

الله اعلم
سبحانه
و تعالي



دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده علوم

گروه فیزیک هسته‌ای

اندازه‌گیری توزیع زاویه‌ای دز - عمقی پرتوهای گاما در چندین

بافت موجود انسانی به روش شبیه‌سازی مونت کارلو

دانشجو: سیده زهرا خراسانی نژاد

استاد راهنما:

دکتر حسین توکلی عنبران

پایان نامه ارشد جهت اخذ درجه کارشناسی ارشد

تاریخ: شهریور ۱۳۹۰

دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده :

گروه :

پایان نامه کارشناسی ارشد (رساله دکتری) آقای / خانم
تحت عنوان:

در تاریخ توسط کمیته تخصصی زیر جهت اخذ مدرک کارشناسی ارشد
(رساله دکتری) مورد ارزیابی و با درجه مورد پذیرش قرار گرفت.

امضاء	اساتید مشاور	امضاء	اساتید راهنما
	نام و نام خانوادگی :		نام و نام خانوادگی :
	نام و نام خانوادگی :		نام و نام خانوادگی :

امضاء	نماینده تحصیلات تکمیلی	امضاء	اساتید داور
	نام و نام خانوادگی :		نام و نام خانوادگی :
			نام و نام خانوادگی :
			نام و نام خانوادگی :
			نام و نام خانوادگی :

تقدیم به پدر عزیزم:

که با نگاهش به من آموخت نسایم به دست ناامیدی نادل امیدوارم را.

تقدیم به مادر مهربانم:

که تجسمی زیبا از ایثار و محبت کلمای سرخ در معبد ارغوان دل بی انتهایش به یادگار مانده است.

حمد و سپاس بی نهایت سزاوار و شایسته ذاتی است که جهان تاریک را به انوار دانش روشن و صفحات قلوب را به ضیاء معرفت مزین نمود.

آنچه از بن جان بر می آید، آنست که از صمیم قلب از بهکاری صادقانه و کوشش خالصانه استاد عزیز و ارجمندم جناب آقای دکتر حسین توکلی عنبران که صبورانه مرا تحل کردند و بارها تنهایی های ارزنده علمی خود مراد این امریاری نمودند تقدیر و تشکر نمایم.

همچنین لازم می دانم تشکر کنم از دوستان عزیزم خانم ماکبیری و عباس آبادی که از هیچ کجی به من دریغ نکرده اند و از خانواده عزیزم و تمامی کسانی که دعای خیرشان بدرقه راهم بوده است.

از خداوند بزرگ توفیق و نگهداری از لغزش را خواستارم. او مرا کفایت می کند و بهترین حافظ و یاور است.

دانشجو تأیید می نماید که مطالب مندرج در این پایان نامه (رساله) نتیجه تحقیقات خودش می باشد و در صورت استفاده از نتایج دیگران مرجع آن را ذکر نموده است.

کلیه حقوق مادی مترتب از نتایج مطالعات ، آزمایشات و نوآوری ناشی از تحقیق موضوع این پایان نامه (رساله) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد .

ماه و سال

چکیده

دز پرتوی گاما عبارت است از مقدار انرژی که پرتو به واحد جرم ماده در هنگام عبور از آن طی اندرکنش‌هایی که عمده‌ی آنها عبارتند از فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج منتقل کرده و در نتیجه سبب یونش و برانگیزش الکترون‌ها در اتم و به تبع آن انتقال انرژی به نقاط مختلف ماده می‌شود. بدن انسان دارای بافت‌های متفاوت است و لذا بسته به آنکه کدام ناحیه از بدن مورد تابش قرار گیرد، اثر تابش بر روی بافت‌های مجاور متفاوت است و این اهمیت اندازه‌گیری دز عمقی و توزیع زاویه‌ای آن در بافت‌های متفاوت و تنوع حالت‌های ممکن آن را بیان می‌کند.

در این پژوهش با شبیه‌سازی مونت کارلو و با بهره‌گیری از کد چند منظوره MCNP-4C که امکان ترابرد ذرات فوتون، الکترون و نوترون را به صورت مستقل به همراه پرتوهای ثانویه تولید شده توسط آنها را داراست، به شبیه‌سازی فانتوم‌های بافت نرم، بافت استخوان، چربی و ماهیچه پرداخته‌ایم. جزئیات مربوط به هندسه مساله، مشخصات چشمه و عناصر تشکیل دهنده‌ی هر یک از بافت‌های بدن به طور کامل تعریف شده و با استفاده از آن میزان دز-عمقی و توزیع زاویه‌ای آن در گستره انرژی 0.025 - 50 MeV با روش مونت کارلو شبیه‌سازی شد. پس از آن اقدام به بررسی اثر ابعاد فانتوم بافت‌های مختلف بر روی دز و توزیع زاویه‌ای آن شد. سپس با توجه به نتایج بدست آمده از شبیه‌سازی‌های مونت کارلو اقدام به انجام آزمایش‌هایی برای اندازه‌گیری دز و توزیع زاویه‌ای آن در فانتوم آب که معادل با بافت بدن است شد. با توجه به نتایج شبیه‌سازی مونت کارلو و نتایج تجربی و تطبیق نسبتاً خوب آنها می‌توان گفت با شبیه‌سازی مونت کارلو می‌توان در هر نقطه‌ی دلخواه بافت و در هر اندازه‌ای از آن دز را با دقت بالایی محاسبه کرد، در حالی که اندازه‌گیری دز به روش تجربی، در بعضی نواحی از بافت مشکل و حتی غیر ممکن است.

کلمات کلیدی: پرتوی گاما، دز-عمقی، توزیع زاویه‌ای، بافت انسان، شبیه‌سازی مونت کارلو

مقالات مستخرج

۱. توزیع زاویه‌ای دز-عمقی پرتوهای گاما و اثر ابعاد فانتوم بافت نرم، به روش مونت کارلو
کنفرانس هسته‌ای ایران، منطقه هسته‌ای اصفهان، اسفند ۱۳۸۹

۲. بررسی دز-عمقی پرتوهای گاما در گستره انرژی $0.025-50\text{ MeV}$ در فانتوم بافت
ماهیچه، با استفاده از کد MCNP4C، کنفرانس فیزیک ایران، دانشگاه ارومیه، شهریور
۱۳۹۰

فهرست

فصل اول: مبانی فیزیکی.....	۱
۱-۱ مقدمه.....	۲
۲-۱ پرتوی گاما.....	۲
۳-۱ برهم‌کنش پرتوهای گاما و ایکس با ماده.....	۳
۱-۳-۱ اثر فوتوالکتریک.....	۴
۲-۳-۱ پراکندگی کامپتون.....	۴
۳-۳-۱ تولید زوج.....	۸
۴-۳-۱ ضرایب تضعیف خطی و جرمی.....	۹
۵-۳-۱ پویش آزاد میانگین.....	۱۱
۶-۳-۱ ضخامت نیم لایه.....	۱۱
۷-۳-۱ احتمال برهم‌کنش پرتوی گاما با عناصر سازنده بافت.....	۱۳
۸-۳-۱ ضرایب انتقال انرژی و جذب انرژی.....	۱۴
۹-۳-۱ محاسبه جذب انرژی و انتقال انرژی.....	۱۷
۴- کاربرد پرتوی گاما در پزشکی.....	۱۸
۵-۱ دز سنجی.....	۱۹
۶-۱ دزیمتری پرتوی گاما.....	۲۰
۸-۱ اثر پرتو بر بافت موجود زنده.....	۲۱
۹-۱ آثار زیست‌شناختی پرتوگیری.....	۲۲
فصل دوم: شبیه‌سازی مونت‌کارلو و آشنایی با کد MCNP.....	۲۳
۲-۱ مقدمه.....	۲۴
۲-۲ روشهای مورد استفاده در محاسبات ترابرد ذرات هسته‌ای.....	۲۴
۴-۲ تاریخچه روش مونت‌کارلو.....	۲۵
۵-۲ اجزا اصلی در شبیه‌سازی مونت‌کارلو.....	۲۶
۶-۲ توانایی و قدرت روش مونت‌کارلو.....	۲۷
۷-۲ کاربردهای روش مونت‌کارلو.....	۲۷
۸-۲ کدهای مونت‌کارلو.....	۲۸
۹-۲ آشنایی با کد MCNP.....	۲۸
۱۰-۲ کاربردهای کد MCNP.....	۲۸
۱۱-۲ رویکرد ورودی-پردازش-خروجی.....	۲۹

۲۹		۱۲-۲ ساختار کد MCNP-4C
۳۰		۱۳-۲ تخمین خطا در کد MCNP-4C
۳۱		فصل سوم: شبیه‌سازی چندین بافت و نتایج حاصل از شبیه‌سازی
۳۲		۱-۳ مقدمه
۳۳		۲-۳ بافت نرم
۳۳		۱-۲-۳ شبیه‌سازی فانتوم بافت نرم
۳۴		۲-۲-۳ بررسی دز-عمقی در فانتوم بافت نرم
۴۲		۳-۲-۳ بررسی توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در فانتوم بافت نرم
۴۷		۴-۲-۳ نقش انرژی در دز-عمقی و توزیع زاویه‌ای دز-عمقی
۵۱		۵-۲-۳ اثر ابعاد در توزیع زاویه‌ای دز-عمقی
۵۷		۶-۲-۳ ضرایب تضعیف در بافت نرم با چگالی 1.04 g.cm^{-3}
۵۹		۳-۳ بافت استخوان
۵۹		۱-۳-۳ شبیه‌سازی فانتوم بافت استخوان
۶۰		۲-۳-۳ بررسی دز-عمقی در فانتوم بافت استخوان
۶۸		۳-۳-۳ بررسی توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در فانتوم بافت استخوان
۷۲		۴-۳-۳ نقش انرژی در توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در بافت استخوان
۷۶		۵-۳-۳ اثر ابعاد در توزیع زاویه‌ای دز-عمقی
۸۲		۶-۳-۳ ضرایب تضعیف در بافت استخوان با چگالی 1.4 g.cm^{-3}
۸۴		۴-۳ بافت چربی
۸۴		۱-۴-۳ شبیه‌سازی فانتوم بافت چربی
۸۵		۲-۴-۳ بررسی دز-عمقی در فانتوم بافت چربی
۹۳		۳-۴-۳ بررسی توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در فانتوم بافت چربی
۹۷		۴-۴-۳ نقش انرژی در توزیع زاویه‌ای دز-عمقی
۱۰۱		۵-۴-۳ اثر ابعاد در توزیع زاویه‌ای دز-عمقی
۱۰۶		۶-۴-۳ ضرایب تضعیف در بافت چربی با چگالی 0.95 g.cm^{-3}
۱۰۸		۵-۳ بافت ماهیچه
۱۰۸		۱-۵-۳ شبیه‌سازی فانتوم بافت ماهیچه
۱۰۹		۲-۵-۳ بررسی دز-عمقی در فانتوم بافت ماهیچه
۱۱۷		۳-۵-۳ بررسی توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در فانتوم بافت ماهیچه
۱۲۱		۴-۵-۳ نقش انرژی در توزیع زاویه‌ای دز-عمقی

۱۲۵.....	۳-۵-۵ اثر ابعاد در توزیع زاویه‌ای دز-عمقی.....
۱۳۱.....	۳-۵-۶ ضرایب تضعیف در بافت ماهیچه با چگالی 1.05 g.cm^{-3}
۱۳۳.....	۳-۶ مقایسه بین بافت‌های مختلف.....
۱۳۷.....	۳-۲-۶ مقایسه توزیع زاویه‌ای دز در بافت‌های مختلف.....
۱۴۲.....	فصل چهارم: قسمت تجربی.....
۱۴۳.....	مقدمه ۴-۱.....
۱۴۴.....	۴-۲ مواد و روش کار.....
۱۴۴.....	۴-۲-۱ فانتوم آب.....
۱۴۵.....	۴-۲-۲ چشمه ^{60}Co
۱۴۵.....	۴-۲-۳ آشکارساز CsI(Tl).....
۱۴۶.....	۴-۳ روش کار.....
۱۴۸.....	۴-۴ مقایسه نتایج تجربی و مونت کارلو.....
۱۵۱.....	نتیجه‌گیری:.....
۱۵۳.....	مراجع.....
۱۵۷.....	پیوست‌ها.....

فهرست شکل‌ها

- شکل ۱-۱: اثر کامپتون..... ۵
- شکل ۲-۱: نمودار ضریب تضعیف جرمی برحسب انرژی گامای فرودی برای چندین بافت انسان..... ۱۰
- شکل ۳-۱: نمودار پویش آزاد میانگین برحسب انرژی گامای فرودی در چندین بافت انسان..... ۱۲
- شکل ۴-۱: نمودار ضخامت نیم لایه برحسب انرژی گامای فرودی در چندین بافت انسان..... ۱۳
- شکل ۵-۱: نمودار احتمال برهم‌کنش هر یک از رخدادهای فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج بر حسب انرژی گامای فرودی در چندین بافت انسان..... ۱۵
- شکل ۳-۱: طرحوار فانتوم بافت نرم و توزیع زاویه‌ای..... ۳۴
- شکل ۲-۳: (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت نرم با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.025 MeV و 0.05 (D و C) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت نرم با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.025 MeV و 0.05..... ۳۵
- شکل ۳-۳: (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت نرم با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.5 MeV و 1 (D و C) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت نرم با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.5 MeV و 1..... ۳۷
- شکل ۴-۳: (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت نرم با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 2 MeV و 5 (D و C) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت نرم با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 2 MeV و 5..... ۳۹
- شکل ۵-۳: (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت نرم با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 10 MeV و 15 (D و C) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت نرم با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 10 MeV و 15..... ۳۹
- شکل ۶-۳: (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت نرم با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 25 MeV و 50 (D و C) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت نرم با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 25 MeV و 50..... ۴۱
- شکل ۷-۳: (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0، 30، 60، 90 درجه در عمق cm 4.5 بافت نرم برای باریکه گاما با انرژی 0.025 MeV و 0.05 (D و C) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 30، 60، 90 گامای فرودی در انرژی 0.025 MeV و 0.05..... ۴۳
- شکل ۸-۳: (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0، 30، 60، 90 درجه در عمق cm 4.5 بافت نرم برای باریکه گاما با انرژی 0.5 MeV و 1 (D و C) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 30، 60، 90 گامای فرودی در انرژی 0.5 MeV و 1..... ۴۴
- شکل ۹-۳: (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0، 30، 60، 90 درجه در عمق cm 4.5 بافت نرم برای باریکه گاما با انرژی 2 MeV و 5 (D و C) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 30، 60، 90 گامای فرودی در انرژی 2 MeV و 5..... ۴۴
- شکل ۱۰-۳: (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0، 30، 60، 90 درجه در عمق cm 4.5 بافت نرم برای باریکه گاما با انرژی 10 MeV و 15 (D و C) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 30، 60، 90 گامای فرودی در انرژی 10 MeV و 15..... ۴۵
- شکل ۱۱-۳: (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0، 30، 60، 90 درجه در عمق cm 4.5 بافت نرم برای باریکه گاما با انرژی 25 MeV و 50 (D و C) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه

- زاویه 90، 60، 30 گامای فرودی در انرژی 25 MeV و 50..... ۴۵
- شکل ۳-۱۲: نمودار دز-عمقی برحسب انرژی را در چندین عمق از فانتوم بافت نرم..... ۴۸
- شکل ۳-۱۳: مقایسه درصد توزیع زاویه‌ای دز-عمقی برحسب عمق برای بازه انرژی 0.025-50 MeV پرتو گامای فرودی در چهار زاویه متفاوت 90، 60، 30 و 0 درجه..... ۴۹
- شکل ۳-۱۴: توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm فانتوم بافت نرم در انرژی 0.05 MeV..... ۵۲
- پرتوی گامای فرودی برای پنج بعد ۵۲
- شکل ۳-۱۵: نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 0.05 MeV برای 5 بعد متفاوت از فانتوم بافت ۵۲
- شکل ۳-۱۶: نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 90، 60، 30 در انرژی 0.05 MeV برای 5 بعد متفاوت از فانتوم بافت..... ۵۳
- شکل ۳-۱۷: توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm فانتوم بافت نرم در انرژی 1 MeV پرتوی گامای فرودی برای 5 بعد ۵۳
- شکل ۳-۱۸: نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 1 MeV برای 5 بعد از فانتوم بافت..... ۵۴
- شکل ۳-۱۹: نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 90، 60، 30 در انرژی 1 MeV برای 5 بعد متفاوت متفاوت از فانتوم بافت ۵۴
- شکل ۳-۲۰: توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm فانتوم بافت نرم در انرژی 15 MeV پرتوی گامای فرودی برای 5 بعد ۵۵
- شکل ۳-۲۱: نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 15 MeV برای 5 بعد متفاوت از فانتوم بافت ۵۵
- شکل ۳-۲۲: نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 90، 60، 30 در انرژی 15 MeV برای 5 بعد از فانتوم بافت..... ۵۶
- شکل ۳-۲۳: A نمودار ضریب تضعیف B نمودار مسافت آزاد میانگین C ضخامت نیم‌لایه D احتمال برهم‌کنش برحسب انرژی در گستره 0.001-100 MeV در بافت نرم با چگالی 1.04 g.cm^{-3} ۵۸
- شکل ۳-۲۴: (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت استخوان با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.025 و 0.05 MeV (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت استخوان با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.025 و 0.05 MeV ۶۱
- شکل ۳-۲۵: (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت استخوان با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.5 و 1 MeV (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت استخوان با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.5 و 1 MeV ۶۱
- شکل ۳-۲۶: (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت استخوان با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 2 و 5 MeV (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت استخوان با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 2 و 5 MeV ۶۴
- شکل ۳-۲۷: (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت استخوان با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 10 و 15 MeV (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت استخوان با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 10 و 15 MeV ۶۶
- شکل ۳-۲۸: (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت استخوان با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 25 و 50 MeV (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت استخوان با ابعاد 100

- ۶۷..... برای باریکه گاما با انرژی 25 MeV و 50.....
 شکل ۳-۲۹: (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0، 30، 60، 90 و 0 درجه در عمق cm
 4.5 بافت استخوان برای باریکه گاما با انرژی 0.025 MeV و 0.05. (D و C) نمودار دز عمقی بر حسب عمق
 ۶۸..... در سه زاویه 0، 30، 60، 90 گامای فرودی در انرژی 0.025 MeV و 0.05.....
 شکل ۳-۳۰: (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0، 30، 60، 90 و 0 درجه در عمق cm
 4.5 بافت استخوان برای باریکه گاما با انرژی 0.5 MeV و 1. (D و C) نمودار دز عمقی بر حسب عمق در سه
 زاویه 0، 30، 60، 90 گامای فرودی در انرژی 0.5 MeV و 1.....
 ۶۹.....
 شکل ۳-۳۱: (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0، 30، 60، 90 و 0 درجه در عمق cm
 4.5 بافت استخوان برای باریکه گاما با انرژی 2 MeV و 5. (D و C) نمودار دز عمقی بر حسب عمق در سه
 زاویه 0، 30، 60، 90 گامای فرودی در انرژی 2 MeV و 5.....
 ۶۹.....
 شکل ۳-۳۲: (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0، 30، 60، 90 و 0 درجه در عمق cm
 4.5 بافت استخوان برای باریکه گاما با انرژی 10 MeV و 15. (D و C) نمودار دز عمقی بر حسب عمق در سه
 زاویه 0، 30، 60، 90 گامای فرودی در انرژی 10 MeV و 15.....
 ۷۰.....
 شکل ۳-۳۳: (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0، 30، 60، 90 و 0 درجه در عمق. cm
 4.5 بافت استخوان برای باریکه گاما با انرژی 25 MeV و 50. (D و C) نمودار دز عمقی بر حسب عمق در سه
 زاویه 0، 30، 60، 90 گامای فرودی در انرژی 25 MeV و 50.....
 ۷۰.....
 شکل ۳-۳۴: نمودار دز-عمقی بر حسب انرژی را در چندین عمق از فانتوم بافت استخوان.....
 شکل ۳-۳۵: مقایسه درصد توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب عمق برای بازه انرژی 0.025-50 MeV پرتو گامای
 فرودی در چهار زاویه متفاوت 0، 30، 60، 90 و 0 درجه.....
 ۷۴.....
 شکل ۳-۳۶: توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm فانتوم بافت استخوان در انرژی MeV
 0.05 پرتوی گامای فرودی برای 5 بعد.....
 ۷۷.....
 شکل ۳-۳۷: نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 0.05 MeV برای 5 بعد
 متفاوت از فانتوم بافت.....
 ۷۷.....
 شکل ۳-۳۸: نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 0، 30، 60، 90 در انرژی 0.05 MeV برای 5 بعد
 متفاوت از فانتوم بافت.....
 ۷۸.....
 شکل ۳-۳۹: توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm فانتوم بافت استخوان در انرژی 1 MeV
 پرتوی گامای فرودی برای 5 بعد.....
 ۷۸.....
 شکل ۳-۴۰: نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 1 MeV برای 5 بعد
 از فانتوم بافت.....
 ۷۹.....
 شکل ۳-۴۱: نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 0، 30، 60، 90 در انرژی 1 MeV برای 5 بعد متفاوت
 متفاوت از فانتوم بافت.....
 ۷۹.....
 شکل ۳-۴۲: توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm فانتوم بافت استخوان در انرژی 15 MeV
 پرتوی گامای فرودی برای 5 بعد.....
 ۸۰.....
 شکل ۳-۴۳: نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 15 MeV برای 5 بعد
 متفاوت از فانتوم بافت.....
 ۸۰.....
 شکل ۳-۴۴: نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 0، 30، 60، 90 در انرژی 15 MeV برای 5 بعد
 از فانتوم بافت.....
 ۸۱.....
 شکل ۳-۴۵: A نمودار ضریب تضعیف B نمودار مسافت آزاد میانگین C ضخامت نیم‌لایه D احتمال برهم‌کنش

- برحسب انرژی در گستره 0.001-100 MeV در بافت استخوان با چگالی 1.04 g.cm^{-3} ۸۳
- شکل ۳-۴۶: (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت چربی با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.025 MeV و 0.05 (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت چربی با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.025 MeV و 0.05 ۸۶
- شکل ۳-۴۷: (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت چربی با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.5 MeV و 1 (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت چربی با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.5 MeV و 1 ۸۸
- شکل ۳-۴۸: (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت چربی با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 2 MeV و 5 (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت چربی با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 2 MeV و 5 ۸۹
- شکل ۳-۴۹: (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت چربی با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 10 MeV و 15 (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت چربی با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 10 MeV و 15 ۹۱
- شکل ۳-۵۰: (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت چربی با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 25 MeV و 50 (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت چربی با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 25 MeV و 50 ۹۲
- شکل ۳-۵۱: (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 90، 60، 30 و 0 درجه در عمق cm 4.5 بافت چربی برای باریکه گاما با انرژی 0.025 MeV و 0.05 (C و D) نمودار دز عمقی برحسب عمق در زاویه 90، 60، 30 گامای فرودی در انرژی 0.025 MeV و 0.05 ۹۳
- شکل ۳-۵۲: (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 90، 60، 30 و 0 درجه در عمق cm 4.5 بافت چربی برای باریکه گاما با انرژی 0.5 MeV و 1 (C و D) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 90، 60، 30 گامای فرودی در انرژی 0.5 MeV و 1 ۹۴
- شکل ۳-۵۳: (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 90، 60، 30 و 0 درجه در عمق cm 4.5 بافت چربی برای باریکه گاما با انرژی 2 MeV و 5 (C و D) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 90، 60، 30 گامای فرودی در انرژی 2 MeV و 5 ۹۴
- شکل ۳-۵۴: (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 90، 60، 30 و 0 درجه در عمق cm 4.5 بافت چربی برای باریکه گاما با انرژی 10 MeV و 15 (C و D) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 90، 60، 30 گامای فرودی در انرژی 10 MeV و 15 ۹۵
- شکل ۳-۵۵: (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 90، 60، 30 و 0 درجه در عمق cm 4.5 بافت چربی برای باریکه گاما با انرژی 25 MeV و 50 (C و D) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 90، 60، 30 گامای فرودی در انرژی 25 MeV و 50 ۹۵
- شکل ۳-۵۶: نمودار دز-عمقی برحسب انرژی را در چندین عمق از فانتوم بافت چربی ۹۷
- شکل ۳-۵۷: مقایسه درصد توزیع زاویه‌ای دز-عمقی برحسب عمق برای بازه انرژی 0.025-50 MeV پرتو گامای فرودی در چهار زاویه متفاوت 90، 60، 30 و 0 درجه ۹۹
- شکل ۳-۵۸: توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm فانتوم بافت چربی در انرژی 0.05 MeV ۱۰۱
- شکل ۳-۵۹: نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 0.05 MeV برای 5 بعد متفاوت از فانتوم بافت ۱۰۲

- شکل ۳-۶۰: نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 30، 60، 90 در انرژی 0.05 MeV برای 5 بعد متفاوت از فانتوم بافت..... ۱۰۲
- شکل ۳-۶۱: توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm فانتوم بافت چربی در انرژی 1 MeV پرتوی گامای فرودی برای 5 بعد ۱۰۳
- شکل ۳-۶۲: نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 1 MeV برای 5 بعد از فانتوم بافت..... ۱۰۳
- شکل ۳-۶۳: نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 30، 60، 90 در انرژی 1 MeV برای 5 بعد متفاوت از فانتوم بافت ۱۰۴
- شکل ۳-۶۴: توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm فانتوم بافت چربی در انرژی 15 MeV پرتوی گامای فرودی برای 5 بعد ۱۰۴
- شکل ۳-۶۵: نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 15 MeV برای 5 بعد متفاوت از فانتوم بافت ۱۰۵
- شکل ۳-۶۶: نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 30، 60، 90 در انرژی 15 MeV برای 5 بعد از فانتوم بافت..... ۱۰۵
- شکل ۳-۶۷: A نمودار ضریب تضعیف B نمودار مسافت آزاد میانگین C ضخامت نیم‌لایه D احتمال برهم‌کنش بر حسب انرژی در گستره 0.001-100 MeV در بافت چربی با چگالی 0.95 g.cm^{-3} ۱۰۸
- شکل ۳-۶۸: (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت ماهیچه با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.025 MeV و 0.05 (D و C) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت ماهیچه با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.025 MeV و 0.05..... ۱۱۰
- شکل ۳-۶۹: (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت ماهیچه با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.5 MeV و 1 (D و C) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت ماهیچه با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.5 MeV و 1..... ۱۱۲
- شکل ۳-۷۰: (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت ماهیچه با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 2 MeV و 5 (D و C) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت ماهیچه با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 2 MeV و 5..... ۱۱۳
- شکل ۳-۷۱: (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت ماهیچه با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 10 MeV و 15 (D و C) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت ماهیچه با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 10 MeV و 15..... ۱۱۵
- شکل ۳-۷۲: (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت ماهیچه با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 25 MeV و 50 (D و C) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت ماهیچه با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 25 MeV و 50..... ۱۱۶
- شکل ۳-۷۳: (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 30، 60، 90 و 0 درجه در عمق cm 4.5 بافت ماهیچه برای باریکه گاما با انرژی 0.025 MeV و 0.05 (D و C) نمودار دز عمقی بر حسب عمق در سه زاویه 30، 60، 90 گامای فرودی در انرژی 0.025 MeV و 0.05..... ۱۱۷
- شکل ۳-۷۴: (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 30، 60، 90 و 0 درجه در عمق cm 4.5 بافت ماهیچه برای باریکه گاما با انرژی 0.5 MeV و 1 (D و C) نمودار دز عمقی بر حسب عمق در سه زاویه 30، 60، 90 گامای فرودی در انرژی 0.5 MeV و 1..... ۱۱۸
- شکل ۳-۷۵: (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 30، 60، 90 و 0 درجه در عمق cm

- 4.5 بافت ماهیچه برای باریکه گاما با انرژی 2 MeV و 5 (C و D) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 90، 60، 30 گامای فرودی در انرژی 2 MeV و 5..... ۱۱۸
- شکل ۳-۷۶: (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 90، 60، 30 و 0 درجه در عمق cm بافت ماهیچه برای باریکه گاما با انرژی 10 MeV و 15 (C و D) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 90، 60، 30 گامای فرودی در انرژی 10 MeV و 15..... ۱۱۹
- شکل ۳-۷۷: (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 90، 60، 30 و 0 درجه در عمق cm بافت ماهیچه برای باریکه گاما با انرژی 25 MeV و 50 (C و D) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 90، 60، 30 گامای فرودی در انرژی 25 MeV و 50..... ۱۱۹
- شکل ۳-۷۸: نمودار دز-عمقی برحسب انرژی را در چندین عمق از فانتوم بافت ماهیچه..... ۱۲۰
- شکل ۳-۷۹: مقایسه درصد توزیع زاویه‌ای دز-عمقی برحسب عمق برای بازه انرژی 0.025-50 MeV پرتو گامای فرودی در چهار زاویه متفاوت 90، 60، 30 و 0 درجه..... ۱۲۳
- شکل ۳-۸۰: توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm فانتوم بافت ماهیچه در انرژی 0.05 MeV پرتوی گامای فرودی برای 5 بعد ۱۲۶
- شکل ۳-۸۱: نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 0.05 MeV برای 5 بعد متفاوت از فانتوم بافت ۱۲۶
- شکل ۳-۸۲: نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 90، 60، 30 در انرژی 0.05 MeV برای 5 بعد متفاوت از فانتوم بافت..... ۱۲۷
- شکل ۳-۸۳: توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm فانتوم بافت ماهیچه در انرژی 1 MeV پرتوی گامای فرودی برای 5 بعد ۱۲۷
- شکل ۳-۸۴: نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 1 MeV برای 5 بعد از فانتوم بافت..... ۱۲۸
- شکل ۳-۸۵: نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 90، 60، 30 در انرژی 1 MeV برای 5 بعد متفاوت متفاوت از فانتوم بافت ۱۲۸
- شکل ۳-۸۶: توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm فانتوم بافت ماهیچه در انرژی 15 MeV پرتوی گامای فرودی برای 5 بعد ۱۲۹
- شکل ۳-۸۷: نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 15 MeV برای 5 بعد متفاوت از فانتوم بافت ۱۲۹
- شکل ۳-۸۸: نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 90، 60، 30 در انرژی 15 MeV برای 5 بعد از فانتوم بافت..... ۱۳۰
- شکل ۳-۸۹: A: نمودار ضریب تضعیف B نمودار مسافت آزاد میانگین C ضخامت نیم‌لایه D احتمال برهم‌کنش برحسب انرژی در گستره 0.001-100 MeV در بافت ماهیچه با چگالی 1.05 g.cm^{-3} ۱۳۳
- شکل ۳-۹۰: مقایسه درصد دز-عمقی در بافت‌ها در بازه انرژی 0.025-50 MeV پرتوهای گامای فرودی..... ۱۳۴
- شکل ۳-۹۱: نمودار مقایسه توزیع دز عمقی بر حسب انرژی برای 4 بافت مختلف در زوایای 90، 60، 30 در انرژی 1 MeV و در عمق 2.5 cm از بافت‌ها..... ۱۳۸
- شکل ۳-۹۲: نمودار مقایسه توزیع دز- عمقی بر حسب انرژی برای 4 بافت مختلف در زوایای 90، 60، 30 در انرژی 1 MeV و در عمق 10.5 cm از بافت‌ها..... ۱۳۸
- شکل ۳-۹۳: نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای درصد دز- عمقی بر حسب انرژی برای 4 بافت مختلف در زوایای 90، 60، 30 در انرژی 1 MeV ۱۳۹

- شکل ۳-۹۴: نمودار مقایسه‌ای درصد دز-عمقی در 5 اندازه متفاوت برای 4 بافت مختلف در زاویه 30 درجه..... ۱۴۰
- شکل ۳-۹۵: نمودار مقایسه‌ای درصد دز-عمقی در 5 اندازه متفاوت برای 4 بافت مختلف در زاویه 60 درجه ۱۴۱
- شکل ۳-۹۶: نمودار مقایسه‌ای درصد دز-عمقی در 5 اندازه متفاوت برای 4 بافت مختلف در زاویه 90 درجه..... ۱۴۱
- شکل ۴-۱: هندسه‌ی مربوط به آشکارساز موجود در آزمایشگاه..... ۱۴۶
- شکل ۴-۲: (A) سامانه مربوط به فانتوم آب موجود در آزمایشگاه (B) سامانه مربوط به داخل فانتوم آب و قرارگیری آشکارساز..... ۱۴۷
- شکل ۴-۳: طرحواره فانتوم آب ترسیم شده توسط کد MCNP4C ۱۴۸
- شکل ۴-۵: نمودار مقایسه بین تئوری و تجربه برای ارتفاع پالس در راستای گسیل باریکه در فاصله 5 cm ۱۴۹
- شکل ۴-۶: نمودار مقایسه بین تئوری و تجربه برای ارتفاع پالس در زاویه 30 درجه در فاصله 5 cm ۱۵۰
- شکل ۴-۷: نمودار مقایسه بین تئوری و تجربه برای ارتفاع پالس در زاویه 60 درجه در فاصله 5 cm ۱۵۰
- شکل ۴-۸: نمودار مقایسه بین تئوری و تجربه برای ارتفاع پالس در زاویه 90 درجه در فاصله 5 cm ۱۵۰

فهرست جدول‌ها

جدول ۱-۳: ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت نرم با چگالی 1.04 g.cm^{-3}	۳۴
جدول ۲-۳: مقادیر ماکزیمم انرژی فوتون پراکنده در زوایای 0، 30، 60 و 90 درجه در انرژی‌های مختلف.....	۴۷
جدول ۳-۳: مقادیر پوشش آزاد میانگین در بافت نرم در چندین انرژی.....	۵۰
جدول ۴-۳: ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت استخوان با چگالی 1.4 g.cm^{-3}	۶۰
جدول ۵-۳: مقادیر پوشش آزاد میانگین در بافت استخوان در چندین انرژی.....	۷۵
جدول ۶-۳: ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت چربی با چگالی 0.95 g.cm^{-3}	۸۵
جدول ۷-۳: مقادیر پوشش آزاد میانگین در بافت چربی در چندین انرژی.....	۱۰۰
جدول ۸-۳: ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت ماهیچه با چگالی 1.05 g.cm^{-3}	۱۰۹
جدول ۹-۳: مقادیر پوشش آزاد میانگین در بافت ماهیچه در چندین انرژی.....	۱۲۴

۱

فصل اول:

مبانی فیزیکی

۱-۱ مقدمه

از زمان کشف پرتوی ایکس در سال 1895 تأثیرات بیولوژیکی پرتوها مورد توجه قرار گرفت که به عوامل زیادی بستگی دارد. اینکه چه قسمتی از بدن تحت تابش قرار بگیرد، دارای اهمیت خاصی است. شدت تابش، مدت زمان تابش و محیط هر کدام در روند تابش تأثیر دارد. برای اندازه‌گیری و آشکارسازی 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. در این فصل ضمن پرداختن به فیزیک حاکم بر برهم‌کنش پرتوی گاما با ماده به بررسی اندازه‌گیری جذب و یونش انرژی که به عنوان اصل دز سنجی به شمار می‌روند و اثر تابش بر بافت موجود زنده می‌پردازیم.

۱-۲ پرتوی گاما

پرتوهای ذره‌ای مانند $(p, \alpha, \beta^-, \beta^+)$ و پرتوهای الکترومغناطیس یون‌ساز (پرتو X و گاما) ذرات بدون بار و جرم هستند. هر چه 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.

پرتوهای X و گاما از جنس امواج الکترومغناطیسی هستند و فرکانس بالاتر و غیر قابل مشاهده از نور مرئی و کوتاهترین طول موج را دارند، بیشترین انرژی را حمل می‌کنند و با سرعت نور حرکت می‌کنند و فاقد جرم و بار الکتریکی هستند، منشأ تابش متفاوت و انرژی بستگی به منشأ تابش دارد و روش‌های برخورد پرتوها با ماده مشابه هم است. منشأ گاما درون هسته‌ی اتم و منشأ اشعه ایکس از مدارهای الکترونی و برخورد ذرات باردار با اتم‌ها و تابش ترمزی می‌باشد.

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. خاصیت و تحریک پرتوی گاما به مراتب از پرتو آلفا و بتا کمتر است. اگر قدرت یون سازی متوسط پرتوی گاما را یک فرض کنیم، برای بتا 100 و برای آلفا 1000 و قدرت نفوذ بالعکس است [۳-۱].

اکثر چشمه های پزشکی مربوط به پرتوهای یون ساز پرتوی گاما تابش می کنند به عنوان مثال چشمه - ^{137}Cs ، ^{131}I ، ^{125}I در براکی تراپی، رادیو تراپی و رادیو گرافی ^{60}Co در تله تراپی و رادیو تراپی ^{192}Ir در رادیو گرافی و براکی تراپی استفاده می شوند [۱۰-۴].

۱-۳ برهم کنش پرتوهای گاما و ایکس با ماده

پرتوی ایکس و گاما دارای برد مشخصی نیستند و شدت آنها نسبت به ضخامت ماده به صورت نمایی کاهش می یابد. فوتون ها می توانند با الکترون های مداری هسته اتم ها و یا میدان های الکترومغناطیسی محیط برهم کنش نمایند.

پرتوی ایکس و گاما وقتی که به صورت ذره در نظر گرفته می شوند و با سرعت نور حرکت می کنند، جرم سکون و بار آنها صفر و به آنها فوتون می گوئیم.

فوتون ها برخلاف ذرات باردار فاقد بار الکتریکی هستند و در خلال نفوذ به درون ماده انرژی خود را به طور یکنواخت از دست نمی دهند. این ذرات غیر مادی می توانند پیش از آنکه با یک اتم برهم کنش کنند مسافتی را درون ماده بپیمایند. برهم کنش فوتون ها با ماده از 12 طریق صورت می گیرد که از آن جمله می توان به برهم کنش های فوتوالکتریک، پراکندگی کامپتون، اثر تولید زوج، پراکندگی تامسون، پراکندگی ریلی، واکنش های هسته ای حاصل از فوتون و ... نام برد [۱۱].

در اینجا به سه برهم کنش غالب پرتوی گاما با عناصر سازنده بافت موجود زنده که همان اثر فوتوالکتریک، پراکندگی کامپتون و تولید زوج است می پردازیم.

۱-۳-۱ اثر فوتوالکتریک

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

انرژی جنبشی این الکترون عبارت است از: $(۱-۱)$ $T = E_\gamma - BE$

E_γ انرژی فوتون

BE انرژی بستگی الکترون

احتمال رخداد این برهم‌کنش را سطح مقطع فوتوالکتریک یا ضریب فوتوالکتریک می‌نامند.

معادله ای که τ را به دست می‌دهد به صورت زیر است:

$$\tau(m^{-1}) = aN \frac{Z^n}{E_\gamma^m} \{1 - e(Z)\} \quad (۲-۱)$$

که τ احتمال رخداد اثر فوتوالکتریک بر واحد راهی است که فوتون پیموده و a یک ضریب ثابت و

مستقل از E_γ و Z است. احتمال تولید فوتوالکتریک بستگی چشمگیری به عدد اتمی و انرژی فوتون

فرودی دارد. در واقع احتمال وقوع به شکل $\frac{Z^4}{(hv)^3}$ تغییر می‌کند. از این رو این برهم‌کنش برای

فوتون‌های کم انرژی که بسامدشان بیش از بسامد آستانه است و همچنین مواد با عدد اتمی بزرگ، با

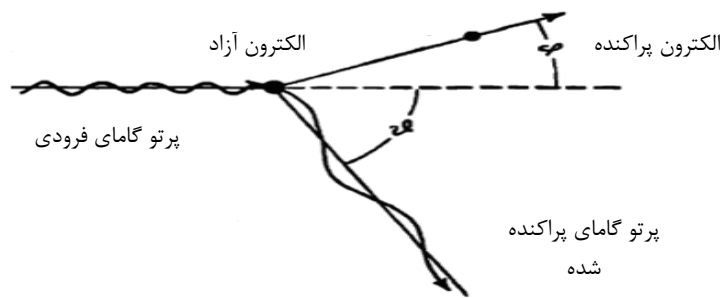
بیشترین احتمال روی می‌دهد [۳].

۱-۳-۲ پراکندگی کامپتون

هرگاه فوتون با یک الکترون مقید اندرکنش کند و قسمتی از انرژی خود را به الکترون بدهد، الکترون

شروع به حرکت می‌کند، به عبارتی برخورد فوتون و یک الکترون آزاد. برای فیزیک اتمی انرژی

بستگی گاما (MeV) و انرژی بستگی الکترون‌ها (keV) پس الکترون آزاد است.



شکل ۱-۱ اثر کامپتون

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 $E_{\gamma'}$ 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 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:

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

$$\frac{E_{\gamma'}}{c} \sin \theta = P' \sin \phi \quad (۵-۱)$$

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

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

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

$$T = E_\gamma - E_{\gamma'} \quad (۷-۱)$$

که با قرار دادن معادله (۶-۱) در آن، انرژی جنبشی الکترون به دست می‌آید:

$$T = \frac{(1 - \cos \theta) E_\gamma / mc^2}{1 + (1 - \cos \theta) E_\gamma / mc^2} E_\gamma \quad (۸-۱)$$

وقتی $\theta = \pi$ انرژی جنبشی T به مقدار بیشینه خود می‌رسد، که با انرژی کمینه 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

$$E_{\gamma, \max} = E_{\gamma} \quad (11-1)$$

$$(12-1)$$

انرژی کمینه فوتون پراکنده بزرگتر از صفر است. بنابراین در پراکندگی کامپتون، غیرممکن است که تمامی انرژی فوتون فرودی به الکترون داده شود. انرژی داده شده به الکترون در داخل ماده از دست می‌رود، فوتون پراکنده ممکن است فرار کند.

رابطه بین زاویه پراکندگی فوتون φ و زاویه پس‌زنی الکترون θ به شکل زیر است.

$$\tan \varphi = \frac{E_{\gamma} \sin \theta}{E_{\gamma} - E_{\gamma'} \cos \theta} \quad (13-1)$$

بنابر نظریه ی کوانتومی پراکندگی کامپتون، توزیع فضایی فوتون‌های پراکنده شده به شکل زیر است:

$$\frac{d_e \sigma}{d\Omega} = \frac{k_0^2 e^4}{2m^2 c^4} \left(\frac{\nu'}{\nu} \right)^2 \left(\frac{\nu}{\nu'} + \frac{\nu'}{\nu} - \sin^2 \theta \right) m^2 s r^{-1} \quad (14-1)$$

کمیت $\frac{d_e \sigma}{d\Omega}$ ، سطح مقطع پراکندگی جزئی نام دارد و احتمال پراکندگی یک فوتون را به درون زاویه

فضایی $d\Omega$ که تحت زاویه θ نسبت به جهت فوتون فرودی قرار دارد نشان می‌دهد. سطح مقطع کلی

پراکندگی کامپتون که با انتگرال گرفتن از سطح مقطع جزئی بر روی کل زاویه فضایی

$$d\Omega = 2\pi \sin \theta d\theta$$
 بدست می‌آید، نشانگر احتمال وقوع برهم‌کنش کامپتون بین فوتون و یک

الکترون است.

$${}_e\sigma = 2\pi \int \frac{d_e\sigma}{d\Omega} \sin\theta d\theta m^2 \quad (15-1)$$

شکل صریح وابستگی سطح مقطع جزئی به زاویه پراکندگی θ به صورت زیر است:

$$\frac{d_e\sigma}{d\Omega} = \frac{k_0^2 e^4}{2m^2 c^4} \left[\frac{1}{1 + \frac{h\nu}{mc^2} (1 - \cos\theta)} \right]^2 (1 + \cos\theta^2) \left\{ 1 + \frac{h\nu/mc^2 (1 - \cos\theta)^2}{(1 + \cos\theta^2) \left[1 + \frac{h\nu}{mc^2} (1 - \cos\theta) \right]} \right\} m^2 sr^{-1} \quad (16-1)$$

در مبحث دز سنجی تابش آنچه که اهمیت دارد انرژی پس زنی میانگین T_{ave} الکترون های کامپتونی است. چون اگر پراکندگی کامپتون رخ دهد، فقط انرژی الکترون جذب می شود و گامای پراکنده فرار می کند.

به طور مشابه به سطح مقطع جزئی پراکندگی انرژی (انرژی حمل شده توسط فوتون های پراکنده) به شکل زیر است:

$$\frac{d_e\sigma}{d\Omega} = \frac{\nu}{\nu'} \frac{d_e\sigma}{d\Omega} \quad (17-1)$$

اگر انرژی فوتون های فرودی $h\nu$ باشد، انرژی میانگین فوتون های پراکنده چنین خواهد بود.

$$(h\nu)_{ave} = h\nu \frac{{}_e\sigma_s}{{}_e\sigma} \quad (18-1)$$

$$\frac{T_{ave}}{h\nu} + \frac{(h\nu)_{ave}}{h\nu} = 1 \quad (19-1)$$

سطح مقطع پراکندگی کامپتون برابر است با مجموع سطح مقطع های انتقال انرژی و پراکندگی انرژی.

$${}_e\sigma = {}_e\sigma \left[\frac{T_{ave}}{h\nu} + \frac{(h\nu)_{ave}}{h\nu} \right] = {}_e\sigma \left[\frac{{}_e\sigma_{tr}}{{}_e\sigma} + \frac{{}_e\sigma_s}{{}_e\sigma} \right] = {}_e\sigma_{tr} + {}_e\sigma_s \quad (20-1)$$

احتمال رخداد پراکندگی کامپتون را اصطلاحاً ضریب کامپتون یا سطح مقطع کامپتون می نامند.

$$\sigma (m^{-1}) = NZ {}_e\sigma \quad (21-1)$$

که در آن $\sigma_e Z$ سطح مقطع برهم‌کنش کامپتون به ازای یک اتم و σ سطح مقطع ماکروسکوپیک یا ضریب تضعیف است [۲ و ۳].

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

$$\sigma_{tr} = \sigma \frac{T_{ave}}{h\nu} \quad \Rightarrow \quad \sigma = \sigma_{tr} + \sigma_s \quad (22-1)$$

$$\sigma_s = \sigma \frac{(h\nu)_{ave}}{h\nu}$$

۳-۳-۱ 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.

پایستگی انرژی معادله زیر را برای انرژی جنبشی الکترون و پوزیترون می‌دهد:

$$T_{e^-} + T_{e^+} = E_\gamma - (mc^2)_{e^-} - (mc^2)_{e^+} = E_\gamma - 1.022 \text{ MeV} \quad (23-1)$$

انرژی جنبشی حاصل برابر با انرژی فوتون منهای 1.022 MeV است 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 می‌کنند، یعنی:

$$T_{e^-} = T_{e^+} = 1/2 (E_\gamma - 1.022 \text{ MeV}) \quad (24-1)$$

تولید زوج، فوتون اولیه را حذف می‌کند، اما وقتی پوزیترون نابود می‌گردد، دو فوتون آفریده می‌شود. احتمال رخداد تولید زوج را اصطلاحاً ضریب تولید زوج یا سطح مقطع تولید زوج می‌نامند [۲ و ۳].

$$\kappa(m^{-1}) = NZ^2 f(E_\gamma, Z) \quad (25-1)$$

۱-۳-۴ ضرایب تضعیف خطی و جرمی

نفوذ فوتون به درون ماده، به صورت آماری براساس احتمال آن که فوتون در واحد مسافت پیموده شده از طریق یکی از فرآیندهای فیزیکی ممکن با اتمهای ماده برهمکنش کننده تعیین می‌شود. این احتمال که با نماد μ نشان داده می‌شود، ضریب تضعیف خطی (یا سطح مقطع ماکروسکوپیک) نام دارد و دارای بعد وارون طول است. ضریب μ به انرژی فوتون و به ویژگی‌های ماده بستگی دارد.

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 می‌شوند به دست می‌آید ($\mu = \tau + \sigma + \kappa$). از نظر فیزیکی μ احتمال برهمکنش بر واحد فاصله است، که در آن τ ، σ و κ عبارت اند از ضریب تضعیف خطی فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج.

ضریب تضعیف جرمی ویژه μ/ρ که معمولاً برحسب یکای cm^2/g بیان می‌شود، نشانگر احتمال

وقوع برهمکنش در 1 gr/cm^2 از ماده جذب‌کننده است. ضریب‌های تضعیف جرمی کل به صورت

زیر تعریف می‌شود [۲ و ۳].

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} + \frac{\kappa}{\rho} \quad (۱-۲۶)$$

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

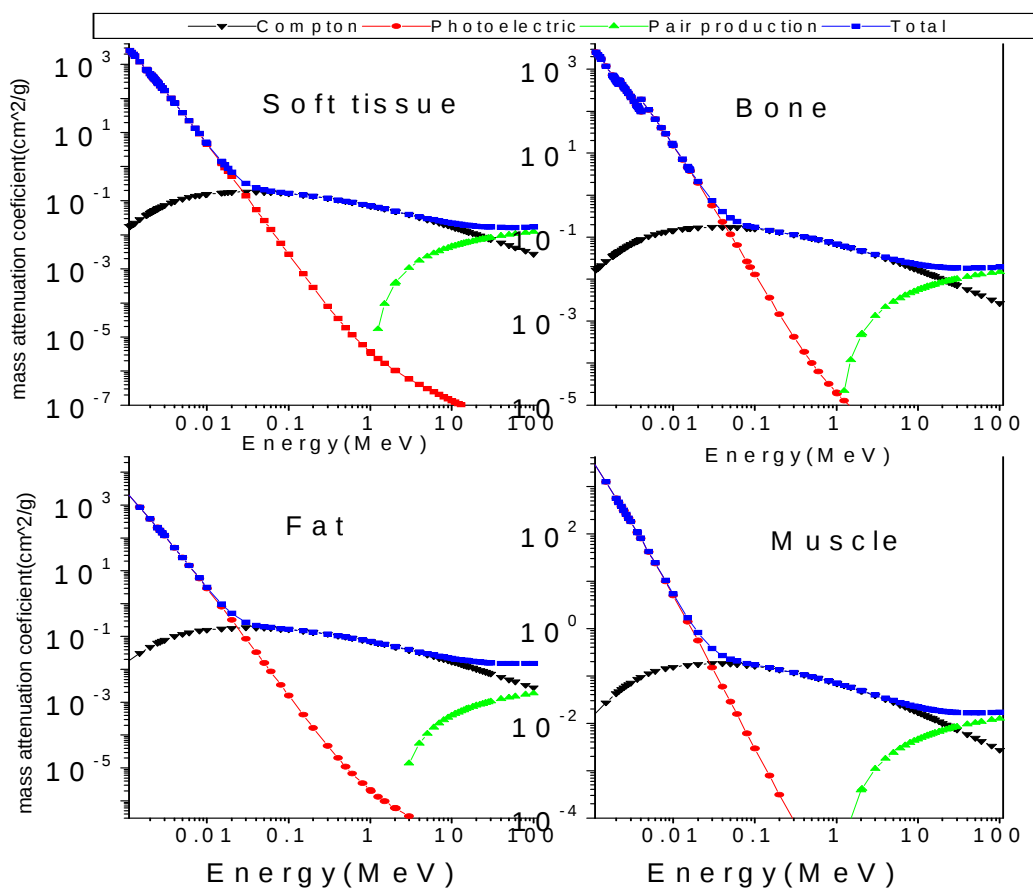
$$\mu_c (m^2/kg) = \sum w_i \mu_i (m^2/kg) \quad (۱-۲۷)$$

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

ضریب تضعیف جرمی کل عنصر i ام μ_i

وزن نسبی عنصر i ام در ترکیب w_i

ضریب تضعیف جرمی کل برای یک ترکیب یا مخلوط μ_c



شکل ۱-۲ نمودار ضریب تضعیف جرمی برحسب انرژی گامای فرودی برای چندین بافت انسان [۱۲].

در شکل بالا، نمودار تغییرات ضریب تضعیف جرمی به صورت تابعی از انرژی فوتون‌های فرودی در گستره 0.001-100 MeV برای بافت نرم، بافت استخوان، بافت چربی و بافت ماهیچه 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 صد keV 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 1.022 MeV پراکندگی کامپتون برتری خود را همچنان حفظ می‌کند تا این که فرآیند تولید زوج به عنوان برهم‌کنش محتمل‌تر خود نمائی خواهد کرد (توضیحات بیشتر در زمینه ضرایب تضعیف هر یک از بافت‌ها در فصل 3 آورده شده است).

۱-۳-۵ پوش آزاد میانگین

فوتون‌های تک انرژی در عبور از بافت بدن انسان به طور نمائی تضعیف می‌شوند. اگر باریکه‌ای از پرتوهای گاما که وارد بافت‌های بدن انسان به ضخامت X می‌شوند 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:

$$(۱-۲۸) \quad \text{تعداد فرودی/تعداد عبور کرده} = \frac{I_0 e^{-\mu X}}{I_0} = e^{-\mu X} = \text{احتمال عبور از ضخامت } X$$

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

$$(۱-۲۹) \quad \lambda(m) = \frac{\int_0^{\infty} x e^{-\mu x} dx}{\int_0^{\infty} e^{-\mu x} dx} = \frac{1}{\mu}$$

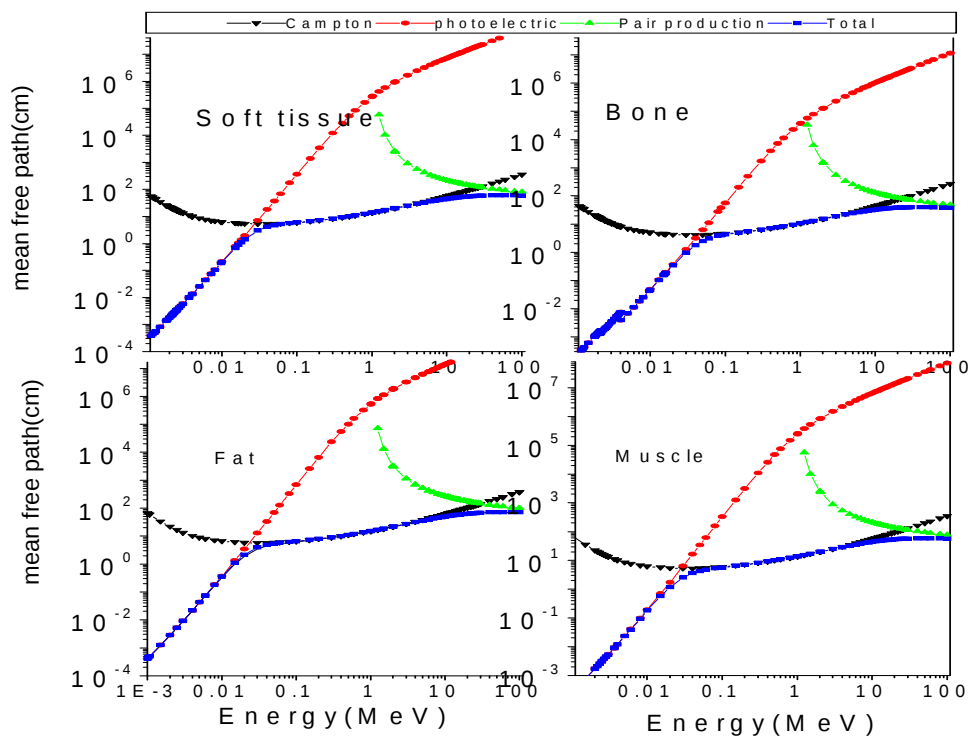
بنابراین مسیر آزاد میانگین به سادگی، عبارت است از عکس ضریب تضعیف خطی کل [۳].

۱-۳-۶ ضخامت نیم لایه

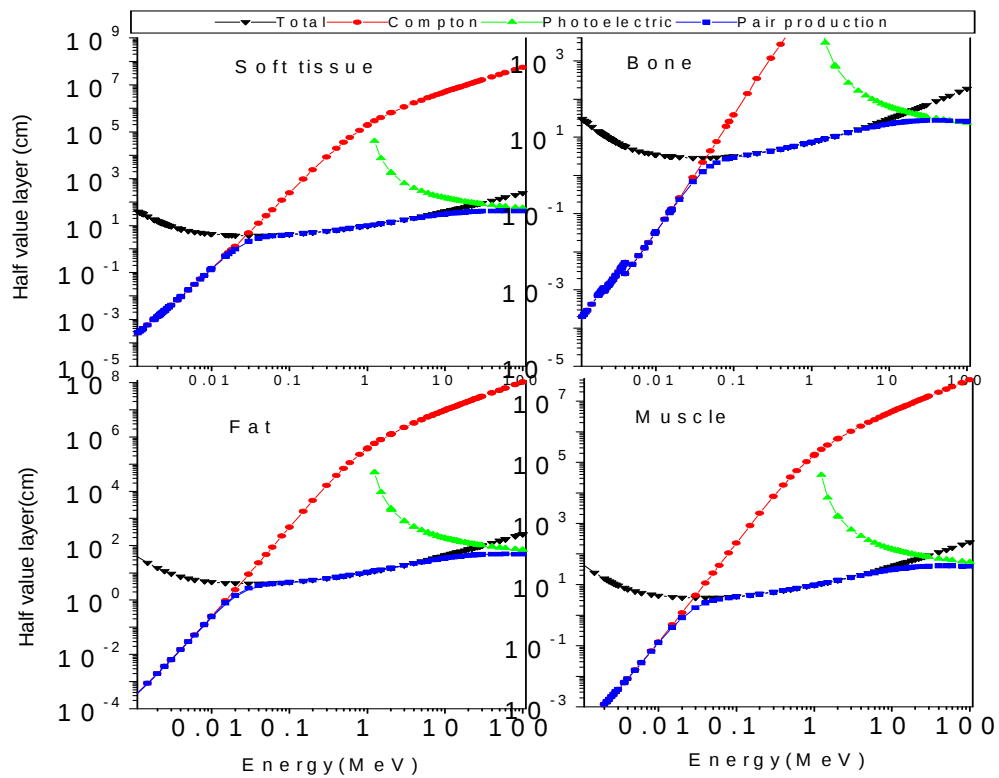
احتمال اینکه باریکه فرودی، ضخامت X از ماده را بدون برهم‌کنش بپیماید به صورت $e^{-\mu X}$ است، از این رو سازه $e^{-\mu X}$ به طور کلی بیانگر کسری از فوتون‌هاست که بدون برخورد از درون ماده درآشامنده عبور می‌کند.

ضخامت نیم لایه یعنی ضخامتی که در آن شدت پرتوها به نصف می‌رسد را به صورت زیر تعریف می‌کنیم [۱۲].

$$(۱-۳۰) \quad X = (1/\mu) \ln 2 \leftarrow I_0 / 2 = I_0 e^{-\mu X}$$



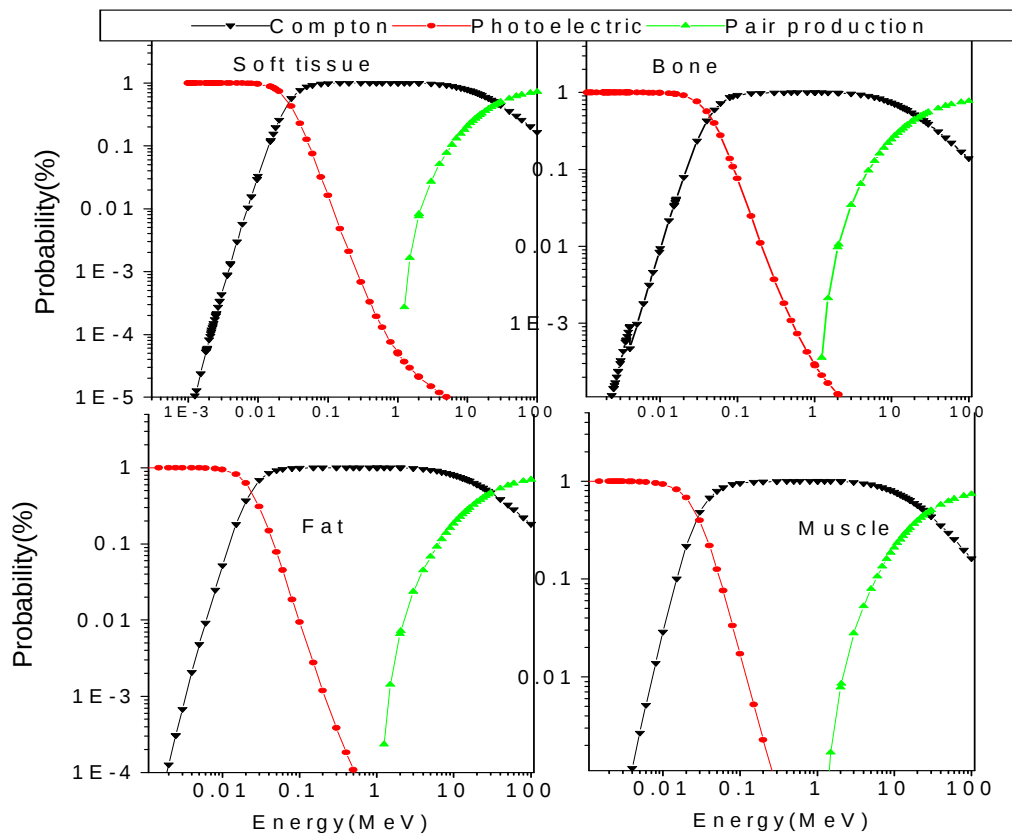
شکل ۳-۱ نمودار پوشش آزاد میانگین بر حسب انرژی گامای فرودی در چندین بافت انسان [۱۲].



شکل ۴-۱ نمودار ضخامت نیم لایه بر حسب انرژی گامای فرودی در چندین بافت انسان [۱۲].

۱-۳-۷ احتمال برهم‌کنش پرتوی گاما با عناصر سازنده بافت

احتمال وقوع هر یک از واکنش‌های فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج به صورت τ/μ , σ/μ , κ/μ تعریف می‌شود که شکل پایین نمودار احتمال وقوع هر یک از سه پدیده فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج را برای بافت نرم، استخوان، چربی و ماهیچه در گستره انرژی 0.001-100 MeV نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌کنیم در کمترین مقادیر انرژی فوتونی ($< 15 \text{ keV}$) اثر فوتوالکتریک بر سایر برهم‌کنش‌ها برتری کامل دارد با افزایش انرژی فوتونی τ به سرعت کاهش می‌یابد و مقدار آن کمتر از σ می‌شود، در گستره انرژی‌های از حدود 0.1-10 MeV تضعیف باریکه فوتونی در بافت ناشی از اثر کامپتون است. در انرژی‌های بیشتر از 1.022 MeV با افزایش انرژی فوتونی ضرایب کامپتون کاهش می‌یابد تا اینکه در انرژی‌های بالا تولید زوج فرآیند برتر است.



شکل ۵-۱ نمودار احتمال برهم‌کنش هر یک از رخدادهای فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج بر حسب انرژی گامای فرودی در چندین بافت انسان [۱۲].

۸-۳-۱ ضرایب انتقال انرژی و جذب انرژی

اگر یک باریکه پهن موازی یکنواخت از فوتون‌های تک انرژی به صورت عمودی به بافت با ضخامت X فرود آید، شار فرودی ϕ شمار فوتون‌هایی است که از صفحه‌ای به مساحت واحد و عمود بر جهت باریکه می‌گذرد. شمار فوتون‌هایی که در واحد زمان از واحد سطح، در هر لحظه از زمان عبور می‌کنند به آهنگ شاریدگی یا چگالی شار موسوم است.

$$\dot{\phi}_0 = (d\phi_0 / dt) = (\phi_0) \quad (۳۱-۱)$$

کمیات ϕ_0 و ϕ_0° معمولاً به ترتیب برحسب $m^{-2}s^{-1}$ و m^{-2} بیان می‌شوند. انرژی گذرنده از واحد سطح به شاریدگی انرژی ψ_0 موسوم است و یکای آن Jm^{-2} است و آهنگ لحظه‌ای شارش انرژی از واحد سطح در واحد زمان، آهنگ شاریدگی انرژی یا چگالی شار انرژی نام دارد.

$$\psi_0^{\circ} = \frac{d\psi}{dt} \quad (32-1)$$

این کمیت شدت نیز نامیده می‌شود. برای باریکه موازی که به بافت وارد شده است داریم:

$$\psi_{\circ} = \phi_{\circ} h\nu \quad (33-1)$$

$$\psi_0^{\circ} = \phi_0^{\circ} h\nu \quad (34-1)$$

آهنگ شاریدگی انرژی را می‌توان بر حسب $Jm^{-2}s^{-1} = \omega m^{-2}$ بیان کرد. به منظور تعیین آهنگ جذب انرژی در بافت، می‌توان شدت تابش دریافت شده در هر نقطه از بافت را با شدت تابش فرودی مقایسه کرد. سلول‌هایی که در هر نقطه از بافت قرار دارند، فوتون‌های پراکنده و ناپراکنده و نیز فوتون‌های دیگر را دریافت می‌کنند. از این رو لزوماً تمام انرژی فوتون‌های فرودی که درون بافت برهم‌کنش می‌کنند، در آنجا جذب نمی‌شود.

در پدیده فوتوالکتریک، جذب یک فوتون با انرژی $h\nu$ توسط یک اتم منجر به تولید یک الکترون ثانوی با انرژی جنبشی اولیه $T = h\nu - B$ می‌شود که در آن B انرژی بستگی الکترون جدا شده از اتم است.

به دنبال گسیل فوتوالکتریک، تهیجای پوسته داخلی اتم، بی‌درنگ توسط الکترونی از تراز بالاتر پر می‌شود. این گذار و گذارهای الکترونی بعدی، همراه با تابش همزمان فوتون‌ها یا الکترون‌های اوژه هستند. کسری از شدت تابش فرودی که به الکترون‌ها منتقل می‌شود را می‌توان به شکل $1 - \sigma/h\nu$ نوشت که در آن σ میانگین انرژی تابش فلئورسانی است که پس از جذب فوتوالکتریک گسیل می‌شود. درست مانند ضریب تضعیف جرمی فوتوالکتریک τ/ρ که بیانگر کسری از فوتون‌هایی است که

در 1 g/cm^2 از بافت جذب کننده از طریق اثر ضریب جرمی انتقال انرژی، برهم کنش فوتوالکتریک می کنند.

$$\tau_{tr}/\rho = \tau/\rho(1 - \sigma/h\nu) \quad (35-1)$$

کسری از شدت تابش فوتونی را نشان می دهد که به الکترون های موجود در 1 g/cm^2 از بافت جذب کننده منتقل می شود. ضریب جرمی انتقال انرژی برای پراکندگی کامپتونی فوتون های تک انرژی به این صورت است:

$$\sigma_{tr}/\rho = \sigma/\rho(T_{avg}/h\nu) \quad (36-1)$$

سازه $T_{avg}/h\nu$ کسر میانگینی از انرژی فوتون فرودی را نشان می دهد که به شکل انرژی جنبشی اولیه الکترون های کامپتونی درآمده است. سهم فوتون های تابشی ترمزی که متعاقباً توسط الکترون های کامپتونی گسیل می شوند به حساب نیامده است.

فوتونی با انرژی $h\nu$ می تواند یک زوج الکترون-پوزیترون با انرژی جنبشی اولیه کل $h\nu - 2mc^2$ تولید کند که در آن $2mc^2$ انرژی جرم سکون زوج است. بنابراین ضریب جرمی انتقال انرژی برای تولید زوج به شکل زیر با ضریب تضعیف جرمی ارتباط پیدا می کند.

$$\frac{\kappa_{tr}}{\rho} = \frac{\kappa}{\rho} \left(1 - \frac{2mc^2}{h\nu}\right) \quad (37-1)$$

این همبستگی در مورد تولید زوج در میدان هسته ای اتمی است. در اینجا از سهم اندک تولید سه تایی چشم می پوشیم.

ضریب جرمی انتقال انرژی کل $\frac{\mu_{tr}}{\rho}$ برای فوتون هایی با انرژی $h\nu$ از ترکیب سه معادله اخیر در یک ماده معین بدست می آید:

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\tau_{tr}}{\rho} + \frac{\sigma_{tr}}{\rho} + \frac{\kappa_{tr}}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} \left(1 - \frac{\delta}{h\nu}\right) + \frac{\sigma}{\rho} \left(\frac{T_{avg}}{h\nu}\right) + \frac{\kappa}{\rho} \left(1 - \frac{2mc^2}{h\nu}\right) \quad (38-1)$$

این ضریب، انرژی جنبشی کل اولیه ی همه ی الکترون هایی را که توسط فوتون ها هم به طور مستقیم (مانند جذب فوتوالکتریک، پراکندگی کامپتون و تولید زوج) و هم غیر مستقیم (مانند الکترون های

اوژه) تولید می‌شوند، تعیین می‌کند. به استثنای تابش ترمزی که ممکن است متعاقباً توسط الکترون-ها گسیل شود، انرژی جذب شده در مجاورت موضع برهم‌کنش با انرژی منتقل شده به آنجا مساوی است.

اگر g نمایانگر کسر میانگینی از انرژی جنبشی اولیه‌ی انتقال یافته به الکترون‌ها باشد که متعاقباً به صورت تابش ترمزی گسیل می‌شود، آنگاه ضریب جرمی جذب انرژی را می‌توان به شکل زیر تعریف کرد.

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - g) \quad (39-1)$$

به طور کلی سازه g برای مواد با عدد اتمی بالا و فوتون‌های پر انرژی بیشترین مقدار را دارد [۲].

۱-۳-۹ محاسبه جذب انرژی و انتقال انرژی

یک باریکه موازی و پهن از فوتون‌های تک انرژی را در نظر می‌گیریم که به طور عمودی بر بافت فرود می‌آید. فرض می‌کنیم، ضخامت بافت در مقایسه با پویش آزاد میانگین فوتون‌های فرودی و ثانوی به اندازه‌ای کوچک است که:

(1) پراکندگی چند گانه فوتون‌ها در بافت چشم پوشیدنی باشد (2) تمام فوتون‌های تابش ترمزی و فلوئورسانی عملاً از بافت بگریزند. از سوی دیگر، فرض می‌کنیم الکترون‌های ثانوی، که توسط فوتون‌ها تولید می‌شوند، درون بافت متوقف شوند. در این شرایط، شدت تراگسیلی با عبارت زیر داده می‌شود.

$$\psi^0 = \psi_0^0 e^{-\mu x} \quad (40-1)$$

برای $\mu x \ll 1$ که با فرض‌های بالا سازگار است می‌توان نوشت: $e^{-\mu x} \approx 1 - \mu_{en} x$ بدین ترتیب

معادله بالا به شکل زیر در می‌آید:

$$\psi_0^0 - \psi^0 = \psi^0 \mu_{en} x \quad (41-1)$$

آهنگ جذب انرژی در واحد جرم بافت چنین به دست می‌آید:

$$D = \frac{\psi_0 \mu_{en} x A}{\rho A x} = \psi_0^0 \frac{\mu}{\rho} \quad (42-1)$$

کمیت D بنا به تعریف عبارت است از آهنگ میانگین دز در بافت. آهنگ دز در هر نقطه از محیط جذب کننده، برابر است با حاصل ضرب شدت، یا آهنگ شاریدگی انرژی در آن نقطه و ضریب جرمی جذب انرژی.

ضریب جرمی انتقال انرژی را می توان به روشی مشابه آنچه در بالا ارائه شد به کار بست. کمیتی که بدین ترتیب بدست می آید عبارت است از:

$$K^0 = \psi_0^0 \frac{\mu_{tr}}{\rho} \quad (43-1)$$

و به میانگین آهنگ کرما (KERMA) در بره موسوم است [۲].

۴-۱ کاربرد پرتوی گاما در پزشکی

استفاده از انرژی در رشته های پزشکی و بیولوژیکی از سال 1895 یعنی همزمان با کشف اشعه ایکس شروع شد و متعاقب آن هر قدر اطلاعات دانشمندان درباره پدیده های اتمی افزایش یافت دامنه استفاده از آن وسیع تر گردیده است. نیاز مبرم به شناسایی و درمان امراض با استفاده از رادیو ایزوتوپ ها در پزشکی هسته ای وجود دارد.

از جمله موارد استفاده از پرتوها به ویژه پرتوهای X و گاما می توان به موارد زیر اشاره کرد:

1. 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.
2. پرتو درمانی: هدف از بین بردن غده سرطانی با استفاده از پرتوی گاما که بدین منظور میدان ها طوری تنظیم می شود که حتی الامکان از پرتو دهی به بافت های سالم جلوگیری شود.
3. دستگاه های درمانی با پرتو X و گاما: به منظور درمان غده های موجود در بدن از خارج بدن از پرتوی X ناشی از دستگاه مولد پرتوی X و گامای ناشی از منابع پرتو زای گاما استفاده می شود، در یک

مرکز پرتودرمانی استفاده از گستره‌ای از پرتوها با انواع انرژی جهت درمان بیماری‌ها لازم است. چون برای درمان لایه‌های سطحی به پرتوهای کم‌انرژی و جهت درمان لایه‌های عمقی‌تر به پرتوهای پر انرژی با قدرت نفوذ بیشتر نیاز است. از جمله این موارد می‌توان به 1-دستگاه اشعه X سطحی 2-دستگاه اشعه X عمقی 3-کبالت درمانی 4-شتابدهنده خطی 5-براکی‌تراپی نام برد.

4. 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.

5. کاربرد مواد پرتوزا در پزشکی هسته‌ای: از مواد پرتوزا برای تشخیص و درمان بیماری‌ها به سه روش 1-آزمایش و مطالعات به روش Invivo 2-آزمایش و مطالعه به روش Invitro 3-درمان با رادیو داروها، استفاده می‌شود [۱، ۱۳ و ۱۴].

۱-۵ دز سنجی

دزسنجی 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 پربشندگی‌های 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 دزسنجی تابش در نظر بگیریم [۲ و ۳].

از سال ۱۹۳۰ اندازه‌گیری تابش بر حسب رونتگن، یکایی بر پایه یونش در هوا، آغاز شد. در این سالها پرتودهی هنوز معرفی نشده بود از آنجا که رنتگن به صورت یونش در هوا تعریف می‌شد، یکایی مناسب برای کاربرد تابش جذب شده توسط بخشی از بدن نبود. حدود سال ۱۹۵۰ تا ۱۹۷۵ راد به صورت یکای رسمی دز جذبی درآمد. راد به صورت 100 erg/g تعریف می‌شود یعنی اگر تابشی از پرتو ۱۰۰ ارگ انرژی به یک گرم بافت بدهد، به بافت یک راد دز جذبی داده است. راد به گونه‌ای تعریف شده است که برای پرتوهای رنتگن و گاما پرتودهی یک رنتگن منجر به حدود یک راد دز جذبی در بافت نرم می‌شود [۱۳].

۱-۶ دزیمتری پرتوی گاما

دزیمتری پرتوها، اندازه‌گیری کمی پرتو یون‌ساز 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، اثرهای دیدنی نامستقیم را ایجاد می‌کند. این تأثیرها می‌تواند فیزیکی، شیمیایی و یا زیستی باشد. هر گونه از این تأثیرهای فیزیکی، شیمیایی و یا زیستی می‌تواند برای اندازه‌گیری پرتوی گاما در یک نقطه به کار رود [۱۴]. 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 [۱۵].

۱-۸ اثر پرتو بر بافت موجود زنده

تأثیر پرتوی گاما بر روی بافت بدن انسان باعث یونش و انگیزش 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 تغییرهای 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 [۱۴].

چهار گونه از این مولکول‌ها یعنی پروتئین‌ها، چربی‌ها، قندها و اسید نوکلئیک، ماکرومولکول‌ها هستند که بسیار بزرگ بوده و گاهی از صدها هزار اتم تشکیل شده‌اند. یکی از درشت مولکول‌های درون هسته، از اسیدهای نوکلئیک DNA یا دی‌اکسید ریبونوکلئیک اسید است که حساس‌ترین و از دید اثر پرتو، 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 ببار 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 [۱۴ و ۱۶].

۱-۹ آثار زیست شناختی پرتو گیری

جذب انرژی پرتو یوننده در موجودات زنده سبب بروز تغییراتی در ساختار و عملکرد آنها می شود که مطالعه کمی و کیفی آن، موضوع دانش زیست پرتوشناختی را تشکیل می دهد. تغییرات مزبور ناشی از واکنش هایی است که موجود زنده در قبال انرژی جذب شده پرتوها از خود نشان می دهد.

به طور کلی فرض بر این است که تابش از طریق دو سازو کار متفاوت تأثیر مستقیم و تأثیر غیر مستقیم، سبب بروز اثرهای زیست شناختی می شود، اثرهای مستقیم ناشی از تأثیر اولیه تابش (تجزیه شیمیایی مولکول ها در اثر یونش و برانگیختگی آنها) و اثرهای غیر مستقیم ناشی از تأثیرهای شیمیایی بعدی حاصل از بنیان های آزاد و دیگر فرآورده های شیمیایی است.

اثرات بهداشتی پرتوگیری نیز به دو گروه آثار حاد و تأخیری تقسیم می شود

الف) آثار حاد معمولاً ناخوشی تابشی نامیده می شوند، علائم این ناخوشی بستگی به مقدار دز دریافت شده دارند به ترتیب افزایش دز این علائم عبارت اند از تب، خونریزی داخلی، اسهال و استفراغ، لرزه و رعشه، انقباض عضلات و حالت اغما [۱۶].

ب) آثار تأخیری به شکل سرطان و آثار توارثی بروز می کند 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 می شود.

آثار توارثی: آثاری که فقط فرزندان شخص پرتو دیده به دلیل آسیبی که در اثر تابش به ارگانهای تولید مثل رسیده است دیده می شوند.

آثار تصادفی: آثاری که احتمال وقوع آنها تابعی از دز تابش دریافت شده است [۱۶].

فصل دوم:

شبیه سازی مونت کارلو

و

آشنایی با کد MCNP

۱-۲ مقدمه

یکی از تکنیک‌های بسیار کارآمد و مفید برای شبیه‌سازی فرآیندهای آماری و شبه آماری، شبیه‌سازی مونت کارلو است. روش مونت کارلو کاربرد گسترده‌ای در محاسبات مربوط به ترابرد انرژی تابشی، حفاظ گذاری و دزسنجی پیدا کرده است. شبیه‌سازی مونت کارلو یک روش محاسباتی دقیق برای استفاده در شبیه‌سازی‌های پزشکی است و در حال حاضر در شاخه‌های مختلف فیزیک پزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرد. این روش بر مبنای شبیه‌سازی برهم‌کنش‌های مختلف میکروسکوپی با در نظر گرفتن چگالی احتمال هر برهم‌کنش می‌باشد و دقت و صحت آن به قدری است که از آن به عنوان ابزاری قوی و سودمند در دزیمتری و طرح درمان یاد می‌شود [۴۱-۱۷]. در این فصل ضمن پرداختن به تاریخچه مختصری از روش مونت کارلو به بررسی شبیه‌سازی مونت کارلو و معرفی یکی از کدهای آن که در محاسبات مربوط به ترابرد انرژی کاربرد دارد، می‌پردازیم.

۲-۲ روشهای مورد استفاده در محاسبات ترابرد ذرات هسته‌ای

به دو روش ذرات مورد محاسبه قرار می‌گیرند: الف: قطعی (غیر احتمالی) ب: آماری (مونت کارلو) روش‌های قطعی: حل معادله ترابرد برای میانگین ذرات، گسسته سازی پارامترهای وابسته به جهت، مکان، انرژی و محاسبه‌ی آنها در تقسیم بندی‌های مشخص زاویه‌ای، مکانی و انرژی، دقت مکانی این کدها محدود به حداکثر تعداد مش‌های مکانی قابل استفاده در آنهاست. همگرایی معادلات دیفرانسیل، تنها مربوط به راه حل ریاضی مسئله بوده و مستقل از واقعیت فیزیکی آن می‌باشد.

ب: روش‌های آماری (مونت کارلو). هر فرآیندی که ماهیت تصادفی داشته باشد، یک فرآیند آماری است. بسیاری از فرآیندها در طبیعت ماهیت آماری دارند، نظیر انداختن سکه، حرکت اتم‌ها در گاز، پراکندگی تابش‌ها، تونل‌زنی کوانتومی، برهم‌کنش تابش‌ها با ماده و... [۱۷]

شبیه‌سازی عددی هر فرآیند آماری یا شبه آماری به کمک اعداد تصادفی امکان‌پذیر است که به آن روش مونت کارلو می‌گویند. ساز و کار اصلی روش مونت کارلو به یکی از دو صورت زیر است:

1. در صورت امکان خود مسئله شبیه‌سازی می‌شود.
2. ابتدا یک مدل آماری مناسب که با مسئله مورد نظر توافق داشته باشد ساخته، سپس آن مدل شبیه‌سازی می‌شود.
- در کل استفاده از روش‌های آماری دارای خصوصیات زیر است:
 1. قابل استفاده برای حل مسائلی که ذاتاً جنبه آماری دارند و یا مسائلی که اساساً غیرآماري هستند
 2. شبیه سازی تک تک ذرات و ترابرد آنها و استنباط رفتار میانگین ذرات ترابرد شده
 3. قابلیت شبیه سازی ترابرد ذرات در هر هندسه دلخواه
 4. بسیار موثر برای حل مسائل پیچیده‌ای که توسط کدهای قطعی قابل مدلسازی نیست.
 5. کوتاه و ساده بودن شرح مسئله در اغلب اوقات
 6. استفاده از سطح مقطع‌های نقطه‌ای
 7. دقت نتایج آن متناسب با عکس مجذور تعداد ذرات دنبال شده

۲-۴ تاریخچه روش مونت کارلو

شاید اولین گام در بکارگیری نمونه‌گیری تصادفی، منتسب به کنت بوفن باشد (حل مسئله سوزن‌ها در سال 1733) که برای حل یک انتگرال بکار برد در سال 1777 م. ، او آزمایشی انجام داد و با انداختن یک سوزن به طول d روی صفحه‌ای که در آن خطوط موازی به فاصله L ($L > d$) رسم شده بود، P یا احتمال این که سوزن یکی از خطوط را قطع کند را به دست آورد. کنت بوفن با انجام مکرر این آزمایش و همچنین با آنالیز ریاضی نشان داد که مقدار احتمال عبارت است از:

$$P = 2 \frac{L}{\pi d} \quad (۱-۲)$$

چند سال بعد لاپلاس پیشنهاد کرد که با اندیشه‌ی فوق می‌توان از پرتاب سوزن عدد π را بدست آورد.

پیشرفت‌های بیشتر در نظریه‌ی احتمال و گام زدن تصادفی پایه‌ای شد برای روش مونت‌کارلو. برای مثال، کورت، فریدریش و لویی هم‌ارزی جواب‌های معادلات دیفرانسیل جزئی را با جواب‌های گام زدن تصادفی نشان دادند. در دهه 1950 م. انریکو فرمی دانشمند بزرگ ایتالیایی، یک سری آزمایش‌های عددی را برای حل معادله‌ی ترابرد نوترون انجام داد.

در دوران جنگ جهانی دوم، گروهی از دانشمندان، همچون ون نیومان، فرمی، اولام و متروپلیس در لوس آلاموس گرد هم آمدند و به کمک رایانه‌های ابتدایی، جنبش عظیمی در پیشرفت مونت‌کارلو به وجود آوردند. در اواخر دهه‌ی 1940 م. و اوایل دهه‌ی 1950 م. شور و هیجان و تلاش زیادی در این زمینه صورت می‌گرفت و مقالات متعددی در توصیف روش‌های جدید برای حل مسائل مکانیک آماری، ترابرد تابش‌ها، مدل‌سازی اقتصادی و دیگر زمینه‌ها منتشر شد [۱۷].

۲-۵ اجزا اصلی در شبیه سازی مونت کارلو

1. تابع توزیع احتمال (PDF)
2. مولد اعداد تصادفی
3. قاعده‌ای برای نمونه‌برداری
4. ثبت نتایج
5. تخمین خطای محاسباتی
6. روش‌های کاهش واریانس
7. خطوط موازی [۱۸].

۲-۶ توانایی و قدرت روش مونت کارلو

روش مونت کارلو، چنان روش قدرتمندی است که دکتر الکس بیلایو استاد ترابرد تابش‌ها به روش مونت کارلو در دانشگاه میشیگان گفته است: اگر روش مونت کارلو وجود نداشت، می‌بایست انگیزه‌ی بسیار قوی برای ابداع آن وجود می‌داشت.

امروزه این روش به عنوان یک رقیب برای روش‌های تحلیلی-قطعی است، نوع روش حل، به پیچیدگی مسئله و ماهیت آن بستگی دارد.

لازم به ذکر است که تنها راه حل بسیاری از مسائل پیچیده، فقط روش مونت کارلو است. بعضی از حوزه‌های کاربرد شبیه‌سازی مونت کارلو عبارتند از: فیزیک، پزشکی هسته‌ای، شیمی، زیست شناختی، رایانه و... [۱۷].

۲-۷ کاربردهای روش مونت کارلو

1. طراحی راکتورهای هسته‌ای
2. کرومودینامیک کوانتومی
3. پرتودرمانی سرطان
4. مسئله ترافیک
5. فرضیه سیر تکاملی ستاره‌ها
6. اقتصاد سنجی
7. پیش بینی‌های بازار بورس
8. چاه‌پیمایی

۲-۸ کدهای مونت کارلو

امروزه کدهای مونت کارلوی توانایی نظیر کد MCNP، کد GEANT، کد FLUKA که به آنها کدهای همه منظوره می‌گویند و کدهای اختصاصی از قبیل O5S، Scinful، برای شبیه‌سازی مسائل مربوط به ترابرد تابش‌ها در دسترس است.

۲-۹ آشنایی با کد MCNP

در سال ۱۹۶۳ کد MCS برای ترابرد تابش و حل مسائل محدودی بدون نیاز به حل تحلیلی اجرا شد. در سال ۱۹۶۵ کد MCN برای ترابرد ذرات نوترون در سه بعد توسعه یافت و در سال ۱۹۷۳ با ادغام دو کد MCG که برای ترابرد ذرات گامای پرنرژی بکار می‌رود و کد MCN، نخستین کد ترابرد نوترون و گاما بوجود آمد MCNG.

با ترکیب دو کد MCN و MCP در سال ۱۹۷۷، کد MCNP کدی همه منظوره برای ترابرد نوترون و گاما به صورت آمیخته به وجود آمد. در سالهای بعد، نخستین نسخه تحت UNIX، MCNP4 در سال ۱۹۹۰ که نسخه‌ای N ذره‌ای است و توانایی ترابرد الکترون با کد ITS و ترابرد نوترون حرارتی با مدل S(a,b) را دارد به وجود آمد و با ارتقای آن در سال ۱۹۹۳ نسخه MCNP4A و در سال ۱۹۹۷ نسخه MCNP4B و در سال ۲۰۰۰ نسخه MCNP4C با مشخصات زیر ارتقا یافت.

کلان سطوح، ایجاد مش برای اهمیت‌ها، ارتقای محاسبات اختلالی، ارتقای ترابرد الکترون، ارتقای رسم کننده، تالی‌های تجمعی، ارتقای محاسبات موازی و در سال ۲۰۰۳ نسخه جدید MCNP5 و MCNPX وارد بازار شد [۱۷ و ۱۸].

۲-۱۰ کاربردهای کد MCNP

۱. محاسبات بحرانی راکتور
۲. محاسبات موازی‌سازی و دزسنجی
۳. محاسبات چاه پیمایی هسته‌ای
۴. محاسبات پرتودرمانی
۵. شبیه‌سازی سیستم‌های آشکارسازی
۶. محاسبات آسیب پرتو

7. محاسبات مصرف سوخت 8. محاسبات فعال سازی نوترونی و سایر موارد

۲-۱۱ رویکرد ورودی - پردازش - خروجی

انتخاب الگوی مناسب: Modeling

ترجمه به زبان کد: Pre-Processing

شبیه سازی با کد: Processing

استخراج و تحلیل نتایج: Post- Processing

۲-۱۲ ساختار کد MCNP-4C

کد MCNP-4C از سه قسمت عمده Surface card، Cell card و Data card تشکیل شده است. در قسمت Surface card اطلاعات مربوط به هندسه سیستم (صفحه، کره، استوانه و . . .) و در قسمت Cell card سلول هایی که سیستم از آن تشکیل شده تعریف می شود. هر فضای محدودی که توسط ماده مشخصی پر شود را سلول می گویند. هر سلول می تواند از چندین سطوح تشکیل شده و با سطوح اطرافش بسته به نوع سیستم تعریف می شود. قسمت اصلی برنامه که Data Card می باشد خود به چندین بخش تقسیم می شود. Material Card که در آن عناصر سازنده سیستم تعریف می شود. SDEF card که اطلاعات مربوط به چشمه می باشد و در آن موقعیت چشمه، انرژی و توزیع زاویه ای و مکانی و زاویه ای چشمه تعریف می شود و همچنین دو قسمت Mode card و Tally card که در قسمت Mode card به بررسی این می پردازد که چه نوع ذره ای را مورد ترابرد و رهگیری قرار دهد که این ذره می تواند فوتون، الکترون و نوترون باشد که به صورت مستقل و یا به صورت توأم به کار می رود. قسمت Tally card خروجی را به ما می دهد که می تواند این خروجی جریان، شار سطحی و حجمی و انرژی جذب شده و دیگر پارامترها باشد. دیگر پارامترهایی که در برنامه مورد نیاز باشد نیز در این قسمت تعریف می شود [۱۷].

۲-۱۳ تخمین خطا در کد MCNP-4C

در یک فرآیند اندازه‌گیری مثلاً تعیین انرژی فوتون به دلیل افت و خیزهای آماری پدیده‌های فیزیکی به وقوع پیوسته، مقادیر عددی به دست آمده همواره با یک عدم قطعیت کاهش ناپذیر همراه هستند.

تخمین ارتباط خطا در کد MCNP تعریف می‌شود با: $R = \frac{S_x}{x}$

$$E(x) = \int x f(x) dx \quad (2-2)$$

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (3-2)$$

$$\sigma^2 = \int (x - E(x))^2 f(x) dx = E(x^2) - (E(x))^2 \quad (4-2)$$

و انحراف معیار تعریف می‌شود با ریشه مربعی متغیر σ

$$S^2 = \sum_{i=1}^N \frac{(x_i - \bar{x})^2}{N-1} \approx \overline{x^2} - \bar{x}^2 \quad (5-2)$$

$$\overline{x^2} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2 \quad (6-2)$$

$$S_{\bar{x}}^2 = \frac{S^2}{N} \quad (7-2)$$

با کاهش S (کاهش واریانس) و بزرگ کردن N می‌توان خطای آماری را کاهش داد [۱۸].

در این کد درجه اهمیت خطا به این صورت می‌باشد.

بی معنی 0.5 تا 1

بی تأثیر 0.2 تا 0.5

مشکوک 0.1 تا 0.2

قابل اطمینان بجز برای آشکارساز نقطه‌ای > 0.1

قابل اطمینان برای همه > 0.05

۳

فصل سوم:

شبیه‌سازی چندین بافت

و

نتایج حاصل از شبیه‌سازی

۳-۱ مقدمه

با توجه به اهمیت پرتوگیری بر روی موجودات زنده به ویژه انسانهایی که به دلایلی از قبیل تشخیص سرطان، درمان سرطان یا کلیه پرتوکاران که در معرض پرتوگیری هستند، به دست آوردن مقدار انرژی جذب شده در بافت انسان حائز اهمیت است. این مقدار انرژی جذب شده به عوامل زیادی بستگی دارد که برای اندازه‌گیری و دقت و صحت دز رسیده به بافت انسان از روش مونت کارلو استفاده می‌کنند. تاکنون در کارهای مختلفی به ارزیابی توزیع دز به روش مونت کارلو پرداخته شده است. با توجه به کلیت روش مونت کارلو و شبیه‌سازی ظاهری رویدادها، میدان‌های تابشی می‌تواند یکنواخت، موازی یا تک انرژی و... باشند. ماده هدف می‌تواند دارای هر شکل هندسی یا ترکیب اتمی دلخواه باشد. داده‌های توصیف کننده انرژی و سطح مقطع‌های زاویه‌ای را می‌توان با هر درجه دقت مطلوب به برنامه رایانه‌ای وارد کرد. به طور کلی هر قدر که برنامه از پیچیدگی بیشتری برخوردار باشد و داده‌های ورودی و خروجی در برگیرنده جزئیات بیشتر باشند، زمان اجرای برنامه طولانی‌تر می‌شود و هر چقدر تعداد زیادی از ذرات شمارده شود بر دقت نتایج آماری افزوده می‌شود [۴۱-۲۰]. با توجه به این مطالب در این فصل اقدام به نوشتن کد شبیه‌سازی شده برای فانتوم‌های مختلف بدن انسان شده است. در ابتدا با انجام شبیه‌سازی به بررسی دز-عمقی و توزیع زاویه‌ای آن در هر یک از بافت‌ها و سپس اقدام به بررسی اثر ابعاد در هر یک از فانتوم‌های شبیه‌سازی شده پرداخته‌ایم و در نهایت با کنار هم قرار دادن نتایج حاصل از هر یک از بافت‌ها، به مقایسه بین درصد دز-عمقی و توزیع زاویه‌ای آن در بافت‌های مختلف شده است.

۳-۲ بافت نرم

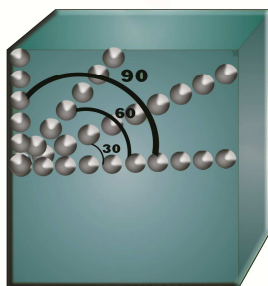
۳-۲-۱ شبیه‌سازی فانتوم بافت نرم

در این پژوهش از کد MCNP4C که توانایی بررسی و رهگیری پرتوهای نوترونی، الکترونی و فوتونی، الکترون‌های ناشی از فوتون، فوتون‌های ناشی از نوترون و الکترون را دارا می‌باشد، استفاده کرده‌ایم. لازمه استفاده از این کد یک فایل ورودی است که در آن جزئیات مربوط به هندسه مسأله، ویژگی‌های چشمه، خصوصیات عناصر مورد استفاده در ساخت قطعات و محیط‌هایی که در مسیر عبور پرتو قرار می‌گیرند و نیز خواسته‌ها به صورت دقیق تعریف و تعیین شوند. این کد توانایی شبیه‌سازی انواع هندسه‌های سه‌بعدی را دارا بوده و با استفاده از آن می‌توان میزان شار، جریان، دز جذبی و برخی پارامترهای دیگر را در هر سطح یا حجم محاسبه نمود [۲۶-۱۹]. برای پیاده‌سازی هندسه مسأله، فانتوم بافت نرم بدن انسان را به صورت مکعبی به ضلع 100 cm در نظر گرفته‌ایم. این ابعاد را با توجه به پویش آزاد میانگین در نظر گرفته‌ایم چون در ادامه می‌خواهیم اثر ابعاد را بررسی کنیم. با در نظر گرفتن سلول‌های کروی شکل به شعاع 0.5 cm در فواصل 5 cm از یکدیگر در سرتاسر فانتوم بافت نرم در راستای گسیل باریکه دز عمقی و در زوایای 30، 60 و 90 درجه نسبت به راستای گسیل باریکه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی با تالی F6 و با خطای کمتر از 0.05 در راستای گسیل باریکه و 0.1 در زوایا، مورد بررسی قرار گرفت. باریکه موازی گاما از مرکز یک سطح مکعب به مرکز مکعب گسیل شده است. انرژی پرتوی گاما از 0.025-50 MeV در نظر گرفته شده است. برای بررسی نقش ابعاد در توزیع زاویه‌ای دز-عمقی با کاهش ابعاد به اندازه‌های 60، 20، 10 و 7 سانتیمتر و در نظر گرفتن سلول‌های کروی شکل به شعاع 0.5 cm در فواصل 2 cm از یکدیگر به بررسی نقش ابعاد ماده در 3 انرژی 0.05 MeV، 1، 15 پرداخته شده است.

ترکیب اتمی و درصد وزنی مواد تشکیل دهنده بافت نرم با چگالی 1.04 g.cm^{-3} در جدول ۱-۳ درج شده است [۵ و ۴۱]. شکل ۱-۳ نیز طرحوار فانتوم بافت نرم با ابعاد $100 \times 100 \times 100$ سانتی متر مکعب را نمایش می‌دهد.

جدول ۱-۳: ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت نرم با چگالی 1.04 g.cm^{-3} [۵ و ۴۱].

نام عنصر	درصد وزنی در بافت	نام عنصر	درصد وزنی در بافت
هیدروژن	10.454	گوگرد	0.204
کربن	22.63	کلر	0.133
نیتروژن	2.49	پتاسیم	0.208
اکسیژن	63.52	کلسیم	0.024
سدیم	0.112	آهن	0.005
منیزیم	0.013	روی	0.003
سیلیسیم	0.03	روبییدیم	0.001
فسفر	0.134	زیرکونیم	0.001

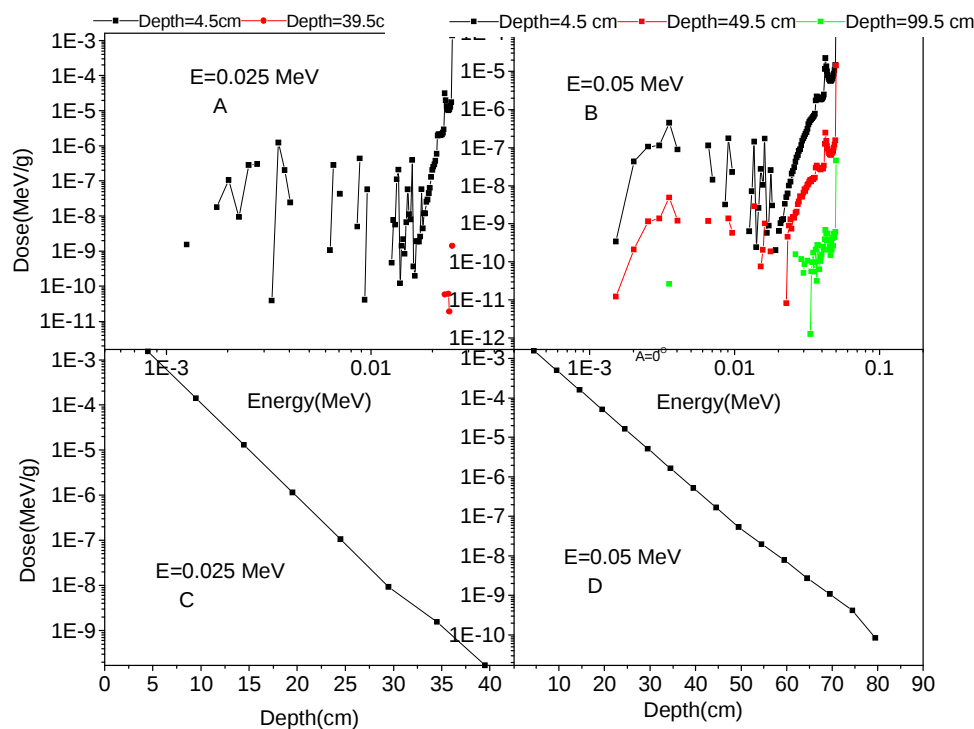


شکل ۱-۳: طرحوار فانتوم بافت نرم و توزیع زاویه‌ای آن

۲-۲-۳ بررسی دز-عمقی در فانتوم بافت نرم

برای بررسی دز-عمقی در بافت نرم، بعد از شبیه‌سازی فانتوم مکعبی شکل بافت نرم با ضلع 100 cm برای محاسبات دز در نقاط مختلف بافت، سلول‌های کروی شکل با شعاع 0.5 cm را از عمق 4.5 cm تا عمق 99.5 cm در فاصله 5 cm از یکدیگر در نظر گرفته‌ایم و دز را در هر یک از آنها محاسبه کرده-ایم (استفاده از کره‌های کوچک برای محاسبه دز عمقی مرسوم است [۴، ۲۶ و ۳۴]). شکل‌های زیر

نمودار مربوط به دز را در چند عمق متفاوت از بافت نرم و نمودار دز-عمقی را بر حسب فاصله برای پرتوهای گاما با انرژی 0.025 MeV، 0.05، 0.5، 1، 2، 5، 10، 15، 25 و 50 مشاهده می‌کنیم.



شکل ۳-۲ (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت نرم با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.025 MeV و 0.05 MeV (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت نرم با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.025 و 0.05

پرتوهای ایکس و گاما را می‌توان به عنوان امواج الکترومغناطیسی در نظر گرفت یا به صورت ذراتی به نام فوتون. فوتون ذره‌ای با جرم سکون صفر و بار صفر که با سرعت نور حرکت می‌کند و دارای انرژی $E = h\nu$ است. فوتون‌ها توسط الکترون‌هایی آشکارسازی می‌شوند که بر اثر برهم‌کنش خود فوتون‌ها با عناصر سازنده بافت تولید می‌شوند. برای توجیه نمودارها باید ببینیم که فوتون‌ها با عناصر سازنده بافت از طریق کدام یک از فرآیندهای فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج برهم‌کنش می‌کنند و انرژی‌شان را چگونه از دست می‌دهند.

زمانیکه انرژی گامای فرودی 25 keV است، فوتون می‌تواند از طریق اثر فوتوالکتریک و کامپتون

برهم‌کنش کند. احتمال اندرکنش غالب پرتوی گاما در این انرژی، دارای نسبت $\frac{\tau}{\mu} = 0.59$ و

$\frac{\sigma}{\mu} = 0.40$ است. کسر بزرگتری از ذرات، برهم‌کنش فوتوالکتریک انجام می‌دهند. زمانی که

فوتوالکتریک رخ دهد، فوتون ناپدید می‌شود و یک الکترون با انرژی $(E - B)$ (B انرژی بستگی

الکترون است) ظاهر می‌شود. برد الکترون آنقدر کوتاه است که می‌توان با اطمینان فرض کرد همه

انرژی الکترون در سلول ذخیره می‌شود. با توجه به اینکه ابعاد سلول کوچک است ممکن است

الکترون از سلول فرار کند که احتمال رخ دادن آن کم است. چون جنس سلول با ماده یکی است

(چگالی یکسان) فوتون انرژی‌اش را به طور یکسان از دست می‌دهد و اندرکنش در نزدیک سطح

سلول یا دیواره رخ می‌دهد. انرژی E ذخیره می‌شود و B می‌ماند که به صورت پرتوی X ظاهر می‌-

شود. پرتوی X انرژی‌اش از مرتبه keV است و دوباره فوتوالکتریک برایش اتفاق می‌افتد. بدین ترتیب

تمام انرژی فوتون در سلول ذخیره می‌شود. بدین ترتیب ذراتی که برهم‌کنش فوتوالکتریک انجام داده-

اند در قله اصلی طیف که همان قله تمام انرژی است ثبت می‌شوند. احتمال رخدادن پراکندگی

کامپتون در انرژی 25 keV، 40٪ است. زمانیکه کامپتون رخ می‌دهد کسری از انرژی فوتون به

الکترون داده می‌شود. گامای پراکنده‌ای وجود دارد که انرژی را با خود می‌برد. برهم‌کنش کامپتون در

اینجا در نزدیکی سطح سلول کروی رخ می‌دهد، الکترون فرار می‌کند و فوتون پراکنده در سلول

ذخیره می‌شود و قله‌ای را همخوان با انرژی که از معادله $E_{\gamma'} = E_{\gamma}(1 + 2E_{\gamma}/mc^2)^{-1}$ بدست می‌-

آید، تولید می‌کند. این قله همانند قله پس پراکندگی در آشکارسازها است. بدین ترتیب بخش

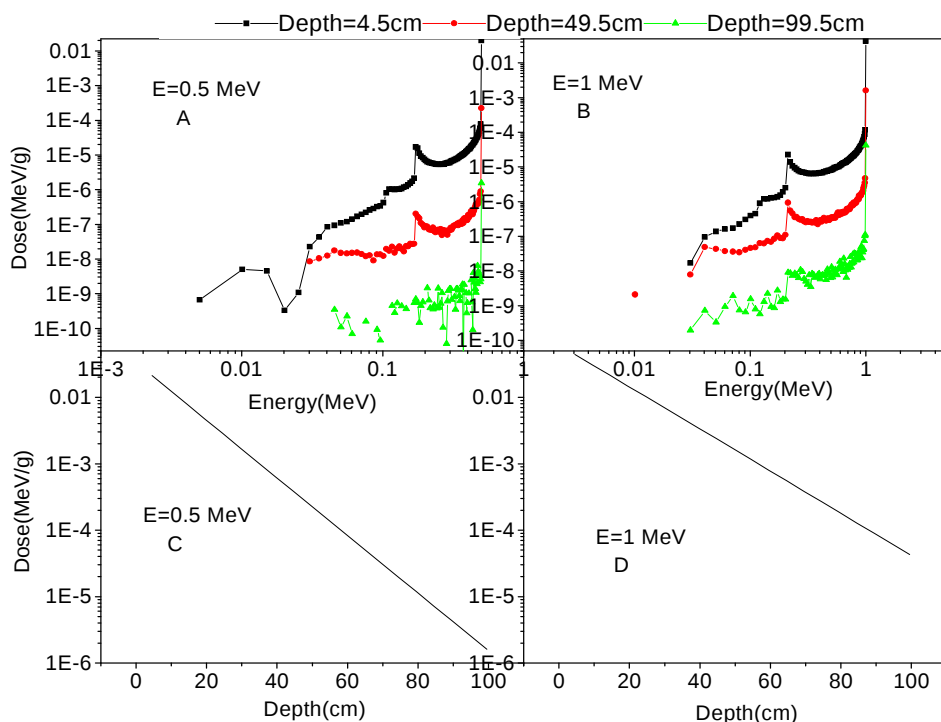
پیوستار کامپتون در این انرژی کمتر از ذراتی است که در قله تمام انرژی ثبت می‌شود. در نمودار

مشاهده می‌کنیم که در انرژی‌های پایین احتمال نفوذ فوتون به درون ماده صفر است. همچنین

نوسانات زیادی دیده می‌شود. علت آن این است که انرژی در حدی نیست که یک فوتون بتواند درون

ماده نفوذ کند و مسافتی را در آنجا طی کند. تعداد فوتون‌های گسیل شده در انرژی‌های پایین کم

است و فوتون‌های کمتری شمارش می‌شود و خطای اندازه‌گیری بالاست. همچنین با افزایش عمق شدت فوتون‌های گسیلی کاهش می‌یابد بنابراین میزان دز جذب شده کاهش می‌یابد. همچنانکه می‌بینیم در عمق 39.5 cm دز جذب شده نسبت به عمق 4.5 cm کاهش یافته است و در عمق‌های بالاتر به صفر می‌رسد. در انرژی 0.05 MeV احتمال رخدادن پدیده فوتوالکتریک کاهش می‌یابد و در مقابل احتمال پراکندگی کامپتون افزایش می‌یابد. نسبت $\frac{\tau}{\mu} = 0.126$ و $\frac{\sigma}{\mu} = 0.87$ است، کسر بزرگتری از ذرات برهم‌کنش کامپتون انجام می‌دهند و پیوستار کامپتون را تشکیل می‌دهند. فقط 12.6٪ از آن در تشکیل قله تمام انرژی نقش دارند. در انرژی 0.042 MeV قله‌ای مشاهده می‌شود که همخوان با انرژی $E_{\gamma'} = E_{\gamma}(1 + 2E_{\gamma}/mc^2)^{-1}$ است. چون پراکندگی کامپتون در نزدیکی سطح سلول کروی رخ می‌دهد الکترون فرار می‌کند و فوتون پراکنده در سلول ذخیره می‌شود.



شکل ۳-۳ (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت نرم با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.5 MeV و 1. (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت نرم با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.5 MeV و 1.

برای پرتوهای گاما با انرژی 0.5 MeV و 1 نیز اثر فوتوالکتریک و کامپتون می‌تواند اتفاق بیافتد. با

توجه به احتمال غالب برهم‌کنش پرتوی گاما در انرژی 0.5 MeV که برابر با $\frac{\tau}{\mu} = 1.93 \times 10^{-4}$ و

$\frac{\sigma}{\mu} = 0.99$ است، کسر بسیار بزرگتری از ذرات از طریق پراکندگی کامپتون برهم‌کنش انجام می‌دهند.

با افزایش انرژی این نسبت بزرگتر می‌شود و اثر فوتوالکتریک کاهش می‌یابد تا اینکه در انرژی MeV

1 این نسبت‌ها به $\frac{\tau}{\mu} = 5.19 \times 10^{-5}$ و $\frac{\sigma}{\mu} = 1$ می‌رسد. بنابراین بخش وسیعی از طیف را در این

دو انرژی پیوستار کامپتون تشکیل می‌دهد.

در انرژی معادل انرژی $E_{\gamma'} = E_{\gamma}(1 + 2E_{\gamma}/mc^2)^{-1}$ در هر دو انرژی 0.5 MeV و 1 افزایش قابل

توجه در دز مشاهده می‌شود. چون پراکندگی کامپتون در نزدیکی سطح سلول کروی رخ می‌دهد،

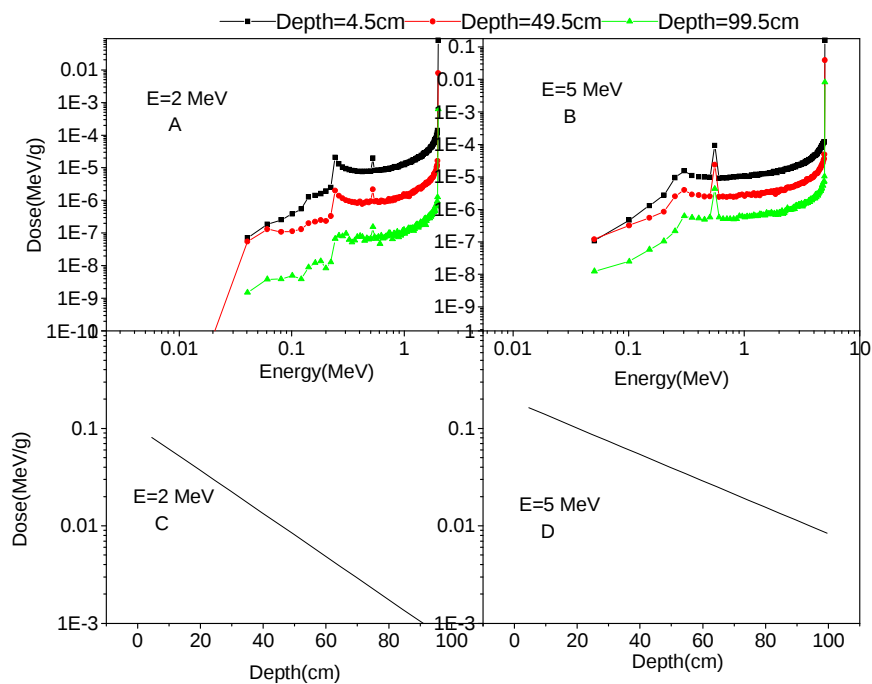
الکترون فرار می‌کند و فوتون پراکنده در سلول ذخیره می‌شود و قله‌ای را در انرژی 0.17 MeV برای

گامای 0.5 MeV و 0.203 برای گامای 1 MeV مشاهده می‌کنیم. اثر فوتوالکتریک نیز اتفاق می‌افتد

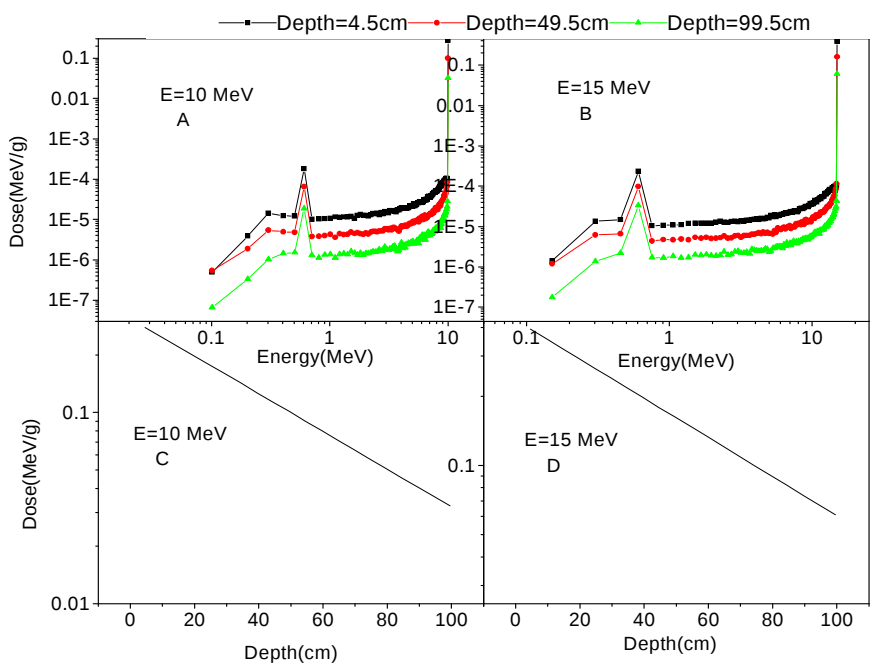
که با رخدادن فوتوالکتریک تمام انرژی گامای فرودی در سلول ذخیره می‌شود و در تشکیل قله تمام

انرژی نقش دارد. اما احتمال رخداد فوتوالکتریک خیلی کم است. قسمت عمده‌ای از قله را در انرژی

معادل با کل انرژی، فوتون‌هایی تشکیل می‌دهند که بدون اندرکنش ضخامت بافت نرم را طی کرده‌اند.



شکل ۳-۴ (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت نرم با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 2 و 5 MeV (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت نرم با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 2 و 5.



شکل ۳-۵ (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت نرم با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 10 و 15 MeV (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت نرم با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 10 و 15.

وقتی انرژی از آستانه تولید زوج بیشتر باشد، یعنی در $E > 1.022 \text{ MeV}$ علاوه بر اثر فوتوالکتریک و کامپتون، برهم‌کنش تولید زوج هم ممکن است اتفاق بیافتد. در تولید زوج، فوتون ناپدید می‌شود و یک زوج الکترون-پوزیترون تولید می‌شود. در انرژی 2 MeV احتمال رخدادن هر برهم-

کنش $\frac{\tau}{\mu} = 2.1411 \times 10^{-5}$, $\frac{\sigma}{\mu} = 0.99$, $\frac{\kappa}{\mu} = 0.00757$ است. با افزایش انرژی دز جذب

شده افزایش می‌یابد تا اینکه در انرژی معادل با انرژی $E_{\gamma'} = E_{\gamma}(1 + 2E_{\gamma}/mc^2)^{-1}$ در 0.23 MeV افزایش قابل توجه در دز عمقی به علت پراکندگی کامپتون است که در نزدیکی سطح سلول کروی رخ می‌دهد و در نتیجه آن، الکترون فرار می‌کند و فوتون پراکنده در سلول ذخیره می‌شود. در 0.511 MeV قله‌ای مشاهده می‌شود که چون پدیده نابودی در لبه سلول کروی با شعاع 0.5 cm رخ می‌دهد تنها یک فوتون وارد سلول می‌شود و قله‌ای با ارتفاع 0.511 MeV را تولید می‌کند. همچنین در انرژی معادل با کل انرژی، قله‌ای که ایجاد شده علاوه بر رخدادن پدیده فوتوالکتریک (تمام انرژی ثبت می‌شود) ناشی از فوتون‌هایی است که بدون اندرکنش ضخامت بافت را طی کرده‌اند. در انرژی 5 MeV

احتمال $\frac{\tau}{\mu} = 1.017 \times 10^{-5}$, $\frac{\sigma}{\mu} = 0.919$, $\frac{\kappa}{\mu} = 0.077$ است. در این انرژی احتمال

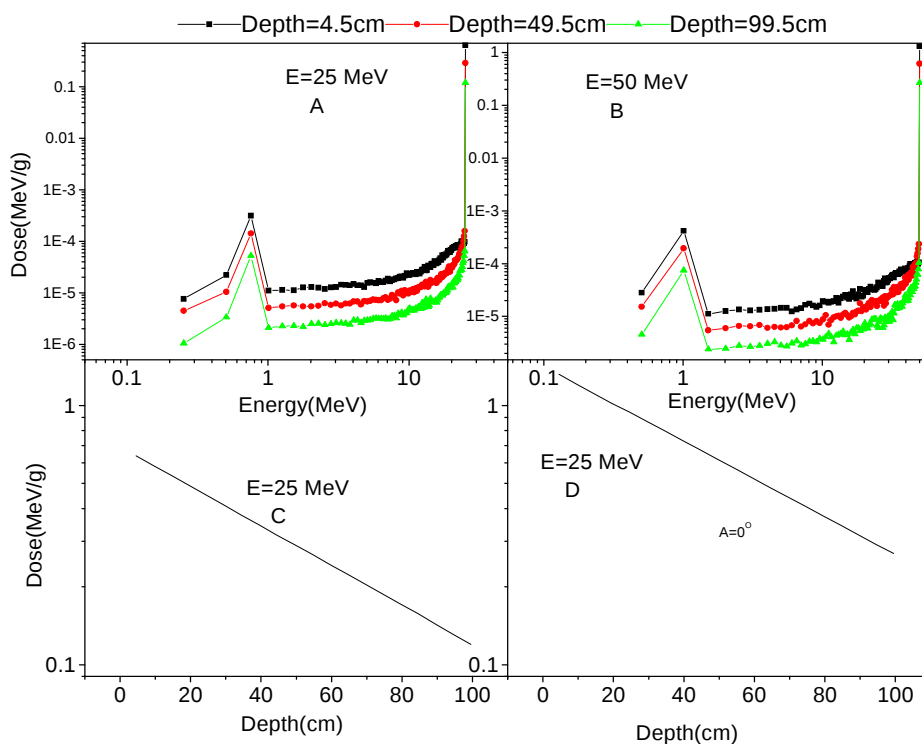
رخدادن هر سه برهم‌کنش وجود دارد که پدیده غالب کامپتون است. بخش وسیعی از طیف را پیوستار کامپتون تشکیل داده است. چون پدیده نابودی در لبه سلول کروی با شعاع 0.5 cm رخ می‌دهد تنها یک فوتون وارد سلول می‌شود و قله‌ای با ارتفاع 0.511 MeV را تولید می‌کند. در انرژی معادل با کل انرژی قله‌ای که ایجاد شده است، ناشی از فوتون‌هایی است که بدون اندرکنش ضخامت بافت را طی کرده‌اند.

در انرژی 10 MeV و 15 MeV احتمال برهم‌کنش هر سه پدیده فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج وجود

دارد. نسبت این احتمال‌ها برای پرتوی گاما 10 MeV و 15 MeV به ترتیب

$$\frac{\tau}{\mu} = 4.58 \times 10^{-6}, \frac{\sigma}{\mu} = 0.66, \frac{\kappa}{\mu} = 0.306 \text{ و } \frac{\tau}{\mu} = 6.21 \times 10^{-6}, \frac{\sigma}{\mu} = 0.77, \frac{\kappa}{\mu} = 0.204$$

است. با افزایش انرژی احتمال رخداد کامپتون کاهش و در مقابل احتمال تولید زوج افزایش می‌یابد. در هر دو انرژی در انرژی 0.511 MeV افزایش قابل توجه در دز، ناشی از پدیده تولید زوج است. چون پدیده نابودی در لبه سلول کروی رخ می‌دهد تنها یک فوتون وارد سلول می‌شود و قله‌ای با ارتفاع 0.511 MeV را ایجاد می‌کند. در انرژی معادل با کل انرژی قله‌ای ایجاد شده که علاوه بر رخدادن فوتوالکتریک که در آن تمام انرژی در قله اصلی ثبت می‌شود، ناشی از فوتون‌هایی است که بدون اندرکنش ضخامت بافت را طی کرده‌اند.



شکل ۳-۶ (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق از بافت نرم با ابعاد 100 برای پرتوی گاما با انرژی 25 MeV و 50. (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت نرم با ابعاد 100 برای پرتوی گاما با انرژی 25 و 50.

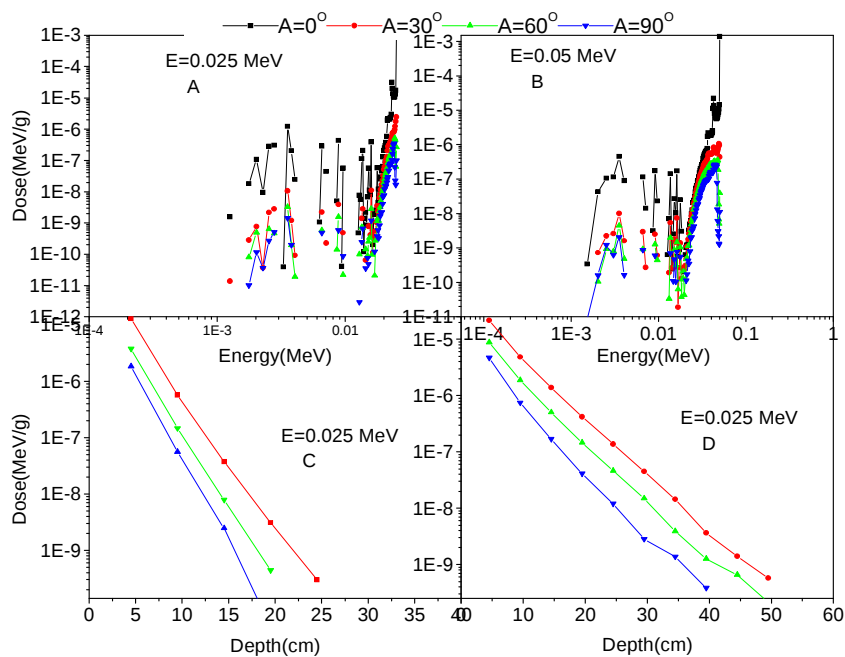
تا انرژی 25 MeV پراکندگی کامپتون همچنان به عنوان فرآیند برتر خودنمایی می‌کند. تا اینکه از انرژی 25 MeV به بعد این فرآیند کاهش می‌یابد و پدیده تولید زوج کم کم نقش غالب را در بافت نرم ایفا می‌کند.

احتمال رخدادن هر یک از این فرآیندها برابر با $\frac{\tau}{\mu} = 2.7E - 6$, $\frac{\sigma}{\mu} = 0.50$, $\frac{\kappa}{\mu} = 0.46$ است. در انرژی 50 MeV برابر با $\frac{\tau}{\mu} = 1.53E - 6$, $\frac{\sigma}{\mu} = 0.30$, $\frac{\kappa}{\mu} = 0.61$ است. در انرژی 50 MeV تولید زوج بیشترین نقش را دارد. با رخدادن پدیده تولید زوج در هر دو انرژی (چون پدیده نابودی در لبه سلول کروی رخ می‌دهد) تنها یکی از فوتونها وارد سلول می‌شود و انرژی‌اش را که برابر با MeV 0.511 است در سلول بجا می‌گذارد. چون بازه انرژی به 100 قسمت تقسیم شده است، قله‌ای که باید در 0.511 MeV مشاهده شود در انرژی 0.75 MeV برای گامای 25 MeV و 1.01 MeV برای گامای 50 MeV ثبت می‌شود. فوتون‌هایی که بدون انجام هیچ برهم‌کنشی ضخامت بافت نرم را طی می‌کنند در قله اصلی طیف که معادل با کل انرژی است ثبت می‌شوند. در همه نمودارهای (D و C) این بخش با افزایش عمق دز جذب شده کاهش می‌یابد. وقتی فوتونی با انرژی اولیه گسیل می‌شود در عمق‌های کمتر، انرژی بیشتری جذب می‌شود و فوتون تا رسیدن به عمق‌های بالاتر مقداری از انرژی خود را از دست می‌دهد و میزان انرژی جذب شده در عمق بالا نیز کاهش می‌یابد. بنابراین با افزایش عمق بافت، دز-عمقی کاهش می‌یابد. از طرفی با توجه به معادله $I = I_0 e^{-\mu x}$ شدت پرتو با افزایش ضخامت بافت به صورت نمایی کاهش می‌یابد که این نتیجه در تمامی نمودارها قابل مشاهده است.

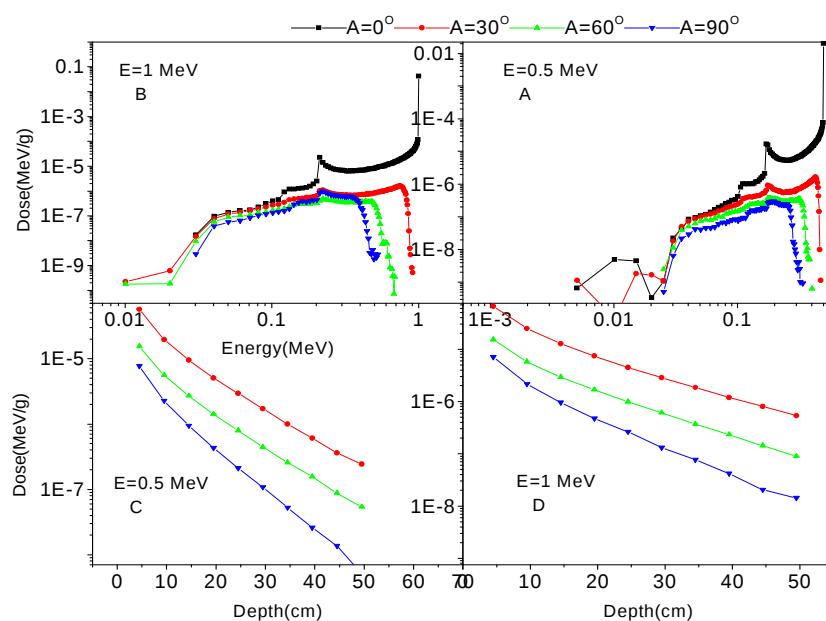
۳-۲-۳ بررسی توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در فانتوم بافت نرم

امروزه در پزشکی هسته‌ای و خصوصاً در پرتودرمانی برای درمان بیماران سرطانی از پرتوهای گاما استفاده می‌شود. هدف عمده در پرتودرمانی رساندن حداکثر دز به بافت‌های سرطانی و حداقل دز به بافت‌های سالم است. زمانیکه پرتوی گاما گسیل می‌شود، علاوه بر راستای گسیل باریکه، مقداری

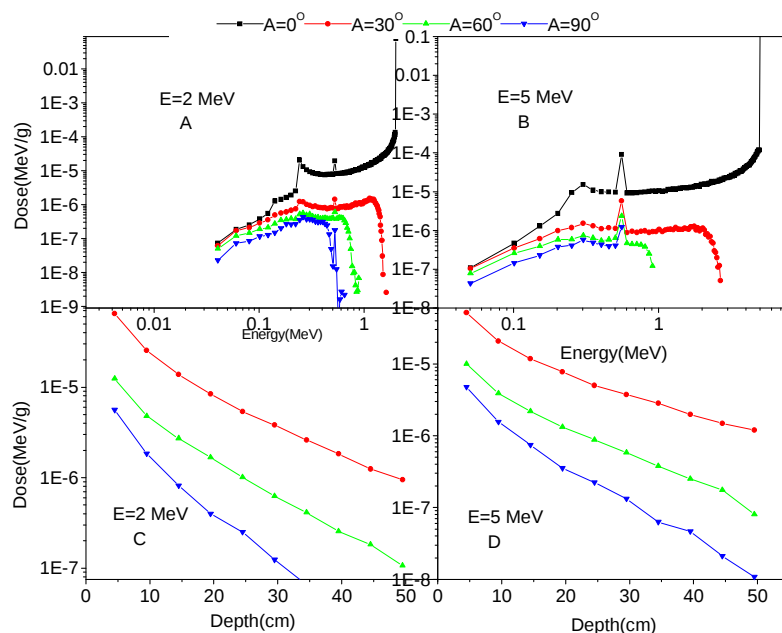
انرژی به بافت‌های مجاور منتقل می‌شود. بنابراین شناخت دقیق توزیع دز و توزیع زاویه‌ای دز-عمقی پرتوهای گاما به منظور طراحی درمان از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. در اینجا با در نظر گرفتن سلول‌های کروی با شعاع 0.5 cm در زوایای 30، 60 و 90 درجه نسبت به راستای گسیل باریکه به بررسی توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در این بافت پرداخته‌ایم.



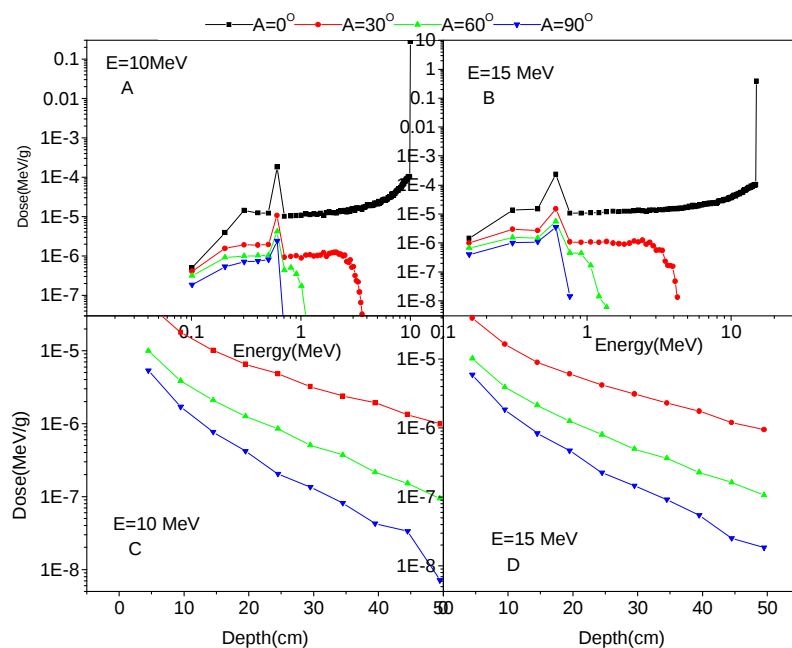
شکل ۳-۷ (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0، 30، 60، 90 و در عمق 4.5 cm بافت نرم برای باریکه گاما با انرژی 0.025 MeV و 0.05 MeV. (C و D) نمودار دز عمقی بر حسب عمق در سه زاویه 60، 90، 30 گامای فرودی در انرژی 0.025 MeV و 0.05 MeV.



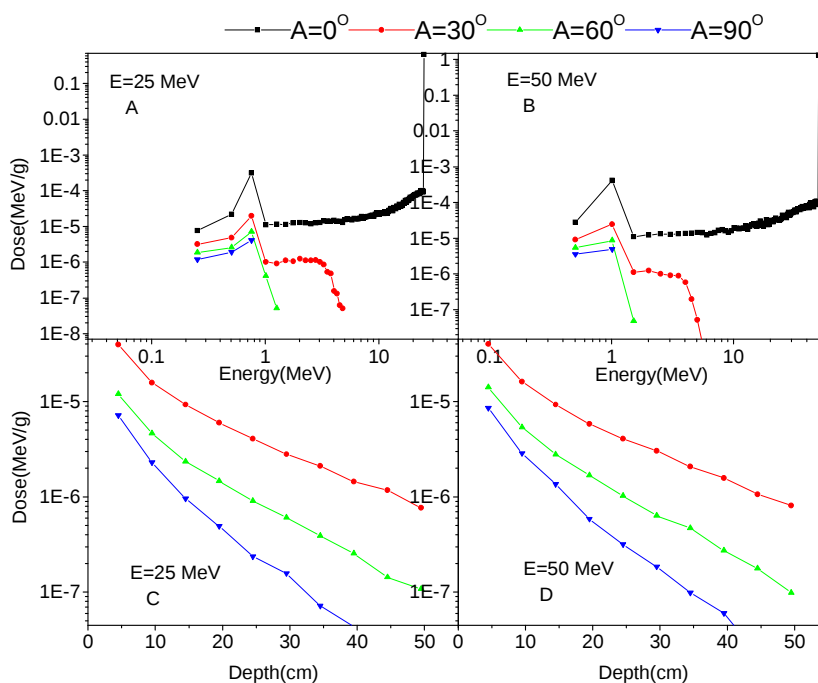
شکل ۳-۸ (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0، 30، 60، 90 درجه در عمق 4.5 cm بافت نرم برای باریکه گاما با انرژی 0.5 MeV و 1. (C و D) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 30، 60، 90 گامای فرودی در انرژی 0.5 MeV و 1.



شکل ۳-۹ (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0، 30، 60، 90 درجه در عمق 4.5 cm بافت نرم برای باریکه گاما با انرژی 2 MeV و 5. (C و D) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 30، 60، 90 گامای فرودی در انرژی 2 MeV و 5.



شکل ۳-۱۰ (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0° و 30° و 60° و 90° در عمق 4.5 cm بافت نرم برای باریکه گاما با انرژی 10 MeV و 15 MeV. (C و D) نمودار دز عمقی بر حسب عمق در سه زاویه 30° ، 60° و 90° گامای فرودی در انرژی 10 MeV و 15 MeV.



شکل ۳-۱۱ (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0° و 30° و 60° و 90° در عمق 4.5 cm بافت نرم برای باریکه گاما با انرژی 25 MeV و 50 MeV. (C و D) نمودار دز عمقی بر حسب عمق در سه زاویه 30° ، 60° و 90° گامای فرودی در انرژی 25 MeV و 50 MeV.

باریکه‌ای موازی از پرتوی گاما با انرژی ثابت بر بافت فرود می‌آید. ابعاد بافت در مقایسه با پویش آزاد میانگین فوتون‌های فرودی و ثانویه زیاد است. بنابراین پراکندگی چندگانه فوتون‌ها قابل ملاحظه است. همچنین تمام فوتون‌های تابش ترمزی و فلوئورسانی درون بافت برهم‌کنش می‌کنند. در این صورت فوتون‌های اولیه‌ای که با انرژی ثابت گسیل می‌شوند، در اثر پراکندگی فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج تضعیف می‌شوند. وقتی پراکندگی کامپتون اتفاق می‌افتد، فوتون‌ها ناپدید نمی‌شوند بلکه راستای حرکت و انرژی‌شان تغییر می‌کند. فوتون‌ها یا الکترون‌های ثانویه که تولید می‌شوند به نقاط دیگر بافت غیر از نقطه اولیه انتقال می‌یابند و انرژی آنها نیز انتقال پیدا می‌کند که با انرژی اولیه فوتون متفاوت است. چون فوتون تا رسیدن به این نقطه مقداری از انرژی خود را از دست داده است. این انرژی از دست داده شده دارای توزیع متفاوت و آماری است و برای گاما‌های فرودی با انرژی‌های مختلف متفاوت است. بنابر این در تمامی نمودارهای (A و B) مربوط به این قسمت در تمامی زوایای 30، 60 و 90 درجه مشاهده می‌کنیم که با افزایش زاویه حد بالای انرژی رسیده به سلول کاهش می‌یابد. زیرا فوتون اولیه با انرژی اولیه پس از عبور از بافت و انجام برهم‌کنش‌ها تضعیف شده و مقداری از انرژی خود را در اثر برهم‌کنش و پراکندگی از دست می‌دهد. بنابراین با افزایش زاویه که پراکندگی‌ها بیشتر می‌شود از مقدار انرژی جذب شده نیز کاسته می‌شود که در نمودارهای (C و D) میزان این کاهش دیده می‌شود. انرژی فوتون پراکنده از رابطه
$$E_{\gamma'} = \frac{E_{\gamma}}{1 + (1 - \cos \theta)E_{\gamma}/mc^2}$$
 بدست می‌آید. بر طبق این معادله انرژی فوتون پراکنده در زاویه صفر درجه بیشینه است (برابر با انرژی اولیه فوتون فرودی) وقتی که θ از 0 به 180 افزایش می‌یابد. انرژی فوتون پراکنده کم می‌شود تا در $\theta = \pi$ به کمینه مقدار خود می‌رسد (اینکه انرژی فوتون پراکنده در $\theta = 0^\circ$ بیشینه است به این معناست که برخورد رخ نداده است).

فوتون پراکنده می‌تواند در هر جهتی پراکنده شود. وقتی زاویه θ افزایش می‌یابد، ϕ زاویه پس زنی الکترون از 90 به 0 کاهش می‌یابد. بدین ترتیب زاویه ϕ الکترون پس زده شده محبوس به سمت جلو

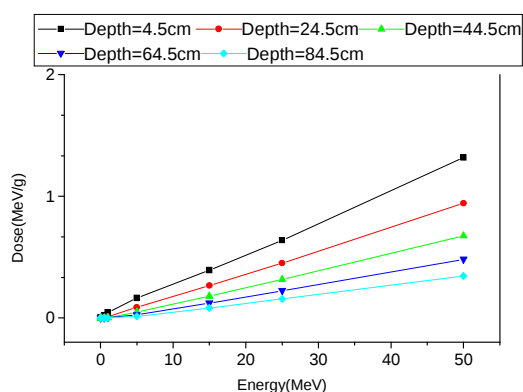
حرکت می‌کند. درحالی‌که فوتون پراکنده می‌تواند در هر جهتی پراکنده شود. این الکترون انرژی فوتون پراکنده را به محیط جذب‌کننده منتقل می‌کند. الکترون کامپتون انرژی‌اش را همانند ذرات β در ماده از دست می‌دهد و در میان فرآورده‌های پرتوگاما یکی از ذرات اصلی یوننده است. مقادیر انرژی فوتون پراکنده در زوایای مختلف در تمامی انرژی‌های مورد بررسی در جدول ۲-۳ درج شده است. با توجه به این جدول و نمودارهای توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در هر انرژی مشاهده می‌کنیم که حد بالای انرژی رسیده به سلول در هر انرژی با نتایج حاصل از نمودار مطابقت دارد.

۳-۲-۴ نقش انرژی در دز-عمقی و توزیع زاویه‌ای دز-عمقی

در قسمت‌های قبلی نمودارهای دز برحسب انرژی در یک عمق و نمودارهای دز برحسب عمق را برای هر یک از انرژی‌های 0.025, 0.05, 0.1, 0.2, 0.5, 1, 2, 5, 10, 15, 25, 50 و همچنین در زوایای 0, 30, 60 و 90 درجه مشاهده کرده‌ایم. در این بخش نمودار دز برحسب انرژی در چندین عمق از بافت نرم و نمودارهای درصد دز-عمقی بر حسب عمق در انرژی‌های مختلف برای هر یک از زوایای 0, 30, 60 و 90 درجه آورده شده است. قابل توجه است که در نمودارهای ۳-۱۳ برای محاسبه درصد دز-عمقی، دز در عمق 4.5 cm از بافت نرم به عنوان مرجع 100 در نظر گرفته شده است و دز در نقاط دیگر نسبت به آن سنجیده شده است.

جدول ۳-۲ مقادیر ماکزیمم انرژی فوتون پراکنده در زوایای 0, 30, 60 و 90 درجه در انرژی‌های مختلف

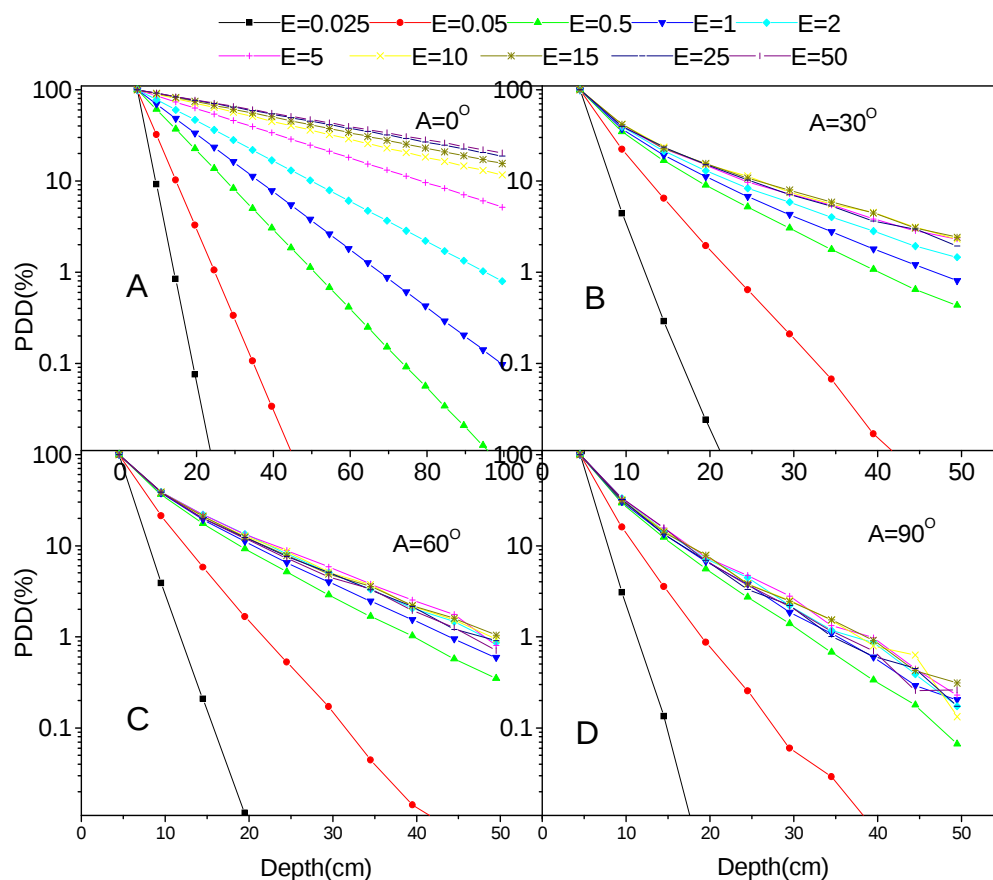
$E_\gamma(\theta = 0^\circ)$	$E_\gamma(\theta = 30^\circ)$	$E_\gamma(\theta = 60^\circ)$	$E_\gamma(\theta = 90^\circ)$
0.025	0.0248	0.0244	0.0233
0.05	0.0493	0.0476	0.0455
0.5	0.442	0.337	0.252
1	0.792	0.5054	0.338
2	1.31	0.677	0.407
5	2.16	0.848	0.4635
10	2.76	0.92	0.486
15	3.04	0.9568	0.4941
25	3.308	0.9818	0.5007
50	3.543	1.0015	0.5058



شکل ۳-۱۲ نمودار دز-عمقی برحسب انرژی را در چندین عمق از فانتوم بافت نرم

در این شکل با افزایش انرژی پرتوی گاما، دز-عمقی، در عمق‌های متفاوت از بافت نرم تقریباً به صورت خطی افزایش می‌یابد. شیب نمودار در عمق 4.5 cm بیشتر از شیب نمودار در عمق 24.5 cm و... است، یعنی با افزایش عمق شیب نمودار کمتر می‌شود.

دز به صورت انرژی جذب شده در واحد جرم تعریف می‌شود. همانطور که انتظار داریم با افزایش انرژی دز افزایش می‌یابد. وقتی انرژی زیاد می‌شود تعداد فوتون‌های گسیل شده افزایش می‌یابد و با افزایش انرژی، فوتون‌های گسیلی، قدرت نفوذ بیشتری پیدا می‌کنند. لذا احتمال رخداد پدیده‌های مختلف برای فوتون وجود دارد. بنابراین با افزایش انرژی میزان انرژی که در واحد جرم جذب می‌شود یا همان دز نیز افزایش می‌یابد. طبق رابطه $D = E_{\gamma} \phi \mu / \rho$ مشاهده می‌کنیم که بین انرژی اولیه فوتون و میزان دز جذبی رابطه مستقیم وجود دارد. پس با افزایش انرژی پرتوی گاما میزان انرژی جذب شده در واحد جرم نیز افزایش می‌یابد و شدت پرتو با ضخامت ماده کاهش می‌یابد. هر چه به عمق ماده پیش می‌رویم میزان انرژی کمتر می‌شود و دز نیز کاهش می‌یابد.



شکل ۳-۱۳ مقایسه درصد توزیع زاویه‌ای دز-عمقی برحسب عمق برای بازه انرژی 0.025 – 50 MeV پرتو گامای فرودی در چهار زاویه متفاوت 0، 30، 60 و 90 درجه.

در هر چهار نمودار شکل ۳-۱۳ درصد توزیع زاویه‌ای دز-عمقی، با افزایش عمق، دز جذب شده کاهش می‌یابد. علت آن وابستگی کاهش شار پرتوهای گاما به صورت نمایی می‌باشد. در نتیجه هر چه عمق سلول مورد مطالعه کمتر باشد، دز دریافتی ناشی از این انرژی افزایش می‌یابد.

در نمودار A که در صد دز-عمقی در راستای گسیل باریکه را نمایش می‌دهد، شیب نمودار در انرژی‌های پایین، بیشتر از شیب نمودار در انرژی‌های بالا است. به عبارتی با افزایش انرژی شیب نمودار درصد دز-عمقی کاهش می‌یابد. با توجه به نمودار ضریب تضعیف جرمی در بافت نرم، بین ضرایب تضعیف و انرژی پرتوی گاما رابطه‌ای پیچیده وجود دارد. بنابر این تغییرات شیب نمودارها به ضریب تضعیف ارتباط دارد. با توجه به آن در انرژی‌های پایین مقدار ضریب تضعیف در بافت نرم زیاد است و

با افزایش انرژی به یکباره کاهش می‌یابد. از انرژی 10 MeV به بعد ضریب تضعیف به مقدار بسیار کمی تغییر می‌کند. لذا شیب تغییرات کمتر می‌شود. از طرفی با توجه به رابطه $I = I_0 e^{-\mu x}$ و ثابت بودن تقریبی ضرایب تضعیف جرمی در انرژی‌های 15 MeV، 25 و 50 تغییرات بسیار کمی در درصد دز عمقی مشاهده می‌شود.

با توجه به مقادیر پویش آزاد میانگین در بافت نرم، در این انرژی‌ها که مقادیر آن در هر انرژی از نمودار ۳-۳ استخراج شده و در جدول ۳-۳ درج شده است، با فرض خطی بودن تغییرات بر حسب عمق (با افزایش عمق میزان خطا افزایش می‌یابد) می‌توان گفت: شیب نمودار در انرژی 0.025 MeV، 2.34 برابر شیب نمودار در انرژی 0.05 MeV و 5.005 برابر در انرژی 0.5 MeV، 6.85 برابر انرژی 1 MeV، 9.8 برابر انرژی 2 MeV، 16.025 برابر انرژی 5، 22.01 برابر انرژی 10، 25.29 برابر انرژی 15 MeV، 28.25 برابر انرژی 25 MeV و 29.71 برابر انرژی 50 MeV می‌باشد. همچنین برای دیگر انرژی‌ها به همین صورت قابل توجیح می‌باشد.

در انرژی‌های بالا شیب تغییرات نسبت به انرژی‌های پایین به یکدیگر نزدیک می‌شود. مثلاً در انرژی در انرژی 25 MeV شیب تغییرات فقط 1.05 برابر شیب تغییرات در انرژی 50 MeV است. در حالیکه در انرژی‌های پایین این تغییرات خیلی بیشتر می‌باشد.

جدول ۳-۳ مقادیر پویش آزاد میانگین در بافت نرم در چندین انرژی گامای فرودی

$E(\text{MeV})$	E=0.025	E=0.05	E=0.5	E=1	E=2	E=5	E=10	E=15	E=25	E=50
$\lambda(\text{cm})$	2.00	4.68	10.01	13.7	19.6	32.05	44.02	50.58	56.5	59.42

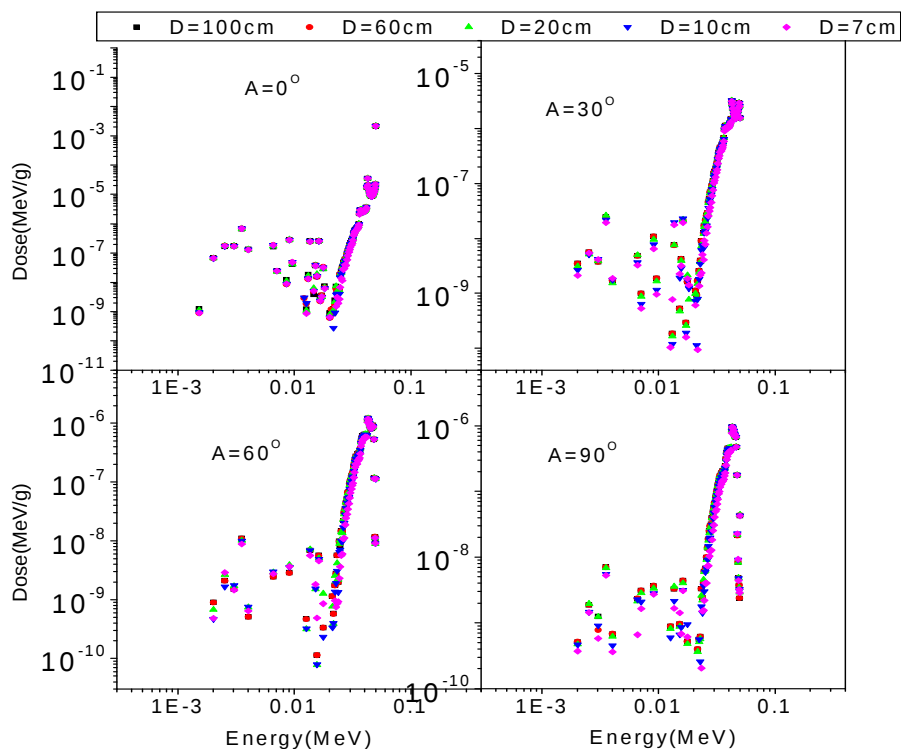
در نمودار B که مربوط به درصد دز-عمقی در زاویه 30 درجه است، مشاهده می‌شود که با افزایش عمق شیب نمودار کاهش می‌یابد. در اینجا نیز شیب تغییرات در انرژی‌های پایین بیشتر از شیب تغییرات در انرژی‌های بالا است. از انرژی 5 MeV به بعد تقریباً شیب هر 5 انرژی 5، 10، 15، 25، 50 به یکدیگر خیلی نزدیک است. علاوه بر این شیب تغییرات در همه انرژی‌ها در زاویه 30 درجه بیشتر از شیب تغییرات در زاویه 0 درجه می‌باشد. چون حد بالای انرژی رسیده به سلول در زاویه 30

درجه در انرژی‌های 0.025 MeV، 0.05، 0.5، 1، 2، 5، 10، 15، 25 و 50 به ترتیب برابر با MeV 0.0248، 0.0493، 0.442، 0.79، 1.31، 2.16، 2.76، 3.04، 3.30 و 3.54 است. هر چه انرژی کمتر باشد شیب تغییرات بیشتر است و دز جذب شده به سرعت تغییر می‌کند. بنابراین شیب تغییرات در انرژی‌های بالاتر به یکدیگر نزدیکتر می‌شود. چون انرژی آنها به یکدیگر نزدیکتر می‌شود. در نمودارهای C و D نیز در زوایای 60 و 90 درجه با افزایش عمق کاهش دز جذب شده را داریم. با افزایش زاویه پراکندگی‌ها بیشتر می‌شود و انرژی رسیده به سلول‌ها کمتر می‌شود. شیب تغییرات در زاویه 90 درجه بیشتر از زاویه 60 درجه و در 60 درجه بیشتر از 30 درجه است. از طرفی چون حد بالای انرژی رسیده به سلول در زاویه 90 درجه خیلی به هم نزدیک می‌شود در نمودار درصد دز-عمقی مشاهده می‌کنیم که در انرژی‌های بالا درصد دز-عمقی با یکدیگر مطابق می‌شوند. بنابراین می‌توان گفت: تأثیر بیولوژیکی پرتوهای ایکس و گامای کم انرژی، بیشتر از پرتوهای پر انرژی است و استفاده گستره‌ای از پرتوها با انواع انرژی جهت درمان بیماری‌ها لازم است. چون برای درمان لایه‌های سطحی به پرتوهای کم‌انرژی و جهت درمان لایه‌های عمقی‌تر به پرتوهای پر انرژی با قدرت نفوذ بیشتر نیاز است. هدف عمده در پرتو درمانی رساندن حداکثر دز به بافت سرطانی و حداقل دز به بافت‌های سالم است. در انرژی‌های بالاتر میزان دزی که به بافت‌های سالم وارد می‌شود با دزی که در انرژی‌های پایین به بافت سالم وارد می‌شود، تفاوت چندانی ندارد.

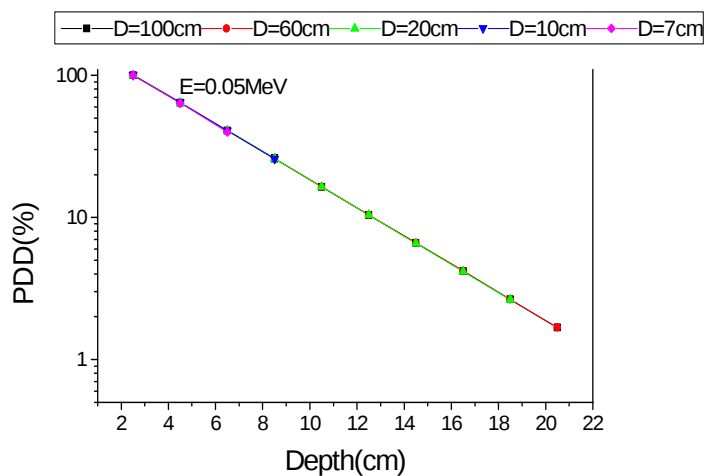
۳-۲-۵ اثر ابعاد در توزیع زاویه‌ای دز-عمقی

برای بدست آوردن فیزیک این پژوهش و بررسی اثر ابعاد بر روی فانتوم بافت نرم، ابعاد فانتوم بافت نرم بزرگ و به صورت مکعبی با ضلع 100 cm در نظر گرفته شده است. این اندازه فانتوم با توجه به مقدار پویش آزاد میانگین در نظر گرفته شده است. لذا با کاهش ابعاد فانتوم تا حدی که از پویش آزاد میانگین کوچکتر باشد به بررسی نقش ابعاد بر روی توزیع زاویه‌ای دز در بافت پرداخته‌ایم. برای شبیه‌سازی این قسمت از کار 10 سلول کروی با شعاع 0.5 cm را با گام‌های 2 cm از یکدیگر در چهار

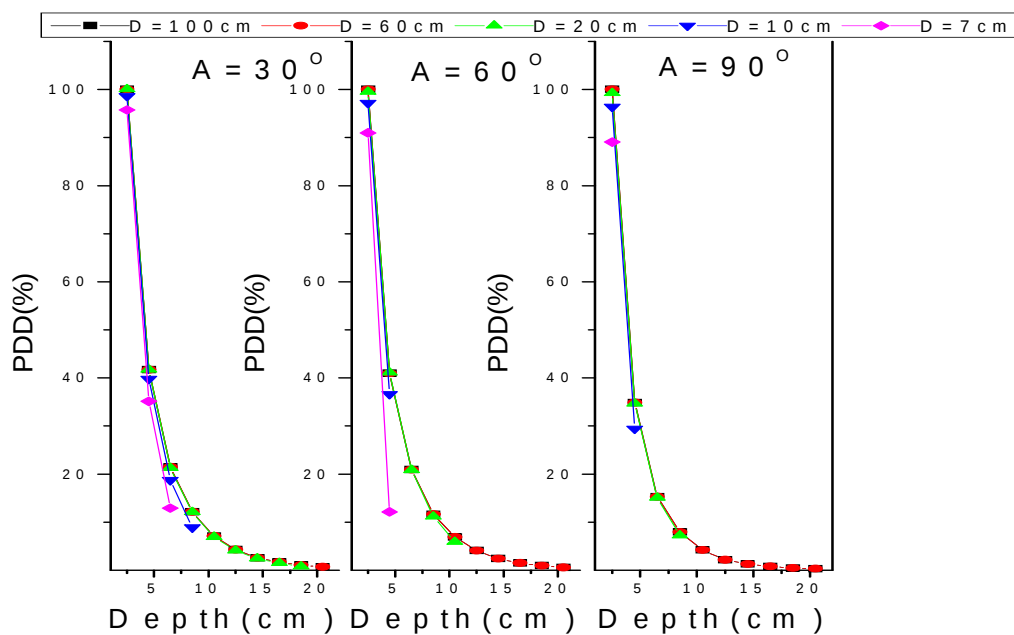
راستای 0، 30، 60 و 90 درجه قرار داده‌ایم و در سه انرژی گامای فرودی به بررسی نقش ابعاد بر روی توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در بافت نرم پرداخته‌ایم. خطای محاسبات در تمامی نمودارهای زیر، کمتر از 0.05 بوده است. نتایج حاصل از اثر ابعاد در 5 بعد متفاوت از فانتوم بافت نرم برای 3 انرژی MeV 0.05، 1 و 15 در شکل‌های زیر آورده شده است.



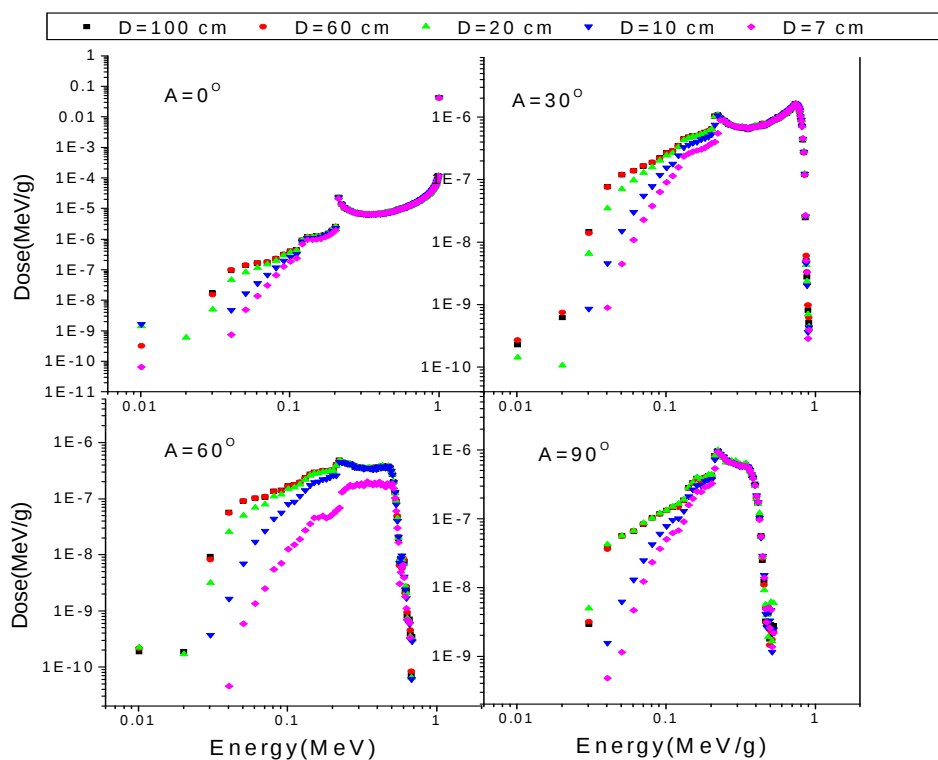
شکل ۳-۱۴ اثر ابعاد فانتوم بافت نرم در انرژی 0.05 MeV پرتوی گامای فرودی بررسی شده است و برای پنج ابعاد بیان شده در بالا، توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm از بافت نرم نشان داده شده است.



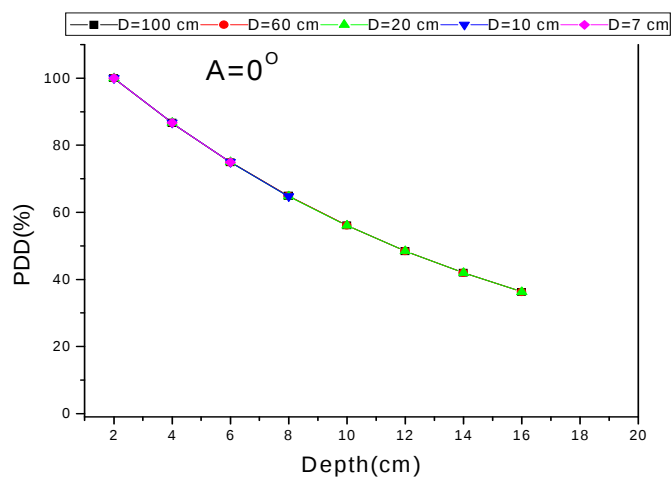
شکل ۳-۱۵ نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 0.05 MeV برای 5 بعد



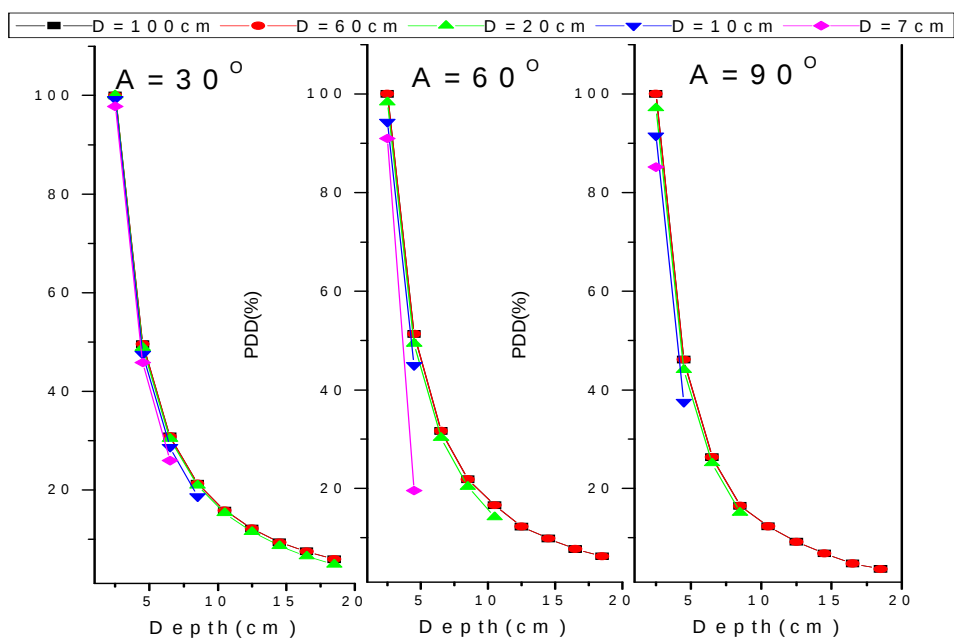
شکل ۳-۱۶ نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 30، 60، 90 در انرژی 0.05 MeV برای 5 بعد



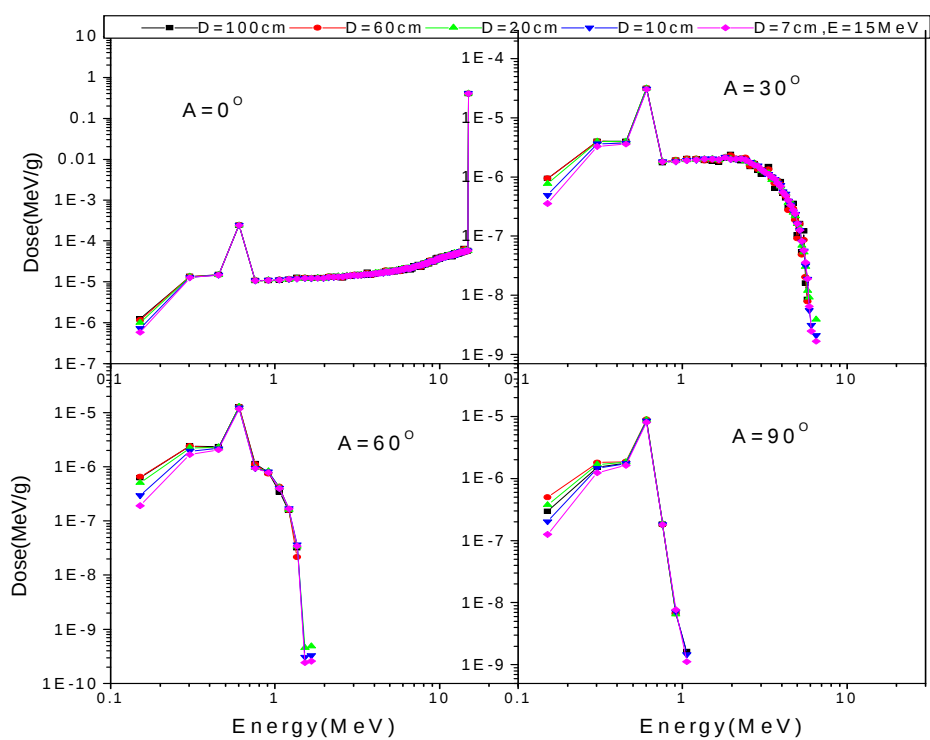
شکل ۳-۱۷ اثر ابعاد فانتوم بافت نرم در انرژی 1 MeV پرتوی گامای فرودی بررسی شده است و برای پنج ابعاد بیان شده در بالا، توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm از بافت نرم نشان داده شده است



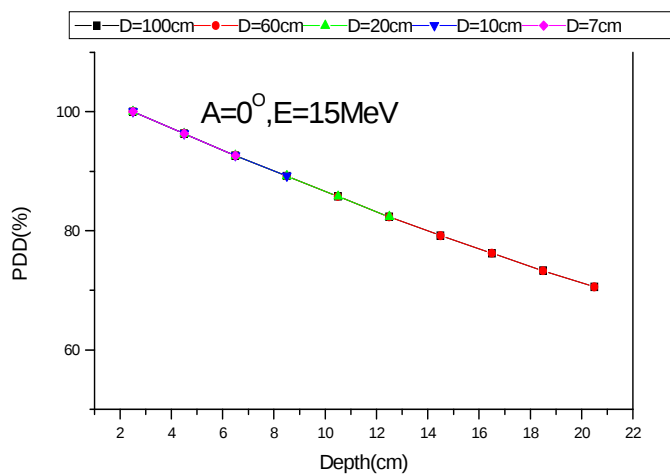
شکل ۳-۱۸ نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 1 MeV برای 5 بعد متفاوت



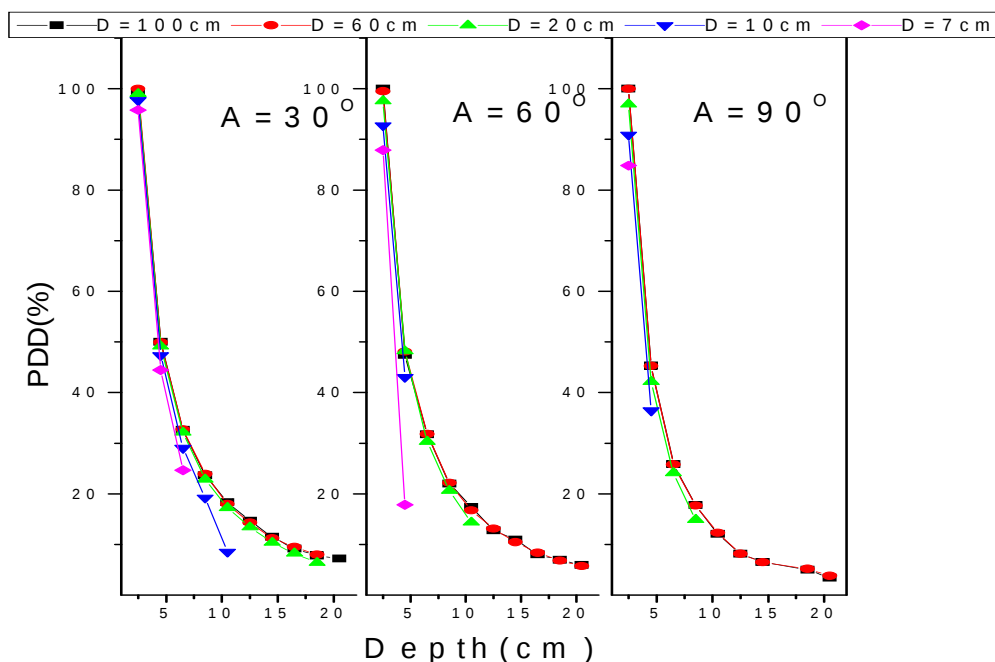
شکل ۳-۱۹ نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 30، 60، 90 در انرژی 1 MeV برای 5 بعد



شکل ۳-۲۰ اثر ابعاد فانتوم بافت نرم در انرژی 15 MeV پرتوی گامای فرودی بررسی شده است و برای پنج ابعاد بیان شده در بالا، توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm از بافت نرم نشان داده شده است



شکل ۳-۲۱ نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 15 MeV برای 5 بعد متفاوت



شکل ۳-۲۲ نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 30، 60، 90 در انرژی 1 MeV برای 5 بعد متفاوت

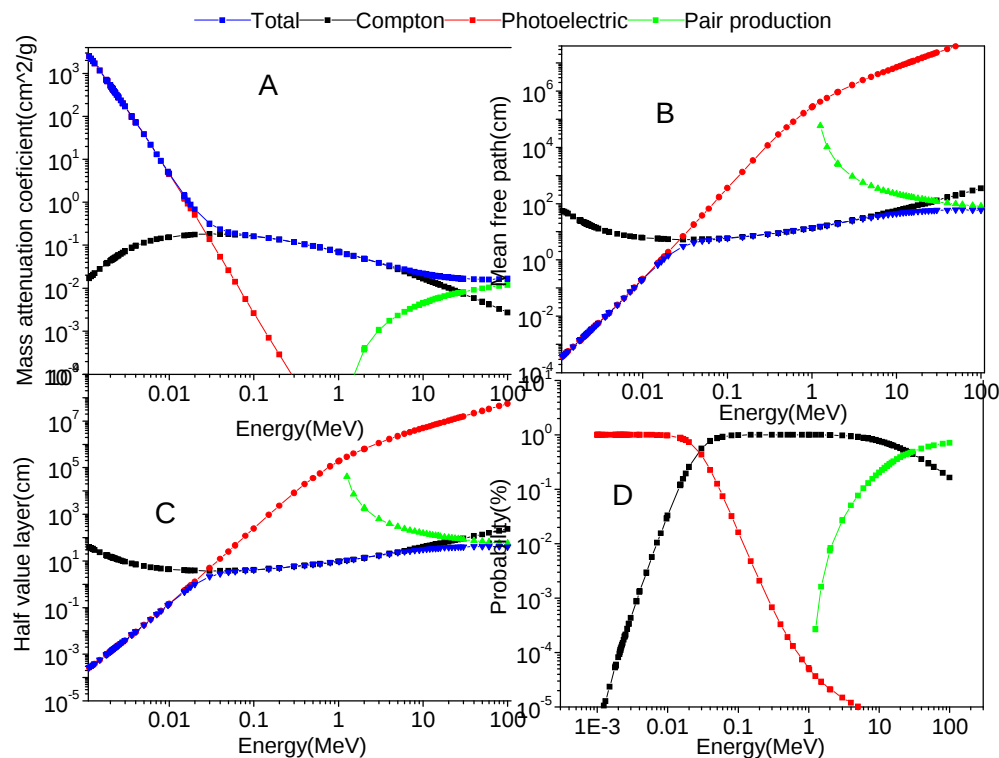
ابعاد بافت بر روی توزیع انرژی در نقاط مختلف بافت تأثیر دارد. با توجه به پوشش آزاد میانگین که به انرژی فوتون وابسته است و در انرژی‌های مختلف مقادیر متفاوتی دارد. مقدار پوشش آزاد میانگین در انرژی‌های 0.05 MeV، 1 و 15 برابر با 4.68، 13.7 و 50.58 cm است. همچنین ضخامت نیم لایه در این سه انرژی به ترتیب برابر با 3.27، 9.59 و 35.4 cm است. با در نظر گرفتن ابعاد 100 cm که در مقایسه با پوشش آزاد میانگین در این انرژی‌ها زیاد است توزیع دز-عمقی را در زوایای مختلف بررسی کرده‌ایم. سپس با کاهش ابعاد تا حدی که از پوشش آزاد میانگین کوچکتر باشد به بررسی توزیع دز در ابعاد دیگر پرداخته‌ایم. وقتی باریکه فرودی پرتوی گاما وارد بافت نرم می‌شود برهم‌کنش‌هایی را در بافت انجام می‌دهد و پراکندگی چندگانه فوتون کاملاً مشهود می‌باشد. اما فوتونی که بدون برهم‌کنش مسافت بافت نرم را طی می‌کند، با کاهش ابعاد تغییری نمی‌کند. تغییرات مربوط به فوتون‌های پراکنده می‌باشد. از همین رو در راستای گسیل باریکه که از فرمول $I = I_0 e^{-\mu x}$ نیز پیروی می‌کند هیچگونه تغییراتی را در اثر ابعاد مشاهده نمی‌کنیم و این اثر برای فوتون‌های پراکنده کامپتونی، که با

کاهش ابعاد از تعداد پراکندگی‌هایش کاسته می‌شود اتفاق می‌افتد. همانطور که مشاهده می‌کنیم در زوایای بیشتر، اثر کاهش ابعاد بهتر دیده می‌شود. چون پراکندگی‌ها بیشتر است. در هر سه انرژی، اثر ابعاد کاملاً مشاهده می‌شود. با توجه به پویش آزاد میانگین که فاصله پیاپی بین دو برهم‌کنش است در انرژی 15 MeV این اثر بیشتر از انرژی 1 MeV و در انرژی 1 MeV بیشتر از انرژی 0.05 MeV است. چون پویش آزاد میانگین در انرژی 15 MeV برابر با 50.58 cm است با کاهش ابعاد، بیشتر از دو انرژی دیگر که پویش آنها 13.7 و 4.68 cm است با میزان دز جذب شده نسبت به ابعاد اولیه آن روبرو می‌شویم.

۳-۲-۶ ضرایب تضعیف در بافت نرم با چگالی 1.04 g.cm^{-3}

پیش از این در فصل اول به نمودارهای ضریب تضعیف جرمی، پویش آزاد میانگین، ضخامت نیم لایه و احتمال اندرکنش هر یک از سه فرآیند فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج در هر چهار بافت اشاره کرده‌ایم. در این بخش ضمن آوردن هر یک از این نمودارها به بررسی تغییرات هر یک از آنها در بافت نرم می‌پردازیم.

شکل ۳-۲۳ نمودار A ضریب تضعیف جرمی را در بافت نرم نمایش می‌دهد. برای گاما‌های کم انرژی زیر 0.02 MeV بستگی الکترون‌های اتمی حائز اهمیت است و اثر فوتوالکتریک بر دیگر صورت‌های برهم‌کنش برتری دارد. سطح مقطع فوتوالکتریک با افزایش انرژی گاما به سرعت کاهش می‌یابد. هنگامی که انرژی فوتون به چند صد keV یا بیشتر برسد (0.03 MeV) بستگی الکترون‌های اتمی نسبتاً کم اهمیت می‌شود و پراکندگی کامپتون برهم‌کنش برتر خواهد شد. فراتر از انرژی آستانه برای تولید زوج، یعنی 1.022 MeV پراکندگی کامپتون برتری خود را همچنان تا انرژی 25 MeV حفظ می‌کند تا این که فرآیند تولید زوج به عنوان برهم‌کنش برتر خود نمائی می‌کند.



شکل ۳-۲۳ A نمودار ضریب تضعیف، B نمودار مسافت آزاد میانگین، C ضخامت نیم‌لایه و D احتمال برهمکنش برحسب انرژی در گستره 0.001-100 MeV در بافت نرم با چگالی 1.04 g.cm^{-3} [۱۲].

فاصله میانگین بین دو برهم‌کنش پیاپی موسوم به پویش آزاد میانگین از عکس ضریب تضعیف خطی کل به دست می‌آید: $\lambda(m) = 1/\mu$. در نمودار پویش آزاد میانگین مشاهده می‌شود که با افزایش انرژی، پویش آزاد میانگین برای اثر فوتوالکتریک به سرعت افزایش می‌یابد. در پراکندگی کامپتون از 0.001-0.01 MeV کاهش و از 0.01 به بعد روند رو به افزایشی دارد. برای تولید زوج با افزایش انرژی کاهش می‌یابد. پویش آزاد میانگین کل که از جمع سه پویش آزاد فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج بدست می‌آید در فوتون‌های فرودی کم انرژی به سرعت افزایش و بعد از اینکه پدیده کامپتون برتری می‌یابد شیب افزایش کمتر می‌شود تا جایی که دیگر تولید زوج به عنوان فرآیند برتر است و تقریباً ثابت می‌ماند.

تغییرات ضخامت نیم لایه (ضخامتی است که در آن شدت پرتوها به نصف می‌رسد) مانند تغییرات پویش آزاد میانگین می‌باشد. احتمال وقوع هر یک از واکنش‌های فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج

به صورت τ/μ , σ/μ , κ/μ تعریف می‌شود که شکل ۳-۲۳ نمودار D احتمال وقوع هر یک از سه پدیده فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج را برای بافت نرم در گستره انرژی 0.001-100 MeV نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌کنیم در کمترین مقادیر انرژی فوتونی (<30 keV) اثر فوتوالکتریک بر سایر برهم‌کنش‌ها برتری کامل دارد. با افزایش انرژی فوتونی τ به سرعت کاهش می‌یابد و مقدار آن کمتر از σ می‌شود. در گستره انرژی‌های از حدود 30 keV تا 28 MeV تضعیف باریکه فوتونی در بافت ناشی از اثر کامپتون است. در انرژی‌های بیشتر از 1.022 MeV با افزایش انرژی فوتونی ضرایب کامپتون کاهش می‌یابد تا اینکه در انرژی‌های بالا تولید زوج فرآیند برتر است.

۳-۳ بافت استخوان

۳-۳-۱ شبیه‌سازی فانتوم بافت استخوان

در شبیه‌سازی به روش مونت کارلو، می‌توان بافت‌های متفاوت بدن انسان را شبیه‌سازی کرد و دز عمقی را برای پرتوهای گاما به دست آورد. در صورتی که در آزمایش‌های تجربی دشواری‌هایی وجود دارد.

در اینجا با تغییر دادن عناصر سازنده بافت این بار محاسبات مربوط به دز-عمقی و توزیع زاویه‌ای دز را در بافت استخوان با چگالی 1.4 g.cm^{-3} انجام داده‌ایم. فانتوم استخوان بدن انسان را به صورت مکعبی به ضلع 100 cm در نظر گرفته‌ایم. با در نظر گرفتن سلول‌های کروی شکل به شعاع 0.5 cm در فواصل 5 cm از یکدیگر در سرتاسر فانتوم بافت استخوان در راستای گسیل باریکه و در زوایای 30، 60 و 90 نسبت به راستای گسیل باریکه و با تالی F6 به بررسی توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در فانتوم بافت استخوان در گستره انرژی 25 keV تا 50 MeV پرداخته‌ایم. باریکه موازی گاما از مرکز یک سطح مکعب به مرکز مکعب گسیل شده است. برای بررسی نقش ابعاد در توزیع زاویه‌ای دز-عمقی با کاهش ابعاد به اندازه‌های 60، 20، 10 و 7 سانتیمتر و در نظر گرفتن سلول‌های کروی شکل به شعاع 0.5 cm در فواصل 2 cm از یکدیگر به بررسی نقش ابعاد ماده در 3 انرژی 0.05 MeV، 1 و 15 می‌پردازیم.

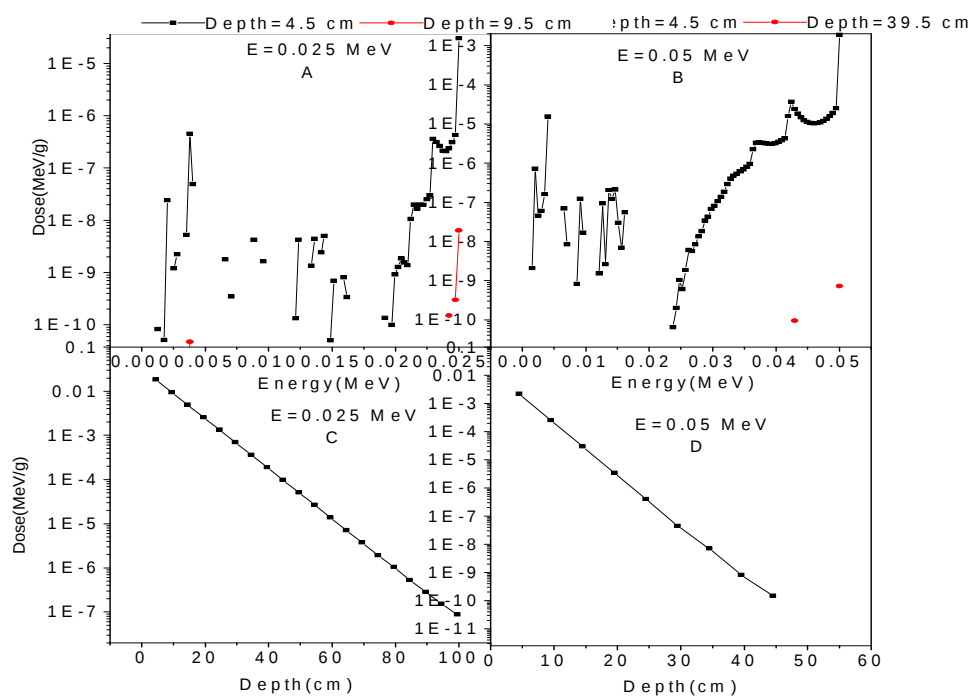
ترکیب اتمی و درصد وزنی مواد تشکیل دهنده بافت استخوان با چگالی 1.4 g.cm^{-3} در جدول ۳-۴ درج شده است.

جدول ۳-۴: ترکیب اتمی و درصد وزنی بافت استخوان با چگالی $1/40 \text{ g.cm}^{-3}$

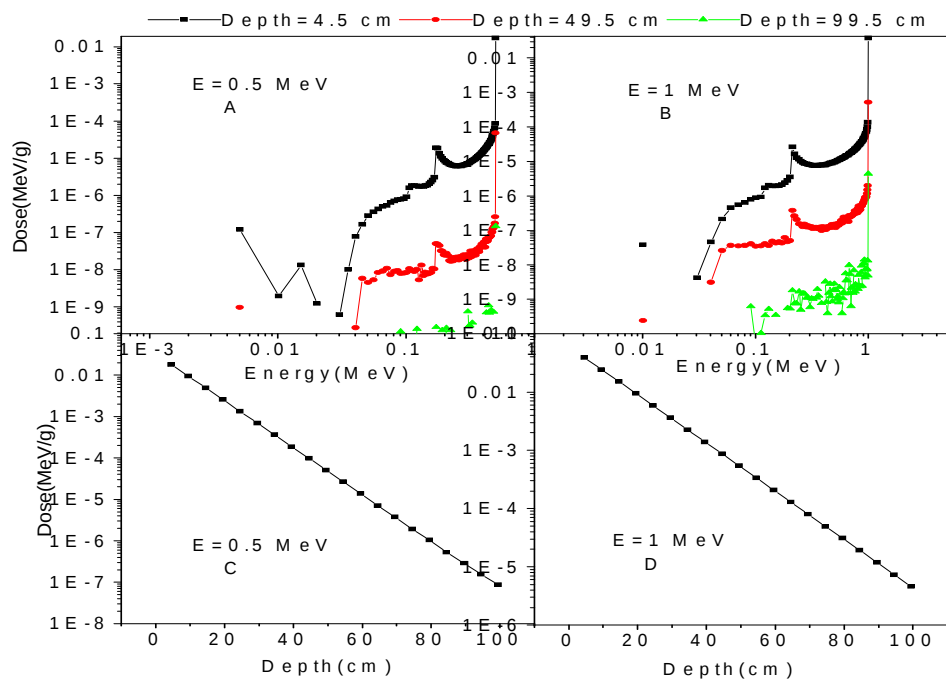
نام عنصر	درصدوزنی در بافت	نام عنصر	درصدوزنی در بافت
هیدروژن	7.337	گوگرد	0.173
کربن	25.47	کلر	0.143
نیتروژن	3.057	پتاسیم	0.153
اکسیژن	47.89	کلسیم	10.19
سدیم	0.32	آهن	0.008
منیزیم	0.112	روی	0.002
سیلیسیم	0.002	رویدیم	0.001
فسفر	5.09	سرب	0.003
فلوئور	0.025	استرانسیم	0.001

۳-۲-۳ بررسی دز-عمقی در فانتوم بافت استخوان

برای بررسی دز-عمقی در بافت استخوان، بعد از شبیه‌سازی فانتوم مکعبی شکل بافت استخوان به ضلع 100 cm برای محاسبات دز در نقاط مختلف بافت، سلول‌های کروی شکل با شعاع 0.5 cm را از عمق 4.5 cm تا عمق 99.5 cm در فاصله 5 cm از یکدیگر در نظر گرفته‌ایم و دز را در هر یک از آنها محاسبه کرده‌ایم. در شکل‌های زیر نمودار مربوط به دز را در سه عمق متفاوت از بافت استخوان و نمودار دز-عمقی را بر حسب فاصله برای پرتوهای گاما با انرژی 0.025، 0.05، 0.1، 0.5، 1، 2، 5، 10، 15، 25 و 50 مشاهده می‌کنیم.



شکل ۳-۲۴ (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت استخوان با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.025 و 0.05 MeV. (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت استخوان با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.025 و 0.05 MeV.



شکل ۳-۲۵ (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت استخوان با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.5 و 1 MeV. (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت استخوان با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.5 و 1 MeV.

فوتون‌ها توسط الکترون‌هایی آشکارسازی می‌شوند که بر اثر برهم‌کنش خود فوتون‌ها با عناصر سازنده بافت تولید می‌شوند. برای توجیح نمودارها باید ببینیم که فوتون‌ها با عناصر سازنده بافت استخوان از طریق کدام یک از فرآیندهای فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج برهم‌کنش می‌کنند و انرژی‌شان را چگونه از دست می‌دهند.

زمانیکه انرژی گامای فرودی 25 keV است، فوتون می‌تواند از طریق اثر فوتوالکتریک و کامپتون برهم‌کنش کند. کلسیم که نسبت به دیگر عناصر سازنده بافت‌های بدن هسته‌ی سنگین‌تری دارد، یکی از عناصر اصلی بافت استخوان را تشکیل می‌دهد. چون پدیده فوتوالکتریک برای عناصر سنگین در انرژی‌های پایین رخ می‌دهد، احتمال اندرکنش غالب پرتوی گاما در این انرژی دارای نسبت $\frac{\sigma}{\mu} = 0.15$ و $\frac{\tau}{\mu} = 0.9$ است. کسر بزرگتری از ذرات برهم‌کنش فوتوالکتریک انجام می‌دهند و زمانی که فوتوالکتریک رخ می‌دهد فوتون ناپدید می‌شود و یک الکترون با انرژی $(E - B)$ (B انرژی بستگی الکترون است) ظاهر می‌شود.

برد الکترون آنقدر کوتاه است که می‌توان با اطمینان فرض کرد همه انرژی الکترون در سلول ذخیره می‌شود. چون جنس سلول با ماده یکی است (چگالی یکسان) فوتون انرژی‌اش را به طور یکسان از دست می‌دهد و اندرکنش در نزدیک سطح سلول یا دیواره رخ می‌دهد. E ذخیره می‌شود و B می‌ماند که به صورت پرتوی X ظاهر می‌شود. پرتوی X انرژی‌اش از مرتبه keV است و دوباره فوتوالکتریک برایش اتفاق می‌افتد. بدین ترتیب تمام انرژی فوتون در سلول ذخیره می‌شود. بدین ترتیب ذراتی که برهم‌کنش فوتوالکتریک انجام می‌دهند در قله تمام انرژی ثبت می‌شوند.

در انرژی 25 keV احتمال رخدادن پراکندگی کامپتون 15% است. زمانیکه کامپتون رخ دهد، کسری از انرژی فوتون به الکترون داده می‌شود. گامای پراکنده‌ای وجود دارد که انرژی را با خود می‌برد. برهم‌کنش کامپتون در اینجا در نزدیکی سطح سلول کروی رخ می‌دهد. الکترون فرار می‌کند و فوتون پراکنده در سلول ذخیره می‌شود و قله‌ای را همخوان با انرژی که از معادله

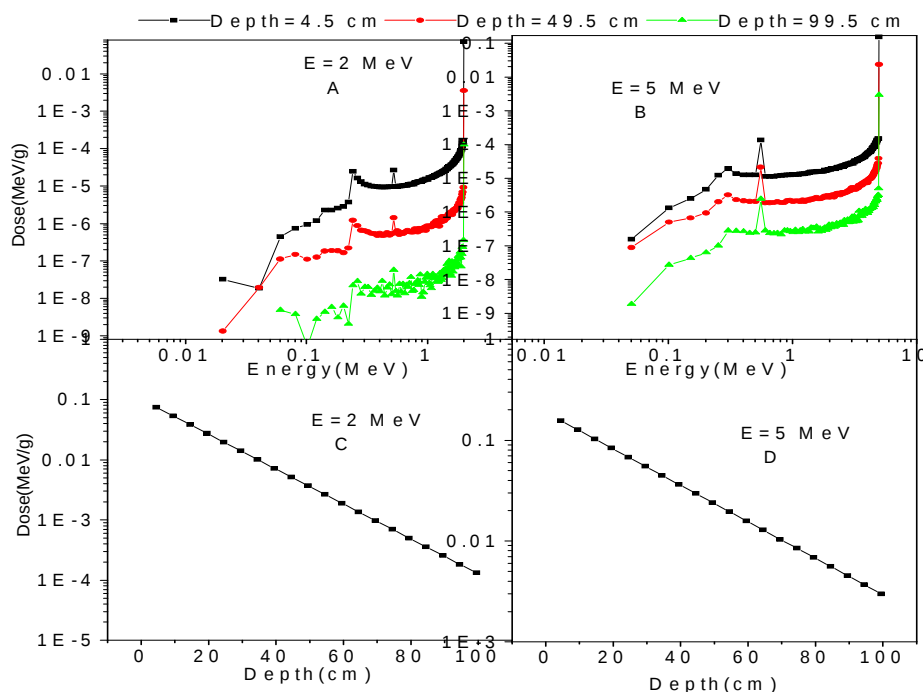
$E_{\gamma'} = E_{\gamma}(1 + 2E_{\gamma}/mc^2)^{-1}$ بدست می‌آید، تولید می‌کند. این قله همانند قله پس‌پراکندگی در آشکارسازها است. بخش پیوستار کامپتون در این انرژی کمتر از ذراتی است که در قله تمام انرژی ثبت می‌شود. در نمودار مشاهده می‌کنیم که در انرژی‌های پایین احتمال نفوذ فوتون به درون ماده صفر است. همچنین نوسانات زیادی دیده می‌شود. چون انرژی در حدی نیست که یک فوتون بتواند درون ماده نفوذ کند و مسافتی را در آنجا طی کند. تعداد فوتون‌های گسیل شده در انرژی‌های پایین کم است و فوتون‌های کمتری شمارش می‌شود. بنابراین خطای اندازه‌گیری بالاست و همچنین با افزایش عمق شدت فوتون‌های گسیلی کاهش می‌یابد که با کاهش آن میزان دز جذب شده کاهش می‌یابد. در انرژی 0.05 MeV احتمال رخدادن پدیده فوتوالکتریک کاهش می‌یابد. در مقابل احتمال پراکندگی کامپتون افزایش می‌یابد. نسبت $\frac{\tau}{\mu} = 0.40$ و $\frac{\sigma}{\mu} = 0.59$ است. کسر بزرگتری از ذرات برهم‌کنش کامپتون انجام می‌دهند و پیوستار کامپتون را تشکیل می‌دهند و فقط 0.4 درصد از آن در تشکیل قله تمام انرژی نقش دارند. در انرژی 0.042 MeV قله‌ای مشاهده می‌شود که همخوان با انرژی $E_{\gamma'} = E_{\gamma}(1 + 2E_{\gamma}/mc^2)^{-1}$ است.

برای پرتوی گاما با انرژی 0.5 و 1 MeV نیز اثر فوتوالکتریک و کامپتون می‌تواند اتفاق بیفتد. احتمال برهم‌کنش پرتوی گاما در انرژی 0.5 MeV برابر با $\frac{\tau}{\mu} = 0.001$ و $\frac{\sigma}{\mu} = 0.99$ است. کسر بسیار بزرگتری از ذرات از طریق پراکندگی کامپتون برهم‌کنش انجام می‌دهند. با افزایش انرژی این نسبت بزرگتر می‌شود و اثر فوتوالکتریک کاهش می‌یابد. تا اینکه در انرژی 1 MeV این نسبت‌ها به $\frac{\sigma}{\mu} = 0.99$ و $\frac{\tau}{\mu} = 2.922 \times 10^{-4}$ می‌رسد. بنابراین بخش وسیعی از طیف را در این دو انرژی پیوستار

کامپتون تشکیل می‌دهد. در انرژی معادل با انرژی $E_{\gamma'} = E_{\gamma}(1 + 2E_{\gamma}/mc^2)^{-1}$ در هر دو انرژی 0.5 و 1 MeV افزایش قابل توجه در دز مشاهده می‌شود. چون پراکندگی کامپتون در نزدیکی سطح

سلول کروی رخ می‌دهد، الکترون فرار می‌کند و فوتون پراکنده در سلول ذخیره می‌شود و قله‌ای را در انرژی 0.17 MeV برای گامای 0.5 MeV و 0.203 MeV برای گامای 1 MeV مشاهده می‌کنیم.

اثر فوتوالکتریک نیز اتفاق می‌افتد که با رخداد فوتوالکتریک تمام انرژی گامای فرودی در سلول ذخیره می‌شود و در تشکیل قله تمام انرژی نقش دارد. اما احتمال رخداد فوتوالکتریک خیلی کم است و قسمت عمده‌ای از قله را در انرژی معادل با کل انرژی، فوتون‌هایی تشکیل می‌دهند که بدون اندرکنش ضخامت بافت استخوان را طی کرده‌اند.



شکل ۳-۲۶ (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت استخوان با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 2 MeV و 5 MeV (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت استخوان با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 2 MeV و 5 MeV.

در انرژی 2 MeV علاوه بر رخدادن برهم‌کنش‌های فوتوالکتریک و کامپتون، تولید زوج نیز اتفاق می‌افتد.

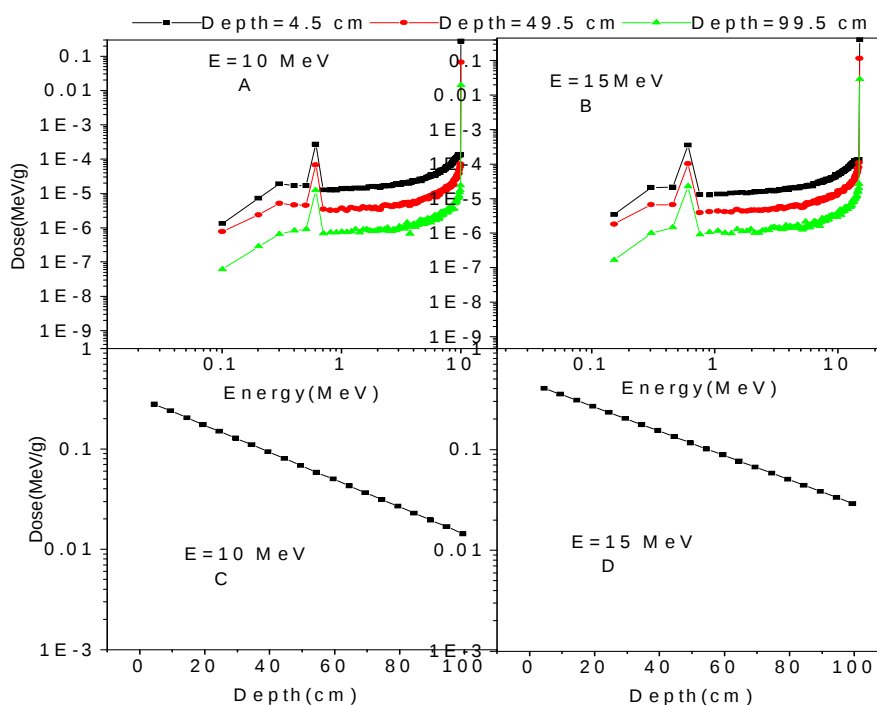
احتمال رخدادن هر یک از این برهم‌کنش‌ها $\frac{\tau}{\mu} = 1.20 \times 10^{-4}$, $\frac{\sigma}{\mu} = 0.99$, $\frac{\kappa}{\mu} = 0.0097$

است. با افزایش انرژی دز جذب شده افزایش می‌یابد. تا اینکه در انرژی معادل با

انرژی $E_{\gamma} = E_{\gamma}(1 + 2E_{\gamma}/mc^2)^{-1}$ در 0.23 MeV افزایش قابل توجه در دز عمقی به علت پراکندگی

کامپتون است. چون پراکندگی کامپتون در نزدیکی سطح سلول کروی رخ می‌دهد در نتیجه آن الکترون فرار می‌کند و فوتون پراکنده در سلول ذخیره می‌شود. در 0.511 MeV قله‌ای مشاهده می‌شود. چون پدیده نابودی در لبه سلول کروی با شعاع 0.5 cm رخ می‌دهد، تنها یک فوتون وارد سلول می‌شود و قله‌ای با ارتفاع 0.511 MeV را تولید می‌کند. همچنین در انرژی معادل با کل انرژی، قله‌ای که ایجاد شده است علاوه بر رخدادن فوتوالکتریک که تمام انرژی ثبت می‌شود، ناشی از فوتون‌هایی است که بدون اندرکنش ضخامت بافت را طی کرده‌اند.

در انرژی 5 MeV احتمال $\frac{\tau}{\mu} = 5.41 \times 10^{-5}$, $\frac{\sigma}{\mu} = 0.90$, $\frac{\kappa}{\mu} = 0.096$ است. در این انرژی احتمال رخدادن هر سه برهم‌کنش وجود دارد. در اینجا پدیده غالب کامپتون است و بخش وسیعی از طیف را پیوستار کامپتون تشکیل داده است. چون پدیده نابودی در لبه سلول کروی با شعاع 0.5 cm رخ می‌دهد، تنها یک فوتون وارد سلول کروی می‌شود و قله‌ای با ارتفاع 0.511 MeV را تولید می‌کند. همچنین در انرژی معادل با کل انرژی، قله‌ای که ایجاد شده علاوه بر رخدادن فوتوالکتریک که تمام انرژی در قله اصلی ثبت می‌شود ناشی از فوتون‌هایی است که بدون اندرکنش ضخامت بافت را طی کرده‌اند.

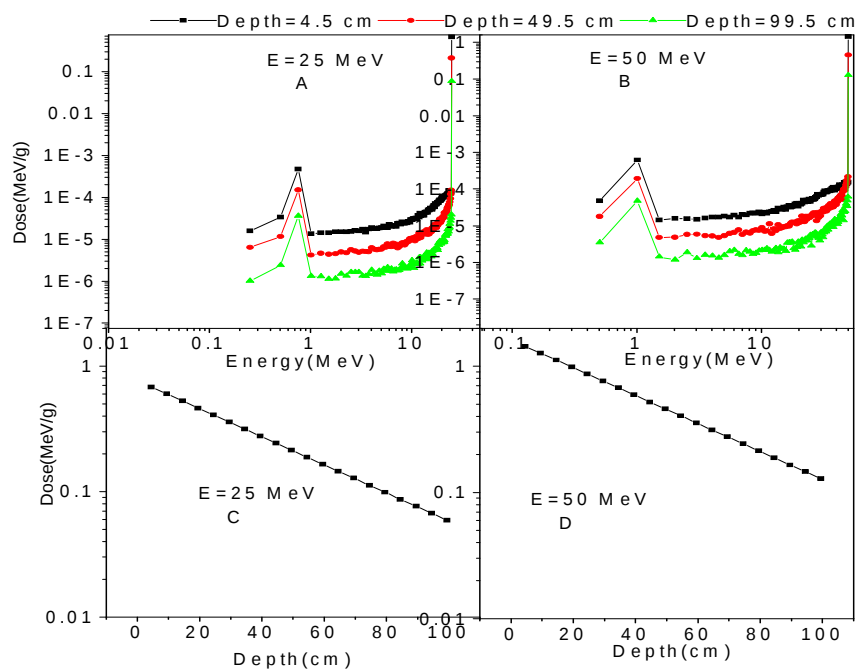


شکل ۳-۲۷ (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت استخوان با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 10 MeV و 15 MeV (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت استخوان با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 10 MeV و 15 MeV

در انرژی 10 MeV و 15 MeV احتمال برهم کنش هر سه پدیده فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج وجود دارد. نسبت این احتمال‌ها برای پرتوهای گامای 10 MeV و 15 MeV به ترتیب برابر با

$$\frac{\tau}{\mu} = 2.26 \times 10^{-5}, \frac{\sigma}{\mu} = 0.61, \frac{\kappa}{\mu} = 0.36 \text{ و } \frac{\tau}{\mu} = 3.16 \times 10^{-5}, \frac{\sigma}{\mu} = 0.73, \frac{\kappa}{\mu} = 0.246$$

است. با افزایش انرژی احتمال رخداد کامپتون کاهش و تولید زوج افزایش می‌یابد. در هر دو انرژی در انرژی 0.511 MeV افزایش قابل توجه در دز ناشی از پدیده تولید زوج است که چون پدیده نابودی در لبه سلول کروی رخ می‌دهد، تنها یک فوتون وارد سلول می‌شود و قله‌ای با ارتفاع 0.511 MeV را ایجاد می‌کند. در انرژی معادل با کل انرژی، قله‌ای که ایجاد شده است علاوه بر رخداد فوتوالکتریک که تمام انرژی در قله اصلی ثبت می‌شود، ناشی از فوتون‌هایی که بدون اندرکنش ضخامت بافت را طی کرده‌اند.



شکل ۳-۲۸ (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت استخوان با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 25 MeV و 50 MeV (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت استخوان با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 25 MeV و 50 MeV.

تا انرژی 25 MeV پراکندگی کامپتون همچنان به عنوان فرآیند برتر خودنمایی می‌کند. تا اینکه از انرژی 25 MeV به بعد این فرآیند کاهش می‌یابد و پدیده تولید زوج کم‌کم نقش غالب را در بافت استخوان ایفا می‌کند. احتمال رخدادن هر یک از این فرآیندها در این انرژی برابر

$$\frac{\tau}{\mu} = 1.47 \times 10^{-5}, \frac{\sigma}{\mu} = 0.45, \frac{\kappa}{\mu} = 0.49 \text{ است.}$$

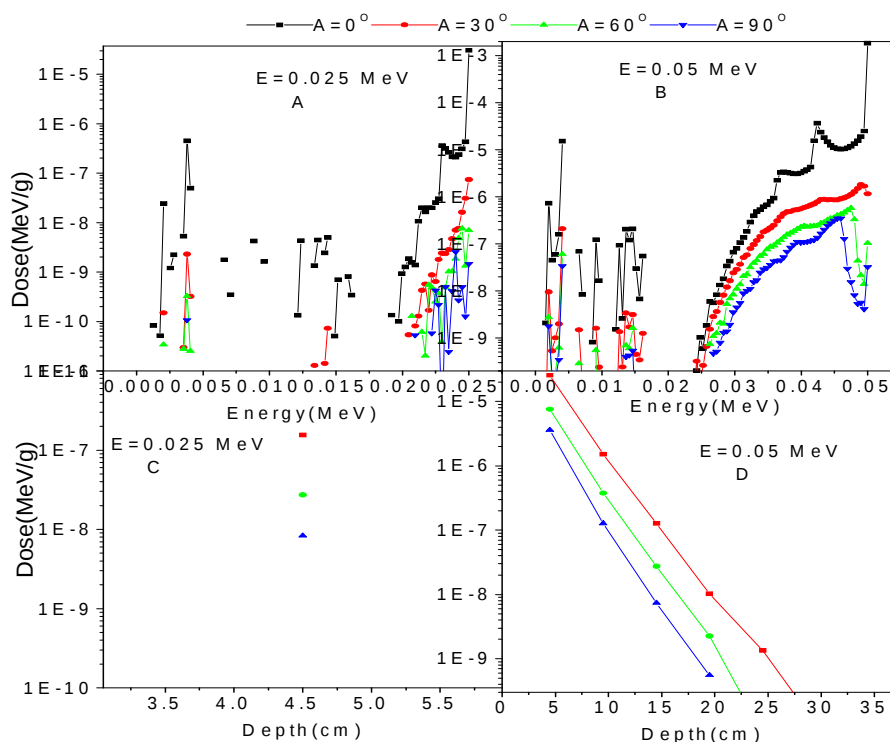
در انرژی 50 MeV نسبت این احتمال‌ها برابر با $\frac{\tau}{\mu} = 6.95 \times 10^{-6}$, $\frac{\sigma}{\mu} = 0.25$, $\frac{\kappa}{\mu} = 0.66$

است. در انرژی 50 MeV تولید زوج بیشترین نقش را دارد. با رخدادن پدیده تولید زوج در هر دو انرژی و چون پدیده نابودی در لبه سلول کروی رخ می‌دهد تنها یکی از فوتون‌ها وارد سلول می‌شود و انرژی‌اش را که برابر با 0.511 MeV است را در سلول بجا می‌گذارد. فوتون‌هایی که بدون انجام هیچ برهم‌کنشی ضخامت بافت استخوان را طی می‌کنند در قله اصلی که معادل با کل انرژی است ثبت

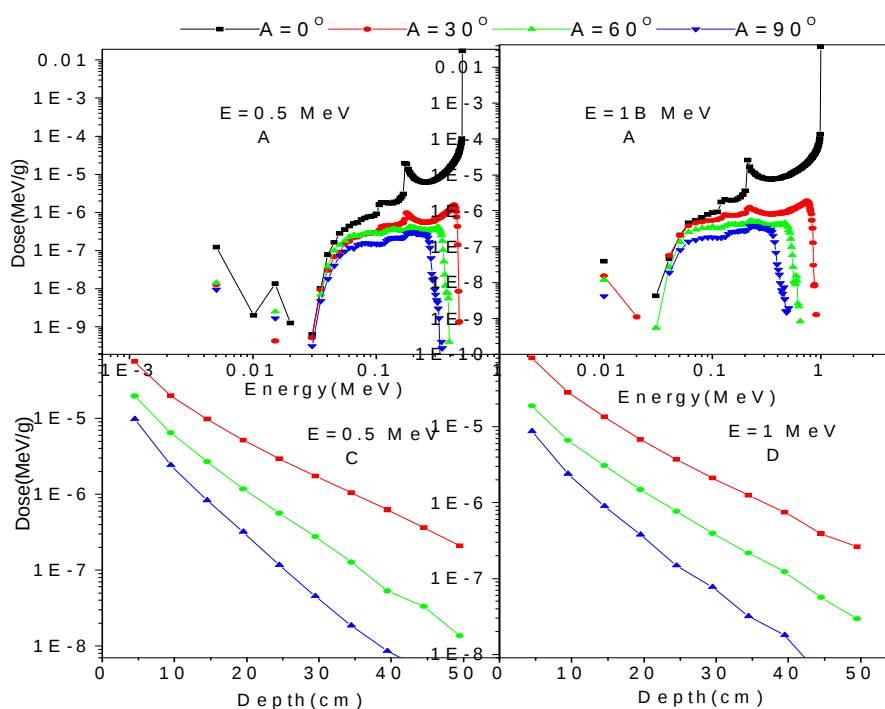
می‌شوند. در همه نمودارهای (C و D) با افزایش عمق دز جذب شده کاهش می‌یابد. وقتی فوتونی با انرژی اولیه گسیل می‌شود، در عمق‌های کمتر، انرژی بیشتری جذب می‌شود. فوتون تا رسیدن به عمق‌های بالاتر، مقداری از انرژی خود را از دست می‌دهد و میزان انرژی جذب شده نیز کاهش می‌یابد. بنابراین با افزایش عمق بافت دز-عمقی کاهش می‌یابد.

۳-۳-۳ بررسی توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در فانتوم بافت استخوان

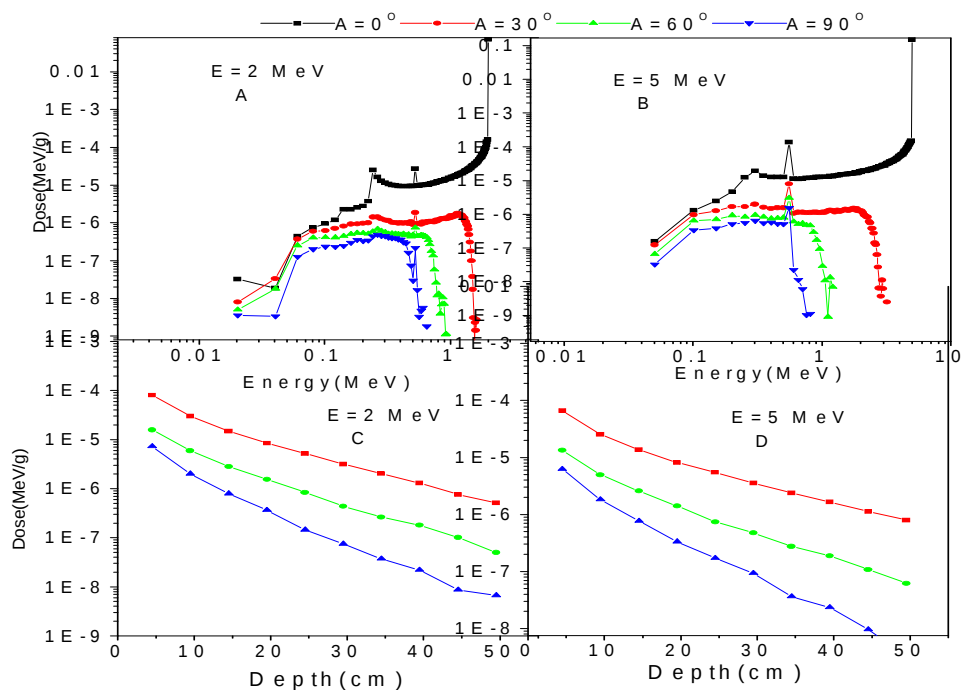
شناخت دقیق توزیع دز و توزیع زاویه‌ای دز-عمقی پرتوهای گاما به منظور طراحی درمان از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. در اینجا با در نظر گرفتن سلول‌های کروی با شعاع 0.5 cm در زوایای 30، 60 و 90 درجه نسبت به راستای گسیل باریکه به بررسی توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در این بافت پرداخته-ایم. نتایج این بررسی‌ها در شکل‌های زیر نمایش داده شده است.



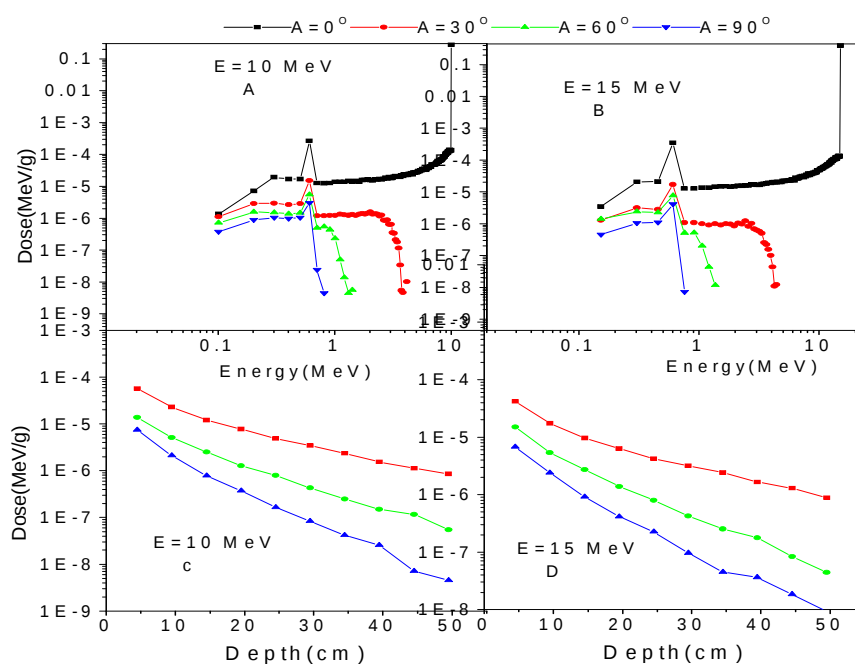
شکل ۳-۲۹ (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0، 30، 60، 90 درجه در عمق 4.5 cm بافت استخوان برای باریکه گاما با انرژی 0.025 MeV و 0.05 MeV (C و D) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 0، 30، 60، 90 گامای فرودی در انرژی 0.025 MeV و 0.05 MeV.



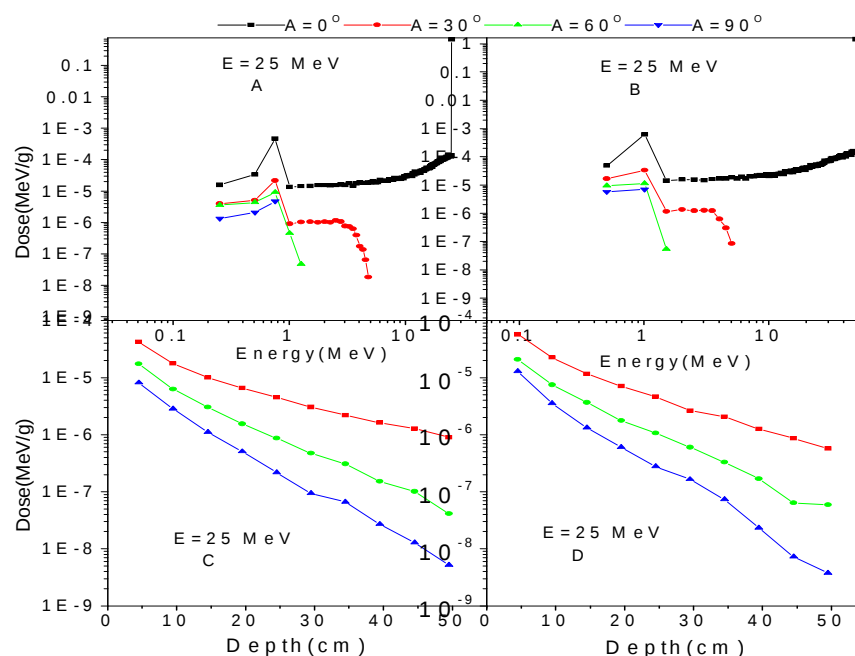
شکل ۳-۳ (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0° ، 30° ، 60° و 90° در عمق 4.5 cm
 4.5 بافت استخوان برای باریکه گاما با انرژی 0.5 و 1 MeV (C و D) نمودار دز عمقی بر حسب عمق
 در سه زاویه 0° ، 30° ، 60° ، 90° گامای فرودی در انرژی 0.5 و 1 MeV.



شکل ۳۱-۳ (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0° ، 30° ، 60° و 90° در عمق 4.5 cm
 4.5 بافت استخوان برای باریکه گاما با انرژی 2 و 5 MeV (C و D) نمودار دز عمقی بر حسب عمق
 در سه زاویه 0° ، 30° ، 60° ، 90° گامای فرودی در انرژی 2 و 5 MeV.



شکل ۳-۲۲ (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0° ، 30° ، 60° و 90° در عمق 4.5 cm بافت استخوان برای باریکه گاما با انرژی 10 MeV و 15 MeV. (C و D) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 0° ، 60° ، 90° گامای فرودی در انرژی 10 MeV و 15 MeV.



شکل ۳-۲۳ (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0° ، 30° ، 60° و 90° در عمق 4.5 cm بافت استخوان برای باریکه گاما با انرژی 25 MeV و 50 MeV. (C و D) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 0° ، 60° ، 90° گامای فرودی در انرژی 25 MeV و 50 MeV.

باریکه‌ای موازی از پرتوی گاما بر بافت فرود می‌آید. ابعاد بافت در مقایسه با پویش آزاد میانگین فوتون‌های فرودی و ثانویه زیاد است. بنابراین پراکندگی چندگانه فوتون‌ها قابل ملاحظه است. در این صورت فوتون‌های اولیه‌ای که با انرژی ثابت گسیل می‌شوند، در اثر پراکندگی فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج، تضعیف می‌شوند. وقتی پراکندگی کامپتون اتفاق می‌افتد، فوتون‌ها ناپدید نمی‌شوند. بلکه راستای حرکت و انرژی‌شان تغییر می‌کند. فوتون‌ها یا الکترون‌های ثانویه که تولید می‌شوند به نقاط دیگر بافت غیر از نقطه اولیه انتقال می‌یابند. انرژی آنها نیز انتقال پیدا می‌کند که با انرژی اولیه فوتون متفاوت است. چون فوتون تا رسیدن به این نقطه مقداری از انرژی خود را از دست داده است. این انرژی از دست داده شده دارای توزیع متفاوت و آماری است و برای گاماها‌ی فرودی با انرژی‌های مختلف متفاوت است. بنابر این در تمامی نمودارهای (A و B) مربوط به این قسمت در تمامی زوایای 30، 60 و 90 درجه مشاهده می‌کنیم که با افزایش زاویه حد بالای انرژی رسیده به سلول کاهش می‌یابد. زیرا فوتون اولیه با انرژی اولیه پس از عبور از بافت و انجام برهم‌کنش‌ها تضعیف شده و مقداری از انرژی خود را در اثر برهم‌کنش و پراکندگی از دست می‌دهد. بنابراین با افزایش زاویه که پراکندگی‌ها بیشتر می‌شود از مقدار انرژی جذب شده نیز کاسته می‌شود.

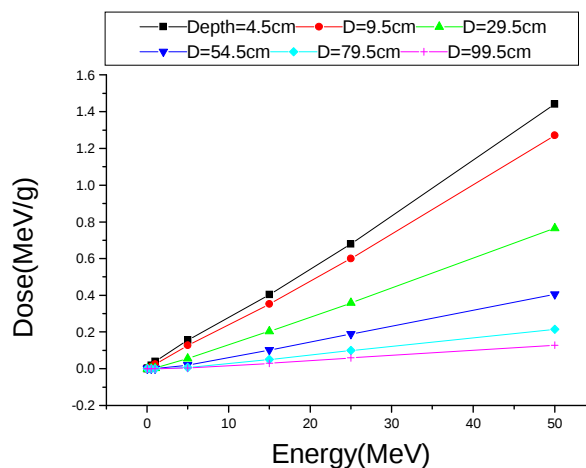
انرژی فوتون پراکنده از رابطه $E_{\gamma'} = \frac{E_{\gamma}}{1 + (1 - \cos \theta) E_{\gamma} / mc^2}$ بدست می‌آید. انرژی فوتون پراکنده در $\theta = 0^\circ$ بیشینه است (برابر با انرژی اولیه فوتون فرودی) وقتی که θ از صفر به $\theta = 180^\circ$ افزایش می‌یابد، انرژی فوتون پراکنده کم می‌شود تا در $\theta = \pi$ به کمینه مقدار خود می‌رسد (اینکه انرژی فوتون پراکنده در $\theta = 0^\circ$ بیشینه است به این معناست که برخورد رخ نداده است).

فوتون پراکنده می‌تواند در هر جهتی پراکنده شود. وقتی زاویه θ افزایش می‌یابد، ϕ زاویه پس زنی الکترون از ۹۰ به صفر کاهش می‌یابد. بدین ترتیب زاویه ϕ الکترون پس زده شده محبوس به سمت جلو حرکت می‌کند. درحالیکه فوتون پراکنده می‌تواند در هر جهتی پراکنده شود. این الکترون انرژی

فوتون پراکنده را به محیط جاذب منتقل می‌کند. الکترون کامپتون انرژی‌اش را همانند ذرات β در ماده از دست می‌دهد و در میان فرآورده‌های پرتوگاما یکی از ذرات اصلی یوننده است. مقادیر انرژی فوتون پراکنده در زوایای مختلف در تمامی انرژی‌های مورد بررسی در جدول ۲-۳ درج شده است. با توجه به این جدول و نمودارهای توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در هر انرژی مشاهده می‌کنیم که حد بالای انرژی رسیده به سلول در هر انرژی با نتایج حاصل از نمودار مطابقت دارد.

۳-۳-۴ نقش انرژی در توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در بافت استخوان

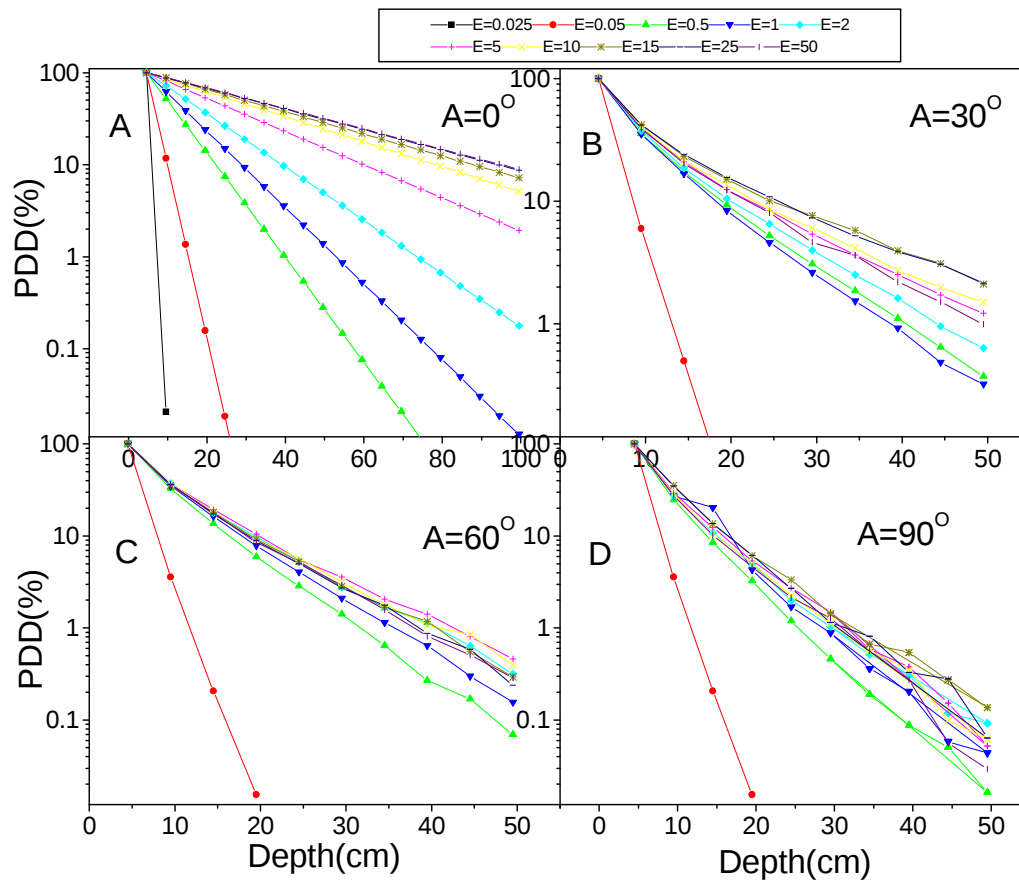
در این بخش نمودار دز بر حسب انرژی در چندین عمق از بافت استخوان و نمودارهای درصد دز-عمقی بر حسب عمق در انرژی‌های مختلف برای هر یک از زوایای 0، 30، 60 و 90 درجه آورده شده است. قابل توجه است که در نمودارهای PDD برای محاسبه درصد دز-عمقی، دز در عمق 4.5 cm از بافت استخوان به عنوان مرجع 100 در نظر گرفته شده است و دز در نقاط دیگر نسبت به آن سنجیده شده است.



شکل ۳-۳۴ نمودار دز-عمقی بر حسب انرژی را در چندین عمق از فانتوم بافت استخوان

در این شکل با افزایش انرژی پرتوی گاما، دز-عمقی، در عمق‌های متفاوت از بافت استخوان تقریباً به صورت خطی افزایش می‌یابد. شیب نمودار در عمق 4.5 cm بیشتر از شیب نمودار در عمق 9.5 cm و ... است یعنی با افزایش عمق شیب نمودار کمتر می‌شود.

همانطور که انتظار داریم با افزایش انرژی، دز افزایش می‌یابد. وقتی انرژی زیاد می‌شود، تعداد فوتون-های گسیل شده افزایش می‌یابد. با افزایش انرژی، فوتون‌های گسیلی، قدرت نفوذ بیشتری پیدا می‌کنند. لذا احتمال رخداد پدیده‌های مختلف برای فوتون وجود دارد. بنابراین با افزایش انرژی میزان انرژی که در واحد جرم جذب می‌شود یا همان دز نیز افزایش می‌یابد. طبق رابطه $D = E_{\gamma} \phi \mu / \rho$ مشاهده می‌کنیم که بین انرژی اولیه فوتون و میزان دز جذبی رابطه مستقیم وجود دارد. پس با افزایش انرژی پرتوی گاما، میزان انرژی جذب شده در واحد جرم نیز افزایش می‌یابد و شدت پرتو با ضخامت ماده کاهش می‌یابد. هر چه به عمق ماده پیش می‌رویم میزان انرژی کمتر می‌شود و دز نیز کاهش می‌یابد.



شکل ۳-۳۵ مقایسه درصد توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب عمق برای بازه انرژی 0.025 – 50 MeV پرتو گامای فرودی در چهار زاویه متفاوت 0، 30، 60، 90 درجه

در هر چهار نمودار درصد دز-عمقی بر حسب عمق با افزایش عمق دز جذب شده کاهش می‌یابد. علت آن وابستگی کاهش شار پرتوهای گاما به صورت نمایی می‌باشد. هر چه عمق سلول مورد مطالعه کمتر باشد دز دریافتی ناشی از این انرژی، افزایش می‌یابد. در نمودار A درصد دز-عمقی در راستای گسیل باریکه نمایش داده شده است. در این شکل شیب نمودار در انرژی‌های پایین بیشتر از شیب نمودار در انرژی‌های بالا است. به عبارتی با افزایش انرژی شیب نمودار درصد دز-عمقی کاهش می‌یابد. با توجه به نمودار ضریب تضعیف جرمی در بافت استخوان، بین ضرایب تضعیف و انرژی پرتوی گاما رابطه‌ای پیچیده وجود دارد. بنابراین تغییرات شیب نمودارها به ضریب تضعیف ارتباط دارد. با توجه به اینکه در انرژی‌های پایین، ضریب تضعیف در بافت استخوان بیشتر است و با افزایش انرژی به یکباره کاهش

می‌یابد، شیب کاهش نیز زیاد است. از انرژی 10 MeV به بعد که ضریب تضعیف به مقدار بسیار کمی تغییر می‌کند شیب کمتر می‌شود. از طرفی با توجه به رابطه $I = I_0 e^{-\mu x}$ و ثابت بودن تقریبی ضرایب تضعیف جرمی در انرژی‌های 15، 25، 50 MeV تغییرات بسیار کم در درصد دز عمقی مشاهده می‌شود. با توجه به مقادیر پویش آزاد میانگین در این انرژی‌ها که مقادیر آن در هر انرژی از نمودار ۳-۴ استخراج شده و در جدول ۳-۵ درج شده است. با فرض خطی بودن تغییرات بر حسب عمق (با افزایش عمق میزان خطا افزایش می‌یابد) می‌توان گفت: شیب نمودار در انرژی 0.025 MeV، 4.44 برابر شیب نمودار در انرژی 0.05 MeV و 13.72 برابر در انرژی ۰/۵ MeV، ۱۸/۷۸ برابر انرژی 1 MeV، 6.82 برابر انرژی 2 MeV، 43.04 برابر انرژی 5 MeV، 57.92 برابر انرژی 10 MeV، 64.03 برابر انرژی 15 MeV، 68.99 برابر انرژی 25 MeV و 70.08 برابر انرژی 50 MeV می‌باشد. همچنین برای دیگر انرژی‌ها می‌توان شیب نمودار را مشخص کرد. در انرژی‌های بالا شیب تغییرات نسبت به انرژی‌های پایین به یکدیگر نزدیک می‌شود. مثلاً در انرژی 25 MeV و 50 شیب نمودار 25 MeV فقط 1.01 برابر شیب تغییرات در انرژی 50 MeV است. در حالیکه در انرژی‌های پایین این تغییرات خیلی بیشتر می‌باشد.

جدول ۳-۵ مقادیر پویش آزاد میانگین در بافت استخوان در چندین انرژی گامای فرودی

$E(\text{MeV})$	E=0.025	E=0.05	E=0.5	E=1	E=2	E=5	E=10	E=15	E=25	E=50
$\lambda(\text{cm})$	0.558	2.48	7.66	10.48	14.97	24.02	32.32	35.73	38.50	39.11

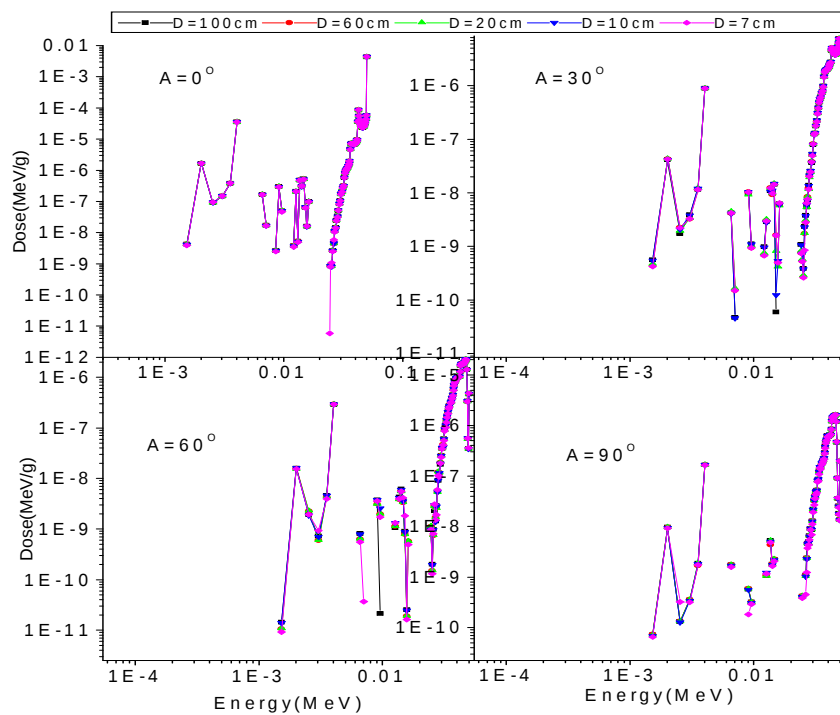
در نمودار B که مربوط به درصد دز-عمقی در زاویه 30 درجه است، مشاهده می‌شود که با افزایش عمق، شیب نمودار کاهش می‌یابد. در اینجا نیز شیب تغییرات در انرژی‌های پایین بیشتر از شیب تغییرات در انرژی‌های بالا است.

در انرژی 5 MeV به بعد تقریباً شیب هر 5 انرژی 5، 10، 15، 25، 50 به یکدیگر خیلی نزدیک است. علاوه بر این شیب تغییرات در همه انرژی‌ها در زاویه 30 درجه بیشتر از شیب تغییرات در زاویه 0 درجه می‌باشد. چون حد بالای انرژی رسیده به سلول در زاویه 30 درجه در انرژی‌های MeV

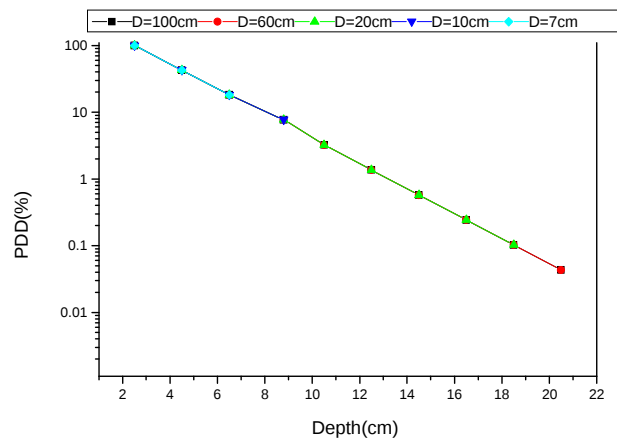
0.025، 0.05، 0.5، 1، 2، 5، 10، 15، 25 و 50 به ترتیب برابر با 0.0248 MeV، 0.0493، 0.442، 0.79، 1.31، 2.16، 2.76، 3.04، 3.30 و 3.54 است. هر چه انرژی کمتر باشد، شیب تغییرات بیشتر است و دز جذب شده به سرعت تغییر می‌کند. بنابراین شیب تغییرات در انرژی‌های بالاتر به یکدیگر نزدیکتر می‌شود. چون ماکزیمم انرژی رسیده به سلول در آن‌ها به یکدیگر نزدیکتر می‌شود. در نمودارهای C و D نیز در زوایای 60 و 90 درجه با افزایش عمق کاهش دز جذب شده را داریم. با افزایش زاویه که پراکندگی‌ها بیشتر می‌شود انرژی رسیده به سلول‌ها کمتر می‌شود. شیب تغییرات در زاویه 90 درجه بیشتر از زاویه 60 درجه و در 60 درجه بیشتر از 30 درجه است. از طرفی چون حد بالای انرژی رسیده به سلول در زاویه 90 درجه خیلی به هم نزدیک می‌شود در نمودار درصد دز-عمقی مشاهده می‌کنیم که در انرژی‌های بالا درصد دز-عمقی با یکدیگر مطابق می‌شوند.

۳-۳-۵ اثر ابعاد در توزیع زاویه‌ای دز-عمقی

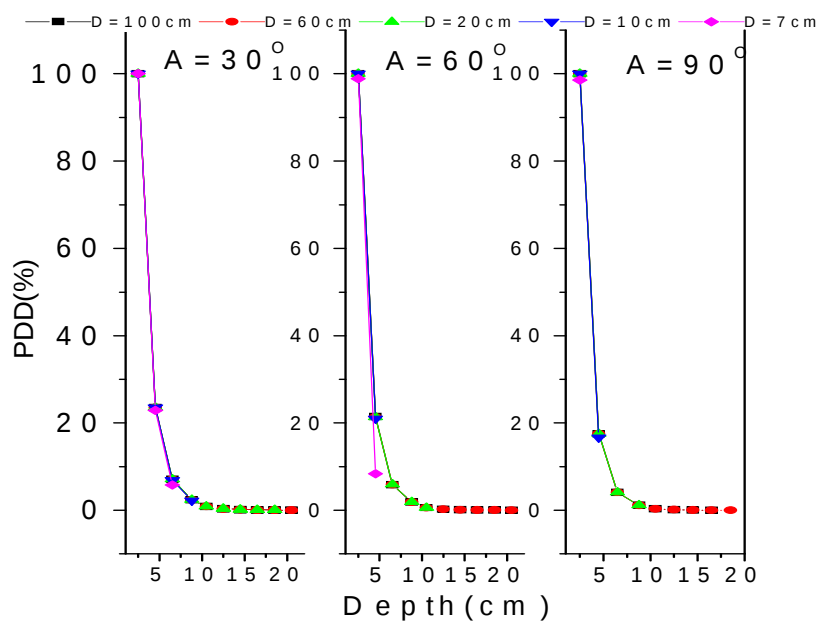
برای بررسی نقش ابعاد بر روی توزیع زاویه‌ای دز-عمقی پرتوهای گاما ابعاد بافت مورد نظر را ابتدا به صورت مکعبی به ضلع 100 cm در نظر گرفته‌ایم که در مقایسه با پویش آزاد میانگین بزرگ می‌باشد و سپس با کاهش آن تا حدی که از پویش آزاد میانگین کوچکتر باشد به بررسی نقش ابعاد بر روی توزیع زاویه‌ای انرژی در بافت پرداخته‌ایم. برای شبیه‌سازی این قسمت از کار 10 سلول کروی با شعاع 0.5 cm را با گام‌های 2 cm از یکدیگر در چهار راستای 0، 30، 60 و 90 درجه قرار داده‌ایم و در سه انرژی گامی فرودی به بررسی نقش ابعاد بر روی توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در بافت پرداخته‌ایم. نتایج حاصل از اثر ابعاد در 5 بعد متفاوت از فانتوم بافت استخوان برای 3 انرژی 0.05 MeV، 1 و 15 در شکل‌های زیر آورده شده است.



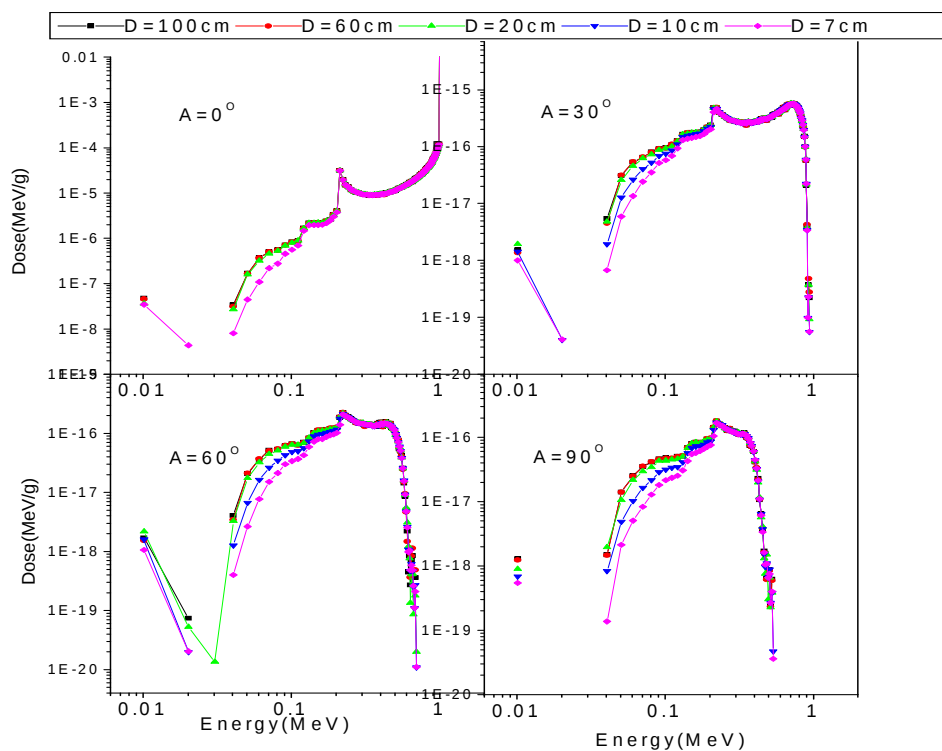
شکل ۳-۳۶ اثر ابعاد فانتوم بافت استخوان در انرژی 0.05 MeV پرتوی گامای فرودی بررسی شده است و برای پنج ابعاد بیان شده در بالا، توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm از بافت استخوان نشان داده شده است.



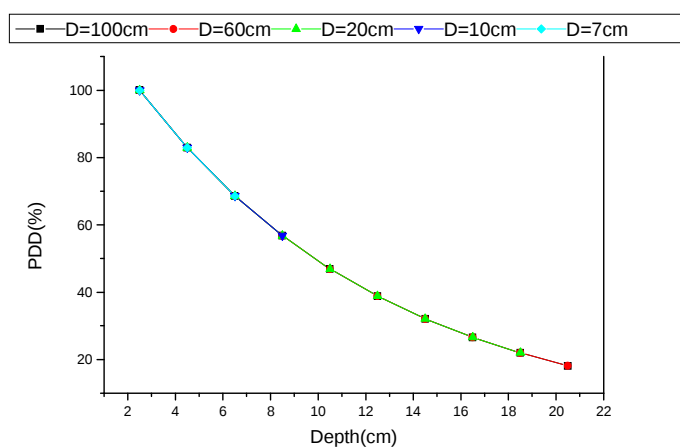
شکل ۳-۳۷ نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 0.05 MeV برای 5 بعد



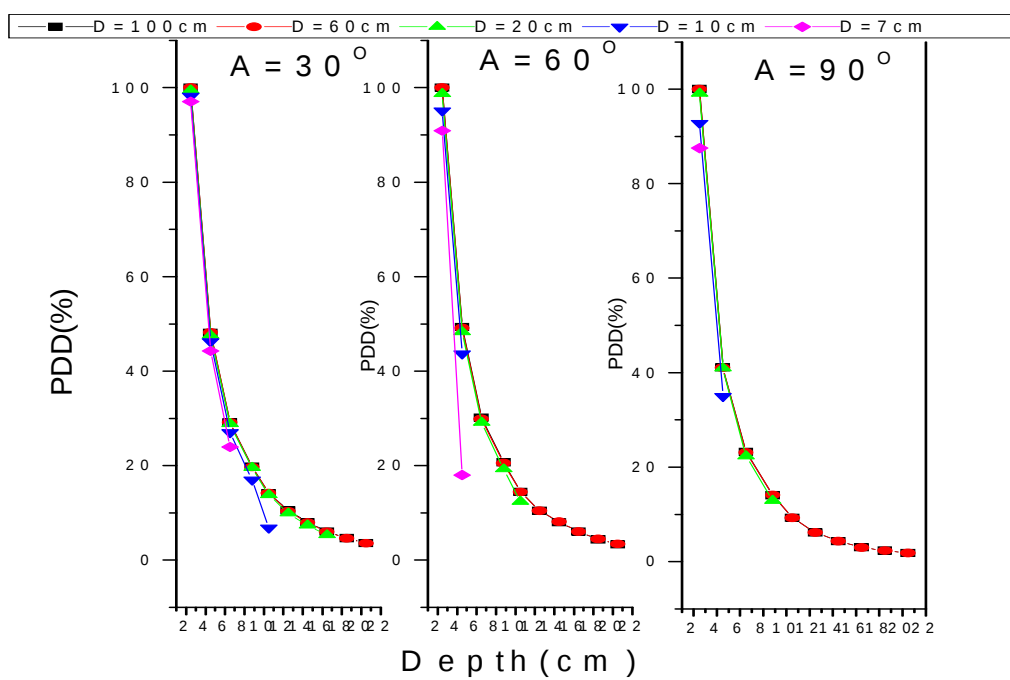
شکل ۳-۳۸ نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 30، 60، 90 در انرژی 0.05 MeV برای 5 بعد متفاوت



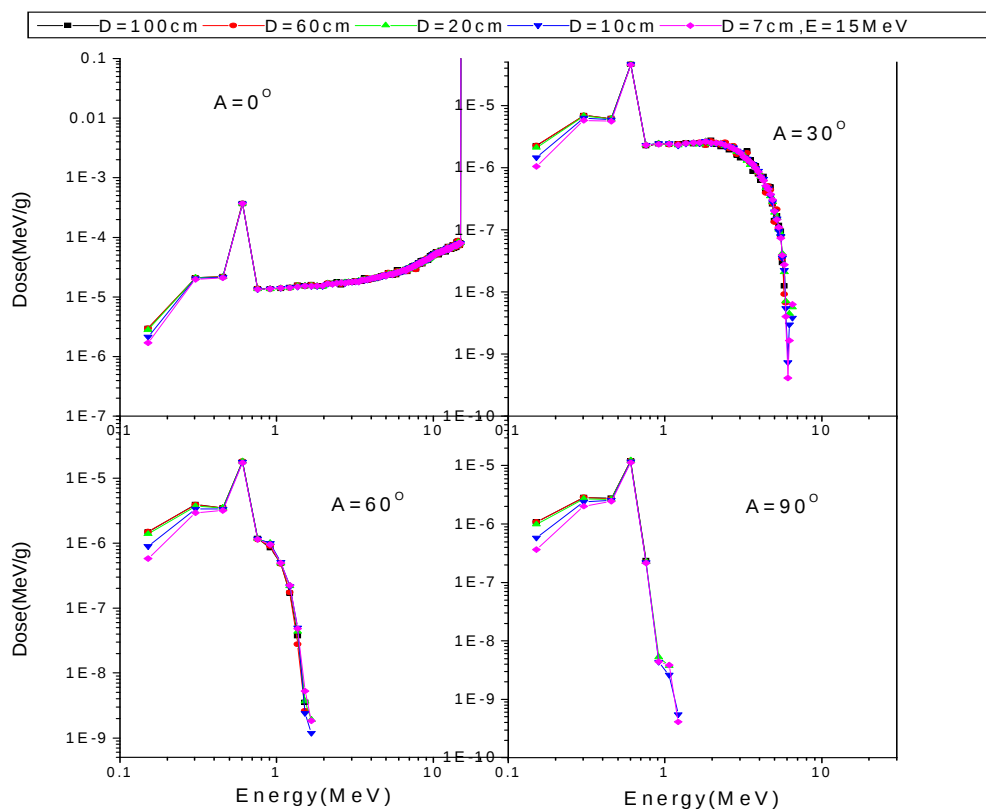
شکل ۳-۳۹ اثر ابعاد فانتوم بافت استخوان در انرژی 1 MeV پرتوی گامای فرودی بررسی شده است و برای پنج ابعاد بیان شده در بالا، توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm از بافت استخوان نشان داده شده است.



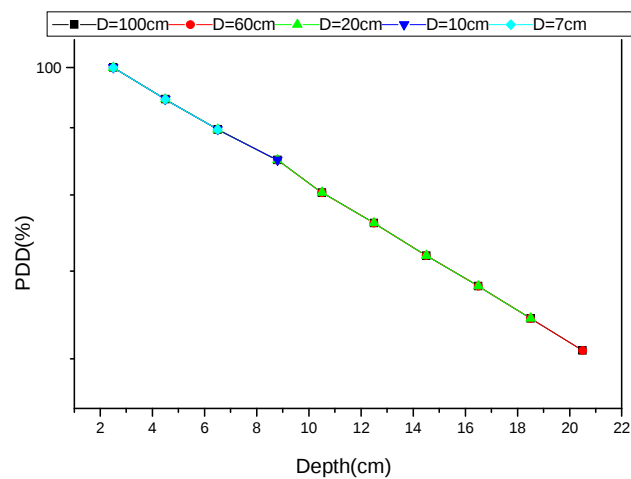
شکل ۳-۴۰ نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 1 MeV برای 5 بعد متفاوت



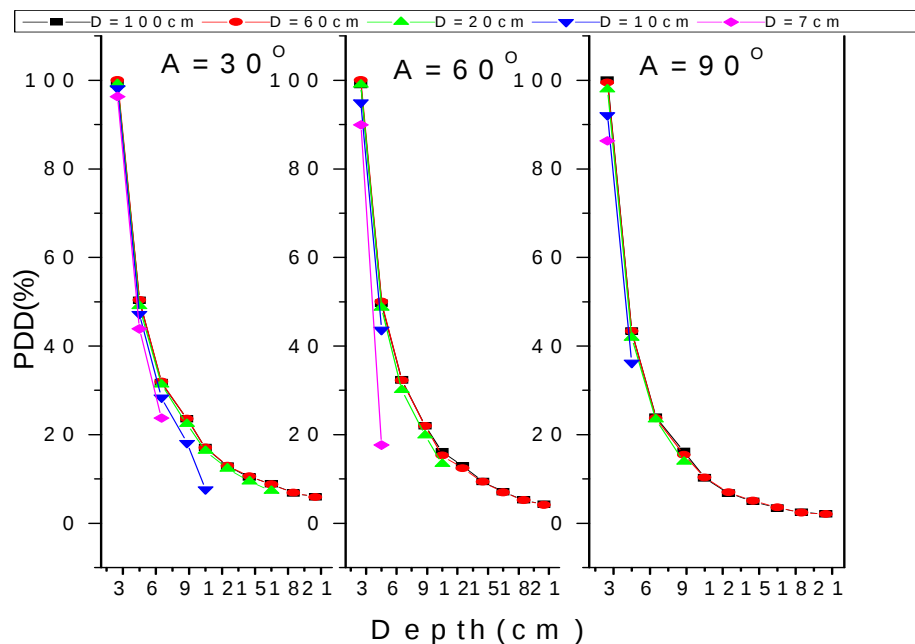
شکل ۳-۴۱ نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 90, 60, 30 در انرژی 1 MeV برای 5 بعد متفاوت



شکل ۳-۴ اثر ابعاد فانتوم بافت استخوان در انرژی 15 MeV پرتوی گامای فرودی بررسی شده است و برای پنج ابعاد بیان شده در بالا، توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm از بافت استخوان نشان داده شده است.



شکل ۳-۴ نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 15 MeV برای 5 بعد متفاوت



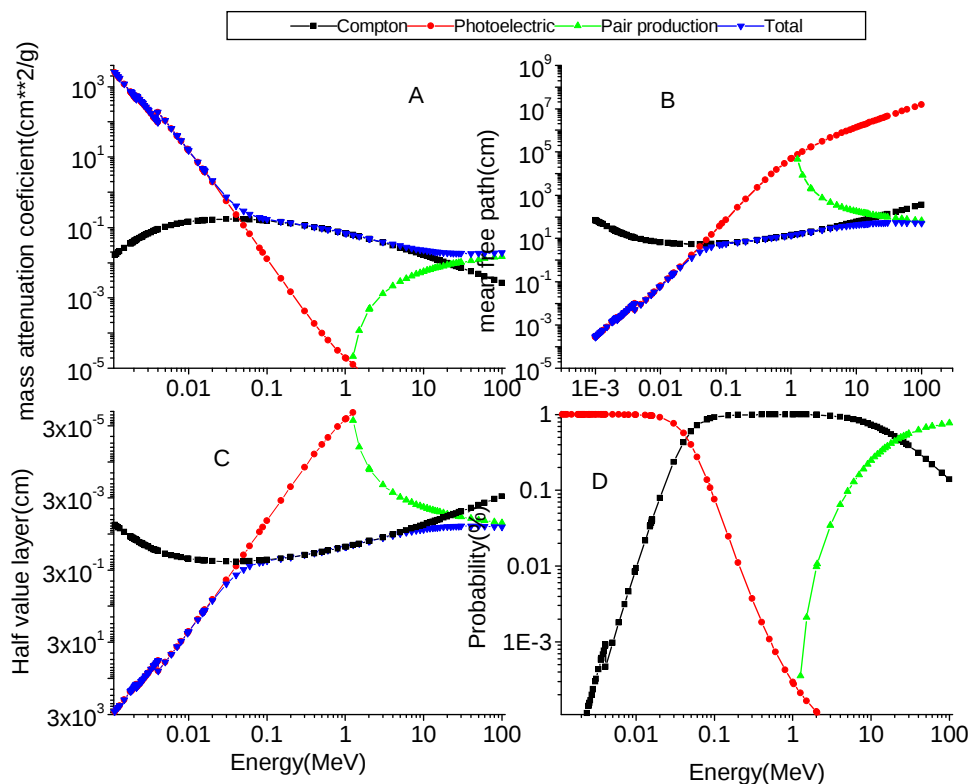
شکل ۳-۴ نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 30، 60، 90 در انرژی 15 MeV برای 5 بعد متفاوت

در تمامی نمودارهای بالا که برای بررسی نقش ابعاد صورت گرفته است، اثر ابعاد در توزیع دز در نقاط مختلف بافت دیده می‌شود. پویش آزاد میانگین به انرژی فوتون وابسته است و در انرژی‌های مختلف مقادیر متفاوتی دارد. در انرژی‌های 0.05، 1 و 15 MeV مقدار پویش آزاد میانگین در بافت استخوان به ترتیب برابر با 2.48، 10.48، 35.73 cm است. همچنین ضخامت نیم لایه به ترتیب برابر با 1.73، 7.34، 25.012 cm است. وقتی ابعاد 100 cm بود، فوتون‌ها می‌توانستند به راحتی درون بافت برهم-کنش کنند و پراکنده شوند و انرژی‌شان را به جا بگذارند. زمانی که ابعاد را کاهش می‌دهیم از تعداد پراکندگی‌ها کمتر می‌شود و فوتون مسافت کمتری را برای برهم‌کنش دارد. بنابراین با کاهش ابعاد، کاهش توزیع دز در بافت کاملاً مشاهده می‌شود. اما فوتونی که بدون برهم‌کنش مسافت بافت استخوان را طی می‌کند با کاهش ابعاد تغییری نمی‌کند. تغییرات مربوط به فوتون‌های پراکنده می‌باشد. از همین رو در راستای گسیل باریکه که از فرمول $I = I_0 e^{-\mu x}$ پیروی می‌کند. هیچگونه تغییراتی را در اثر ابعاد مشاهده نمی‌کنیم و این اثر برای فوتون‌های پراکنده کامپتونی که با کاهش

ابعاد از تعداد پراکندگی‌ها کمتر می‌شود اتفاق می‌افتد و همانطور که مشاهده می‌کنیم در زوایای بیشتر اثر کاهش ابعاد بهتر دیده می‌شود، چون پراکندگی‌ها بیشتر است. اما در هر سه انرژی، اثر ابعاد کاملاً مشاهده می‌شود. با توجه به پویش آزاد میانگین که فاصله پیاپی بین دو برهم‌کنش است، پس در انرژی 15 MeV انتظار براین است که این اثر بیشتر از انرژی 1 MeV و در انرژی 1 MeV بیشتر از انرژی 0.05 MeV باشد. چون پویش آزاد میانگین در انرژی 15 MeV برابر با 35.73 cm است که با کاهش ابعاد بیشتر از دو انرژی دیگر که پویش آنها 10.48 cm و 2.48 با میزان دز جذب شده نسبت به ابعاد اولیه آن روبرو شویم.

۳-۳-۶ ضرایب تضعیف در بافت استخوان با چگالی 1.4 g.cm^{-3}

شکل ۳-۴۵ نمودار A ضریب تضعیف جرمی بافت استخوان را به صورت تابعی از انرژی فوتون فرودی نمایش می‌دهد. برای گاماها کم انرژی زیر 0.02 MeV، بستگی الکترون‌های اتمی حائز اهمیت است و اثر فوتوالکتریک بر دیگر صورت‌های برهم‌کنش برتری دارد. سطح مقطع فوتوالکتریک با افزایش انرژی گاما به سرعت کاهش می‌یابد. این سطح مقطع به عدد اتمی ماده هدف هم بستگی دارد و برای عناصر سنگین و در انرژی‌های پایین فوتون بیشترین اهمیت را دارد. در بافت استخوان به علت وجود مواد با عدد اتمی بالا نسبت به دیگر بافت‌ها از اهمیت بیشتری برخوردار است. هنگامی که انرژی فوتون به چند صد keV یا بیشتر برسد، 0.045 MeV بستگی الکترون‌های اتمی نسبتاً کم اهمیت می‌شود و پراکندگی کامپتون برهم‌کنش برتر خواهد شد. فراتر از انرژی آستانه برای تولید زوج، یعنی 1.022 MeV پراکندگی کامپتون برتری خود را همچنان تا انرژی 23 MeV حفظ می‌کند تا این که فرآیند تولید زوج به عنوان برهم‌کنش برتر خود نمائی می‌کند. در این نمودار در انرژی معادل با انرژی 0.004 MeV انرژی فوتون به اندازه‌ای است که یک فوتوالکتریک را از پوسته K اتم به بیرون می‌اندازد که در این انرژی ضریب تضعیف به ناگهان افزایش می‌یابد. به این افزایش سریع لبه K می‌گویند.



شکل ۳-۴ نمودار ضریب تضعیف، B نمودار مسافت آزاد میانگین، C ضخامت نیم لایه و D احتمال برهم کنش بر حسب انرژی در گستره 0.001-100 MeV در بافت استخوان با چگالی 1.4 g.cm⁻³ [۱۲].

فاصله میانگین بین دو برهم کنش پیاپی موسوم به پویش آزاد میانگین از عکس ضریب تضعیف خطی کل به دست می آید. بنابراین در نمودار پویش آزاد میانگین مشاهده می شود که با افزایش انرژی پویش آزاد میانگین برای اثر فوتوالکتریک به سرعت افزایش می یابد. در پراکندگی کامپتون از 0.04 MeV- کاهش 0.001 و از 0.04 MeV به بعد روند رو به افزایشی دارد و برای تولید زوج با افزایش انرژی کاهش می یابد. پویش آزاد میانگین کل که از جمع سه پویش آزاد فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج بدست می آید در فوتون های فرودی کم انرژی به سرعت افزایش و بعد از اینکه پدیده کامپتون برتری می یابد روند رو به افزایش آن کاهش می یابد و در پدیده تولید زوج تقریباً روند ثابتی می گیرد.

ضخامت نیم لایه که در آن شدت پرتوها به نصف می رسد را به صورت زیر تعریف می کنیم:

$$X = (1/\mu) \ln 2 \leftarrow I_0 / 2 = I_0 e^{-\mu X}$$

تغییرات ضخامت نیم لایه مشابه پویش آزاد میانگین می‌باشد. احتمال وقوع هر یک از واکنش‌های فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج به صورت $\tau/\mu, \sigma/\mu, \kappa/\mu$ تعریف می‌شود که نمودار D احتمال وقوع هر یک از سه پدیده فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج را برای بافت استخوان در گستره انرژی 0.001-100 MeV نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌کنیم در کمترین مقادیر انرژی فوتونی ($< 45 \text{ keV}$) اثر فوتوالکتریک بر سایر برهم‌کنش‌ها برتری کامل دارد. با افزایش انرژی فوتونی τ به سرعت کاهش می‌یابد و مقدار آن کمتر از σ می‌شود. در گستره انرژی‌های از حدود 45 keV تا 23 MeV تضعیف باریکه فوتونی در بافت، ناشی از اثر کامپتون است. در انرژی‌های بیشتر از 23 MeV با افزایش انرژی فوتونی ضرایب کامپتون کاهش می‌یابد تا اینکه در انرژی‌های بالا تولید زوج فرآیند برتر است.

۳-۴ بافت چربی

۳-۴-۱ شبیه‌سازی فانتوم بافت چربی

بدن انسان دارای بافت‌های متفاوت است. لذا بسته به آنکه ناحیه سرطانی در کدام بافت باشد اثر تابش بر روی بافت‌های مجاور متفاوت است. این اهمیت اندازه‌گیری دز عمقی در بافت‌های متفاوت و تنوع حالت‌های ممکن آن را بیان می‌کند. بنابراین این بار به شبیه‌سازی بافت دیگری از بدن می‌پردازیم. بافت چربی یکی از بافت‌های بدن انسان است که درصد فراوانی آن در بدن 14 درصد است و یکی از بافت‌های اصلی بدن انسان به شمار می‌رود.

فانتوم بافت چربی بدن انسان را به صورت مکعبی به ضلع 100 cm در نظر گرفته‌ایم. با در نظر گرفتن سلول‌های کرووی شکل به شعاع 0.5 cm در فواصل 5 cm از یکدیگر در سرتاسر فانتوم بافت چربی در راستای گسیل باریکه دز عمقی و در زوایای 30، 60 و 90 نسبت به راستای گسیل باریکه توزیع زاویه ای دز-عمقی با تالی F6 و با خطای کمتر از 0.05 در راستای گسیل باریکه و 0.1 در زوایا مورد بررسی

قرار گرفت. باریکه موازی گاما از مرکز یک سطح مکعب به مرکز مکعب گسیل شده است. انرژی پرتوی گاما از 0.025 - 50 MeV در نظر گرفته شده است.

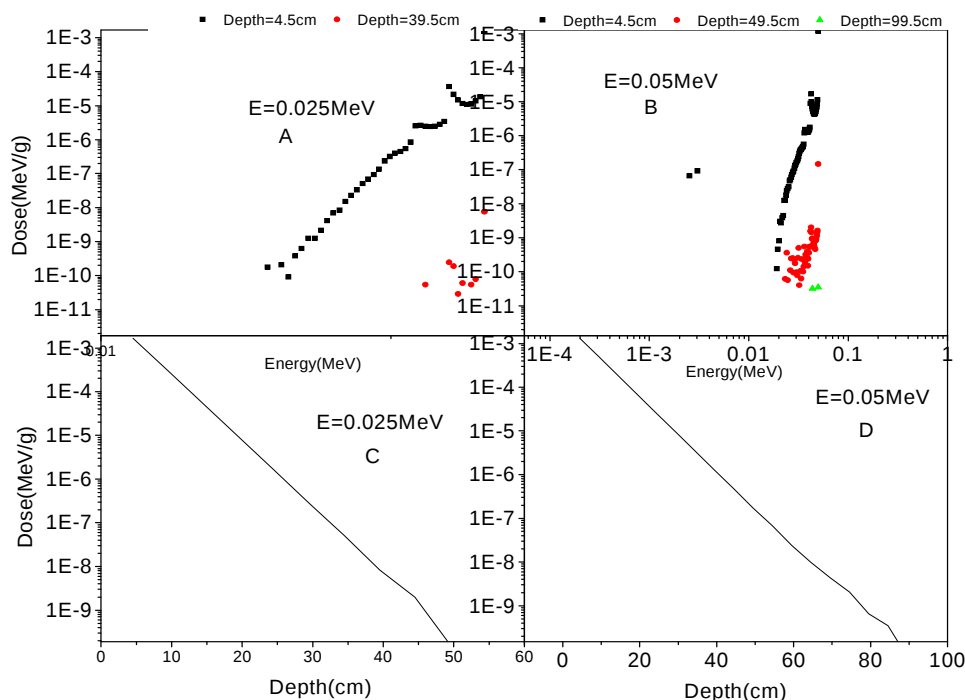
برای بررسی نقش ابعاد در توزیع زاویه‌ای دز-عمقی با کاهش ابعاد به اندازه‌های 10، 20، 60 و 7 cm و در نظر گرفتن سلول‌های کروی شکل به شعاع 0.5 cm در فواصل 2 cm از یکدیگر به بررسی نقش ابعاد ماده در 3 انرژی 0.05 MeV، 1 و 15 می‌پردازیم. ترکیب اتمی و درصد وزنی مواد تشکیل دهنده بافت چربی با چگالی 0.95 g.cm^{-3} در جدول ۳-۶ درج شده است.

جدول ۳-۶: ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت چربی با چگالی 0.95 g.cm^{-3}

نام عنصر	درصدوزنی در بافت	نام عنصر	درصدوزنی در بافت
هیدروژن	11.4	سدیم	0.1
کربن	59.8	گوگرد	0.1
نیتروژن	0.7	کلر	0.1
اکسیژن	27.8		

۳-۴-۲ بررسی دز-عمقی در فانتوم بافت چربی

برای بررسی دز-عمقی در بافت چربی، بعد از شبیه‌سازی فانتوم مکعبی شکل بافت چربی با ضلع 100 cm برای محاسبات دز در نقاط مختلف بافت، سلول‌های کروی شکل با شعاع 0.5 cm را از عمق 4.5 تا عمق 99.5 cm در فاصله 5 cm از یکدیگر در نظر گرفته‌ایم و دز را در هر یک از آنها محاسبه کرده‌ایم. در شکل‌های زیر نمودار مربوط به دز را در سه عمق متفاوت از بافت چربی و نمودار دز-عمقی را بر حسب فاصله برای پرتوهای گاما با انرژی 0.025، 0.05، 0.1، 0.2، 0.5، 1، 2، 5، 10، 15، 25 و 50 مشاهده می‌کنیم.



شکل ۳-۴ (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت چربی با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.025 MeV و 0.05 MeV (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت چربی با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.025 MeV و 0.05 MeV.

زمانیکه انرژی گامای فرودی 25 keV است، فوتون می‌تواند از طریق اثر فوتوالکتریک و کامپتون

برهم‌کنش کند. با توجه به احتمال اندرکنش غالب پرتوی گاما در این انرژی، نسبت $\frac{\tau}{\mu} = 0.47$ و

است. $\frac{\sigma}{\mu} = 0.525$ برخلاف بافت استخوان در اینجا کسر کوچکتري از ذرات برهم‌کنش فوتوالکتریک

انجام می‌دهند. زمانی که فوتوالکتریک رخ دهد، فوتون ناپدید می‌شود و یک الکترون با انرژی

$(E - B)$ ظاهر می‌شود. برد الکترون آنقدر کوتاه است که می‌توان با اطمینان فرض کرد همه انرژی

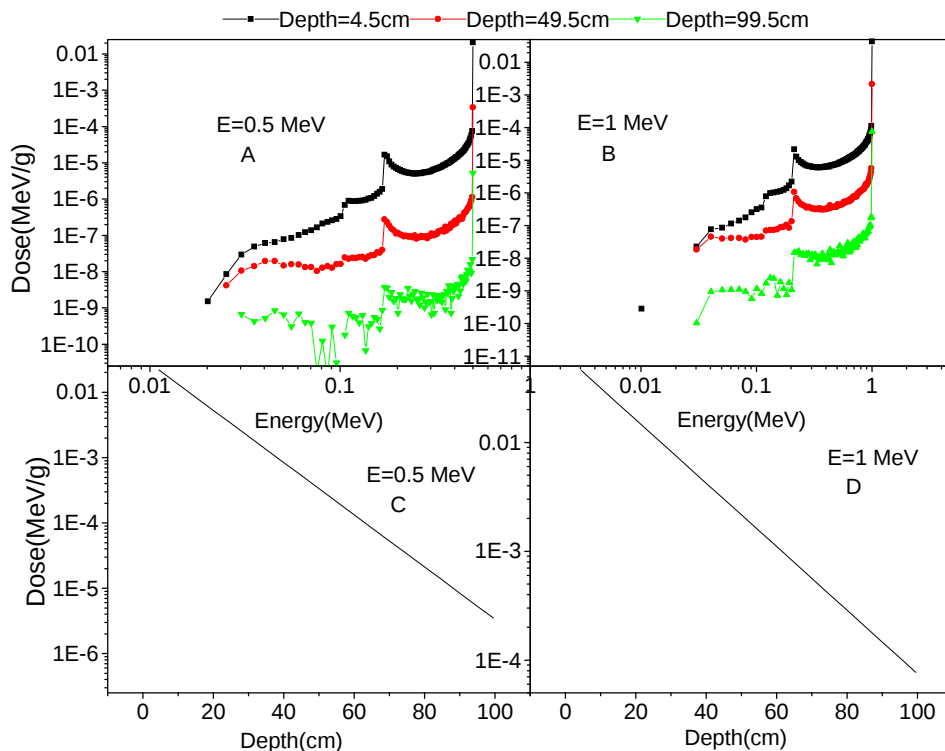
الکترون در سلول ذخیره می‌شود. با توجه به اینکه ابعاد سلول کوچک است ممکن است الکترون از

سلول فرار کند که احتمالش کم است. چون جنس سلول با ماده یکی است (چگالی یکسان) فوتون

انرژی‌اش را به طور یکسان از دست می‌دهد و اندرکنش در نزدیک سطح سلول یا دیواره رخ می‌دهد.

انرژی E ذخیره می شود و B انرژی بستگی الکترون باقی می ماند که به صورت پرتوی X ظاهر می شود. پرتو X انرژی اش از مرتبه keV است و دوباره فوتوالکتریک برایش اتفاق می افتد. بدین ترتیب تمام انرژی فوتون در سلول ذخیره می شود. بدین ترتیب ذراتی که برهم کنش فوتوالکتریک کرده در قله تمام انرژی ثبت می شوند. احتمال رخ دادن پراکندگی کامپتون 52% است. زمانی که کامپتون رخ دهد، کسری از انرژی فوتون به الکترون داده می شود. گامای پراکنده ای وجود دارد که انرژی را با خود می برد. برهم کنش کامپتون در اینجا در نزدیکی سطح سلول کروی رخ می دهد. الکترون فرار می کند و فوتون پراکنده در سلول ذخیره می شود و قله ای همخوان با انرژی $E_{\gamma'} = E_{\gamma}(1 + 2E_{\gamma}/mc^2)^{-1}$ بدست می آید. این قله همانند قله پس پراکندگی در آشکارسازها است. بدین ترتیب بخش پیوستار کامپتون در این انرژی بیشتر از ذراتی است که در قله تمام انرژی ثبت می شود. اما چون احتمال رخ دادن کامپتون نسبت به دو بافت قبلی بیشتر است در نتیجه بخش پیوستار کامپتون نیز در این بافت بیشتر از دو بافت قبلی است. در نمودار مشاهده می کنیم که در انرژی های پایین احتمال نفوذ فوتون به درون ماده صفر است. همچنین با افزایش عمق شدت فوتون - های گسیلی کاهش می یابد و میزان دز جذب شده کاهش می یابد.

در انرژی 0.05 MeV، احتمال رخ دادن پدیده فوتوالکتریک کاهش می یابد و در مقابل احتمال پراکندگی کامپتون افزایش می یابد. نسبت $\frac{\tau}{\mu} = 0.07805$ و $\frac{\sigma}{\mu} = 0.9219$ است، کسر بزرگتری از ذرات برهم کنش کامپتون انجام می دهند و پیوستار کامپتون را تشکیل می دهند و فقط 0.07805 درصد از آن در تشکیل قله تمام انرژی نقش دارند. در انرژی 0.042 MeV قله ای مشاهده می شود که همخوان با انرژی $E_{\gamma'} = E_{\gamma}(1 + 2E_{\gamma}/mc^2)^{-1}$ است. این قله ناشی از برهم کنش کامپتون است. چون کامپتون در لبه سلول کروی رخ می دهد و منجر به فرار الکترون از سلول و جذب انرژی فوتون در سلول می شود.



شکل ۳-۴ (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت چربی با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.5 MeV و 1 (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت چربی با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.5 MeV و 1.

برای پرتوی گاما با انرژی 0.5 MeV و 1 نیز اثر فوتوالکتریک و کامپتون می‌تواند اتفاق بیفتد. با توجه

به احتمال غالب برهم‌کنش پرتوی گاما در انرژی 0.5 MeV که برابر با $\frac{\tau}{\mu} = 1.082 \times 10^{-4}$

و $\frac{\sigma}{\mu} = 0.99$ است، کسر بسیار بزرگتری از ذرات از طریق پراکندگی کامپتون برهم‌کنش انجام می-

دهند. با افزایش انرژی این نسبت بزرگتر می‌شود و اثر فوتوالکتریک کاهش می‌یابد. تا اینکه در انرژی

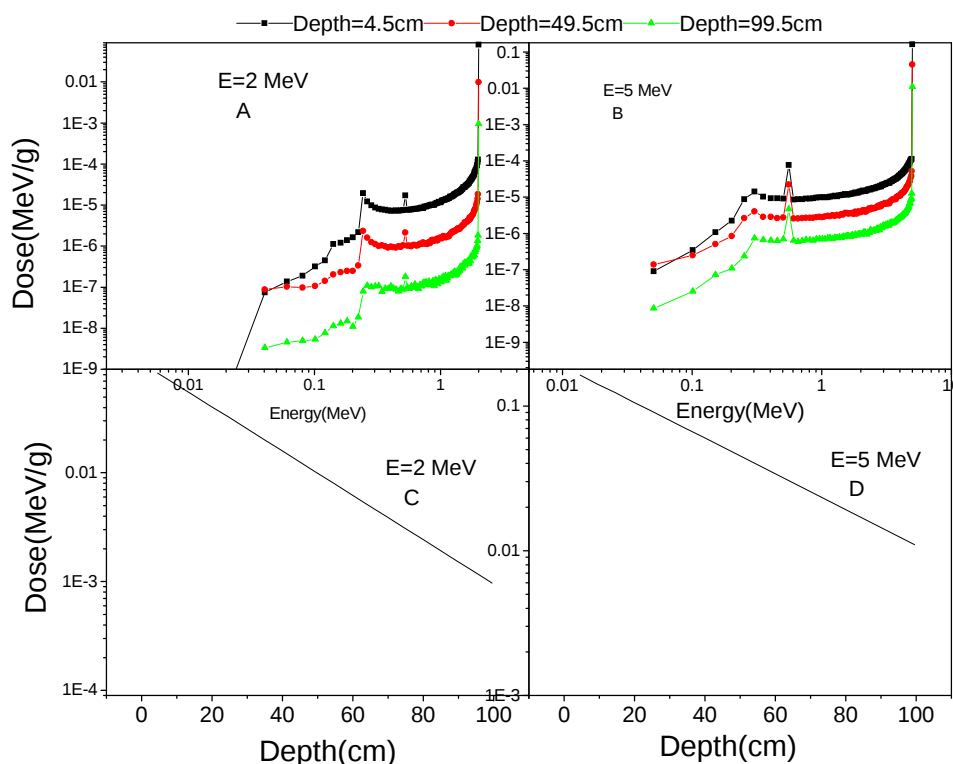
1 MeV این نسبت‌ها به $\frac{\tau}{\mu} = 2.8937 \times 10^{-5}$ و $\frac{\sigma}{\mu} = 1$ می‌رسد. بنابراین بخش وسیعی از طیف را

در این دو انرژی پیوستار کامپتون تشکیل می‌دهد و در انرژی معادل با انرژی

$E_{\gamma'} = E_{\gamma}(1 + 2E_{\gamma}/mc^2)^{-1}$ در هر دو انرژی 0.5 MeV و 1 افزایش قابل توجه در دز مشاهده

می‌شود. چون پراکندگی کامپتون در نزدیکی سطح سلول کروی رخ می‌دهد، الکترون فرار می‌کند و

فوتون پراکنده در سلول ذخیره می‌شود و قله‌ای را در انرژی 0.17 MeV برای گامای 0.5 MeV و 0.203 MeV برای گامای 1 MeV مشاهده می‌کنیم. اثر فوتوالکتریک نیز اتفاق می‌افتد که با رخدادن فوتوالکتریک تمام انرژی گامای فرودی در سلول ذخیره می‌شود و در تشکیل قله تمام انرژی نقش دارد. اما احتمال رخداد فوتوالکتریک خیلی کم است. قسمت عمده‌ای از قله را در انرژی معادل با کل انرژی فوتون‌هایی تشکیل می‌دهند که بدون اندرکنش ضخامت بافت چربی را طی کرده‌اند.



شکل ۳-۴ (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت چربی با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 2 MeV و 5 (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت چربی با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 2 MeV و 5.

در انرژی 2 MeV احتمال $\frac{\sigma}{\mu} = 0.9935$, $\frac{\kappa}{\mu} = 0.00656$, $\frac{\tau}{\mu} = 1.1939 \times 10^{-5}$ است، با افزایش

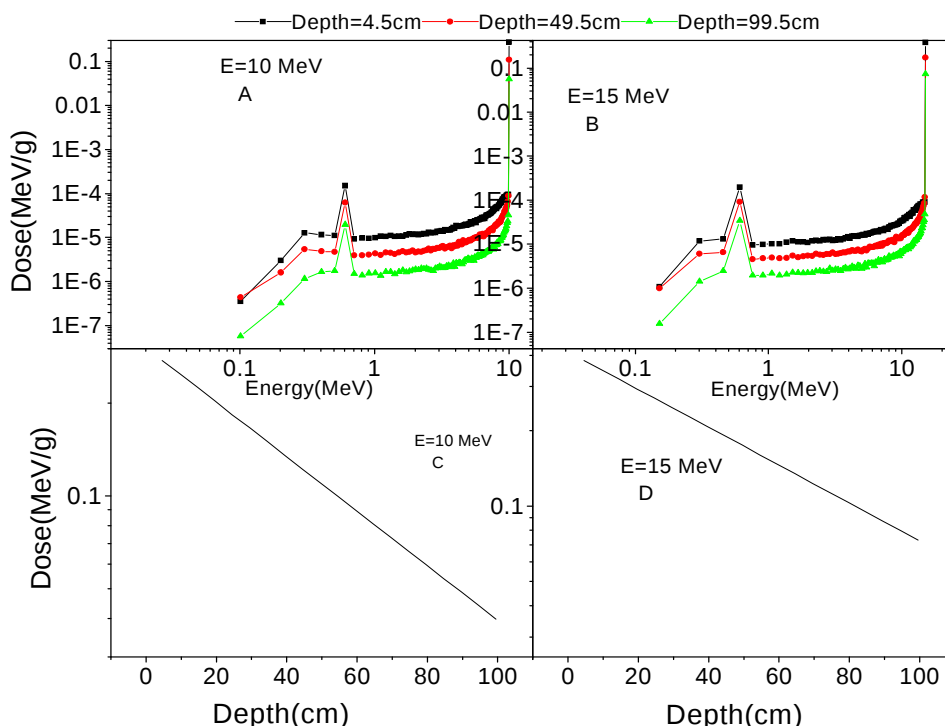
انرژی دز جذب شده افزایش می‌یابد تا اینکه در انرژی معادل با

انرژی $E_{\gamma'} = E_{\gamma}(1 + 2E_{\gamma}/mc^2)^{-1}$ در 0.23 MeV افزایش قابل توجه در دز عمقی به علت

پراکندگی کامپتون است که در نزدیکی سطح سلول کروی رخ می‌دهد که در نتیجه آن الکترون فرار می‌کند و فوتون پراکنده در سلول ذخیره می‌شود.

همچنین در 0.511 MeV قله‌ای مشاهده می‌شود که چون پدیده نابودی در لبه سلول کروی با شعاع 0.5 cm رخ می‌دهد تنها یک فوتون وارد آشکارساز می‌شود و قله‌ای با ارتفاع 0.511 MeV را تولید می‌کند. همچنین در انرژی معادل با کل انرژی قله‌ای که ایجاد شده علاوه بر رخدادن فوتوالکتریک که تمام انرژی ثبت می‌شود، ناشی از فوتون‌هایی که بدون اندرکنش ضخامت بافت را طی کرده‌اند.

در انرژی 5 MeV احتمال $\frac{K}{\mu} = 0.06778$, $\frac{\sigma}{\mu} = 0.9285$, $\frac{\tau}{\mu} = 5.739 \times 10^{-6}$ است. در این انرژی احتمال رخدادن هر سه برهم‌کنش وجود دارد که پدیده غالب کامپتون است و بخش وسیعی از طیف را پیوستار کامپتون تشکیل داده است و بعد از آن تولید زوج که در 0.511 MeV قله‌ای مشاهده می‌شود که چون پدیده نابودی در لبه سلول کروی با شعاع 0.5 cm رخ می‌دهد تنها یک فوتون وارد آشکارساز می‌شود و قله‌ای با ارتفاع 0.511 MeV را تولید می‌کند. همچنین در انرژی معادل با کل انرژی، قله‌ای که ایجاد شده علاوه بر رخدادن فوتوالکتریک که تمام انرژی در قله اصلی ثبت می‌شود، ناشی از فوتون‌هایی که بدون اندرکنش ضخامت بافت را طی کرده‌اند.



شکل ۳-۴۹ (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت چربی با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 10 MeV و 15 (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت چربی با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 10 MeV و 15.

در انرژی 10 MeV و 15 احتمال برهم کنش هر سه پدیده فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج وجود دارد. نسبت این احتمال‌ها برای پرتوی گاما 10 MeV برابر است با

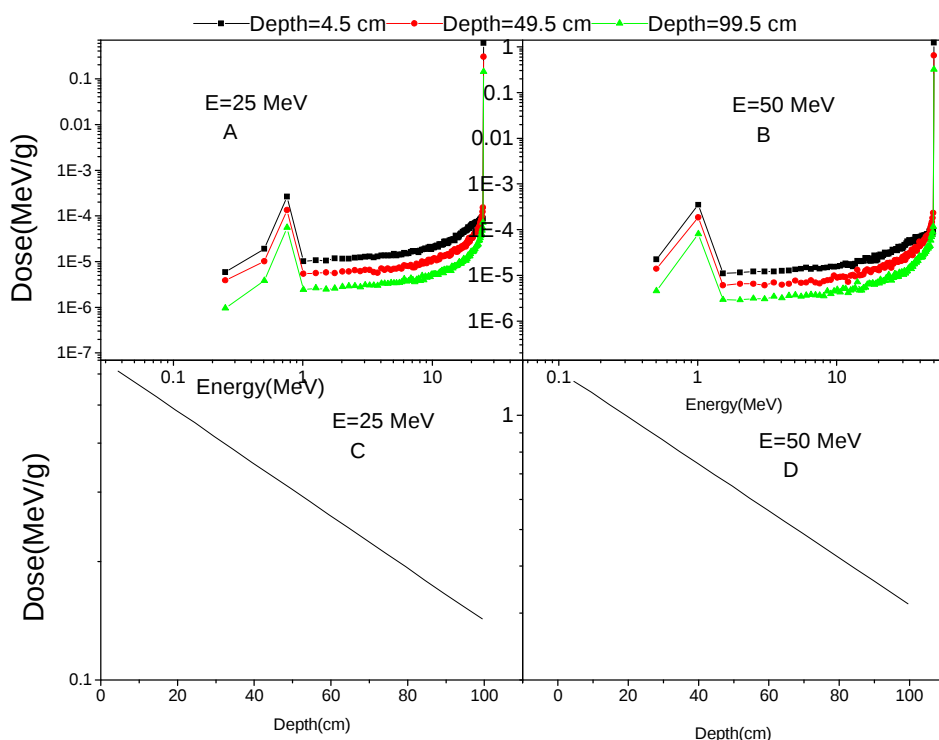
$$\frac{\tau}{\mu} = 3.601 \times 10^{-6}, \frac{\sigma}{\mu} = 0.798, \frac{\kappa}{\mu} = 0.183$$

و برای پرتوی گاما با انرژی 15 MeV برابر با

$$\frac{\tau}{\mu} = 2.6928 \times 10^{-6}, \frac{\sigma}{\mu} = 0.6874, \frac{\kappa}{\mu} = 0.2434$$

است. با افزایش انرژی احتمال رخدادن

کامپتون کاهش و در مقابل تولید زوج افزایش می‌یابد. چون پدیده نابودی در لبه سلول کروی رخ می‌دهد، تنها یک فوتون وارد سلول می‌شود و قله‌ای با ارتفاع 0.511 MeV را ایجاد می‌کند. در انرژی معادل با کل انرژی قله‌ای که ایجاد شده ناشی از فوتون‌هایی که بدون اندرکنش ضخامت بافت را طی کرده‌اند.



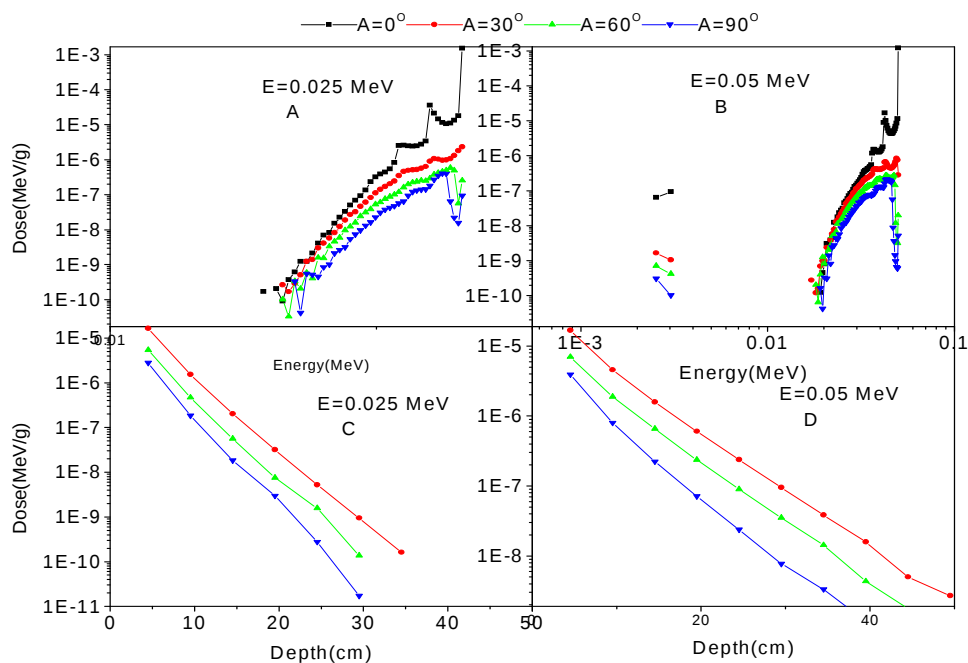
شکل ۳-۵۰ (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت چربی با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 25 MeV و 50 (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت چربی با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 25 MeV و 50

تا انرژی 25 MeV پراکندگی کامپتون همچنان به عنوان فرآیند برتر خودنمایی می‌کند. از انرژی 25 MeV به بعد این فرآیند کاهش می‌یابد و پدیده تولید زوج کم نقش غالب را در بافت چربی ایفا می‌کند. احتمال رخدادن هر یک از این فرآیندها برابر است با $\frac{\tau}{\mu} = 1.885 \times 10^{-6}$, $\frac{\sigma}{\mu} = 0.5297$, $\frac{\kappa}{\mu} = 0.4123$ و در انرژی 50 MeV برابر با $\frac{\tau}{\mu} = 9.38 \times 10^{-7}$, $\frac{\sigma}{\mu} = 0.326$, $\frac{\kappa}{\mu} = 0.5816$ است. در انرژی 50 MeV تولید زوج بیشترین نقش را دارد. با رخدادن پدیده تولید زوج در هر دو انرژی و چون پدیده نابودی در لبه سلول کروی رخ می‌دهد تنها یکی از فوتون‌ها وارد سلول می‌شود و انرژی‌اش را که برابر با 0.511 MeV است را در سلول بجا می‌گذارد. در اینجا چون بازه انرژی به 100 قسمت تقسیم شده است قله‌ای که در 0.511 MeV است با اندکی جابجایی ثبت می‌شود (در انرژی 0.75 MeV برای گامای 25 MeV و

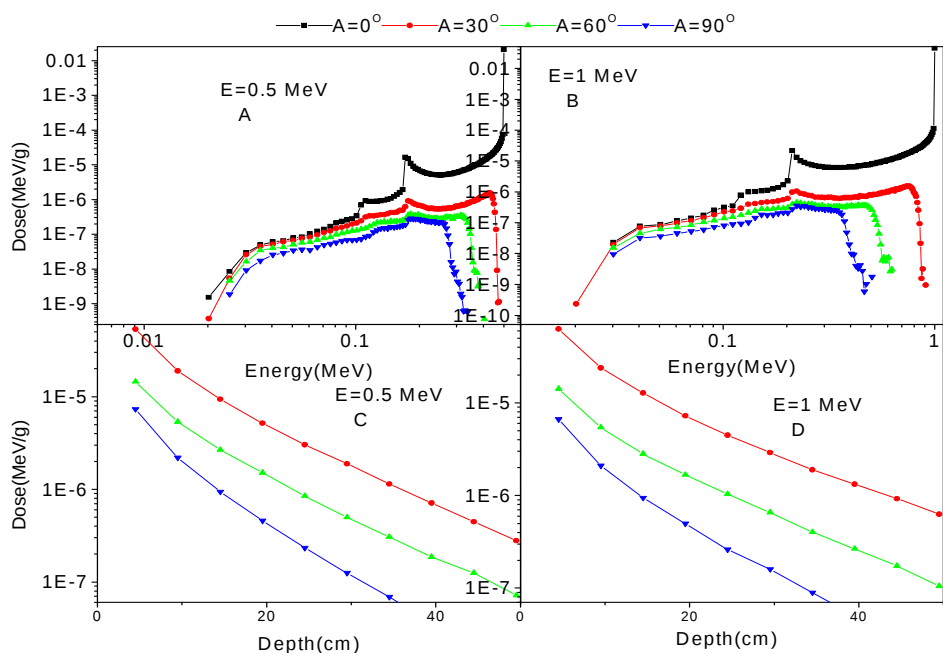
1.01 MeV برای گامای 50 MeV فوتون‌هایی که بدون انجام هیچ برهم‌کنشی ضخامت بافت چربی را طی می‌کنند در قله اصلی که معادل با کل انرژی است ثبت می‌شوند. در همه نمودارهای (C و D) این بخش با افزایش عمق دز جذب شده کاهش می‌یابد. وقتی فوتونی با انرژی اولیه گسیل می‌شود در عمق‌های کمتر انرژی بیشتری جذب می‌شود و فوتون تا رسیدن به عمق‌های بالاتر مقداری از انرژی خود را از دست می‌دهد و میزان انرژی جذب شده نیز کاهش می‌یابد. بنابراین با افزایش عمق بافت دز-عمقی کاهش می‌یابد.

۳-۴-۳ بررسی توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در فانتوم بافت چربی

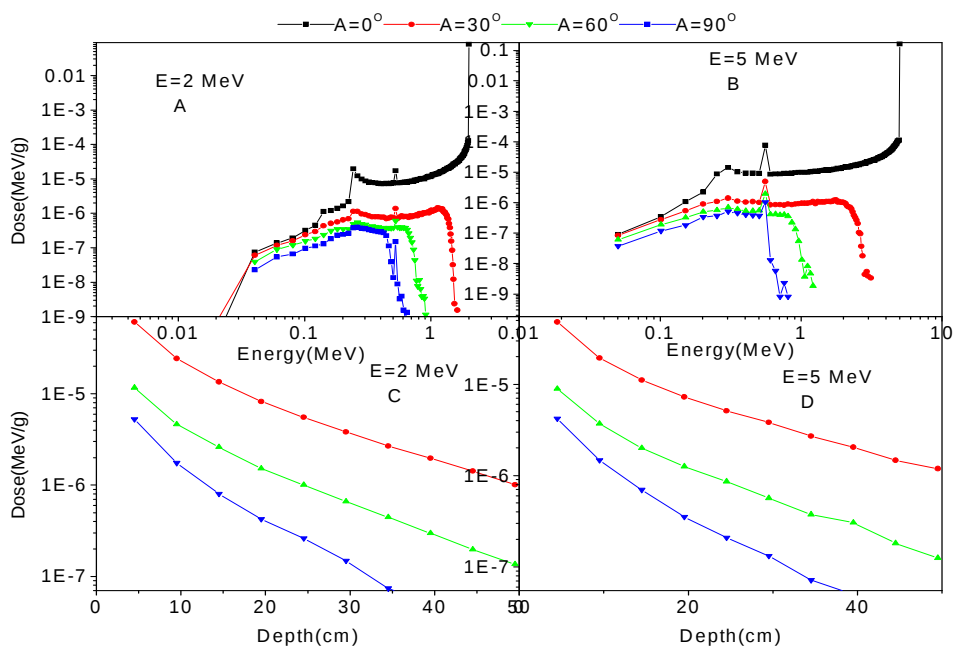
شناخت دقیق توزیع دز و توزیع زاویه‌ای دز-عمقی پرتوهای گاما به منظور طراحی درمان از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. با در نظر گرفتن سلول‌های کروی با شعاع 0.5 cm در زوایای 30، 60 و 90 درجه نسبت به راستای گسیل باریکه به بررسی توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در این بافت پرداخته‌ایم.



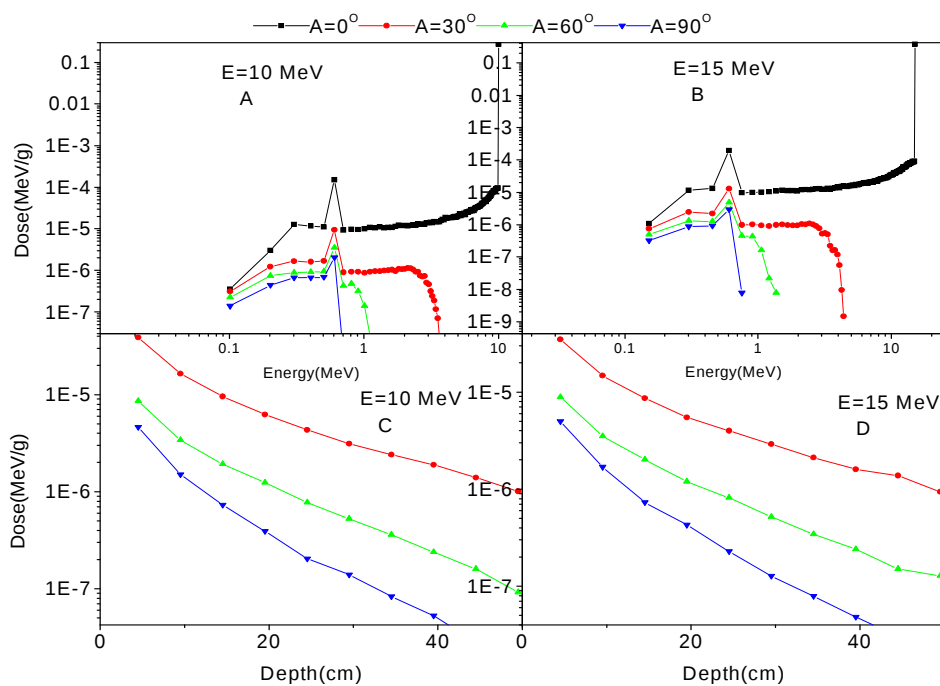
شکل ۳-۵۱ (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0، 30، 60، 90 درجه در عمق 4.5 cm بافت چربی برای باریکه گاما با انرژی 0.025 و 0.05 MeV. (C و D) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 30، 60، 90 گامای فرودی در انرژی 0.025 و 0.05 MeV



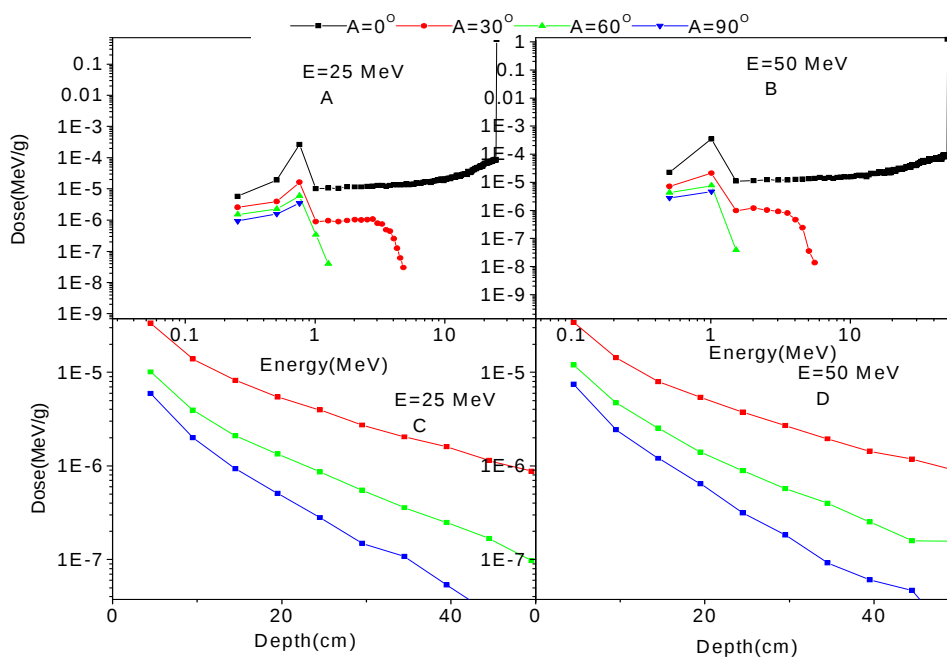
شکل ۳-۵۲ (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0° ، 30° ، 60° و 90° در عمق 4.5 بافت چربی برای باریکه گاما با انرژی 0.5 و 1 MeV. (C و D) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 30° ، 60° ، 90° گامای فرودی در انرژی 0.5 و 1 MeV



شکل ۳-۵۳ (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0° ، 30° ، 60° و 90° در عمق 4.5 بافت چربی برای باریکه گاما با انرژی 2 و 5 MeV. (C و D) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 30° ، 60° ، 90° گامای فرودی در انرژی 2 و 5 MeV



شکل ۳-۵۴ (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0، 30، 60، 90 درجه در عمق cm 4.5 بافت چربی برای باریکه گاما با انرژی 10 و 15 MeV. (C و D) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 30، 60، 90 گامای فرودی در انرژی 10 و 15 MeV



شکل ۳-۵۵ (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0، 30، 60، 90 درجه در عمق cm 4.5 بافت چربی برای باریکه گاما با انرژی 25 و 50 MeV. (C و D) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 30، 60، 90 گامای فرودی در انرژی 25 و 50 MeV

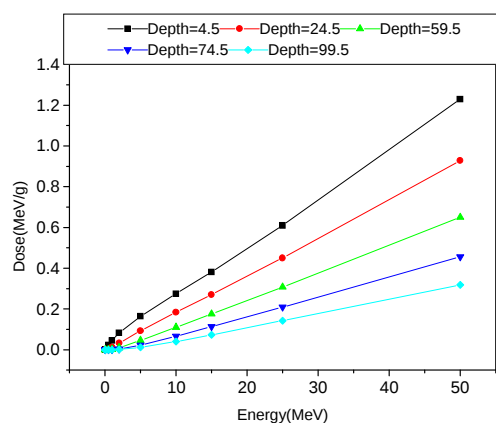
ابعاد بافت در مقایسه با پویش آزاد میانگین فوتون‌های فرودی و ثانویه زیاد است. بنابراین پراکندگی چند گانه فوتون‌ها قابل ملاحظه است. همچنین تمام فوتون‌های تابش ترمزی و فلوئورسانی درون بافت برهم‌کنش می‌کنند. در این صورت فوتون اولیه‌ای که با انرژی ثابت گسیل می‌شوند در اثر پراکندگی فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج تضعیف می‌شوند، وقتی پدیده کامپتون اتفاق می‌افتد فوتون‌ها نا پدید نمی‌شوند، بلکه راستای حرکت و انرژی‌شان تغییر می‌کند. فوتون‌ها یا الکترون‌های ثانویه که تولید می‌شوند به نقاط دیگر بافت غیر از نقطه اولیه انتقال می‌یابند و انرژی آنها نیز انتقال پیدا می‌کند که با انرژی اولیه فوتون متفاوت است. چون فوتون تا رسیدن به این نقطه مقداری از انرژی خود را از دست داده است و این انرژی از دست داده دارای توزیع متفاوت و آماری است. بنابر این در زوایای 30، 60 و 90 درجه مشاهده می‌کنیم که در رنج انرژی پایین هیچ فوتونی وجود ندارد. زیرا در این زوایا فوتون‌های کم انرژی‌تر از 1 MeV داریم که برهم‌کنش می‌کنند و هر چه زاویه بیشتر شود، رنج انرژی پایین‌تر می‌آید. زیرا فوتون تا رسیدن به آن نقطه انرژی بیشتری از دست می‌دهد. انرژی فوتون پراکنده از رابطه
$$E_{\gamma^-} = \frac{E_{\gamma}}{1 + (1 - \cos \theta) E_{\gamma} / mc^2}$$
 بدست می‌آید. در $\theta = \pi$ به کمترین مقدار خود می‌رسد و با انرژی بیشینه الکترون همخوان می‌شود. انرژی کمینه بزرگتر از صفر است. بنابر این غیرممکن است که تمام انرژی فوتون فرودی به الکترون داده شود، انرژی داده شده در فاصله‌ای برابر برد الکترون در داخل ماده از دست می‌رود و فوتون پراکنده فرار می‌کند.

انرژی فوتون پراکنده در $\theta = 0^\circ$ بیشینه است. وقتی که θ از صفر به $\theta = 180^\circ$ افزایش می‌یابد. انرژی فوتون پراکنده کم می‌شود تا در $\theta = \pi$ به کمینه مقدار خود می‌رسد (اینکه انرژی فوتون پراکنده در $\theta = 0$ بیشینه است به این معناست که برخورد رخ نداده است). فوتون پراکنده می‌تواند در هر جهتی پراکنده شود. وقتی زاویه θ افزایش می‌یابد، φ زاویه پس زنی الکترون از 90 به صفر کاهش می‌یابد. بدین ترتیب زاویه φ الکترون پس زده شده محبوس به سمت جلو حرکت می‌کند. در حالیکه فوتون پراکنده می‌تواند در هر جهتی پراکنده شود. این الکترون انرژی فوتون پراکنده را به محیط

جاذب منتقل می‌کند. الکترون کامپتون انرژی‌اش را همانند ذرات β در ماده از دست می‌دهد و در میان فرآورده‌های پرتوگاما یکی از ذرات اصلی یوننده است. مقادیر انرژی فوتون پراکنده در زوایای مختلف در تمامی انرژی‌های مورد بررسی در جدول ۲-۳ درج شده است، با توجه به این جدول و نمودارهای توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در هر انرژی مشاهده می‌کنیم که حد بالای انرژی رسیده به سلول در هر انرژی با نتایج حاصل از نمودار در این بافت مطابقت دارد.

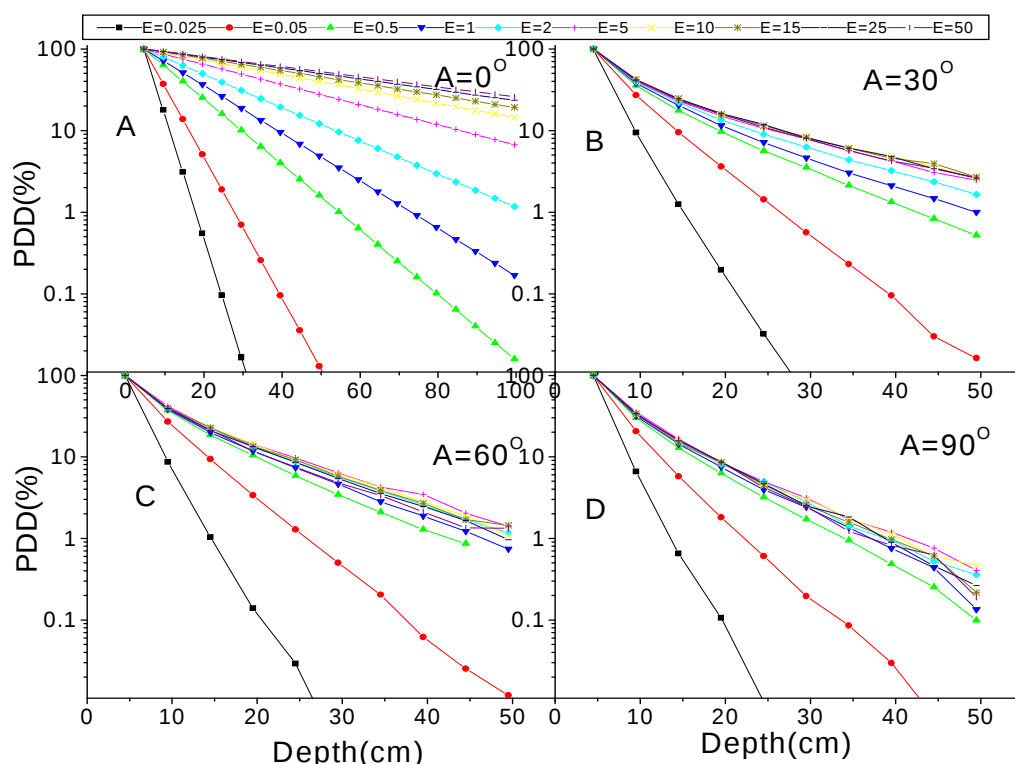
۳-۴-۴ نقش انرژی در توزیع زاویه‌ای دز-عمقی

در قسمت‌های قبلی نمودارهای دز برحسب انرژی در یک عمق و نمودارهای دز برحسب عمق را برای هر یک از انرژی‌های 0.025, 0.05, 0.1, 0.2, 0.5, 1, 10, 15, 25 و 50 MeV همچنین در زوایای 0, 30, 60 و 90 مشاهده کرده‌ایم. در این بخش نمودار، دز بر حسب انرژی در چندین عمق از بافت چربی و نمودارهای درصد دز-عمقی بر حسب عمق در انرژی‌های مختلف برای هر یک از زوایای 0, 30, 60 و 90 درجه آورده شده است. قابل توجه است که در نمودارهای PDD برای محاسبه درصد دز-عمقی، دز در عمق 4.5 cm از بافت نرم به عنوان مرجع 100 در نظر گرفته شده است و دز در نقاط دیگر نسبت به آن سنجیده شده است.



شکل ۳-۵۶ نمودار دز عمقی برحسب انرژی را در چندین عمق از فانتوم بافت چربی

در این شکل با افزایش انرژی پرتوی گاما دز-عمقی در عمق‌های متفاوت از بافت چربی تقریباً به صورت خطی افزایش می‌یابد. شیب نمودار در عمق 4.5 cm بیشتر از شیب نمودار در عمق 24.5 cm و در عمق 24.5 cm بیشتر از 59.5 cm و غیره است. یعنی با افزایش عمق شیب نمودار کمتر می‌شود. با افزایش انرژی دز افزایش می‌یابد. وقتی انرژی زیاد می‌شود تعداد فوتون‌های گسیل شده افزایش می‌یابد. با افزایش انرژی فوتون‌های گسیلی قدرت نفوذ بیشتری پیدا می‌کنند. لذا احتمال رخداد پدیده‌های مختلف برای فوتون وجود دارد. بنابراین با افزایش انرژی میزان انرژی که در واحد جرم جذب می‌شود یا همان دز نیز افزایش می‌یابد. طبق رابطه $D = E_{\gamma} \phi \mu / \rho$ مشاهده می‌کنیم که بین انرژی اولیه فوتون و میزان دز جذبی رابطه مستقیم وجود دارد. پس با افزایش انرژی پرتوی گاما میزان انرژی جذب شده در واحد جرم نیز افزایش می‌یابد و شدت پرتو با ضخامت ماده کاهش می‌یابد. هر چه به عمق ماده پیش می‌رویم میزان انرژی کمتر می‌شود و دز نیز کاهش می‌یابد.



شکل ۳-۵ مقایسه درصد توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب عمق برای بازه انرژی 0.025 – 50 MeV پرتو گامای فرودی در چهار زاویه متفاوت 0، 30، 60، 90 و درجه.

در هر چهار نمودار درصد دز-عمقی بر حسب عمق با افزایش عمق دز جذب شده کاهش می‌یابد که علت آن وابستگی کاهش شار پرتوهای گاما به صورت نمایی می‌باشد. در نتیجه هر چه عمق سلول مورد مطالعه کمتر باشد دز دریافتی ناشی از این انرژی افزایش می‌یابد. در راستای گسیل باریکه شیب نمودار در انرژی‌های پایین بیشتر از شیب نمودار در انرژی‌های بالا است. به عبارتی با افزایش انرژی شیب نمودار درصد دز-عمقی کاهش می‌یابد. با توجه به نمودار ضریب تضعیف جرمی در بافت چربی، با افزایش انرژی ضرایب تضعیف کاهش می‌یابد. بنابر این تغییرات شیب نمودارها به ضریب تضعیف ارتباط دارد که با توجه به آن در انرژی‌های پایین ضریب تضعیف بیشتر است و با افزایش انرژی به یکباره کاهش می‌یابد. شیب کاهش نیز زیاد است و از انرژی 10 MeV به بعد که ضریب تضعیف به مقدار بسیار کمی تغییر می‌کند شیب کمتر می‌شود. از طرفی با توجه به رابطه $I = I_0 e^{-\mu x}$ و ثابت

بودن تقریبی ضرایب تضعیف جرمی در انرژی‌های 15 MeV، 25 و 50 درصد دز-عمقی در این انرژی-ها با شیب کمی همراه است.

با توجه به مقادیر پوشش آزاد میانگین در این انرژی‌ها که مقادیر آن در هر انرژی در جدول ۳-۷ درج شده است. با فرض خطی بودن تغییرات بر حسب عمق (با افزایش عمق میزان خطا افزایش می‌یابد) می‌توان گفت: شیب نمودار در انرژی 0.025 MeV، 2.17 برابر شیب نمودار در انرژی 0.05 MeV و 4.64 برابر در انرژی 0.5 MeV، 6.07 برابر انرژی 1 MeV، 8.69 برابر انرژی 2 MeV، 14.34 برابر انرژی 5 MeV، 22.34 برابر انرژی 10 MeV، 23.31 برابر انرژی 15 MeV، 26.53 برابر انرژی 25 و 28.52 برابر انرژی 50 MeV می‌باشد. همچنین برای دیگر انرژی‌ها به همین صورت قابل توجیح می‌باشد. در انرژی‌های بالا شیب تغییرات نسبت به انرژی‌های پایین به یکدیگر نزدیک می‌شود. مثلاً در انرژی 25 و 50 MeV که شیب نمودار 25 MeV فقط 1.05 برابر شیب تغییرات در انرژی 50 MeV است. در حالیکه در انرژی‌های پایین این تغییرات خیلی بیشتر می‌باشد.

جدول ۳-۷ مقادیر پوشش آزاد میانگین در بافت چربی در چندین انرژی گامای فرودی

$E(\text{MeV})$	E=0.025	E=0.05	E=0.5	E=1	E=2	E=5	E=10	E=15	E=25	E=50
$\lambda(\text{cm})$	2.45	5.33	10.87	14.88	21.38	35.14	54.74	57.11	65	69.89

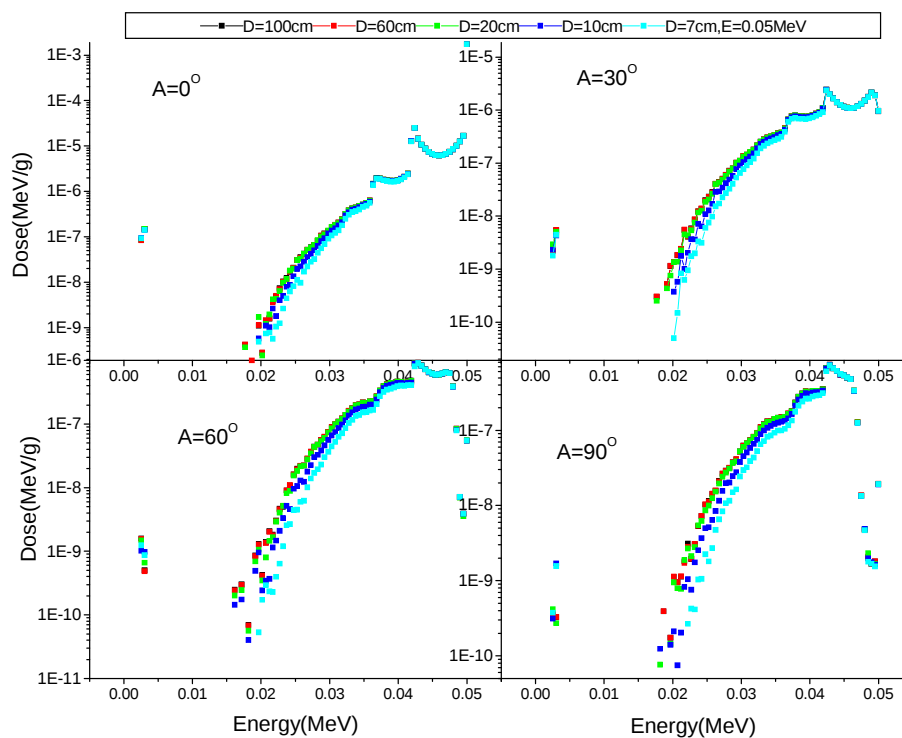
در زاویه 30 درجه مشاهده می‌شود که با افزایش عمق شیب نمودار کاهش می‌یابد. در اینجا نیز شیب تغییرات در انرژی‌های پایین بیشتر از شیب تغییرات در انرژی‌های بالا است. در انرژی 5 MeV به بعد تقریباً شیب هر 5 انرژی 0.05، 0.1، 0.5، 1، 2.5 و 50 به یکدیگر خیلی نزدیک است و علاوه بر این شیب تغییرات در همه انرژی‌ها در زاویه 30 درجه بیشتر از شیب تغییرات در زاویه 0 درجه می‌باشد. چون حد بالای انرژی رسیده به سلول در زاویه 30 درجه در انرژی‌های 0.025، 0.05، 0.1، 0.5، 1، 2.5، 5، 10، 15، 25 و 50 به ترتیب برابر با 0.0248، 0.0493، 0.442، 0.79، 1.31، 2.16، 2.76، 3.04، 3.30 و 3.54 است، هر چه انرژی کمتر باشد شیب تغییرات بیشتر است و دز جذب شده به

سرعت تغییر می‌کند. بنابراین شیب تغییرات در انرژی‌های بالاتر به یکدیگر نزدیکتر می‌شوند. چون انرژی آنها به یکدیگر نزدیکتر می‌شود.

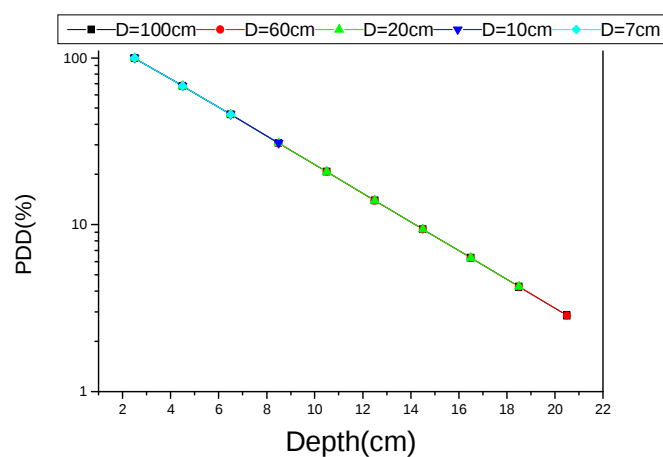
در زوایای 60 و 90 درجه نیز با افزایش عمق کاهش دز جذب شده را داریم که با افزایش زاویه که پراکندگی‌ها بیشتر می‌شود. انرژی رسیده به سلول‌ها کمتر شیب تغییرات در زاویه 90 درجه بیشتر از زاویه 60 درجه و در 60 درجه بیشتر از 30 درجه است. از طرفی چون حد بالای انرژی رسیده به سلول در زاویه 90 درجه خیلی به هم نزدیک می‌شود در نمودار درصد دز-عمقی مشاهده می‌کنیم که در انرژی‌های بالا درصد دز-عمقی با یکدیگر مطابق می‌شوند.

۳-۴-۵ اثر ابعاد در توزیع زاویه‌ای دز-عمقی

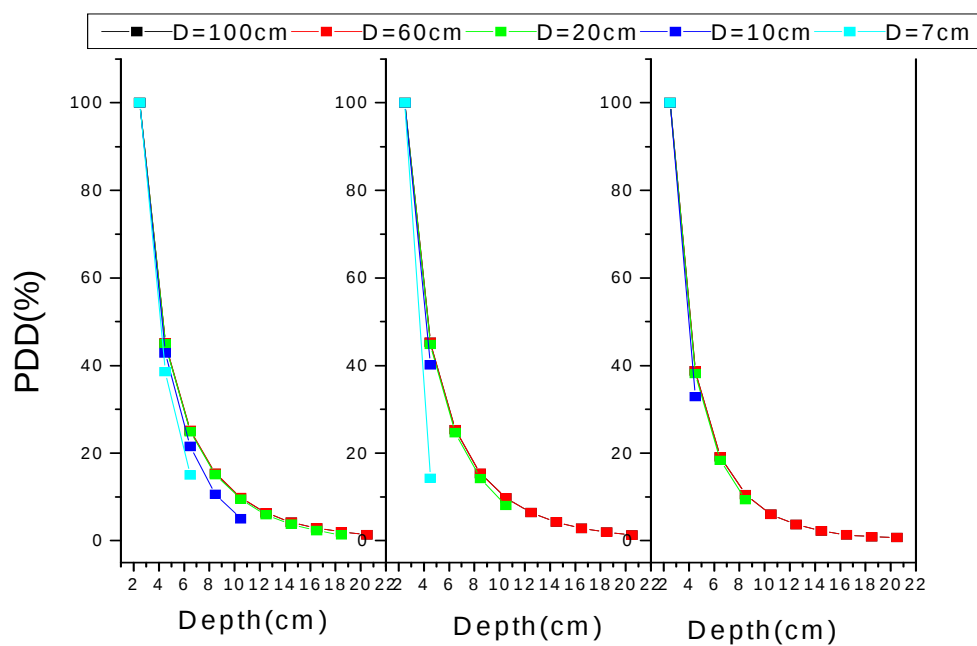
نتایج حاصل از بررسی اثر ابعاد در 5 بعد متفاوت از فانتوم بافت چربی برای 3 انرژی 0.05 MeV، 1 و 15 در شکل‌های زیر آورده شده است.



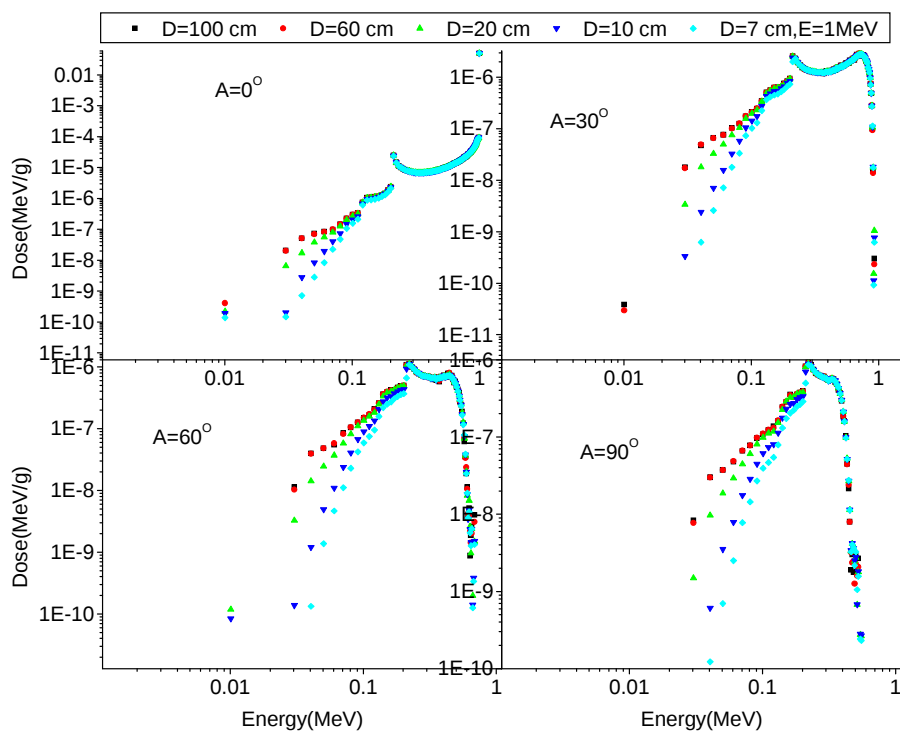
شکل ۳-۵۸ توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm فانتوم بافت چربی در انرژی 0.05 MeV پرتوی گامای فرودی برای پنج بعد.



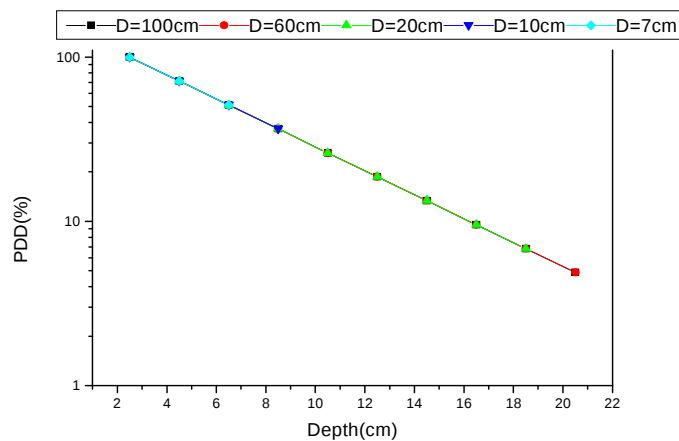
شکل ۳-۵ نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 0.05 MeV برای 5 بعد متفاوت از فانتوم بافت.



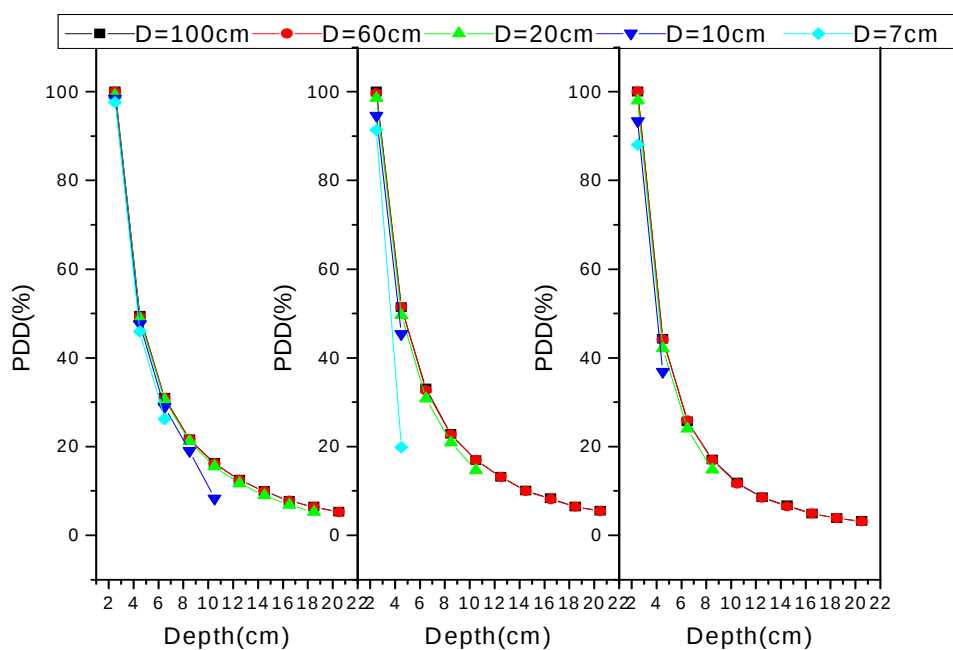
شکل ۳-۶ نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 30، 60، 90 در انرژی 0.05 MeV برای 5 بعد متفاوت از فانتوم بافت



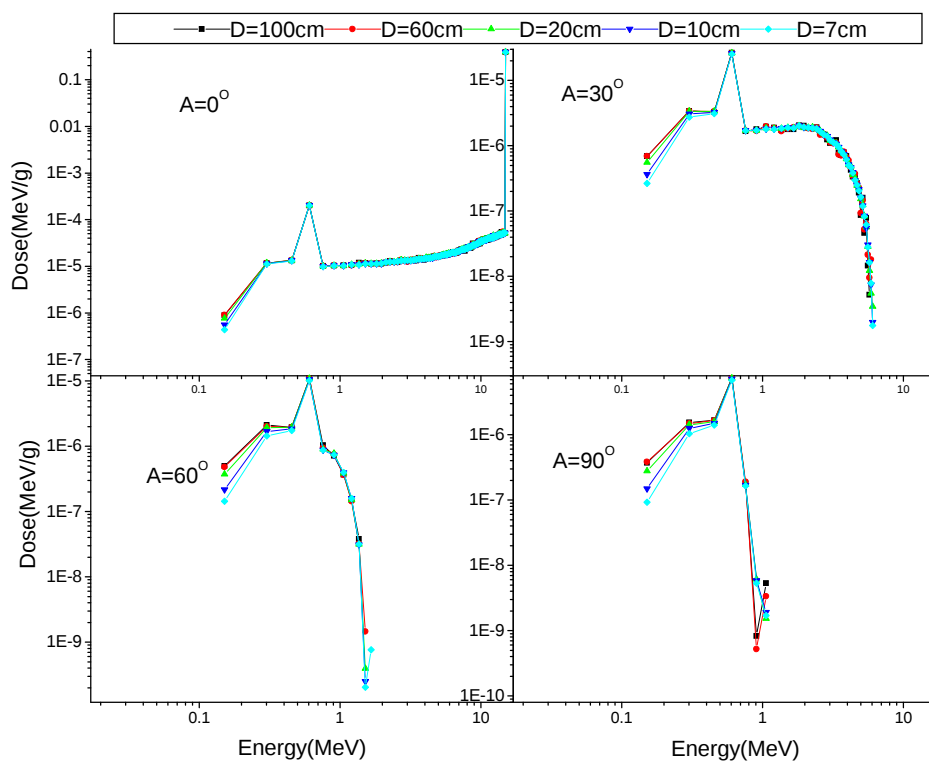
شکل ۳-۶۱ توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm فانتوم بافت چربی در انرژی 1 MeV پرتوی گامای فرودی برای پنج بعد .



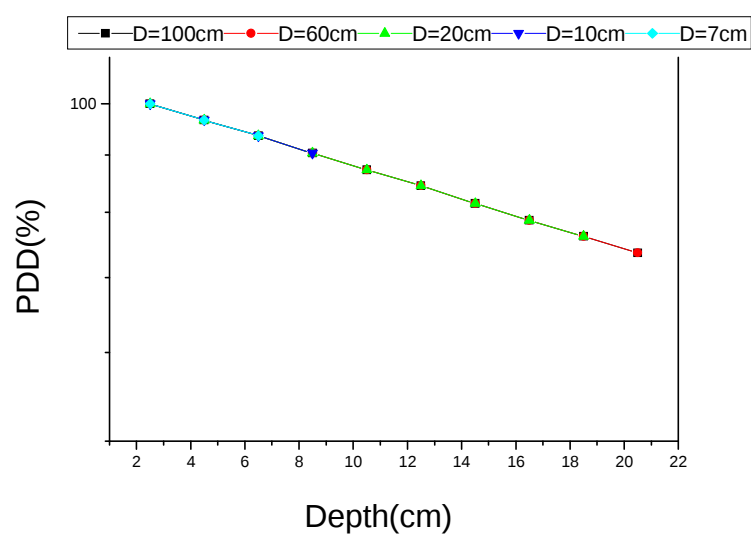
شکل ۳-۶۲ نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 1 MeV برای 5 بعد از فانتوم بافت



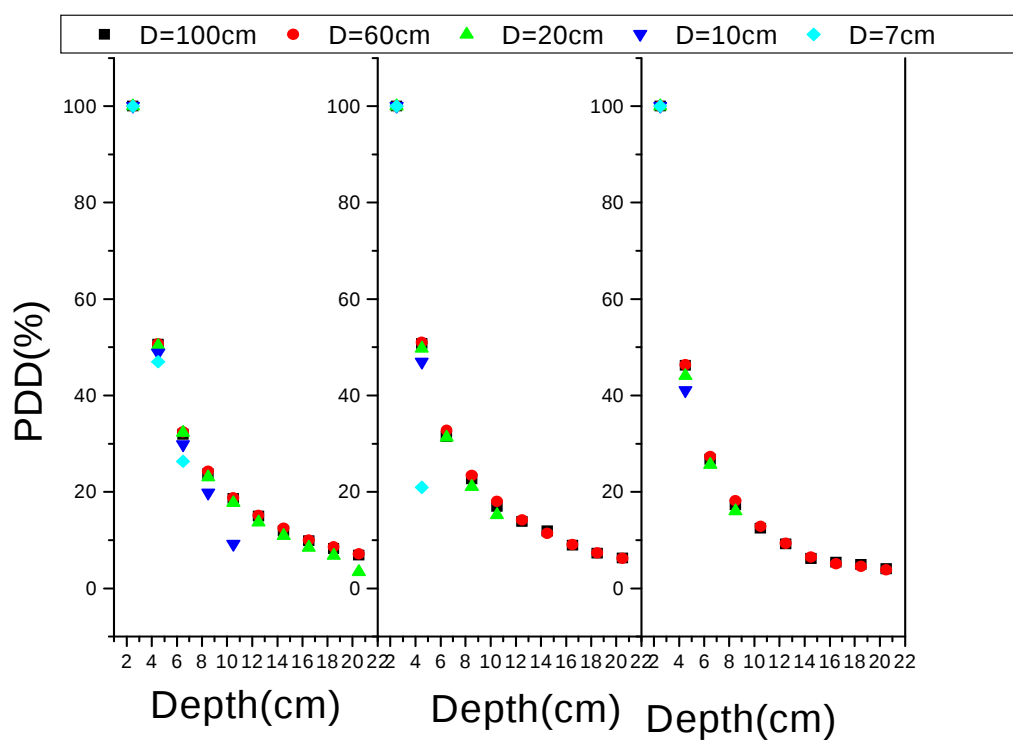
شکل ۳-۶۳ نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی درزوایای 30، 60، 90 در انرژی 1 MeV برای 5 بعد متفاوت از فانتوم بافت



شکل ۳-۶۴ توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm فانتوم بافت چربی در انرژی 15 MeV پرتوی گامای فرودی برای پنج بعد.



شکل ۳-۶۵ نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 15 MeV برای 5 بعد متفاوت از فانتوم بافت



شکل ۳-۶۶ نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 90، 60، 30 در انرژی 15 MeV برای 5 بعد از فانتوم بافت.

با توجه به پویش آزاد میانگین که به انرژی فوتون وابسته است و در انرژی‌های مختلف مقادیر متفاوتی دارد. در انرژی‌های 0.05 MeV، 1 و 15 این مقدار برابر با 5.33، 14.88 و 57.11 cm است. همچنین ضخامت نیم لایه که به ترتیب برابر با 3.73، 10.41 و 39.97 cm است. با در نظر گرفتن ابعاد 100 cm که در مقایسه با پویش آزاد میانگین در این انرژی‌ها زیاد است توزیع دز-عمقی را در زوایای مختلف بررسی کرده‌ایم و با کاهش ابعاد تا حدی که از پویش آزاد میانگین کوچکتر باشد این بررسی‌ها در دیگر ابعاد صورت گرفت. وقتی باریکه فرودی پرتوی گاما وارد بافت چربی می‌شود برهم‌کنش‌هایی را در بافت انجام می‌دهد و پراکندگی چندگانه فوتون کاملاً مشهود می‌باشد. اما فوتونی که بدون برهم‌کنش مسافت بافت چربی را طی می‌کند با کاهش ابعاد تغییری نمی‌کند. تغییرات مربوط به فوتون-های پراکنده می‌باشد. از همین رو در راستای گسیل باریکه که از فرمول $I = I_0 e^{-\mu x}$ پیروی می‌کند هیچگونه تغییراتی را در اثر ابعاد مشاهده نمی‌کنیم و این اثر برای فوتون‌های پراکنده کامپتونی که با کاهش ابعاد از تعداد پراکندگی‌ها کمتر می‌شود اتفاق می‌افتد. همانطور که مشاهده می‌کنیم در زوایای بیشتر اثر کاهش ابعاد بهتر دیده می‌شود. چون پراکندگی‌ها بیشتر است.

اما در هر سه انرژی اثر ابعاد کاملاً مشاهده می‌شود. با توجه به پویش آزاد میانگین که فاصله پیاپی بین دو برهم‌کنش است. پس در انرژی 15 MeV انتظار براین است که این اثر بیشتر از انرژی MeV 1 و در انرژی MeV 1 بیشتر از انرژی 0.05 MeV باشد. چون که پویش آزاد میانگین در انرژی 15 MeV برابر با 57.11 cm است که با کاهش ابعاد، بیشتر از دو انرژی دیگر که پویش آنها 14.88 و 5.33 با میزان دز جذب شده نسبت به ابعاد اولیه آن روبرو شویم.

۳-۴-۶ ضرایب تضعیف در بافت چربی با چگالی 0.95 g.cm^{-3}

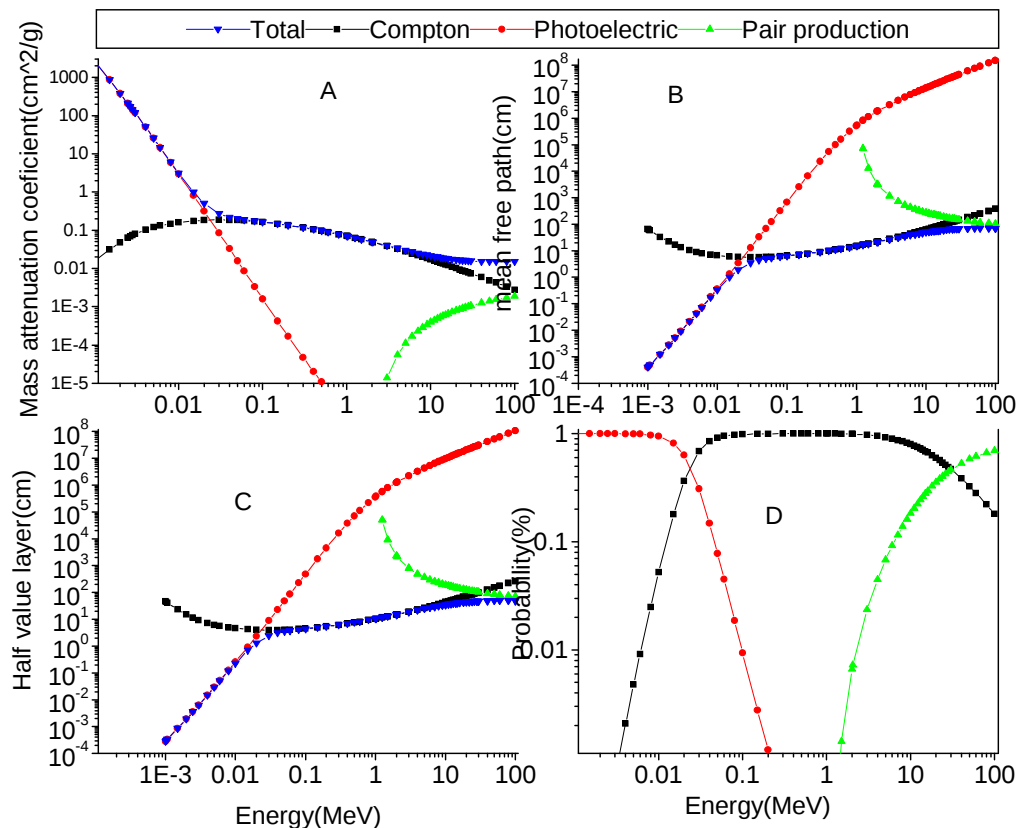
برای گاما‌های کم انرژی ($< 0.024 \text{ MeV}$) مهم‌ترین فرآیند اثر فوتو الکتریک است. در این برهم‌کنش فوتون با یک الکترون مداری برهم‌کنش می‌کند و همه انرژی خود را به الکترون منتقل می‌کند. سطح مقطع فوتو الکتریک با افزایش انرژی گاما به سرعت کاهش می‌یابد. هنگامی که انرژی فوتون به چند

صد keV یا بیشتر برسد (0.024 MeV) بستگی الکترون‌های اتمی نسبتاً کم اهمیت می‌شود و پراکندگی کامپتون برهم‌کنش برتر خواهد شد.

فراتر از انرژی آستانه برای تولید زوج یعنی 1.022 MeV پراکندگی کامپتون برتری خود را همچنان تا انرژی 31 MeV حفظ می‌کند تا این که فرآیند تولید زوج به عنوان برهم‌کنش برتر خود نمائی می‌کند.

در نمودار پویش آزاد میانگین مشاهده می‌شود که با افزایش انرژی پویش آزاد میانگین کل از انرژی $0.001\text{--}0.02 \text{ MeV}$ که فوتوالکتریک اتفاق می‌افتد روند رو به افزایش دارد و از 0.02 MeV به بعد این افزایش از حالت خطی خارج شده و شیب افزایشی آن کم می‌شود و در باز انرژی که تولید زوج رخ می‌دهد، این روند نیز کمتر شده و تقریباً ثابت می‌شود. تغییرات ضخامت نیم‌لایه نیز همانند پویش آزاد میانگین است.

با توجه به نمودار احتمال وقوع هر یک از سه پدیده فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج در بافت چربی در کمترین مقادیر انرژی فوتونی ($<30 \text{ keV}$) اثر فوتوالکتریک بر سایر برهم‌کنش‌ها برتری کامل دارد. با افزایش انرژی فوتونی τ به سرعت کاهش می‌یابد. مقدار آن کمتر از σ می‌شود در گستره انرژی‌های از حدود 25 keV تا 31 MeV تضعیف باریکه فوتونی در بافت ناشی از اثر کامپتون است. در انرژی‌های بیشتر از 1.022 MeV با افزایش انرژی فوتونی ضرایب کامپتون کاهش می‌یابد تا اینکه در انرژی‌های بالا تولید زوج فرآیند برتر است.



شکل ۳-۶ A نمودار ضریب تضعیف B نمودار مسافت آزاد میانگین C ضخامت نیم‌لایه D احتمال برهم‌کنش
برحسب انرژی در گستره 0.001-100 MeV در بافت چربی با چگالی 0.95 g.cm^{-3} [۱۲].

۳-۵ بافت ماهیچه

۳-۵-۱ شبیه‌سازی فانتوم بافت ماهیچه

تا این قسمت سه بافت بدن انسان را شبیه‌سازی کرده‌ایم و آخرین بافتی که در آن به بررسی این تغییرات می‌پردازیم بافت ماهیچه است. بافت ماهیچه از اصلی‌ترین بافت‌های موجود انسانی است و میزان فراوانی این بافت در بدن انسان 43 درصد می‌باشد. ترکیب اتمی و درصد وزنی بافت ماهیچه در جدول ۳-۸ آورده شده است. برای شبیه‌سازی فانتوم بافت ماهیچه بدن انسان بافت را به صورت مکعبی به ضلع 100 cm در نظر گرفته‌ایم. با در نظر گرفتن سلول‌های کروی شکل به شعاع 0.5 cm در فواصل 5 cm از یکدیگر در سرتاسر فانتوم بافت ماهیچه در راستای گسیل باریکه دز عمقی و در

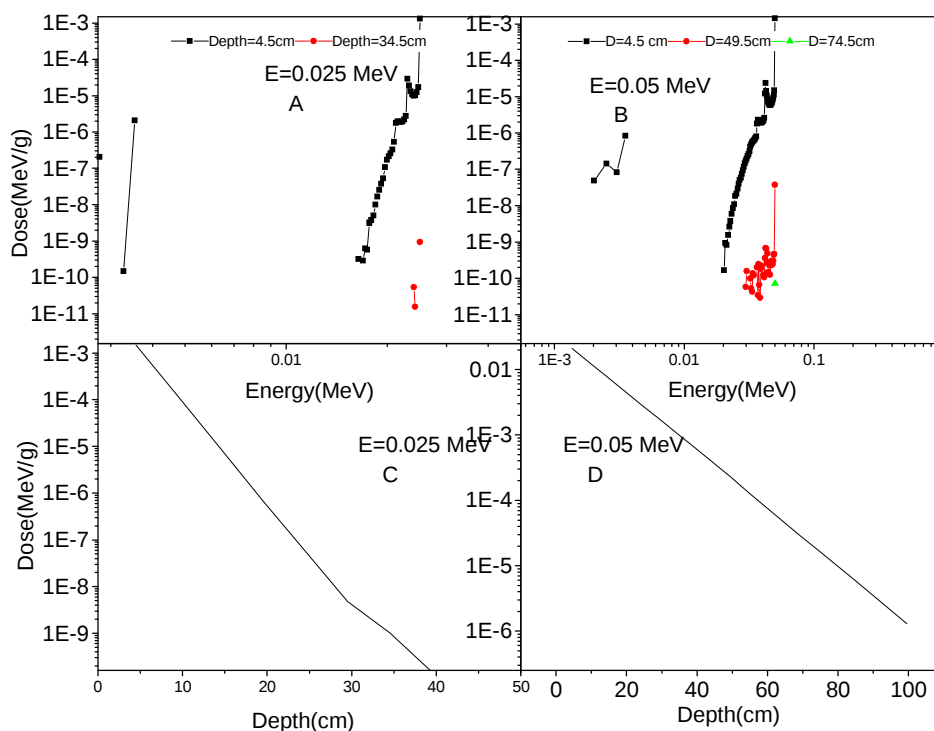
زوایای 30، 60 و 90 نسبت به راستای گسیل باریکه توزیع زاویه ای دز-عمقی با تالی F6 با خطای کمتر از 0.05 در راستای گسیل پرتو گاما و خطای کمتر از 0.1 در زوایا مورد بررسی قرار گرفت. باریکه موازی گاما از مرکز یک سطح مکعب به مرکز مکعب گسیل شده است. انرژی پرتوی گاما از MeV 0.025-50 در نظر گرفته شده است. برای بررسی نقش ابعاد در توزیع زاویه ای دز-عمقی با کاهش ابعاد به اندازه های 60، 20، 10 و 7 سانتیمتر و در نظر گرفتن سلول های کروی شکل به شعاع 0.5 cm در فواصل 2 cm از یکدیگر به بررسی نقش ابعاد ماده در 3 انرژی 0.05 MeV، 1 و 15 می پردازیم.

جدول ۳-۸: ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت ماهیچه با چگالی 1.05 g.cm^{-3}

نام عنصر	درصدوزنی دریافت	نام عنصر	درصدوزنی دریافت
هیدروژن	10.2	فسفر	0.3
کربن	14.3	گوگرد	0.1
نیتروژن	3.4	کلر	0.1
اکسیژن	71.0	پتاسیم	0.4
سدیم	0.1		

۳-۵-۲ بررسی دز-عمقی در فانتوم بافت ماهیچه

برای بررسی دز-عمقی در بافت نرم، بعد از شبیه سازی فانتوم مکعبی شکل بافت نرم با ضلع 100 cm برای محاسبات دز در نقاط مختلف بافت، سلول های کروی شکل با شعاع 0.5 cm را از عمق 4.5 cm تا عمق 99.5 cm در فاصله 5 cm از یکدیگر در نظر گرفته ایم و دز را در هر یک از آنها محاسبه کرده ایم. در شکل های زیر نمودار مربوط به دز را در سه عمق متفاوت از بافت نرم و نمودار دز-عمقی را بر حسب فاصله برای پرتوهای گاما با انرژی MeV 0.025، 0.05، 0.1، 0.2، 0.5، 1، 10، 15، 25 و 50 مشاهده می کنیم..



شکل ۳-۶۸ (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت ماهیچه با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.025 MeV و 0.05 (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت ماهیچه با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.025 MeV و 0.05.

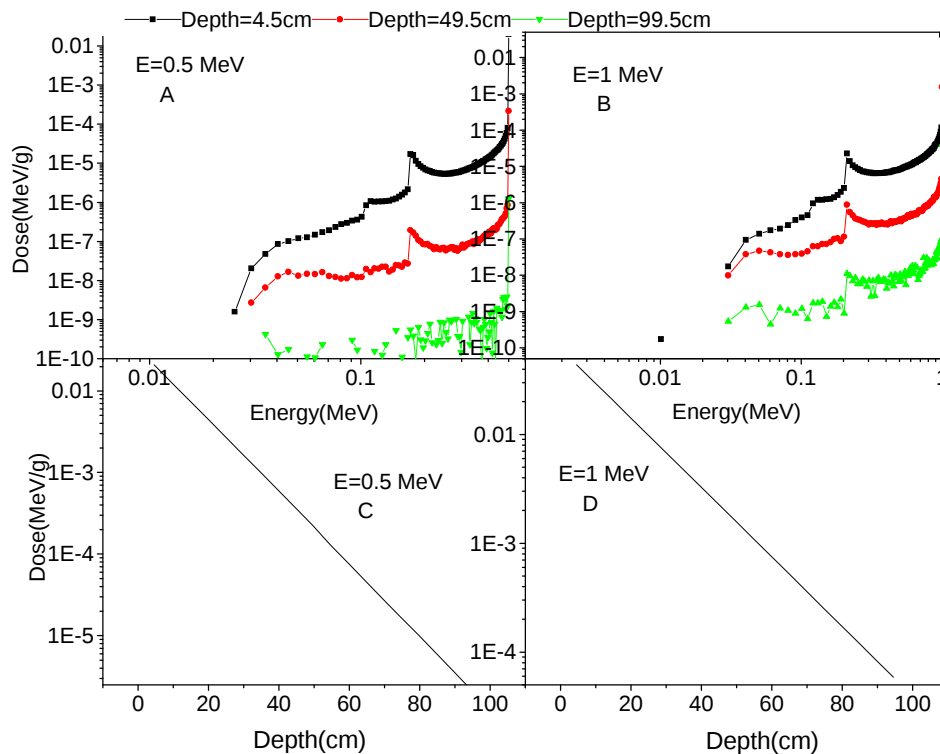
زمانیکه انرژی گامای فرودی 25 keV است، فوتون می‌تواند از طریق اثر فوتوالکتریک و کامپتون برهم‌کنش کند. با توجه به احتمال اندرکنش غالب پرتوی گاما در این انرژی که دارای نسبت $\frac{\tau}{\mu} = 0.48$ و $\frac{\sigma}{\mu} = 0.36$ است، کسر بزرگتری از ذرات برهم‌کنش فوتوالکتریک انجام می‌دهند. زمانی که فوتوالکتریک رخ دهد، فوتون ناپدید می‌شود و یک الکترون با انرژی $(E - B)$ (B انرژی بستگی الکترون است) ظاهر می‌شود. برد الکترون آنقدر کوتاه است که می‌توان با اطمینان فرض کرد همه انرژی الکترون در سلول ذخیره می‌شود. چون جنس سلول با ماده یکی است (چگالی یکسان) فوتون انرژی‌اش را به طور یکسان از دست می‌دهد و اندرکنش در نزدیک سطح سلول یا دیواره رخ می‌دهد. E ذخیره می‌شود و B می‌ماند که به صورت پرتوی X ظاهر می‌شود پرتوی X انرژی‌اش از مرتبه keV است و دوباره فوتوالکتریک برایش اتفاق می‌افتد و بدین ترتیب تمام انرژی فوتون در سلول

ذخیره می‌شود. بدین ترتیب ذراتی که برهم‌کنش فوتوالکتریک کرده‌اند در قله تمام انرژی ثبت می‌شوند. احتمال رخدادن پراکندگی کامپتون 36% است. زمانی که کامپتون رخ دهد، کسری از انرژی فوتون به الکترون داده می‌شود. گامای پراکنده‌ای وجود دارد که انرژی را با خود می‌برد. برهم‌کنش کامپتون در اینجا در نزدیکی سطح سلول کروی رخ می‌دهد. الکترون فرار می‌کند و فوتون پراکنده در سلول ذخیره می‌شود و قله‌ای را همخوان با انرژی $E_{\gamma'} = E_{\gamma}(1 + 2E_{\gamma}/mc^2)^{-1}$ تولید می‌کند که این قله همانند قله پس پراکندگی در آشکارسازها است. بدین ترتیب بخش پیوستار کامپتون در این انرژی کمتر از ذراتی است که در قله تمام انرژی ثبت می‌شود.

با افزایش عمق شدت فوتون‌های گسیلی کاهش می‌یابد و میزان دز جذب شده کاهش می‌یابد. همچنانکه می‌بینیم در عمق 39.5 cm دز جذب شده چقدر نسبت به عمق 4.5 cm کاهش یافته است و در عمق‌های بالاتر به صفر می‌رسد.

در انرژی 0.05 MeV احتمال رخدادن پدیده فوتوالکتریک کاهش می‌یابد. در مقابل احتمال پراکندگی کامپتون افزایش می‌یابد. نسبت $\frac{\tau}{\mu} = 0.1257$ و $\frac{\sigma}{\mu} = 0.7911$ است. کسر بزرگتری از ذرات برهم‌

کنش کامپتون انجام می‌دهند و پیوستار کامپتون را تشکیل می‌دهند و فقط 12% از آن در تشکیل قله تمام انرژی نقش دارند. در انرژی 0.042 MeV قله‌ای مشاهده می‌شود که همخوان با انرژی $E_{\gamma'} = E_{\gamma}(1 + 2E_{\gamma}/mc^2)^{-1}$ است. چون پراکندگی کامپتون در نزدیکی سطح سلول کروی رخ می‌دهد الکترون فرار می‌کند و فوتون پراکنده در سلول ذخیره می‌شود.



شکل ۳-۶۹ (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت ماهیچه با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.5 MeV و 1. (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت ماهیچه با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 0.5 MeV و 1.

برای پرتوی گاما با انرژی 0.5 MeV و 1 نیز اثر فوتوالکتریک و کامپتون می تواند اتفاق بیافتد. احتمال

غالب برهم کنش پرتوی گاما در انرژی 0.5 MeV برابر با $\frac{\tau}{\mu} = 2.122 \times 10^{-4}$ و $\frac{\sigma}{\mu} = 0.997$ است.

کسر بسیار بزرگتری از ذرات از طریق پراکندگی کامپتون برهم کنش انجام می دهند. با افزایش انرژی این نسبت بزرگتر می شود و اثر فوتوالکتریک کاهش می یابد. تا اینکه در انرژی 1 MeV این نسبت ها

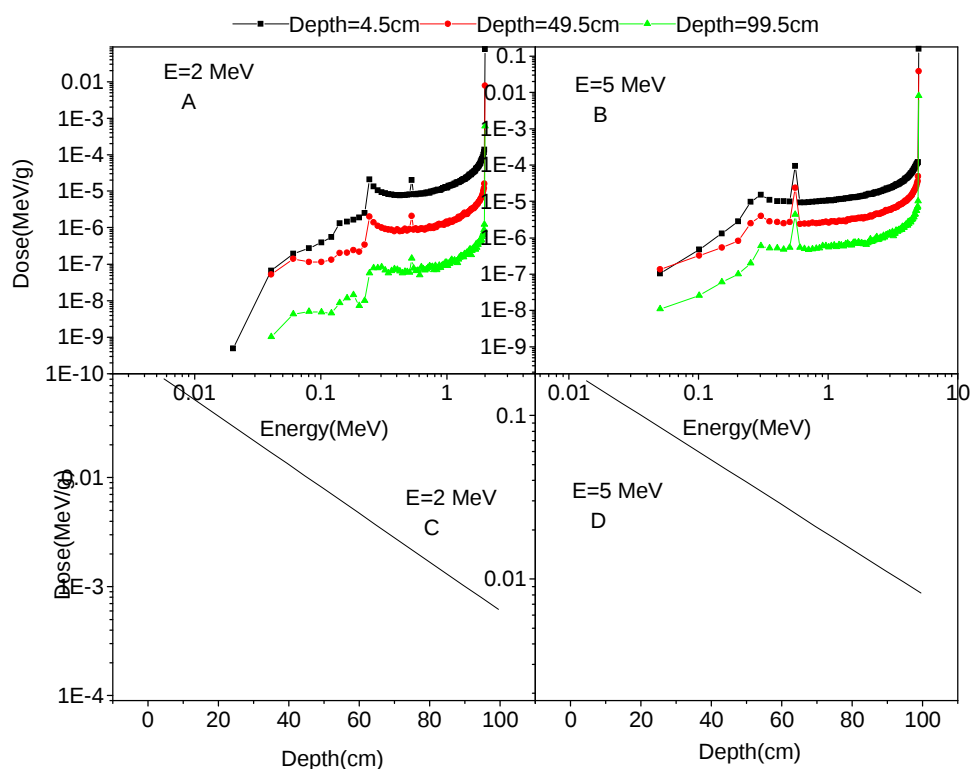
به $\frac{\tau}{\mu} = 5.69 \times 10^{-5}$ و $\frac{\sigma}{\mu} = 0.999$ می رسد. بنابراین بخش وسیعی از طیف را در این دو انرژی

پیوستار کامپتون تشکیل می دهد. در انرژی معادل انرژی $E_{\gamma} = E_{\gamma}(1 + 2E_{\gamma}/mc^2)^{-1}$ در هر دو

انرژی 0.5 MeV و 1 افزایش قابل توجه در دز مشاهده می شود که به این علت که پراکندگی کامپتون

در نزدیکی سطح سلول کروی رخ می دهد، الکترون فرار می کند و فوتون پراکنده در سلول ذخیره می -

شود و قله‌ای را در انرژی 0.17 MeV برای گامای 0.5 MeV و 0.203 MeV برای گامای 1 MeV مشاهده می‌کنیم. اثر فوتوالکتریک نیز اتفاق می‌افتد که با رخدادن فوتوالکتریک تمام انرژی گامای فرودی در سلول ذخیره می‌شود و در تشکیل قله تمام انرژی نقش دارد. اما احتمال رخداد فوتوالکتریک خیلی کم است و قسمت عمده‌ای از قله را در انرژی معادل با کل انرژی، فوتون‌هایی تشکیل می‌دهند که بدون اندرکنش ضخامت بافت ماهیچه را طی کرده‌اند.



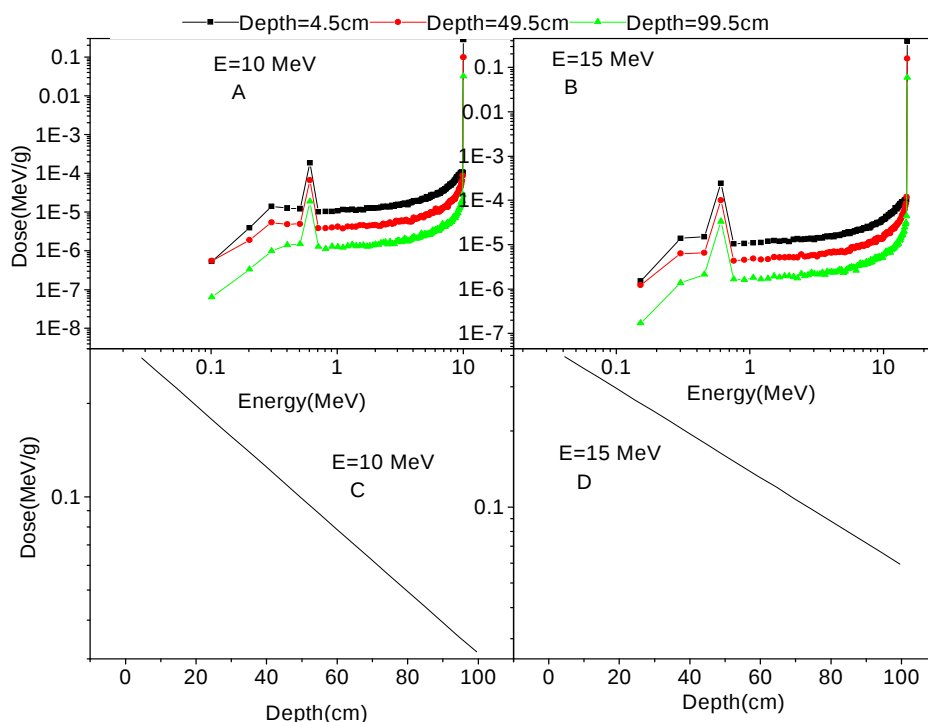
شکل ۳-۷ (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت ماهیچه با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 2 MeV و (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت ماهیچه با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 2 MeV و 5.

برای فوتون با $E > 1.022 \text{ MeV}$ علاوه بر اثر فوتوالکتریک و کامپتون برهم‌کنش کامپتون هم ممکن است اتفاق بیافتد. در تولید زوج، فوتون ناپدید می‌شود و یک زوج الکترون-پوزیترون تولید می‌شود. در

انرژی 2 MeV احتمال $\frac{\tau}{\mu} = 2.35 \times 10^{-5}$, $\frac{\sigma}{\mu} = 0.992$, $\frac{\kappa}{\mu} = 0.00779$ است. با افزایش انرژی دز

جذب شده افزایش می‌یابد. تا اینکه در انرژی معادل با انرژی $E_{\gamma} = E_{\gamma}(1 + 2E_{\gamma}/mc^2)^{-1}$ در 0.23 MeV افزایش قابل توجه در دز عمقی به علت پراکندگی کامپتون است که در نزدیکی سطح سلول کروی رخ می‌دهد. در نتیجه آن الکترون فرار می‌کند و فوتون پراکنده در سلول ذخیره می‌شود. همچنین در 0.511 MeV قله‌ای مشاهده می‌شود. چون پدیده نابودی در لبه سلول کروی با شعاع cm 0.5 رخ می‌دهد تنها یک فوتون وارد آشکارساز می‌شود و قله‌ای با ارتفاع 0.511 MeV را تولید می‌کند. فوتون‌هایی که بدون اندرکنش ضخامت بافت را طی کرده‌اند در قله اصلی طیف ثبت می‌شوند.

در انرژی 5 MeV احتمال $\frac{\tau}{\mu} = 1.017 \times 10^{-5}$, $\frac{\sigma}{\mu} = 0.919$, $\frac{\kappa}{\mu} = 0.077$ است. در این انرژی احتمال رخدادن هر سه برهم‌کنش وجود دارد. پدیده غالب در این انرژی کامپتون است و بخش وسیعی از طیف را پیوستار کامپتون تشکیل داده است. در اینجا به علت رخدادن تولید زوج و چون پدیده نابودی در لبه سلول کروی با شعاع cm 0.5 رخ می‌دهد تنها یک فوتون وارد آشکارساز می‌شود و قله‌ای با ارتفاع 0.511 MeV را تولید می‌کند. همچنین در انرژی معادل با کل انرژی، قله‌ای که ایجاد شده علاوه بر رخدادن فوتوالکتریک که تمام انرژی در قله اصلی ثبت می‌شود، ناشی از فوتون‌هایی است که بدون اندرکنش ضخامت بافت را طی کرده‌اند.

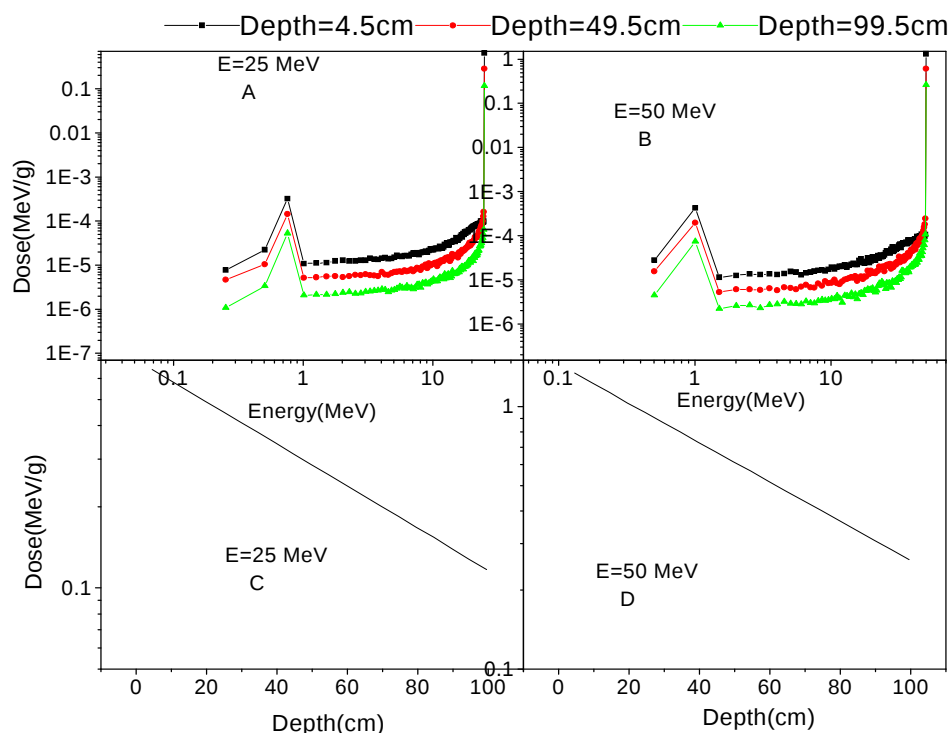


شکل ۳-۷ (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت ماهیچه با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 10 MeV و 15 (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت ماهیچه با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 10 MeV و 15.

در انرژی 10 MeV و 15 احتمال برهم کنش هر سه پدیده فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج وجود دارد. نسبت این احتمال ها برای پرتوی گاما 10 MeV برابر با $\frac{\tau}{\mu} = 6.78 \times 10^{-6}$, $\frac{\sigma}{\mu} = 0.773$, $\frac{\kappa}{\mu} = 0.2089$ با 15 MeV برابر با

است. $\frac{\tau}{\mu} = 4.98 \times 10^{-6}$, $\frac{\sigma}{\mu} = 0.655$, $\frac{\kappa}{\mu} = 0.312$ با افزایش انرژی احتمال رخداد کامپتون

کاهش و تولید زوج افزایش می یابد. در هر دو انرژی در انرژی 0.511 MeV افزایش قابل توجه در دز ناشی از پدیده تولید زوج است که چون پدیده نابودی در لبه سلول کروی رخ می دهد. تنها یک فوتون وارد سلول می شود و قله ای با ارتفاع 0.511 MeV را ایجاد می کند. در انرژی معادل با کل انرژی قله ای که ایجاد شده علاوه بر رخداد فوتوالکتریک که تمام انرژی در قله اصلی ثبت می شود، ناشی از فوتون هایی که بدون اندرکنش ضخامت بافت را طی کرده اند.



شکل ۳-۲۲ (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی در چند عمق متفاوت از بافت ماهیچه با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 25 MeV و 50 MeV (C و D) نمودار دز-عمقی بر حسب عمق در بافت ماهیچه با ابعاد 100 برای باریکه گاما با انرژی 25 MeV و 50 MeV.

تا انرژی 25 MeV پراکندگی کامپتون همچنان به عنوان فرآیند برتر خودنمایی می‌کند تا اینکه از انرژی 25 MeV به بعد این فرآیند کاهش می‌یابد. پدیده تولید زوج کم کم نقش غالب را در بافت ماهیچه ایفا می‌کند. احتمال رخدادن هر یک از این فرآیندها در انرژی 25 MeV و 50 برابر با

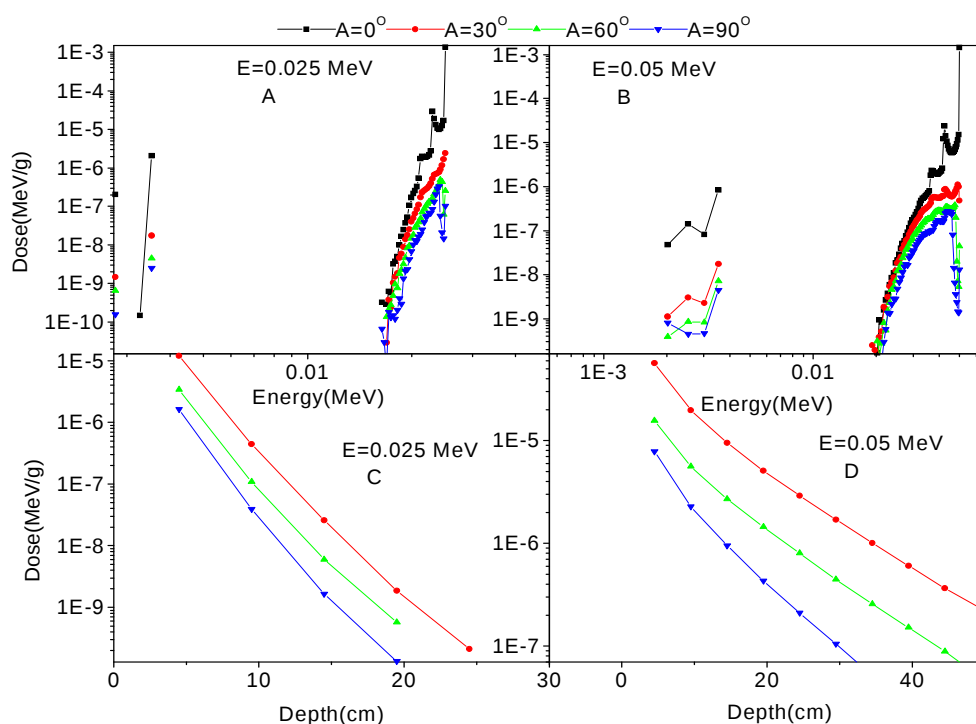
$$\frac{\tau}{\mu} = 1.65 \times 10^{-6}, \frac{\sigma}{\mu} = 0.29, \frac{\kappa}{\mu} = 0.620, \frac{\tau}{\mu} = 3.2 \times 10^{-6}, \frac{\sigma}{\mu} = 0.44, \frac{\kappa}{\mu} = 0.463$$

است. همچنانکه مشاهده می‌شود در انرژی 50 MeV تولید زوج بیشترین نقش را دارد. چون پدیده نابودی در لبه سلول کروی رخ می‌دهد، تنها یکی از فوتونها وارد سلول می‌شود و انرژی اش را که برابر با 0.511 MeV است را در سلول بجا می‌گذارد. فوتون‌هایی که بدون انجام هیچ برهم‌کنشی ضخامت بافت ماهیچه را طی می‌کنند در قله اصلی که معادل با کل انرژی است ثبت می‌شوند. در همه نمودارهای (C و D) این بخش با افزایش عمق دز جذب شده کاهش می‌یابد، وقتی فوتونی با

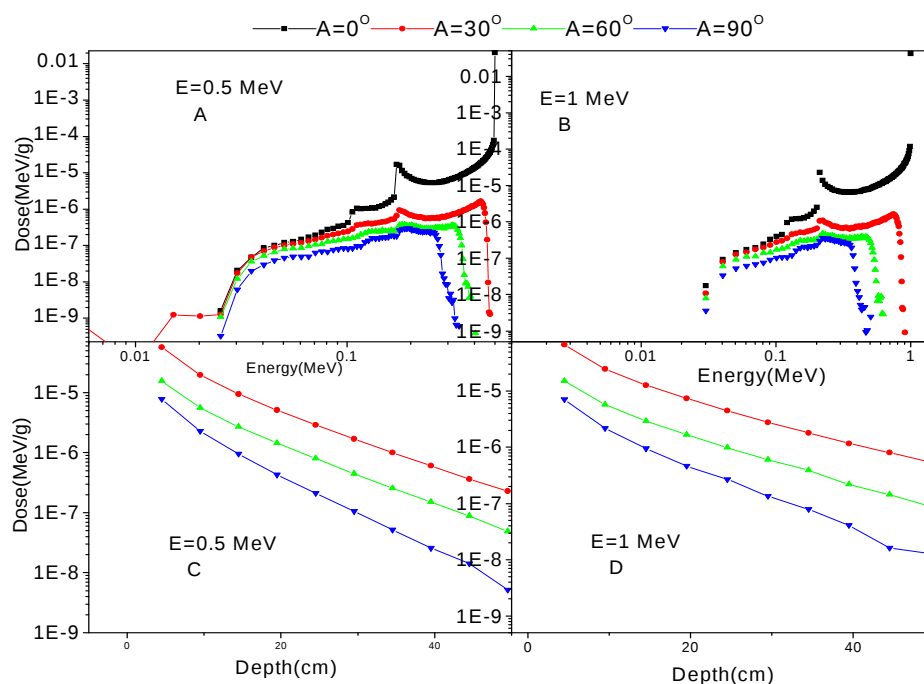
انرژی اولیه گسیل می‌شود، در عمق‌های کمتر انرژی بیشتری جذب می‌شود و فوتون تا رسیدن به عمق‌های بالاتر مقداری از انرژی خود را از دست می‌دهد و میزان انرژی جذب شده نیز کاهش می‌یابد. بنابراین با افزایش عمق بافت دز-عمقی کاهش می‌یابد.

۳-۵-۳ بررسی توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در فانتوم بافت ماهیچه

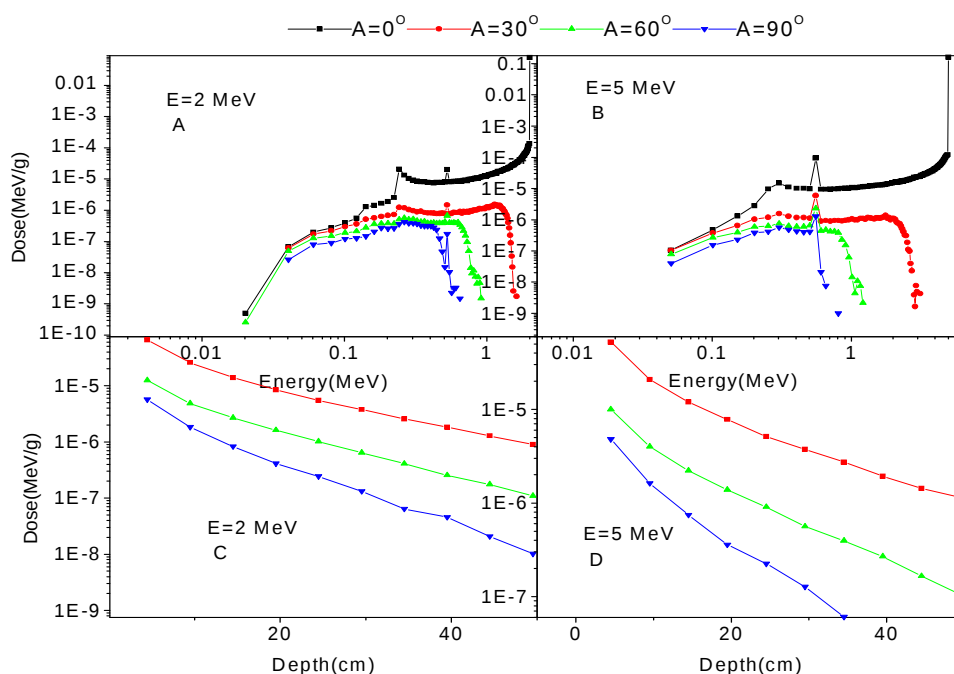
با در نظر گرفتن سلول‌های کروی با شعاع 0.5 cm در زوایای 30، 60 و 90 درجه نسبت به راستای گسیل باریکه به بررسی توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در این بافت پرداخته‌ایم. نتایج این بررسی‌ها در شکل‌های زیر نمایش داده شده است.



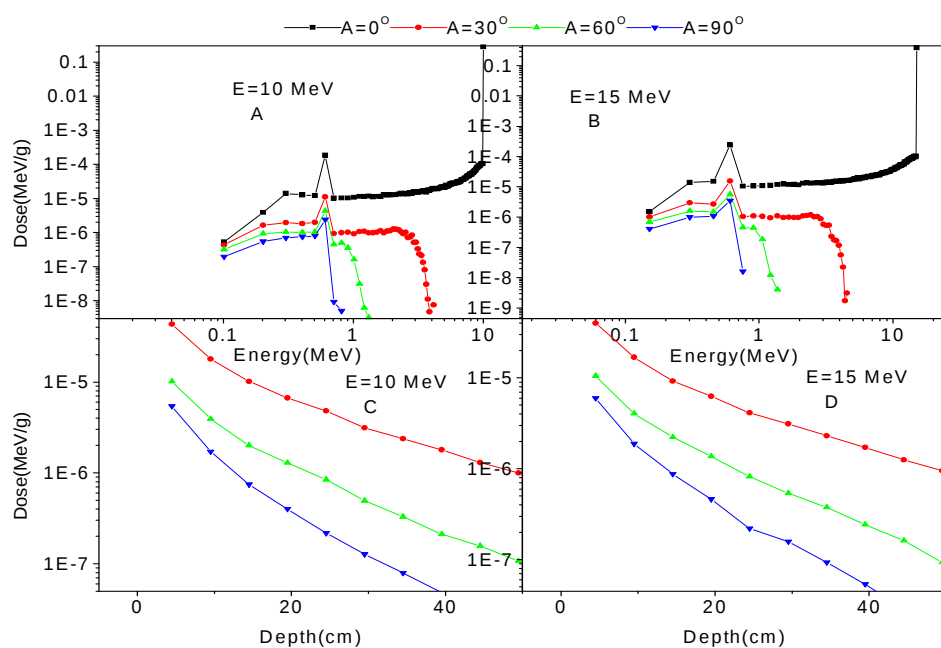
شکل ۳-۷۳ (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0، 30، 60، 90 درجه در عمق 4.5 cm بافت ماهیچه برای باریکه گاما با انرژی 0.025 MeV و 0.05 MeV (C و D) نمودار دز عمقی بر حسب عمق در سه زاویه 0.025 MeV و 0.05 MeV گامای فرودی در انرژی 30، 60، 90



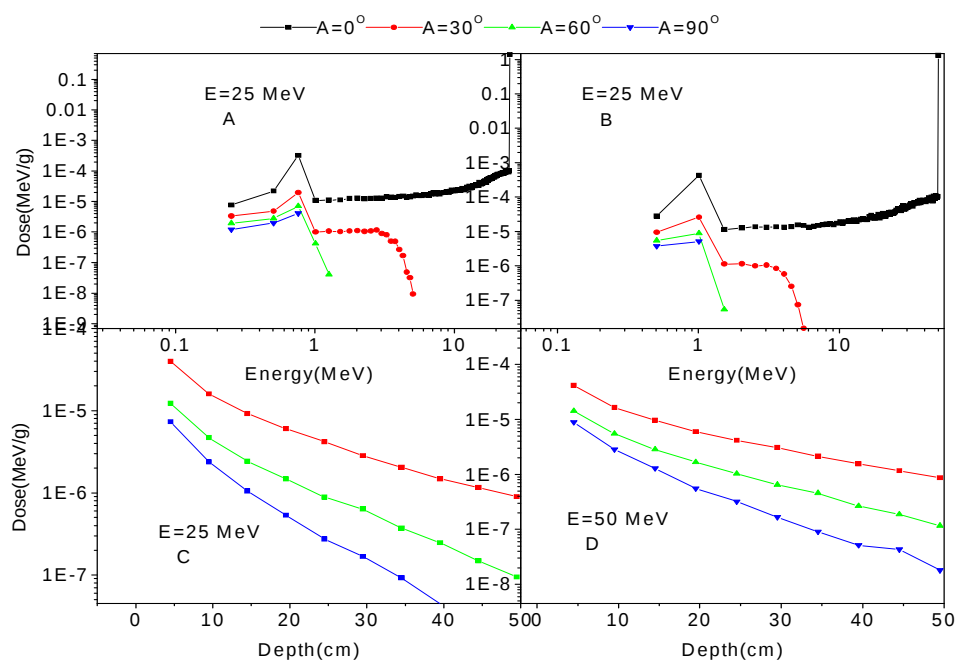
شکل ۳-۷۴ (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0° ، 30° ، 60° و 90° در عمق 4.5 cm بافت ماهیچه برای باریکه گاما با انرژی 0.5 و 1 MeV. (C و D) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 0° ، 60° ، 90° گامای فرودی در انرژی 0.5 و 1 MeV



شکل ۳-۷۵ (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0° ، 30° ، 60° و 90° در عمق 4.5 cm بافت ماهیچه برای باریکه گاما با انرژی 2 و 5 MeV. (C و D) نمودار دز عمقی برحسب عمق در سه زاویه 0° ، 60° ، 90° گامای فرودی در انرژی 2 و 5 MeV



شکل ۳-۷۶ (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0، 30، 60، 90 درجه در عمق 4.5 سانتی‌متر برای باریکه گاما با انرژی 10 و 15 MeV. نمودار دز عمقی بر حسب عمق در سه زاویه 30، 60، 90 گامای فرودی در انرژی 10 و 15 MeV



شکل ۳-۷۷ (A و B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در چهار راستای 0، 30، 60، 90 درجه در عمق 4.5 سانتی‌متر برای باریکه گاما با انرژی 25 و 50 MeV. نمودار دز عمقی بر حسب عمق در سه زاویه 30، 60، 90 گامای فرودی در انرژی 25 و 50 MeV

باریکه موازی از پرتوهای گاما با انرژی ثابت بر بافت فرود می‌آید. ابعاد بافت در مقایسه با پویش آزاد میانگین فوتون‌های فرودی و ثانویه زیاد است. بنابراین پراکندگی چندگانه فوتون‌ها قابل ملاحظه است. همچنین تمام فوتون‌های تابش ترمزی و فلوئورسانی درون بافت برهم‌کنش می‌کنند. در این صورت فوتون اولیه‌ای که با انرژی ثابت گسیل می‌شوند در اثر پراکندگی فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج تضعیف می‌شوند. وقتی پدیده کامپتون اتفاق می‌افتد فوتون‌ها نا پدید نمی‌شوند. بلکه راستای حرکت و انرژی‌شان تغییر می‌کند. فوتون‌ها یا الکترون‌های ثانویه که تولید می‌شوند به نقاط دیگر بافت غیر از نقطه اولیه انتقال می‌یابند و انرژی آنها نیز انتقال پیدا می‌کند که با انرژی اولیه فوتون متفاوت است. چون فوتون تا رسیدن به این نقطه مقداری از انرژی خود را از دست داده است. این انرژی از دست داده شده دارای توزیع متفاوت و آماری است و برای گاماهاى فرودی با انرژی‌های مختلف متفاوت است. بنابر این در تمامی نمودارهای (A و B) مربوط به این قسمت در تمامی زوایای 30، 60 و 90 درجه مشاهده می‌کنیم که با افزایش زاویه حد بالای انرژی رسیده به سلول کاهش می‌یابد. زیرا فوتون اولیه با انرژی اولیه پس از عبور از بافت و انجام برهم‌کنش‌ها تضعیف شده و مقداری از انرژی خود را در اثر برهم‌کنش و پراکندگی از دست می‌دهد. بنابراین با افزایش زاویه که پراکندگی‌ها بیشتر می‌شود از مقدار انرژی جذب شده نیز کاسته می‌شود که در نمودارهای (C و D) میزان این

کاهش دیده می‌شود. انرژی فوتون پراکنده از رابطه
$$E_{\gamma'} = \frac{E_{\gamma}}{1 + (1 - \cos \theta) E_{\gamma} / mc^2}$$
 بدست می‌آید.

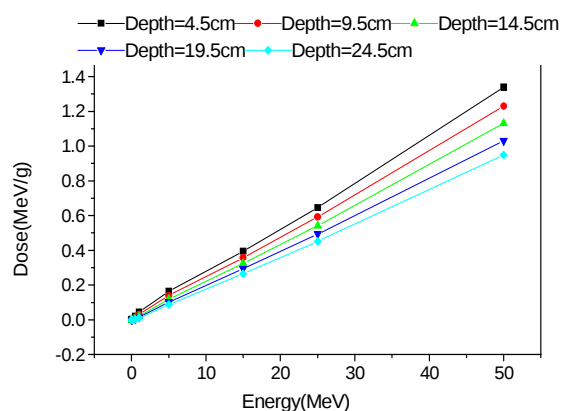
انرژی فوتون پراکنده در $\theta = 0^\circ$ بیشینه است (برابر با انرژی اولیه فوتون فرودی) وقتی که θ از صفر به $\theta = 180^\circ$ افزایش می‌یابد. انرژی فوتون پراکنده کم می‌شود تا در $\theta = \pi$ به کمینه مقدار خود می‌رسد. (اینکه انرژی فوتون پراکنده در $\theta = 0$ بیشینه است به این معناست که برخورد رخ نداده است). فوتون پراکنده می‌تواند در هر جهتی پراکنده شود. وقتی زاویه θ افزایش می‌یابد φ زاویه پس زنی الکترون از 90 به صفر کاهش می‌یابد. بدین ترتیب زاویه φ الکترون پس زده شده محبوس به سمت

جلو حرکت می کند. درحالیکه فوتون پراکنده می تواند در هر جهتی پراکنده شود. این الکترون انرژی فوتون پراکنده را به محیط جاذب منتقل می کند.

مقادیر انرژی فوتون پراکنده در زوایای مختلف در تمامی انرژی های مورد بررسی در جدول ۲-۳ درج شده است، با توجه به این جدول و نمودارهای توزیع زاویه ای دز-عمقی در هر انرژی مشاهده می کنیم که حد بالای انرژی رسیده به سلول در هر انرژی با نتایج حاصل از نمودار مطابقت دارد.

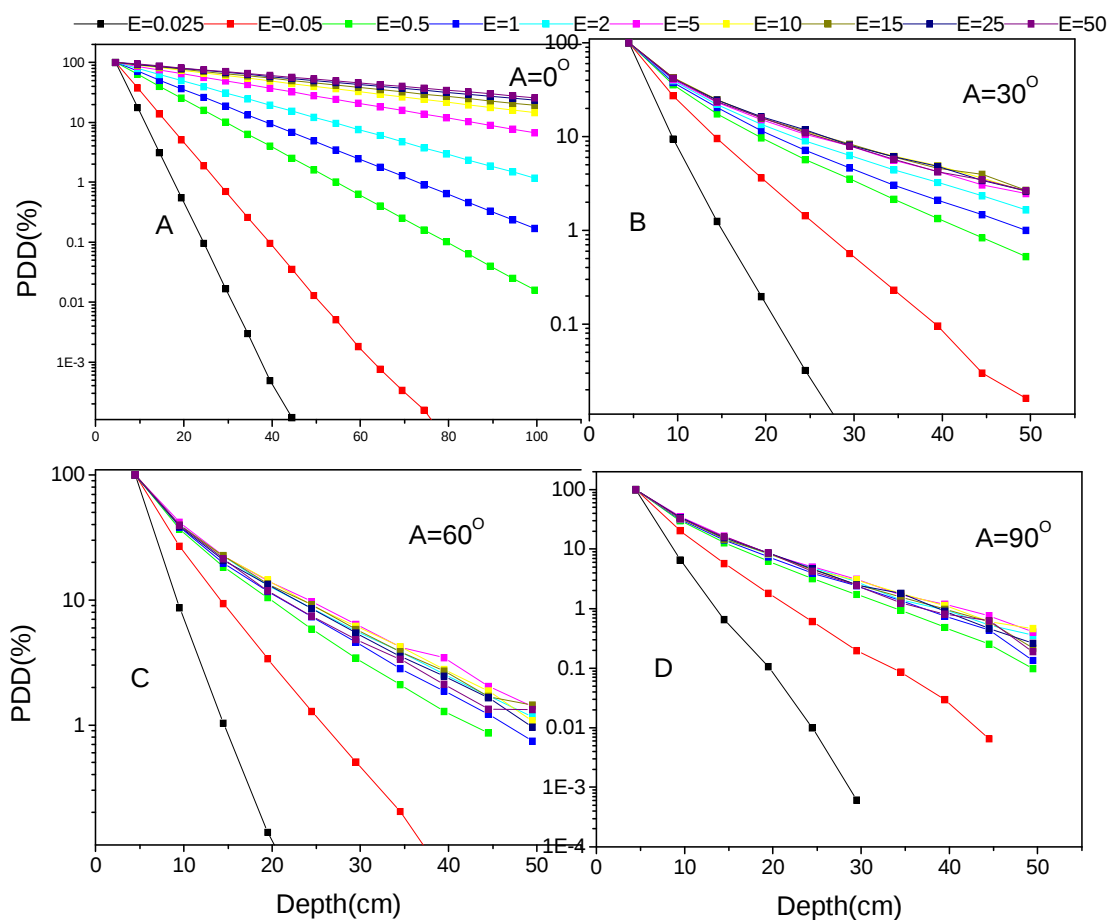
۳-۵-۴ نقش انرژی در توزیع زاویه ای دز-عمقی

در قسمت های قبلی نمودارهای دز برحسب انرژی در یک عمق و نمودارهای دز برحسب عمق را برای هر یک از انرژی های 0.025, 0.05, 0.1, 0.2, 0.5, 1, 2, 5, 10, 25, 50 و همچنین در زوایای 30, 60 و 90 مشاهده کرده ایم در این بخش نمودار دز برحسب انرژی در چندین عمق از بافت ماهیچه و نمودارهای درصد دز-عمقی بر حسب عمق در انرژی های مختلف برای هر یک از زوایای 0, 30, 60 و 90 درجه آورده شده است. قابل توجه است که در نمودارهای PDD برای محاسبه درصد دز-عمقی، دز در عمق 4.5 cm از بافت ماهیچه به عنوان مرجع 100 در نظر گرفته شده است و دز در نقاط دیگر نسبت به آن سنجیده شده است.



شکل ۳-۷۸ نمودار دزعمقی برحسب انرژی را در چندین عمق از فانتوم بافت ماهیچه

در این شکل با افزایش انرژی پرتوی گاما، دز-عمقی در عمق های متفاوت از بافت ماهیچه تقریباً به صورت خطی افزایش می یابد. شیب نمودار در عمق 4.5 cm بیشتر از شیب نمودار در عمق 9.5 cm است. یعنی با افزایش عمق شیب نمودار کمتر می شود. دز به صورت انرژی جذب شده در واحد جرم تعریف می شود. همانطور که انتظار داریم با افزایش انرژی دز افزایش می یابد. وقتی انرژی زیاد می شود تعداد فوتون های گسیل شده افزایش می یابد و با افزایش انرژی فوتون های گسیلی قدرت نفوذ بیشتری پیدا می کنند. لذا احتمال رخداد پدیده های مختلف برای فوتون وجود دارد. بنابراین با افزایش انرژی میزان انرژی که در واحد جرم جذب می شود یا همان دز نیز افزایش می یابد. طبق رابطه $D = E_{\gamma} \phi \mu / \rho$ مشاهده می کنیم که بین انرژی اولیه فوتون و میزان دز جذبی رابطه مستقیم وجود دارد. پس با افزایش انرژی پرتوی گاما میزان انرژی جذب شده در واحد جرم نیز افزایش می یابد و شدت پرتو با ضخامت ماده کاهش می یابد. هر چه به عمق ماده پیش می رویم میزان انرژی کمتر می شود و دز نیز کاهش می یابد.



شکل ۳-۷۹ مقایسه درصد توزیع زاویه‌ای دز-عمقی برحسب عمق برای بازه انرژی 0.025 – 50 MeV پرتو گامای فرودی در چهار زاویه متفاوت 0، 30، 60، 90 و 0 درجه.

در هر چهار نمودار درصد دز-عمقی بر حسب عمق با افزایش عمق دز جذب شده کاهش می‌یابد که علت آن وابستگی کاهش شار پرتوهای گاما به صورت نمایی می‌باشد. هر چه عمق سلول مورد مطالعه کمتر باشد دز دریافتی ناشی از این انرژی افزایش می‌یابد. در راستای گسیل باریکه، شیب نمودار در انرژی‌های پایین، بیشتر از شیب نمودار در انرژی‌های بالا است. به عبارتی با افزایش انرژی شیب نمودار درصد دز-عمقی کاهش می‌یابد. با توجه به نمودار ضریب تضعیف جرمی در بافت ماهیچه بین ضرایب تضعیف و انرژی پرتوی گاما رابطه‌ای پیچیده وجود دارد. بنابر این تغییرات شیب نمودارها به ضریب تضعیف ارتباط دارد که با توجه به آن برای انرژی‌های پایین ضریب تضعیف بیشتر است و با

افزایش انرژی به یکباره کاهش می‌یابد. شیب کاهش نیز زیاد است و از انرژی 10 MeV به بعد که ضریب تضعیف به مقدار بسیار کمی تغییر می‌کند شیب کمتر می‌شود. از طرفی با توجه به رابطه $I = I_0 e^{-\mu x}$ و ثابت بودن تقریبی ضرایب تضعیف جرمی در انرژی‌های 50، 25، 15 MeV تغییرات بسیار کم در درصد دز عمقی در این انرژی‌ها مشاهده می‌شود.

با توجه به مقادیر پویش آزاد میانگین در این انرژی‌ها که مقادیر آن در هر انرژی در جدول ۳-۹ درج شده است. با فرض خطی بودن تغییرات بر حسب عمق (با افزایش عمق میزان خطا افزایش می‌یابد) می‌توان گفت شیب نمودار در انرژی 0.025 MeV، 2.31 برابر شیب نمودار در انرژی 0.05 MeV و 5.45 برابر در انرژی 0.5 MeV، 7.46 برابر انرژی 1 MeV، 10.68 برابر انرژی 2، 17.43 برابر انرژی 5 MeV، 23.86 برابر انرژی 10 MeV، 27.33 برابر انرژی 15 MeV، 30.38 برابر انرژی 25 MeV و 31.84 برابر انرژی 50 MeV می‌باشد. همچنین برای دیگر انرژی‌ها به همین صورت قابل توجیه می‌باشد. در انرژی‌های بالا شیب تغییرات نسبت به انرژی‌های پایین به یکدیگر نزدیک می‌شود. مثلاً در انرژی 25 و 50 که شیب نمودار 25 MeV فقط 1.048 برابر شیب تغییرات در انرژی 50 MeV است. در حالیکه در انرژی‌های پایین این تغییرات خیلی بیشتر می‌باشد.

جدول ۳-۹ مقادیر پویش آزاد میانگین (cm) در بافت ماهیچه در چندین انرژی

$E(\text{MeV})$	E=0.025	E=0.05	E=0.5	E=1	E=2	E=5	E=10	E=15	E=25	E=50
$\lambda(\text{cm})$	1.82	4.21	9.92	13.58	19.45	31.74	43.44	49.75	55.3	57.96

در زاویه 30 درجه با افزایش عمق شیب نمودار کاهش می‌یابد که در اینجا نیز شیب تغییرات در انرژی‌های پایین بیشتر از شیب تغییرات در انرژی‌های بالا است در انرژی 5 MeV به بعد تقریباً شیب هر 5 انرژی 5، 10، 15، 25، 50 به یکدیگر خیلی نزدیک است. علاوه بر این شیب تغییرات در همه انرژی‌ها در زاویه 30 درجه بیشتر از شیب تغییرات در زاویه ۰ درجه می‌باشد. چون حد بالای انرژی رسیده به سلول در زاویه 30 درجه در انرژی‌های 0.025، 0.05، 0.5، 2.1، 5، 10، 15، 25 و 50 به ترتیب برابر با 0.0248، 0.0493، 0.442، 0.79، 1.31، 2.16، 2.76، 3.04، 3.30 و

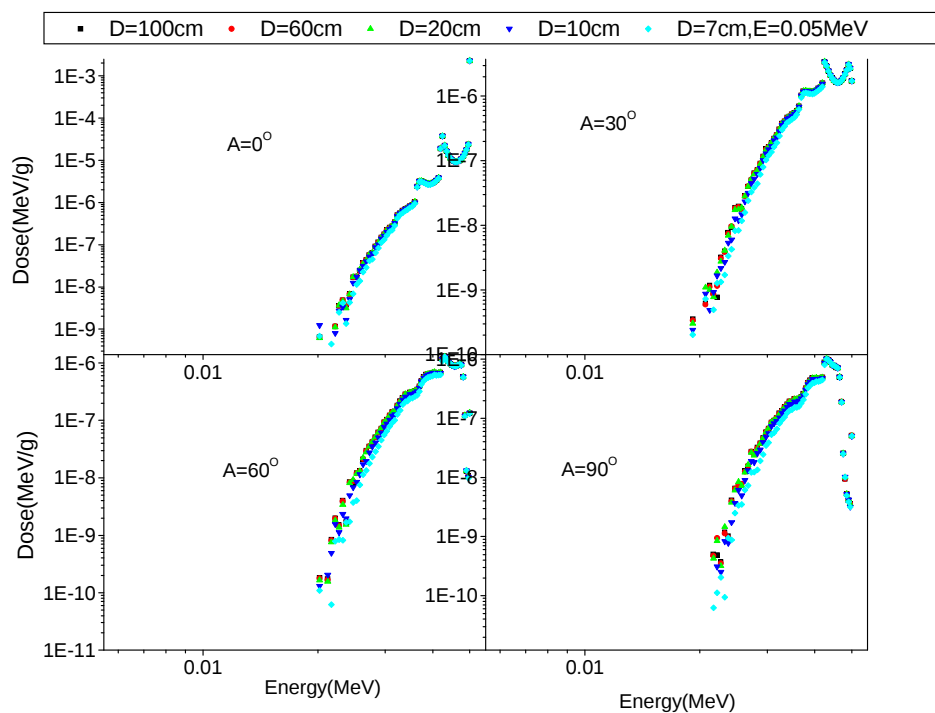
3.54 است، هر چه انرژی کمتر باشد شیب تغییرات بیشتر است و دز جذب شده به سرعت تغییر می‌کند. بنابراین شیب تغییرات در انرژی‌های بالاتر به یکدیگر نزدیکتر می‌شود. چون انرژی آنها به یکدیگر نزدیکتر می‌شود.

در زوایای 60 و 90 درجه با افزایش عمق کاهش دز جذب شده را داریم که با افزایش زاویه که پراکندگی‌ها بیشتر می‌شود و انرژی رسیده به سلول‌ها کمتر شیب تغییرات در زاویه 90 درجه بیشتر از زاویه 60 درجه و در 60 درجه بیشتر از 30 درجه است و از طرفی چون حد بالای انرژی رسیده به سلول در زاویه 90 درجه خیلی به هم نزدیک می‌شود. در نمودار درصد دز-عمقی مشاهده می‌کنیم که در انرژی‌های بالا درصد دز-عمقی با یکدیگر مطابق می‌شوند. استفاده گسترده‌ای از پرتوها با انواع انرژی جهت درمان بیماری‌ها لازم است. چون برای درمان لایه‌های سطحی به پرتوهای کم‌انرژی و جهت درمان لایه‌های عمقی‌تر به پرتوهای پر انرژی با قدرت نفوذ بیشتر نیاز است و چون هدف عمده در پرتو درمانی رساندن حداکثر دز به بافت سرطانی و حداقل دز به بافت سالم است، در انرژی‌های بالاتر میزان دزی که به بافت‌های سالم وارد می‌شود تفاوت چندانی با دزی که در انرژی‌های پایین به بافت وارد می‌شود، ندارد.

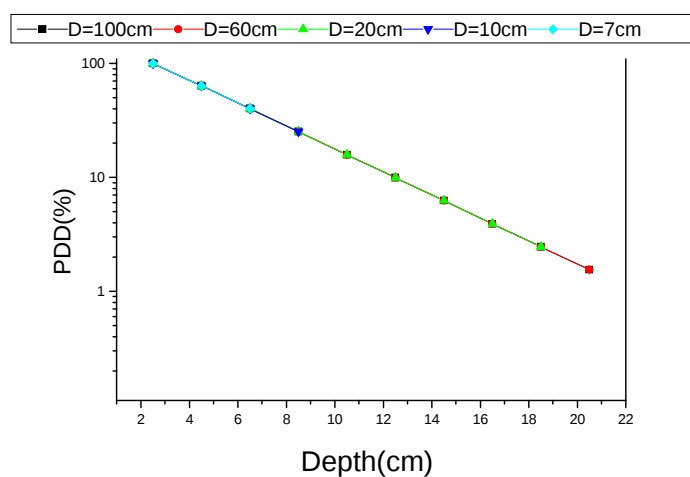
۳-۵-۵ اثر ابعاد در توزیع زاویه‌ای دز-عمقی

برای بررسی نقش ابعاد بر روی توزیع زاویه‌ای دز-عمقی پرتوهای گاما ابعاد بافت مورد نظر را ابتدا به صورت مکعبی به ضلع 100 cm در نظر گرفته‌ایم که در مقایسه با پویش آزاد میانگین بزرگ می‌باشد و سپس با کاهش آن تا حدی که از پویش آزاد میانگین کوچکتر باشد به بررسی نقش ابعاد بر روی توزیع زاویه‌ای انرژی در بافت پرداخته‌ایم، برای شبیه‌سازی این قسمت از کار 10 سلول کروی با شعاع 0.5 cm را با گام‌های 2 cm از یکدیگر در چهار راستای 0، 30، 60 و 90 درجه قرار داده‌ایم و در سه انرژی گامای فرودی به بررسی نقش ابعاد بر روی توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در بافت پرداخته‌ایم. نتایج

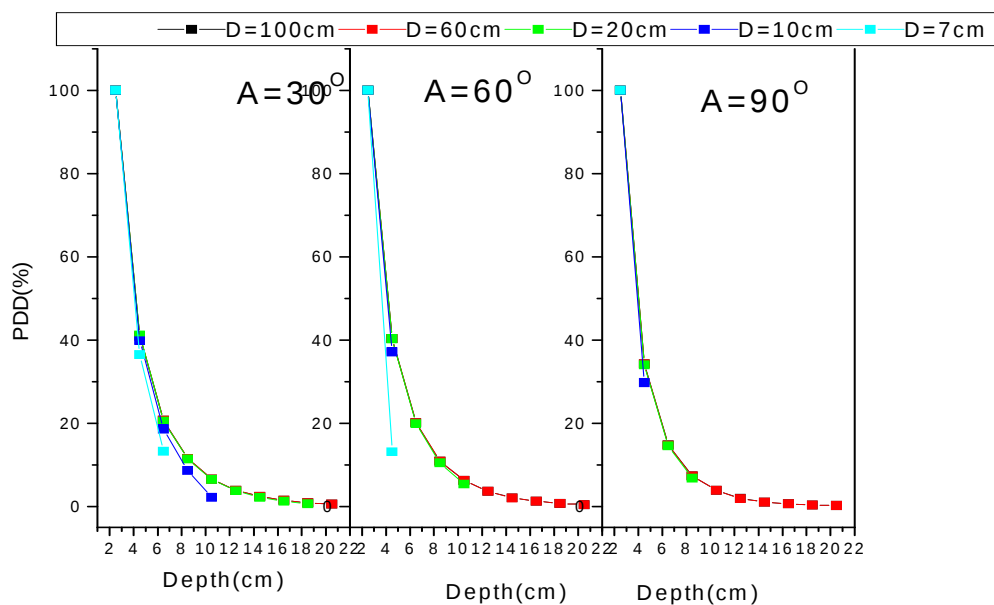
حاصل از اثر ابعاد در 5 بعد متفاوت از فانتوم بافت ماهیچه برای 3 انرژی 0.05 MeV، 1 و 15 در شکل های زیر آورده شده است.



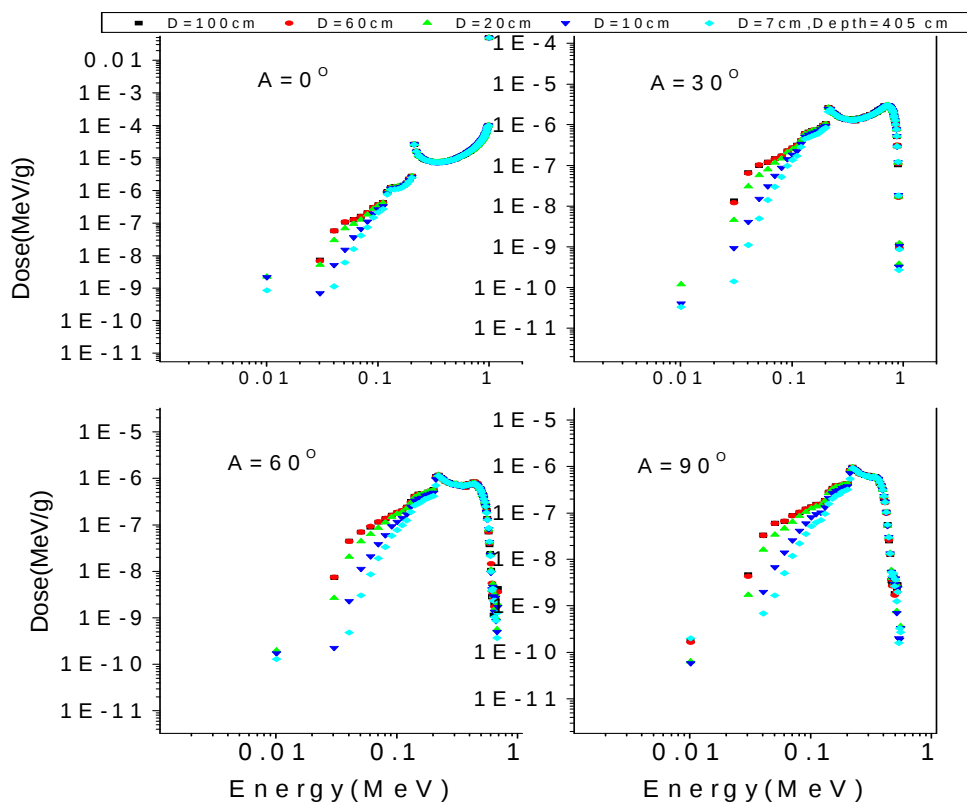
شکل ۳-۸ اثر ابعاد فانتوم بافت ماهیچه در انرژی 0.05 MeV پرتوی گامای فرودی بررسی شده است و برای پنج ابعاد بیان شده در بالا، توزیع زاویه ای دز عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm از بافت ماهیچه نشان داده شده است.



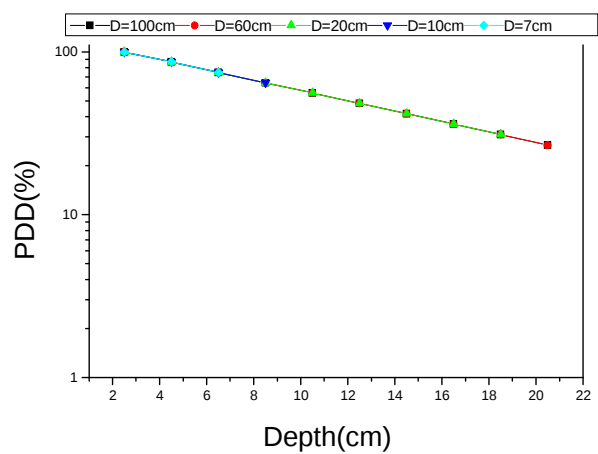
شکل ۳-۸۱ نمودار درصد تغییرات دز عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 0.05 MeV برای 5 بعد



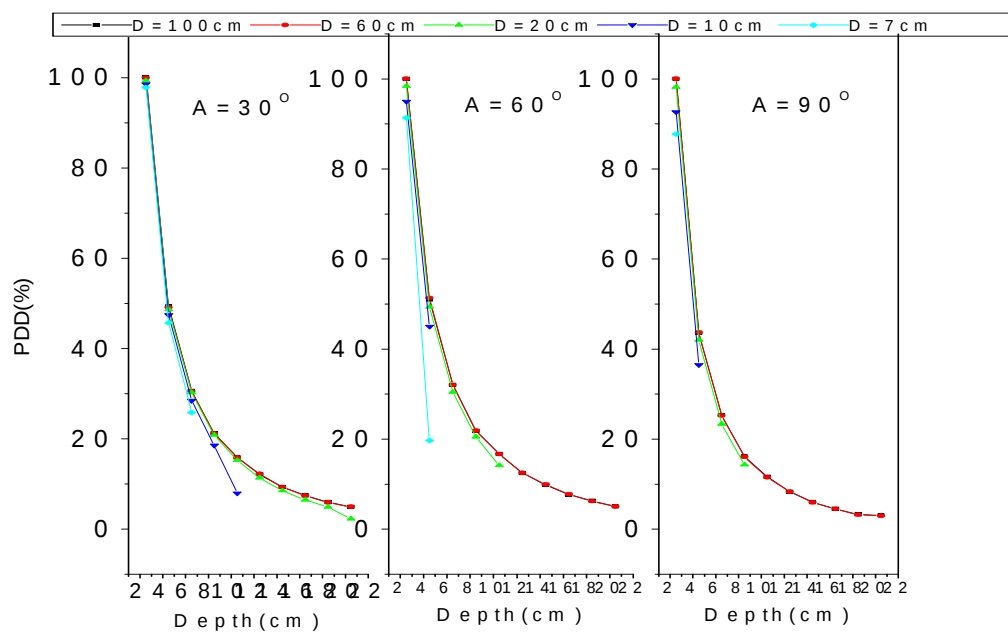
شکل ۳-۸ نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 30، 60، 90 در انرژی 0.05 MeV برای 5 بعد متفاوت



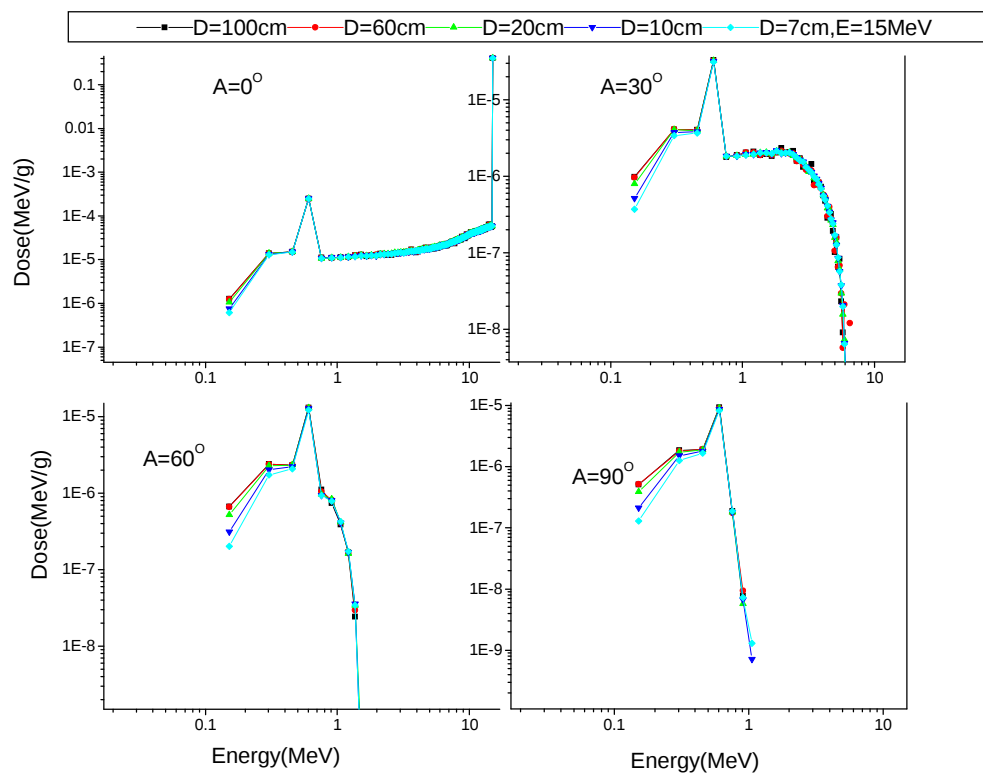
شکل ۳-۸ اثر ابعاد فانتوم بافت ماهیچه در انرژی 1 MeV پرتوی گامای فرودی بررسی شده است و برای پنج ابعاد بیان شده در بالا، توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm از بافت ماهیچه نشان داده شده است.



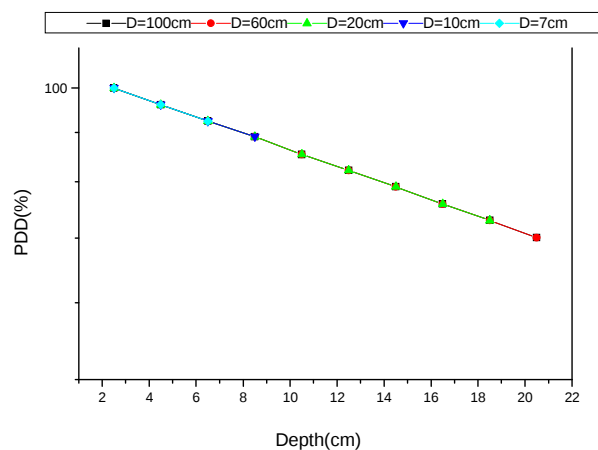
شکل ۸۴-۳ نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 1 MeV برای 5 بعد متفاوت



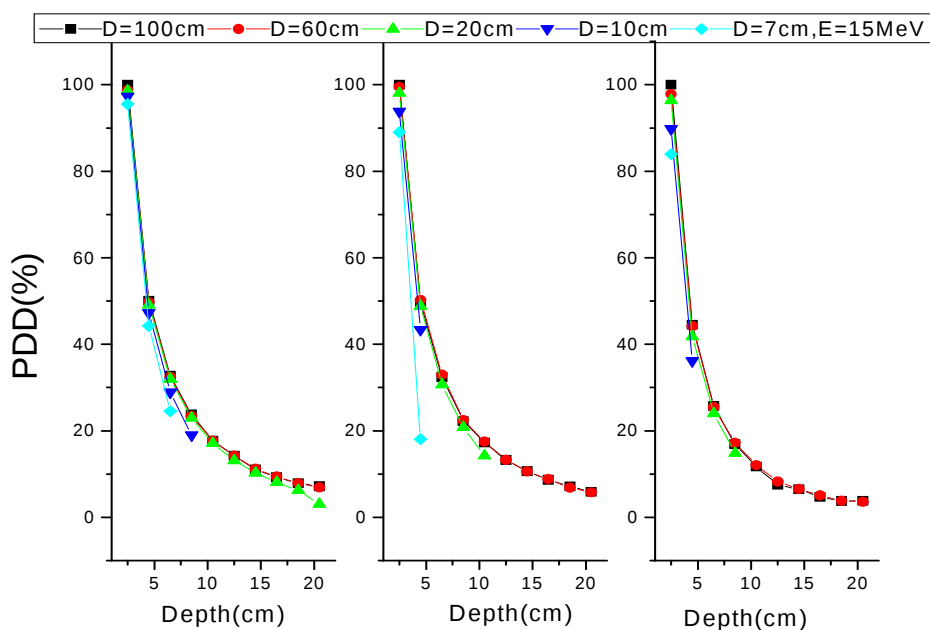
شکل ۸۵-۳ نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 90، 60، 30 در انرژی 1 MeV برای 5 بعد متفاوت



شکل ۳-۸۶ اثر ابعاد فانتوم بافت ماهیچه در انرژی 15 MeV پرتوی گامای فرودی بررسی شده است و برای پنج ابعاد بیان شده در بالا، توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق 2.5 cm از بافت ماهیچه نشان داده شده است.



شکل ۳-۸۷ نمودار درصد تغییرات دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرودی در انرژی 15 MeV برای 5 بعد متفاوت



شکل ۳-۸۸ نمودار مقایسه‌ای درصد تغییرات دز-عمقی در زوایای 30، 60، 90 در انرژی 1 MeV برای 5 بعد متفاوت

ابعاد بافت بر روی توزیع انرژی در نقاط مختلف بافت تأثیر دارد. با توجه به پوشش آزاد میانگین که به انرژی فوتون وابسته است و در انرژی‌های مختلف مقادیر متفاوتی دارد. در انرژی‌های 0.05، 1 و 15 پوشش آزاد میانگین برابر با 4.21، 13.58، 49.75 cm است. همچنین ضخامت نیم لایه به ترتیب برابر با 2.94، 9.5 و 34.82 cm است. با در نظر گرفتن ابعاد 100 cm که در مقایسه به پوشش آزاد میانگین در این انرژی‌ها زیاد است توزیع دز-عمقی را در زوایای مختلف بررسی کرده‌ایم و با کاهش ابعاد تا حدی که از پوشش آزاد میانگین کوچکتر باشد این بررسی‌ها در دیگر ابعاد صورت گرفت. وقتی باریکه فرودی پرتوی گاما وارد بافت ماهیچه می‌شود برهم‌کنش‌هایی را در بافت انجام می‌دهد و پراکندگی چندگانه فوتون کاملاً مشهود می‌باشد. اما فوتونی که بدون برهم‌کنش مسافت بافت ماهیچه را طی می‌کند با کاهش ابعاد تغییری نمی‌کند و تغییرات مربوط به فوتون‌های پراکنده می‌باشد. در راستای گسیل باریکه که از فرمول $I = I_0 e^{-\mu x}$ پیروی می‌کند هیچگونه تغییراتی را در اثر ابعاد مشاهده نمی‌کنیم و این اثر برای فوتون‌های پراکنده کامپتونی که با کاهش ابعاد از تعداد پراکندگی‌ها

کمتر می شود اتفاق می افتد و همانطور که مشاهده می کنیم در زوایای بیشتر اثر کاهش ابعاد بهتر دیده می شود. چون پراکندگی ها بیشتر است.

اما در هر سه انرژی اثر ابعاد کاملاً مشاهده می شود. با توجه به پویش آزاد میانگین که فاصله پیاپی بین دو برهم کنش است پس در انرژی 15 MeV انتظار براین است که این اثر بیشتر از انرژی 1 MeV و در انرژی 1 MeV بیشتر از انرژی 0.05 MeV باشد چون پویش آزاد میانگین در انرژی 15 MeV برابر با 49.75 cm است که با کاهش ابعاد، بیشتر از دو انرژی دیگر که پویش آنها 13.58 cm و 4.21 با میزان دز جذب شده نسبت به ابعاد اولیه آن روبرو شویم.

۳-۵-۶ ضرایب تضعیف در بافت ماهیچه با چگالی 1.05 g.cm^{-3}

ضریب تضعیف جرمی μ/ρ که معمولاً برحسب یکای cm^2/g بیان می شود نشانگر احتمال وقوع برهم کنش در 1 gr/cm^2 از ماده جذب کننده است. ضریب تضعیف جرمی کل به از جمع ضریب تضعیف های سه برهم کنش فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج بدست می آید.

شکل ۳-۸۹ نمودار A ضریب تضعیف جرمی را در بافت ماهیچه نمایش می دهد. برای گاماها کم انرژی زیر 0.03 MeV بستگی الکترون های اتمی حائز اهمیت است و اثر فوتوالکتریک بر دیگر صورت های برهم کنش برتری دارد. سطح مقطع فوتوالکتریک با افزایش انرژی گاما به سرعت کاهش می یابد. هنگامی که انرژی فوتون به چند صد keV یا بیشتر برسد (0.03 MeV) بستگی الکترون های اتمی نسبتاً کم اهمیت می شود و پراکندگی کامپتون برهم کنش برتر خواهد شد. فراتر از انرژی آستانه برای تولید زوج یعنی 1.022 MeV پراکندگی کامپتون برتری خود را همچنان تا انرژی 28 MeV حفظ می کند تا این که فرآیند تولید زوج به عنوان برهم کنش برتر خود نمائی می کند.

فاصله میانگین بین دو برهم کنش پیاپی موسوم به پویش آزاد میانگین از عکس ضریب تضعیف خطی کل به دست می آید: $\lambda(m) = 1/\mu$ بنابراین در نمودار پویش آزاد میانگین مشاهده می شود که

تغییرات پویش آزاد میانگین بر عکس تغییرات ضریب تضعیف خطی است و با افزایش انرژی، افزایش می‌یابد.

ضخامت نیم لایه که در آن شدت پرتوها به نصف می‌رسد را به صورت زیر تعریف می‌کنیم:

$$X = (1/\mu) \ln 2 \leftarrow I_0 / 2 = I_0 e^{-\mu X}$$

نمودار مربوط به ضخامت نیم لایه که تغییرات آن مشابه پویش آزاد میانگین است را نیز در شکل ۳-

۸۹ نمودار B مشاهده می‌کنیم.

احتمال وقوع هر یک از واکنش‌های فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج به صورت $\tau/\mu, \sigma/\mu, \kappa/\mu$

تعریف می‌شود که نمودار C احتمال وقوع هر یک از سه پدیده فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج

را برای بافت ماهیچه در گستره انرژی 0.001-100 MeV نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌کنیم

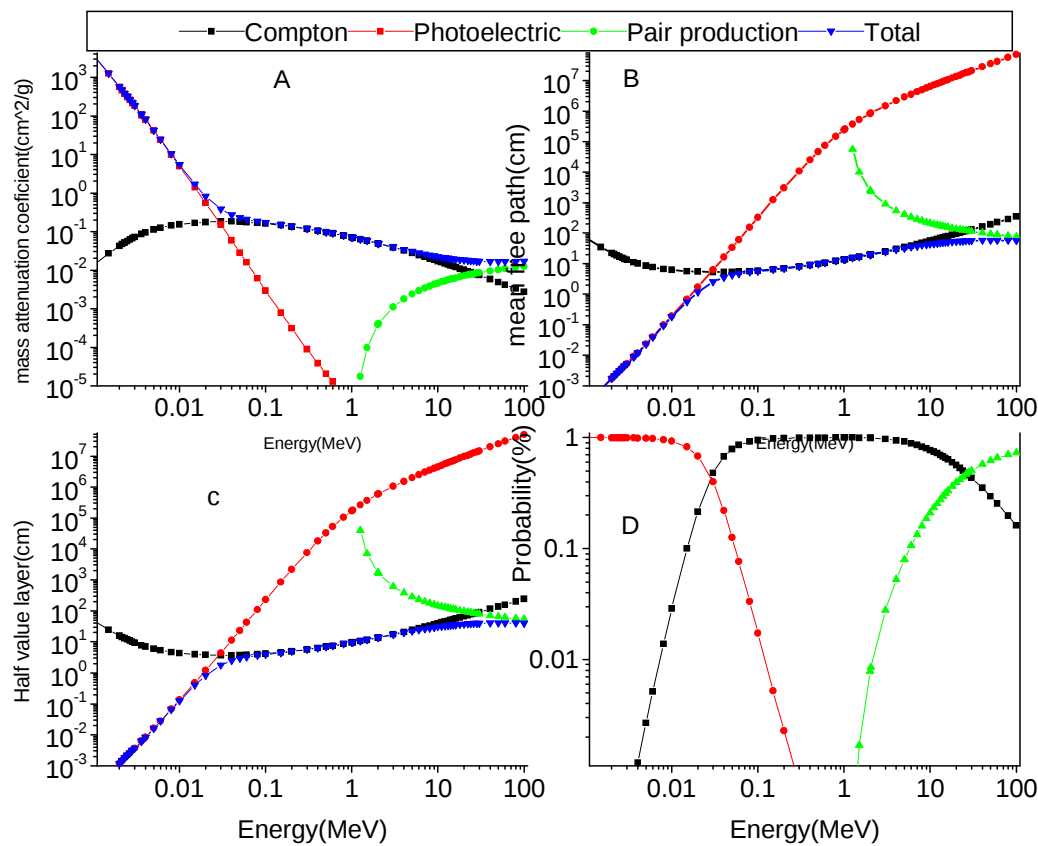
در کمترین مقادیر انرژی فوتونی ($< 30 \text{ keV}$) اثر فوتوالکتریک بر سایر برهم‌کنش‌ها برتری کامل

دارد با افزایش انرژی فوتونی τ به سرعت کاهش می‌یابد و مقدار آن کمتر از σ می‌شود. در گستره

انرژی‌های از حدود 0.03-28 MeV تضعیف باریکه فوتونی در بافت ناشی از اثر کامپتون است.

در انرژی‌های بیشتر از 1.022 MeV با افزایش انرژی فوتونی ضرایب کامپتون کاهش می‌یابد تا اینکه

در انرژی‌های بالا تولید زوج فرآیند برتر است.



شکل ۳-۸۹ نمودار ضریب تضعیف، B نمودار مسافت آزاد میانگین، C ضخامت نیم‌لایه، D احتمال برهم‌کنش برحسب انرژی در گستره 0.001-100 MeV در بافت ماهیچه با چگالی 1.05 g.cm^{-3} [۱۲].

۳-۶ مقایسه بین بافت‌های مختلف

هنگام شکل‌گیری انسان از سلول تخم، سلول‌هایی با ویژگی‌های گوناگون به وجود می‌آیند. گردهمایی سلول‌ها با ویژگی یا کار مشخص یک بافت را می‌سازد. بافت‌ها در بدن آدمی با درصدهای گوناگون وجود دارد. بافت‌های گوناگون بدن حساسیت متفاوت پرتو را نشان می‌دهند. حساسیت پرتو بستگی به کار عضو، آهنگ رشد سلول‌ها و ورودشان به درون عضو، حساسیت ذاتی به پرتو، عناصر سازنده بافت و چگالی دارد. بنابر این بررسی میزان دز-عمقی و توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در بافت‌های مختلف انسان لازم است. در قسمت‌های قبل تغییرات دز در هر بافت را بررسی کرده‌ایم و فیزیک حاکم بر هر

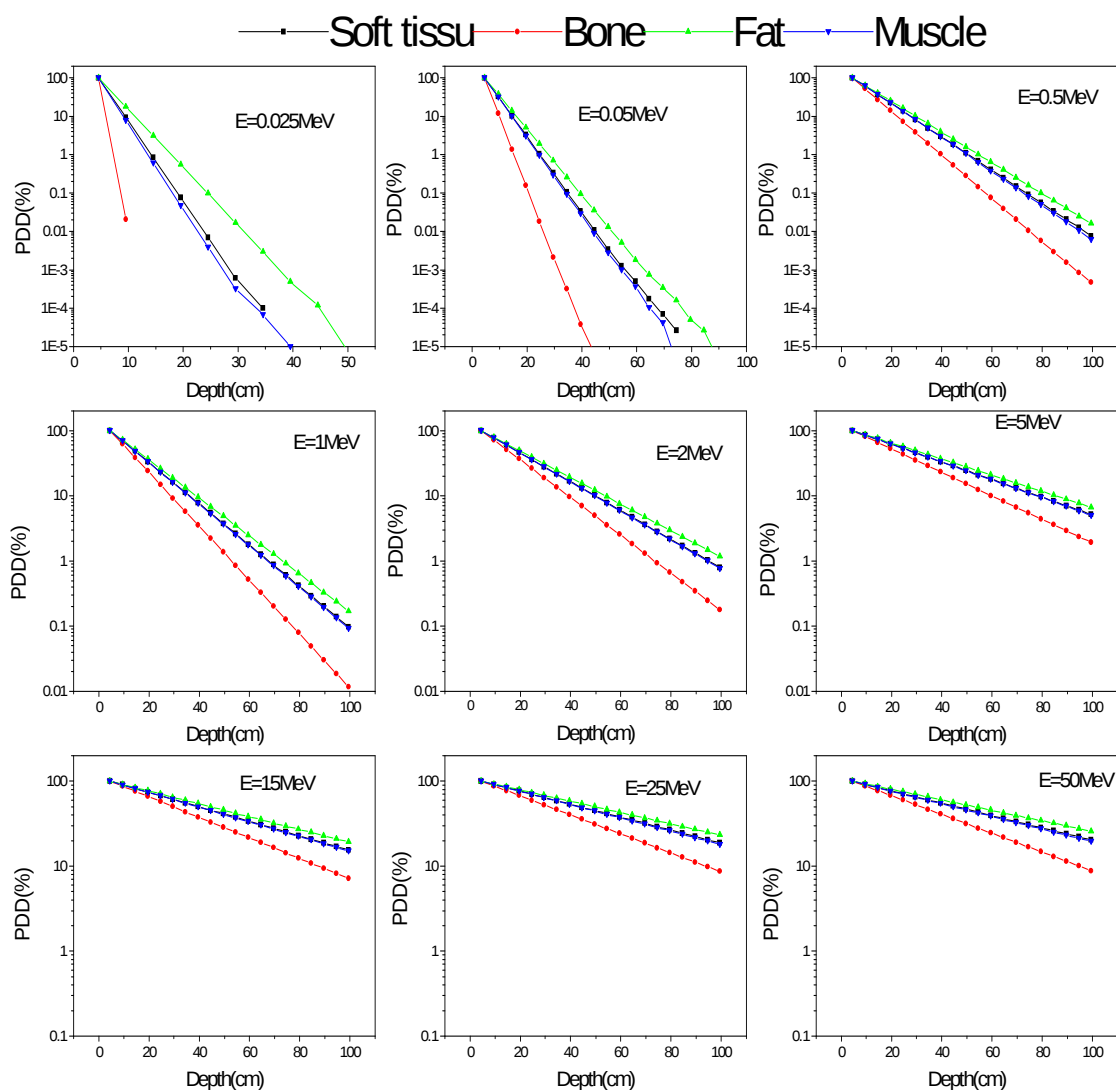
یک از آنها را در هر انرژی بیان کرده‌ایم. در این بخش اشاره مختصری به مقایسه بین در صد دز-

عمقی و توزیع زاویه‌ای آن در 4 بافت بدن انسان (بافت نرم، استخوان، ماهیچه، چربی) می‌پردازیم.

۳-۶-۱ مقایسه درصد دز-عمقی در بافت‌های مختلف

نمودارهای زیر مربوط به درصد دز-عمقی 4 بافت نرم، استخوان، چربی و ماهیچه است که در انرژی-

های 0.025 MeV، 0.05، 0.1، 0.2، 0.5، 1، 2، 5، 10، 15، 25 و 50 ارائه شده است.



شکل ۳-۹۰ مقایسه درصد دز-عمقی در بافت‌های مختلف در بازه انرژی 0.025 - 50 MeV پرتوهای گامای فرودی

انرژی جذب شده در بافت به ترکیب بافت (چگالی) و انرژی بستگی دارد. با توجه به اینکه ترکیب بافت‌های نرم، استخوان، چربی و ماهیچه با هم متفاوت است. میزان دز جذب شده در هر بافت متفاوت با دیگری است. در شکل‌های بالا به مقایسه بین درصد دز-عمقی در بافت نرم با چگالی 1.04 g.cm^{-3} ، بافت استخوان با چگالی 1.4 g.cm^{-3} ، بافت چربی با چگالی 0.95 g.cm^{-3} و بافت ماهیچه با چگالی 1.05 g.cm^{-3} پرداخته‌ایم. با توجه به نمودار در همه انرژی‌ها مشاهده می‌شود که شیب تغییرات بافت استخوان بیشتر از بافت ماهیچه، نرم و چربی است که می‌توان گفت: میزان انرژی جذب شده توسط بافت با ضرایب تضعیف ارتباط دارد. ضرایب تضعیف خطی در بافت استخوان بیشترین مقدار را نسبت به دیگر بافت‌ها دارد. بنابراین کمترین وابستگی شار را در این بافت داریم.

از طرفی با توجه به پویش آزاد میانگین در بافت‌های نرم، استخوان، چربی و ماهیچه در انرژی MeV 0.025 که به ترتیب برابر با 2.1، 0.558، 2.45، 1.82 است. با فرض خطی بودن این تغییرات بر حسب عمق (با افزایش عمق خطای افزایش می‌یابد) می‌توان گفت که شیب تغییرات در بافت استخوان 3.76 برابر شیب تغییرات در بافت نرم، 4.39 برابر بافت چربی و 3.26 برابر بافت ماهیچه است. شیب تغییرات بافت نرم نسبت به بافت چربی برابر با 1.16 است. همچنین شیب تغییرات در بافت ماهیچه نسبت به بافت نرم برابر با 1.15 و نسبت به بافت چربی برابر با 1.34 برابر می‌باشد. در انرژی MeV 0.05 پویش آزاد میانگین در بافت‌های نرم، استخوان، چربی و ماهیچه به ترتیب برابر با 4.68، 2.48، 5.33، 4.21 است که شیب تغییرات در بافت استخوان 1.88 برابر شیب تغییرات در بافت نرم، 2.14 برابر بافت چربی و 1.69 برابر بافت ماهیچه است. برای بافت ماهیچه نسبت به بافت نرم و چربی این نسبت برابر با 1.11 و 1.26 است و در بافت نرم نسبت به بافت چربی برابر با 1.13 می‌باشد. مشاهده می‌شود که با افزایش انرژی شیب تغییرات کاهش یافته است. در انرژی MeV 0.5 پویش آزاد میانگین در بافت‌های نرم، استخوان، چربی و ماهیچه به ترتیب برابر با 10.01، 7.66، 10.87، 9.92 است که شیب تغییرات در بافت استخوان 1.3 برابر شیب تغییرات در بافت نرم، 1.41

برابر بافت چربی و 1.29 برابر بافت ماهیچه است. برای بافت ماهیچه نسبت به بافت نرم و چربی این نسبت برابر با 1.009 و 1.09 است و در بافت نرم نسبت به بافت چربی برابر با 1.08 می‌باشد.

در انرژی 1 MeV پویش آزاد میانگین در بافت‌های نرم، استخوان، چربی و ماهیچه به ترتیب برابر با 13.70، 10.48، 14.88، 13.58 است که شیب تغییرات در بافت استخوان 1.3 برابر شیب تغییرات در بافت نرم، 1.41 برابر بافت چربی و 1.29 برابر بافت ماهیچه است. برای بافت ماهیچه نسبت به بافت نرم و چربی این نسبت برابر با 1.009 و 1.09 است و در بافت نرم نسبت به بافت چربی برابر با 1.08 می‌باشد.

در انرژی 5 MeV پویش آزاد میانگین در بافت‌های نرم، استخوان، چربی و ماهیچه به ترتیب برابر با 32.05، 24.02، 35.14، 31.74 است که شیب تغییرات در بافت استخوان 1.33 برابر شیب تغییرات در بافت نرم، 1.46 برابر بافت چربی و 1.32 برابر بافت ماهیچه است. برای بافت ماهیچه نسبت به بافت نرم و چربی این نسبت برابر با 1.009 و 1.09 است و در بافت نرم نسبت به بافت چربی برابر با 1.09 می‌باشد.

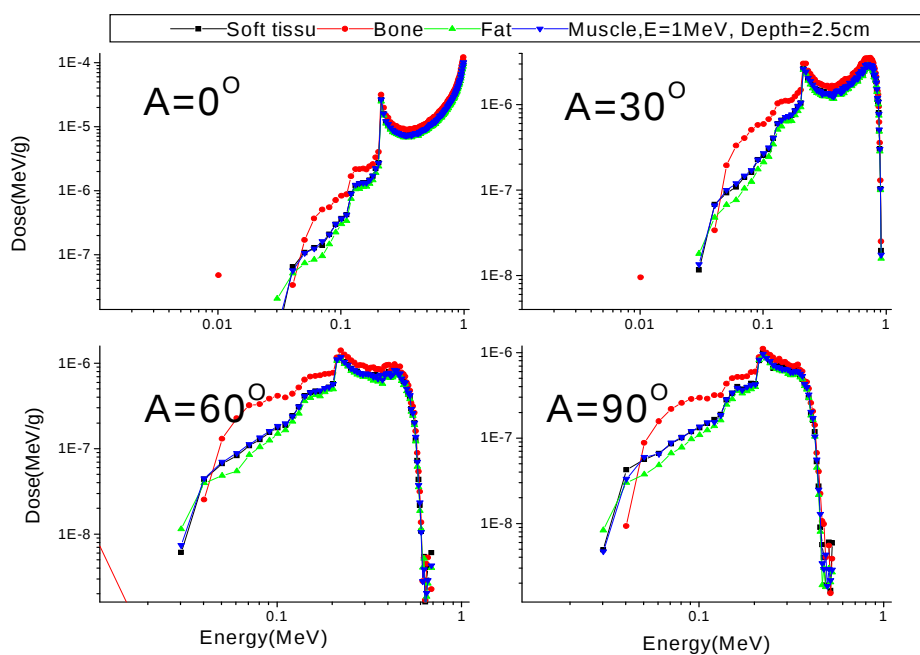
در انرژی 15 MeV پویش آزاد میانگین در بافت‌های نرم، استخوان، چربی و ماهیچه به ترتیب برابر با 50.58، 35.73، 57.11، 49.57 است که شیب تغییرات در بافت استخوان 1.41 برابر شیب تغییرات در بافت نرم، 1.59 برابر بافت چربی و 1.39 برابر بافت ماهیچه است. برای بافت ماهیچه نسبت به بافت نرم و چربی این نسبت برابر با 1.016 و 1.14 است و در بافت نرم نسبت به بافت چربی برابر با 1.12 می‌باشد.

در انرژی 50 MeV پویش آزاد میانگین در بافت‌های نرم، استخوان، چربی و ماهیچه به ترتیب برابر با 59.42، 39.11، 69.89، 57.96 است که شیب تغییرات در بافت استخوان 1.51 برابر شیب تغییرات در بافت نرم، 1.78 برابر بافت چربی و 1.48 برابر بافت ماهیچه است. برای بافت ماهیچه نسبت به بافت نرم و چربی این نسبت برابر با 1.02 و 1.2 است و در بافت نرم نسبت به بافت چربی برابر با 1.17 می‌باشد

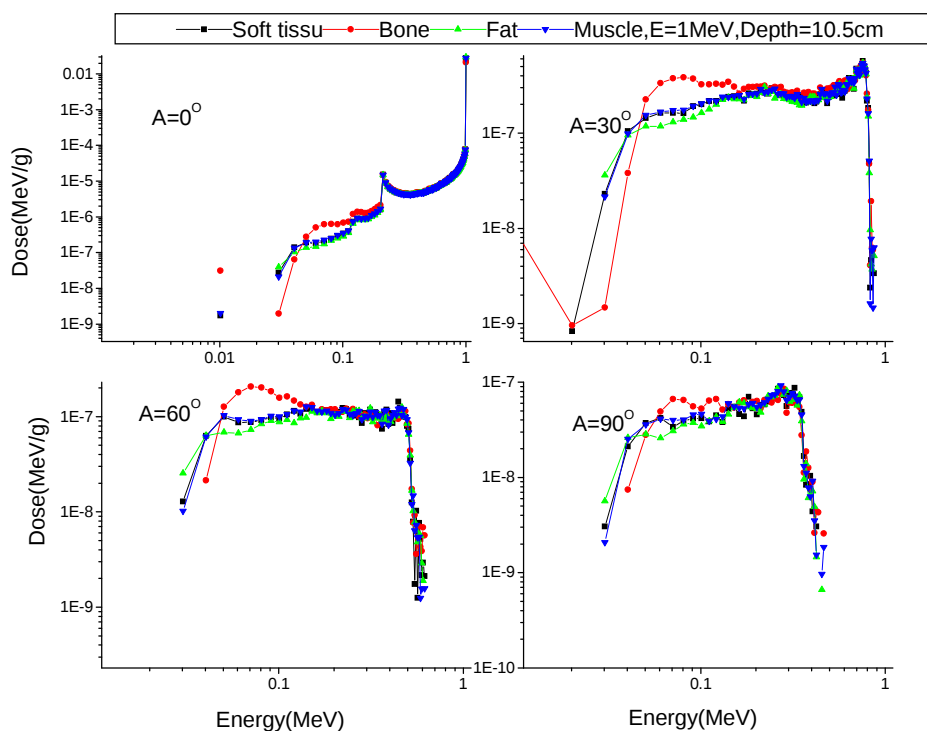
۳-۲-۶ مقایسه توزیع زاویه‌ای دز در بافت‌های مختلف

پرتوهای گاما یکی از چندین منابع تابش هستند که کاربرد گسترده‌ای در پزشکی برای درمان و تشخیص بیماری‌ها دارند. پرتوهای گاما به طور یکسان جذب بافت نمی‌شوند. اگر چنین بود کاربرد مفیدی در پزشکی برای تشخیص نداشتند. در هر یک از بافت‌ها با هر میزان انرژی پرتو، مقدار دز دریافتی توسط بافت‌های مختلف با یکدیگر متفاوت است و عناصر سنگین از قبیل کلسیم در مقایسه با عناصر سبک مانند کربن، اکسیژن و هیدروژن، پرتوهای ایکس و گاما را جذب می‌کنند. از این رو فوتون‌های بیشتری جذب بافت استخوان شده و با افزایش عمق بافت‌ها میزان دز دریافتی در عمق بعدی از بافت‌ها کاهش می‌یابد که میزان این کاهش در بافت استخوان بیشتر از دیگر بافت‌هاست. فوتون‌های گسیلی از پرتو گاما در بافت چربی کمتر از بافت‌های دیگر جذب می‌شود و بنابراین باعث نفوذ پرتو به عمق‌های بیشتر در بافت چربی می‌شود. در بافت نرم و ماهیچه نیز که چگالی آنها تقریباً یکسان است. میزان دز جذب شده نیز یکسان است و بعد از بافت استخوان بیشترین جذب در بافت ماهیچه، بافت نرم و سپس بافت چربی صورت می‌گیرد.

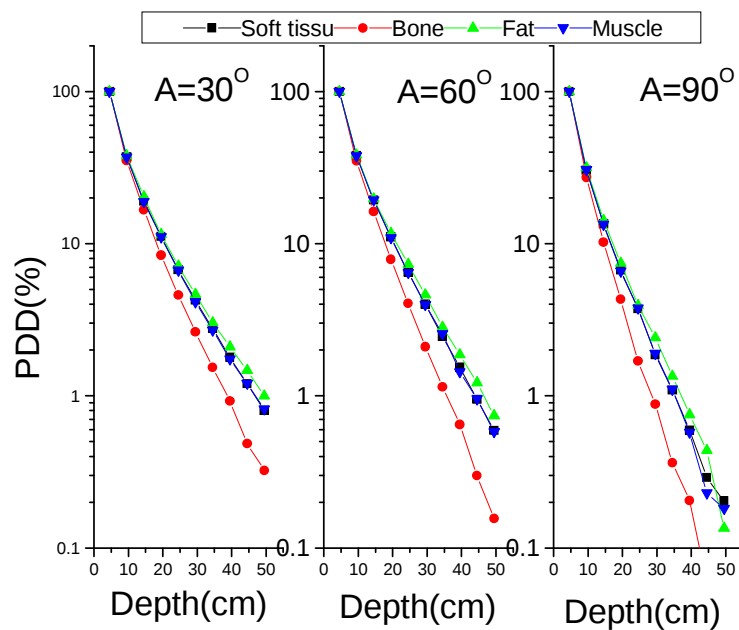
شکل‌های ۳-۹۱ و ۳-۹۲ مقایسه توزیع زاویه‌ای دز عمقی بر حسب انرژی برای ۴ بافت مختلف در زوایای 30، 60، 90 در انرژی 1 MeV در عمق 2.5 cm و 10.5 نشان می‌دهد که طبق نتایج بدست آمده در عمق 2.5 cm بیشترین مقدار دز جذبی را در بافت استخوان داریم اما در عمق 10.5 وضعیت متفاوت است و از میزان دز جذبی استخوان بسیار کاسته می‌شود.



شکل ۳-۹۱ نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز عمقی بر حسب انرژی برای 4 بافت مختلف در زوایای 30° , 60° , 90° در انرژی 1 MeV و در عمق 2.5 cm از بافت‌ها



شکل ۳-۹۲ نمودار مقایسه توزیع دز-عمقی بر حسب انرژی برای 4 بافت مختلف در زوایای 30° , 60° , 90° در انرژی 1 MeV و در عمق 10.5 cm از بافت‌ها



شکل ۳-۹۳ نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای درصد دز- عمقی بر حسب انرژی برای 4 بافت مختلف در زوایای 30، 60، 90 در انرژی 1 MeV

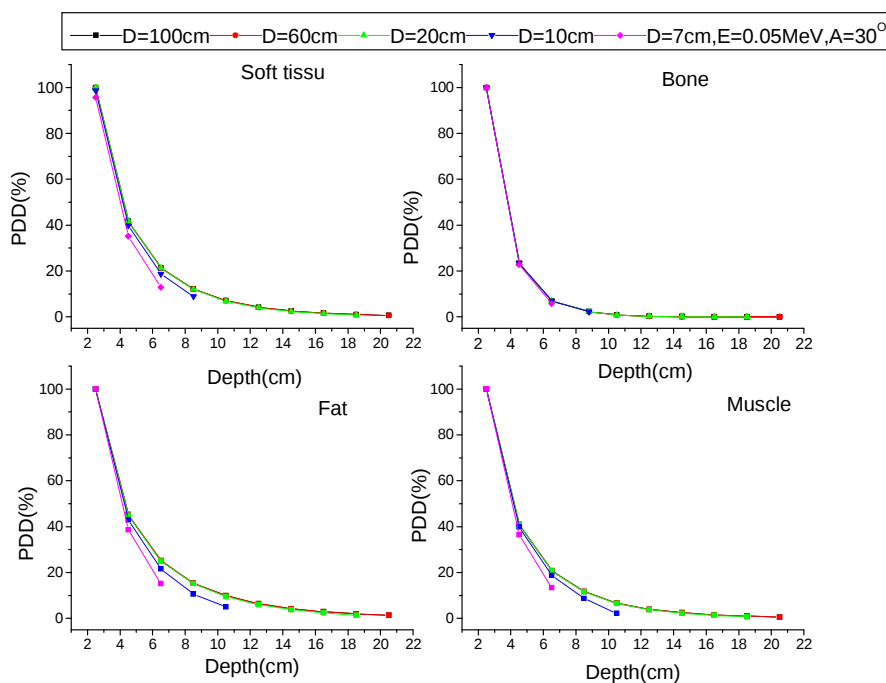
در شکل ۳-۹۳ نیز در زوایای 30، 60 و 90 درجه در عمق‌های کم بیشترین دز در بافت استخوان است که با شیب تندی تغییر می‌کند و در عمق‌های بیشتر کمترین مقدار را دارد. پرتو گاما از بافت نرم، ماهیچه، چربی عبور می‌کند و در استخوان قویاً تضعیف می‌شود.

۳-۳-۶ بررسی اثر ابعاد در بافت‌های مختلف

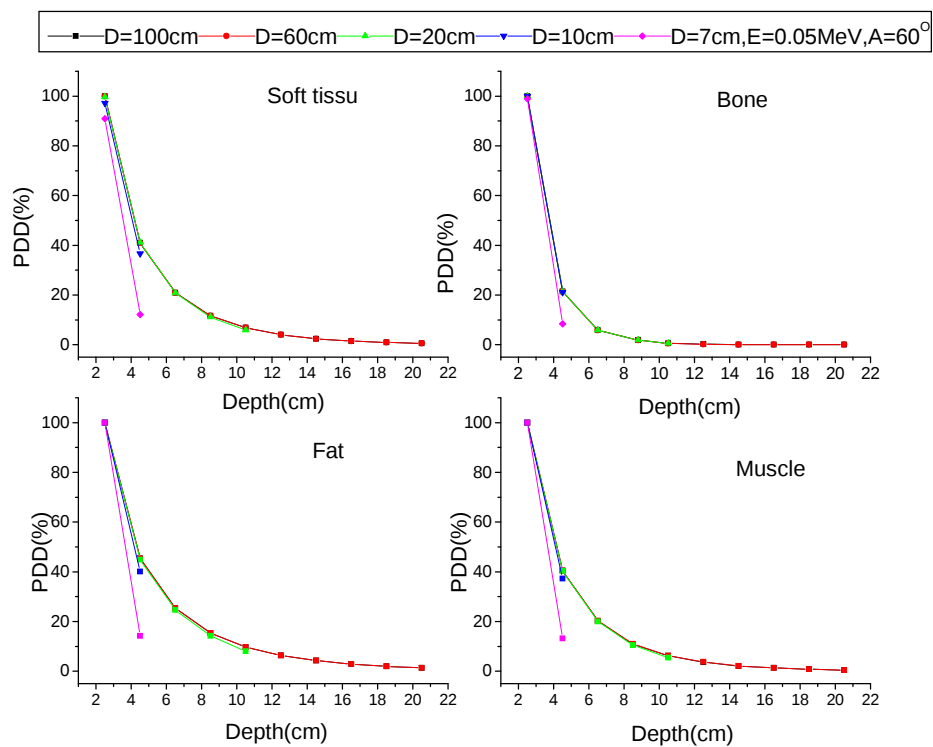
در بخش‌های گذشته دیده‌ایم که در همه بافت‌ها با کاهش ابعاد ماده مورد نظر میزان دز-عمقی ناشی از آن کاهش داشته است. خصوصاً در ابعادی که از پویش آزاد میانگین کمتر است. زیرا با کاهش ابعاد تعداد فوتون‌های پراکنده که از هر سمت بافت به درون سلول برخورد می‌کنند کاهش می‌یابد و در نتیجه دز کمتری جذب می‌شود. همچنین با افزایش زاویه که پراکندگی‌ها بیشتر می‌شود این اثر بیشتر دیده می‌شود. مثلاً در زاویه 90 درجه این کاهش بیشتر از زاویه 60 است.

همانطور که گفتیم برای تمام بافت‌ها با کاهش ابعاد ماده مورد نظر کاهش دز را داریم. اما مقدار تغییرات بسته به نوع بافتی که در برابر پرتو قرار می‌گیرد متفاوت است. با توجه به پویش آزاد میانگین

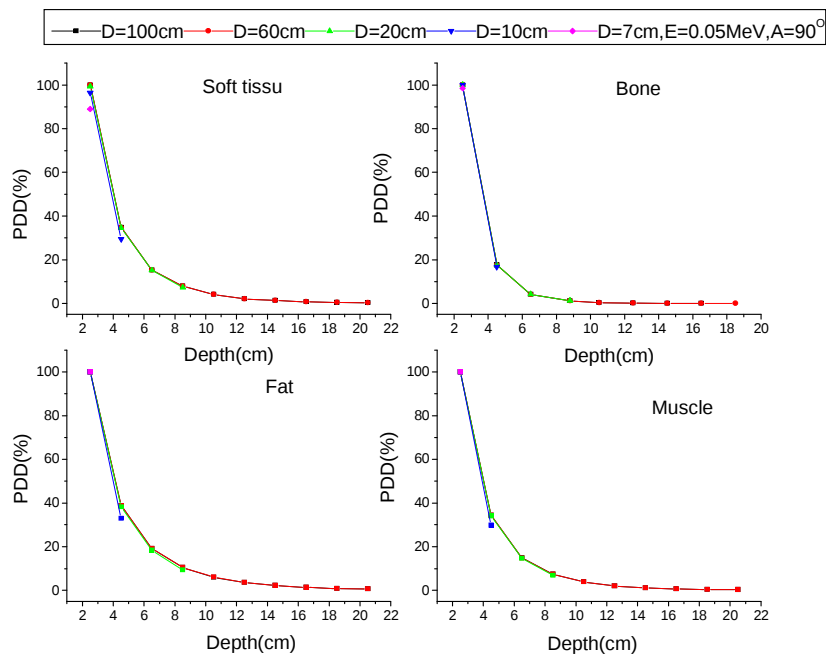
در هر 4 بافت می‌توان به این نتیجه رسید که اثر ابعاد در کدام یک از بافت‌ها بیشتر از بقیه است. در نمودارهای زیر درصد دز عمقی را برای 5 اندازه فانتوم بافت در زاویه‌های 30، 60 و 90 درجه مشاهده می‌کنیم که با توجه به نمودارها مشاهده می‌شود در بافت چربی نسبت به دیگر بافت‌ها با کاهش ابعاد میزان دز جذب شده بیشتر کاهش می‌یابد و در بافت استخوان اثر ابعاد کمتر دیده می‌شود. می‌توان گفت با توجه به پویش آزاد میانگین در بافت‌های نرم، استخوان، چربی و ماهیچه در انرژی MeV 0.05 که به ترتیب برابر است با 4.68، 2.48، 5.33 و 4.21 بیشترین مقدار پویش آزاد میانگین در بافت چربی است. پس انتظار داریم که با کاهش ابعاد در این بافت نسبت به دیگر بافت‌ها کاهش دز را داشته باشیم و برای بافت استخوان با پویشی برابر با 2.48 cm کمترین اثر ابعاد را داشته باشیم.



شکل ۳-۹۴ نمودار مقایسه‌ای درصد دز-عمقی در 5 اندازه متفوت فانتوم برای 4 بافت مختلف در زاویه 30 درجه



شکل ۳-۹۵ نمودار مقایسه‌ای درصد دز-عمقی در 5 اندازه متفاوت فانتوم برای 4 بافت مختلف در زاویه 60 درجه



شکل ۳-۹۶ نمودار مقایسه‌ای درصد دز-عمقی در 5 اندازه متفاوت فانتوم برای 4 بافت مختلف در زاویه 90 درجه

۴

فصل چهارم:

قسمت تجربی

مقدمه ۴-۱

در کارهای تجربی برای اندازه‌گیری دز از دزیمترهای مختلفی همچون اتاقک‌های یونش، فیلم رادیوگرافی، دزیمترهای ترمولومینسانس TLD و . . . استفاده می‌کنند. هر یک از این دزیمترها برای استفاده در کاربردهای دزیمتری پزشکی دارای محدودیت‌هایی می‌باشند، به عنوان مثال اتاقک‌های یونش و نیمه هادی‌ها برای سیستم‌های طراحی درمان قدرت تفکیک مکانی مناسبی ندارند. TLD ها با ابعاد کوچکشان در تعیین توزیع دوز یک بعدی و دو بعدی نامناسب و وقتگیر هستند. کاربرد فیلمهای رادیوگرافی به دلیل حساسیت بالا به فوتونها در 10-200 کیلو الکترون ولت، پاسخ وابسته به انرژی، معادل نبودن با بافت و حساسیت به نور اتاق نیز در این زمینه با محدودیت همراه است. دزیمترهای ژلی پلیمری، دسته‌ی جدیدی از دزیمترها هستند که در انواع مختلف پرتودرمانی‌های جدید قابل استفاده‌اند. دزیمترهای ژلی تنها دزیمترهای سه بعدی واقعی هستند. دزیمتر به طور هم زمان هم فانتوم بوده و هم می‌تواند توزیع دز را در هندسه‌ی کامل سه بعدی اندازه‌گیری کند [۴۷-۴۲].

چون مولکول آب، فراوانترین مولکول در موجودات زنده است، بیش از هر مولکول دیگری بطور مستقیم در معرض تابش پرتوها قرار می‌گیرد. در بسیاری از کارهایی که تاکنون صورت گرفته از فانتوم آب به عنوان فانتوم معادل بافت انسان استفاده کرده‌اند و محاسبات دزیمتری در آن صورت گرفت [۴۸-۵۲].

هدف عمده ما از انجام قسمت تجربی کار، اطمینان از صحت نتایج مونت کارلویی است که در فصل سه صورت گرفته است. بنابراین برای اطلاع از این وضعیت با توجه به امکانات موجود در آزمایشگاه اقدام به بررسی مقایسه‌ای بین داده‌های حاصل از تجربه و نتایج کد MCNP4C پرداخته‌ایم.

۲-۴ مواد و روش کار

۱-۲-۴ فانتوم آب

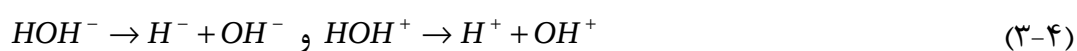
80 درصد بدن انسان از مولکول‌های آب ساخته شده است. بنابراین پرتودهی به مولکول آب نمایشگر برخورد پایه‌ای پرتو با بدن انسان است. بنابراین درکارهای متعددی از فانتوم آب برای محاسبات دزیمتری به عنوان فانتوم معادل بافت انسان استفاده شده است. ما نیز از فانتوم آب استوانه‌ای استفاده کرده‌ایم. هنگامی که مولکول‌های آب تابش می‌شوند فرآورده‌های زیر را به وجود می‌آیند.



این دو یون می‌توانند آمیخته شده و مولکول خنثی آب را به وجود آورند و اگر ترکیب نشوند واکنش زیر می‌تواند انجام شود.



دو مولکول HOH^- و HOH^+ ناپایدارند و به مولکول‌های زیر واگردان می‌شوند.



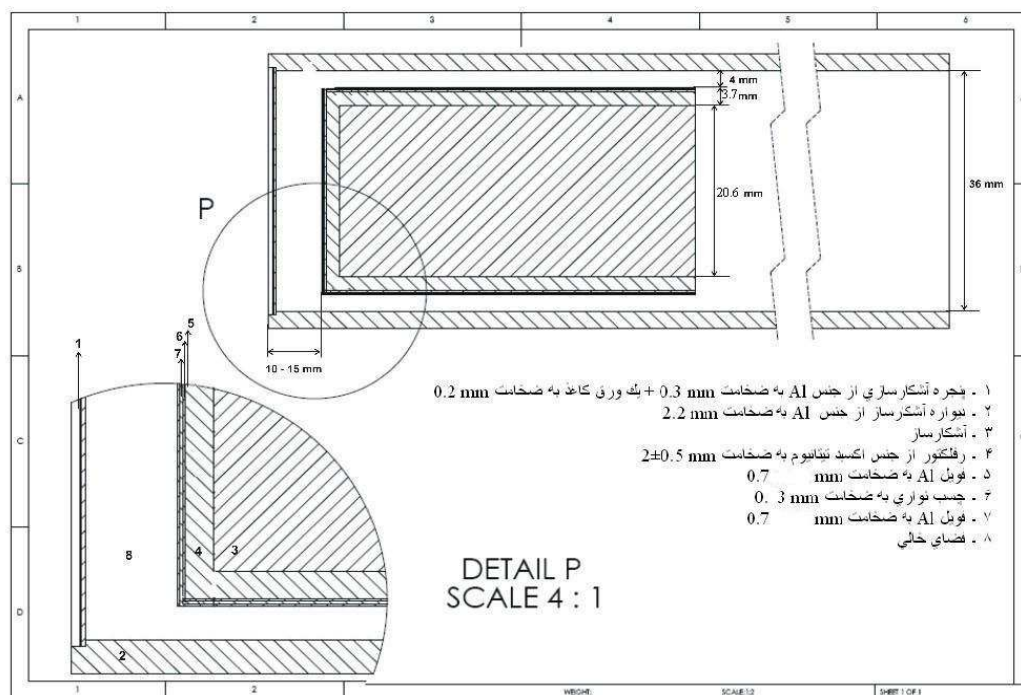
پس دستاورد رادیولیز آب، تولید H^+, OH^- و H^-, OH^+ است. دو یون H^+ و OH^- آمیخته شده و H_2O را می‌سازند بنابراین آسیب زیستی ایجاد نمی‌کنند. برعکس مولکول‌های H^+ و OH^+ مولکول‌های بدون بار الکتریکی هستند و انرژی زیادی دارند که می‌توانند به مولکول‌های دیگر منتقل نمایند و باعث گسستگی پیوند مولکولی و تولید آسیب نقطه‌ای شوند. مولکول HO_2^+ با مولکول H_2O_2 فرآورده اصلی زیان آور رادیولیز آب هستند.

۲-۲-۴ چشمه ^{60}Co

چشمه کبالت یکی از منابع پرتوی گامای مورد استفاده در پزشکی هسته‌ای، خصوصاً در پرتو درمانی است. این چشمه در پرتو درمانی درون یک جایگاه سربی قرار گرفته تنها هنگام پرتو دهی در برابر روزنه بخصوص به گونه‌ای خودکار قرار می‌گیرد. هنگامی که پرتو از بیرون به بدن بیمار هدایت شوند. اگر فاصله چشمه تابش تا بیمار بزرگ باشد، این روش را تله تراپی گویند. گاهی چشمه رادیواکتیو را درون یا روی سطح غده جا می‌دهند و فاصله نزدیک به صفر است این روش را براکی‌تراپی می‌نامند. در این روش دز زیادی به غده سطحی و دز کمی به بافت‌های سالم اطراف داده می‌شود، تنها عیب آن نایک‌نواختی دز است. در این تحقیق از چشمه ^{60}Co با دو انرژی 1.332 MeV و 1.173 استفاده کرده- ایم و با استفاده از موازی‌ساز از جنس سرب چشمه پرتو گاما به صورت موازی به سطح فانتوم آب تابش دهی می‌شود.

۲-۲-۴ آشکارساز CsI(Tl)

برای آشکارسازی پرتوهای گاما از آشکارساز CsI(Tl) استفاده کرده‌ایم. آشکارساز استوانه‌ای $1 \times 1 \text{ in}$ برای آشکارسازی پرتوهای گاما به کار می‌رود. دارای چگالی (4.51 g/cm^3) است. طیف گسیلی آن از 420 تا تقریباً 600 nm است. CsI جاذب رطوبت نیست. چون نرمتر و پلاستیک‌تر از NaI است، می‌تواند شوکها، شتابها و ارتعاشات شدید و نیز شیب‌های بزرگ و تغییرهای ناگهانی دما را تحمل کند. برای اندازه‌گیری طیف گسیل شده از چشمه کبالت از این آشکارساز استفاده می‌کنیم.



شکل ۴-۱ هندسه‌ی مربوط به آشکارساز مورد استفاده شده در تجربه

۴-۳ روش کار

برای انجام آزمایش‌ها چشمه کبالت را روی سطح فانتوم قرار می‌دهیم و با استفاده از موازی‌سازی از جنس سرب، طیف موازی گسیل شده از چشمه کبالت را با استفاده از آشکارساز و دستگاه MCA اندازه‌گیری می‌کنیم. بدین منظور آشکارساز را در نقاط مختلف فانتوم آب در فاصله 5 cm در زوایای 0، 30، 60 و 90 درجه نسبت به راستای گسیل باریکه قرار داده‌ایم و تابع پاسخ آشکارساز را در هر یک از فاصله‌ها بدست آورده‌ایم. شکل ۴-۲ سامانه مربوط به آزمایش را نشان می‌دهد.

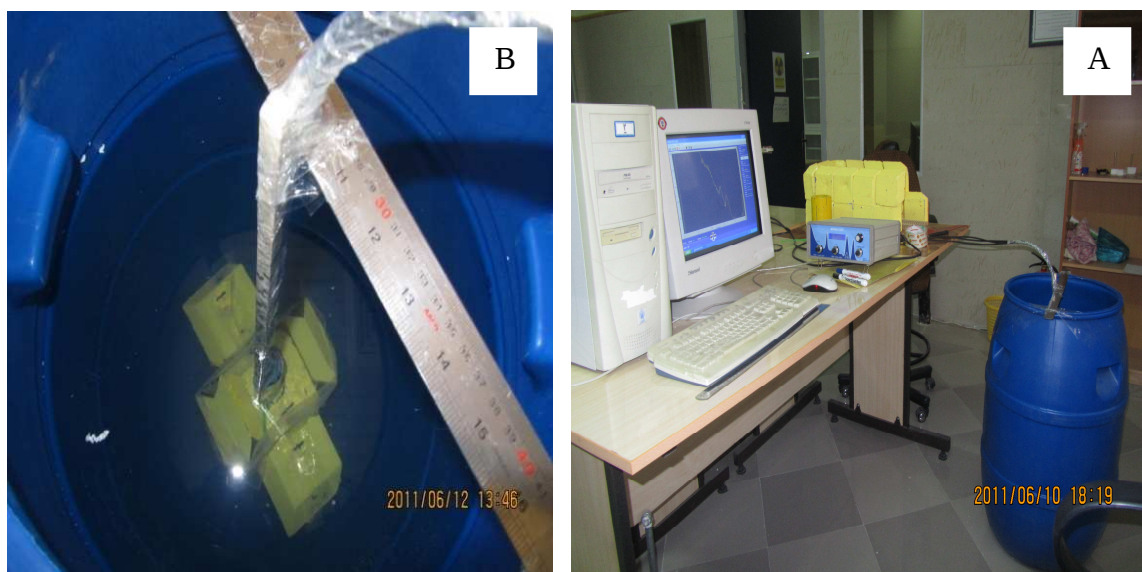
فرآیند ثبت انرژی در آشکارساز، یک فرآیند آماری است. فوتون در برخورد با فتوکاتد واپاشی انجام می‌دهد. نوری که به فتوکاتد می‌خورد، الکترون را جدا می‌کند، الکترون‌ها تکثیر می‌شوند و یک ΔQ تولید می‌شود که در یک بازه زمانی در سیستم به صورت تپ ذخیره می‌شود. در داخل آشکارساز برای هر یک از این‌ها تابع توزیع گوسی وجود دارد.

داده‌ای که MCA به ما می‌دهد، تعداد بر شماره کانال است. رابطه بین شماره کانال و انرژی به صورت معادله (۴-۴) است. با قرار دادن این رابطه در یک برنامه فرترن شماره کانال را به انرژی تبدیل می‌کنیم.

$$E(I)=A+BI$$

(۴-۴)

در این رابطه I شماره کانال مورد نظر، A و B ضرایبی هستند که بعد از کالیبره کردن بدست می‌آیند.



شکل ۴-۲ (A) سامانه مربوط به فانتوم آب موجود در آزمایشگاه (B) سامانه مربوط به داخل فانتوم آب و قرارگیری آشکارساز

در قسمت شبیه‌سازی مونت کارلو با استفاده از کد MCNP4C، هندسه همین سیستم طراحی شده است و مشخصات آشکارساز CsI که در شکل ۴-۱ نیز نشان داده شده است، به صورت کامل در برنامه ورودی کد تعریف شده است. تالی که استفاده شد، تالی F8 است. جنس لایه بیرونی فانتوم از پلی اتیلن با چگالی 0.96 و ضخامت 3 mm، قطر 50 cm و ارتفاع 80 cm در نظر گرفته شده است. تا ارتفاع 50 cm از آن آب پر شده است و قطری که برای آب در نظر گرفته شده 49.4 cm است. همچنین سرب‌های موجود را به صورت مکعب مستطیل با شعاع 0.25 mm در در فایل ورودی برنامه

به صورت کامل تعریف کرده‌ایم. شکل ۳-۴ طرحواره‌ای از فانتوم آب را که توسط کد MCNP ترسیم شده است نمایش می‌دهد.



شکل ۳-۴ طرحواره فانتوم آب ترسیم شده توسط کد MCNP4C

۴-۴ مقایسه نتایج تجربی و مونت کارلو

بعد از اینکه نتایج حاصل از تجربه و مونت کارلو را به دست آورده‌ایم برای مقایسه آنها باید طیف حاصل از MCNP را با توجه به طیف تجربی Fit کنیم. این کار را با استفاده از روش least square fitting و تابع پیشنهادی $FWHM = aE^b$ انجام می‌دهیم. ثابت های a و b در این تابع ثابت‌هایی هستند که از فیت گوسی داده های تجربی بدست می‌آیند [۵۳].

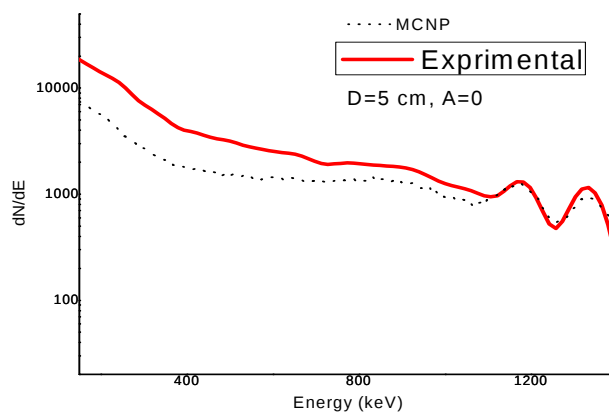
چگونگی عملکرد یک آشکارساز که برای اندازه‌گیری انرژی به کار می‌رود به پهنای توزیع تپ یک چشمه تک انرژی که همان تمام پهنای در نیم بیشینه، قله فوتوالکتریک FWHM است، نشان داده می‌شود. با فرض گوسی بودن قله فوتوالکتریک می‌توان شکل آن را به صورت ذیل در نظر گرفت:

$$y = \frac{y_0}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{(E - E_0)^2}{2\sigma^2}\right) \quad (۵-۴)$$

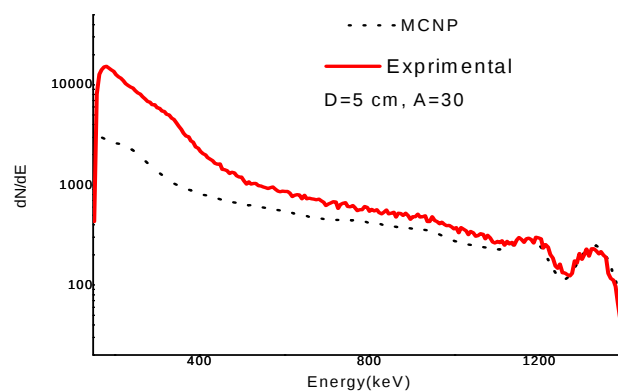
که E_0 انرژی پرتوی گامای خروجی از چشمه است و σ انحراف معیار تابع گوسی است که به صورت ذیل با FWHM ارتباط دارد.

$$FWHM = \Delta E = 2\sigma\sqrt{2\ln 2} \quad (4-6)$$

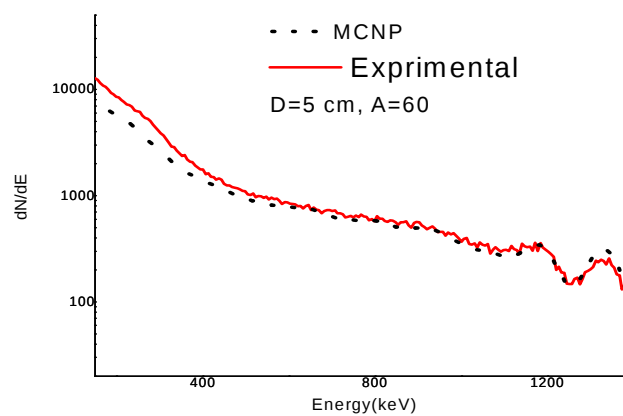
با توجه به نمودارهای زیر مشاهده می‌شود که بین نتایج بدست آمده از مونت کارلو و تجربه مطابقت خوبی وجود دارد. هر چه فاصله چشمه تا آشکارساز به یکدیگر نزدیکتر باشد، این دو طیف مطابقت بهتری با هم دارند. با افزایش فاصله بین چشمه و آشکارساز عدم تطابق نمودارها بیشتر می‌شود. ما در MCNP یک حالت ایده‌آل را در نظر گرفته‌ایم. در حالیکه در تجربه واکنش‌هایی صورت می‌گیرد که ناشی از پرتوهای ایکس کیهانی، آثار زمینه و نویز الکتریکی دستگاه و غیره هستند. بنابراین طیف حاصل از تجربه کمی بالاتر قرار می‌گیرد. با توجه به مطابقت تابع پاسخ آشکارساز در تجربه و شبیه‌سازی می‌توان به این نتیجه رسید که در میزان دز جذب شده نیز باید تطابق خوبی وجود داشته باشد. لذا با توجه به مطابقت نتایج این بخش می‌توان به این نتیجه رسید که نتایج بدست آمده از مونت کارلو دقیق می‌باشد و برنامه نوشته شده در فصل سوم نیز از صحت برخوردار است و می‌توان از آن در پزشکی هسته‌ای برای طراحی درمان استفاده نمود.



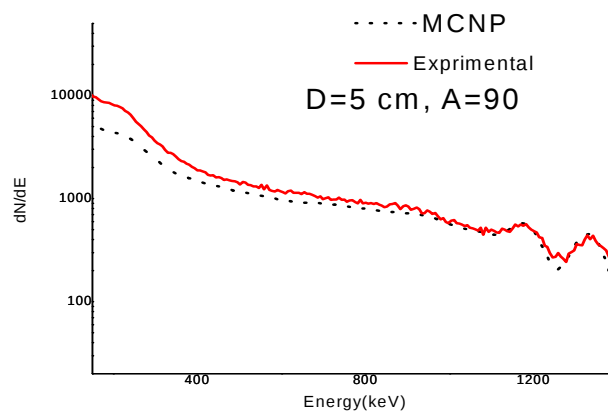
شکل ۴-۴: نمودار مقایسه طیف پرتوهای رسیده به آشکارساز در فانتوم آب بین دو حالت تجربی و شبیه‌سازی مونت کارلو در زاویه ۰ درجه در فاصله‌ی 5 cm از چشمه



شکل ۴-۵: نمودار مقایسه طیف پرتوهای رسیده به آشکارساز در فانتوم آب بین دو حالت تجربی و شبیه‌سازی مونت-کارلو در زاویه ۳۰ درجه در فاصله‌ی ۵ cm از چشمه



شکل ۴-۶: نمودار مقایسه طیف پرتوهای رسیده به آشکارساز در فانتوم آب بین دو حالت تجربی و شبیه‌سازی مونت‌کارلو در زاویه ۳۰ درجه در فاصله‌ی ۵ cm از چشمه



شکل ۴-۷: نمودار مقایسه طیف پرتوهای رسیده به آشکارساز در فانتوم آب بین دو حالت تجربی و شبیه‌سازی مونت‌کارلو در زاویه ۳۰ درجه در فاصله‌ی ۵ cm از چشمه

نتیجه گیری:

امروزه در پزشکی هسته‌ای به صورت فراوانی از پرتو درمانی برای درمان بیماران سرطانی استفاده می‌شود. در پرتو درمانی و پرتو زیست شناختی دز باریکه‌ای از ذرات باردار اندازه‌گیری می‌شود و در روش‌های پرتودرمانی با در نظر گرفتن دو موضوع حفظ بافت‌های سالم و نابودی یاخته‌های سرطانی، نوعی بهینه‌سازی انجام می‌شود و بر اساس آن مقدار کلی دز، دز در هر تقسیم بندی و زمان کل درمان تجویز می‌شود. با توجه به دشواری‌هایی که برای انجام آزمایش‌های تجربی وجود دارد و همچنین با توجه به اینکه خطای 5 الی 10 درصد می‌تواند در روند درمان تأثیر بسیار داشته باشد با استفاده از روش مونت کارلو می‌توان دقت و صحت دز رسیده به بیمار را در هر روش درمانی و با هر شرایطی محاسبه کرد. همچنین می‌توان با تغییر عناصر موجود، بافت‌های مختلف انسان را شبیه‌سازی کرد و دز عمقی و توزیع زاویه‌ای آن را برای پرتوهای گاما با انرژی‌های متفاوت بدست آورد.

نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که دز-عمقی پرتوهای گامای گوناگون با افزایش عمق به شدت کاهش می‌یابد. با توجه به نتایج مونت کارلو به این نتیجه رسیده‌ایم که برای فواصل عمقی در صورتی که بخواهیم از دز بالاتری در تابش دهی استفاده شود، باید از انرژی‌های بالاتر استفاده شود. به طور کلی می‌توان گفت: میزان تجمع دز برای انرژی‌های بالاتر در فواصل عمقی بیشتر است و در مورد پرتوهای گوناگون گامای پر انرژی تفاوت چندانی بین دز دریافتی بافت‌های اطراف (بافتی که غیر از راستای اولیه تابش دهی می‌شود) وجود ندارد.

ابعاد ماده مورد نظر بر روی تابش بر روی بافت‌های مختلف تأثیر دارد. با کاهش ابعاد میزان دز-عمقی در راستای گسیل باریکه فرقی نمی‌کند و در توزیع زاویه‌ای دز با کاهش ابعاد کاهش دز را داریم. پاسخ بافت‌های مختلف بدن در برابر تابش متفاوت است. لذا دز دریافتی به نوع بافتی که پرتو دهی می‌شود بستگی دارد. قدرت نفوذ پرتوهای گاما در بافت چربی بیشتر از بافت نرم و در بافت نرم بیشتر از بافت ماهیچه و کمترین نفوذ را در بافت استخوان دارد.

همچنین در قسمت تجربی کار که برای بررسی صحت نتایج قسمت قبلی کار صورت گرفت به این نتیجه رسیده‌ایم که انطباق خوبی بین طیف تجربی و مونت کارلو وجود دارد و برنامه نوشته شده با کد MCNP در این پژوهش می‌تواند برای استفاده در پزشکی هسته‌ای کاملاً مناسب باشد و اطلاعات دقیق و مفیدی را برای طراحی درمان و امکان کاهش خطا تا حد مطلوب فراهم سازد.

مراجع

- [۱]. حسین حریری زاده و سید رسول حسینی بهارنچی، (۱۳۸۸) "حفاظت در برابر پرتوهای یون-ساز" انتشارات جهان جام جم
- [۲]. دکتر صمدراستی کردار و محمد حسین نادری، (۱۳۷۷) "مبانی حفاظت در برابر پرتوها" انتشارات دانشگاه اصفهان، ص ۱۵۰-۱۲۳
- [۳]. نیکلاس سولفانیدیس، (۱۳۷۰) "اندازه‌گیری و آشکارسازی تابش‌های هسته‌ای" ترجمه: دکتر رحیم کوهی و دکتر محمود هادی‌زاده یزدی، انتشارات سیمین، ص ۲۳۰-۲۱۲
- [۴]. Ali Asghar Mowlavi, (Spring & Summer 2008) "Monte Carlo Dose Calculation of 90Sr/90Y Source in Water Phantom "Iranian Journal of Medical Physics>Vol.5, No.1 (18&19)
- [۵]. A. Binesh, A.A. Mowlavi, E. Mokhtari Nejad, (2006) "Dose Calculation Due to a ^{125}I Source Model 6711 and Determination of Its Dosimetry Parameters in Water and Soft Tissue Phantom "Iranian Journal of Medical Physics> Vol.3, No.12
- [۶]. Robert E. Wallace, (2002) "Model 3500 ^{125}I brachytherapy Source dosimetric characterization "Applied Radiation and Isotopes 56, 581-587
- [۷]. D.N. Timms, et al. (2005) "In situ measurements of the sub-surface gamma dose from Chernobyl fallout " Applied Radiation and Isotopes 62, 923-930
- [۸]. M. Budaec, et al. (2008) "Comparison of dose calculated by Monte Carlo method and measured by LiF TLD in the buildup region for a ^{60}Co photon beam "Applied Radiation and Isotopes 62, 1925-1929
- [۹]. M. Morallea, C.C. Guimara, E. Okuno. (2005) "Response thermoluminescent dosimeters to photons simulated with the Monte Carlo method "Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 545 261-268
- [۱۰]. Richardo. Ochoa, Fredy Gomez, Ivaldo H. Federico et al. (2007) "Design phantom for the quality control of high dose rate ^{192}Ir source used in brachytherapy "Radiotherapy and oncology 82 222-228
- [۱۱]. D. Evans, (1955) "The Atomic Nucleus "
- [۱۲] <http://physics.nist.gov/cgi-bin/Xcom/xcom2>
- [۱۳]. جان آر کامرون. (۱۳۷۸) "فیزیک پزشکی" ترجمه دکتر عباس تکاور، انتشارات آییژ، ص ۴۷۴-۳۸۸
- [۱۴]. دکتر عباس تکاور. (۱۳۷۸) "فیزیک پزشکی" انتشارات نورپردازان، ص ۴۳۴-۴۲۳
- [۱۵]. دکتر غلامحسین رهبری و ابوالفضل رسولی، فیزیک پزشکی کلیات تشخیص و درمان‌های فیزیکی، انتشارات شرکت سهامی چهر، ۱۸۰ ص-۱۷۰
- [۱۶]. دی. جی. بنت-جی. آر. تامسون. (۱۳۷۸) "مبانی نیروگاه‌های هسته‌ای" ترجمه: رحیم کوهی فایق، انتشارات کوهرنگ، ۳۰۳-۲۹۸
- [۱۷]. دکتر علی اصغر مولوی و کوروش جاویدان. (۱۳۸۵) "کاربرد کامپیوتر در فیزیک" انتشارات دانشگاه سبزوار، ص ۲۱۰-۲۰۳
- [۱۸]. OAK RIDGE NATIONAL LABORATORY; managed by ;UT-BATTELLE, LL for the U.S. DEPARTMENT OF ENERGY

[۱۹]. AN MCNP PRIMER; by J. K. Shultis (jks@ksu.edu) and R. E. Faw (fawre@triad.rr.com)

[۲۰]. حمید جعفری و همکاران، (۱۳۸۹) "بررسی مونت کارلویی محاسبه منحنی های عمق-دز برای باریکه های الکترونی کم انرژی" مقاله نامه کنفرانس فیزیک ایران

[۲۱]. حجازی، پیمان: هاشمی ملایری، بیژن: شهریاری، مجید "محاسبه دز بیم های فوتونی در میدان های نامتقارن وج شده به روش مونت کارلو" www.iscanews.ir

[۲۲]. حجازی، پیمان: هاشمی ملایری، بیژن: شهریاری، مجید: کاظم زاده، انوشیروان، (۱۳۸۵) "شبیه سازی مونت کارلویی طیف انرژی، پخش زاویه ای و توزیع شار شعاعی باریکه فوتونی یک شتاب دهنده پزشکی با کد MCNP4C" کومش ۸، (۲): ۱۰۱-۱۱۰

[۲۳]. دهقان نیا رستمی، زهره ؛ مسعودی ، سیدفرهاد ؛ اسدی ، سمیه: (۱۳۸۹) "مقایسه ی چشمه های رادیواکتیو براکی تراپی چشمی با استفاده از شبیه سازی کامل چشم انسان در کد MCNP4C"مقاله نامه کنفرانس فیزیک ایران

[۲۴]. بناری بهنمیری ، شیلا ؛ میری حکیم آباد، هاشم ؛ رفعت متولی، لاله: (۱۳۸۹)"محاسبه دز جذبی تابش گامای حاصل از واپاشی دختران رادون-۲۲۲ در فانتوم ORAL": مقاله نامه کنفرانس فیزیک ایران

[۲۵]. محمد تقی بحرینی طوسی ، حبیب الله مرادی فرادنبه ، هدی زارع: (۱۳۸۵) "شبیه سازی مونت کارلو طیف اشعه ایکس دستگاه رادیولوژی تشخیصی با استفاده از کد MCNP-4C و مطالعه اثر متغیرهای مختلف بر شکل طیف" مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۳، شماره ۱۱

[۲۶]. علی اصغر مولوی ، ماجد یزدانی. (۱۳۸۹) "مطالعه اثر چگالی مختلف بافت بر توزیع دوز چشمه براکی تراپی ^{103}Pd مدل MED3633"مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۷، شماره ۳

[۲۷]. Mesbahi, Asghar ; (2007) "Dosimetric characteritic of unflattend 6 MeV photon beam of a clinical linear accelerator.A Mont Carlo"; Applied Radiation and Isotopes 65, 1029-1039

[۲۸]. N.Regnaert et al ;(2007) "Mont Carlo treatment planning for photon and electron beam"; Radiotherapy and Chemistry 76, 643-686

[۲۹]. Mu-Han Lin et and all; (2010) "tissu classification in Mont Carlo simulation of patient close for photon beam tumor treatments "; Nuclear Instruments and methods in physics Research

[۳۰]. M.Redha Sonia et and all; (2006) "Mont Carlo Dose calculation for breast Radiotherapy using Co^{60} gamma rays"; gournal of Nuclear and Radiation physics. , Vol 11, No.1, 61-72

[۳۱]. C.Cardoso et and all; (2010) "Mont Carlo of bony Heterogeneity effects on Dose profile for small Irradiation field in Radiotherapy"; PLoS One; 5(5): e10466.

[۳۲]. James C.L. Chow ; (2010) " Depth dose dependence of the mouse bone using kilovoltage photon beams:A Monte Carlo study for small-animal irradiation "; Radiation Physics and Chemistry 79 , 567-574

[۳۳]. Sung-Yen Lin,Tieh-Chi Chu,Jao-Perng Lin, Chao- Yuan Huang ; (2002) "Mont Carlo simulation of surface precent depth dose ";Applied Radiation and Isotopes 56 , 505-510

- [۳۴]. Momennezhad, Mehdi Bahreyni Toossi, . Mohammad Taghi. Gholamhoseinian, Hamid ; (2008) "An Assessment of Dose Distribution for Asymmetric Fields by Monte Carlo Symulation" *Iranian Journal of Medical Physics*>Vol.5, No.1 (18&19)
- [۳۵]. Mowlavi, Ali Asghar. Afzali, Azam Sadat, (2010) "Skin Dosimetry of Some Beta Sources using the VARSKIN2 Code " *Iranian Journal of Medical Physics*>Vol.6, No.3&4 (24, 25)
- [۳۶]. T.Matsumoto, (2007) "Monte Carlo simulation of depth-dose distribution in several organic models for boron neutron capture therapy ". *Nuclear instrument & method in physics research A*.580, 552-557
- [۳۷]. K Parodi, A Ferrari, F Sommerer and H Paganetti;(2007) "Clinical CT-based calculations of dose and positron emitter distributions in proton therapy using the FLUKA Monte Carlo code " *Physics in Medicine and Biology*Volume 52, Number 12 K Parodi *et al Phys. Med. Biol.* 52 3369
- [۳۸]. Bartosz Gońka et al; (2008) "Optimization of a tissue-equivalent CVD-diamond dosimeter for radiotherapy using the Monte Carlo code PENELOPE " *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* 593 , 578– 587
- [۳۹]. Tim D. Bohm et al. (2003) "Brachytherapy dosimetry of 125I and 103Pd sources using an updated cross section library for the MCNP Monte Carlo transport code " *Med. Phys.* 30, 701; doi:10.1118/1.1562942 (11 pages)
- [۴۰]. Duggan DM. (2004) "Improved radial dose function estimation using current version MCNP Monte-Carlo simulation: Model 6711 and ISC3500 125I brachytherapy sources ". *Appl Radiat Isot.* Dec;61(6):1443-50

[۴۱]. سقامنش، سمیه ؛ کریمیان، علیرضا ؛ عبدی، محمدرضا: (۱۳۸۹) "محاسبه‌ی دز دریافتی قلب و بافت‌های اطراف آن در درمان گرفتگی عروق قلبی توسط چشمه‌ی $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ با استفاده از برنامه شبیه‌سازی MCNPX": مقاله نامه کنفرانس فیزیک ایران

[۴۲] Jarrett J. M; (2005) "Experimental method development for direct dosimetry of permanent interstitial prostate brachytherapy implants "; MSc Thesis in Southeastern Louisiana University

[۴۳]. حسین صالحی یزدی، مجتبی شمسایی ، حمید رضا شعبانی، رامین جابری ، سعید ستایشی، (۱۳۸۹) "مقایسه و ارزیابی اثر غیر یکنواختی ریه و دنده ، دردوز رسیده به ریه در براکی تراپی پستان به وسیله سیستم طراحی درمان و کد MCNPX " *مجله فیزیک پزشکی ایران*، دوره ۷، شماره ۳، پیاپی (۲۸)

[۴۴]. بختیار آزادبخت، ، کمال حداد ، محمدحسن زحمت کش، (۱۳۸۹) "بررسی درصد دز عمقی باریکه های فوتونی و وابستگی آن به آهنگ دز در دزیمتر با استفاده از تکنیک ام.آر.آی PAGAT ژلی-پلی مری نورمکسیک " *مجله علوم و فنون هسته ای*، شماره ۵۱

[۴۵]. حمیدرضا شعبانی و همکاران، (۱۳۸۸) "مقایسه و ارزیابی صحت دوز رسیده به بیماران مبتلا به تومورهای لگن و پستان به روش دزیمتری درون تنی با استفاده از آشکارساز نیمه‌هادی مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۶، شماره ۳ و ۴، پیاپی (۲۴ و ۲۵)

[۴۶]. علی اکبر شرفی و همکاران، (۱۳۸۵) "اندازه‌گیری دز جذبی تخمدان در پرتو درمانی نواحی شکم و قفسه صدری " *مجله دانشگاه علوم پزشکی بابل*، دوره هشتم، شماره ۵، صفحه ۱۲

- [۴۷]. زینب سنجابی و همکاران، (۱۳۸۹) "بهینه‌سازی حساسیت دوزیمتر جدید پلیمری رادیوکرومیک پری سیز، مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۷، شماره ۴، پیاپی (۲۹)
- [۴۸]. محمد تقی بحرینی طوسی و همکاران، (۱۳۸۸) "اندازه‌گیری مقدار دوز جذبی نخاع در پرتودرمانی سرطان نازوفارنکس با استفاده از فانتوم راندو" مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۶، شماره ۳ و ۴، پیاپی (۲۴ و ۲۵)
- [۴۹]. Markus B, Kasten G. (1988) "Measurement of depth dose curves of soft x-rays in a water phantom" *Strahlenther Onkol.*;164(4):228-34.
- [۵۰]. Luxton G. (1994) "Comparison of radiation dosimetry in water and in solid phantom materials for I-125 and Pd-103 brachytherapy sources: EGS4 Monte Carlo study" *Med Phys.*;21(5):631-41
- [۵۱]. M. Konopacka; (2011) "Direct and bystander effects induced by scattered radiation generated during penetration of radiation inside a water-phantom", *Mutation Research* 721, 6–14
- [۵۲]. Mu-Tai Liu et al, (2010) "Distribution of spatial photoneutrons inside a 70 kg water phantom via neutron activation analysis" , *Applied Radiation and Isotopes* 68 1816–1821
- [۵۳]. ن. کبیری، (۱۳۹۰) "بررسی پراکندگی‌های چندگانه پرتوهای گامای فرودی بر حسب انرژی فوتون فرودی و ابعاد و عدد اتمی ماده پراکننده به روش مونت کارلو"، پایان‌نامه ارشد فیزیک، دانشگاه صنعتی شاهرود

توزیع زاویه‌ای دز-عمقی پرتوهای گاما و اثر ابعاد فانتوم بافت نرم، به روش مونت کارلو

سیده زهرا خراسانی نژاد، حسین توکلی عنبران

دانشگاه صنعتی شاهرود، دانشکده فیزیک، گروه فیزیک هسته‌ای

چکیده

دز سنجی در تعیین تغییرات زیست‌شناختی در پرتودرمانی، پرتوگیری افراد، حفاظت در برابر پرتوها و ... دارای اهمیت است. با توجه به انرژی پرتو، نحوه پرتودهی، نوع و ابعاد ماده‌ای که پرتو از آن عبور می‌کند مقدار یونش ایجاد شده متفاوت خواهد بود به صورتی که با روابط تحلیلی قابل محاسبه نیست از همین رو در این تحقیق، از کد MCNP-4C برای محاسبه دز-عمقی در زوایای ۰، ۳۰، ۶۰ و ۹۰ درجه از بافت نرم انسان با چگالی $1/04 \text{ g.cm}^{-3}$ در پنج فانتوم بافت نرم مکعبی شکل به ضلع‌های ۱۰۰، ۶۰، ۲۰، ۱۰ و ۷ برای پرتوهای گامای $0/05 \text{ MeV}$ و ۱ استفاده شده است. از نتایج بدست آمده از این پژوهش می‌توان در پزشکی هسته‌ای برای طرح درمان و تشخیص استفاده کرد.

کلید واژه: دز-عمقی، توزیع زاویه‌ای، کد MCNP-4C، بافت نرم، اثر ابعاد بافت نرم

مقدمه

پرتوهای یون ساز از جمله پرتوهای گاما در هنگام عبور از ماده در آن ایجاد یونش و برانگیزش می‌کنند. با توجه به انرژی و نوع پرتو، روش پرتودهی و مدت زمان آن، نوع و ابعاد ماده‌ای که پرتو از آن عبور می‌کند، مقدار یونش ایجاد شده متفاوت خواهد بود. امروزه رادیو ایزوتوپها در دو حیطه تشخیص در حد گسترده و درمان در حد محدودتر به کار برده می‌شوند [۱ و ۲]. با توجه به آن که پرتوهای گاما قابلیت نفوذ بالایی در انواع بافت موجودات زنده دارد مفیدترین رادیو ایزوتوپها در پزشکی هسته‌ای آنهایی هستند که پرتو گاما گسیل می‌کنند [۳]. در همین راستا اکثر چشمه‌های مورد استفاده در پزشکی هسته‌ای (براکتری، رادیوتراپی و رادیوگرافی) از قبیل ^{137}Cs ، ^{60}Co ، ^{131}I و ^{137}Cs [۴ و ۵] گاما دهنده هستند و لذا با توجه به سه اندرکنش غالب پرتوهای گاما با ماده (فوتو الکتریک، کامپتون و تولید زوج) که احتمال رویداد هر سه به انرژی فوتون، عدد اتمی و تعداد اتمها در واحد حجم ماده بستگی دارد، ضریب تضعیف خطی کل به هر سه کمییت فوق بستگی دارد و از طرفی به علت گستره انرژی این قبیل چشمه‌های رایوایزوتوپ، پراکندگی کامپتون نقش مهمی ایفا می‌کند و سبب انتشار پرتوها در راستایی غیر از راستای اولیه آن می‌شوند و در نتیجه اهمیت دانستن توزیع زاویه‌ای دز-عمقی حاصل از پرتوهای گاما اهمیت پیدا می‌کند. با توجه به تنوع رویدادهایی که ممکن است برای یک پرتو در مسیر حرکت آن روی دهد، استفاده از روش شبیه‌سازی مونت کارلو به طور گسترده‌ای در شاخه‌های مختلف فیزیک پزشکی برای ارزیابی دز-عمقی مورد استفاده قرار گرفته است

[۶۵]. قابل توجه است تفاوت عمده این تحقیق با کارهای مشابه انجام شده [۹-۱] محاسبه توزیع زاویه‌ای دز-عمقی و اثر ابعاد بافت نرم بر روی آن است که در گستر انرژی $0.1-100 \text{ MeV}$ انجام شده و در اینجا فقط برای دو انرژی پرتو گاما (1 MeV و 0.05) نتایج آن گزارش شده است.

روش کار

در این تحقیق از کد MCNP-4C استفاده شده است که توانایی ترابرد و رهگیری پرتوهای نوترون، الکترون و فوتون را به صورت مستقل و توأم دارا می‌باشد و با استفاده از آن شار سطحی و دز (میزان انرژی جذب شده در واحد جرم ماده) حاصل از یک باریکه موازی پرتو گاما در فانتوم مکعبی شکل بافت نرم در پنج اندازه متفاوت، به ترتیب $10, 20, 60, 100 \text{ cm}$ و 7 بدست آورده شد. باریکه گاما از مرکز یک سطح مکعب به مرکز مکعب گسیل شده و محاسبات مربوط به دز، با تالی F6:P با خطای کمتر از 0.1% درصد و محاسبات مربوط به شار سطحی، با تالی F2:P با خطای کمتر از 0.5% درصد در درون کره‌هایی به شعاع 0.5 cm و در فواصل $4/5 \text{ cm}$ از یکدیگر در بافت نرم برای گستره انرژی $0.1-100 \text{ MeV}$ در نظر گرفته شده است. همچنین با در نظر گرفتن 10 سلول کروی با شعاع 0.5 cm در فواصل $4/5 \text{ cm}$ از یکدیگر توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در زوایای $90, 60, 30$ و 0 درجه برای هر پنج اندازه بافت نرم در دو انرژی 1 MeV و 0.05 محاسبه شده است. ترکیب اتمی و درصد وزنی مواد تشکیل دهنده بافت نرم با چگالی 1.04 g.cm^{-3} در جدول یک درج شده است [۷ و ۸].

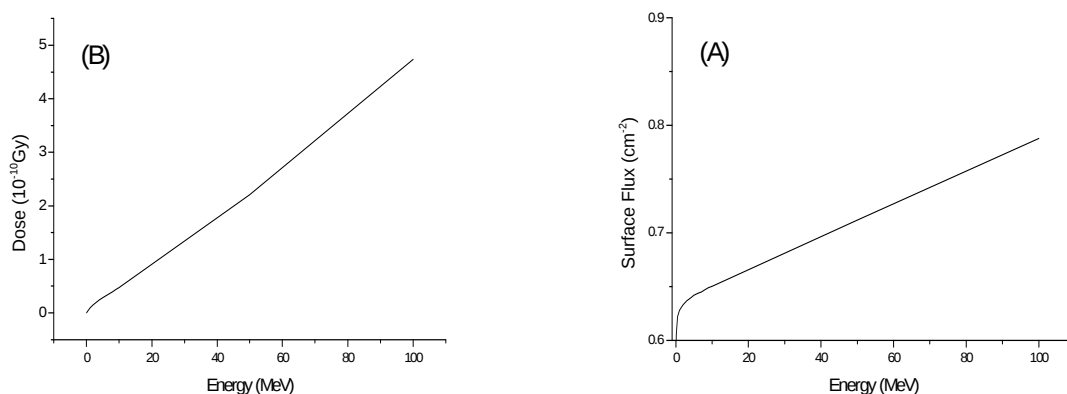
جدول ۱: ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت نرم با چگالی 1.04 g.cm^{-3}

نام عنصر	درصد وزنی در بافت	نام عنصر	درصد وزنی در بافت
هیدروژن	۱۰/۴۵۴	گوگرد	۰/۲۰۴
کربن	۲۲/۶۳	کالر	۰/۱۳۳
نیتروژن	۲/۴۹	پتاسیم	۰/۲۰۸
اکسیژن	۶۳/۵۲۵	کلسیم	۰/۰۲۴
سدیم	۰/۱۱۲	آهن	۰/۰۰۵
منیزیم	۰/۰۱۳	روی	۰/۰۰۳
سیلیسیم	۰/۰۳	رویدیم	۰/۰۰۱
فسفر	۰/۱۳۴	زیرکونیم	۰/۰۰۱

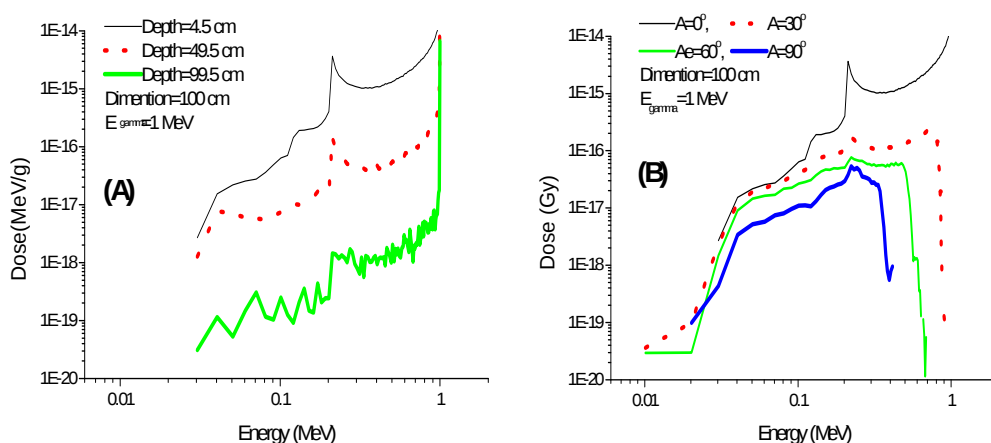
نتایج

با توجه به شکل ۱ (A و B) که به ترتیب نمودار تغییر شار سطحی و دز در عمق $1/5 \text{ cm}$ از بافت نرم در گستره انرژی $0.1-100 \text{ MeV}$ است، افزایش هر دو کمیت فوق با افزایش انرژی قابل مشاهده است. شکل ۲ (A و B) به ترتیب نمودار دز-عمقی برای سه عمق $49/5, 4/5$ و $49/5 \text{ cm}$ در امتداد راستای گسیل باریکه گاما و توزیع زاویه‌ای دز-عمقی در زوایای $90, 60, 30$ و 0 درجه در بافت نرمی به ابعاد 100 cm را نمایش می‌دهد. شکل ۳ (A و B) به ترتیب نمودار توزیع زاویه‌ای تغییرات درصد دز-عمقی (PDD) برحسب عمق برای دو انرژی 1 MeV و 0.05 پرتوهای گامای فرودی در چهار زاویه متفاوت $90, 60, 30$ و 0 درجه نشان داده شده است، که معیاری از نفوذ پرتوهای گاما در سرتاسر بافت نرم را نشان می‌دهد و برای بدست

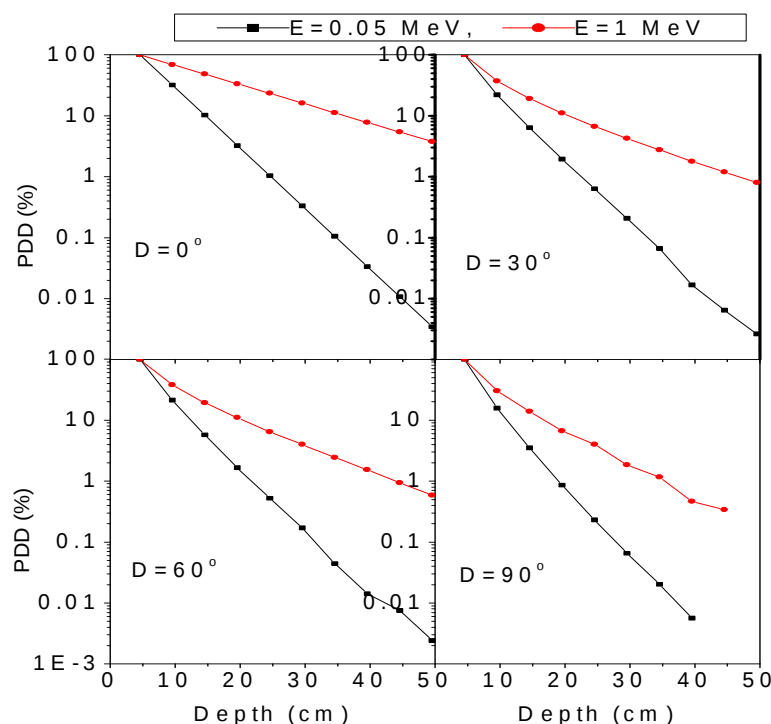
آوردن آن، دز در عمق ۴/۵ cm از سطح بافت نرم و در راستای گسیل باریکه گاما به عنوان مرجع اختیار شده و به آن مقدار ۱۰۰٪ نسبت داده شده است و نقاط دیگر نسبت به آن سنجیده شده‌اند. در شکل ۴ اثر ابعاد فانتوم بافت نرم در انرژی ۱ MeV پرتوی گامای فرودی بررسی شده است و برای پنج ابعاد بیان شده در بالا، توزیع زاویه‌ای دز عمقی بر حسب انرژی نشان داده شده است.



شکل ۱: (A) و (B) به ترتیب، تغییرات شارسطحی و دز بر حسب انرژی برای حفره کروی به شعاع ۰/۵ cm در عمق ۱/۵ cm از بافت نرم.



شکل ۲: (A) نمودار دز عمقی در سه عمق متفاوت از بافت نرم با ابعاد ۱۰۰ برای باریکه گاما با انرژی ۱ MeV. (B) نمودار مقایسه توزیع زاویه‌ای دز عمقی در چهار راستای ۹۰، ۶۰، ۳۰ و ۰ درجه در عمق ۴/۵ cm از بافت نرم.



شکل ۳: مقایسه درصد توزیع زاویه‌ای دز-عمقی برحسب عمق برای دو انرژی ۱ MeV و ۰/۰۵ پرتو گامای فرودی در چهار زاویه متفاوت ۶۰، ۹۰ و ۳۰ درجه.

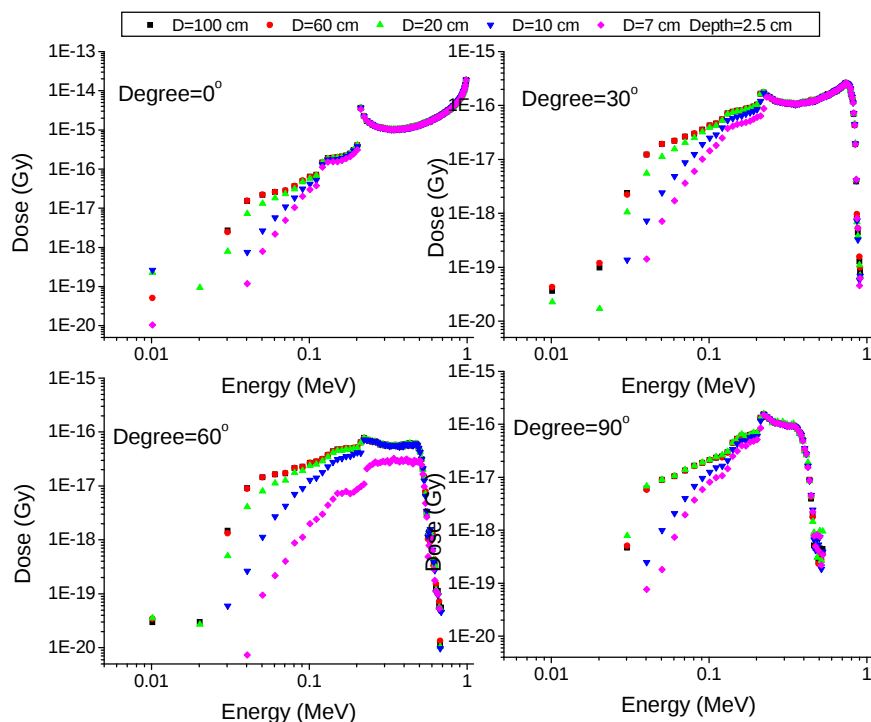
بحث و نتیجه گیری

دز سنجی در تعیین تغییرات زیست شناختی در پرتودرمانی، پرتوگیری افراد، حفاظت در برابر پرتوها و ... دارای اهمیت است [۹]. پرتوهای گاما در عبور از ماده ایجاد یونش می‌کنند که با توجه به انرژی پرتو، نحوه پرتودهی، نوع و ابعاد ماده‌ای که پرتو از آن عبور می‌کند مقدار یونش ایجاد شده متفاوت خواهد بود به صورتی که با روابط تحلیلی قابل محاسبه نیست از همین رو از شبیه‌سازی مونت‌کارلو برای تعیین دز-عمقی پرتو گاما و توزیع زاویه‌ای آن در بافت نرم استفاده شد. با توجه به شکل ۱، با افزایش انرژی پرتوی گاما، دز-عمقی، در عمق ۱/۵ cm از بافت نرم تقریباً به صورت خطی افزایش می‌یابد. با توجه به شکل ۲ (A)، در انرژی ۰/۲ MeV، در هر سه عمق افزایش قابل توجه در دز-عمقی مشاهده می‌شود که به علت رخدادهای کامپتونی است که در نزدیکی سطح سلول با ابعاد ۰/۵ cm روی داده است و در نتیجه آن الکترون پراکنده شده فرار کرده و فقط فوتون

پراکنده شده انرژی خود را در آن سلول به جا می‌گذارد و لذا قله پهنی همخوان با انرژی $\frac{E_\gamma}{1+2E_\gamma/mc^2}$ در دز-عمقی به وجود آمده است. قله دیگر که در انرژی ۱ MeV است همخوان با پرتوهای گامایی است که بدون اندرکنش ضخامت بافت نرم را طی کرده‌اند در نتیجه هر چه عمق سلول مورد مطالعه کمتر باشد دز دریافتی ناشی از این انرژی افزایش می‌یابد همچنان که در شکل ۲ (A) ملاحظه می‌شود. با توجه به شکل ۲ (B) با افزایش زاویه نسبت به راستای اولیه پرتوی گاما، مقدار دز-عمقی

ناشی از انرژیهای بالا بطور قابل توجهی کاهش می‌یابد و می‌توان از رابطه $E_\gamma = E_\gamma \left[1 + \frac{2}{mc^2} (1 - \cos(\theta)) \right]^{-1}$ حد بالای

انرژی رسیده به سلول را بدست آورد. از رابطه فوق انرژی پرتو گامای پراکنده شده تحت زاویه خاص بدست می‌آید لذا حد بالای انرژی رسیده به سلول در زوایای ۳۰، ۶۰ و ۹۰ درجه از روی رابطه فوق به ترتیب ۰/۶۵، ۰/۳۳ و ۰/۲ بدست می‌آید که با نتایج حاصل از نمودار کاملاً تطبیق دارد. با توجه به شکل ۳ که درصد توزیع زاویه‌ای دز-عمقی (PDD) با یکدیگر و برای دو انرژی پرتوی فرودی ۱ MeV و ۰/۰۵ با هم مقایسه شده است، در تمام زوایا درصد انتشار دز ناشی از انرژی ۱ MeV از انرژی ۰/۰۵ با افزایش عمق به شدت تغییر می‌کند بطوری که شیب این تغییر برای انرژی ۰/۰۵ MeV خیلی بیشتر از انرژی ۱ MeV است و علت آن وابستگی کاهش شار پرتوهای گاما به صورت نمایی است و از طرفی با توجه به آنکه پویش آزاد متوسط پرتوهای گاما در دو انرژی ۱ MeV و ۰/۰۵ به ترتیب ۱۳/۶۹ cm و ۵/۳۷ و دارای نسبت ۲/۵۴ است. لذا (با فرض خطی بودن این تغییر بر حسب عمق که با افزایش عمق دقت آن کم می‌شود) می‌توان گفت شیب دز-عمقی پرتوی با انرژی ۰/۰۵ MeV، ۲/۵۴ برابر شیب دز-عمقی پرتویی با انرژی ۱ MeV است یعنی درصد انتشار دز-عمقی در عمق برای دو پرتوی گاما در امتداد گسیل پرتو (زاویه صفر درجه) تقریباً به نسبت ۲/۵۴ است و با افزایش این زاویه نسبت به راستای گسیل مقدار آن افزایش می‌یابد و این به علت پراکندگی چندگانه پرتوهای گاما است تا به سلول خاصی در زاویه مورد نظر برسند. با توجه به شکل ۴ که اثر ابعاد بافت نرم بر روی دز-عمقی در چهار راستای بر حسب انرژی بررسی شده است ملاحظه می‌شود که در تمام زوایا زیر انرژی حدوداً ۰/۲ MeV اثر ابعاد بافت نرم قابل مشاهده است و در انرژیهای بالای ۰/۲ MeV در زوایای ۰ و ۳۰ درجه برای تمام ابعاد تقریباً باهم برابر و برای زاویه ۶۰ درجه فقط بافت نرم با ابعاد ۷ cm به چهار بعد دیگر تفاوت عمده دارد که آن هم به علت کوچک بودن این بعد از پویش آزاد متوسط پرتو گاما در این انرژی ۱ MeV است.



شکل ۴: اثر ابعاد فانتوم بافت نرم در انرژی ۱ MeV پرتوی گامای فرودی بررسی شده است و برای پنج ابعاد بیان شده در بالا، توزیع زاویه‌ای دز-عمقی بر حسب انرژی در عمق ۴/۵ cm از بافت نرم نشان داده شده است.

مراجع

- [۱] علی اصغر مولوی، تعیین توزیع دز چشمه Sr^{90}/Y^{90} در فانتوم آب به روش مونت کارلو، مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۵، شماره ۱، بهار و تابستان ۸۷
- [۲] علی اصغر مولوی، اعظم سادات افضل، محاسبه دز جذبی پوست برای بعضی گسیلنده‌های بتا با کد VARSKIN2 مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۶، شماره ۳، ۴، پایانی (۲۴، ۲۵)، پاییز و زمستان ۸۸
- [۳] جان آرکامرون، فیزیک پزشکی، انتشارات آبیژ
- [۴] حسین حریری زاده و سید رسول حسینی بهار انچی، حفاظت در برابر پرتوهای یونساز، انتشارات جهان جام جم،
- [۵] T. Matsumoto, Monte Carlo simulation of depth-dose distribution in several organic models for boron neutron capture therapy. Nuclear instrument & method in physics research A.580, 552-557, 2007
- [۶] مهدی مومن نژاد و همکاران، بررسی توزیع دز در میدان‌های نا متقارن به روش مونت کارلو، مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۵، شماره ۱، بهار و تابستان ۸۷
- [۷] Jarrett J. M., Experimental method development for direct dosimetry of permanent interstitial prostate brachytherapy implants, MSc Thesis in Southeastern Louisiana University; 2005
- [۸] علیرضا بینش و همکاران، محاسبه دز ناشی از چشمه I^{125} مدل ۶۷۱۱ و تعیین پارامترهای دزیمتری آن در فانتوم بافت نرم و آب، مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۳، شماره ۱۲، پاییز ۸۵
- [۹] دکتر صمد راستی کردار و حسین نادری، مبانی حفاظت در برابر پرتوها، انتشارات دانشگاه اصفهان

بررسی دز-عمقی پرتوهای گاما در گستره انرژی ۰/۰۲۵-۵۰ MeV در فانتوم بافت ماهیچه، با

استفاده از کد MCNP4C

خراسانی نژاد، سیده زهرا و توکلی عنبران، حسین

گروه فیزیک هسته‌ای، دانشکده فیزیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود

چکیده

یکی از کاربردهای مهم پرتوهای گاما در پزشکی هسته‌ای، استفاده از آنها در تشخیص و درمان است. در این گونه کاربردها و مسائل مربوط به حفاظت کارمندان در مقابل اشعه‌ی گاما، مقدار اشعه‌ی جذب شده در حجم معینی و عمق متفاوت از بدن به همراه توزیع انرژی آن، باید دقیقاً معلوم گردد که به این سنجش، دزیمتری عمقی گویند. در کار حاضر با استفاده از کد MCNP4C که به عنوان ابزاری دقیق در دزیمتری و طرح درمان کاربرد دارد، فانتوم بافت ماهیچه با چگالی $1/05 \text{ g.cm}^{-3}$ مورد شبیه‌سازی به روش مونت کارلو قرار گرفت. محاسبات مربوط به دز و دز عمقی با تالی F6:P برای باریکه‌های گاما در گستره انرژی ۲۵ keV تا ۵۰ MeV که مورد استفاده در پزشکی هسته‌ای می‌باشند، مورد ارزیابی قرار گرفت. با توجه به نتایج نمودارهای دز عمقی، مشاهده می‌شود که برای باریکه‌های گامای کم انرژی شیب منحنی‌های دز-عمقی خیلی متفاوت هستند و با افزایش انرژی، درصد دز-عمقی با شیب یکسانی تغییر می‌کند و تقریباً با هم برابر است.

Study gamma-rays depth-dose in the range of 0.025 to 50 MeV in phantom muscle tissue, using the MCNP4C code

Khorasani-nejad, Seyedeh Zahra & Tavakoli-anbaran, Hosein

Department of Nuclear Physics, Faculty of Physics, Shahrood University of Technology, Shahrood

Abstract

One of the important applications of gamma-rays in nuclear medicine is the use of them in diagnosis and treatment. In these application and issues related to protecting employees versus gamma-ray, these should be clear, the amount of absorbed radiation in a certain volume and a different depth of the human body associated with it energy distribution which it means depth dosimetry. In the present work, phantom muscle tissue with 1.05 g.cm^{-3} in density have been simulated by Monte Carlo method, using MCNP code. The calculates related to dose and depth-dose have been done by F6:P tally for a gamma-ray beam in the range of 0.025 to 50 MeV which use in nuclear medicine. According to the result curves of depth-dose, it was observed which, depth-dose curves slopes are so different with each other for the beams of low-energy gamma-ray and with increasing energy, percentage of depth-dose varies with the same slope and is nearly equal.

PACS No. 87

میزان پرتوگیری افراد را با برقراری استانداردها و محدود کردن پرتودهی به بیماران و کارکنان با انتخاب روش‌های مناسب و آشنایی با دستگاه‌ها اندازه گیری

مقدمه

اثرات زیان آور پرتوهای یونساز از اوایل قرن ۲۰ مشخص گردید و جامعه پزشکی را بر آن داشت که

تا حد امکان کاهش دهند تا اثرات زیان آور آنها به حداقل ممکن برسد. پرتوهای یونساز دارای کاربردهای متفاوت است از جمله استفاده از آنها در تشخیص و درمان‌های پزشکی است [۴-۱]. در نتیجه کار با مواد رادیواکتیو، ممکن است پرتوگیری یا آلودگی خارجی و داخلی بدن پیش آید لذا در مواردی همچون درمان و حفاظت کارمندان باید مقدار اشعه‌ی جذب شده در حجم معین بدن و در عمق متفاوت آن دقیقاً معلوم گردد که به این سنجش اصطلاحاً دزیمتری عمقی یا اندازه گیری کمی اشعه در عمق بدن گویند. از آنجا که دزیمتری عمقی با روش‌های تجربی بسیار مشکل و در بعضی موارد حتی غیر ممکن است از شبیه‌سازی مونت کارلو برای دزیمتری پرتوهای یونساز استفاده می‌شود. از طرفی نیاز مبرم به تشخیص و درمان بیماران سرطانی با استفاده از رادیو ایزوتوپ‌های گاما دهنده در پزشکی هسته‌ای، سبب توجه خاص به کاربرد پرتوهای گاما در این شاخه از علوم و به تبعه آن مشخص شدن کمی میزان اثر این پرتوها در عمق متفاوت بدن شده است [۵، ۶، ۷]. پرتوهای گاما در گذر از ماده با سه پدیده فوتوالکتریک، کامپتون و تولید زوج با آن برهم‌کنش می‌کنند. در کار حاضر از شبیه‌سازی مونت کارلو که به عنوان ابزاری دقیق در دزیمتری و طرح درمان به کار می‌رود استفاده شده است [۷-۳] و با استفاده از کد MCNP4C فانوم بافت ماهیچه با چگالی 1.05 g.cm^{-3} شبیه‌سازی و محاسبات مربوط به دز، برای باریکه موازی گاما در گستره انرژی 25 keV تا 50 MeV انجام شد. سپس منحنی‌های مربوط به در صد دز-عمقی در هر انرژی استخراج و نتایج آن گزارش شده است.

روش کار

فانوم بافت ماهیچه به صورت مکعبی با ضلع 100 سانتیمتر مورد شبیه‌سازی قرار گرفت و 20 سلول کروی در فاصله 5 cm از یکدیگر در راستای گسیل

باریکه با شعاع 0.5 cm از عمق $4/5$ تا $99/5$ سانتیمتر از بافت ماهیچه در نظر گرفته شد. محاسبات مربوط به دز با تالی F6:p و با خطای کمتر از 0.1% در درون سلول‌های کروی به ترتیب برای 7 باریکه گاما تک انرژی 25 keV ، 50 ، 500 و 1 MeV ، 5 ، 15 ، 25 و 50 محاسبه شده است. ترکیب اتمی و در صد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت ماهیچه در جدول ۱ درج شده است.

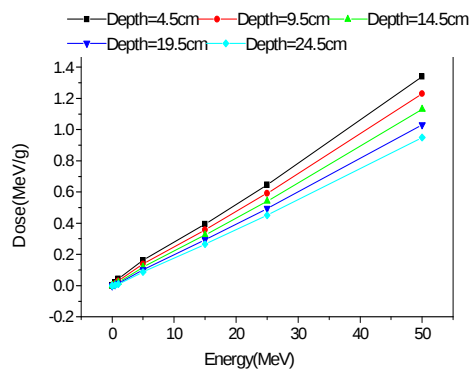
جدول ۱: ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت ماهیچه با چگالی 1.05 g.cm^{-3} .

نام عنصر	درصدوزنی ی دریافت	نام عنصر	درصدوزنی ی دریافت
هیدروژن	۱۰.۲	فسفر	۰.۲
کربن	۱۴.۳	گوگرد	۰.۳
نیتروژن	۳.۴	کلر	۰.۱
اکسیژن	۷۱.۰	پتاسیم	۰.۴
سدیم	۰.۱		

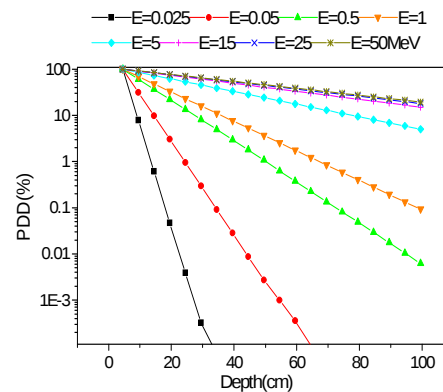
نتایج

شکل ۱ نمودار دز-عمقی را بر حسب انرژی برای 5 عمق متفاوت از بافت نمایش می‌دهد که با توجه به آن با افزایش انرژی فوتون فرودی دز جذب شده به صورت خطی افزایش می‌یابد. شکل ۲ نمودار مقایسه-ی درصد تغییرات دز-عمقی (PDD) را در 8 انرژی متفاوت نشان می‌دهد. برای همه انرژی‌ها با افزایش عمق دزجذب شده کاهش می‌یابد. قابل توجه است که برای محاسبه درصد دز-عمقی، دز در نقطه 5 cm در هر انرژی به عنوان مرجع با مقدار 100% در نظر گرفته شده و دز نقاط دیگر نسبت به آن سنجیده شده است. مقادیر دز-عمقی در هر انرژی در جدول ۲ بیان شده است. در شکل ۳ نمودار ضریب تضعیف جرمی بر حسب انرژی پرتوی گاما برای سه پدیده غالب پرتو گاما در بافت ماهیچه مشاهده می‌شود. با توجه به این نمودار می‌توان احتمال اندرکنش غالب

پرتوهای گاما با بافت ماهیچه را بر حسب انرژی فوتون بدست آورد.



شکل ۱: نمودار دز بر حسب انرژی پرتوی گاما در ۵ عمق متفاوت از بافت ماهیچه با چگالی 1.05 g.cm^{-3} .

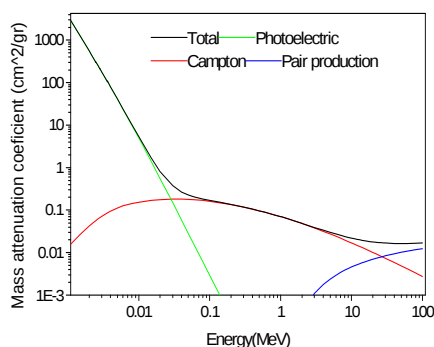


شکل ۲: نمودار درصد دز-عمقی در سرتا سرفانتوم بافت ماهیچه با چگالی 1.05 g.cm^{-3} برای گاماها ی فرودی با انرژی های ۰.۰۲۵، ۰.۰۵، ۰.۵، ۱، ۵، ۱۵، ۲۵، ۵۰ MeV.

نتیجه گیری

دز تابشی مقدار انرژی است که تابش در هنگام عبور از یک محیط طی اندرکنش های یونشی به آن محیط منتقل می کند. در کار حاضر دزیمتری پرتوهای گاما با انرژی های متفاوت با استفاده از شبیه سازی مونت-کارلو در بافت ماهیچه انسان صورت گرفته است. با توجه به شکل ۱ با افزایش انرژی دز جذب شده در اعماق مختلف بافت ماهیچه تقریباً به صورت خطی افزایش می یابد و این در حالی است که در انرژی ۵۰ MeV بین عمق ۴/۵ cm تا ۲۴/۵ cm میزان دز تقریباً از ۰/۹ MeV/g تا ۱/۴ تغییر می کند. در شکل ۲

درصد تغییرات دز-عمقی با افزایش عمق کاهش می یابد و این در حالی است که در انرژی های پایین شیب تغییرات در هر انرژی متفاوت است و با افزایش انرژی تغییر شیب کاهش می یابد. در انرژی های ۰/۰۲۵، ۰/۰۵، ۰/۵، ۱ و ۵ تغییرات شیب برای هر پنج انرژی خیلی متفاوت از یکدیگر است در حالی که از انرژی ۱۵ MeV به بعد در صد دز-عمقی تغییر چندانی نمی کند. با توجه به شکل ۳ نمودار ضریب تضعیف جرمی در بافت ماهیچه، مشاهده می کنیم بین ضرایب تضعیف و انرژی پرتو گاما رابطه ای پیچیده وجود دارد بطوری که در بازه انرژی ۰/۰۳-۰/۰ MeV پدیده فوتوالکتریک، در بازه انرژی ۱۲-۰/۰۳ MeV پدیده کامپتون و از انرژی ۱۲ MeV به بالا پدیده تولید زوج بر دیگر صورت های برهم کنش غلبه دارد در نتیجه مشاهده می کنیم که شیب منحنی درصد دز-عمقی با افزایش انرژی پرتو گاما کاهش می یابد تا انرژی حدوداً ۱۵ MeV به بعد که ضریب تضعیف جرمی تقریباً ثابت می ماند و از طرفی با توجه به رابطه $I = I_0 e^{-\mu x}$ و ثابت بودن تقریبی ضرایب تضعیف جرمی در انرژی های ۱۵، ۲۵، ۵۰ سبب تغییرات بسیار کم در درصد دز عمقی می شود.



شکل ۳: نمودار ضریب تضعیف برحسب انرژی در گستره ۰.۰۰۱ MeV تا ۱۰۰ MeV در بافت ماهیچه با چگالی 1.05 g.cm^{-3}

جدول ۲: مقادیر دز-عمقی (MeV/gr) در عمق‌های مختلف از فانتوم بافت ماهیچه با چگالی 1.05 g.cm^{-3} در انرژی‌های متفاوت پرتوی گاما برحسب (MeV)

عمق(cm)	انرژی فوتون فرودی (MeV)							
	E=0.025	E=0.05	E=0.5	E=1	E=5	E=15	E=25	E=50
۴.۵	1.48×10^{-3}	1.16×10^{-3}	0.021	0.044	0.163	0.395	0.646	1.34
۹.۵	1.16×10^{-4}	5.11×10^{-5}	0.0127	0.0305	0.139	0.358	0.592	1.23
۱۴.۵	9.04×10^{-6}	1.59×10^{-5}	7.6×10^{-3}	0.0211	0.119	0.325	0.541	1.13
۱۹.۵	7.98×10^{-7}	4.96×10^{-6}	4.6×10^{-3}	0.0146	0.102	0.294	0.494	1.03
۲۴.۵	5.7×10^{-8}	1.54×10^{-6}	2.8×10^{-3}	0.0101	0.0869	0.266	0.452	0.949
۲۹.۵	4.78×10^{-9}	4.79×10^{-7}	1.7×10^{-3}	7.03×10^{-3}	0.0742	0.241	0.413	0.871
۳۴.۵	1.02×10^{-9}	1.48×10^{-7}	1.03×10^{-3}	4.87×10^{-3}	0.0634	0.218	0.378	0.799
۳۹.۵	1.46×10^{-10}	4.63×10^{-7}	6.21×10^{-4}	3.37×10^{-3}	0.0542	0.197	0.345	0.733
۴۴.۵		1.42×10^{-7}	3.7×10^{-4}	2.34×10^{-3}	0.0463	0.178	0.315	0.673
۴۹.۵		4.45×10^{-8}	2.27×10^{-4}	1.62×10^{-3}	0.0396	0.161	0.288	0.617
۵۴.۵		1.62×10^{-8}	1.31×10^{-4}	1.12×10^{-3}	0.0338	0.146	0.264	0.567
۵۹.۵		5.81×10^{-9}	7.88×10^{-5}	7.76×10^{-4}	0.0289	0.132	0.241	0.52
۶۴.۵		1.68×10^{-9}	4.7×10^{-5}	5.37×10^{-4}	0.0246	0.12	0.22	0.477
۶۹.۵		6.77×10^{-10}	2.8×10^{-5}	3.71×10^{-4}	0.021	0.108	0.201	0.438
۷۴.۵		7.15×10^{-11}	1.71×10^{-5}	2.56×10^{-4}	0.018	0.098	0.184	0.402
۷۹.۵			1.03×10^{-5}	1.78×10^{-4}	0.0154	0.0887	0.168	0.368
۸۴.۵			6.16×10^{-6}	1.23×10^{-4}	0.0131	0.0803	0.154	0.338
۸۹.۵			3.69×10^{-6}	8.5×10^{-5}	0.0112	0.0727	0.14	0.31
۹۴.۵			2.19×10^{-6}	5.87×10^{-5}	0.00959	0.0657	0.128	0.285
۹۹.۵			1.3×10^{-6}	4.06×10^{-5}	0.00819	0.0595	0.117	0.261

region for a Co^{60} photon beam. Applied Radiation and Isotops (2008) 1925-1929

[V] مولوی، علی اصغر؛ "تعیین توزیع دز چشمه $\text{Sr}^{90}/\text{Y}^{90}$ در فانتوم آب به روش مونت کارلو" مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۵، شماره ۱، بهار و تابستان ۸۷

مراجع

- [1] Anatoly B. Rosenfeld ; " Electronic dosimetry radiation therapy Measurements"; 41 (2007) S134-S153
- [2] M. Reda Sonia et al; "Mont Carlo Dose calculation for breast Radiotherapy using ^{60}Co gamma rays"; journal of Nuclear and Radiation physics. , Vol 11, No.1(2006) 61-72
- [3] Mu-Han Lin et al; "tissue classification in Mont Carlo simulation of patient dose for photon beam tumor treatments", Nuclear Instruments and methods in physics Research, (2010)
- [4] N. Regnaert et al; "Mont Carlo treatment planning for photon and electron beam"; Radiotherapy and Chemistry 76 (2007) 643-686
- [5] M. Reda Sonia et al; "Mont Carlo Dose calculation for breast Radiotherapy using Co^{60} gamma rays"; journal of Nuclear and Radiation physics. , Vol 11, No.1(2006) 61-72
- [6] M. Budaec, et al. Comparison of dose calculated by Mont carlo method and measured by Lif TLD in the buildup



Shahrood University of Technology
Faculty of Physics

**Measurement of Gamma Ray Depth Dose
Angular Distribution in several tissues of
Human by Mount Carlo Simulation.**

Seyedeh Zahra Khorasani Nejad

Supervisor:

Dr. Hossin Tavakoli Anbaran

Date:2011

Abstract

The Dos of Gamma ray is in fact the amount of energy that the ray transmits to the unite mass of substance when a crossing of that in some reactions that the major of them are: Photoelectric, Compton, paire production so that it Causes ionization and excitation of electrons and the Transmission of energy.

The human body has different tissues and so depended on which part of the body is radiated, radiation has different effect on the adjacent tissues.

This subject shows the importance of the measurement of Depth-dose and angular distribution of that in different tissues and diversity of possible statues.

In this research by using of Monte Carlo simulation and MCNP-4C Code that have the power of porting of photons' particles, electron and neutron dependently and independently, the simulation of soft tissue, Bone, fat and muscle have been done.

Details of the geometry of problem, spring properties and the component of the body tissues have been defined and by using that, the amount of Depth-Dose and angular distribution of that in range of energy between .025-50 MeV have been simulated by Monte Carlo method.

Then, the effect of dimension of phantom in Dose and angular distribution has been investigated in different tissues.

By using of results from Monte Carlo simulation, some experiments have been done in the water phantom that was equal to the body tissues.

Comparisons of Monte Carlo simulation and experimental results have a good agreement

So we can use Monte Carlo simulation for calculating Dose in every tissue with every size whereas measurement of Dose by experimental method in some tissues are very hard and sometime even it's impossible.

Keywords: Depth-Dose, angular distribution, Human tissue, gamma Rays, Monte Carlo simulation