بررسی تاثیر محل تجمع اکتیویته در بیماران درمان شده با رادیوداروی ید-۱۳۱ بر اکسپوژر محاسبه شده در فواصل مختلف از بیمار با استفاده از فانتوم NCAT

مهین کوخازاده*[۱]، حسین رجبی[۱]، سمیرا رسانه[۲]، محمدعلی عسکری[۱]، پریسا طاهری[۱]

۱) گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

۲) موسسه تحقیقات فناوری و علوم هسته ای، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۹٤/۸/۲۷ تاریخ پذیرش: ۹۵/۸/۲۹

چکیده

مقدمه: یکی از معمول ترین موارد استفاده از ایزوتوپ های پزشکی، درمان سرطان و پرکاری تیروئید با استفاده از ید-۱۳۱ است. ید-۱۳۱ در سلول های سرطانی تجمع کرده و واپاشی می‌کند. بدیهی است که در این روش درمانی، توزیع مکانی و زمانی ماده رادیو اکتیو در بدن به صورت محسوسی می تواند متفاوت باشد. هدف از این مطالعه بررسی تاثیر بالقوه نحوه توزیع ید رادیو اکتیو در بدن بر میزان اکسپوژر محاسبه شده در فواصل مختلف از بدن بیمار می باشد.

مواد و روش ها: این بررسی با استفاده از فانتوم های NCAT بالغ، شبیه سازی مونت کارلو و کد گیت انجام گرفته است. با اعمال اکتیویته یکسان در اندام های مورد مطالعه فانتوم، جهت اندازه گیری طیف انرژی و محاسبه اکسپوژر ناشی از اکتیویته مذبور در فاصله یک، دو و سه متری از فانتوم، از شبیه سازی کد گیت استفاده گردید. بعد از استخراج مقادیر اکسپوژر و نمودارهای شدت انرژی برای پنج اندام مذکور، با استفاده از آزمون کولموگراف اسمیرنوف(KS)، تیروئید را مبنا قرار داده و اختلاف طیف چهار عضو دیگر با آن محاسبه و مورد بررسی قرار گرفت.

یافته های پژوهش: نتایج شبیه سازی نشان داد که اکسپوژر ناشی از اکتیویته موجود در پنج اندام مذکور در فاصله یک متر به میزان قابل ملاحظه ای با یکدیگر متفاوت است در حالی که با افزایش فاصله به دو و سه متر، تفاوت اکسپوژر بسیار کاهش می یابد. به عبارت دیگر، با افزایش فاصله، تاثیر محل تجمع ید رادیواکتیو بر اکسپوژر رسیده به فانتوم ناظر به شدت کاهش می یابد.

بحث و نتیجه گیری: با توجه به نتایج شبیه سازی، برای بیمارانی که بعد از ترخیص از فواصل نزدیک با دیگران ارتباط خواهند داشت یا باید معیار اکسپوژر حد ترخیص به ازای هر کدام از پنج اندام بررسی شده به صورت مجزا تعیین شود و یا این که در صورت استفاده از یک معیار کلی واحد، دستورالعمل هایی برای رعایت توسط افرادی که بعد از ترخیص از فاصله نزدیک با بیمار در ارتباط هستند، ارائه شود.

واژه های کیدی: سرطان تیروئید، پرکاری تیروئید، ید-۱۳۱، اکسپوژر، فانتوم NCAT، شبیه سازی مونت کارلو، کد GATE

*نویسنده مسئول: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

Email:m.kokhazadeh@modares.ac.ir

Copyright © 2017 Journal of Ilam University of Medical Science. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution international 4.0 International License (https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) which permits copy and redistribute the material, in any medium or format, provided the original work is properly cited.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-12]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.6.54]

مقدمه

پزشکی هسته ای از نظر علمی و بالینی شامل القای ردیابی با ترکیبات نشاندار شده توسط یک هسته پرتوزا است که برای اطلاعات تشخیصی بسیاری از بیماری ها و درمان آن ها مورد استفاده قرار می گیرد. پزشکی هسته ای درمانی اخیرا پیشرفت عمده ای در درمان بیماری از طریق ایزوتوپ ها داشته است. در این درمان، ایزوتوپ های پزشکی مورد استفاده قرار می گیرند و از آن برای مقابله با بسیاری از انواع سرطان استفاده می شود. ید رادیو اکتیو مدت طولانی است جهت اهداف پزشکی استفاده می شود. ید-۱۳۱ رادیونوکلئیدی است که به دلیل خواص فیزیکی(نشر ذرات بتا با برد ۰/۸ میلی متر، انرژی میانگین ۱۹۲ کیلوالکترون ولت، نیمه عمر فیزیکی تقریباً ۸ روز، نیمه عمر موثر ۷/۶ روز و نشر گاما) به طور گسترده برای درمان انواع اختلالات تیروئید مانند پرکاری تیروئید و سرطان های مختلف تیروئید استفاده می شود(۱).

ید-۱۳۱ در سلول های سرطانی تجمع کرده و هم زمان دو ذره گاما و بتا واپاشی می کند که ذره بتا در درمان پرکاری و سرطان تیروئید مورد استفاده قرار می گیرد و تابش اشعه گامای بالا نیز در میزان دوز تمام بدن اطرافیان از جمله پرسنلی که در معرض تابش قرار دارند موثر است. حفظ سلامت اطرافیان بیمار و افرادی که پس از درمان بیمار در تماس با او هستند از اهمیت به سزایی برخوردار است. بنا بر این برای حفاظت این افراد باید مدت زمان مناسب جدا بودن بیمار(قرنطینه) از این مجموعه به طرز صحیحی تخمین زده شود. بستری کردن بیمار در بیمارستان بیش از زمان لازم به خاطر دوری از خانواده(از لحاظ روحی) برای بیمار توصیه نمی شود و از طرفی نیز مستلزم صرف هزینه بیشتر است. از طرف دیگر ترخیص زودهنگام(به ظاهر به موقع) ایمنی اطرافیان و عوامل مرتبط با بیمار را به خطر می اندازد زیرا عرق، بزاق دهان، اشک، ادرار و مدفوع بیمار و حتی کل بدن بیمار حاوی مواد پرتوزا می باشد(بدن مانند چشمه گاما عمل می‌کند). با این اوصاف تشخیص ملاک هایی که زمان مناسب ترخیص بیمار را مشخص می کنند از اهمیت بالایی برخوردار است(۲). در بسیاری از مراجع، شرط ترخیص بیماران را رسیدن میزان اکتیویته در بدن به پایین تر از ۳۰mCi ذکر کرده‌اند(۳). بر فرض پذیرش این ملاک جهت ترخیص، مسئله اساسی در این زمینه نحوه اندازه گیری اکتیویته در بدن است. در اکثر موارد، میزان اکسپوژر تابشی از بیمار بعد از تجویز ید رادیواکتیو(در یک فاصله معین از بیمار) اندازه گیری شده و میزان اکسپوژر معادل برای ۳۰ میلی کوری اکتیویته در بدن محاسبه و به عنوان حد ترخیص در نظر گرفته می شود. با تکرار روزانه اندازه گیری، هر زمان اکسپوژر به حد محاسبه شده رسید اجازه ترخیص بیمار داده می - شود(۴). یکی از مسائلی که در این زمینه کمتر مورد توجه قرار گرفته، نحوه توزیع ماده رادیواکتیو در بدن بیمار و تاثیر آن در کمیت و کیفیت پرتو تابشی از بدن است. عموماً فرض بر این است که به علت بالا بودن انرژی فوتون های تابشی از ید، ضریب جذب بافت های بدن در مقابل این فوتون ها ناچیز است، لذا تاثیر نحوه توزیع ماده رادیواکتیو در بدن در کیفیت و کمیت پرتو تابشی از بدن کم اثر و قابل صرف نظر است اما تجربه خاصی در رد یا اثبات این ادعا گزارش نشده است.

نکته قابل توجه در این رابطه روش تجویز ماده رادیواکتیو است. روش متداول تجویز از راه دهان و بلع محلول ید در آب است. ید رادیواکتیو از طریق مری وارد معده و به تدریج وارد روده ها شده و از طریق جذب در خون به غده تیروئید می رسد و در نهایت از طریق مثانه دفع می گردد(۵). در برخی از موارد نیز ید از طریق تزریق داخل وریدی تجویز می شود. در این حالت ید به سرعت در دسترس غده تیروئید قرار می گیرد و از طریق خون نیز وارد ادرار می شود. بنا بر این بخش ها در حین درمان، دوز بالایی دریافت می کنند. علاوه بر این، بدیهی است که در این دو روش درمانی، توزیع مکانی و زمانی ماده رادیواکتیو در بدن به صورت محسوسی می تواند متفاوت باشند(۶). به علاوه، حالت فیزیولوژیک/پاتولوژیک بیمار نـیز در چگونگی این توزیع ها موثر است.

هدف از این مطالعه بررسی تاثیر بالقوه نحوه توزیع ید رادیواکتیو در بدن بیماران مرد در کیفیت و کمیت پرتو تابشی از بدن بیمار و اکسپوژر ناشی از آن در

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-12]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.6.54]

فواصل مختلف جهت تشخیص ترخیص به موقع و ایمنی تابش افرادی است که پس از ترخیص بیمار با او در تماس هستند. بدیهی است که امکان چنین تحقیقی بر روی انسان به هیچ وجه مقدور نمی باشد و تنها امکان موجود، استفاده از فانتوم های انسان نما و شبیه سازی مونت کارلو است.

مواد و روش ها

در این مقاله از فانتوم دیجیتالی NCAT استفاده شد. این فانتوم که با استفاده از تصاویر سی تی اسکن انسان تهیه شده با روش های ریاضی قادر به تولید نقشه آناتومیک بدن به هر رزولوشن دلخواه است(۷). فانتوم مورد نظر به شکل یک ماتریس سه بعدی در ابعاد ۲۰۲×۱۲۸×۱۲۸ وکسل با رزولوشن ۴×۴×۴ میلی متر و با عمق پیکسل ۸ بیت است. در این شبیه سازی فانتوم مرد با اندازه قد ۱۷۰ سانتی متر(وزن ۶۰ کیلوگرم) و با رزولوشن ۴ میلی متر تولید شد. پنج اندام مختلف بدن شامل معده، روده کوچک، مثانه، خون و غده تیروئید که در درمان با ید رادیواکتیو محل تجمع بیشترین اکتیویته می باشند، مشخص شدند. در این فانتوم اکتیویته ای معادل ۲۰۰ میلیون استحاله در اندام های مورد مطالعه(معده، روده کوچک، مثانه، خون و غده تیروئید) در نظر گرفته شد. رادیونوکلئید مورد استفاده در این شبیه سازی ید-۱۳۱ می باشد که در فرآیند واپاشی هم زمان دو ذره بتا و گاما را گسیل می-کند.

عموماً بعد از واپاشی بتا هسته دختر می تواند برای مدت زمان طولانی در حالت برانگیخته(شبه پایدار) قرار بگیرد. هسته دختر برانگیخته انرژی خود را در گذار ایزومریک و با گسیل پرتو گاما یا الکترون تبدیل داخلی(ce) آزاد می کند. فرآیند تبدیل داخلی منجر به ایجاد حفره در مدارها می شود. الکترون های لایه های خارجی تر اتم این حفره ها را پر می کنند و به دنبال آن پرتو X اختصاصی یا الکترون اوژه گسیل می شود. در این جا الکترون های تبدیل داخلی، الکترون های اوژه، پرتوهای گاما و پرتوهای X اختصاصی گسیل شده توسط رادیونوکلئید در نظر گرفته شده است(۸). اطلاعات مربوط به انرژی و احتمال گسیل پرتوهای فوتونی و ذره ای از داده های MIRD به دست آمده است. منبع اطلاعاتی در مورد تابش های مختلف ماده رادیوایزوتوپ بانک اطلاعاتی MIRD بوده است.

انرژی میانگین طیف های بتا از مقادیر Nuclear Data Sheets به دست آمده اند(۹). اطلاعات مربوط به گذارهای بتای مجاز و گذارهای ممنوع رادیونوکلئید و تغییرات اسپین و پاریته هسته در این گذارها نیز برگرفته شده از داده های MIRD و جدول Nuclear Data Sheets می باشد(۱۰). برای رادیوایزوتوپ ید-۱۳۱ که چندین واپاشی بتا دارد، طیف بتای مربوط به هر شاخه به صورت جداگانه محاسبه شده است. سپس طیف ترکیبی بتا، با جمع این مولفه های طیف و با توجه به احتمال وقوع هر یک از آن ها محاسبه شده است. این طیف ها به عنوان داده های ورودی در شبیه سازی به کار رفته اند. با توجه به جداول مربوط به اطلاعات واپاشی برای هر رادیو ایزوتوپ، طیف کامل واپاشی برای ید-۱۳۱ در نظر گرفته شد. در هر شبیه سازی برای فوتون جذب فوتوالکتریک، پراکندگی کمپتون و پراکندگی رایلی در نظر گرفته شده اند. برای برخورد الکترون ها، یونیزاسیون پراکندگی چندگانه و تابش ترمزی در نظر گرفته شد. در برخورد ثانویه تولید پرتو X و الکترون اوژه در نظر گرفته شد. حد قطع برای فوتون ها ۱keV و برای الکترون ۱۰۰ میکرون در نظر گرفته شد.

کد گیت برای شبیه سازی جهت محاسبه کمیت و کیفیت انرژی ناشی از اکتیویته در اندام های مختلف بدن(پنج اندام) در فاصله یک، دو و سه متری از بدن استفاده شد. در این مرحله از تحقیق با توجه به در دسترس بودن داده های مربوط به فانتوم NCAT و معادلات ریاضی مربوط به تک تک اندام های بدن در ابتدا فانتوم NCAT به صورت دیجیتالی ساخته شد. این فانتوم را به فرمت مناسب برای استفاده در کد گیت تبدیل شد و شبیه سازی برای محاسبه طیف انرژی ناشی از اکتیویته اندام ها انجام پذیرفت.

خروجی کد به صورتی تعریف شد که طیف انرژی پرتوهای تابشی از بدن در هر یک از پنج حالت در فاصله یک، دو و سه متری از بدن مشخص گردید. با انتگرال گیری از طیف انرژی، کل انرژی ساطع شده در هر حالت محاسبه شد.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-12]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.6.54]

فوتون ها در ابتدا با یک جزء مشخص هوا برخورد کرده و در نتیجه الکترون(توسط پدیده فوتوالکتریک و کمپتون) به وجود می آید. سپس کلیه این ذرات باردار ثانویه در هوا حرکت کرده و یون های تولید شده از یک نوع اندازه گیری می شوند. تعداد جفت یون ها در واحد جرم برابر $\frac{\Psi_{\left(\mu_{en}/\rho\right)_{air}}}{W_{air}}$ است و اکسپوژر نیز با تعداد جفت یون ها در واحد جرم ضرب در بار الکتریکی الکترون(e) برابر است(۱۱). در ادامه، در پنج اندام فوق و در فاصله یک، دو و سه متری از فانتوم طیف انرژی به دست آمد. با استفاده از طیف انرژی و فرمول زیر اکسپوژر برای پنج حالت محاسبه شد.

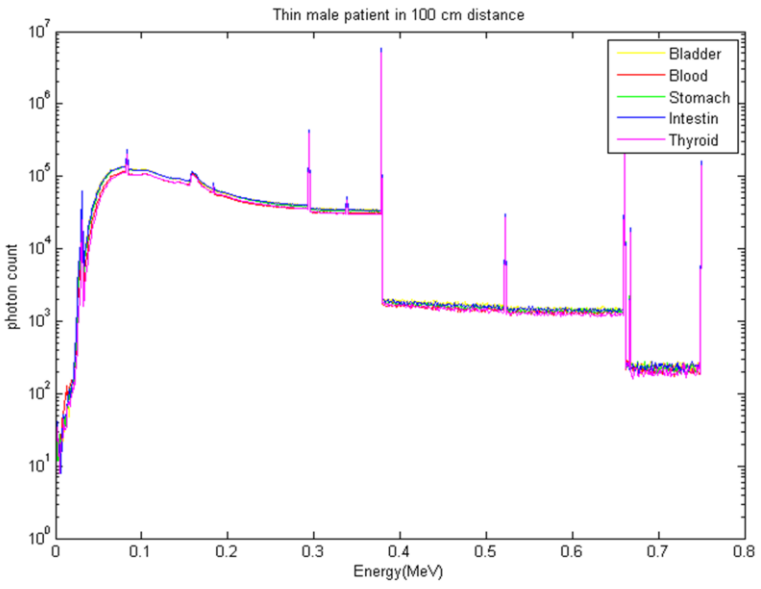
رابطه ۱

$$X = \frac{\Psi_{\left(\mu_{en}/\rho\right)_{air}}}{W_{air}} e$$

در رابطه فوق Ψ شار انرژی پرتو تابشی، W_{air} میانگین انرژی لازم برای تولید یک جفت‌یون در هوا، μ_{en}/ρ ضریب جذب جرمی انرژی، e بار الکتریکی الکترون، $\Psi_{\left(\mu_{en}/\rho\right)_{air}}$ انرژی پرتو تابشی که به صورت ذرات باردار در واحد جرم هوا آزاد شده و نهایتاً به وسیله هوا جذب می شود(۱۱).

یافته های پژوهش

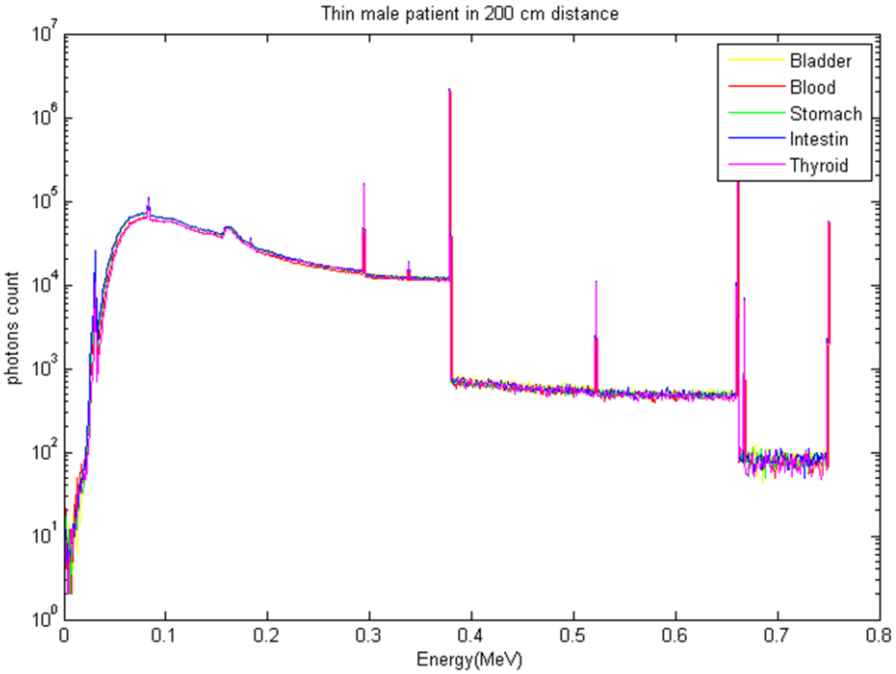
شدت انرژی در فاصله یک، دو و سه متری از محور مرکزی عبوری از مرکز ثقل بدن بیمار به ازای مقادیر یکسان اکتیویته(معادل دویست مگابکرل) چشمه رادیواکتیو موجود در هر کدام از اندام های فوق، برای فانتوم مرد لاغر در نمودارهای شماره ۱، ۲ و ۳ نشان داده شده است. با توجه به نمایی بودن مقادیر شدت انرژی اندازه گیری شده، در این نمودارها واحد شدت انرژی(محور عمودی) به صورت لگاریتمی در نظر گرفته شده است. در هر کدام از این سه نمودار، نقاط پیک انرژی و دره کامپتون مربوط به تمام اندام های پنجگانه، در نواحی یکسانی از اکتیویته چشمه اتفاق افتاده اند و این نشان می دهد که طیف انرژی تمام آن ها از یک جنس(گاما) است. البته با وجود این تشابه، شدت انرژی(تعداد فوتون) این اندام ها از لحاظ آماری متفاوت است که این مسئله در ادامه مورد بررسی قرار گفته است.



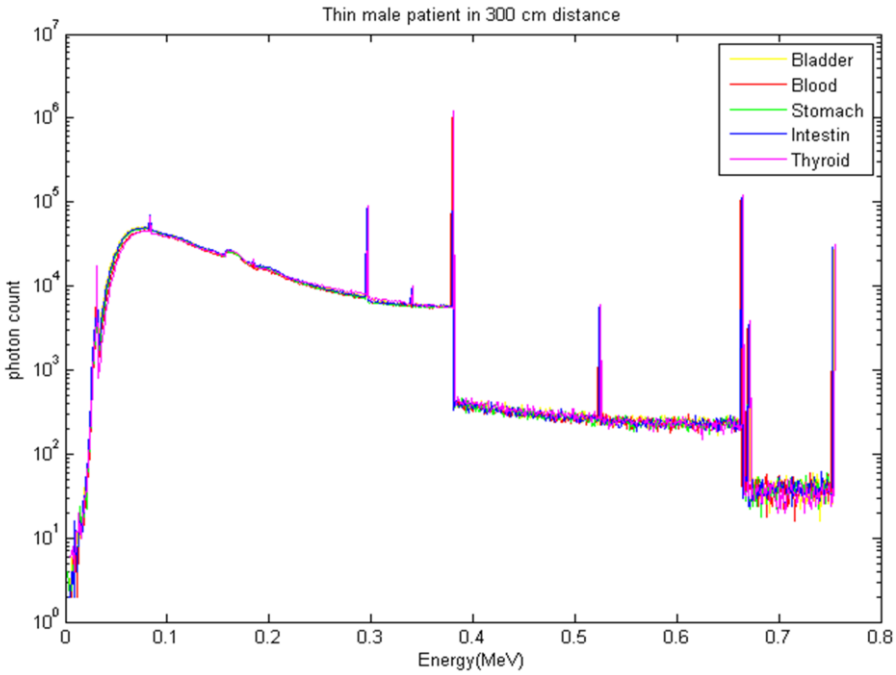
نمودار شماره ۱. طیف انرژی فوتون های تابشی از فانتوم مرد لاغر در فاصله یک متری به ازای چشمه اکتیویته موجود در پنج اندام مختلف

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-12]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.6.54]



نمودار شماره ۲. طیف انرژی فوتون های تابشی از فانتوم مرد لاغر در فاصله دو متری به ازای چشمه اکتیویته موجود در پنج اندام مختلف



نمودار شماره ۳. طیف انرژی فوتون های تابشی از فانتوم مرد لاغر در فاصله سه متری به ازای چشمه اکتیویته موجود در پنج اندام مختلف

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-12]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.6.54]

جدول شماره ۱. آزمون کولموگراف اسمیرنوف (KS) در فاصله یک متری از فانتوم بیمار

اندام	H	P
معده	۱	<۰/۰۵
روده	۱	<۰/۰۵
خون	۱	<۰/۰۵
مثانه	۱	<۰/۰۵

جدول شماره ۲. آزمون کولموگراف اسمیرنوف(KS) در فاصله دو متری از فانتوم بیمار

اندام	H	P
معده	۰	>۰/۰۵
روده	۰	>۰/۰۵
خون	۰	>۰/۰۵
مثانه	۱	<۰/۰۵

جدول شماره ۳. آزمون کولموگراف اسمیرنوف(KS) در فاصله سه متری از فانتوم بیمار

اندام	H	P
معده	۰	>۰/۰۵
روده	۰	>۰/۰۵
خون	۰	>۰/۰۵
مثانه	۰	>۰/۰۵

جدول شماره ٤. مقادیر اکسپوژر اندازه گیری شده برای هر اندام در فواصل یک، دو و سه متری برحسب کولن بر کیلوگرم

	۱ متر	۲ متر	۳ متر
معده	$۲۶/۲\times۱۰^{-۸}$	$۱۰/۳\times۱۰^{-۸}$	$۵/۶\times۱۰^{-۸}$
روده	$۲۷/۸\times۱۰^{-۸}$	۱۱×۱۰^{-۸}	$۵/۹\times۱۰^{-۸}$
خون	$۲۴/۶\times۱۰^{-۸}$	۱۰×۱۰^{-۸}	$۵/۵\times۱۰^{-۸}$
مثانه	$۲۶/۲\times۱۰^{-۸}$	$۱۰/۴\times۱۰^{-۸}$	$۵/۶\times۱۰^{-۸}$
تیروئید	۲۶×۱۰^{-۸}	$۱۰/۷\times۱۰^{-۸}$	$۵/۹\times۱۰^{-۸}$

با استفاده از آزمون کولموگراف اسمیرنوف(KS)، تیروئید را مبنا قرار داده و اختلاف طیف انرژی چهار عضو دیگر معده، روده، خون و مثانه با آن مورد بررسی قرار گرفت که نتایج آن در جداول شماره ۱، ۲ و ۳ نشان داده شده است. در این جداول مقدار H=1 یعنی فرضیه صفر رد شده و اختلاف معنی دار است و مقدار H=0 یعنی فرضیه صفر تایید شده و اختلاف ناچیز و قابل صرف نظر کردن است.

هم چنین، با استفاده از رابطه ۱، برای فواصل یک، دو و سه متری از محور مرکزی بدن فانتوم بیمار، میزان اکسپوژر در سطح فانتوم ناظر اندازه گیری شد که نتایج آن بر حسب کولن بر کیلوگرم در جدول شماره ۴ گزارش شده است. این محاسبات با در نظر گرفتن مقادیر $W_{air}=33.8ev$ ،$e=1.6\times10^{-19}C$ و $\mu_{en}/\rho=1.3\times10^{2}\,cm^{2}/gr$ انجام گردید. هم چنین، Ψ انتگرال طیف انرژی نسبت به مساحت فانتوم ناظر است که در آن ابعاد فانتوم ناظر برابر با ۱۹۲×۴۹۸ پیکسل و عرض هر پیکسل نیز ۴ میلی متر در نظر گرفته شده است(۱۲).

بحث و نتیجه گیری

با توجه به آزمایش هایی که بر روی موش با تزریق اکتیویته انجام شده است(۱۳)، میزان اکتیویته تجمعی در اندام های مختلف با گذر زمان اندازه گیری شده است و نتایج حاکی از آن است که بالاترین میزان اکتیویته تجمعی در پنج اندام معده، روده، خون، مثانه و

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-12]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.6.54]

تیروئید وجود دارد. آزمایش انجام شده بر روی یک انسان بیمار در مرجع(۱۴) نیز موید این مطلب است. بنا بر این در این تحقیق، شبیه سازی ها بر روی پنج اندام ذکر شده انجام گرفت و نتایج بررسی گردید. از طرف دیگر، در هر اندام ناهمگنی بافتی وجود دارد که این ناهمگنی با فانتوم قابل توصیف و شبیه سازی نیست. اما با توجه به این که انجام آزمایش های مرتبط با اکتیویته با توجه به مخاطرات آن بر روی انسان واقعی امکان پذیر نیست، در این تحقیق انجام شبیه سازی بر روی فانتوم به عنوان یک راه مناسب و در عین حال بی خطر انتخاب گردید. محدودیت دیگری که در این تحقیق وجود دارد، این است که ضریب جذب جرمی انرژی در این مقاله ثابت در نظر گرفته شده است در حالی‌که این پارامتر در حالت کلی متغیر است(۱۲)، اما با توجه به نمودار موجود در مرجع(۱۲)، در محدوده طیف مورد بررسی این تحقیق ضریب جرمی انرژی تقریباً ثابت است. با توجه به آزمون کولموگراف اسمیرنوف انجام گرفته در فاصله یک متری از بدن بیمار(جدول شماره ۱) با توجه به این که P هیچ یک از اندام ها بیش از ۰/۰۵ نشده است، فرضیه صفر رد شده(اختلاف معنی دار است) و طیف انرژی تابشی این اندام ها به میزان چشمگیری با یکدیگر متفاوت است. از طرفی با توجه به مقادیر به دست آمده برای اکسپوژر در هر کدام از حالات(جدول شماره ۴)، می توان نتیجه گرفت که محل تجمع ماده رادیواکتیو در اندام های بدن بیمار به صورت معنی داری در کمیت، کیفیت و توزیع فضائی پرتو تابشی از بدن بیمار و در نتیجه در میزان اکسپوژر رسیده به فانتوم ناظر موثر است. از طرف دیگر با توجه به نتایج آزمون کولموگراف اسمیرنوف در جداول شماره ۲ و ۳، در فواصل دو و سه متری به ترتیب مقادیر P افزایش می یابد به گونه ای که در فاصله سه متری مقادیر P تمام اندام ها بیشتر از ۰/۰۵ است و در نتیجه، فرضیه صفر تایید شده و نمودارهای انرژی فوتون های تابشی در این فاصله بیشتر به هم شبیه است و مقادیر اکسپوژر نیز در این فاصله تفاوت چندانی ندارد(جدول شماره ۴). در نهایت می توان نتیجه گرفت که با افزایش فاصله، تاثیر محل تجمع ید رادیواکتیو بر اکسپوژر رسیده به فانتوم ناظر کاهش می یابد. نتایجی که در این تحقیق برای حالت فاصله کم(یک متر و کمتر) به دست آمده و تحلیل شده اند، توسط نتایج مرجع(۱۵،۱۶) تایید می شوند، اما در مرجع(۱۵) فقط فواصل کم آن هم در حالتی که منبع تابش کل بدن بیمار است(در حالت کلی) بررسی شده است و در مرجع(۱۶) تمام شکم و اندام های شکمی به صورت یک منبع واحد فرض شده است، در حالی که در این تحقیق، هر کدام از اندام های پنجگانه به صورت یک منبع مجزا و مستقل بررسی شده است. علاوه بر این، در این تحقیق، بررسی فوق علاوه بر فواصل کم، برای فواصل طولانی تر(دو و سه متر) نیز به صورت جداگانه انجام شده است. با توجه به نتایج به دست آمده و تفاوت های مشاهده شده در سطح فانتوم ناظر، می توان نتیجه گرفت که برای فواصل نزدیک(یک متر و کمتر) محل تجمع اکتیویته در اندام های مختلف بدن بیمار به میزان قابل ملاحظه ای در اکسپوژر ناشی از فوتون های تابشی از بدن بیمار موثر است، در حالی که برای فواصل طولانی تر، محل تجمع اکتیویته تاثیر چندانی ندارد. بنا بر این، برای فواصل دور، ارائه یک معیار کلی اکسپوژر به عنوان حد ترخیص بیماران کفایت می کند، ولی برای بیمارانی که بعد از ترخیص از فواصل نزدیک با دیگران ارتباط خواهند داشت(مانند اعضای خانواده) یا باید معیار اکسپوژر ترخیص به ازای هر کدام از پنج اندام بررسی شده به صورت مجزا تعیین شود و یا این که در صورت استفاده از یک معیار واحد، دستورالعمل هایی برای رعایت توسط افرادی که بعد از ترخیص از فاصله نزدیک با بیمار در ارتباط هستند، ارائه شود.

سپاسگزاری

این تحقیق مستخرج از پایان نامه کارشناسی ارشد رشته فیزیک پزشکی دانشکده پزشکی دانشگاه تربیت مدرس می‌باشد. بدین وسیله از حمایت مالی حوزه محترم معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه تقدیر و تشکر می شود.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-12]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.6.54]

References

1. Earyjanet F, Winfried B. 1th ed. Nuclear medicine therapy. CRC Publication. 2007; P. 15-34.

2.Sisson JC, Freitas J, McDougall IR, Dauer LT, Hurley JR, Brierley JD, et al. Radiation safety in the treatment of patients with thyroid diseases by radioiodine I-13. Pract Rec Am Thyroid Ass 2011; 21: 335-346.

3.Yama N, Sakata KI, Hyodoh H, Tamakawa M, Hareyama M. A retrospective study on the transition of radiation dose rate and iodine distribution in patients with I-131-treated well-differentiated thyroid cancer to improve bed control shorten isolation periods. Annals Nucl Med2012; 26: 390-6.

4. Teunen D. The European Directive on health protection of individuals against the dangers of ionising radiation in relation to medical exposures (97/43/EURATOM). J Radiol Prot 1998; 18:133-7.

5. Berson SA. Pathways of iodine metabolism. Am J Med 1956; 20: 653-69.

6. Wyszomirska A. Iodine-131 for therapy of thyroid diseases: Physical and biological basis. Nucl Med Rev 2012; 15: 120-3.

7. Segars WP, Tsui BMW. Study of the efficacy of respiratory gating in myocardial SPECT using the new 4D NCAT phantom. IEEE Trans Nucl Sci 2002; 49: 675-9.

8. Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. Physics in nuclear medicine. 4th ed. Philadelphia Elsevier Saunders Publication. 1980; P.213.

9. Watanabe N, Kanegane H, Kinuya S. The radiotoxicity of 131I therapy of thyroid cancer: assessment by micronucleus assay of B lymphocytes. J Nucl Med 2004;45:608-11.

10. Haghighatafshar M, Rezaie P, Atefi M. Design of a novelshield of nuclear medicine with new alloy. Phys Sci Int J. 2015;7:28-32.

11. Hajizadeh Saffar M. Fundamentals of detection and dosimetry of ionization radiation. 2nd ed. Mashhad Uni Publication. 2014; P. 64-65.

12. Hubbell JH, Seltzer SM. Tables of x-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients from 1 keV to 20 MeV for elements Z = 1 to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest. Am J Med 2015;13:122-6.

13.Spetz J, Rudqvist N, Forssellaronsson E. Biodistribution and dosimetry of free ^{211}At, ^{125}I^{-}, and ^{131}I^{-} in rates. Cancer Biotherap Radiopharm 2013; 28: 657-64.

14. Changlai SP, Chang PJ, Chen CY. Biodistribution and dosimetry of ^{131}I in thyroidectomy patients using semi-quantitative γ-camera imaging. Cancer Biotherap Radiopharm 2008; 23: 759-65.

15. Han EY, Lee C, Mcguire L, Brown TLY, Bolch WE. Organ S values ans effective doses for family members exposed to adult patients following I-131 treatment a monte-carlo simulation study. Med Phys 2013; 40: 1-11.

16. Han EY, Lee C, Bolch W. TEDE per cumulated activity for family members exposed to adult patients treated with I-131. Rad Protec Dos2012; 153: 448-56.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-12]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.6.54]

Verification of Activity Accumulation Location Effect in Patients Treated with I-131 Radio Pharmacy on the Evaluated Exposure at Different Distances from Patient using NCAT Phantom

Kokhazadeh M[1], Rajabi H[1], Resaneh S[2], Askari M[1], Taheri P[1]*

(Received: November 18, 2015 Accepted: November 19, 2016)

Abstract

Introduction: One of the most common applications of medical isotopes is in treatment of cancer and hyperthyroidism using Iodine-131. The Iodine-131 cumulates in cancerous cells and acts as a source of radioactive emissions. Apparently, local and temporal distributions of the radioactive material are different in various organs. In this paper, the effect of radioactive Iodine distribution on the amount of exposure at different distances has been investigated.

Material & Methods: This analysis has been carried out using adult NCAT phantoms, Monte-Carlo simulation, and GATE code. By applying the same amount of activity on five different organs of the phantom, the quality and quantity of energy has been computed as well as the amount of emitted exposures at distances of one, two, and three meters. Then, by setting thyroid as the basis, the difference of exposure emitted from other four organs has been calculated and analyzed using KS test.

Findings: Simulation results had been showed that the amounts of exposure that emitted from aforementioned organs are significantly different at the distance of one meter whereas this difference diminishes significantly at distances of two and three meters. In other words, the effect of radioactive Iodine integration location on the emitted exposure is being trivial as the distance increases.

*Discussion & Conclusion*s: Distinct TEDE values must be defined for each of the aforementioned organs and confirmed before releasing patients who will be faced to the others at short distances. Otherwise, guidelines must be considered for the others who will be faced to the released patient.

Keywords: Thyroid cancer, Hyperthyroidism, Iodine-131, Exposure, NCAT phantom, Monte-carlo simulation, GATE code

1.Dept of Physical Physic, Faculty o Medical Sciences, Tarbiatmodares University, Tehran, Iran
2.Institute for Research in Technology and Nuclear Science, Tehean, Iran
** Corresponding author Email:m.kokhazadeh@modares.ac.ir*

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-12]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.6.54]