

بررسی و تحلیل عوامل مؤثر بر دز جذبی ریه به ازای انرژی‌های مختلف فوتون

زهرا سجادی*، سعید محمدی، حمید شفقت

گروه فیزیک، دانشگاه پیام نور، صندوق پستی ۴۶۹۷-۱۹۳۹۵، تهران، ایران

دریافت: ۱۳۹۸/۱۲/۰۴

پذیرش: ۱۴۰۱/۰۲/۰۷

چکیده

هدف از این پژوهش بررسی عوامل تاثیرگذار بر دز جذبی ریه می‌باشد. برای این منظور مقادیر دز جذبی ریه به ازای انرژی‌های مختلف فوتون به روش مونت کارلو (برای ریه به شکل دو نیم بیضی گون در فانتوم ORNL و ریه کروی منفرد) و روش تحلیلی کرنل چشمه نقطه‌ای (برای ریه کروی منفرد) محاسبه و رسم شده است. عوامل مؤثر بر دز شامل ضریب جذب خطی محیط (μ_{en})، ضریب تضعیف خطی محیط (μ)، ضریب انباشت ($B(\mu r)$) به ازای فاصله (r) و نیز شکل ریه به طور جداگانه، در انرژی‌های مختلف مورد بررسی و تحلیل قرار گرفت.

واژه‌های کلیدی: ضریب تضعیف خطی، دز جذبی، کرنل چشمه نقطه‌ای، کد مونت کارلو.

۱. مقدمه

سرطان ریه یکی از سرطان‌های شایع بوده و بیش از یک چهارم مرگ و میرها را شامل می‌شود. با افزایش آلودگی‌های صنعتی و همچنین افزایش روزافزون میزان استفاده از دخانیات، تعداد مبتلایان به این نوع سرطان به خصوص در بین مردان رو به افزایش است [۱]. روش‌های مختلفی برای تشخیص و درمان سرطان ریه به کار می‌رود که در بسیاری از آن‌ها، ریه تحت تابش قرار می‌گیرد. استفاده از تصاویر رادیوگرافی و تصویربرداری CT-SCAN^۱ در کنار تصویربرداری با استفاده از SPECT^۲ از جمله روش‌های تشخیصی برای تعیین وجود یک توده سرطانی و یا اختلال در عملکرد بافت ریه می‌باشند. در درمان سرطان پیشرفته ریه از داروی پرتوزای ^{۱۳۱}I-CHTNT^۳ استفاده می‌شود که اشعه بتا و گاما گسیل می‌کند (چن، ۲۰۰۵؛ یو، ۲۰۰۶). از طرف دیگر، آسیب پذیری شدید ریه نسبت به تابش، خطر ابتلا به سرطان ثانویه (سرطان در اثر تابش) منجر به مرگ را افزایش داده است (سایگل، ۲۰۱۴). احتمال سرطان بدخیم ثانویه منجر به مرگ مرتبط با پرتو درمانی ریه در هر سیورت برابر ۰/۸۵٪ برآورد شده است (کری، ۲۰۰۵). بنابراین محاسبات دقیق دزسنجی

* نویسنده مسئول h_sajadi@pnu.ac.ir

^۱ Computed Tomography Scan

^۲ Single photon emission computed tomography

^۳ Chimeric Tumor necrosis treatment antibody

برای ارزیابی خطرات مربوط به استفاده از داروهای پرتوزای مرتبط با ریه برای تصویربرداری و مهم‌تر از آن درمان (هن، ۲۰۰۵)، مورد نیاز است. در این پژوهش، دزسنجی داخلی ریه مورد توجه قرار گرفت و دز جذبی ریه به ازای انرژی‌های مختلف فوتون مورد بررسی و تحلیل قرار گرفت.

از سوی دیگر ریه حجم بزرگی را در میان اندام‌های داخلی بدن به خود اختصاص داده و تغییرات در دز آن نمایان‌تر می‌باشد.

از جمله روش‌های مختلف دزسنجی، استفاده از محاسبات مونت کارلو و روش تحلیلی کرنل چشمه نقطه‌ای PSK^1 می‌باشد. در روش مونت کارلو، از فانتوم (مدل شبیه سازی شده بدن انسان) و کد MCNPX که یک روش بسیار قدرتمند در شبیه‌سازی هندسه‌ها و برهم کنش‌های پیچیده ذره با ماده می‌باشد، استفاده شده است. روش PSK یک روش تحلیلی است که به کمک این روش می‌توان عوامل مؤثر بر دز جذبی را به طور جداگانه مورد بررسی قرار داد.

در مطالعات زیادی دز جذبی ریه به ازای انرژی‌های مختلف فوتون محاسبه شده است ولی تاکنون نتایج بدست آمده تجزیه و تحلیل نگردیده است [۲]. از آنجا که حصول نتیجه‌گیری مورد نظر در استفاده از پرتوها مستلزم داشتن دانش دقیقی از دزسنجی است، در این پژوهش به بررسی چگونگی تغییرات دز جذبی ریه نسبت به انرژی پرداخته‌ایم و عوامل مؤثر بر آن مورد بررسی قرار گرفته است.

۲. روش انجام کار

محاسبات دز جذبی ناشی از تزریق داروهای پرتوزا به بدن موضوع علم دزسنجی داخلی است [۳]. هنگامی که یک داروی پرتوزا یا هر ماده پرتوزای دیگر وارد بدن انسان می‌شود، یک یا چند بافت آن را برداشت می‌کنند. از این جهت، اندام هدف می‌تواند تحت پرتوهای گسیل شده از یک یا چند اندام چشمه قرار گیرد. دز جذبی میانگین در هر اندام مطابق رابطه (۱) به صورت مجموع دز ناشی از هر اندام به عنوان چشمه محاسبه می‌شود [۴]:

$$D(r_T) = \sum_{r_S} S(r_T \leftarrow r_S) \tilde{A}(r_S) \quad (1)$$

که در آن، $D(r_T)$: دز میانگین اندام هدف r_T (در واحد Gy)، $S(r_T \leftarrow r_S)$: مقدار S یا دز جذبی میانگین اندام هدف r_T ناشی از اندام چشمه (در واحد $Bq^{-1}s^{-1}Gy$)، $\tilde{A}(r_S)$: پرتوزایی اندام چشمه r_S (در واحد Bq.s)، تعریف می‌گردد.

مقدار $\tilde{A}(r_S)$ برابر با تعداد کل واپاشی‌هایی است که در اندام چشمه رخ می‌دهد. برای محاسبه $D(r_T)$ لازم است تا مقدار دز جذبی هر اندام و همچنین پرتوزایی در هر اندام چشمه مشخص گردد. مقدار اول را می‌توان با انجام محاسبات مونت کارلو و یا روش PSK محاسبه نمود. اما مقدار دوم، از حل معادلات حرکت زیستی ماده پرتوزا در داخل بدن به دست می‌آید. این مدل‌های زیستی برای یک فرد مرجع و بعضی از داروهای پرتوزای مورد استفاده در پزشکی هسته‌ای توسط کمیته بین المللی حفاظت در برابر پرتوها منتشر شده است [۵]. بنابراین شبیه‌سازی مسئله در محیط مجازی و

¹ Point Source Kernel

بدست آوردن تخمین‌های مناسب از دز دریافتی، نیازمند ابزارهایی نظیر فانتوم، محاسبات مونت کارلو و مدل حرکت زیستی داروی پرتوزا، در بدن انسان می‌باشد

۱.۲. محاسبه دز به روش مونت کارلو

در موارد بسیاری که اندازه‌گیری دز در دستگاه‌های زیستی امکان پذیر نیست، از محاسبات مونت کارلو به عنوان ابزاری قدرتمند در محاسبات دزسنجی می‌توان استفاده کرد. اغلب تعاریف و کمیت‌هایی که در ارتباط با پرتوزایی و ترابرد ذرات یا پرتوهای مختلف مطرح می‌شوند، کاتوره‌ای هستند و با استفاده از روش‌های آماری محاسبه می‌شوند. بر همین اساس در روش مونت کارلو تاریخچه ذرات از تولد تا مرگ دنبال شده و با توجه به آمار به دست آمده از تاریخچه ذرات، مقدار میانگین و انحراف معیار کمیت مورد نظر تعیین می‌شود. کلیه‌ی عوامل مربوط به ترابرد ذره از قبیل فاصله‌ی بین برخورد، انرژی پس از برخورد، زاویه‌ی پراکندگی ذره پس از برخورد، تعداد و انرژی ذرات یا پرتوهای تولید شده در برخورد و جهت حرکت آن‌ها با استفاده از توابع چگالی احتمال تحلیلی یا کتابخانه‌ای تعیین می‌شوند. در این پژوهش با استفاده از کد مونت کارلوی MCNPX2.4.0 به بررسی دزسنجی که شامل تعیین دز (توسط تالی F6) در اندام ریه در فانتوم ریاضی ORNL برای انرژی‌های مختلف فوتون می‌باشد، پرداخته‌ایم. مواد تعریف شده برای ریه در فانتوم مورد نظر برحسب عناصر تشکیل دهنده و نسبت جرمی هر کدام از آن‌ها در جدول شماره (۱) آورده شده است. در هندسه ورودی کد باید مشخصات چشمه و نوع ذره‌ای که می‌خواهیم ترابرد شود و نیز کارت تالی تعریف شود. در اینجا ریه به عنوان چشمه تابش و فوتون به عنوان ذره ترابردی انتخاب شد.

جدول (۱): مواد تشکیل دهنده بافت ریه و نسبت جرمی آن‌ها

H	C	N	O	Na	P	S	Cl	K
۰.۱۰۳	۰.۱۰۵	۰.۰۳۱	۰.۷۴۹	۰.۰۰۲	۰.۰۰۲	۰.۰۰۳	۰.۰۰۳	۰.۰۰۲

۲.۲. محاسبه دز به روش کرنل چشمه نقطه‌ای

یکی از روش‌های محاسباتی ترابرد ذرات، استفاده از روابط تحلیلی کرنل چشمه نقطه‌ای یا PSK است. کرنل چشمه نقطه‌ای برخلاف مونت کارلو که یک روش عددی محاسباتی است، یک روش تحلیلی برای محاسبه انرژی جذب شده در فاصله r از یک چشمه نقطه‌ای تک انرژی فوتون در یک محیط نامتناهی همگن می‌باشد. این روش مبتنی بر کسر جذبی ویژه است که بیانگر انرژی جذب شده در واحد جرم اندام هدف تقسیم بر انرژی گسیل شده از اندام چشمه می‌باشد. دز جذب شده را می‌توان از رابطه زیر به دست آورد:

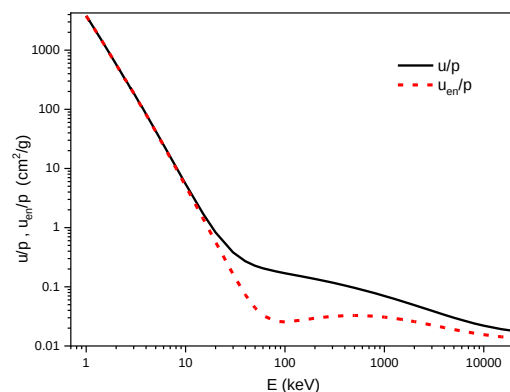
$$S(r_T \leftarrow r_S) = \sum_i \Delta_i \phi_i(r_T \leftarrow r_S) \quad (2)$$

که در آن Δ_i آهنگ در دز در جرم همگن بی‌نهایت بزرگی از بافتی است که حاوی توزیع یکنواختی از ایزوتوپ پرتوزا با تراکم 1 Bq/kg است. مقادیر عددی Δ_i به ازای هر یک از تابش‌های تولید شده به وسیله ایزوتوپ‌های پرتوزا در جرم‌های بی‌نهایت بزرگ بافت، در بخش داده‌های خروجی طرح‌های واپاشی و پارامترهای هسته‌ای کمیته دز تابش داخلی درمانی (MIRD^۱) انجمن پزشکی هسته‌ای آمده است. در این روش، کسر جذبی ویژه به صورت رابطه (۳) تعریف می‌شود:

$$\phi(r) = \frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \times \frac{e^{-\mu r}}{4\pi r^2} \times B(\mu r) \quad (3)$$

که در آن، $\phi(r)$ کسر جذبی ویژه محیط همسانگرد یکنواخت در فاصله r از چشمه نقطه‌ای است. μ_{en} ضریب جذب خطی محیط به ازای انرژی چشمه، μ ضریب تضعیف خطی محیط به ازای انرژی چشمه، ρ چگالی جرمی محیط و $B(\mu r)$ ضریب انباشت می‌باشد.

کاهش کمیت تابش در گذر از یک ماده در اثر کلیه برهم‌کنش‌هایی که در آن ماده رخ می‌دهد تضعیف تابش نامیده می‌شود. ضریب تضعیف، عاملی است که میزان تابش توسط آن به طور معمول به صورت تابعی نمایی کاهش پیدا می‌کند. ضریب جذب، بخشی از ضریب تضعیف است که تنها از جذب انرژی تابشی ناشی می‌شود. ضرایب μ_{en} و μ که به ترتیب ضریب جذب خطی و ضریب تضعیف خطی محیط می‌باشند، به انرژی فوتون وابسته است و چگونگی تغییرات آن‌ها با انرژی در شکل (۱) نشان داده شده است.



شکل (۱): تغییرات μ_{en}/ρ و μ/ρ بر حسب انرژی فوتون [۶]

در شکل (۱)، نمودار تغییرات μ_{en}/ρ و μ/ρ برای ریه در انرژی‌های مختلف فوتون بر اساس داده‌های (ICRP^۲) رسم شده است. در این نمودار، چگالی بافت ریه 1.05 g/cm^3 در نظر گرفته شده است. این دو کمیت به چگالی الکترون‌ها و سطح مقطع واکنش وابسته‌اند. در انرژی‌های کمتر از 15 keV تمام انرژی فوتون جذب بافت می‌شود (روی هم افتادگی نمودارهای μ_{en}/ρ و μ/ρ) که این محدوده مربوط به اندرکنش فوتوالکتریک است. در انرژی 15 keV اثر کامپتون آغاز شده (نمودارهای μ_{en}/ρ و μ/ρ از هم جدا می‌شوند) و با افزایش انرژی احتمال این اندرکنش بیشتر خواهد شد. در بازه انرژی

¹ Medical Internal Radiation Dose

² International Commission on Radiological Protection

۵۰-۱۰۰ keV که حداکثر اندرکنش‌ها مربوط به اثر کامپتون است بیشترین جدا افتادگی بین نمودارهای μ_{en}/ρ و ρ/μ مشاهده می‌شود.

با افزودن ضریب انباشت، اثر ذرات پراکنده شده از نقاط دیگر محیط که به هدف می‌رسند در نظر گرفته می‌شود. $B(\mu r)$ ، نسبت انرژی کل جذب شده در واحد جرم هدف در فاصله r از چشمه به انرژی جذب شده در واحد جرم هدف در فاصله r از چشمه، ناشی از ذراتی که با محیط اندرکنشی نداشته‌اند، می‌باشد. لذا ضریب $B(\mu r)$ بزرگتر از یک است. ضریب انباشت، $B(\mu r)$ ، به انرژی فوتون، ترکیب شیمیایی و عدد اتمی مؤثر محیط بستگی دارد و با استفاده از فرمول زیر محاسبه می‌شود [۷]:

$$B(E, x) = \begin{cases} 1 + \frac{(b-1)(K^x-1)}{(K-1)} & \text{for } K \neq 1 \\ 1 + (b-1) & \text{for } K = 1 \end{cases} \quad (۴)$$

که:

$$K(E, x) = cx^a + d \frac{\tanh\left(\frac{x}{X_K} - 2\right) - \tanh(-2)}{1 - \tanh(-2)} \quad \text{for } x \leq 40 \text{ mf} \quad (۵)$$

که E انرژی چشمه، X میانگین مسیر آزاد (mfp) و a ، b ، c و X_k ضرایب تصاعد هندسی جذب انرژی (GP^1) هستند. در این روابط $X=\mu r$ است. ضرایب GP در جدول (۲) برای بدن انسان و بافت ریه، برای محدوده انرژی فوتون ۴۰۰۰-۱۵ keV و برای عمق نفوذ تا ۴۰ mfpl داده شده است.

جدول (۲): ضرایب GP برای بافت ریه در محدوده انرژی ۴۰۰۰-۱۵ keV [۸]

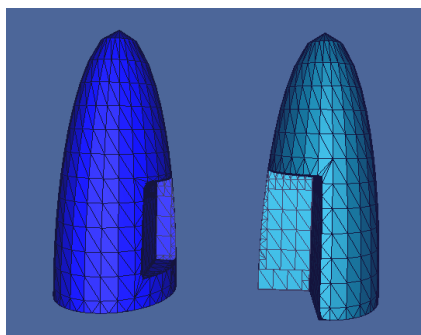
انرژی (keV)	X_k	d	c	b	a
۱۵	۱۳/۸۰	-۰/۰۹۲۰	۰/۴۵۳	۱/۱۹۲	۰/۱۸۲
۲۰	۱۴/۶۵	-۰/۰۷۶۸	۰/۵۳۴	۱/۴۴۴	۰/۱۵۱
۳۰	۱۳/۲۶	-۰/۰۴۳۱	۰/۷۲۸	۲/۳۷۹	۰/۰۹۲
۵۰	۱۳/۶۰	۰/۰۲۹۸	۱/۴۲۴	۴/۴۲۱	-۰/۰۷۶
۱۰۰	۱۳/۹۵	۰/۰۷۷۰	۲/۱۳۳	۴/۶۳۸	-۰/۱۷۴
۲۰۰	۱۴/۲۱	۰/۰۷۲۷	۲/۱۴۵	۳/۳۶۵	-۰/۱۷۵
۵۰۰	۱۴/۲۴	۰/۰۵۳۳	۱/۷۵۶	۲/۴۷۵	-۰/۱۳۴
۱۰۰۰	۱۴/۳۳	۰/۰۳۴۹	۱/۴۲۸	۲/۱۰۵	-۰/۰۸۶
۱۵۰۰	۱۴/۳۵	۰/۰۲۶۳	۱/۲۷۶	۱/۹۳۴	-۰/۰۶۰
۲۰۰۰	۱۴/۱۸	۰/۰۱۶۱	۱/۱۷۲	۱/۸۳۸	-۰/۰۳۹
۴۰۰۰	۱۳/۷۰	-۰/۰۰۴۹	۰/۹۸۴	۱/۶۲۸	۰/۰۰۵

برای تعیین کسر جذبی ویژه در اندام هدف، $\phi(\Gamma_T \leftarrow \Gamma_S)$ باید از معادله (۲) بر روی حجم چشمه و هدف انتگرال گیری کرد.

۳. یافته‌ها و بحث

در این مطالعه با در نظر گرفتن ریه بعنوان چشمه فوتون در فانتوم مرجع ORNL و استفاده از کد MCNPX2.4.0 توسط تالی F6، دز جذبی ریه به ازای انرژی‌های مختلفی که در جدول (۲) آمده است بر حسب pGy بدست آمد. ریه‌ها در این فانتوم بصورت دو نیم بیضی‌گون با حفره‌هایی در داخل آن طراحی شده‌اند (شکل ۲). برای انرژی‌های پایین‌تر از ۵۰ keV تعداد ۲ میلیارد و برای سایر انرژی‌ها از ۴۰ تا ۴۰۰ میلیون تاریخچه فوتون ترابرد شده است. خطای محاسبه دز کمتر از ۵ درصد برآورد شد که در اغلب موارد خطای دز کمتر از ۱ درصد بوده است.

نمودار شکل (۳) دز جذبی ریه را در بازه انرژی ۱۰-۴۰۰۰ keV نشان می‌دهد. برای اطمینان از صحت محاسبات، مقادیر به دست آمده با داده‌های کریستی^۱ و اکرمین^۲ مقایسه شده است [۳، ۹]. همان طور که مشاهده می‌گردد با افزایش انرژی، در بازه ۱۰-۱۵ keV دز افزایش می‌یابد اما در بازه انرژی ۱۵-۵۰ keV دز کاهش یافته و بعد از آن دوباره دز افزایش می‌یابد. برای بررسی علت رفتار دز از روش تحلیلی محاسبه دز (PSK) استفاده شد. همانطور که می‌دانیم یکی از معیارهای تایید مقادیر دز به دست آمده به روش مونت کارلو، مقایسه داده‌ها با مقادیر دز حاصل از روش تحلیلی می‌باشد. بنابراین مقادیر دز با استفاده از روش کرنل چشمه نقطه‌ای محاسبه شد. از سوی دیگر استفاده از این روش فقط برای هندسه‌های ساده امکان‌پذیر است و انتگرال گیری روی حجم ریه در فانتوم مورد نظر براحتی انجام پذیر نیست.



شکل (۲) تصویر ریه در فانتوم ORNL با استفاده از نرم‌افزار Visual Editor

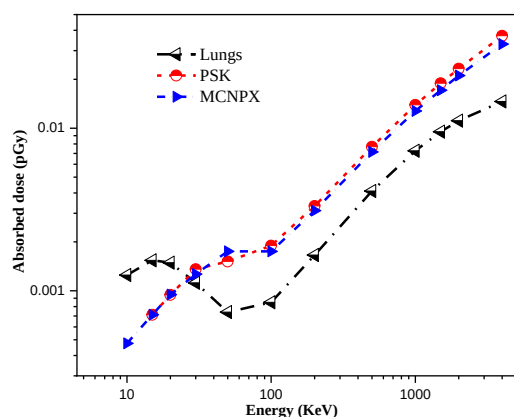
بنابراین برای ساده‌سازی مسئله کره‌ای با حجم برابر با ریه با شعاع ۹/۳ سانتیمتر و از جنس بافت ریه شبیه‌سازی شد. با انتگرال گیری از رابطه (۳) روی حجم کره مفروض، مقادیر کسر جذبی ویژه برای ریه کروی در انرژی‌های مختلف چشمه فوتون تک انرژی محاسبه شد. که با ضرب داده‌ها در انرژی چشمه، بر حسب pGy به دست آمد.

¹ Cristy

² Eckerman

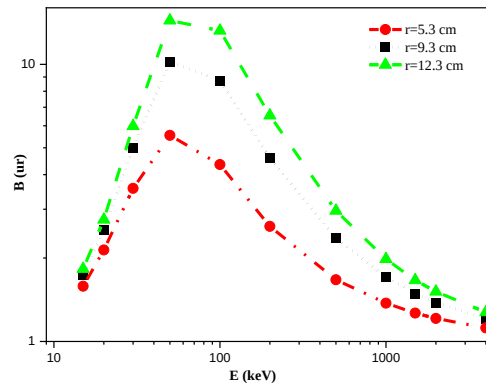
همچنین با استفاده از روش مونت کارلو نیز دز جذبی در ریه کروی مفروض از جنس بافت ریه محاسبه شد. داده‌های حاصل از روش تحلیلی و مونت کارلو برای ریه کروی و فانتوم در شکل (۳) نشان داده شده است. همانطور که مشاهده می‌شود محاسبات روش تحلیلی کرنل چشمه نقطه‌ای با محاسبات عددی MCNPX برای ریه کروی تطابق خوبی داشته و حداکثر اختلاف بین آن‌ها ۱۳٪ است که در انرژی‌های بالا مشاهده می‌شود. فرار فوتون‌های پرنرژی از کره هدف، باعث می‌شود مقادیر MCNPX کمتر از مقادیر تحلیلی باشد.

اختلاف بین دز جذبی ریه کروی منفرد و ریه در فانتوم ORNL (شکل ۲) را می‌توان به تفاوت در شکل آن‌ها و نیز وجود اندام‌های حاشیه‌ای مرتبط دانست. مطابق شکل (۳) مقادیر دز به ازای انرژی‌های ۳۰ KeV به بالا برای ریه در فانتوم ORNL کمتر از ریه کروی است. از آنجا که حجم و بافت داخل دو ریه را یکسان در نظر گرفتیم این اختلاف می‌تواند ناشی از تفاوت شکل دو ریه باشد. ریه‌ای که برای فانتوم ORNL در نظر گرفته شده است شامل دو نیم بیضی‌گون می‌باشد که توسط صفحاتی قطع شده است، بنابراین پرواضح است که سطح این ریه بیشتر از سطح ریه کروی است که برای روش کرنل در نظر گرفتیم. پس احتمال فرار فوتون از سطح ریه بیشتر و در نتیجه دز جذبی ریه کمتر خواهد شد. بنابراین شکل ریه در مقدار دز جذبی آن موثر است.



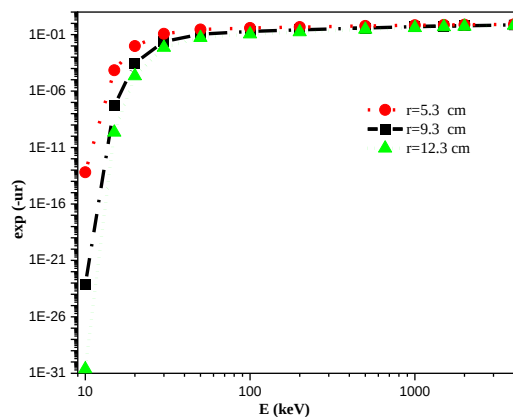
شکل (۳) مقایسه داده‌های حاصل از روش کرنل چشمه نقطه‌ای برای ریه کروی (PSK) و مونت کارلو در انرژی‌های مختلف فوتون برای ریه کروی (MCNPX) و فانتوم (ORNL)

برای بررسی علت روند تغییرات دز نسبت به انرژی، عوامل موثر بر آن با توجه به رابطه (۲) به طور جداگانه بررسی شد. به این منظور، نمودار تغییرات $B(\mu r)$ و $e^{-\mu r}$ بر حسب انرژی و مقادیر مختلف r (۵/۳، ۹/۳ و ۱۲/۳)، نشان داده شده است. در مقادیر مختلف r فقط جابه‌جایی در نمودارها مشاهده می‌گردد و روند تغییرات آن‌ها نسبت به انرژی یکسان است (شکل‌های ۴ و ۵).



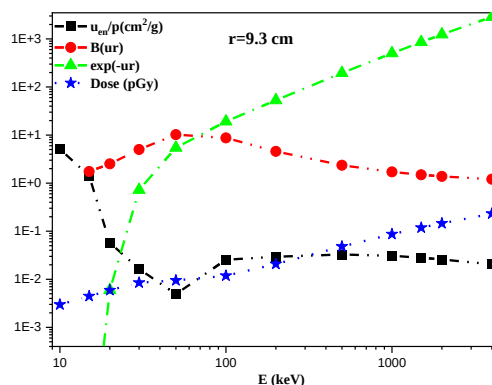
شکل (۴): نمودار تغییرات $B(\mu r)$ بر حسب انرژی فوتون در سه مقدار مختلف r

با توجه به شکل (۴) مشاهده می‌شود که در انرژی‌های پایین و بالا که اندرکنش غالب به ترتیب مربوط به فوتوالکتریک و تولید زوج می‌باشد، ضریب انباشت ($B(\mu r)$) بسیار کم است زیرا فوتون از بین می‌رود ولی در بازه انرژی‌های ۵۰-۱۰۰ keV که اندرکنش غالب مربوط به کامپتون است بیشترین مقدار برای ضریب انباشت مشاهده می‌گردد. کمیت $e^{-\mu r}$ ، که احتمال تضعیف فوتون می‌باشد در انرژی‌های پایین بعلت غالب بودن اندرکنش فوتوالکتریک بسیار کوچک است. در بازه انرژی ۵۰-۱۰۰ keV که حداکثر اندرکنش‌ها مربوط به اثر کامپتون است احتمال تضعیف افزایش یافته و به یک نزدیک می‌شود و بعد از آن تقریباً مستقل از انرژی می‌باشد (شکل ۵).



شکل (۵): نمودار تغییرات $e^{-\mu r}$ بر حسب انرژی فوتون در سه مقدار مختلف r

نمودار دز جذبی و همه عوامل تاثیرگذار بر آن مطابق رابطه (۲) بر حسب انرژی فوتون به طور هم زمان به ازای cm $r=9/3$ رسم و مقایسه شده است (شکل ۶).



شکل (۶): نمودار تغییرات دز و عوامل موثر بر آن بر حسب انرژی فوتون در $r=9/3$ cm

با توجه به شکل (۶) در بازه ۵۰-۱۰ keV، افزایش دز مشاهده می‌شود. همچنین در این بازه شاهد افزایش $e^{-\mu r}$ و $B(\mu r)$ هستیم که افزایش دز را توجیه می‌کند. از طرفی کاهش μ_{en}/ρ در این محدوده شیب نمودار افزایش دز را کم می‌کند. در بازه ۵۰-۱۰۰ keV تغییری در روند نمودارها حاصل شده است که این تغییر در روند افزایشی دز جذبی نیز مشاهده می‌گردد. در انرژی‌های بالاتر از ۱۰۰ keV، روند افزایشی $e^{-\mu r}$ بر روند کاهشی $B(\mu r)$ غلبه داشته در نتیجه شاهد افزایش دز خواهیم بود.

در نهایت همانطور که در شکل ۶ مشاهده می‌گردد نقطه عطف هر چهار منحنی در انرژی ۵۰ keV است و این خمیدگی نمودار دز جذبی ریه (شکل ۳) در انرژی ۵۰ keV را توجیه می‌کند. همچنین تمام عوامل موثر بر دز به توابعی از μ و در نتیجه نوع اندرکنش‌ها مربوط است.

۴. نتیجه‌گیری

پژوهش حاضر مطالعه‌ای تحلیلی در مورد دز جذبی ریه در انرژی‌های مختلف فوتون است. نتایج نشان داد محاسبات روش تحلیلی کرنل چشمه نقطه‌ای با محاسبات عددی MCNPX تطابق خوبی دارد. همچنین عوامل موثر بر دز مانند ضریب جذب خطی، ضریب تضعیف خطی، ضریب انباشت و شکل اندام هدف (ریه) در بازه انرژی ۱۰-۴۰۰۰ keV فوتون مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. با رسم نمودارهای عوامل موثر بر دز بر حسب انرژی مشاهده گردید نقطه عطف آنها در انرژی ۵۰ keV است و این خمیدگی نمودار دز جذبی ریه در انرژی ۵۰ keV را توجیه می‌کند.

۵. منابع

1. R. Siegel, J. Ma, Z. Zou, & A. Jemal. Cancer statistics, 2014. CA: a cancer journal for clinicians, 64(1) 9-29, 2014.
2. Z. Sajjadi, H. Miri-Hakimabad, L. Rafat-Motavalli, S. Mohammadi. Evaluating the effects of statistical changes on internal dosimetry. Radioprotection 50(3), 187-194, 2015.
3. E. Y. Han. Revised Series of Stylized Anthropometric Phantoms for Internal and External Radiation Dose Assessment, Theses (ph.d.), The university of Florida, 2005.
4. W. E. Bolch, K. F. Eckerman, G. Sgouros, & S. R. Thomas. MIRD pamphlet no. 21: a generalized schema for radiopharmaceutical dosimetry—standardization of nomenclature. Journal of Nuclear Medicine, 50(3) 477-484, 2009.
5. ICRP. Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals ICRP Publication 53 (Elmsford, NY: International Commission on Radiological Protection), 1987.
6. <https://atom.kaeri.re.kr/cgi-bin/w3xcom>
7. Y. Harima, Y. Sakamoto, S. Tanaka, & M. Kawai. Validity of the geometric-progression formula in approximating gamma-ray buildup factors. Nuclear Science and Engineering, 94(1), 24-35, 1986.
8. S. R. Manohara, S. M. Hanagodimath, & L. Gerward. Energy absorption buildup factors of human organs and tissues at energies and penetration depths relevant for radiotherapy and diagnostics. Journal of applied clinical medical physics, 12(4), 296-312, 2011.
9. Cristy M., Eckerman K.F. Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. VII. Adult Male. ORNL/TM-8381/V7. Oak Ridge National Laboratory, Tennessee, 1987.

An analysis of the absorbed dose of the lung in different photon energies

zahra sajjadi *, saeed mohammadi, hameed shafeghat

Department of Physics, Payame Noor University (PNU), P. O. Box 19395-4697, Tehran, Iran

Abstract

The aim of this study was to analyze the factors affecting lung absorption dose. For this purpose, the values of lung absorption dose for different photon energies by Monte Carlo method (For the lung in the shape of two semi-ellipses according to the ORNL phantom and a single spherical lung) and point source kernel method (for a single spherical lung) is calculated. Factors affecting the dose including linear absorption coefficient of the environment (μ_{en}), the linear attenuation coefficient of the environment (μ), gamma-ray buildup factors ($B(\mu r)$), and lung shape were analyzed separately at different energies.

Keywords: Linear attenuation coefficient, Absorbed dose, Point Source Kernel, Monte Carlo

*Corresponding Author: h_sajadi@pnu.ac.ir