حكىدە

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

زهرا سجادی*، سعید محمدی، حمید شفقت گروه فیزیک، دانشگاه پیام نور، صندوق پستی۴۶۹۷–۱۹۳۹۵، تهران، ایران

پذیرش: ۱۴۰۱/۰۲/۰۷

دریافت: ۱۳۹۸/۱۲/۰۴

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 موثر بر دز شامل ضریب جذب خطی محیط (µen)، ضریب تضعیف خطی محیط (µ)، ضریب انباشت ((B(µr)) 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

h_sajadi@pnu.ac.ir نويسندهٔ مسئول*

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 [1]. 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 در کنار تصویربرداری با استفاده از 'SPECT از جمله روشهای تشخیصی برای تعیین وجود یک تودهٔ سرطانی و یا اختلال در عملکرد بافت ریه میباشند. در درمان سرطان پیشرفته ریه از داروی پرتوزای 'TNTI-CHTNT 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

¹ Computed Tomography Scan

² Single photon emission computed tomography

³ Chimeric Tumor necrosis treatment antibody

برای ارزیابی خطرات مربوط به استفاده از داروهای پرتوزای مرتبط با ریه برای تصویربرداری و مهم تر 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 نمایان تر میباشد.

از جمله روشهای مختلف دزسنجی، استفاده از محاسبات مونتکارلو و روش تحلیلی کرنل چشمه نقطهای 'PSK میباشد. در روش مونتکارلو، از فانتوم (مدل شبیه سازی شده بدن انسان) و کد MCNPX که یک روش بسیار قدرتمند در شبیهسازی هندسهها و برهم کنش های پیچیده ذره با ماده میباشد، استفاده شده است. روش PSK یک روش تحلیلی است که به کمک این روش میتوان عوامل موثر 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 نتیجه گیری 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 موثر 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]:

$$D(r_{T}) = \sum_{rs} S(r_{T} \leftarrow r_{S}) \widetilde{A}(r_{S})$$
(1)

که در آن، (D(r_T): دز میانگین اندام هدف r_T (در واحد Gy)،(Gy): مقدار S یا دز جذبی میانگین اندام هدف r_T ناشی از اندام چشمه (در واحد Bq⁻¹s⁻¹Gy)، (Rq): پرتوزایی اندام چشمه r_S (درواحد Bq.s)، تعریف میگردد.

مقدار (آر) آر برابر با تعداد کل واپاشی هایی است که در اندام چشمه رخ می دهد. برای محاسبه D(r_T) لازم است تا مقدار دز جذبی هر اندام و همچنین پر توزایی در هر اندام چشمه مشخص گردد. مقدار اول را می توان با انجام محاسبات مونت کارلو و یا روش PSK محاسبه نمود. اما مقدار دوم، از حل معادلات حرکت زیستی ماده پر توزا در داخل بدن به دست می آید. این مدل های زیستی برای یک فرد مرجع و بعضی از داروهای پر توزای مورد استفاده در پزشکی هسته ای دست می آید. این مدل های زیستی برای محاسبه (آ). توسی ماده پر توزا در داخل محاسبات مونت کارلو و یا روش PSK محاسبه نمود. اما مقدار دوم، از حل معادلات حرکت زیستی ماده پر توزا در داخل بدن به دست می آید. این مدل های زیستی برای یک فرد مرجع و بعضی از داروهای پر توزای مورد استفاده در پزشکی هسته ای توسط کمیته بین المللی حفاظت در برابر پر توها منتشر شده است [۵]. بنابراین شبیه سازی مسئله در محیط مجازی و

¹ Point Source Kernel

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

۱٫۲. محاسبه دز به روش مونتکارلو

در موارد بسیاری که اندازه گیری دز در دستگاه های 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 روش های 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 می شود. کلیه یعوامل مربوط به ترابرد ذره از قبیل فاصلهی بین برخوردها، انرژی پس از برخورد، زاویه ی 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 مونتکارلوی MCNPX2.4.0 به بررسی دزسنجی که شامل تعیین دز (توسط تالی F6) در اندام ریه در فانتوم ریاضی URND برای انرژی های 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

Н	С	Ν	0	Na	Р	S	Cl	Κ
۰,۱۰۳	۰,۱۰۵	۰,۰۳۱	•,749	•,••٢	۰,۰۰۲	۰,۰۰۳	۰,۰۰۳	۰,۰۰۲

۲٫۲. محاسبه دز به روش کرنل چشمه نقطهای

یکی از روش های 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 می توان از رابطهٔ زیر به دست آورد:

$$S(\mathbf{r}_{\mathrm{T}} \leftarrow \mathbf{r}_{\mathrm{S}}) = \sum_{i} \Delta_{i} \, \phi_{i}(\mathbf{r}_{\mathrm{T}} \leftarrow \mathbf{r}_{\mathrm{S}}) \tag{(1)}$$

که در آن i∆ آهنگ در دز در جرم همگن بینهایت بزرگی از بافتی است که حاوی توزیع یکنواختی از ایزوتوپ پرتوزا با تراکم NBq/kg است. مقادیر عددی 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) انجمن پزشکی هستهای آمده است. در این روش، کسر جذبی ویژه به صورت رابطهٔ (۳) تعریف میشود:

$$\mathcal{D}(\mathbf{r}) = \frac{\mu_{en}}{\rho} \times \frac{e^{-\mu r}}{4\pi r^2} \times B(\mu r) \tag{7}$$

که در آن، Ø(r) کسر جذبی ویژه محیط همسانگرد یکنواخت در فاصله r از چشمه نقطهای است. µen ضریب جذب خطی محیط به ازای انرژی چشمه، µ ضریب تضعیف خطی محیط به ازای انرژی چشمه، ρ چگالی جرمی محیط و(B(µr) ضریب انباشت میباشد.

کاهش کمیت تابش در گذر از یک ماده در اثر کلیه برهم کنشهایی که در آن ماده رخ میدهد تضعیف تابش نامیده می شود. ضریب تضعیف، عاملی است که میزان تابش توسط آن به طور معمول به صورت تابعی نمایی کاهش پیدا می کند. ضریب جذب، بخشی از ضریب تضعیف است که تنها از جذب انرژی تابشی ناشی می شود. ضرایب ۹ و µ که به ترتیب ضریب جذب خطی و ضریب تضعیف خطی محیط می باشند، به انرژی فوتون وابسته است و چگونگی تغییرات آن ها با انرژی در شکل (۱) نشان داده شده است.



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

در شکل (۱)، نمودار تغییرات ρ و ρ / برای ریه در انرژیهای مختلف فوتون بر اساس دادههای (ICRP^۲) رسم شده است. در این نمودار، چگالی بافت ریه 3,۰۵ g/cm³ در نظر گرفته شده است. این دو کمیت به چگالی الکترونها و سطح مقطع واکنش وابستهاند. در انرژیهای کمتر از ۱۵ keV تمام انرژی فوتون جذب بافت می شود (روی هم افتادگی نمودارهای ρ/μ و ρ/μ که این محدوده مربوط به اندر کنش فوتوالکتریک است. در انرژی اندر کامپتون آغاز شده (مودارهای ρ/μ و ρ/μ از هم جدا می شود. در بافت می شود (روی هم افتادگی نمودارهای ρ/μ و μ_{en}/ρ این محدوده مربوط به اندر کنش فوتوالکتریک است. در انرژی μ_{en}/ρ از هم جدا می شوند. در بازه انرژی ام مربوط به اندر کنش فوتوالکتریک است. در انرژی μ_{en}/ρ از مودارهای ρ/μ و μ_{en}/ρ از مودارهای μ_{en}/ρ از هم جدا می شوند) و با افزایش انرژی احتمال این اندر کنش بیشتر خواهد شد. در بازه انرژی

¹ Medical Internal Radiation Dose

² International Commission on Radiological Protection

 ho/μ و $\mu_{
m en}/
ho$ که حداکثر اندر کنشها مربوط به اثر کامپتون است بیشترین جدا افتادگی بین نمودارهای $\mu_{
m en}/
ho$ و $\mu_{
m en}/
ho$ مشاهده می شود.

با افزودن ضریب انباشت، اثر ذرات پراکنده شده از نقاط دیگر محیط که به هدف می سند در نظر گرفته می شود. B(μr)، 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 نداشته اند، می باشد. لذا ضریب B(μr) بزرگتر از یک است. ضریب انباشت، B(μr)، به انرژی فوتون، ترکیب شیمیایی و عدد اتمی مؤثر محیط بستگی دارد و با استفاده از فرمول زیر محاسبه می شود [۷]:

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

که:

$$K(E, x) = cx^{a} + d \frac{\tanh(\frac{x}{X_{K}} - 2) - \tanh(-2)}{1 - \tanh(-2)} \quad \text{for } x \le 40 \text{ mf}$$
 (Δ)

که E انرژی چشمه، X میانگین مسیر آزاد (mfp) و c ،b ،a و X ضرایب تصاعد هندسی جذب انرژی ('GP) هستند. در این روابط X=µr است. ضرایب GP در جدول (۲) برای بدن انسان و بافت ریه، برای محدوده انرژی فوتون keV-۱۵ و برای عمق نفوذ تاfp ۴۰ داده شده است.

а	b	с	d	$\mathbf{X}_{\mathbf{k}}$	انرژی(keV)
•/187	1/197	•/۴۵۳	-•/•9Y•	۱۳/۸۰	۱۵
•/101	1/444	•/۵۳۴	-•/•V&X	14/80	۲.
•/•97	۲/۳۷۹	•/YYA	-•/•۴۳١	۱۳/۲۶	٣٠
-•/•Y۶	4/421	1/474	•/•۲٩٨	۱۳/۶۰	۵۰
-•/17۴	۴/۶۳۸	۲/۱۳۳	•/•٧٧•	۱۳/۹۵	۱۰۰
$- \cdot / 1 V \Delta$	37/380	5/140	•/•٧٢٧	14/51	۲۰۰
-•/174	۲/۴۷۵	۱/۷۵۶	•/•۵۳۳	14/24	۵۰۰
-•/• \ ۶	۲/۱۰۵	1/428	•/•٣۴٩	14/32	۱۰۰۰
-•/•۶•	1/984	۱/۲۷۶	•/•78٣	14/30	10
-•/• ~ 9	۱/۸۳۸	1/177	•/•181	14/11	7
•/••۵	1/888	٠/٩٨۴	-•/••۴٩	۱۳/۷۰	4

جدول (۲): ضرایب GP برای بافت ریه در محدوده انرژی KeV – ۱۵ [۸]

برای تعیین کسر جذبی ویژه در اندام هدف، (rT←rs)%، باید از معادله (۲) بر روی حجم چشمه و هدف انتگرالگیری 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 پایین تر 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 شدکه در اغلب موارد خطای دز کمتر از ۱ درصد بوده است.

نمودار شکل (۳) دز جذبی ریه را در بازه انرژی ۱۰ keV نشان میدهد. برای اطمینان از صحت محاسبات، مقادیر به دست آمده با دادههای کریستی^۱ و اکرمن^۲ مقایسه شده است [۳، ۹]. همان طور که مشاهده می گردد با افزایش انرژی، در بازه ۱۵–۱۰ keV دز افزایش مییابد اما در بازه انرژی keV ۵۰–۵۰ 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



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 می شود 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 می شود. فرار فوتونهای پرانرژی از کره هدف، باعث می شود مقادیر حمای کرنی کرنا چشمه نقطهای با محاسبات عددی MCNPX برای ریه کروی تطابق خوبی داشته می شود محاسبات روش تحلیلی کرنل چشمه نقطهای با محاسبات عددی MCNPX برای ریه کروی تطابق خوبی داشته می شود معای را متای برای ریه کروی و مدای با محاسبات می شود. فرار فوتونهای پرانرژی از کره هدف، باعث می شود مقادی مقادی می شود مقادی با محاسبات که در انرژی ما می شود. فرار فوتونهای پرانرژی از کره هدف، باعث می شود مقادی مقادی می مود. فرار فوتونهای پرانرژی از کره هدف، باعث می شود مقادی می دان می مود می شود می شود موان مونی می مونی مونی مونی مونی با معادی می شود.

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 بیضی گون 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.



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 (۹/۳ و ۱۲/۳)، نشان داده شد. به این منظور، نمودار تغییرات (۱۲/۳ و ۹/۳)، نشان داده شده است. در مقادیر مختلف ۲ فقط جابهجایی در نمودارها مشاهده می گردد و روند تغییرات آنها نسبت به انرژی یکسان است (شکلهای ۴ و ۵).

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



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

با توجه به شکل (۴) مشاهده می شود که در انرژی های پایین و بالا که اندر کنش غالب به ترتیب مربوط به فوتوالکتریک و تولید زوج می باشد، ضریب انباشت ((B(µr)) بسیار کم است زیرا فوتون از بین می رود ولی در بازه انرژی های ۵۰ keV-۱۰۰ که اندر کنش غالب مربوط به کامپتون است بیشترین مقدار برای ضریب انباشت مشاهده می گردد.

کمیت ۳-۳، که احتمال تضعیف فوتون می باشد در انرژی های پایین بعلت غالب بودن اندر کنش فوتوالکتریک بسیار کوچک است. در بازه انرژی keV -۱۰۰ که حداکثر اندر کنش ها مربوط به اثر کامپتون است احتمال تضعیف افزایش یافته و به یک نزدیک می شود و بعد از آن تقریبا مستقل از انرژی می باشد (شکل ۵).



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

نمودار دز جذبی و همه عوامل تاثیرگذار بر آن مطابق رابطه (۲) بر حسب انرژی فوتون به طور هم زمان به ازای cm ۲=۹/۳ رسم و مقایسه شده است (شکل ۶).



شکل (۶): نمودار تغییرات دز و عوامل موثر بر آن بر حسب انرژی فوتون در r=۹/۳ cm

با توجه به شکل (۶) در بازه Δ۰ keV، افزایش دز مشاهده میشود. همچنین در این بازه شاهد افزایش ^۳-e و B(µr) 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 ۱۰۰ keV–۵۰ 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 ^۳-e بر روند کاهشی (β(μr) غلبه داشته در نتیجه شاهد افزایش دز خواهیم بود.

در نهایت همانطور که در شکل ۶ مشاهده می گردد 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 می کند. همچنین تمام عوامل موثر بر دز به توابعی از µ و در نتیجه نوع اندرکنش ها 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 ۲۰ ا+۲۰۰ فوتون مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. با رسم نمودارهای عوامل موثر بر دز بر حسب انرژی مشاهده گردید نقطه عطف آنها در انرژی ۷ هه ۲۰ است ۵۰ اندی مودار در جذبی ریه در انرژی های مختلف فوتون است. می دارد. همچنین عوامل موثر بر دز مانند محایب تحلیلی کرنل چشمه نقطهای با محاسبات عددی محاسبات موابق خوبی دارد. همچنین عوامل موثر بر دز مانند مودار انرژی ۷ ما ۲۰ ما ۲۰ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. با رسم نمودارهای عوامل موثر بر دز بر حسب انرژی ۵ مشاهده گردید نقطه عطف آنها در انرژی ۵ ما ۵۰ است و این خمیدگی نمودار دز جذبی ریه در انرژی ۵ ما ۵۰ را توجیه می کند.

۵. منابع

- R. Siegel, J. Ma, Z. Zou, & A. Jemal. Cancer statistics, 2014. CA: a cancer journal for clinicians, 64(1) 9-29, 2014.
- Z. Sajjadi, H. Miri-Hakimabad, L. Rafat-Motavalli, S. Mohammadi. Evaluating the effects of statistical changes on internal dosimetry. Radioprotection50(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.
- 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.
- 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
- 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.
- 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.
- 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(μ r)), and lung shape were analyzed separately at different energies.

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

*Corrensponding Author: h_sajadi@pnu.ac.ir