

تعیین وابستگی فاکتور وج به اندازه میدان، عمق و جدایی در یک شتاب‌دهنده پزشکی با استفاده از روش مونت کارلو به منظور ارائه الگوریتمی برای به‌کارگیری در طراحی درمان

پیمان حجازی^{۱،۲} (Ph.D)، بیژن هاشمی^{۱*} (Ph.D)، مجید شهریاری^۳ (Ph.D)، محمدتقی عیوضی^۴ (Ph.D)، انوشیروان کاظم‌نژاد^۵ (Ph.D)

۱ - دانشگاه تربیت مدرس، گروه فیزیک پزشکی

۲ - دانشگاه علوم پزشکی سمنان، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک پزشکی

۳ - دانشگاه شهید بهشتی، گروه مهندسی هسته‌ای

۴ - دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، گروه فیزیک پزشکی

۵ - دانشگاه تربیت مدرس، گروه آمار زیستی

چکیده

سابقه و هدف: در این تحقیق وابستگی فاکتور وج ناشی از به‌کارگیری یک وج داخلی به عمق، اندازه میدان و جدایی در میدان‌های متقارن در باریکه فوتونی ۶MV یک دستگاه شتاب‌دهنده خطی الکتا با استفاده از روش شبیه‌سازی مونت کارلو مورد بررسی قرار گرفته است. این امر به منظور تعیین دقیق‌تر فاکتور وج در طرح‌های درمانی و ارائه الگوریتمی برای در نظر گرفتن سهم آن و کاهش خطای ناشی از آن در کاربردهای بالینی انجام شده است.

مواد و روش‌ها: ابتدا ساختار دقیق سر هندسی و بیم فوتونی ۶MV شتاب‌دهنده خطی الکتا با و بدون وج بر مبنای اطلاعات دریافتی از شرکت سازنده و با استفاده از کد مونت کارلوی MCNP 4C شبیه‌سازی و با مقایسه آن‌ها با مقادیر اسمی و اندازه‌گیری شده تجربی اعتبار سنجی شد. سپس با استفاده از کد مونت کارلوی فوق، ساختار هندسی یک فانتوم دزیمتری کوچک شبیه‌سازی و فاکتور وج ناشی از به‌کارگیری وج داخلی شتاب‌دهنده مذکور در اندازه میدان‌های ۴، ۵، ۱۰، ۱۵ و ۲۰ سانتی‌متر در عمق‌هایی از ۰/۵ تا ۳۴ سانتی‌متر با حضور فانتوم در میدان‌های تابشی مذکور تعیین شد. فاکتور وج بر مبنای مقادیر اندازه‌گیری شده در SAD معادل ۱۰۰ سانتی‌متر و عمق ۱۰ سانتی‌متر برای هر یک از اندازه‌های میدان فوق تعیین شد.

یافته‌ها: خط‌هایی بر مقادیر فاکتورهای وج محاسبه شده در عمق‌های مختلف برای هر یک از میدان‌های تابشی برآزش شد. سپس ثابت‌های خط برآزش شده محاسبه و چگونگی وابستگی آن‌ها به اندازه میدان تجزیه و تحلیل شد. نتایج نشان داد که فاکتور وج در هر اندازه میدان وابسته به عمق است. علاوه بر این مشاهده شد که میزان این وابستگی برای میدان‌های مختلف نیز متفاوت است. به عنوان مثال مشاهده شد که فاکتور وج در عمق ۱۰ سانتی‌متری دارای تغییراتی در حدود ۷/۴٪ است به هنگامی که ابعاد میدان‌های متقارن از ۴ تا ۲۰ سانتی‌متر مربع تغییر می‌کند.

نتیجه‌گیری: در این مطالعه الگوریتم دقیق‌تری تعریف شد که می‌تواند جایگزین جدول فاکتور وج تقریبی مورد استفاده در محاسبات MU در طرح‌های پرتودرمانی شود. با استفاده از روش مونت کارلو و با به‌کارگیری الگوریتم پیشنهادی می‌توان تغییرات باریکه فوتونی ناشی از میدان‌های وج شده را در شتاب‌دهنده‌های خطی پزشکی به‌طور دقیق‌تری تعیین کرد. این الگوریتم امکان کاهش خطاهای سیستماتیک را در طرح‌های پرتودرمانی فراهم می‌سازد.

واژه‌های کلیدی: فاکتور وج، مونت کارلو، پرتودرمانی

مقدمه

تومور بدن بیمار استفاده می‌شوند [۱، ۲]. اثر وج بر توزیع دز باریکه به‌وسیله زاویه منحنی هم‌دوز وج‌شده و کاهش خروجی

فیلترهای وج در رادیوتراپی به منظور بهینه‌سازی توزیع دز

فاکتور وج در میدان‌های فوتونی استفاده از روش شبیه‌سازی مونت‌کارلو می‌باشد. استفاده از روش شبیه‌سازی مونت‌کارلو و ترابرد پرتوها در داخل سر درمان شتاب‌دهنده و تعیین ویژگی‌های شار فرودی بر روی بیمار روشی دقیق و کارآمد می‌باشد. امروزه مونت‌کارلو به عنوان ابزاری قدرتمند جهت مدل‌سازی ترابرد فوتون‌ها در رادیوتراپی استفاده می‌شود [۱۱، ۱۲]. بر خلاف سایر روش‌ها روش مونت‌کارلو از قوانین ساده بهره گرفته و تاریخچه ذره‌ای مشخص و ذرات ثانویه حاصل از آن را پیگیری می‌کند. این روش جهت محاسبه دز استفاده شده و نتایج صحیحی در نواحی بافت‌های همگن، ناهمگن و سطوح نامنظم ایجاد می‌کند.

به این منظور ابتدا نوع، انرژی، محل و جهت ذره تابشی از چشمه با توجه به توزیع‌های احتمالی آن‌ها و با استفاده از اعداد تصادفی نمونه‌برداری می‌شوند. سپس با توجه به جهت حرکت پرتو، جنس و شکل هندسی محیط، ویژگی‌های اندرکنش پرتو با ماده شامل محل و نوع اندرکنش، فاصله تا اندرکنش بعدی و پارامترهای پرتو یا پرتوهای ثانویه با در دست داشتن توزیع‌های احتمالی مربوطه تعیین می‌شود. تمامی اطلاعات مورد نیاز در تحلیل آماری در فایل خروجی برنامه شبیه‌سازی ثبت می‌شوند. تمامی پرتوهای ثانویه نیز مشابه پرتوهای تابیده شده از چشمه تا خروج از هندسه تعریف شده و یا کمتر شدن انرژی آن‌ها از مقدار معینی دنبال می‌شوند. برای کاهش زمان شبیه‌سازی، کاربر فرآیندها و کمیت‌های کم ارزش و یا بی‌ارزش را در برنامه پیش‌بینی می‌کند تا به تاریخچه ذره پایان دهد. برای رسیدن به جواب قابل قبول و با صحت و دقت کافی، باید تعداد زیادی پرتو به صورت آماری از چشمه تابش و تاریخچه آن‌ها ثبت شود. در پایان با انجام متوسط‌گیری و تحلیل آماری پاسخ مناسب به دست خواهد آمد.

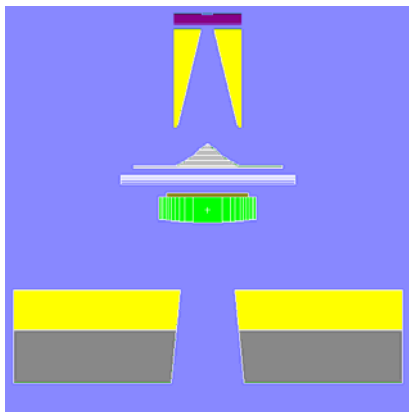
در سال‌های اخیر از شبیه‌سازی مونت‌کارلو در باریکه‌های فوتونی جهت بررسی تأثیر قسمت‌های خاص شتاب‌دهنده از قبیل کولیماتورها، فیلتر پهن‌کننده و جبران‌کننده‌ها بر روی ویژگی‌های باریکه فوتونی شتاب‌دهنده‌های پزشکی استفاده

شتاب‌دهنده مشخص می‌شود. بزرگی کاهش خروجی شتاب‌دهنده به وسیله فاکتور وج مشخص می‌شود و به صورت نسبت دز جذبی در راستای محور مرکزی باریکه با وج به بدون وج بازای MU (Monitor unit)، عمق فانتوم و اندازه میدان یکسان تعریف می‌شود. تقریباً نیمی از میدان‌های درمانی در رادیوتراپی میدان‌های وج شده می‌باشند [۳]. هیچ‌گونه اندازه میدان و عمق مرجعی برای اندازه‌گیری فاکتور وج ارائه نشده است [۴]. اطلاعات تجربی و نظری زیادی در مورد وابستگی فاکتور وج به اندازه میدان و عمق وجود دارد [۵-۷]. تغییرات فاکتور وج گزارش شده با میدان بسیار متفاوت می‌باشد از حالتی که طرح افزایشی مشخص با اندازه میدان وجود ندارد تا افزایش ۱۰٪ گزارش شده است [۴]. به طور مشابه تغییرات زیادی از وابستگی وج با عمق در مقالات از ۲٪ تا ۱۰٪ تا عمق ۲۰ cm گزارش کرده‌اند [۵، ۸]. در بسیاری از مراکز از فاکتور وج در شرایط مرجع میدان ۱۰×۱۰ cm و عمق ۱۰ cm استفاده می‌شود. در نظر نگرفتن تغییرات فاکتور وج با عمق و اندازه میدان سبب خطایی بزرگ‌تر از ۵٪ در دز ارائه شده به بیمار می‌شود [۹].

وج داخلی که در داخل سر شتاب‌دهنده‌های خطی پزشکی قرار می‌گیرند، وجی با زاویه وج ثابت ۶۰ یا ۶۵ درجه می‌باشد که با ترکیب وزن‌دار MU ارائه شده در میدان باز و میدان وج‌شده زاویه وج دلخواه را ایجاد می‌کند [۱۰]. این وج‌ها دارای فاکتور وج کوچکی می‌باشند. چنین تضعیف بزرگی در صورت استفاده از اندازه میدان و یا عمق درمانی متفاوت از مقادیر اندازه‌گیری شده‌ی راه‌اندازی عمل‌کردی منجر به خطای سیستماتیک بزرگی در دز ارائه شده به بیمار می‌شود [۹]. لذا لازم است که هرگونه تغییری در فاکتورهای وج ناشی از اندازه میدان و عمق مشخص شده و در محاسبات MU منظور شود.

ارائه، بهبود و توسعه روشی که بتواند در محاسبه فاکتور وج در تمامی شرایط درمانی به لحاظ عمق و اندازه میدان به کار رود حائز اهمیت می‌باشد. یکی از روش‌های محاسبه

اجزاء سر شتاب‌دهنده شبیه‌سازی شده برای میدان باز شامل هدف، کولیماتور اولیه، فیلتر پهن‌کننده، اتاقلک یونیزان، صفحه برگشت‌دهنده و کولیماتور ثانویه در جهات X و Y شبیه‌سازی شدند. آینه به دلیل شفاف بودن به اشعه شبیه‌سازی نشد. کولیماتورهای ثانویه به صورت تیغه‌های سری شبیه‌سازی گردید [۱۷]. شبیه‌سازی میدان وج‌شده با افزودن وج به میدان باز انجام شد. وج به صورت یک‌سری منشورهایی با قاعده مثلث و با شیب‌های متفاوت شبیه‌سازی شد (شکل ۱). پارامترهای باریکه الکترونی اولیه شامل انرژی متوسط، توزیع انرژی و توزیع شعاعی از روش مقایسه منحنی درصد دز عمقی و پروفایل دز حاصل از شبیه‌سازی با مقادیر اندازه‌گیری شده در وضعیت مرجع اعتبارسنجی شد. اعتبارسنجی میدان وج‌شده از مقایسه پروفایل دز برای میدان وج‌شده شبیه‌سازی شده با مقادیر اندازه‌گیری شده انجام شد. جهت محاسبات دز، فانتوم آب با ابعاد $5 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ شبیه‌سازی شد.



شکل ۱. تصویر سر شتاب دهنده شبیه سازی شده در راستای محور $Y=0$ توسط گرافیک موجود در کد

شبیه‌سازی ترابرد الکترون‌ها و تولید پرتوهای ترمزی در کد MCNP4C. الکترون‌ها با انرژی جنبشی متوسط مشخص با توزیع انرژی و شعاعی معلوم بر روی ماده هدف، که در بالای سر شتاب‌دهنده قرار گرفته، فرود می‌آیند. فوتون‌های ترمزی اولیه و فوتون‌های پراکنده حاصل در میان سر شتاب‌دهنده و اجزاء شکل‌دهنده باریکه فوتونی ردیابی می‌شوند. ادامه‌ی ردیابی در هوای میان سر شتاب‌دهنده و داخل فانتومی که جهت ثبت اطلاعات نهایی تعریف شده

شده است [۱۳، ۱۴]. به هنگام به‌کارگیری روش مونت‌کارلو صحت نتایج حاصل از این روش بایستی با مقادیر اندازه‌گیری شده مقایسه و حداقل قادر به تهیه توزیع دز جذبی با صحت $\pm 2\%$ یا $\pm 2 \text{ mm}$ باشد که جهت ارزیابی سیستم‌های طرح درمان استفاده می‌شود [۱۵].

هدف از این تحقیق بررسی امکان محاسبه فاکتور وج با استفاده از روش مونت‌کارلو برای وج داخلی و تعیین وابستگی فاکتور وج به عمق، اندازه میدان، و جدایی در میدان‌های متقارن در باریکه فوتونی 6 MV یک دستگاه شتاب‌دهنده خطی الکتا بوده است. این امر به منظور تعیین دقیق‌تر فاکتور وج در طرح‌های درمانی و ارائه الگوریتمی برای در نظر گرفتن سهم آن و کاهش خطای ناشی از آن در کاربردهای بالینی انجام شده است.

مواد و روش‌ها

سیستم کد مونت کارلو. از کد MCNP4C به‌عنوان سیستم مونت‌کارلو جهت تعریف چشمه استفاده شد. این کد جهت ترابرد الکترون، فوتون و نوترون از هندسه سه‌بعدی ناهمگن استفاده می‌کند و رفتار فیزیکی فوتونی شامل پراکندگی همدوس و ناهمدوس، تولید جفت، جذب فوتوالکتریک و تابش فلوتورسانس را در نظر می‌گیرد. کد MCNP4C این اجازه را به کاربر می‌دهد که پارامترهای فیزیکی الکترون و فوتون را به منظور تحلیل ترابرد ذرات اولیه و تولید ذرات ثانویه تغییر دهد.

محاسبات مونت کارلو. باریکه فوتونی 6 MeV شتاب‌دهنده Elekta SL75/25 در کد MCNP4C در رایانه‌ای با CPU نوع Athlon 64 X2 XP 3800+ شبیه‌سازی شد. صحت شبیه‌سازی از مقایسه منحنی درصد دز عمقی و پروفایل دز در میدان مرجع $10 \times 10 \text{ cm}^2$ حاصل از شبیه‌سازی با منحنی درصد دز عمقی و پروفایل دز حاصل از اندازه‌گیری بررسی شد [۱۶]. مراحل شبیه‌سازی به ترتیب زیر انجام شد:

شبیه‌سازی هندسه سر شتاب‌دهنده. شبیه‌سازی هندسه سر شتاب‌دهنده با استفاده از اطلاعات کارخانه سازنده انجام شد.

نتایج

به منظور اعتبارسنجی میدان‌های وج‌شده شبیه‌سازی، فاکتور وج حاصل از شبیه‌سازی در میدان‌های متقارن با مقادیر به‌دست آمده از اندازه‌گیری تجربی در عمق ۱۰cm و SAD برابر ۱۰۰cm مقایسه شد (جدول ۱). مقادیر شبیه‌سازی در فانتوم آب خطایی به میزان حداکثر ۰/۷۴٪ را نشان دادند. جدول ۱. مقایسه و اعتبارسنجی فاکتور وج برای میدان‌های وج‌شده ۶۰ درجه حاصل از شبیه‌سازی

P value	شبیه‌سازی		اندازه‌گیری تجربی		اندازه میدان
	SD	میانگین	SD	میانگین	
۰/۱۹۹	۰/۰۰۶۴	۰/۲۶۹	۰/۰۰۱۵	۰/۲۷۱	۴cm×۴Cm
۰/۶۹۱	۰/۰۰۶۱	۰/۲۷۴	۰/۰۰۲۵	۰/۲۷۳	۵cm×۵Cm
۰/۲۸۷	۰/۰۰۵۵	۰/۲۷۶	۰/۰۰۳۸	۰/۲۷۷	۱۰cm×۱۰Cm
۰/۲۵۵	۰/۰۰۵۵	۰/۲۸۰	۰/۰۰۱۰	۰/۲۸۱	۱۵cm×۱۵Cm
۰/۵۲۹	۰/۰۰۵۳	۰/۲۸۵	۰/۰۰۱۵	۰/۲۸۵	۲۰cm×۲۰Cm

پس از اعتبار سنجی میدان مرجع، تأثیر اندازه میدان و عمق بر فاکتور وج در حالت پراکندگی کامل و فانتوم کوچک در میدان‌های مربعی بررسی شد. برای بررسی اثر عمق و اندازه میدان بر فاکتور وج در زوایای مختلف از روش رگرسیون چندگانه استفاده شد. معادله پیش‌بینی‌کننده برای تأثیر عمق و اندازه میدان بر فاکتور وج (WF) در حالت پراکندگی کامل و فانتوم کوچک به شکل زیر بدست آمد:

$$WF = 0.001D + 0.001Fs + 0.253$$

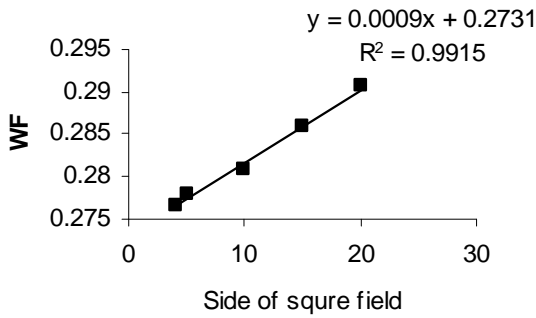
نتایج نشان داد که هر دو عامل عمق و اندازه میدان در تمامی زوایای وج بر فاکتور وج اثر دارند (P=۰/۰۰۰). R² مدل ارائه شده ۰/۷۲۸ به‌دست آمد.

در صورتی که تغییرات فاکتور وج ۶۰ درجه در عمق ۱۰cm و SAD (Source Axial Distance) برابر با ۱۰۰cm را بر حسب اندازه میدان رسم کنیم می‌توان خطی را بر آن برازش نمود که نشان‌دهنده افزایش فاکتور وج با اندازه میدان باشد (شکل ۲). پرتوهای ۶MV کم انرژی بوده و از آن‌ها برای اعضاء با جدایی کم، درمان تومورهای سطحی و یا به هنگام وزن دادن به درمان‌های چند میدانی وقتی که تومور به

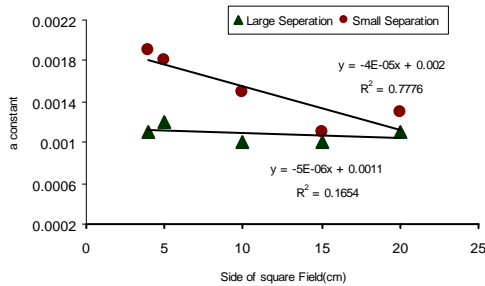
پیگیری می‌شود و در نهایت اطلاعات مورد نظر در سلول‌هایی با ویژگی‌های تعریف شده در هندسه ثبت می‌شود. حد قطع انرژی برای الکترون ۰/۵ MeV و برای فوتون ۰/۱ MeV در نظر گرفته شد.

ثبت اطلاعات خروجی شتاب‌دهنده شبیه‌سازی شده. برای تهیه منحنی درصد دز عمقی استوانه‌ای با شعاع ۲cm با محوری منطبق بر محور مرکزی باریکه‌ی فوتونی و برای تهیه منحنی پروفایل دز در عمق ۱۰cm استوانه‌ای با شعاع ۲cm عمود بر محور مرکزی باریکه شبیه‌سازی شد. سلول‌هایی در داخل هر دو استوانه با ضخامت ۱cm برای ثبت تالی در نظر گرفته شدند. فاکتور وج طبق توصیه ESTRO در وضعیت پراکندگی کامل در فانتوم آب از نسبت دز باریکه وج شده به دز برای باریکه باز محاسبه شد. برای محاسبه فاکتور وج در وضعیت پراکندگی کامل به روش شبیه‌سازی استوانه‌ای با قطر ۲cm در داخل فانتوم آب در میدان‌های باز و وج‌شده شبیه‌سازی شد، که به‌وسیله صفحاتی موازی صفحه XY با فواصل ۱cm به سلول‌هایی استوانه‌ای با قطر ۲cm و ضخامت ۱cm جهت ثبت تالی تقسیم شد. تمامی وضعیت‌های شبیه‌سازی برای تهیه منحنی‌های درصد دز عمقی و پروفایل دز در SSD (Skin Distance Source) برابر ۱۰۰cm و برای اندازه‌گیری فاکتور وج در وضعیت ایزوسنتر و در عمق ۱۰cm فانتوم انجام شد. به منظور بررسی توزیع دز در منحنی‌های درصد دز عمقی و پروفایل دز محاسباتی و اندازه‌گیری شده از آزمون K-S و برای بررسی انطباق از آزمون تک نمونه‌ای T برای مقادیر اختلاف مقادیر شبیه‌سازی با مقادیر اندازه‌گیری تجربی با صفر استفاده شد. برای مقایسه فاکتور وج محاسباتی و اندازه‌گیری شده از آزمون تک نمونه‌ای T و برای بررسی وابستگی فاکتور وج به اندازه میدان و عمق از آزمون رگرسیون چندگانه استفاده شد.

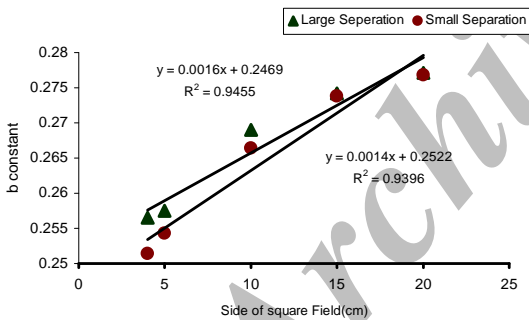
اندازه‌گیری تجربی. اندازه‌گیری‌های تجربی با استفاده از اتافک یونساز فارمر از نوع FC65-P با حجم حساس ۰/۶۵cm³ در فانتوم آب از نوع RFA-300 انجام شد. برای خوانش اتافک یونساز از الکترومتر Dose-1 استفاده شد.



شکل ۳. تغییرات فاکتور وج در عمق ۱۰ cm و SAD=۱۰۰ cm برای میدان‌ها با ابعاد مختلف. معادله‌ی خط برازش شده بر تغییرات فاکتور وج بر حسب اندازه میدان نشان داده شده است.



شکل ۴. تغییرات ثابت $a(fs)$ در جدایی زیاد و کم بر حسب اندازه میدان



شکل ۴: تغییرات ثابت $b(fs)$ در جدایی زیاد و کم بر حسب اندازه میدان

تغییرات شیب $a(fs)$ با اندازه میدان داری ضریب همبستگی می‌باشد که در سطحی فراتر از ۵٪ معنی دار است. رابطه به دست آمده برای این تغییرات به صورت زیر می‌باشد:

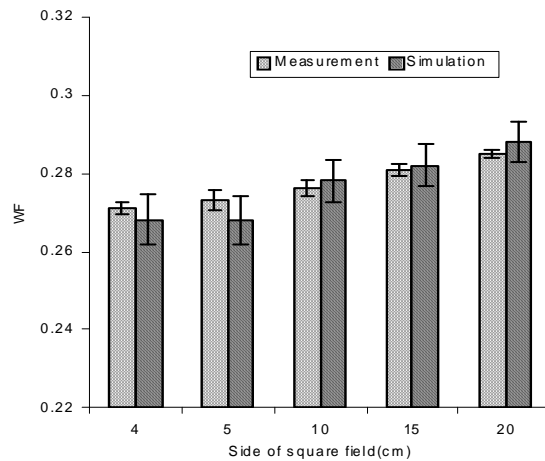
$$\text{Slope}(fs) = -4E - 05FS + 0.002$$

بدین صورت می‌توان رابطه یک را به صورت زیر به

ترتیب برای حالت‌های جدایی زیاد و کم نوشت:

$$WF(fs, d) = \alpha \times d + b(fs)$$

یک سمت بسیار نزدیک‌تر باشد استفاده می‌شود. بدین لحاظ در نظر گرفتن دو حالت برای بررسی تأثیر عمق بر فاکتور وج در انرژی ۶MV ضروری می‌باشد. اول حالتی است که جدایی عضو مورد بررسی زیاد باشد. دوم حالتی که جدایی عضو مورد بررسی کم باشد. بنابر این تأثیر عمق بر فاکتور وج یک‌بار برای عمق‌های ۰/۵cm تا ۳۴cm و بار دیگر برای عمق‌های ۰/۵cm تا ۱۵cm مورد بررسی قرار گرفت.



شکل ۲. تغییرات فاکتور وج حاصل از شبیه سازی و اندازه گیری در حالت پراکندگی کامل بعنوان تابعی از اندازه میدان در میدان‌های متقارن جهت بررسی تأثیر عمق بر فاکتور وج برای میدان وج شده تغییرات فاکتور وج یک‌بار برای عمق‌های ۰/۵cm تا ۳۴cm و بار دیگر برای عمق‌های ۰/۵cm تا ۱۵cm بررسی شد. برای هر حالت با برازش خط به روش حداقل مربعات معادله‌ای به شکل زیر به دست می‌آید:

$$WF(fs, d) = a(fs) \times d + b(fs)$$

$a(fs)$ و $b(fs)$ ثابت‌های این معادله می‌باشند و فرض شده است که وابسته به اندازه میدان می‌باشند. به منظور بررسی صحت این فرض مقادیر شیب منحنی با استفاده از آزمون همبستگی پیرسون بین شیب منحنی و اندازه میدان برای هر دو جدایی انجام شد. تغییرات شیب $a(fs)$ در اندازه میدان‌های مختلف برای جدایی زیاد تقریباً ثابت است و ضریب همبستگی معنی دار نمی‌باشد اما برای جدایی کم با افزایش اندازه میدان میزان آن کاهش می‌یابد (شکل ۳ و ۵). تغییرات شیب برای جدایی زیاد با تحقیقات قبلی مطابقت دارد ولی هیچ گزارشی برای جدایی کم ارائه نشده است.

جدایی ناحیه تحت تابش را دارد. در حالی که روش شبیه‌سازی مونت‌کارلو قادر به انجام چنین محاسباتی می‌باشد. نتایج نشان دادند که فاکتور وج بستگی به اندازه میدان و عمق دارند. افزایش فاکتور وج با اندازه میدان متناظر با افزایش حجمی از وج می‌باشد که در مسیر باریکه قرار می‌گیرد [۶]. در این حالت فوتون‌های اولیه بیش‌تری در وج پراکنده شده و در دز محور مرکزی تأثیر خواهند گذاشت [۶، ۵]. تغییر فاکتور وج با تغییر اندازه میدان از $4 \times 4 \text{ cm}$ به $20 \times 20 \text{ cm}$ ، ۲٪ به دست آمد که با تحقیقات قبلی مطابقت دارد [۴]. عامل افزایش فاکتور وج در عمق فانتوم سخت‌تر شدن باریکه با عبور از وج می‌باشد [۶، ۵]، به طوری که انرژی متوسط باریکه 6 MV با عبور از 3 cm سرب ۱۵٪ افزایش یافته و تبدیل به یک باریکه 7 MV می‌شود [۸]. شار باریکه فوتونی 6 MV شتاب‌دهنده ELEKTA SL75/25 شامل پرتوهای اولیه‌ای با انرژی متوسط $1/8 \text{ MeV}$ می‌باشد که $96/96\%$ شار کل رسیده به سطح فانتوم را تشکیل می‌دهد. انرژی متوسط پرتوهای پراکنده در کولیماتور اولیه $0/75 \text{ MeV}$ است که $0/6\%$ شار رسیده به سطح فانتوم را تشکیل می‌دهد. پرتوهای پراکنده شده در فیلتر پهن‌کننده با انرژی متوسط $1/3 \text{ MeV}$ ، $13/2\%$ شار پرتوی رسیده به فانتوم را تشکیل می‌دهد. $33/56\%$ و $11/17\%$ شار پرتوی تولید شده در هدف به ترتیب انرژی کم‌تر از $0/5 \text{ MeV}$ و 1 MeV دارند [۱۹]. با توجه به عدد اتمی بالای ماده وج و طیف فوتونی تولید شده در باریکه فوتونی 6 MV شتاب‌دهنده ELEKTA SL75/25 عبور پرتوها از وج محتمل سخت‌تر شدن باریکه می‌باشد [۲۰].

تشکر و قدردانی

این تحقیق با حمایت مالی دانشگاه تربیت مدرس و با استفاده از شتاب دهنده خطی الکتنا بیمارستان طالقانی کرمانشاه انجام شده است. لذا بر خود لازم می‌دانم از مساعدت و همکاری ارزشمند این دو مرکز و آقایان حق-پرست صمیمانه تشکر و قدردانی می‌کنم.

$WF(fs, d) = (-4E-05(Fs(cm)) + 0.002) \times d + b(fs)$
وابستگی عرض از مبدا $b(fs)$ با اندازه میدان برای جدایی کم و زیاد فانتوم نیز با استفاده از آزمون هم‌بستگی پیرسون مورد بررسی قرار گرفت. ضریب هم‌بستگی در سطح فراتر از ۱٪ برای هر دو حالت معنی‌دار بود. روابط به دست آمده برای حالت‌های جدایی زیاد و کم به صورت زیر به دست آمد:

$$b(fs) = 0.0014FS(cm) + 0.2522$$

$$b(fs) = 0.0016FS(cm) + 0.2469$$

بدین ترتیب روابط کلی برای محاسبه فاکتور وج در هر دو حالت جدایی زیاد و کم به صورت زیر خواهد بود:

$$WF(fs, d) = 0.0011 \times d + (0.0016(fs(cm)) + 0.2469)$$

$$WF(fs, d) = (-4E-05(Fs(cm)) + 0.002) \times d + (0.0016(fs(cm)) + 0.2469)$$

بحث و نتیجه‌گیری

از مقایسه فاکتور وج محاسباتی و اندازه‌گیری شده نتیجه شد که شبیه‌سازی مونت‌کارلو قادر به محاسبه فاکتور وج با خطای کم‌تر از $0/74\%$ می‌باشد که نسبت به روش‌های ارائه شده قبلی خطای کم‌تری می‌باشد [۴، ۹، ۱۸]. مقدار فاکتور وج در عمق 10 cm به دست آمده از معادلات محاسباتی ارائه شده در این تحقیق دارای میانگین خطایی برابر با $1/59\%$ می‌باشد که اندکی بیش از مقادیر روش‌های ارائه شده توسط محققین قبلی می‌باشد. این در حالی است که میانگین خطای فاکتور وج به دست آمده از معادله‌ی پیش‌بینی‌کننده توسط آزمون آماری رگرسیون خطی برابر با $1/09\%$ بود که در حد خطای روش‌های ارائه شده در مقالات است. مقدار خطای سیستماتیک ناشی از در نظر نگرفتن تغییرات فاکتور وج با اندازه میدان و عمق 10% گزارش شده که شبیه‌سازی مونت‌کارلو قادر به محاسبه فاکتور وج با حداقل خطا می‌باشد و استفاده از معادلات برای تخمین مقدار فاکتور وج نیز در بهبود محاسبه دز بیمار مؤثر بوده و خطا را به میزان قابل توجهی کاهش می‌دهد. در این تحقیق نشان داده شد که میزان جدایی در مقدار فاکتور وج نیز مؤثر می‌باشد که در نظر گرفتن این فاکتور نیاز به استفاده از فانتوم با اندازه‌هایی مطابق با

منابع

[11] Verhaegen F, and Seuntjens J. Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams. *Phys Med Biol* 2003; 48: R107-164.

[12] Andreo P. Monte Carlo techniques in medical radiation physics. *Phys Med Biol* 1991; 36: 861-920.

[13] Lee PC. Monte Carlo simulations of the differential beam hardening effect of a flattening filter on a therapeutic x-ray beam. *Med Phys* 1997; 24: 1485-1489.

[14] Ahnesjo A. Collimator scatter in photon therapy beams. *Med Phys* 1995; 22: 267-278.

[15] ICRU. Use of computers in external beam radiotherapy procedures with high-energy photon and electrons. International commission on radiation units and measurement. 1993 Report No: 42.

[16] Sheikh-Bagheri D, and Rogers DW. Sensitivity of megavoltage photon beam Monte Carlo simulations to electron beam and other parameters. *Med Phys* 2002; 29: 379-390.

[17] van der Zee W, and Welleweerd J. Calculating photon beam characteristics with Monte Carlo techniques. *Med Phys* 1999; 26: 1883-1892.

[18] Hounsell AR, and Wilkinson JM. The variation in output of symmetric, asymmetric and irregularly shaped wedged radiotherapy fields. *Phys Med Biol* 1996; 41: 2155-2172.

[19] Sheikh-Bagheri D, and Rogers DW. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. *Med Phys* 2002; 29: 391-402.

[20] Shih R, Li XA, and Chu JC. Dynamic wedge versus physical wedge: a Monte Carlo study. *Med Phys* 2001; 28: 612-709.

[1] Khan FM. The physics of radiation therapy. second ed: Williams and Wilkins 1994 p. 205-206

[2] Podgorsak E. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. second ed: Vienna: International Atomic Energy Agency 2005 p. 203

[3] van der Zee W, and Welleweerd J. A Monte Carlo study on internal wedges using BEAM. *Med Phys* 2002; 29: 876-885.

[4] Popescu A, Lai K, Singer K, and Phillips M. Wedge factor dependence with depth, field size, and nominal distance--a general computational rule. *Med Phys* 1999; 26: 541-549.

[5] Heukelom S, Lanson JH, and Mijnheer BJ. Wedge factor constituents of high-energy photon beams: head and phantom scatter dose components. *Radiother Oncol* 1994; 32: 73-83.

[6] Heukelom S, Lanson JH, and Mijnheer BJ. Wedge factor constituents of high energy photon beams: field size and depth dependence. *Radiother Oncol* 1994; 30: 66-73.

[7] Knoos T, and Wittgren L. Which depth dose data should be used for dose planning when wedge filters are used to modify the photon beam? *Phys Med Biol* 1991; 36: 255-267.

[8] Niroomand-Rad A, Haleem M, Rodgers J, and Obcemea C. Wedge factor dependence on depth and field size for various beam energies using symmetric and half-collimated asymmetric jaw settings. *Med Phys* 1992; 19: 1445-1450.

[9] Popple RA, Brezovich IA, Duan J, Shen S, Pareek PN, and Ye SJ. Determination of field size-dependent wedge factors from a few selected measurements. *J Appl Clin Med Phys* 2005; 6: 51-60.

[10] Petti PL, and Siddon RL. Effective wedge angles with a universal wedge. *Phys Med Biol* 1985 ;30: 985-991.

Archive of SID

Determination of a medical linac wedge factor dependency on the field size, depth and separation using Monte Carlo method to introduce an algorithm for treatment planning

Payman Hejazi (Ph.D)¹, Bijan Hashemi (Ph.D)^{*1}, Majid Shahriari (Ph.D)², Mhammad taghi Eivazi (Ph.D)³, Anoshirvan Kazemnejad (Ph.D)⁴

1- Dept. of Medical Physics, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran.

2- Dept. of Nuclear Engineering, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran.

3- Dept. of Medical Physics, Kermanshah University of Medical Sciences, Kermanshah, Iran.

4- Dept. of Biostatistics, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran.

(Received: 13 May 2008 Accepted: 3 Feb 2009)

Introduction: The study was performed to investigate the dependency of the wedge factors (WF) of a linac internal wedge with the depth and field size for 6MV photon beams. In addition, the current study was performed in order to accurate determination of the WF to introduce an algorithm to be incorporated it in treatment planning to decrease the level of systematic error due to this factor in clinical applications.

Materials An Elekta linac head structure with and without the internal wedge was precisely simulated based on the data provided by the manufacturer using MCNP 4C Monte Carlo code. The simulated linac was then benchmarked against the experimental measurement. Thereafter, a mini - phantom was simulated using the same Monte Carlo code. Then, the relevant linac wedge factors due to the internal wedge were determined for different symmetric field sizes of 4, 5, 10, 15, and 20 cm² at various depths ranged from 0.5 to 34cm, while the mini phantom was present in the fields. The wedge factors were determined based on the values, which are measured at 100cm SAD and 10 cm depth for each field size. Linear trend lines were fitted on the set of depth dependent wedge factors for each of the field sizes. Then the trend lines' constants were analyzed for investigating their field size dependency.

Results: Results indicated that the wedge factor is dependent on the depth for each field size. In addition, it was noted that the level of the wedge factor dependency on the depth varies for different field sizes. For example the wedge factor calculated at a depth of 10 cm had a variation of %7.4 when the field size varied from 4 to 20 cm² symmetric square fields.

Conclusion: : In this study, a more accurate algorithm was determined that it can be used instead of the usual wedge factor look-up tables used for MU calculation in radiotherapy planning. The variation of the photon beam due to these circumstances can be determined accurately using Monte Carlo method and the proposed algorithm. This algorithm enables us to reduce the level of possible systematic errors encountered in clinical practices.

Key words: Wedge factor, Monte Carlo, Radiotherapy

* Corresponding Author. Fax: +98 2188006544; Tel: +98 21 82883892

bhashemi@modaresd.ac.ir