

مقایسه و ارزیابی اثر غیر یکنواختی ریه و دنده، در دوز رسیده به ریه در براکی تراپی پستان به وسیله سیستم طراحی درمان و کد MCNPX

حسین صالحی یزدی^۱، مجتبی شمسایی^۲، حمید رضا شعبانی^{۳*}، رامین جابری^۴، سعید ستایشی^۵

- ۱- کارشناس ارشد پرتو پزشکی، گروه مهندسی هسته ای، دانشکده مهندسی هسته ای و فیزیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر تهران
- ۲- استادیار گروه مهندسی هسته ای، دانشکده مهندسی هسته ای و فیزیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر تهران
- ۳- کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
- ۴- مربی و فیزیسیست بخش فیزیک رادیوتراپی، انستیتو کانسر، بیمارستان امام خمینی تهران
- ۵- دانشیار گروه مهندسی هسته ای، دانشکده مهندسی هسته ای و فیزیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر تهران

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۲/۱۵

تاریخ دریافت: ۸۸/۱۰/۹

چکیده

مقدمه: در این تحقیق به بررسی چگونگی گسترده‌گی پاسخ دوز دریافتی ریه برای سیستم طراحی تجاری آهنگ دوز بالا (HDR) در کاشت ایریدیم ۱۹۲ در براکی تراپی پستان، از نقطه نظر ناهمگنی بافت و حضور دنده ها در تحویل دوز به ریه مورد بررسی قرار گرفته است.

مواد و روشها: از تصاویر برش نگاری پستان در تشکیل ساختار فانتوم معادل بیمار در سیستم طراحی درمان کلینیکی مورد استفاده قرار گرفته است. سیستم کاشت شامل ۱۳ کتر پلاستیکی و ۳۸۲ موقعیت ساکن منبع با استفاده از کد MCNPX شبیه سازی شده است.

نتایج: مطابق با سیستم طراحی درمان تجاری به شکل درصد ایزودوز و دوز تجمعی - هیستوگرام حجمی در پستان، ریه و دنده مقایسه شده است. مقایسه نتایج مونت کارلو و محاسبات سیستم طراحی درمان نشان می دهد در ایزودوز بالاتر از ۶۲ درصد پستان در نواحی نزدیک کاشت و یا دور از سطح انحنا پستان و نواحی مرزی ریه تطابق خوبی با هم دارند. با این وجود محاسبات سیستم طراحی درمان، تخمین دوز بالا در ریه برای کانتورهای ایزودوز در عمق پایین و نقاط نزدیک مرزهای هوایی پستان و به طور نسبی در نقاط دور کاشت را نشان داده است.

بحث و نتیجه گیری: وقتی داده های واقعی مربوط به چگالی و مواد تشکیل دهنده را برای بافتهایی مانند ریه و دنده وارد می کنیم، سیستم طراحی درمان مقدار دوزی که نشان می دهد فراتر از تخمین دوز به وسیله کد مونت کارلو می باشد. که این تفاوت در خطوط هم‌دوز مختلف، درصد اختلاف متفاوت است. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۷، شماره ۳، پیاپی (۲۸)، پاییز ۸۹: ۲۷-۲۱)

واژگان کلیدی: سرطان پستان، براکی تراپی، سازوکار طراحی درمان، MCNPX، آهنگ دوز بالا، ناهمگنی

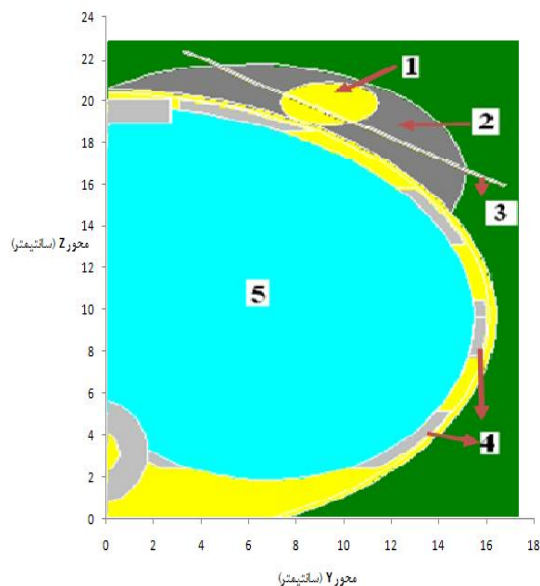
* نویسنده مسؤل: حمیدرضا شعبانی

آدرس: گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
mabna@aut.ac.ir

تلفن: ۰۹۱۲۴۲۷۷۹۲۵

۱- مقدمه

داده ها فانتوم مونت کارلوشیبه سازی شده است، شکل ۱ نمایی از THORAX به وسیله کد مونت کارلومی باشد و شکل ۲ تصویر برش نگاری رایانه ای است که بر اساس آن فانتوم مونت کارلو حاصل شده است.



شکل ۱ - فانتوم شبیه سازی شده، که در آن (۱) تومور، (۲) پستان، (۳) اپلیکاتور (۴) دنده ها و (۵) ریه



شکل ۲- تصویر برش نگاری رایانه ای بیمار که به عنوان مرجع انتخاب و شبیه سازی فانتوم مونت کارلو بر اساس آن صورت گرفته است.

روش براکی تراپی یکی از راههای درمان سرطان می باشد، از سیستم های درمان براکی تراپی استفاده از چشمه های با آهنگ دوز بالا^۱ در کاشت میان بافتی است. در این روش چشمه ها با پرتوزایی مشخص در فاصله معین و دقیقی نسبت به هم در سیستم های After Loading حرکت می کنند [۱]. ایریدیم ۱۹۲ برای اولین بار در سال ۱۹۷۶ میلادی در دانشگاه آکسفورد به منظور براکی تراپی استفاده شده است [۲].

شناخت دقیق توزیع دوز به منظور طراحی روش درمان، از اهمیت ویژه ای برخوردار است. در این مورد انجمن فیزیک پزشکی آمریکا^۲ با تشکیل گروه کار شماره ۴۳ با بررسی دوزیمتری این چشمه ها دستور کار دوزیمتری TG-43U1 را توصیه کرده است [۳]. اصولاً سیستم پاریس برای کاشتهای تک سطحی و دو سطحی بکار می رود و سایر انواع کاشتهای حجمی را شامل نمی شود [۴]. برای دوزیمتری کاشت ایریدیم در پستان و محاسبات دوز اندام حساس از کد مونت کارلوی مونت کارلو با در نظر گرفتن توصیه های دستور TG-43U1 استفاده شده است [۵ و ۶]. برنامه FlexiPlan 2.2.4 برای طراحی درمان کاشت براکی تراپی می باشد، که تمام بافتها را بر اساس چگالی، ضریب جذب و تضعیف آب در نظر می گیرد، لذا بین چگالی و عدد اتمی بافتهای مختلف از قبیل ریه، دنده، تومور و غیره تفاوتی در نظر نمی گیرد. اساس برنامه بر TG-43U1 بنا نهاده شده است.

۲- مواد و روشها

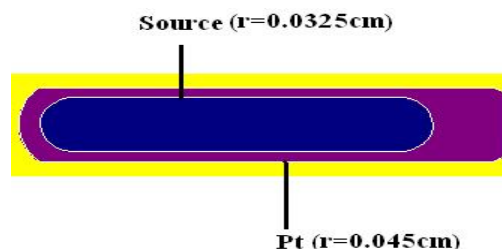
برای طراحی یک فانتوم نیاز به اندازه گیری حجم و فواصل بافتهای درگیر در کاشت براکی تراپی پستان از قبیل حجم ریه، پستان و غیره است. یک بیمار به عنوان نمونه انتخاب شد و بر اساس تصاویر برش نگاری رایانه ای بیمار اطلاعات مربوط به احجام و فاصله های بافتهای درگیر در کاشت از یکدیگر، استخراج شد. سپس بر پایه این

¹ HDR

² AAPM

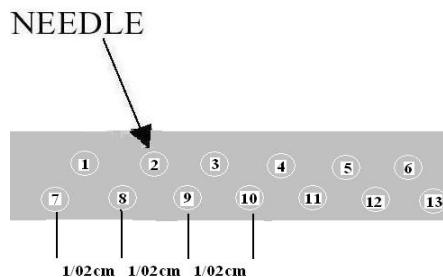
۱-۲- توصیف چشمه

در این مطالعه از یک چشمه ایریدیم ۱۹۲ استفاده شده است. این چشمه به صورت کپسولی از جنس پلاتین، که قطر داخلی و خارجی آن به ترتیب ۰/۰۳۲۵ و ۰/۰۴۵ سانتی متر است. این چشمه با اکتیویته ۴/۸۷۱ کوری، تابش میانگین حدود ۳۸۰ کیلو الکترون ولت پرتو گاما با انرژی های متفاوت از ۱۳۶ کیلو الکترون ولت تا ۱۰۶۰ کیلو الکترون ولت می باشد [۷]. نیمه عمر آن ۷۳/۸ روز است [۸]. شکل ۳ نمای شبیه سازی شده از چشمه به وسیله کد مونت کارلو می باشد.



شکل ۳- شمای چشمه ایریدیم به وسیله کد مونت کارلو

آنگاه بر اساس روش پاریس ۱۳ اپلیکاتور را مطابق شکل ۴ در پستان قرار داده شده است، چشمه ها در داخل این اپلیکاتورها قرار دارند.



شکل ۴- نحوه چیدمان سوزن ها

۲-۲- مواد تشکیل دهنده بافتها

در کد مونت کارلو برخلاف TPS می توان ارگانها را بر اساس عناصر تشکیل دهنده و چگالی واقعیشان در نظر گرفت، جدول ۱ عناصر و چگالی هر ارگان را نشان می دهد [۹].

جدول ۱- عناصر و چگالی، ارگانها	ارگان	چگالی (گرم بر سانتیمتر مکعب)	عناصر تشکیل دهنده
تومور	۱.۰۶	هیدروژن، کربن، نیتروژن، اکسیژن، کلر، پتاسیم، آهن	
پستان	۰/۹۲	هیدروژن، کربن	
دنده	۱/۴۶	هیدروژن، کربن، نیتروژن، اکسیژن، کلسیم، فسفر، گوگرد	
ریه	۰/۲۶	هیدروژن، کربن، نیتروژن، اکسیژن	

۳-۲- روش محاسبات

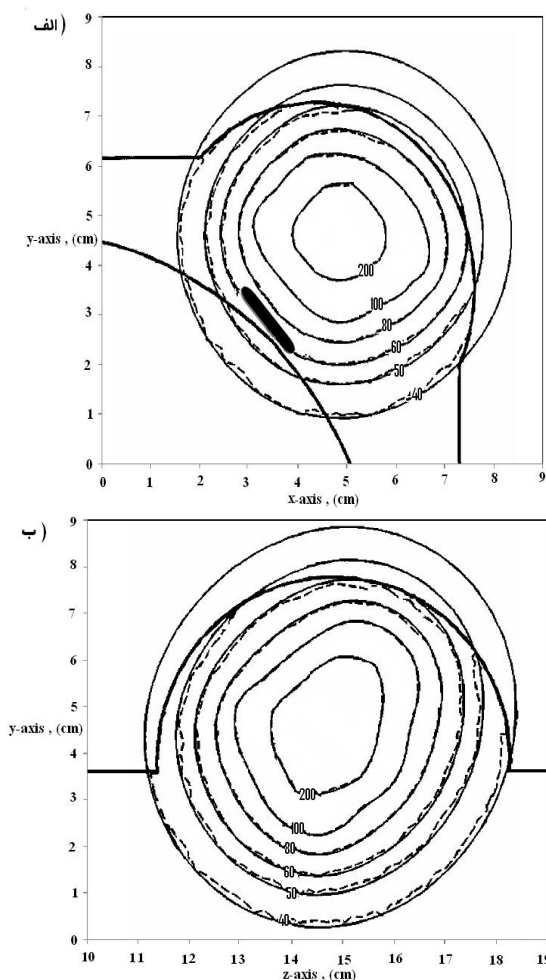
برای شبیه سازی از کد MCNPX.2.4.0 که ارتقا یافته کد مونت کارلو می باشد [۶]، استفاده شده است. قابلیت بارز مونت کارلو ساختن و کسلهایی است که حجم بزرگتر مورد نظر را به صورت فضایی در ۳ بعد به وکسلهای کوچکتر تقسیم بندی کرده و تالی های انرژی را در این وکسل ها اندازه گیری می نماید و خطوط همدوز را رسم می کند. این وکسل ها به صورت استوانه، کره و مکعبی می باشند، که در اینجا برای محاسبات از دستور RMESH:P استفاده می کنیم که این دستور یک شبکه مکعب مستطیل تعریف می کند.

ابعاد این مکعب مستطیلهای کوچک همانند سیستم TPS به صورت مکعب مربع با اضلاع ۰/۲ سانتیمتر شبکه بندی شده است، انرژی دریافتی در هریک از آنها به صورت انرژی جایگزیده برای هر فوتون ($\text{MeV}/\text{cm}^3/\text{photon}$) جداگانه محاسبه گردیده است. برای توصیف درمان براکی تراپی، ۳۸۳ چشمه با موقعیت ثابت^۱ را در داخل فانتوم بیمار بر اساس خروجیهای TPS شبیه سازی شده است.

برای سطح مقطع فوتون در مونت کارلو از کتابخانه MCCLIB02 استفاده شده است. تعداد ذرات برای محاسبات $10^7 \times 6$ که معادل ۱۷۰ ساعت با کامپیوتر

^۱ Dwell position

می بایست خطوط بر روی هم قرار می گرفتند ولی در اثر این خمیدگی و هندسه خاص ریه و دنده این اختلاف درکد مونت کارلو با نتایج TPS در خطوط همدوز پایتتر از ۶۲٪ حاصل گردیده است.



شکل ۵- الف) نمایش دو بعدی بر روی محور YX و ب) نمایش دو بعدی بر روی محور YZ خطوط همدوز به صورت ۲ بعدی که در فانتوم مونت کارلو، پستان و بافت‌های مجاور هموزن هستند، که خطوط شکسته مربوط به مونت کارلو و خطوط توپر مربوط به TPS می باشد

۲-۳ بررسی اثر غیرهموزنیته بر خطوط همدوز

در داخل پستان و ریه به وسیله مونت کارلو

وقتی در کد مونت کارلو بر اساس جدول چگالی و مواد تشکیل دهنده محاسبات را انجام می دهیم، از خطوط همدوز ۷۰٪ اختلاف بین مونت کارلو و TPS آغاز شده، که این اختلاف از محل قرارگیری دنده آغاز شده است و

Pentium IV 2.4 GHz، این تعداد زیاد ذرات برای رسیدن به خطای یک درصد بوده است.

۳- نتایج

هدف این مطالعه، بررسی اثر پوششی دنده برای ریه و مقایسه دوز دریافتی ریه به وسیله محاسبه مونت کارلو در دو حالت هموزنیته و غیرهموزنیته با TPS می باشد، زیرا برنامه TPS همواره بافتها هموزن (آب) در نظر می گیرد.

۳-۱ بررسی اثر هموزنیته بر خطوط همدوز در

داخل پستان و ریه به وسیله مونت کارلو و TPS

شکل ۵ الف و ب نمایش خطوط همدوز ۲ بعدی اطراف کانتور بیمار بر روی محورهای مرکزی و ساژیتال به ترتیب YX و YZ می باشد. در این اشکال خطوط همدوز محاسبه شده توسط مونت کارلو و TPS به ترتیب با خطوط تیره^۱ و پر^۲ مشخص شده اند. هدف از نمایش این ۲ شکل بررسی فرض هموزنیته در پستان و بافت‌های مجاور آن (دنده و ریه) در محاسبه به وسیله مونت کارلو می باشد زیرا در برنامه TPS همواره بافتها را هموزن (آب) در نظر می گیرد. از بررسی خطوط نتیجه می شود که در خطوط همدوز بالای ۶۲٪ محاسبات این ۲ برنامه بر روی هم منطبقند، ولی در خطوط همدوز پایتتر از ۶۲٪ اختلاف بین مونت کارلو و TPS شروع می شود، که این اختلاف از محل قرار گرفتن دنده آغاز می شود، این اثر به خاطر وجود انحنا می باشد و سپس با وارد شدن به ریه این اختلاف خطوط همدوز افزایش پیدا می کند به شکلی که در خطوط ۵۰٪ و ۴۰٪ به ترتیب به ۵٪ و ۶٪ می رسد. هدف از بررسی این دو شکل نشان دادن اثر انحناء^۳ در

دنده ها و ریه می باشد که باعث کم شدن تابش پراکندگی به عقب^۴ گشته و لذا از شدت تابش اولیه^۵ می کاهد، زیرا ما در اینجا بافتها را هموزن و آب در نظر گرفتیم و لذا

^۱ Dash line

^۲ Solid line

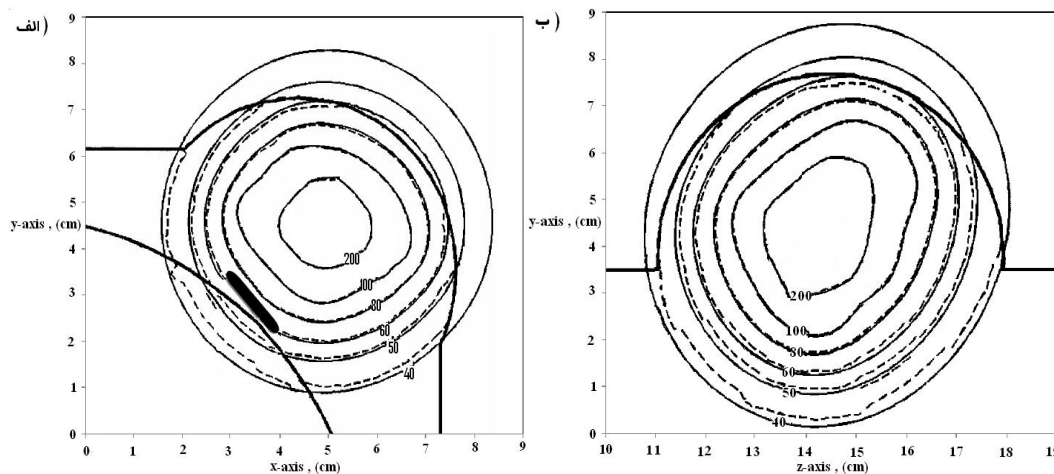
^۳ Curvature

^۴ Backscatter

^۵ Primary

پراکنده شده. ب) تغییر در فلوی الکترونیهای ثانویه [۱۲]. در داخل ناحیه غیر هموزن دوز جذب شده به شدت وابسته به تغییر فلوی الکترونیهای ثانویه در آن ناحیه می باشد [۱۲]. از طرفی وقتی به خطوط زیر دنده نگاه می کنیم، مونت کارلو مقدار درصد دوز پایبندی را در پشت دنده محاسبه می کند، زیرا در پشت استخوان دوز به واسطه اثر شیلدی استخوان کاهش می یابد، زیرا دانسیته الکترونی استخوان بیشتر از بافت نرم می باشد [۵].

در اثر غیر هموزن بودن بافت ریه این مساله تشدید می گردد. سپس با وارد شدن به ریه این اختلاف شدیدتر شده تا آنجا که این اختلاف در خطوط همدوز ۶۰٪ و ۵۰٪ و ۴۰٪ به ترتیب به ۹٪ و ۱۳٪ و ۱۶٪ می رسد. برای هر چه روشتر شدن اثر غیرهموزنی بافتها می توان به تفاوت خطوط همدوز در شکل ۵ (هموزنی) با شکل ۶ (غیرهموزنی) پی برد. اثر غیر هموزنی را می توان به دو نوع تقسیم کرد (اهمیت این اثرات بستگی به وسعت ناحیه مورد نظر و تغییر دوز جذب شده در آن ناحیه دارد): الف) تغییر دوز جذب شده تابش اولیه و توزیع فوتونهای



شکل ۶- الف) نمایش دو بعدی بر روی محور YX و ب) نمایش دو بعدی بر روی محور YZ خطوط همدوز به صورت ۲ بعدی که در فانتوم مونت کارلو غیرهموزنی وجود دارد، که در اینجا خطوط شکسته مربوط به مونت کارلو و خطوط توپر مربوط به TPS می باشد.

چگالی آب است زیرا دوز ریه به طور عمده تحت تاثیر دانسیته آن می باشد [۹]. همچنین ریه مونت کارلو از عناصری که واقعاً آن را تشکیل می دهد در نظر گرفته شده است، لذا جذب در ریه واقعی، همانطور که مونت کارلو پیش بینی می کند به علت دلایل ارائه شده دوز ریه واقعی پایبندتر از مقدار محاسبه شده توسط TPS می باشد. همانطور که از شکل ۵-۳ استخراج شده است، مینیمم و حداکثر دوز دریافتی به ترتیب ۱۵٪ و حدود ۶۲٪ دوز تجویزی^۲ می باشد. برای تایید مساله تفاوت در دوز دریافتی در دنده، شکل ۸ نمودار DVH

۳-۳ بررسی نمودار DVH^۱ در ریه و دنده به وسیله مونت کارلو و TPS

برای تایید مساله تفاوت در دوز دریافتی در ریه زمانی که غیرهموزنی وجود دارد، شکل ۷ نمودار DVH^۱ ریه مربوط به محاسبات مونت کارلو و TPS را نمایش می دهد. همانطور که مشاهده می شود دوزی که برای ریه توسط مونت کارلو محاسبه شده، پایبندتر از مقدار دوز محاسبه شده برای TPS است، علت این مساله در تفاوت چگالی ریه (۰/۲۶ گرم بر سانتیمتر مکعب) در مونت کارلو با ریه TPS که با

^۲ Prescribe Dose

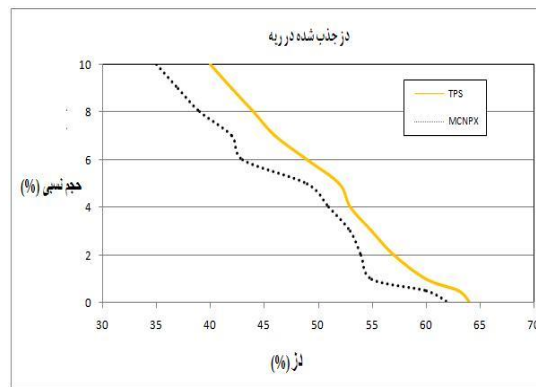
^۱ Dose Volume Histogram

۴- بحث و نتیجه گیری

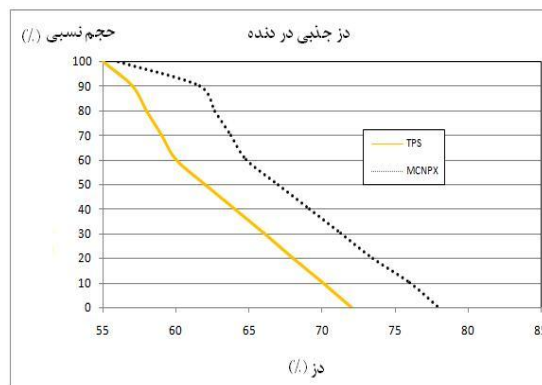
شکل ۵ نشان می دهد که اگر در کد مونت کارلو تمام بافتها را بر اساس دانسیته آب هموزن بگیریم، مقادیر دوز محاسبه شده توسط مونت کارلو و سیستم طراحی درمان در خطوط همدوز بالای ۶۲٪ کاملاً بر هم منطبقند و اثر انحناء هنگامی که خطوط همدوز در عمق پایبتری هستند نمود پیدا می کند، و اختلاف در خطوط مونت کارلو با TPS آشکارتر می شود. باید توجه کرد که این اختلاف ضریب ثابتی نبوده و با افزایش عمق این اختلاف در خطوط همدوز پایبتر بیشتر می گردد.

وقتی در هر دو برنامه محاسبات دوز در ریه را در حالت غیریکنواختی انجام دادیم، نتایج نشان از اختلاف بسیار زیاد در مقادیر دوز در نقاط مختلف ریه داشت، شکل ۷ تفاوت دوز دریافتی در ریه به وسیله مونت کارلو و طراحی درمان را نشان می دهد. علت تفاوت در این بود که در سیستم طراحی درمان تمام بافتها را در نظر می گیرد، ولی وقتی ما شبیه سازی را با کد مونت کارلو انجام می دهیم، چگالی و عناصر تشکیل دهنده را بر اساس جدول ۱ در نظر گرفتیم، این اختلاف شدید حاصل شد، زیرا وقتی دنده را در نظر می گیریم، نسبت به دنده سیستم طراحی درمان که چگالی آن ۱ گرم بر سانتی متر مکعب است، جذب بیشتری دارد. علت این مطلب را در این مساله می توان جستجو کرد که انرژی طیف ایریدیوم از ۱۳۶ کیلو الکترون ولت تا ۱۰۶۰ کیلو الکترون ولت بوده [۷]، و لذا احتمال فوتوالکتریک همچنان وجود دارد و از آنجایی که فرایند فوتوالکتریک به صورت Z^3 به عدداتمی وابسته است [۱۰]، همانطور که در شکل ۶ مشاهده می شود، در بافتی مانند استخوان که دارای مواد معدنی است، بر سر راه رسیدن دوز به ریه، دنده از مقدار دوز دریافتی ریه می کاهد، از سویی دیگر خود ریه نیز دارای چگالی ۰.۲۶ گرم بر سانتیمتر مکعب است که مقدار جذب دوز کمتری را نسبت به مقدار محاسبه شده در TPS نشان می دهد، براین اساس مقدار جذب واقعی در ریه بسیار کمتر از مقدار محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان می باشد.

دنده مربوط به محاسبات مونت کارلو و TPS را نمایش داده شده است. همانطور که از شکل بر می آید، دوزی که برای دنده توسط مونت کارلو محاسبه شده بالاتر از مقدار دوز محاسبه شده برای TPS است، علت این مساله اولاً در تفاوت جذب دنده (۱/۴۶ گرم بر سانتیمتر مکعب) با دنده TPS که با چگالی آب مشخص شده و ثانیاً اینکه دنده در مونت کارلو از مواد معدنی تشکیل شده که در آن اثر فوتوالکتریک روی می دهد [۱۱]. لذا جذب در دنده واقعی، همانطور که مونت کارلو پیش بینی می کند به علت دلایل ارائه شده بالاتر از مقدار محاسبه شده توسط TPS می باشد. مینیمم و حداکثر دوز دریافتی به ترتیب ۶۰٪ و حدود ۷۸٪ دوز تجویزی می باشد، علت این حوزه کوچک تفاوت دوز را در پهنای کم دنده می توان جستجو کرد.



شکل ۷- نمودار DVH در ریه



شکل ۸- نمودار DVH در دنده

۵ - تشکر و قدردانی

آقای پژمان شیرمردی و خانم زهره آزما که در شبیه سازی کد مونت کارلو همکاری داشتند، کمال تشکر را دارم.

با تشکر از پرسنل بخش براکی تراپی بیمارستان آتیه که در انجام این طرح همکاری صمیمانه ای داشتند و در پایان از

منابع

1. Nath R. Clinical implications of brachytherapy radionuclide physical properties. Modern Clinical Brachytherapy Physics, 1994 AAPM Summer School.
2. Williamson JF, Nath R. Clinical implementation of AAPM Task Group 32 recommendations on brachytherapy source strength specification. Med Phys. 1991 May-Jun;18(3):439-48.
3. Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson WF, Huq MS, Ibbott GS, et al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. Med Phys. 2004 Mar;31(3):633-74.
4. Suntharlingam N, Podgorsak E, Tolli H, Review Of Radiation Physics: 2nd ed.1990; 371-395.
5. Khan F.M, The Physics Of Radiation Therapy, Williams and Wilkins , Baltimore, Maryland USA 1994;375-400.
6. Hendricks J, McKinney G, Hughes G, Waters L, Snow E, Egdorf S, et al, MCNPX user's manual, version 2.4.0. Report LA CP 02-408. Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory ,2002.
7. Woods MJ, Lucas SEM, Reher DFG, Sibbens G. The half life of Ir-192. Nucl Inst Meth Phys Res. 1992;312(1-2):346-8.
8. American Association Physicists in Medicine. Specification of brachytherapy source strength. Report of task group 32 AAPM Report No.21. New York: American Institute of Physics;1987 .
9. Bethesda MD.: ICRU 1989 Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement Report 44 of the Int. Commission on Radiation Units and Measurements.
10. Briesmeister JF. MCNP TM—a general Monte Carlo Nparticle transport code: version 4C. Report LA-13709-M. Los Alamos, N. Los Alamos National Laboratory, 2000.
11. Knoll GF. Radiation Detection And measurement. 3rd ed. New York: wiley & sons;2000.
12. Pantelis E , Papagiannis P, Anagnostopoulos G, Baltas D, Karaiskos P, Sandilos P, et al. The effect of finite patient dimensions and tissue inhomogeneities on dosimetry planning of 192Ir HDR breast brachytherapy: a monte carlo dose verification study, Radiother Oncol.2005;61(3):1596-1602.