



بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۷ و ۶ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

تعیین موقعیت ارگان سرطانی با استفاده از روش جدید تصحیح پراکندگی از طریق کانال دو تابع پراکندگی و فتوالکترونیک در تصویربرداری پزشکی هسته ای

افروز عسگری^۱، منصور عاشور^۲، علی رضایی^۱

^۱سازمان انرژی اتمی، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، پژوهشکده راکتور

^۲سازمان انرژی اتمی، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، پژوهشکده کاربرد پرتوها

چکیده:

تعیین موقعیت اعضای داخلی بدن اطلاعات مفیدی از نظر آناتومیکی جهت تشخیص بافتهای غیرنرمال مهیا می سازد. قبل از درمان سرطان، تشخیص موقعیت ارگان سرطانی اهمیت زیادی دارد. در این پژوهش با ارائه رابطه ریاضی کانولوشن دو تابع پراکندگی و فتون‌های اصلی (CSPF) و با استفاده از محاسبه فتون‌های اصلی و پراکنده با کد MCNP از روش های تصحیح پراکندگی TEW و ETEW، عرض پنجره با عمق مرتبط شد. نتایج شبیه سازی نشان می دهد رابطه بین عمق ارگان و پهنای پنجره حول فوتوپیک بصورت $\Delta E = 18.610e^{-0.229d}$ در TEW و $\Delta E = 20.299e^{-0.239d}$ در روش ETEW است که می توان از این روابط جهت برآورد عمق بهره جست.

کلمات کلیدی: تصحیح پراکندگی، فتوالکترونیک، عمق، پزشکی هسته ای، MCNP، TEW

مقدمه

تخمین عمق ارگان در بدن می تواند منجر به اندازه گیری دقیقتر مقدار رادیو داروی تجمع یافته در آن شود [۱]. همچنین تعیین موقعیت دقیق اعضای داخلی بدن می تواند اطلاعات مفیدی از نقطه نظر آناتومیکی جهت ارزیابی عملکرد ارگان ها و تشخیص به موقع از وجود بافتهای غیرنرمال را مهیا سازد. از رادیو داروها حاوی مواد هسته ای جهت بررسی عملکرد متابولیسم و پارامترهای فیزیولوژیکی بافت ها استفاده می شود. چندین مطالعه در این زمینه به منظور تخمین عمق ارگان مورد نظر در بدن انجام شده است [۱-۴]. در پزشکی هسته‌ای تشخیصی، پدیده‌های فتوالکترونیک و کامپتون غالب هستند. وجود اجتناب ناپذیر پرتوهای پراکنده شده از طرفی باعث کاهش کیفیت تصاویر می‌شود اما از طرف دیگر نشان دادیم که از این پرتوها به همراه پیش فرض‌های مناسب و روابط ریاضی می‌توان به اطلاعات عمق اعضا دست یافت. در این پژوهش از یک روش مناسب برای تعیین شمارش های پراکندگی و اصلی استفاده شد. روش تصحیح پراکندگی سه پنجره ای توسط آگوا [۵] و جان کیونگ بونگ روش ETEW را پیشنهاد دادند [۶]. از روش های Triple Energy Window (TEW) و Extended Triple Energy Window (ETEWE)، جهت تخمین شمارش‌های واقعی و غیر واقعی از روی طیف های انرژی در عمق‌های مختلف استفاده



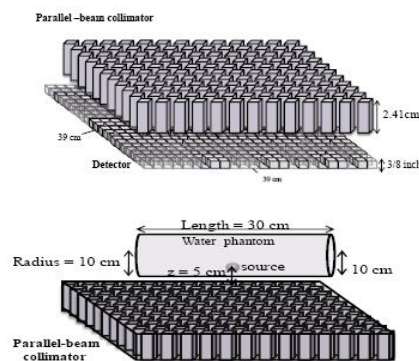
بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

شد. با ارائه رابطه ریاضی کانولوشن و استفاده از شمارش فتون ها، عرض پنجره های انرژی حول فوتوپیک با عمق بصورت یک رابطه ریاضی (نمایی) مرتبط، و سپس بعد از کالیبراسیون، میتوان از این رابطه جدید جهت برآورد عمق ارگان های داخلی بدن بهره جست.

مواد و روش ها

شبیه سازی دوربین گاما ORBITER SCINTRON و فانتوم مورد نظر به عنوان فانتوم پراکنده کننده دوربین گاما ORBITER SCINTRON ساخت شرکت آلمانی MIE، با کریستال $NaI(Tl)$ با ابعاد $39 \times 39 \text{ cm}$ و ضخامت 0.9525 cm و کولیماتور همه منظوره با انرژی کم (LEGP) با سوراخ هگزاگنالی به قطر 0.145 cm ، ضخامت $2/41$ و فاصله بین سوراخ ها 0.2 cm است. استوانه حاوی آب به شعاع 10 cm و ارتفاع 30 cm به عنوان فانتوم و در آن کره ای حاوی $Tc-99m$ با انرژی 140 KeV به شعاع 1 cm به فاصله 5 cm از دوربین و 5 از مرکز استوانه شبیه سازی شد. شکل ۱ نمایی از دوربین سازی شده به همراه فانتوم و چشمه چشمه نشان می دهد.



شکل ۱. نمایی از دوربین گاما شبیه سازی شده به همراه فانتوم پراکنده کننده و چشمه

روش تصحیح پراکندگی سه پنجره ای انرژی TEW

شمارش کل (C_t) از جمع فتون های اولیه (C_p) و فتون های پراکنده شده (C_s) بدست می آید، در نتیجه خواهیم داشت،

$$C_p = C_t - C_s \quad (1)$$

فتون های پراکنده، C_s ، از فتون های موجود در زیر پنجره به مرکز پایبندترین مرز پنجره اصلی (C_{left}) و مقدار فتون های موجود در زیر پنجره به مرکز بالاترین مرز پنجره فوتوپیک (C_{right}) برابر است با،



بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

$$C_s = [(C_{left} / W_{left}) + (C_{right} / W_{right})] \cdot [W_m / 2] \quad (۲)$$

مقدار W_m پهنای پنجره اصلی به مرکز فوتوپیک، W_{left} و W_{right} به ترتیب پهنای زیر پنجره‌ها به مرکز پایین‌ترین و بالاترین سطح انرژی پنجره انرژی اصلی می‌باشند.

روش تصحیح پراکندگی ETEW

در این روش مقدار پراکندگی برابر است با،

$$C_s = (C_{left} / W_{left} - C_{right} / W_{right}) (W_1 + W_2) W_m / 2W + (C_{right} / W_{right}) W_m \quad (۳)$$

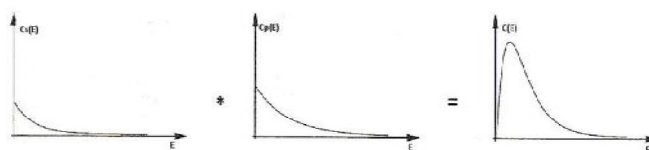
پنجره W_m پهنای پنجره اصلی به مرکز قله اصلی، W_{left} و W_{right} به ترتیب پهنای زیر پنجره پایینی و بالایی، W فاصله بین مرکز زیر پنجره بالایی تا مرکز زیر پنجره پایینی، W_1 فاصله بین مرکز زیر پنجره بالایی و پایین‌ترین مرکز پنجره اصلی، W_2 فاصله بین مرکز زیر پنجره بالایی و بالاترین مرکز پنجره اصلی می‌باشد.

روش کانوال دو تابع فتون‌های اصلی و پراکندگی (CSPF) Convolve Scatter function and Photopeak function

هدف از این پژوهش، محاسبه عمق ارگان مستقل از ضریب تضعیف خطی می‌باشد. در واکنش پرتو با ماده، انرژی به تدریج کاهش می‌یابد و نتیجه نهایی واکنش پرتو با ماده همان طیف انرژی پرتو است. بنابراین کانوال دو تابع فتون‌های پراکنده و اصلی طبق شکل ۲ طیف انرژی را نشان می‌دهد. طیف انرژی از دوربین از کانوال تابع فتون‌های پراکندگی ($C_s(E)$) و تابع فتون‌های اصلی ($C_p(E)$) طبق رابطه ۴ حاصل می‌شود.

$$C(E) = C_s(E) \otimes C_p(E) = \varphi e^{-\alpha E} \otimes \omega e^{-\beta E} = \frac{\varphi \omega}{\beta - \alpha} (e^{-\alpha E} - e^{-\beta E}) \quad (۴)$$

از نقطه ماکزیمم طیف (C_m, E_{Cm}) و نقاط $2/3$ و $1/3$ ماکزیمم طیف ($2/3 C_m, E_{2/3 C_m}$) و شرط φ لبه کامپتون در هر عمق از فانتوم، میتوان مجهولات α ، β و ω را به وسیله حل معادلات فوق بدست آورد.



شکل ۲. کانوال دو تابع نمایی



بیست و یکمین کنفرانس هسته‌ای ایران

۷ و ۸ اسفندماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

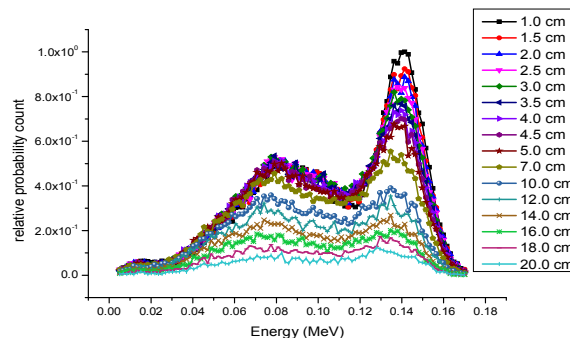
با استفاده از روش های TEW و ETEW شمارش فتون های پراکنده و اصلی در عمق مختلف از فانتوم محاسبه شد. فتون های پراکنده و اصلی طبق روابط ۵ و ۶ برابر انتگرال توابع نمایی $C_p(E)$ و $C_s(E)$ قرار داده شد و پهنای پنجره حول فوتوپیک، ΔE_{CS} و ΔE_{CP} ، برای هر عمق از فانتوم با استفاده از نرم افزار MATABL محاسبه شد.

$$C_{scat} = \int C_S(E)dE = \int_{140-0.5\Delta E_{CS}}^{140+0.5\Delta E_{CS}} \varphi e^{-\alpha E} dE \quad (5)$$

$$C_{prim} = \int C_p(E)dE = \int_{140-0.5\Delta E_{CP}}^{140+0.5\Delta E_{CP}} \omega e^{-\beta E} dE \quad (6)$$

نتایج

در ابتدا پاسخ دورین با استفاده از کد MCNP در عمق های مختلف از فانتوم طبق شکل ۳ محاسبه شد.



شکل ۳. طیف انرژی تکنسیم در عمق های مختلف از فانتوم با استفاده از شبیه سازی با کد MCNP

از نقطه ماکزیمم طیف (C_m, E_{Cm}) و نقاط $2/3$ ماکزیمم طیف $(2/3C_m, E_{2/3Cm})$ و شرط φ لبه کامپتون در هر عمق از فانتوم و رابطه ۴ مجهولات α ، β و ω محاسبه شد. جدول ۱ نتایج در هر عمق را نشان می دهد.

جدول ۱. پارمترهای محاسباتی از طیف در عمق های مختلف با استفاده از شبیه سازی

Depth (cm)	$C_m(10^{-7})$	$(2/3) \times C_m(10^{-7})$	$E_{Cm}(KeV)$	$E_{(Right)(2/3)Cm}(KeV)$	$E_{(Left)(2/3)Cm}(KeV)$	$\varphi^*(10^{-3})$	ω	α	β
1	12.612818	8.408545	140.9361	149.9311	129.7891	5.839333	0.00583231490552	19.338888393362510	19.338888393363831
3	10.352648	6.901766	137.0196	149.5868	127.7666	5.014925	0.00413652351014	12.56920972534672	12.56920972537970
5	8.5513608	5.700907	136.2879	148.3818	123.2042	4.640035	0.00285673440931	9.599383379586450	9.599383379586450
7	7.0223881	4.681592	135.6955	147.9945	123.3764	4.298507	0.00210957972823	7.751374436559055	7.751374436552078
10	4.9187884	3.279193	135.0828	147.6071	117.9535	3.166374	0.00124737823486	0.476223991839551	0.476223991800722
12	4.3819140	2.921276	135.0297	147.2628	122.0422	2.604916	0.00115658300141	-1.900666073739131	-1.900666073739990
14	3.3929610	2.261974	135.8145	147.0881	113.7155	2.173178	0.00087866983899	-5.885120598732096	-5.885120598455361
16	2.5261194	1.691103	135.212	147.0058	112.0572	1.704400	0.00060942864337	-8.104415611085278	-8.104415610796412
18	2.1764706	1.450980	129.7461	144.2070	107.351	1.267047	0.00051274102256	-8.425435973039573	-8.425435971381583
20	1.5798946	1.053263	128.6271	143.9151	106.2167	1.204975	0.00040778763746	-8.736790519397641	-8.736790518344913

* $\varphi = C_{edge} \times 10^4$



بیست و یکمین کنفرانس هسته‌ای ایران

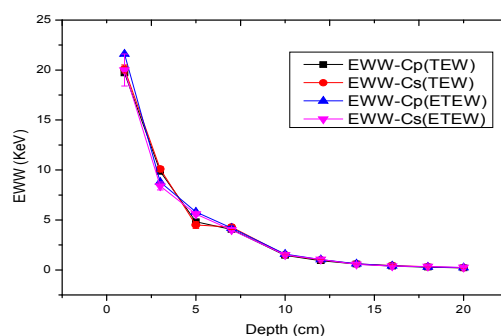
۷ و ۸ اسفندماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

در عمق‌های مختلف مشابه با شرایط گرفتن طیف شبیه‌سازی شده مقادیر C_p و C_s با استفاده از روابط ۲ و ۳ محاسبه شد. با استفاده از مقادیر فوق و روابط ۵ و ۶ پنجره‌های انرژی در هر عمق از چشمه در فانتوم محاسبه، و نتایج در جدول ۲ نشان داده شده است.

جدول ۲. فتون‌های پراکنده و اصلی و مقادیر EWW و خطای بین آنها

Depth (cm)	TEW method						ETEWE method					
	C_p	C_s	C	ΔI	ΔI	Relative error ($\Delta E_{CP}, \Delta E_{CS}$)	C_1	C	C	ΔI	ΔI	Relative error ($\Delta E_{CP}, \Delta E_{CS}$)
1	6.925396	9.398694	16.324100	19.714	20.114	1.99%	8.870679	7.453320	16.32400	21.600	20.000	8.00%
3	4.781002	8.722003	13.503010	9.852	10.098	2.44%	6.306530	7.196470	13.503010	8.800	8.400	4.50%
5	3.824005	7.003999	10.82800	5.234	5.800	9.75%	4.352830	6.776170	11.129000	5.800	5.600	3.45%
7	2.888701	6.225397	9.114098	4.052	4.286	5.46%	3.206140	5.907860	9.113997	4.200	4.000	5.00%
10	1.706300	4.596704	6.303004	1.462	1.518	3.69%	1.847510	4.455490	6.303004	1.583	1.504	5.26%
12	1.213000	3.835999	5.048999	0.924	1.008	8.34%	1.579250	3.585750	5.164999	1.046	1.055	0.81%
14	0.919701	3.005395	3.925096	0.559	0.606	7.75%	1.131600	2.777840	3.909440	0.565	0.561	0.71%
16	0.754297	2.384705	3.139002	0.398	0.449	11.35%	0.804211	2.040790	2.845001	0.424	0.385	9.19%
18	0.585696	1.801300	2.386995	0.389	0.351	9.77%	0.501870	1.444130	1.946000	0.301	0.350	14.00%
20	0.344994	1.241997	1.586991	0.283	0.249	12.01%	0.311840	1.008160	1.320000	0.225	0.246	9.34%

متوسط خطای بین پهنای پنجره‌های انرژی ΔE_{CP} و ΔE_{CS} محاسبه شده از فتون‌های پراکنده و اصلی طبق TEW و ETEWE در همه عمق‌های فانتوم به ترتیب ۷/۲۵٪ و ۶/۰۳٪ می‌باشد، که در تطابق خوبی با هم هستند. پهنای پنجره انرژی با افزایش عمق فانتوم در روش CSPF طبق شکل ۴ کاهش می‌یابد.



شکل ۴. پهنای پنجره‌های انرژی ΔE_{CP} و ΔE_{CS} (EWW) محاسبه شده از فتون‌های پراکنده و اصلی بر طبق TEW و ETEWE با برازش منحنی‌های فوق با توابع نمایی، معادلات پهنای پنجره‌های انرژی (EWW) Energy Window Width بر حسب عمق فانتوم به صورت روابط ۷ و ۸ می‌باشد.

$$EWW (TEW) = 18.610 e^{-0.229d} \quad (7)$$

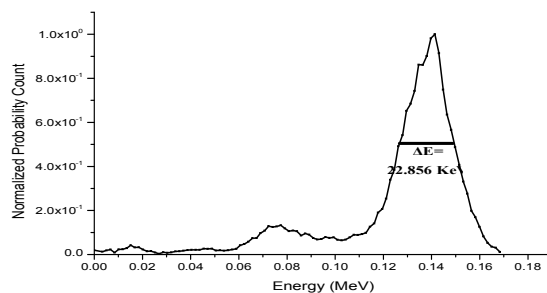
$$EWW (ETEWE) = 20.299 e^{-0.239d} \quad (8)$$



بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

طیف انرژی تکنسیوم بدون فانتوم، مطابق شکل ۵ شبیه سازی شد. مطابق طیف و مقدار قدرت تفکیک پذیری انرژی، مقدار پهنای پنجره انرژی در عمق صفر از روابط ۷ و ۸ از صحت خوبی برخوردار است.



شکل ۵. طیف انرژی شبیه سازی شده بدون حضور فانتوم

بحث و نتیجه گیری

چون پس از تزریق رادیودارو در بیمار سرطانی، رادیو دارو در ارگان سرطانی تجمع پیدا می کند، در این پژوهش تکنسیوم در اعماق مختلف فانتوم قرار گرفت که به نوعی محل تجمع رادیودارو و یا ارگان سرطانی را نشان می دهد. با طیف گرفته شده از رادیوداروی تزریقی در بدن بیمار با استفاده از دوربین گاما، میتوان شمارش اصلی و پراکنده را از روش TEW یا ETEW محاسبه و برابر مساحت های به دست آمده از روش CSPF قرار داده و حدود انتگرال گیری محاسبه شود. سپس با استفاده از معادله $\Delta E = 18.610e^{-0.229d}$ یا $\Delta E = 20.299e^{-0.239d}$ طبق ETEW عمق ارگان سرطانی در بدن بیمار بدست آید.

مراجع

- [1]. F. Koral, A. R. Johnston. Estimation of Organ Spectral Comparison Depth by Gamma Ray, PHYS. MED. BIOL., 22(5):988-993, 1977.
- [2]. F. Koral, A. R. Johnston. Effect of noise, order and range in fitting the photopeak region of local, Anger-camera energy spectra, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, A299: 548-553, 1990.
- [3]. N. Josip, S. Vijay, J. Bland, and R. Kloiberi, Double peak attenuation method for estimating organ location, Phys. Med. Biol., 32(11): 1407-1416, 1987.



بیست و یکمین کنفرانس هسته‌ای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

[4]. A. Almen and M. Nilsson, Simple methods for the estimation of dose distributions, organ doses and energy imparted in pediatric radiology, Phys. Med. Biol, 41:1093–1105, 1996.

[5] Ogawa K, Harata Y, Ichihara T, A Practical Method for Position-Dependent Compton-Scatter Correction in Single Photon Emission CT, Nuclear Science, IEEE Transactions, 10(3):408-12, 1991.

[6] Jung-Kyun Bong, Hye-Kyung Son, Jong Doo Lee, Improved Scatter Correction for SPECT Images: A Monte Carlo Study, IEEE Transactions on Nuclear Science, Nuclear Science, IEEE Transactions, 52(5): 1263 –70, 2005.