

تعیین اثر تغییر فاصله چشمه تا پوست بر درصد دوز عمقی در درمان آیزوستریک در پرتودرمانی با فوتون 6MV

ناهید چگنی^{۱*}، محمد جواد طهماسبی بیرگانی^۲، مرضیه طهماسبی^۳، علی زرگانی^۴،
حجت الله شهبازیان^۵، شعله آروندی^۵

چکیده

زمینه و هدف: یک روش محاسبه دوز در پرتودرمانی، استفاده از درصد دوز عمقی (PDD) است. PDD با افزایش فاصله چشمه تا سطح (SSD)، با قانون عکس مجذور فاصله تغییر می‌کند. در شرایط بالینی، باید SSD استاندارد را به مقداری که در عمل به کار می‌رود، تبدیل کرد. لذا در این پژوهش یک فاکتور جدید جهت محاسبه PDD وابسته به SSD پیشنهاد می‌شود.

روش بررسی: از شتاب دهنده الکتا کامپکت برای فوتون‌های ایکس^۶ مگاولتاژی، فانتوم Scanditronix blue با ابعاد $50 \times 50 \times 50 \text{ cm}^3$ و دو اتاقک یونساز با حجم حساس 0.13CC استفاده شد. PDD برای میدان‌های 8×8 ، 10×10 ، 6.4×6.4 در SSD های ۸۰ و ۱۰۰ سانتیمتر به‌طور جداگانه دوزیمتری شد. K_s و K_{s0} به ترتیب پراکندگی کلیماتور را برای میدان در SSD استاندارد و SSD جدید به حساب می‌آورند. نسبت K_s و K_{s0} برای اصلاح رابطه ماینورد اعمال شد.

یافته‌ها: با اصلاح فاکتور ماینورد، برای میدان‌های 8×8 ، 10×10 ، PDD با دقت بیشتر محاسبه شد. اما برای میدان 6.4×6.4 بهبود محاسبه PDD در عمق‌های حدود منطقه بیلدآپ مشاهده شد.

نتیجه‌گیری: روش فاکتور ماینورد برای میدان‌های کوچک که پراکندگی کلیماتور در آنها کم است، قابل استفاده است. اما، برای عمق‌ها یا SSD های بزرگ، می‌توان با به‌کاربردن روش ماینورد تصحیح شده، دقت محاسبات PDD را برای SSD های مختلف افزایش داد.

واژه‌های کلیدی: درصد دوز عمقی، فاصله چشمه تا سطح، فاکتور F ماینورد، پراکندگی.

۱-استادیار گروه فیزیک پزشکی.
۲-استاد گروه رادیوتراپی و آنکولوژی.
۳-دانشجوی دکتری گروه فیزیک پزشکی.
۴-دانشجوی کارشناسی ارشد گروه فیزیک پزشکی.
۵-استادیار گروه رادیوتراپی و آنکولوژی.

۴و۱-گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.

۵و۲-گروه رادیوتراپی و آنکولوژی، بیمارستان گلستان، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.

۳-گروه تکنولوژی پرتوشناسی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.

*نویسنده مسؤول:

ناهید چگنی؛ گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.

تلفن: ۰۰۹۸۹۱۶۳۵۳۴۰۲۲

Email: chegenin@gmail.com

مقدمه

بسیار مهم است. از آن جا که، درصد دوز عمقی تعیین کننده ی میزان دوز رسیده به به یک عمق در مقایسه با دوز سطحی یا D_{max} است، باید SSD را تا حد امکان بزرگ در نظر گرفت. برای درمان ضایعات تومورال عمقی، با پرتوی گامای ساطع شده از دستگاه کبالت-۶۰، حداقل SSD توصیه شده ۸۰ سانتی متر است و برای فوتون‌های ایکس مگاولتاژی دستگاه شتاب دهنده خطی، SSD برابر ۱۰۰ سانتی متر استفاده می‌شود (۶، ۷). هنگام انجام تست های پذیرش نرم افزار طراحی درمان (TPS) اطلاعات دوزیمتری مربوط به درصد دوز عمقی چند میدان مربعی در SSD برابر با ۱۰۰ سانتی متر، باید وارد شود و این در حالی است که در درمان به روش SAD فاصله ی سطح بدن بیمار تا چشمه بسته به نوع و عمق قرارگیری تومور، تغییر می کند (۸). بنابراین، در شرایط بالینی، ممکن است SSD برای یک بیمار، با SSD استاندارد تفاوت داشته باشد و یا در درمان‌های ایزوستریک، فاصله چشمه تا پوست بیمار در SSD هایی غیر از SSD استاندارد، بسته به محل ایزوستر در بدن بیمار خواهد بود (۶، ۸، ۹). همچنین، در تکنیک های درمانی که به میدان‌هایی بزرگ تر از 40×40 (حداکثر بازشدگی فک های دستگاه شتاب دهنده خطی)، نیاز است، از SSD های بزرگ تر از ۱۰۰ سانتی متر استفاده می شود. بنابراین، باید SSD استاندارد را به SSD که در عمل و در شرایط واقعی درمان به کار می رود، تبدیل کرد (۶). یک روش تقریبی برای این کار، استفاده از فاکتور اف ماینورد ($Mayneord F Factor$) است. این روش بر اساس قانون عکس مجذور فاصله استوار است و در آن، از تغییر در پراکندگی ناشی از کلیماتور به هنگام تغییر SSD صرف نظر شده است (۱۰). در مورد بررسی تغییرات درصد دوز عمقی با تغییر SSD و سایر کمیت های مربوطه، مطالعاتی توسط محققان پیشین انجام شده از جمله ماینورد و لامرتون در مطالعه ای با عنوان بررسی داده های دوز

در پرتودرمانی هنگام برخورد پرتو به بیمار یا فانتوم، دوز جذب شده در بیمار با عمق تغییر می‌کند. این تغییرات به پارامترهای متفاوتی مانند: انرژی پرتو، اندازه میدان، فاصله از چشمه و سیستم محدود کننده پرتو بستگی دارد. بنابراین، محاسبه دوز جذب شده مستلزم در نظر گرفتن پارامترهای ذکر شده و دیگر عواملی است که توزیع دوز عمقی را تحت تاثیر قرار می‌دهند (۱). روش‌های مختلفی برای محاسبه دوز جذبی بیمار ارائه شده است. که مهمترین آنها عبارتند از: درصد دوز عمقی (PDD)، نسبت هوا بافت ($Tissue Air Ratio$)، نسبت فانتوم بافت ($Tissue Phantom Ratio$) و نسبت ماگزیمم بافت ($Maximum Ratio Collimator Scatter Factor$) یا S_c و فاکتور پراکندگی فانتوم ($Phantom Scatter Factor$) یا S_p ، نیز برای تسهیل محاسبه دوز پراکنده، ارائه شدند (۲). یکی از مهم ترین راه های توصیف دوز، در امتداد محور مرکزی، استفاده از درصد دوز عمقی است (۱، ۴). درصد دوز عمقی به کیفیت دسته پرتو با میانگین ضریب تضعیف μ و همچنین عمق وابسته است (۵). در پرتودرمانی، اندازه میدان در یک فاصله معین، مانند فاصله چشمه تا سطح ($Source Surface Distance$) یا SSD و یا فاصله چشمه تا محور چرخش گانتری ($Source Axis Distance$) یا SAD تعریف می‌شود. برای میدان‌های کوچک، سهم فوتون‌های پراکنده در دوز عمقی ناچیز است. اما با افزایش اندازه میدان، سهم فوتون های پراکنده در دوز جذبی افزایش می یابد. به طور کلی، افزایش درصد دوز عمقی با اندازه ی میدان، به کیفیت دسته پرتو بستگی دارد (۶). همچنین، درصد دوز عمقی، با افزایش SSD ، به سبب تاثیر قانون عکس مجذور فاصله افزایش می یابد. در پرتودرمانی بالینی، SSD یک پارامتر

(X₂) می‌باشد که مستقل از هم حرکت می‌کنند. برای Scanditronix blue دوزیمتری از یک فانتوم phantom ساخت شرکت Wellhofer آلمان با ابعاد 50cm × 50cm × 50cm و دو اتاقک یون ساز با حجم حساس 0.13CC (IBA, CC13, Germany) استفاده شد. PDD برای میدان های مربعی به ابعاد 6.4×6.4 و 8×8 و 10×10 سانتیمتر مربع بر روی محور مرکزی و در SSD=80 و 100cm به طور جداگانه دوزیمتری شد.

ب- روش محاسباتی

با توجه به تعریف درصد دوز عمقی (PDD) (۶) و شکل ۱ برای یک میدان مربعی به ضلع AB=L در عمق d می‌توان نوشت: (1)
$$PDD(L, d) = \frac{D(d)}{D(d_m)} \times 100$$
 که d_m عمق ماکزیمم دوز را نشان می‌دهد. از طرفی می‌توان از قانون عکس مجذور فاصله و همچنین میزان تضعیف پرتو در دو عمق d و d_m استفاده کرد و

نوشت:
$$PDD(L, f_0, d) =$$

$$e^{-\mu(d-d_m)} \left(\frac{f_0+d_m}{f_0+d} \right)^2 K_{s0} \quad (2)$$

μ ضریب تضعیف پرتو داخل فانتوم آب است که برای تمام عمق ها یکسان در نظر گرفته شده است و f_0 فاصله چشمه تا پوست استاندارد به اندازه 100cm می‌باشد. ضریب K_{s0} تغییرات میزان پراکندگی کلیماتور را به حساب می‌آورد (شکل ۱).

حال اگر PDD برای همین میدان اما در SSD دیگری مانند f یا به عبارت دیگر $C'D'=AB=L$ مورد نظر باشد، می‌توان رابطه ی درصد دوز عمقی را به شکل

زیربنویسی

$$PDD(L, f, d) = e^{-\mu(d-d_m)} \left(\frac{f+d_m}{f+d} \right)^2 K_s \quad (3)$$

K_s نیز ضریبی است که میزان پراکندگی کلیماتور را برای میدانی با ضلع $C'D'$ مطابق شکل ۱ در این SSD نشان می‌دهد. لذا، برای محاسبه درصد دوز عمقی در هر SSD می‌توان با استفاده از منحنی درصد دوز عمقی در

عمقی، در سال ۱۹۴۱، داده های موجود در مورد درصد دوز عمقی و پراکندگی را بررسی نمودند و تاثیر SSD و کیفیت دسته پرتو که بر اساس لایه نیم جذب تعریف می‌شود و اندازه میدان را بر درصد دوز عمقی مورد بررسی قرار دادند (۱۱). همچنین پادگرساک و همکاران در مطالعه ای در سال ۱۹۸۵ اثر اندازه فانتوم بر فاکتور خروجی، PDD و $Peak Scatter Factor$ را بررسی کرده اند (۱۲). دنگ و همکاران، در مطالعه ای در سال ۲۰۰۰، با عنوان شناسایی و مدل‌سازی ویژگی های دسته پرتوهای فوتونی برای طراحی درمان با روش مونت کارلو، منحنی های درصد دوز عمقی برای میدان های 4×4 تا 40×40 را برای SSD های ۸۰ تا ۱۲۰ به دست آوردند (۱۳). روش فاکتور ماینورد برای میدان‌های کوچک که پراکندگی کلیماتور در آنها کم است، با دقت قابل قبولی، قابل استفاده است. اما، برای عمق ها یا SSD های بزرگ، خطاهای بزرگی خواهد داشت. به طور کلی، فاکتور ماینورد، افزایش درصد دوز عمقی را با افزایش SSD، بیشتر از مقدار واقعی آن برآورد می‌کند (۶). لذا، در این پژوهش سعی شده تا با محاسبه و اعمال یک فاکتور جدید که اثر پراکندگی کلیماتور هم در آن در نظر گرفته شده است، تا حد امکان بر مشکل روش فاکتور ماینورد غلبه کرد و درصد دوز عمقی را با تغییر SSD به طور دقیق تر و با درصد خطای کمتری برای فوتون های ایکس ۶ مگاولتاژی محاسبه نمود. علت انتخاب انرژی ۶ مگاولتاژ، پرکاربردتر بودن آن در رادیوتراپی است (۳).

روش بررسی

الف- اندازه‌گیری‌های تجربی

در این تحقیق از شتاب دهنده الکتا کامپکت با انرژی ۶ مگاولتاژی جهت اندازه گیری استفاده شد. دستگاه مجهز به دو جفت کولیماتور در بالا (Y_1, Y_2) و پایین (X_1, X_2)

احتساب فاکتور ماینورد (MF) و فاکتور تصحیح شده (MF_{corrected}) در این پژوهش با یکدیگر مقایسه شده است.

یافته‌ها

منحنی‌های درصد دوز عمقی اندازه‌گیری شده و محاسبه شده به دو روش MF و MF_{corrected} برای سه میدان 6.4×6.4 cm²، 8×8 cm² و 10×10 cm² برای انرژی 6MV، SSD=80 cm در شکل‌های ۲ تا ۴ نشان داده شده است. همچنین، میزان خطای منحنی‌های درصد دوز عمقی محاسبه شده به دو روش MF و MF_{corrected} نسبت به مقادیر اندازه‌گیری شده برای میدان 6.4×6.4 cm²، 8×8 cm² و 10×10 cm² نیز برای انرژی 6MV، SSD=80 cm در قسمت ب این تصاویر نشان داده شده است.

ماگزیم و میانگین اختلاف درصد دوز عمقی اندازه‌گیری شده با درصد دوز عمقی محاسباتی با روش ماینورد (MF) و روش پیشنهاد شده در این پژوهش جهت تصحیح فاکتور ماینورد (MF-corrected) در SSD=80cm برای سه میدان 6.4×6.4 cm²، 8×8 cm² و 10×10 cm² برای انرژی فوتون 6MV، SSD=80 cm در جدول ۱ نشان داده شده است.

SSD استاندارد و با تقسیم رابطه ۳ بر ۲، به شکل زیر بهره برد:

$$\frac{PDD(L,f,d)}{PDD(L,f_0,d)} = \left(\frac{f+d_m}{f+d}\right)^2 \left(\frac{f_0+d}{f_0+d_m}\right)^2 \frac{K_s}{K_{s0}} \quad (4)$$

در منابع از نسبت $\frac{K_s}{K_{s0}}$ صرف‌نظر شده است و

$$\text{نسبت} \left(\frac{f_0+d}{f_0+d_m}\right)^2 \left(\frac{f+d_m}{f+d}\right)^2 \text{ را ضریب ماینورد (MF)}$$

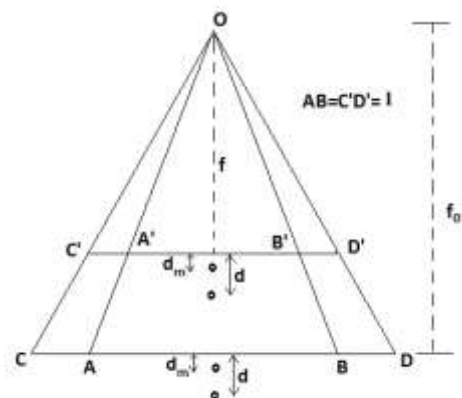
می‌نامند (۶). لذا، رابطه ی ۴ را می‌توان به صورت رابطه

$$\frac{PDD(L,f,d)}{PDD(L,f_0,d)} = MF \times \frac{K_s}{K_{s0}} \quad (5)$$

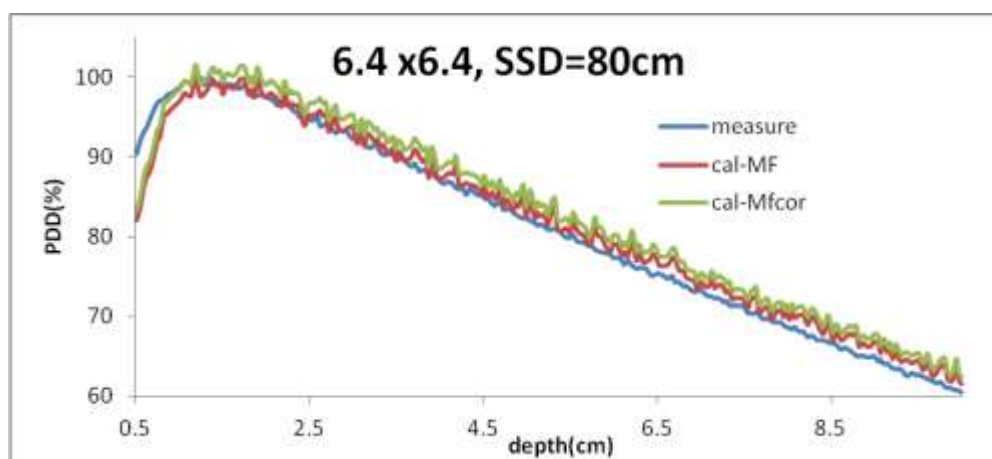
ی ۵ بازنویسی نمود: همانطور که در شکل ۱ مشاهده می‌شود، میزان بازشدگی کلیماتور برای ایجاد میدانی با ابعاد L در SSD=100 cm کوچک‌تر از میزان بازشدگی کلیماتور برای ایجاد همین میدان در SSD=80 cm می‌باشد (یعنی $A\hat{O}B < C\hat{O}D$). بنابراین، در این تحقیق پیشنهاد می‌شود که به جای K_s و K_{s0} از فاکتور پراکندگی کلیماتور (S_C) استفاده شود، با در نظر گرفتن این نکته که ضلع میدان در SSD=100 cm یا همان f_0 محاسبه می‌شود. لذا، ضریب تصحیح به شکل زیر بیان می‌شود:

$$CF = \frac{K_s}{K_{s0}} = \frac{S_C(L \times f_0 / f)}{S_C(L)} \quad (6)$$

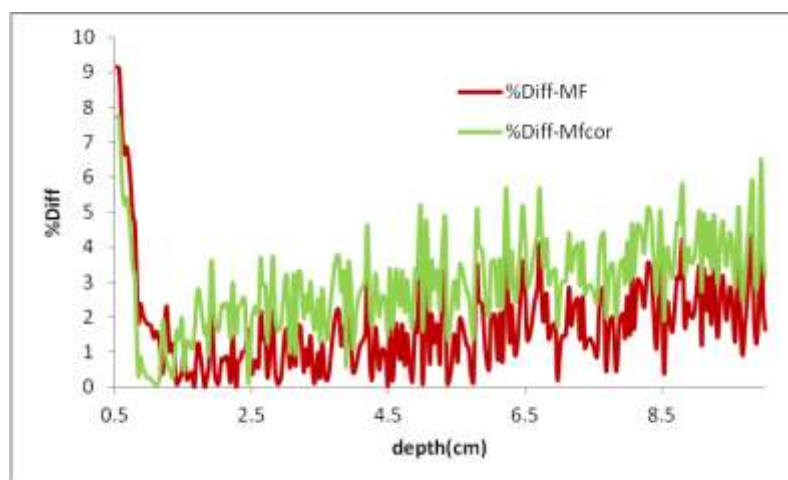
به این ترتیب، با اعمال این ضریب تصحیح به فاکتور ماینورد، فاکتور ماینورد تصحیح شده (MF_{corrected}=MF×CF) به دست آمد. در نهایت، نتایج PDD حاصل از اندازه‌گیری تجربی در SSD=80cm با منحنی‌های درصد دوز محاسبه شده از SSD=100 cm با



تصویر ۱: نحوه اندازه گیری PDD در دو استاندارد SSD استاندارد ($f_0=100\text{cm}$) و غیر استاندارد (f)

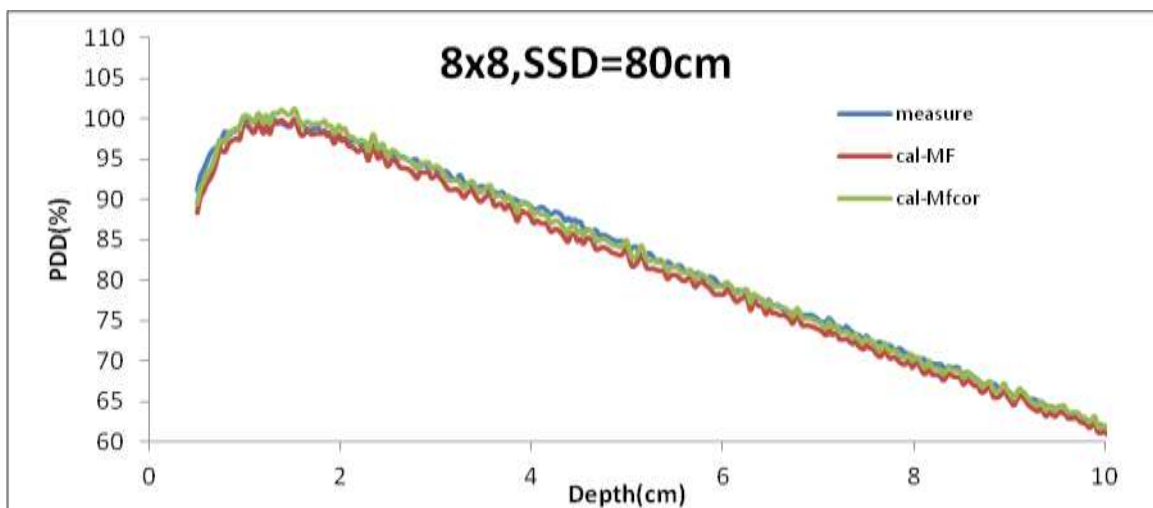


(الف)

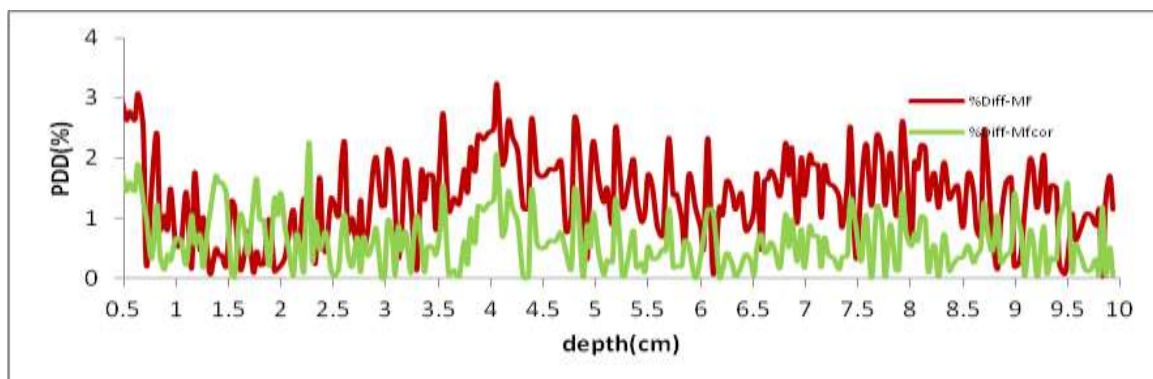


(ب)

تصویر ۲: الف) منحنی های درصد دوز عمقی اندازه گیری شده و محاسبه شده به دو روش MF و MFcorrected برای میدان $6.4 \times 6.4 \text{ cm}^2$ ، انرژی 6MV ، $\text{SSD}=80 \text{ cm}$ ، ب) درصد خطای منحنی های درصد دوز عمقی محاسبه شده به دو روش MF و MFcorrected نسبت به مقادیر اندازه گیری شده برای میدان $6.4 \times 6.4 \text{ cm}^2$ ، انرژی 6MV ، $\text{SSD}=80 \text{ cm}$

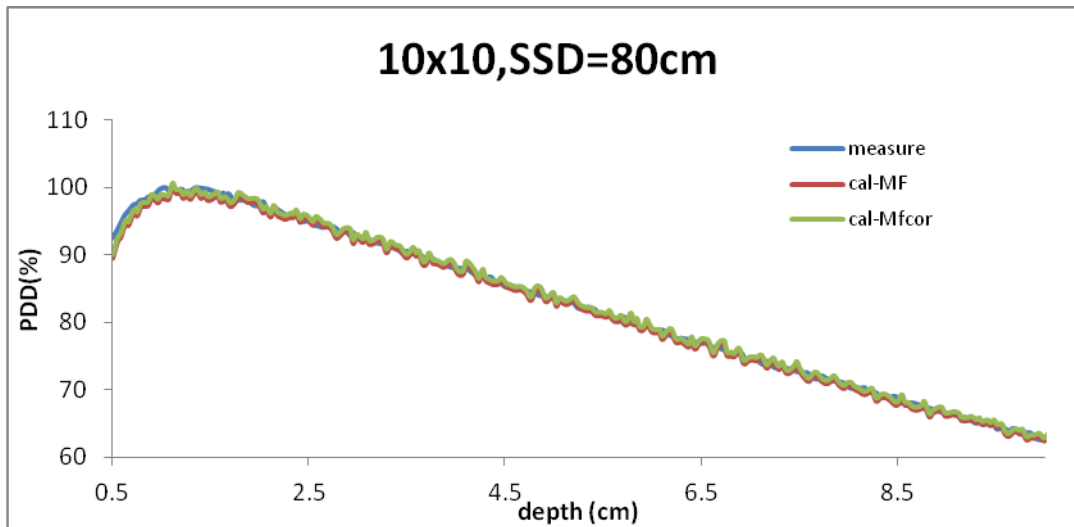


(الف)

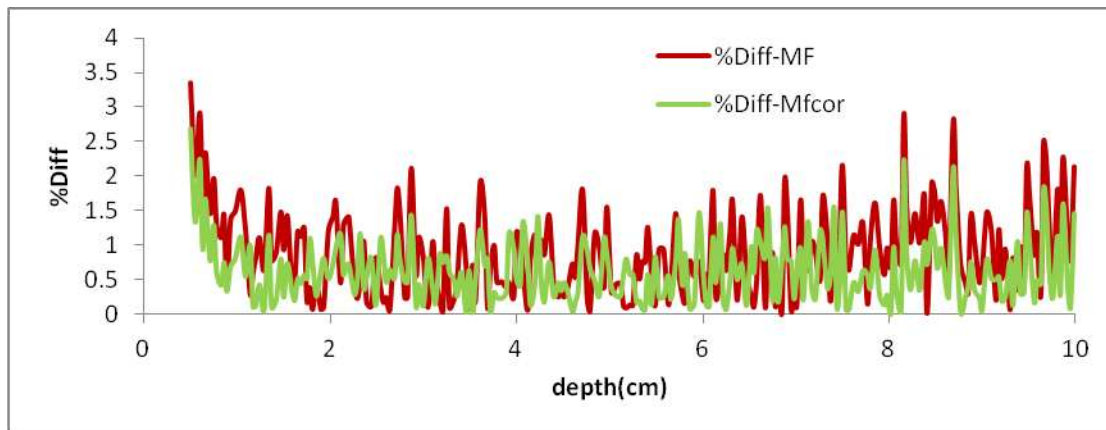


(ب)

تصویر ۳: الف) منحنی های درصد دوز عمقی اندازه گیری شده و محاسبه شده به دو روش MF و MF_{corrected} برای میدان 8×8 cm² ، انرژی 6MV ، SSD=80 cm ، ب) درصد خطای منحنی های درصد دوز عمقی محاسبه شده به دو روش MF و MF_{corrected} نسبت به مقادیر اندازه گیری شده برای میدان 8×8 cm² ، انرژی 6MV ، SSD=80 cm



(الف)



(ب)

تصویر ۴: الف) منحنی های درصد دوز عمقی اندازه گیری شده و محاسبه شده به دو روش MF و MF_{corrected} برای میدان 10×10 cm² ، انرژی 6MV ، SSD=80 cm ، ب) درصد خطای منحنی های درصد دوز عمقی محاسبه شده به دو روش MF و MF_{corrected} نسبت به مقادیر اندازه گیری شده برای میدان 10×10 cm² ، انرژی 6MV ، SSD=80 cm

جدول ۱: ماگزیمم (Max) و میانگین (Mean (%)) اختلاف درصد دوز عمقی اندازه گیری شده (%Diff) مربوط به PDD محاسبه شده با روش ماینورد (MF) و روش پیشنهاد شده در این پژوهش جهت تصحیح فاکتور ماینورد (MF_{corrected}) و مقادیر اندازه گیری شده در SSD=80 cm.

Field size(cm ²)	MF method		MF-Corrected method	
	Mean Diff (%)	Max Diff (%)	Mean Diff (%)	Max Diff (%)
6.4×6.4	2.04±1.36	9.15	3.41±1.38	7.76
8 × 8	1.19±0.71	3.23	0.63±0.45	2.55
10×10	1.09±0.73	4.26	0.70±0.55	3.59

بحث و نتیجه گیری

آنجا که دوز واگذار شده در بدن بیمار یا در فانتوم توسط اشعه ایکس یا پرتوهای گاما از دو جز اولیه و ثانویه تشکیل شده است که دوز اولیه توسط فوتون‌های غیر پراکنده تحویل داده می‌شود و به میدان درمانی محدود است. اما جز ثانویه ناشی از پرتوهای پراکنده می‌باشد (۱۴، ۱۵). لذا باید اثر پراکندگی را هم در محاسبه دوز در نظر گرفت. از این رو به کار گیری فاکتور تصحیح شده به دست آمده در این محاسبه می‌تواند به محاسبه دقیق تر درصد دوز عمقی با تغییر SSD کمک نموده و خطرات ناشی از رسیدن دوز کمتر از میزان مورد نیاز به بافت تومورال و یا رسیدن دوز بیش تر از حد مجاز به بافت های سالم در معرض تابش را با اعمال این فاکتور جدید، کاهش داد و میزان خطاهای سیستماتیک در سیستم های طراحی درمان که یکی از معضلات در این زمینه است را کاهش داد (۱۶).

قدردانی

این مقاله برگرفته از طرح تحقیقاتی به شماره U-95024 مصوب دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز می‌باشد. لذا بدینوسیله از معاونت پژوهشی که هزینه انجام این تحقیق را تقبل نمودند، تشکر می‌شود.

با توجه به اهمیت پارامتر SSD در درمان‌های ایزوستریک، در این پژوهش اثر اعمال فاکتور اف ماینورد برای محاسبه PDD با تغییر SSD مورد بررسی قرار گرفت و فاکتور جدیدی که مربوط به اعمال میزان تغییرات ناشی از بازشدگی کلیماتور در SSD های مختلف ارائه و با روش ماینورد مقایسه شد. بر اساس یافته های این تحقیق، همانطور که در شکل‌های ۲ تا ۴ الف مشاهده می‌شود، روش MF-Corrected در انرژی ۶ مگاولت و SSD برابر ۸۰ سانتیمتر، برای اندازه میدان های $8 \times 8 \text{ cm}^2$ و $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ، نتایج بهتری نسبت به روش MF برای محاسبه PDD به دست می‌دهد. به طوری که، میانگین درصد اختلاف PDD های محاسبه شده برای روش MF 1.19 ± 0.71 و 1.09 ± 0.73 و برای روش MF-Corrected 0.63 ± 0.45 و 0.70 ± 0.55 به ترتیب برای میدان ۸ و ۱۰ به دست آمد. برای میدان $6.4 \times 6.4 \text{ cm}^2$ ، علیرغم اینکه میانگین اختلاف درصد PDD های محاسبه شده با اندازه گیری، در روش فاکتور ماینورد و روش ماینورد تصحیح شده به ترتیب برابر با 2.04 ± 1.36 و 3.41 ± 1.38 می‌باشد، اما همانطور که در شکل ۲ ب مشاهده می‌شود، این میزان خطا در ناحیه بیلدآپ در روش MF-Corrected، کمتر شده است. که این یافته ها با اطلاعات به دست آمده از سایر منابع همخوانی دارد (۶). از

منابع

- 1-Boles M. Central axis depth dose data for use in radiotherapy. The Radiological Society of North America; 1972.
- 2-Khan FM, Sewchand W, Lee J, Williamson 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):230-7.
- 3-Cheng CW, Hyun Cho S, 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. Medical physics. 2007;34(8):3149-57.
- 4-Arjomandy B, Tailor R, Zhao L, Devic S. EBT2 film as a depth-dose measurement tool for radiotherapy beams over a wide range of energies and modalities. Medical physics. 2012;39(2):912-21.
- 5-International Commission on Radiation Units and Measurements. Radiation quantities and units. . Washington,DC:U.S: 1980.
- 6-Khan FM. The physics of radiation therapy: Lippincott Williams & Wilkins; 2010.
- 7-Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, Hanson W, Huq MS, Nath R, et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. Medical physics. 1999;26(9):1847-70.
- 8-Venselaar J, Welleweerd H, Mijnheer B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. Radiotherapy and oncology. 2001;60(2):191-201.
- 9-Fontenla DP, Napoli JJ, Hunt M, Fass D, McCormick B, Kutcher GJ. Effects of beam modifiers and immobilization devices on the dose in the build-up region. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics. 1994;30(1):211-9.
- 10-Mayneord WV, LF L. A survey of depth dose data. . Br J Radiol. 1944;14:255.
- 11-Mayneord WV, LF L. A survey of depth dose data. . Br J Radiol. 1941;164:10.
- 12-Podgorsak E ,Pla C, Evans M, Pla M. The influence of phantom size on output, peak scatter factor, and percentage depth dose in large-field photon irradiation. Medical physics. 1985;12(5):639-45.
- 13-Deng J, Jiang SB, Kapur A, Li J, Pawlicki T, Ma C. Photon beam characterization and modelling for Monte Carlo treatment planning. Physics in medicine and biology. 2000;45(2):411.
- 14-Kase KR, Svensson GK, Wolbarst AB, Marks MA. Measurements of dose from secondary radiation outside a treatment field. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics. 1983;9(8):1177-83.
- 15-Knöös T, Johnsson SA, Ceberg CP, Tomaszewicz A, Nilsson P. Independent checking of the delivered dose for high-energy X-rays using a hand-held PC. Radiotherapy and Oncology. 2001;58(2):201-8.
- 16Calandrino R, Cattaneo GM, Fiorino C, Longobardi B, Mangili P, Signorotto P. Detection of systematic errors in external radiotherapy before treatment delivery. Radiotherapy and Oncology. 1997;45(3):271-4.

Determining the Effect of Source Surface Distance Variations on Percentage Depth Dose in Isocentric Radiation Therapy with 6MV Photons

Nahid Chegeni^{1*}, Mohamad Javad Tahmasebi Birgani², Marziyeh Tahmasbi³, Ali Zargani⁴,
Hojatolah Shabaziyan⁵, Shole Arvandi⁵

1-Assistant Professor of Medical Physics.

2-Professor of Radiotherapy and Oncology.

3-Ph. D Student of Medical Physics

4-MSc Student of Medical Physics.

5-Assistant Professor of Radiotherapy and Oncology.

1,4-Department of Medical Physics, Medical School, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

2,5-Department of Radiotherapy and Oncology, Golestan Hospital, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

3-Department of Radiology Technology, Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

*Corresponding author:

Nahid Chegeni; Department of Medical Physics, Medical Faculty, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

Tel: +989163534022

Email: chegenin@gmail.com

Abstract

Background and Objective: The percent depth dose (PDD) is used as a dose calculation method in radiation therapy. PDD varies with source surface distance (SSD) according to inverse square law. In most clinical situations it is necessary to convert standard SSD to that must be used in practice. Therefore; this research proposes a new factor to calculate PDD corresponding to SSD.

Materials and Methods: Electra compact accelerator for 6MV photon beam, Scanditronix blue phantom the size of 50 ×50 ×50cm³ and two ionization chamber with sensitive volume of 0.13 cc were used. Dosimetry was done for field sizes: 8×8, 10×10 , 6.4×6.4 cm² at SSD=80 and 100cm. Ks₀ and Ks taking into account the collimator scatter, for fields in the standard SSD and the practical SSD, respectively. The ratio of Ks₀ and Ks was applied to correct the Maynard F factor.

Results: This corrected Maynard F factor revealed better results for 8×8 and 10×10 cm² fields further more the corrected Maynard F factor, reached the more precision in buildup region for the 6.4×6.4 cm² field for PDD calculations.

Conclusion: For small fields with less collimator scatter, Maynard F factor method is more accurate to calculate PDD changes with varying SSD. Although, for large depths or SSDs, using the corrected Maynard F factor will show better results for calculating PDD variations with SSD changes.

Keywords: Percent depth dose, Source surface distance, F Maynard factor, Scatter.

► Please cite this paper as:

Chegeni N, Tahmasebi Birgani M.J, Tahmasbi M, Zargani A, Shabaziyan H, Arvandi Sh. Determining the Effect of Source Surface Distance Variations on Percentage Depth Dose in Isocentric Radiation Therapy with 6MV Photons. *Jundishapur Sci Med J* 2017;16(3):317-326.

Received: Feb 18, 2017

Revised: July 14, 2017

Accepted: July 19, 2017