ORIGINAL ARTICLE

Determination of Correction Factors for Small Field Radiotherapy Using 6 and 18MV Energies of a Linac

Seyed Ali Rahimi[1],
Bijan Hashemi[2],
Seyed Rabie Mahdavi[3],
Seyed Hadi Molana[4]

[1] PhD Student, Department of Medical Physics, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
[2] Associate Professor, Department of Medical Physics, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
[3] Assistant Professor, Department of Medical Physics, Faculty of Medical Sciences, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
[4] MD, Department of Radiotherapy, BESAT Hospital, Tehran, Iran

(Received September 27, 2014; Accepted December 14, 2014)

Abstract

Background and purpose: Estimating dosimetric parameters for small fields at non-reference conditions lead to significant errors if they are done based on the conventional protocols used for large fields and reference conditions. The aim of this study was to determine and compare small fields correction factors (K_{NR} and K_{NCSF}) based on a novel protocol by using different types of detectors.

Materials and methods: Specific circular cones were constructed and attached to a medical linac head to produce small field sizes down to 30 and 5mm diameters. Then, the K_{NR} and K_{NCSF} correction factors based on a recent protocol (TG155), proposed for small field dosimetry formalism, were determined for different active detectors (a pinpoint chamber, EDP20 and EDP10 diodes) in a homogeneous and a non-homogeneous phantom at the above fields when irradiated to 6 and 18 MV beams of a Varian linac.

Results: The K_{NR} correction factors for the circle field of 30mm estimated for the pinpoint chamber, EDP20 and EDP10 diodes were 0.993, 1.020 and 1.054 at 6 MV; and 0.992, 1.054 and 1.005 at 18 MV, respectively. The K_{NCSF} correction factor for the 5mm circle field estimated for the pinpoint chamber, EDP20 and EDP10 diodes were 0.994, 1.023 and 1.040 at 6MV; and 1.000, 1.014 and 1.022 at 18MV, respectively.

Conclusion: Our results indicated that implementing the correction factors estimated for the small fields based on the new proposed dosimetry protocol increases the dosimetric precision and accuracy of such fields in radiotherapy practices. Also, considering the perturbations happening between the boundaries of non-homogeneous area could increase the accuracy of the dosimetry procedures in such conditions.

Keywords: Correction factors, Diode dosimeters, Non-homogeneous phantom, Small field, TG155

J Mazandaran Univ Med Sci 2015; 24(120): 173-187 (Persian).

پژوهشی

مجله دانشگاه علوم پزشکی مازندران
دوره بیست و چهارم شماره ۱۲۰ دی سال ۱۳۹۳ (۱۷۳-۱۸۷)

برآورد ضرایب تصحیح برای پرتودرمانی میدان‌های کوچک با استفاده از انرژی‌های ۶ و ۱۸ مگاولتی یک شتاب‌دهنده خطی

سید علی رحیمی[۱]
بیژن هاشمی[۲]
سید ربیع مهدوی[۳]
سید هادی مولانا[۴]

چکیده

سابقه و هدف: برآورد صحیح پارامترهای دوزیمتری میدان‌های کوچک در شرایط غیرمرجع بر مبنای پروتکل‌های پرتودرمانی میدان‌های بزرگ و شرایط مرجع منجر به خطایی بیش از مقادیر توصیه شده می‌شود. هدف این تحقیق اندازه‌گیری و مقایسه ضرایب تصحیح (K_{NR} و K_{NCSF}) میدان‌های کوچک بر مبنای پروتکلهای جدید با آشکارسازها مختلف بوده است.

مواد و روش‌ها: کولیماتورهای خاصی طراحی و ساخته و با نصب آنها بر روی یک شتابدهنده خطی پزشکی میدان‌های کوچک دایره‌ای با قطرهای ۵ و ۳۰ میلی‌متر برای پرتودرمانی ایجاد شد. سپس، ضرایب تصحیح K_{NR} و K_{NCSF}، بر مبنای پروتکل جدید (TG155) که برای دوزیمتری در میدان‌های کوچک معرفی شده، برای آشکارسازهای فعال مختلف (اتاقک یونیزاسیون، دیودهای EDP20 و EDP10) در یک فانتوم همگن و یک فانتوم ناهمگن در میدانهایی به ابعاد فوق و برای انرژی‌های ۶ و ۱۸ مگاولت یک شتابدهنده خطی واریان اندازه‌گیری شد.

یافته‌ها: ضریب تصحیح K_{NR} در میدان دایره‌ای به قطر ۳۰ میلی‌متر برای اتاقک یونیزاسیون، دیودهای EDP20 و EDP10 در انرژی ۶ مگاولت به ترتیب ۰/۹۹۳، ۱/۰۲۰ و ۱/۰۴۵ و در انرژی ۱۸ مگاولت ۰/۹۹۲، ۱/۰۵۴ و ۱/۰۰۵ بود. ضریب تصحیح K_{NCSF} در میدان دایره‌ای به قطر ۵ میلی‌متر برای اتاقک یونیزاسیون، دیودهای EDP20 و EDP10 در انرژی ۶ مگاولت به ترتیب ۰/۹۹۴، ۱/۰۲۳ و ۱/۰۴۰ و در انرژی ۱۸ مگاولت ۱/۰۰۰، ۱/۰۱۴ و ۱/۰۲۲ بود.

استنتاج: نتایج نشان داد به کارگیری ضرایب تصحیح که بر اساس پروتکل جدید پیشنهادی برای دوزیمتری میدان‌های کوچک برآورد شدند، موجب افزایش دقت و صحت پرتودرمانی این میدان‌ها می‌شود. همچنین، در نظر گرفتن آشفتگی‌های ایجاد شده بین مرزهای ناحیه ناهمگن می‌تواند موجب افزایش دقت دوزیمتری در چنان شرایطی شود.

واژه های کلیدی: میدان کوچک، ضرایب تصحیح ، دوزیمتر دیودی، TG155، فانتوم ناهمگن.

مقدمه

تکنیک‌های رادیوتراپی نوین به‌طور مداوم در حال تغییر و به کارگیری اندازه میدان‌های کوچک‌تر برای تحویل دوزهای تابشی با قابلیت درمانی دقیق و بالاتر هستند. این روش‌ها برای تحویل دوزهای تابشی با

مولف مسئول: بیژن هاشمی – تهران، دانشگاه تربیت مدرس، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی Email: bhashemi@modares.ac.ir
۱. دانشجوی دکتری، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران
۲. دانشیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران
۳. استادیار دانشگاه علوم پزشکی ایران، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
۴. متخصص رادیوتراپی، بخش رادیوتراپی، بیمارستان بعثت تهران، تهران، ایران
تاریخ دریافت : ۱۳۹۳/۷/۵ تاریخ ارجاع جهت اصلاحات : ۱۳۹۳/۸/۱۰ تاریخ تصویب : ۱۳۹۳/۹/۲۳

گرادیان بیشتر به میدان‌هایی با اندازه‌های کوچک‌تر از سانتی‌متر و در حد میلی‌متر ارتقاء یافته‌اند (۱). میدان‌هایی به ابعاد کوچک‌تر از سه سانتی‌متر، به‌عنوان میدان کوچک در رادیوتراپی نوین در نظر گرفته می‌شوند (۱، ۲). این میدان‌ها در روش‌های رادیوتراپی نوین مانند پرتودرمانی با شدت بهینه[1] (IMRT) و استرئوتاکتیک رادیوسرجری[2] (SRS)، به‌ویژه برای ضایعات غیرقابل دسترس داخل جمجمه‌ای، از نظر جراحی و درمان تومورهای واقع در محل‌های بسیار حساس (مانند تومورهای مغزی یا نخاعی) به کار می‌روند (۲). از آنجا که درمان مؤثر در روش‌های رادیوتراپی نوین به دقت و صحت بالایی برای دوز جذب شده در هدف نیاز دارد، خطاهای ناشی از ناکارآمدی دوزیمتری دقیق میدان‌های کوچک (به‌ویژه در نواحی با گرادیان شدید دوز) و پروتکل‌های رایج قابل قبول نیست (۴،۳). بنابراین تعیین صحت دوز جذب شده در هدف (تومور) و پارامترهای دوزیمتری مهم‌ترین چالش پروتکل‌های دوزیمتری در روش‌های نوین رادیوتراپی در میدان‌های کوچک است (۴، ۵).

روش‌های متعددی برای محاسبه دوز جذب شده در هدف (تومور) وجود دارد. این روش‌ها با توجه به وابستگی روش محاسبه دوز جذب شده به کیفیت پرتو با محدویت‌هایی، به‌ویژه در میدان‌های کوچک‌تر از cm^2 ۳×۳، مواجه‌اند. دوزیمترها در میدان‌های کوچک و غیرمرجع پاسخ‌هایی از خود نشان می‌دهند که معیارهای معمول در فیزیک پرتوهای پهن، که در پروتکل‌های TG51و TRS398 به کار رفته، از پاسخگویی به آن ناتوان‌اند (۶، ۷). در پروتکل‌های رایج TG51 و TRS398 ، تغییر کیفیت پرتو (K_Q) برای فوتون از مهم‌ترین عوامل تأثیرگذار در محاسبات دوزیمتری در میدان‌های مرجع ($10\times10cm^2$ ۱۰ ×۱۰) است (۸، ۹). در این پروتکل‌های بر اساس تئوری حفره Bragg-Gray ضریب K_Q فقط برای تعدادی از اتاقک‌های یونش در میدان مرجع $10\times10cm^2$ ۱۰×۱۰ ذکر شده است (۱۰، ۱۱). ناکارآمدی پروتکل‌های TG51 و TRS398 در دوزیمتری میدان‌های کوچک ناشی از ملاحظات فراوان است؛ ملاحظاتی مانند: احتمال تغییر کیفیت پرتو در میدان‌های کوچک نسبت به کیفیت پرتو با همان انرژی در میدان‌های مرسوم؛ افزایش تأثیر ناهمگنی و تغییرات در طیف الکترون‌ها و عدم ارائه یک روش محاسباتی دقیق برای در نظر گرفتن میزان تغییرات پارامترهای دوزیمتری این نوع میدان‌ها است (۱۲، ۱۳). آژانس بین‌المللی انرژی اتمی[3] (IAEA) و انجمن فیزیک پزشکی آمریکا[4] (AAPM) برای کاهش مشکلات دوزیمتری مطلق در میدان‌های کوچک، تدوین پروتکل‌های جدید برای مشخص ساختن سه جنبه دوزیمتری مهم شامل کیفیت تابش در میدان‌های کوچک، ضرایب تصحیح برای هر نوع آشکارساز و عوامل اغتشاش‌زا را پیشنهاد کرده‌اند (۴، ۵). به دلیل اثرات ناشی از ضرایب ذکرشده، اختلاف قابل توجهی در مقادیر اندازه‌گیری به‌وسیله دوزیمترها/ آشکارسازهای مختلف (TLD، دوزیمتر دیودی و دوزیمتر الماسی) در میدان‌های کوچک دیده می‌شود. پروتکل جدید TG155[5] استفاده از ضرایب تصحیح ویژه‌ای برای دوزیمتری میدان‌های کوچک در شرایط غیرمرجع را پیشنهاد می‌کند. در پروتکل جدید ضرایب تصحیح جدید K_{NR}[6] و K_{NCSF}[7] برای در نظر گرفتن تأثیر تغییرات کیفیت پرتو هنگام استفاده از یک دوزیمتر در شرایطی متفاوت با شرایط غیرمرجع و میدان‌هایی با ابعاد کوچک پیشنهاد شده است.

[1] Intensity Modulated Radiation Therapy
[2] Stereotactic Radio Surgery

[3] International Atomic Energy Agency
[4] American Association of Physicists in Medicine
[5] Task Group 155 report: Small fields and non-equilibrium condition photon beam dosimetry, 2012
[6] non-reference condition correction factor
[7] non-reference small field condition correction factor

این ضرایب احتمال تغییر کیفیت پرتو استفاده شده در میدان‌های کوچک نسبت به کیفیت پرتو با همان انرژی را در میدان‌های رایج برآورد می‌کند (۱۹،۲۰). همچنین در پروتکل جدید به کارگیری حداقل دو نوع دوزیمتر در اندازه‌گیری تجربی پارامترهای دوزیمتری میدان‌های کوچک پیشنهاد شده است. تأکید بر استفاده از دوزیمتر دیودی به دلیل حساسیت زیاد، اسکن سریع توزیع دوز و ابعاد ناچیز آن که با قرار گرفتن در میدان تابش آشفتگی ناچیزی در توزیع دوز ایجاد می‌کند، نیز از نکات مهم این پروتکل است.

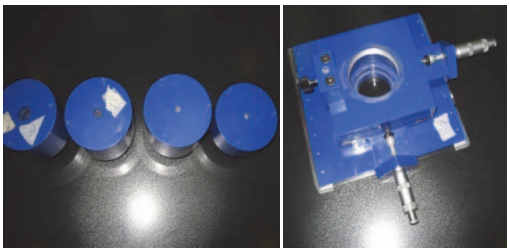
با توجه به اهمیت ضرایب تصحیح در محاسبات دوزیمتری و ناکارآمدی پروتکل‌های رایج در شرایط مرجع برای دوزیمتری در میدان‌های کوچک و ضرورت کاربرد روزافزون این نوع میدان‌ها در روش‌های نوین پرتو درمانی، در این تحقیق ضرایب تصحیح پیشنهادی برای در نظر گرفتن تغییر کیفیت پرتو برای چند نوع دوزیمتر دیودی و اتاقک یونش در میدان‌های کوچک دایره‌ای با قطرهای ۵ و ۳۰ میلی‌متر و انرژی‌های ۶ و ۱۸ مگاولتی بر اساس پروتکل جدید TG155 برآورد شده است. علاوه بر یافتن ضرایب تصحیح، به دلیل اینکه در محاسبات دوزیمتری مبتنی بر پروتکل‌های رایج رادیوتراپی، آشفتگی درون ناهمگنی و نواحی بعد از آن در بافت‌های مختلف در نظر گرفته نمی‌شود (که عاملی در تغییر کیفیت پرتوی است و نتیجه آن افزایش دوز در نقاط ناخواسته و کاهش دوز دریافتی هدف است)، در این مطالعه با طراحی یک فانتوم ناهمگن با لایه‌های ناهمگن مختلف و ضخامت‌های مختلف توزیع دوز در نواحی ناهمگن در میدان‌های کوچک نیز بررسی شده است. نتایج این تحقیق منجر به یافتن ضرایب تصحیحی برای توزیع دوز در نواحی ناهمگن در میدان‌های کوچک در روش‌های رادیوتراپی نوین شده است که به کارگیری آن‌ها می‌تواند منجر به برآورد دقیق‌تر دوز در لایه‌های ناهمگون بافت‌های مورد نظر شود.

مواد و روش‌ها

تجهیزات و سخت‌افزارهای مورد استفاده

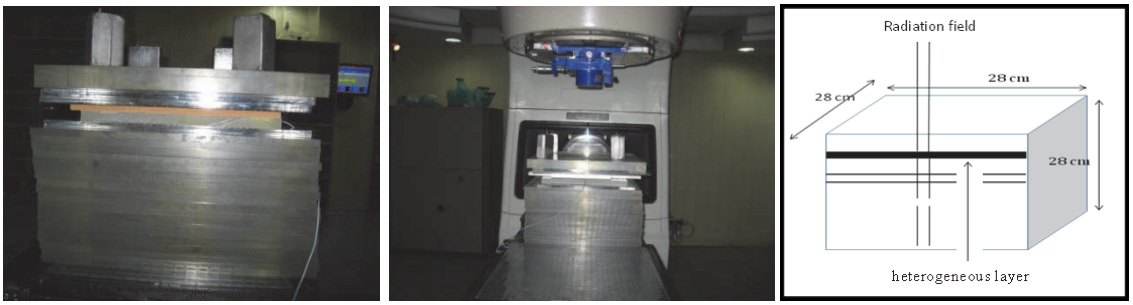
دستگاه شتاب‌دهنده خطی: کلیه مراحل پرتودهی و دوزیمتری‌های مختلف موردنظر در این تحقیق با استفاده از دستگاه شتاب‌دهنده خطی[1] مدل Varian clinic 2100C/D بیمارستان پارس تهران انجام شد. شتاب‌دهنده خطی مذکور قادر به تولید فوتون‌هایی با انرژی ۶ و ۱۸ مگاولت بود. قبل از پرتودهی به فانتوم‌ها کالیبراسیون شتاب‌دهنده خطی با استفاده از فانتوم‌های استاندارد (Slab phantom و Phantom Tank) انجام شد.

کولیماتورهای میدان کوچک: برای ایجاد میدان‌های کوچک با قابلیت تولید میدان‌های دایره‌ای با قطرهایی به ابعاد ۵ و ۳۰ میلی‌متر از کولیماتورهای خاص استرئوتاکتیک همگراکننده‌ای از جنس سرب به قطر ۸ و ارتفاع ۱۰ سانتی‌متر استفاده شد. کولیماتورها در نقطه ایزوسنتر دستگاه شتاب‌دهنده به‌وسیله یک آداپتور نگهدارنده به سر دستگاه متصل می‌شدند. آداپتور این امکان را می‌دهد تا کولیماتور در صفحه x-y جابجا شود و با استفاده از میکرومتر متصل به آن کولیماتور را در نقطه ایزوسنتر دستگاه شتاب‌دهنده خطی تنظیم کنیم (۴۹). تصویر شماره (۱) چهار



تصویر شماره ۱: کولیماتورهای خاص میدان کوچک و آداپتور نگهدارنده آنها برای اتصال به سر شتاب‌دهنده خطی واریان

[1] linac



تصویر شماره ۲: نمایش فانتوم ناهمگن طراحی شده و نحوه قرار گرفتن لایه ناهمگن معادل استخوان و بافت در آن (راست)، تصویر فانتوم با لایه ناهمگن معادل استخوان (PTFE) (وسط) و تصویر فانتوم با لایه ناهمگن معادل بافت (Cork) (چپ)



تصویر شماره ۳: دیودهای Scanditronix و الکترومتر مخصوص DPD3 با سه کانال خروجی

کولیماتور میدان کوچک و آداپتور اختصاصی استفاده شده در این تحقیق را نشان می‌دهد.

طراحی و ساخت فانتوم[1] برای دزیمتر دیودی و اتاقک یونیزان Pinpoint: برای ساخت فانتوم از قطعات پلکسی گلاس از جنس پلی آکریلیک[2] (PMMA) و با دانسیته ۱/۱۸ gr/cm^3 استفاده شد. فانتوم ناهمگن به‌صورت مکعبی به ابعاد ۲۸×۲۸×۲۸cm^3 ساخته شد. برای بررسی پارامترهای دزیمتری در لایه ناهمگن با دانسیته کم (بافت نرم) و لایه ناهمگن با دانسیته بالا (استخوان) و آشفتگی‌های ایجاد شده به دلیل وجود ناهمگنی از فانتوم‌های ناهمگن استفاده می‌شود (۱۴). برای مدل کردن بافت و شبیه‌سازی ناهمگنی با دانسیته بالا (مدل استخوان) از تفلون نسوز[3](PTFE) با دانسیته‌ای معادل ۲/۲ gr/cm^3 و برای شبیه‌سازی ناهمگنی با دانسیته کم (بافت نرم) از Cork(نوعی چوب پنبه) با دانسیته‌ای معادل ۰/۲ gr/cm^3 استفاده شد (۴۹،۵۳). تصویر شماره (۲) فانتوم‌های ناهمگن به کار رفته در این تحقیق را نشان می‌دهد.

کالیبراسیون دیودها و آزمایش‌های ضروری دیودها قبل از استفاده و تابش‌دهی: برای اندازه‌گیری‌های دقیق و با توجه به اینکه اطلاعاتی از کالیبراسیون دیودهای کمپانی Scanditronix در دسترس نبود، دستگاه اندازه‌گیری DPD3 و هر یک از دیودها برای اندازه‌گیری دوز ورودی باید کالیبره می‌شد. به این منظور فاکتور کالیبراسیون ورودی در شرایط میدان‌های مرجع (۱۰×۱۰cm^2) به‌صورت نسبت دوز جذبی اندازه‌گیری شده با اتاقک یونیزاسیون در عمق دوز ماکزیمم (cm ۰/۵)، به خوانش دیود روی سطح فانتوم در همان انرژی در شرایط مرجع تعیین شد. برای اجتناب از اثر سایه، دیودها و اتاقک یونیزاسیون به‌طور جداگانه تحت تابش یکسان قرار گرفتند. الکترومتر DPD3 قبل از شروع به کار باید ۱۵ دقیقه گرم شود. دیودهای Scanditronix به الکترومتر DPD3 با مقاومت ورودی کم متصل می‌شوند. این الکترومتر دارای سه کانال خروجی برای نصب همزمان سه دوزیمتر دیودی است. تصویر شماره (۳) انواع دیودهای به کار رفته و الکترومتر مخصوص DPD3 را نشان می‌دهد. کالیبراسیون دیودها در آزمایشگاه دوزیمتری استاندارد ثانویه (SSDL) سازمان انرژی اتمی ایران انجام شد.

[1] Slab Phantom
[2] Poly Methyl Metha Aacrylate (PMMA)
[3] Poly Tetra Fluoro Ethylene (PTFE)

جدول شماره ۱: مشخصات دیودهای کمپانی Scanditronix

Detector	Application area Build-up	Water equivalent	Sensitivity decrease at 250 Gy
EDP-10 (green)	4-8 MV(Photons,) entrance dose, few corrections, exit dose	10 mm	≤%1 (less than the mass accuracy) at 6 MV
EDP-15 (red)	6-14 MV (Photons) entrance dose, few corrections, exit dose	15 mm	≤%1 (less than the mass accuracy) at 6 MV
EDP-20 (yellow)	8-18 MV(Photons,) entrance dose, few corrections, exit dose	20 mm	≤%1 at 1 MV



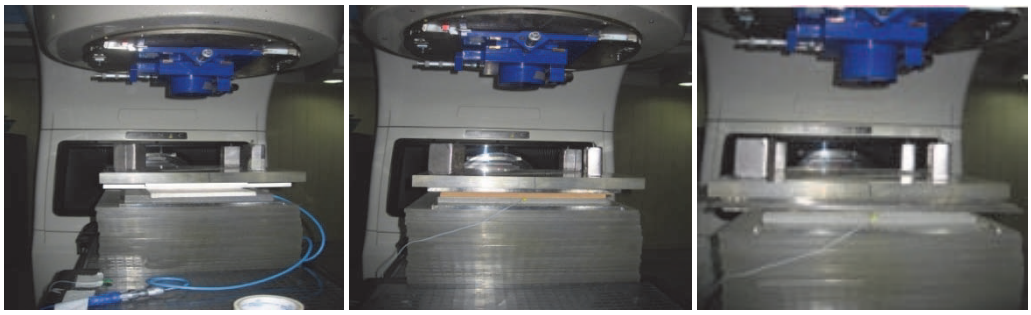
تصویر شماره ٤: بساط دیودهای Scanditronix برای آزمایش‌های ضروری دوزیمترهای دیودی

برای استفاده از دیودهای ساخت کمپانی Scanditronix در شرایط متفاوت از شرایط مرجع (میدان کوچک) آزمایش‌های کنترلی برای اطمینان از صحت عملکرد برای دیودها نیز انجام شد. کلیه این آزمایش‌ها نیز با استفاده از دستگاه شتاب‌دهنده خطی[1] مدل Varian clinic 2100C/D بیمارستان پارس تهران انجام شد. جدول شماره (۱) مشخصات فنی دوزیمترهای دیودی استفاده شده در این تحقیق را نشان می‌دهد.

به دلیل ماهیت ذاتی دیودها، پاسخ آنها یکسان نیستند، بر همین اساس نتایج آزمایش‌های ارزیابی دیودها با گزارش ESTRO[2] سال ۲۰۰۶ مربوط به کاربرد دوزیمتر دیودی در رادیوتراپی نیز مقایسه شد. نتایج انحراف معیار بین قرائت‌های ۱۰ دوز یکسان برای دوزیمتر دیودی EDP10 در انرژی ۶ مگاولت حداکثر مقدار ۰/۰۶ درصد و برای دوزیمتر دیودی EDP20 در انرژی ۱۸ مگاولت حداکثر مقدار ۰/۱۶ درصد به دست آمد که با حدود گزارش شده در گزارش ESTRO مطابقت دارد (۲۲). در این تحقیق آزمایش‌های مهم سنجش پایداری سیگنال دیود، تکرارپذیری نتایج و خطی بودن پاسخ دیود انجام شد و برای اطمینان از صحت نتایج آزمایش‌های کنترلی در صحت عملکرد آن، هر آزمایش پنج بار انجام و میانگین نتایج آن‌ها در نظر گرفته شد. در این آزمایش‌ها دیودها به‌صورت عمودی تابش‌دهی شدند و بلافاصله بعد از پرتودهی و بعد از پنج دقیقه مقادیر دستگاه الکترومتر DPD3 قرائت شدند. در تمام مراحل پرتودهی خوانش‌های الکترومتر DPD3 با خوانش اتاقک یونیزاسیون PinPoint نیز مقایسه شد. تصویر شماره (۴) بساط[3] آزمایش‌های ضروری برای دیودهای Scanditronix را که در این تحقیق به کار گرفته شده است، نشان می‌دهد.

تابش‌دهی به فانتوم‌های همگن و ناهمگن: تابش‌دهی به فانتوم ناهمگن با ناهمگنی Cork و PTFE با ضخامت ۳۰ میلی‌متر در انرژی‌های ۶ و ۱۸ مگاولت و در میدان‌های دایره‌ای با قطرهایی به ابعاد ۵ و ۳۰ میلی‌متر انجام شد. نوار تیره نمایانگر ناهمگنی در فانتوم ناهمگن است (تصویر شماره ۲) که با مواد ناهمگن تغییرپذیر است. دوزیمتری با استفاده از دیودهای EDP10،EDP20، Pinpoint و فیلم EBT2 به تفکیک در هر میدان انجام شد. برای مقایسه پارامترهای دوزیمتریک، تابش‌دهی به فانتوم همگن (تصویر شماره ۲، فانتوم بدون دربرداشتن لایه ناهمگن)، در انرژی‌ها و میدان‌های ذکر شده نیز انجام شد. برای اطمینان از صحت اندازه‌گیری، هر حالت تابش‌دهی پنج بار تکرار و میانگین آن‌ها در نظر گرفته شد. تصویر شماره (۵) بساط تابش‌دهی به فانتوم همگن و فانتوم ناهمگن طراحی شده با ناهمگنی Cork و ناهمگنی PTFE را نشان می‌دهد.

[1] linac
[2] European Society for Radiotherapy & Oncology
[3] Setup



تصویر شماره ۵: بساط تابش‌دهی به فانتوم همگن (راست) و فانتوم ناهمگن با ناهمگنی Cork (وسط) و ناهمگنی PTFE (چپ) با نصب کولیماتور خاص میدان‌های کوچک به سر شتاب‌دهنده خطی واریان

روش محاسبه ضرایب تصحیح

برای محاسبه ضرایب تصحیح از معادلات (۱) و (۲) که در پروتکل جدید برای دوزیمتری میدان‌های کوچک پیشنهاد شده، استفاده شد (۱۸). در معادله (۱) پارامتر $Y_t(x_{ref})$ پاسخ دوزیمتر در شرایط مرجع و پارامتر $Yt(x)$ پاسخ آن در میدان‌های کوچک سه سانتی‌متری است. در معادله (۲) پارامتر $Y_{t(xcal,SF)}$ پاسخ دوزیمتر در میدان‌های کوچک زیر سه سانتی‌متری است. ضریب تصحیح K_{NR} با توجه به پیشنهاد پروتکل جدید دوزیمتری برابر است با:

$K_{NR} = Y_t(x_{ref})/Y_t(x)$ معادله (۱)

ضریب تصحیح K_{NCSF} نیز برای میدان‌های زیر ۳ سانتی متر برابر است با:

$K_{NCSF} = Y_t(x_{cal, SF}{}^{1})/Y_t(x)$ معادله (۲)

با ترکیب دو معادله (۱) و (۲) ضریب K_{NCSF} بر اساس K_{NR} برابر است با:

$K_{NCSF(x)} = K_{NR(x)} / K_{NR(xcal,SF)}$ معادله (۳)

پارامترهای ذکر شده به تفکیک برای دوزیمترهای دیودی مختلف و اتاقک یونش Pinpoint با روش اندازه‌گیری تجربی و محاسبه در فانتوم همگن بررسی شد. بر اساس پروتکل‌های رایج (TG-51 و TRS-398) از معادله (۴) به شرح زیر برای برآورد دوز در میدان‌های رایج استفاده می‌شود. در این معادله ضریب تصحیح K_{Q,Q_0} برای انواع اتاقک‌های یونش در شرایط میدان‌های مرجع در جدول I پروتکل TG-51 و در جدول ۱۴ پروتکل TRS-398 ذکر شده است. بر اساس پروتکل‌های جدید برای محاسبه دقیق دوز در میدان‌های کوچک، به دلیل احتمال تغییر کیفیت پرتو استفاده شده در میدان‌های کوچک نسبت به کیفیت پرتو با همان انرژی مورد استفاده در میدان‌های مرسوم، معادله (۵) به شرح زیر پیشنهاد شده است.

$$D_{w,Qmsr}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} . N_{Dw,Q_0} . K_{Q,Q_0}$$

معادله (٤)

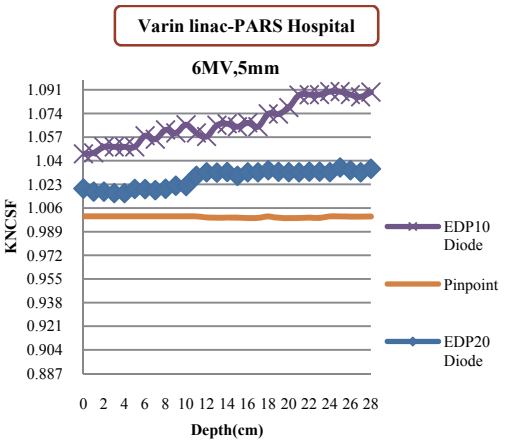
$$D_{w,Qmsr}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} . N_{Dw,Q_0} . K_{Q,Q_0} . K_{Q_{msr},q}^{f_{msr},f_{ref}}$$

معادله (۵)

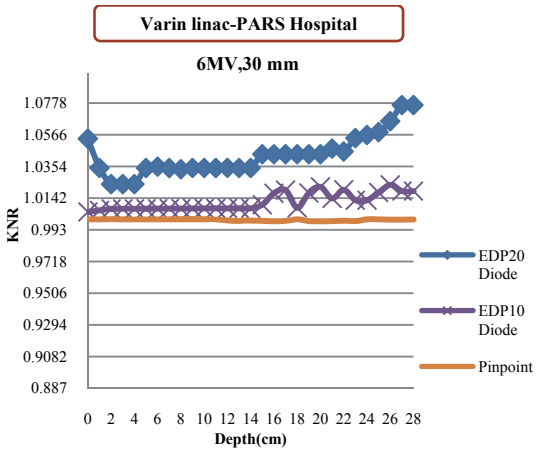
$K_{Q_{msr},q}^{f_{msr},f_{ref}}$ به‌عنوان ضریب تصحیح کیفیت پرتو در پروتکل‌های جدید دوزیمتری میدان‌های کوچک معرفی شده است. این ضریب برای تصحیح تفاوت در شرایط هندسی اندازه میدان نسبت به شرایط مرجع و همچنین در شرایطی که از موادی با چگالی‌های مختلف در فانتوم در میدان‌های مرجع (f_{ref}) و مرجع اختصاصی ماشین msr[2] استفاده می‌شود، به کار می‌روند. این ضریب با روش‌های تجربی و شبیه‌سازی با کد مونت کارلو محاسبه می‌شود. با توجه به معادلات (۱) و (۲) در پروتکل جدید دوزیمتری میدان کوچک،

[1] Small calibration field

[2] Machine specific reference



نمودار شماره ۱: تغییر ضریب تصحیح K_{NCSF} بر اساس عمق برای میدان دایره‌ای با قطر ۵ mm در انرژی ۶ MV



نمودار شماره ۲: تغییر ضریب تصحیح KNR بر اساس عمق برای میدان دایره‌ای با قطر ۳۰ mm در انرژی ۶ MV

پارامترهای $Y_t(x)$ و $Y_{t(xcal,SF)}$ پاسخ دوزیمترهای دیودی مختلف و اتاقک یونش در میدان‌های کوچک دایروی سه و زیر سه سانتی‌متری برای انرژی‌های ۶ و 18MV و در فانتوم همگن اندازه‌گیری شد.

با توجه به معادله (۱) و (۲) ضرایب تصحیح K_{NR} و K_{NCSF} برای حالت‌های مختلف محاسبه شد. برای اطمینان از صحت اندازه‌گیری، هر حالت تابش‌دهی پنج بار تکرار و میانگین پاسخ دوزیمترها در نظر گرفته شد. به دلیل حالت‌های مختلف انرژی، اندازه میدان، به کارگیری چند نوع دوزیمتر و عمق‌های مختلف، اندازه‌گیری و استخراج داده‌های مورد نظر این بخش از تحقیق زمان قابل ملاحظه‌ای صرف شد. با تأثیر ضرایب تصحیح ذکر شده در معادله (۵) محاسبه دقیق دوز ($D^{f_{msr}}_{w,Q_{msr}}$) در میدان‌های کوچک استفاده شده در این تحقیق برآورد شد.

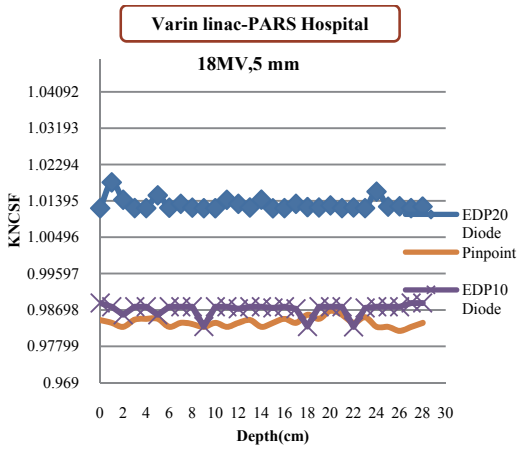
حساسیت بالای محاسبات دوزیمتری به ناهمگونی بافت‌های مختلف موجب تغییر کیفیت پرتو و نتیجه آن منجر به تغییرات دوز بر روی محور مرکزی به علت عدم تعادل الکترونی خواهد شد (۱۴،۲۰). در پروتکل‌های رایج TG-51 و TRS-398 در محاسبات دوزیمتری این آشفتگی درون ناهمگنی و نواحی بعد از آن در نظر گرفته نمی‌شود که موجب افزایش دوز در نقاط ناخواسته و بحرانی وکاهش دوز به هدف (تومور) می‌شود (۴، ۵). با توجه به توضیحات ذکر شده، در بخش دیگری از این تحقیق تغییرات دوز بر روی محور مرکزی در انرژی‌های ۶ و ۱۸ مگاولت در میدان‌های کوچک با قطرهایی به ابعاد ۵ و ۳۰ میلی‌متر در فانتوم ناهمگن طراحی شده در عمق‌های مختلف با حضور لایه‌های مختلف ناهمگن معادل استخوان و بافت (Cork و PTFE) به تفکیک بررسی شد.

یافته ها

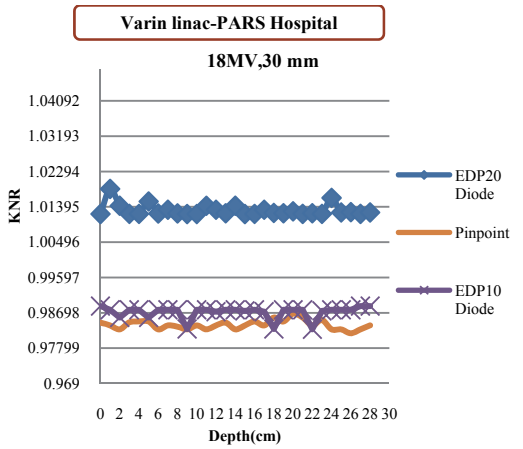
یافته‌ها در این تحقیق در دو بخش گزارش می‌شود:

الف) ضرایب تصحیح اندازه‌گیری شده برای دوزیمترهای مختلف در میدان‌های کوچک بر اساس اندازه‌گیری تجربی و محاسبات ضرایب تصحیح K_{NR} و K_{NCSF} برای میدان‌های دایروی با قطرهای ۵ و ۳۰ میلی‌متر در انرژی ۶ و ۱۸ مگاولت برای عمق‌های مختلف به دست آمد. نمودارهای شماره ۱ تا ۴ تغییر ضرایب تصحیح K_{NR} و K_{NCSF} را بر اساس عمق در یک فانتوم همگن برای میدان‌های دایره‌ای با قطرهای ۵ و ۳۰ میلی‌متر در انرژی‌های۶ و ۱۸مگاولت نشان می‌دهد.

یافته‌ها نشان داد در انرژی ۶ مگاولت و در میدان دایروی کوچک با قطر ۵ میلی‌متر در یک فانتوم همگن ضریب تصحیح K_{NCSF} برای اتاقک یونیزاسیون



نمودار شماره ۳: تغییر ضریب تصحیح K_{NCSF} بر اساس عمق برای میدان دایره‌ای با قطر ۵ mm در انرژی ۱۸ MV

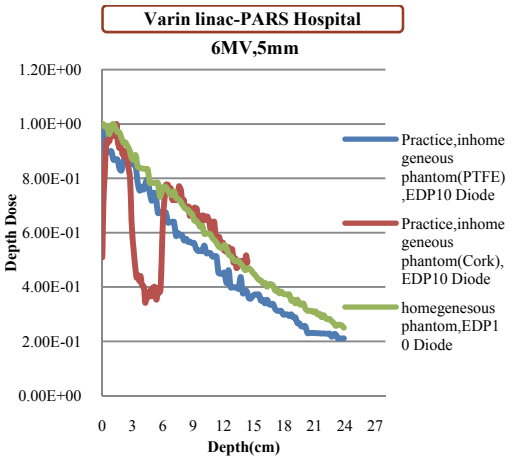


نمودار شماره ٤: تغییر ضریب تصحیح K_{NR} بر اساس عمق برای میدان دایره‌ای با قطر ۳۰ mm در انرژی ۱۸ MV

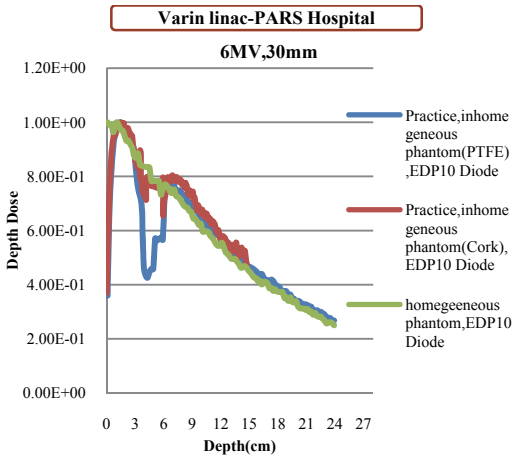
Pinpoint از ضریب تصحیح دیودهای EDP-20 ،EDP-10 کوچک‌تر است. در انرژی۶ مگاولت و در میدان دایره‌ای با قطر۳۰ میلی‌متر ضریب K_{NR} برای اتاقک یونیزاسیونPinpoint از ضریب تصحیح دیودهایEDP-20 ،EDP-10 کوچک‌تر بود. کمترین مقدار ضریب تصحیح، ۰/۹۹۱۷، مربوط به اتاقک یونیزاسیون Pinpoint و بیشترین مقدار آن، ۱/۰۳۸۹، مربوط به دیود EDP-20 اندازه‌گیری شد. در انرژی ۶ مگاولت و در میدان‌های دایره‌ای با قطرهای ۵ و۳۰ میلی‌متر ضریب تصحیح مربوط به اتاقک یونیزاسیون Pinpoint رفتاری خطی بر اساس تغییر عمق از خود نشان می‌دهد.

همچنین یافته‌ها نشان داد در انرژی ۱۸ مگاولت و در میدان دایروی با قطر ۵ میلی‌متر در یک فانتوم همگن ضریب تصحیح K_{NCSF}برای اتاقک یونیزاسیون Pinpoint از ضریب تصحیح دیودهایEDP-20 ، EDP-10 کوچک‌تر است. همچنین در انرژی ۱۸ مگاولت و در میدان دایره‌ای با قطر۳۰ میلی‌متر ضریب K_{NR}برای اتاقک یونیزاسیونPinpoint از ضریب تصحیح دیودهای-EDP 20 EDP-10، کوچک‌تر بود. در هر دو میدان کوچک بررسی شده مقدار ضریب تصحیح دیود EDP-20 از ضریب تصحیح برای اتاقک یونیزاسیون Pinpoint و دیود EDP-10 بزرگ‌تر بود. برای افزایش دقت و صحت ضرایب تصحیح، اندازه‌گیری‌ها برای هر انرژی و در هر میدان ۵ بار تکرار شد و میانگین اندازه‌گیری‌ها در نظر گرفته شد. در هر بار تابش‌دهی به فانتوم های ناهمگن و همگن میدان کوچک تولید شده به‌وسیله کولیماتورهای خاص همگراکننده کنترل و بازبینی شد و با میکرومترهای متصل به آداپتورکولیماتورها در صفحه x-y جابجا شد تا در نقطه ایزوسنتر دستگاه شتاب‌دهنده خطی قرار گیرد (۴۹).

ب) تغییرات ضرایب تصحیح بر حسب عمق در فانتوم ناهمگن: نمودارهای ۵ تا ۸ نتایج تابش‌دهی به فانتوم ناهمگن طراحی شده با ناهمگنی Cork و PTFE با ضخامت ۳۰ میلی‌متر در انرژی‌های ۶ و ۱۸ مگاولت و در میدان‌های دایروی با قطرهای ۵ و ۳۰ میلی‌متر را نشان می‌دهد. بیشترین تغییرات درصد دوز عمقی در فانتوم ناهمگن نسبت به فانتوم همگن در حضور ۳۰ میلی‌متر ناهمگنی Cork در میدان‌های ۵ و ۳۰ میلی‌متری به ترتیب ۲۳/۵ و ۶۲/۱ درصد و برای ناهمگنی PTFE در میدان‌های ۵ و۳۰ میلی‌متری به ترتیب ۸/۱۷ و ۷/۱۵ درصد اندازه‌گیری شد. علاوه بر دوزیمترهای ذکر شده



نمودار شماره ۵ : تغییر دوز جذبی اندازه‌گیری شده ناشی از ضخامت mm ۳۰ ناهمگنی Corkو PTFE در انرژی MV ۶ در میدان دایره‌ای با قطر mm ۵



نمودار شماره ٦ : تغییر دوز جذبی اندازه‌گیری شده ناشی از ضخامت mm ۳۰ ناهمگنی Corkو PTFE در انرژی MV ۶ در میدان دایره‌ای با قطر mm ۳۰

از فیلم EBT2 برای به دست آوردن پروفایل‌های عرضی در این بخش از اندازه‌گیری نیز استفاده شد.

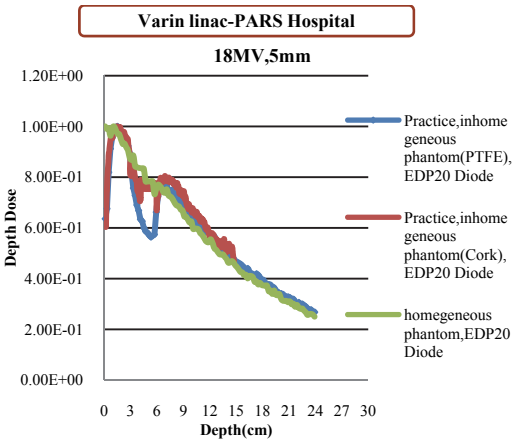
بحث

در این تحقیق عملکرد دو نوع دوزیمتر دیودی و اتاقک یونیزاسیون Pinpoint و فیلم EBT2 برای اندازه‌گیری پارامترهای دوزیمتریک در میدان‌های دایره‌ای بررسی شدند. ضرایب تصحیح اندازه‌گیری شده به‌وسیله دوزیمترهای دیودی EDP-20، EDP-10 برای میدان‌های دایروی مقادیر کوچک‌تری نسبت به مقادیر اندازه‌گیری شده با اتاقک یونیزاسیون Pinpoint هستند که با نتایج تحقیقات Chofor، Muir و Otto که با TLD و اتاقک یونیزاسیون فارمر[1] اندازه‌گیری‌هایشان را انجام داده‌اند در توافق است (۲۵، ۴۱، ۵۴). همچنین نتایج اندازه‌گیری در این تحقیق با اتاقک یونیزاسیون Pinpoint در میدان‌های کوچک نشان داد که اتاقک یونیزاسیون Pinpoint دوزیمتر مناسبی برای دوزیمتری میدان‌های کوچک نیست. بنابراین، برای دوزیمتری تجربی در میدان‌های کوچک دوزیمترهای دیودی پیشنهاد می‌شوند.

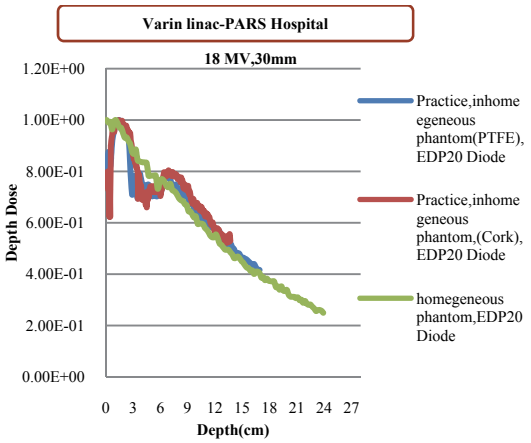
نمودارهای ۲ و ۴ نشان می‌دهند، مهم‌ترین علت ناکارآمدی اتاقک یونیزاسیون Pinpoint در میدان‌های کوچک، بزرگ بودن حجم حساس آن نسبت به ناحیه تخت بسیار کوچک در میدان‌های کمتر از ۳ سانتی‌متری است،که با نتایج تحقیقات Araki،Bouchard و Kawachi در توافق است (۳۳، ۴۰، ۵۱).

در میدان‌های بزرگ‌تر از ۳ سانتی‌متر به دلیل پرتوهای پراکنده کم انرژی مقدار دوز جذبی توسط اتاقک یونیزاسیون Pinpoint بیش از مقدار واقعی اندازه‌گیری شده و ضریب تصحیح آن کوچک‌تر از یک محاسبه شد. نمودارهای ۱ و ۳ نشان می‌دهد در میدان‌های کوچک‌تر از ۳ سانتی‌متر، به دلیل کاهش پرتوهای پراکنده اندازه‌گیری شده، مقدار دوز کمتر از مقدار واقعی اندازه‌گیری شده بوده است. بیشترین اختلاف در برآورد ضریب تصحیح در میدان ۵ میلی‌متر برای دوزیمترهای دیودی EDP-20، EDP-10 و اتاقک یونیزاسیون Pinpoint به ترتیب ۳۳/۴ درصد، ۲۱/۷ درصد و ۳۹/۶درصد اندازه‌گیری شد که با نتایج گزارش‌های Chen، Cranmer-Sargison و Dieteriche در توافق است (۴۶، ۴۷، ۵۱). با تأثیر ضرایب تصحیح به دست آمده در پارامترهای دوزیمتری میدان‌های کوچک بر

[1] Farmer



نمودار شماره ۷ : تغییر دوز جذبی اندازه‌گیری شده ناشی از ضخامت ۳۰ mm ناهمگنی Corkو PTFE در انرژی MV ۱۸ در میدان دایره‌ای با قطر ۵ mm



نمودار شماره ۸ : تغییر دوز جذبی اندازه‌گیری شده ناشی از ضخامت ۳۰ mm ناهمگنی Corkو PTFE در انرژی MV ۱۸ در میدان دایره‌ای با قطر ۳۰mm

اساس پروتکل جدید، دقت تحویل دوز به نقطه مورد نظر در مقایسه با کاربرد پروتکل‌های رایج ۸/۳۲ درصد افزایش یافته است (۱۸، ۴۵، ۴۶، ۵۰).

برای ناهمگنی Cork (معادل ریه) در میدان‌های کوچک نیز آشفتگی موجب اختلاف معنی‌داری درون ناهمگنی و نواحی بعد از ناهمگنی اندازه‌گیری شده است. این اختلاف معنی‌دار در میدان با قطر ۵ میلی‌متر دارای بیشترین مقدار (به دلیل حداکثر تعادل الکترونی) و بیشترین کاهش دوز روی محور مرکزی است و در میدان با قطر ۳۰ میلی‌متر به دلیل کاهش عدم تعادل الکترونی تغییرات دوز روی محور مرکزی لایه ناهمگن کاهش می‌یابد (۴۸). نمودارهای ۵ و۶ نشان می‌دهند، بیشترین تغییرات درصد دوز عمقی در فانتوم ناهمگن نسبت به فانتوم همگن در حضور ۳۰ میلی‌متر ناهمگنی Cork در میدان‌های دایره‌ای ۵ و ۳۰ میلی‌متر به ترتیب ۲۳/۵ و ۶۲/۱ درصد اندازه‌گیری شده است. بنابراین، اندازه میدان بر تغییرات دوز در لایه ناهمگن در موادی با چگالی کمتر از آب عامل مهمی هنگام دوزیمتری در محدوده انرژی کامپتون در نظر گرفته می‌شود. نتایج به دست آمده در این تحقیق با گزارش‌های Cardoso ,Cheng و Scarboro توافق دارد (۱۵، ۱۸، ۳۸، ۴۹).

همچنین نتایج نشان داد که در حضور ناهمگنی تفلون نسوز (PTFE) با چگالی بیشتری از آب تغییرات شدیدتر ناشی از فانتوم ناهمگن (نسبت به ناهمگنی Cork) بر دوز در محور مرکزی در میدان‌های کوچک موجب بیشترین مقدار آشفتگی درون ناهمگنی و بعد از ناهمگنی (به دلیل کاهش شدید تعادل الکترونی) می‌شود. نتایج نشان داد در میدان‌های کوچک تغییرات دوز بر محور مرکزی به علت حضور ناهمگنی معنی‌دار است. در نظر گرفتن آشفتگی‌های ایجاد شده در محاسبات دوزیمتری میدان‌های کوچک ضروری است، به‌ویژه در مرز بافت نرم و تفلون نسوز نتایج این تحقیق با اندازه‌گیری‌های انجام شده از سوی یاراحمدی و همکاران که با فیلم EBT2 و EDR2 انجام شده است توافق دارد (۴۸). همچنین نمودار ۷ و ۸ نشان می‌دهد، بیشترین تغییرات درصد دوز عمقی در فانتوم ناهمگن نسبت به فانتوم همگن در حضور ۳۰ میلی‌متر ناهمگنی PTFE در میدان‌های ۵ و۳۰ به ترتیب ۸/۱۷ و ۷/۱۵ درصد اندازه‌گیری شده است. این نتایج با گزارش‌های Scott, Wulff و da Rosa که با TLD و فیلم انجام شده است نیز توافق دارد (۱۴، ۱۹، ۲۴).

این اختلاف معنی‌دار موجب افزایش دوز در نقاط ناخواسته و بحرانی و کاهش دوز به تومور خواهد شد. لذا با توجه به اهمیت استفاده از روش‌های پرتودرمانی

نوین در نواحی سر،گردن و نواحی دارای ناهمگنی لزوم در نظر گرفتن آشفتگی و تغییرات دوز بر روی محور مرکزی در محاسبات دزیمتری ضروری است (۴۸). در این شرایط استفاده از ضرایب تصحیح (برای کاهش اثر تغییر کیفیت پرتو در میدان‌های کوچک) پیشنهادی در میدان‌های کوچک ضروری است.

تمام مطالعات گذشته بر روی ضرایب تصحیح بر اساس پروتکل‌های رایج انجام شده است. با توجه به مشکلات فراوان دوزیمتری میدان‌های کوچک، نتیجه استفاده از پروتکل‌های رایج موجب برآورد همراه با خطا در پارامترهای دوزیمتریکی می‌شود (۱۴، ۹، ۸). مطالعات انجام شده برای میدان‌های کوچک‌تر از سه سانتی‌متر، عدم محاسبه یا اندازه‌گیری ضرایب تصحیح کیفیت پرتو در میدان‌های کوچک و عدم به کارگیری شرایط دوزیمتری در پروتکل‌های پرتودرمانی جدید، موجب کاهش صحت نتایج پارامترهای دزیمتری می‌شود (۴۶، ۲۶، ۲۰). لذا با توجه به ضرورت کاربرد روزافزون میدان‌های کوچک در روش‌های نوین پرتو درمانی برای تحویل دوزهای تابشی با گرادیان بیشتر به میدان‌هایی با اندازه‌های کوچک‌تر از سانتی‌متر به هدف (تومور)، استفاده از ضرایب تصحیح به دست آمده از این تحقیق در برآورد دقیق دوز در کاربردهای کلینیکی بسیار حائز اهمیت است.

سپاسگزاری

این تحقیق حاصل از نتایج یک رساله دکتری است که توسط نویسنده اول و تحت راهنمایی نویسنده دوم و با مشارکت علمی سایر نویسندگان در دانشگاه تربیت مدرس انجام شده است. همچنین از تجهیزات بخش رادیوتراپی بیمارستان پارس و امام خمینی تهران نیز استفاده شده است. لذا ضروری است از حمایت‌های دانشگاه تربیت مدرس و همچنین نقطه نظرات ارزشمندی که از سوی سایر همکاران محترم از جمله آقایان دکتر ندایی و دکتر یاراحمدی که در انجام این تحقیق ارائه شد از صمیم قلب تشکر و قدردانی شود. علاوه بر این ضروری است از همکاری صمیمانه سایر همکاران محترم در بیمارستان‌های پارس، شهدای تجریش و بعثت تهران نیز قدردانی کنیم.

References

1. Duggan DM, Coffey CW 2nd. Small photon field dosimetry for stereotactic radiosurgery. Med Dosim 1998; 23:153-159.
2. Ding GX, Duggan DM, Coffey CW. Commissioning stereotactic radiosurgery beams using both experimental and theoretical methods. Phys Med Biol. 2006; 51(10):2549- 2566.
3. Das IJ, Ding GX, Ahnesjo A. Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. Med Phys. 2008; 35(1):206-215.
4. IAEA 398, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. Technical Report Series No 398. Vienna:International Atomic Energy Agency; 2000.
5. Almond PR, Biggs PJ, Hanson WF, Huq MS, Nath R, Rogers DWO. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. Med Phys. 1999; 26 (9):1847-1870.
6. DIN 6800-2, Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung.Part 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern; 2008. Available from: http://www.beuth.de/en/standard/din-6800

7. IPEM Report 103, Small Field MV Photon Dosimetry. International Atomic Energy Agency; 2010.
8. Alfonso R, Andreo P, Capote R, Huq MS, Kilby W, Kjall P, et al: A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. Med Phys. 2008; 35:5179-5186.
9. Wulff J, Heverhagen JT, Karle H, Zink K. Investigation of correction factors for non-reference conditions in ion chamber photon dosimetry with Monte-Carlo simulations. Z Med Phys. 2010; 20(1):25-33.
10. German Institute of Standards, DIN 6800-2. Procedures of dosimetry with probe-type detectors for photon and electron radiation – Part 2: Dosimetry of high-energy photon and electron radiation with ionization chambers; 2008.
11. German Institute of Standards, DIN 6800-5. Procedures of dosimetry with probe-type detectors for photon and electron radiation – Part 5: TLD dosimetry. 2005.
12. Ding GX, Duggan DM, Coffey CW. A theoretical approach for non-equilibrium radiation dosimetry. Phys Med Biol. 2008; 53(13):3493-3499.
13. Das IJ, Ding GX, Ahnesjö A. Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. Med Phys. 2008; 35 (1):206-215.
14. da Rosa LA, Cardoso SC, Campos LT, Alves VG, Batista DV, Facure A. Percentage depth dose evaluation in heterogeneous media using thermoluminescent dosimetry. J Appl Clin Med Phys. 2010; 11(1):2947.
15. Scarboro SB, Followill DS, Howell RM, Kry SF. Variations in photon energy spectra of a 6 MV beam and their impact on TLD response. Med Phys. 2011; 38(5):2619-2628.
16. Palm A, LoSasso T. Influence of phantom material and phantom size on radiographic film response in therapy photon beams. Med Phys.2005; 32(8):2434-2442.
17. González-Castaño D, Pena J, Sánchez-Doblado F, Hartmann GH, Gómez F, Leal A. The change of response of ionization chambers in the penumbra and transmission regions: impact for IMRT verification. Med Biol Eng Comput. 2008;46(4):373-380
18. Task Group 155 report: Small fields and non-equilibrium condition photon beam dosimetry. AAPM; 2012.
19. Wulff J, Zink K. Wie robust sind MC basierte kQ-Werte? Personal communication; 2011.
20. Chofor N, Harder D, Willborn K, Rühmann A, Poppe B. Low-energy photons in high-energy photon fields--Monte Carlo generated spectra and a new descriptive parameter. Z Med Phys. 2011 ;21(3):183-97.
21. Yin Z, Hugtenburg RP, Beddoe AH. Response of silicon diode dosimeters to scattered radiation from megavoltage photon beams. Radiat Prot Dosimetry.2002; 101(1-4):415–418.
22. Van Dam J , Marinello G. Method for in vivo dosimetry in external radiotherapy. ESTRO; 2006 .
23. Nunn AA, Davis SD, Micka JA, DeWerd LA. LiF:Mg,Ti TLD response as a function of photon energy for moderately filtered x-ray spectra in the range of 20-250 kVp relative to ^{60}Co. Med Phys. 2008; 35(5):1859-1869.

24. Konnai A, Nariyama N, Ohnishi S and Odano N. Energy response of LiF and Mg2SiO4 TLDs to 10-150 keV monoenergetic photons. Radiat Prot Dosismetry. 2005; 115: 334-336.
25. Edwards CR, Mountford PJ, Green S, Palethorpe JE and Moloney AJ. The low energy x-ray response of the LiF:Mg,Cu,P thermoluminescent dosemeter: a comparison with LiF:Mg,Ti. Br J Radiol. 2005; 78: 543-547.
26. Chofor N, Harder D, Willborn K, Rühmann A, Poppe B. Low-energy photons in high-energy photon fields - Monte Carlo generated spectra and a new descriptive parameter. Z Med Phys. 2011; 21: 183-197.
27. Rogers DWO, Walters B, Kawarakow I. BEAMnrc User's Manual. Report PIRS-0509(A) rev l. Ottawa: National Research Council of Canada; 2007.
28. Wang LL, Rogers DW. Monte Carlo study of si diode response in electron beams. Med Phys. 2007; 34(5):1734-1742.
29. Scott AJ, Nahum AE, Fenwick JD. Using a Monte Carlo model to predict dosimetric properties of small radiotherapy photon fields. Med Phys. 2008; 35(10):4671-4684.
30. Muir BR, McEwen MR, Rogers DW. Beam quality conversion factors for parallel-plate ionization chambers in MV photon beams. Med Phys. 2012;39 (3):1618-1631.
31. Muir BR, McEwen MR, Rogers DWO. Measured and Monte Carlo calculated K(Q) factors: accuracy and comparison. Med Phys. 2011 ;38(8):4600-4609.
32. Hultqvist M, Fernández-Varea JM, Izewska J. Monte Carlo simulation of correction factors for IAEA TLD holders. Phys Med Biol. 2010; 21;55(6):N161-N166.
33. González-Castaño DM, Hartmann GH, Sánchez-Doblado F, Gómez F, Kapsch RP, Pena J, Capote R. The determination of beam quality correction factors: Monte Carlo simulations and measurements. Phys Med Biol. 2009;54 (15):4723-4741.
34. Araki F. Monte Carlo calculations of correction factors for plane-parallel ionization chambers in clinical electron dosimetry. Med Phys. 2008 ;35 (9):4033-4040.
35. Al-Ahbabi SS, Bradley DA, Beyomi M, Alkatib Z, Adhaheri S, Darmaki M, et al. A comparison of protocols for external beam radiotherapy beam calibrations. Appl Radiat Isot. 2012 ;70 (7):1331-1336.
36. Huq MS, Andreo P, Song H. Comparison of the IAEA TRS-398 and AAPM TG-51 absorbed dose to water protocols in the dosimetry of high-energy photon and electron beams. Phys Med Biol 2001;46(11):2985-3006.
37. Pantelis E, Moutsatsos A, Zourari K, Kilby W, Antypas C, Papagiannis P, et al. On the implementation of a recently proposed dosimetric formalism to a robotic radiosurgery system. Med Phys. 2010; 37:2369-2379.
38. Zakaria A, Schuette W, Younan C. Reference Dosimetry according to the New German Protocol DIN 6800-2 and Comparison with IAEA TRS 398 and AAPM TG 51. Biomed Imaging Interv J. 2011; 7(2): e15.
39. Cheng CW, Cho SH, Taylor M, Das IJ. Determination of zero field size percent depth doses and tissue maximum ratios for

stereotactic radiosurgery and IMRT dosimetry: Comparison between experimental measurements and Monte Carlo simulation. Med Phys. 2007; 34(8):3149-3157.

40. Ali ESM, Rogers DWO. Functional forms for photon spectra of clinical linacs. Phys Med Biol. 2012; 57(1):31-50.
41. Bouchard H, Seuntjens J, Carrier JF, Kawrakow I. Ionization chamber gradient effects in nonstandard beam configurations. Med Phys. 2009; 36(10):4654-63.
42. Muir BR, McEwen MR, Rogers DW. Beam quality conversion factors for parallel-plate ionization chambers in MV photon beams. Med Phys. 2012; 39 (3): 1618-1631.
43. Sheikh-Bagheri D, Rogers DW. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. Med Phys. 2002; 29(3):391-402.
44. McEwen MR. Measurement of ionization chamber absorbed dose kQ factors in megavoltage photon beams.Med Phys. 2010; 37(5):2179-2193.
45. Zhu TC1, Ahnesjö A, Lam KL, Li XA, Ma CM, Palta JR, et al. Report of AAPM Therapy Physics Committee Task Group 74: in-air output ratio, Sc, for megavoltage photon beams," Med Phys 2009; 36(11):5261-5291.
46. Chen L, Chen LX, Sun HQ, Huang SM, Sun WZ, Gao XW, Deng XW. Measurements and comparisons for data of small beams of linear accelerators. Chinese Journal of Cancer. 2009; 28(3):272-276.
47. Cranmer-Sargison G, Weston S, Evans JA, Sidhu NP, Thwaites DI. Implementing a newly proposed Monte Carlo based small field dosimetry formalism for a comprehensive set of diode detectors. Med Phys. 2011; 38(12):6592-6602 .
48. Scott AJ, Nahum AE, Fenwick JD. Using a Monte Carlo model to predict dosimetric properties of small radiotherapy photon fields. Med Phys. 2008; 35(10):4671-4684.
49. Yarahmadi M, Nedaie HA, Allahverdi M, Asnaashari Kh, Sauer OA. Small photon field dosimetry using EBT2 Gafchromic film and Monte Carlo simulation. International Journal of Radiation Research. 2013; 11(4):215-224.
50. Scott LA, Cardoso SC, Campos LT, Alves VG, Batista DV, Facure A. Percentage depth dose evaluation in heterogeneous media using thermoluminescent dosimetry. J Appl Clin Med Phys. 2010; 11(1):2947.
51. Dieteriche S, Sherouse GW. Experimental comparison of seven commercial dosimetry diodes for measurement of SRS cone factors. Med Phys. 2011; 38(7): 4166-73.
52. Kawachi T, Saitoh H, Inoue M, Katayose T, Myojoyama A, Hatano K. Mitsuhiro Inoue Reference dosimetry condition and beam quality correction factor for CyberKnife beam. Med Phys. 2008; 35(10): 4591-4598.
53. Palmans H. Determination of the beam quality index of high-energy photon beams under nonstandard reference conditions. Med Phys. 2012; 39(9):5513-5519.
54. Sauer OA, Wilbert J. Functional representation of tissue phantom ratios for photon fields. Med Phys. 2009; 36(12): 5444-5450.
55. Sauer OA. Determination of the quality index (Q) for photon beams at arbitrary field sizes. Med Phys. 2009; 36(9): 4168-4172.