

# ساخت فانتوم کل بدن و مطالعه امکان کنترل پرتوگیری بیماران پزشکی هسته‌ای در ایران

دکتر رقیه باقرزاده اکبری

گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه تهران

## حکیده

هدف از این مقاله یافتن اطلاعاتی مربوط به مواد فانتوم ساخت ایران که از لاستیک طبیعی و مقدار کمی از چند عنصر می‌باشد که برای یافتن پارامترهای کالیبراسیون مربوط به اندازه‌گیری و محاسبه در بیمارانی که در پزشکی هسته‌ای، رادیودارو به منظور تشخیص و درمان به آنها تجویز شده است می‌باشد. نتایج این مطالعات نشان داد که مواد تشکیل دهنده این فانتوم (۱) معادل بافت است، (۲) به قیمت ارزان می‌توان بدست آورد، (۳) پراحتی در دسترس است، (۴) به اشکال غیر منظم بدن انسان می‌توان درآورد، و (۵) برای کشورهای درحال توسعه بسیار مناسب است.

## مقدمه

در کاربرد رادیوداروهای باپرتوژائی زیاد هسته‌های پرتوژای با نیمه عمر کوتاه به منظور تشخیص و درمان در پزشکی هسته‌ای توجه به محاسبات دز تابشی بیماران شده، ولی قصد این مطالعات ابتدا ساخت فانتوم و سپس آزمایش روی آن با جزئیات بیشتر درباره امکان کنترل خارجی پرتوگیری بیماران و اندازه‌گیری دز جذب شده بیمار از رادیوداروی تجویز شده و مقایسه آن با محاسبات دزیمتری داخلی است.

## روشها و مواد

مواد فانتوم با ترکیبات زیر در جدول ۱ از یک شرکت لاستیک‌سازی در ایران سفارش و خریداری شد، که از لاستیکی خام (SBR) به اضافه عناصر دیگر به مقدار کم با روش مکانیکی و مراحل حرارتی تهیه شده است. این مراحل که شامل مرحله انتقال از مایع به یک ماده جامد کشسان می‌باشد اصطلاحاً ولکانیزاسیون گفته می‌شود.

این کار با اضافه کردن اجزایی مقادیر خیلی کم از گوگرد، اکسید روی، اسید روغنی مورفولینو - تیو - بنزول ۸ (Morpholino-Tio-Benzol<sub>8</sub>) امکان پذیر است. عمل ولکانیزاسیون با حرارت دادن نمونه بمدت یک ساعت و دمای ۱۸۰°C در فشار ۱۰۰ اتمفسر انجام گرفته است. چروکیده شدن مخلوط و باقیماندن هوا در درون آن یا فشار وارد شده فوق به حداقل ممکن رسانده شده است.

در ایران ساخت قالب کل بدن به عنوان انسان مرجع یا استاندارد خیلی گران تمام می‌شد، بنابراین تصمیم گرفته شد که یک قالب فلزی مستطیل شکل به ابعاد ۳۷cm×۳۹cm و به ضخامت ۲cm تهیه شود و سپس تعدادی از قطعات لاستیک قالب‌گیری شده با ابعاد فوق را با استفاده از چاقوی موکت بری به اشکال مختلف قسمتهای بدن (سر و گردن و تنه بالا و تنه پایین و اندامها) تهیه شود. حسن این روش این است که در بین لایه‌های لاستیک می‌توان دزیمترهای کوچک و حتی اطاق یونساز کوچک قرارداد و همچنین

توافق نتایج در حد حسی تجربی قابل قبول به دست آمد. جذب و پراکندگی: به منظور محاسبه جذب فتوالکترونیک در چنین مخلوطی از عناصر لازم است که یک عدد اتمی مؤثر ( $\bar{Z}$ ) تعیین گردد. با درصدهایی که در جدول ۱ داده شده است و مقادیر  $Z$  هر کدام از اجزاء و با استفاده از رابطه (Mayneord 1937)، عدد اتمی مؤثر ( $\bar{Z}$ ) ماده فانتوم را می‌توان بدست آورد. عدد اتمی مؤثر حساب شده ۷/۳۵ به دست آمد که نزدیک به ۷/۴۲ برای آب و ماهیچه است (Johns 1974). چگالی این ماده نیز، ۱/۰۳ چندان از چگالی آب دور نیست. ضریب تضعیف کاهش ( $\mu/\rho$ ) این ماده در مورد انرژیهای مؤثر، ۳۵، ۵۰، ۹۰، ۱۳۰، ۳۶۴، ۱۲۵۰ کیلو الکترون ولت با استفاده از اطلاعات به دست آمده برای دزهای عمق محاسبه شده در فوق به ترتیب ۰/۱۸۶۰، ۰/۱۳۵۰، ۰/۱۱۴۰، ۰/۰۶۹۹ محاسبه شد.

دز جذب شده: دز جذب شده به تخمدانها از پرتوژائی در کبد (۸۶٪ از مقدار پرتوژائی تزریق شده) مستقیماً با مقدار محاسبه شده از ضریب انباشته شده و روش (MIRD 1975) مقایسه گردید و نتایج زیر به دست آمد.

$$\text{Dov (Berer 1968)} = 1 \times 10 \mu\text{Gy/MBq} (= 1/00 \times 10 \text{ mrad/mCi})$$

$$\text{Dov (MIRD 1975)} = 3/25 \times 10 \mu\text{Gy/MBq} (= 3/25 \times 10 \text{ mrad/mCi})$$

$$\text{Dov (TER)} = 2/45 \times 10 \mu\text{Gy/MBq} (= 2/45 \times 10 \text{ mrad/mCi})$$

$$\text{Dov (سطح بدن بیمار در محل تخمدان)} = 1/80 \times 10 \mu\text{Gy/MBq} (= 1/80 \times 10 \text{ mrad/mCi})$$

می‌توان هرگونه حفره‌ای را ایجاد کرد. (شکل ۱). دزیمترهای ترمولومینسانس (TLD-LiF) در بجهای خاصی (هرکدام محتوی دو دزیمتر) روی سطح فانتوم کل بدن و یا بیمار در هفت محل انتخاب شده (تیروئید، کبد، سر، جناغ سینه، استخوان خاجی، ران و تخمدانها یا بیضه‌ها) به منظور اندازه‌گیری و محاسبه پرتوژائی قرارداد شده و برای اندازه‌گیری و توزیع دز در عضوهای فوق از  $\text{TC-99m}$  تزریق شد. جدول ۲ و ۳ برای کاربردهای تشخیصی و همچنین درمانی، I-131 مورد استفاده قرارگرفت. در ایران این دو هسته پرتوزا بیش از سایر هسته‌های پرتوزا کاربرد دارند.

## اندازه‌گیری و نتایج

درصد دز عمق: اندازه‌گیری درصد دز عمق در فانتوم لاستیکی معادل بسافت (TER) Tissue Equivalent Rubber با نتایج درصد دز عمق با فانتوم آب تقریباً تحت شرایط یکسان مقایسه شد. درصد دزهای عمقی محور مرکزی بوسیله دزیمتر نیمه استاندارد و بلدوین فارمر Semi-standard Boldween-Farmer Dosemeter و با دزیمترهای TLD-LiF اندازه‌گیری شد.

جدول (۱) - اجزاء ترکیب مواد فانتوم

N	S	Ti	O	Zn	C	H	درصد	عنصر
-	-	-	-	-	۸۳/۱۹	۹/۴۵	۹۲/۶۴	SBR*
-	-	-	۰/۱۱	-	۰/۷۶	۰/۱۲	۱/۰۲	Stearic Acid
-	-	-	-	-	۲/۷۹	-	۲/۷۹	C. Block
-	-	-	۰/۱۱	۰/۴۵	-	-	۰/۵۶	ZnO
۰/۰۶	۰/۱۴	-	۰/۰۳	-	۰/۲۸	۰/۰۳	۰/۵۴	Morpho lino-Tio Benzole
-	۱/۳۹	-	-	-	-	-	۱/۳۹	S
-	۰	۰/۳۳	۰/۲۲	-	-	-	۰/۵۵	TiO <sup>۲</sup>
۰/۰۶	۱/۵۳	۰/۳۳	۰/۴۷	۰/۴۵	۸۷/۰۰	۹/۶۰	۹۹/۴۹	کل

\* SBR = لاستیک پلاستیکی خام

جدول (۲) - مقادیر دزهای جذب شده به دو روش (MIRD و فرض چشمه نقطه‌ای در هوا) و مقادیر دز اندازه‌گیری شده روی فانتوم کل بدن دو بیمار، برای ۱۴۸ MBq رادیوداروی نشاندار <sup>۹۹m</sup>Tc که به بیماران اسکن کبد تجویز می‌شود.

دز جذب اندازه‌گیری شده برحسب Rad		دز جذب محاسبه شده برحسب Rad		
روی سطح بدن بیماران زن	روی سطح فانتوم TFR	روش چشمه نقطه‌ای در هوا	روش MIRD	عضو
۲۳۹ (۱۰۰)	۲۰۸ (۱۰۰)	۱۷۱ (۱۰۰)	۱۲۸۰ (۱۰۰)	کبد
۴۲ (۵/۶)	۳۵ (۶/۸)	۱۵/۴ (۸)	۱۰۴ (۸)	جناغ سینه
۳۵ (۶/۷)	۳۰ (۶/۹)	۱۱/۵ (۶)	۷۴ (۵/۸)	ستون مهره‌ها
۲۱ (۸/۸)	۱۹ (۹)	۸/۵ (۴/۵)	۱۳ (۱)	تخمندان
۲۶ (۱۱)	۲۳ (۱۱)	۷/۶ (۴)	۸۹۶ (۱۶)	استخوان خاجی
۱/۶۷ (۰/۷)	۱/۵ (۰/۷)	۱/۳۴۰ (۰/۷)	۸/۹۶ (۰/۷)	ران
۰/۱۶۷ (۰/۰۷)	۰/۱۵ (۰/۰۷)	۰/۱۳۴ (۰/۰۷)	۰/۸۹۶ (۰/۰۷)	ساق پا

چنانچه ملاحظه می‌شود به جز تخمدان و استخوان خاجی تقریباً پنج ستون باهم توافق دارند و افزایش در دو عضو فوق را به دلیل احتمالاً تابشهای پراکنده و برگشتی و تأثیر بر همدیگر می‌توان در نظر گرفت.

جدول (۳) - مقایسه دز جذب شده از طریق محاسبه و اندازه‌گیری روی سطح بدن در عضو تخمدان و مغز استخوان سالم

عضو	دز جذب شده بر حسب راد بر میلی‌کوری در اسکن کبد در یک شخص سالم از نظر دو عضو کبد و عضو سالم		
	دز محاسبه شده MIRD	دز محاسبه شده در این مطالعات*	دز اندازه‌گیری شده روی سطح بدن شخص
تخمدان	۰/۰۰۵۶	۰/۰۰۵۶	۰/۰۰۵۳
مغز استخوان	۰/۰۲۷	۰/۰۰۲۴	خاجی ۰/۰۰۶۵
			جناغ ۰/۰۱۰۰

\* شامل دز از کبد و مغز استخوان خاجی و مثانه که به ترتیب ۰/۸۶٪، ۰/۵٪ و ۰/۲٪ از ۱۴۸MBq تزریق شده در اسکن کبد.

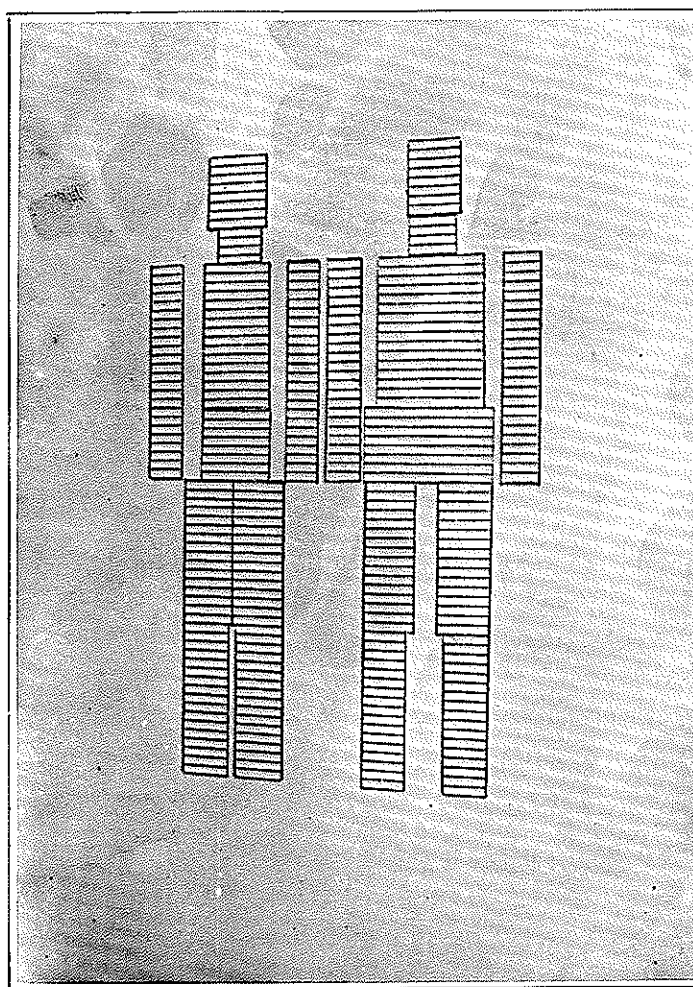
## بحث

با توسعه این تکنیک کنترل پرتوگیری بیماران از خارج از بدن مانند شاغلین امکان پذیر است و مطالعه توزیع هسته پرتوزاد در درون بدن در حد تشخیصی رادیودارو بسیار

سودمند است. همچنین در دزیمتری داخلی و کنترل کیفی و کمی خود رادیوداروها نیز بالارزش است.

## REFERENCES

- AKBARI R.B. (1978) Radionuclidic purity and Dosimetry related to the medical use of the Radionuclides: Fe-52, Tc-99m and I-123. Ph.D. Thesis. LONDON Univ., LONDON.
- AKBARI R. B. (1982) Measurements of Dose to the patient from Adimistened Radonuclides, Proceeding World Congress on Medical Physics and Biological Engineering, 13th Inter Conf. on Medical and Biological Eng., and 6th Inter Conf. on Medical Physics.
- BERGER M. J. (1968) Energy Deposition in water by photons from point isotropic source Journal of Nuclear Medicine MIRD Pamphlite No. 2 17.
- Dillmon L. T. and VON DER LAGE F. C. (1974) The physics of Radiology, 3rd edition C. C. Thomas, USA. 746.
- MAYNEORD W. V. (1937) ACTA Univ. Intern. Cancerum 2, 271.



شکل (۱)