعاعی پرتوهای گاما از اطلاعات مهم باریکه‌های فوتونی بوده است. از همین رو باید مقدار اشعه‌ای که در حجم معین بدن و در عمق متفاوت از آن جذب می‌شود را معلوم کرد که به این سنجش اصطلاحاً دز و دز عمقی می‌گوییم.

گذر مستقیم پرتو از بافت باعث به وجود آمدن اثرهای دیده شدنی نمی‌گردد، برخورد این پرتوها با اتم‌های سر راه، اثرهایی که به طور مستقیم قابل دیدن نیستند، را ایجاد می‌کند. این تاثیرها می‌تواند فیزیکی، شیمیایی و یا زیستی باشد. هر گونه از این تاثیرهای فیزیکی، شیمیایی و یا زیستی می‌تواند برای اندازه گیری پرتوی گاما در یک نقطه به کار رود. شخصی که در معرض پرتوی گاما قرار می‌گیرد دز به تمام بدنش می‌رسد، فوتون‌ها بردشان محدود است و به عمق بدن نفوذ می‌کنند، توزیع دز به انرژی پرتوی گاما و نوع بافتی که در معرض تابش قرار می‌گیرد بستگی دارد [۹،۱۰،۲۳،۲۸].

۱-۶ نتیجه گیری

جذب انرژی پرتو یوننده در موجودات زنده سبب بروز تغییراتی در ساختار و عملکرد آنها می‌شود که مطالعه کمی و کیفی آن، موضوع دانش زیست پرتوشناختی را تشکیل می‌دهد. تغییرات مزبور ناشی از واکنش‌هایی است که موجود زنده در قبال انرژی جذب شده پرتوها از خود نشان می‌دهد. به طور کلی فرض بر این است که تابش از طریق دو ساز و کار متفاوت تاثیر مستقیم و تاثیر غیر مستقیم، سبب بروز اثرهای زیست شناختی می‌شود، اثرهای مستقیم ناشی از تاثیر اولیه تابش (تجزیه شیمیایی مولکول‌ها در اثر یونش و برانگیختگی آنها) و اثرهای غیر مستقیم ناشی از تاثیرهای شیمیایی بعدی حاصل از بنیان‌های آزاد و دیگر فرآورده‌های شیمیایی است.

اثرات بهداشتی پرتوگیری نیز به دو گروه آثار حاد و تاخیری تقسیم می‌شود:

الف) آثار حاد معمولاً ناخوشی تابشی^۱ نامیده می‌شوند، علائم این ناخوشی بستگی به مقدار دز دریافت شده دارند. به ترتیب افزایش دز این علائم عبارت‌اند از تب، خونریزی داخلی، اسهال و استفراغ، لرزه و رعشه، انقباض عضلات و حالت اغما.

^۱ Radiant illness

ب) آثار تاخیری به شکل سرطان و آثار توارثی بروز می‌کند و برای بررسی آن باید به اصطلاحات

زیر توجه داشت:

آثار جسمی: آثاری که در نتیجه آنها ناخوشی ناشی از تابش در شخص پرتو دیده ظاهر می‌شود.

آثار توارثی: آثاری که فقط فرزندان شخص پرتو دیده به دلیل آسیبی که در اثر تابش به

ارگانهای تولید مثل رسیده است دیده می‌شوند.

آثار تصادفی: آثاری که احتمال وقوع آنها تابعی از دز تابش دریافت شده است.

فصل دوم

تشیه سازی های انجام شده به وسیله کد MCNPX

۱-۲ مقدمه

یکی از راه کارهای حل مسائل آماری روش مونت کارلو می باشد، که در شاخه های مختلف علوم کاربردهای زیادی دارد. از این روش در فیزیک پزشکی نیز برای شبیه سازی برهم کنش های مختلف در دزیمتری، طراحی درمان و ... استفاده می شود. کد ^۱MCNPX از جمله کدهایی است که با روش مونت کارلو به دست آمده و یکی از قدرتمندترین کدها در ترابرد ذرات می باشد. در این فصل به معرفی برخی از کارتهای این کد که در این پژوهش از آنها استفاده نموده ایم پرداخته و شبیه سازی های انجام شده با آن را نیز دستورالعمل هایی که برای انجام محاسبات از طریق این کد انجام گرفته می پردازیم.

۲-۲ معرفی کد MCNPX

هدف کلی کد MCNPX ترابرد تابش مونت کارلو است، که تقریباً تمامی ذرات را در تقریباً تمام انرژی ها ترابرد می کند. این کد نسل بعدی سری کدهای ترابرد مونت کارلو است که در سال ۱۹۶۳ توسط لوس آلاموس، تحت عنوان MCS، تهیه شد. این کد N ذره ای می تواند برای محاسبات ترابرد نوترون، فوتون، الکترون و حداقل ۳۰ نوع ذره مختلف مورد استفاده قرار گیرد. محدوده انرژی که ذرات فوتون و الکترون می توانند ترابرد شوند از ۱ keV تا ۱۰۰۰ MeV است [۳۲،۳۳].

۱-۲-۲ کاربرد

از جمله کاربردهای کد MCNPX می توان به رادیو گرافی، پرتو پزشکی، فیزیک پزشکی، دزیمتری، ایمنی و بحرانیت هسته ای، طراحی حفاظ، اکتشافات نفت، طراحی راکتورهای شکافت، طراحی آشکارسازها، ردیابی مواد هسته ای و در واقع تمام مسائلی که با انواع پرتوها سر و کار دارند

۱- Monte Carlo N-Particale

اشاره کرد [۳۲].

۲-۲-۲ مشخصات کد MCNP

این کد از یک فایل ورودی (حاوی اطلاعات مسئله) تشکیل شده است که در این فایل می‌توانیم با استفاده از روش‌های جالب توجه و مهم کاهش واریانس زمان انجام محاسبات و خطاهای موجود را کاهش داده، مجموعه وسیعی از داده‌های سطح مقطع برای تمام اندرکنش‌هایی که فوتون، نوترون و الکترون در محل انجام می‌دهد را به دست آوریم، همچنین این کد در تولید چشمه‌های عمومی، سطحی، حجمی و غیره نیز توانایی دارد [۳۲].

۳-۲-۲ ساختار فایل ورودی کد MCNP

فایل ورودی کد، شامل اطلاعات مسئله از جمله هندسه، تعیین مواد، چشمه‌ی موجود و خروجی‌های تعیین شده توسط کاربر می‌باشد. هر کدام از این اطلاعات به صورت جداگانه در سه قسمت کارت سلول، کارت سطوح و کارت داده تعریف می‌شوند و هر قسمت با یک خط خالی از قسمت دیگر جدا می‌شود.

در سطر اول برنامه توضیحات عنوان برنامه مطرح می‌شود که توسط کد خوانده نمی‌شود. در هر سطر حداکثر ۸۰ کاراکتر می‌تواند قرار گیرد و در صورت بیشتر بودن پارامترها با گذاشتن علامت & در انتهای سطر، ادامه‌ی پارامترها باید از سطر بعد نوشته شود [۲۳،۳۳].

۱-۳-۲-۲ کارت سلول

منظور از سلول هر ناحیه‌ای از فضا است که توسط سطح یا سطوحی محدود شده باشد. فرم کلی یک کارت سلول به شکل زیر است:

j m d geom

j = شماره سلول می باشد که در ستون ۱ تا ۵ نوشته می شود.

m = شماره ماده (خلا با شماره ماده صفر نشان داده می شود)

d = چگالی ماده داخل سلول (برای خلا در این قسمت چیزی نوشته نمی شود) برای چگالی

اتمی ماده (atom/barn-cm) با علامت مثبت و برای چگالی جرمی ماده (gr/cm^3) با علامت منفی در نظر گرفته می شود.

geom = پارامترهای مشخصه ی سلول (لیست سطوح تشکیل دهنده سلول) می باشد.

۲-۲-۳-۲ کارت سطوح

در کارت سطح همانند کارت سلول از ستون ۱ تا ۵ شماره هر سطح می باشد. بعد از حداقل یک فاصله نوع سطح (کره، استوانه، صفحه و ...) با استفاده از یک علامت مشخص که برای کد تعریف شده است، قرار می گیرد. سپس مشخصات ابعاد سطح (بعد، شعاع و ...) مورد نظر بر حسب سانتی متر را قرار می دهیم.

نمایش کلی این کارت به شکل زیر می باشد:

مشخصات ابعاد	نوع سطح	شماره سطح
--------------	---------	-----------

۲-۲-۴ کارت داده

کارت داده که آخرین قسمت فایل ورودی است، شامل نوع ذرات موجود در برنامه، مواد، چشمه ها، نوع خروجی یا تالی، روش های کاهش واریانس و ... است. در زیر به معرفی هر کدام از این

کارت‌ها پرداخته‌ایم [۳۲].

۲-۲-۴-۱ کارت تعیین نوع مساله (Mode)

این کارت یکی از کارت‌های اصلی کد می‌باشد که تعیین کننده نوع مسئله (نوع ذره ترابرد شونده) است و به صورت زیر می‌باشد:

Mode pl_1 pl_2 ...

که pl نوع ذره مثلا الکترون (e)، فوتون (p)، نوترون (n) و ... می‌باشد.

۲-۲-۴-۲ کارت اهمیت سلول (Imp)

با استفاده از این کارت اهمیت تمام ذراتی که در کارت Mode تعریف شده است، در هر سلول مشخص می‌شود. Imp باعث کاهش زمان اجرای برنامه نیز می‌شود و از ردیابی ذره در مناطقی که اهمیت کمتری دارند، جلوگیری می‌شود. شکل کلی دستور به صورت زیر می‌باشد:

Imp: pl I_1 I_2 ... I_n

که در آن pl نوع ذره و به جای آن برای فوتون (p)، الکترون (e) و نوترون (n) قرار می‌گیرد و I اهمیت سلول شماره ۱ تا n می‌باشد. I معمولا به صورت صفر و یک انتخاب می‌شود و با مرتبه‌هایی از 2^n برای افزایش اهمیت سلول تغییر می‌کند. اهمیت بیرونی‌ترین سلول صفر در نظر گرفته می‌شود تا ترابرد ذرات در این سلول در نظر گرفته نشود و برنامه متوقف شود.

۲-۲-۴-۳ کارت تعریف چشمه (SDEF)

هر فایل ورودی باید دارای یک چشمه ذرات باشد که به طور کلی با دستور SDEF در قسمت داده‌ها تعریف می‌شود. در قسمت SDEF پارامترهای بسیاری را می‌توان تعریف کرد، مانند نوع ذره،

انرژی، مکان، جهت گسیل ذرات و غیره. اگر دستور SDEF به تنهایی وارد شود و هیچ پارامتر دیگری برای آن تعریف نشود، یک چشمه نقطه‌ای همگن نوترون با انرژی ۱۴ MeV واقع در مبدا مختصات تعریف می‌شود. مقدار هر یک از پارامترهای چشمه می‌تواند به سه حالت ۱- ثابت و مشخص (برای مثال یک انرژی منفرد) ۲- دارای یک توزیع مشخص و مستقل ۳- وابسته به یک متغیر دیگر باشد. مورد اول به راحتی قابل تعریف است در ادامه به توضیح مورد دوم می‌پردازیم.

۲-۲-۴-۳-۱ تعریف یک تابع توزیع مستقل

پارامترهای چشمه (SDEF) ممکن است دارای یک تابع توزیع خاص (مثلاً یک توزیع زاویه‌ای همسانگرد) باشند. برای مشخص کردن متغیری که دارای توزیع است، مقدار آن پارامتر را برابر با dn قرار می‌دهیم و با استفاده از کارت‌های SIn و SPn شکل تابع توزیع را تعریف می‌کنیم. n در اینجا یک عدد درست از ۱ تا ۹۹۹ است. شکل کلی این پارامتر به صورت زیر تعریف می‌شود:

SIn	option	I_1	I_2	I_3	...
SPn		p_1	p_2	p_3	...

option، نوع توزیع را نشان می‌دهد و با یکی از حروف H ، L و A جایگزین می‌شود. H برای نشان دادن توزیع هیستوگرام، L توزیع چشمه گسسته، A توزیع چشمه به صورت نقطه به نقطه و در جایی که توزیع چگالی احتمال مشخص باشد استفاده می‌شود. I نیز مقادیر متغیر چشمه و یا اعداد توزیع هستند. در قسمت SPn ، احتمال‌های مربوط به توزیع‌ها قرار می‌گیرد (p_1 احتمال مربوط به توزیع I_1).

۲-۲-۴-۴-۲ کارت تعریف ماده

برای تعریف یک ماده باید ایزوتوپ‌های تشکیل دهنده آن و درصد وزنی یا اتمی آن‌ها در ماده مورد نظر را مشخص کنیم. یک ماده به طور کلی به صورت زیر تعریف می‌شود:

Mn ZAID₁ f₁ ZAID₂ f₂

که در آن M شماره ماده است (اگر در تعریف سلول‌های مسئله از موادی با نام‌های ۱، ۲ و ۳ استفاده کنیم، در قسمت کارت داده مواد با نام‌های M₁، M₂ و M₃ معرفی می‌شوند). ZAID عددی است که نوع ایزوتوپ را نشان می‌دهد و با استفاده از $1000 \times Z + A$ (Z عدد اتمی و A عدد جرمی) محاسبه می‌شود. f_i نیز درصد وزنی با علامت منفی یا درصد اتمی با علامت مثبت می‌باشد. برای یک ماده تک ایزوتوپی خالص درصد اتمی (یا وزنی) برابر یک است [۳۲].

۲-۲-۴-۵ کارت تعیین خروجی مسئله (Fn)

با استفاده از این کد می‌توان کمیت‌های فیزیکی مرتبط با جریان، شار و یا انرژی تخلیه شده را محاسبه نمود. به این منظور از خروجی‌های استاندارد یا تالی‌ها (Tally) استفاده می‌کنیم. یک تالی با تعیین نوع آن و نوع ذره، به صورت [Fn: p1 S1 ... Si] تعریف می‌شود که p1 معرف نوع ذره است، برای فوتون با P، برای الکترون با e و نوترون با n نشان داده می‌شود. Si ها شماره سلول‌هایی هستند که خروجی در سطح آن‌ها یا در حجم آن‌ها تعریف می‌شود. n نیز یک عدد صحیح حداکثرسه رقمی است که رقم آخر آن نوع تالی را مشخص می‌کند. تالی‌ها برای ذراتی قابل تعریف هستند که در کارت Mode تعریف شده‌اند.

جدول ۲-۱: انواع تالی‌های قابل تعریف در کد

تالی	توصیف	واحد
F4	شار سلولی	Cm ² /تعداد ذره
F6	انرژی تخلیه شده در سلول	MeV/g
F8	توزیع انرژی حاصل از پالس‌های تولید شده	تعداد پالس

F4-۲-۴-۵-۱ تالی

یکی از پارامترهای مهم در فیزیک شار می باشد که به صورت (واحد سطح/تعداد ذره) تعریف می شود. منظور از سطح نیز سطحی است که بر مسیر ذرات عمود می باشد. این تالی شار ذرات را با تخمینی از طول مسیر پیموده شده در درون سلول محاسبه می کند. اگر طول مسیر طی شده را با T_l و میانگین پویش آزاد را با $\bar{\lambda}$ نمایش دهیم در این صورت داریم:

$$\Sigma_t \phi V \rightarrow \phi = \frac{T_l}{V} = \frac{T_l}{\bar{\lambda}} = \text{تعداد برخوردها} = \text{تعداد پویش آزاد ذره}$$

که در این رابطه V ، حجم ناحیه مورد نظر، Σ_t ، سطح مقطع کل و از طرفی $\bar{\lambda} = \frac{1}{\Sigma_t}$ می باشد.

در این تالی F4 با استفاده از رابطه زیر شار حجمی را محاسبه می کند:

$$\text{F4: } \iiint_{V, E} \phi(\bar{r}, E, t) dE dt dV / V$$

بنابراین تالی F4 شار متوسط درون سلول را محاسبه می کند و واحد آن $(\text{ذره}/\text{cm}^2)$ است.

F6-۲-۴-۵-۲ تالی انرژی (F6)

تالی F6 مقدار انرژی حاصل از اندرکنش ذره بر واحد جرم یک سلول را بیان می کند که گاهی تالی کرما نیز نامیده می شود. همچنین این تالی دز جذبی را نیز محاسبه می کند زیرا مقدار انرژی در واحد جرم باعث افزایش کرما در آن جرم می شود [۳۴].

$$\text{F6: } \frac{\rho_a}{\rho_g} \iiint_{V, E} H(E) \cdot \Phi(\bar{r}, E, t) dE dt dV / V$$

ρ_a : چگالی اتمی (atom/barn-cm)

ρ_g : چگالی جرمی (g/cm^3)

و $H(E)$ ، میزان انباشت انرژی بر حسب ($MeV/collision$) می باشد.

۲-۲-۴-۵-۳ تالی F8

تالی F8، تالی ارتفاع پالس^۱ نامیده می شود که در واقع مقدار فراوانی ذرات ثبت شده در هر سلول را بیان می کند. از تالی F8* می توان برای محاسبه دز در هر سلول استفاده نمود به شرطی که بر واحد جرم آن سلول نیز تقسیم گردد. این تالی به طور ذاتی به صورت آنالوگ محاسبه می کند، در نتیجه این تالی با نوترون ها و روش های کاهش واریانس سازگار نیست و بازه بندی انرژی در این تالی به صورت زیر می باشد:

E8 0 1e-5 E₁ E₂ ...

دلیل در نظر گرفتن بازه 1e-5 به خاطر اندرکنش Knock-on الکترون می باشد.

۲-۲-۴-۶ کارت تقسیم بندی انرژی خروجی (En)

اگر از کارت خروجی مسئله به تنهایی استفاده شود مقدار کلی کمیت خواسته شده ، به عنوان خروجی نمایش داده می شود ولی اگر نیاز باشد که خروجی بر حسب طیف انرژی داده شود باید از کارت تقسیم بندی انرژی (En) استفاده کنیم. فرم این دستور به صورت زیر می باشد:

En E1 ni Ek

^۱ Pulse Height Tally

n شماره خروجی، Ek آخرین بازه انرژی و ni تعداد تقسیم بندی انرژی می باشد.

۵-۲-۲ کارت قطع برنامه

یکی از بخش های مهم در این کد تعیین زمان مناسب برای ردگیری ذرات و تعداد ذراتی که باید ردگیری شوند می باشد. از کارت های قطع به منظور خاتمه دادن به انجام محاسبات توسط کد MCNP استفاده می شود. در زیر به توضیح کارت های قطع CTME و NPS می پردازیم.

۱-۵-۲-۲ کارت قطع زمان (CTME)

در صورتی که بخواهیم اجرای یک برنامه بعد از مدت زمان مشخصی متوقف شود از این کارت استفاده می کنیم. فرم کلی این دستور به صورت زیر است که m مدت زمان اجرای برنامه می باشد.

CTME m

۲-۵-۲-۲ کارت قطع ذره (NPS)

این کارت تعداد ذره خروجی از چشمه را که می خواهیم ردگیری شوند مشخص می کند و بعد از ردگیری تعداد ذرات مشخص شده برنامه متوقف می شود. شکل کلی این دستور به صورت زیر است که در آن n تعداد تاریخچه های ذرات می باشد.

NPS n

۶-۲-۲ فایل خروجی کد MCNP

پس از پایان اجرای برنامه، نتایج محاسبات در فایل خروجی ذخیره می گردد. فایل خروجی حاوی اطلاعات زیادی شامل فایل ورودی، فرآیند محاسبات آماری، نتایج خروجی و ... است. این

اطلاعات در غالب ۳۲ جدول در فایل خروجی قابل نمایش است. همچنین جهت بررسی دقت وصحت محاسبات ۱۰ چک آماری مختلف برای هر کدام از تالی‌های خواسته شده انجام و به کاربر نشان داده می‌شود. در فایل خروجی میانگین تالی (Mean)، خطا (Error)، واریانس واریانس (VOV) و شیب بزرگترین تاریخچه (Slope) تالی نشان داده می‌شود و میزان اطمینان جواب‌های تالی بررسی می‌شود [۳۲].

۲-۲-۷ تخمین خطاهای مونت کارلو

از آنجا که فرآیند سیستم یک فرآیند کاملاً آماری است و نیز رفتار سیستم کاملاً آماری فرض می‌شود، بنابراین کد پارامترهایی را محاسبه و در فایل خروجی چاپ می‌کند که به کمک آنها کاربر می‌تواند علاوه بر بررسی دقت محاسبات، از انجام درست محاسبات نیز اطمینان حاصل کند. خطای نسبی که، کد MCNP محاسبه می‌کند متناسب با $1/\sqrt{N}$ است که N، تعداد ذرات مورد استفاده در ترابرد می‌باشد و بدین ترتیب هر چه تعداد تاریخچه ذرات بیشتر باشد خطای محاسبه کمتر می‌شود. خطای نسبی تخمین زده شده می‌تواند به منظور شکل دادن به بازه‌های اطمینان تالی استفاده شود، این بازه‌های اطمینان تنها به دقت محاسبات مونت کارلو اشاره دارد نه به صحت نتایج، با توجه به مقدار خطای نسبی می‌توان کیفیت جواب‌های بدست آمده برای تالی را بررسی کرد. اگر خطای نسبی در محدوده ۱-۰/۵ باشد تالی بی اعتبار است، در محدوده ۰/۲-۰/۱ قابل تردید و برای کمتر از ۰/۱ عموماً قابل اعتبار است. کد MCNP برای آگاه کردن کاربر درباره رفتار اشتباه برنامه، کمیتی به نام عدد شایستگی را معرفی می‌کند که به صورت $FOM = \frac{1}{R^2 T}$ تعریف می‌شود. در این رابطه T زمان سپری شده توسط کامپیوتر و R خطای نسبی است. به علت اینکه R^2 با $1/N$ و T با N متناسب است، FOM باید با افزایش N، مقدار ثابتی داشته باشد. با بررسی این کمیت‌ها و ثابت بودن FOM می‌توان از خوش‌رفتار بودن تالی و کیفیت جواب‌ها اطمینان پیدا کرد. اگر خطای تالی مورد استفاده،

در خروجی برنامه در محدوده قابل قبول نباشد می‌توان با افزایش زمان اجرای برنامه و یا افزایش تعداد ذرات خطا را کاهش داد. همچنین با کم کردن بازه انرژی (زیاد شدن پهنای انرژی) می‌توان به نتیجه مطلوب دست یافت، زیرا هر چه پهنای بازه‌ی انرژی زیادتر باشد تعداد ذرات در آن بازه زیاد شده و بدین ترتیب خطا در آن بازه کم می‌شود و یا می‌توان از سایر روش‌های کاهش خطا استفاده کرد [۳۲،۳۳].

۲-۳ شبیه سازی‌های انجام شده در این پژوهش

۲-۳-۱ شبیه سازی فانتوم آب و چشمه

در این پژوهش با استفاده از کد شبیه سازی مونت کارلو MCNPX به بررسی آسیب‌های ناشی از چشمه ^{192}Ir گاما دهنده با انرژی و فراوانی‌های ارائه شده در جدول ۲-۳، بر روی DNA پرداخته‌ایم. جهت شبیه سازی در این کد به یک فایل ورودی شامل هندسه مساله، ویژگی‌های چشمه، خصوصیات عناصر مورد استفاده و تعریف خروجی‌های مورد نظر نیاز داریم. برای اعمال هندسه مساله، یک فانتوم کروی حاوی آب که یک چشمه نقطه‌ای در مرکز آن قرار دارد و ۱۳ سلول کروی با شعاع ۳۰ میکرومتر حاوی استوانه‌هایی با ابعاد نانو در درون آن‌ها (به عنوان ابعادی از DNA) در نظر گرفتیم. با توجه به آنکه چشمه ایریدیوم دارای انرژی متوسط 0.36 MeV می‌باشد و پویش آزاد متوسط پرتوهای گاما با این انرژی در آب $9/43\text{ g/cm}^2\text{ mpf}$ است، لذا سلول‌ها را در فواصل 0.00425 mpf ، 0.00488 mpf ، 0.00551 mpf ، 0.00615 mpf ، 0.00679 mpf ، 0.00742 mpf ، 0.00806 mpf ، 0.01 mpf ، 0.05 mpf ، 0.1 mpf ، 0.16 mpf ، 0.2 mpf ، 0.27 mpf قرار دادیم (فواصل دورتر به دلیل بالا بودن خطای آماری قابل بررسی نبود). در راستای محور y ، سیزده سلول در فواصل مختلف 0.04 ، 0.046 ، 0.052 ، 0.058 ، 0.064 ، 0.07 ، 0.076 ، 0.1 ، 0.15 ، 1 ، 1.5 و $2/5$ سانتی

متر که استوانه‌هایی با شعاع ۱۰۰ nm و ارتفاع ۳۰۰ nm به عنوان تشبیه‌ای از ابعادی که DNA در آن قرار دارد در نظر گرفته‌ایم. تمامی سلول‌ها و استوانه‌ها نیز با آب پر شده است. به طور تقریبی تمامی فواصل بر اساس ضرایبی از پویش آزاد میانگین که با استفاده از ضرایب تضعیف جرمی موجود در سایت nist x com، طبق فرمول ۱-۲ به دست آمده است، لحاظ شدند.

$$\lambda(cm) = \frac{1}{\mu(cm^{-1})} \quad (1-2)$$

$$\text{آب: } \mu\left(\frac{cm^2}{g}\right) = \frac{\mu(cm^{-1})}{\rho(g/cm^2)} = 0.106\left(\frac{cm^2}{g}\right) \rightarrow \lambda(cm) = \frac{1}{\mu(cm^{-1})} = 9.43(cm)$$

$$\text{بافت نرم: } \mu\left(\frac{cm^2}{g}\right) = \frac{\mu(cm^{-1})}{\rho(g/cm^2)} = 0.1052\left(\frac{cm^2}{g}\right) \rightarrow \lambda(cm) = \frac{1}{\mu(cm^{-1})} = 9.14(cm)$$

$$\text{ماهیچه: } \mu\left(\frac{cm^2}{g}\right) = \frac{\mu(cm^{-1})}{\rho(g/cm^2)} = 0.1052\left(\frac{cm^2}{g}\right) \rightarrow \lambda(cm) = \frac{1}{\mu(cm^{-1})} = 9.05(cm)$$

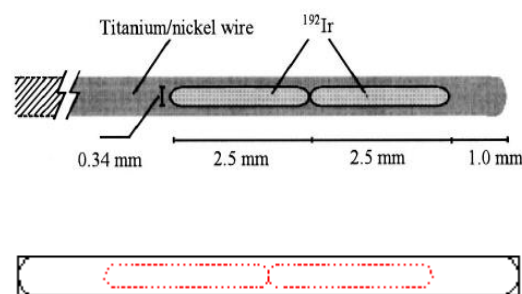
همچنین ترکیب اتمی و درصد وزنی مواد تشکیل دهنده آب با چگالی $0.998 g \cdot cm^{-3}$ ، در

جدول زیر درج شده است.

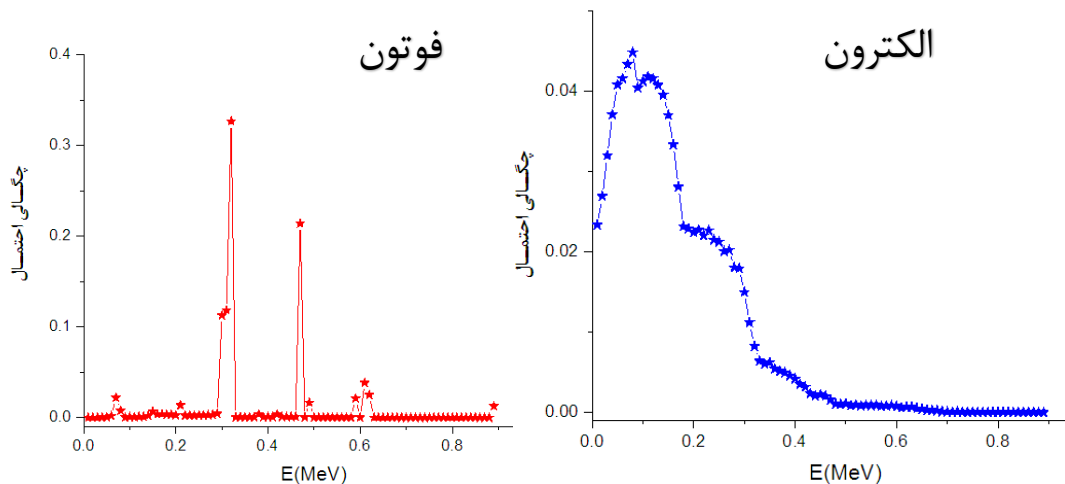
جدول ۲-۲: ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده آب با چگالی $0.998 \frac{g}{cm^3}$ [۳۶].

نام عنصر	درصد وزنی
هیدروژن	۱۱/۱۱
اکسیژن	۸۸/۸۹

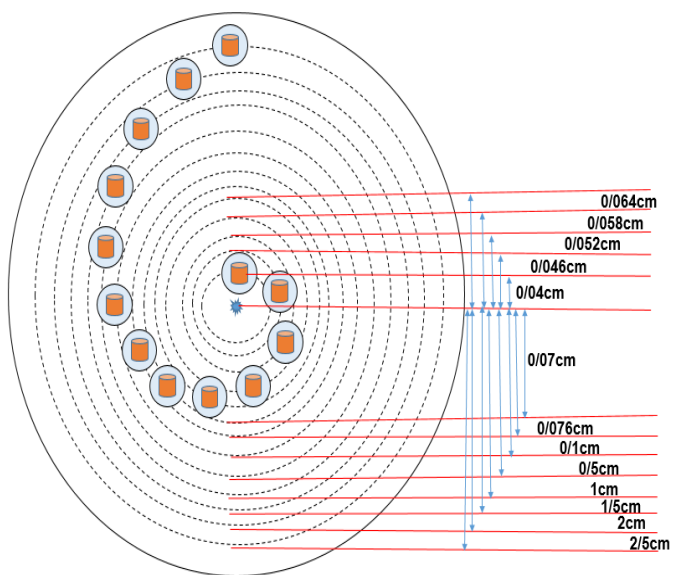
چشمه ایریدیوم در براکی تراپی به صورت دو کپسول استوانه‌ای فلز ایریدیوم با یک پوشش از جنس نیکل و تیتانیوم استفاده می‌شود، که در اینجا ما نیز ابتدا این چشمه را با ابعاد مشخص شده در کار انگلوپلوس [۳۷] درون استوانه‌ای بسیار نزدیک به آن (جهت همسانگرد سازی چشمه در همه‌ی جهات) قرار داده و شار فوتون و الکترون خروجی از این چشمه را در این استوانه با استفاده از تالی شار حجمی در ۹۰ بازه یکسان انرژی بین ۰ تا ۰/۹ MeV محاسبه نمودیم. سپس با رسم نمودار شار بر حسب انرژی و تقسیم هر کدام از مقادیر شار بر سطح زیر نمودار تابع احتمال آن را محاسبه نموده و طیف فوتون و الکترون را که در شکل ۱-۲ (ب) نشان داده شده است، به دست آوردیم. از این مقادیر طیف خروجی فوتون و الکترون‌های ثانویه به صورت یک چشمه نقطه‌ای در مرکز کره‌ای با شعاع ۴ سانتی متر که سیزده سلول در فواصل مختلف آن قرار دارد، استفاده کردیم. شکل ۱-۲ (الف) چشمه براکی تراپی ایریدیوم و نمایشی از چشمه شبیه سازی شده با طول کل ۰/۷ cm را نشان می‌دهد و شکل ۲-۲ نمایشی از شبیه سازی چشمه نقطه‌ای، سلول‌ها و DNA به صورت بزرگنمایی شده، می‌باشد.



شکل (۱-۲): (الف) نمایشی از چشمه براکی تراپی ^{192}Ir .



شکل (۲-۱): طیف فوتون و الکترون مورد استفاده در این پژوهش.



شکل (۲-۲): نمایی از هندسه مورد استفاده در کد MCNPX

جدول ۲-۳: انرژی و فراوانی پرتوهای گاما چشمه ^{192}Ir [۳۶].

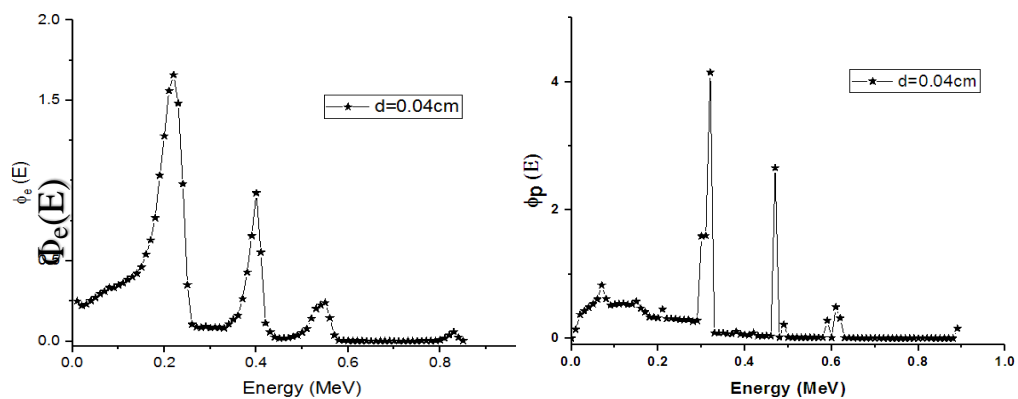
انرژی (MeV)	شدت گسیلی	انرژی (MeV)	شدت گسیلی
۶۱/۴۹	۰/۰۰۵۲۲۳۷	۲۸۳/۲۷	۰/۰۰۱۱۷۵۳
۶۳	۰/۰۰۸۹۲۳۹	۲۹۵/۹۶	۰/۱۲۵۰۲۱۷
۶۵/۱۲	۰/۰۱۱۴۴۸۷	۳۰۴/۴۶	۰/۱۲۹۲۰۰۷
۶۶/۸۳	۰/۰۱۹۴۱۴۹	۳۱۶/۵۱	۰/۳۶۰۰۴۷
۷۱/۰۸	۰/۰۰۱۰۴۴۷	۳۷۴/۴۹	۰/۰۰۳۱۷۷۷
۷۱/۴۱	۰/۰۰۲۰۴۵۹	۴۱۶/۴۷	۰/۰۰۲۹۱۶۵
۷۳/۳۶	۰/۰۰۰۶۹۶۵	۴۶۸/۰۷	۰/۲۰۸۱۲۲۹
۷۵/۳۷	۰/۰۰۲۳۰۷۱	۴۸۴/۵۸	۰/۰۱۳۸۸۶۴
۷۵/۷۵	۰/۰۰۴۴۸۳۷	۴۸۹/۰۶	۰/۰۰۱۹۱۵۹
۷۷/۸۳	۰/۰۰۱۶۱۰۶	۵۸۸/۵۸	۰/۰۱۹۶۷۶۱
۱۳۶/۳۴	۰/۰۰۰۸۷۰۶	۶۰۴/۴۱	۰/۰۳۵۶۹۵۶
۲۰۱/۳۱	۰/۰۰۲۰۴۵۹	۶۱۲/۴۶	۰/۰۲۳۲۴۵۶
۲۰۵/۷۹	۰/۰۱۴۵۳۹۴	۸۸۴/۵۴	۰/۰۱۱۲۶۲۴

به دلیل رخ دادهای فوتوالکتریک و کامپتون برای فوتونهای گسیلی از چشمه ^{192}Ir ، انرژی آنها تغییر کرده و به تبعه آن الکترونهای ثانویه با انرژیهای متفاوت تولید می‌شوند. به همین دلیل با استفاده از کد MCNPX، ابتدا شار کل و دز الکترونها و فوتونهای حاصل از این چشمه نقطه‌ای را در استوانه‌هایی که با ابعاد تقریبی DNA شبیه سازی شده است، محاسبه کردیم.

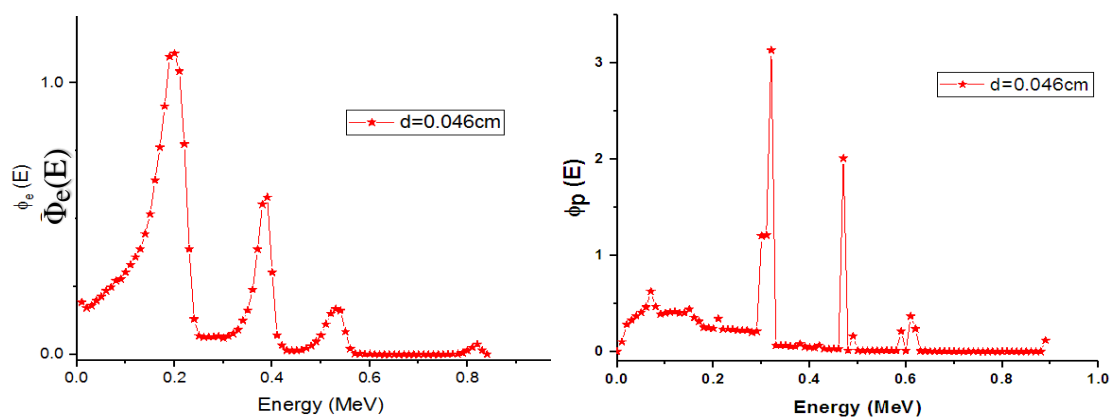
۲-۳-۲ محاسبه شار حجمی الکترون و فوتون در فانتوم آب، بافت نرم و ماهیچه

با استفاده از کد شبیه سازی MCNPX تالی شار حجمی (f4) شار فوتون‌ها و الکترون‌های ناشی از آن را در ۹۰ انرژی مختلف، بین بازه ۰ تا ۰/۹ MeV در درون DNAها با فواصل متفاوت از چشمه محاسبه کردیم. تالی f4 بر اساس طول مسیر به بررسی شار فوتون‌ها و الکترون‌ها می‌پردازد که جهت کاهش خطای آماری شبیه سازی‌ها، برنامه را برای مدت زمان ۱۶۰۰۰ دقیقه با روش کاهش واریانس برخورد اجباری (fcl) و افزایش اهمیت سلول مورد نظر اجرا کردیم. (خطاهای آماری برنامه‌ها دارای بیشترین مقدار ۰/۵٪ بود).

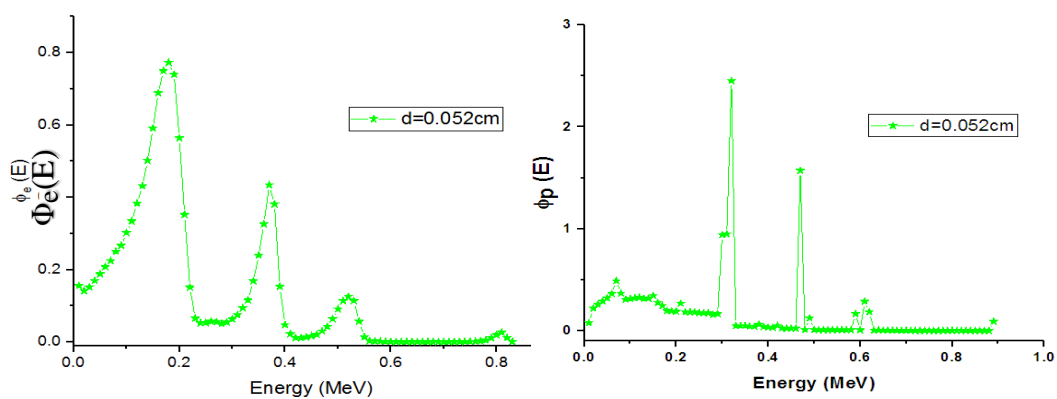
شکل‌های زیر شار فوتون‌ها و الکترون‌ها در DNAهای شبیه سازی شده، بر حسب انرژی در فواصل مختلف از چشمه را نشان می‌دهند. همانطور که مشاهده می‌شود شار فوتون در DNAهای نزدیک‌تر بیشتر و با نفوذ به عمق به دلیل پدیده‌های تضعیف فوتونی در محیط از شدت فوتون‌ها کاسته شده است. همچنین در انرژی‌های تقریباً ۰/۳، ۰/۵ و ۰/۶ MeV مقادیر شارپی در شار فوتون دیده می‌شود که می‌تواند به دلیل شدت فوتون‌های گسیلی از چشمه و همچنین با توجه به نمودار تابع احتمال اندرکنش پرتوهای گاما در فصل اول به دلیل رخداد پدیده کامپتون در این انرژی‌ها باشد. شار الکترون‌ها نیز مشابه شار فوتون‌ها در فواصل نزدیک‌تر بیشتر و با نفوذ به عمق از شدت آن‌ها کاسته شده است. در انرژی‌های ۰/۲، ۰/۴ و ۰/۵۵ MeV نیز در فواصل نزدیک، دارای قله می‌باشند و با افزایش فاصله این قله‌ها به انرژی‌های کمتر منتقل شده است، زیرا این الکترون‌ها ناشی از فوتو الکترون‌های پدیده فوتو الکترون و الکترون‌های پراکنده شده از اثر کامپتون، فوتون‌ها می‌باشند و الکترون به دلیل باردار بودن به صورت پیوسته انرژی از دست داده و قله‌ها به انرژی‌های کمتر شیفت پیدا کرده‌اند.



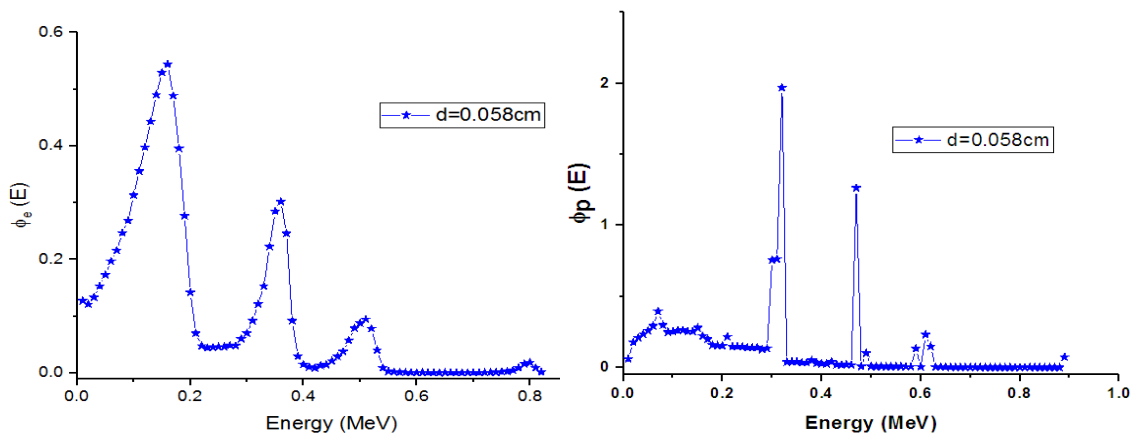
شکل (۳-۲): شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله ۰/۰۴cm از چشمه.



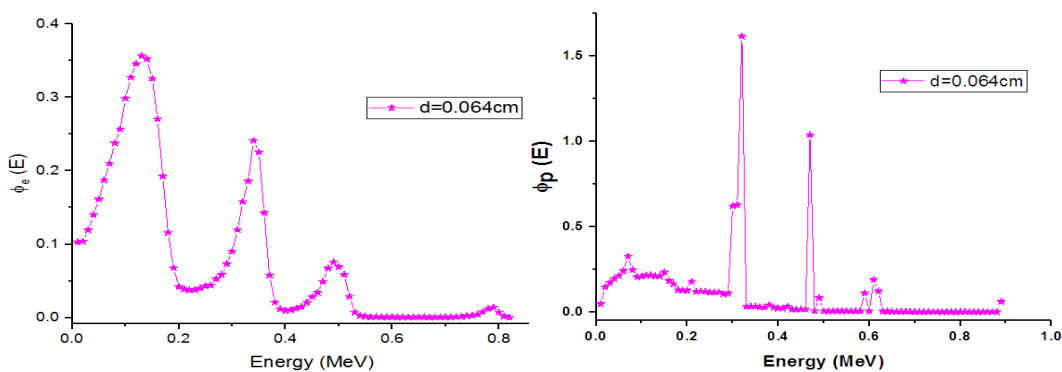
شکل (۴-۲): شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله ۰/۰۴۶cm از چشمه.



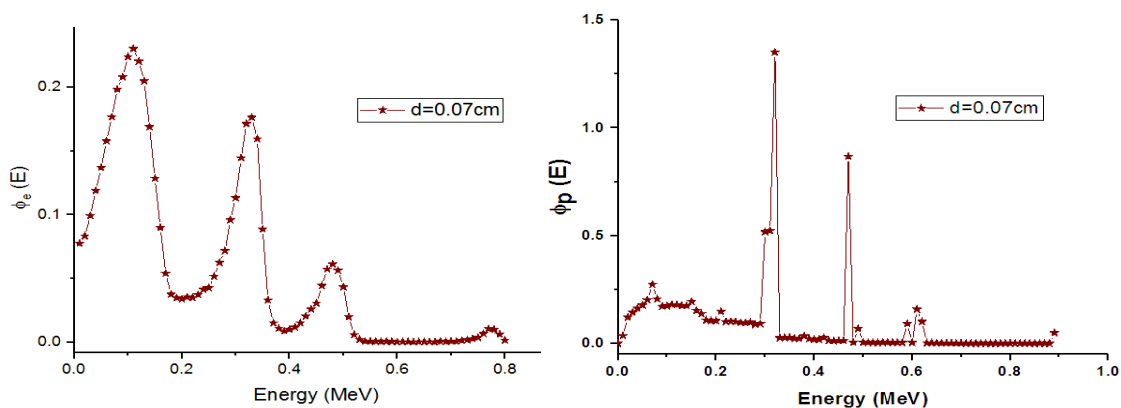
شکل (۵-۲): شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله ۰/۰۵۲cm از چشمه.



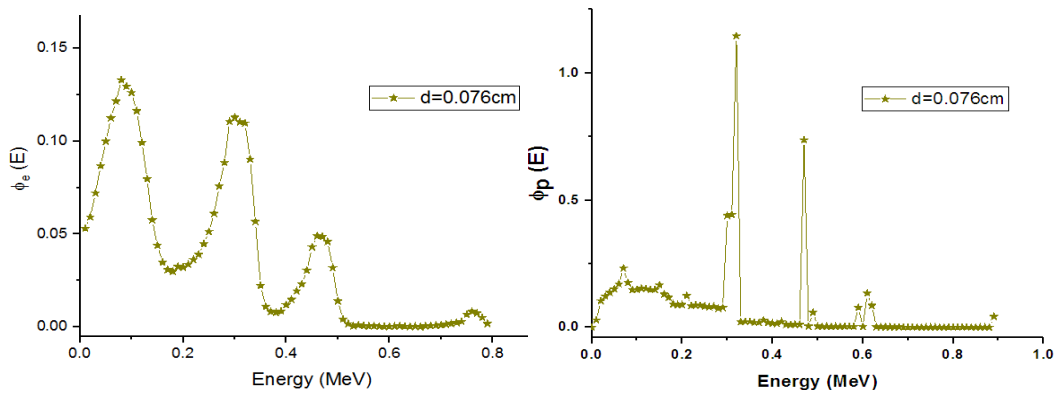
شکل (۶-۲): شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.058cm از چشمه.



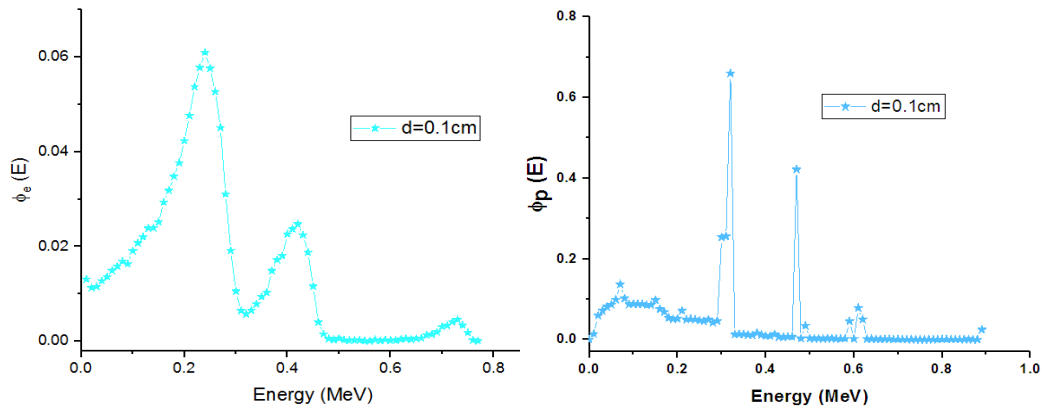
شکل (۷-۲): شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.064cm از چشمه.



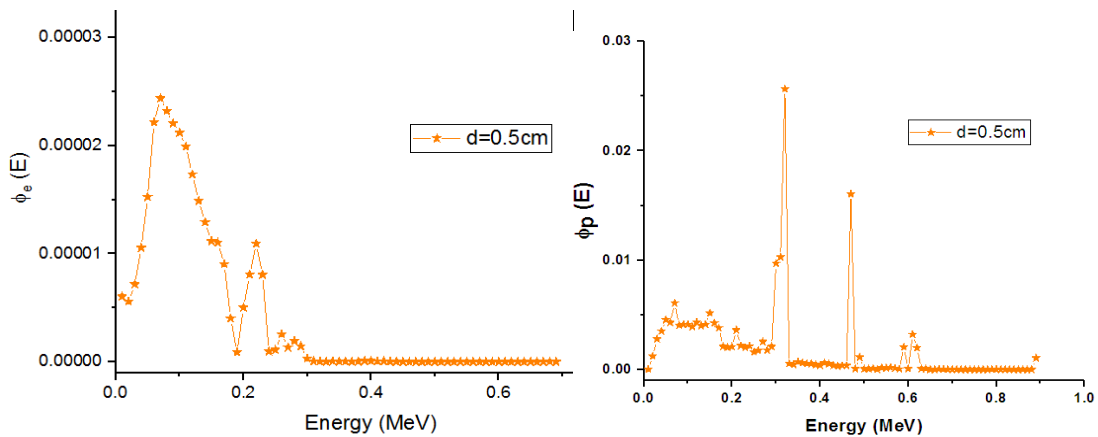
شکل (۸-۲): شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.07cm از چشمه.



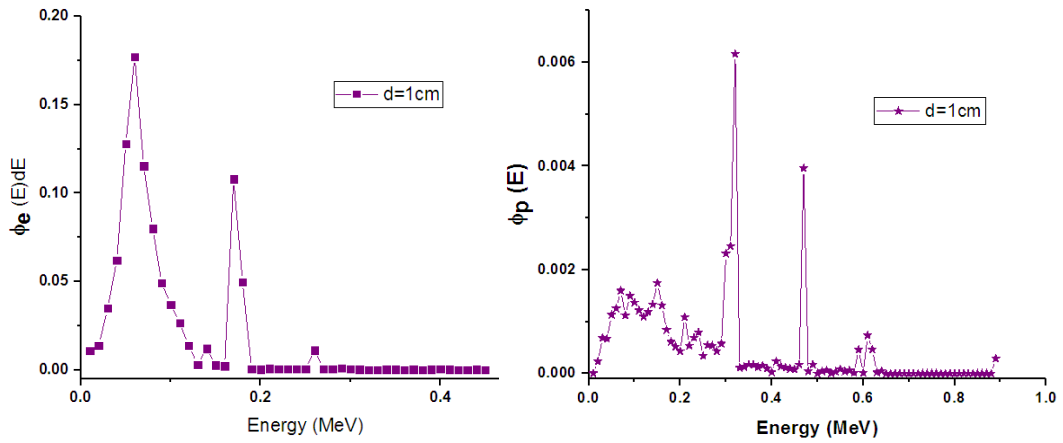
شکل (۹-۲): شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.076cm از چشمه.



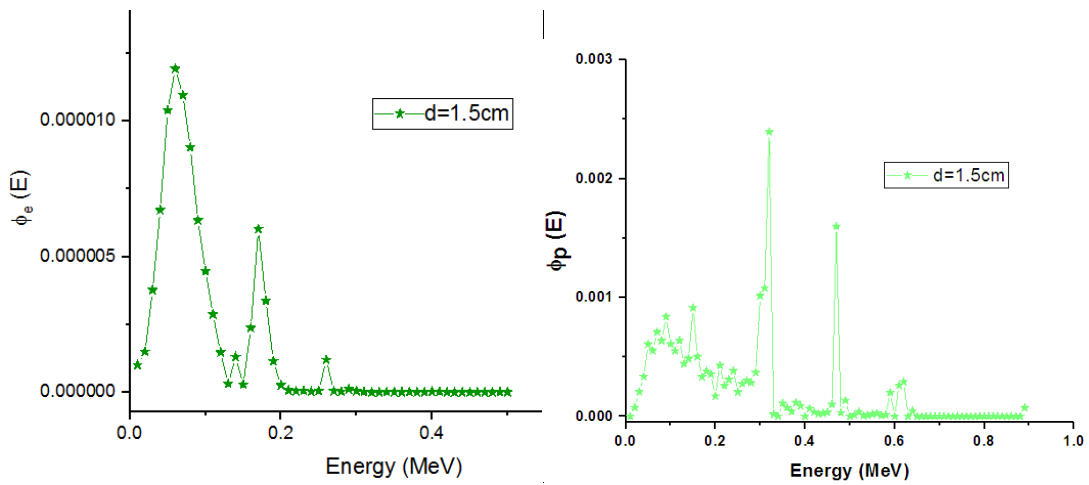
شکل (۱۰-۲): شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.1cm از چشمه.



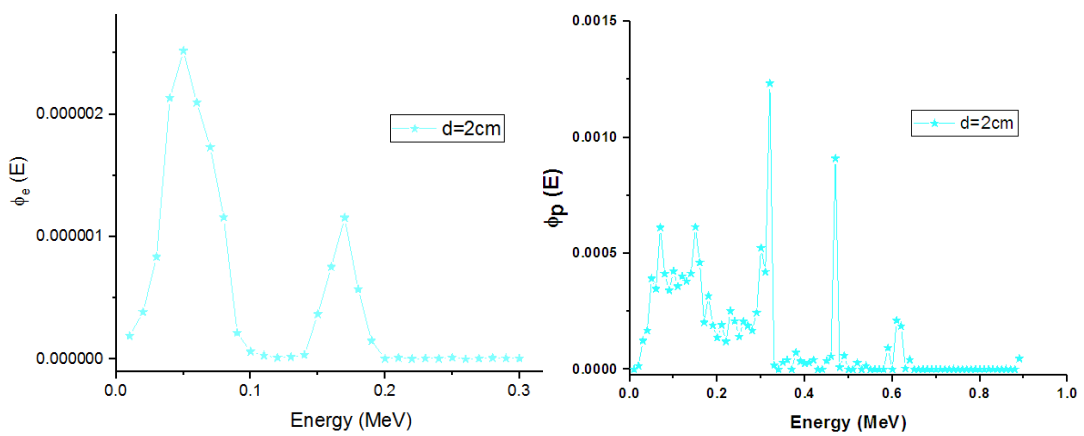
شکل (۱۱-۲): شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.5cm از چشمه.



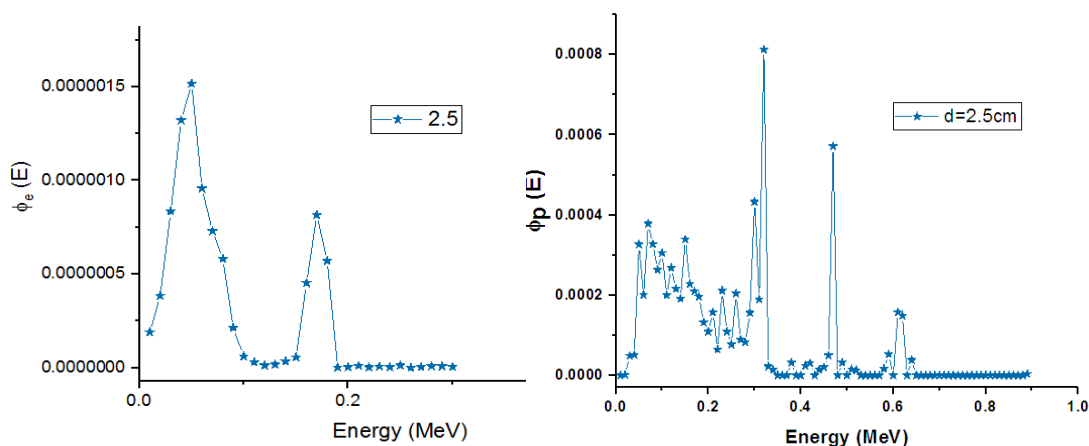
شکل (۲-۱۲): شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله ۱ cm از چشمه.



شکل (۲-۱۳): شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله ۱/۵ cm از چشمه.



شکل (۲-۱۴): شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله ۲ cm از چشمه.



شکل (۲-۱۵): شار فوتون و الکترون در درون استوانه با ابعاد تقریبی DNA بر حسب انرژی در فاصله ۲/۵cm از چشمه.

همچنین شار فوتون و الکترون‌های حاصل از چشمه ^{192}Ir را برای فانتوم‌های بافت نرم و ماهیچه با چگالی ۱/۰۴ و $\frac{g}{cm^3}$ ۱/۰۵ با شبیه‌سازی ماشبه آنچه قبلاً گفته شد با این تفاوت که نوع ماده درون فانتوم را متفاوت در نظر گرفتیم، بررسی کردیم. ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده این بافت‌ها در جداول زیر آورده شده است. بیشترین درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت ماهیچه، ۷۱٪ اکسیژن و ۱۴٪ کربن بوده و در بافت نرم نیز ۶۳/۵۲٪ اکسیژن و ۲۲/۶۳٪ کربن می‌باشد.

جدول ۲-۴: ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت ماهیچه با چگالی $\frac{g}{cm^3}$ ۱/۰۵ [۳۶].

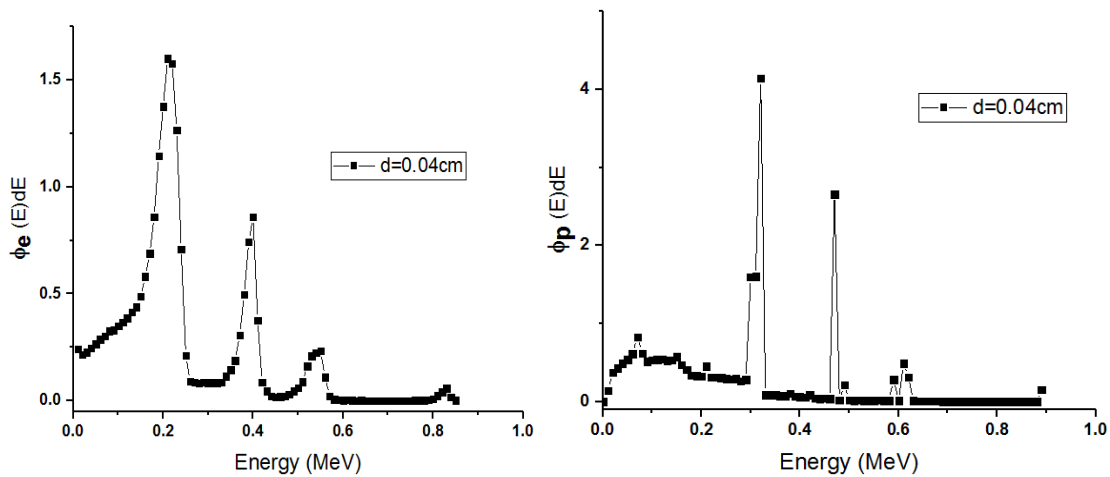
نام عنصر	درصد وزنی
هیدروژن	۱۰/۲
اکسیژن	۷۱/۰
کربن	۱۴/۳
نیتروژن	۳/۴
سدیم	۰/۱
پتاسیم	۰/۴
فسفر	۰/۳
کلر	۰/۱
گوگرد	۰/۱

جدول ۲-۵: ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت نرم با چگالی $\frac{g}{cm^3}$ ۱/۰۴ [۳۸].

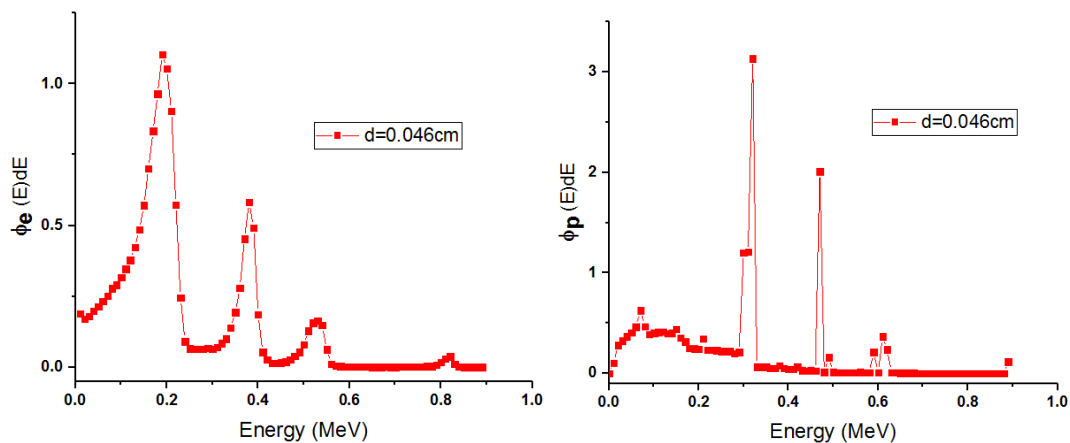
نام عنصر	درصد وزنی
هیدروژن	۱۰/۴۵۴
کربن	۲۲/۶۳
نیتروژن	۲/۴۹
اکسیژن	۶۳/۵۲
سدیم	۰/۱۱۲
منیزیم	۰/۰۱۳
سیلیسیوم	۰/۰۳
فسفات	۰/۱۳۴
گوگرد	۰/۲۰۴
کلر	۰/۱۳۳
پتاسیم	۰/۲۰۸
کلسیم	۰/۰۲۴
آهن	۰/۰۰۵
روی	۰/۰۰۳
زیرکونیم	۰/۰۰۱
روبییدیوم	۰/۰۰۱

تمامی شبیه سازی‌ها به جز مواد به کار رفته در این قسمت نیز مشابه فانتوم آب می‌باشد با این تفاوت که برای چشمه ایریدیوم با انرژی متوسط 0.36 MeV در بافت نرم و بافت ماهیچه پوشش آزاد متوسط پرتوهای گاما با این انرژی به ترتیب $9/14$ و $9/05 \text{ g/cm}^2$ است، لذا سلول‌ها را به صورت مضرب‌هایی از 0.04 ، 0.046 ، 0.052 ، 0.056 ، 0.064 ، 0.07 ، 0.076 ، 0.1 ، 0.15 ، 1 ، $1/5$ ، 2 ، $2/5 \text{ cm}$ قرار دادیم.

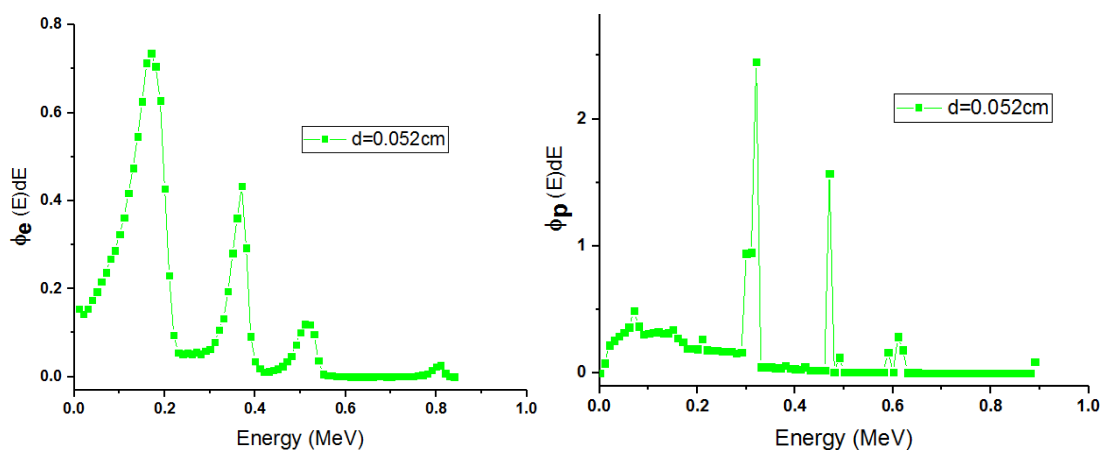
شار الکترون‌ها و فوتون‌ها در درون استوانه‌های شبیه سازی شده با ابعاد DNA در فانتوم بافت نرم بر حسب انرژی در شکل‌های زیر نمایش داده شده است.



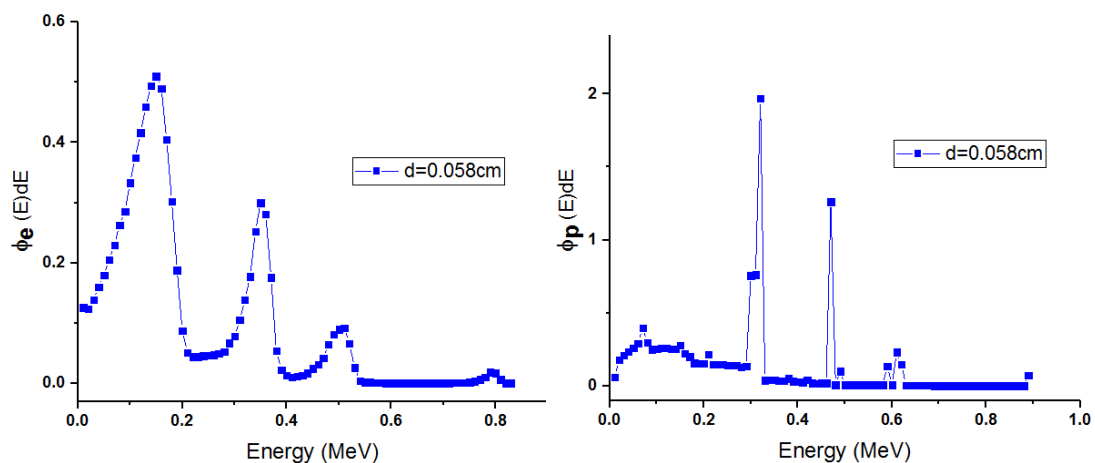
شکل (۱۶-۲): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.04cm از چشمه.



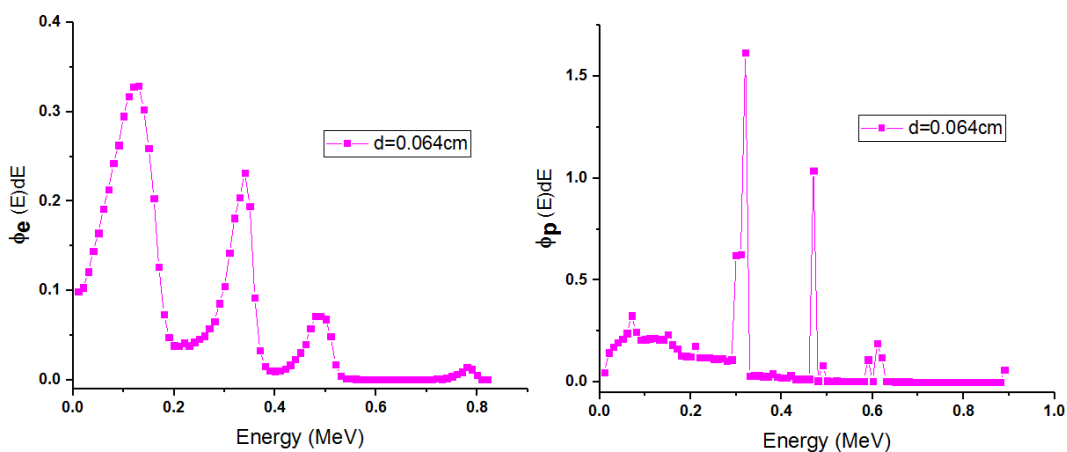
شکل (۱۷-۲): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.046cm از چشمه.



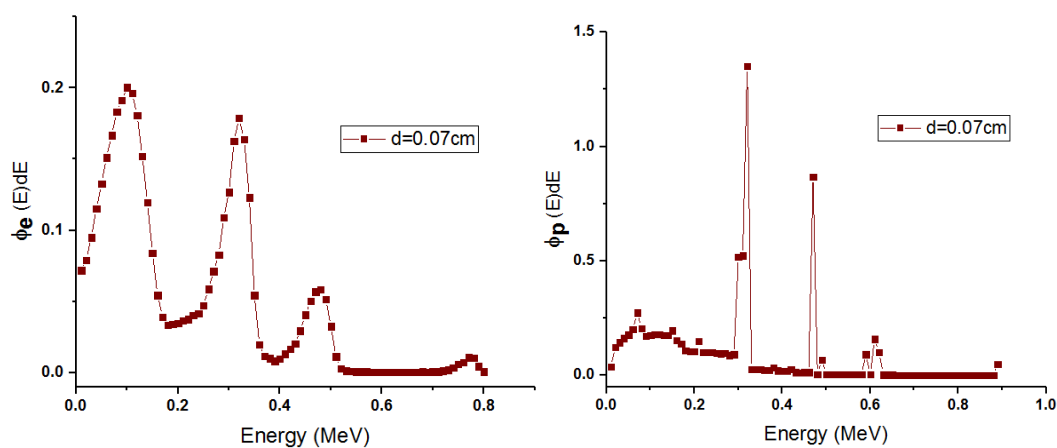
شکل (۱۸-۲): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.052cm از چشمه.



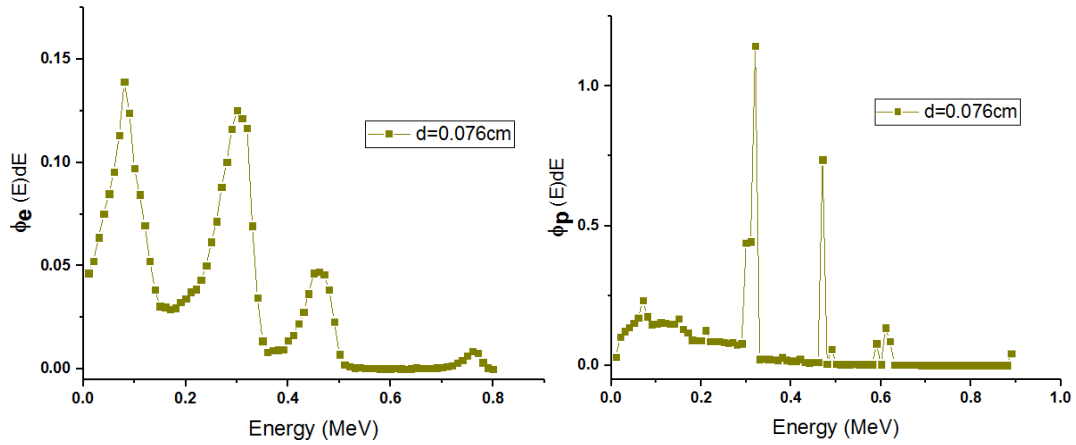
شکل (۲-۱۹): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله ۰/۰۵۸cm از چشمه.



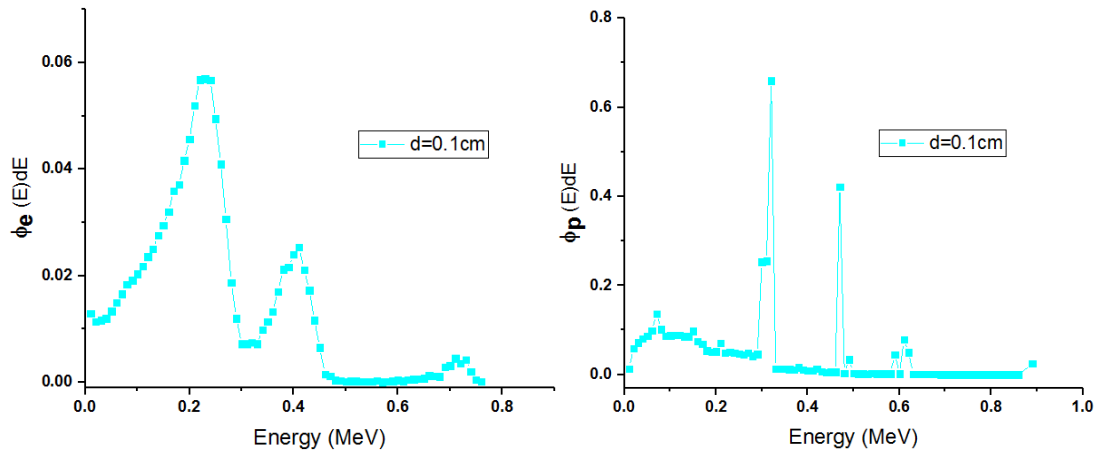
شکل (۲-۲۰): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله ۰/۰۶۴cm از چشمه.



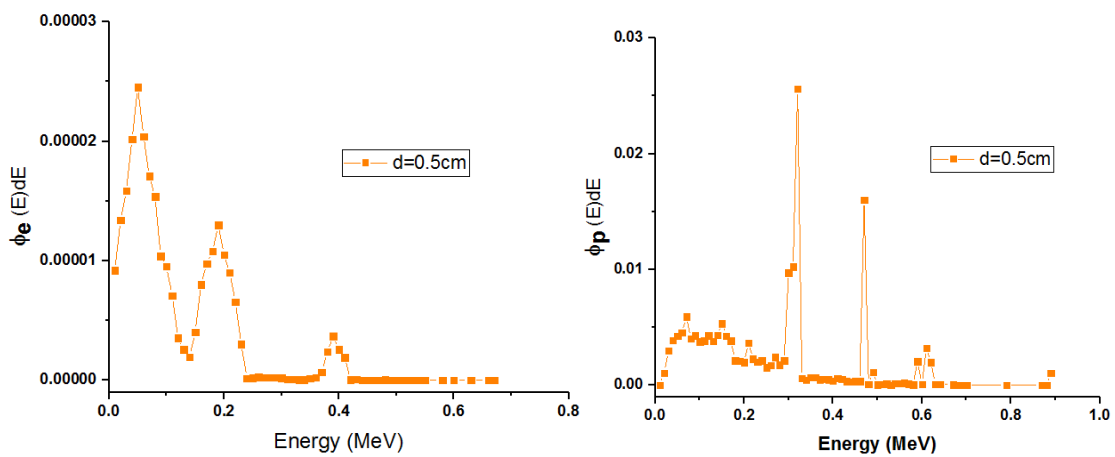
شکل (۲-۲۱): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله ۰/۰۷cm از چشمه.



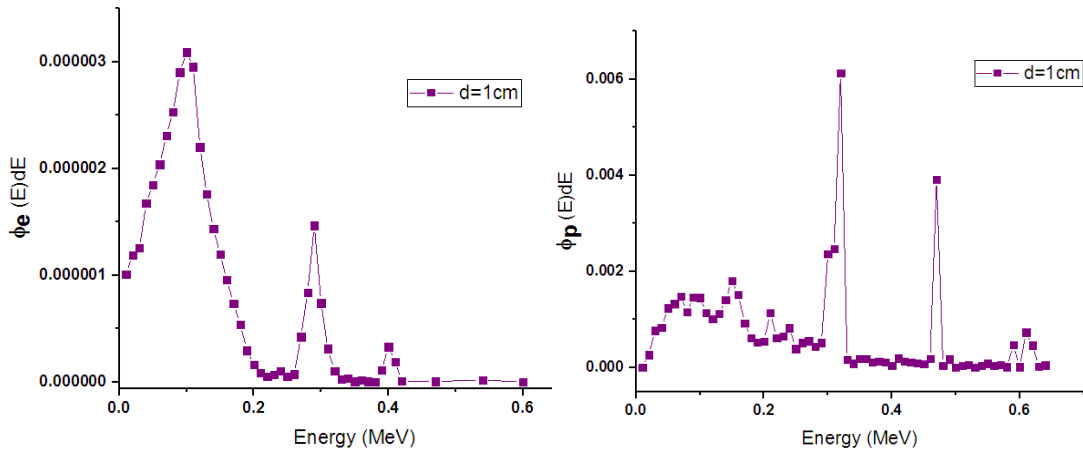
شکل (۲-۲۲): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله ۰/۰۷۶cm از چشمه.



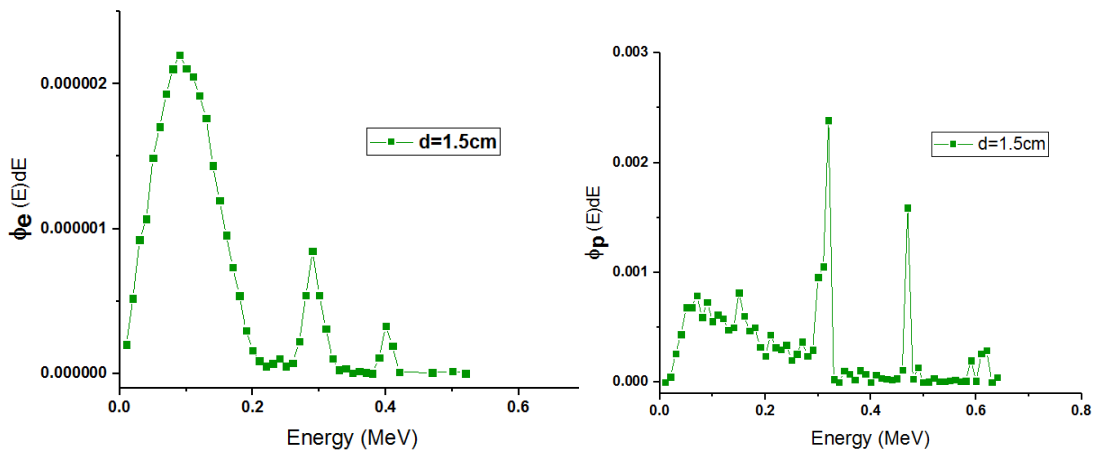
شکل (۲-۲۳): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله ۰/۱cm از چشمه.



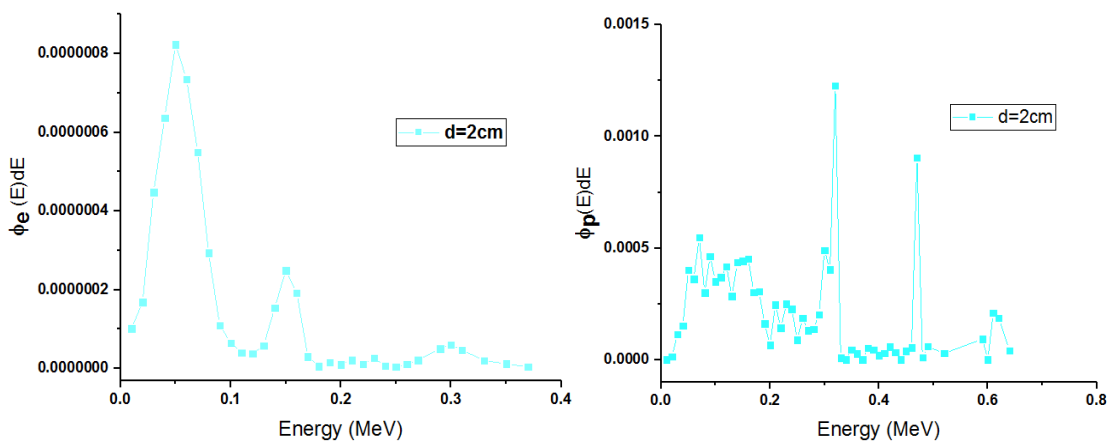
شکل (۲-۲۴): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله ۰/۵cm از چشمه.



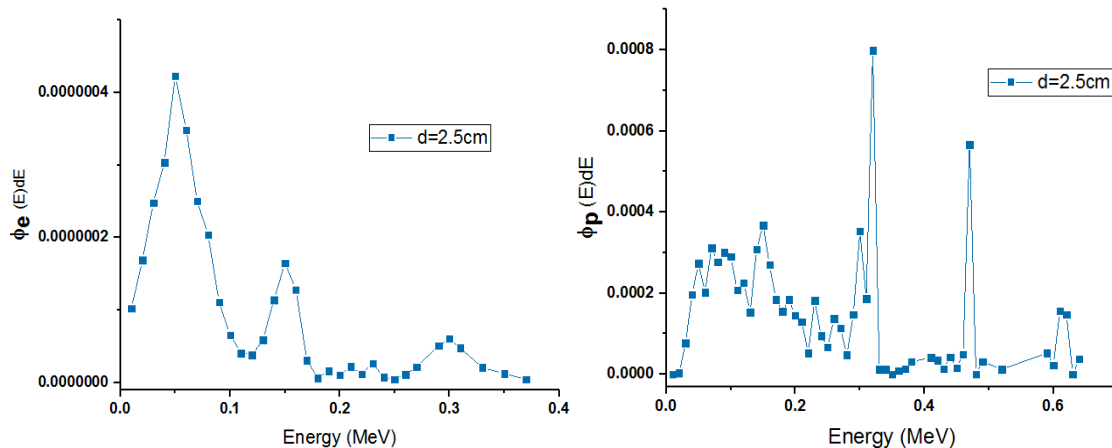
شکل (۲-۲۵): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله ۱ cm از چشمه.



شکل (۲-۲۶): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله ۱/۵cm از چشمه.



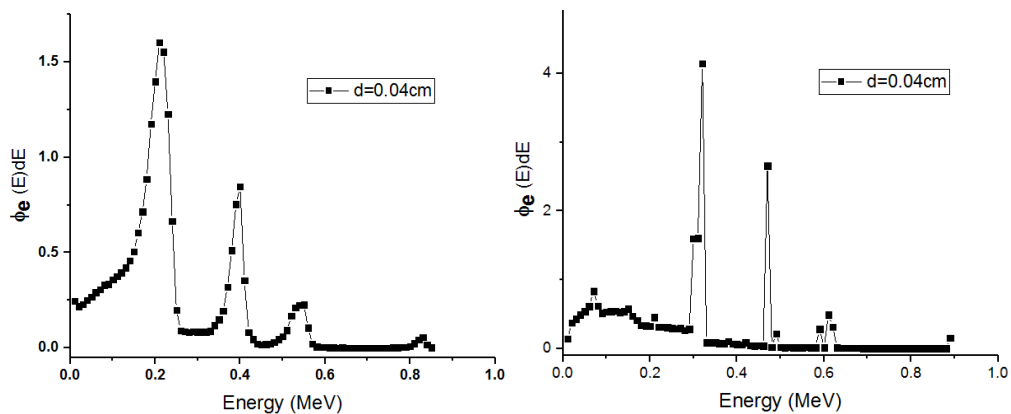
شکل (۲-۲۷): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله ۲cm از چشمه.



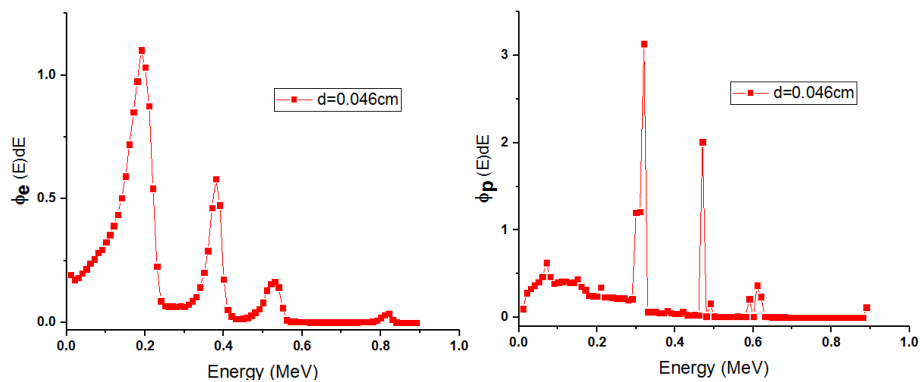
شکل (۲-۲۸): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله ۲/۵cm از چشمه.

همانطور که در شکل‌های ۲-۱۶ تا ۲-۲۸ مشاهده می‌شود، شار فوتون‌ها در انرژی‌های ۰/۳، ۰/۵ و ۰/۶ MeV دارای قله بوده و شار الکترون‌ها نیز در انرژی‌های ۰/۲، ۰/۴ و ۰/۵۵ MeV دارای نقاط شارپی می‌باشند که با افزایش فاصله این نقاط شارپ در شار الکترون به دلیل اندرکنش پیوسته الکترون‌ها، به انرژی‌های کمتر منتقل شده‌اند.

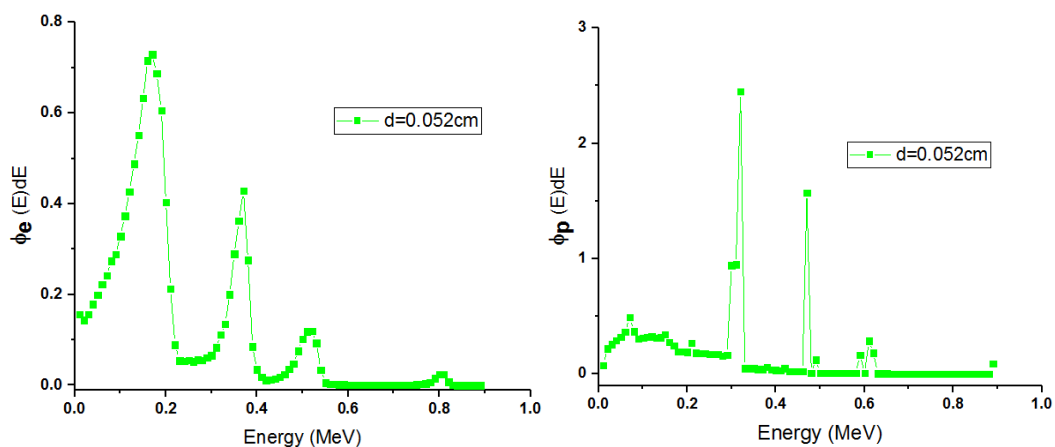
نمودار شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فانتوم ماهیچه نیز در شکل‌های زیر نمایش داده شده است. که در این فانتوم نیز عملکرد فوتون و الکترون‌ها تقریباً مشابه فانتوم آب و بافت نرم می‌باشد زیرا تفاوت چندانی در چگالی آنها وجود ندارد. در فصل ۴ در مورد مقایسه بافت‌ها به طور کامل صحبت کرده‌ایم.



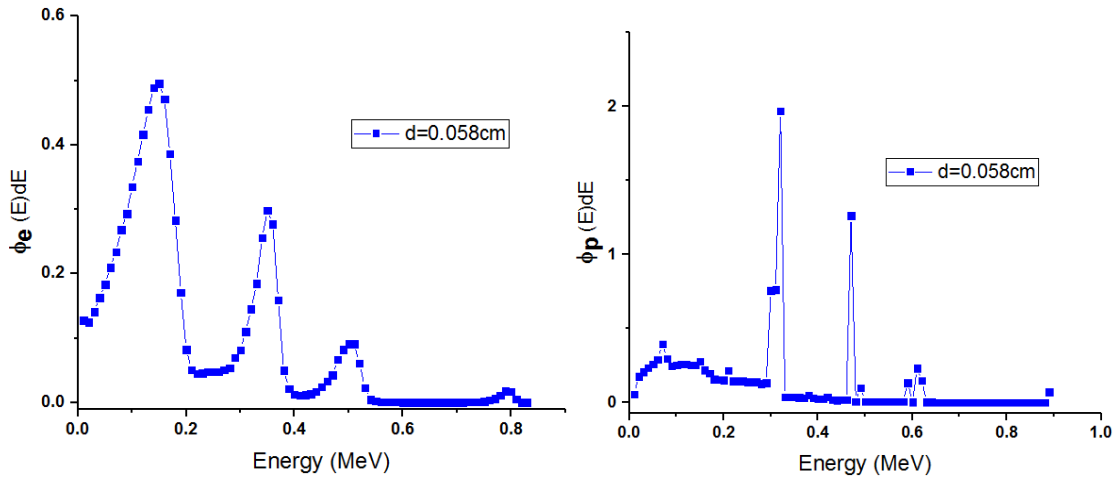
شکل (۲-۲۹): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله ۰/۰۴cm از چشمه.



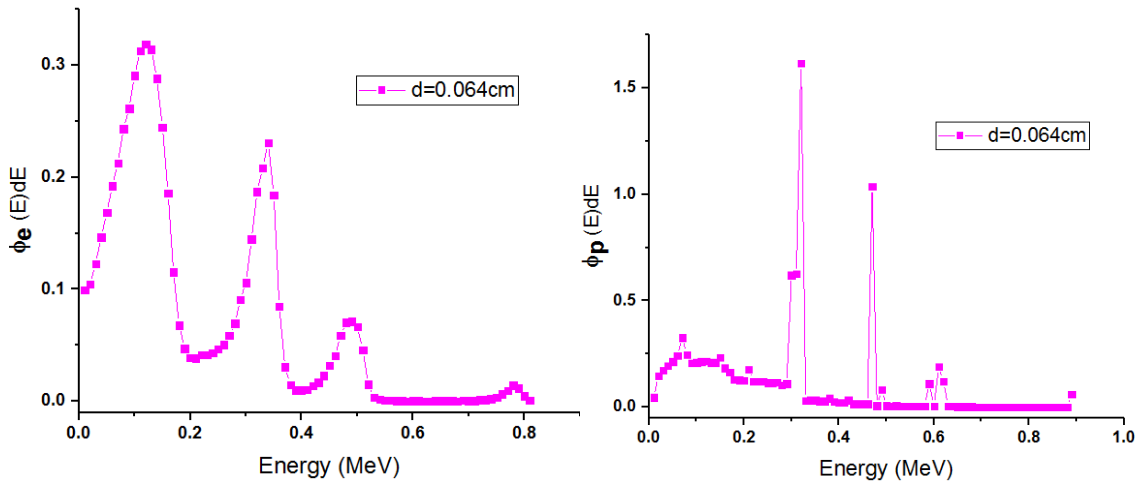
شکل (۲-۳۰): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله ۰/۰۴۶cm از چشمه.



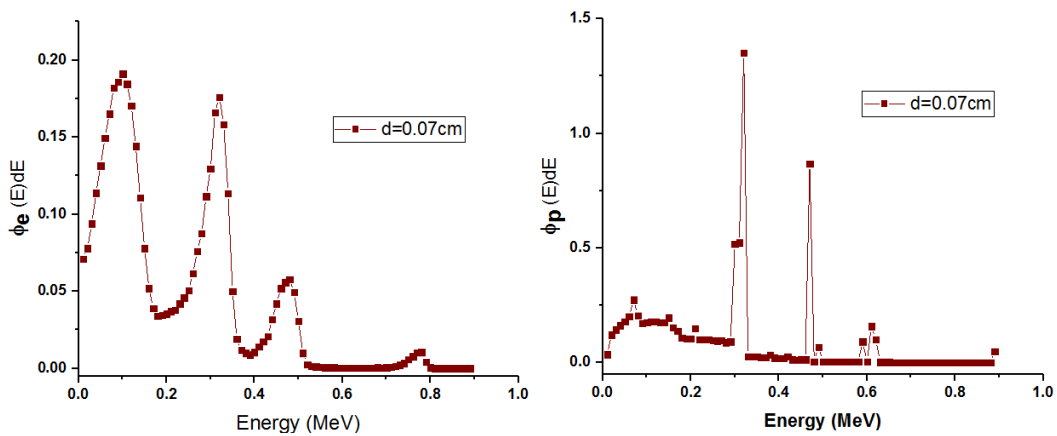
شکل (۲-۳۱): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله ۰/۰۵۲cm از چشمه.



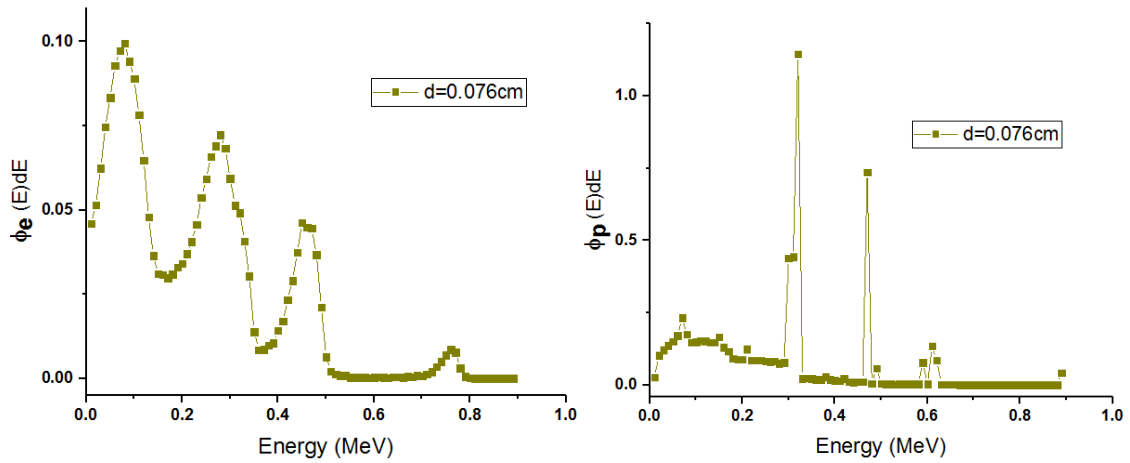
شکل (۲-۳۲): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله ۰/۰۵۸cm از چشمه.



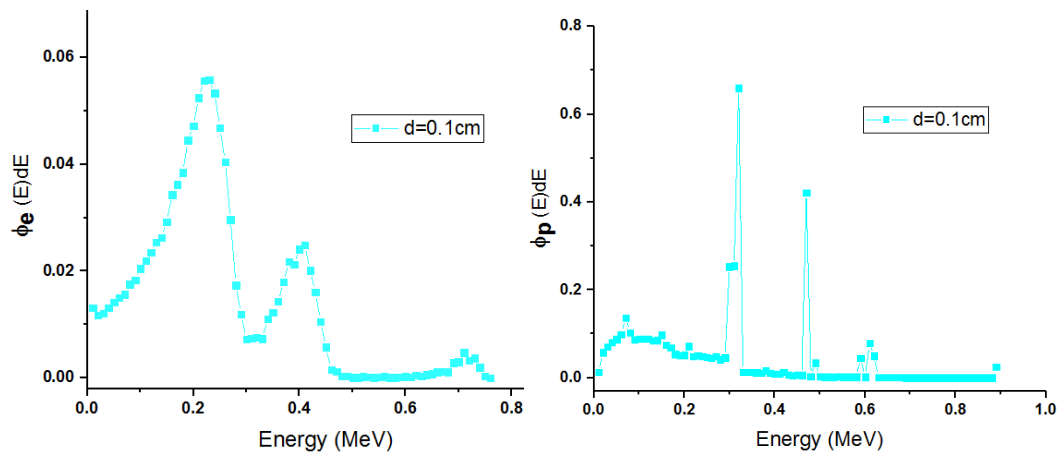
شکل (۲-۳۳): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله ۰/۰۶۴cm از چشمه.



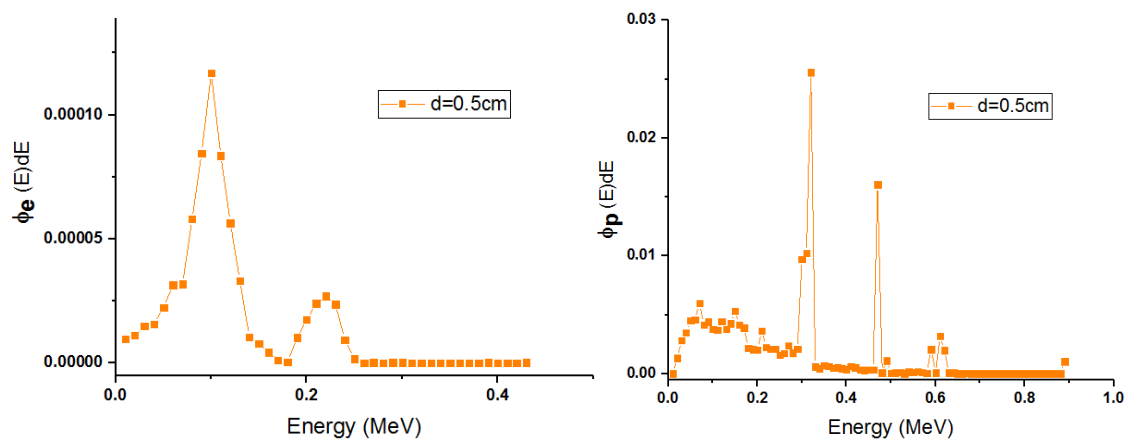
شکل (۲-۳۴): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله ۰/۰۷cm از چشمه.



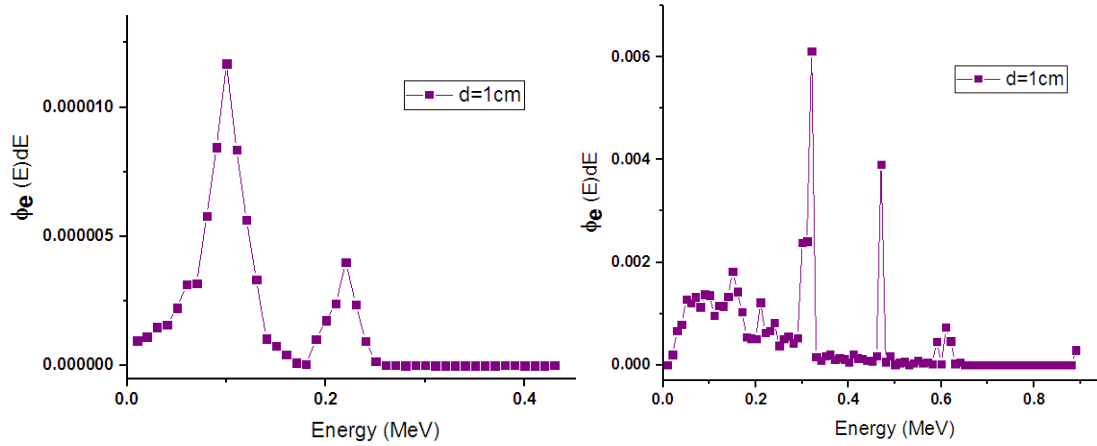
شکل (۲-۳۵): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.076cm از چشمه.



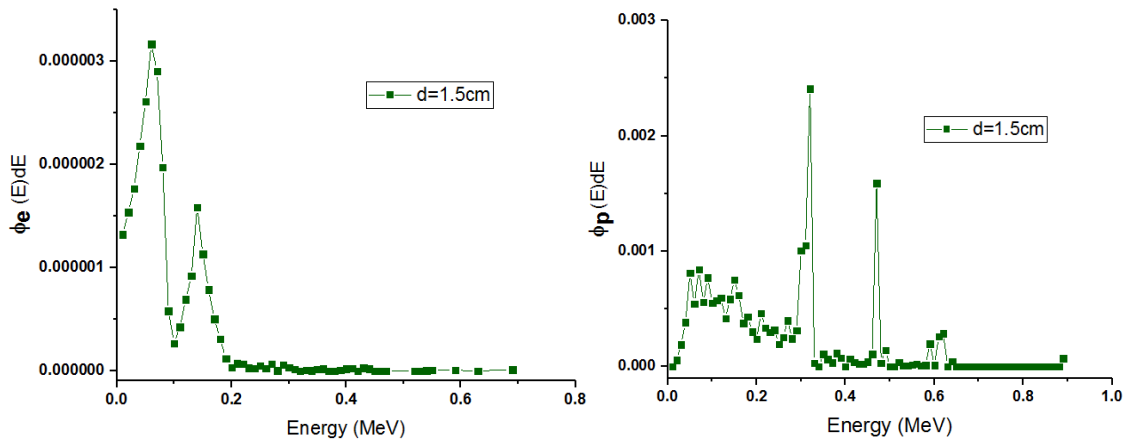
شکل (۲-۳۶): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.1cm از چشمه.



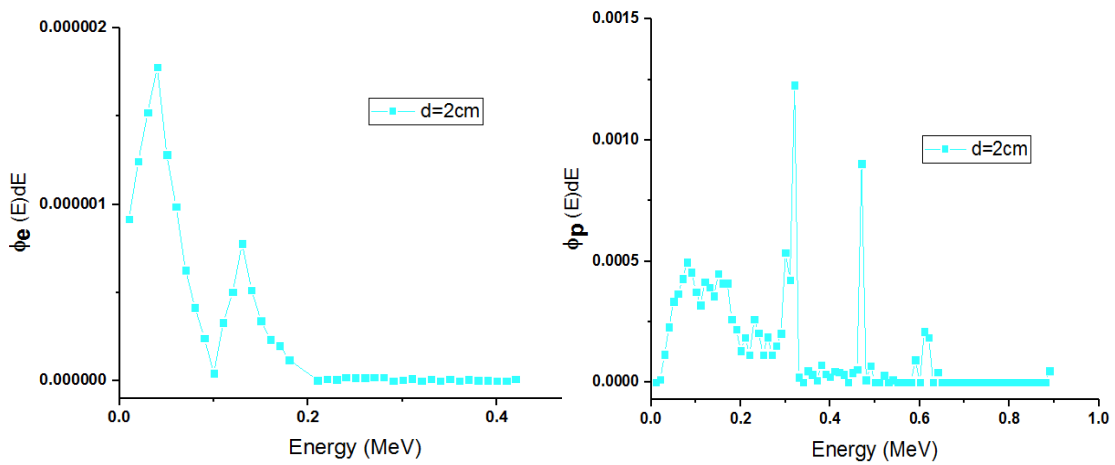
شکل (۲-۳۷): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله 0.5cm از چشمه.



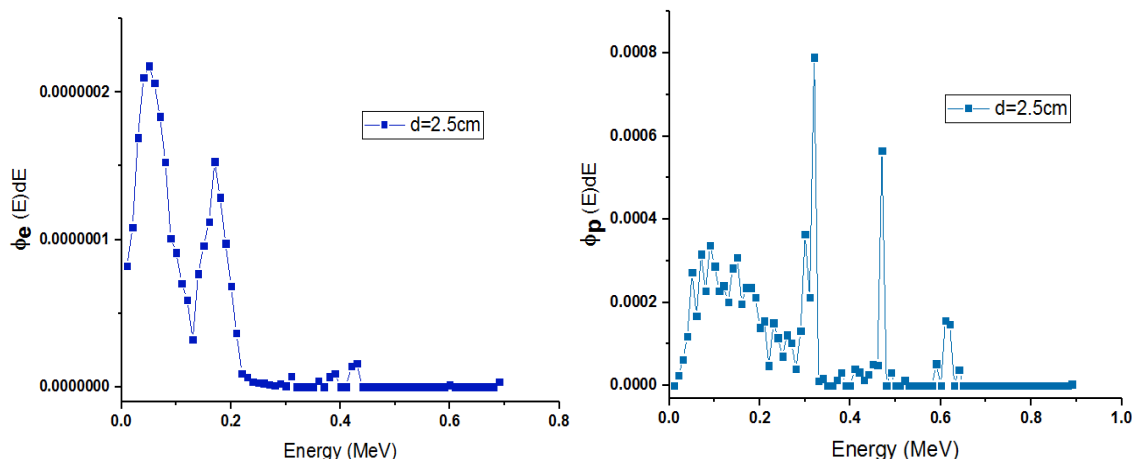
شکل (۲-۳۸): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله ۱cm از چشمه.



شکل (۲-۳۹): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله ۱/۵cm از چشمه.



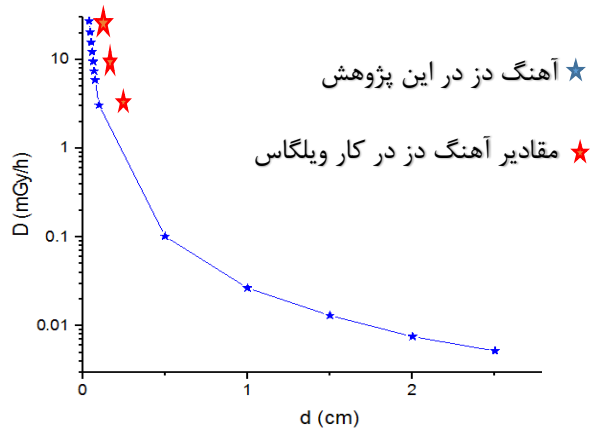
شکل (۲-۴۰): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله ۲cm از چشمه.



شکل (۲-۴۱): شار فوتون و الکترون‌ها در درون DNA بر حسب انرژی در فاصله ۲/۵cm از چشمه

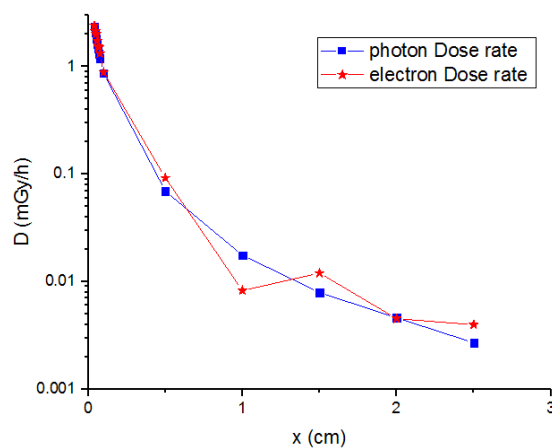
۲-۳-۳ بررسی آهنگ دز حاصل از چشمه ایریدیوم ۱۹۲

جهت محاسبه آهنگ دز در کد MCNPX از تالی f8* که با شرط تقسیم مقدار خروجی کد بر جرم سلول مورد نظر مقدار دز به جا مانده در آن ابعاد را می‌دهد و تالی f6 که مقدار انرژی حاصل از اندرکنش ذره بر واحد جرم یک سلول است، استفاده کردیم. شکل ۲-۴۲ مقادیر آهنگ دز رسیده به DNA را در فواصل ۰/۰۴، ۰/۰۴۶، ۰/۰۵۲، ۰/۰۵۸، ۰/۰۶۴، ۰/۰۷، ۰/۰۷۶، ۰/۱، ۰/۱۵، ۱، ۱/۵، ۲ و ۲/۵ سانتی متر از چشمه ایریدیوم با اکتیویته فرضی ۱ میلی کوری نشان می‌دهد که با استفاده از تالی f8* به دست آمده است. با توجه به نمودار، آهنگ دز به صورت نمایی با افزایش فاصله کاهش یافته است و در فاصله ۰/۰۴، ۰/۰۴۶، ۰/۰۵۲، ۰/۰۵۸، ۰/۰۶۴، ۰/۰۷، ۰/۰۷۶، ۰/۱، ۰/۱۵، ۱ و ۲ و ۲/۵ سانتی متر به ترتیب دارای مقادیر ۰/۲۷/۲۰۲، ۰/۳۶۳، ۰/۴۸۹، ۰/۶۲۶، ۰/۷۳۸، ۰/۸۳۵، ۰/۹۳۵، ۱/۰۲، ۰/۱۳، ۰/۰۷، ۰/۰۵ $\frac{mGy}{h}$ می‌باشد. همچنین این مقادیر با نمودارهای دز ارائه شده در مقاله ویلگاس [۳۹] که با استفاده از کد PENELOPE در یک هندسه مکعبی شکل با ابعاد نانو محاسبه شده است (ستاره‌های قرمز رنگ در شکل ۲-۴۲) نیز همخوانی دارد.



شکل (۲-۴۲): نمودار آهنگ دز ناشی از فوتون و الکترون‌های ثانویه در DNAها بر حسب فاصله آن‌ها از چشمه درون فانتوم آب (محاسبه شده توسط تالی f8*).

همچنین مقادیر آهنگ دز حاصل از تالی f6 برای فوتون و الکترون‌ها نیز در شکل ۲-۴۳ نشان داده شده است که تفاوت چندانی در نوع ذره به خصوص در فواصل نزدیک ندارد و تقریباً می‌توان گفت فوتون و الکترون مقادیر دز یکسانی را به جای می‌گذارند. اما این مقادیر با داده‌های تالی f8* متفاوت بوده، که به دلیل مطابقت داده‌های تالی f8* با نمودار مقاله ویلگاس که در ابعاد کوچک به دست آمده می‌توان گفت که مقادیر تالی f8* قابل قبول‌تر می‌باشد.

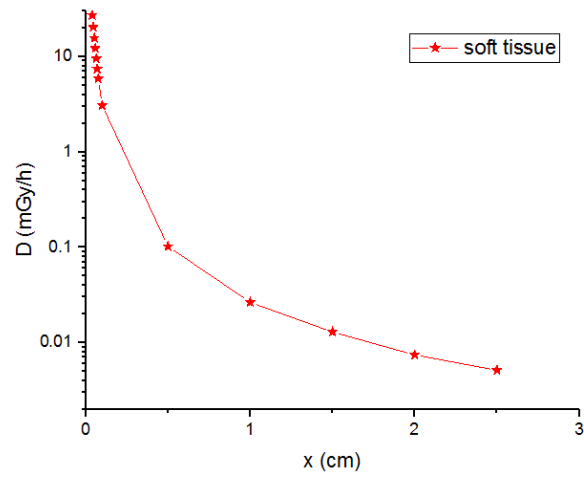


شکل (۲-۴۳): نمودار آهنگ دز ناشی از فوتون و الکترون‌های ثانویه در DNAها بر حسب فاصله آن‌ها از چشمه درون فانتوم آب (محاسبه شده توسط تالی f6).

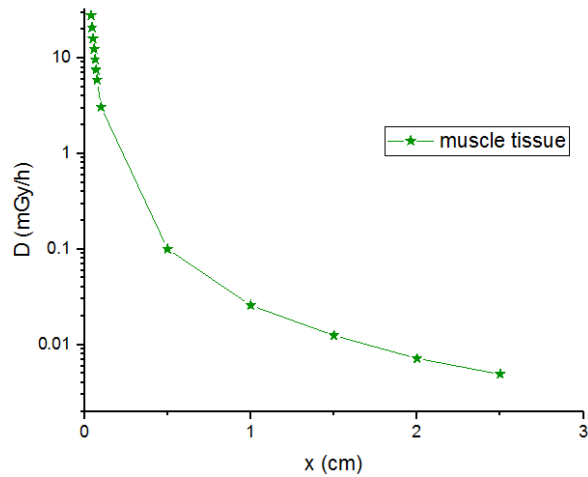
جدول ۲-۶: آهنگ دز ناشی از فوتون و الکترون چشمه ایریدیوم ۱۹۲ محاسبه شده توسط تالی f6

فاصله از چشمه (cm)	آهنگ دز ناشی از فوتون ها ($\frac{mGy}{h}$)	آهنگ دز ناشی از الکترون ها ($\frac{mGy}{h}$)
۰/۰۴	۲/۳۷۷	۲/۴۱۱
۰/۰۴۶	۲/۰۶۹	۲/۱۴۵
۰/۰۵۲	۱/۸۲۹	۲/۰۲۵
۰/۰۵۸	۱/۶۲۷	۱/۷۴۷
۰/۰۶۴	۱/۴۵۷	۱/۵۴۰
۰/۰۷	۱/۳۱۴	۱/۵۱۲
۰/۰۷۶	۱/۱۹۷	۱/۳۲۶
۰/۱	۰/۸۶۷	۰/۸۸۷
۰/۵	۰/۰۶۹	۰/۰۹۲
۱	۰/۰۱۷	۰/۰۰۸
۱/۵	۰/۰۰۷	۰/۰۱۲
۲	۰/۰۰۴	۰/۰۰۴
۲/۵	۰/۰۰۲	۰/۰۰۳

همچنین مقادیر آهنگ دز چشمه ایریدیوم را در بافت‌های نرم و ماهیچه با استفاده از تالی f8* محاسبه نمودیم. شکل ۲-۴۴ و ۲-۴۵ این مقادیر آهنگ دز را برای چشمه ایریدیوم با اکتیویته فرضی ۱ mci نشان می‌دهد.



شکل (۲-۴۴): نمودار آهنگ دز ناشی از فوتون و الکترون‌های ثانویه در DNAها بر حسب فاصله آنها از چشمه درون فانتوم بات نرم (محاسبه شده توسط تالی f8*).



شکل (۲-۴۵): نمودار آهنگ دز ناشی از فوتون و الکترون‌های ثانویه در DNAها بر حسب فاصله آنها از چشمه درون فانتوم بافت ماهیچه (محاسبه شده توسط تالی f8*).

فصل سوم

بررسی آسیب‌های DNA با استفاده از کد

MCDS

۳-۱ مقدمه

عبور تابش‌های یونیزان از میان اندام‌های موجودات زنده خوشه‌هایی از نوکلئوتیدهای آسیب دیده در داخل یک یا دو چرخش از DNA را ایجاد می‌کنند. از آثار تاخیری پرتو درمانی، مرگ سلول به دلیل شکستگی‌های DNA و جهش‌های ژنتیکی را می‌توان نام برد که خود نیز باعث سرطان می‌شوند. ^۱ MCDS یک الگوریتم سریع برای شبیه‌سازی خسارات تولید شده در DNA، توسط پرتوهای یونیزان می‌باشد که توانایی بررسی آسیب‌های ناشی از تابش الکترون‌ها را نیز دارد. کد MCDS برای ذرات بارداری مانند الکترون، پروتون و هلیم تعریف شده است و به صورت تک انرژی اجرا می‌شود [۴۰-۴۶]. در این بخش برای بررسی شکستگی‌های DNA ایجاد شده توسط الکترون‌های ثانویه (که در فصل قبل شار آن‌ها محاسبه شد) از کد MCDS استفاده نمودیم. (در پیوست الف توضیحاتی برای آشنایی با کد MCDS قرار داده شده است).

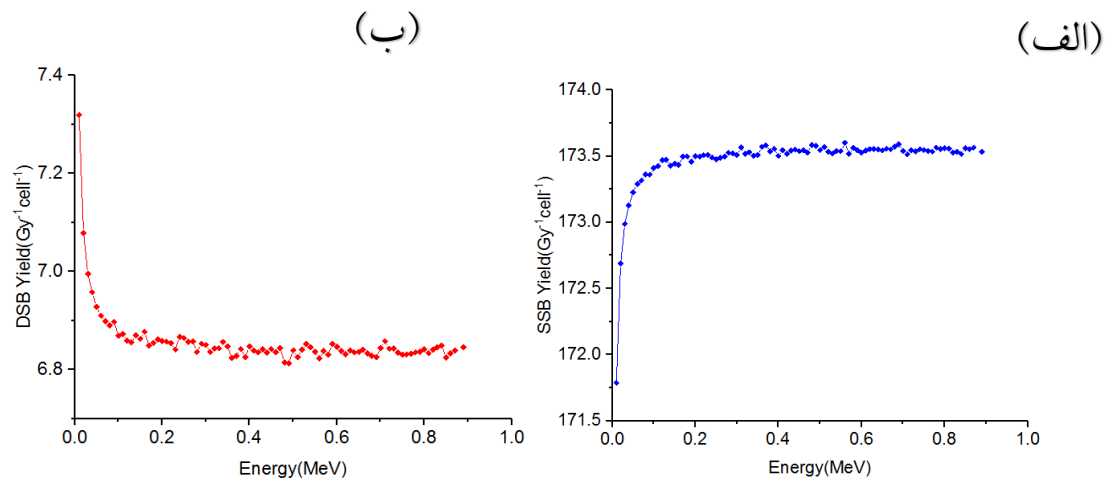
۳-۲ بررسی آسیب شکستگی‌های تک رشته‌ای و دو رشته‌ای DNA ناشی از

الکترون‌های ثانویه و محاسبه تابع توزیع احتمال این شکستگی‌ها

در فصل قبل طیف الکترون‌های حاصل از چشمه گامای ایریدیوم را با استفاده از کد MCNPX به دست آوردیم، اکنون در این بخش توسط طیف الکترونی حاصل مقدار آسیب‌های تک رشته‌ای و دو رشته‌ای DNA را با کد شبیه‌سازی آسیب مونت کارلو (MCDS) بررسی می‌کنیم. از آنجایی که در فایل ورودی کد MCDS انرژی الکترون‌ها باید به صورت تک انرژی وارد شود و نمی‌توان طیف انرژی را در آن قرار داد، ما برای ۹۰ انرژی الکترون‌ها از ۰/۰۱ تا ۰/۹ MeV که شار آن‌ها در ابعاد DNA با استفاده از کد MCNPX به دست آوردیم، برنامه را به صورت جداگانه اجرا کردیم. سپس از داده‌های

۱-Monte Carlo Damage Simulation

مربوط به بازده آسیب‌های شکستگی تک رشته‌ای و دو رشته‌ای DNA که در فایل خروجی کد نمایش داده می‌شود، استفاده نمودیم و در شکل ۱-۳ نمودار تغییرات بازده شکستگی‌های تک رشته‌ای (SSB) و دو رشته‌ای (DSB) DNA بر حسب انرژی را رسم کرده‌ایم.



شکل (۱-۳): (الف) نمودار بازده آسیب‌های تک شکستگی رشته DNA بر حسب انرژی الکترون‌های ثانویه. (ب) نمودار بازده آسیب‌های دو شکستگی رشته DNA بر حسب انرژی الکترون‌های ثانویه.

با توجه به شکل ۱-۳ با افزایش انرژی الکترون‌ها مقدار بازده SSB افزایش و DSB کاهش یافت و همچنین در انرژی‌های بالا بازده SSB و DSB به ترتیب به خط مجانبی $\sim 173.6 \text{ SSB Gy}^{-1} \text{ cell}^{-1}$ و $\sim 6.8 \text{ DSB Gy}^{-1} \text{ cell}^{-1}$ نزدیک شدند. دلیل مجانبی شدن این نمودار در انرژی‌های بالا، ساختار کد MCDS بوده که برای یک طول مشخصی از DNA تعریف شده و تعداد آسیب‌های ممکن در هر رشته نیز تعیین شده است. این نتایج با نتایج آقای سمینکو^۱ [۴۷] نیز مطابقت دارد. همچنین آهنگ باز پیوستن DSB با افزایش پیچیدگی آسیب تمایل به کاهش یافتن دارد و احتمال اصلاح SSB نیز تمایل به کاهش دارد، زیرا تعداد آسیب‌های SSB هر خوشه با افزایش انرژی افزایش یافته است.

۱- Semnenko

جهت به دست آوردن تابع توزیع انرژی الکترون‌های ثانویه حاصل از پرتوهای گامای چشمه ^{192}Ir ، شار الکترون‌های بدست آمده از شبیه سازی MCNPX را که در شکل‌های ۲-۴ و ۲-۷ تا ۲-۳۰ نشان داده شده است، بر سطح کل آن‌ها تقسیم نمودیم و تابع احتمال الکترون‌ها بر حسب انرژی را در هر سه فانتوم آب، بافت نرم و ماهیچه به دست آوردیم. همانند آنچه در فرمول (۱) مشاهده می‌گردد.

$$p(\varphi) = \frac{\varphi(E)}{\int_0^{\infty} \varphi(E) dE} \quad (1)$$

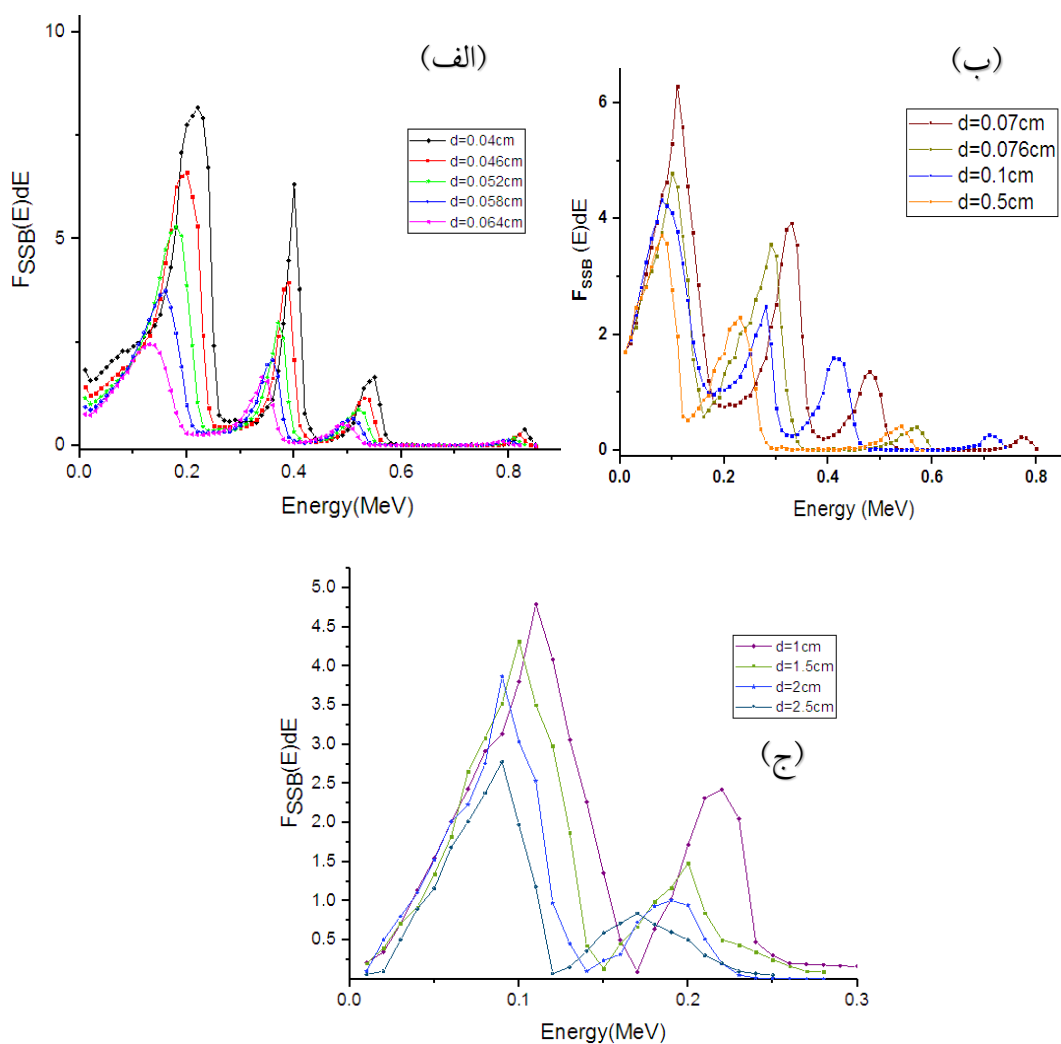
این فرمول با شرط‌های $p(\varphi) \geq 0$ و $\int_0^{\infty} p(\varphi) d\varphi = 1$ برقرار می‌باشد.

سپس با معرفی رابطه‌های (۲) و (۳)، مقادیر تابع توزیع احتمال شکستگی‌های تک رشته‌ای و دو رشته‌ای DNA را بر حسب انرژی محاسبه نمودیم که در این رابطه‌ها f_{SSB} ، بازده شکستگی‌های تک رشته‌ای (SSB) DNA (داده‌های آن در شکل ۳-۱ الف) نشان داده شده است) و f_{DSB} ، بازده شکستگی‌های دو رشته‌ای (DSB) DNA (داده‌های آن در شکل ۳-۱ ب) نشان داده شده است) و $p_{\varphi}(E)$ ، مقادیر تابع توزیع احتمال انرژی الکترون‌های ثانویه (داده‌های موجود در شکل‌های ۲-۴ و ۲-۷ تا ۲-۳۰ پس از نرمال شدن به یک) در نظر گرفته شده است. همچنین تقسیم انجام شده در فرمول‌ها جهت نرمال کردن داده‌ها، برای محاسبه تابع احتمال شکستگی‌ها می‌باشد.

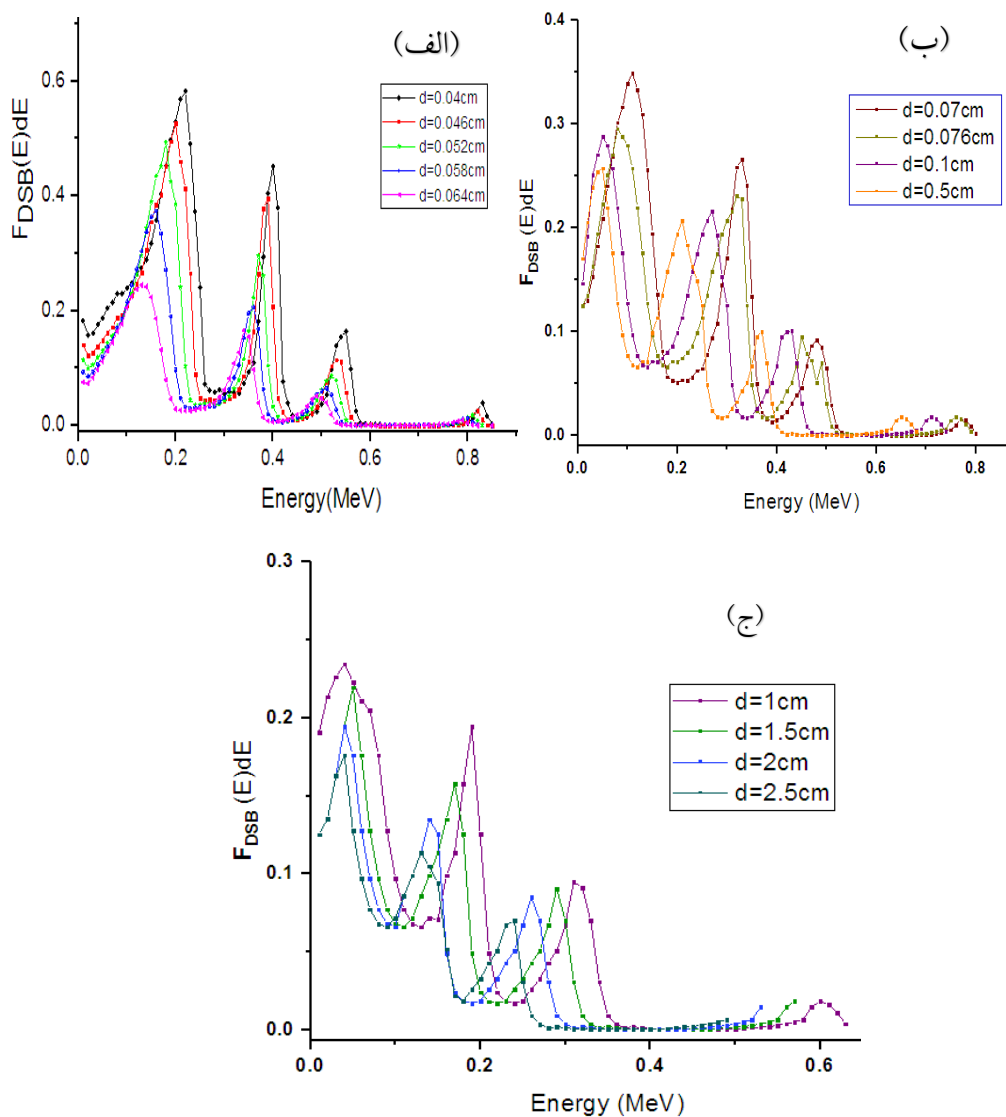
$$F_{SSB}(E) = \frac{f_{SSB} p_{\varphi}(E)}{\int_0^{\infty} f_{SSB} p_{\varphi}(E) dE} \quad (2)$$

$$F_{DSB}(E) = \frac{f_{DSB} p_{\varphi}(E)}{\int_0^{\infty} f_{DSB} p_{\varphi}(E) dE} \quad (3)$$

شکل زیر نمودارهای تابع توزیع احتمال آسیب‌های شکستگی تک رشته‌ای (SSB) و شکستگی دو رشته‌ای (DSB) DNA بر حسب انرژی را در فانتوم آب نشان می‌دهد.



شکل (۲-۳): تابع توزیع احتمال آسیب شکستگی تک رشته‌ای (SSB) DNA بر حسب انرژی الکترون‌های ثانویه برای (الف) فواصل ۰/۰۴ - ۰/۰۶۴ cm از چشمه، (ب) فواصل ۰/۰۵ - ۰/۰۷ cm از چشمه و (ج) فواصل ۲/۵ - ۱ cm از چشمه، در فانتوم آب (نمودار تابع توزیع نرمال به یک شده است).



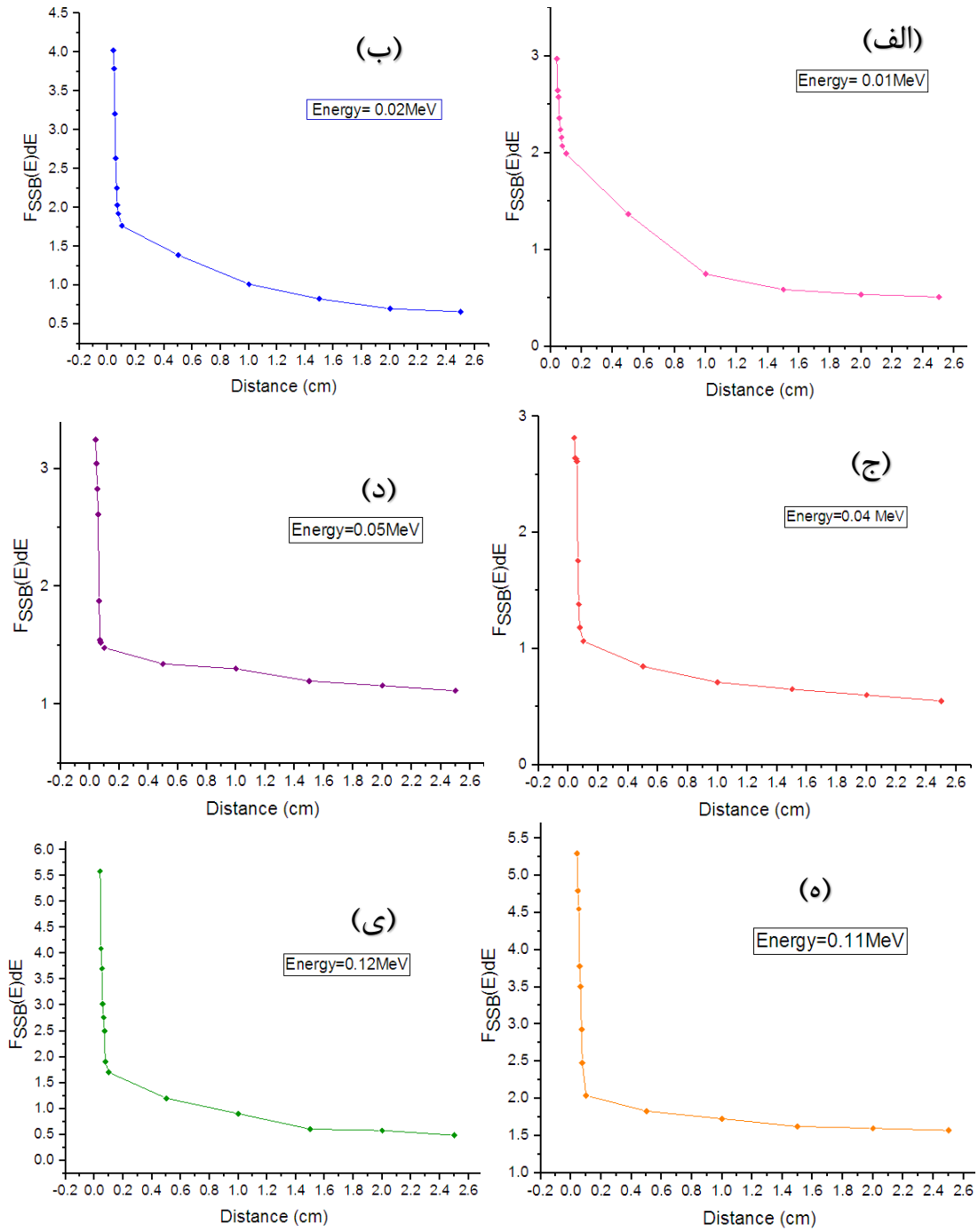
شکل (۳-۳): تابع توزیع احتمال آسیب شکستگی دو رشته‌ای DNA (DSB) بر حسب انرژی

الکترون‌های ثانویه برای (الف) فواصل $0.04 - 0.064\text{ cm}$ از چشمه، (ب) فواصل $0.05 - 0.07\text{ cm}$ از چشمه

و (ج) فواصل $1 - 2.5\text{ cm}$ از چشمه، در فانتوم آب (نمودار تابع توزیع نرمال به یک شده است).

با توجه به شکل ۲-۳ و ۳-۳ تابع احتمال شکستگی DSB و SSB روند مشابهی دارند، اما احتمال وقوع SSB با ماکسیمم احتمال ۸/۰۶٪ از احتمال وقوع DSB با ماکسیمم احتمال ۰/۵۴٪، بیشتر می‌باشد. با افزایش فاصله از چشمه احتمال وقوع شکستگی‌ها کاهش یافته است، اما همچنان شکستگی‌ها رخ داده‌اند. در فواصل نزدیک چشمه تابع احتمال در انرژی‌های ۰/۲، ۰/۴ و ۰/۵۵ MeV به دلیل شار بیشتر الکترون‌ها در این انرژی‌ها محتمل‌تر می‌باشد و در فواصل ۰/۰۴، ۰/۰۵۸، ۰/۰۷، ۰/۱، ۰/۱۵، ۲، ۲/۵ سانتی متر به ترتیب دارای ماکسیمم احتمالات ۸/۰۶٪، ۶/۹۵٪، ۶/۲۹٪، ۶/۱۲٪، ۵/۳۷٪، ۴/۹٪، ۴/۷٪، ۴/۱٪، ۳/۹٪ برای شکستگی تک رشته‌ای (SSB) DNA و دارای ماکسیمم احتمالات ۰/۵۴٪، ۰/۴۲٪، ۰/۳۴٪، ۰/۲۸٪، ۰/۲۵٪، ۰/۲۱٪، ۰/۱۸٪، ۰/۱۳٪، ۰/۱۱٪ برای شکستگی دو رشته‌ای (DSB) DNA است.

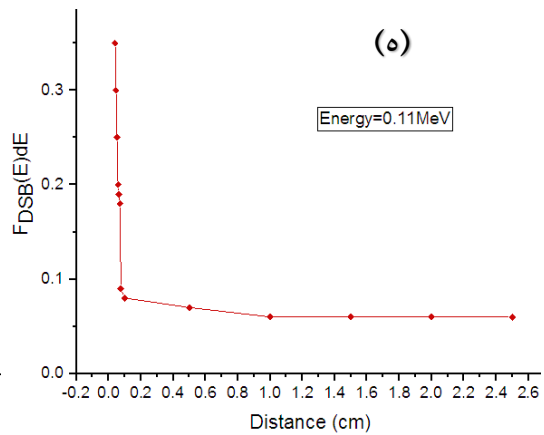
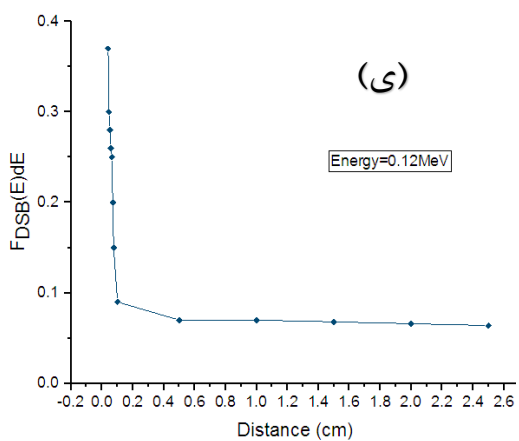
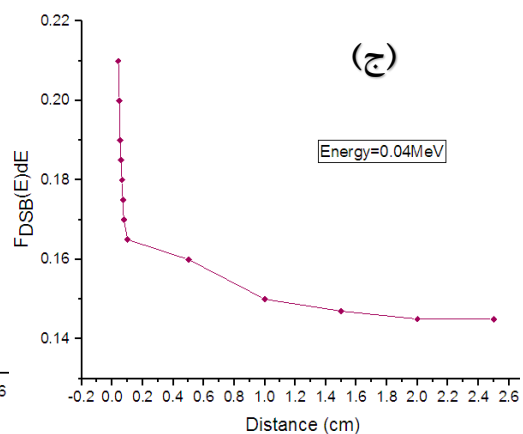
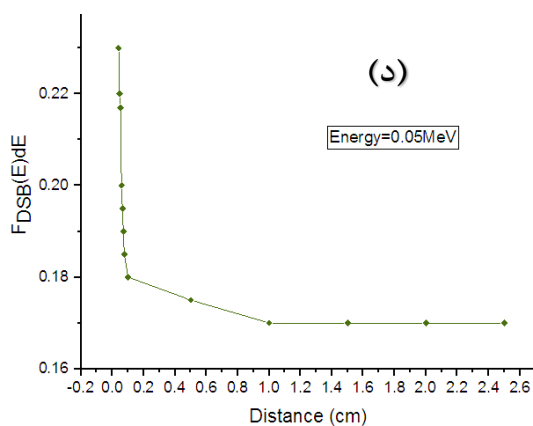
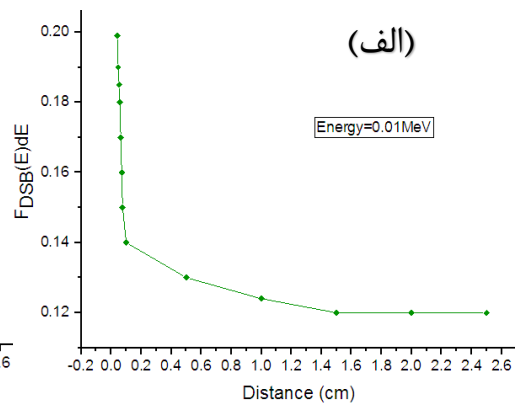
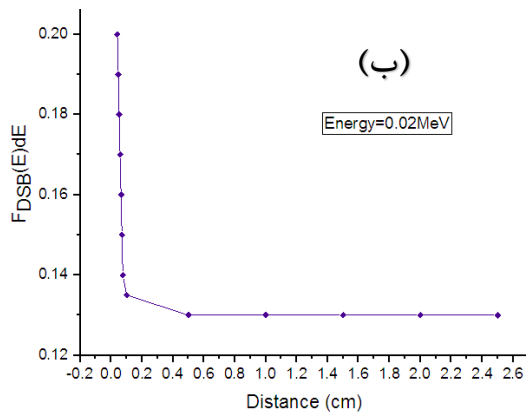
با استفاده از شکل ۱-۳ برای برخی از انرژی‌هایی که بیشترین تغییرات را در شکستگی‌های رشته DNA ایجاد کرده‌اند، یعنی انرژی‌های ۰/۰۱، ۰/۰۲، ۰/۰۴، ۰/۰۵، ۰/۱۱ و ۰/۱۲ MeV که در قسمت شیب دار شکل ۱-۳ قرار دارند، نمودار تابع احتمال شکستگی تک رشته‌ای و دو رشته‌ای DNA بر حسب فاصله را رسم نمودیم، که در شکل‌های ۳-۴ و ۳-۵ نشان داده شده است. بر اساس این نمودارها مشاهده شد، تقریباً از فاصله ۱/۵ cm به بعد بازده شکستگی‌ها نسبت به فاصله به صورت مجانبی تغییر می‌کند. از طرفی دیگر در هنگام اجرای برنامه، از فاصله ۲/۵ cm به بعد نیز خطای آماری کد MCNPX افزایش می‌یافت، به همین دلیل محاسبات را تا فاصله ۲/۵ cm از چشمه انجام داده‌ایم.



شکل (۳-۴): نمودار بازده شکستگی تک رشته DNA (SSB) بر حسب فاصله از چشمه برای انرژی ۰/۰۱ MeV

(ب) انرژی ۰/۰۲ MeV (ج) انرژی ۰/۰۴ MeV (د) انرژی ۰/۰۵ MeV (ه) انرژی ۰/۰۱۱ MeV

(و) انرژی ۰/۰۱۲ MeV (ی)

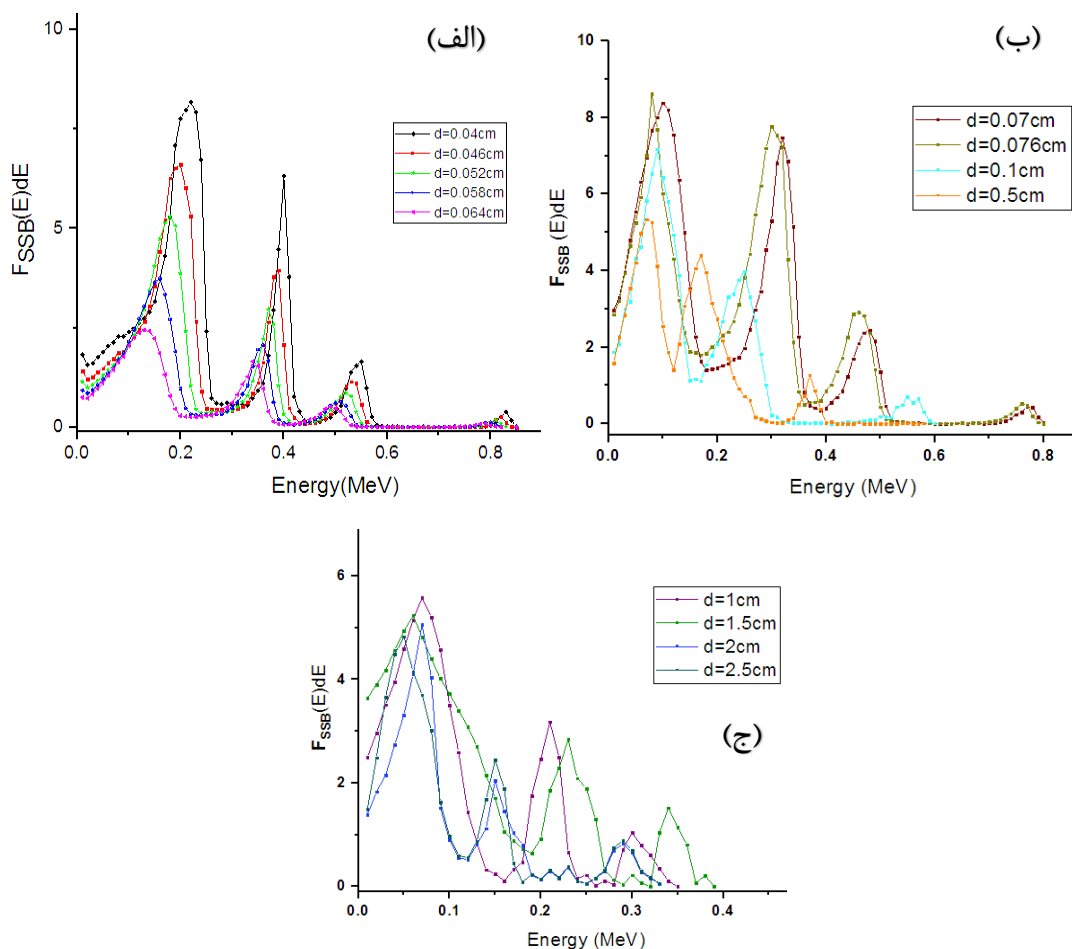


شکل (۳-۵): نمودار بازده شکستگی تک رشته DNA (SSB) بر حسب فاصله از چشمه برای انرژی ۰/۰۱ MeV (الف) انرژی ۰/۰۲ MeV (ب) انرژی ۰/۰۴ MeV (ج) انرژی ۰/۰۵ MeV (د) انرژی ۰/۰۱۱ MeV (ه) انرژی ۰/۰۱۲ MeV (ی)

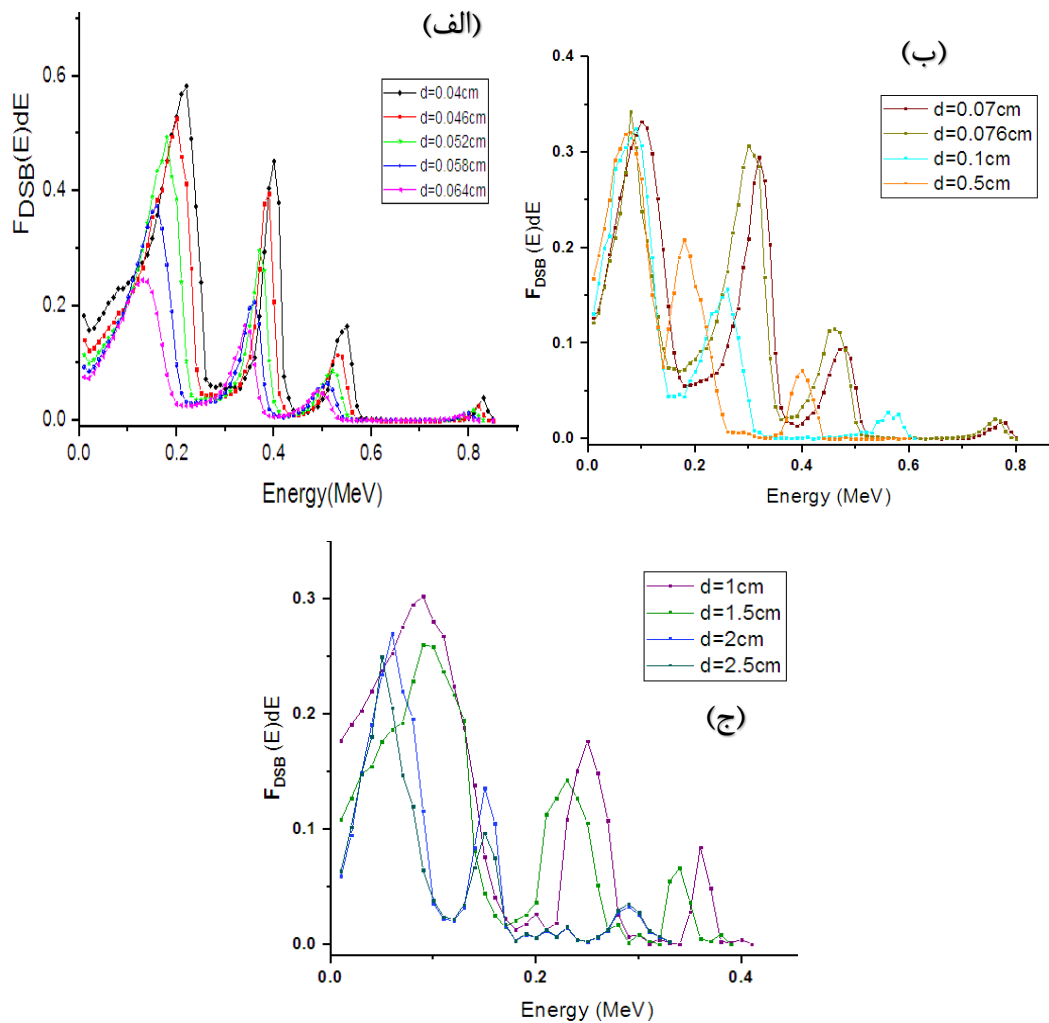
(ی) انرژی ۰/۰۱۲ MeV

همچنین نمودارهای تابع توزیع احتمال آسیب‌های شکستگی تک رشته‌ای (SSB) و شکستگی دو رشته‌ای (DSB) DNA بر حسب انرژی را در فانتوم بافت نرم و ماهیچه نیز در شکل‌های زیر نشان داده شده است.

با توجه به شکل ۶-۳ و ۷-۳ در فانتوم بافت نرم نیز شکستگی تک رشته‌ای DNA در نزدیک‌ترین فاصله (۰/۰۴ cm) از چشمه دارای ماکسیمم احتمال ۷/۸۹٪ بوده و شکستگی دو رشته‌ای DNA نیز در این فاصله دارای ماکسیمم احتمال ۰/۵۳٪ می‌باشد.

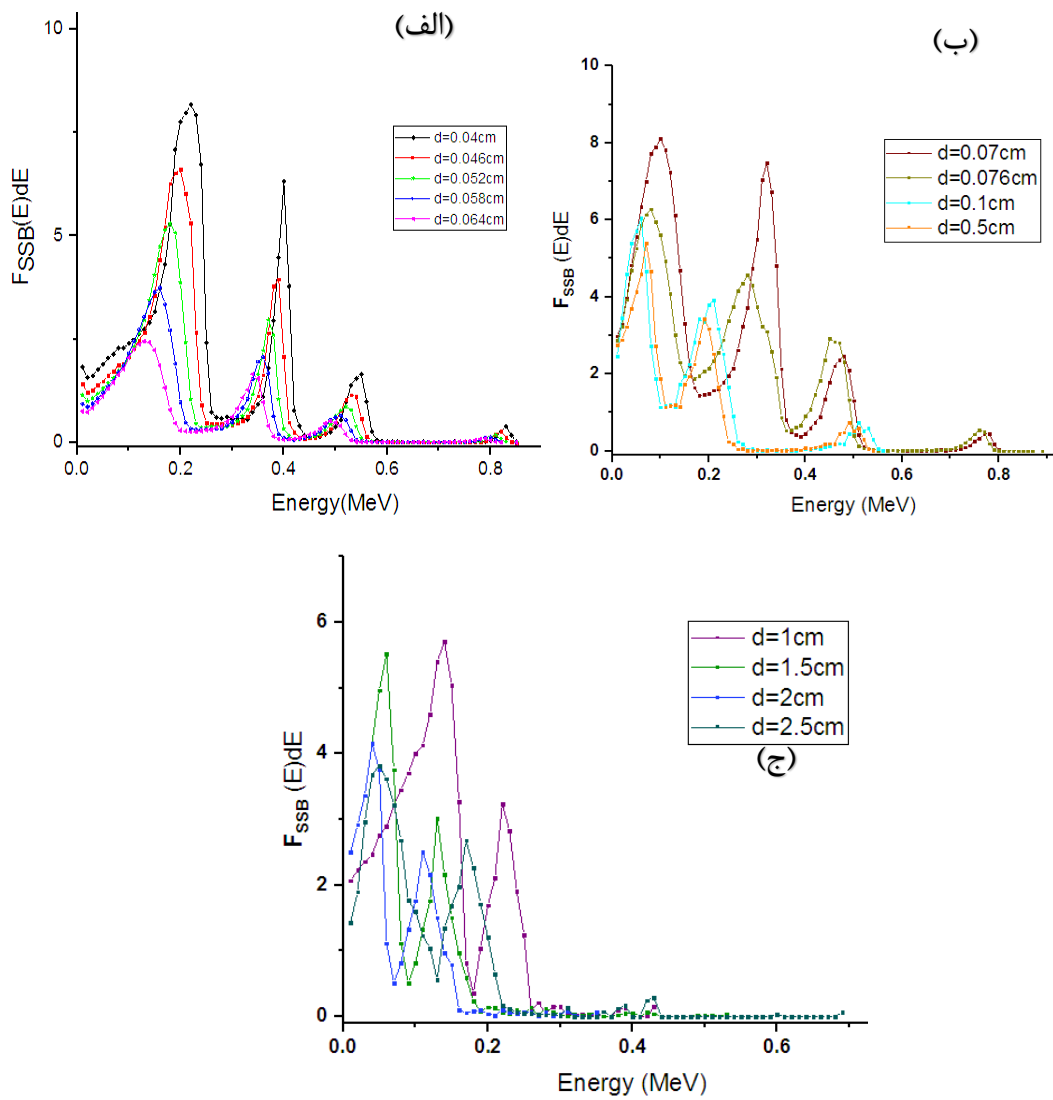


شکل (۶-۳): تابع توزیع احتمال آسیب شکستگی تک رشته‌ای (SSB) DNA بر حسب انرژی الکترون‌های ثانویه برای (الف) فواصل ۰/۰۴ - ۰/۰۶۴ cm از چشمه، (ب) فواصل ۰/۰۵ - ۰/۰۷ cm از چشمه و (ج) فواصل ۱ - ۲/۵ cm از چشمه، در فانتوم بافت نرم (نمودار تابع توزیع نرمال به یک شده است).

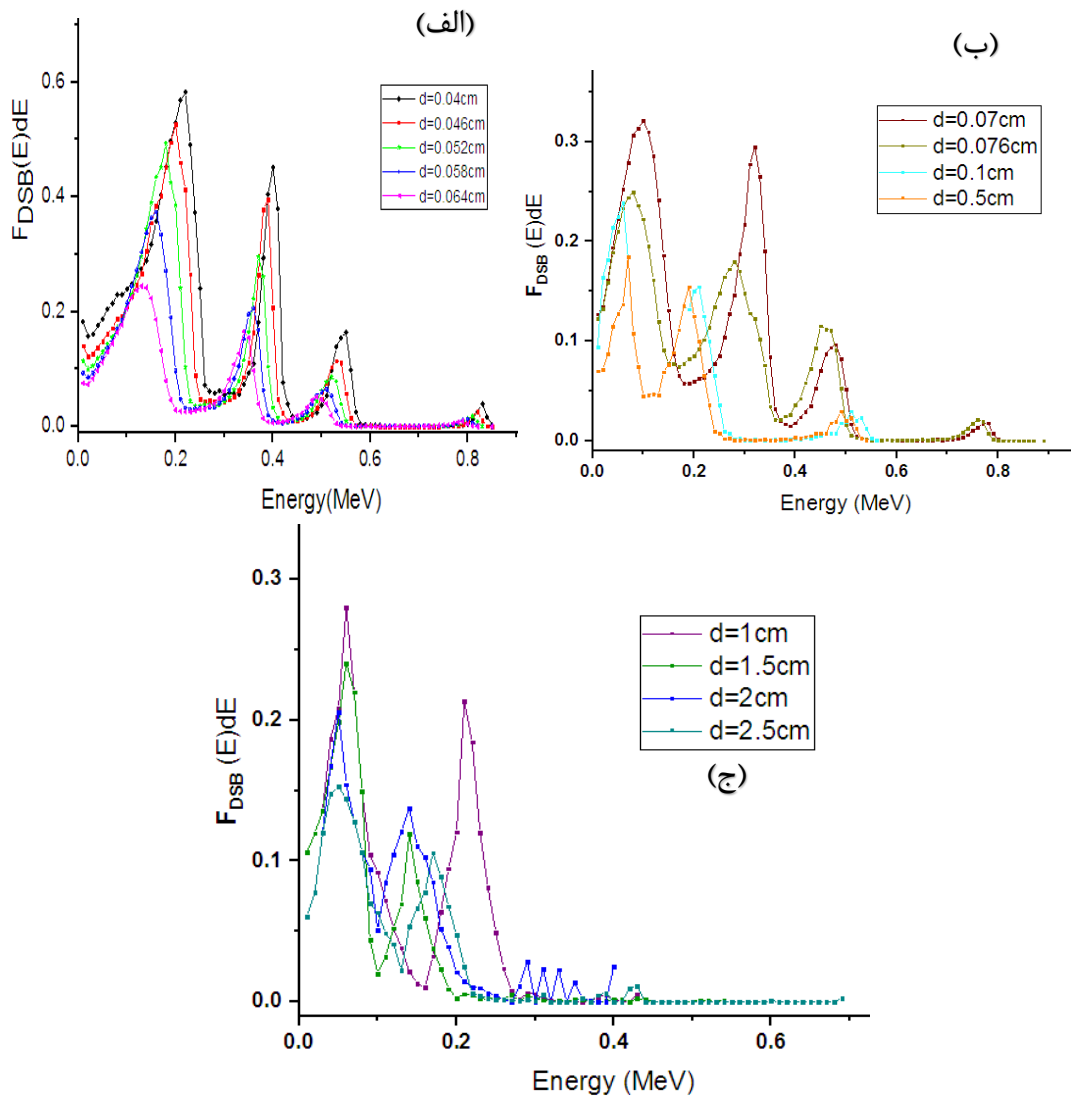


شکل (۳-۷): تابع توزیع احتمال آسیب شکستگی دو رشته‌ای DNA (DSB) بر حسب انرژی الکترون‌های ثانویه برای (الف) فواصل $0.04 - 0.064$ cm از چشمه، (ب) فواصل $0.05 - 0.07$ cm از چشمه و (ج) فواصل $1 - 2.5$ cm از چشمه، در فانتوم بافت نرم (نمودار تابع توزیع نرمال به یک شده است).

همچنین در فانتوم بافت ماهیچه شکستگی‌ها در نزدیک‌ترین فاصله از چشمه، با احتمال‌های $7/85$ ٪ شکستگی تک رشته‌ای و $0/51$ ٪ شکستگی دو رشته‌ای در DNA رخ داده است.



شکل (۳-۸): تابع توزیع احتمال آسیب شکستگی تک رشته‌ای DNA (SSB) بر حسب انرژی الکترون‌های ثانویه برای (الف) فواصل ۰/۰۴ - ۰/۰۶۴ cm از چشمه، (ب) فواصل ۰/۵ - ۰/۰۷ cm از چشمه و (ج) فواصل ۱ - ۲/۵ cm از چشمه، در فانتوم ماهیچه (نمودار تابع توزیع نرمال به یک شده است).



شکل (۳-۹): تابع توزیع احتمال آسیب شکستگی دو رشته‌ای DNA (DSB) بر حسب انرژی الکترون‌های ثانویه برای (الف) فواصل $0.04 - 0.064$ cm از چشمه، (ب) فواصل $0.05 - 0.07$ cm از چشمه و (ج) فواصل $1 - 2.5$ cm از چشمه، در فانتوم ماهیچه (نمودار تابع توزیع نرمال به یک شده است).

فصل چهارم

مقایسه تاثیر فاصله های مختلف از چشمه و نوع

فاتوم مورد استفاده در بررسی اثرات چشمه بر

DNA

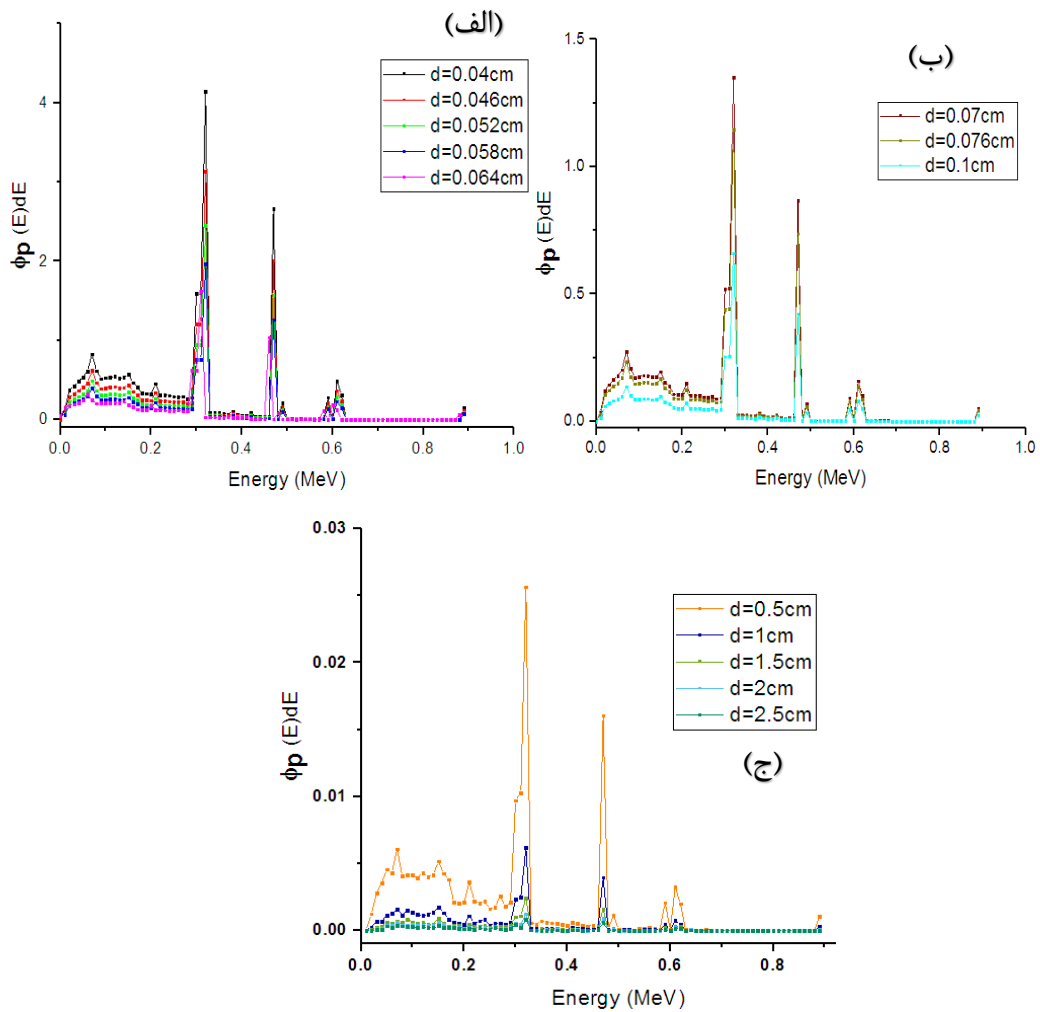
۴-۱ مقدمه

چشمه براکی تراپی ایریدیوم ۱۹۲ از چشمه‌های پرکاربرد در درمان سرطان پروستات و دهانه رحم بوده که تاثیر آن بر بافت مجاور به فاصله از چشمه بستگی دارد و با افزایش فاصله به دلیل پدیده‌های تضعیف فوتونی این اثرات کاهش یافته است. همچنین یکی از عوامل ایجاد خطا در بررسی اثر پرتو بر بافت، در نظر گرفتن آب به عنوان بافت بدن می‌باشد که در صورت لحاظ کردن بافت نرم و ماهیچه مقداری تفاوت ایجاد می‌شود. لذا در این کار ما با استفاده از کد MCNPX به محاسبه شار و دز ناشی از چشمه براکی تراپی ایریدیوم ۱۹۲، در ابعاد تقریبی از DNA در یک فانتوم آب پرداخته و با استفاده از شار به دست آمده از طریق کد MCDS بازده شکستگی‌های DNA ایجاد شده در فواصل مختلف از چشمه را بررسی کرده‌ایم. همچنین به بررسی درصد اختلاف نسبی، استفاده از فانتوم بافت نرم و ماهیچه، به جای استفاده از فانتوم آب پرداختیم.

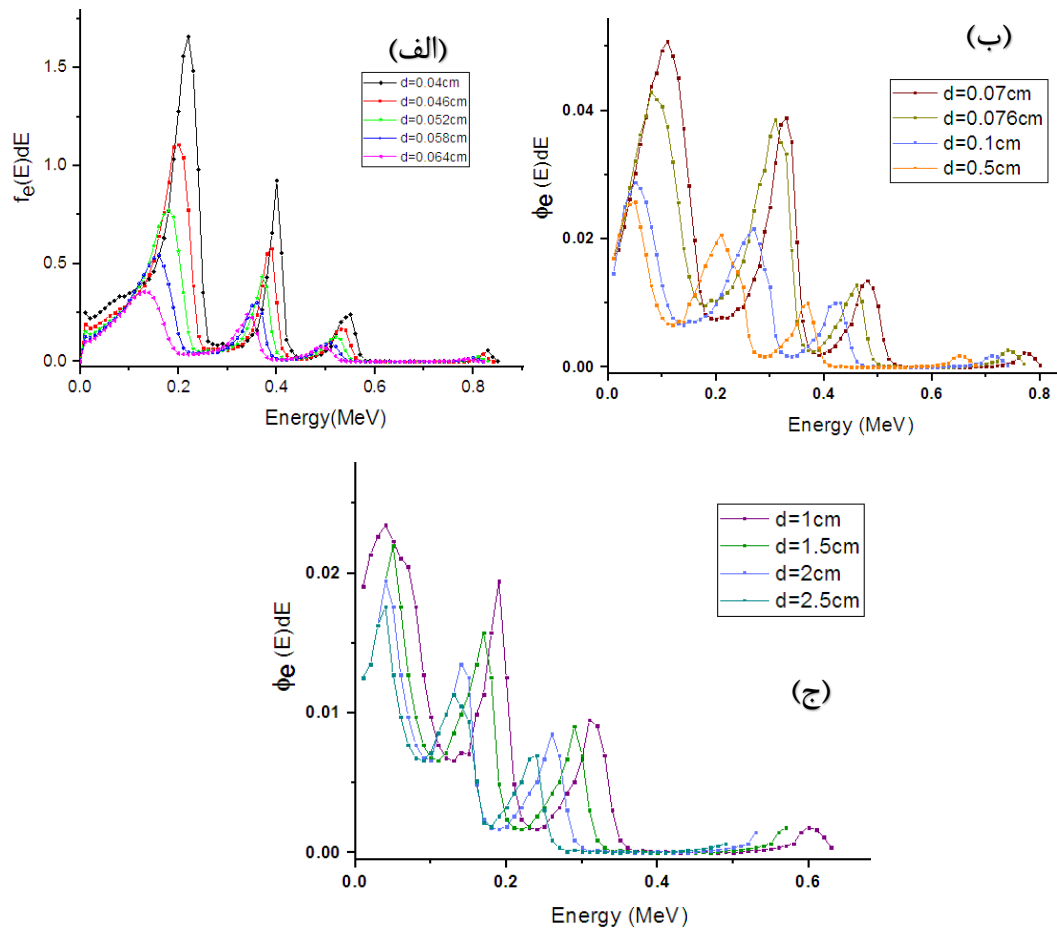
۴-۲ مقایسه شار حاصل از چشمه ^{192}Ir بر روی آسیب‌های DNA در

فاصله‌های مختلف از چشمه

همانطور که در فصل قبل گفته شد ما در این پژوهش با استفاده از کد شبیه سازی MCNPX تالی شار حجمی (f4) فوتون‌ها و الکترون‌های ناشی از آن را در ۹۰ انرژی مختلف، بین بازه ۰ تا MeV ۰/۹ در درون استوانه‌های با ابعاد DNA در فواصل متفاوت محاسبه کردیم، که برای این کار برنامه را برای تاریخچه ذرات 1×10^9 در مدت زمان ۱۶۰۰۰ دقیقه با روش کاهش واریانس برخورد اجباری (fcl) و افزایش اهمیت سلول‌های مورد نظر اجرا کردیم. در این قسمت نمودار شارهای فوتون و الکترون بدست آمده در فصل دوم را در فواصل مختلف از چشمه با یکدیگر مقایسه می‌نماییم.



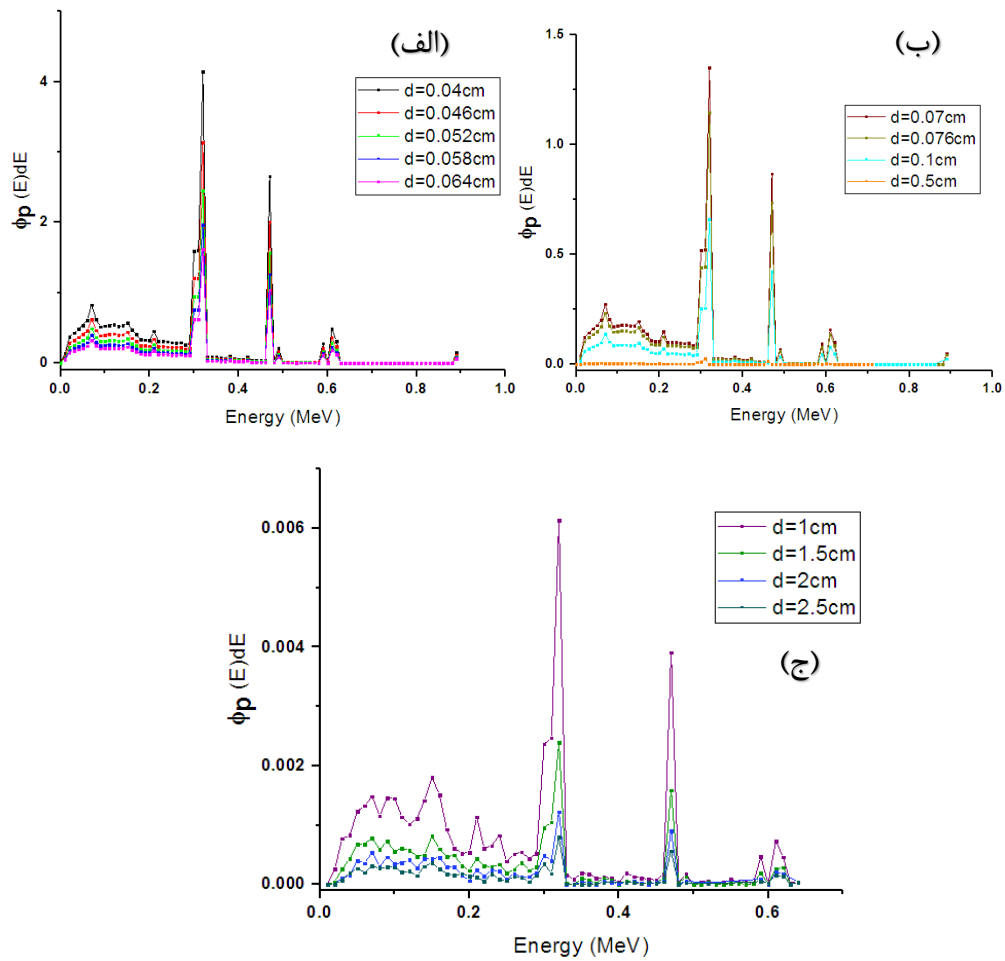
شکل (۴-۱): شار فوتون در درون استوانه‌های با ابعاد DNA بر حسب انرژی برای (الف) فواصل ۰.۰۴ - ۰.۰۶۴ cm از چشمه، (ب) فواصل ۰.۰۷ - ۰.۱ cm از چشمه و (ج) فواصل ۰.۵ - ۲.۵ cm از چشمه، در فانتوم آب.



شکل (۴-۲): شار الکترون در درون استوانه‌های با ابعاد DNA بر حسب انرژی برای (الف) فواصل ۱ - ۲/۵ cm

در (ب) فواصل ۰/۰۷ - ۰/۵ cm از چشمه، و (ج) فواصل ۱ - ۲/۵ cm از چشمه، در

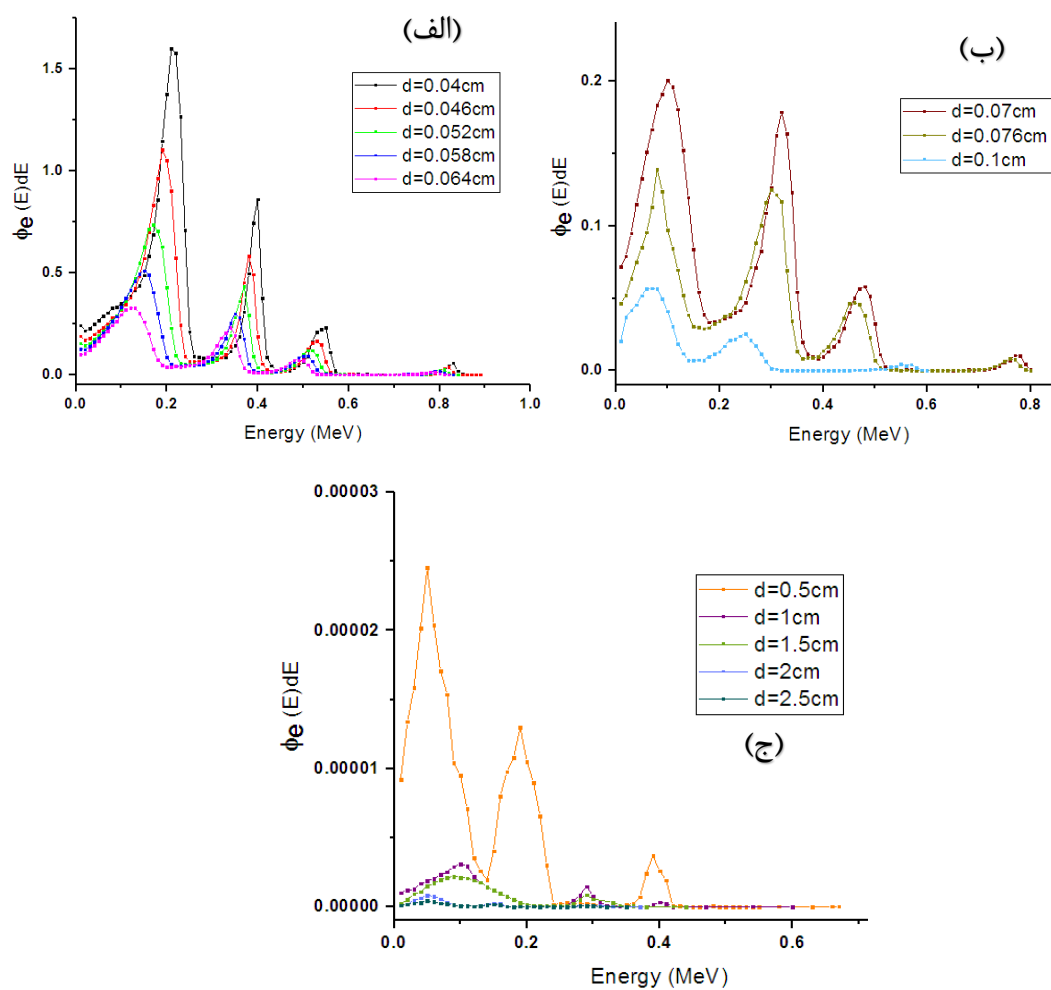
فانتوم آب.



شکل (۳-۴): شار فوتون در درون استوانه‌های با ابعاد DNA بر حسب انرژی برای (الف) فواصل cm

(ب) فواصل cm از چشمه، (ب) فواصل cm از چشمه و (ج) فواصل cm از چشمه، در

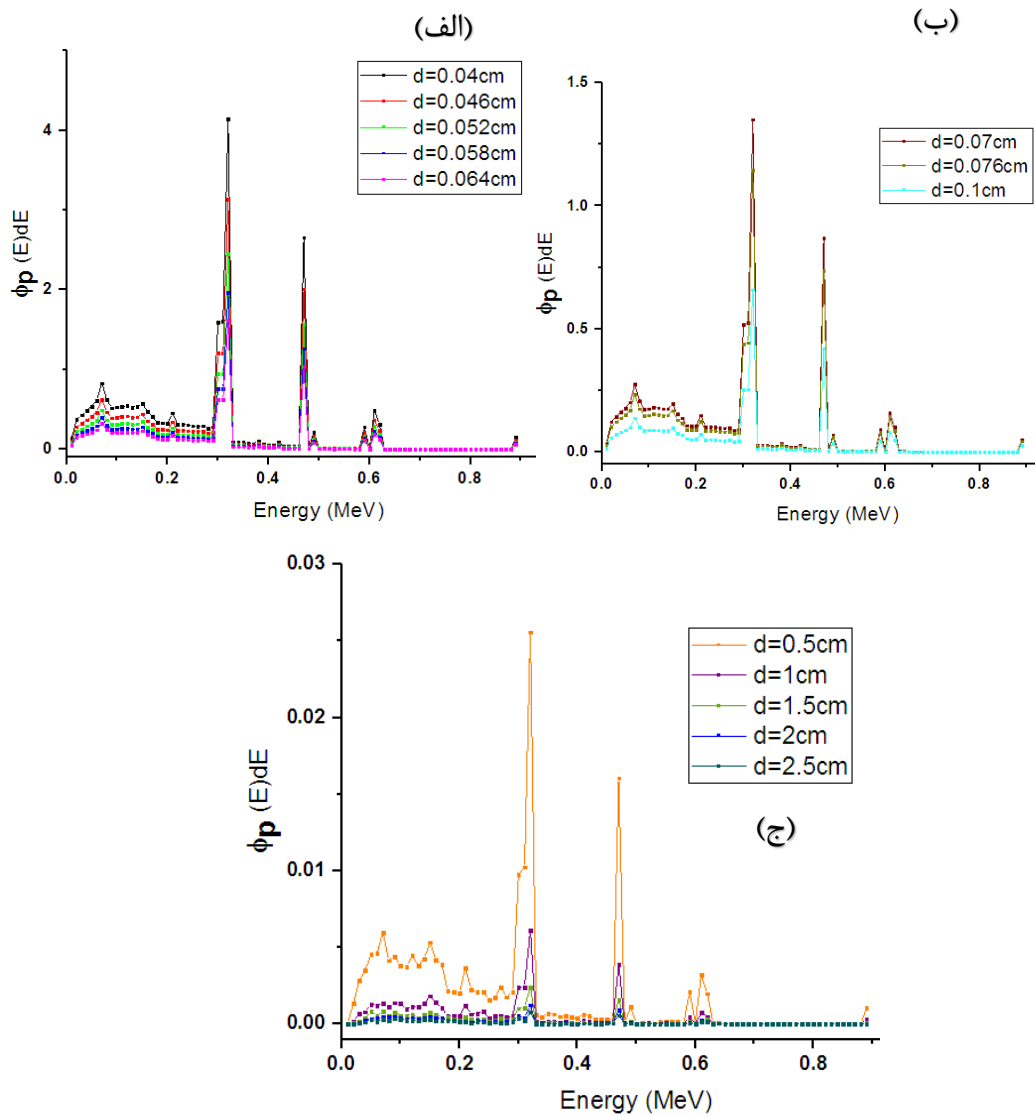
فانتوم بافت نرم.



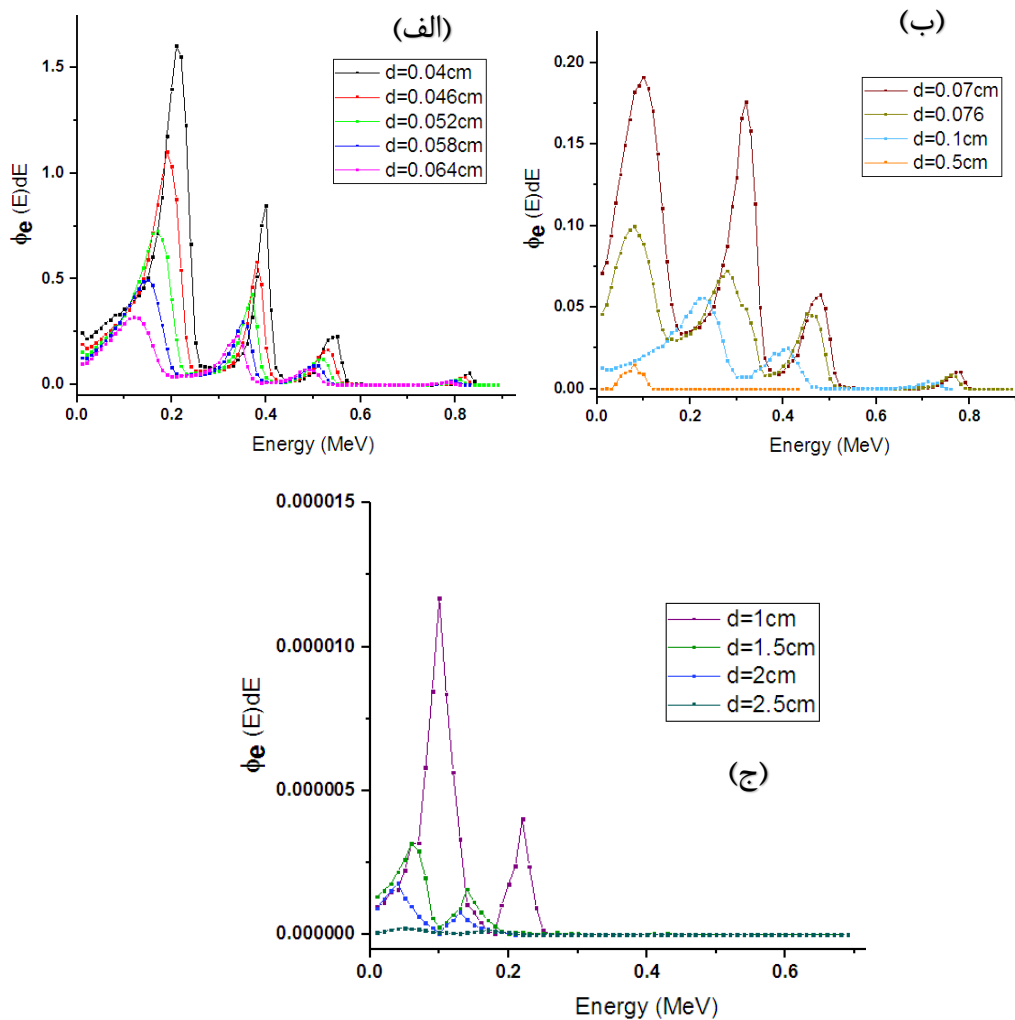
شکل (۴-۴): شار الکترون در درون استوانه‌های با ابعاد DNA بر حسب انرژی برای (الف) فواصل cm

از چشمه، (ب) فواصل cm ۰/۰۷ - ۰/۱ از چشمه و (ج) فواصل cm ۲/۵ - ۰/۵ از چشمه،

در فانتوم بافت نرم.



شکل (۴-۵): شار فوتون در درون استوانه‌های با ابعاد DNA بر حسب انرژی برای (الف) فواصل cm ۰/۰۴ - ۰/۰۶۴ از چشمه، (ب) فواصل cm ۰/۰۷ - ۰/۱ از چشمه و (ج) فواصل cm ۲/۵ - ۰/۵ از چشمه، در فانتوم بافت ماهیچه.



شکل (۴-۶): شار الکترون در درون استوانه‌های با ابعاد DNA بر حسب انرژی برای (الف) فواصل cm

۰/۰۶۴ - ۰/۰۴ از چشمه، (ب) فواصل cm ۰/۵ - ۰/۰۷ از چشمه و (ج) فواصل cm ۲/۵ - ۱ از چشمه، در

فانتوم بافت ماهیچه.

شکل ۴-۱ تا ۴-۶ شار فوتون و الکترون را در همه‌ی DNAهای، استوانه‌ای شکل در درون بافت‌های مختلف نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌شود شار در DNAهای نزدیک‌تر بیشتر و با نفوذ به عمق از شدت فوتون‌ها و به تبعه آن از شدت الکترون‌های ثانویه کاسته شده است. از آنجایی که تالی f4، شار ذرات را بر اساس طول مسیر پیموده شده در ابعاد مورد بررسی تخمین می‌زند، ذراتی که انرژی بیشتری دارند برخورد‌های کمتری با ماده داشته و طول مسیر کوتاه‌تری را می‌پیمایند، بنابراین شار انرژی‌های بالاتر کمتر بوده است. همچنین در انرژی‌های تقریباً ۰/۳، ۰/۵ و ۰/۶ MeV مقادیر شارپی در شار فوتون دیده می‌شود که می‌تواند به دلیل شدت فوتون‌های گسیلی از چشمه ^{192}Ir ، رخ داد پدیده فوتوالکتریک و کامپتون در این انرژی‌ها باشد. شار الکترون‌ها نیز در انرژی‌های ۰/۲، ۰/۴ و ۰/۵۵ MeV دارای ماکسیمم می‌باشد زیرا این الکترون‌ها ناشی از فوتو الکترون‌های پدیده فوتوالکتریک و الکترون‌های پراکنده شده از اثر کامپتون می‌باشند.

۴-۳ مقایسه فانتوم بافت‌های نرم و ماهیچه با فانتوم آب در بررسی شار، آهنگ

دز و شکستگی‌های حاصل از چشمه ^{192}Ir بر روی آسیب‌های DNA

۴-۳-۱ شار حجمی و آهنگ دز

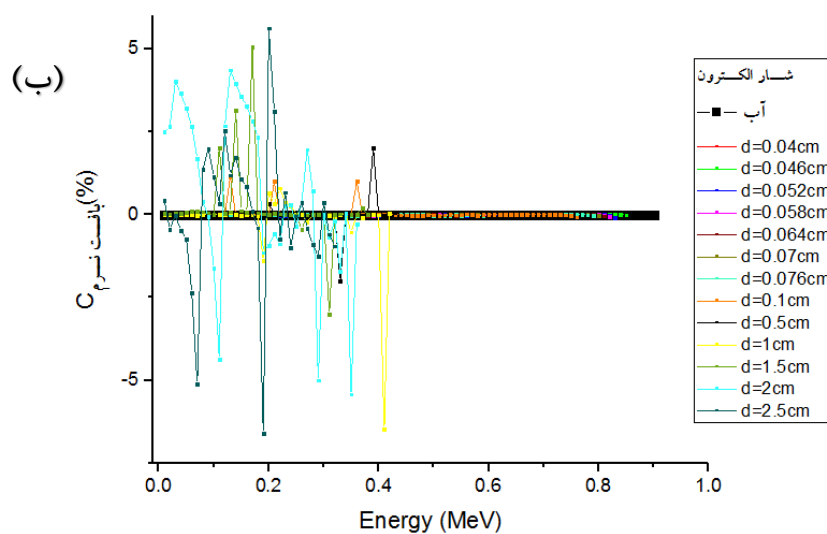
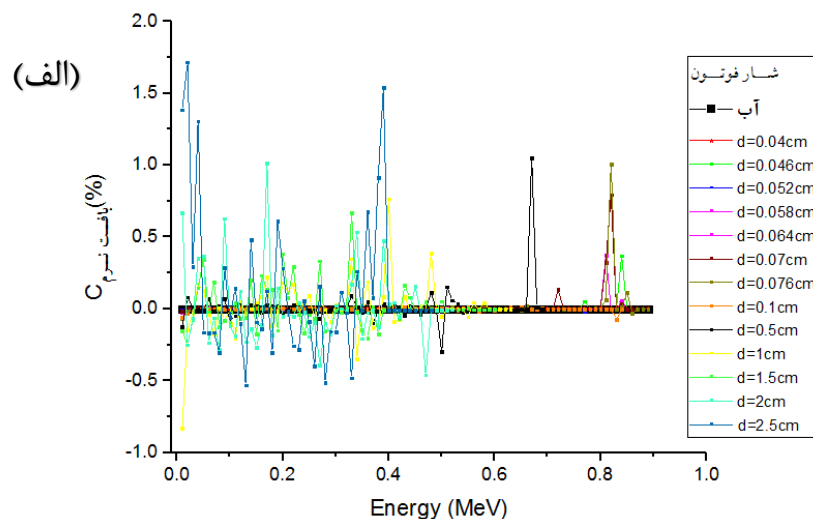
در دزیمتری اصولاً محیط اطراف چشمه آب در نظر گرفته می‌شود، اما برای رسیدن به یک نتیجه مناسب درمان، استفاده از آب برای همه بافت‌های بدن می‌تواند یکی از منابع خطا در رسانیدن دز صحیح به تومور مورد نظر باشد؛ از این رو به بررسی بافت نرم با چگالی ۱/۰۴ و ماهیچه با چگالی ۱/۰۵ در مقایسه با فانتوم آب پرداخته‌ایم.

در این بخش جهت بررسی تفاوت استفاده از بافت‌های مختلف نسبت به آب در شار فوتون و

الکترون، رابطه $C_i = \frac{f_{water}-f_i}{f_{water}} \times 100$ ، که $i = \text{آب}$ ، بافت نرم، ماهیچه و C_i ، اختلاف نسبی هر یک

از مقادیر شار در فانتوم بافت نرم و ماهیچه نسبت به آب بر حسب درصد است، را معرفی کردیم. شکل

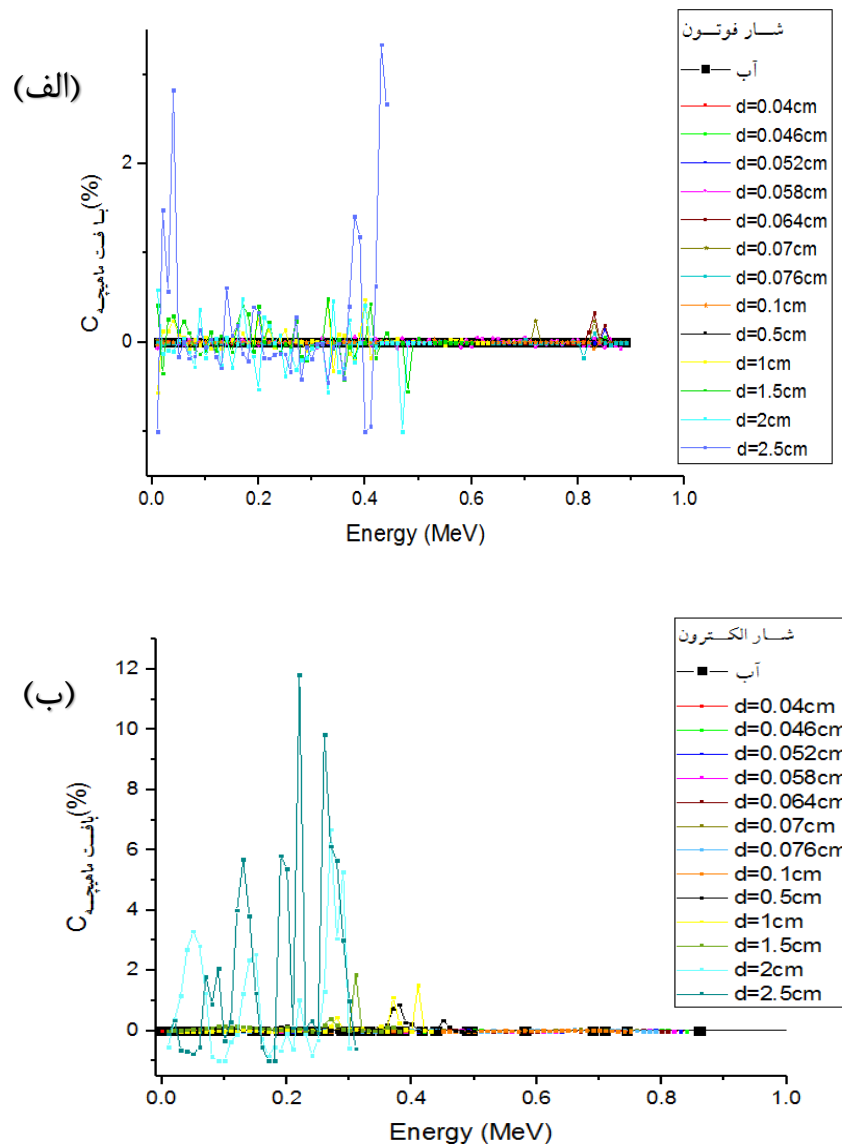
زیر نمودار درصد اختلاف شار فوتون و الکترون را در بافت نرم نسبت به آب نشان می‌دهد.



شکل (۴-۷): (الف) اختلاف نسبی شار فوتون حاصل از چشمه ایریدیوم درون فانتوم بافت نرم نسبت به آب

(ب) اختلاف نسبی شار الکترون حاصل از چشمه ایریدیوم درون فانتوم بافت نرم نسبت به آب.

شکل ۴-۷ اختلاف نسبی شار حجمی فوتون و الکترون در سلول‌هایی با بافت نرم نسبت به آب را نشان می‌دهد، این اختلافات به دلیل تفاوت در میزان تضعیف و پراکندگی تابشی در بافت‌ها می‌باشد. با افزایش فاصله اختلاف نسبی بین بافت نرم و آب افزایش یافته و در فاصله ۲/۵ cm بیشترین اختلاف بین شار در بافت نرم و آب مشاهده می‌شود.

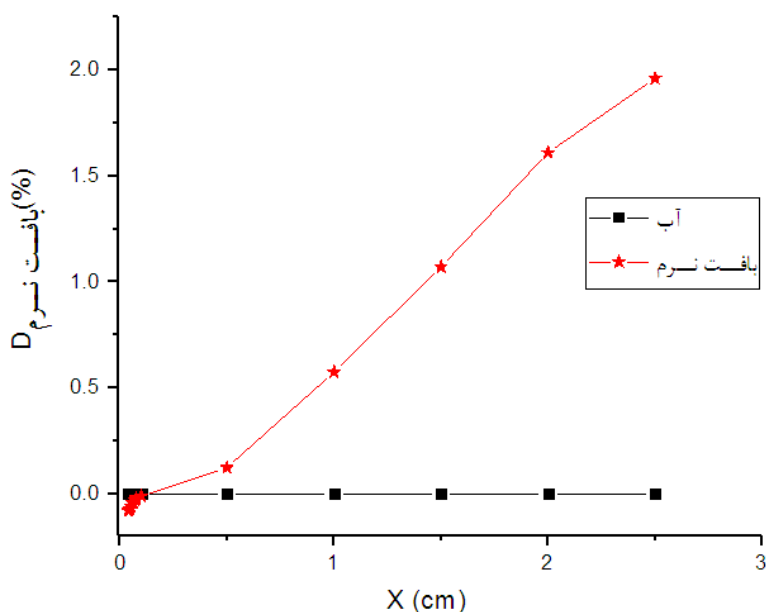


شکل (۴-۸): (الف) اختلاف نسبی شار فوتون حاصل از چشمه ایریدیوم درون فانتوم بافت ماهیچه نسبت به آب (ب) اختلاف نسبی شار فوتون حاصل از چشمه ایریدیوم درون فانتوم بافت ماهیچه نسبت به آب.

در شکل بالا اختلاف شار در بافت ماهیچه نسبت به آب نشان داده شده است. بیشترین درصد اختلافات شار فوتون و الکترون در بافت ماهیچه نسبت به آب در فاصله ۲/۵ cm، به ترتیب ۳/۳۳٪ و ۱۱/۸٪ می‌باشد و از ماکسیمم اختلاف نسبی شار فوتون و الکترون در بافت نرم نسبت به آب (به ترتیب ۱/۷۱٪ و ۶/۶٪) بیشتر است، که به دلیل چگالی بیشتر بافت ماهیچه و درصد کربن بیشتر، جذب فوتون‌ها در فواصل نزدیک بیشتر بوده و بنابراین شار کمتری به فواصل دورتر رسیده و درصد اختلاف نسبی بیشتر بوده است.

جهت مقایسه تفاوت استفاده از فانٹوم‌های مختلف در آهنگ دز چشمه نیز مشابه روند قبل با

استفاده از رابطه $D_i = \frac{f_{water} - f_i}{f_{water}} \times 100$ ، درصد اختلاف نسبی آهنگ دز در بافت نرم و ماهیچه نسبت به آب را محاسبه نمودیم.



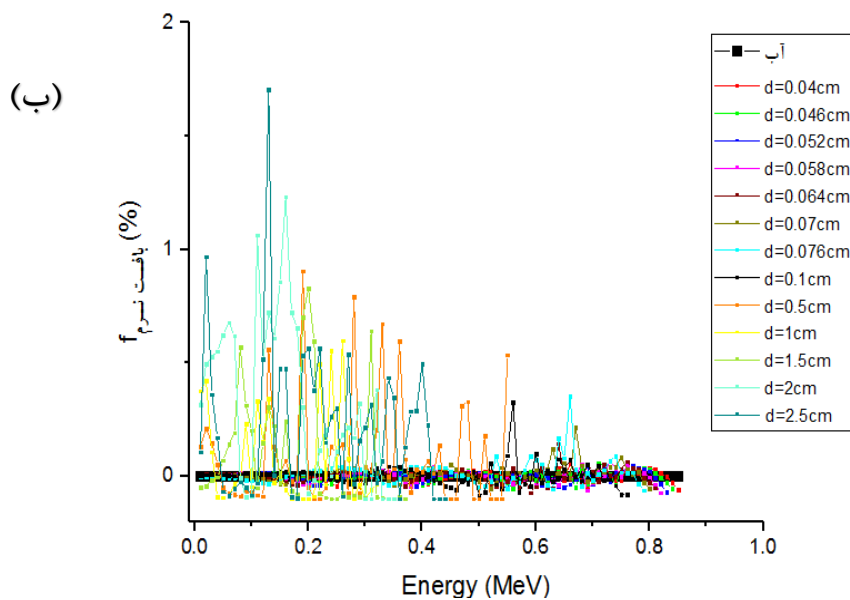
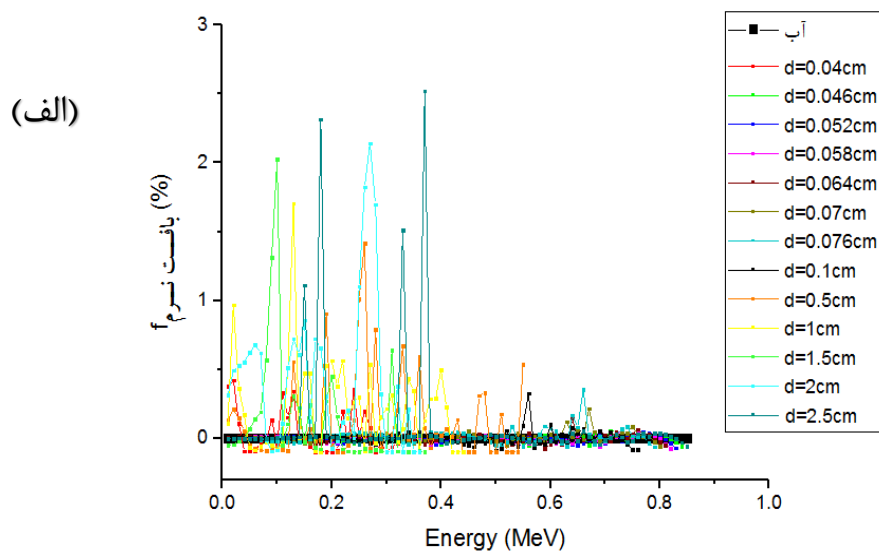
شکل (۴-۹): درصد اختلاف نسبی آهنگ دز چشمه ایریدیوم در درون DNAها در بافت نرم نسبت به

آب بر حسب فاصله از چشمه.

۲-۳-۴ بررسی اختلاف نسبی استفاده از فانتوم بافت نرم و ماهیچه نسبت به آب در

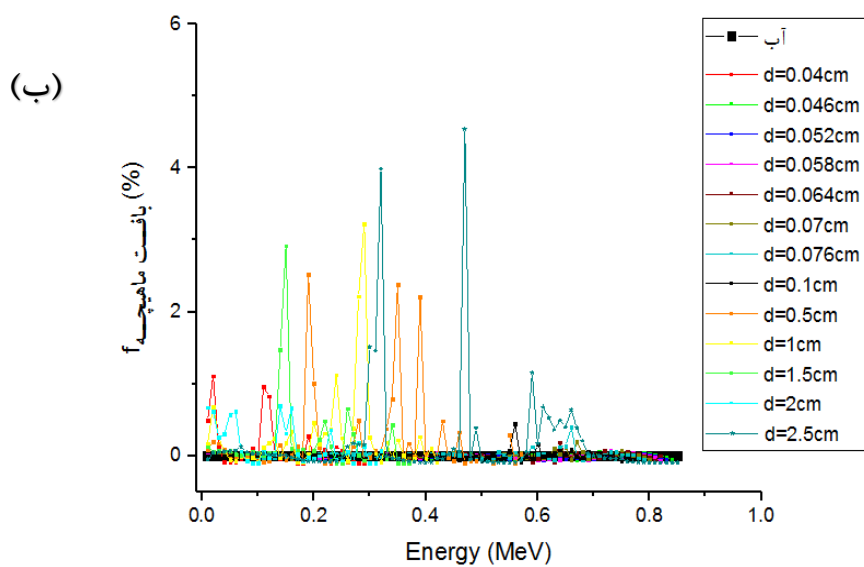
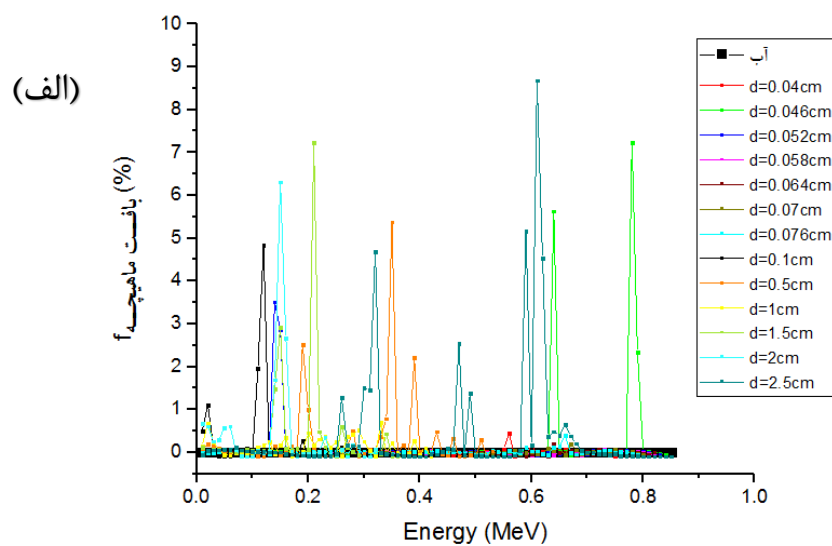
شکستگی‌های رشته DNA

همانطور که در فصل سوم مشاهده شد پس از به دست آوردن شار فوتون‌ها و الکترون‌های ناشی از آنها ما به بررسی تابع توزیع احتمال شکستگی تک رشته‌ای (SSB) و دو رشته‌ای (DSB) DNA در سه فانتوم آب، بافت نرم و ماهیچه پرداختیم. در این قسمت نیز با معرفی فرمول $f_i = \frac{p_{water} - p_i}{p_{water}} \times 100$ که $i = \text{آب، بافت نرم، ماهیچه}$ و f_i ، اختلاف نسبی هر یک از مقادیر تابع توزیع در فانتوم بافت نرم و ماهیچه نسبت به آب بر حسب درصد است، به بررسی تفاوت استفاده از فانتوم آب به جای بافت نرم و ماهیچه می‌پردازیم. شکل ۴-۸ اختلاف نسبی شکستگی تک رشته (SSB) در بافت نرم نسبت به آب را نشان می‌دهد.



شکل (۴-۱۱): (الف) درصد اختلاف نسبی تابع توزیع شکستگی تک رشته‌ای DNA در بافت نرم نسبت

به آب. (ب) درصد اختلاف نسبی تابع توزیع شکستگی دو رشته‌ای DNA در بافت نرم نسبت به آب.



شکل (۴-۱۲): (الف) درصد اختلاف نسبی تابع توزیع شکستگی تک رشته‌ای DNA در بافت ماهیچه

نسبت به آب. (ب) درصد اختلاف نسبی تابع توزیع شکستگی دو رشته‌ای DNA در بافت ماهیچه نسبت به

آب.

نمودارهای بالا اختلاف نسبی استفاده از بافت نرم و ماهیچه را نسبت به آب در فواصل ۰/۰۴، ۰/۰۴۶، ۰/۰۵۲، ۰/۰۵۸، ۰/۰۶۴، ۰/۰۷، ۰/۰۷۶، ۰/۱، ۰/۵، ۱، ۱/۵، ۲، ۲/۵ سانتی متر نشان می‌دهد، که اختلاف قابل توجهی در بررسی شکستگی رشته‌ای DNA دیده می‌شود که به فاصله از چشمه و چگالی الکترونی محیط وابسته است و در فواصل نزدیک به دلیل چگالی بیشتر بافت نرم و ماهیچه و همچنین وابستگی پدیده فوتوالکتریک به توان سوم عدد اتمی محیط تفاوت بیشتری در اختلاف نسبی فانتوم بافت نرم و ماهیچه با آب مشاهده می‌شود و با افزایش فاصله چون فوتون‌ها انرژی بیشتری در بافت نرم و ماهیچه نسبت به آب از دست می‌دهند، تعداد فوتون‌های کمتری به فواصل دورتر می‌رسند و بنابراین به دلیل شار کمتر فوتون‌ها مقدار کمتری آسیب به DNA وارد شده به همین دلیل شاهد اختلاف میان استفاده از آب به جای بافت نرم و ماهیچه مشاهده می‌شود. همچنین مشاهده می‌شود که این تغییرات در شکستگی تک رشته‌ای DNA بیشتر از شکستگی دو رشته‌ای DNA می‌باشد.

۳-۴ نتیجه گیری

فوتون‌های گاما، انرژی کافی برای شکستن پیوندهای شیمیایی را دارد و در صورت جذب توسط یک بافت زنده موجب یکسری تغییرات بیولوژیک در آن می‌شود. ماده‌ای که تحت تابش پرتوی یون‌ساز قرار می‌گیرد، انرژی پرتو را جذب نموده و یونیزه می‌شود. جذب انرژی و یونیزاسیون در ماده یک اثر کاملاً فیزیکی است که منجر به بروز آثار بیولوژیک در بافت زنده خواهد شد. عبور تابش‌های یونیزان از میان اندام‌های موجودات زنده خوشه‌هایی از نوکلئوتیدهای آسیب دیده را در داخل چرخش‌های DNA ایجاد می‌کنند. از جمله آسیب‌های دی ان ای می‌توان به شکستگی تک رشته‌ای (SSB)، شکستگی دو رشته‌ای (DSB) و آسیب به بازهای آلی اشاره کرد. لذا ما در این پژوهش به بررسی شار، آهنگ دز و شکستگی‌های رشته DNA ناشی از فوتون‌ها و الکترون‌های ثانویه‌ی چشمه ایریدیوم درون فانتوم آب در فواصل مختلف از چشمه پرداختیم و اختلاف استفاده از فانتوم آب به

جای بافت نرم و ماهیچه را نیز بررسی کردیم. شار و دز فوتون و الکترون‌های ثانویه ناشی از چشمه فوق را در ابعاد تقریبی از DNA در یک فانتوم آب با استفاده از کد MCNPX محاسبه نمودیم و شبیه سازی‌ها با خطای کمتر از ۰.۵٪ که برای یک میلیارد ذره انجام شده بود، نشان داد شار فوتون و الکترون‌ها در برخی انرژی‌ها (به دلیل شدت فوتون‌های گسیلی از چشمه) دارای قله بوده که با افزایش فاصله از چشمه این قله‌ها در شار الکترون به سمت انرژی‌های کمتر شیفت پیدا کرده و همچنین پهنای آن‌ها به دلیل ترکیب قله‌ها و حذف انرژی‌های بالا افزایش یافته است. آسیب‌های DNA در فواصل مختلف از چشمه متفاوت است و به تعداد الکترون‌های ثانویه رسیده به آن ناحیه و انرژی آن‌ها بستگی دارد، بطوریکه با افزایش فاصله از چشمه مقادیر تابع توزیع احتمال شکستگی‌های تک رشته‌ای و دو رشته‌ای DNA کاهش می‌یابد و بیشینه احتمال شکستگی تک رشته‌ای در فواصل ۰.۰۴، ۰.۱، ۱ و ۲/۵ سانتی متر از چشمه، درون فانتوم آب به ترتیب ۰.۰۶۸٪، ۰.۱۲۶٪، ۰.۴۹٪ و ۳.۹٪ و بیشینه احتمال شکستگی دو رشته‌ای در این فواصل به ترتیب ۰.۰۵۴٪، ۰.۲۸٪، ۰.۲۱٪ و ۰.۱۱٪ است. طبق داده‌ها، شکستگی دو رشته‌ای که یکی از عوامل ایجاد سرطان است، با احتمال ۰.۱۱٪ در فاصله ۲/۵ سانتی متری که دورترین فاصله مورد بررسی ما بود، رخ داده است. بنابراین احتمال شکستگی DNA هر چند با مقدار کم اما وجود دارد و ضمن براکی تراپی یا سایر روش‌های پرتو درمانی توجه به این شکستگی‌های ناشی از تابش به خصوص برای نواحی از بدن که سلول‌های جنسی قرار دارند، حائز اهمیت می‌باشد. قابل توجه است که مقدار دز رسیده به DNA که با فرض اکتیویته ۱ میلی کوری برای چشمه با استفاده از تالی $f8^*$ محاسبه شد، در فواصل ۰.۰۴، ۰.۰۴۶، ۰.۰۵۲، ۰.۰۵۸، ۰.۰۶۴، ۰.۰۷، ۰.۰۷۶، ۰.۱، ۰.۱۵، ۰.۱، ۲، ۲/۵cm به صورت نمایی کاهش و به ترتیب ۲۷/۲۰۲، ۲۰/۳۶۳، ۱۵/۶۸۹، ۱۲/۲۲۶، ۹/۵۳۸، ۷/۴۳۵، ۵/۸۸۳، ۳/۰۷۴، ۰/۱۰۲، ۰/۰۲۶، ۰/۰۱۳، ۰/۰۰۷، $0.005 \frac{mGy}{h}$ است. با در نظر گرفتن بافت نرم و ماهیچه نیز روند مشابهی در نمودارهای شار حجمی، آهنگ دز و احتمالات شکستگی‌های رشته DNA مشاهده شد، اما با مقایسه این بافت‌ها با آب مشاهده شد که در فواصل نزدیک تفاوت ناچیزی در درصد اختلاف‌های نسبی استفاده از فانتوم بافت نرم و ماهیچه به

جای آب وجود دارد اما با افزایش فاصله از چشمه این اختلافها افزایش می‌یابد. بر اساس نتایج ماکسیمم درصد اختلاف نسبی شار حجمی فوتون و الکترون در بافت نرم به ترتیب ۱/۷۱٪ و ۶/۶٪ و در بافت ماهیچه ۳/۳۳٪ و ۱۱/۸٪ و مقدار آهنگ دز رسیده به بافت نرم در مقایسه با فانتوم آب، با بیشترین درصد اختلاف نسبی ۱/۹۶٪ و بافت ماهیچه نیز، با درصد اختلاف نسبی ۵/۹۶٪ (که در تمامی موارد این مقادیر در فاصله ۲/۵ سانتی متری از چشمه بوده است) مشاهده شدند.

داده‌ها نشان داد با افزایش فاصله از چشمه شار کاهش یافته، اما همچنان شکستگی‌ها رخ داده‌اند و همچنین در نظر گرفتن فانتوم آب به جای بافت نرم و ماهیچه در مقادیر آهنگ دز دارای اختلاف بوده و بهتر است هنگام استفاده از فانتوم آب به جای بافت نرم و ماهیچه نیز این مقادیر اختلاف لحاظ شوند.

یشنهادات

۱. در نظر گرفتن چشمه براکی تراپی استوانه‌ای ایریدیوم-۱۹۲ با لحاظ کردن تاثیرات ناهمسانگرد بودن تابش‌های آن در زوایای مختلف
۲. مقایسه داده‌های این پژوهش با شبیه سازی با استفاده از کد Geant4 DNA
۳. استفاده از کد MCNP6 و در تعریف ابعاد دقیق DNA با استفاده از این کد

منابع

- [۱] و. استانسفیلد، س. الرود، (۱۳۸۷) "مبانی و مسائل ژنتیک"، چاپ سوم، تهران، انتشارات آبیژ.
- [۲] م. ملک زاده شفارودی، (۱۳۹۳) "سلول شناسی و بافت شناسی عمومی انسان"، چاپ اول، تهران، انتشارات ابن سینا.
- [3] K. Sankaranarayanan, H. Nikjoo, (2015) "Genome-based, mechanism-driven computational modeling of risks of ionizing radiation: The next frontier in genetic risk estimation?", Mutation Research/Reviews in Mutation Research, 764, pp 1-15.
- [4] M. Mandelkern, J.G. Elias, D. Eden, D. M. Crothers, (1981) "The Dimensions of DNA in Solution", molecular biology, 152, pp 153-161.
- [5] H. Clausen-Schaumann, M. Rief, C. Tolksdorf, H. E. Gaub, (2000) "Mechanical Stability of Single DNA Molecules", Biophysical Journal, 78, pp 1997-2007.
- [6] M. Frankenberg-Schwager, D. Frankenberg, D. Blöcher and C. Adamczyk, (1981) "Effect of Dose Rate on the Induction of DNA Double-Strand Breaks in Eucaryotic Cells", Radiation Research, 87, pp 710-717.
- [7] C. Kirkby, E. Ghasroddashti, Y. Poirier, M. Tambasco, R. D. Stewart, (2013) "RBE of kV CBCT radiation determined by Monte Carlo DNA damage simulations", Phys. Med. Biol., 58, pp 5693-5704.
- [8] A. Wragg, M. R. Gill, D. Turton, H. Adams, Th. M. Roseveare, C. Smythe, X. Su, J. A. Thomas, (2014) "Tuning the Cellular Uptake Properties of Luminescent Heterobimetallic Iridium(III)–Ruthenium(II) DNA Imaging Probes", Chem. Eur. J., 20, pp 14004-14011.

[۹] ر. ک. مورای، ت. کاری، ج. دودی، (۱۳۹۳) "فیزیک رادیولوژی تشخیصی کریستینسن"، چاپ اول، اصفهان، انتشارات جعفری.

[۱۰] م. ع. عقابیان، (۱۳۹۶) "فیزیک پزشکی برای دانشجویان پزشکی و دندان پزشکی"، چاپ هفتم، اصفهان، انتشارات رویان پژوه.

[11] J. Min · Ch. W. Lee · M. B. Gu, (2003) "Gamma-radiation dose-rate effects on DNA damage and toxicity in bacterial cells", *Radiat Environ Biophys*, 42, pp 189–192.

[12] K. W. Caldecott, (2008) "Single-strand break repair and genetic disease", *Nature Reviews Genetics*, 9, pp 619-631.

[13] F. Antonelli, A. Campa, G. Esposito, P. Giardullo, M. Belli, V. Dini, S. Meschini, (2015) "Induction and Repair of DNA DSB as Revealed by H2AX Phosphorylation Foci in Human Fibroblasts Exposed to Low- and High-LET Radiation: Relationship with Early and Delayed Reproductive Cell Death", *RADIATION RESEARCH*, 183, PP 1-15.

[14] R. Watanabe, Sh. Rahmanian, H. Nikjoo, (2015) "Spectrum of Radiation-Induced Clustered Non-DSB Damage - A Monte Carlo Track Structure Modeling and Calculations", *RADIATION RESEARCH*, 183, pp 525–540.

[15] W. Friedland, M. Dingfelder, P. Jacob, H. G. Paretzke, (2005) "Calculated DNA double-strand break and fragmentation yields after irradiation with He ions", *Radiation Physics and Chemistry*, 72, PP 279–286

[۱۶] ر. پ. پارکر، پ. اچ. اس. اسمیت، د. ام. تیلور، (۱۳۷۱) "علوم پایه در پزشکی هسته‌ای"، چاپ اول، تهران، مرکز نشر دانشگاهی.

[17] J. Bordes, S. Incerti, N. Lampe, M. Bardiès, M-C Bordage, (2017) "Low-energy electron dose point kernel simulations using new physics models implemented in Geant4-DNA", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B*, 398, PP 13-20.

[18] T. KronLisa, D. Tony, S. Rosenfeld, (1998) "Dose response of various radiation detectors to synchrotron radiation", *Phys. Med. Biol.*, 43, pp 3235–3259.

[۱۹] حسین حیدری زاده و سید رسول حسینی بهارانچی، (۱۳۸۸) "حفاظت در برابر پرتوهای یون ساز"، انتشارات جام جم.

[20] M. McAllister, M. Smyth, B. Gu, G. A. Tribello, Jorge Kohanoff, (2015) "Understanding the Interaction between Low-Energy Electrons and DNA Nucleotides in Aqueous Solution", J.Phys.Chem.Lett. 2015, 6, 3091–3097.

[21] C. J. Tung, T. C. Chao, H. W. Hsieh, W.T. Chan, (2007) "Low-energy electron interactions with liquid water and energy depositions in nanometric volumes", Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B. 262, pp 231–239.

[22] S. Ftanikova, R. Bohm, (2000) "MONTE CARLO CALCULATIONS OF ENERGY DEPOSITION IN DNA FOR AUGER EMITTERS", Radiation Protection Dosimetry, 92, pp 269–278.

[۲۳] نیکلاس سولفانیدیس، (۱۳۷۱) "اندازه گیری و آشکارسازی تابش‌های هسته‌ای"، چاپ اول، مشهد، کتابستان.

[24] A. Tedgren, G. Carlsson, (2009) "Influence of phantom material and dimensions on experimental ^{192}Ir dosimetry", Med. Phys., 36, pp 2228-2235.

[۲۵] جان آر کامرون. (۱۳۷۸) "فیزیک پزشکی" ترجمه دکتر عباس تکاور، انتشارات آبیژ، ص ۴۷۴-۳۸۸.

[26] E. Pantelis, A. K. Karlis, M. Kozicki, P. Papagiannis, L. Sakelliou, (2004) "Polymer gel water equivalence and relative energy response with emphasis on low photon energy dosimetry in brachytherapy", Phys. Med. Biol., 49, pp 3495–3514.

[27] <http://physics.nist.gov/cgi-bin/Xcom/xcom2>.

[۲۸] دی. جی. بنت-جی. آر. تامسون. (۱۳۷۸) "مبانی نیروگاه‌های هسته‌ای" ترجمه: رحیم کوهی فایق، انتشارات کوهرنگ، ۳۰۳-۲۹۸.

[۲۹] دکتر عباس تکاور. (۱۳۷۸) "فیزیک پزشکی" انتشارات نورپردازان، ص ۴۲۳-۴۳۴.

[30] A. T. RaperVarun, V. Gadkari, B. A. Maxwell, Z. Suo, (2016) "Single-Molecule

Investigation of Response to Oxidative DNA Damage by a Y-Family DNA Polymerase", Biochemistry, 48, PP 1-10.

[31] A. Binesh, A. A. Mowlavi, E. Mokhtari Nejad, (2006) "Dose Calculation Due to a ^{125}I Source Model 6711 and Determination of Medical of Its Dosimetry parameters in water and soft Tissue Phantom", Iranian Journal of Medical Physics, 3, PP 1-15.

[32] مولوی ع.ا. جاویدان ک، "کاربردهای کامپیوتر در فیزیک"، انتشارات دانشگاه سبزوار، ص ۲۰۳-۲۱۰.

[33] کاسه سازی، حسن زاده م، (۱۳۹۴)، "آموزش کد MCNPX"، انتشارات اندیشه، تهران.

[34] Los Alamos National Laboratory, (2000) "Oak ridge national laboratory rissc data library collection mcnp Data", New Mexico.

[35] Th. S. Curry, J. E. Dowdley, R. C. Murr, (1990) "Christensen's Physics of Diagnostic Radiology", Medical, Williams & Wilkins.

[36] RR. Wolfe, DL. Chinkes, (2005) "Isotope Tracers in Metabolic Research: Principles and Practice of Kinetic Analysis", John Wiley & Sons.

[37] A. Angelopoulos, P. Baras, L. Sakelliou, (1999) "A Monte Carlo investigation of the dosimetric characteristics of the VariSource 192 Ir high dose rate brachytherapy source", Med Phys, 26, pp 1498-1502.

[38] JM. Boone, "Glandular breast dose for monoenergetic and highfrequency Xray beams: Monte Carlo assessment", Radiology 1999; 213(1): 23-37.

[39] F. Villegas, N. Tilly, A. Ahnesjo, (2013) "Monte Carlo calculated microdosimetric spread for cell nucleus-sized targets exposed to brachytherapy 125I and 192Ir sources and 60Co cell irradiation", Phys Med Biol., 58, pp 6149–6162.

[40] V. A. Semenenko and R. D. Stewart, (2004) "A Fast Monte Carlo Algorithm to Simulate the Spectrum of DNA Damages Formed by Ionizing Radiation", RADIATION RESEARCH, 161, pp 451–457.

[41] <https://faculty.washington.edu/trawets/mcnds/ver201/index.html>.

- [42] R. Stewart, V. Yu, A. G. Georgakilas, (2011) "Effects of Radiation Quality and Oxygen on Clustered DNA Lesions and Cell Death", *RADIATION RESEARCH*, 176, pp 587–602.
- [43] R. Watanabe, Sh. Rahmanian, H. Nikjoo, (2015) "Spectrum of Radiation-Induced Clustered Non-DSB Damage – A Monte Carlo Track Structure Modeling and Calculations", *Radiation Research*, 183, pp 525–540.
- [44] H. Nikjoo, P. O'Neill, D. T. Goodhead and M. Terrissol, (1997) "Computational modelling of low-energy electron-induced DNA damage by early physical and chemical events", *Int j radiat Biol*, 71, pp 467-483.
- [45] Y. W. Huang, C. Y. Pan, Y. Y. Hsiao, T. C. Chao, C. C. Lee, C. J. Tung, (2015) "Monte Carlo simulations of the relative biological effectiveness for DNA double strand breaks from 300 MeV u^{-1} carbon-ion beams", *Phys. Med. Biol.*, 60, PP 5995–6012.
- [46] C. C. Wang, Y. Hsiao, C. C. Lee, T. C. Chao, C. C. Wang, C. J. Tung, (2012) "Monte Carlo simulations of therapeutic proton beams for relative biological effectiveness of double-strand break", *International Journal of Radiation Biology*, 88, PP 158–163.
- [47] V. A. Semenenko and R. D. Stewart, (2006) "Fast Monte Carlo simulation of DNA damage formed by electrons and light ions", *Phys Med Biol*, 51, pp 1693–1706.

پیوست الف

کد MCDS

الگوریتم شبیه سازی

الگوریتم تولید آسیب مونت کارلو دارای دو مرحله اصلی می باشد، مرحله اول توزیع تصادفی تعداد مورد انتظار از آسیب های ابتدایی تولید شده در یک قطعه DNA درون یک سلول توسط مقدار مشخصی از تابش می باشد و مرحله دوم تقسیم توزیع آسیب های ابتدایی در قطعات DNA هستند.

برای شبیه سازی شکل گیری آسیب DNA، چهار پارامتر قابل تنظیم مورد نیاز است: ۱- تعداد شکستگی های رشته ۲- تعداد آسیب های باز ۳- طول قطعه DNA ۴- حداقل طول DNA سالم. با استفاده از این چهار پارامتر در یک کد گام به گام فرترن آسیب های به وجود آمده در DNA مشخص می شود. نهایتاً این دستور به صورت یک کد آماده با یک فایل ورودی، خروجی و فایل اجرایی در دسترس می باشد. در ادامه به توضیح این فایل ها پرداخته ایم.

فایل ورودی

فایل ورودی این کد به صورت زیر می باشد:

SIMCON: nocs=10000 seed=987654321

CELL: DNA=1 ndia=5

RADX: par=e ke=0.01

Seed؛ تولید کننده اعداد تصادفی صحیح در بین محدوده ۱ تا ۲۱۴۷۴۸۳۶۴۶ می باشد. Nocs؛ تعداد سلول ها (number of cells) می باشد، در واقع این پارامتر تعداد اجرا شدن برنامه برای میانگین نتایج را مشخص می کند. DNA؛ تعداد رشته مولکول DNA را در هر سلول مشخص

می‌کند و μm ؛ قطر هسته سلول بر حسب μm است. Par؛ تعیین کننده نوع ذره بوده و برای الکترون، پروتون و هلیوم به ترتیب با e، 1H و 4He نشان داده می‌شود. Ke؛ بیانگر انرژی ذره بر حسب MeV می‌باشد که مینیمم انرژی برای الکترون، پروتون و ذرات آلفا به ترتیب برابر MeV ۰/۰۰۰۰۸، ۰/۱۰۵ و ۲ است.

فایل خروجی

این فایل شامل اطلاعاتی چون بازده‌ای از طبقات مختلف آسیب DNA (شکستگی دو رشته، شکستگی تک رشته و محل‌هایی از آسیب‌های باز متعدد) در هر گری در سلول، تعداد آسیب‌ها در هر واحد طول خوشه، نسبت $(\frac{Z_{eff}}{\beta})^2$ برای ذره با انرژی مشخص شده و ... می‌باشد. در اینجا Z_{eff} بار موثر یون که از Z (بار هسته) کمتر است و $\beta = \frac{v}{c}$ می‌باشد، که v سرعت یون نسبت به سرعت نور در خلا (C) است و بنابراین نسبت $(\frac{Z_{eff}}{\beta})^2$ یک جایگزین مناسب برای انتقال انرژی خطی (LET) ذرات است.

هر کدام از این اطلاعات در جداول به صورت جداگانه در فایل خروجی نمایش داده می‌شوند.

Abstract

In a live systems of biological damage caused by radiation occurs at three levels of molecular, cellular and organic. Radiation of the ionizing changes the cell's molecular structure and disrupts its function. Brachytherapy by Gamma ^{192}Ir is one of the most widely used methods of radiation therapy in cervical cancer. For this reason, in the reaserch, we investigated the damage into the DNA molecule by photons and secondary electrons of the source at different distances, and then we obtained the doses rate in the defined dimensions of DNA. Also in the dosimetry, the environment around the water source is considered. But to achieve a proper treatment outcome, using water for all body tissues can be one of the sources of error in delivering the correct dose to the tumor. Hence the comparison of the use of soft tissue phantom (with density 1.04 g/cm^3) and muscle tissue (with density 1.05 g/cm^3) versus water phantom.

In this way, In this work, we by using the MCNPX code calculate the flux and photon and electrons dose from iradium-192 Brachytherapy, in approximate dimensions of DNA in a water phantom and using the electron flux obtained, through the code MCDS has been investigated the efficiency of DNA breaks at different distances from the source. The simulations showed that the electron flux in some of the energies has peaks, which shifted to less energy as the distance from the source peaked, and also increased their width due to the combination of peaks and the removal of lower energies. DNA damage varies from source to diffraction and depends on the number of secondary electrons reaching that area and their energy, As the distance from the source increases, the values of the probability distribution function are reduced by the single-stranded and double-stranded DNA breaks. It was also observed that these values have peaks at all source. The maximum probability of a single-strand break at intervals 0.04, 0.1. 1 and 2.5 cm from the source inside the phantom of water respectively is 8.06%, 6.12%, 4.9%, 3.9% and maximum probability of a double-stranded break at these intervals is respectively 0.54%, 0.28%, 0.21%, 0.11%. It is noteworthy that the amount of dose rate reached by DNA with the assumption an activation of the 1 mCi using tali *f8 was reduced exponentially at these intervals and respectively is 27.202, 3.074, 0.026, 0.005 mGy/h . Considering with the soft and muscle tissue the same trend is observed in the flux volume graph, dose rate probabilities of breaks of the DNA strand, but by comparing these tissues with water, it

was observed that, at a slight approximate distance, the percentage of differences in the use of phantom Soft tissue and muscle are replaced by water, but with increasing distance from the spring, these differences increase. According to the results, the maximum percentage of relative flux volume of photons and electrons in soft tissue was 1.71% and 6.6% respectively, and in muscle tissue is 3.33%, 11.8% and the amount of dose rate reached the soft tissue in comparison with the water phantom was observed with the highest percentage of relative difference of 1.96% and muscle tissue, with a percentage difference of 96.9% (all of which were at a distance of 2.5 cm from the spring).

Keywords: MCNPX code, MCDS code, single-strand break (SSB), double-strand break (DSB), ^{192}Ir source dose



Shahrood University of Technology

Faculty of Physics and Nuclear Engineering

M.Sc. Thesis in Nuclear Physics

The study of dose gamma rays of ^{192}Ir source on DNA damage

By:

Nadere Naderi

Supervisor:

Dr.Hosein Tavakoli Anbaran

September 2018