



طراحی و کالیبراسیون یک سامانه‌ی شمارنده‌ی کل بدن با هندسه‌ی صندلی

حسین پوربیگی^{۱*}، سعدی پورعلی^۲، مجتبی مستجاب‌الدعواتی^۲، سعید باقری^۲

۱. پژوهشکده‌ی کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی ایران، صندوق پستی: ۱۱۳۶۵-۳۴۸۶، تهران - ایران
۲. گروه مهندسی هسته‌ای، دانشکده علوم و فن آوری‌های نوین، دانشگاه اصفهان، صندوق پستی: ۸۱۷۴۶-۷۳۴۴۱، اصفهان - ایران

چکیده: شمارنده‌های کل بدن برای اندازه‌گیری‌های مستقیم پرتوزایی بدن و ارزیابی پرتوگیری داخلی برای پرتوکاران و دیگر افراد جامعه استفاده می‌شوند. شمارنده‌ی با هندسه‌ی صندلی نسبت به دیگر هندسه‌ها برای پایش سریع در حوادث پرتوی، مناسب‌تر است. در این پژوهش، سیستم پایش قابل حملی با هندسه‌ی صندلی، طراحی شد و ارزیابی بازدهی شمارش برای کالیبراسیون سیستم انجام گرفت. این سامانه از یک آشکارساز سوسوزن یدور سدیم (قطر ۵cm×۵cm) قرار گرفته داخل یک موازی‌ساز، و یک صندلی که با لایه‌های سربی به ضخامت ۲cm حفاظت شده‌اند، تشکیل شده است. برای محاسبه‌ی زاویه‌ی صندلی و زاویه‌ی موازی‌ساز، از مدل فانتوم بومب استفاده شده است. بازده شمارش‌ها از راه شبیه‌سازی مونته کارلو و آزمایش‌های کالیبراسیون معمول و با استفاده از یک فانتوم نیم‌تنه‌ی حاوی چشمه‌ی نقطه‌ای به دست آمد. کمینه‌ی سطح پرتوزایی قابل اندازه‌گیری (MDA) برای چشمه‌ی ^{۱۳۷}Cs در محدوده‌ی زمانی ۱۰ min، برابر با ۴۴۸±۴۷ Bq بود. نتایج حاکی از آن است که کالیبراسیون شمارنده‌ی کل بدن با کد MCNPX می‌تواند جای‌گزین کالیبراسیون واقعی شود. هم‌چنین نشان داده شد که شبیه‌سازی مونته کارلو، یک روش ارزان‌قیمت برای به دست آوردن بازده‌ی شمارنده‌ی کل بدن از نوع صندلی برای مقاصد طراحی و کالیبراسیون است.

کلیدواژه‌ها: شمارنده‌ی کل بدن، کالیبراسیون، بازده، شبیه‌سازی مونته کارلو، فانتوم بومب و نیم‌تنه

Design and Calibration of a Chair-Type Whole Body Counter

H. Poorbaygi^{1*}, S. Pourali², M. Mostajaboddavati², S. Bagheri²

1. Radiation Application Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute, AEOL, P.O.Box: 11365-3486, Tehran-Iran
2. Department of Nuclear Engineering, Faculty of Advanced Sciences and Technologies, University of Isfahan, P.O.Box: 81746-73441, Isfahan - Iran

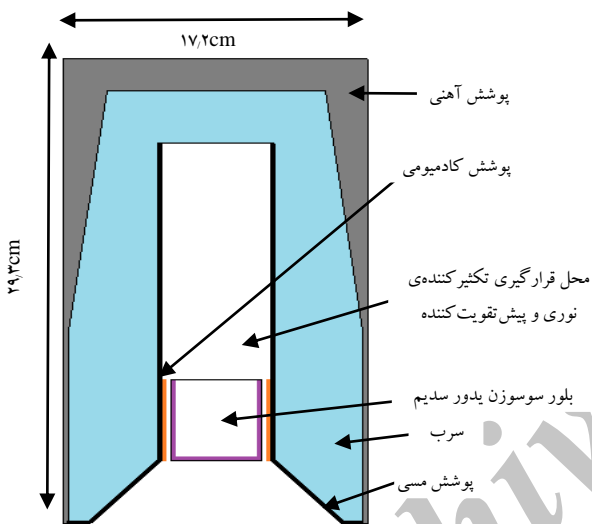
Abstract: A whole body counter is used for in vivo measurement of body radioactivity to access the internal exposure of radiation workers, as well as, the internal exposure of the public. The chair-type WBC is more suitable than the other geometry for rapid monitoring in radiation accidents. In this study, a transportable in vivo monitoring system with the chair-type geometry has been designed, and evaluation of the counting efficiency has been performed to calibrate the system effectively. The counter incorporates NaI (TI) detectors (5cm dia.×5cm), housed in a collimator, and the chair is shielded using 2cm thick lead layers. For calculating the seat angle of the chair and collimator angle, a Bottle Mannkin Absorber (BOMAB) phantom model has been used. The counting efficiencies have been obtained by using Monte Carlo simulation and from the conventional calibration experiment. For the calibration experiment, a torso phantom containing a point source is used. The minimum detectable activity (MDA) for ¹³⁷Cs for 10min counting interval is 448±47 Bq. The results indicate that the calibration of the whole body counter by the MCNPX code can be substituted for the actual calibration. It is shown that, the Monte Carlo simulation is an inexpensive alternative method to obtain the counting efficiency of the chair type WBC for design and accurate calibration purposes.

Keywords: Whole-Body Counter, Calibration, Efficiency, Monte Carlo Simulation, BOMAB and Torso Phantom

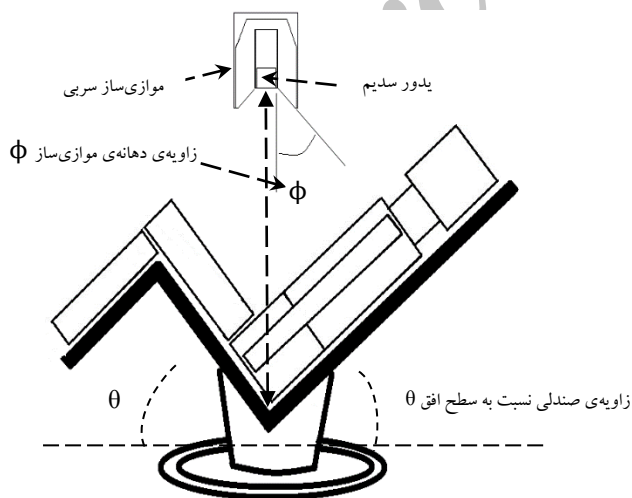
*email: hpourbeigi@aeoi.org.ir

۱. مقدمه

در ابتدا برای مقاصد طراحی از فانتوم مرجع بومب در شبیه‌سازی استفاده شد که شامل ۱۰ محفظه از جنس پلی اتیلن یا پلکسی گلاس^(۴) است و غالباً حاوی توزیع یکنواختی از آب و هسته‌های پرتوزای ^{137}Cs و یا ^{60}Co هستند [۶]. طرح هندسه‌ی شبیه‌سازی آن در شکل ۲ نمایش داده شده است. به منظور اطمینان از صحت بیناب مربوط به شبیه‌سازی مونته کارلو، برای ترابرد ذرات بین چشمه تا آشکارساز، از کد MCNPX با همین هندسه استفاده شد. هر انرژی با 10^8 ذره در برنامه اجرا، و از تالی F8 برای تعیین تعداد شمارش‌ها در ناحیه‌ی قله‌ی تمام انرژی استفاده شد. این مراحل برای حالت‌های مختلف زاویه‌ی صندلی نسبت به سطح افق و زاویه‌ی دهانه‌ی موازی‌ساز شبیه‌سازی شد.



شکل ۱. آشکارساز NaI، حفاظ سربی و لایه‌های داخلی آن.



شکل ۲. مدل‌سازی آشکارساز، موازی‌ساز سربی و فانتوم بومب با کد MCNPX که چشمه دارای توزیع یکنواخت در کل بدن است.

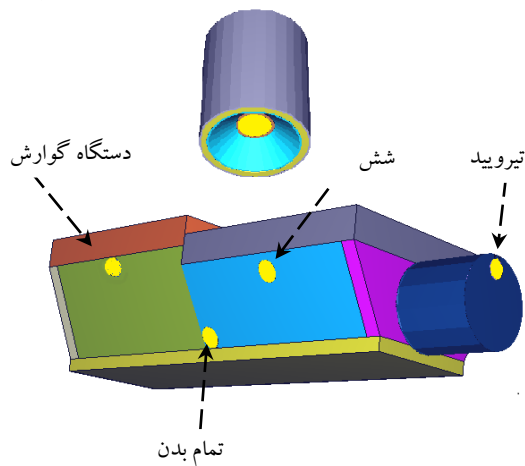
به منظور ارزیابی دقیق دز داخلی کارکنان پرتوکار و عموم افراد جامعه، لازم است که از میزان ورود مواد پرتوزا به داخل بدن تخمینی داشته باشیم. عموماً از شمارنده‌های کل بدن برای آشکارسازی پرتوهای گاما با انرژی بالاتر از ۲۰۰ KeV که از بدن گسیل می‌شوند، استفاده می‌شود [۱]. این ابزار نمی‌تواند به طور مستقیم آلودگی داخلی^(۱) را اندازه‌گیری کند، بنابراین کاربر باید بتواند ارتباط بین مقدار اندازه‌گیری شده و مقدار ماده‌ی پرتوزای وارد شده به بدن را تعیین کند. در این حالت، از فانتوم^(۲) بومب^(۳) و نیم‌تنه به طور گسترده برای کالیبراسیون انرژی و بازدهی آشکارسازی، با قرار دادن چشمه‌ی ترکیبی استاندارد در حفره‌هایی که نشان‌دهنده‌ی تیروئید، شش‌ها، دستگاه گوارش و کل بدن است، استفاده می‌شود [۳-۱].

در این پژوهش، یک سامانه‌ی شمارنده‌ی بدن با هندسه‌ی صندلی که با آشکارساز سوسوزن نوع یدورسدیم تجهیز شده است، طراحی و مؤلفه‌های مؤثر برای دست‌یابی به یک سامانه‌ی قابل حمل با بازدهی قابل قبول بررسی شد. سپس بازدهی یک سامانه‌ی شمارنده با هندسه‌ی صندلی که شامل فانتوم بومب با چشمه‌ای دارای توزیع یکنواخت حجمی است، ارزیابی شد. پس از دست‌یابی به مؤلفه‌های مطلوب آشکارسازی، یک سامانه‌ی جدید طراحی و یک نمونه‌ی آزمایشگاهی ساخته شد. در نهایت برای کالیبراسیون تجربی این سامانه، از فانتوم نیم‌تنه که کاربری آن ساده‌تر از بومب و حاوی چشمه‌های نقطه‌ای است، استفاده شد.

۲. روش کار

بازدهی آشکارساز به چگالی و اندازه‌ی ماده‌ی آشکارساز، نوع و انرژی تابش و سامانه یا الکترونیک متصل به آشکارساز وابسته است. با افزایش احتمال برهم‌کنش بین تابش فرودی و ماده‌ی آشکارساز، بازدهی آشکارساز افزایش می‌یابد که این احتمال متناسب با سطح مقطع برهم‌کنش‌ها با آشکارساز، چگالی ماده و ابعاد آشکارساز است [۳-۵].

در این پژوهش، حفاظ طراحی شده استوانه‌ای شکل بوده و دهانه‌ی ورودی پرتو به آشکارساز، مخروطی شکل است. مواد حفاظ به ترتیب از بیرون آهن، سرب، مس و کادمیم با ضخامت‌های ۳، ۵۰، ۲ و ۱ mm هستند. در شکل ۱، حفاظ سربی و لایه‌های داخلی آن نشان داده شده‌اند.



شکل ۳. هندسه‌ی شبیه‌سازی شده به وسیله‌ی کد MCNPX که شامل آشکارساز NaI(Tl)، موازی‌ساز سربی و فانتوم نیم‌تنه است.

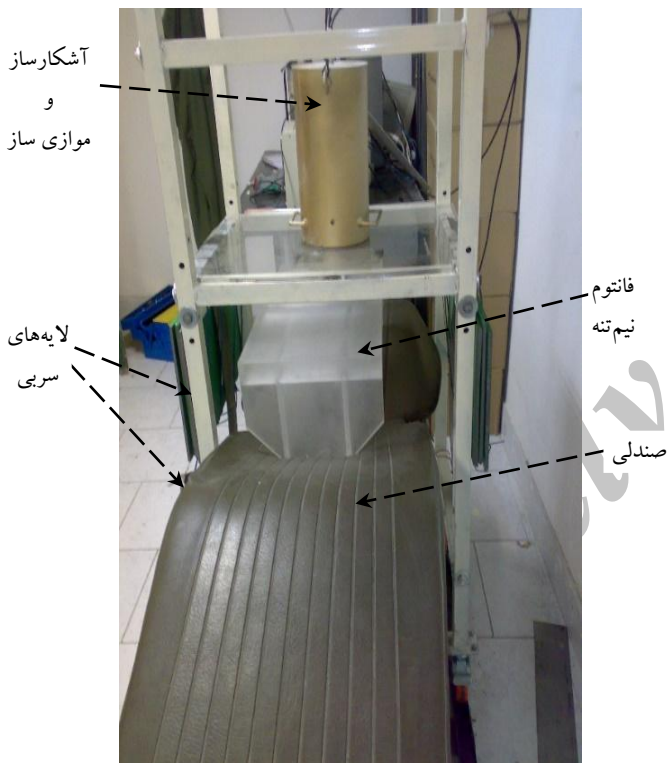
سپس با در نظر گرفتن مؤلفه‌های طراحی پیش‌گفته، از فانتوم نیم‌تنه^(۵) که شامل قطعاتی از پلکسی‌گلاس معادل بافت نرم است نیز استفاده شد. نمونه‌ی آزمایشگاهی شمارنده‌ی کل بدن با هندسه‌ی صندلی شامل آشکارساز یدورسدیم $(\text{Yin} \times \text{Yin}) 5,08 \text{ cm} \times 5,08 \text{ cm}$ موازی‌ساز سربی و فانتوم نیم‌تنه است. برای انجام آزمایش‌ها، این آدمک بر روی صندلی قرار گرفت و چشمه‌ی همسان‌گرد در موقعیت‌های مختلف آن جای‌گذاری، و سپس بیناب‌های مربوط اندازه‌گیری شدند. شکل ۳، فانتوم نیم‌تنه‌ی بزرگسال، آشکارساز و موازی‌ساز که با کد MCNPX شبیه‌سازی شده است را نشان می‌دهد. دلیل استفاده از آشکارساز یدورسدیم با این ابعاد، دستیابی به یک سامانه‌ی قابل حمل با بازدهی قابل قبول است، زیرا استفاده از آشکارسازی با اندازه‌ی بزرگ‌تر، موازی‌سازی با اندازه‌ی بزرگ‌تر را می‌طلبد، که این موجب سنگینی آن و خروج سامانه از حالت قابل حمل بودن می‌شود.

برای اعتبارسنجی محاسبات شبیه‌سازی، سامانه‌ی طراحی و نمونه‌ی آزمایشگاهی ساخته شد. در شکل ۴، نمایی از سامانه‌ی شمارنده‌ی تمام‌بدن ساخته شده، نشان داده شده است. برای کالیبراسیون تجربی این سامانه، از فانتوم نیم‌تنه که کاربری آن ساده‌تر از فانتوم بومب و حاوی چشمه‌های نقطه‌ای است، استفاده شد. چشمه‌های نقطه‌ای شامل ^{137}Cs ، ^{241}Am و ^{60}Co که به ترتیب دارای فعالیت ۱۸۳، ۳۲۵ و ۷۱ kBq در موقعیت «۱» (آشکارساز به ترتیب در راستای قفسه‌ی سینه) و موقعیت «۲» (آشکارساز در موقعیت «تمام بدن») استفاده شد (رجوع شود به شکل ۳).

برای محاسبه‌ی کمینه‌ی سطح پرتوزایی قابل اندازه‌گیری (MDA) سامانه، از رابطه‌ی (۱) استفاده می‌شود:

$$MDA = \frac{3 + 4.653 \sqrt{Bg}}{f \times T \times \epsilon} \quad (1)$$

که در آن MDA برای هسته‌ی پرتوزای خاص (برحسب Bq)، Bg شمارش زمینه در ناحیه‌ی مربوط به انرژی هسته‌ی پرتوزای مورد نظر، f درصد فراوانی برای انرژی مورد نظر در هر واپاشی، T مدت زمان شمارش پرتوزایی نمونه با آشکارساز (برحسب s)، و ϵ بازدهی آشکارساز برای انرژی مورد نظر است [۷].



شکل ۴. نمایی از سامانه‌ی شمارنده‌ی تمام بدن ساخته شده.

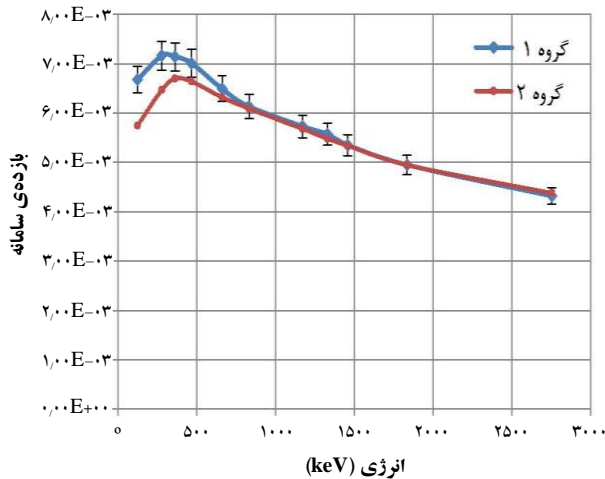
به منظور بررسی آثار حفاظ اطراف و پایین صندلی با هدف رسیدن به MDA بهتر، از حفاظ سربی به ضخامت ۱ cm استفاده، و سپس بیناب زمینه برای مدت زمان ۳۶۰۰ s جمع‌آوری شد. سپس با استفاده از نتایج مربوط به محاسبه‌ی بازدهی سامانه و زمان شمارش ۶۰۰ s، مقادیر MDA برای حالت مورد نظر از رابطه‌ی (۱) محاسبه شد.

۳. بحث و نتیجه‌گیری

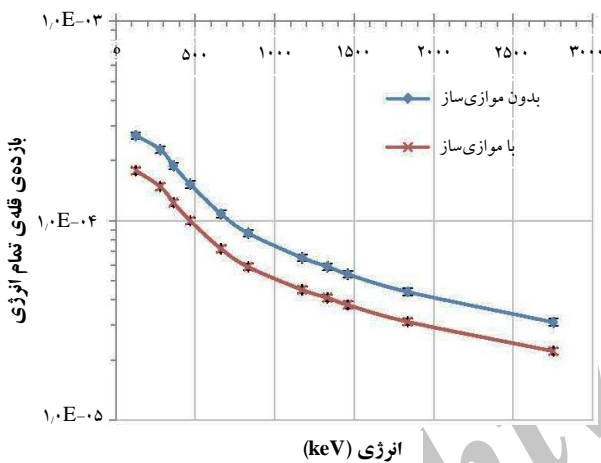
مقایسه‌ی نتایج محاسبات بازده در این پژوهش با فانتوم بومب و شبیه‌سازی آشکارساز با قطر ۲۹٫۲ و ضخامت ۱۰٫۲cm که گروه ۱ نامیده شده است و نتایج گروه ۲ [۸] در شکل ۵، تطابق خوبی را نشان می‌دهند. بیشینه اختلاف بازده در شکل ۳ برای انرژی‌های پایین‌تر از ۳۰۰keV، برابر ۱۶٪ در انرژی ۱۲۶keV است که علت آن تغییرات چگالی برای انواع مختلف فولاد مورد استفاده در پنجره‌ی آشکارساز است. هندسه‌ی آشکارسازی در این شبیه‌سازی به نحوی است که فانتوم بومب بر روی صندلی با زاویه‌ی ۴۵° نسبت به سطح افق و در فاصله‌ی ۷۱cm قرار دارد (شکل ۲).

نتایج محاسبات شبیه‌سازی برای آشکارساز یدورسیدیم $(\text{Yin} \times \text{Yin}) 5.08 \text{ cm} \times 5.08 \text{ cm}$ ، در حالت با موازی‌ساز سربی و بدون موازی‌ساز سربی برای فاصله‌ی ۷۱cm و فانتوم بومب، در شکل ۶ نشان داده شده است. هندسه‌ی آشکارسازی در این شبیه‌سازی به نحوی است که فانتوم بومب بر روی صندلی با زاویه‌ی ۴۵° نسبت به سطح افق قرار دارد. مقدار بازده‌ی سامانه در حالت با موازی‌ساز، با افزایش انرژی، سیر نزولی دارد و مقادیر آن در مرتبه‌ی 10^{-4} تا 10^{-5} است که با مقادیر شمارنده‌های کل بدن تجاری هم‌خوانی دارد [۹]. نتایج حاصل در نمودارهای شکل ۶ حاکی از آن است که در اثر حضور موازی‌ساز، تضعیف بازده‌ی سامانه به مقدار میانگین ۳۰٪ به وجود می‌آید.

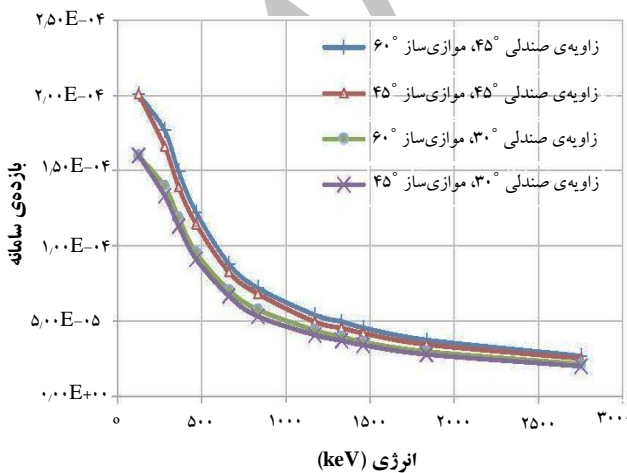
مدل‌سازی برای زاویه‌ی دهانه‌ی موازی‌ساز با دو مقدار ۴۵° و ۶۰° مطابق با شکل ۲ انجام شد. در شکل ۷، اثر هندسه‌ی موازی‌ساز (زاویه‌ی دهانه‌ی موازی‌ساز) در بازده‌ی قله‌ی تمام انرژی برای فانتوم بومب در دو حالت بررسی شد. این نتیجه حاکی از آن است که تغییرات در زاویه‌ی دهانه‌ی موازی‌ساز اثر چندانی بر بازده نخواهد داشت. از طرفی معلوم شد که تغییرات در زاویه‌ی قرارگیری صندلی نسبت به سطح افق تأثیر چشم‌گیری در بازده خواهد داشت. بنابراین زاویه‌ی ۴۵° برای دهانه‌ی موازی‌ساز با توجه به ملاحظات طراحی و ساخت، ایمنی استفاده از موازی‌ساز و کاهش تابش زمینه، مناسب‌تر است.



شکل ۵. محاسبات بازده‌ی شبیه‌سازی شده برای دو آشکارساز مربوط به گروه ۱ و گروه ۲ (به متن مراجعه شود).



شکل ۶. اثر موازی‌ساز سربی در آشکارساز $(\text{Yin} \times \text{Yin}) 5.08 \text{ cm} \times 5.08 \text{ cm}$ فاصله‌ی ۷۱cm از فانتوم بومب.



شکل ۷. اثر تغییرات زاویه‌ی دهانه‌ی موازی‌ساز و زاویه‌ی صندلی نسبت به سطح افق در فانتوم بومب.



با استفاده از مؤلفه‌های مطلوب آشکارسازی که شامل فاصله‌ی آشکارساز تا صندلی (۷۱cm)، زاویه‌ی دهانه‌ی موازی‌ساز (45°) و زاویه‌ی صندلی نسبت به سطح افق (45°) است. این سامانه طراحی، و یک نمونه‌ی آزمایشگاهی ساخته شد (شکل ۴). مقدار MDA، وقتی که آشکارساز در راستای قفسه‌ی سینه و در موقعیت «۱» قرار می‌گیرد و چشمه‌ی نقطه‌ای ^{137}Cs در موقعیت تمام بدن قرار دارد، برابر $448 \pm 47 \text{ Bq}$ به دست آمد. مقدار MDA در انرژی مربوط به ^{137}Cs برای دو سامانه‌ی شمارنده‌ی کل بدن با آشکارساز بدور سدیم بزرگ‌تر که دارای نام‌های تجاری ^{137}Cs [۱۰] و ACCUSCAN [۱۱] هستند، به ترتیب برابر با 300 Bq و 204 Bq گزارش شده‌اند. یک گروه ژاپنی برای شمارنده‌ی کل بدن مجهز به آشکارساز بدور سدیم بزرگ‌تر با ابعاد به قطر ۲۰ و ارتفاع ۱۰cm، مقدار MDA برابر 176 Bq را گزارش کردند [۱۲]. مقدار MDA به دست آمده در این پژوهش با مقادیر گزارش شده از این مراجع، با وجود اختلاف در ابعاد آشکارساز، قابل قیاس است. هم‌چنین یک گروه برزیلی در سال ۲۰۱۱، برای شمارنده‌ی تیروئید مجهز به آشکارساز بدور سدیم $5.08 \text{ cm} \times 5.08 \text{ cm}$ ، مقدار 185 Bq را گزارش دادند که در مرتبه‌ی یکسان از MDA گزارش شده در این پژوهش است و اختلاف موجود مربوط به نوع حفاظ صندلی در سامانه‌ها تشخیص داده می‌شود [۷].

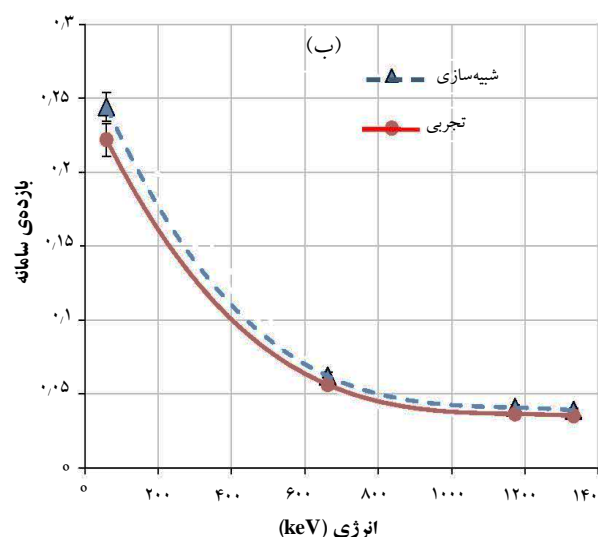
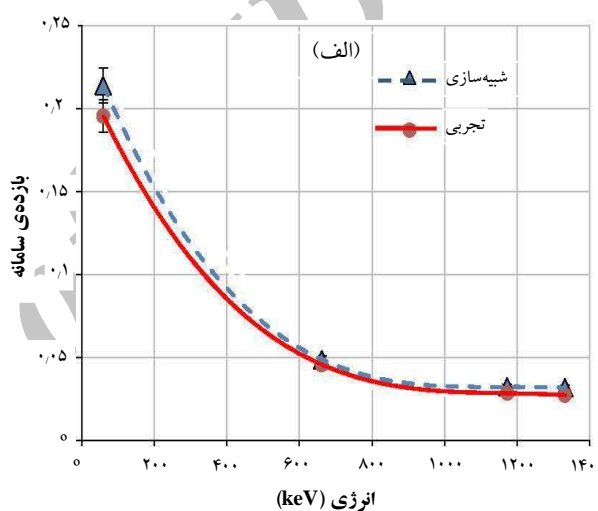
در این پژوهش، نشان داده شده است که کالیبراسیون یک سامانه با شبیه‌سازی مونته‌کارلو و ارزیابی بازده‌ی شمارش آن با روش کم‌هزینه‌تر در مقایسه با سایر روش‌های تجربی پرهزینه، قابل دستیابی است. سامانه‌ی ساخته شده دارای اجزای اصلی است که دارای وزن حدود 480 kg خواهد بود (جدول ۱)، از نظر جابه‌جایی بسیار مناسب است و نسبت به سایر سامانه‌ها با هندسه‌ی صندلی وزن کم‌تری دارد [۱۳]. این سامانه علاوه بر این که در هنگام بروز حادثه برای دسته‌بندی سطوح آلودگی داخلی پرسنل و افراد جامعه به سرعت قابل جابه‌جا و قابل استفاده است، در عین حال، مقدار MDA آن قابل مقایسه با سیستم‌های تجاری است [۱۰] و نتایج حاصل از اندازه‌گیری برای تخمین سریع آلودگی داخلی افراد قابل استفاده است.

جدول ۱. وزن اجزای اصلی سامانه

| | |
|--------|----------------------|
| ۶۵ kg | حفاظ آشکارساز |
| ۲۵۰ kg | حفاظ صندلی |
| ۱۵ kg | آشکارساز و الکترونیک |
| ۱۵۰ kg | پایه و چارچوب بدنه |
| ۴۸۰ kg | وزن سامانه |

در خصوص زاویه‌ی صندلی نسبت به سطح افق، نتایج بیان‌کننده‌ی آن است که برای موازی‌ساز طراحی شده، زاویه‌ی 45° مطلوب است. با کاهش زاویه‌ی صندلی، به علت دور شدن بعضی از اعضای بدن از آشکارساز، مقدار فوتون‌های ثبت شده از کل بدن در آشکارساز کاهش، و در نتیجه مقدار تالی‌های ثبت شده کاهش می‌یابد.

نتایج شبیه‌سازی و تجربی بازده‌ی سامانه با استفاده از فانتوم نیم‌تنه، با یک‌دیگر مقایسه شد که در شکل ۸ برای دو حالت، نمایش داده شده است. اختلاف بین نتایج تجربی و شبیه‌سازی برابر ۵٪ است که از این مقدار برای فاکتور تصحیح تجربی در استخراج منحنی کالیبراسیون سامانه استفاده خواهد شد.



شکل ۸. نمودار بازده برحسب انرژی برای دو حالت: الف) آشکارساز در موقعیت «۱» و چشمه‌ی نقطه‌ای در موقعیت «تمام بدن» ب) آشکارساز در موقعیت «۲» و چشمه‌ی نقطه‌ای در موقعیت «قفسه سینه».



1. In Vivo
2. Phantom
3. Bottle MAnnikin ABsorber (BOMAB)

4. Plexiglass
5. Torso Phantom

مراجع

- [1] J.I. Kim, B. Lee, H. Choi, Y.K. Lim, Efficiency calibration of bed type whole body counter using Monte Carlo simulations and application to intake estimation ^{131}I , *J. Nucl. Sci. Tech.* **1** (2011) 549-551.
- [2] American National Standard, Specifications for the bottle manikin absorption phantom, ANSI/HPS N13.35 (1999).
- [3] G.F. Knoll, Radiation Detection and Measurement, John Wiley & Sons, New York, 4th edition, (2010) 349-355.
- [4] T. Ishikawa, M. Matsumoto, M. Uchiyama, A calibration method for whole-body counters using Monte Carlo simulation, *Radiat. Prot. Dosimetry*, **64** (1996) 283-288.
- [5] HU-Xia Shi, Bo-Xian Chen, Ti-Zhu Li, Di Yun, Precise Monte Carlo simulation of gamma-ray response functions for an NaI(Tl) detector, *Appl. Radiat. Isot.* **57** (2002) 517-524.
- [6] B. Breustedt, W. Eschner, Monte Carlo calibration of whole-body counters with NaI(Tl) detectors in stretcher geometry, *Radiat. Prot. Dosim.* **139** (2010) 510-518.
- [7] L.R. Santos, M. Xavier, A. A. Y. Kakoi, I. A. Jr. Silva, J. C. S. Cardoso, Evaluation of the Minimum Detectable Activity of Whole Body and Thyroid Counters at in Vivo Monitoring Laboratory of IPEN/CNEN-SP, *Scientia Plena* **8** (2012) 119907.
- [8] G.H. Kramer, K. Capello, K. Ross, The W-chair whole body counter: a Monte Carlo investigation, *Health Phys.* **88** (2005) 364-370.
- [9] P. Bento, S. Barros, L. Teles, M. Neves, Monte Carlo simulation of the movement and detectable efficiency of a whole body counting system using a BOMAB phantom, *Radiat. Prot. Dosim.* **148** (2012) 403-413.
- [10] AT1316 Whole Body Counter, <http://www.atomtex.com>.
- [11] Model 2260 Accuscan Horizontal Bed Whole Body Counter, <http://www.canberra.com>.
- [12] S. Mitzushit, New chair type whole-body counter, *J. Nucl. Sci. Tech.* **26** (1989) 278-285.
- [13] M.J. Youngman, Transportable in vivo monitoring system for accident monitoring of internal contamination, National Radiological Protection Board (UK), NRPB-W12, (2002).