

## بررسی تاثیر اندازه میدان بر روی زاویه منحنی های همدوز میدان های وج دار دستگاه شتابدهنده واریان C ۲۱۰۰ برای دو انرژی ۶ و ۱۸ مگا ولت

محمد جواد طهماسبی بیرگانی\*<sup>۱</sup>، محمد علی بهروز<sup>۲</sup>، شعله آروندی<sup>۳</sup>، داود خضرو<sup>۴</sup>، مجتبی کربلائی<sup>۵</sup>

۱- دانشیار گروه فیزیک پزشکی و رادیوتراپی، بیمارستان گلستان اهواز، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز

۲- استاد گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز

۳- استادیار بخش رادیوتراپی و آنکولوژی بیمارستان گلستان اهواز، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز

۴- کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز

۵- کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، بیمارستان گلستان اهواز

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۷/۷/۴

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۷/۵/۴

### چکیده

**مقدمه:** امروزه پیشرفت های چشم گیری در تجهیزات و نوع طراحی درمان های رادیوتراپی صورت گرفته است، که باعث هرچه دقیقتر شدن روش های درمانی شده اند. با این وجود، روش های متداول درمان، در بیشتر مراکز درمانی مورد استفاده قرار می گیرند. یکی از درمان های متداول، استفاده از وج های فیزیکی می باشد. از پارامتر های میدان های وج دار، زاویه وج است. زاویه بین خط افق با منحنی همدوزی که در یک عمق مشخص و در اندازه میدان خاص ایجاد می شود را زاویه وج گویند. طراحی درمان ها با استفاده از زاویه وج صورت می گیرد. در این مطالعه تغییرات زاویه وج به روش دوزیمتری و تئوری برای میدان های متفاوت مورد بررسی قرار می گیرد.

**مواد و روشها:** برای میدان های وج دار با ابعاد  $6 \times 6$  تا  $20 \times 20$ ، زاویه وج به روش دوزیمتری نسبی برای دو انرژی ۶ و ۱۸ مگا الکترون ولت اندازه گیری شد. از وج های متداول در پرتو درمانی با درجه اسمی ۴۵، ۶۰، ۳۰، ۱۵ و استفاده گردید. همچنین روش تحلیلی زاویه وج ارائه شده توسط ساوب، برای دستگاه واریان نیز آزموده شد. در این روش شیب منحنی های همدوز به صورت غیر مستقیم با استفاده از منحنی های پروفایل و درصد دوز عمقی به دست می آید. منحنی های پروفایل، همدوز و درصد دوز عمقی برای تمامی میدان ها رسم و زاویه منحنی همدوز در عمق ۱۰ سانتیمتر به استناد تعاریف بین المللی به عنوان زاویه وج در نظر گرفته شد. داده های به دست آمده از رابطه تحلیلی زاویه وج نیز با داده های دوزیمتری مورد بررسی قرار گرفتند.

**نتایج:** بررسی نشان می دهد که زاویه وج با افزایش ابعاد میدان افزایش می یابد. در میدان  $6 \times 6$  زاویه وج بیشترین اختلاف را با زاویه اسمی وج نشان می دهد، به طوری که این اختلاف برای وج ۴۵ درجه در انرژی ۶ مگا ولت به مقدار  $14/7$  درجه می باشد. بیشترین اختلاف برای میدان  $10 \times 10$  در وج ۴۵ درجه و در انرژی ۶ مگا ولت به مقدار  $9/2$  درجه به دست آمد. نتایج زاویه وج با استفاده از رابطه ریاضی، در بیشترین حالت فقط ۴ درجه با نتایج دوزیمتری اختلاف نشان می دهد.

**بحث و نتیجه گیری:** مقدار زاویه وج در میدان های مختلف درمانی تغییر می کند. برای بالا بردن دقت واگذاری دوز در درمان های متداول می بایستی حتی الامکان از وجی مناسب که در میدان مشخص ایجاد منحنی همدوز با شیب دلخواه می نماید، استفاده کرد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۵، شماره ۱، پیاپی (۱۹، ۱۸)، بهار و تابستان ۸۷: ۴۲-۳۵)

**واژگان کلیدی:** منحنی پروفایل، منحنی PDD، منحنی همدوز، زاویه وج

\* نویسنده مسؤول: محمد جواد طهماسبی بیرگانی

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور

اهواز tahmasebi\_mj@yahoo.com

تلفن: ۰۹۱۶۱۱۳۳۶۸۹، دورنگار: ۰۹۸(۶۱۱)۳۳۴۷۵۱۰

## ۱- مقدمه

ایجاد توزیع دوز یکنواخت در سرتاسر حجم ناحیه درمانی یکی از مهمترین اهداف رادیو تراپی می باشد. بدین منظور و برای عدم ایجاد نقاط با دوز بالا در بافت سالم، توزیع دوز در ناحیه درمانی را با استفاده از روشهای خاصی متعادل می کنند. یکی از روش های ساده و در عین حال کارآمد، استفاده از فیلترهای وج می باشد [۱]. فیلتر وج معمولا از مواد چگال نظیر مس، سرب و استیل و به شکل گوه ساخته می شود که شدت توزیع دوز را بنابر قانون جذب افتراقی در طول پهنای میدان به تدریج کاهش می دهد. علی رغم پیشرفت های کامپیوتری در سیستم های طراحی درمان و واگذاری دوز، نظیر وج های دینامیکی و کولیماتور های مولتی لیف<sup>۱</sup> که منجر به درمان های IMRT شده است، امروزه استفاده از وج های فیزیکی به دلیل سادگی و صرفه جوئی در وقت، همچنان در بیشتر مراکز درمانی مورد استفاده قرار می گیرند [۲]. عارضه های واقع در سروگردن، مغز و سینه از مواردی هستند که به صورت مکرر با استفاده از میدان های وج دار درمان می شوند.

اعمال فیلتر وج به میدان تابش، باعث شیب دار شدن منحنی های همدوز می شود. شدت دوز در طرفی از میدان که در سمت پاشنه وج قرار دارد بیشترین کاهش را به خود می گیرد. از مشخصه های وج، زاویه وج می باشد. زاویه وج، زاویه بین خط افق با منحنی همدوز مشخص در عمق خاص در روی محور مرکزی میدان می باشد [۳]. در حال حاضر برای پرتوهای پر انرژی، توافقات بین المللی برای تعریف زاویه وج در عمق ۱۰ سانتیمتری

می باشد [۴]. با این حال شیب منحنی های همدوز در میدانهای متفاوت و عمق های مختلف تغییر می کنند. این تغییرات منجر به ایجاد خطا در واگذاری دوز در ناحیه درمانی می شود. گزارشات بین المللی حداکثر خطا در واگذاری دوز در منطقه درمانی را  $5\% \pm$  اعلام کرده اند [۵]. زاویه وج تعریف شده وابسته به نوع وج و زاویه فیزیکی وج می باشد. این مقدار همچنین وابسته به اندازه میدان، انرژی و عمق می باشد [۶]. گزارشات ضد و نقیضی از تغییرات زاویه وج با تغییرات میدان ارائه شده است. آبراث<sup>۲</sup> طی طراحی وج برای فوتون های ۲۵ مگاولت تغییرات زاویه وج با میدان را نیز بررسی کرد که برای وج ۶۰ درجه تقریبا در تمام میدان ها ثابت گزارش شد و برای وج های ۳۰ و ۴۵ با افزایش میدان زاویه وج کاهش یافت [۷]. تولبرت<sup>۳</sup> نشان داد که زاویه وج برای وج ۶۰ درجه با افزایش میدان افزایش می یابد [۸]. در حالی که برای وج های دیگر کاهش یافت. وو<sup>۴</sup> افزایش زاویه وج با افزایش میدان برای وج های ۴۵، ۳۰، ۱۵ را نشان داد [۹]. در تمامی پژوهش ها تغییرات زاویه وج در میدان های متفاوت در حداکثر مقدار از ۴ درجه بیشتر نبود.

در این مطالعه ابتدا زاویه وج برای برخی میدان ها و جهای معمول به روش دوزیمتری برای دستگاه شتاب دهنده واریان C ۲۱۰۰ در دو انرژی ۶ و ۱۸ مگاولت اندازه گیری شد، سپس تئوری ساوب [۱۰] در مورد به دست آوردن زاویه وج با استفاده از منحنی های پروفایل و در صد دوز عمقی نیز برای این دستگاه مورد آزمون قرار گرفت.

2- Abrath F

3-Tolbert

4 -Wu

1- MLC

## ۲- مواد و روشها

هدف اصلی در این تحقیق به دست آوردن شیب منحنی های همدوز برای میدان های مختلف درمانی می باشد. لذا برای این منظور اندازه گیری ها به روش دوزیمتری نسبی انجام شد. از دو دوزیمتر فارمر نوع CC13 با حجم حساس ۰/۱۳ سانتیمتر مکعب استفاده شد. یکی از دوزیمتر ها به عنوان دوزیمتر مرجع، در خارج از فانتوم و در میدان تابش و دوزیمتر دیگر به عنوان دوزیمتر میدان در مرکز فانتوم قرار گرفت. از فانتوم آب به ابعاد ۵۰×۵۰×۵۰ سانتیمتر مکعب با دیواره از جنس پرسپکس<sup>۱</sup> استفاده شد. دوزیمتر میدان در روی ریلی متحرک در فانتوم نصب شد. این ریل با سرعت خاصی در حین پرتو دهی در سه محور عمود بر هم تمام حجم داخل فانتوم را جاروب کرده و همزمان دوز نقطه به نقطه از میدان را اندازه گیری می کرد. به دلیل اعمال وج به میدان تابش، شدت پرتو در جهت شیب دار وج دچار گرادیان دوز می گردد. به منظور حذف تاثیرات گرادیان دوز به دلیل موقعیت مکانی دوزیمتر، امتداد چمبر یونیزاسیون در طول عمود بر قسمت شیب دار وج در میدان جایگذاری شد. به دلیل عدم تاثیر پرتوهای پراکنده شده از دیواره های فانتوم بر روی دوزیمتر، حرکت دوزیمتر در داخل میدان از کناره ها تا ۵ سانتیمتر دیواره و کف محدود شد. در این مطالعه برای هر یک از وج های یونیورسال ۱۵، ۳۰، ۴۵ و ۶۰ درجه که در رادیوتراپی های معمولی متداول هستند، زاویه منحنی های همدوز در عمق ۱۰ سانتیمتر برای میدان های ۶×۶ تا ۲۰×۲۰ در دو انرژی ۶ و ۱۸ مگاولت اندازه گیری شد. سیستم دوزیمتری زاویه وج را با رسم خطی راست که از نقاط ۱/۴ پهنای منحنی همدوز در طرف چپ و راست مرکز میدان می گذرد اندازه گیری و شیب آن به عنوان زاویه وج محاسبه می شود.

## ۲-۱- بررسی معادله تئوری در مورد شتابدهنده

### واریان C ۲۱۰۰

روش تحلیلی به دست آوردن زاویه وج با استفاده از منحنی های پروفایل و درصد دوز عمقی در سال ۱۹۹۶ توسط ساوب<sup>۲</sup> برای دستگاه شتابدهنده زیمنس<sup>۲</sup> با انرژی های ۶ و ۲۳ مگاولت ارائه و بررسی شد [۱۰]. با استفاده از این تئوری که در ذیل توضیح داده خواهد شد، برای به دست آوردن زاویه شیب منحنی های همدوز نیازی به رسم منحنی های همدوز نمی باشد.

منحنی همدوز مشخصی که زاویه آن مد نظر می باشد، به صورت تابع ثابتی از دو متغیر X (پهنای میدان) و Y (عمق میدان) در نظر گرفته می شود شکل (۱).

$$D(x, y) = c \quad (1)$$

با تعریف بردار واحد  $\vec{u}$  در جهت مماس بر منحنی D، مشتق جهتی D در راستای  $\vec{u}$  به صورت زیر به دست می آید.

$$\frac{dD}{du} = \nabla(\vec{D} \cdot \vec{u}) = 0 \quad (2)$$

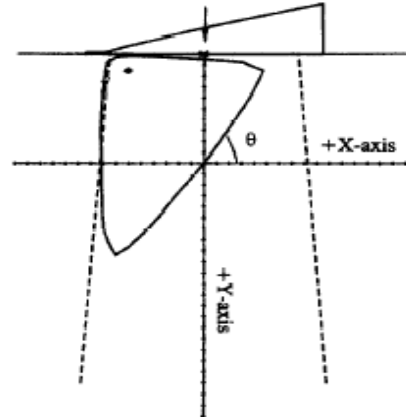
$$\frac{dD(x, y)}{du} = \frac{\partial D(x, y)}{\partial x} \cdot \cos\theta + \frac{\partial D(x, y)}{\partial y} \cdot \sin\theta = 0 \quad (3)$$

که در آن  $\frac{\partial D}{\partial x}$  مشتق جزئی تابع D در جهت پهنای میدان و  $\frac{\partial D}{\partial y}$  مشتق جزئی در جهت عمق میدان، و  $\theta$  زاویه بین خط افق و تابع  $\vec{u}$  می باشد. معادله (۳) را می توان به شکل زیر نوشت

$$\frac{\partial D(x, y)}{\partial x} = \tan\theta \frac{\partial D(x, y)}{\partial y} \quad (5)$$

تغییرات  $D(x, y)$  در عمق را می توان با در دست داشتن منحنی درصد دوز عمقی به دست آورد. تغییرات

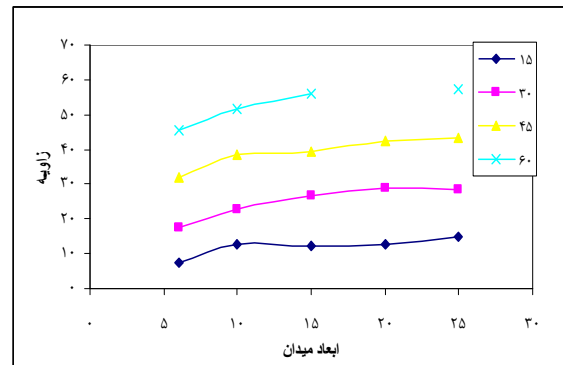
$D(x, y)$  در جهت X در نزدیکی محور مرکزی، با استفاده از شیب منحنی های پروفایل به دست می آید.



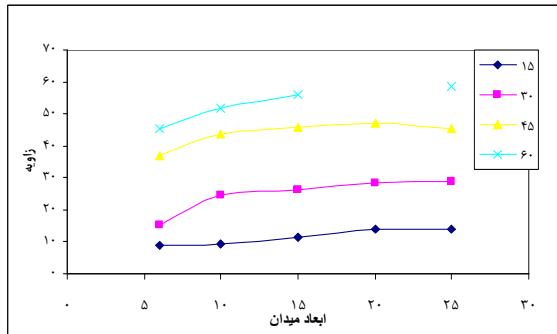
شکل ۱- منحنی همدوز میدان وج دار

### ۳- نتایج

با افزایش ابعاد میدان، زاویه منحنی های همدوز برای تمامی وج ها افزایش می یابد. شکل (۱) میزان تغییرات زاویه وج برای میدان های متفاوت در انرژی ۶MV و شکل (۲) میزان تغییرات را برای ۱۸MV نشان می دهد.



شکل ۲- تغییرات زاویه منحنی های همدوز در عمق ۱۰ سانتی متر برای وج های مختلف در انرژی ۶مگاولت

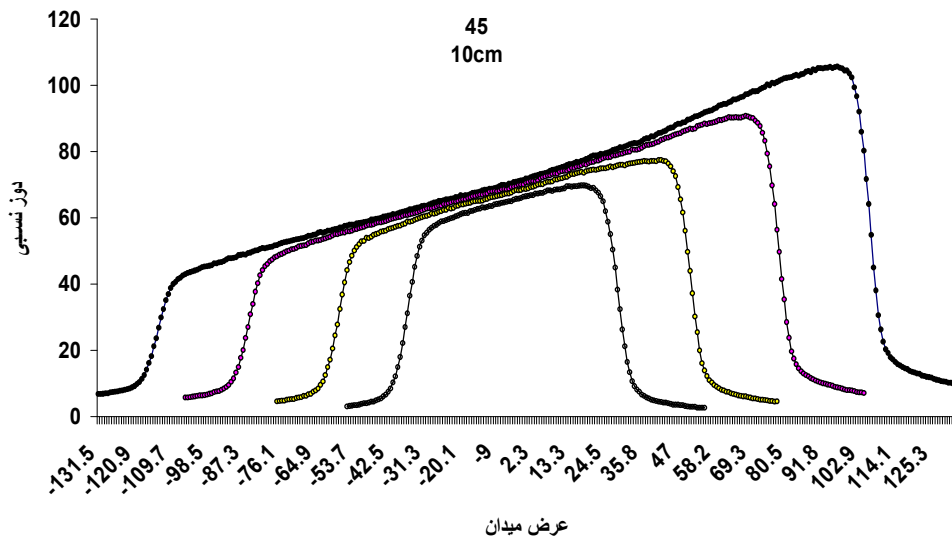


شکل ۳- تغییرات زاویه منحنی های همدوز در عمق ۱۰ سانتیمتر برای وج های مختلف در انرژی ۱۸ مگاولت

همانطور که از نمودارها نیز مشاهده می شود، برای میدانهای کوچک، مقدار شیب منحنی همدوز در عمق ۱۰ سانتیمتر بیشترین انحراف از مقدار اسمی زاویه وج را نشان می دهد. این کاهش برای وج های ۱۵، ۳۰، ۴۵، ۶۰ درجه در انرژی ۶ مگاولت به ترتیب ۱۳، ۱۴/۵، ۱۲/۵ و ۷/۵ درجه بود که بیشترین انحراف برای وج ۶۰ درجه مشاهده شد. اختلاف بین زاویه اسمی وج دستگاه و زاویه منحنی ها همدوز برای وج های ۱۵، ۳۰، ۴۵، ۶۰ درجه در انرژی ۱۸ مگاولت به ترتیب ۱۴/۵، ۸/۵، ۱۴/۵ و ۶ درجه به دست آمد.

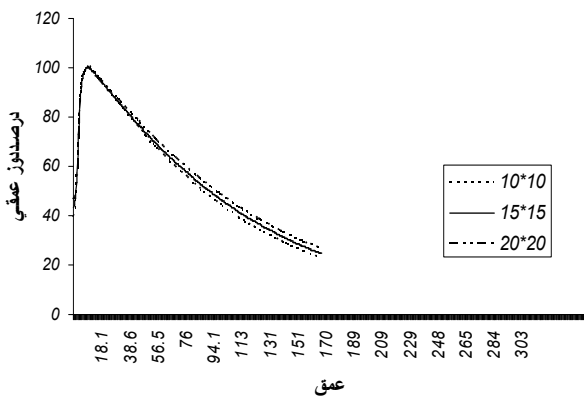
برای بررسی معادله تئوری، منحنی های پروفایل در عمق ۱۰ سانتیمتر و درصد دوز عمقی برای وج های ۱۵، ۳۰، ۴۵، ۶۰ درجه برای میدان های ۶x۶ تا ۲۰x۲۰ به دست آمدند. شکل (۴) برای نمونه منحنی پروفایل برای وج ۴۵ درجه را نشان می دهد. همانطور که از شکل دیده می شود شیب منحنی های پروفایل در مرکز میدان پرتوی برای میدان های مختلف تقریباً یکسان است. علت این امر را می توان در سهم پرتو های اولیه و پراکنده توضیح داد. پرتو های اولیه که از منبع به مرکز میدان می رسند، با تغییرات اندازه میدان تغییر نمی کنند، ولی سهم پرتو های پراکنده شده با افزایش اندازه میدان، افزایش می یابد، ولی به دلیل برد محدود پرتو های پراکنده این اثر فقط در میدان های کوچک اهمیت دارد [۱۱].

اندازه میدان و زاویه منحنی های همدوز



شکل ۴- منحنی پروفایل وج ۴۵ درجه در عمق ۱۰ سانتی متر

سهم پرتوهای پراکنده، جهت پراکندگی ها به سمت جلو می باشند [۱۳].

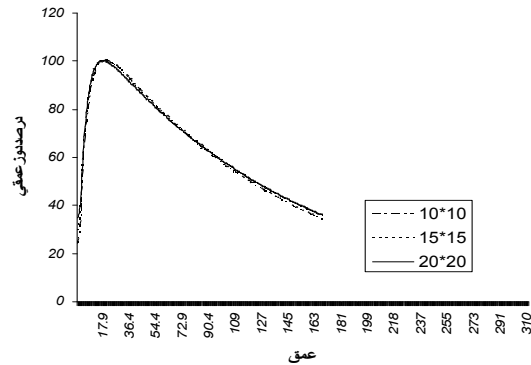


شکل ۵- منحنی درصد دوز عمقی انرژی ۶ مگاولت

شکل (۵) و (۶) منحنی های درصد دوز عمقی برای میدانها مختلف در دو انرژی ۶ و ۱۸ مگا ولت را نشان می دهند. منحنی ها به مقدار دوز ماکزیم نورمالیزه شده اند. با افزایش اندازه میدان، مقدار درصد دوز عمقی افزایش می یابد. که علت آن افزایش سهم پرتوهای پراکنده با افزایش میدان می باشد [۱۲].

مقادیر درصد دوز عمقی در انرژی ۱۸ مگاولت یک پدیده جالب را از خود نشان می دهند. برای میدان های مختلف نمودار های درصد دوز عمقی از عمق ماکزیم تا نزدیکی عمق ۱۰ سانتیمتری روی هم می افتند. علت این پدیده این است که با افزایش میدان، علی رغم افزایش

شیب منحنی های پروفایل و درصد دوز عمقی در عمق ۱۰ سانتیمتری به دست آمده وبا جایگذاری در معادله (۵) مقدار زاویه وج محاسبه شد. جدول (۱) مقادیر زاویه وج به دست آمده با استفاده از معادله تئوری و مقادیر دوزیمتری زاویه وج برای وج های مختلف در انرژی ۶ مگاولت را نشان می دهد و جدول (۲) این مقادیر در انرژی ۱۸ مگاولت را نشان داده است.



شکل ۶- منحنی درصد دوز عمقی انرژی ۱ مگاولت

جدول ۱- نتایج زاویه وج از راه تحلیلی و تجربی (دوزیمتری) برای انرژی ۶MV

وج	۱۵°		۳۰°		۴۵°		۶۰°	
	تحلیلی	تجربی	تحلیلی	تجربی	تحلیلی	تجربی	تحلیلی	تجربی
۶×۶	۷/۹	۷/۳	۱۸/۵	۱۷/۶	۳۵/۵	۳۲	۴۶/۳	۴۵/۵
۱۰×۱۰	۱۱/۸	۹/۱	۲۵/۳	۲۲/۹	۳۸/۵	۵۳/۸	۵۰	۵۱/۶
۱۵×۱۵	۱۵/۲	۱۲/۱	۲۹	۲۶/۵	۴۱/۵	۳۹/۵	۵۳/۸	۵۶
۲۰×۲۰	۱۴/۲	۱۲/۹	۲۹/۵	۲۸/۸	۴۳	۴۲/۳	۵۴	۵۷

جدول ۲- نتایج زاویه وج از راه تحلیلی و تجربی (دوزیمتری) برای انرژی ۱۸ MV

وج	۱۵°		۳۰°		۴۵°		۶۰°	
	تحلیلی	تجربی	تحلیلی	تجربی	تحلیلی	تجربی	تحلیلی	تجربی
۶×۶	۶/۶	۹	۱۹/۳	۱۵/۳	۴۰	۳۶/۷	۴۷/۲	۴۵/۶
۱۰×۱۰	۱۱	۱۰/۵	۲۷/۵	۲۴/۸	۴۶/۲	۴۳/۹	۵۳/۹	۵۱/۶
۱۵×۱۵	۱۳/۵	۱۲	۲۷/۹	۲۶/۵	۴۶/۵	۴۵/۹	۵۵	۵۶
۲۰×۲۰	۱۳/۷	۱۳/۹	۲۸/۵	۲۸/۳	۴۷/۷	۴۷	۵۶	۵۷/۵

#### ۴- بحث و نتیجه گیری

با در نظر گرفتن جذب افتراقی پرتو ارائه شده اند [۷]، در حالی که اگر سهم پرتوهای پراکنده نیز در طراحی وج اعمال شود شکل وج به صورت خمیده<sup>۱</sup> در خواهد آمد [۱۰]. حجم قسمتی از وج که در داخل میدان پرتوی قرار می گیرد باعث افزایش پرتوهای پراکنده می شود که

چگونگی طراحی وج های فیزیکی توسط محققینی ارائه شده است [۷،۸،۹]. البته نوع طراحی وج برای شرکت های سازنده دستگاه های درمانی اختصاصی می باشد. منحنی های همدوز برای میدان های وج دار نه تنها ناشی از جذب افتراقی پرتو می باشد، بلکه پرتوهای پراکنده نیز سهمی در این امر می باشند. در اغلب موارد نوع طراحی وج ها فقط

1- sigmoid

## اندازه میدان و زاویه منحنی های همدوز

کاهش می دهد که این امر منجر به حالت خمیدگی وج ها می شود. البته سهم پراکنندگی حاصل از کولیماتور که به فانتوم می رسند در سمت نوک وج بیشتر از قسمت پاشنه خواهد بود [۱۴]. این امر در منحنی های پروفایل شکل (۴) به عینه مشاهده می شود.

اندازه گیرها نشان داد زاویه منحنی های همدوز با افزایش اندازه میدان تغییرات قابل توجهی پیدا میکند. با افزایش میدان، زاویه برای هر دو انرژی، افزایش نشان داد که علت آن احتمالاً در نگاه اول نادیده گرفتن سهم پرتوهای پراکنده در طراحی وج توسط شرکت های سازنده تجهیزات می باشد.

بررسی دقت واگذاری دوز در عمق تومور امری است که مستلزم توجه بیش از حد در فرایند پرتو درمانی می باشد. عدم دقت در واگذاری دوز نایبستی بیشتر از  $\pm 5\%$  پیشنهادی ICRU باشد [۵]. در نحوه طراحی و ساخت وج های فیزیکی رویه مشخصی وجود ندارد و شرکت های سازنده تجهیزات پرتو درمانی، اختصاصاً با توجه به نوع دستگاه و استاندارد های خود اقدام به طراحی وج می نمایند. لذا می بایست در مراکز درمانی که هنوز مجهز به سیستم های پیشرفته درمانی نیستند، تغییرات زاویه وج در میدان های مختلف بررسی شود. در دست داشتن تغییرات منحنی های همدوز در میدان های مختلف و اعمال وج مناسب باعث کاهش خطا در واگذاری دوز در ناحیه درمانی می شود. در شرایطی که تغییرات زاویه وج در میدان های مختلف غیر قابل چشم پوشی باشد، برای دسترسی به توزیع دوز دلخواه و دقیق در منطقه درمانی در ساده ترین حالت از وجی مناسب که در میدان درمانی دلخواه، منحنی همدوز با شیب مناسب ایجاد می کند، استفاده کرد.

این سهم به نوبه خود در شیب منحنی های همدوز تاثیر می گذارد. با افزایش اندازه میدان، حجمی از وج که در میدان پرتوی قرار می گیرد افزایش می یابد، که در نتیجه باعث افزایش سهم پرتو های پراکنده می شود. این افزایش در واقع به نحوی نیاز به افزایش جذب افتراقی در لبه ها را فیلتر کردن پرتو که شامل گستره ای از انرژی ها است، بیشتر باعث جذب پرتو های کم انرژی می شود. با این وجود به نظر می رسد تاثیر کیفیت پرتو چندان تاثیری روی تغییرات زاویه وج نداشته باشد تاثیر اندازه میدان بر روی شیب منحنی های همدوز باید مد نظر باشد. تغییرات حتی الامکان می بایستی حداقل باشند.

آبرات وجی از جنس برنج برای پرتوهای با انرژی ۲۵ مگاولت طراحی کرد [۷]، تغییرات قابل توجهی در زاویه وج با تغییرات اندازه میدان مشاهده نکرد. در روش طراحی وی فقط جذب افتراقی در نظر گرفته شده بود. علت تغییرات ناچیز زاویه وج، احتمالاً در رو به جلو بودن جهت پرتوهای پراکنده در انرژی های بالا می باشد. مطالعه تولبرت برای زوایای وج دستگاه با انرژی ۱۰ مگاولت با در نظر گرفتن شیب منحنی همدوز ۸۰٪ به عنوان زاویه وج صورت پذیرفت. در مطالعه وی اشاره ای به جنس وج نشده است.

از آنجایی که طبق اندازه گیریهای انجام شده زاویه اسمی وج فقط در یک میدان معین با اندازه گیری وفق می دهد و تغییر زاویه وج روی توزیع منحنیهای همدوز موثر است که خود در طراحی درمان نقش دارد اهمیت این مطالعه روشن می شود. در این مطالعه وج های ۱۵ و ۳۰ درجه از جنس استیل و وج های ۴۵ و ۶۰ درجه از جنس سرب بودند.

منابع

1. Huang PH, Chin LM, Bjärngard BE. Scattered photons produced by beam-modifying filters. *Med Phys* 1986 Jan-Feb;13(1):57-63. PMID: 3951410 [PubMed - indexed for MEDLINE]
2. Mihailidis DN, Tomara PD, Gibbons JP. Measurements of primary off-axis ratios in wedged asymmetric photon fields: a formalism for dose and monitor unit calculations. *Phys Med Biol* 2005 Oct 21;50(20):4955-6. PMID: 15843733 [PubMed - indexed for MEDLINE]
3. Sidhu NP, Breitman K. Dosimetric characteristics of wedged fields. *Med Dosim*. 1994 Spring;19(1):35-41. PMID: 8003205 [PubMed - indexed for MEDLINE].
4. William R.Hendee, Geoffrey S Ibbott. Radiation therapy physics. 2<sup>nd</sup> ed. United State of America. Mosby-year book. 1996. P240.
5. ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements). Determination of Absorb dose in a patient Irradiated by beams of X or gama rays in radiotherapy procedures ICRU(1976) Report No24.P46.
6. Geso M, Millar M, Havercroft J, Perkins A, Dudson J, Rykers K , Forrest W. Dosimetric characteristics of dynamic and physical wedges along the non wedges planes EPM Conf 1995; Proc (Queenstown) P125.
7. Abrath FG, Purdy JA. Wedge design and dosimetry for 25-MV x rays. *Radiology*. 1980 Sep;136(3):757-62. PMID: 6773106 [PubMed - indexed for MEDLINE].
8. Tolbert DD, Lane RG, Paliwal BR, Frost SW, Chin KB, Dercks J. Characteristics of Clinac-18 wedged fields for 10-MV x rays. *Med Phys*. 1977 Sep-Oct;4(5):419-22. PMID: 409923 [PubMed - indexed for MEDLINE].
9. Saw CB, Pawlicki T, Wu A. Various wedge isodose angles for treatment planning. *Med Dosim* 1992 Winter;17(4):181-5. PMID: 1485904 [PubMed - indexed for MEDLINE].
10. Saw CB, Korb LJ, Ayyangar KM, Krishna KV. Relationship of wedge isodose angle to percent depth-dose curves. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996 Mar 15;34(5):1147-52. PMID: 8600100 [PubMed - indexed for MEDLINE].
11. Saw CB, Berta C, Wu A. High energy photon beam percent depth dose curves. *Med Dosim* 1992 Mar;17(1):35-6. PMID: 1558645 [PubMed - indexed for MEDLINE].
12. Central axis depth dose data for use in radiotherapy. A survey of depth doses and related data measured in water or equivalent media. *Br J Radiol Suppl* 1983;17:53-121. PMID: 6600113 [PubMed - indexed for MEDLINE]
13. Saw CB, Pawlicki T, Wu A, Ayyangar KM. Validity of universal wedge equation over the range of 60Cobalt to 25 MV photon beam energies. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1994 Mar 1;28(4):979-83. PMID: 8138451 [PubMed - indexed for MEDLINE].
14. Storchi P, Woudstra E. Calculation models for determining the absorbed dose in water phantoms in off-axis planes of rectangular fields of open and wedged photon beams. *Phys Med Biol* 1995 Apr;40(4):511-27. PMID: 7610112 [PubMed - indexed for MEDLINE].