

## مقایسه روشهای تجربی و محاسبه‌ای تعیین دُز در میدانهای منظم و نامنظم نواحی سر و گردن و تنه در پرتو درمانی

دکتر پروانه شکرانی<sup>۱</sup>، شهرام منادی

### چکیده مقاله

**مقدمه.** اطمینان از مطابقت دُز منتقل شده به تومور با دُز تجویز شده، از اهداف اصلی در کلینیک می‌باشد، به گونه‌ای که اختلاف بین این دو کمتر از ۲ درصد باشد. نظر به عمومی بودن روشهای محاسبه‌ای ذکر شده در متون، لازم است کاربرد اختصاصی این روشها در شرایط بالینی بررسی شود. هدف از انجام این تحقیق مقایسه روشهای محاسبه‌ای و تجربی تعیین دُز پرتو در میدانهای منظم و میدانهای نامنظم گردن، حنجره، مری، ریه و معده در پرتو درمانی بود. روشهای محاسباتی مورد بررسی عبارتند از: محاسبه دُز تومور در میدانهای منظم و نامنظم بدون استفاده از ضرایب پراکندگی کل Scp، محاسبه دُز تومور در میدانهای منظم با استفاده از ضرایب Scp و محاسبه دُز تومور در میدانهای نامنظم، با روش جداسازی Scp به ضریب پراکندگی کولیماتور، (Sc) و ضریب پراکندگی فانتوم، (Sp).

**روشها.** Sc در فانتوم استوانه‌ای باریک ساخته شده در این تحقیق و Sep در فانتوم آب برای پرتوهای کبالت و ۱۲MV اندازه‌گیری شد. Sp از مقادیر Sep و Sc محاسبه شد. دُز تومور در میدانهای درمانی منظم و نامنظم با استفاده از اتاقک یونش NE2581 و الکترومتر NE2570 در فانتوم آب اندازه‌گیری شد و با مقادیر دُز محاسبه شده مقایسه گردید.

**نتایج.** دُز محاسبه شده در روش اول از ۱۵+ درصد (در بزرگترین میدان) تا ۶- درصد (در کوچکترین میدان) با دُز اندازه‌گیری شده تفاوت دارد. برای میدانهای منظم، استفاده از Sep برای میدان کولیماتور، تأیید گردید. برای محاسبه دُز در میدانهای نامنظم، صحت روش جداسازی Sep به Sc برای میدان کولیماتور و Sp برای میدان فانتوم تأیید شد (حداکثر انحراف از مقادیر تجربی ۱/۳ درصد بود). در این میدانها، در صورت استفاده از میدان فانتوم برای انتخاب Sep، دُز تومور از ۲/۴ درصد (برای بلوک ۲۷ درصد) تا ۷/۸ درصد (برای بلوک ۹۰ درصد) بیشتر از دُز تجویز شده برای پرتو ۱۲MV بود (خطا با افزایش بلوک و نزدیک شدن بلوک به مرکز میدان افزایش می‌یابد).

**بحث.** استفاده یکسان از روشهای عمومی محاسبات دُز برای میدانهای درمانی متفاوت، باعث عدم تطابق دُز منتقل شده با دُز تجویز شده در میدانهای نامنظم می‌گردد. این اختلاف منجر به ایجاد عوارض بالینی، عدم درمان کامل و یا از بین بردن بافتهای سالم مجاور تومور خواهد شد. لذا محاسبه اختصاصی دُز در میدانهای نامنظم با استفاده از Sc برای میدان کولیماتور و Sp برای میدان فانتوم توصیه می‌گردد.

● واژه‌های کلیدی. پرتو درمانی، تعیین دُز، میدانهای پرتو.

### مقدمه

پرتو درمانی یکی از روشهای رایج برای درمان تومورهای بدخیم و برخی از تومورهای خوش خیم است. مهمترین هدف در پرتو درمانی نابودی سلولهای توموری و محافظت از بافتهای سالم می‌باشد. به همین دلیل بهینه سازی روش محاسبه دُز جذب شده در پرتو درمانی به صورتی که اختلاف دُز تجویز شده و دُز منتقل شده به تومور کمتر از ۲ درصد باشد، از اهمیت ویژه برخوردار است (۱).

یکی از مراحل مهم انجام محاسبات دُز، محاسبه خروجی دستگاه تولید کننده پرتو، یعنی زمان در دستگاه کبالت و واحد مانیتور (MU, Monitor Unit)، در دستگاه شتاب دهنده خطی، می‌باشد. زمان درمان و واحد مانیتور به دُز منتقل شده در یک نقطه مرجع در بیمار (یا فانتوم) مربوط می‌شود. فرایند محاسبه زمان درمان و واحد مانیتور باید با دقت زیاد انجام شود و ضروری است تأثیر کلیه موادی که در سر راه چشمه تولید کننده پرتو و بیمار قرار می‌گیرد، مانند کولیماتورها و بلوکهای سربی، در محاسبات منظور شود (۲).

در پرتو درمانی از کولیماتورهای سربی برای شکل دادن میدان درمانی و از بلوکهای سربی به منظور حفظ بافتهای سالم که در مجاورت تومور قرار گرفته‌اند استفاده می‌شود. میدانهای درمانی بدون بلوک میدان باز یا منظم و میدانهای درمانی دارای بلوک (مانند میدان معده با بلوک قسمتی از کلیه، میدان ریه با بلوک قسمتهای سالم ریه، میدان مغز با بلوک چشم، و میدان درمانی گردن با بلوک حنجره) میدانهای بلوک شده یا نامنظم نامیده می‌شوند (۳).

به طور کلی میزان دُز جذب شده در یک نقطه مرجع در بیمار به دو قسمت دُز پرتوهای اولیه و دُز پرتوهای پراکنده تقسیم می‌شود. دُز پرتوهای اولیه توسط پرتوهایی که مستقیماً از چشمه منشأ گرفته‌اند به وجود می‌آید. قسمتی از پرتوهای اولیه در سیستم کولیماتور دستگاه پرتو درمانی و در فانتوم (بدن بیمار) پراکنده شده و دُز پرتوهای پراکنده، متشکل از دُز کولیماتور و دُز فانتوم را به وجود می‌آورد (۴).

۱- گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی - درمانی استان اصفهان، اصفهان.

در رابطه‌های فوق  $d_{max}$  عمق دُز بیشینه،  $PDD(r_p, d)$  درصد دُز عمقی،  $d$  عمق اندازه‌گیری و پارامترهای  $r_p$  و  $r_c$  اندازه‌میدانهای است که به ترتیب توسط کولیماتور و در سطح فانتوم (سطح بدن بیمار) تعریف می‌شود. در رابطه (۳) برای میدانهای منظم  $r_c = r_p$  و در میدانهای نامنظم  $r_c > r_p$  و  $Scp(r_c, r_p, d_{max}) = Sc(r_c) \times Sp(r_p) = Scp(r_c)$ .

تعیین صحیح تأثیر پرتوهای پراکنده شده ناشی از کولیماتور و بلوکهای سربی بر توزیع دُز منتقل شده به بیمار در میدانهای منظم و نامنظم به طور گسترده مورد بررسی قرار گرفته و روشهای متعددی برای محاسبه دُز در این میدانها، طراحی و استفاده می‌شود (۳-۱۰). با این حال مطالعات تجربی زیادی در مورد صحت روشهای محاسبه دُز پرتو در شرایط بالینی گزارش نشده است (۲). هدف از انجام این تحقیق مقایسه روشهای محاسبه‌ای و تجربی برای تعیین دُز پرتو در میدانهای منظم و میدانهای نامنظم گردن، حنجره، مری، ریه و معده در پرتو درمانی است. روشهای محاسباتی مورد بررسی در میدانهای منظم و نامنظم عبارتند از: محاسبه دُز تومور بدون استفاده از ضرایب پراکندگی، محاسبه دُز تومور با استفاده از ضریب  $Scp$  برای میدان کولیماتور و محاسبه دُز تومور به روش جداسازی  $Scp$  به ضریب پراکندگی کولیماتور،  $[Sc(r_c)]$ ، و ضریب پراکندگی فانتوم  $[Sp(r_p)]$ .

### روشها

ضرایب  $Sc$ ،  $Scp$  و  $Sp$  به روش توصیه شده توسط Gasteren و همکاران اندازه‌گیری شد (۵).  $Sc$ ، با استفاده از فانتوم باریک استوانه‌ای از جنس پلی‌اتیلن فشرده و به قطر ۴ سانتی‌متر، که مخصوص این تحقیق ساخته شد و به طور هم محور با پرتو در عمق ۵ سانتی‌متر و در فاصله SAD قرار گرفته (شکل ۱) و اندازه‌گیری شد. ضرایب  $Scp$  در فانتوم آب با پراکندگی کامل ( $50 \times 50 \times 50 \text{ cm}^3$ ) و در عمق ۵ Cm اندازه‌گیری شد. مقادیر یونش با استفاده از اتاقک یونش مدل NE2581 با حجم  $6 \text{ cm}^3$  و یک الکترومتر مدل NE2570 برای میدانهای از  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  تا بزرگترین میدان هر دستگاه تعیین گردید.

با افزایش ابعاد کولیماتور، میزان پراکندگی فوتون‌ها از سطح کولیماتور افزایش یافته و به علت اضافه شدن پراکندگی کولیماتور افزایش یافته به پرتو اولیه، بازده دستگاه افزایش می‌یابد. دُز کولیماتور و دُز فانتوم به طور مستقل از هم، به وسیله بلوک کردن میدان، قابل تغییر می‌باشند. بلوک کردن میدان و یا پوشاندن قسمتی از میدان پرتو به وسیله بلوکهای سربی ممکن است تغییر زیادی در قسمت باز پرتو (دُز کولیماتور یا بازده) ایجاد نکند و در عوض پراکندگی فانتوم (دُز فانتوم) را به طور مؤثر کاهش دهد (۴). تأثیر پرتوهای پراکنده شده ناشی از کولیماتور و بلوکهای سربی بر توزیع دُز منتقل شده به بیمار به وسیله اندازه‌گیری ضرایب پراکندگی پرتو تعیین می‌شود. میزان تغییر پراکندگی کولیماتور در اثر تغییر میدان توسط ضریب پراکندگی کولیماتور ( $Collimator\ scatter\ correction\ factor, Sc$ ) یا ضریب بازده و میزان پراکندگی فانتوم در اثر تغییر میدان در فانتوم با استفاده از ضریب تصحیح پراکندگی فانتوم ( $Phantom\ scatter\ correction\ factor, Sp$ ) تعیین می‌شود. ضرایب پراکندگی به انرژی پرتو، نحوه کولیماسیون (شکل هندسی کولیماتورها) و اندازه و محل بلوکهای سربی در میدان درمانی بستگی ندارد (۵).

با استفاده از دُز اندازه‌گیری شده در میدان مرجع،  $D(r_c = 10 \times 10, r_p = 10 \times 10, d_{max})$  محاسبه دُز به روشهای متعددی انجام می‌گیرد. روشهای معمول محاسبه در بخشهای پرتو درمانی ایران طبق رابطه ۱ (روش اول) و رابطه ۲ (روش دوم) انجام می‌شود (۴):

$$D(r_c, r_p, d) = D(r_c = 10 \times 10, r_p = 10 \times 10, d_{max}) \quad (1)$$

$$D(r_c, r_p, d) = D(r_c = 10 \times 10, r_p = 10 \times 10, d_{max}) \times Scp(r_c, d_{max}) \times PDD(r_p, d) \quad (2)$$

$$"Scp: Total\ scatter\ correction\ factor"$$

روش سوم محاسبه دُز، روشی است که توسط Gasteren و همکاران توصیه شده است و طبق رابطه ۳ انجام می‌گردد (۵).

$$D(r_c, r_p, d) = D(r_c = 10 \times 10, r_p = 10 \times 10, d_{max}) \times Scp(r_c, r_p, d_{max}) \times PDD(r_p, d) \quad (3)$$

جدول ۱. مشخصات دستگاههای درمانی و پرتوهای مورد استفاده

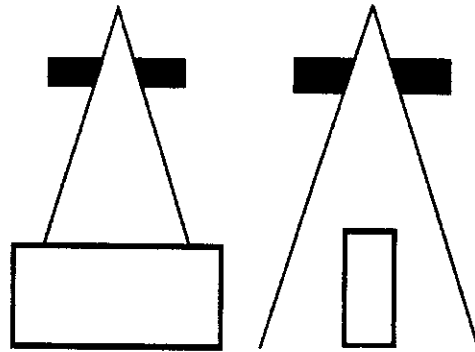
نام پرتو	سازنده	نوع	E (MV)	SAD (Cm)	بزرگترین میدان (Cm <sup>2</sup> )	—QI
beam <sub>۱</sub>	Philips	—	<sup>60</sup> Co	۶۰	۲۵×۲۵	—
beam <sub>۲</sub>	AECL	Theratron	<sup>60</sup> Co	۸۰	۲۵×۲۵	—
beam <sub>۳</sub>	CGR	Saturne	۱۲	۱۰۰	۴۰×۴۰	۰/۷۴

— AECL, Canada; CGR, BUC, France; Philips, Eindhoven, The Netherlands

— QI= I<sub>20</sub> / I<sub>10</sub>

MV: Mega Electron Volt, SAD: Source Axis Distance

(شیلد کرده) تا میدانهای مربوط به شکل ۲ ساخته شود. به این ترتیب، میدان  $5 \times 5 \text{ Cm}^2$  و میدانهای معادل (میدان گردن)  $8/5 \times 8/5 \text{ Cm}^2$  و (میدان مری و ریه)  $12 \times 12 \text{ Cm}^2$  و (میدان معده و حنجره)  $13 \times 13 \text{ Cm}^2$  (که جایگزین بیمار شد) در فاصله  $(r_p) = 13 \times 13 \text{ Cm}^2$  بر روی فانتوم آب (که جایگزین بیمار شد) در فاصله  $SSD = SAD$  (SSD: Source Skin Distance, SAD: Source Axis Distance) ساخته شد (شکل ۳). مقادیر دُز در میدانهای فوق اندازه گیری شد و با مقادیر محاسبه شده از طریق روابط ۱ تا ۳ مقایسه گردید.



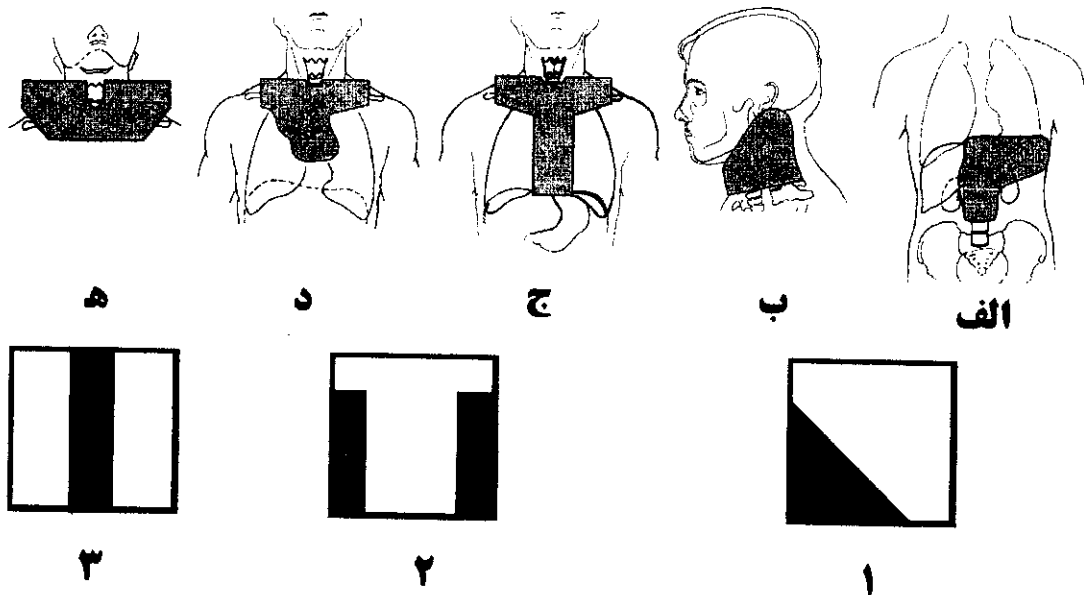
شکل ۱. هندسه اندازه گیری  $Sc_p$  و  $Sc$  یا استفاده از یک فانتوم با پراکندگی کامل و یک فانتوم استوانه‌ای باریک. ارتفاع فانتوم باریک ۱۵ سانتی متر است و اتاقک بونش را می‌توان در عمق‌های ۵ Cm و ۱۰ Cm قرار داد.

**نتایج**  
تغییرات ضرایب پراکندگی اندازه گیری شده برای سه پرتو مورد استفاده در این تحقیق (جدول ۱) بر حسب اندازه میدان در شکل ۳ رسم شده است. تغییرات  $Sc_p$  پرتو ۱۲ MV شیب تندتری را نسبت به تغییرات  $Sc_p$  پرتو کبالت نشان می‌دهد. نظر به مشابه بودن تغییرات  $Sp$  با افزایش میدان، تفاوت شیب تغییرات  $Sc_p$  مربوط به کولیماسیون متفاوت دستگاههای شتاب‌دهنده خطی و کبالت می‌باشد.

مقادیر خوانده شده برای هر میدان به مقدار خوانده شده برای میدان  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  نرمال شد. اندازه‌گیریها برای سه دستگاه مختلف انجام گرفت. مشخصات دستگاهها و انرژی پرتوهای مورد اندازه‌گیری در جدول ۱ و میدانهای نامنظم مورد بررسی که به عنوان نمونه‌هایی از میدانهای مورد استفاده در پرتو درمانی انتخاب شد در شکل ۲ نشان داده شده‌اند.

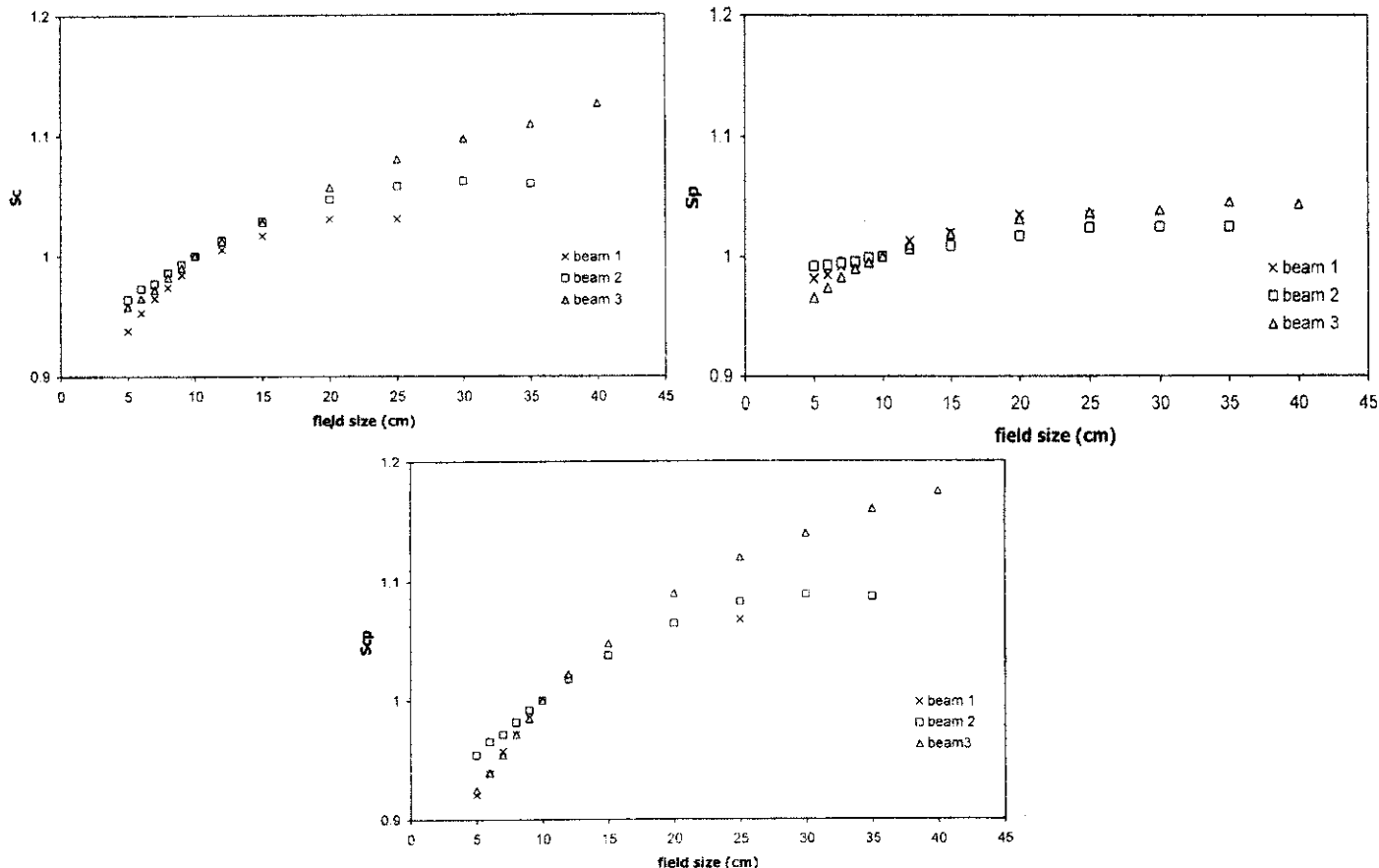
مقایسه دُز محاسبه شده به روش اول با مقادیر اندازه‌گیری شده در میدانهای منظم و نامنظم نشان‌دهنده تفاوت بیش از ۲ درصد بود. مقادیر خطا برای کوچکترین و بزرگترین اندازه میدان از  $6/8 -$  تا  $7/9 +$  درصد برای  $beam_1$ ،  $8/7 -$  تا  $4/4 +$  درصد برای  $beam_2$  و  $15 -$  تا  $6 +$  درصد برای

به منظور شبیه سازی میدانهای مورد بررسی یک میدان منظم  $15 \times 15 \text{ Cm}^2$  (r\_c) را به وسیله بلوکهای سربی به چند طریق پوشانده



شکل ۲. میدانهای نامنظم مورد بررسی در مطالعه حاضر. میدان معده با بلوک قسمتی از کلیه (الف)؛ میدان طرفی حنجره با بلوک استخوان فک (ب)؛ میدان مری با بلوک ریه‌ها (ج)؛ میدان لب قدامی ریه با بلوک قسمتهای سالم ریه (د)؛ میدان قدامی گردن با بلوک حنجره، تیروئید و تراشه (ه) میدانهای نامنظم شبیه سازی شده ۱، ۲، و ۳ به ترتیب مربوط به میدانهای کلینیکی (الف و ب)، (ج و د) و (ه) می‌باشند.

مقایسه روشهای تجربی و محاسبه‌ای تعیین دُز...



شکل ۳. Sp و Sc, Scp برای پرتوهای  $^{60}\text{Co}$  (۱ و ۲) و پرتو ۱۲MV (beam ۳)

beam ۳ تغییر می‌نمود. استفاده از روش محاسبه دُز دوم، مقدار خطا را به کمتر از ۲ درصد، برای میدانهای منظم، کاهش داد.

با اینحال مقادیر خطا برای میدانهای نامنظم از ۲/۴- درصد تا ۷/۸- درصد برای پرتو ۱۲MV و از ۰/۴- درصد تا ۵/۲- درصد برای پرتو کبالت تغییر می‌کند (ستون چهارم جداول ۲ و ۳). مقدار خطا با افزایش کسر مساحت بلوک شده میدان کولیماتور و نزدیک شدن بلوک به مرکز میدان افزایش می‌یابد.

مقایسه مقادیر اندازه‌گیری شده دُز در میدانهای نامنظم یا بلوک شده (شکل ۳) با مقادیر محاسبه شده به روش سوم (روش جداسازی Scp به Sc برای میدان کولیماتور و Sp برای میدان فانتوم) توافق خوبی را نشان می‌دهد. بیشترین انحراف  $(\frac{D_{\text{calc}} - D_{\text{meas}}}{D_{\text{meas}}} \times 100)$  برابر ۱/۳ درصد برای پرتو کبالت بود.

بحث

در این مطالعه صحت محاسبات دُز تومور در پرتو درمانی میدانهای منظم و میدانهای نامنظم سر و گردن، ریه، مری و معده بررسی شد. برای محاسبه دُز تومور از مقادیر اندازه‌گیری شده ضرایب پراکندگی کل، کولیماتور و فانتوم

جدول ۲. مقایسه مقادیر دُز اندازه‌گیری شده ( $D_{\text{meas}}$ ) و محاسبه شده ( $D_{\text{calc}}$ ) برای میدانهای نامنظم پرتو ۱۲MV.

$D_{\text{calc}}$ روش ۲، $r_c=r_p$ (درصد خطا)	$D_{\text{calc}}$ روش ۳ (درصد خطا)	$D_{\text{meas}}$	میدان بلوک شده ( $r_c=15 \times 15$ و $r_p$ ) $r_p$ (Cm <sup>2</sup> )
۰/۹۴۰ (-۷/۸)	۱/۰۰۸ (-۱/۲)	۱/۰۲۰	۵×۵
۰/۹۷۹ (-۵/۲)	۱/۰۲۱ (-۱/۲)	۱/۰۳۲	۸/۵×۸/۵
۱/۰۲۲ (-۲/۳)	۱/۰۳۸ (-۰/۷)	۱/۰۴۶	۱۲×۱۲
۱/۰۲۲ (-۲/۴)	۱/۰۳۸ (-۰/۹۵)	۱/۰۴۸	۱۳×۱۳

جدول ۳. مقایسه مقادیر دُز اندازه‌گیری شده ( $D_{\text{meas}}$ ) و محاسبه شده ( $D_{\text{calc}}$ ) برای میدانهای نامنظم پرتو کبالت.

$D_{\text{calc}}$ روش ۲، $r_c=r_p$ (درصد خطا)	$D_{\text{calc}}$ روش ۳ (درصد خطا)	$D_{\text{meas}}$	میدان بلوک شده ( $r_c=15 \times 15$ و $r_p$ ) $r_p$ (Cm <sup>2</sup> )
۰/۹۵۶ (-۵/۲)	۱/۰۲۱ (+۱/۲)	۱/۰۰۸	۵×۵
۰/۹۸۷ (-۳/۴)	۱/۰۲۷ (+۰/۶)	۱/۰۲۱	۸/۵×۸/۵
۱/۰۱۸ (-۱/۱)	۱/۰۳۵ (+۰/۶)	۱/۰۲۹	۱۲×۱۲
۱/۰۲۵ (-۰/۴)	۱/۰۳۶ (+۰/۷)	۱/۰۲۹	۱۳×۱۳

محاسبه شده از مقادیر اندازه‌گیری شده  $1/3$  درصد بود. در صورتی که در این روش از میدان فانتوم برای انتخاب Scp استفاده شود، دُز تومور از  $2/4$  درصد (برای کمترین مقدار بلوک) تا  $7/8$  درصد (برای بیشترین مقدار بلوک) بیشتر از دُز تجویز شده برای پرتو  $12MV$  خواهد بود، یعنی مقدار خطا با افزایش بلوک و نزدیک شدن بلوک به مرکز میدان افزایش می‌یابد.

نتایج تحقیق نشان دهنده حساسیت انتخاب روش محاسبه برای هر ناحیه درمانی، به منظور درمان قطعی تومور می‌باشد. نظر به اینکه مطالعات تجربی زیادی در مورد صحت روشهای محاسبه دز در شرایط بالینی گزارش نشده است. نتایج این تحقیق جایگاه روشهای عمومی محاسبه دُز را به طور اختصاصی در شرایط بالینی مشخص می‌نماید. این تحقیق نشان می‌دهد که استفاده یکسان از روشهای عمومی محاسبات دُز برای میدانهای درمانی متفاوت، باعث عدم تطابق دُز منتقل شده با دُز تجویز شده در میدانهای نامنظم می‌گردد. این اختلاف منجر به ایجاد عوارض بالینی، عدم درمان کامل و یا از بین بردن بافتهای سالم مجاور تومور خواهد شد. لذا محاسبه اختصاصی دُز در میدانهای نامنظم با استفاده از Sc برای میدان کولیماتور و Sp برای میدان فانتوم توصیه می‌گردد.

استفاده گردید. میدانهای درمانی بر روی یک فانتوم آب شبیه‌سازی شد و مقدار دُز در هر میدان اندازه‌گیری گردید. محاسبه دز به سه روش انجام گرفت و برای هر روش با مقادیر اندازه‌گیری شده مقایسه گردید.

نتایج مطالعه نشان می‌دهد ضرایب پراکندگی علاوه بر انرژی تحت تأثیر سیستم کولیماسیون دستگاههای پرتو درمانی است و تغییرات پراکندگی برای پرتوهای با انرژی مشابه، یکسان نمی‌باشد. به این ترتیب توصیه محققین مبنی بر ضروری بودن اندازه‌گیری ضرایب پراکندگی برای پرتوهای هر دستگاه به طور جداگانه تأیید شد (۹، ۱۰).

مقایسه دُز تومور محاسبه شده به روش اول (رابطه ۱) با مقدار حقیقی دز در میدانهای منظم پرتو  $12MV$  نشان دهنده  $15$  درصد خطا در بزرگترین میدان  $6$ - درصد خطا در کوچکترین میدان بود (در مورد پرتو کبالت خطا در حدود  $8 \pm$  درصد بود). برای این میدانها استفاده از ضریب پراکندگی کل طبق رابطه ۲ تأیید گردید (خطا کمتر از ۲ درصد).

در مورد میدانهای نامنظم که اندازه میدان کولیماتور با اندازه میدان فانتوم متفاوت است، روش توصیه شده توسط Gasteren بررسی و صحت استفاده از این روش به صورت جداسازی Scp به Sc برای میدان کولیماتور و Sp برای میدان فانتوم مورد تأیید قرار گرفت. حداکثر انحراف مقادیر

## مراجع

- 1- International Commission on Radiological Units and Measurements. ICRU Report 50. Bethesda: ICRU. 1993.
- 2- Lombardi P, Fioriono C, Cattaneo G, Calandrino R. Monitor unit calculations in 6 MV irregularly shaped beams-accuracy in clinical practice. BJR 1997; 70: 638-644.
- 3- Bentel GC. Radiation Therapy Planning. 2nd Ed. Philadelphia, Mc Millan Publishing Co. 1992.
- 4- Khan FM. The Physics of Radiation Therapy. 2nd Ed. Philadelphia, Williams and Wilkins Co. 1994.
- 5- Van Gasteren JJ, Heukelom M. The determination of phantom and collimator scatter components of the output of megavoltage photon beams. Radiother Oncol 1991; 20: 250-257.
- 6- Mohan R, Chui C. Validity of the concept of separating primary and scatterdose. Med Phys 1985; 12:726.
- 7- Nilsson B. Electron contamination from different materials in high energy photon beams. Phys Med Biol 1985; 30: 139-51.
- 8-Dasher B, Wiggers N, Vann AM. Portal design in radiation therapy. DV Enterprises 1994.
- 9-Van der Zee W, Welleweerd J. Calculating photon beam characteristics with Monte Carlo technique. Med Phys 1999; 26(9): 1883-92.
- 10- Spicka J, Herron D, Orton C. Separating output factor in collimator and phantom scatter factor for megavoltage photon calculations. Med Dos 1988; 13: 23-24.