استخراج کرنل‌های نهشت انرژی مخصوص مواد برای پرتوهای ایکس تشخیصی

حیدرلو، نعمت‌الله [(۱)]– آقامیری، سیدمحمودرضا* [(۱)] – علائی، پرهام [(۲)] – سقامنش، سمیه [(۱)] – آزما، زهره [(۱و۳)]

[۱] دانشگاه شهید بهشتی، دانشکده مهندسی هسته‌ای، گروه پرتو پزشکی
[۲] دانشگاه مینه‌سوتا، دانشکده پزشکی، گروه آنکولوژی تابش
[۳] بیمارستان عرفان نیایش، مرکز رادیوتراپی-آنکولوژی عرفان

چکیده:

کد مونت‌کارلو EGSnrc برای استخراج کرنل‌های نهشت انرژی استفاده شد. این کرنل‌ها برای محیط‌های آب، استخوان، ریه، تحت تابش فوتون‌های تک‌انرژی در محدوده ۱۰ تا ۱۵۰ keV به‌دست آمدند. همچنین در این تحقیق به بررسی کسر انرژی کرنل‌ها پرداخته شد. با توجه به نتایج به‌دست‌آمده می‌توان از این کرنل‌ها در الگوریتم‌های محاسبه دز مبتنی بر مدل در سامانه‌های طراحی درمان استفاده نمود.

کلمات کلیدی: *سامانه‌های طراحی‌درمان، الگوریتم‌های محاسبه دز، کرنل نهشت انرژی، کیلوولتاژ*

مقدمه:

امروزه بسیاری از سامانه‌های طراحی درمان[۱]در پرتودرمانی[۲]از رهیافت‌های پیچش[۳]برای محاسبات دز فوتون استفاده می‌کنند. در روش پیچش/ برهم‌نهی[۴] دز به‌وسیله پیچیدن[۵]ترما[۶]با کرنل نهشت انرژی[۷]محاسبه می‌شود. ترما در حقیقت انرژی آزادشده بر واحد جرم است، کرنل نهشت انرژی نیز که با نام‌های آرایه انتشار دز[۸] تابع پخش نقطه‌ای[۹]یا باریکه مدادی تفاضلی[۱۰]نیز یاد می‌شود، توزیع مکانی انرژی نهشت‌شده فوتون را در اطراف نقطه برهمکنش توصیف می‌کنند [۱, ۲].

۱Treatment Planning Systems (TPSs)
۲radiotherapy
۳convolution
۴Convolutions/superposition (C/S)
۵convolve
۶Total Energy Released per unit MAss (TERMA)
۷Energy Deposition Kernel (EDK)
۸Dose Spread Array (DSA)
۹Point spread function (PSF)
۱۰Differential Pencil Beam (DPA)

کرنل‌های نهشت انرژی را می‌توان با واپیچیدن[۱] توزیع دز باریکه اندازه‌گیری‌شده به‌دست آورد، اما این روش با مشکلاتی همراه است. روش دیگر استفاده از مدل‌های تحلیلی دز اولیه و پراکنده یا استفاده از شبیه‌سازی مونت‌کارلو است. روش‌های تحلیلی توانایی توصیف ماهیت سه‌بعدی ترابرد تابش و فرآیندهای نهشت انرژی همراه را ندارد؛ در مقابل شبیه‌سازی مونت‌کارلو قادر به در نظرگرفتن تمامی برهمکنش‌هاست؛ بنابراین، شبیه‌سازی مونت‌کارلو تنها روش کاربردی برای محاسبه کرنل‌های نهشت انرژی است که می‌تواند تمامی برهمکنش‌های مهم برای ترابرد ذرات ثانویه را در نظر بگیرد.

در سال‌های اخیر به دنبال ظهور اثرات منفی دز در بیماران تحت تصویربرداری هدایت تصویر و بیماران تحت درمان براکی‌تراپی،[۲] نیاز به تعیین دقیق دز در محدوده انرژی تشخیصی احساس شده است [۳]. همچنین، با وجود ظهور الگوریتم‌های محاسبه دز سه بعدی در سامانه‌های طراحی‌درمان، این سامانه‌ها تنها برای باریکه‌های مگاولتاژ[۳] طراحی شده‌اند و توانایی محاسبه دز در محدوده انرژی تشخیصی را ندارند. با این وجود می‌توان کوشش‌هایی در جهت محاسبه دز این محدوده انرژی صورت داد. برای کار ابتدا باید کرنل های نهشت انرژی را استخراج نمود. در مورد پیشینه استخراج کرنل های نهشت انرژی در محدوده تشخیصی کوشش هایی توسط مکی،[۴] علایی و ماینجرا-هینگ[۵] صورت پذیرفته است. مکی و همکاران [٤] با استفاده از کد مونت‌کارلوی PRESTA کرنل‌های نهشت انرژی را برای فوتون‌های تک انرژی در آب استخراج کردند. امروزه این کرنل‌ها برای محاسبه دز باریکه‌های درمانی مورد استفاده قرار می‌گیرند. علایی و همکاران [٥] با استفاده از کد مونت‌کارلوی SCASPH، کرنل های نهشت انرژی در آب را برای محدوده انرژی تشخیصی (تا ۱۰۰ keV) را استخراج نمود. ماینجرا-هینگ و همکاران [٦] نیز با استخراج کرنل‌های نهشت انرژی آب برای محدوده وسیعی از فوتون‌های تک انرژی (تا ۵۰ MeV) و مقایسه آن با کرنل‌های تولیدی مکی و علایی به بررسی صحت کرنل‌های تولیدی خود پرداخته بود.

در محاسبه دز با روش‌های تحلیلی مبتنی بر مدل، نظیر روش پیچش/برهم‌نهی، دقت محاسبات نه تنها وابسته به دقت (وضوح مکانی) کرنل‌های نهشت انرژی استخراج شده است بلکه به ساده‌سازی‌ها و تقریب‌های اعمالی به کرنل هنگام محاسبات وابسته است. عموماً در پیاده‌سازی الگوریتم‌های محاسبه دز روش پیچش/برهم‌نهی از یک کرنل میانگین مؤثر[۱٦]-که از نظر مکانی ثابت[۱۷] است- بهره گرفته می‌شود. این کرنل با ترکیب کرنل‌های تک انرژی که بر اساس طیف انرژی باریکه وزن‌بندی شده‌اند، در یک مکان واحد (به‌عنوان‌مثال در سطح بیمار یا روی محور مرکزی) به‌دست می‌آید. همچنین با توجه به ناهمگنی[۱۸] بافت بدن بیماران، در

---

[۱] deconvoluving
[۲] Brachytherapy
[۳] Megavoltage
[۴] Mackie
[۵] Mainegra-hing
[۱٦] Effective mean kernel
[۱۷] Spatial invariant
[۱۸] heterogeneous

الگوریتم‌های محاسبه دز از تقریب مقیاس‌بندی چگالی[۹] کرنل‌های آب استفاده می‌گردد [۷]. نشان داده شده است که این تقریب می‌تواند موجب خطا محاسبه دز در فصل مشترک مواد گردد؛ زیرا پراکندگی جانبی الکترون‌ها در سطح غیریکنواخت درست مدل نمی‌شود [۸]. ضعف الگوریتم پیچش/برهم‌نهی در محاسبه دز در نزدیکی فصل مشترک مواد، پیامد بالینی مهمی برای درمان بیماران مبتلا به تومورهای قفسه سینه و بیمارانی که در نزدیکی محل درمان خود فلزات با چگالی بالا (نظیر پروتزهای دندانی) دارند، خواهند داشت. شایان ذکر است که در ۱ تا ٤ درصد بیمارانی که از پروتزها استفاده می‌کنند می‌تواند بر درمان آن‌ها تأثیر بگذارد [۹]. الگوریتم‌های پیچش/برهم‌نهی دز پایین‌دست حفره‌های فلزی را زیاد برآورد می‌کنند و دز بالادست مواد را به علت عدم توانایی در تخمین پس‌پراکندگی[۲] افزایشی ناشی از ناهمگنی فلز، ناچیز می‌شمارند [۱۰, ۱۱].

یک الگوریتم محاسبه دز دقیق‌تر می‌تواند انعطاف‌پذیری بیشتری در طراحی درمان ایجاد کند و طرح‌های درمانی باکیفیت بهتر برای بیماران را به ارمغان بیاورد. باوجوداینکه محدودیت‌های روش پیچش/برهم‌نهی به‌خوبی مستندسازی شده است ولی بهینه‌سازی مناسبی برای کرنل‌های نهشت انرژی موردبررسی قرار نگرفته است. هدف از این مطالعه استخراج و مشخصه‌بندی کرنل‌های نهشت انرژی وضوح بالا و مخصوص مواد است. در این راستا ما شبیه‌سازی‌های مونت‌کارلو را برای تولید کرنل‌های وضوح بالا و مخصوص مواد در محدوده انرژی تشخیصی (انرژی‌های زیر ۱۵۰ kVp) انجام دادیم.

روش کار:

برای استخراج کرنل‌های نهشت انرژی از کد کاربری EDKnrc از بسته نرم‌افزاری مبتنی بر مونت‌کارلوی EGSnrc استفاده شد. کد کاربری EDKnrc ترابرد فوتون‌ها و ذرات باردار ناشی از برهمکنش فوتون با ماده را در یک کره با اندازه و چگالی تعریف شده توسط کاربر شبیه‌سازی می‌کند. در تمامی شبیه‌سازی‌ها، فوتون‌هایی که در راستای محور z در حال حرکت بودند مجبور به برهمکنش در مرکز کره شدند. برهمکنش اجباری فوتون یک تکنیک برای وادار کردن فوتون‌ها به برهمکنش درون کره است. در پژوهش حاضر، کره همگن و با شعاع ٦۰/۰۰ gr/cm^2 در نظر گرفته شد. برای بررسی کرنل‌های با وضوح مکانی بالا[۳] کره همگن به ٦۹۱۲ وکسل تقسیم‌بندی شد. وکسل‌ها از ٤۸ کره (بازه شعاعی) و ۱٤٤ مخروط (بازه زاویه‌ای) به‌وجود آمدند. فواصل شعاعی در نزدیک محل برهمکنش کوچک (مقدار ۰/۰۲۵ gr/cm^2) انتخاب شد و با دور شدن از مرکز برهمکنش تا ۵/۰۰ gr/cm^2 (برای دورترین پوسته‌ها از مرکز کره) افزایش یافت تا گرادیان‌های بالای نهشت انرژی در اطراف مرکز را ثبت کند. فاصله زاویه‌ای مخروط‌ها یکنواخت انتخاب شد (۱/۲۵ درجه برای هر بازه زاویه‌ای).

در فرآیند شبیه‌سازی ٤۵ برنامه استخراج کرنل مخصوص آب، ریه، استخوان برای انرژی‌های بین ۱۰ تا ۱۵۰ keV با گام ۱۰ keV شبیه‌سازی شد. تعداد تاریخچه برای هر شبیه‌سازی ۲۰۰ میلیون بود. قطع انرژی جنبشی فوتون (PCUT) و الکترون (ECUT) با

---

[۱] Density scaling

[۲] backscatter

[۳] High spatial resolution

احتساب انرژی سکون الکترون به ترتیب برابر ۰/۰۰۱ MeV و ۰/۵۱۲ MeV بود. مقدار پارامتر[۲۲]ESTEPE برابر ۰/۰۲ قرار داده شد [٤, ٥, ١٢]. همچنین آستانه تولید فوتون ثانویه (AP) و الکترون‌های ثانویه (AE) به ترتیب ۰/۵۱۲ MeV و ۰/۰۰۱ MeV انتخاب شد. انتخاب چنین مقداری پایینی به بهای افزایش زمان اجرای شبیه‌سازی، دقت شبیه‌سازی را افزایش می‌دهد [٤, ٥].

نتایج:

صحت کرنل‌های استخراج‌شده با دو روش بررسی کسر انرژی و مقایسه کرنل‌های جدید با کرنل‌های قبلی کنترل شد. کسر انرژی نهشت شده فوتون‌های اولیه و همچنین کسر انرژی کل و پس‌پراکنده تعیین شده‌اند که در جدول ۱ آمده است. کسر انرژی کل نهشت شده، کل انرژی نهشت شده در کره با شعاع ٦۰gr/cm^2 نسبت به انرژی فوتون‌های اولیه فرودی است. کسر نهشت انرژی کل شامل بیش از ۹۹ درصد انرژی فوتون‌های اولیه است؛ چراکه با توجه به انرژی فوتون فرودی و شعاع بزرگ کره، تعداد بسیار کمی از فوتون‌ها و الکترون‌ها از کره خارج می‌شوند. با توجه به مقادیر آمده در جدول ۱ کسر انرژی کل، با کاهش انرژی به‌تدریج افزایش می‌یابد. شایان ذکر است در تمام مقادیر، عدم قطعیت برای کسرهای انرژی با یک انحراف معیار کمتر از ۰/۳ درصد است.

جدول ۱: کسر انرژی کل و اولیه و پراکنده‌شده به‌عنوان تابعی از انرژی فوتون فرودی مستخرج از کرنل‌های مخصوص مواد آب، ریه و استخوان در محدوده انرژی ۱۰ تا ۱۵۰ keV

انرژی فرودی (keV)	کسر انرژی کل			کسر انرژی اولیه			کسر پس پراکنده‌شده		
	آب	ریه	استخوان	آب	ریه	استخوان	آب	ریه	استخوان
۱۰	۱	۱	۱	۰/۹۲۸	۰/۹۲۹	۰/۹٤۳	۰/۳۸۷	۰/۳۸۹	۰/٤۲٦
۲۰	۱	۱	۱	۰/٦۷۹	۰/٦۸۹	۰/۹۰۲	۰/۳٦۹	۰/۳۷۰	۰/۳۷٦
۳۰	۱	۱	۱	۰/٤۱۳	۰/٤۲۷	۰/۸۰٤	۰/۳۸۱	۰/۳۸۰	۰/۳٥٤
٤۰	۱	۱	۱	۰/۲٥۸	۰/۲٦۹	۰/٦۷۷	۰/۳۹٤	۰/۳۹۳	۰/۳٤٥
٥۰	۱	۱	۱	۰/۱۸٥	۰/۱۹۳	۰/٥٥	۰/٤۰۰	۰/۳۹۹	۰/۳٤۲
٦۰	۱	۱	۱	۰/۱٥٤	۰/۱٥۹	۰/٤٤٤	۰/۳۹۹	۰/۳۹۸	۰/۳٤٤
۷۰	۱	۱	۱	۰/۱٤۳	۰/۱٤٦	۰/۳٦٤	۰/۳۹٥	۰/۳۹٤	۰/۳٤٦
۸۰	۰/۹۹۹	۰/۹۹۹	۱	۰/۱٤۱	۰/۱٤۳	۰/۳۰۹	۰/۳۸۸	۰/۳۸۸	۰/۳٤٦
۹۰	۰/۹۹۹	۰/۹۹۹	۱	۰/۱٤٤	۰/۱٤٥	۰/۲۷۱	۰/۳۸۱	۰/۳۸۰	۰/۳٤٥
۱۰۰	۰/۹۹۸	۰/۹۹۸	۱	۰/۱٤۹	۰/۱٥۰	۰/۲٤٦	۰/۳۷۳	۰/۳۷۳	۰/۳٤٤
۱۱۰	۰/۹۹۸	۰/۹۹۸	۱	۰/۱٥٥	۰/۱٥٦	۰/۲۳۱	۰/۳٦٦	۰/۳٦٥	۰/۳٤۱
۱۲۰	۰/۹۹۷	۰/۹۹۷	۱	۰/۱٦۲	۰/۱٦۲	۰/۲۲۲	۰/۳٥۸	۰/۳٥۷	۰/۳۳۷

[۲۲] بیشینه مقدار انرژی جنبشی که یک الکترون می‌تواند در هر مرحله از طرق اتلاف انرژی پیوسته از دست بدهد است و می تواند بر نتیجه شبیه سازی تاثیر بگذارد

۱۳۰	۰/۹۹۶	۰/۹۹۶	۰/۹۹۹	۰/۱۶۹	۰/۱۷	۰/۲۱۷	۰/۳۵۰	۰/۳۴۹	۰/۳۳۳
۱۴۰	۰/۹۹۶	۰/۹۹۶	۰/۹۹۹	۰/۱۷۶	۰/۱۷۷	۰/۲۱۴	۰/۳۴۲	۰/۳۴۲	۰/۳۲۹
۱۵۰	۰/۹۹۵	۰/۹۹۵	۰/۹۹۹	۰/۱۸۳	۰/۱۸۴	۰/۲۱۴	۰/۳۳۵	۰/۳۳۵	۰/۳۲۴

بحث و نتیجه‌گیری:

کسر انرژی اولیه، نسبت انرژی نهشت شده توسط ذرات باردار (برآمده از برهمکنش فوتون اولیه) به کل انرژی فوتون اولیه فرودی بیان می‌شود. در کرنل‌های آب و ریه، کسر انرژی اولیه با کاهش انرژی از ۱۵۰ به ۸۰ keV کاهش می‌یابد و سپس با کاهش بیشتر انرژی، روند افزایشی به خود می‌گیرد. انرژی این به خاطر سلطه پراکندگی کامپتون در محدوده انرژی‌های بالاتر از ۸۰ keV و غالب بودن پدیده فوتوالکتریک در انرژی‌های پایین‌تر است. پراکندگی کامپتون در انرژی‌های ۸۰ تا ۱۱۰ keV برای حدود ۸۰ تا ۹۰ درصد انرژی انتقالی به حساب می‌آید، درحالی‌که جذب فوتوالکتریک در انرژی ۶۰ keV و محدوده انرژی ۲۰ تا ۵۰ keV به ترتیب برای حدود ۵۰ درصد و از ۶۰ تا ۹۸ درصد از انرژی انتقالی را احتساب می‌شود [۱۳]. در فرآیندهای پراکندگی کامپتون، کسر انرژی انتقالی به الکترون با کاهش انرژی، کاهش می‌یابد؛ بنابراین، در محدوده انرژی ۱۱۰ تا ۸۰ keV کسر انرژی اولیه کاهش می‌یابد. زیر ۸۰ keV، هنگامی‌که انرژی فوتون اولیه کاهش می‌یابد کسر انرژی انتقالی در تمام فرآیندهای فوتوالکتریک افزایش می‌یابد. درنتیجه، افزایش کسر انرژی اولیه در این محدوده انرژی افزایش می‌یابد. در کرنل استخوان با کاهش انرژی از ۱۵۰ تا ۱۰ keV روند افزایشی در کسر انرژی اولیه مشاهده می‌شود. این به خاطر غالب بودن پدیده فوتوالکتریک در این محدوده انرژی برای استخوان است.

کسر پس پراکنده‌شده با جمع مقادیر انرژی نهشت شده در مخروط‌های با محدوده زاویه ۹۰ تا ۱۸۰ نسبت به راستای فوتون فرودی محاسبه می‌شود. برای کرنل‌های آب و ریه با کاهش انرژی از ۱۵۰ تا ۵۰ keV این کسر افزایش می‌یابد و با کاهش‌های بیشتر انرژی فوتون فرودی، کاهش می‌یابد. برای استخوان این تغییر رفتار در انرژی ۵۰ keV است. روند تغییر کسر پس‌پراکندگی با نسبت پراکندگی به اولیه ارائه‌شده توسط پاتروسینیو[۲] همکاران پیروی می‌کند [۱۴].

در این پژوهش مقدمات اولیه برای طراحی از یک سامانه طراحی درمان به‌منظور محاسبه دز فوتون‌های کیلو ولتاژ آماده شده است. بخش نخست این پژوهش تولید کرنل‌های نهشت انرژی برای پرتوهای تشخیصی زیر ۱۵۰ keV بود. شکل این کرنل‌ها به صورت گرافیکی مورد تحلیل قرارگرفته‌اند که در اینجا بحثی پیرامون آن‌ها نیامده است. در این پژوهش برای اولین بار موضوع کرنل‌های مخصوص مواد به منظور اجتناب از منابع خطا مانند تقریب‌های ساده‌سازی کرنل آب مطرح گردیده است.

[۲] Patrocinio

تشکر و قدردانی

این پژوهش طی تفاهم نامه به شماره قرارداد ۹۷۰۲۵۳۳۸ با حمایت صندوق حمایت از پژوهشگران و فناوران (Iran National Science Foundation:INSF) وابسته به معاونت علمی و فناوری ریاست جمهوری انجام پذیرفته است.

مراجع:

۱. Ahnesjö, A., P. Andreo, and A. Brahme, *Calculation and application of point spread functions for treatment planning with high energy photon beams.* Acta Oncologica, 1987. **26**(1): p. 49-56.

۲. Mackie, T.R. J.W. Scrimger, and J.J. Battista, *A convolution method of calculating dose for 15-MV x rays.* Med phys, 1985. **12**(2): p. 188-196.

۳. Ding, G.X., et al., *Image guidance doses delivered during radiotherapy: Quantification, management, and reduction: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group 1* ۸۰Med Phys, 2018. **45**(5): p. e84-e99.

٤. Mackie, T.R., et al., *Generation of photon energy deposition kernels using the EGS Monte Carlo code.* Physics in Medicine and Biology, 1988. **33**(1): p. 1.

۵. Alaei, P., B.J. Gerbi, and R.A. Geise, *Generation and use of photon energy deposition kernels for diagnostic quality x rays.* Med phys, 1999. **26**(8): p. 1687-1697.

٦. Mainegra-Hing, E., D.W. Rogers, and I. Kawrakow, *Calculation of photon energy deposition kernels and electron dose point kernels in water.* Med Phys ۲۰۰۵ ,p. 685-99.

۷. O'Connor, J., *The density scaling theorem applied to lateral electronic equilibrium.* Medical physics, 1984. **11**(5): p. 678-680.

۸. Woo, M. and J. Cunningham, *The validity of the density scaling method in primary electron transport for photon and electron beams.* Medical physics, 1990. **17**(2): p. 187-194.

۹. Reft, C., et al., *Dosimetric considerations for patients with HIP prostheses undergoing pelvic irradiation. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 63.* Medical physics, 2003. **30**(6): p. 1162-1182.

۱۰. Spirydovich, S., et al., *High density dental materials and radiotherapy planning: comparison of the dose predictions using superposition algorithm and fluence map Monte Carlo method with radiochromic film measurements.* Radiotherapy oncology, 2006. **81**(3): p. 309-314.

.۱۱ Wieslander, E., T.J.P.i.M. Knöös, and Biology, *Dose perturbation in the presence of metallic implants: treatment planning system versus Monte Carlo simulations.* 2003. **48**(20): p. 3295.

.۱۲ Rogers ,D., *Low energy electron transport with EGS.* Nuclear Instruments Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors Associated Equipment, 1984. **227**(3): p. 535-548.

.۱۳ Hubbell, J., *Photon mass attenuation and energy-absorption coefficients.* The International Journal of Applied Radiation, 1982. **33**(11): p. 1269-1290.

.۱٤ Patrocinio, H.J., et al., *Limiting values of backscatter factors for low-energy x-ray beams.* Physics in Medicine Biology, 1996. **41**(2): p. 239.