

## محاسبه درصد دوز عمقی در نقاط مختلف زیر یک فیلتر پله‌ای با استفاده از روش

### کلارکسون (Clarkson)

محمد جواد طهماسبی بیرگانی<sup>۱</sup>، مهدی قربانی<sup>۲\*</sup>، منصور انصاری<sup>۳</sup>

۱- استادیار و عضو هیأت علمی دانشگاه علوم پزشکی اهواز

۲- دانشجوی دکتری فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد

۳- استادیار و عضو هیئت علمی بیمارستان گلستان اهواز

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۴/۵/۵

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۴/۴/۲۰

#### چکیده

**مقدمه:** دوزیمتری پرتوها در رادیوتراپی دارای اهمیت بالایی می‌باشد. زیرا رادیوتراپی موفقیت‌آمیز مستلزم تابش دقیق دوز به حجم سرطانی در بافت است. روش کلارکسون یکی از روشهای مهم و کارآمد در رادیوتراپی است که از آن در محاسبه درصد دوز عمقی در قسمت‌های باز میدانهای نامنظمی که قسمتی از آن بلوک شده است، استفاده می‌شود. از جمله مواردی که روش کلارکسون قادر به توضیح آن نمی‌باشد محاسبه درصد دوز عمقی در زیر وج و زیر نقاطی است که به‌طور کامل یا جزئی بلوک شده‌اند. در این تحقیق سعی شده است تا با تعمیم روش کلارکسون، روشی برای محاسبه درصد دوز عمقی در زیر یک فیلتر پله‌ای ارائه شود. برای اینکه بتوان با تقریب قابل قبولی توزیع درصد دوز عمقی در زیر فیلتر پله‌ای را به‌عنوان توزیع درصد دوز عمقی گوه‌ای با همان ابعاد در نظر گرفت، باید تعداد پله‌ها به‌اندازه کافی باشد به طوری‌که عرض پله‌ها در مقایسه با عرض میدان کوچک باشد.

**مواد و روشها:** با استفاده از روش کلارکسون، مقادیر درصد دوز عمقی در نقاط زیر هر پله میدانهای  $8 \times 8$ ،  $8 \times 10$ ،  $8 \times 12$ ،  $8 \times 14$  و  $8 \times 16$  سانتی متر مربع چشمه کبالت  $60$  و در عمقهای  $5$ ،  $10$ ،  $15$  و  $20$  سانتی متر محاسبه شده و با مقادیر اندازه‌گیری مربوط به نقاط متناظر مقایسه شده‌اند. بدین منظور، مقادیر  $\frac{(PDD)_{d=5}}{(PDD)_{d=15}}$  و  $\frac{(PDD)_{d=10}}{(PDD)_{d=20}}$  مربوط به محاسبه و اندازه‌گیری با یکدیگر مقایسه شده‌اند. برای انجام محاسبات از نرم‌افزار Excel 2000 استفاده شده است. اندازه‌گیریهای دوز، در فانتوم پر از آب و با استفاده از اتاقک یونیزاسیون فارمر صورت گرفته است.

**نتایج:** میانگین قدرمطلق اختلاف مقادیر  $\frac{(PDD)_{d=5}}{(PDD)_{d=15}}$  و  $\frac{(PDD)_{d=10}}{(PDD)_{d=20}}$  مربوط به محاسبه و اندازه‌گیری برای میدانهای

$8 \times 8$  تا  $8 \times 16$  به‌ترتیب عبارتند از:  $0/3861$  برای میدان  $8 \times 8$ ،  $0/3347$  برای میدان  $8 \times 10$ ،  $0/2381$  برای میدان  $8 \times 12$ ،  $0/2416$  برای میدان  $8 \times 14$  و  $0/3293$  برای میدان  $8 \times 16$ . این میانگین برای همه میدانها برابر است با  $0/3059$ .

**بحث و نتیجه گیری:** با توجه به اینکه فرمول صریحی برای محاسبه درصد دوز عمقی در زیر فیلتر گوه وجود ندارد، لذا فرمول ارائه شده در این تحقیق می‌تواند در تسریع طراحی درمان بیماران مفید باشد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۲، شماره ۶، بهار ۸۴: ۷۷-۶۹)

**واژگان کلیدی:** درصد دوز عمقی، روش کلارکسون، کبالت  $60$

\* نویسنده مسؤول: مهدی قربانی

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم

پزشکی مشهد، mhd-ghorbani@mums.ac.ir

تلفن: ۲۱۱۲۷۵۴ - (۰۹۱۲) ۹۸

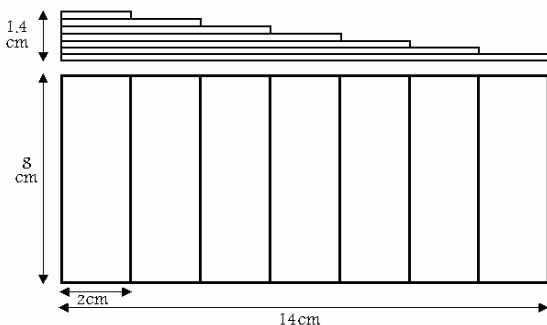
۶۹ / مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۲، شماره ۶، بهار ۸۴

## ۱- مقدمه

پله‌ای ارائه شود. برای اینکه بتوان با تقریب قابل قبولی توزیع درصد دوز عمقی در زیر فیلتر پله‌ای را به‌عنوان توزیع درصد دوز عمقی گوه‌ای با همان ابعاد در نظر گرفت و در درمان مورد استفاده قرار داد، باید تعداد پله‌ها به‌اندازه کافی باشد.

## ۲- مواد و روشها

فیلترهای پله‌ای با ابعاد  $8 \times 8$ ،  $8 \times 10$ ،  $8 \times 12$ ،  $8 \times 14$  و  $8 \times 16$  سانتی متر مربع در نظر گرفته شد، به‌طوری‌که به ازای هر ۲ سانتیمتر از طول میدان، یک پله منظور شد. ضخامت هر پله ۲ میلیمتر سرب در نظر گرفته شد. به عنوان مثال، نمایش شماتیک میدان  $8 \times 14$  و پله‌های مربوطه، در شکل ۱ مشاهده می‌شود:



شکل ۱- نمایش شماتیک میدان  $8 \times 14$  و پله‌های مربوطه

مقادیر درصد دوز عمقی برای نقاط زیر هر پله در عمق‌های ۲۰، ۱۵، ۱۰، ۵ سانتیمتر محاسبه گردید. برای این منظور، ابعاد میدان برای هر عمق ترسیم گشته و در هر نقطه ۳۶ سکتور با زاویه ۱۰ درجه نسبت به هم ترسیم گردید. طولهایی از هر سکتور که در زیر هر پله قرار

دوزیمتری پرتوها در رادیوتراپی دارای اهمیت بالایی می‌باشد. زیرا رادیوتراپی موفقیت‌آمیز مستلزم تابش دقیق دوز به حجم سرطانی در بافت است. اعتقاد بر این است که کاهش ۱۵-۱۰ درصد در دادن دوز، باعث کاهش شانس درمان با فاکتور ۲ یا ۳ می‌شود؛ درحالی‌که افزایش مشابهی در دوز می‌تواند احتمال آسیب غیر قابل برگشت را به همین نسبت افزایش دهد [۱]. با توجه به اهمیت محاسبه و اندازه‌گیری دوز در رادیوتراپی، بسیاری از تحقیقاتی که در رادیوتراپی صورت می‌گیرند، در این زمینه می‌باشند [۲-۴]. روش کلارکسون یکی از روشهای مهم و کارآمد در رادیوتراپی است که از آن در محاسبه درصد دوز عمقی در قسمتهای باز میدانهای نامنظمی که قسمتی از آن بلوک شده است، استفاده می‌شود [۵]. یکی از عیوب روش کلارکسون، این است که این روش بر این فرض استوار است که پرتوی پراکنده، به استثنای نواحی که توسط بلوک یا کولیماتور شیلد شده است، در تمام میدان به‌طور یکنواخت تولید می‌شود. در این روش از فاکتورهایی مانند حضور فیلترهایی که پرتو را به‌صورت جزئی عبور می‌دهند (وج) و یا نایکنواختی سطح، که شار اولیه فوتونها را تغییر می‌دهند صرف‌نظر می‌شود [۶ و ۷]. اگرچه تحقیقاتی در زمینه محاسبه دوز در زیر وج، بلوک و تعدیل‌کننده‌های پرتوی صورت گرفته است [۸-۱۴]، در این تحقیق سعی شده است تا با تعمیم روش کلارکسون، روشی برای محاسبه درصد دوز عمقی در زیر یک فیلتر

اندازه‌گیریها در فانتوم آب از جنس پرسپکس با ابعاد  $30 \times 30 \times 30$  سانتی متر، با استفاده از دوزیمتر فارمر و الکترومتر همراهش صورت گرفته است. مقادیر الکترومتر در زیر هر پله از میدانهای ذکر شده و برای عمقهای ۵، ۱۰، ۱۵ و ۲۰ سانتی متر قرائت گردید. برای مقایسه

$$\frac{(PDD)_{d=5}}{(PDD)_{d=15}}$$

$$\text{و } \frac{(PDD)_{d=10}}{(PDD)_{d=20}}$$

مربوط به محاسبه و اندازه‌گیری برای زیر هر پله از این میدانها با یکدیگر مقایسه شدند. رابطه زیر را برای درصد دوز عمقی مربوط به اندازه‌گیری در زیر هر پله داریم:

$$(PDD)_{\left(\frac{5}{15}\right), \text{measured}} = \frac{(PDD)_5}{(PDD)_{15}} = \frac{\left(\frac{D \text{ at } d = 5 \text{ cm}}{D_{\max}}\right) \times 100}{\left(\frac{D \text{ at } d = 15 \text{ cm}}{D_{\max}}\right) \times 100} = \frac{D_5}{D_{15}} = \frac{(M \text{ at } d = 5 \text{ cm})}{(M \text{ at } d = 15 \text{ cm})} \quad (1)$$

که در این رابطه،  $M$  عدد قرائت شده از الکترومتر می‌باشد. برای  $(PDD)_{\left(\frac{10}{20}\right), \text{measured}}$  نیز این روابط برقرار است. برای مقایسه مقادیر محاسبه و اندازه‌گیری شده، میانگین قدرمطلق اختلاف مقادیر  $(PDD)_{(5/15)}$  و  $(PDD)_{(10/20)}$  مربوط به محاسبه و اندازه‌گیری به‌دست آورده شد.

### ۳- نتایج

نتایج محاسبه درصد دوز عمقی در زیر هر پله در عمقهای ۵، ۱۰، ۱۵ و ۲۰ سانتیمتر برای میدانهای  $8 \times 8$  تا  $16 \times 8$  در جدول ۱ خلاصه شده است:

گرفت با استفاده از خط‌کش اندازه‌گیری شد. با استفاده جداول مقادیر SAR، مقادیر SAR مربوط به این طولها درونیابی گردید. SAR مربوط به هر پله در ضریب 2T-1 (ضریب ۱- برای عبور صفر و ضریب ۱ برای عبور کامل) ضرب شد که  $T$  ضریب عبور پله مربوطه می‌باشد

$$\text{که } T = \frac{I}{I_0} = e^{-\mu \cdot x} \text{ و } X \text{ ضخامت این پله است. مقادیر}$$

به‌دست آمده برای هر پله در هر سکتور با هم جمع گردیده و میانگین مقادیر مربوط به هر سکتور محاسبه شد. با استفاده از فرمول  $TAR = T \times TAR(0 \times 0) + SAR$  مقدار  $TAR$  به‌دست آمده و با استفاده از فرمول

$$PDD = 100 \times \frac{TAR}{BSF} \times \left(\frac{SSD + d_m}{SAD}\right)^2$$

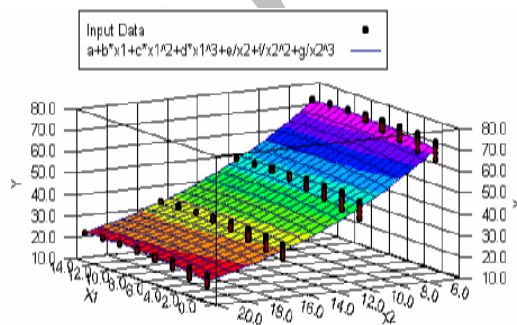
عمقی محاسبه گردید که در این رابطه، BSF فاکتور

پرتوهای برگشتی، همان TAR میانگین برای عمق ۰/۵ سانتیمتر است که با استفاده از روش بالا ولی برای عمق ۰/۵ سانتیمتر محاسبه شد. SSD فاصله چشمه تا سطح،  $d_m$  عمق ماکزیمم دوز و  $d$  عمق مورد نظر می‌باشد. محاسبات برای پرتوهای گامای کبالت ۶۰ و با استفاده از نرم‌افزار Excel 2000 صورت گرفته‌اند. مقادیر درصد دوز عمقی محاسبه شده، در نرم‌افزار Datafit 8.0 وارد گردیده و از بین بیش از ۲۰۰ فرمول، فرمولی که دارای کمترین خطای استاندارد بود تعیین گردید. این فرمول، مقدار درصد دوز عمقی را برحسب عمق و فاصله از لبه میدان می‌دهد. فیلترهای پله‌ای با ابعاد ذکر شده از جنس سرب ساخته شده و در میدانهای کبالت ۶۰ قرار داده شد.

جدول ۱- مقادیر درصد دوز عمقی محاسبه شده، برای عمقهای ۲۰، ۱۵، ۱۰، ۵ سانتیمتر و میدانهای ۸×۸ تا ۸×۱۶

	عمق (سانتیمتر)	پله هشتم	پله هفتم	پله ششم	پله پنجم	پله چهارم	پله سوم	پله دوم	پله اول
میدان ۸×۸	۵	-	-	-	-	۷۲/۱۰۱۸	۷۳/۷۱۰۹	۷۴/۱۲۴۲	۷۳/۳۰۰۰
	۱۰	-	-	-	-	۴۸/۴۹۶۰	۴۹/۸۷۲۶	۵۰/۲۶۸۳	۴۹/۳۵۵۰
	۱۵	-	-	-	-	۳۲/۳۸۱۹	۳۳/۵۲۱۶	۳۳/۸۵۷۸	۳۳/۲۴۲۰
	۲۰	-	-	-	-	۲۱/۷۷۳۱	۲۲/۶۷۴۸	۲۲/۹۴۴۲	۲۲/۴۵۱۲
میدان ۸×۱۰	۵	-	-	-	۷۰/۸۵۷۴	۷۲/۲۵۹۵	۷۳/۷۹۴۷	۷۴/۱۷۶۱	۷۳/۳۳۳۰
	۱۰	-	-	-	۴۷/۲۳۳۹	۴۸/۶۵۱۵	۴۹/۹۵۴۵	۵۰/۳۱۹۱	۴۹/۳۸۱۳
	۱۵	-	-	-	۳۱/۳۰۳۳	۳۲/۵۰۳۶	۳۳/۵۸۵۳	۳۳/۸۹۷۱	۳۳/۲۶۷۱
	۲۰	-	-	-	۲۱/۲۶۸۰	۲۱/۸۷۰۱	۲۲/۲۵۵۴	۲۲/۹۷۵۵	۲۲/۴۷۱۱
میدان ۸×۱۲	۵	-	-	۶۸/۹۶۲۵	۷۰/۳۵۱۹	۷۱/۹۸۴۶	۷۳/۶۲۹۹	۷۴/۰۶۷۷	۷۳/۲۴۲۷
	۱۰	-	-	۴۵/۴۳۳۶	۴۶/۷۵۰۳	۴۸/۳۸۲۳	۴۹/۷۹۲۹	۵۰/۲۱۳۲	۴۹/۲۹۸۷
	۱۵	-	-	۲۹/۸۳۲۴	۳۰/۹۱۳۰	۳۲/۲۹۴۴	۳۳/۴۶۰۲	۳۳/۸۱۵۱	۳۳/۱۹۸۵
	۲۰	-	-	۱۹/۸۸۳۶	۲۰/۹۵۷۶	۲۱/۷۰۶۹	۲۲/۶۲۶۰	۲۲/۹۱۰۵	۲۲/۴۱۶۶
میدان ۸×۱۴	۵	-	۶۵/۷۹۹۶	۶۷/۶۹۹۲	۶۸/۹۷۹۶	۷۱/۵۶۷۹	۷۳/۳۷۲۷	۷۳/۸۶۶۹	۷۳/۱۱۹۷
	۱۰	-	۴۲/۲۶۶۵	۴۴/۱۸۹۶	۴۶/۰۸۷۴	۴۷/۹۷۳۳	۴۹/۵۴۰۵	۵۰/۰۱۷۰	۴۹/۱۷۸۶
	۱۵	-	۲۷/۳۷۶۷	۲۸/۸۵۷۵	۳۰/۳۹۸۱	۳۱/۹۷۷۷	۳۳/۲۶۴۹	۳۳/۶۶۴۰	۳۳/۱۰۵۷
	۲۰	-	۱۷/۷۹۵۹	۱۹/۱۰۷۵	۲۰/۵۴۹۷	۲۱/۴۵۵۰	۲۲/۴۷۰۶	۲۲/۷۹۱۱	۲۲/۳۴۳۱
میدان ۸×۱۶	۵	۶۱/۸۵۱۶	۶۳/۵۹۲۶	۶۶/۵۷۲۶	۶۸/۲۷۷۱	۷۱/۱۱۶۷	۷۳/۰۰۹۰	۷۳/۶۲۹۲	۷۲/۹۴۷۵
	۱۰	۳۸/۷۵۴۲	۴۰/۱۵۳۵	۴۳/۰۸۵۸	۴۵/۳۹۹۹	۴۷/۵۳۲۱	۴۹/۱۸۴۸	۴۹/۷۸۶۱	۴۹/۰۱۰۰
	۱۵	۲۴/۳۴۱۰	۲۵/۶۷۳۳	۲۸/۰۰۰۸	۲۹/۸۶۶۴	۳۱/۶۳۶۰	۳۲/۹۹۰۲	۳۳/۴۸۵۴	۳۲/۹۷۵۴
	۲۰	۱۵/۳۳۸۹	۱۶/۴۳۸۵	۱۸/۴۲۷۹	۲۰/۱۲۷۰	۲۱/۱۸۳۸	۲۲/۲۵۲۷	۲۲/۶۵۰۰	۲۲/۲۳۹۵

نمودار درصد دوز عمقی برحسب فاصله از لبه میدان و عمق، که با استفاده از این نرم افزار ترسیم شده است در نمودار ۲ مشاهده می شود:



نمودار ۲- مقادیر درصد دوز عمقی محاسبه شده با استفاده از فرمول،

برحسب عمق ( $X_2$ ) و فاصله از لبه میدان ( $X_1$ )

فرمول به دست آمده با استفاده از نرم افزار Datafit 8.0 عبارتست از:

$$PDD = A + BX_1 + CX_2 + DX_1^2 + EX_2^2 + FX_1X_2 \quad (2)$$

که در این رابطه،  $X_1$  بیانگر فاصله از لبه میدان (از سمت چپ میدان) و  $X_2$  عمق بوده و مقادیر ضرائب ثابت برابر است با:

$$\begin{aligned} A &= 98.10460362 & E &= 0.1315772367 \\ B &= 0.9454433477 & F &= -0.01030879429 \\ C &= -6.5691616576 \\ D &= -0.03618648636 \end{aligned}$$

Standard Error of the Estimate = 1.7738

خطای استاندارد در این فرمول برابر است با: ۱/۷۷۳۸.

درصد دز عمقی با روش کلارکسون

در این نمودار، سطح، بیانگر مقادیر فرمول و نقاط، نشان دهنده مقادیر (PDD)(۵/۱۵) و (PDD)(۱۰/۲۰) مربوط به محاسبه و اندازه‌گیری برای میدانهای ۸×۸ تا ۸×۱۶ در جدولهای ۲ تا ۶ ذکر شده است:

جدول ۲- نسبتهای (PDD)(۵/۱۵) و (PDD)(۱۰/۲۰) محاسبه و اندازه‌گیری شده برای میدان  $8 \times 8 \text{ cm}^2$

نسبت درصدی دوز عمقی	x = ۱ (cm) (پله چهارم)		x = ۳ (cm) (پله سوم)		x = ۵ (cm) (پله دوم)		x = ۷ (cm) (پله اول)	
	اندازه‌گیری	محاسبه	اندازه‌گیری	محاسبه	اندازه‌گیری	محاسبه	اندازه‌گیری	محاسبه
(PDD)(۵/۱۵)	۱/۹۴۹۲	۲/۲۲۶۶	۱/۹۸۶۳	۲/۱۹۸۹	۱/۹۳۳۹	۲/۲۰۶۹	۱/۹۹۰۸	۲/۲۰۵۰
(PDD)(۱۰/۲۰)	۲/۶۸۴۱	۲/۲۲۷۳	۲/۷۶۲۷	۲/۱۹۹۵	۲/۷۳۲۰	۲/۱۹۰۹	۲/۷۳۸۵	۲/۱۹۸۳

جدول ۳- نسبتهای (PDD)(۵/۱۵) و (PDD)(۱۰/۲۰) محاسبه و اندازه‌گیری شده برای میدان  $8 \times 10 \text{ cm}^2$

نسبت درصدی دوز عمقی	x = ۱ (cm) (پله پنجم)		x = ۳ (cm) (پله چهارم)		x = ۵ (cm) (پله سوم)		x = ۷ (cm) (پله دوم)		x = ۹ (cm) (پله اول)	
	اندازه‌گیری	محاسبه	اندازه‌گیری	محاسبه	اندازه‌گیری	محاسبه	اندازه‌گیری	محاسبه	اندازه‌گیری	محاسبه
(PDD)(۵/۱۵)	۱/۹۶۸۳	۲/۲۶۳۶	۱/۸۹۳۸	۲/۲۲۳۱	۱/۸۱۵۱	۲/۱۹۷۲	۱/۷۳۷۹	۲/۱۸۸۳	۱/۸۰۴	۲/۲۰۴۴
(PDD)(۱۰/۲۰)	۱/۹۳۴۶	۲/۲۲۰۹	۲/۲۱۶۵	۲/۲۲۴۶	۲/۴۲۲۲	۲/۱۹۸۲	۲/۶۲۷۶	۲/۱۹۰۱	۲/۷۳۱۲	۲/۱۹۷۸

جدول ۴- نسبتهای (PDD)(۵/۱۵) و (PDD)(۱۰/۲۰) محاسبه و اندازه‌گیری شده برای میدان  $8 \times 12 \text{ cm}^2$

نسبت درصدی دوز عمقی	x = ۱ (cm) (پله ششم)		x = ۳ (cm) (پله پنجم)		x = ۵ (cm) (پله چهارم)		x = ۷ (cm) (پله سوم)		x = ۹ (cm) (پله دوم)		x = ۱۱ (cm) (پله اول)	
	اندازه‌گیری	محاسبه	اندازه‌گیری	محاسبه	اندازه‌گیری	محاسبه	اندازه‌گیری	محاسبه	اندازه‌گیری	محاسبه	اندازه‌گیری	محاسبه
(PDD)(۵/۱۵)	۱/۹۲۵۵	۲/۳۱۱۷	۱/۸۹۸۸	۲/۲۷۵۸	۱/۸۷۰۰	۲/۲۲۹۰	۱/۹۵۴۷	۲/۲۰۰۵	۲/۰۲۹۲	۲/۱۹۰۴	۱/۹۷۴۸	۲/۲۰۶۲
(PDD)(۱۰/۲۰)	۲/۰۰۸۵	۲/۲۸۵۰	۱/۹۹۰۹	۲/۲۳۰۷	۲/۱۲۲۴	۲/۲۲۸۹	۲/۲۹۹۰	۲/۲۰۰۷	۲/۴۰۷۵	۲/۱۹۱۷	۲/۳۵۸۹	۲/۱۹۹۲

جدول ۵- نسبت‌های (PDD)(۵/۱۵) و (PDD)(۱۰/۲۰) محاسبه و اندازه‌گیری شده برای میدان  $8 \times 14 \text{ cm}^2$

نسبت درصدهای دوز عمقی	x = 7 (cm) (پله چهارم)		x = 9 (cm) (پله سوم)		x = 11 (cm) (پله دوم)		x = 13 (cm) (پله اول)	
	اندازه گیری	محاسبه	اندازه گیری	محاسبه	اندازه گیری	محاسبه	اندازه گیری	محاسبه
(PDD)(۵/۱۵)	۲/۰۸۶۵	۲/۲۳۸۱	۲/۰۹۶۱	۲/۲۰۵۷	۲/۱۵۴۴	۲/۱۹۴۲	۲/۲۷۷۷	۲/۲۰۸۷
(PDD)(۱۰/۲۰)	۱/۹۲۳۲	۲/۲۳۶۰	۱/۹۶۰۸	۲/۲۰۴۷	۲/۰۱۱۷	۲/۱۹۴۶	۲/۱۹۳۳	۲/۲۰۱۱
نسبت درصدهای دوز عمقی			x = 1 (cm) (پله هفتم)		x = 3 (cm) (پله ششم)		x = 5 (cm) (پله پنجم)	
	اندازه گیری	محاسبه	اندازه گیری	محاسبه	اندازه گیری	محاسبه	اندازه گیری	محاسبه
(PDD)(۵/۱۵)			۱/۹۸۰۷	۲/۴۰۳۵	۱/۹۱۹۸	۲/۳۴۶۰	۲/۰۳۵۰	۲/۲۶۹۲
(PDD)(۱۰/۲۰)			۱/۹۱۶۵	۲/۳۷۵۱	۱/۹۲۱۷	۲/۳۱۲۷	۱/۹۱۰۸	۲/۲۴۲۷

جدول ۶- نسبت‌های (PDD)(۵/۱۵) و (PDD)(۱۰/۲۰) محاسبه و اندازه‌گیری شده برای میدان  $8 \times 16 \text{ cm}^2$

نسبت درصدهای دوز عمقی	x = 9 (cm) (پله چهارم)		x = 11 (cm) (پله سوم)		x = 13 (cm) (پله دوم)		x = 15 (cm) (پله اول)	
	اندازه گیری	محاسبه	اندازه گیری	محاسبه	اندازه گیری	محاسبه	اندازه گیری	محاسبه
(PDD)(۵/۱۵)	۱/۹۴۱۵	۲/۲۴۸۰	۱/۹۵۹۶	۲/۲۱۳۰	۲/۰۸۰۵	۲/۱۹۸۸	۲/۱۰۸۸	۲/۲۱۲۲
(PDD)(۱۰/۲۰)	۲/۰۲۸۶	۲/۲۴۳۸	۱/۹۹۴۴	۲/۲۱۰۳	۱/۹۱۶۵	۲/۱۹۸۱	۱/۸۸۸۳	۲/۲۰۳۷
نسبت درصدهای دوز عمقی	x = 1 (cm) (پله هشتم)		x = 3 (cm) (پله هفتم)		x = 5 (cm) (پله ششم)		x = 7 (cm) (پله پنجم)	
	اندازه گیری	محاسبه	اندازه گیری	محاسبه	اندازه گیری	محاسبه	اندازه گیری	محاسبه
(PDD)(۵/۱۵)	۱/۹۱۰۱	۲/۵۴۱۰	۱/۹۵۶۱	۲/۴۷۷۰	۱/۸۸۸۲	۲/۳۷۷۵	۲/۰۱۲۰	۲/۲۸۶۱
(PDD)(۱۰/۲۰)	۲/۰۲۲۵	۲/۵۲۶۵	۱/۲	۲/۴۴۲۶	۱/۹۵۴۴	۲/۳۳۸۱	۲/۰۴۲۷	۲/۲۵۵۷

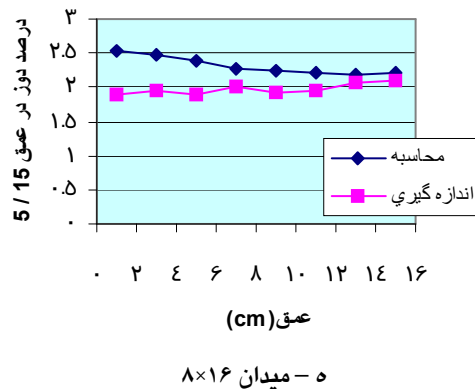
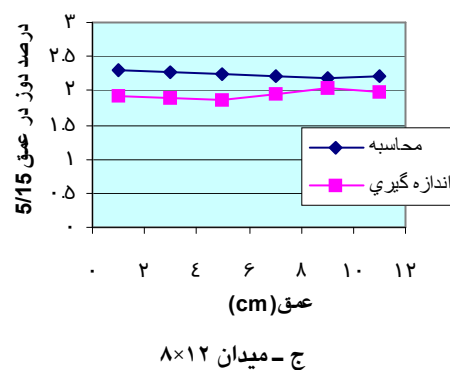
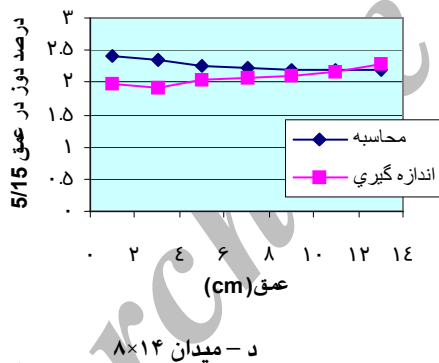
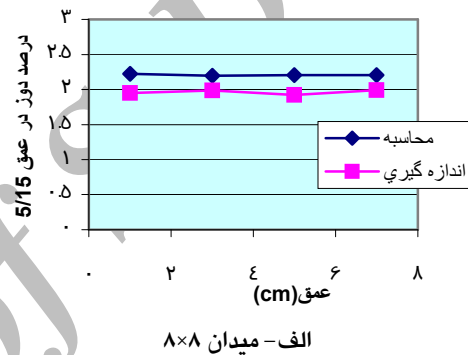
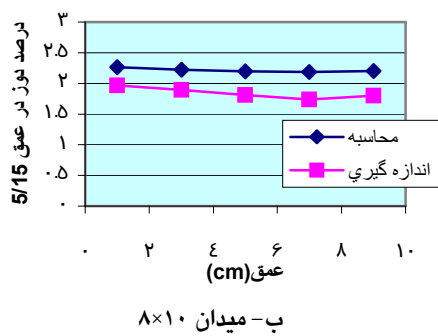
نمودارهای مقادیر (PDD)(۵/۱۵) و (PDD)(۱۰/۲۰) مربوط میدان) برای میدانهای  $8 \times 8$  تا  $8 \times 16$  در نمودار ۳ مشاهده می‌شود: به محاسبه و اندازه‌گیری، برحسب X (فاصله از سمت چپ

درصد دز عمقی با روش کلارکسون

جدول ۷- میانگین قدرمطلق اختلاف مقادیر (PDD)(۵/۱۵) و (PDD)(۱۰/۲۰) مربوط به محاسبه و اندازه‌گیری ( $\bar{\Delta}$ ) برای میدانهای ۸×۸ تا ۸×۱۶

میدان	میدان	میدان	میدان	میدان	( $\bar{\Delta}$ )
۸×۸	۸×۱۰	۸×۱۲	۸×۱۴	۸×۱۶	۰/۳۸۶۱
					۰/۳۳۴۷
					۰/۲۳۸۱
					۰/۲۴۱۶
					۰/۳۲۹۳

میانگین قدرمطلق اختلاف مقادیر (PDD)(۵/۱۵) و (PDD)(۱۰/۲۰) مربوط به محاسبه و اندازه‌گیری ( $\bar{\Delta}$ ) برای میدانهای ۸×۸ تا ۸×۱۶ در جدول ۷ ذکر شده است: این میانگین برای همه میدانها برابر است با ۰/۳۰۵۹. این بدین معنی است که مقادیر (PDD)(۵/۱۵) و (PDD)(۱۰/۲۰) به‌طور میانگین با یکدیگر به میزان ۰/۳۰۵۹ اختلاف دارند.



نمودار ۳- نسبت (PDD)(۵/۱۵) محاسبه و اندازه‌گیری شده برای میدانهای ۸×۸cm<sup>2</sup> تا ۸×۱۶cm<sup>2</sup>

#### ۴- بحث و نتیجه گیری

با توجه به مقادیر درصد دوز عمقی محاسبه شده مشاهده می‌شود که این مقادیر، با افزایش عمق کاهش می‌یابند که این امر، مطابق با انتظار است. همچنین مشاهده می‌شود که در یک عمق، با افزایش فاصله از لبه میدان، درصد دوز عمقی افزایش می‌یابد که این به واسطه ضخامت کمتر پله‌ها در فاصله‌های بیشتر از لبه میدان، و در نتیجه جذب کمتر اشعه توسط فیلتر می‌باشد.

نتایج فرمولیابی و خطای استاندارد (۱/۷۷۳۸) در فرمول PDD نشان می‌دهد که این خطا اندک بوده و فرمول ارائه شده، برای محاسبه درصد دوز عمقی در زیر فیلترهای پله‌ای ذکر شده مناسب می‌باشد. به طوریکه، در مواردیکه جداول نتایج محاسبات موجود نباشند، با وارد کردن عمق ( $X_2$ ) و فاصله از لبه میدان ( $X_1$ ) (ضخامت فیلتر، با فاصله از لبه میدان متناسب می‌باشد) در این فرمول، می‌توان درصد دوز عمقی را محاسبه کرد.

مقایسه نتایج محاسبه و اندازه‌گیری شده (جدولهای ۲ تا ۶ و نمودار ۳) نشان می‌دهد که این مقادیر به یکدیگر نزدیک می‌باشند. در برخی از موارد مقادیر اندازه‌گیری شده از مقادیر محاسبه گردیده بیشتر بوده و در نقاطی دیگر این روند معکوس است. با توجه به نتایج به دست آمده، صحت روش مورد استفاده در این تحقیق در محاسبه درصد دوز عمقی در زیر فیلترهای پله‌ای و در صورت کافی بودن پله‌ها، صحت آن در محاسبه درصد دوز عمقی در زیر فیلتر و ج تأیید می‌گردد. بدیهی است که برای رسیدن به نتایج بهتر و

مقایسه دقیقتر می‌بایست به جای نسبت‌های درصد دوز عمقی، از مقایسه درصدهای دوز عمقی محاسبه و اندازه‌گیری شده با یکدیگر استفاده کرد علاوه بر آن باید از فانتومی با سیستم مکانیابی خودکار دوزیتر استفاده نمود. از آنجا که کیفیت پرتوهای عبوری از پله‌های مختلف با یکدیگر متفاوت است، برای این مقایسه نیاز است تا با استفاده از Parallel Plate Chamber یا Extrapolation Chamber، ابتدا عمق ناحیه بیلدآپ در زیر هر پله اندازه‌گیری شده و سپس با اندازه‌گیری دوز در عمق دلخواه در زیر یک پله و تقسیم آن بر دوز در عمق ماکزیمم دوز ( $D_0$ ) در زیر همان پله و استفاده از رابطه  $PDD = 100 \times (\frac{D_n}{D_0})$ ، درصد دوز عمقی در زیر پله موردنظر را به دست آورد. لذا انجام آن به منظور ادامه، در سایر تحقیقات توصیه می‌شود.

همچنین به منظور تسریع محاسبات در شرایط سخت‌تر و جلوگیری از بروز خطا، نوشتن نرم‌افزاری کامپیوتری برای انجام محاسبات توصیه می‌شود. می‌توان روش ارائه شده در این تحقیق را برای میدانهای با ابعادی در گستره  $0 \times 0$  تا  $45 \times 45$  و همچنین عمقهای ۱ تا ۳۰ سانتی متر و انواع پرتوهای با انرژیهای مختلف به کار برده و مورد ارزیابی قرار داد.

#### ۵- تشکر و قدردانی

بدینوسیله از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اهواز برای تأمین بودجه این طرح تشکر و قدردانی می‌شود.



## منابع

- 1- Yeo I, Chris Wang C, Burch S. A filtration method for improving film dosimetry in photon radiation therapy. *Medical Physics* 1997; 24(12):1943-1953.
- 2- Van der Giessen P, Hurkmans C. Calculation and measurement of the dose to points outside the primary beam for Co-60 gamma radiation. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 1993; 27(3):717-724.
- 3- McCullough E. A measurement and analysis of buildup region dose for open field photon beams (Cobalt-60 through 24 MV). *Medical Dosimetry* 1994; 19(1):5-14.
- 4- Tsalafoutas I, Xenofos S, Papalexopoulos A, Nikolettopoulos S. Dose calculations for asymmetric fields defined by independent collimators using symmetric field data. *The British Journal of Radiology* 2000; 73:403-409.
- 5- Khan F. Dose distribution and scatter analysis. Khan F. *The Physics of Radiation Therapy*. Second Edition. Maryland: Williams & Wilkins; 1994: 197-199.
- 6- Hendee W, Ibbott G. Treatment Planning by Computer. Hendee W, Ibbott G. *Radiation Therapy Physics*. Second Edition. New York: Mosby; 1996: 350-351.
- 7- Cunningham J. Development of computer algorithms for radiation treatment planning. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 1989; 16(6):1367-1376.
- 8- Davis J, Reiner B. Depth Dose under narrow shielding blocks: a comparison of measured and calculated dose. *Radiotherapy & Oncology* 1995; 34:219-227.
- 9- Lam W, Lam K. Beam data requirements of the Clinac 4 for three-dimensional treatment planning with wedged fields. *The British Journal of Radiology* 1983; 56:949-956.
- 10- Papiez E, Froese G. The calculation of transmission through a photon beam attenuator using sector integration. *Medical Physics* 1990; 17(2):281-286.
- 11- Yao J, Ranganathan G. On three-dimensional dose calculation of photon beam with wedge filters. *Medical Physics* 1994; 21(6):809-816.
- 12- Zhu X, Low D, Harms W, Purdy J. A Convolution-adapted ratio-TAR algorithm for 3D photon beam treatment planning. *Medical Physics* 1995; 22(8):1315-1327.
- 13- Ahnesjo A, Weber L, Nilsson P. Modeling transmission and scatter for photon beam attenuators. *Medical Physics* 1995; 22(11):1711-1720.
- 14- Liu H, Mackie T, McCullough E. Calculation dose and output factors for wedged photon radiotherapy fields using a convolution/superposition method. *Medical Physics* 1997; 24(11):1714-1728.