

بسط و پیاده‌سازی الگوریتم Convolution برای محاسبه‌ی دوز تابش فوتون در پرتودرمانی

دکتر کیوان جباری^۱، دکتر محمد باقر توکلی^۲، سید مجتبی حسینی^۳

چکیده

مقدمه: یکی از روش‌های بسیار پر کاربرد در درمان بیماری سرطان پرتودرمانی است. هدف در پرتودرمانی رساندن بیشترین مقدار دوز به بافت‌های سرطانی و کمترین مقدار به بافت‌های سالم مجاور می‌باشد. به همین دلیل محاسبه‌ی دوز رسیده به نقاط مختلف بدن قبل از تابش پرتو از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. این محاسبات توسط سیستم طراحی درمان انجام می‌گیرد. پایه‌ی یک سیستم طراحی درمان الگوریتم آن است. هدف از انجام این طرح، بسط و پیاده‌سازی الگوریتم Convolution در قالب یک کد و به دنبال آن بررسی میزان دقت مقادیر محاسباتی دوز توسط این کد نسبت به مقادیر تجربی بود.

روش‌ها: در این طرح از روش Convolution پراکنده‌ی کامل استفاده شد. با در نظر گرفتن یک فانتوم در ابعاد $11/5 \times 11/5 \times 11/25$ سانتی‌متر مکعب و اعمال فیلد سایزهای 3×3 ، 5×5 و 10×10 سانتی‌متر مربع بر روی سطح آن، کد مربوط توسط برنامه‌ی MATLAB نوشته شد. انرژی فوتون‌های ورودی نیز ۶ مگا الکترون ولت در نظر گرفته شد. نتایج درصد دوز عمقی با مقادیر تجربی مقایسه گردید.

یافته‌ها: میانگین میزان درصد اختلاف‌ها برای فیلد سایز 3×3 سانتی‌متر مربع برابر با $1/527$ درصد، برای فیلد سایز 5×5 سانتی‌متر مربع برابر با $1/51$ درصد و برای فیلد سایز 10×10 سانتی‌متر مربع برابر با $3/00$ درصد به دست آمد.

نتیجه‌گیری: مقادیر درصد اختلاف دوز بین مقادیر محاسبه شده توسط کد و مقادیر تجربی برای هر سه فیلد سایز 3×3 ، 5×5 و 10×10 سانتی‌متر مربع کمتر از ۵ درصد بود. با توجه به توصیه‌های AAPM TG-53 (American association of physicists in medicine task group 53) این مقادیر در محدوده‌ی قابل قبولی می‌باشند.

واژگان کلیدی: سیستم طراحی درمان، پرتودرمانی، الگوریتم Convolution

مقدمه

رساندن دوز کافی پرتو به محل سلول‌های سرطانی، آن‌ها را نابود کرد و از رسیدن پرتو به سلول‌های بافت سالم تا حد امکان جلوگیری کرد و آن‌ها را حفظ نمود (۲-۳). بنابراین محاسبه‌ی مقدار دوز رسیده به بافت سرطانی و بافت‌های سالم مجاور آن قبل از اعمال پرتو به بدن بیمار از اهمیت بالایی برخوردار می‌باشد (۵). عملیات محاسبه‌ی دوز در گذشته به صورت محاسبات دستی انجام می‌گرفت که به دلیل پیچیدگی

امروزه بیماری سرطان یکی از شایع‌ترین بیماری‌های انسان به شمار می‌رود (۱). یکی از روش‌های اصلی که در درمان انواع مختلف سرطان به کار گرفته می‌شود، پرتودرمانی است (۲-۳). پرتودرمانی روشی است که در آن از پرتوهای یونیزان جهت نابودی سلول‌های سرطانی استفاده می‌شود (۴). هدفی که در پرتودرمانی دنبال می‌شود این است که با استفاده از

^۱ استادیار، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

^۲ استاد، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

^۳ دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی و کمیته‌ی تحقیقات دانشجویی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

Email: jabbari@med.mui.ac.ir

نویسنده‌ی مسؤول: دکتر کیوان جباری

ارائه‌ی نرم‌افزاری دارند که تا حد امکان دارای قابلیت‌های زیاد و ایرادات کمی باشد و به طور کلی کاربرپسندتر باشد. از این رو با توجه به محدودیت‌ها و نواقص موجود در نرم‌افزارهای مورد استفاده، تصمیم به پایه‌ریزی و نوشتن یک کد محاسبه‌ی دوز داخلی گرفته شد.

هدف از انجام این پروژه، بسط و پیاده‌سازی الگوریتم Convolution برای محاسبه‌ی دوز در طراحی درمان بود. این قدم یکی از مهم‌ترین و اولین قدم‌ها برای طراحی یک نرم‌افزار محاسبه‌ی دوز محسوب می‌شود.

روش‌ها

بسط روابط

در این تحقیق برای محاسبه‌ی دوز از روش Convolution پراکنندگی کامل (FSC یا Frequency sampling convolution) استفاده شد. این الگوریتم به داده‌های ورودی کمتری نسبت به الگوریتم‌های دیگر نیاز دارد.

شکل کلی انتگرال محاسبه‌ی دوز به روش Convolution به شکل زیر است:

$$D(\vec{r}) = \iiint_V \phi(\vec{r}') K(\vec{r} - \vec{r}') dV'$$

که ϕ به شار فوتون‌های اولیه، V حجم کل مورد محاسبه و $K(\vec{r} - \vec{r}')$ کرنل فوتون‌های تابشی که توزیع دوز را در اطراف محل برهم‌کنش اولیه مشخص می‌نمایند، می‌باشند (۱۰).

الگوریتم Convolution بر اساس جداسازی سهم اشعه‌ی اولیه و پراکنده شده به محاسبه‌ی دوز می‌پردازد (۸).

و تعدد بر هم‌کنش‌های پرتو با ماده، امروزه با استفاده از کامپیوتر و از طریق نرم‌افزارهای مختلف طراحی درمان انجام پذیر است (۶). پایه‌ی اصلی یک سیستم طراحی درمان، الگوریتم محاسباتی آن است. زیربنای بسیاری از تصمیمات کلینیکی که بر اساس توزیع دوز در بدن بیمار گرفته می‌شود، الگوریتم محاسبه‌ی دوز می‌باشد (۷).

الگوریتم روش Convolution به دلیل دارا بودن سرعت بالا و دقت قابل قبول در اکثر سیستم‌های طراحی درمان جهت محاسبه‌ی دوز به کار گرفته می‌شود (۸). هسته‌ی اصلی این الگوریتم را کرنل تشکیل می‌دهد (۹). این روش شاهد پیشرفت‌های چشم‌گیری در زمینه‌ی محاسبه‌ی دوز با سرعت و دقت بالا بوده است. Boyer و Mok با به کار بردن روش Convolution به محاسبه‌ی دوز پرتوهای فوتونی Co-60 در یک فانتوم همگن پرداختند و نتایج قابل قبولی را در مقایسه با داده‌های تجربی و شبیه‌سازی شده توسط کد مونته‌کارلو به دست آوردند (۱۰). همچنین آن‌ها این روش را برای محاسبه‌ی دوز فوتونی در فانتوم دارای ناهمگنی نیز به کار بردند و نتایج را با داده‌های تجربی مقایسه نمودند و دقت $\pm 2\%$ را گزارش نمودند (۱۱). Mackie و همکاران نیز روش Convolution را برای محاسبه‌ی دوز فوتونی با انرژی ۱۵ مگا الکترون ولت به کار بردند و توافق خوبی را بین داده‌های محاسبه شده و مقادیر تجربی مشاهده نمودند (۱۲).

در حالی که تعداد زیادی از نرم‌افزارهای منبع باز در دنیا وجود دارد، هنوز محققین در حال طراحی نرم‌افزارهای جدید می‌باشند و با اضافه کردن امکانات ویژه و رفع ایرادات نسخه‌ی قبلی نرم‌افزار سعی در

(Scatter-maximum ratio) است (۱۳).

با جمع روابط مربوط به دوز پرتوهای اولیه و پراکنده، مقدار دوز کلی هر نقطه به دست می‌آید.

کد نویسی با نرم‌افزار MATLAB

کلیه‌ی روابط به دست آمده‌ی فوق به همراه تمامی داده‌های ورودی مورد نیاز الگوریتم با استفاده از نرم‌افزار MATLAB (version 7.12.0.635(R2011a)) کدنویسی، تست و اجرا شد. کدی جهت ایجاد یک فانتوم آب همگن به ابعاد $11/5 \times 11/5 \times 11/25$ سانتی متر مکعب نوشته شد. فانتوم مورد نظر جهت محاسبه‌ی دوز نقاط مختلف آن در کد اصلی محاسبه‌ی دوز مورد استفاده قرار گرفت. در این تحقیق انرژی فوتون‌های ورودی ۶ مگا الکترون ولت در نظر گرفته شد.

به دلیل این که نرم‌افزارهای برنامه‌نویسی مانند MATLAB قادر به انجام محاسبات در محدوده‌ی بازه‌های پیوسته (همانند عمل انتگرال‌گیری) نیستند، فانتوم ایجاد شده توسط کدهای خاصی به قطعات هم‌اندازه و بسیار کوچکی به نام وکسل تقسیم‌بندی شد. ابعاد هر یک از وکسل‌ها $0/5 \times 0/5 \times 0/5$ سانتی متر مکعب در نظر گرفته شد. همچنین مختصات مرکز هر یک از وکسل‌ها (نقاط مؤثر وکسل‌ها) به عنوان داده‌های مورد استفاده در تمامی محاسبات کد اصلی به دست آورده شد.

الگوریتمی جهت محاسبه‌ی توان توقف جرمی در نقطه‌ی دلخواه نوشته شد. با استفاده از روابط موجود در منابع مختلف، فاکتور پراکندگی دیفرانسیلی Klein-Nishina محاسبه شد و به همراه مقدار توان توقف جرمی جهت به دست آوردن مقدار کرنل پرتوهای اولیه در رابطه‌ی مربوط قرار داده شد.

$$D = D_p + D_s$$

که در این رابطه D_p دوز پرتوهای اولیه و D_s دوز پرتوهای پراکنده شده می‌باشد.

دوز پرتوهای اولیه از رابطه زیر به دست می‌آید:

$$D_p(x, y, z) = \frac{D_c \text{SCD}^2 \text{TMR}_0(d_r)}{x^2 + y^2 + (\text{SAD} - z)^2} \frac{S_p(0)}{S_p(A_c)} \text{Pen}(x, y, z)$$

که در آن D_c دوز نقطه‌ی کالیبراسیون، SCD فاصله‌ی نقطه‌ی کالیبراسیون تا منبع پرتو (SCD یا Source to calibration distance)، TMR_0 نسبت حداکثر بافت در فیلد (Tissue maximum ratio) سایز 0×0 سانتی متر مربع، $S_p(0)$ فاکتور پراکندگی فانتوم برای فیلد سایز 0×0 سانتی متر مربع، $S_p(A_c)$ فاکتور پراکندگی فانتوم برای فیلد سایز در نقطه‌ی کالیبراسیون، Pen تابع نیم سایه که از تقسیم کرنل هر نقطه به کرنل نقطه‌ی کالیبراسیون به دست می‌آید، SAD فاصله‌ی منبع تا ایزوستر (Source axis distance) و (x, y, z) مختصات نقطه‌ی مورد نظر می‌باشد (۱۳).

رابطه‌ی مربوط به محاسبه‌ی کرنل برای هر نقطه

نیز در زیر آمده است:

$$K_p(\vec{r} - \vec{r}') = \rho_e \frac{d\sigma}{d\Omega}(\vec{r} - \vec{r}') \frac{dE}{pdx}(\vec{r} - \vec{r}') \frac{1}{1 + \alpha} \frac{1 + (1 + \cos \theta) \sin \theta}{\sin^3 \theta}$$

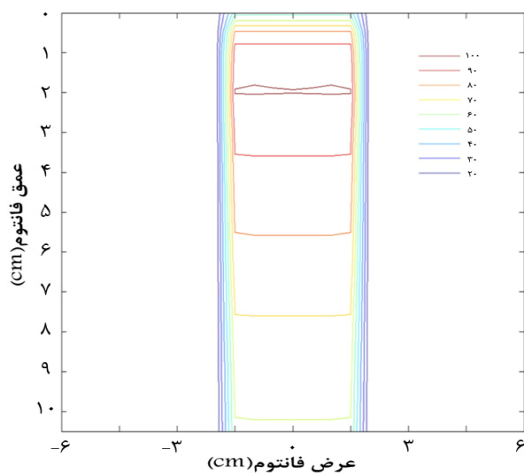
که در این رابطه ρ_e چگالی الکترونی، $\frac{d\sigma}{d\Omega}(\vec{r} - \vec{r}')$ فاکتور پراکندگی دیفرانسیلی Klein-Nishina برای نقطه‌ی $\vec{r} - \vec{r}'$ توان توقف سازی جرمی الکترون‌هایی که در نقطه‌ی $\vec{r} - \vec{r}'$ انرژی خود را از دست می‌دهند، α نسبت انرژی فوتون‌های اولیه به جرم سکون الکترون، θ زاویه‌ی پراکندگی فوتون‌ها و θ' زاویه‌ی پراکندگی الکترون‌ها می‌باشد (۱۱).

دوز پرتوهای پراکنده از رابطه‌ای که در زیر آمده است، محاسبه می‌شود:

$$D_s(\vec{r}) \approx \frac{D_p(\vec{r})}{\text{TMR}_0(d_r) \text{Pen}(\vec{r})} \iint_{S_A} \text{TMR}_0(d_r') \text{Pen}(\vec{r}') \text{SMR}(d_r', \vec{r} - \vec{r}') dA'$$

که در آن SMR نسبت ماکزیمم پراکندگی

در عمق‌های مختلف به دوز نقطه‌ی ماکزیمم می‌باشد. جهت به دست آوردن مقادیر درصد دوز عمقی نقاط قرار گرفته بر روی محور مرکزی، دوز کلی نرمالیزه شده‌ی این نقاط (متناظر با مقادیر $(:، ۱۲، ۱۲)$ از ماتریس دوز کلی) انتخاب گردید و بر حسب درصد محاسبه و ذخیره شد. این مقادیر با مقادیر درصد دوز عمقی تجربی مقایسه و میزان تفاوت آن‌ها بر حسب درصد به دست آورده شد. جدول ۱ درصد اختلاف بین مقادیر دوز محاسبه شده توسط کد و مقادیر تجربی برای سه فیلد سایز ۳×۳ ، ۵×۵ و ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع را نشان می‌دهد.



شکل ۱. منحنی ایزودوز به دست آمده برای فیلد سایز ۳×۳ سانتی متر مربع و نقاط قرار گرفته در صفحه‌ی عمودی وسط فانتوم

نمودارهای درصد دوز عمقی برای این سه فیلد سایز بر حسب عمق در شکل‌های ۲ تا ۴ نشان داده شده‌اند. همچنین نمایی ۳ بعدی از دوز کلی نرمالیزه شده برای نقاط قرار گرفته در صفحه‌ی عمودی وسط فانتوم، برای فیلد سایز ۳×۳ سانتی متر مربع در شکل ۵ آمده است.

پس از محاسبه‌ی کرنل تمامی مراکز و ثبت آن‌ها، نقطه‌ی کالیبراسیون با مختصات $(۱/۵، صفر، صفر)$ تعیین گردید. تمامی کرنل‌های به دست آمده به کرنل نقطه‌ی کالیبراسیون تقسیم شدند و حاصل آن‌ها به عنوان مقدار تابع نیم‌سایه در آن نقطه محاسبه و ثبت شد. SCD برابر ۱۰۰ سانتی متر در نظر گرفته شد. با به کارگیری رابطه‌ی مربوط به دوز اولیه، مقادیر TMR_0 مربوط به نقاط مختلف، SCD و مختصات مراکز و کسل‌ها، دوز مربوط به پرتوهای اولیه (D_p) محاسبه و در ماتریس مربوط ذخیره شد. به همین منوال دوز پرتوهای پراکنده و دوز کلی پرتوها نیز به دست آورده شد و در ماتریس مربوط به آن‌ها ذخیره گردید.

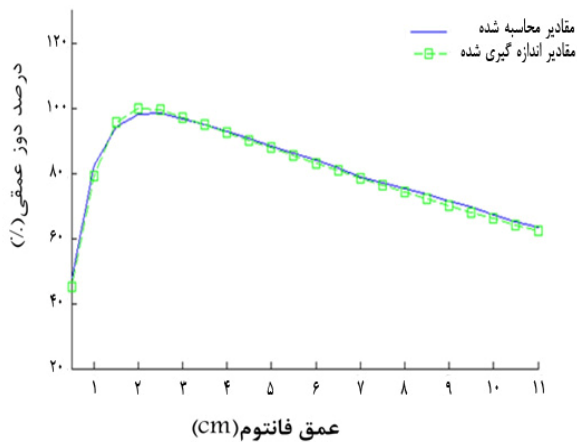
مقادیر محاسبه شده به وسیله الگوریتم با داده‌های تجربی مقایسه و دقت آن در شرایط مختلف مشخص شد. مقادیر تجربی دوز از داده‌های به دست آمده (درصد دوز عمقی) توسط چمبر فارمر موجود در بیمارستان استخراج شدند و جهت ارزیابی مقادیر دوز محاسباتی کد در فیلد سایزهای مختلف مورد استفاده قرار گرفتند.

یافته‌ها

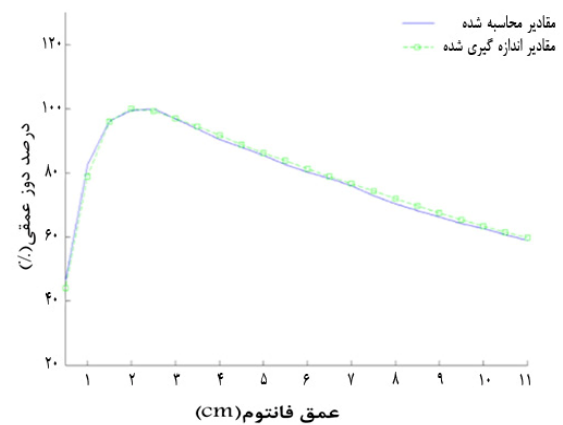
با در نظر گرفتن نقاط هم‌دوز (نقاطی که دارای دوز کلی یکسانی بودند)، در صفحه‌ی عمودی وسط فانتوم (نقاط متناظر با $(:، ۱۲، ۱۲)$ در ماتریس دوز کلی) برای هر سه فیلد سایز منحنی‌های ایزودوز به دست آمد. شکل ۱ منحنی ایزودوز فیلد سایز ۳×۳ سانتی متر مربع را نشان می‌دهد. درصد دوز عمقی نشان‌دهنده‌ی نسبت دوز نقاط

جدول ۱. درصد اختلاف بین مقادیر دوز محاسبه شده توسط کد و مقادیر تجربی برای سه فیلد سایز 3×3 ، 5×5 و 10×10 سانتی متر مربع

عمق (میلی متر)	درصد اختلاف: فیلد سایز 3×3	درصد اختلاف: فیلد سایز 5×5	درصد اختلاف: فیلد سایز 10×10
۰	۴/۶۶	۴/۸۲	۴/۲۰
۵	۴/۶۰	۳/۷۴	۴/۹۸
۱۰	۰/۱۸	۱/۶۲	۰/۱۳
۱۵	۰/۵۶	۱/۹۴	۲/۰۳
۲۰	۰/۷۸	۱/۱۱	۳/۲۱
۲۵	۰/۲۱	۱/۴۵	۱/۸۸
۳۰	۰/۸۰	۰/۰۰	۰/۸۵
۳۵	۱/۵۶	۰/۳۷	۰/۵۹
۴۰	۰/۸۹	۰/۵۳	۱/۱۱
۴۵	۰/۹۲	۰/۶۳	۱/۴۴
۵۰	۱/۵۷	۰/۹۲	۲/۳۳
۵۵	۱/۲۷	۱/۱۸	۲/۶۳
۶۰	۱/۸۵	۱/۸۴	۲/۳۲
۶۵	۱/۸۷	۱/۵۷	۲/۰۰
۷۰	۱/۸۹	۱/۰۱	۲/۸۹
۷۵	۲/۲۴	۱/۵۲	۳/۹۰
۸۰	۰/۰۲	۲/۰۲	۴/۴۷
۸۵	۱/۷۳	۲/۳۸	۴/۷۷
۹۰	۱/۹۴	۲/۳۹	۵/۳۵
۹۵	۱/۱۵	۲/۰۳	۵/۱۱
۱۰۰	۱/۲۴	۱/۵۷	۴/۹۴
۱۰۵	۱/۵۹	۱/۶۳	۴/۸۵
میانگین	۱/۵۲	۱/۵۱	۳/۰۰



شکل ۳. نمودار مقادیر درصد دوز عمقی محاسبه شده توسط کد و مقادیر تجربی برای فیلد سایز 5×5 سانتی متر مربع



شکل ۲. نمودار مقادیر درصد دوز عمقی محاسبه شده توسط کد و مقادیر تجربی برای فیلد سایز 3×3 سانتی متر مربع

۳ × ۳ سانتی متر مربع برابر با ۱/۵۲۷ درصد، برای فیلد سائز ۵ × ۵ سانتی متر مربع برابر با ۱/۵۱ درصد و برای فیلد سائز ۱۰ × ۱۰ سانتی متر مربع برابر با ۳/۰۰ درصد به دست آمد.

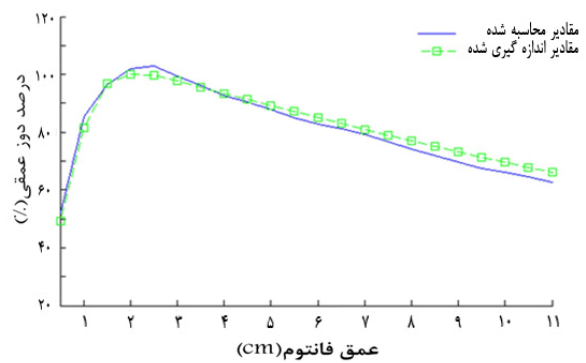
بحث

نتایج به دست آمده برای کرنل پرتوهای اولیه حاکی از آن بود که این کرنل مقادیری بسیار کوچک و نزدیک به هم را در خود جای داده است. این مقادیر از مرتبه 10^{-24} بود که حتی در کناره‌های فیلد تابشی نیز کوچک‌تر هم می‌شد. این مقادیر با افزایش عمق روند رو به رشدی داشتند.

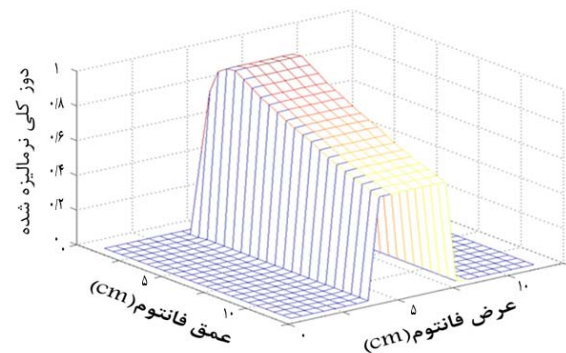
در وکسل‌های کناره‌ی فیلد تابشی، با این که تابشی روی آن‌ها انجام نشد، ولی باز هم مقادیر کم کرنل در این نقاط به چشم می‌خورد. در عمق‌های ابتدایی دهانه‌ی کرنل به اندازه‌ی فیلد سائز باز شد، ولی در عمق‌های پایین‌تر دهانه‌ی کرنل کمی بازتر از اندازه‌ی فیلد سائز بود. در سطح ابتدایی فانتوم کرنل فیلد سائز ۳ × ۳ سانتی متر مربع در کناره‌های فیلد سائز، مقدار صفر را داشت؛ ولی در سطح انتهایی آن، مقدار آن برای نقاط کناری فیلد جزیی بود، ولی صفر نبود.

با انجام برش‌های گوناگون به صورت صفحات عمودی وسط فانتوم و صفحات کناری آن‌ها، مشخص شد که کرنل شکلی متقارن داشت و توزیع آن در فضای ۳ بعدی یک توزیع متقارن بود.

آن چه که از جدول و شکل‌های مربوط به ۳ فیلد ۳ × ۳، ۵ × ۵ و ۱۰ × ۱۰ سانتی متر مربع در مورد دوز کلی نرمالیزه شده به دست می‌آید، این است که همانند دوز اولیه و پراکنده، در کناره‌های فیلد تابشی افت آنی دوز وجود نداشت و در نقاط اطراف فیلد مقدار کمی



شکل ۴. نمودار مقادیر درصد دوز عمقی محاسبه شده توسط کد و مقادیر تجربی برای فیلد سائز ۱۰ × ۱۰ سانتی متر مربع



شکل ۵. نمایی ۳ بعدی از دوز کلی نرمالیزه شده برای فیلد سائز ۳ × ۳ سانتی متر مربع و نقاط قرار گرفته در صفحه‌ی عمودی وسط فانتوم

بیشترین درصد اختلاف بین مقادیر درصد دوز عمقی محاسبه شده و مقادیر تجربی برای این سه فیلد سائز برابر با ۴/۶۶۲، ۴/۸۲۹ و ۵/۳۵۱ درصد (به ترتیب مربوط به عمق‌های صفر، صفر و ۹ سانتی متر) بود. بیشترین این اختلاف‌ها مربوط به فیلد سائز ۱۰ × ۱۰ سانتی متر مربع بود.

همچنین کمترین درصد اختلاف مشهود برای این سه فیلد سائز به ترتیب برابر با ۰/۱۸۹، ۰/۰۰۴ و ۰/۱۳۷ بود که مربوط به عمق‌های ۱، ۳ و ۱ سانتی متر بودند. کمترین این اختلاف‌ها مربوط به فیلد سائز ۵ × ۵ سانتی متر مربع است.

میانگین میزان درصد اختلاف‌ها برای فیلد سائز

دوز وجود داشت.

در شکل‌های ۲ تا ۴ دوز سطحی با افزایش عمق، افزایش یافت تا به نقطه‌ی ماکزیمم رسید و پس از آن دوز شروع به کاهش کرد، که این موضوع به خوبی با منحنی‌های موجود در این زمینه هم‌خوانی دارد.

منحنی‌های ایزودوز به دست آمده برای ۳ فیلد مذکور، نشان از افزایش نفوذ پرتو و انتقال دوز به اعماق پایین‌تر در نتیجه‌ی افزایش اندازه‌ی فیلد سایز دارند.

همچنین موضوع دیگری که از این نمودارها می‌توان دریافت، این است که منحنی ایزودوز ۵۰ درصد در هر ۳ فیلد سایز بر روی سطح فانتوم به نقاطی ختم شد که لبه‌های فیلد سایز بر روی آن‌ها قرار گرفته بود. این یافته نیز با مطالب ذکر شده در منابع مربوط توافق داشت و قابل توجیه می‌باشد.

با توجه به مقادیر به دست آمده و نمودارهای ترسیم شده برای درصد دوز عمقی ۳ فیلد مورد بحث، چنین استنباط می‌شود که مقادیر محاسبه شده توسط کد و مقادیر تجربی در فیلد سایزها کوچک‌تر، توافق بهتری نسبت به فیلد سایز بزرگ‌تر دارند و مقدار درصد اختلاف برای آن‌ها کمتر می‌باشد.

بهترین هم‌خوانی بین مقادیر محاسباتی و تجربی را فیلد سایز ۵ × ۵ سانتی‌متر مربع با میانگین درصد اختلاف ۱/۵۱۶ درصد در اختیار داشت و بیشترین تفاوت‌ها مربوط به فیلد سایز ۱۰ × ۱۰ سانتی‌متر مربع با میانگین درصد اختلاف ۳ درصد بود.

همچنین مقدار درصد اختلاف بین مقادیر محاسباتی و تجربی در عمق‌های کم فانتوم برای هر ۳ فیلد سایز زیاد بودند و بیشترین مقادیر درصد اختلاف در محدوده‌ی عمق‌های کم قرار گرفتند.

نتایج به دست آمده توسط Boyer و Mok حاکی

از آن بود که درصد اختلاف بین مقادیر تجربی و مقادیر محاسباتی حدود ± 2 درصد بوده است که این درصد اختلاف نزدیک به میانگین درصد اختلاف به دست آمده برای ۳ فیلد سایز مذکور می‌باشد (۱۰). نتایج مطالعه‌ی Mackie و همکاران نشان‌دهنده‌ی درصد تفاوت ۱-۱۰ درصد بین مقادیر محاسبه شده و تجربی بود (۱۲). مقادیر به دست آمده توسط آن‌ها در عمق‌های کم دارای تفاوت بیشتری با مقادیر تجربی بود و در عمق‌های پایین‌تر از تفاوت کمتری برخوردار بود که با نتایج به دست آمده در تحقیق حاضر هم‌خوانی دارد.

به طور کلی با توجه به توصیه‌های ذکر شده در AAPM TG-53 مبنی بر کمتر از ۵ درصد بودن درصد اختلاف بین مقادیر محاسباتی و تجربی (۱۲)، در این مطالعه میانگین درصد اختلاف برای هر ۳ فیلد سایز از ۵ درصد کمتر بود و اکثر نقاط در ۳ فیلد سایز دارای درصد اختلاف کمتر از ۵ درصد بودند. بنابراین مقادیر محاسباتی توسط کد در محدوده‌ی قابل قبولی بودند و کد نوشته شده برای این ۳ فیلد سایز ممکن است کارآمد باشد.

نتیجه‌گیری

کد نوشته شده‌ی حاضر به محاسبه‌ی دوز نقاط کل فانتوم می‌پردازد. اکثر نتایج حاصل از این کد از نقطه نظر فیزیکی قابل توجیه هستند و با منابع موجود در این زمینه هم‌خوانی مناسبی دارند.

مقادیر درصد اختلاف دوز بین مقادیر محاسبه شده توسط کد و مقادیر تجربی برای هر سه فیلد سایز ۳ × ۳، ۵ × ۵ و ۱۰ × ۱۰ کمتر از ۵ درصد بود و با توجه به توصیه‌های AAPM TG-53، این مقادیر در محدوده‌ی قابل قبولی می‌باشند.

تشکر و قدردانی

از استادان گروه فیزیک پزشکی دکتر شهبازی و دکتر سلامت جهت راهنمایی و بهبود کیفیت این پروژه و مقاله قدردانی می‌شود. این مقاله حاصل پایان‌نامه‌ی کارشناسی ارشد به شماره‌ی طرح ۳۹۰۵۱۱ دانشکده‌ی پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان می‌باشد.

پیشنهاد می‌شود محاسبه‌ی دوز توسط این روش با در نظر گرفتن اثر طیفی پرتوهای فوتونی مورد مطالعه قرار گیرد. همچنین محاسبه‌ی دوز برای فانتوم دارای ناهمگنی و یا اثر استفاده از فیلد و فیلترهای جبران‌کننده در فیلدهای مختلف، نیاز به تحقیق بیشتری در این زمینه دارد.

References

1. Jemal A, Siegel R, Ward E, Hao Y, Xu J, Thun MJ. Cancer statistics, 2009. *CA Cancer J Clin* 2009; 59(4): 225-49.
2. Li J, Zhang T. Implementation of convolution/superposition model of photon dose calculation. In: Peng Y, Weng X, editors. 7th Asian-Pacific Conference on Medical and Biological Engineering: APCMBE 2008, 22-25 April 2008, Beijing, China. Berlin, Germany: Springer; 2008. p. 442-6.
3. Wieslander E. Verification of dose calculation algorithms in treatment planning systems for external radiation therapy: a Monte Carlo approach. Lund, Sweden: Lund University; 2006. p. 9-11.
4. International Agency for Research on Cancer. Role of Radiotherapy in Cancer Management. World Cancer Report 2003. Geneva, Switzerland: WHO; 2003.
5. Sharpe MB, Battista JJ. Dose calculations using convolution and superposition principles: the orientation of dose spread kernels in divergent x-ray beams. *Med Phys* 1993; 20(6): 1685-94.
6. Kim KP. Inhalation dose assessment: risk assessment of airborne particulates to workers in the Florida phosphate industry. Gainesville, FL: University of Florida; 2005. p. 170-4.
7. Dyk JV. The modern technology of radiation oncology: a compendium for medical physicists and radiation oncologists. Madison, USA: Medical Physics Publishing; 2005. p. 231-86.
8. Khan FM. Treatment planning in radiation oncology. 2nd ed. Minnesota, USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2007. p. 64-77.
9. Papanikolaou N. Clinical photon beam treatment planning using convolution and superposition. Madison, USA: University of Wisconsin-Madison; 1994.
10. Boyer A, Mok E. A photon dose distribution model employing convolution calculations. *Med Phys* 1985; 12(2): 169-77.
11. Boyer AL, Mok EC. Calculation of photon dose distributions in an inhomogeneous medium using convolutions. *Med Phys* 1986; 13(4): 503-9.
12. Mackie TR, Scrimger JW, Battista JJ. A convolution method of calculating dose for 15-MV x rays. *Med Phys* 1985; 12(2): 188-96.
13. Topslane Co. Dose calculation algorithm. WIMRT user's manual. Clearwater, FL: Topslane Co; 2005. p. 92-102.

Development and Implementation of the Convolution Method for Photon Dose Calculation in Radiation Therapy

Keyvan Jabbari PhD¹, Mohamad Bagher Tavakoli PhD², Sayed Mojtaba Hosseini³

Abstract

Background: One of the most widely used methods in cancer treatment is radiation therapy. In radiation therapy, the goal is to deliver maximum dose to the cancerous tissue and the least amount to adjacent normal tissue. Therefore, it is important to calculate radiation doses received by different points of body. These calculations are performed by treatment planning systems. The aim of this project was to develop and implement the convolution algorithm in the form of a code. The accuracy of doses calculated by the code was then compared with experimental values.

Methods: Full scatter convolution method was used in this project. Considering a phantom with dimensions of $11.5 \times 11.5 \times 11.25 \text{ cm}^3$ and field sizes of 3×3 , 5×5 , and $10 \times 10 \text{ cm}^2$ on its surface, the code was written by MATLAB program. Incident photon energy was considered as 6 MeV. Finally, percentage depth dose values were compared with experimental values.

Findings: The mean percent difference values were 1.527%, 1.51%, and 3.00% for field sizes of 3×3 , 5×5 , and $10 \times 10 \text{ cm}^2$, respectively.

Conclusion: Percentage differences between the doses calculated by the code and experimental values were less than 5% for all three field sizes. According to the recommendations of Task Group 53 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine, the values were in the acceptable range.

Keywords: Radiotherapy planning, Radiation therapy, Photons, Convolution algorithm

¹ Assistant Professor, Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

² Professor, Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

³ MSc Student, Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine AND Student Research Committee, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

Corresponding Author: Keyvan Jabbari PhD, Email: jabbari@med.mui.ac.ir