

تعیین TMR از طریق PDD در غیاب فاکتورهای پراکندگی

محمد جواد ظهاسبی بیرگانی^۱، فاطمه مقصودی نیا^{۲*}، محمد علی بهروز^۳،
ساسان رزمجو^۴، فریبا فرهادی بیرگانی^۲

چکیده

زمینه و هدف: در محاسبه TMR در سیستم طراحی درمان رادیوتراپی مشکلاتی وجود دارد از جمله اینکه در محاسبه TMR از طریق PDD، اندازه‌گیری SP یا BSF مشکل و دقیق نیست. هدف از این مطالعه به‌کارگیری روشی برای محاسبه TMR از طریق PDD در غیاب فاکتورهای پراکندگی و تبدیل آن به یک نرم‌افزار کامپیوتری جهت ارتقای سیستم طراحی درمان در بخش‌های پرتودرمانی می‌باشد. روش بررسی: اندازه‌گیری‌های PDD با شتاب‌دهنده‌های خطی واریان و زیمنس در بخش رادیوتراپی بیمارستان گلستان اهواز، توسط اتاقک یونیزاسیون ۱۳ cc و فانتوم آب Scanditronix در انرژی‌های درمانی ۶MV و ۱۸MV انجام شده و سپس یک رابطه تحلیلی برای محاسبه TMR از طریق PDD تعریف گردید. از طریق این رابطه، مقادیر TMR برای میدان‌های مربعی در عمق‌های مختلف و در انرژی‌های ۲MV تا ۵۰MV محاسبه گردید. در نهایت مقادیر TMR محاسبه شده توسط نرم‌افزار MATLAB به یک نرم‌افزار کامپیوتری تبدیل گردید. یافته‌ها: توافق خوبی بین مقادیر TMR محاسبه شده از طریق رابطه تحلیلی ارائه شده و مقادیر BJR وجود داشت، به طوری که در اکثر انرژی‌ها برای فیلدهای درمانی، میزان اختلاف بین این رابطه و BJR تا عمق ۱۰cm کمتر از ۲٪ و با افزایش عمق، تا عمق ۲۰cm کمتر از ۴٪ می‌باشد. نتیجه‌گیری: با استفاده از رابطه تحلیلی ارائه شده در این مطالعه، می‌توان کمیت TMR را به‌طور سریع برای تمام فیلدهای درمانی در هر عمق و هر انرژی محاسبه نمود.

کلید واژگان: PDD، TMR، فاکتور پراکندگی، دوزیمتری، رادیوتراپی، سیستم طراحی درمان.

۱-دانشیار گروه فیزیک پزشکی.

۲-دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی.

۳-استاد گروه فیزیک پزشکی.

۴- استادیار گروه رادیوتراپی و انکولوژی.

۱ و ۲- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.

۳- گروه رادیوتراپی و انکولوژی، بیمارستان گلستان، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.

*نویسنده مسئول:

فاطمه مقصودی نیا؛ گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.

تلفن: ۰۰۹۸۹۳۰۲۵۵۹۱۱۶

Email:
maghsoodi.fateme@
yahoo.com

مقدمه

و اندازه میدان درمانی در آن عمق می‌باشد (۴، ۶، ۷). در پرتودهی به کل بدن (Total Body Irradiation) (=TBI) هنگامی که تخت متحرک است TMR مستقل از فیلد سایز می‌شود (۸). برای اندازه‌گیری TMR در فیلد سایزهای کوچک، دیود و چمبر آشکار سازهای مناسبتری نسبت به فیلم اشعه ایکس هستند. به علت اینکه پاسخ فیلم وابسته به انرژی باریکه است و فیلم، TMR را به‌خصوص در انرژی‌های زیر 200Kev، به علت غالب بودن اثر فوتوالکترونیک در این انرژی و در عمق‌های زیاد، بیشتر از مقادیر TMR اندازه‌گیری شده با دیود و آشکارسازهای ترمولومینسانس تخمین می‌زند (۹، ۱۰). برای صحت بیشتر و اندازه‌گیری صحیح TMR در فیلدسایزهای کوچک پرتو و قطره‌های کوچک کولیماتور، به علت عدم تعادل الکترونی جانبی در این فیلدسایزها، بایستی اندازه آشکارساز به طور قابل توجهی کوچکتر از فیلد سایز باشد (۱۱). اگرچه می‌توان TMR را مستقیماً اندازه‌گیری کرد، اما با توجه به مشکلات اندازه‌گیری به‌خصوص در میدان‌های کوچک، اغلب از اندازه‌گیری PDD محاسبه می‌شود. رابطه بین TMR و PDD به صورت زیر بیان می‌شود (۱، ۲، ۱۲-۱۶):

$$TMR(d, r_d) = PDD(d, r, f) \times \left(\frac{f+d}{f+t_0} \right)^2 \frac{S_p(r, t_0)}{S_p(r_d)} \quad (1)$$

در این رابطه، d عمق درمان، t_0 عمق مرجع و S_p (Scatter phantom) فاکتور پراکندگی فانتوم می‌باشد. تعیین S_p در فوتون‌های مگاولتاژ که بیشتر به سمت جلو حرکت می‌کنند تقریباً غیرممکن است. از طرفی تعیین TMR از طریق رابطه ۱ وابسته به دقت اندازه‌گیری S_p می‌باشد (۱۷). رابطه ۱ را بر حسب فاکتور پراکندگی برگشتی (Back Scatter Factor=BSF) (یا فاکتور

روش‌های متعددی برای محاسبه دوز جذبی در بدن بیمار در سیستم‌های طراحی درمان رادیوتراپی وجود دارد. از بین این روش‌ها می‌توان به روش درصد دوز عمقی (Percentage depth dose=PDD) و روش نسبت بافت-هوا (Tissue air ratio =TAR) اشاره کرد. با این وجود، این روش‌ها با محدودیت‌هایی مواجه هستند. به عنوان مثال به علت وابستگی PDD به فاصله چشمه تا سطح فانتوم (Source surface distance=SSD)، این کمیت برای درمان ایزوستر نامناسب می‌باشد. استفاده از کمیت TAR این مشکل را برطرف نموده است. اما در انرژی‌های مگاولتاژی نیاز به اندازه‌گیری دوز در فضای آزاد است، از طرفی با افزایش انرژی، ضخامت کلاهدک بیلدآپ افزایش یافته و جنس متفاوت کلاهدک و ماده فانتوم، یک عدم قطعیت در اندازه‌گیری TAR ایجاد می‌کند. برای برطرف نمودن محدودیت‌های کمیت TAR، نسبت بافت-فانتوم (Tissue Phantom Ratio=TPR) معرفی می‌شود که به صورت نسبت دوز در یک نقطه معین در فانتوم به دوز در همان نقطه وقتی که آن نقطه مرجع باشد تعریف می‌شود (۱-۳). در صورتی که نقطه دوز بیشینه به عنوان عمق مرجع ثابت پذیرفته شود، کمیت TPR به نسبت بافت-بیشینه (Tissue Maximum Ratio=TMR) تبدیل می‌شود. بنابراین حالت خاصی از TPR بوده که به صورت نسبت دوز در یک نقطه معین در فانتوم به دوز در همان نقطه در عمق مرجع دوز بیشینه تعریف می‌شود (۴). محاسبه کمیت TMR نسبت به TAR که برای محاسبه آن تعیین دوز جذبی در هوا لازم است آسانتر می‌باشد (۱). برای محاسبه واحد شمارش دستگاه درمانی یا مانتوریونیت (Monitor Unit=MU) زمان درمان و نسبت پراکندگی به دوز بیشینه Scatter (Maximum Ratio=SMR) از TMR استفاده می‌شود (۲، ۵). TMR مستقل از SSD بوده و فقط وابسته به عمق

در این رابطه $r_{dd} = r_d \left(\frac{f+d}{f} \right)$ و PDD درصد دوز عمقی در عمق d برای میدانی با ابعاد rd بر روی سطح می‌باشد. با توجه به معادلات ۳ و ۴ می‌توان نوشت:

$$BSF(r_d) = \frac{TAR(d, r_{dd})}{TAR(d, r_d)} \frac{PDD(d, r, f)}{PDD(d, r_d, f)} BSF(r) \quad (5)$$

رابطه ۲ به صورت رابطه ۶ در می‌آید:

۳ و ۵ و همچنین فاکتور ماینورد و

$$TMR(d, r_d) = \frac{PDD(d, r_d, f_0)}{100} \frac{TAR(d, r_d)}{TAR(d, r_{dd})} \left(\frac{f_0+d}{f_0+d_m} \right)^2 \quad (6)$$

در این رابطه نسبت $\frac{TAR(d, r_d)}{TAR(d, r_{dd})}$ نزدیک به یک و قابل صرفنظر است، بنابراین خواهیم داشت:

$$TMR(d, r_d) = \frac{PDD(d, r_d, f_0)}{100} \left(\frac{f_0+d}{f_0+d_m} \right)^2 \quad (7)$$

در این رابطه PDD برای میدان با ضلع r_d در عمق d تعریف می‌شود و f_0 فاصله چشمه تا محور (SAD) است. رابطه به دست آمده برای TMR تابعی از عمق و اندازه میدان می‌باشد و با اندازه‌گیری PDD در عمق d ، برای میدان r_d می‌توان TMR را محاسبه نمود و بدین ترتیب می‌توان TMR را برای میدان‌های مختلف در انرژی‌های دلخواه به راحتی و بدون مداخله فاکتورهای پراکندگی محاسبه نمود.

دوزیمتری: اندازه‌گیری‌های درصد دوز عمقی (PDD) در بخش رادیوتراپی بیمارستان گلستان اهواز با شتاب‌دهنده‌های خطی زمینس و واریان، با استفاده از اتافک یونیزاسیون CC13 ساخت شرکت Scanditronix Wellhofer کالیبره شده در مرکز SSDL سازمان انرژی اتمی ایران و با کمک فانتوم آب Scanditronix با ابعاد $50 \times 50 \times 50$ cm³ ساخت شرکت IBA Wellhofer که

پراکندگی بیشینه =PSF Peak Scatter Factor در فوتون‌های مگاولتاژ می‌توان به صورت زیر نوشت (۵،۲):

$$TMR(d, r_d) = \frac{TAR(d, r_d)}{BSF(r_d)} \quad (2)$$

در این رابطه $BSF(r_d)$ فاکتور پراکندگی برگشتی برای میدان درمانی در عمق d می‌باشد. از طرفی تعیین TMR به علت مشکلات اندازه‌گیری S_p در انرژی‌های بالا غیر ممکن است. هدف از این مطالعه، به دست آوردن یک روش است که با استفاده از رابطه ۲ و با حذف فاکتور پراکندگی بتوان TMR را برای فیلدسایزها و انرژی‌های مختلف تعیین و در یک جدول ثبت و در نهایت آن را به صورت یک نرم‌افزار تهیه و در اختیار بخش‌های پرتودرمانی قرار داد.

روش بررسی

تئوری: هدف از این مطالعه، به دست آوردن رابطه‌ای برای محاسبه TMR با استفاده از PDD در غیاب فاکتورهای پراکندگی است.

برای تعیین TMR با استفاده از رابطه ۲ بایستی BSF مشخص باشد. رابطه BSF با TAR مطابق با معادله ۳ می‌باشد.

$$BSF(r) = \frac{TAR(d, r_d)}{PDD(d, r, f)} \left(\frac{f+d_m}{f+d} \right)^2 \times 100 \quad (3)$$

در این رابطه d_m عمق دوز بیشینه و PDD درصد دوز عمقی در عمق d برای میدانی با ابعاد r بر روی سطح می‌باشد. از رابطه ۳ می‌توان نوشت:

$$BSF(r_d) = \frac{TAR(d, r_{dd})}{PDD(d, r_d, f)} \left(\frac{f+d_m}{f+d} \right)^2 \times 100 \quad (4)$$

افزار فرمول‌های نهایی به دست آمده در قالب یک برنامه محاسباتی کامپیوتری تعریف شد.

یافته‌ها

برای نمونه نتایج TMR محاسبه شده از طریق فرمول ارائه شده (با استفاده از مقادیر PDD مندرج در جداول BJR) در مقایسه با مقادیر TMR گزارش شده توسط BJR برای میدان‌های مربعی در عمق‌های مختلف، در انرژی‌های ۸ MV، ۱۲ MV و ۱۵ MV در جداول ۱ تا ۳ نشان داده شده است.

نتایج TMR محاسبه شده از طریق فرمول ارائه شده با استفاده از مقادیر PDD مندرج در جداول BJR برای کبالت ۶۰ و با استفاده از مقادیر PDD اندازه‌گیری شده (که در مبحث دوزیمتری بیان شد) برای شتاب‌دهنده‌های خطی واریان و زیمنس در انرژی‌های درمانی ۶ MV و ۱۸ MV در مقایسه با مقادیر TMR گزارش شده توسط BJR، برای میدان‌های مربعی در عمق‌های مختلف، در جداول ۴ تا ۶ نشان داده شده است.

برای هر انرژی و اندازه میدانی تغییرات TMR محاسباتی به کمک نرم‌افزار MATLAB یک معادله درجه سه بر حسب عمق به دست آمد. از آنجایی که مقادیر عددی ضرایب برای هر اندازه میدان تغییر کرد، منحنی بر حسب اندازه میدان بر آنها مناسب‌سازی شد که در نهایت رابطه ۸ به دست آمد:

$$TMR_{\square}(L,d) = a_0(L) + a_1(L)d + a_2(L)d^2 + a_3(L)d^3 \quad (8)$$

سپس این معادلات در قالب یک نرم‌افزار کامپیوتری بیان شد که پنجره محاسباتی آن به صورت شکل ۱ می‌باشد. بنابراین با داشتن ابعاد میدان و عمق می‌توان با سرعت و دقت بالا مقدار TMR را در هر انرژی برای هر دستگاه محاسبه کرد.

دارای یک رباط با سه بازوی طولی، عرضی و قائم است، برای میدان‌های مربعی $4 \times 4 \text{ cm}^2$ تا $40 \times 40 \text{ cm}^2$ در عمق‌های مختلف تا ۲۵ cm، و در انرژی‌های درمانی ۶ MV و ۱۸ MV توسط نرم‌افزار Omini-Accept Pro Ver 6.4 انجام شد و جداول PDD برای فیلدهای درمانی در عمق‌های مختلف تشکیل گردید.

از طریق رابطه به دست آمده، مقادیر TMR با استفاده از مقادیر PDD مندرج در جداول (British BJR Journal of Radiology) برای میدان‌های مربعی $5 \times 5 \text{ cm}^2$ تا $30 \times 30 \text{ cm}^2$ در عمق‌های ۵ cm، ۱۰ cm، ۱۵ cm و ۲۰ cm در انرژی‌های کبالت ۶۰ و ۶ MV تا ۲ MV و ۵۰ و همچنین با استفاده از مقادیر PDD اندازه‌گیری شده (که در مبحث دوزیمتری بیان شد) برای شتاب‌دهنده‌های خطی زیمنس و واریان بیمارستان گلستان در انرژی‌های درمانی ۶ MV و ۱۸ MV، برای میدان‌های مربعی $4 \times 4 \text{ cm}^2$ تا $35 \times 35 \text{ cm}^2$ در عمق‌های مختلف تا ۲۵ cm، محاسبه و نتایج به دست آمده با مقادیر TMR مندرج در جداول BJR مقایسه شد. سپس به کمک نرم‌افزار MATLAB برای شتاب‌دهنده‌های زیمنس و واریان در انرژی‌های درمانی ۶ MV و ۱۸ MV و کبالت ۶۰، تغییرات TMR بر حسب عمق برای میدان‌های مربعی مختلف به صورت معادلات درجه سوم با $r^2 > 0.990$ به دست آمد. در ادامه با کمک ضرایب موجود در هر معادله درجه سه به دست آمده از مرحله قبل بر حسب اندازه‌های میدان‌های درمانی، معادلات درجه سوم در هر انرژی به دست آمد. در نهایت با استفاده از ضرایب موجود در معادلات درجه سوم از مرحله قبل، فرمولی درجه سه برای TMR برای هر دستگاه در هر انرژی به دست آمد که به عمق و اندازه میدان وابسته است. سپس به کمک همان نرم-

جدول ۱: مقایسه نتایج TMR محاسبه شده و TMR گزارش شده توسط BJR در انرژی ۸ MV

میدان	۵×۵cm ^۲		۱۰×۱۰cm ^۲		۱۵×۱۵cm ^۲		۲۰×۲۰cm ^۲		۲۵×۲۵cm ^۲		۳۰×۳۰cm ^۲	
	محداسبه شده	BJR	محداسبه شده	BJR	محداسبه شده	BJR	محداسبه شده	BJR	محداسبه شده	BJR	محداسبه شده	BJR
۵cm	۰/۹۵۳	۰/۹۳۹	۰/۹۶۲	۰/۹۴۸	۰/۹۶۴	۰/۹۵۰	۰/۹۶۶	۰/۹۵۲	۰/۹۶۷	۰/۹۵۴	۰/۹۷۰	۰/۹۵۶
۱۰cm	۰/۸۱۰	۰/۷۹۰	۰/۸۴۰	۰/۸۲۰	۰/۸۵۴	۰/۸۳۵	۰/۸۶۳	۰/۸۴۴	۰/۸۷۰	۰/۸۵۱	۰/۸۷۵	۰/۸۵۷
۱۵cm	۰/۶۸۳	۰/۶۵۷	۰/۷۲۷	۰/۶۹۷	۰/۷۴۸	۰/۷۲۱	۰/۷۶۲	۰/۷۳۴	۰/۷۷۳	۰/۷۴۶	۰/۷۸۲	۰/۷۵۶
۲۰cm	۰/۵۷۵	۰/۵۴۴	۰/۶۲۳	۰/۵۸۵	۰/۶۵۱	۰/۶۱۳	۰/۶۷۰	۰/۶۳۲	۰/۶۸۱	۰/۶۴۸	۰/۶۹۰	۰/۶۵۹

جدول ۲: مقایسه نتایج TMR محاسبه شده و TMR گزارش شده توسط BJR در انرژی ۱۲ MV

میدان	۵×۵cm ²		۱۰×۱۰cm ^۲		۱۵×۱۵cm ^۲		۲۰×۲۰cm ^۲		۲۵×۲۵cm ^۲		۳۰×۳۰cm ^۲	
	محداسبه شده	BJR	محداسبه شده	BJR	محداسبه شده	BJR	محداسبه شده	BJR	محداسبه شده	BJR	محداسبه شده	BJR
۵cm	۰/۹۸۳	۰/۹۷۱	۰/۹۸۵	۰/۹۷۳	۰/۹۸۲	۰/۹۷۱	۰/۹۸۰	۰/۹۶۹	۰/۹۸۰	۰/۹۶۸	۰/۹۸۱	۰/۹۶۹
۱۰cm	۰/۸۵۵	۰/۸۳۸	۰/۸۷۴	۰/۸۵۸	۰/۸۸۰	۰/۸۶۵	۰/۸۸۵	۰/۸۷۰	۰/۸۸۹	۰/۸۷۴	۰/۸۹۴	۰/۸۷۸
۱۵cm	۰/۷۳۷	۰/۷۱۵	۰/۷۶۹	۰/۷۴۵	۰/۷۸۲	۰/۷۶۱	۰/۷۹۲	۰/۷۷۱	۰/۸۰۰	۰/۷۷۸	۰/۸۰۷	۰/۷۸۴
۲۰cm	۰/۶۳۷	۰/۶۱۰	۰/۶۷۴	۰/۶۴۲	۰/۶۹۴	۰/۶۶۴	۰/۷۰۷	۰/۶۷۷	۰/۷۱۶	۰/۶۸۸	۰/۷۲۳	۰/۶۹۷

جدول ۳: مقایسه نتایج TMR محاسبه شده و TMR گزارش شده توسط BJR در انرژی ۱۵ MV

میدان	۵×۵cm ^۲		۱۰×۱۰cm ^۲		۱۵×۱۵cm ^۲		۲۰×۲۰cm ^۲		۲۵×۲۵cm ^۲		۳۰×۳۰cm ^۲	
	محداسبه شده	BJR	محداسبه شده	BJR	محداسبه شده	BJR	محداسبه شده	BJR	محداسبه شده	BJR	محداسبه شده	BJR
۵cm	۰/۹۹۲	۰/۹۸۴	۰/۹۹۱	۰/۹۸۴	۰/۹۸۵	۰/۹۷۹	۰/۹۸۲	۰/۹۷۵	۰/۹۸۱	۰/۹۷۳	۰/۹۸۱	۰/۹۷۳
۱۰cm	۰/۸۷۵	۰/۸۶۲	۰/۸۸۸	۰/۸۷۷	۰/۸۹۰	۰/۸۸۱	۰/۸۹۳	۰/۸۸۳	۰/۸۹۶	۰/۸۸۵	۰/۸۹۸	۰/۸۸۸
۱۵cm	۰/۷۶۱	۰/۷۴۳	۰/۷۸۶	۰/۷۶۸	۰/۷۹۵	۰/۷۸۰	۰/۸۰۳	۰/۷۸۶	۰/۸۱۰	۰/۷۹۳	۰/۸۱۵	۰/۷۹۹
۲۰cm	۰/۶۶۳	۰/۶۴۱	۰/۶۹۴	۰/۶۶۹	۰/۷۰۹	۰/۶۸۶	۰/۷۲۰	۰/۶۹۶	۰/۷۲۹	۰/۷۰۶	۰/۷۳۵	۰/۷۱۳

جدول ۴: مقایسه نتایج TMR محاسبه شده برای کبالت ۶۰ و مقادیر TMR در گزارش BJR

میدان	۵×۵cm ^۲		۸×۸cm ^۲		۱۰×۱۰cm ^۲		۱۲×۱۲cm ^۲		۱۵×۱۵cm ^۲	
	محاسبه شده	BJR	محاسبه شده	BJR	محاسبه شده	BJR	محاسبه شده	BJR	محاسبه شده	BJR
۲cm	۰/۹۴۸	۰/۹۴۶	۰/۹۶۲	۰/۹۶۱	۰/۹۶۸	۰/۹۶۷	۰/۹۷۱	۰/۹۷۰	۰/۹۷۴	۰/۹۷۳
۴cm	۰/۸۷۵	۰/۸۷۰	۰/۹۰۰	۰/۸۹۵	۰/۹۰۹	۰/۹۰۵	۰/۹۱۶	۰/۹۱۱	۰/۹۲۳	۰/۹۱۹
۶cm	۰/۷۹۹	۰/۷۸۸	۰/۸۳۰	۰/۸۲۰	۰/۸۴۳	۰/۸۳۴	۰/۸۵۲	۰/۸۴۳	۰/۸۶۳	۰/۸۵۵
۸cm	۰/۷۱۹	۰/۷۰۲	۰/۷۵۶	۰/۷۴۱	۰/۷۷۳	۰/۷۵۷	۰/۷۸۶	۰/۷۷۰	۰/۸۰۰	۰/۷۸۶
۱۰cm	۰/۶۴۵	۰/۶۲۴	۰/۶۸۶	۰/۶۶۲	۰/۷۰۶	۰/۶۸۲	۰/۷۲۱	۰/۶۹۰	۰/۷۳۹	۰/۷۱۷
۱۲cm	۰/۵۷۹	۰/۵۵۳	۰/۶۲۱	۰/۵۹۲	۰/۶۴۴	۰/۶۱۳	۰/۶۶۲	۰/۶۳۰	۰/۶۸۲	۰/۶۵۱
۱۴cm	۰/۵۱۹	۰/۴۸۹	۰/۵۶۶	۰/۵۳۰	۰/۵۸۹	۰/۵۵۱	۰/۶۰۸	۰/۵۶۹	۰/۶۳۰	۰/۵۹۲
۱۶cm	۰/۴۶۷	۰/۵۳۴	۰/۵۱۴	۰/۴۷۱	۰/۵۳۸	۰/۴۹۳	۰/۵۵۸	۰/۵۱۲	۰/۵۸۲	۰/۵۳۶
۱۸cm	۰/۴۲۱	۰/۳۸۶	۰/۴۶۸	۰/۴۲۱	۰/۴۹۳	۰/۴۴۲	۰/۵۱۴	۰/۴۶۰	۰/۵۳۹	۰/۴۸۵
۲۰cm	۰/۳۷۹	۰/۳۴۰	۰/۴۲۶	۰/۳۷۴	۰/۴۵۱	۰/۳۹۵	۰/۴۷۴	۰/۴۱۳	۰/۵۰۳	۰/۴۳۷

جدول ۵: مقایسه نتایج TMR محاسبه شده برای شتاب دهنده های خطی واریان و زیمنس بیمارستان گلستان و مقادیر TMR در

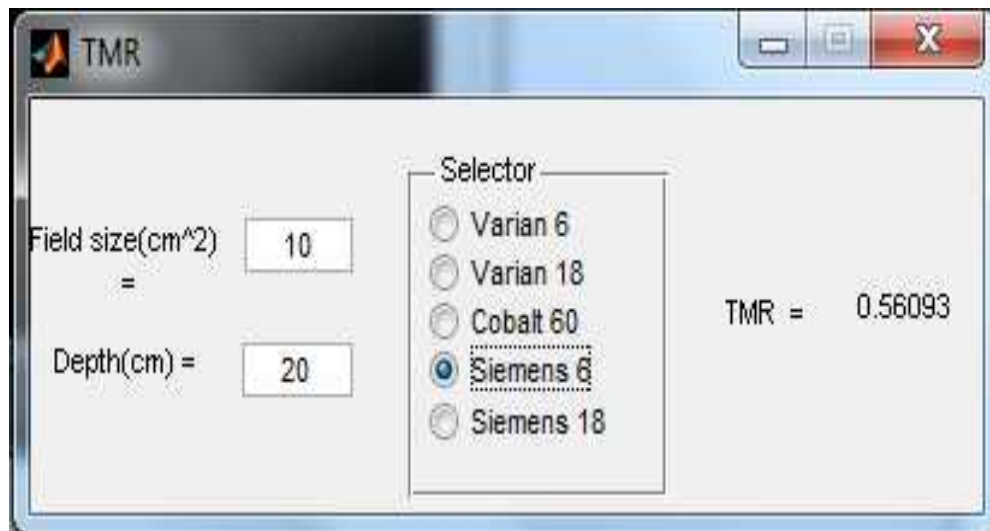
گزارش BJR در انرژی ۶ MV

میدان	۵×۵cm ^۲			۱۰×۱۰cm ^۲			۱۵×۱۵cm ^۲			۲۰×۲۰cm ^۲		
	Varian	Siemens	BJR	Varian	Siemens	BJR	Varian	Siemens	BJR	Varian	Siemens	BJR
۲cm	۰/۹۶۶	۰/۹۹۶	۰/۹۷۳	۰/۹۹۳	۱/۰۰۲	۰/۹۷۹	۰/۹۹۷	۰/۹۹۹	۰/۹۸۰	۰/۹۹۴	۱/۰۰۵	۰/۹۸۱
۴cm	۰/۹۳۵	۰/۹۴۱	۰/۹۴۳	۰/۹۴۶	۰/۹۴۲	۰/۹۵۴	۰/۹۵۴	۰/۹۴۷	۰/۹۵۸	۰/۹۵۵	۰/۹۵۳	۰/۹۶۰
۶cm	۰/۸۶۹	۰/۸۷۷	۰/۸۷۶	۰/۸۹۳	۰/۹۰۲	۰/۹۰۰	۰/۹۰۶	۰/۹۱۵	۰/۹۱۰	۰/۹۱۰	۰/۹۲۶	۰/۹۱۶
۸cm	۰/۸۰۳	۰/۸۱۰	۰/۸۱۰	۰/۸۳۸	۰/۸۴۹	۰/۸۴۳	۰/۸۵۸	۰/۸۶۵	۰/۸۶۰	۰/۸۶۷	۰/۸۷۶	۰/۸۶۹
۱۰cm	۰/۷۴۲	۰/۷۵۳	۰/۷۴۵	۰/۷۸۳	۰/۷۹۷	۰/۷۸۶	۰/۸۰۶	۰/۸۱۶	۰/۸۰۸	۰/۸۱۹	۰/۸۲۸	۰/۸۲۰
۱۲cm	۰/۶۸۴	۰/۶۹۴	۰/۶۸۴	۰/۷۳۴	۰/۷۴۳	۰/۷۲۹	۰/۷۵۹	۰/۷۶۸	۰/۷۵۵	۰/۷۷۶	۰/۷۸۳	۰/۷۷۲
۱۴cm	۰/۶۳۰	۰/۶۳۹	۰/۶۲۹	۰/۶۸۳	۰/۶۹۴	۰/۶۷۶	۰/۷۱۲	۰/۷۲۲	۰/۷۰۵	۰/۷۳۱	۰/۷۴۰	۰/۷۲۳
۱۶cm	۰/۵۸۱	۰/۵۹۳	۰/۵۷۶	۰/۶۳۵	۰/۶۴۶	۰/۶۲۴	۰/۶۶۶	۰/۶۷۹	۰/۶۵۶	۰/۶۸۹	۰/۶۹۷	۰/۶۷۷
۱۸cm	۰/۵۳۶	۰/۵۴۶	۰/۵۲۷	۰/۵۹۳	۰/۶۰۶	۰/۵۷۷	۰/۶۲۵	۰/۶۳۶	۰/۶۰۸	۰/۶۴۹	۰/۶۵۵	۰/۶۳۰
۲۰cm	۰/۴۹۵	۰/۵۰۷	۰/۴۸۴	۰/۵۵۰	۰/۵۶۶	۰/۵۳۲	۰/۵۸۴	۰/۵۹۵	۰/۵۶۵	۰/۶۱۰	۰/۶۱۸	۰/۵۸۷

جدول ۶: مقایسه نتایج TMR محاسبه شده برای شتاب دهنده های خطی واریان و زیمنس بیمارستان گلستان و مقادیر BJR در

گزارش BJR در انرژی 18MV

میدان عمق	۵×۵cm ^۲			۱۰×۱۰cm ^۲			۱۵×۱۵cm ^۲			۲۰×۲۰cm ^۲		
	Varian	Siemens	BJR	Varian	Siemens	BJR	Varian	Siemens	BJR	Varian	Siemens	BJR
۴cm	۱/۰۰۳	۰/۹۹۲	۱/۰۰۸	۰/۹۹۹	۰/۹۸۶	۱/۰۰۴	۰/۹۹۶	۰/۹۸۶	۰/۹۹۹	۰/۹۹۴	۰/۹۷۸	۰/۹۹۵
۶cm	۰/۹۷۸	۰/۹۵۷	۰/۹۸۱	۰/۹۷۲	۰/۹۵۷	۰/۹۷۹	۰/۹۶۴	۰/۹۵۴	۰/۹۷۲	۰/۹۶۳	۰/۹۵۰	۰/۹۶۷
۸cm	۰/۹۳۶	۰/۹۱۴	۰/۹۳۴	۰/۹۳۵	۰/۹۱۵	۰/۹۱۷	۰/۹۲۹	۰/۹۱۵	۰/۹۱۴	۰/۹۳۰	۰/۹۱۴	۰/۹۱۱
۱۰cm	۰/۸۹۰	۰/۸۶۸	۰/۸۸۵	۰/۸۹۵	۰/۸۷۶	۰/۸۹۶	۰/۸۹۴	۰/۸۸۱	۰/۸۹۵	۰/۸۹۷	۰/۸۸۴	۰/۸۹۴
۱۲cm	۰/۸۵۰	۰/۸۲۰	۰/۸۳۸	۰/۸۵۸	۰/۸۳۸	۰/۸۵۳	۰/۸۶۰	۰/۸۴۵	۰/۸۵۶	۰/۸۶۴	۰/۸۴۸	۰/۸۵۷
۱۴cm	۰/۸۰۷	۰/۷۸۲	۰/۷۹۲	۰/۸۲۲	۰/۸۰۰	۰/۸۱۰	۰/۸۲۶	۰/۸۰۷	۰/۸۱۶	۰/۸۳۲	۰/۸۱۲	۰/۸۱۹
۱۶cm	۰/۷۶۸	۰/۷۴۲	۰/۷۴۸	۰/۷۸۴	۰/۷۶۵	۰/۷۶۹	۰/۷۹۰	۰/۷۷۴	۰/۷۷۸	۰/۷۹۹	۰/۷۸۱	۰/۷۸۲
۱۸cm	۰/۷۳۲	۰/۷۰۶	۰/۷۰۸	۰/۷۵۱	۰/۷۳۰	۰/۷۳۱	۰/۷۵۹	۰/۷۴۱	۰/۷۴۲	۰/۷۶۹	۰/۷۴۷	۰/۷۴۸
۲۰cm	۰/۶۹۵	۰/۶۶۹	۰/۶۷۰	۰/۷۱۶	۰/۶۹۵	۰/۶۹۴	۰/۷۲۸	۰/۷۰۶	۰/۷۰۶	۰/۷۳۷	۰/۷۱۵	۰/۷۱۳



شکل ۱: پنجره مربوط به محاسبه نرم افزاری TMR بر اساس فرمول ارائه شده توسط نرم افزار MATLAB

بحث

طریق رابطه تحلیلی ارائه شده و مقادیر BJR می باشد. همان طور که جدول ۱ نشان می دهد، اختلاف مقادیر TMR محاسبه شده و BJR در انرژی ۸ MV تا عمق ۱۰ cm، کمتر از ۲٪ بوده و با افزایش عمق تا عمق ۲۰cm به ۸٪/۳

نتایج این تحقیق با مقادیر TMR مندرج در گزارش BJR Supplement 25 در جداول ۶-۱ برای فیلدهای درمانی در عمقها و انرژیهای مختلف مقایسه شد که نشان دهنده تطابق خوبی بین مقادیر TMR محاسبه شده از

به کار برده‌اند. با توجه به اینکه اندازه‌گیری $S_{p,0}$ یا PSF به-خصوص در انرژی‌های بالا و فیلدسایزهای کوچک مشکل می‌باشد، محاسبه TMR از این طریق همراه با خطاهای قابل توجه می‌باشد (۲، ۲۱). همچنین در محاسبه TMR از طریق TAR و BSF (۲، ۵، ۱۳) مشکلات و محدودیت‌هایی وجود دارد. از جمله اینکه اندازه‌گیری BSF مشکل و غیر دقیق می‌باشد و TAR فقط در انرژی‌های تا کبالت ۶۰، به علت نیاز به اندازه‌گیری دوز در فضای آزاد قابل اندازه‌گیری است و محاسبه TAR از طریق PDD و PSF نیز به علت مشکلات و خطاهای اندازه‌گیری PSF، با خطا همراه است (۲، ۲۱). بنابراین برای صحت بیشتر دوزیمتری در رادیوتراپی لازم است که فرمول مناسبی برای محاسبه TMR به کار برده شود. رابطه تحلیلی ارائه شده در این مطالعه مشکلات و خطاهای اندازه‌گیری مستقیم TMR را نداشته و نیازی به ارزیابی فاکتورهای پراکندگی و TAR نیست و جداول PDD به تنهایی برای محاسبه TMR کافی است. این رابطه می‌تواند در محاسبه TMR برای همه فیلدهای درمانی در هر عمق و هر انرژی به طور دقیق‌تری به کار گرفته شود.

نتیجه‌گیری

رابطه تحلیلی ارائه شده در این مطالعه می‌تواند برای محاسبه TMR بدون مداخله فاکتورهای پراکندگی و تنها با استفاده از مقادیر PDD برای میدان‌های درمانی در انرژی‌های درمانی مختلف به کار گرفته شود. مدل تحلیلی کامپیوتری ارائه شده در این مطالعه می‌تواند برای محاسبه دقیق و سریع کمیت TMR به کار گرفته شود.

قدردانی

نویسندگان این مقاله بر خود لازم می‌دانند که از حمایت مالی معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز و همکاری صمیمانه بخش رادیوتراپی بیمارستان گلستان اهواز تشکر و قدردانی نمایند.

افزایش می‌یابد که با نتیجه کار چن (Chen) و همکاران (۱۸) که تفاوت مقادیر TMR اندازه‌گیری شده و محاسبه-شده از طریق PDD و PSF را در انرژی ۸MV، برای میدان‌های $10 \times 10 \text{ cm}^2$ تا $30 \times 30 \text{ cm}^2$ در عمق‌های کمتر از ۱۵ cm، کمتر از ۲٪ و در عمق‌های بیشتر، ۵-۲٪ گزارش کرده‌اند، قابل مقایسه است. با توجه به جداول ۶-۲، اختلاف بین مقادیر TMR محاسبه‌شده و BJR، برای میدان‌های مختلف در عمق‌های کمتر از ۱۰cm، در انرژی‌های ۱۲ MV، ۱۵ MV، ۱۸ MV، ۶ MV، ۱۸ MV، ۶ MV و واریان ۶ MV و واریان ۱۸ MV، کمتر از ۲٪ و در کبالت ۶۰، کمتر از ۳/۴٪ بوده و با افزایش عمق، تا عمق ۲۰cm این اختلاف در این انرژی‌ها به ترتیب به: ۳/۲٪، ۲/۵٪، ۳/۴٪، ۲٪، ۲/۳٪، ۲/۳٪ و ۲/۵٪ و در کبالت ۶۰ به ۶/۶٪ افزایش می‌یابد که در کاربردهای کلینیکی قابل قبول می‌باشد. ممکن است که این اختلاف‌ها به علت متفاوت بودن آشکارسازها در اندازه‌گیری PDD باشد (۱۸). گوتو (Gotoh) (۹)، ژو (Zhu) (۱۰)، چنگ (Cheng) (۱۱) و گارسیا (Garcia) (۱۹) و همکاران، روش اندازه‌گیری مستقیم TMR را به کار برده‌اند. از آنجا که در این روش نیاز به اندازه‌گیری‌های مکرر دوز در تمامی اعماق و عمق d_m می‌باشد، برابر کردن ابعاد میدان در هر عمق و عمق d_m در هنگام اندازه‌گیری کاری دشوار است، به‌خصوص در فیلدهای کوچک پرتو به علت عدم تعادل الکترونی جانبی در این فیلدسایزها، نیاز به انتخاب آشکارساز با اندازه مناسب و تنظیم دقیق محور آن با محور مرکزی باریکه پرتو، برای اندازه‌گیری صحیح TMR می‌باشد، بنابراین روش اندازه‌گیری مستقیم TMR روشی زمان‌بر، مشکل و همراه با خطای بالاست (۲، ۱۱). آگاروال (Agarwal) (۱)، خان (Khan) (۲)، بدفورد (Bedford) (۱۴)، کینسی (Kinsey) (۱۶) و آپوستولیدیس (Apostolidis) (۲۰) و همکاران روش محاسبه TMR از طریق PDD و PSF را

- 1-Agarwal SK, Scheele RV, Wakley J. Tissue maximum-dose ratio (TMR) for 8 MV xrays. American Journal of Roentgenology 1971; 112(4): 797-802.
- 2-Khan FM, The physics of radiation therapy. Lippincott Williams & Wilkins; 2009. P.158-174.
- 3-Khan FM, Williamson JF, Sewchand W, Kim TH. Basic data for dosage calculation and compensation. J Radiation Oncology Biol Phys 1980; 6(6): 745-751.
- 4-Wysocka A, Maciszewski W. The photon beam characteristics of linear accelerator equipped with additional narrow beam collimator 2000; 2563-2565.
- 5-Isa M, Iqbal K, Afzal M, Buzdar S, Chow J. Poster-Thur Eve-23:Statistical analysis and verification of the percentage depth dose calculation based on the tissue maximum ratio in external beam radiotherapy. Medical Physics 2012; 39(7): 4628-4629.
- 6-Linouth N, Verellen D, Acker SV, Storme Guy. A simple theoretical verification of monitor unit calculation for intensity modulated beams using dynamic mini-multileaf collimation. Radiotherapy and Oncology. 2004; 71(2004): 235-241.
- 7-Gibbons JP, Reft CS. Monitor unit calculations for external photon and electron beams. Medical physics 2002; 29: 106.
- 8-Ando S, Yi B, Sun M, Sarfaraz M, Yu C. SU-FF-T-424: The Measurement of Moving Tissue Maximum Ratio for Dynamic MLC Based Total Body Irradiation. Medical Physics 2006; 33: 2143.
- 9-Gotoh S, Ochi M, Hayashi N, Matsushima S, Uchida T, Obata S, 'et al'. Narrow photon beam dosimetry for linear accelerator radiosurgery. Radiotherapy and oncology. 1996; 41(3): 221-224.
- 10-Ron Zhu X, Josef Allen J, Shi J. Total scatter factors and tissue maximum ratios for small radiosurgery fields: comparison of diode detectors, a parallel-plate ion chamber, and radiographic film. Medical Physics 2000; 27(3): 472-477.
- 11-Cheng CW, Cho SH, Taylor M. 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. Medical Physics 2007; 34(8): 3149-3157.
- 12-Thomadsen BR, Kubsad SS, Paliwal BR, Shahabi S, Mackie R. On the cause of the variation in tissue-maximum ratio values with source-to-detector distance. Medical Physics 1993; 20(3): 723-727.
- 13-Khan FM, Sewchand W, Lee J, Jeffrey JF. Revision of tissue-maximum ratio and scatter-maximum ratio concepts for cobalt 60 and higher energy x-ray beams. Medical Physics. 1980; 7(3): 230-237.
- 14-Bedford JL, Hansen VN, Webb S. The derivation of tissue-maximum ratio from percent depth dose requires peak scatter factor to be considered a function of source-to-surface distance. British journal of radiology 1998; 71(848): 876-881.
- 15-Sharma SD, Kumar S, Dagaonkar SS, Bisht G, Dayanand S, Devi R, 'et al'. Dosimetric comparison of linear accelerator-based stereotactic radiosurgery systems. Journal of Medical Physics/Association of Medical Physicists of India 2007; 32(1): 18-23.
- 16-Kinsey E, Guerrero M, Prado K, Yi B. Are the Calculation Methods for Determining tissue-Maximum Ratios from Percent Depth Dose Valid for Flattening Filter-Free Photon Beams?. Medical Physics 2012; 39(6): 3711.
- 17-Frye DMD, Paliwal BR, Thomadsen BR, Jursinic P. Intercomparison of normalized head-scatter factor measurement techniques. Medical Physics 1995; 22(2): 249-252.
- 18-Chen L, Chen LX, Sun HQ, Huang SM, Sun WZ, Gao XW, 'et al'. Measurements and comparisons for data of small beams of linear accelerators. Chinese Journal of Cancer 2009; 28(3): 272-276.
- 19-Garcia-Garduno OA, Larraga-Gutierrez GM, Rodriguez -Villafuerte M, Martinez-Davalos A, Celis MA. Small photon beam measurements using radiochromic film and Monte Carlo simulations in a water phantom. Radiotherapy and Oncology 2010; 96(2010): 250-253.
- 20-Apostolidis G, Stankovic J, Radosevic-Jelic L. Dosimetric characteristic of large photon fields (Varian, Clinac 2100, X-6MV) by using standard measurement approach. Oncology and Radiology 2002; 10(1): 25-28.
- 21-BJR (British Institute of Radiology) & Institution of Physics and Engineering in Medicine and Biology. Central axis depth dose data for use in radiotherapy. Br J Radiat 1996; 25: 168-181.

Derivation of TMR from PDD in Absence of Scatter Factors

Mohammad Javad Tahmasebi Birgani¹, Fatemeh Maghsoodiniya^{2*}
 Mohammad Ali Behrooz³, Sasan Razmju⁴, Fariba Farhadi Birgani²

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:
 Fatemeh Maghsoodiniya;
 Department of Medical Physics,
 School of Medicine, Ahvaz
 Jundishapur University of Medical
 Sciences, Ahvaz, Iran.
 Tel: +989302559116
 Email: maghsoodi.fateme@yahoo.
 com

Abstract

Background and Objective: There are some complications for TMR(Tissue Maximum Ratio) calculation in radiotherapy treatment planning system. For example in TMR calculation from PDD(Percentage depth dose), BSF(Back Scatter Factor) or measurement is difficult and inaccurate. The goal of this study was to calculate TMR from PDD in absence of scatter factors and its conversion to a computer software for promotion of treatment planning system(TPS) in radiotherapy departments.

Subjects and Methods: Measurements of PDD was performed using Varian and Siemens accelerators at Ahvaz Golestan Hospital radiotherapy department, by ionization chamber CC13 and scanditronix water phantom, for both 6 and 18 MV therapeutic energies. Then an analytical equation for TMR calculation from PDD was defined. By this equation TMR values for square fields in different depths for 2-50MV therapeutic energies were determined. Finally we employed MATLAB software to produce a computer program to be used in TPS software.

Result: There was a good agreement between TMR values calculated by presented analytical equation and TMR values in the BJR(British Journal of Radiology) report. In most energies for therapeutic fields, the difference between analytical and BJR values was less than 2% for depths up to 10 cm, and less than 4% for depths up to 20cm .

Conclusion: The presented analytical equation can quick calculate and quantify TMR for all therapeutic fields and energies.

Keywords: TMR, PDD, Scatter factors, Dosimetry, Radiotherapy, Treatment planning system.

Please cite this paper as:

Tahmasebi Birgani MJ, Maghsoodiniya F, Behrooz MA, Razmju S, Farhadi Birgani F. Derivation of TMR from PDD in Absence of Scatter Factors. *JundishapurSci Med J* 2014;13(4):409-418.

Received: Aug 18, 2013

Revised: Mar 15, 2014

Accepted: June 9, 2014