

محاسبه دز جذبی در ماده معادل بافت ریه و مقایسه آن با پیش‌بینی برنامه طراحی درمان مبتنی بر الگوریتم پیش‌مخروط‌های فروریخته

لیلا تیموری‌خندان^۱، صدیقه کاشیان^{۲*}، پیمان رضائیان^۲ و محبوبه علم‌الهدی^۳

^۱گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران.

^۲پژوهشکده کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی، تهران، ایران.

^۳گروه آنکولوژی بالینی، بیمارستان هفت تیر، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران.

*تهران، سازمان انرژی اتمی، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، پژوهشکده کاربرد پرتوها، کدپستی: ۱۴۳۹۵۱۱۱۳

پست‌الکترونیکی: skashian@aeoi.org.ir

چکیده

پرتودرمانی خارجی به عنوان بخشی از درمان بسیاری از سرطان‌ها می‌باشد. با توجه به اینکه امکان اندازه‌گیری دز جذبی در حین پرتودهی در بدن بیمار وجود ندارد، همواره بررسی صحت و دقت الگوریتم‌های درمانی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. هدف از این پژوهش بررسی صحت محاسبات طراحی درمان مبتنی بر الگوریتم پیش‌مخروط‌های فروریخته (Collapsed Cone Convolution (CCC در بافت ریه می‌باشد. در این پژوهش میزان بار تولید شده در حجم حساس اتاقک یونش PTW-30013 در حالی که اتاقک در فانتوم آب و ماده معادل ریه قرار داشته باشد و تحت تابش فوتون ۶ MV شتاب‌دهنده Primus قرار گیرد با استفاده از کد MCNP محاسبه و در هر دو حالت نیز اندازه‌گیری شد و به این ترتیب صحت محاسبات تأیید گردید. در ادامه میزان دز جذبی در فانتوم ماده معادل ریه به ازای ۲۰۰ MU پرتودهی محاسبه شد که برابر با ۱۵۴/۹۹ cGy به دست آمد. این در حالی است که محاسبات طراحی درمان مبتنی بر الگوریتم CCC میزان دز جذبی را به ازای همین میزان پرتودهی ۱۶۳/۹۸ cGy برآورد می‌کند که اختلافی بیش از ۵/۵٪ بین محاسبات و برنامه طراحی درمان وجود دارد. همچنین اندازه‌گیری‌هایی با استفاده از دزیمترهای ترمولومینسانس GR-200 در عمق‌های مختلف از فانتوم انجام شد که در این حالت نیز اختلاف بین اندازه‌گیری‌ها و محاسبات طراحی درمان در حدود ۱۴٪ برآورد گردید. لذا با توجه به مقدار توصیه شده توسط ICRU می‌توان نتیجه‌گیری کرد که این الگوریتم جهت طراحی درمان در بافت‌هایی از بدن که چگالی کمتر از آب داشته باشند از دقت کافی برخوردار نیست.

کلیدواژه‌گان: دز جذبی، اتاقک یونش، فانتوم، ماده معادل ریه، سیستم طراحی درمان، الگوریتم CCC.

۱. مقدمه

دانشمندان ایرانی انجام و در نشریه JAMA Oncology منتشر شده، سرطان پس از بیماری‌های قلبی - عروقی، مهم‌ترین عامل مرگ و میر در جهان است. این مطالعه حاکی از

در مطالعات جدیدی که توسط پژوهشکده ارزیابی و معیارهای پزشکی^۱ وابسته به دانشگاه واشنگتن و به وسیله گروهی از

^۱ Institute of Health Metrics and Evaluation

افزایش چشمگیر تعداد موارد ابتلا به سرطان از سال ۲۰۰۵ تا ۲۰۱۵ است که اکثر آنها در کشورهای توسعه نیافته رخ داده است. به طوری که در این کشورها، موارد ابتلا به سرطان ۵۰ درصد افزایش پیدا کرده است [۱].

امروزه از پنج روش اصلی برای درمان سرطان استفاده می‌شود که عبارتند از جراحی، شیمی درمانی، هورمون درمانی، پرتودرمانی و ایمنی درمانی یا درمان بیولوژیکی. هدف از این روش‌های درمانی متوقف کردن رشد سلول‌های سرطانی و در نهایت نابود کردن این سلول‌ها می‌باشد [۲]. پرتودرمانی را می‌توان به سه بخش کلی تقسیم‌بندی کرد. پرتودهی ممکن است توسط دستگاهی خارج از بدن (رادیوتراپی خارجی) و یا توسط منبع پرتو در داخل بدن (رادیوتراپی داخلی) و یا توسط مواد پرتوزای باز در داخل بدن انجام می‌شود (رادیوتراپی روش‌مند)^۱ که از میان روش‌های نامبرده شده، رادیوتراپی خارجی پر کاربردترین نوع پرتودرمانی است.

با توجه به اینکه امکان اندازه‌گیری دز دریافتی بیمار در حین رادیوتراپی وجود ندارد، این مقدار باید با روش‌های دقیق پیش از شروع درمان تعیین گردد. برای این منظور عمدتاً از الگوریتم‌های مختلف جهت تعیین توزیع دز در عضو هدف و همچنین اعضاء حساس استفاده می‌شود. یکی از ورودی‌های این الگوریتم‌ها اطلاعات مربوط به آهنگ دز جذبی در عمق‌های مختلف آب است. فرض اولیه الگوریتم‌ها این است که بدن انسان را می‌توان معادل آب در نظر گرفت که همین مسئله می‌تواند اشکالاتی را در برآورد دز جذبی در اعضاء مختلف که ساختاری مشابه با آب ندارند، فراهم آورد. تحقیقات انجام شده نشان می‌دهد، نتایج دزیمتری در فانتوم بافت نرم در مقایسه با فانتوم آب منجر به اختلاف نسبی در حدود ۴ درصد در فاصله ۶ سانتی متری از چشمه می‌شود که این خطا با افزایش فاصله از چشمه افزایش می‌یابد [۳].

علاوه بر این، تأثیر جنس محیط و ساختار بافت تأثیر زیادی بر روی دز جذبی دارد [۴-۵] که می‌تواند خطای قابل توجهی ایجاد نماید. از جمله تحقیقاتی که در این زمینه انجام شده است، توسط ژائو^۲ [۶] و همکارانش می‌باشد که ارزیابی محاسبات سیستم طراحی درمان با استفاده از محاسبات شبیه‌سازی انجام شده است، در تحقیق مذکور ارزیابی محاسبات شبیه‌سازی با استفاده از اندازه‌گیری‌هایی در فانتوم کواسار^۳ انجام شده است و از چوب سدار^۴ به عنوان ماده جایگزین بافت ریه استفاده شده است. اندازه‌گیری‌های انجام شده با استفاده از اتاقک یونش نشان دهنده، اختلافی در حدود ۳٪ بین مقادیر محاسبه شده از شبیه‌سازی و سیستم طراحی درمان می‌باشد. در تحقیق دیگری که توسط کاووسی^۵ و همکارانش انجام شده است [۷]، صحت محاسبات چند سیستم طراحی درمان با مقایسه با مقادیر اندازه‌گیری شده از فانتوم ناهمگن انجام شده است و در بعضی موارد اختلاف بزرگ‌تر از ۲۰٪ مشاهده شده است و این در حالی است که بنا به توصیه ICRU خطای در پرتودرمانی باید کمتر از ۵٪ باشد [۸]. در تحقیقاتی که تاکنون انجام شده است، اندازه‌گیری‌ها با استفاده از اتاقک‌های یونش کالیبره شده در فانتوم آب انجام شده است که صحیح نمی‌باشد و منجر به خطای در اندازه‌گیری خواهد شد.

هدف از این پژوهش، مقایسه دز جذبی محاسبه شده در ماده معادل بافت ریه و نتایج استخراج شده از سیستم طراحی درمان که توسط الگوریتم پیچش مخروط‌های فروریخته^۶ (CCC) محاسبه شده است، می‌باشد. الگوریتم CCC از یک کرنل تحلیلی ارائه شده توسط یک مجموعه از مخروط‌ها استفاده می‌کند که انرژی برجای مانده روی محور مخروط فرو

² Zhao

³ Quasar

⁴ Cedar

⁵ Kavousi

⁶ Collapsed Cone Convolution(CCC)

¹ Systematic

در فانتومی به غیر از آب قرار داده شود، امکان تعیین دز جذبی با توجه به بار تولیدی وجود نخواهد داشت. از این‌رو در این تحقیق، معیار مقایسه، میزان بار تولیدی در حجم حساس در محاسبات و اندازه‌گیری‌ها خواهد بود. برای انجام اندازه‌گیری‌ها از فانتوم آب استاندارد موجود در بیمارستان هفتم تیر استفاده شد. برای ساخت فانتوم ماده معادل ریه نیز از فوم پلی‌کربنات استفاده شد. چگالی این فوم $0/39$ گرم بر سانتی‌متر مکعب بود که با چگالی ریه تطابق دارد. ابعاد این فانتوم نیز مشابه با فانتوم آب استاندارد انتخاب شد.

۲.۲. شبیه‌سازی مونت کارلو

برای محاسبه میزان بار جمع‌آوری شده در حجم حساس اتاقک یونش، برای حالتی که اتاقک در فانتوم‌های آب و ماده معادل ریه قرار داشته باشد و تحت تابش قرار گیرد، از روش شبیه‌سازی و کد محاسباتی MCNP 4C استفاده شد. برای این منظور بیناب شتاب‌دهنده درمانی Primus شبیه‌سازی شد. در شتاب‌دهنده ۶ مگاولتی Primus، انرژی پرتوهای ایکس از 250 KeV تا حدود 6 MeV و متوسط انرژی بیناب در حدود 2 MeV است که طیف مربوط به آن در نمودار شماره ۱ ارائه شده است. جزئیات هندسی و همچنین مواد تشکیل‌دهنده بخش‌های مختلف اتاقک یونش PTW-30013 که در اندازه‌گیری‌ها از آن استفاده می‌شود، به طور کامل شبیه‌سازی شد.

برای تعیین میزان انرژی جذب شده در حجم حساس اتاقک در فانتوم‌های آب و ماده معادل ریه، از تالی F4 و کارت‌های DF و DE استفاده شد. سپس با استفاده از رابطه ۲ میزان بار جمع‌آوری شده در حجم حساس محاسبه شد.

$$Q = \frac{D \cdot M}{\left(\frac{W}{e}\right)} \quad (2)$$

می‌ریزد و دز را فقط در امتداد این خط مستقیم محاسبه می‌کند و مقدار صفر را به هر نقطه جانبی دیگر اختصاص می‌دهد. در مقاله حاضر با توجه به اینکه ضریب کالیبراسیون اتاقک‌های یونش در فانتوم آب استاندارد تعیین می‌شود و در سایر مواد از جمله ماده معادل ریه انتخاب شده (فوم پلی استایرن) مشخص نیست، ابتدا با استفاده از روش مونت کارلو، میزان بار جمع‌آوری شده در یک اتاقک یونش حین پرتودهی با استفاده از شتاب‌دهنده الکترونی با انرژی فوتون 6 MV در فانتوم آب و ریه با استفاده از روش مونت کارلو و کد MCNP 4C محاسبه شد. برای بررسی صحت روش محاسبات انجام شده اندازه‌گیری‌هایی در فانتوم‌های آب و ریه انجام شد. همچنین میزان دز جذبی در ماده معادل بافت ریه به روش مونت کارلو محاسبه و نتایج با خروجی الگوریتم طراحی درمان CCC مقایسه شد.

۲. مواد و روش‌ها

۲.۱. روش انجام آزمایش

کالیبراسیون دوره‌ای میدان‌های پرتویی X و γ با استفاده از فانتوم‌های آب استاندارد با ابعاد $30 \times 30 \times 30$ سانتی‌متر مکعب و اتاقک‌های یونش مرتبط با هوای آزاد $0/6$ و $0/125$ سی سی انجام می‌شود. از طرفی بر اساس استانداردهای موجود، ضریب کالیبراسیون اتاقک‌های یونش که برای کنترل کیفی میدان‌های درمانی و تشخیصی استفاده می‌شود، برابر نسبت دز جذبی در آب به بار تولید شده در حجم حساس اتاقک یونش می‌باشد (رابطه ۱).

$$N_k = \frac{D}{Q} \quad (1)$$

که در این رابطه D دز جذبی و Q بار جمع‌آوری شده در حجم حساس آشکارساز است. لذا در صورتی که اتاقک یونش



شکل (۲): تصویری از چیدمان آزمایش جهت اندازه‌گیری بار در فانتوم آب.

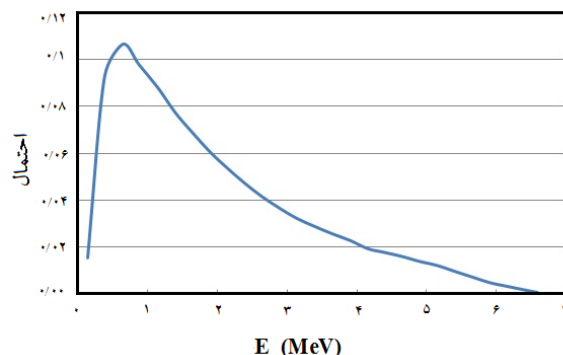


شکل (۳): تصویری از چیدمان آزمایش جهت اندازه‌گیری بار در فانتوم معادل ریه.

۳. نتایج

نتایج حاصل از شبیه‌سازی دز جذبی در حجم حساس اتافک یونش مذکور با استفاده از تالی F4 برای حالتی که اتافک یونش در فانتوم از جنس آب و ماده معادل ریه قرار داشته باشد، در جدول ۱ آورده شده است.

که M جرم هوا در حجم حساس اتافک و \bar{W}_e میزان انرژی لازم برای تولید جفت یون می‌باشد و پارامترهای D و Q نیز پیش از این مشخص شده‌اند.



شکل (۱): بیناب شتابدهنده درمانی Primus-6MV.

۳.۲. اندازه‌گیری تجربی

برای ارزیابی صحت محاسبات انجام شده به روش مونت کارلو، اندازه‌گیری‌های تجربی انجام شد. برای این منظور میزان بار جمع‌آوری شده در حجم حساس اتافک یونش در حالی که اتافک یونش در فانتوم آب و ماده معادل ریه باشد، اندازه‌گیری شد (شکل ۲ و ۳). برای اندازه‌گیری بار جمع‌آوری شده از الکترومتر PTW UNIDOS E استفاده شد. اندازه‌گیری‌ها در عمق ۱۰ سانتی‌متری از فانتوم آب و ماده معادل ریه انجام شد. ابعاد میدان بر روی فانتوم $10 \times 10 \text{ cm}^2$ و فاصله میدان تا فانتوم ۱۰۰ سانتی‌متر تنظیم شد. علاوه بر این برای بررسی‌های بیشتر دز جذبی در چهار عمق و در هر عمق ۵ اندازه‌گیری در فانتوم معادل ریه با استفاده از دزیمترهای ترمولومینسانس GR-200 اندازه‌گیری شد و سپس نتایج با داده‌های حاصل از برنامه طراحی درمان مقایسه شدند.

لذا با توجه به اینکه هدف از این پژوهش بررسی دز جذبی در بافت مورد نظر و مقایسه آن با نتایج حاصل از برنامه‌های طراحی درمان می‌باشد، محاسبات برای دز جذبی در فانتوم ماده معادل ریه برای حالتی که حجم حساس از این ماده تشکیل شده باشد، انجام شد. ضریب محاسباتی جهت تبدیل بار الکتریکی به دز جذبی با استفاده از رابطه‌ی ۳ قابل محاسبه است.

$$\beta = \frac{D}{Q \cdot \alpha} \quad (3)$$

که در این رابطه D و Q همانند روابط ۱ و ۲ به ترتیب دز جذبی و بار تولید شده در حجم حساس و α بازده جمع‌آوری بار می‌باشد، با توجه به نتایج محاسبات انجام شده با استفاده از کد MCNP و اعمال ضریب تکثیر بار برای اتافک یونش مورد استفاده در اندازه‌گیری‌ها میزان دز جذبی در ماده معادل ریه به ازای 200 MU پرتودهی برابر $154/99 \text{ cGy}$ خواهد بود این در حالی است که محاسبات طراحی درمان دز جذبی را به ازای پرتودهی یکسان $163/98 \text{ cGy}$ پیش‌بینی می‌نماید. با استفاده از دزیمترهای ترمولومینسانس GR-200 دز جذبی در عمق‌های ۴، ۶، ۹ و ۱۱ سانتی‌متری از سطح فانتوم (سطح فانتوم به عنوان صفحه صفر در نظر گرفته شده است) و در فواصل ۴ سانتی‌متری از خط مرکزی فانتوم ماده معادل ریه انجام شد. نتایج حاصل از اندازه‌گیری‌ها و مقایسه آن با نتایج طراحی درمان در جدول ۲ آورده شده است.

جدول (۱): نتایج محاسبات انجام شده با استفاده از کد MCNP 4C.

شرایط انجام محاسبه	اندازه‌گیری	شبه‌سازی	خطای محاسبات شبه‌سازی
بار جمع‌آوری شده در حجم حساس اتافک یونش در فانتوم آب (nC)	۳/۸۱	$5/29 \times 10^{-14}$	۰/۰۱
بار جمع‌آوری شده در حجم حساس اتافک یونش در فانتوم ماده معادل ریه (nC)	۴/۵۸	$7/12 \times 10^{-14}$	۰/۰۱

نسبت بار تولیدی در فانتوم ماده معادل ریه به آب با توجه به نتایج مندرج در جدول ۱ برابر ۱/۱۶ است. از طرفی، با استفاده از شتاب‌دهنده درمانی Primus فانتوم ماده معادل ریه و همچنین آب تحت شرایط اشاره شده در بخش مواد و روش‌ها به اندازه 200 MU پرتودهی شدند.

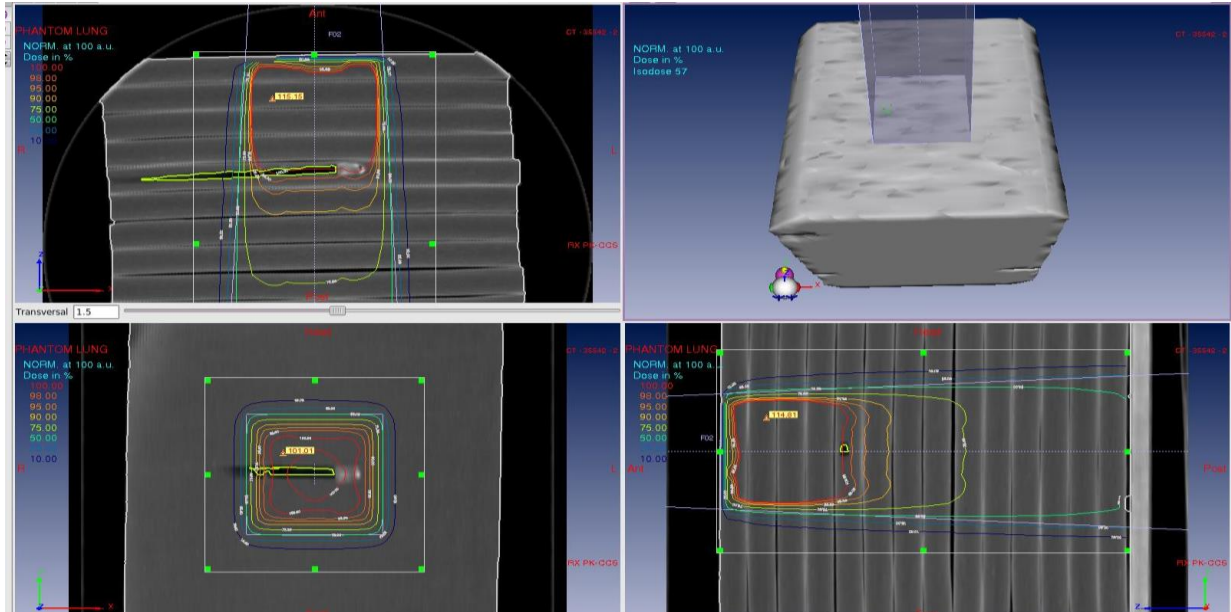
میزان بار جمع‌آوری شده در فانتوم آب و ماده معادل ریه به ترتیب برابر $3/81 \text{ nC}$ و $4/58 \text{ nC}$ به دست آمد. لذا نسبت بار تولیدی اندازه‌گیری شده در فانتوم ماده معادل ریه به آب برابر $1/20$ است. با مقایسه نتایج حاصل از محاسبات و اندازه‌گیری‌ها و هم‌خوانی بسیار خوبی که بین نتایج وجود دارد، صحت روش محاسباتی تایید می‌گردد. همانطور که پیش از این نیز اشاره شد، با توجه به اینکه ضریب کالیبراسیون در فانتوم ماده معادل ریه در دسترس نمی‌باشد، امکان تعیین دز جذبی از بار جمع‌آوری شده وجود ندارد.

جدول (۲): مقایسه مقدار دز جذبی محاسبه شده با استفاده از برنامه طراحی درمانی و اندازه‌گیری شده با استفاده از دزیمترهای ترمولومینسانس.

دز جذبی فاصله عرضی ۴ سانتی‌متری از مرکز میدان (cm عمق)	دز جذبی فاصله عرضی ۴ سانتی‌متری از مرکز میدان			دز جذبی فاصله عرضی ۴ سانتی‌متری از مرکز میدان		
	مقایسه‌ای (cGy)	تجربی (cGy)	اختلاف نسبی (%)	مقایسه‌ای (cGy)	تجربی (cGy)	اختلاف نسبی (%)
۴	۹۲/۴۸	۱۰۷/۸۸	۱۴	۹۲/۷۸	۱۰۱/۲۲	۸
۶	۸۶/۰۲	۱۰۰/۳۲	۱۴	۸۶/۷۸	۱۰۱/۲۲	۱۴
۹	۸۰/۸۷	۹۴/۳۳	۱۴	۸۱/۷۶	۹۵/۳۶	۱۴
۱۱	۷۶/۲۳	۸۸/۹۱	۱۴	۷۶/۶۸	۸۹/۴۴	۱۴

استفاده از الگوریتم طراحی درمان CCC در شکل ۴ آورده شده است.

همانطور که ملاحظه می‌شود، اختلاف نسبی بین نتایج اندازه‌گیری و پیش‌بینی الگوریتم در حدود ۱۴٪ می‌باشد. تصویری از منحنی‌های هم‌دز در فانتوم ماده معادل ریه با



شکل (۴) الف: نمای کلی فانتوم معادل ریه در نرم‌افزار طراحی درمان. ب: نمای روبروی فانتوم که محل حفره تعبیه شده برای اتاقک یونش در آن مشخص است. ج: نمای جانبی فانتوم معادل ریه که مقادیر دز جذبی به صورت منحنی‌های هم‌دز مشخص شده است. د: نمای از بالای فانتوم معادل ریه.

۴. بحث و نتیجه‌گیری

با اندازه‌گیری‌های انجام شده مقایسه شدند که از توافق بسیار خوبی برخوردار بودند. پس از تایید محاسبات انجام شده، در ادامه میزان انرژی جذب شده در حجم حساس اتاقک یونش در حالی که حجم حساس از جنس ماده معادل ریه باشد و اتاقک نیز در فانتوم ریه باشد و به اندازه $200M$ فانتوم پرتودهی شود، محاسبه شد که میزان دز جذبی برابر $154/99$ cGy به دست آمد، این در حالی است که محاسبات طراحی درمان، دز جذبی را به ازای پرتودهی یکسان $163/98$ cGy پیش‌بینی می‌نماید که در حدود ۵/۵ درصد اختلاف بین دز جذبی محاسبه شده به روش مونت‌کارلو که از دقت بسیار بالایی برخوردار است با دز جذبی پیش‌بینی شده توسط الگوریتم CCC وجود دارد که این اختلاف بیش از مقدار توصیه شده توسط ICRU است.

پرتودرمانی یکی از روش‌های مکمل در درمان تومورهای بدخیم است که در این روش سعی می‌شود تا بیشینه دز جذبی در بافت تومور باشد و برای جلوگیری از اثرات سوء ناشی از تابش بر بافت‌های سالم کمینه دز جذبی در سایر بخش‌ها و به‌ویژه اعضای حساس باشد. از این رو همواره سعی شده است تا با دقت زیادی میزان دز جذبی در بافت مورد نظر تعیین گردد که برای این منظور الگوریتم‌های مختلفی در طراحی درمان تهیه شده است.

هدف از این تحقیق محاسبه دز جذبی در بافت ریه با استفاده از روش مونت‌کارلو و مقایسه آن با نتایج محاسبات طراحی درمان با استفاده از الگوریتم CCC است. برای بررسی صحت عملکرد روش محاسباتی، بار در دو فانتوم ماده معادل ریه و همچنین آب با استفاده از کد MCNP 4C محاسبه شد و نتایج

محاسبات می‌توان دریافت که الگوریتم مذکور جهت طراحی درمان در بافت‌هایی از بدن که چگالی کمتر از آب داشته باشند، مناسب نیست. پیش‌بینی می‌شود، در صورتی که دز جذبی در فانتوم ماده معادل ریه به عنوان ورودی الگوریتم استفاده شود، این اختلاف کمینه مقدار ممکن باشد.

از طرفی مقایسه نتایج حاصل از اندازه‌گیری دز جذبی در فانتوم ماده معادل ریه با پیش‌بینی برنامه طراحی درمان، اختلاف در حدود ۱۴٪ را نشان می‌دهد که بخشی از این اختلاف (۶٪) مربوط به خطا در اندازه‌گیری با استفاده از دزیمتر ترمولومینسانس است. با بررسی نتایج اندازه‌گیری‌ها و

۵. مراجع

- بافت‌های مختلف به آب برای شتابدهنده‌های درمانی الکتا
۲۵ مگاولتی و زیمنس ۶ مگاولتی، مجله سنجش و ایمنی
هسته‌ای، جلد ۵، شماره ۴، پاییز ۹۶.
- [1] J.R. Jaglowski and B.C. Jr. Stack. Enhanced growth inhibition of squamous cell carcinoma of the head and neck by combination therapy of fusaric acid and paclitaxel or carboplatin, *Cancer Lett*, 243 (1) (2006) 58–63.
- [2] E.C. Halperin, L.W. Brady, C.A. Perez and D.E. Wazer. Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology, 60 (2018) 44–49.
- [۳] لیلا احمدی و حسین توکلی عنبران. محاسبه درصد خطای به وجود آمده در استفاده از فانتوم آب به جای بافت نرم، مجله علمی پژوهشی دانشگاه شهید صدوقی یزد، دوره ۲۳، شماره ۹، سال ۱۳۹۴.
- [4] V. Voigts-Rhetz, M. Anton, H. Vorwerk and K. Zink. Perturbation Correction for Alanine Dosimeters in Different Phantom Materials in High-Energy Photon Beams, *Phys. Med. Bio*, 61(3) (2016) 70–79.
- [۵] پیمان رضائیان و صدیقه کاشیان. محاسبه نسبت دز جذبی
- [6] Y. Zhao, G. Qi, G. Yin, X. Wang, P. Wang, J. Li, M. Xiao, J.I. Li, S. Kang and X. Liao. A clinical study of lung cancer dose calculation accuracy with Monte Carlo simulation, *Radiation Oncology*, (2014) 9:287.
- [7] N. Kavousi, H.A. Nedai, S. Gholami, M. Esfahani and G. Geraili. Evaluation of Dose Calculation Algorithms Accuracy for Eclipse, PCRT3D, and Monaco Treatment Planning Systems Using IAEA TPS commissioning tests in a Heterogeneous Phantom, *Iran J Med Phys*, (2019) 16: 285–293.
- [8] S.H. Babazadeh, A.R. Andalib, H. Emami, J. Emami, T. Azarm, F. Mokarian and M. Tazhibi. Epidemiology of cancers in Isfahan province: A retrospective study, *Journal of Research in Medical Sciences*, 2(5) (2000) 127-135.