

بررسی تأثیر ناهمگنی بافت ریه بر توزیع دُز نقاط قبل و بعد از ریه در الکترون درمانی

محمد جواد طهماسبی بیرگانی^۱، حسام‌الدین مستقیمی^{۲*}، محمد علی بهروز^۳
حجت‌الله شهبازیان^۴

چکیده

زمینه و هدف: با توجه به استفاده وسیع از باریکه‌های الکترونی در تابش‌دهی ناحیه قفسه سینه و امکان قرار گرفتن تمام یا قسمتی از بافت ریه در مسیر این پرتوها و همچنین عدم قطعیت‌های قابل توجه در محاسبه میزان دُز به علت وجود این بافت ناهمگن، بررسی تأثیر ناهمگنی ریه بر توزیع دُز نقاط قبل و بعد از ریه در الکترون درمانی ضروری است.

روش بررسی: صفحات چوب پنبه‌ای معادل بافت ریه، با ضخامت‌های مختلف ۱، ۲ و ۳ سانتی متر درون فانتوم آب قرار گرفتند و برای انرژی‌های 9 MeV، 12 MeV و 15 MeV تولید شده توسط دستگاه شتاب‌دهنده خطی زیمنس پریموس پلاس و در میدان‌های $2r = 5$ ، 10×10 و 15×15 ، دُزیمتری مطلق با اتاقک یونش PPC40 قبل و بعد از این صفحات انجام شد. در این مطالعه نیمه تجربی، ضرایب تصحیحی با استفاده از روش SSD موثر محاسبه و در داده‌های اولیه اعمال شد. برای انجام مقایسه‌های بعدی جهت بررسی صحت روش CET، دُزیمتری در عمق‌های ۱/۵، ۱/۸، ۲/۲، ۲/۵ و ۳/۵ سانتی متری درون فانتوم همگن آب نیز صورت گرفت.

یافته‌ها: پس از اعمال ضرایب تصحیح در داده‌های اولیه، به ازای هر سه ضخامت از بافت ناهمگن، در تمامی انرژی‌ها و میدان‌ها، میزان دُز قبل از ناهمگنی، از دُز نقطه متناظر هم عمقش در محیط همگن، کمتر و میزان دُز بعد از ناهمگنی از دُز نقطه متناظر هم عمقش در محیط همگن، بیشتر است. همچنین، درصد خطای تعیین دُز به روش CET نسبت به اندازه‌گیری مستقیم، در میدان $2r = 5$ و در انرژی 9 MeV نسبت به سایر انرژی‌ها و میدان‌ها بالاتر است و در همه انرژی‌ها، در میدان $2r = 5$ ، با افزایش ضخامت بافت ناهمگن، درصد خطای روش CET افزایش می‌یابد.

نتیجه‌گیری: بافت ناهمگن معادل ریه باعث کاهش دُز جذب نقاط قبل از ناهمگنی و افزایش دُز جذب نقاط بعد از آن (نسبت به نقطه متناظرش در محیط همگن) می‌شود. همچنین در انرژی و میدان کوچکتر درصد خطای روش CET به صورت معنی‌داری بالاست و بکارگیری آن در موارد مشابه توصیه نمی‌شود.

کلید واژگان: ناهمگنی ریه، باریکه الکترون، پرتودرمانی، شتاب‌دهنده خطی

۱- دانشیار گروه فیزیک پزشکی .

۲- کارشناس ارشد فیزیک پزشکی.

۳- استاد گروه فیزیک پزشکی.

۴- استادیار بخش رادیوتراپی و آنکولوژی.

۱ و ۲ و ۳- گروه فیزیک پزشکی،

دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی

جندی‌شاپور اهواز، اهواز، ایران.

۴- گروه خون و آنکولوژی، دانشگاه علوم

پزشکی جندی‌شاپور اهواز، اهواز، ایران.

* نویسنده مسئول:

حسام‌الدین مستقیمی؛ گروه فیزیک

پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم

پزشکی جندی‌شاپور اهواز، اهواز، ایران.

تلفن: ۰۰۹۸۹۳۷۵۸۵۴۰۹۰

Email: hessam.371@gmail.com

مقدمه

توجه به اهمیت نکات ذکر شده، پژوهش‌های مختلفی در مورد تأثیر بافت ناهمگن ریه بر توزیع دُز باریکه الکترون انجام شده است.

بون (Boone) و همکاران (۴) آشفتگی در توزیع دُز، در نواحی با ناهمگنی بافت، در مسیر باریکه الکترون‌های پرنانرژی را بررسی کردند. در این پژوهش، بیش از ۳۰۰ مورد اندازه‌گیری دُز به صورت *in vivo* به وسیله دُزیمترهای LiF TLD در بیش از ۶۰ سگ انجام شد و این نتایج به دست آمد: ۱. می‌توان ضریبی را تحت عنوان ضریب ضخامت معادل (CET) تعریف نمود که بتواند توزیع دُز را درون بافت ریه مشخص کند. این ضریب تابعی از انرژی و عمق درون ریه می‌باشد و در این مطالعه برای باریکه‌های الکترونی با انرژی‌های ۶ MeV، ۹ MeV، ۱۲ MeV و ۱۸ MeV گزارش شده‌اند. ۲. تخمین دُز درون قفسه‌ی سینه مشکل است. کاهش دُز در لایه‌ی مابین قفسه‌ی سینه و ریه در مقایسه با منحنی‌های دُز استاندارد مشاهده می‌شود که فقط در انرژی ۶ MeV این اثر به صورت کلینیکی قابل توجه است. ۳. در فواصل پشت استخوان، محاسبه توزیع دُز با استفاده از چگالی استخوان امکان‌پذیر است. توزیع دُز در حضور استخوان‌های متراکم همچون استخوان فک به‌طور قابل ملاحظه‌ای تغییر می‌کند؛ در حالی که برای برخی از استخوان‌ها مانند استخوان جناغ سینه تغییرات چندانی ندارد.

پراساد (Prasad) و همکاران (۵) میزان دُز رسیده به بافت ریه در بیمارانی که تحت تابش پرتوهای الکترونی با انرژی ۶ MeV و ۹ MeV در ناحیه‌ی قفسه‌ی سینه قرار گرفتند را مورد بررسی قرار دادند. اندازه‌گیری‌ها با دُزیمترهای LiF TLD در ناحیه‌ی معادل بافت ریه (ناحیه‌ی ۱۸ راندوفانتوم) انجام شد و با داده‌های محاسبه‌شده به روش عمق مؤثر و ضخامت معادل جذب متوسط (AET) مقایسه

سالم است که پرتودرمانی به‌طور گسترده برای درمان یا تسکین سرطان به‌کار می‌رود. در موارد متعدد پرتودرمانی به‌عنوان درمان مکمل شیمی‌درمانی و جراحی و در مواردی خاص نیز به‌عنوان درمان اصلی مورد استفاده قرار می‌گیرد. تابش‌دهی به سلول‌های سرطانی برای از بین بردن آنها با فوتون‌ها، نوترون‌ها و ذرات باردار پرنانرژی صورت می‌گیرد. از مهم‌ترین اشکالات فوتون‌های پرنانرژی، کاهش تدریجی دُز بعد از عمق ماکزیمم است که باعث می‌شود بافت‌های سالم بعد از تومور نیز به میزان قابل توجهی تحت تابش قرار گیرند (۱). در مقابل، به علت یکنواختی نسبی دُز در ناحیه‌ی درمانی الکترون و همچنین افت سریع دُز بعد از این ناحیه، باریکه‌های الکترونی گزینه‌ی مناسبی جهت درمان تومورهای سطحی می‌باشند. این باریکه‌ها همچنین در تابش‌دهی به ناحیه‌ی قفسه‌ی سینه، مثلاً بعد از جراحی و خارج کردن پستان، نیز به‌کار می‌روند. این در حالی است که حضور بافت ناهمگنی مانند ریه تأثیر قابل توجهی بر توزیع دُز باریکه در درون، قبل و بعد از این بافت می‌گذارد؛ به طوری که به‌علت پراکندگی قابل توجه الکترون‌ها، نقاط موسوم به نقاط داغ و سرد شکل می‌گیرند. میزان دُز در نقاط سرد کمتر از حد مؤثر درمانی و در نقاط داغ بیشتر از حد مجاز و قابل تحمل برای بافت‌های سالم است. این موضوع باعث می‌شود که تعیین دُز جذبی و منحنی‌های هم‌دُز با عدم قطعیت‌های قابل توجهی همراه باشد و این در حالی است که طبق سفارش کمیسیون بین‌المللی واحدها و اندازه‌گیری‌های پرتویی، خطا در تعیین دُز جذبی نباید بیشتر از ۵ درصد باشد که تنها ۲ درصد از آن می‌تواند مربوط به خطای روش محاسباتی باشد (۲). اهمیت چنین دستورالعملی به این دلیل است که طبق پژوهش انجام‌شده افزایشی به میزان ۵ درصد در دُز ریه، احتمال ابتلا به ذات‌الریه تشعشی را تا ۲۲ درصد افزایش می‌دهد (۳). با

روش بررسی

تعیین بافت معادل ریه:

صفحات چوب‌پنبه‌ای با چگالی کمتر از آب به‌عنوان ناهمگنی معادل بافت ریه در نظر گرفته شدند. تکه‌های مختلفی از چوب‌پنبه به‌طور تصادفی انتخاب و جرم و حجم آنها به‌ترتیب توسط ترازوی دیجیتال و استوانه مدرج برحسب گرم و سانتی‌متر مکعب اندازه‌گیری شد. در پایان، میانگین چگالی‌ها محاسبه و چگالی ۰/۳۴ گرم بر سانتی‌متر مکعب برای این صفحات در نظر گرفته شد. ۳ صفحه هر یک به ضخامت ۱ سانتی‌متر و با سطح مقطع ۲۸×۲۸ سانتی‌متر مربع، معادل سطح داخلی فانتوم برش داده شدند؛ به‌طوری‌که پس از ورود به آب، سطح آب به اندازه ضخامت صفحات بالا بیاید.

تعیین انرژی مناسب:

جداره قفسه سینه در محیط اطراف ریه‌ها دارای ضخامت‌های متفاوتی است که از حدود ۲ تا ۵ سانتی‌متر متغیر است (۵). باریکه‌های الکترونی در بافت نرم به ازای هر سانتی‌متر نفوذ، ۲ MeV انرژی از دست می‌دهند که با توجه به وجود استخوان‌های دنده (با ضریب تضعیف بیشتر از بافت نرم) در اطراف ریه‌ها، شدت این تضعیف بیشتر است. بنابراین برای رساندن دُز مناسب به نقاط نزدیک به سطح ریه‌ها، که در این پژوهش ضخامت‌های ۱، ۲ و ۳ سانتی‌متر است، انرژی ۹ MeV و بالاتر انتخاب شده‌اند.

تعیین نقطه ثابت:

در پرتودرمانی با باریکه‌های الکترونی، محدوده منحنی‌های هم‌متر ۸۰ درصد و بالاتر از آن به‌عنوان محدوده درمانی در نظر گرفته می‌شود. عمق دُز نسبی ۸۰ درصد روی محور مرکزی از تقسیم محتمل‌ترین انرژی باریکه بر عدد ۲/۸ به‌دست می‌آید (۹) که برای انرژی‌های ۹ MeV، ۱۲ MeV و ۱۵ MeV این عمق به‌ترتیب ۳/۲، ۴/۲ و ۵/۳ سانتی‌متر است. در انرژی‌های مذکور، از سطح بدن تا عمق

شدند. محاسبات نشان دادند که در پرتودهی قفسه سینه با باریکه الکترون ۹ MeV، به بافت ریه واقع در ۵ سانتی‌متری زیر قفسه سینه به ضخامت ۲ سانتی‌متر، میزان دُز رسیده بیش از ۷۲ درصد دُز در عمق ماکزیمم است.

دوست (Doucet) و همکاران (۶) اندازه‌گیری‌های تجربی دُز باریکه‌های الکترون را با توزیع دُز در فانتوم ناهمگن شبیه‌سازی شده، به روش Fast Voxel Monte Carlo XVMC و Conventional MC Code EGSnrc با استفاده از TLD-700 با یکدیگر مقایسه کردند. توافق عالی بین نتایج شبیه‌سازی بر مبنای کد XVMC با اندازه‌گیری‌های تجربی، در کنار بهینه‌سازی سرعت محاسبات، این سیستم را گزینه بسیار امیدبخشی برای طراحی درمان با باریکه الکترون می‌کند.

دینگ (Ding) و همکاران (۷) دقت ۲ سیستم طراحی درمان که یکی محاسبات را بر اساس الگوریتم Monte Carlo و دیگری بر اساس مدل باریکه مدادی انجام می‌دادند، با یکدیگر مقایسه نمودند. این محاسبات، خصوصاً در فانتوم‌های ناهمگن ۳ بعدی، نتایجی با میزان خطای بالا را سبب می‌شوند. در صورتی که روش Monte Carlo دقت بالایی را در پیش‌بینی توزیع دُز و مانیتور یونیت نشان می‌دهد.

ژیائو (Xiao) و همکاران (۸) مطالعه‌ای را به‌منظور وارد کردن تصحیح ناهمگنی در پروتکل RTOG 0236 برای الکترون‌درمانی سرطان ریه انجام دادند. در این مطالعه، زیرمجموعه‌ای ۲۰ نفری از میان ۵۹ بیمار که در ۴ مؤسسه مختلف تحت الکترون‌درمانی با پروتکل RTOG 0236 بودند، انتخاب شدند. بر پایه نتایج به‌دست آمده، در پایان پیشنهاد شده است که در پروتکل‌هایی که در آینده پس از پروتکل RTOG 0236 طرح‌ریزی می‌گردند، میزان دُز 56 Gy را به‌جای 60 Gy تجویز کنند.

$$d_{3}^{eff} = 2/5 - 1 (1 - 0/34) \approx 1/8 \text{ cm}$$

که در آن، d^{eff} عمق مؤثر، d عمق دزیمتر از سطح، Z ضخامت لایه ناهمگن و CET ضریب ضخامت معادل برای صفحات چوب‌پنبه‌ای است که معادل چگالی آنها $0/34$ در نظر گرفته می‌شود (۹).

محاسبه ضرایب تصحیح:

برخلاف باریکه‌های فوتونی، باریکه‌های الکترونی از یک چشمه فیزیکی معین خارج نمی‌شوند؛ لذا برای آنها چشمه مجازی در نظر گرفته می‌شود (۱۱). فاصله این چشمه‌های مجازی تا سطح فانتوم را SSD مؤثر می‌نامند که تابع انرژی باریکه است و در حالتی که SSD ظاهری 100 سانتی‌متر است، SSD های مؤثر برای انرژی‌های 9 MeV ، 12 MeV و 15 MeV به ترتیب 60 ، 70 و 80 سانتی‌متر می‌باشد. همچنین با ورود چوب‌پنبه‌ها به آب، سطح آب به اندازه ضخامت صفحات بالا می‌آید که نیاز به محاسبه و اعمال ضرایب تصحیح در داده‌های اولیه جهت یکسان کردن SSD ها است. این ضرایب از قانون عکس مجذور فاصله به دست می‌آیند. در حالتی که f و f' ، SSD های مؤثر در دو حالت مختلف و d و d' ، عمق نقاط اندازه‌گیری شده باشند، ضریب تصحیح از رابطه زیر به دست می‌آید.

$$\text{ضریب تصحیح} = [(f + d) / (f' + d')]^2$$

ضرایب تصحیح اعمال شده بر دز جذب در جدول ۱ آمده است.

منحنی‌های 80 درصد در محدوده مؤثر درمانی قرار می‌گیرد. لذا با در نظر داشتن ضخامت صفحات چوب‌پنبه‌ای و عمق فانتوم، نقطه $3/5$ سانتی‌متری زیر سطح بالایی فانتوم به عنوان نقطه ثابت برای دزیمتری در تمام انرژی‌ها و میدان‌ها در نظر گرفته شده است.

محاسبه سایر عمق‌ها:

در ابتدا، تا 2 سانتی‌متری زیر سطح بالایی فانتوم از آب پر شد و دزیمتر صفحات موازی در عمق $1/5$ سانتی‌متری زیر سطح آب ($3/5$ سانتی‌متری از سطح بالایی فانتوم) قرار داده شد. با ورود صفحات چوب‌پنبه‌ای به درون فانتوم، سطح آب نیز به اندازه ضخامت صفحات بالا آمد و عمق دزیمتر به ترتیب به $1+1/5$ ، $1+2/5$ و $3+0/5$ سانتی‌متر افزایش یافت. در نتیجه، برای مقایسه داده‌های محیط همگن با محیط غیر همگن، در حالتی که دزیمتر بالای صفحات قرار داشت، دزیمتری در اعماق $2/5$ و $3/5$ سانتی‌متری درون فانتوم همگن آب نیز انجام شد. در ادامه، در حالتی که دزیمتر زیر صفحات قرار داشت، از روش ضریب ضخامت معادل (CET) استفاده شد و اعماق $1/5$ ، $1/8$ و $2/2$ سانتی‌متر برای دزیمتری در محیط همگن و مقایسه با داده‌های محیط غیر همگن تعیین شدند. عمق مؤثر از رابطه زیر به دست می‌آید (۱۰):

$$d^{eff} = d - z (1 - CET)$$

$$d_{1}^{eff} = 3/5 - 3 (1 - 0/34) \approx 1/5 \text{ cm}$$

$$d_{2}^{eff} = 3/5 - 2 (1 - 0/34) \approx 2/2 \text{ cm}$$

جدول ۱: ضرایب تصحیح برای دزهای قبل و بعد از ناهمگنی و دز معادل به روش CET

ضخامت	ضرایب تصحیح برای دز معادل به روش CET			ضرایب تصحیح برای دز بعد از ناهمگنی			ضرایب تصحیح برای دز قبل از ناهمگنی		
	انرژی (MeV)	انرژی (MeV)	انرژی (MeV)	انرژی (MeV)	انرژی (MeV)	انرژی (MeV)	انرژی (MeV)	انرژی (MeV)	انرژی (MeV)
(cm)	۹	۱۲	۱۵	۹	۱۲	۱۵	۹	۱۲	۱۵
۱ cm	۰/۹۶۸	۰/۹۷۲	۰/۹۷۶	۱/۰۳۴	۱/۰۲۸	۱/۰۲۵	۱/۰۱۰	۱/۰۰۹	۱/۰۰۸
۲ cm	۰/۹۳۸	۰/۹۴۶	۰/۹۵۲	۱/۰۶۸	۱/۰۵۸	۱/۰۵۰	۱/۰۲۳	۱/۰۲۰	۱/۰۱۷
۳ cm	۰/۹۶۸	۰/۹۷۲	۰/۹۷۶	۱/۰۶۸	۱/۰۵۸	۱/۰۵۰	۱/۰۳۴	۱/۰۲۸	۱/۰۲۵

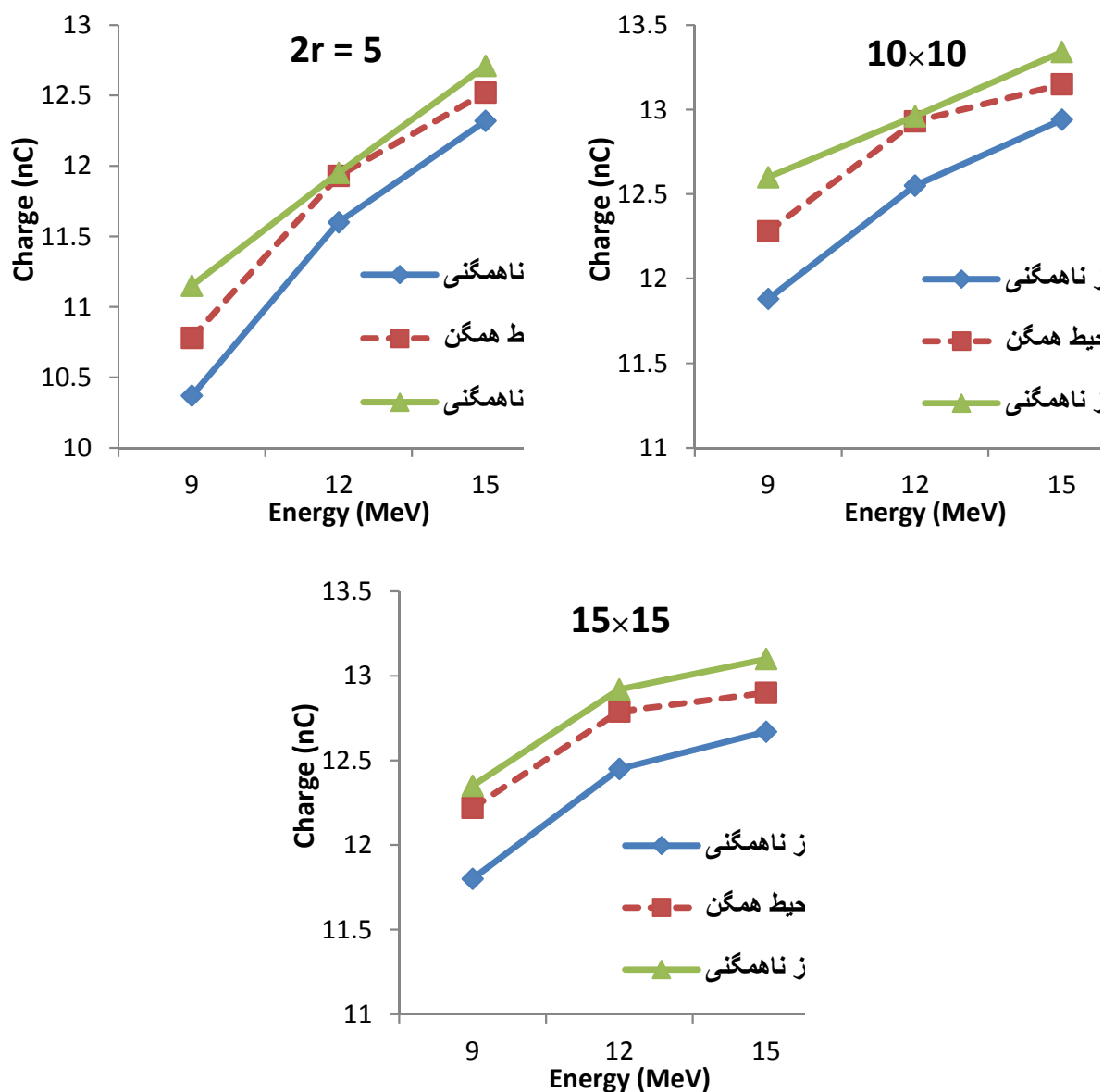
دُزیمتری

انرژی‌های مختلف به دست آمده‌اند. جهت انجام مقایسه‌های بعدی ابتدا دُزیمتری درون آب و بدون حضور ناهمگنی در اعماق ۱/۵، ۱/۸، ۲/۲، ۲/۵، ۳/۵ سانتی‌متری انجام شد و در ادامه، صفحات چوب‌پنبه‌ای بدون فاصله یکی‌یکی روی هم قرار داده شدند و به ترتیب قبل و بعد از دُزیمتر قرار گرفتند و دُزیمتری برای ضخامت‌های مختلف ناهمگنی، در انرژی‌ها و میدان‌های مختلف صورت گرفت. داده‌های به-دست آمده، بار الکتریکی تولیدشده در حجم حساس محفظه دُزیمتر و برحسب نانو کولن است که با ضریب تناسب خاصی معادل دُز جذب در نقطه مذکور می‌باشد. در پایان نیز با توجه به تغییر سطح آب و در نتیجه تغییر در SSD مؤثر، با در نظر گرفتن قانون عکس مجذور فاصله، ضرایب تصحیحی محاسبه و در داده‌ها ضرب شد.

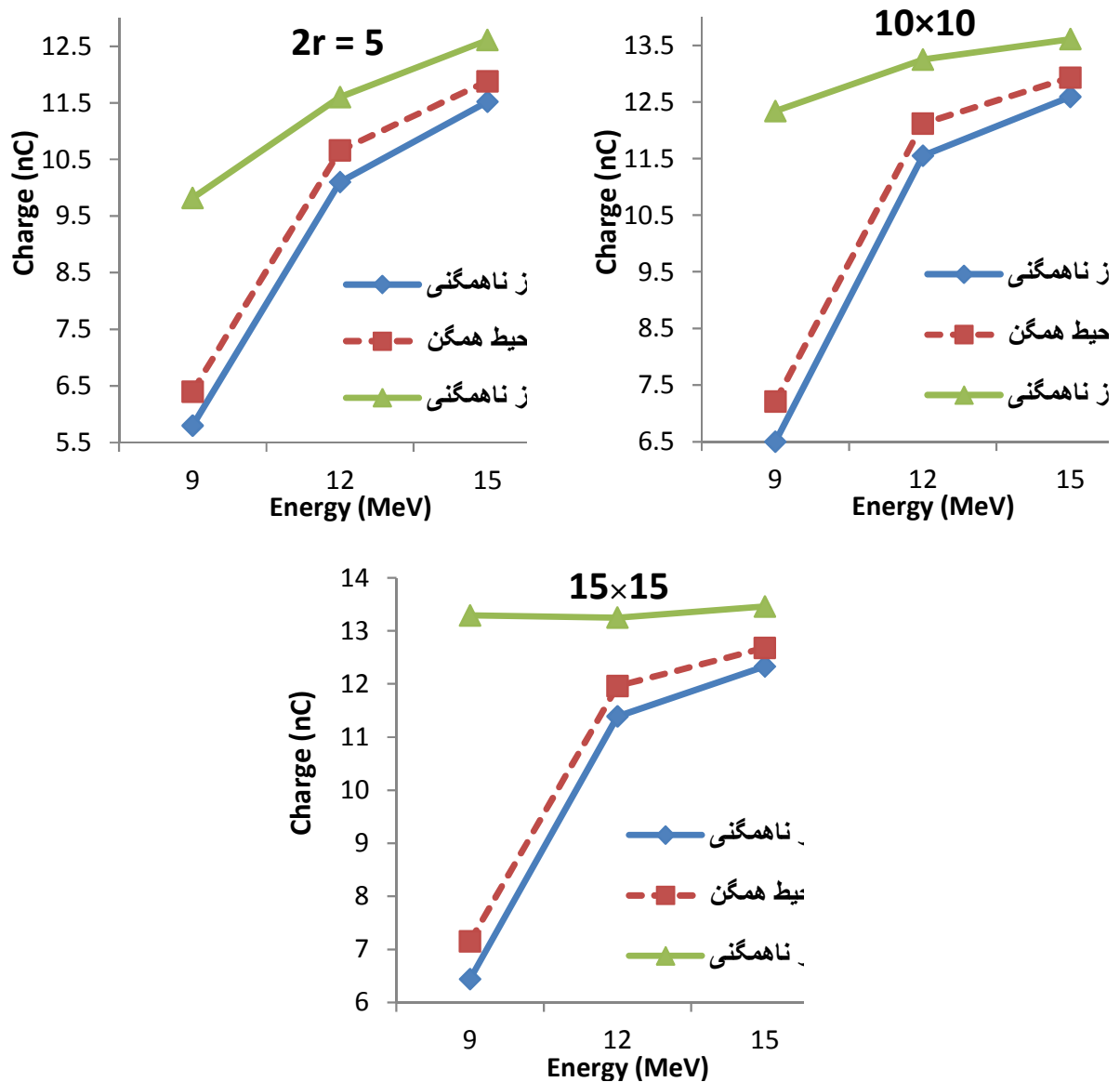
یافته‌ها

داده‌های به دست آمده از دُزیمتری مطلق در عمق ۳/۵ سانتی‌متری زیر سطح بالایی فانتوم، برای نقاط قبل و بعد از ناهمگنی در شکل‌های ۱، ۲ و ۳ آمده است.

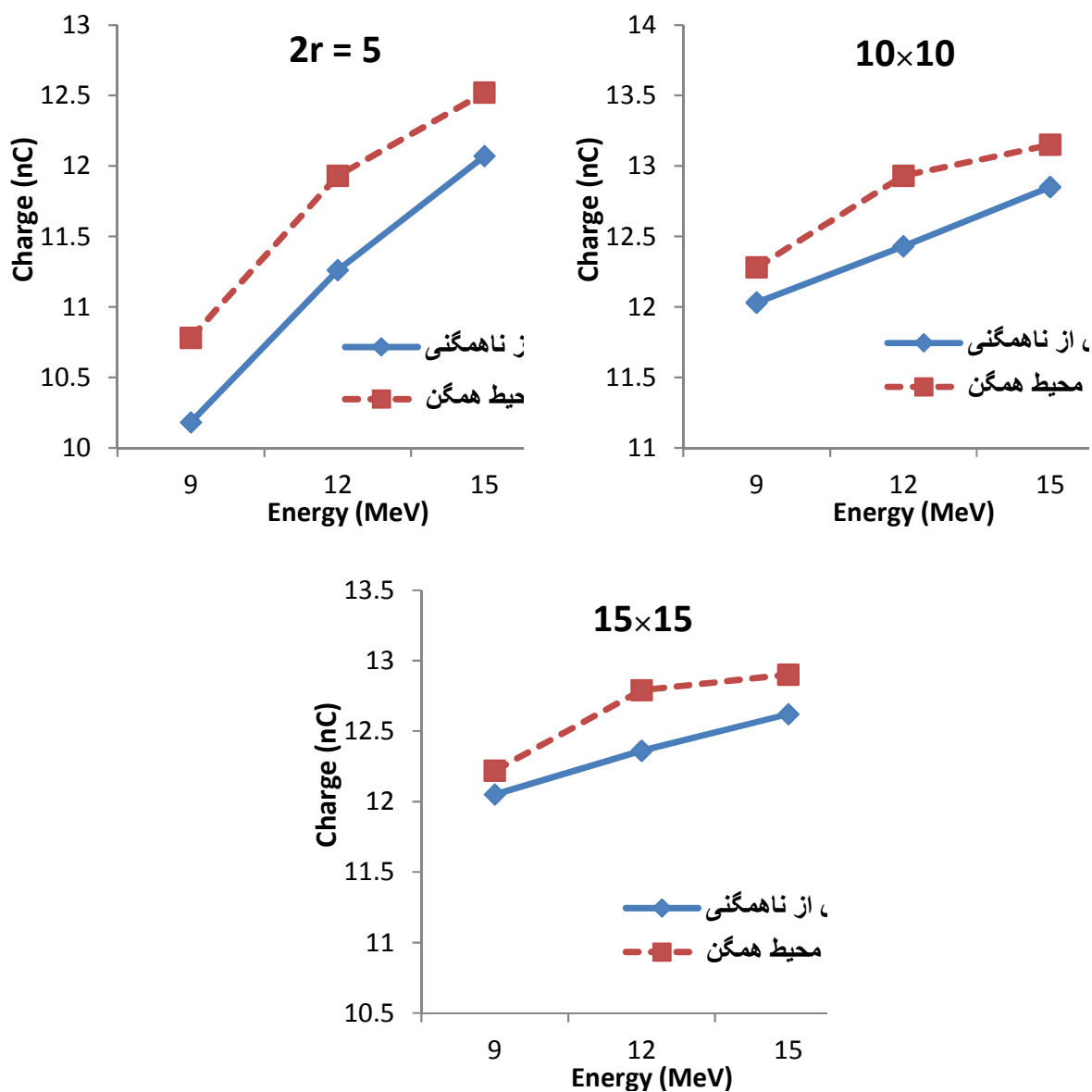
از دستگاه Siemens Primus Plus برای ایجاد باریکه‌های الکترونی پرانرژی استفاده شد. با در نظر گرفتن برد باریکه‌های الکترونی و نوع مطالعه، انرژی‌های ۹ MeV، ۱۲ MeV و ۱۵ MeV مناسب تشخیص داده شد. همچنین از سه اپلیکاتور مختلف، یکی دایره‌ای به قطر ۵ سانتی‌متر و دو تا مربعی به ابعاد ۱۰×۱۰ و ۱۵×۱۵ استفاده شد. صفحات چوب‌پنبه‌ای به‌عنوان ناهمگنی معادل بافت ریه به ابعاد ۲۸×۲۸ سانتی‌متر مربع، ضخامت ۱ سانتی‌متر و چگالی ۰/۳۴ گرم بر سانتی‌متر مکعب طوری برش داده شدند که درون فانتوم آب از جنس پرسپکس و به ابعاد ۳۰×۳۰×۱۷ سانتی‌متر مکعب و ضخامت جداره ۱ سانتی‌متر، به صورت منظم و عمود بر مسیر باریکه قرار گیرند. برای جلوگیری از شناور شدن این صفحات در آب، سوراخ‌های کوچکی در آنها تعبیه شده بود؛ به طوری که به وسیله سیم نازکی به گیره دُزیمتر ثابت شوند. نقطه ثابت ۳/۵ سانتی‌متری از سطح بالایی فانتوم برای دُزیمتری در تمام میدان‌ها و انرژی‌ها انتخاب شد. تمامی داده‌ها از دُزیمتری به وسیله دُزیمتر صفحات موازی PPC40 به حجم محفظه 40 cm³ در همین عمق و برای ضخامت‌ها، میدان‌ها و



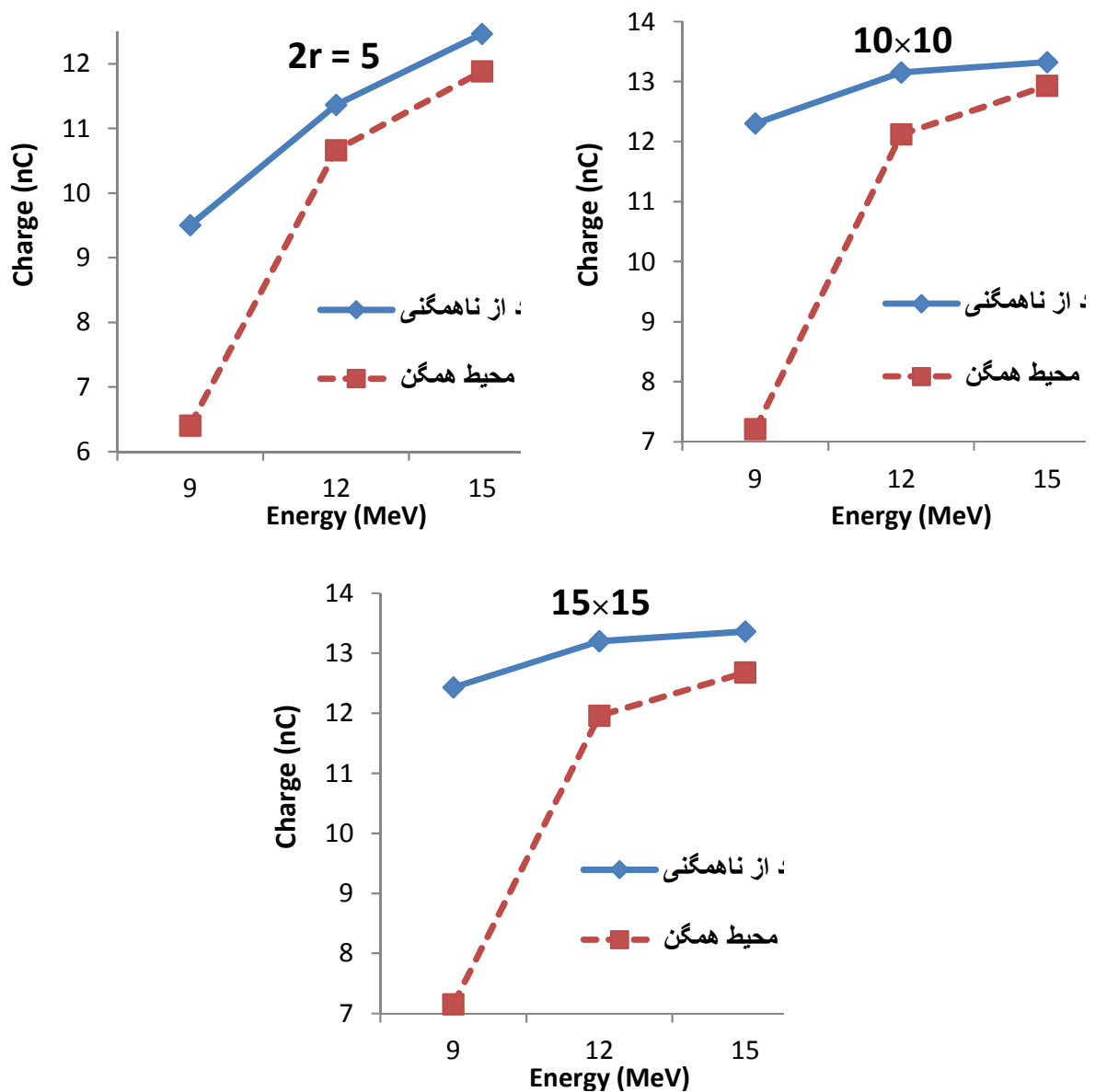
شکل ۱: نمودارهای دُز جذب برحسب انرژی باریکهٔ الکترون در عمق ۵/۲ سانتی متری در دو محیط همگن و ناهمگن (قبل و بعد از ناهمگنی معادل ریه به ضخامت ۱ سانتی متر) و برای الف: میدان دایره‌ای به قطر ۵ سانتی متر ب: میدان 10×10 ج: میدان 15×15



شکل ۲: نمودارهای دژ جذب برحسب انرژی باریکه الکترون در عمق $3/5$ سانتی متری در دو محیط همگن و ناهمگن (قبل و بعد از ناهمگنی معادل ریه به ضخامت ۲ سانتی متر) و برای الف: میدان دایره‌ای به قطر ۵ سانتی متر ب: میدان 10×10 ج: میدان 15×15



شکل ۱-۳: نمودارهای دُز جذب برحسب انرژی باریکه الکترون در عمق $3/5$ سانتی‌متری در دو محیط همگن و ناهمگن (قبل از ناهمگنی معادل ریه به ضخامت 3 سانتی‌متر) و برای الف: میدان دایره‌ای به قطر 5 سانتی‌متر ب: میدان 10×10 ج: میدان 15×15



شکل ۲-۳: نمودارهای دژ جذب برحسب انرژی باریکه الکترون در عمق ۳/۵ سانتی‌متری در دو محیط همگن و ناهمگن (بعد از ناهمگنی معادل ریه به ضخامت ۳ سانتی‌متر) و برای الف: میدان دایره‌ای به قطر ۵ سانتی‌متر ب: میدان ۱۰×۱۰ ج: میدان ۱۵×۱۵

بحث

شکل‌های ۲-الف، ۲-ب و ۲-ج و برای ضخامت ۳ سانتی-متر در شکل‌های ۳-الف، ۳-ب و ۳-ج (برای نقاط قبل از ناهمگنی)، ۲-الف، ۲-ب و ۲-ج (برای نقاط بعد از ناهمگنی) رسم شده‌اند. تمامی داده‌ها از

نمودارهای دژ جذب برحسب انرژی باریکه برای نقاط قبل و بعد از ناهمگنی، در میدان‌های $2r=5$ ، 10×10 و 15×15 به ترتیب برای ضخامت ۱ سانتی‌متر در شکل‌های ۱-الف، ۱-ب و ۱-ج، برای ضخامت ۲ سانتی‌متر در

در میدان 10×10 ، در انرژی های ۹، ۱۲ و ۱۵ به ازای ضخامت ۱ سانتی متر به ترتیب ۲/۶، ۰/۲۳، ۱/۴۴، به ازای ضخامت ۲ سانتی متر به ترتیب ۷۱/۱۵، ۹/۳۲، ۵/۲۶، و به ازای ضخامت ۳ سانتی متر به ترتیب ۷۰/۶، ۸/۵، ۳/۰۱ است. با افزایش انرژی باریکه، به طور نسبی، از درصد تغییرات دز کاسته و اثر ناهمگنی کمتر شده است.

نتیجه گیری

بافت ناهمگن معادل ریه با کاهش پراکندگی به عقب الکترون ها باعث کاهش دز جذب نقاط قبل از ناهمگنی (نسبت به نقطه متناظرش در محیط همگن) و با کاهش اثر تضعیف اشعه باعث افزایش دز جذب نقاط بعد از آن (نسبت به نقطه متناظرش در محیط همگن) می شود. همچنین در انرژی و میدان کوچکتر درصد خطای روش CET از سایر انرژی ها و میدان ها بالاتر است و استفاده از این روش در این میدان و انرژی توصیه نمی شود.

قدردانی

مؤلفین بر خود لازم می دانند که از معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز به خاطر تأمین هزینه این طرح پژوهشی و همچنین از بخش رادیوتراپی و آنکولوژی بیمارستان گلستان اهواز به جهت همکاری صمیمانه در اجرای این طرح تقدیر و تشکر نمایند.

دزیمتری در نقطه ای ثابت به دست آمده اند و داده های مربوط به قبل و بعد از ناهمگنی با داده های به دست آمده از نقطه متناظر هم عمق شان در فانتوم همگن آب مقایسه شده اند.

به ازای هر سه ضخامت از بافت ناهمگن، در تمامی انرژی ها و میدان ها، میزان دز قبل از ناهمگنی از دز نقطه متناظر هم مقش در محیط همگن، کمتر و میزان دز بعد از ناهمگنی از دز نقطه متناظر هم عمقش در محیط همگن بیشتر است. این نتایج به این علت است که دانسیته جرمی و الکترونی چوب پنبه (معادل ریه) نسبت به آب (معادل بافت نرم) کمتر است که این موضوع باعث کاهش پراکندگی به عقب الکترون ها و کاهش اثر تضعیف می شود. همچنین به ازای ضخامت ۲ سانتی متر از بافت ناهمگن، در همه میدان ها، درصد تغییر دز در انرژی ۹ MeV بالا است و با افزایش انرژی این تغییر کمتر می شود. این موضوع به علت برد کوتاه تر باریکه ۹ MeV نسبت به سایر انرژی ها است و اینکه در این حالت عمق نقطه دزیمتری ۳/۵ سانتی متری زیر سطح آب بوده است. به علاوه، درصد خطای تعیین دز به روش ضخامت معادل نسبت به دز بعد از ناهمگنی، به ازای میدان $2r=5$ و در انرژی ۹ MeV به طور قابل ملاحظه ای بالا است. درصد تغییرات دز قبل از ناهمگنی در میدان 10×10 ، در انرژی های ۹، ۱۲ و ۱۵ به ازای ضخامت ۱ سانتی متر به ترتیب ۳/۲۵، ۲/۹۳، ۱/۵۴، به ازای ضخامت ۲ سانتی متر به ترتیب ۹/۸۴، ۴/۷، ۲/۶۳، و به ازای ضخامت ۳ سانتی متر به ترتیب ۲/۰۳، ۳/۸۶، ۲/۲۸- است. همچنین درصد تغییرات دز بعد از ناهمگنی

منابع

- 1-Åsell M, Hyödynmaa S, Gustafsson A, Brahme A. Optimization of 3D conformal electron beam therapy in inhomogeneous media by concomitant fluence and energy modulation. *Phys Med Biol* 1997;42(11):2083-100.
- 2- International Commission on Radiation Units and Measurements. Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy procedures. Report No. 24. Washington, DC: International Commission on Radiation Units and Measurements; 1976.
- 3-Van Dyk J, Keane TJ, Kan S, Rider WD, Fryer CJH. Radiation pneumonitis following large single dose irradiation: a re-evaluation based on absolute dose to lung. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1981;7(4):461-7.

- 4-Boone MLM, Almond PR, Wright AE. High energy electron dose perturbation in regions of tissue heterogeneity. *Ann NY Acad Sci* 1969;161(1):214.
- 5-Prasad SC, Bedwinek JM, Gerber RL. Lung dose in electron beam therapy of chest wall. *Acta Radiol Oncol* 1983;22(1):91-5.
- 6-Doucet R, Olivares M, DeBlois F, Podgorsak EB, Kawrakow I, Seuntjens J. Comparison of measured and Monte Carlo calculated dose distributions in inhomogeneous phantoms in clinical electron beams. *Phys Med Biol* 2003;48(15):2339-54.
- 7-Ding GX, Cygler JE, Yu CW, Kalach NI, Daskalov G. A comparison of electron beam dose calculation accuracy between treatment planning systems using either a pencil beam or a Monte Carlo algorithm. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;63(2):622-33.
- 8-Xiao Y, Papiez L, Paulus R, Timmerman R, Straube WL, Bosch WR, et al. Dosimetric evaluation of heterogeneity corrections for RTOG 0236: stereotactic body radiotherapy of inoperable stage I/II Non-Small-Cell Lung Cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009;73(4):1235-42.
- 9-Khan FM. *The physics of radiation therapy*. 4th ed. Baltimore: Williams and Wilkins; 1994. p. 264.
- 10-Laughlin JS. High energy electron treatment planning for inhomogeneities. *Br J Radiol* 1965;38:143-7.
- 11-Shroder-Babo P. Determination of the virtual electron source of a betatron. *Acta Radiol Suppl* 1983;364:7-10.

Evaluation of the Influence of Lung Inhomogeneity on Depth Dose Distribution before and after the Lung in Electron Therapy: A Semi-Experimental Study

Mohammad Javad Tahmasebi Birgani¹, Hesameddin Mostaghimi^{2*}, Mohammad Ali Behrooz³
Hojjatollah Shahbazian⁴

1-Associate Professor of Medical Physics.

2- M.Sc. Student of Medical Physics.

3-Professor of Medical Physics.

4-Assistant Professor of Radiation Oncology.

1,2,3-Department of Medical Physics, School of Medicine, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.
4-Department of Radiotherapy and Oncology, Golestan Hospital, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

*Corresponding author:
Hesameddin Mostaghimi;
Department of Medical Physics,
School of Medicine, Ahvaz
Jundishapur University of Medical
Sciences, Ahvaz, Iran.
Tel: +989375854090
Email: hessam.371@gmail.com

Abstract

Background and Objective: Because of the vast usage of high energy electron beams in irradiation of the chest wall and the possibility of exposing the whole or a part of lung in their paths and significant uncertainty in calculating the absorbed dose caused by this inhomogeneity, evaluation of the influence of lung inhomogeneity on depth dose distribution before and after the lung is necessary.

Subjects and Methods: Three cork plates as lung-equivalent tissues with different thicknesses of 1, 2 and 3 centimeter were placed in a water phantom and absolute dosimetry was done by PPC40 ion chamber for beam energies of 9, 12 and 15 MeV generated by Siemens Primus Plus linear accelerator in different field sizes of $2r=5$, 10×10 and 15×15 cm². In addition, some correction factors were calculated by effective SSD method for different beam energies and were exerted on primary data in this semi-experimental study. For subsequent comparisons to evaluate the CET method, dosimetry also was done at depths of 1.5, 1.8, 2.2, 2.5 and 3.5 centimeter in homogeneous water phantom.

Results: After exerting correction factors on primary data, for all thicknesses of inhomogeneous tissue, energies and fields, the absorbed dose before the inhomogeneity is lower and the absorbed dose after the inhomogeneity is higher than the absorbed dose at its equivalent depths in homogeneous water phantom. For the energy of 9 MeV in the field of $2r=5$, the error percentage of dose estimation with CET method is significantly higher than other energies and fields. This percentage also increases by increasing in inhomogeneity thickness for all energies in the $2r=5$ field.

Conclusion: In comparison with depth dose in homogeneous phantom, the lung-equivalent tissue results dose reduction before and dose increase after the lung. In addition, the error percentage of CET method in smaller field and energy is significantly high and its application in similar cases is not recommended.

Keywords: Lung inhomogeneity, Electron beam, Radiation therapy, Linear accelerator

Please cite this paper as:
Tahmasebi Birgani M.J, Mostaghimi H, Behrooz M.A, Shahbazian H.
Evaluation of the Influence of lung Inhomogeneity on Depth dose Distribution before and after the Lung in Electron Therapy. *JundishapurSci Med J* 2014; 13(3):315-326.

Received: Nov 22, 2013

Revised: Feb 23, 2014

Accepted: Mar 11, 2014