

ارزیابی میزان دز جذب شده در درمان سرطان ریه با استفاده از کد MCNPX

نوید عامل جامه‌دار^{۱*}، محمدرضا شجاعی^۱ و حمزه حسین‌نژاد^۲

^۱گروه فیزیک، دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، سمنان، ایران.

^۲گروه فیزیک، دانشگاه فنی و حرفه‌ای، تهران، ایران.

*سمنان، شاهرود، دانشگاه صنعتی شاهرود، دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای، گروه فیزیک، کدپستی: ۳۶۱۹۹۵۱۶۱

پست الکترونیکی: navidamel9218@gmail.com

چکیده

سرطان ریه یکی از شایع‌ترین انواع مختلف سرطان با نرخ مرگ‌ومیر بالا در میان مردان و زنان می‌باشد. این نوع از سرطان، با درگیرکردن عروق و غدد لنفاوی باعث گسترش توده سرطانی به صورت منطقه‌ای و متاستاز می‌شود. پرتودرمانی با استفاده از روش تله‌تراپی و به‌کارگیری شتاب‌دهنده خطی زیمنس یکی از مؤثرترین راهکارهای غیرتهاجمی موجود برای درمان تومور موجود در بافت ریه است. در تحقیق پیش روی، با استفاده از فن آماری مونت کارلو و کد ترابرد MCNPX2.6، محاسبات شبیه‌سازی فرآیند درمان با مدل‌سازی فانتوم ORNL زنانه شامل بافت تومور در جداره ریه‌ی راست و سرشتاب‌دهنده خطی LINAC و اعتبارسنجی در انرژی‌های ۶ و ۱۸ مگا‌ولتاژ انجام شده است. با توجه به نتایج می‌توان گفت که برای کنترل ناهنجاری‌های ثانویه درحین و یا بعد از فرآیند درمان در بافت هدف و سایر ارگان‌های حیاتی، افزایش عمق و ولتاژ و کاهش زمان درمان، باعث کاهش دز دریافتی بافت‌های ناحیه بالینی از چشمه پرتو الکترونی خواهد شد.

کلیدواژگان: سرطان ریه، رادیوتراپی، فانتوم ORNL، شتاب‌دهنده خطی، کد MCNPX 2.6

۱. مقدمه

نشانگر رشد تومور در مجاری تنفسی می‌باشند، اشاره کرد. گسترش تومور باعث درگیری عصب حنجره شده و می‌تواند باعث علائمی چون سکسکه یا ازکار افتادن یک طرفه دیافراگم به‌همراه تنگی نفس شود. هم‌چنین انسداد وریدی یا SVC باعث تورم صورت و بازوها و احساس سنگینی سر و تنگی نفس می‌شود. هنگامی‌که توده سرطانی به غدد لنفاوی حمله می‌کند، متاستاز در نقاطی مانند مغز، کبد، استخوان و آدرنال ایجاد می‌شود [۲]. در بیماران مشکوک به سرطان ریه با انجام

سرطان ریه، شایع‌ترین نوع سرطان در میان مردان و زنان و دومین رتبه مرگ‌ومیر را دارد. نزدیک به ۹۰٪ این بیماری در میان افراد سیگاری یا افرادی که در معرض دود سیگار هستند، دیده می‌شود که رادون موجود در سیگار عامل اصلی سرطان ریه است. از دیگر عوامل مؤثر، قرار گرفتن در معرض عوامل سرطان‌زا از جمله آرسنیک و هیدروکربن‌های آروماتیک چندحلقه‌ای می‌باشد [۱]. از شایع‌ترین علائم این بیماری می‌توان به سرفه، هموپتیزی و تنگی نفس و درد قفسه سینه که

یک سی‌تی^۱ یا پت-سی‌تی^۲ از قفسه سینه و شکم، وجود تومور بدخیم با غدد لنفاوی درگیر، اندازه آن، میزان گسترش و متاستاز بودن در اندام‌های دورتر نشان داده می‌شود. اسکنرهای پت-سی‌تی دقت بالایی در تشخیص تومور بدخیم تا دقت ۰/۵ سانتی‌متر را دارند [۳]. پرتودرمانی یک فن درمان بیماری به‌منظور از بین بردن یا کوچک کردن بافت‌های سرطانی با استفاده از پرتوهای نافذ یون‌ساز مانند پرتوهای ایکس، آلفا، بتا و گاما است که از یک دستگاه شتاب‌دهنده تابیده می‌شوند. در این روش در اثر آسیب DNA، سلول‌های ناحیه درمان یا همان بافت هدف، تخریب و ادامه رشد و تقسیم غیرممکن می‌شود. اگرچه پرتو علاوه بر سلول‌های سرطانی به سلول‌های سالم نیز آسیب می‌رساند ولی اکثر سلول‌های سالم، بهبودی خود را دوباره به‌دست می‌آورند [۴]. باریکه درمان توسط یک کلیماتور چندلایه طوری طراحی شده که دز را در بافت‌های اطراف تومور به‌حداقل برساند. در بیشتر موارد توزیع دز ناهمگن اتفاق می‌افتد که برای کاهش عوارض احتمالی توزیع‌های دز به‌صورت مخروطی و استفاده از چندین زاویه پرتو انجام می‌شود [۵]. در زمینه تشخیص و درمان سرطان ریه با استفاده از روش رادیوتراپی خارجی مطالعاتی صورت گرفته است [۶-۱۰].

در سال ۲۰۱۷ لمپس و همکارانش دز معادل ناشی از فوتون‌ها را در اطراف اندام‌های سالم بیماران تحت پرتودرمانی سرطان ریه با مدل‌سازی محاسبه نمودند. شبیه‌سازی‌ها با کد MCNP و فانتوم‌های رکس و رجینا در انرژی ۶ مگاالکترون‌ولت مطابق با پروتکل درمانی تأیید شده INCA انجام شد. نتایج به‌دست آمده با توجه به دز فوتون برای هر دو فانتوم نشان داد اندام‌هایی که در داخل حفره‌های قفسه سینه قرار گرفته‌اند، دز بالایی را دریافت کردند و

برونش‌ها، قلب و مری به‌دلیل موقعیت آناتومی بیشتر تحت تأثیر قرار گرفتند. در فانتوم رجینا دومین دز بزرگ در ناحیه سینه‌ها ۶۱۵/۷۳ mSv/ Gy بود در حالی که در فانتوم رکس این مقدار ۵۱۴/۰۶ mSv/ Gy شد که این تفاوت مربوط به ساختار تشریحی ارگان‌ها می‌باشد. مقایسه نتایج حاصل از tally mesh، بین فانتوم‌های رکس و رجینا تفاوت‌هایی هم‌چون: پراکندگی تابش پرتو اولیه در فانتوم رجینا که به‌علت واکنش پرتودرمانی با بافت پستان بود را نشان داد. بیش‌ترین توزیع دز در سینه‌های زنان (از نظر تشریحی توسعه‌یافته‌تر)، به این دلیل بود که پرتودرمانی در زوایای ۰ و ۴۵ درجه به‌طور مستقیم تابانده می‌شد. ناحیه مدیاستن متشکل از قلب، جناغ، تیموس و قسمت‌های قفسه سینه، نای و مری مقادیر بیش‌تری از دز را دریافت کردند.

این موضوع در سال ۲۰۱۲ توسط پالما و همکاران نیز مورد تأیید قرار گرفته بود که التهاب مری، کاردیومیوپاتی و برونشبولیت به‌عنوان عوارض جانبی رادیوتراپی توصیف شده است. هنگام تجزیه و تحلیل دز ذخیره شده در ستون فقرات، گفته شده بود که زاویه ۴۵ درجه فقط در بخش سینه که در جهت پرتودرمانی قرار دارد، غالب است. در حالی که قسمت‌های گردن، کمر و بخش ساکری بیش‌تر از زاویه ۱۸۰ درجه تحت تأثیر قرار می‌گیرد.

در سال ۲۰۱۴ Yanqun Zhao و همکاران در مطالعه‌ای بالینی، دقت محاسبه دز سرطان ریه را با استفاده از شبیه‌سازی مونت‌کارلو انجام داده بودند. دقت محاسبه دز برای کیفیت برنامه‌ریزی درمان و در نتیجه برای مقدار دز تحویلی به بیماران تحت پرتودرمانی بسیار مهم است. هدف از این مطالعه ارزیابی دقت الگوریتم‌های مورد استفاده در رادیوتراپی سرطان ریه با استفاده از فناوری مونت‌کارلو بود. استفاده از شبیه‌سازی مونت‌کارلو می‌تواند توزیع دز را در سرطان ریه به‌طور دقیق محاسبه کند و می‌تواند ابزار مؤثری برای محک زدن عملکرد

¹ CT

² PET-CT

موردنظر) قرار گرفته است. از نقطه‌ی تعیین شده دزیمتری در فاصله‌های ۱ cm انجام گرفته و یک منحنی به دست آمده است که همان منحنی PDD می‌باشد. در منحنی دز عمقی، در یک نقطه‌ی خاص دز بیشینه شده که برای منحنی پروفایل از این نقطه بیشینه استفاده شده است.

اعتبارسنجی در این شبیه‌سازی به گونه‌ای صورت گرفته که از یک چشمه گوسی استفاده شد. این چشمه گوسی دارای دو پارامتر انرژی و پهنا است. پهنا به این معنا که پرتوی تابانده شده یک پرتوی الکترونی بوده که به هدف شتاب‌دهنده برخورد می‌کند. این پرتو در راستای X یا Y به صورت یک خط باریک نیست بلکه دارای پهنا نیز می‌باشد. پهنا را باید از طریق شبیه‌سازی یا اعتبارسنجی به دست آورد.

زمانی که گفته می‌شود انرژی شتاب‌دهنده خطی ۶ مگاالکترون ولت است، در واقع اختلاف پتانسیل اعمال شده به الکترون‌ها به جهت شتاب گرفتن آن‌ها از چشمه می‌باشد. در نتیجه انرژی همه‌ی الکترون‌ها لزوماً ۶ MV نیست. آن‌جایی که ورودی انرژی در شبیه‌سازی بر حسب MeV می‌باشد، باید یک MeV معادل MV پیدا کنیم. برای این منظور طیفی از انرژی در بازه‌های کمتر و بیشتر از ۶ مگاالکترون ولت در نظر گرفته شد. پس از تغییر انرژی‌ها، پهنای پرتو را عددی شانس در نظر گرفته و با تغییر دادن این مقدار عددی ثابت به دست آمد. به ازای هر کدام از انرژی‌ها یک نمودار دز عمقی pdd به دست آمد، که این نمودار با یک منحنی دز pdd تجربی مقایسه شد. این دو نمودار در یک نقطه خاص با هم منطبق شدند. این تطابق با چشم قابل دیدن نیست. بدین منظور از شاخص گاما Gamma Index استفاده گردید. در نمودار شاخص گاما هر کدام از خطوط منحنی گامای کمتری داشته باشد، مقدار انرژی آن بهینه می‌باشد.

سایر الگوریتم‌های محاسبه دز در بیماران باشد. ما در این تحقیق یک روش تله‌تراپی برای درمان سرطان ریه با شتاب‌دهنده خطی زیمنس ارائه دادیم و دز جذبی ناشی از فرآیند درمانی در سایر بافت‌های بدن را براساس طرح درمان گزارش کردیم.

۲. روش پژوهش

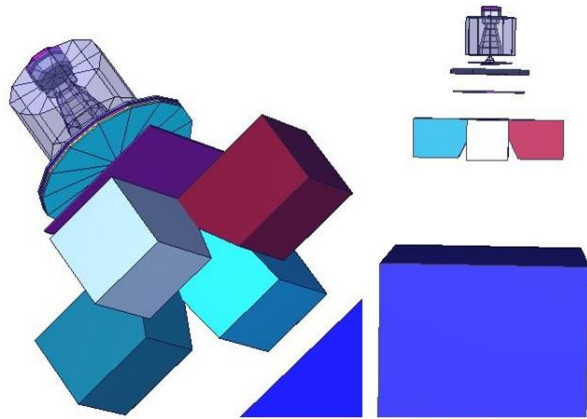
در این تحقیق از کد آماری MCNPX2.6 که براساس روش مونت‌کارلو بنا نهاده شده، جهت محاسبات دز جذبی با به‌کارگیری کارت تالی F8* استفاده می‌شود. در این روش آماری از یک الگوریتم محاسباتی بر مبنای نمونه‌گیری تصادفی از ذرات و استفاده از فنون آمار و احتمالات برای محاسبه نتایج استفاده می‌کند [۱۱]. برای این منظور، ابتدا مدل‌سازی پیکره فانتوم استاندارد MIRD ORNL Female و بافت تومور انجام شده و سپس شتاب‌دهنده خطی لینک زیمنس در ولتاژ ۶ مگاولتاژ^۱ و ۱۸ مگاولتاژ قرار گرفته است. در گام بعد، جهت ارزیابی دقت شبیه‌سازی و انتخاب انرژی کاری موردنظر در هر ولتاژ، نمودارهای اعتبارسنجی دز عمقی و پروفایل دز با استفاده از شاخص گاما در یک فانتوم آب همگن مدل‌سازی شده مورد ارزیابی قرار گرفت.

جهت اعتبارسنجی نتایج خروجی کد با نتایج خروجی شتاب‌دهنده مقاله دکتر مهدوی مقایسه گردید. برای اعتبارسنجی دو منحنی نیاز است: منحنی اول، منحنی درصد دز عمقی PDD^۲ و منحنی دوم منحنی پروفایل.

ابتدا یک فانتوم با ابعاد ۴۰×۳۰×۳۰ را زیر شتاب‌دهنده در فاصله‌ی ۱۰۰ cm از چشمه قرار داده‌ایم. منظور از چشمه، تیوب اشعه ایکس شتاب‌دهنده بوده که در راستای عمق وجهه بالایی فانتوم و در مقابل شتاب‌دهنده (دقیقاً وسط مربع

^۱ MV

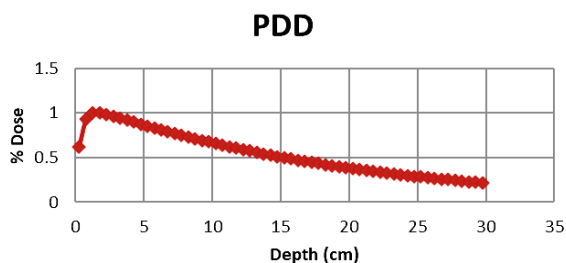
^۲ Percentage Depth Dose



شکل (۲): شماتیک شتاب‌دهنده خطی لینک.

در ادامه به منظور ارزیابی دقت شبیه‌سازی از نمودارهای اعتبارسنجی منحنی‌های درصد دز عمقی و پروفایل دز استفاده می‌شود. روش انتخاب ترکیب انرژی و $FWHM^1$ باریکه الکترون بدین صورت است که منحنی‌های درصد دز عمقی برای دو انرژی و برای یک $FWHM$ ثابت به دست آید. برای این هدف در گام اول یک مقدار اولیه برای $FWHM$ انتخاب شده و برنامه با انرژی‌های $5/9$ تا $6/1$ مگاولتاژ برای انرژی نخست و با انرژی‌های $16/9$ تا $18/1$ مگاولتاژ برای انرژی دوم اجرا شد.

منحنی‌های درصد دز عمقی حاصل از انرژی‌های مختلف در یک میدان 10×10 فانتوم آب نشان داده شده است. این گام از محاسبات جهت تعیین انرژی مورد استفاده در شبیه‌سازی است. با توجه به نتایج، هر دو انرژی دارای تطبیق مناسب و دقیقی با داده‌های تجربی می‌باشند (شکل‌های ۳ تا ۶).

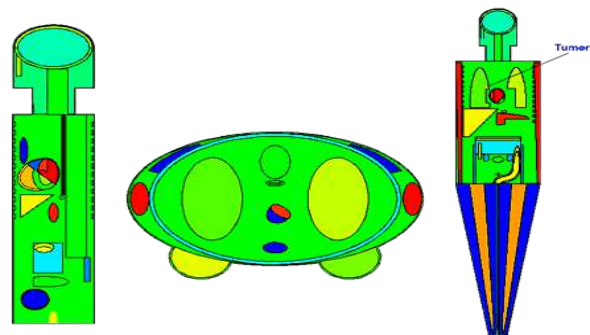


شکل (۳): منحنی PDD به دست آمده برای انرژی فوتون ۶ MV در شبیه‌سازی میدان 10×10 فانتوم آب.

در این تحقیق بافت تومور به عنوان حجم هدف و بافت ریه به عنوان حجم بالینی در نظر گرفته شده و دز جذبی ناشی از فرآیند درمانی گزارش شده است.

۳. نتایج و بحث

فانتوم‌های پرتوپزشکی برای نمایش آناتومی بدن انسان مدل شده و پیکره‌ای درهم‌تنیده متشکل از سه بخش اصلی تنه و بازو، سر و گردن و پاها و همچنین ساختار اسکلت، ریه‌ها، قلب، دستگاه گوارش و غیره می‌باشد. در این تحقیق از فانتوم محاسباتی MIRD ORNL Female به منظور شبیه‌سازی درمان توموری با شعاع $0/1$ سانتی‌متر در جداره بیرونی ریه سمت راست، استفاده شده است (شکل ۱). در گام بعدی، مدل‌سازی چشمه شتاب‌دهنده، LINAC ساخت شرکت زیمنس می‌باشد که قابلیت تولید پرتو فوتونی با انرژی‌های ۶ مگاولتاژ و ۱۸ مگاولتاژ با شدت تعدیل یافته به کمک موازی‌سازهای تیغه‌ای را دارا است؛ پارامترهای اصلی سر شتاب‌دهنده شامل ابعاد سر، شماتیک و موقعیت اجزاء نسبت به چشمه تابشی و نیز توزیع فضایی باریکه الکترون پیش از برخورد با هدف اشعه ایکس و نیز چگالی، ترکیب المان‌ها، جرم و انرژی باریکه‌های تابشی الکترون قبل از برخورد با هدف می‌باشد. این شتاب‌دهنده خطی شامل پنجره ورودی، کولیماتور اولیه و فلتنینگ فیلتر، فک‌های کولیماتور، جاواها، چنبره و فانتوم است (شکل ۲).



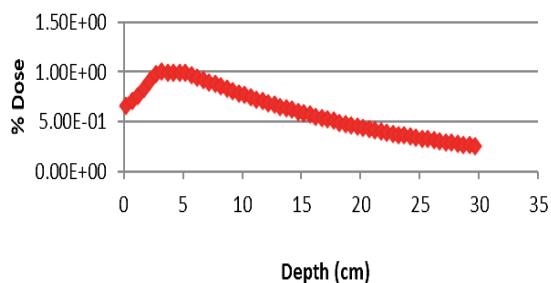
شکل (۱): سطح مقطع فانتوم ORNL MIRD Female.

¹ Full Width at Half Maximum

شکل ۴ به ازای ضخامت و درصد دز می‌باشد که در آن نمودارهای PDD به صورت مستطیلی نمایش داده شده است که این مقادیر به ازای آمار موجود در شبیه‌سازی رسم شده‌اند. در شکل‌های ۴ و ۶، در برخی قسمت‌های شکل دارای ستون‌های پهن‌تر و در برخی دیگر دارای ستون‌های باریک‌تر می‌باشد. قسمت‌هایی که شکل‌ها دارای خطوط مستطیلی پهن‌تر می‌باشند، شاخص گاما بیشتر بوده که این مقادیر قابل قبول نیست. قسمت‌هایی که در آن شکل دارای خطوط مستطیلی نازک‌تری می‌باشد، شاخص گاما قابل قبول می‌باشد (با توجه به تعریف شاخص گاما). در شکل ۴ بین فاصله ۰ تا ۵ میلی‌متر خطوط مستطیلی نازک‌تر هستند که آمار قابل قبولی است و هرچه فاصله افزایش می‌یابد، خطوط پهن‌تر می‌شوند و شاخص گاما نیز افزایش می‌یابد.

با توجه به شکل ۳ در محدوده‌ی ۱ تا ۲ میلی‌متر تقریباً در ۱/۵ میلی‌متر به بیشینه مقدار خود رسیده است که در این شکل هم دقیقاً در محدوده‌ی بین ۱ تا ۲ میلی‌متر یک خط مستطیل شکل که نسبت به خطوط کناری خود نازک‌تر است، این میزان را نشان می‌دهد که صحت شکل ۳ را تأیید می‌کند. در نتیجه شکل ۳ به صورت منحنی و شکل ۴ همان نتایج را با ضریب FWHM به صورت مستطیلی نمایش می‌دهد.

PDD

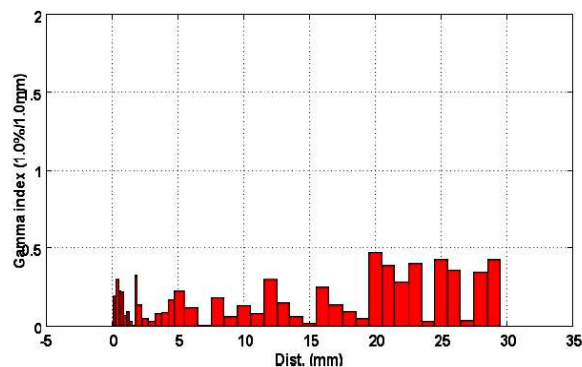


شکل (۵): نتایج PDD دز جذبی اندازه‌گیری شده در فانتوم شبیه‌سازی

شده برای انرژی فوتون ۱۸ MV.

با توجه به این نکته که فوتون در آب انرژی بالایی دارد، در عمق‌های اولیه به علت عمق کمتر و ضخامت خیلی کم، درصد دز عمقی بسیار زیاد است که رفته‌رفته افزایش می‌یابد و طبق شکل ۳ بین عمق‌های ۱ تا ۲ سانتی‌متر، تقریباً در ۱/۵ سانتی‌متر به بیشینه مقدار خود رسیده و پس از آن، رفته‌رفته کاهش می‌یابد. با وارد شدن فوتون در آب اندرکنش‌ها افزایش می‌یابد. ذره با الکترون‌های آب برخورد کرده و پراکندگی‌هایی را به وجود می‌آورد. علاوه‌بر پراکندگی، توان توفقی را هم به وجود آورده که مقدار آن خیلی ناچیز نیست. پس مانع از حرکت فوتون شده و می‌تواند آن را مهار کند و در نتیجه نمودار به صورت نمایی کاهش می‌یابد.

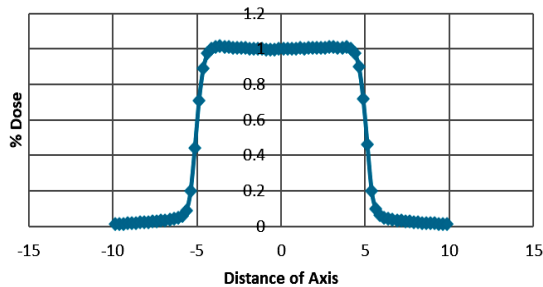
فرآیندهایی که در عمق آب اتفاق می‌افتد عبارتند از: پراکندگی‌های رایلی، جذب فوتوالکتریک و پراکندگی کامپتون. اما به علت بالا بودن انرژی مورد استفاده، احتمال اتفاق افتادن پراکندگی رایلی ناچیز می‌باشد، در نتیجه جذب فوتوالکتریک و پراکندگی کامپتون دو پدیده غالب بوده که به وقوع می‌پیوندند. بنابراین در ناحیه کم‌عمق درصد دز زیاد است و بعد از آن به دلیل افزایش جذب، انرژی فوتون درگیر برهم‌کنش‌های مذکور می‌شود و در نتیجه انرژی کمتر شده و بنابراین دز جذب شده نیز رفته‌رفته کاهش می‌یابد که این امر با عکس مجذور فاصله نسبت مستقیم دارد.



شکل (۴): منحنی شاخص گاما به دست آمده برای انرژی فوتون ۶ MV.

۰/۲ سانتی‌متر برای انرژی ۶ مگا‌ولتاژ و ۰/۳۵ سانتی‌متر برای انرژی ۱۸ مگا‌ولتاژ انتخاب شد (شکل‌های ۷ و ۸).

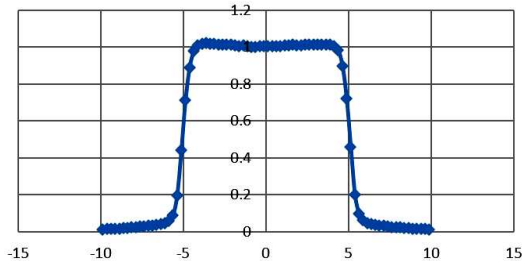
Profile



شکل (۷): منحنی profile دز جذبی شبیه‌سازی شده در فانتوم

شبیه‌سازی شده در میدان ۱۰×۱۰ فانتوم آب در عمق ۱/۵ سانتی‌متر با FWHM= ۰/۲ cm برای انرژی فوتون ۶ MV.

Profile

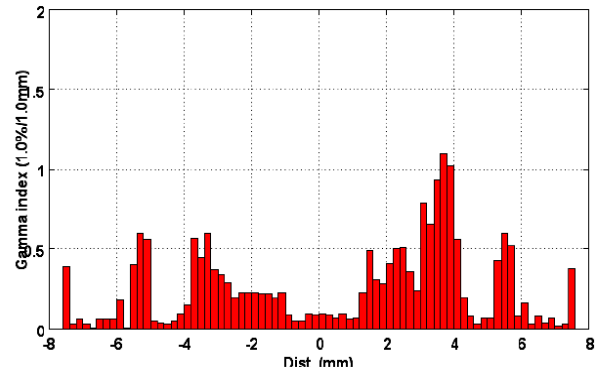


شکل (۸): منحنی profile دز جذبی شبیه‌سازی شده در فانتوم

شبیه‌سازی شده در میدان ۱۰×۱۰ فانتوم آب در عمق ۲/۶ سانتی‌متر cm FWHM= ۰/۳۵ برای انرژی فوتون ۱۸ MV.

در این شکل‌ها علت فاصله‌گذاری از ۱۰- تا ۱۰+ به دلیل در نظر گرفتن دیافراگم و اندازه میدان شبیه‌سازی می‌باشد که ۱۰×۱۰ سانتی‌متر مربع در نظر گرفته شده است. این شکل دارای منحنی است که بیش‌ترین مقدار دز را به‌ازای درصد شاخص‌بندی کرده است. همان‌طور که در شکل‌ها قابل رؤیت می‌باشد، منحنی در نقاطی دارای پیک می‌باشد و در محدوده‌ی ۱۰۰ درصد دارای یک ناحیه flat بوده و هم‌چنین منحنی دارای تقارن نیز می‌باشد. میدان بین ۱۰- تا ۱۰+ شبیه یک پنجره بوده که به‌ازای درصد دز است. زمانی که اصطلاحاً پنجره باز می‌شود توزیع دز به‌ازای آن فاصله‌ی مرکزی دقیقاً بین ۵- و ۵+ بسیار زیاد می‌باشد. یعنی بین ۵- تا ۵+ میزان دز جذب شده

تفاوت شکل ۵ با شکل ۳، میزان پهن شدن در نقطه‌ی ماکزیمم می‌باشد که دلیل آن هم افزایش انرژی از ۶ به ۱۸ مگا‌الکترون ولت است. یعنی هرچه انرژی افزایش یابد، طیف یا به‌عبارتی دیگر FWHM پهن و از حالت تیزی خارج می‌شود.



شکل (۶): منحنی شاخص گاما به‌دست آمده برای انرژی فوتون

۱۸ MV

شکل ۶ ساختاری مشابه با شکل ۴ دارد، با این تفاوت که برای انرژی ۱۸ مگا‌الکترون ولت می‌باشد. در نزدیکی فاصله‌های ۲ و ۳ میلی‌متر (تقریباً ۲/۶ میلی‌متر) یک خط نازک‌تر نسبت به بقیه خطوط مستطیل شکل دیگر موجود می‌باشد که بیانگر شاخص گامای کمتر و تطابق شکل ۵ با شکل ۶ می‌باشد.

در این بخش از محاسبات، با استفاده از فاکتور FWHM که مربوط به توزیع فضایی چشمه الکترون می‌باشد، پهنایی که دارای کمترین مقدار باشد (با توجه به پهنای شاخص گاما) به‌دست آمد. پروفایل دز در عمق ۱/۵ سانتی‌متر برای انرژی ۶ مگا‌ولتاژ و عمق ۲/۶ سانتی‌متر برای انرژی ۱۸ مگا‌ولتاژ در میدان ۱۰×۱۰ فانتوم آب محاسبه شد. با توجه به این‌که در بخش اصلی پروفایل، پارامتر DD^۱ و در بخش جانبی پروفایل پارامتر DTA^۲ دارای اهمیت است، FWHM برابر

^۱ Dose Difference

^۲ Distance to Agreement

الکترون و فوتون در شتاب‌دهنده‌های مختلف، قدرت چشمه (Q) می‌باشد که به‌صورت تعداد ذرات در ایزوستتر ناشی از سر شتاب‌دهنده بر واحد دز پرتو دریافتی در ایزوستتر تعریف می‌شود. قدرت چشمه در این شتاب‌دهنده خطی با توجه به گزارش شماره ۴۷ آژانس بین‌المللی انرژی اتمی برابر است با مقدار $1,2E12$ در نظر گرفته شده است.

نتایج کار شبیه‌سازی برای ارگان‌های بدن با استفاده تالی F8* به‌دست آمده که برحسب مگاالکترون است و باید طی انجام محاسباتی به گری تبدیل کنیم. برای این منظور نتایج حاصل را با توجه به جرم هر ارگان بر آن تقسیم کرده که حاصل میزان دز جذبی برای ارگان موردنظر برحسب مگاالکترون به‌دست آمد. سپس با توجه به ثابت و تبدیل واحدهای موجود در گزارشات میزان دز جذبی به گری تبدیل شد که این مقدار در جدول ۱ آورده شده است. میزان دز جذبی برای تومور $62/5$ درصد نسبت میزان دز جذبی در نمونه تجربی بوده است.

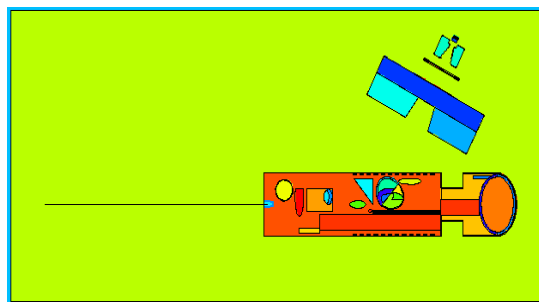
جدول (۱): میزان دز جذبی محاسبه شده برای تومور و سایر ارگان‌های حیاتی بدن.

ارگان	دز جذبی (Gy)
ریه راست	4.58E-01
ریه چپ	5.75E-01
تومور	1.25E+00
پوست	6.94E-02
کبد	5.76E-03
معده	2.56E-02
تخمندانها	1.41E-03
مغز	1.03E-03
ترقوه‌ها	1.02E-02
قفسه سینه	2.18E-02
غده تیروئید	4.20E-03
کلیه‌ها	3.59E-03
پانکراس	1.20E-02
طحال	1.01E-02
غده تیموس	2.56E-02
عضله قلب	1.92E-01
سینه‌ها	5.34E-03

خیلی زیاد است. بیرون پنجره به‌سمت میادین، دزی وجود ندارد و این مطلب به‌علت وجود کلیماتورهاست. چون کلیماتورها نقش محدودکنندگی را دارند. پس خارج از این میدان دز جذب شده صفر است. در واقع میزان دز جذب شده از ۶- تا ۶ شروع می‌شود.

علت تشابه خیلی زیاد شکل به‌دلیل وجود ذرات بسیار زیاد است. ولی درحقیقت این دو شکل با هم تفاوت‌هایی دارند. در واقع این شکل‌ها ادامه‌دهنده‌ی شکل‌های قبلی هستند، یکی در عمق $1/5$ سانتی‌متری برای انرژی ۶ مگاالکترون ولتی و یکی در عمق $2/6$ مطابق نمودارها با انرژی ۱۸ مگاالکترون ولت است.

رادیوتراپی دقیق ریه به عواملی از جمله تنظیم مناسب بیمار، متحرک بودن ریه و ناهمگنی بافت مجاور ریه، به‌علاوه پیامدهای فیزیکی و بیولوژیکی دز وابسته است. پس از اطمینان از صحت مدل‌سازی و به‌دست آوردن نقاط کاری انرژی موردنظر در هر ولتاژ، موقعیت شتاب‌دهنده و بیمار در زاویه تانژانت ۴۵ درجه نسبت به فانتوم در نظر گرفته شد (شکل ۹).



شکل (۹): موقعیت سطح مقطع فانتوم ORNL MIRD Female و شتاب‌دهنده خطی.

درمان رادیکال در مراحل T1 و T2 سلول‌های سرطانی (کارسینوم) ریه که درگیری غدد لنفاوی وجود ندارد، انجام می‌شود. نتایج دز جذبی حاصل از شبیه‌سازی درمان تومور موجود در بافت ریه راست برای ارگان‌های بدن با استفاده تالی F8* و با تعداد یک میلیارد ذره محاسبه و در جدول ۱ گزارش شده است. کمیت معمول مورد استفاده برای ارزیابی تولید

۵. مراجع

- [1] R.L. Siegel, K.D. Miller, A. Jemal. Cancer statistics, 2017. *CA Cancer J Clin*, 67(1) (2017) 7–30.
- [2] V.W. Rusch, H. Asamura, H. Watanabe, et al. The IASLC lung cancer staging project: a proposal for a new international lymph node map in the forthcoming seventh edition of the TNM classification for lung cancer. *J Thorac Oncol*, 4(5) (2009) 568–577.
- [3] A.M. Allen, M. Czerminska, P.A. Janne, et al. Fatal pneumonitis associated with intensity-modulated radiation therapy for mesothelioma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 65(3) (2006) 640–645.
- [4] ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements: Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy, supplement to ICRU report no. 50. 1999: Bethesda, MD.
- [5] J. Bissonnette, T. Purdie, M.B. Sharpe. Image-guided stereotactic lung radiation therapy. *Radiother Oncol*, 76 (Suppl 1) (2005) S15–16.
- [6] E. Magdy, N. Zayed, and M. Fakhr, 2015. Automatic classification of normal and cancer lung CT images using multiscale AM-FM features. *International Journal of Biomedical Imaging*, 2015.
- [7] Y. Gu, X. Lu, B. Zhang, Y. Zhao, D. Yu, L. Gao, G. Cui, L. Wu and T. Zhou, 2019. Automatic lung nodule detection using multi-scale dot nodule-enhancement filter and weighted support vector machines in chest computed tomography. *PloS one*, 14(1)
- [8] J.L. Thalhoffer, A.X. Silva, W.F. Rebello, J.P.R. Junior, J.M. Lopes, S.C.A. Correa, E.M. Souza and A.M. Domingues, 2018. Equivalent dose calculation in simulation of lung cancer treatment and analysis of dose distribution profile. *Applied Radiation and Isotopes*, (142) 27-233.
- [9] B. Parashar, S. Arora and A.G. Wernicke, 2013, June. Radiation therapy for early stage lung cancer. In *Seminars in interventional radiology* (Vol. 30, No. 2, p. 185). Thieme Medical Publishers.
- [10] L. Gandhi, D. Rodríguez-Abreu, S. Gadgeel, E. Esteban, E. Felip, F. De Angelis, M. Domine, P. Clingan, M.J. Hochmair, S.F. Powell and S.Y.S. Cheng, 2018. Pembrolizumab plus chemotherapy in metastatic non-small-cell lung cancer. *New England Journal of Medicine*, 378 (22) 2078-2092.
- [11] D. B. Pelowitz, MCNPX User's Manual Version 2.6.0. 1nd ed. (Los Alamos National Laboratory, United States, 2008).