



انجمن حفاظت در برابر اشعه ایران

مقاله پژوهشی



مجله سنجش و ایمنی پرتو، جلد ۱۱ شماره ۲، تابستان ۱۴۰۱، صفحه ۸۵-۹۳

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۱/۰۴/۱۱، تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۱/۱۱/۲۶

مطالعه دزیمتری مبتنی بر شبیه سازی برای الکترون درمانی در حین جراحی سینه

مجتبی تاجیک*^۱ و حسن رنجبر^۲

^۱ گروه فیزیک هسته ای و ذرات بنیادی، دانشکده فیزیک، دانشگاه دامغان، دامغان، ایران.

^۲ پژوهشکده چرخه سوخت هسته‌ای، پژوهشگاه علوم و فنون هسته ای، تهران، ایران.

*سمنان، دامغان، دانشگاه دامغان، دانشکده فیزیک، کدپستی: ۳۶۷۱۶-۴۵۶۶۱

پست الکترونیکی: tajik@du.ac.ir

چکیده

الکترون درمانی حین عمل جراحی روش نسبتاً جدید تابش مستقیم پرتوهای یونیزان به تومور و یا بستر آن در حین عمل جراحی است. به منظور درمان مناسب هدف مورد نظر، لازم است که منحنی دز تابشی و حفاظ استفاده شده برای حفاظت بافت و ارگان‌های سالم مورد بررسی قرار گیرد. پرتودرمانی حین جراحی سینه نیازمند حفاظت بافت‌های زیر حجم هدف مانند قلب و ریه می‌باشد. در این شرایط، یک لایه نازک از مواد با Z بالا بین بافت درمان (سینه) و بخش حیاتی زیرین قرار می‌گیرد. با استفاده از کد MCNPX بافت سینه، حفاظ و ریه به صورت سه استوانه هم محور تحت تابش الکترون‌های ۶، ۹، ۱۲ و ۱۸ مگاالکترون ولت قرار گرفتند. میزان شار و دز الکترون و فوتون‌های ثانویه در بافت‌های مختلف محاسبه شد. بررسی‌ها نشان دادند برای الکترون‌های ۶ مگاالکترون ولت استفاده از حفاظ بر میزان دز دریافتی بافت‌های اطراف سینه، تأثیر ناچیزی دارد. در انرژی‌های ۹ و ۱۲ مگا ولت، محافظ Al-Pb و محافظ St-PMMA تقریباً عملکرد یکسانی در کاهش مقدار دوز دریافتی توسط بافت‌های اطراف سینه دارند. در انرژی ۱۸ مگاالکترون ولت، جاذب Al-Pb نسبت به جاذب St-PMMA در کاهش دز دریافتی ارگان‌های مجاور بافت سینه، عملکرد مناسب‌تری دارد.

کلیدواژگان: الکترون درمانی، حفاظ، دز، بافت سینه، کد MCNPX.

۱. مقدمه

برداشتن تومور وجود ندارد) تابش به‌طور مستقیم به نواحی اطراف تومور و یا بقایای آن در حالی‌که هنوز ناحیه جراحی باز است انجام می‌گیرد [۱]. محدودیت‌های مربوط به پرتودرمانی معمول که حفاظت از بافت سالم موجب کاهش میزان دز قابل

پرتودرمانی حین عمل جراحی (¹IORT) به مفهوم تابش مستقیم پرتوهای یونیزان به تومور و یا بستر آن در حین عمل جراحی است. در این روش پس از این‌که قسمت اعظم تومور توسط پزشک جراح برداشته شد (یا حتی در مواقعی که امکان

¹ Intraoperative radiation therapy

جلوگیری می‌کند [۴]. از آنجا که قرارگیری صحیح دیسک محافظ نقش قابل توجهی در کاهش میزان دز رسیده به بافت‌های سالم و اندام‌های در خطر دارد، پرتودرمانی حین جراحی با استفاده از پرتوهای الکترونی می‌تواند یک جایگزین خوب به‌عنوان بخشی از عمل جراحی حفظ پستان باشد.

یکی از معایب تکنیک‌های رایج پرتودرمانی، آسیب بافت‌های حیاتی مجاور تومور در اثر توزیع دز در تومور می‌باشد. به‌عبارتی این امر مستلزم ارزیابی راهکارهای لازم به‌منظور حفاظت ارگان‌های حساس اطراف حجم هدف می‌باشد [۶،۵]. به‌عنوان مثال در سرطان پستان، تعدادی از بافت‌های حساس به تابش مجاور از قبیل عروق شریانی، ریه‌ها و پوست آسیب می‌بینند. هدف از این تحقیق بررسی اثر حفاظ بر توزیع دز تومور و بافت‌های حیاتی مجاور تومور در این روش درمانی می‌باشد. در این بررسی‌ها با استفاده از کد MCNPX دز برجای گذاشته شده در عمق‌های مختلف از تومور در ازای اعمال انرژی‌های مختلف محاسبه خواهد شد. با استفاده از این نتایج درصد نسبی انرژی ذخیره شده در ارگان‌های مختلف، در دو حالت با حفاظ و بدون حفاظ با هم مقایسه خواهند شد.

با توجه به این‌که در پرتودرمانی حین جراحی برای تعیین ضخامت بافت مورد نظر در پرتودهی از یک سوزن به‌عنوان ملاک تشخیص عمق بافت استفاده می‌شود، با استفاده از اطلاعات شبیه‌سازی بدست آمده می‌توان راه حلی ارائه داد که بدون استفاده از این سوزن عمق بافت را سنجید. به این صورت که دستگاهی طراحی شود که با استفاده از اطلاعات پرتودرمانی نظیر انرژی الکترون‌های فرودی، میزان انرژی برجای گذاشته در واحد جرم بافت (دز) و همچنین نتایج حاصل از شبیه‌سازی، بتوان عمق بافت را برای پرتودهی مشخص کرد بدین ترتیب میزان خطا در این نوع از پرتودرمانی کاهش یافته و پرتودرمانی با دقت بالایی صورت می‌گیرد.

تابش به بدن و تعدد جلسات پرتودهی می‌شود در این روش درمانی (IORT) وجود ندارد و به‌راحتی می‌توان از این روش به‌عنوان یک روش تسهیل افزایش دز دریافتی تومور در عین ممانعت از دریافت دز در بافت‌های سالم مجاور استفاده نمود. عمده‌ترین دلیل ابداع این روش، از بین بردن بقایای میکروسکوپی تومور پس از برداشتن آن در حین عمل جراحی و پیش از بستن ناحیه جراحی است. از آنجایی‌که در این روش تابش پرتوهای یونیزان در حین عمل جراحی انجام می‌گیرد، بنابراین سلول‌های تومور بسیار آسیب‌پذیر بوده و انتقال دز بسیار زیاد به بستر تومور می‌تواند جهت از بین بردن سلول‌های باقی‌مانده، قبل از این‌که فرصت جایگزینی دوباره، تکثیر و یا جابجایی یابند بسیار مؤثر باشد [۲].

در پرتودرمانی حین جراحی چنانچه از الکترون به‌عنوان تابش مستقیم استفاده شود به آن الکترون‌درمانی حین جراحی (IOERT^۱) می‌گویند. این روش IOERT می‌تواند جایگزین روش‌های معمول پرتودرمانی تقطیعی گردد. ترکیب IOERT با تکنولوژی‌های جدید پرتودرمانی می‌تواند علاوه بر کاهش تعداد جلسات درمان به روش معمول، باعث افزایش کنترل موضعی تومور گردد. از آنجایی‌که در این روش بستر تومور مستقیماً در دسترس است، پزشک دید روشن و واضحی از محل درمان دارد. بنابراین احتمال خطایی که در پرتودرمانی معمولی در هنگام تعیین هدف وجود دارد به‌طور کامل از بین می‌رود. علاوه بر همه مزایای اشاره شده فوق، امکان خارج نمودن بافت‌های سالم از میدان تابش و محافظت از آن‌ها در برابر آسیب‌های پرتوی، سبب شده که این روش به پرتودرمانی دقیق مشهور گردد [۳].

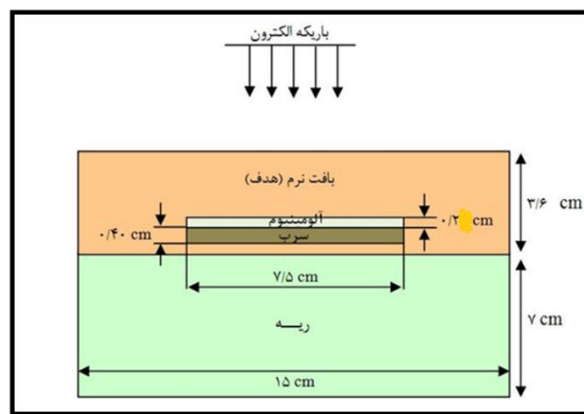
هنگام پرتودهی (باریکه الکترونی با محدوده‌ی انرژی ۲۰-۶ مگاالکترون ولت)، دیسک محافظ استفاده می‌شود. این دیسک از رسیدن الکترون‌های پراثری به بافت‌های سالم زیرین

¹ Intraoperative electron radiotherapy

۲. روش انجام کار

۱.۲. بررسی نقش حفاظ بر روی میزان توزیع دز عمقی

به منظور بررسی اثر حفاظ بر دز عمقی برای انرژی‌های مختلف الکترون، در مرحله اول بافتهای سینه و ریه و در مرحله دوم بافت سینه، حفاظ و بافت ریه مطابق با شکل (۱) در معرض تابش های الکترون قرار داده شدند. با توجه به این که گستره‌ی مفید انرژی‌های الکترون در کیلینیک از ۶-۱۸ MeV می‌باشد و الکترون‌ها با این گستره‌ی انرژی برای درمان تومورهای سطحی (کمتر از عمق ۵ cm) مفیدند، در این مطالعه مطابق با شکل (۱) هندسه بافت استوان‌های به طول ۱۰/۶ سانتی‌متر و شعاع ۷/۵ سانتی‌متر (با حفاظ و بدون حفاظ) در فاصله یک سانتی‌متری از چشمه در معرض تابش‌های باریکه الکترونی با انرژی‌های ۶، ۹، ۱۲ و ۱۸ مگا الکترون ولت قرار گرفت. با استفاده از تالی F8*، میزان انرژی ذخیره شده در بافت استوان‌های شکل سینه و بافتهای ارگان‌های مجاور سینه محاسبه شدند.



شکل (۱): هندسه شبیه سازی به منظور بررسی اثر حفاظ بر دز

دریافتی سینه و ارگان‌های مجاور سینه.

الکترون وارد شده به ماده جاذب در امتداد مسیر حرکت خود دچار انحراف‌هایی با زاویه بزرگ می‌شوند. الکترون‌های پس پراکنده تمام انرژی خود را در محیط جاذب ذخیره نمی‌کنند. پس پراکندگی بیشتر برای الکترون‌ها با انرژی فرودی پایین و مواد جاذب با عدد اتمی بالا قابل توجه می‌باشد. در

برهمکنش‌های الکترون با مواد، بخشی از انرژی الکترون در اثر برهمکنش تابش ترمزی از دست می‌رود. کسری از انرژی الکترون که به تابش ترمزی تبدیل می‌شود با افزایش انرژی الکترون افزایش می‌یابد و برای مواد جاذب با عدد اتمی بالا، بیشترین مقدار را دارد.

۲.۲. بررسی شار الکترون‌ها و فوتون‌ها در بافتهای

سینه، چربی و ماهیچه در انرژی‌های مختلف

به منظور بررسی تأثیر چگالی بافت بر شار الکترون‌ها و فوتون‌های تولیدی ثانویه در ضخامت‌های مختلف بافتهای چربی، سینه و ماهیچه برای حلت بدون حفاظ، در معرض تابش باریکه الکترونی قرار گرفتند. چگالی بافت سینه 1.02 gr/cm^3 ، چربی 0.92 gr/cm^3 و ماهیچه 1.11 gr/cm^3 در نظر گرفته شده است [۷]. برای اجرای هر شبیه سازی حدود 2×10^6 ذره دنبال و پیگیری شد که نتیجه آن حصول خطای کمتر از ۱ درصد در کمیت‌های محاسبه‌شده است. در نمودار شار الکترون و فوتون برحسب ضخامت، در محاسبات شبیه‌سازی میزان تغییرات شار به ازای یک ذره ارایه شده است.

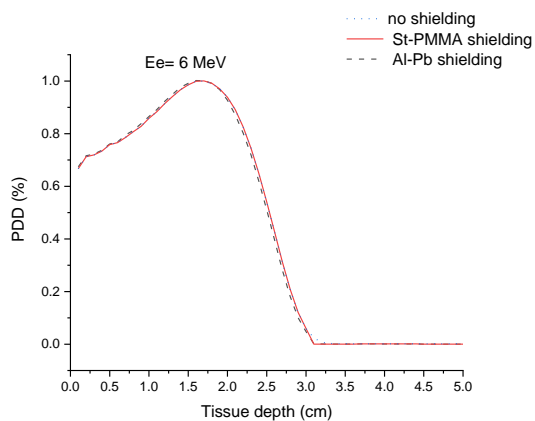
۳. نتایج و بحث

۱.۳. نتایج نقش حفاظ بر روی میزان توزیع دز عمقی

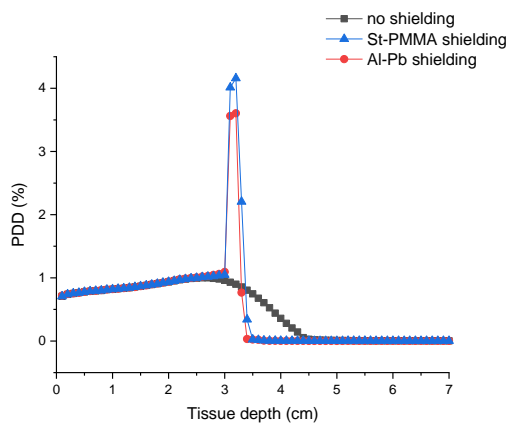
نتایج محاسباتی اثر حفاظ بر توزیع دز عمقی، به صورت منحنی دز به دست آمده بر حسب عمق بافت در انرژی‌های مختلف، در شکل ۲ رسم شده است.

نتایج شبیه‌سازی‌های مرحله اول (بدون حفاظ) با توجه به نمودارهای شکل ۲ نشان می‌دهند که هرچه انرژی الکترون‌های فرودی افزایش یابد، به علت افزایش برد الکترون‌های فرودی در نتیجه افزایش قدرت نفوذ آنها، درصد انرژی ذخیره شده در سایر ارگان‌ها نیز افزایش می‌یابد.

نیز ضخامت ۰/۴ سانتی متر را داراست. هدف از این چینش، از بین بردن اثر الکترون‌های پراکنده شده به عقب و کاهش تولید فوتون‌های تابش ترمزی است. بر این اساس انرژی ذخیره شده در ارگان‌های مختلف، برای هندسه و مواد در نظر گرفته شده در بافت سینه و ریه محاسبه شد. نتایج محاسبات به صورت دز برحسب ضخامت بافت، در شکل ۲ رسم شده است. این بررسی‌ها نشان می‌دهد بافت‌های بعد از حفاظ در معرض پرتو کمتری قرار گرفته‌اند.



(الف)



(ب)

برای از بین بردن اثر الکترون‌های پراکنده به عقب، ضخامت مناسبی از یک جاذب با عدد اتمی کم مانند آلومینیم را می‌توان بین حفاظ سربی و سطح بافت قرار داد (شکل ۱). حفاظ داخلی برای محافظت بافت‌های سالم پشت حجم هدف مفید می‌باشد. حفاظ سربی می‌تواند دز عبور داده شده را تا حد قابل قبولی کاهش دهد. در این حالت دز پراکنده شده به عقب توسط سرب، موجب افزایش دز در حد فاصل بافت و سرب برای انرژی‌های ۱-۲ MeV بین ۳۰ تا ۷۰ درصد می‌باشد و این مقدار برای باریکه‌هایی با انرژی کمتر بیشتر می‌شود.

بنابر مطالعات و شبیه‌سازی‌های صورت گرفته، در فرآیند پرتودرمانی احتمالی پرتوگیری ارگان‌ها و اندام‌های مجاور ناحیه هدف بسیار زیاد است؛ این امر نیاز به حفاظت از ارگان‌های حساس و نزدیک به حجم هدف را بیش از پیش تقویت می‌کند [۶]. در نتایج مرحله اول مشاهده شد که با افزایش انرژی الکترون میزان دز دریافتی بافت‌های مجاور سینه از جمله ریه افزایش خواهد یافت. بمنظور جلوگیری از افزایش میزان دز دریافتی ریه در انرژی‌های بالا به بررسی اثر حضور دیسک (حفاظ) پرداخته شد. دیسک محافظ معمولاً از ۲ لایه تشکیل شده است: لایه دوم از ماده ای با Z بالا (استیل، مس یا سرب) که پرتو الکترونی را متوقف می‌کند و لایه اول از ماده ای با Z پایین (PMMA یا آلومینیم) برای جذب بیشتر تابش‌های پس پراکنده تولیدی توسط لایه دوم، ساخته شده است [۸]. جنس حفاظ مورد استفاده در JOERT، ترکیبی از آلومینیم و سرب، یا استیل و PMMA است، نحوه قرارگیری حفاظ ترکیبی مطابق با شکل ۱ در نظر گرفته شد. در ترکیب اول ابتدا آلومینیم و در ترکیب بعدی ابتدا PMMA قرار می‌گیرد. هدف از این چینش، از بین بردن اثر الکترون‌های پراکنده شده به عقب و کاهش تولید فوتون‌های تابش ترمزی است.

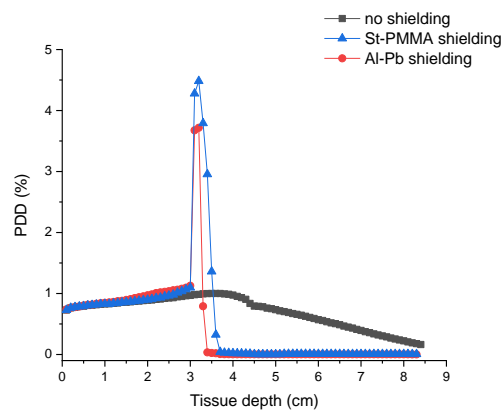
در این بررسی حفاظ بین بافت ریه و سینه در ضخامتی مشخص طراحی شد که ضخامت جاذب اول ۰/۲ سانتی متر و جاذب دوم

در بافت داخل اپلیکاتور ذخیره می شود و ریه دز کمتری دریافت می نماید. علت این امر اینست که حفاظ باعث کاهش قدرت نفوذ الکترون های تابشی و کاهش برد آنها می شود. در عین حال به علت آن که تنها ضخامت کمی از بافت سینه در مسیر پرتوها قرار می گیرد، متناسب با انرژی الکترون فرودی، در حدود ۳۰ تا ۶۰ درصد از انرژی نیز در حالت با حفاظ، در باقی مانده بافت سینه ذخیره می شود. هرچه انرژی الکترون های فرودی افزایش یابد، به علت افزایش برد الکترون های فرودی و در نتیجه افزایش قدرت نفوذ آنها، درصد انرژی ذخیره شده در سایر ارگان ها هم بیشتر می شود؛ که این افزایش انرژی در حالت بدون حفاظ

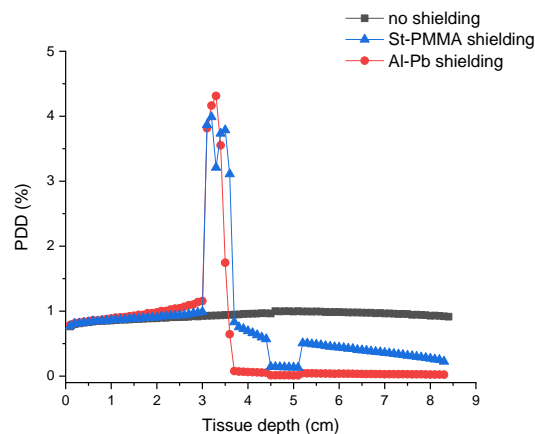
میزان انرژی دریافتی پوست نیز در حالت با حفاظ قابل توجه است. این امر به علت اثرات پس پراکندگی است. برخی از مواقع این احتمال وجود دارد که پرتوهای الکترون پس از برخورد با محیط، در راستای اولیه ولی در خلاف جهت پراکنده شوند. در این صورت پس پراکندگی اتفاق می افتد.

در مواد با عدد اتمی پایین نظیر آب یا بافت، انرژی الکترون ها به طور غالب از طریق ایجاد یونیزاسیون با الکترون های اتمی از بین می رود و در مواد با عدد اتمی بالاتر مثل سرب، تولید پرتو ترمزی پدیده غالب است. در روند برخورد با الکترون های اتمی، اگر انرژی جنبشی بدست آمده توسط الکترون های آزاد شده به اندازه کافی زیاد باشد تا باعث یونیزاسیون های بیشتر شوند، این الکترون ها به عنوان الکترون های ثانویه یا پرتو دلتا شناخته می شوند.

باتوجه به محدوده انرژی فوتون های تابش ترمزی تولید شده از طریق باریکه الکترونی ۶ MeV، این فوتون ها در مقایسه با فوتون های تابش ترمزی تولید شده از طریق باریکه الکترونی ۹ MeV، ۱۲ MeV و ۱۸ MeV در حلت بدون حفاظ و حفاظ آلومینیوم - سرب، قدرت نفوذ کمتری دارند؛ از این رو انرژی خود را در عمق کمتری از دست می دهند. این در حالی است



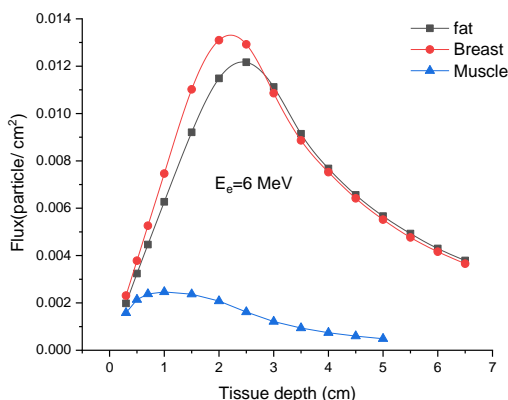
(ج)



(د)

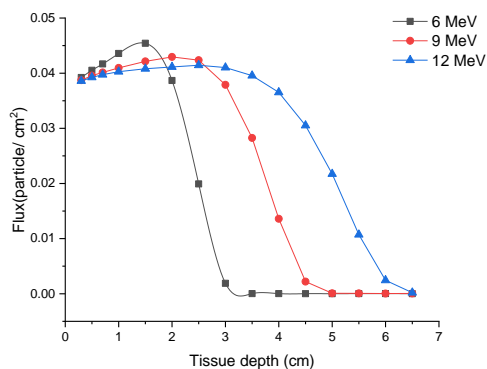
شکل (۲): مقایسه درصد دز عمقی در حالت بدون حفاظ و با حفاظ در انرژی های (الف) ۶ MeV، (ب) ۹ MeV، (ج) ۱۲ MeV، (د) ۱۸ MeV در بافت های سینه، حفاظ و ریه مطابق با هندسه شکل (۱).

با توجه به نمودارهای شکل ۲ نتایج حاصل از شبیه سازی انجام شده نشان می دهد در انرژی های پایین میزان دز دریافتی در حالت بدون جذب و با جذب تغییر نمی کند این موضوع بیانگر آن است که در انرژی های پایین بافت خود به عنوان جاذب عمل می کند یعنی میزان انرژی به اندازه ای پایین می باشد که قدرت نفوذ در عمق های بیشتر را ندارد. در حالت بدون حفاظ، بیشترین میزان انرژی تابشی در باقی مانده بافت سینه (بافت سینه هم مرز با بافت ریه) ذخیره می شود و بافت ریه نیز دز دریافت می نماید. ولی زمانی که از حفاظ استفاده می شود، بیشترین میزان انرژی

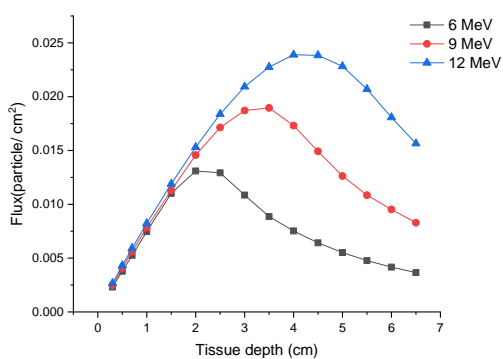


(ب)

شکل (۳): نمودار (الف) شار الکترون و (ب) فوتون برحسب عمق بافت برای انرژی ۶ MeV برای بافت چربی، سینه و ماهیچه.



(الف)



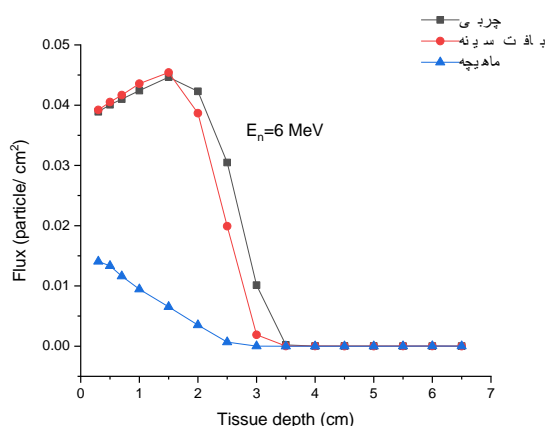
(ب)

شکل (۴): نمودار (الف) شار الکترون و (ب) فوتون برحسب عمق برای انرژی ۶، ۹، و ۱۲ MeV در بافت سینه.

که فوتون‌های تابش ترمزی تولید شده به واسطه باریکه الکترونی ۹ MeV، ۱۲ MeV و ۱۸ MeV به علت انرژی زیاد، عمق نفوذ بیشتری دارند و انرژی خود را در فواصل دورتری از دست می‌دهند. در نتیجه در عمق کمتر، تابش انرژی ناشی از فوتون‌های تابش ترمزی تولید شده به واسطه باریکه الکترونی ۶ MeV، بیشتر از فوتون‌های تابش ترمزی تولید شده به واسطه باریکه الکترونی ۹ MeV، ۱۲ MeV و ۱۸ MeV است. استفاده از جاذب Al-Pb در انرژی‌های بالاتر بهتر از جاذب St-PMMA می‌باشد. سرب به دلیل داشتن عدد اتمی بالا از توان ایستاندگی بالایی برای متوقف کردن الکترون‌ها پر انرژی برخوردار است. بنابراین در انرژی‌های بالا، حفاظ مناسبی به شمار می‌رود.

۲.۳. نتایج شار الکترونی و فوتونی در بافت‌های گوناگون و انرژی‌های مختلف

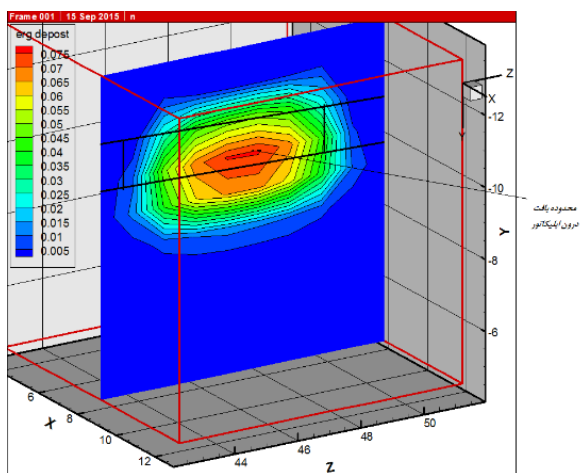
نتایج محاسباتی تأثیر چگالی بافت بر شار الکترون‌ها و فوتون‌ها در بافت‌های مختلف و انرژی‌های مختلف در نمودارهای شکل ۳ و ۴ نشان داده شده است.



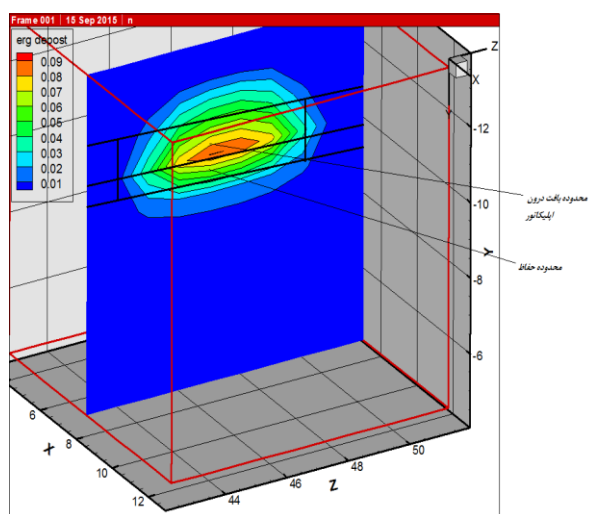
(الف)

۳.۳. مشاهده‌ی اثر حفاظ بر روی دز دریافتی بافت سینه و بافت‌های مجاور سینه با منحنی‌های هم‌دز (مطالعه کیفی)

پراکندگی الکترون‌ها نقش مهمی در تعیین شکل منحنی‌های هم‌دز، منحنی دز عمقی، مسطح بودن و انحنا نزدیک لبه‌های میدان دارد. با استفاده از دستور مش تالی در کد MCNPX حجم مورد مطالعه (بافت نرم، جاذب‌ها، ریه) را به صورت فضایی در سه بعد به مش‌های کوچکتر تقسیم‌بندی کرده و انرژی ذخیره شده را در این مش‌ها مورد اندازه‌گیری قرار داده و در نهایت خطوط هم‌دز رسم شده است.



(الف)



(ب)

نتایج شبیه سازی در شکل ۳- الف نشان می‌دهد با افزایش چگالی بافت، پس پراکندگی الکترون‌ها افزایش یافته است و این اثر موجب کاهش شار الکترون‌های عبوری می‌شود. در این شکل بیشترین کاهش شار عبوری الکترون برای بافت ماهیچه (با بیشترین چگالی) و کمترین کاهش شار الکترونی برای بافت چربی (با کمترین چگالی) به دست آمده است.

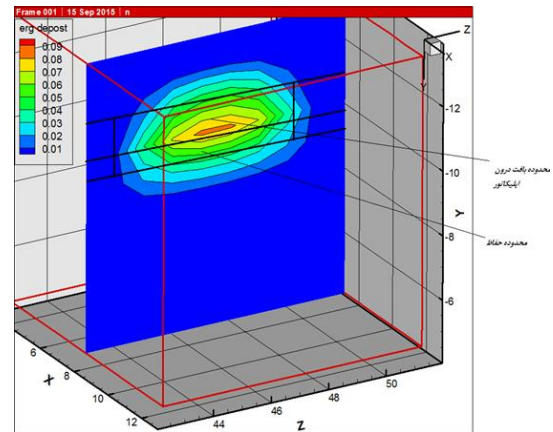
در شکل ۴- الف میزان الکترون‌های عبوری در بافت سینه با چگالی ثابت نشان می‌دهد که در انرژی ۶ MeV شار عبوری الکترون در ضخامت‌های بالاتر از ۳cm تقریباً صفر است با افزایش انرژی الکترون به بالای ۶ MeV، شار عبوری الکترون در ضخامت‌های بالاتر از ۳cm افزایش می‌یابد.

نتایج محاسبات شبیه‌سازی شار فوتون بر حسب عمق برای انرژی متغیر و چگالی ثابت در شکل‌های ۳-ب و ۴-ب نشان می‌دهد که با افزایش عمق در یک ماده پراکنش الکترون و ماده می‌باشد، کاهش می‌یابد. این کاهش به این دلیل است که الکترون‌ها در نتیجه پراکنش با ماده انرژی خود را از دست می‌دهند این کاهش انرژی با کاهش سرعت الکترون‌ها همراه می‌باشد در نتیجه الکترون‌ها تا یک عمق معینی قدرت نفوذ خواهند داشت پس تا همان عمقی که نفوذ دارند تولید فوتون می‌کنند. با توجه به اینکه انرژی فوتون‌های تابشی ترمزی با مربع انرژی الکترون متناسب است [۵]، بنابراین با افزایش انرژی الکترون‌ها، انرژی فوتون‌های تابشی ترمزی افزایش می‌یابد. این افزایش انرژی باعث افزایش نفوذ فوتون‌ها می‌شود.

با توجه نتایج شکل‌های ۳ و ۴ در مورد میزان نفوذ و شار الکترون‌های و فوتون‌های تابشی ترمزی در بافت‌های مختلف اطراف تومور لزوم استفاده از حفاظ جهت کاهش دز در بافت‌های سالم ضروری به نظر می‌رسد.

نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهند در صورتی که از حفاظ Al-Pb استفاده شود، دز دریافتی ارگان‌های مجاور تومور نسبت به حفاظ St-PMMA در انرژی‌های بالا کمتر است. در این مطالعات تاثیر چگالی بافت و انرژی باریکه پرتوی بر روی شار الکترون و فوتون نیز بررسی شد. مطالعات نشان دادند برای یک انرژی مشخص باریکه پرتوی، با افزایش چگالی بافت، پس پراکندگی الکترون‌ها افزایش یافته و در نتیجه شار الکترونی کاهش می‌یابد. در شار فوتونی با افزایش چگالی میزان شار فوتون‌های عبوری از ماده افزایش می‌یابد. همچنین بررسی‌ها نشان دادند که شار الکترونی برای یک بافت معین با چگالی ثابت با افزایش انرژی باریکه پرتوی، شار عبوری الکترون افزایش یافته و با افزایش ضخامت بافت، عمق نفوذ باریکه کاهش می‌یابد.

با توجه به این اطلاعات می‌توان با کمک محققین الکترونیک، دستگاهی ساخت که بتواند شار الکترون را برای تعداد بالایی از ذرات شناسایی کند و سپس از نتایج به دست آمده عمق بافت را مشخص نمود. نهایتاً با ساخت این دستگاه می‌توان در حین جراحی با قرار دادن این صفحه در زیر تومور دز، عمق بافت تومور، مقدار انرژی بر جای گذاشته توسط الکترون، میزان شار عبوری الکترون و فوتون و میزان الکترون‌های عبوری از جاذب را به دست آورد در نتیجه این کار خطا کاهش یافته و متناسب با اندازه تومور میزان دز دریافتی در عمق به‌طور صریح و دقیق مشخص می‌شود.



(ج)

شکل (۵): منحنی هم‌دز در انرژی ۶ MeV (الف) حالت بدون حفاظ، (ب) حفاظ AL-Pb، (ج) حفاظ St-PMMA.

با مقایسه نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌های صورت گرفته نشان می‌دهد که در شکل ۵-الف برای حالت بدون حفاظ مقدار دز در حجم مور مطالعه نسبت به حالت‌های با حفاظ، در بافت سینه و ارگان‌های حیاتی مجاور سینه افزایش چشمگیری دارد. مقایسه بین شکل‌های ۵-ب و ۵-ج نشان می‌دهد که استفاده از حفاظ ترکیبی آلومینیوم - سرب نسبت به حفاظ ترکیبی استیل - پلی اتیلن دز بیشتری را در حجم هدف (تومور) به جا می‌گذارد.

۴. نتیجه‌گیری

در این پژوهش شار و دز الکترون‌های با انرژی ۶ MeV، ۹ MeV، ۱۲ MeV و ۱۸ MeV برای الکترون درمانی حین جراحی سینه در بافت هدف و سایر ارگان‌های حیاتی مجاور بررسی شد. نقش حفاظ‌های Al-Pb و St-PMMA بر روی دز دریافتی ارگان‌های سینه و ریه (ارگان‌های مجاور تومور) نیز بررسی شد.

۵. مراجع

1. C. G. Willett, B. G. Czito, D. S. Tyler. Intraoperative radiation therapy. J. Clin. Oncology 25 (8) (2007) 971-977.
2. J. R. Palta, P. J. Biggs, J. D. Hazle, M. S. Huq, R. A. Dahl, T. G. Ochransky, J. Soen, R. R. Dobelbower, E. C. McCullough. Intraoperative electron beam radiation therapy: technique, dosimetry, and dose specification: report of task force 48 of the Radiation Therapy Committee, American Association of Physicists in Medicine. Int. J. Radiat. Oncology Biol. Phys. 33 (3) (1995) 725-746.
3. A. Soriani, G. Felici, M. Fantini, M. Paolucci, O. Borla, G. Evangelisti, M. Benassi, L. Strigari. Radiation protection measurements around a 12

- MeV mobile dedicated IORT accelerator. *Medical Physics* 37 (3) (2010) 995-1003.
4. A. Esposito, T. Sakellaris, P. Limede, F. Costa, L. T. Cunha, A. G. Dias, J. Lencart, S. Sarmento, C. C. Rosa. Effects of shielding on pelvic and abdominal IORT dose distributions. *Phys. Med.* 11 (2016) 1397-1404.
 5. S. Darby, P. McGale, C. Correa, C. Taylor, R. Arriagada, M. Clarke, D. Cutter, C. Davies, M. Ewertz, J. Godwin, R. Gray, L. Pierce, T. Whelan, Y. Wang, R. Peto. Effect of radiotherapy after breast-conserving surgery on 10-year recurrence and 15- year breast cancer death: meta-analysis of individual patient data for 10, 801 women in 17 randomised trials. *Lancet.* 378 (9804) (2011) 1707-1716.
 6. P. McGale, C. Taylor, C. Correa, D. Cutter, F. Duane, M. Ewertz, R. Gray, G. Mannu, R. Peto, T. Whelan, Y. Wang, Z. Wang, S. Darby. Effect of radiotherapy after mastectomy and axillary surgery on 10-year recurrence and 20-year breast cancer mortality: meta-analysis of individual patient data for 8135 women in 22 randomised trials. *Lancet.* 383 (9935) (2014) 2127-2135.
 7. CRP, Adult Reference Computational Phantoms. ICRP Publication 110. *Ann. ICRP* 39 (2) (2009).
 8. A. Martignano, L. Menegotti, A. Valentini. Monte Carlo investigation of breast intraoperative radiation therapy with metal attenuator plates. *Med. Phys.* 34 (2007) 4578-4584.