

پژوهش در پزشکی (مجله پژوهشی دانشکده پزشکی)

دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی - درمانی شهید بهشتی

سال ۲۵، شماره ۱، صفحات ۳۵ - ۴۲ (بهار ۱۳۸۰)

## ضرورت اندازه‌گیری ضرایب پراکندگی دستگاه‌های پرتو درمانی

پروانه شکرانی\* شهرام منادی\*

\* بخش پرتو درمانی، بیمارستان سیدالشهدا اصفهان

### خلاصه

مهمترین هدف در پرتو درمانی، درمان قطعی تومور و حفظ بافت‌های سالم مجاور است. به این دلیل لازم است اختلاف بین دوز تجویز شده و دوز منتقل شده به تومور کمتر از ۲ درصد باشد. بمنظور محاسبه دوز تومور، خروجی دستگاه پرتو درمانی برای یک میدان مرجع ( $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ) اندازه‌گیری می‌شود. هدف از انجام این تحقیق بررسی ضرورت استفاده از ضرایب پراکندگی برای تبدیل خروجی میدان مرجع به خروجی سایر میدان‌های مورد استفاده در پرتو درمانی بود.

ضرایب پراکندگی کل، Scp، کولیماتور، Sc و فانتوم Sp، به روش اندازه‌گیری و محاسبه برای دستگاه‌های پرتو درمانی بیمارستان سیدالشهدا (ع) اصفهان تعیین شد. Sc در فانتوم استوانه‌ای باریک ساخته شده در این تحقیق و Scp در فانتوم آب اندازه‌گیری شد. Sp از مقادیر Scp و Sc بدست آمد. صحت روش جداسازی Scp به دو قسمت Sc و Sp، برای مواردی که اندازه میدان کولیماتور با اندازه میدان فانتوم متفاوت است، با مقایسه مقادیر اندازه‌گیری و محاسبه شده Scp، برای میدان‌های بلوک شده ارزیابی شد.

نتایج حاصل از انجام این تحقیق نشان می‌دهد در صورت عدم استفاده از ضرایب پراکندگی پرتو ۱۲ MV شتاب دهنده خطی ساترن، دوز منتقل شده به تومور از ۱۵ درصد (در بزرگترین میدان) تا ۶ درصد (در کوچکترین میدان) با دوز تجویز شده متفاوت می‌باشد (در مورد  $^{60}\text{Co}$  خطا  $\pm 8$  درصد بود). برای محاسبه دوز در میدان‌های بلوک شده، صحت روش جداسازی Scp به Sc برای میدان کولیماتور و Sp برای میدان فانتوم تأیید شد (حداکثر انحراف از مقادیر تجربی ۱/۳ درصد بود). در روش استفاده از میدان فانتوم برای انتخاب Scp، دوز تومور از ۲/۴ درصد (برای بلوک ۲۷ درصد) تا ۷/۸ درصد (برای بلوک ۹۰ درصد) بیشتر از دوز تجویز شده برای پرتو ۱۲MV بود (خطا با افزایش بلوک و نزدیک شدن بلوک به مرکز میدان افزایش می‌یابد).

واژگان کلیدی: ضرایب پراکندگی، پرتو درمانی، بافت‌های سرطانی

### مقدمه

دوز تجویز شده و دوز منتقل شده به تومور کمتر از ۲ درصد باشد، از اهمیت ویژه برخوردار است. بطور کلی میزان دوز جذب شده در یک نقطه از محیط مورد تابش به دو قسمت دوز پرتوهای اولیه و دوز پرتوهای پراکنده تقسیم می‌شود. دوز پرتوهای اولیه توسط پرتوهای که مستقیماً از چشمه منشأ

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 دوز جذب شده در پرتو درمانی بصورتیکه اختلاف

پارامترهای  $I_p$  و  $I_c$  اندازه میدان‌هایی است که بترتیب توسط کولیماتور و در سطح فانتوم تعریف می‌شود. تعریف عمق مرجع،  $d_{ref}$  در بین محققین متفاوت است. Holt و همکاران (۵) و Bewley و همکاران (۶)، عمق مرجع را برابر عمق ماکزیمم دوز  $d_{max}$ ، معرفی کرده‌اند. Khan و همکاران (۷) اندازه‌گیری ضریب تصحیح پراکندگی کل در عمق ماکزیمم  $d_{max}$  را مناسب ندانسته و پیشنهاد کرده‌اند که اندازه‌گیری در عمقی انجام شود که ورای برد الکترون‌های آلوده کننده باشد.

تعدادی از محققین اندازه‌گیری ضریب پراکندگی کولیماتور،  $Sc$ ، را در هوا و با استفاده از build-up cap انجام داده‌اند. (۵، ۷، ۸، ۹، ۱۰) تعدادی نیز برای تعیین عمق مؤثر برای اندازه‌گیری در ورای بُرد الکترون‌های آلوده کننده و جهت دستیابی به تعادل الکترونی و بمنظور اندازه‌گیری در میدان‌های کوچک، از build-up cap های ساخته شده از آلومینیوم، مس و PTFE استفاده کرده‌اند. (۱۱، ۱۲) نتیجه تحقیق Khan و همکاران (۷) همخوانی خوبی را بین اندازه‌گیری‌های انجام شده توسط build-up cap از جنس PMMA و آلومینیوم برای پرتوهای  $^{60}Co$  و  $^{137}Cs$  نشان می‌دهد. Gasteren و همکاران (۱۳) در مورد انرژی‌های بالاتر اهمیت اندازه‌گیری  $Sc$  در عمق ۵ یا ۱۰ cm را بترتیب برای پرتوهای با ضریب کیفیت تا ۰/۷۵ و از ۰/۷۵ به بالا را خاطر نشان کرده‌اند. روش آنها مزایای زیر را در بردارد:

- (۱) این روش با پروتکل‌های دوزیمتری جدید مطابقت دارد.
- (۲) اثر الکترون‌های آلوده کننده ناچیز است.
- (۳) اندازه‌گیری در عمقی که اهمیت بالینی دارد انجام می‌گیرد.
- (۴) از مسئله مربوط به تغییرات عمق ماکزیمم با میدان اجتناب می‌شود.

گرفته‌اند، بوجود می‌آید. قسمتی از پرتوهای اولیه در سیستم کولیماتور دستگاه پرتو درمانی و در فانتوم (بدن بیمار) پراکنده شده و دوز پرتوهای پراکنده، متشکل از دوز کولیماتور و دوز فانتوم را بوجود می‌آورد (۱). 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. دوز کولیماتور و دوز فانتوم بطور مستقل از هم، بوسیله‌ی بلوک کردن میدان، قابل تغییر می‌باشند. (۲) بلوک کردن میدان و یا پوشاندن قسمتی از میدان پرتو بوسیله بلوک‌های سربی ممکن است تغییر زیادی در قسمت باز پرتو (دوز کولیماتور یا بازده) ایجاد نکند و در عوض پراکندگی فانتوم (دوز فانتوم) را بطور مؤثر کاهش دهد. (۳) میزان تغییر پراکندگی کولیماتور در اثر تغییر میدان توسط ضریب پراکندگی کولیماتور،  $Sc$ ، (یا ضریب بازده) و میزان پراکندگی فانتوم در اثر تغییر میدان در فانتوم با استفاده از ضریب تصحیح پراکندگی فانتوم،  $Sp$ ، تعیین می‌شود. (۱)

نظر به اینکه در عمل، اندازه‌گیری دوز پرتوهای اولیه در فانتوم، بطور مستقل از پراکندگی‌های کولیماتور و فانتوم ممکن نیست، می‌توان پراکندگی کولیماتور را جزئی از دوز پرتوهای اولیه دانست و دوز پراکندگی فانتوم را بطور جداگانه محاسبه نمود. (۴) تقسیم ضریب پراکندگی کل،  $Scp$ ، به دو قسمت کولیماتور،  $Sc$ ، و فانتوم،  $Sp$ ، اولین بار توسط Holt و همکاران (۵) توصیه شد. به این ترتیب فاکتورهای نسبی  $Sc$ ،  $Sp$  و  $Scp$  که به مقادیر مربوط به یک میدان مرجع، معمولاً میدان  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ، و در یک عمق مرجع،  $d_{ref}$ ، و در فاصله SAD، نرمال شده‌اند از رابطه‌ی زیر بدست می‌آیند:

$$Scp(r_0, I_p, d_{ref}) = Sc(r_0, I_p, d_{ref}) \times Sp(r_0, I_p, d_{ref})$$

شده از روش ذکر شده برای Sc استفاده شد. سپس با استفاده از ضرایب Sc و Scp، مقادیر ضرایب Sp از فرمول (۱) محاسبه گردید. اندازه‌گیری‌ها برای سه دستگاه مختلف انجام گرفت. مشخصات دستگاهها و انرژی پرتوهای مورد اندازه‌گیری در جدول ۱ نشان داده شده است.

#### جدول ۱- مشخصات دستگاههای درمانی و پرتوهای مورد

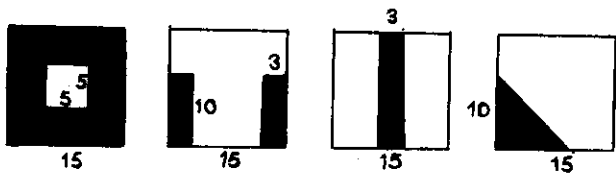
##### استفاده در این تحقیق

نام پرتو سازنده	نوع	E (MV)	SAD (cm)	بزرگترین میدان (cm <sup>2</sup> )	QI
Philips beam ۱	--	<sup>60</sup> Co	۶۰	۲۵×۲۵	-
AECL beam ۲	Theratron	<sup>60</sup> Co	۸۰	۳۵×۳۵	-
CGR beam ۳	Seacure	۱۲	۱۰۰	۴۰×۴۰	۰/۷۴

۱-AECL, Canada; CGR, BUC, France; Philips, Eindhoven, The Netherlands

$$2QI = I_{20} \frac{V}{10} \quad (6,9)$$

برای تأیید معادله (۱) و بررسی صحت اندازه‌گیری‌ها آزمایش زیر انجام شد. یک میدان  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ ،  $(r_c)$ ، را بوسیله بلوک‌های سربی به چند طریق پوشانده (شیلد کرده) و به این ترتیب، میدان  $5 \times 5$  و میدان‌های معادل  $12 \times 12$ ،  $8/5 \times 8/5$  و  $13 \times 13$ ، بر روی فانتوم آب در فاصله  $SSD=SAD$  ساخته شد (شکل ۲) مقادیر Scp میدان‌های فوق در عمق ۵cm اندازه‌گیری شده و با مقادیر محاسبه شده  $Sp(r_p) \times Sc(r_c)$  مقایسه گردید.

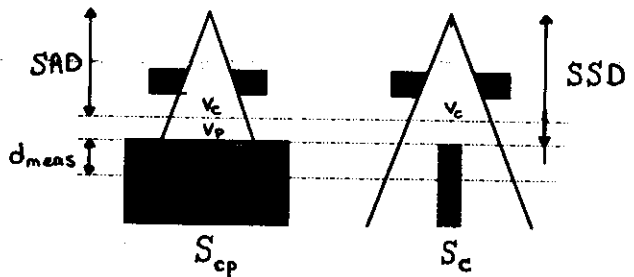


شکل ۲ - هندسه میدان‌های بلوک شده. اندازه میدان باز در سطح فانتوم  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  است. با قرار دادن بلوک بر روی صفحه نگهدارنده، اندازه میدان کاهش یافته و میدان‌های  $13 \times 13 \text{ cm}^2$  و  $12 \times 12$ ،  $8/5 \times 8/5$ ،  $5 \times 5$   $r_p$  ساخته شد.

در این تحقیق ضرایب پراکندگی Sc، Scp و Sp به دو روش اندازه‌گیری و محاسبه برای دستگاههای پرتو درمانی بیمارستان سیدالشهداء (ع) اصفهان تعیین گردید و ضرورت استفاده از ضرایب پراکندگی برای محاسبات دوز تومور بررسی شد.

#### مواد و روشها

روش مورد استفاده در این تحقیق براساس اندازه‌گیری Sc، Scp و محاسبه Sp با استفاده از رابطه (۱) می‌باشد. Sc، سهم کولیماتور از Scp یک میدان است که با استفاده از یک فانتوم باریک استوانه‌ای اندازه‌گیری شد. فانتوم استوانه‌ای از جنس پلی اتیلین فشرده و به قطر ۴cm، مخصوص این تحقیق، ساخته شد و بطور هم محور با پرتو و در فاصله SAD قرار داده شد (شکل ۱).



شکل ۳: هندسه اندازه‌گیری Sc و Scp با استفاده از یک فانتوم با پراکندگی کامل و یک فانتوم استوانه‌ای باریک. ارتفاع فانتوم باریک ۱۵ سانتی‌متر است و اتاقک یونش را می‌توان در عمق‌های ۵ و ۱۰ سانتی‌متر قرار داد.

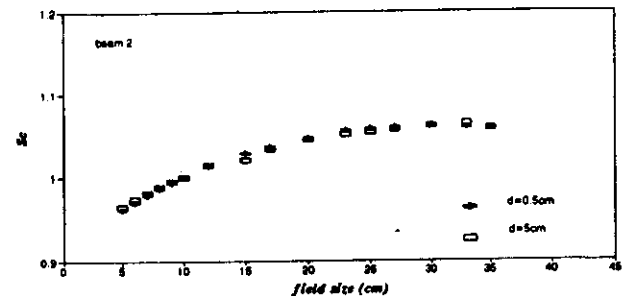
اتاقک یونش مدل NE2581 با حجم  $0/7 \text{ cm}^3$  در عمق ۵cm فانتوم استوانه‌ای باریک قرار داده شد و مقادیر یونش با استفاده از یک الکترومتر مدل NE2570 برای میدان‌های از  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  تا بزرگترین میدان هر دستگاه تعیین گردید. مقادیر خوانده شده برای هر میدان به مقدار خوانده شده برای میدان  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  نرمال شد. ضرایب Scp در فانتوم آب با پراکندگی کامل ( $50 \times 50 \times 50 \text{ cm}^3$ ) و در عمق ۵cm اندازه‌گیری شد. جهت نرمال کردن مقادیر خوانده

نتایج و بحث

تأثیر عمق در اندازه گیری Sc برای پرتو <sup>60</sup>Co

تأثیر عمق (d<sub>meas</sub>) در اندازه گیری Sc به دو روش استفاده از build-up cap و فانتوم باریک استوانه‌ای مطالعه شد. نتایج برای دو عمق ۰/۵ و ۵ سانتی‌متر برحسب تغییرات میدان در SAD توافق خوبی را نشان می‌دهد (شکل ۳).

در نتیجه برای اندازه گیری Sc پرتو <sup>60</sup>Co، می‌توان از Build-up cap استفاده نمود.



شکل ۳، تأثیر عمق در اندازه‌گیری Sc برای پرتو <sup>60</sup>Co

تعیین Sc، Sp و Scp برای پرتوهای فوتونی

برای پرتوهای ذکر شده در جدول ۱، Scp در یک فانتوم آب با پراکندگی کامل و Sc در فانتوم استوانه‌ای باریک اندازه‌گیری شد (شکل ۴). به این ترتیب محاسبه دوز در عمق d با استفاده از ضرایب Sc و Sp بصورت زیر انجام می‌شود:

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

که در آن PDD(r<sub>p</sub>, d) درصد دوز عمقی و Scp(r<sub>c</sub>, r<sub>p</sub>, d<sub>max</sub>) برابر است با:

$$Scp(r_c, r_p, d_{max}) = Sc(r_c) \times Sp(r_p, d_{ref}) / PDD(r_p, d_{ref})$$

با توجه به تغییرات زیاد Scp برحسب اندازه میدان، منظور نکردن Scp در محاسبات دوز تومور خطای زیادی را در درمان بیمار بوجود می‌آورد (۶/۸ - تا ۷/۹ + درصد برای beam ۱، ۸/۷ - تا ۴/۴ + درصد برای beam ۲ و ۱۵ - تا ۶ + درصد برای beam ۳).

تغییرات نسبی Scp پرتو فوتونی دو دستگاه کبالت برحسب اندازه میدان، روند یکسانی را نشان

نمی‌دهد (شکل ۵a). نظر به یکسان بودن انرژی، روند نامشابه تغییرات پراکندگی به تفاوت در سیستم کولیماسیون این دو دستگاه مربوط می‌شود. این مطلب با مشاهده روند مشابه تغییرات Sp (۳+ تا ۲- درصد) (شکل ۵a) و روند نابرابر تغییرات Sc دستگاه (۳+ تا ۸- درصد در beam ۱ و ۳/۶+ تا ۶- درصد در beam ۲) (شکل ۵b) مورد تأیید قرار می‌گیرد.

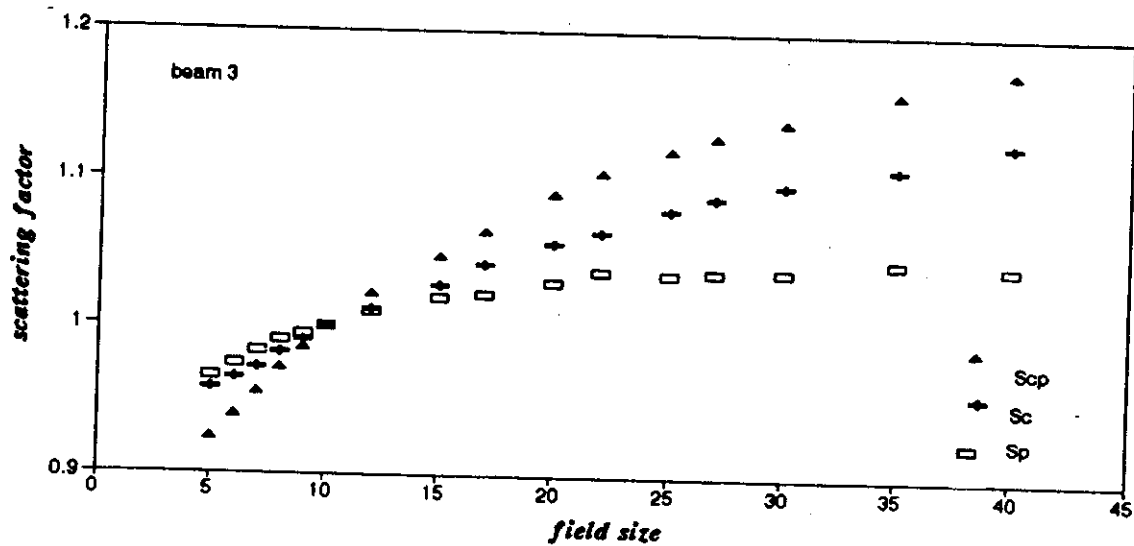
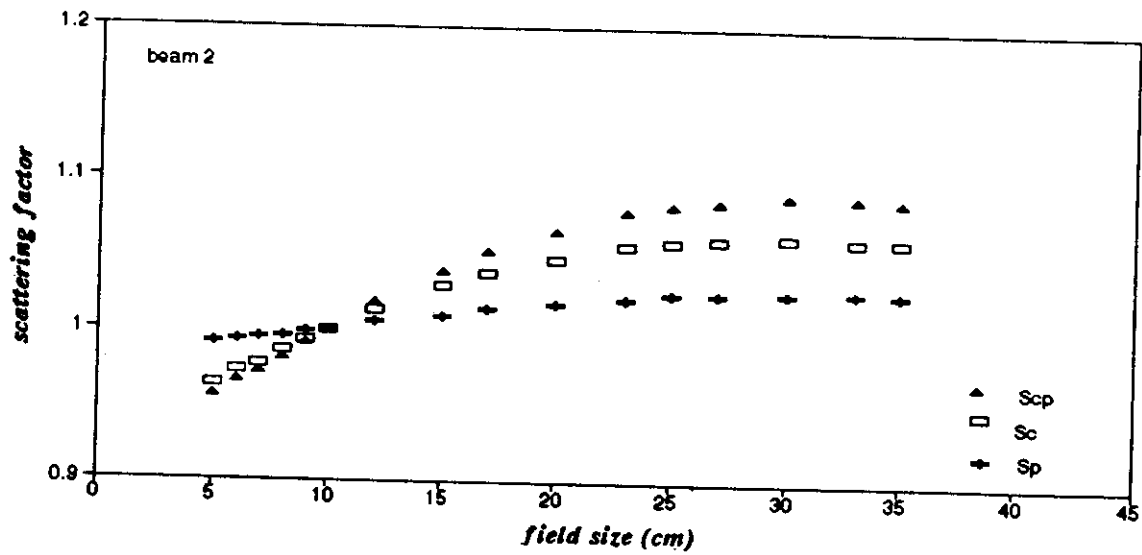
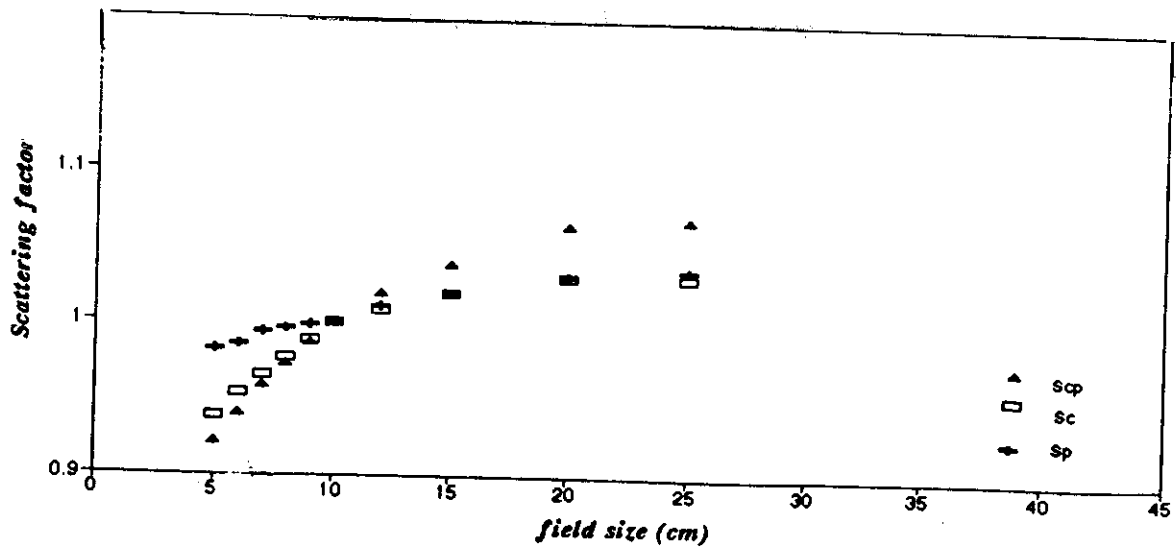
مقایسه ضرایب پراکندگی پرتو ۱۲MV دستگاه شتاب دهنده خطی با پرتو کبالت به نتیجه‌گیری مشابهی ختم می‌شود. با اینکه پرتو پراکندگی ۱۲MV کمتر از پرتو کم انرژی کبالت پراکنده می‌شود، با اینحال بعلاوه ساختمان کولیماسیون متفاوت دستگاههای شتاب دهنده خطی ساترن و کبالت، تغییرات Scp پرتو ۱۲MV شیب تندتری را نسبت به Scp پرتو فوتون دستگاههای کبالت نشان می‌دهد.

Scp برای میدان‌های بلوک شده

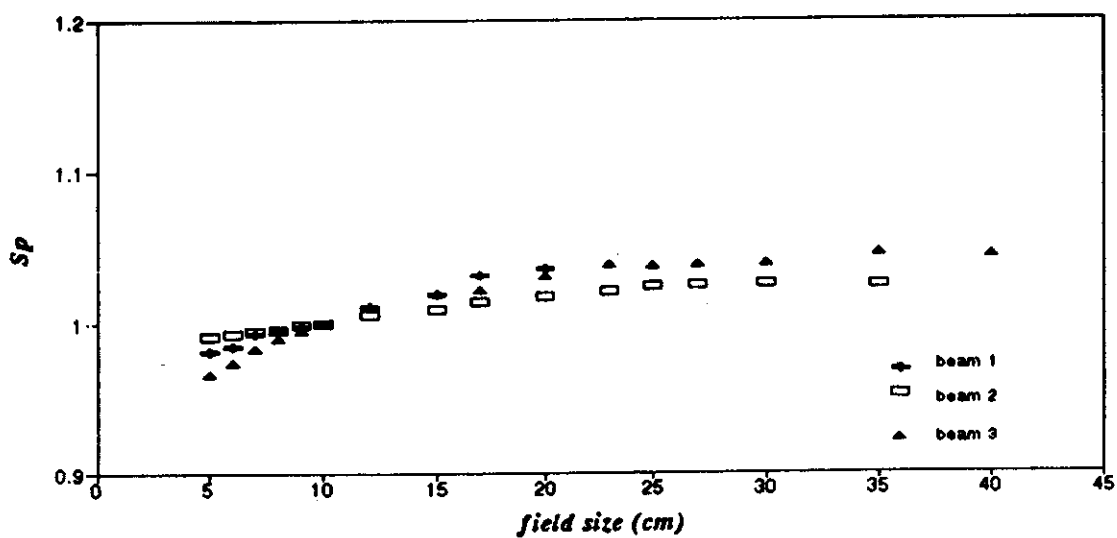
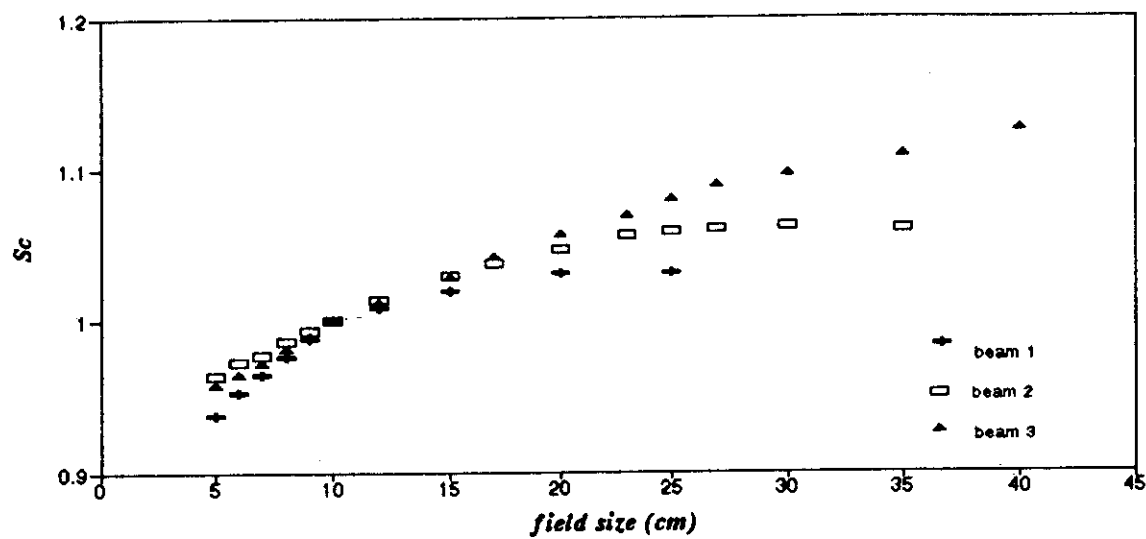
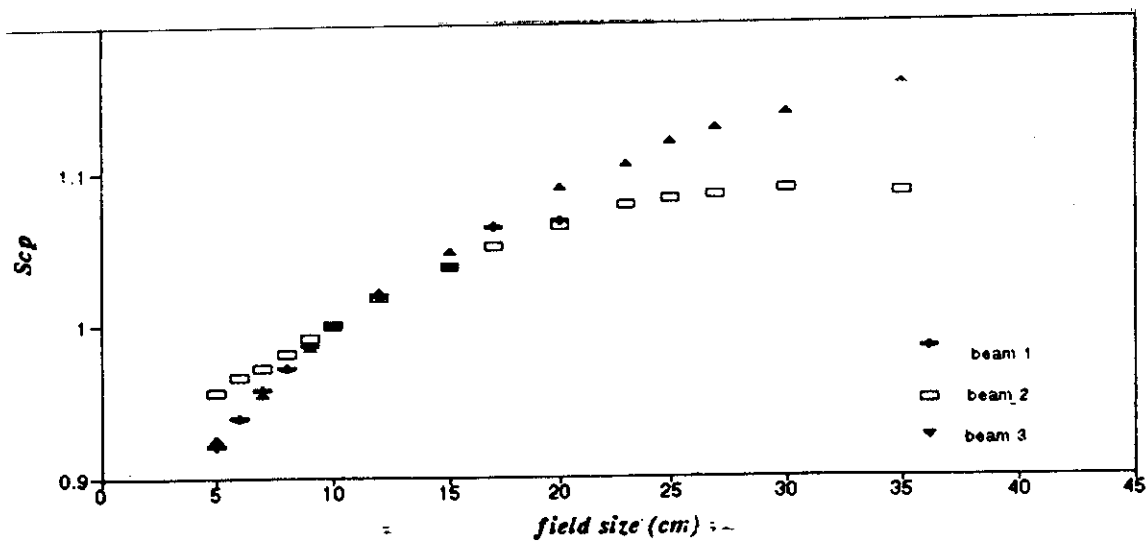
مقایسه مقادیر اندازه‌گیری شده و محاسبه شده Scp برای میدان‌های بلوک شده (شکل ۲) توافق خوبی را نشان می‌دهد. بیشترین انحراف (  $\frac{Scp_{calc} - Scp_{meas}}{Scp_{meas}} \times 100$  ) برابر ۱/۳ درصد برای پرتو کبالت بود.

در صورتیکه Scp به طرز صحیح از Sc و Sp با استفاده از رابطه (۱) محاسبه نشود و از یک میدان مشابه برای هر دو Sc و Sp استفاده شود، محاسبات دوز همراه با خطا خواهد بود. برای نمایش خطا، نتایج اندازه‌گیری و محاسبات، برای پرتو ۱۲MV و کبالت، بترتیب در جدولهای ۲ و ۳

مقایسه شده است. خطا در محاسبات دوز از ۲/۴- درصد تا ۷/۸- درصد برای پرتو ۱۲MV و از ۰/۴- درصد برای پرتو کبالت تغییر می‌کند. روشن است مقدار خطا با افزایش مقدار بلوک و نزدیک شدن بلوک به مرکز میدان افزایش می‌یابد



شکل ۴- Scp و Sc برای پرتوهای  $^{60}\text{Co}$  و پرتو PMV (a, b) و Sp



شکل ۵- مقایسه ضرایب پراکندگی برای پرتوهای  $^{60}\text{Co}$  و پرتو  $^{137}\text{Cs}$

جدول ۲- مقایسه مقادیر  $Sc_p$  اندازه‌گیری شده و محاسبه شده برای میدان‌های بلوک شده پرتو  $^{60}Co$  دستگاه شتابدهنده خطی

میدان بلوک شده	$Sc_{p_{meas}}$	$Sc_{p_{calc}}$ (درصد خطا)	برای $r_c=r_p$ (درصد خطا)	$Sc_{p_{calc}}$
$(r_c=10 \times 10 \text{ و } r_p)$ $r_p(\text{cm}^2)$				
۵×۵	۱/۰۲۰	۱/۰۰۸(-۱/۲)	۰/۹۴۰(-۷/۸)	
۸/۵×۸/۵	۱/۰۳۳	۱/۰۲۱(-۱/۲)	۰/۹۷۹(-۵/۲)	
۱۲×۱۲	۱/۰۴۶	۱/۰۳۸(-۰/۷)	۱/۰۲۲(-۲/۳)	
۱۳×۱۳	۱/۰۴۸	۱/۰۳۸(-۰/۹۵)	۱/۰۲۲(۲/۴)	

جدول ۳- مقایسه مقادیر  $Sc_p$  اندازه‌گیری شده و محاسبه شده برای میدان‌های بلوک شده برای پرتو  $^{60}Co$

میدان بلوک شده	$Sc_{p_{meas}}$	$Sc_{p_{calc}}$ (درصد خطا)	برای $r_c=r_p$ (درصد خطا)	$Sc_{p_{calc}}$
$(r_c=10 \times 10 \text{ و } r_p)$ $r_p(\text{cm}^2)$				
۵×۵	۱/۰۰۸	۱/۰۲۱(-۱/۳)	۰/۹۵۶(-۵/۲)	
۸/۵×۸/۵	۱/۰۲۱	۱/۰۲۷(۰/۶)	۰/۹۸۷(-۳/۴)	
۱۲×۱۲	۱/۰۲۹	۱/۰۳۵(+۰/۶)	۱/۰۱۸(-۱/۱)	
۱۳×۱۳	۱/۰۲۹	۱/۰۳۶(-۰/۷)	۱/۰۲۵(-۰/۴)	

### نتیجه‌گیری

از فاکتورهایی که ضروری است در محاسبه دوز تومور در پرتو درمانی مورد استفاده قرار گیرد، ضریب پراکندگی کل،  $Sc_p$  می‌باشد. بعلاوه اینک ساختمان کولیماسیون دستگاه‌های پرتو درمانی با هم متفاوت است، مقدار پراکندگی برای انرژی‌های مشابه، یکسان نمی‌باشد. بنابراین ضروری است در هر بخش پرتو درمانی، ضرایب پراکندگی برای پرتوهای هر دستگاه بطور جداگانه اندازه‌گیری شود. در مواردی که اندازه میدان کولیماتور با اندازه میدان فانتوم متفاوت است (یعنی در SSD های غیر استاندارد، در میدان‌های بلوک شده و در مواردی که مقدار بافت در میدان یکنواخت نیست) بایستی از

حاصلضرب  $Sc$ ، برای میدان کولیماتور و  $Sp$ ، برای میدان فانتوم استفاده کرد. نتایج حاصل از انجام این تحقیق نشان می‌دهد در صورت عدم استفاده از ضرایب پراکندگی در محاسبه دوز تومور، دوز حقیقی منتقل شده به تومور در میدان‌های بدون بلوک پرتو  $^{60}Co$  شتاب دهنده خطی ساترن از ۱۵+ درصد (در بزرگترین میدان) تا ۶- درصد (در کوچکترین میدان) با دوز تجویز شده متفاوت خواهد بود (در مورد پرتو  $^{60}Co$  خطا در حدود ۸+ درصد می‌باشد). برای محاسبه دوز در میدان‌های بلوک شده، صحت روش جداسازی  $Sc_p$  به  $Sc$  برای میدان کولیماتور و  $Sp$  برای میدان فانتوم مورد تأیید قرار گرفت (حداکثر انحراف مقادیر

محاسبه شده با مقادیر اندازه‌گیری شده  $1/3$  درصد بود). در صورتیکه بجای روش فوق فقط از میدان فانتوم برای انتخاب Scp استفاده شود، دوز تومور از  $2/4$  درصد (برای بلوک ۲۷ درصد) تا  $7/8$  درصد (برای بلوک ۹۰ درصد) بیشتر از دوز تجویز شده برای پرتو ۱۲ MV خواهد بود (مقدار خطا با افزایش بلوک و نزدیک شدن بلوک به مرکز میدان افزایش می‌یابد).

### References:

- 1- Khan FM. *The physics & Radiation therapy*. 2nd ed. Williams and Wilkins, 1994.
- 2- Khan FM. *Dose Distribution problems in cobalt therapy [thesis]*. University of Minesota, 1969, P. 106.
- 3- Cundiff J H, cunningham JR, Golden R, et al. In: *RPCL AAPM, Compiler. Dosimetry workshop on Hodgkin's disease*. Houston: MD Anderson Hospital, 1970.
- 4- Mohan R, chui C. *Validity of the concept of separating primary and scatter dose*. *Med phys* 1985; 12:726.
- 5- Holt, J.G., Laughlin, J.S. and Morony. J.P. *The extension of The concept of tissue-air-ratios (TAR) to high Enegry x-ray beams*. *Radiology*,1997;96:437-446.
- 6- Bewley, D.K. , Bradshaw, A. L. *Central axis depth dose data for use in Radiotherapy*, Br. *J. Radiol. Suppl.* no. 17, 1983.
- 7- Khan, F.M., Sewchand, W.,Lee,J. et al. *Revision of tissue maximum ratio and scatter-maximum ratio concepts for cobalt 60 and higher energy x-ray beams*. *Med. Phys*,1980;7:230-237.
- 8- Krithivas, G. , Rao, S.N.*Dosimerty of 24MV xrays from a linear accelerator*. *Med Phys*,1987; 14:274-281.
- 9- Luxton, G., Astrahan, M.A. *Output factor constituents of a high-energy beam of a 25MV accelerator*. *Med. Phys*,1988; 15: 82-87.
- 10-Spicka, J., Herron, D. and orton, C. *Separating output factor in collimator and phantom scatter factor for megavoltage photon calculations*. *Med.*,1983;13: 23-24.
- 11-Biggs, P.J. Russell, M.D. *An investigation into the presence of secondary electrons in megavoltage photon beams*. *Phys. Med. Biol*,1983; 28:1033-1043.
- 12-Nilsson, B. *Electron contamination form different materials in high energy photon beams*. *Phys. Med. Biol.*,1985; 30:139-151.
- 13-Van Gasteren, J.J. M, Heukelom, *The determination of phantom and collimator scattercomponents of the output of megavoltage photon beams*. *Radiother. Oncol*,1991; 20: 250-257.