تعیین PSF و S_P از طریق PDD برای انرژی های مگا ولتاژ

محمد جواد طهماسبی بیرگانی [۱]، احلام آل منیع* [۱]، محمد علی بهروز [۱]

۱) گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران

تاریخ دریافت: ۹۵/۲/۴ تاریخ پذیرش: ۹۵/۱۰/۵

چکیده

مقدمه: در پرتو درمانی برای محاسبه دوز جذبی بیمار، از پارا متر هایی نظیر درصد دوز عمقی (PDD)، نسبت بافت– هوا (Tissue Air Ratio)، فاکتور پراکندگی ماکزیمم (PSF) و ... استفاده می شود. در اندازه گیری TAR در انرژی های درمانی مشکلاتی وجود دارد و اندازه گیری آن به علت وجود آلودگی الکترونی همراه با فوتون دقیق نیست. هدف از انجام این مطالعه به دست آوردن فرمولی برای محاسبه TARاز طریقPDD و سپس اندازه گیری سایر کمیت های دزیمتری هم چون S_P وPSF است.

مواد و روش ها: به کمک دزیمتر، PDD عمق های مختلف درمان برای میدان های cm^2 ۵ × ۵ تا cm^2 ۴۰ × ۴۰ اندازه گیری شد. با اندازه گیری TAR برای تمام میدان های درمانی در عمق مرجع (۱۰ cm) و به کمک نرم افزار Tbl Curve یک رابطه تحلیلی برای TAR در انرژی های فوتونی ۶ MV و ۱۸ MV به دست آمد. با استفاده از این رابطه، سایر پارامترهای درمان محاسبه گردید.

یافته های پژوهش: PSF مقادیر بزرگ تر از یک داشت که این مقادیر برای انرژیMV ۶ بین ۱/۰۳ تا ۱/۱۸و برای انرژی ۱۸ MV بین ۱/۰۱ تا ۱/۱۰ تغییر می کرد. PSF و S_P هر دو با افزایش اندازه ی میدان افزایش یافتند، اما با تغییر انرژی، تغییر قابل ملاحظه و منظمی نداشتند.

بحث و نتیجه گیری: توافق خوبی بین مقادیر محاسبه شده از فرمول و مقادیر گزارش شده در کار های قبلی وجود دارد. با تعیین PDD در درمان های مگا ولتاژی، محاسبه TAR، PSF و S_P امکان پذیر و ساده می شود. استفاده از این فرمول از تکرار اندازه گیری ها و فشار بار کاری روی دستگاه شتاب دهنده جلوگیری می نماید.

واژه های کلیدی: اتاقک یونش، شتاب دهنده، فاکتور پراکندگی از فانتوم، فاکتور پراکندگی ماکزیمم

* **نویسنده مسئول** : گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پرشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران

Email: maalmani90@gmail.com

Copyright © 2017 Journal of Ilam University of Medical Science. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution international 4.0 International License (https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) which permits copy and redistribute the material, in any medium or format, provided the original work is properly cited.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-04-02]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.5.49]

مقدمه

امروزه پرتو درمانی با سیستم های مگا ولتاژی، از جایگاه ویژه ای در میان درمان های موجود برای سرطان برخوردار است. استفاده از این نوع درمان مستلزم تعیین یک سری پارا متر ها نظیر TAR, PSF , PDD, S_p و ... می باشد. اهمیت و کاربرد این کمیت ها بسته به نوع درمان متفاوت است. در درمان های چرخشی بر خلاف درصد دز عمقی (PDD) به علت عدم تاثیر فاصله چشمه از سطح بدن، تعیین و استفاده از TAR اهمیت می یابد. TAR به صورت نسبت کل دوز جذب شده در عمق d و در اندازه میدان s در داخل فانتوم T[d,s] به دوز جذب شده ناشی از فوتون های اولیه در همان نقطه در هوا تعریف می شود(۱).

اندازه گیری TAR برای انرژی های مگا ولتاژ با مشکلاتی همراه است. یکی از مشکلاتی که در اندازه گیری TAR پیش می آید، این است که طبق تعریف TAR، برای اندازه گیری دوز اولیه باید همان دوزیمتری را که در فانتوم قرار می دهیم، برای بر قراری تعادل الکترونی در هوای آزاد همراه با فنجان انباشتگی (build up cap) به کار ببریم. چون فنجان انباشتگی به کار رفته برای بر قراری تعادل الکترونی یا آن قدر بزرگ است که در میدان های کوچک خارج از میدان قرار می گیرد یا برای کوچک کردن اندازه آن از ماده ای با عدد اتمی بالا استفاده می شود دوز اندازه گیری شده دقیق نخواهد بود و مقداری دوز پراکنده ناشی از فنجان نیز قرائت می شود (۲). به همین دلیل TARبه صورت مستقیم اندازه گیری نمی شود ، بلکه از روی فرمول :

(۱)

$$TAR = \frac{1}{100}[PDD(A,d,f)PSF(A_m)(\frac{f+d}{f+A_m})^2]$$

محاسبه می شود (۳).

در انرژی های مگا ولتاژ TAR در عمق d_{max} معادل PSFاست(۴). مشکلی که در اندازه گیری PSF پیش می آید، وجود آلودگی الکترونی همراه فوتون است که در فوتون های با انرژی های بالا امکان رسیدن به عمق دز ماکزیمم (d_{max}) را دارند (۵).

به خاطر مشکلاتی که در بالا ذکر شد، مفهوم TAR در انرژی های بالا و در درمان هایی که مستلزم تغییرات متعدد فاصله چشمه تا پوست اند (مانند درمان های ایزوسنتر یا درمان چرخشی) کنار گذاشته می شود و کمیت TPR جایگزین آن می گردد (۴). علاوه بر این به جای کمیت PSF، کمیت پراکندگی ماکزیمم نرمالیزه شده(NPSF) جایگزین می شود (۶).

در راستای حل این مشکلات تحقیقات مختلفی انجام گرفته است. در سال ۱۹۹۰ Rice و Chin با استفاده از محاسبات مونت کارلو مقادیر PSF میدان ۱۰×۱۰ برای محدوده ی انرژی ^{60}CO تا 24MV محاسبه کردند. بر اساس نتایج حاصل این مقادیر در محدوده ۱/۰۷۹– ۱/۰۶۴ گزارش شده است (۷). جداول TAR برای انرژی ^{60}CO در BJR SUPPLEMENT 25 ارائه شده است. این مقادیر در مقایسه با مقادیری که در گزارش قبلی BJR SUPLEMENT 17 آمده بود، افزایشی در حدود ۲٪ را نشان می دهد (۸).

در سال ۱۹۹۳ McKenzie با استفاده از کرما در عمق دز ماکزیمم (d_m)، PSF را برای تابش گامای ^{60}CO محاسبه کرد و نتیجه گرفت که مقادیر PSF و TAR ارائه شده در BJR SUPPLEMENT17 حدود ۱/۷٪ کم تر تخمین زده شده اند (۹) . در مقاله ای که در سال ۱۹۹۶، توسط Nizin و همکارانش ارائه شد، در مورد امکان پذیر بودن تعیین TAR برای انرژی های اشعه X درمانی بحث شده است(۱۰). در سال۱۹۹۹، Wamied Abdel Rahman فاکتور های پراکندگی و PSF را برای انرژی های ^{60}CO، ۶MV، ۱۰MV، ۱۸MV محاسبه کرد (۱۱). در سال ۲۰۰۲، Van Battum LJ به خاطرمشکلات موجود در اندازه گیری TMR، مقادیر این کمیت را با استفاده از فرمول PDD استخراج کرد (۱۲). در سال ۲۰۰۷، Alam و همکاران ضمن اعلام دشوار بودن اندازه گیری دوز در هوای آزاد برای انرژی های مگا ولتاژ و ذکر مشکلات اندازه گیری و set up کردن سیستم برای اندازه گیری TPR، فرمول تصحیح شده ای برای TPR معرفی کرد تا بتوان با استفاده از اندازه گیری PDD، مقدارTPRرا محاسبه نمود (۱۳). در محاسباتی که

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-04-02]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.5.49]

Allen Li در سال ۱۹۹۹ با استفاده از تکنیک Monte Carlo با استفاده از کد GS4E برای انرژی های ^{60}CO تا 24MV انجام داد، مقادیر PSF به دست آمده برای ^{60}CO با داده های ارائه شده در BJR SUPPLEMENT 25 در محدوده ۰/۸ ٪ توافق داشت. هم چنین در این مقاله گزارش شده است که مقدار PSF در محدوده ی انرژی ^{60}CO تا24MV حدود ۰/۲٪ تغییر می کند. هم چنین مشخص شد که با افزایش اندازه میدان NPSF افزایش می یابد (۱۴). بر اساس نتایج مطالعات انجام شده و به ویژه مشکلاتی که در اندازه گیری TAR و به تبع آن PSF در انرژی های بالای ۲ MV وجود دارد، در این مطالعه بر آن شدیم تا با استفاده از دزیمتری و روش های ریاضی فرمولی برای TAR به دست آوریم، سپس با استفاده از روابط موجود، مقادیر PSF و S_P را محاسبه کنیم.

مواد و روش ها

در این مطالعه که از نوع پایه-کاربردی می باشد، دوزیمتری بر روی دستگاه Simens Primus Plus بیمارستان گلستان اهواز برای دو انرژی MV ۱۸ و ۶ و میدان های cm^2 ۵ × ۵ تا cm^2 ۴۰ × ۴۰ انجام شد. اندازه گیری ها با استفاده از دوزیمتر اتاقک یونش13 SCANDITRONIX WELLHOFER CC با شعاع mm ۶ و در فانتوم رباتیک blue phantom ($۵۰\times۵۰\times۵۰cm^3$) در SSD=۱۰۰cm انجام شد. مطابق آخرین تعاریف ارائه شده برای TAR و برای حذف آلودگی الکترونی در d_{max} اندازه گیری دوز بجای d_{max} در عمق ۱۰cm انجام شد (۱۵). روش کار چنین است که ابتدا PDD از طریق دوزیمتری برای میدان های cm^2 ۵ × ۵ تا cm^2 ۴۰ × ۴۰ و انرژی های ۱۸MV و۶MV اندازه گیری شد و از طریق نرم افزار Tbl Curve ضرایب انطباق، برای فرمول مربوط بهPDD به دست آمد. ضریب رگرسیون یا R^2 که توسط خود نرم افزار محاسبه می شود برای تمامی معادلات بزرگ تر از ۰/۹۹ بود. بر مبنای این فرمول و فرمول ۱،فرمول جدیدی به TAR نسبت داده شد. این رابطه برای TAR در عمق ۱۰cm هم نوشته شد. از تقسیم این دو رابطه، رابطه ی کلی برای TAR به دست آمد که PSF از آن حذف شده و مشکل نداشتن PSF برای انرژی های بالا تر از ۲ MV به این ترتیب حل شد. فرمول به دست آمده عبارت است از:

(۲)

$$TAR(d,A) = TAR(10,A) \times \frac{(A(1)e^{-Bx}+C(1)e^{-Dx})}{(A(1)e^{-10B}+C(1)e^{-10D})}\left(\frac{100+x}{100+10}\right)^2$$

با اندازه گیری TAR در عمق ۱۰cm ، مشکل وجود آلودگی الکترونی تا حدودی رفع می شود. هم چنین از فنجان های انباشتگی دوز استفاده شد تا مشکل بزرگ تر بودن اندازه فنجان از اندازه میدان رفع شود.

رابطه ی تجربی که به PDD نسبت داده می شود و می توان آن را به TAR نیز نسبت داد عبارت است از: $(A(1)e^{-Bx} + C(1)e^{-Dx})$، که A ,B ,C ,D پارا متر های انطباق می باشند. هم چنین به TAR_{10} نیز رابطه ی $TAR_{10} = a + b(1 - \exp(-cx))$ نسبت داده شد. (a,b,c ضرایب فیت شدگی می باشند). سپس با استفاده از روابط (۳) و (۴) به محاسبه PSF و S_P می پردازیم.

$$SP(d_{max}, A_d) = \frac{TAR(d_{max}, A_d)}{TAR(d_{max}, A_{ref})} \quad (۳)$$

$$PSF(A_d) = \frac{S_P(d_{max}, A_d)}{S_P(d_{max}, 0)} \quad (۴)$$

یافته های پژوهش

مقادیر به دست آمده برای TAR با افزایش اندازه ی میدان روند افزایشی و برای عمق های بیشتر از عمق درمان، روند کاهشی دارند. (جدول ۱) از آن جا که برای یک میدان درمانی و عمق مشخص، با افزایش انرژی، پراکندگی فوتونی کاهش می یابد و برای یک انرژی مشخص و یک میدان خاص، با افزایش عمق، پراکندگی فوتونی افزایش می یابد، این امر باعث جابه جایی d_{max} و محل تعریف PSF می شود. مقادیر به دست آمده برای PSF و S_P در جدول (۲) نشان داده شده است. در هر دو انرژی PSF مقادیر بزرگ تر از یک داشت که این مقادیر برای انرژی۶MV بین ۱/۰۳ تا ۱/۱۸ و برای انرژی ۱۸MV بین ۱/۰۱ تا ۱/۱۰ تغییر می کرد. با افزایش اندازه ی میدان PSF و S_P هر دو افزایش یافتند، (جداول ۲ و۳) اما با تغییر انرژی، تغییر قابل ملاحظه و منظمی نداشتند.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-04-02]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.5.49]

جدول ۱: تغییراتTAR همراه با میدان و عمق برای انرژی 18MV

اندازه میدان(cm^2) / عمق(cm)	۵×۵	۶×۶	۸×۸	۹×۹	۱۰×۱۰	۱۲×۱۲	۱۵×۱۵	۲۰×۲۰	۳۰×۳۰	۴۰×۴۰
۵	۰/۷۹۷	۰/۸۰۲	۰/۸۱۳	۰/۸۱۵	۰/۸۲۱	۰/۸۲۶	۰/۸۳۱	۰/۸۴۱	۰/۸۵۰	۰/۸۵۷
۱۰	۰/۷۰۶	۰/۷۱۲	۰/۷۲۶	۰/۷۲۹	۰/۷۳۶	۰/۷۴۲	۰/۷۵۰	۰/۷۶۳	۰/۷۷۶	۰/۷۸۵
۱۵	۰/۶۱۷	۰/۶۲۴	۰/۶۳۳	۰/۶۴۰	۰/۶۴۵	۰/۶۵۲	۰/۶۶۱	۰/۶۷۱	۰/۶۹۷	۰/۷۱۱
۲۰	۰/۵۳۷	۰/۵۴۵	۰/۵۶۲	۰/۵۶۸	۰/۵۷۶	۰/۵۸۶	۰/۵۹۹	۰/۶۱۷	۰/۶۳۷	۰/۶۴۹
۳۰	۰/۴۰۳	۰/۴۱۱	۰/۴۳۰	۰/۴۳۶	۰/۴۴۵	۰/۴۵۷	۰/۴۷۲	۰/۴۹۳	۰/۵۱۶	۰/۵۲۹

جدول ۲: تغییرات PSF با میدان برای انرژی های مختلف

	اندازه میدان(cm^2)	۵×۵	۶×۶	۸×۸	۱۰×۱۰	۱۲×۱۲	۱۵×۱۵	۲۰×۲۰	۳۰×۳۰	۴۰×۴۰
۶MV	حاصل این تحقیق	۱/۰۲۷	۱/۰۴۸	۱/۰۸۴	۱/۱۱۱	۱/۱۳۷	۱/۱۶۴	۱/۱۹۹	۱/۱۶۴	۱/۱۷۵
	حاصل کارWamied Abdel Rahman	۱/۰۲۹	۱/۰۳۵	۱/۰۴۵	۱/۰۵۲	۱/۰۵۹	۱/۰۶۶	۱/۰۷۶	*	*
	حاصل کار Allen Li	۱/۰۵۶	*	۱/۰۶۵	۱/۰۷۰	*	۱/۰۸۱	۱/۰۸۷	۱/۰۹۷	۱/۰۹۷
۱۸MV	حاصل این تحقیق	۱/۰۱۴	۱/۰۲۰	۱/۰۳۵	۱/۰۴۸	۱/۰۵۶	۱/۰۶۵	۱/۰۸۰	۱/۰۹۲	۱/۱۰۱
	حاصل کارWamied Abdel Rahman	۰/۹۷۸	۰/۹۹۲	۱/۰۰۴	۱/۰۱۲	۱/۰۱۸	۱/۰۲۲	۱/۰۳۱	*	*
	حاصل کار Allen Li	*	*	*	*	*	*	*	*	*

*در تحقیق ذکر نشده است.

جدول۳: تغییرات S_P با میدان برای انرژی های مختلف

	اندازه میدان(cm^2)	۵×۵	۶×۶	۸×۸	۱۰×۱۰	۱۲×۱۲	۱۵×۱۵	۲۰×۲۰	۳۰×۳۰	۴۰×۴۰
۶MV	حاصل این تحقیق	۰/۹۲۴	۰/۹۴۳	۰/۹۷۵	۱/۰۰۰	۱/۰۲۴	۱/۰۴۷	۱/۰۷۹	۱/۱۴۷	۱/۱۴۹
	حاصل کارWamied Abdel Rahman	۰/۹۷۸	۰/۹۸۴	۰/۹۹۳	۱/۰۰۰	۱/۰۰۶	۱/۰۱۳	۱/۰۲۳	*	*
	حاصل کارB.Mijnheer	۰/۹۳۳	۰/۹۴۷	۰/۹۷۶	۱/۰۰۰	*	۱/۰۴۶	۱/۰۸۰	۱/۱۲۲	۱/۱۳۹
۱۸MV	حاصل این تحقیق	۰/۹۶۷	۰/۹۷۳	۰/۹۸۷	۱/۰۰۰	۱/۰۰۸	۱/۰۱۶	۱/۰۳۱	۱/۰۴۲	۱/۰۵۰
	حاصل کارWamied Abdel Rahman	۰/۹۶۶	۰/۹۸۰	۰/۹۹۲	۱/۰۰۰	۱/۰۰۶	۱/۰۱۰	۱/۰۱۹	*	*
	حاصل کارB.Mijnheer	*	/۹۷۰	۰/۹۸۸	۱/۰۰۰	*	۱/۰۲۱	۱/۰۳۶	۱/۰۵۵	۱/۰۶۶

بحث و نتیجه گیری

نتایج به دست آمده برای انرژی ۶ MV با داده های به دست آمده در مطالعات آلن لی که PSF و S_P را با استفاده از روش مونت کارلو به دست آورده بود (۱۴)، مقایسه شد. هم چنین داده های به دست آمده برای انرژی ۱۸ MV با کار عبدالرحمن مقایسه شد. نتایج S_P برای هر دو انرژی با کار میجنهیر مقایسه شد (۱۶). (جدول۳) برای هر دو کمیت بین داده ها توافق وجود داشت. با افزایش اندازه میدان، میزان پراکندگی افزایش می یابد، پس طبیعی است که با افزایش اندازه میدان مقادیر PSF و S_P نیز افزایش یابند. در انرژی های محدوده ی مگا ولتاژ، با تغییر میدان از $5\ cm^2 \times 5$ تا $40 \times 40\ cm^2$، d_{max} در انرژی ۶MV حدود ۲mm و در انرژی ۱۸ MV حدود ۳mm تغییر می کند. هم چنین با تغییر انرژی از ۶MV به ۱۸MV ، d_{max}حدود ۲cm جا به جا می شود. این امر نیز باعث پیچیده تر شدن تغییرات PSF و S_P همراه با تغییر انرژی در یک میدان خاص می شود. با تعیین PDD در درمان های مگا ولتاژی، محاسبه PSF، TAR و S_P امکان پذیر و ساده می شود. استفاده از این فرمول این مکان را فراهم می آورد تا از تکرار اندازه گیری ها و فشار بار کاری روی دستگاه شتاب دهنده جلوگیری به عمل آید. به این ترتیب که این فرمول این امکان را فراهم می آورد تا با استفاده از اندازه گیری PDD، مقدار دیگر پارا متر های درمان یعنی PSF, S_P ,S_C SMR, SAR, TPR, TMR, را بتوان محاسبه نمود. هم چنین از این فرمول می توان در سیستم های

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-04-02]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.5.49]

طراحی درمان برای محاسبه دوز و برای محاسبه ی MU در تکنیک ایزوسنتر استفاده کرد.

سپاسگزاری

تحقیق انجام شده حاصل طرح پژوهشی شماره u-8928 دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز می باشد، لذا بدینوسیله از پشتیبانی مالی طرح توسط معاونت محترم پژوهشی و هم چنین از متولیان بخش رادیو تراپی بیمارستان گلستان که در مراحل انجام تحقیق حمایت های لازم را مبذول داشته اند، تشکر و قدردانی به عمل می آید.

References

1.Burns JE. Definition of tissue air ratio. British J Radiol Supple 1983;17:137-42.

2.Podgorsak Eb. Review of radiation oncology physics vienna austriainernational atomic energy agency Phys Med Biol2003;2:111-6.

3.Henry WH. Tissue air ratio,peak scatter factor and consistency. Physics Med Biol1974;19:43-50.

4.Mayles P, Nahum A, JC RW. Manual dose calculations in photon beams.3th ed. New york Taylor Francis Group Publication.2007; P. 487.

5.Storchi, Gasteren JJMV. A table of phantom scatter factors of photon beam as a function of the quality index and field size. Physics in Medicine and Biology. 1996;41:563-71.

6.Mayles AN, Jc R. Hand book of radiation therapy physics.2th ed. New york Taylor Francis Group Publication. 2007;P. 492.

7.Rice RK, Chin LM .Monte carlo calculation of scatter to primar ratio for normalization of primary and scatter dose. Phys Med Biol 1990;35:333-8.

8.Burns JE, Pritchard DH, Knight RT. Peak scatter factors for Co60 gamma radiation. Phys Med Biol1992;3:37.

9. Mckenzie AL. Should Co60 tissue air ratio be re evaluated? Phys Med Biol 1992;37:1601-10.

10.Nizin PS, Bellezza DM, RB M. The elements of TAR and systematic error. Med phys1996;23:1191-7.

11.Rahman WA. Scatter factors and peak scatter factors for cobalt-60, 6 MV 10 and 18 MV photon beams.4th ed. Montreal Mcgill Uni Publication. 1999;P.237.

12.Vanbattum LJ, Essers M, Storchi PR. Conversion of measured percentage depth dose to tissue maximum ratio values in stereotactic radiotherapy. Phys Med Biol2002;47:3289-300.

13.Jahangir M, Alam, KS. Rabbani G.A.Zakaria, Hussain SMA. A modified formula for defining tissue phantom ratio of photon beams. Bangladesh Med Res 2007;33:92-7.

14.Li XA. Peak scatter factors for high energy photon beams. Med Phys1999;26:962-6.

15.Peter R. Almond J, Biggs BM, Coursey WF, Hanson M. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high energy photon and electron beams. Med Phys 1999;26:1847-71.

16. Mijnheer B, Bridier A, Garibaldi C, Torzsok K, Venselaar J. Monitor unit calculation for high energy photon beam. Brusseles Mounierlaan Publication. 1th ed.2001; P. 34.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-04-02]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.5.49]

Determination of PSF and S_P from PDD for Mega Voltage Photon Beam

Tahmasbibirgani M[1], Almanie A[1], BehrozM[1]*

(Received: April 23, 2016 Accepted: December 25, 2016)

Abstract

***Introduction*:** In radiation therapy, to calculate the dose absorbed by the patient, parameters such as Percentage Depth Dose (PDD), Tissue-Air Ratio (TAR), and Peak Scatter Factor (PSF) etc. were used. For high energy photon beams, measurement of the TAR is subjected to some difficulties and because of the contamination of photon with electron it is inaccurate. The goal of this study was to find a formula for TAR from PDD and then calculate other dosimetry parameters as PSF and S_P.

***Materials & methods*:** PDD at different treatment depths for field size 5 × 5 to 40× 40cm ^{2} was measured, then measuring the TAR for all treatment fields at the reference depth (10cm) and using the Tbl Curve Software, an analytical equation for TAR in 6MV and 18MV photon energies was obtained. Other treatment parameters were calculated from this equation.

***Findings*:** The PSF value was greater than one; this value ranged from 1.03 to 1.18 for 6MV and ranged from 1.01 to 1.10 for 18MV. Both PSF and S_P increase with field, but didn't have a significant and regular change with energy.

Discussion & Conclusion: There is a good consistency between obtained values and reported values. Determine of PDD in megavoltage treatment make calculate of TAR, PSF and S_P easy and possible. Using this formula prevents repetition of measurements and also it prevents the force on the accelerator.

***Keywords*:** Ionization chamber, Accelerator, Phantom scatter factor, Peak scatter factor

1. Dept of Medical Physics, Faculty of Medicine, Jundishapour University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran
** Corresponding author Email: maalmani90@gmail.com*

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-04-02]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.5.49]