J. of Nuclear Sci. and Tech.
No. 37, pp. 10-16, 2006
Archive of SID
مجله علوم و فنون هسته‌ای
شماره ۳۷، صفحات ۱۶-۱۰، ۱۳۸۵

دزیمتری رادیوایزوتوپ بتا ^{186}Re برای استفاده در براکی‌تراپی داخل رگی جهت کاهش عود تنگی عروق

حسین پوربیگی*، شهاب شیبانی، حسین غفوریان، محمدرضا قهرمانی
مرکز تحقیقات هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی ایران، صندوق پستی: ۳۴۸۶-۱۱۳۶۵، تهران ـ ایران

چکیده: استفاده از بالون آنژیوپلاستی حاوی مایع رادیوآکتیو اخیراً به عنوان یک تکنیک جدید برای کاستن عود تنگی عروق، پیشنهاد شده است. اندازه‌گیری توزیع دُز در اطراف بالون آنژیوپلاستی پر شده با ^{186}Re-perhenate با استفاده از فیلم رادیوکرومیک انجام گرفت. نرخ دُز اندازه‌گیری شده در فاصله ۰/۴ میلی‌متری از سطح بالون (با قطر ۴ میلی‌متر و طول ۴۰ میلی‌متر) برابر با مقدار [(cGy/min)/(mCi/ml)] ۲/۰۷ بود. محاسبهٔ دُز برای بالونهایی به ابعاد مختلف به روش مونت‌کارلو با کد MCNP4B انجام گرفت و نتیجهٔ آن با نتایج آزمایشگاهی قابل مقایسه بود. غلظت‌های ویژه مناسب برای اِعمال دُزهای ۲۰Gy-۱۲ به جدار رگ در مدت پرتودهی کمتر از ۴ دقیقه، حدود ۴۰۰-۲۵۰ mCi/ml بدست آمد و افت دُز شعاعی در فاصله ۰/۵ میلی‌متری از سطح بالون حدود ۸۰ درصد بدست آمد. دُز داخلی با فرض اینکه در صورت رخداد پارگی بالون، محتوی ^{186}Re-DTPA آن به درون دستگاه گردش خون آزاد شود، به روش MIRD محاسبه شد و در حدود ۰/۰۰۲۷ cGy/MBq بود که قابل قیاس با رادیوایزوتوپ ^{99m}Tc-DTPA می‌باشد. بنابراین استفاده از رادیوایزوتوپ ^{186}Re-DTPA به سبب ایمنی در برابر پرتو و اعمال دُز مورد نیاز جهت براکی تراپی درون رگی برای کاستن عود تنگی عروق کرونر با مقطع دایره‌ای، مناسب است.

واژه‌های کلیدی: دزیمتری، عود تنگی، فیلم رادیوکرومیک، روش مونت‌کارلو، براکی‌تراپی درون رگی، دز داخلی

Dosimetry of ^{186}Re Radioisotope in Intravascular Brachytherapy to Reduce Vascular Restenosis

H. Pourbeigi*, Sh. Sheibani, H. Ghafourian, M.R. Ghahremani
Department of Nuclear Research Center, AEOI, P.O. Box: 11365-3486, Tehran - Iran

Abstract: Recently, the use of filled angioplasty balloon with radioactive solution was proposed as one of the new intravascular irradiation techniques to reduce restenosis. Measurement of dose distribution beyond an angioplasty balloon filled with ^{186}Re-perrhenate was carried out using a radiochromic film. The measured dose rate in distance of 0.4 mm from the balloon surface (with diameter 4mm and length of 40mm) was 2.07 [(cGy/min)/(mCi/ml)]. Calculation of dose was carried out for the balloons with various size, using Monte-Carlo method with MCNP4B code and the result was comparable with the experimental results. Suitable specific concentrations for delivery of doses from 12 to 20 Gy in vessel wall were obtained 250 to 400(mCi/ml) in the time of irradiation less than 4min and the fall of radial dose was obtained approximately 80 percent in radial distance of 0.5mm from the balloon surface. The internal dose was calculated by MIRD method with assuming that in the case of balloon rupture, ^{186}Re-DTPA contents were released into the circulation system and was about 0.0027 cGy/MBq which is comparable with the ^{99m}Tc-DTPA model. Therefor, using from ^{186}Re-DTPA is suitable due to the radiation safety and the delivery of dose in order to reduce restenosis for the coronary vessels with centric cross section.

Keywords: ***Dosimetry, Restenosis, Radiochromic Film, Monte-Carlo Method, Intravascular Brachytherapy, Internal Dosimetry***

*email: hpour_ir@yahoo.com
تاریخ دریافت مقاله: ۸۴/۴/۴ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۵/۴/۳

www.SID.ir

Archive of SID

۱- مقدمه

مطالعات متعدد انجام گرفته دربارهٔ استفاده از تکنیک براکی‌تراپی درون رگی[۱] بر روی انسان و حیوانات، اخیراً حاکی از کاهش آهنگ عود تنگی[۲] با اِعمال دزهای ۳۰Gy-۱۵، می‌باشد [۱ تا ۴]. آزمایشهای این روش بر روی انسان نخستین بار با چشمه ^{192}Ir بصورت جایگذاری موقت، توسط Teirstein و همکارانش در سال ۱۹۹۷ انجام گرفت [۵]. این روش در طی آزمایش دیگری با جایگذاری موقت چشمه‌های دانه‌ای[۳] $^{90}Sr/^{90}Y$، از طریق کاتتر[۴] بر روی انسان توسط Verin و همکارانش، انجام گرفت [۶].

از طرفی چشمه رادیوآکتیو ^{32}P لایه‌گذاری شده بر روی استنت[۵]، به عنوان روشی دیگر مورد نظر بوده است.

علاوه بر روشهای فوق، استفاده از بالون آنژیوپلاستی[۶]، حاوی مایع رادیوآکتیو به عنوان روشی جدید مورد نظر بوده، که به تازگی تحت انجام آزمایشهای کلینیکی قرار گرفته است [۸]، همچنین محاسبات دزیمتری بالون آنژیوپلاستی حاوی مایع رادیوآکتیو ^{188}Re، ^{90}Y، ^{186}Re بوسیله شبیه‌سازی مونت‌کارلو[۷] بررسی شده است [۷ و ۸].

از مشکلات استفاده از انرژی بالای پرتو گامای ^{192}Ir، اِعمال دز ناخواسته به بافت‌های سالم اطراف نواحی درمانی می‌باشد. همچنین پرتوهای بتای پرانرژی مربوط به چشمه‌های $^{90}Sr/^{90}Y$ و ^{32}P ممکن است به نواحی غیر درمانی اطراف هدف آسیب برسانند.

رادیوایزوتوپ ^{186}Re با نیمه عمر ۹۰,۶ ساعت و با انرژی بتای بیشینه ۱/۰۷MeV هم اکنون برای تسکین درد استخوانی بیماران مورد استفاده قرار می‌گیرد. علاوه بر این پرتو گامای ۱۳۷keV از این چشمه با فراوانی نسبی ۹ درصد ممکن است برای مقاصد تصویر برداری مورد استفاده قرار گیرد [۹]. بنابراین رادیوایزوتوپ ^{186}Re به عنوان گسیلندهٔ بتا ممکن است، جهت کاستن عود تنگی مناسب باشد. یک وسیله براکی‌تراپی درون رگی باید توانایی اِعمال دزهای ۲۰Gy-۱۲ را به دیواره شریان حداکثر در مدت ۴ دقیقه، داشته باشد [۷].

در این کار پژوهشی، ما «امکان سنجی» بکارگیری محلول ^{186}Re برای براکی‌تراپی داخل رگی را مورد بررسی قرار داده‌ایم.

اندازه‌گیری توزیع دز در اطراف یک بالون حاوی مایع رادیوآکتیو ^{186}Re-perhenate با استفاده از فیلمهای رادیوکرومیک[۸] MD-55-2 انجام گرفته است، سپس با توجه به اینکه نتایج اندازه‌گیری فقط برای هندسه معینی امکان‌پذیر بوده، برای بررسی هندسه‌های دیگر و تعیین دز در نقاطی که در آزمایشها امکان اندازه‌گیری وجود نداشته با محاسبه صورت گرفته است. لذا محاسبه توزیع دز و آکتیویته مورد نیاز برای تعیین پارامترهای هندسی بالون و مدت پرتودهی لازم برای اِعمال دزهای ۲۰Gy-۱۲ در عمق ۰/۵ میلی‌متری از دیواره شریان با استفاده از روش مونت‌کارلو و بکارگیری کد MCNP4B انجام گرفته است.

۲- مواد و روشها

۲-۱ دزیمتری با فیلم رادیوکرومیک MD-55-2

فیلم‌های رادیوکرومیک MD-55-2 ساخته شده بوسیله شرکت (ISP TECHNOLOGIES INC) برای اندازه‌گیری دز جذب شدهٔ درون فانتوم معادل بافت، بکار می‌روند. ضخامت این فیلمها در حدود ۲۵۰ میکرون است. فیلم دارای ویژگیهای جذب پرتو مشابه با بافت نرم می‌باشد. رنگ این فیلم در اثر پرتودهی به آبی متمایل به سیاه تغییر می‌یابد. برای تعیین چگالی نوری این فیلمها به پردازش شیمیایی نیازی نیست. مشخصات دزیمتری این فیلم به طور کلی شامل موارد ذیل می باشد:

- پاسخ خطی در گستره‌ی وسیعی از دز جذبی
- پاسخ مستقل از آهنگ دز
- پاسخ مستقل از انرژی پرتوهای بالاتر از ۲۰۰keV
- دارای ساختاری با عدد اتمی پایین (معادل بافت نرم) و پایداری تغییر رنگ ناشی از پرتودهی به فیلم.

برای تعیین چگالی نوری (O.D)، از یک اسپکتروفتومتر نوری ساده استفاده شده است. در این اسپکتروفتومتر طول موج از ۲۰۰ تا ۱۰۰۰ نانومتر قابل تنظیم است.

تغییرات چگالی نوری در فیلم بستگی به ضخامت لایه فعال آن دارد و با توجه به اینکه ضخامت لایه فعال از بسته‌ای[۹] به بسته دیگر تغییرات محسوسی دارد، کالیبره کردن هر بسته از فیلمها ضروری است.

www.SID.ir

Archive of SID

نمودار کالیبراسیون با مجموعه‌ای از قطعات فیلم به ابعاد ۲×۲ سانتی‌متر و پرتودهی با دزهای مشخص ۸۰Gy-۵ بوسیله دستگاه رادیوتراپی ^{60}Co، مدل تجاری (Theraton, 780c-Canada)، صورت گرفته است. میزان عدم قطعیت در پرتودهی به این فیلمها کمتر از ۵ درصد می‌باشد (شکل ۱). رابطه بدست آمده برای نمودار کالیبراسیون مرتبط با دز جذبی بر حسب Gy نسبت به ΔOD در این گسترهٔ دز به صورت زیر است:

$$D(Gy)= 26.4\ (\Delta OD) \qquad (۱)$$

تمام اندازه‌گیری‌های دز جذبی با طول موج ۶۶۰ نانومتر انجام گرفته است.

فیلم‌های MD-55-2 در ابعاد ۳×۶/۵ سانتی‌متر مربع بریده می‌شوند، سپس برای اندازه‌گیری توزیع دز عمقی در طول بالون حاوی مایع ^{186}Re بکار می‌روند. در شکل ۲، طرحی از مجموعه فانتوم نشان داده شده است که شامل فیلم‌های MD-55-2 با شماره ۱ و ۲، قسمت طولی بالون با شماره ۳، قطعات مکعبی از پلکسی گلاس با شماره ۴ می‌باشند.

همچنین از قرصهای TLD-100 در فاصله ۱ سانتی‌متری از بالون درون فانتوم، جهت تعیین دز مربوط به پرتو گاما (۱۳۷keV) استفاده شد.

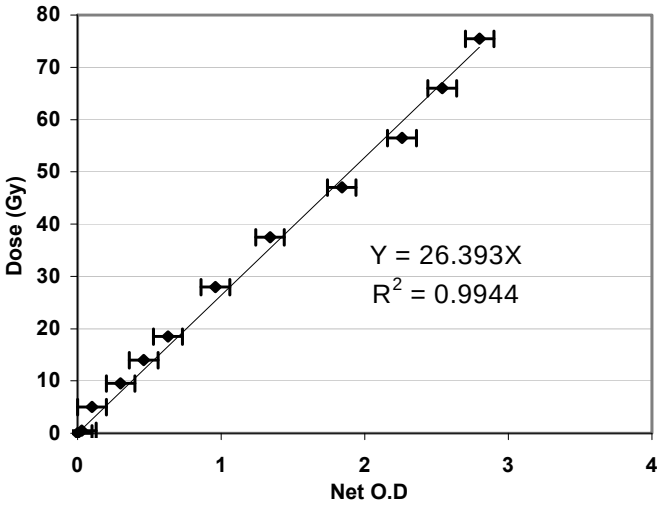
۲-۲ محاسبه توزیع دز در اطراف بالون با شبیه‌سازی مونت کارلو

توزیع دز یک بالون حاوی مایع رادیوآکتیو بوسیله انتگرال عددی کِرنل نقطه‌ای[۱۰] حاصل از روش مونت‌کارلو بر روی حجم بالون، به ترتیب ذیل قابل دست‌یابی است [۷]:

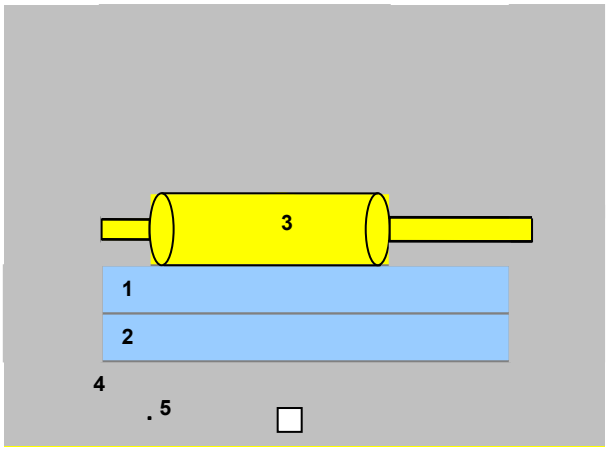
$$D(\acute{r})= \iiint k(r,\acute{r})\ \tilde{a}(r)\ dxdydz \qquad (۲)$$

$D(\acute{r})$ نرخ دز بر حسب گری بر ثانیه در نقطه $\acute{r}$ است. $\tilde{a}(r)$ آکتیویته به واحد بکرل بر سانتی‌متر مکعب می‌باشد. r و $\acute{r}$ فواصل شعاعی بر حسب سانتی‌مترند.

$k(r,\acute{r})$ مقدار دز مورد نظر به ازای یک گرم از بافت در نقطه P (شکل ۳) می‌باشد که بوسیلهٔ یک چشمه نقطه‌ای، واقع در فاصله r ایجاد می‌گردد و به کرنل نقطه‌ای دز معروف می‌باشد.



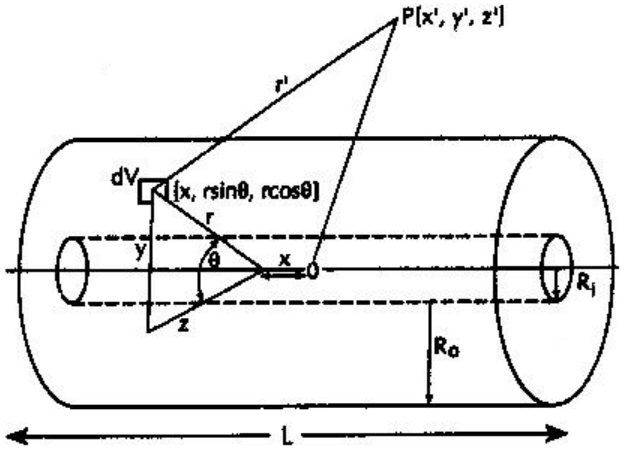
شکل ۱- نمودار کالیبراسیون فیلم گاف کرومیک برای اسپکتروفوتومتر موردنظر با باریکه فوتونی ^{60}Co.



شکل ۲- طرحی از مجموعه فانتوم شامل فیلمهای رادیوکرومیک MD-55-2 با شماره ۱ و ۲، بخش طولی بالون با شماره ۳، قطعات پلکسی گلاس با شماره ۴ و TLD با شماره ۵.

www.SID.ir

Archive of SID



شکل۳- طرحی از هندسه چشمه برای محاسبه دز در نقطه $(r , \acute{r})$ بر روی یک بالون با شعاع خارجی R_o و طول افقی L.

در شکل ۳ نمایی از هندسه محاسبه دز در نقطه $(r , \acute{r})$ بر روی یک بالون با شعاع خارجی R_o و طول افقی L نشان داده شده است که مشتمل بر رادیوایزوتوپ گسیلنده بتا می‌باشد. مجرای مرکزی کاتتر شامل یک روزنه به شعاع R_i می‌باشد که محل عبور سیم هدایت‌کننده[11] است. شبیه‌سازی مونت‌کارلو با کد MCNP4B برای محاسبه توزیع نرخ دز در مواد معادل بافت در اطراف چشمه مایع ^{186}Re مورد استفاده قرار گرفته است [۹]. چشمه در مرکز حجم استوانه‌ای از فانتوم معادل بافت در نظر گرفته شده است. با در نظر گرفتن ساختاری متقارن برای چشمه، یکسری حلقه‌های دایره‌ای در شعاع مورد نظر به عنوان سلولهای تالی[12] حول محور طولی چشمه در نظر گرفته شده‌اند. در این پروژه تعداد ذرات بتا در هر شبیه‌سازی 10^7 در نظر گرفته شده است، بطوریکه عدم قطعیت آماری کمتر از ۵ درصد برای تمام تالی‌های مورد نظر می‌باشد. شکل استوانه‌ای برای بالون به ما این امکان را می‌دهد که از یک تقارن دایره‌ای در محاسبات مونت‌کارلو استفاده نماییم بطوریکه باعث کاهش محاسبات گردد. برای محاسبات، فرض می‌شود که چشمه بطور یکنواخت درون حجم بالون توزیع شده است.

۳-۲ محاسبه دز جذبی

از روش MIRD[13] که توسط انجمن بین‌المللی پزشکی هسته‌ای عرضه شده است، برای محاسبه میانگین دز جذبی اعضاء ناشی از توزیع داخلی و یکنواخت ^{186}Re درون بدن، استفاده می‌شود [۱۰].

هنگامیکه رادیوایزوتوپی به بدن تزریق می‌شود، این روش برای محاسبه دزهای جذبی اندام داخل بدن مورد استفاده قرار می‌گیرد. این دزها اغلب از ذرات بتا با برد کوتاه و الکترون‌های تبدیلی ناشی می‌شوند. معادلهٔ MIRD در این مورد به صورت زیر عرضه می‌شود:

$$\check{D}(Gy) = C_v \cdot \sum \Delta_i \qquad (۳)$$

که در آن $\check{D}$ دز تجمعی، C_v غلظت تجمعی بر حسب [(MBq/gr).h] و Δ_i میانگین انرژی برای هر نوع واپاشی (ذرات باردار و فوتونها) می‌باشد و بر حسب [(Gy.gr).h] بیان می‌شود. مقدار $\sum \Delta_i$ برای ذرات باردار گسیل شده از ^{186}Re با توجه به اطلاعات واپاشی گرفته شده از مرجع [۱۱] برابر ۰/۱۹۸ بدست می‌آید.

۳- یافته‌ها و نتایج

۳-۱ دزیمتری با فیلم MD-55-2 در طول بالون و TLD

در شکل ۴ نمایی از فیلم تابش دیده با شماره برچسب ۲ که در فاصله ۰/۴ میلی‌متر از سطح بالون قرار داده شده (شکل۲)، ارائه شده است. برای دستیابی به این تصویر رنگی نرم‌افزار پردازش تصویری با نام Osiris416 بکار رفته است. این نرم‌افزار به عنوان یکی از نرم‌افزارهای پردازش تصویر در بخشهای پزشکی هسته‌ای مورد استفاده است [۱۲].

در شکل ۵ نتایج دزیمتری با فیلم MD-55-2 نشان داده شده است. این فیلم در موقعیت شماره ۲ (شکل۲) به فاصله ۰/۴ میلی‌متر از سطح بالون جایگذاری شده است. این فاصله با در نظر گرفتن شعاع بالون، ضخامت فیلم شماره ۱ و نصف ضخامت فیلم شماره ۲ حساب شده است.

نتایج دزیمتری با TLD[14] برای این بالون حاکی از آن است که نرخ دز در فاصله ۱سانتی‌متری از سطح این بالون که درون فانتوم قرار دارد برابر با ۰/۲۵[(cGy/hr)/(mCi/cc)] می‌باشد.

۳-۲ محاسبات دز در اطراف بالون

در شکل ۶ توزیع نرخ دز عمقی در صفحه Z=0 بر حسب [(cGy/min/(mCi/cc)] نشان داده شده است. قطر و طول بالون

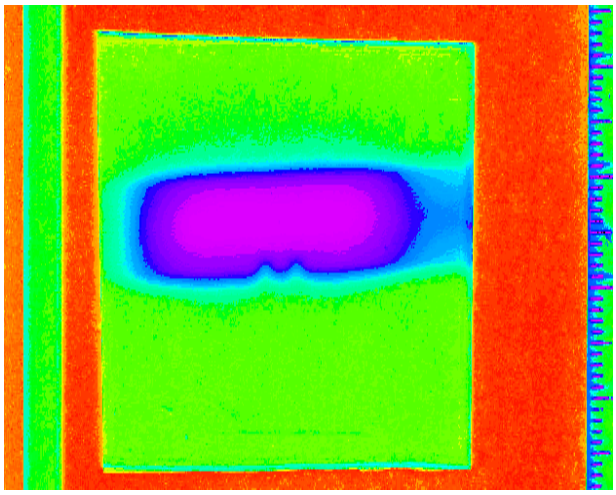
www.SID.ir

Archive of SID

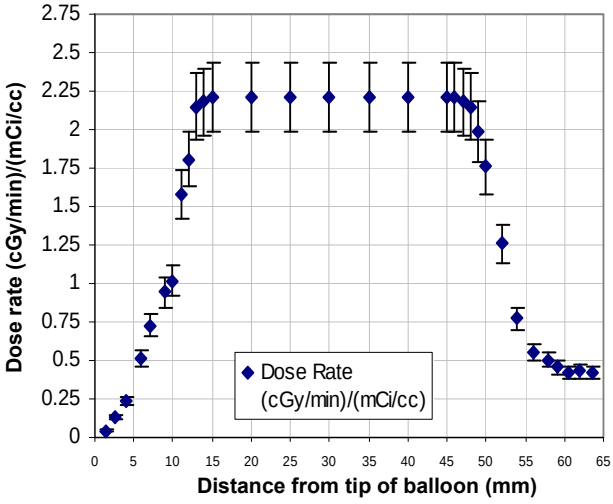
به ترتیب برابر ۴ و ۴۰ میلی‌متر است. نرخ دُز در عمق ۰/۵ میلی‌متری برابر با ۱/۳ می‌باشد که ۲۰ درصد بیشینهٔ دُز سطحی است.

نتایج محاسبات با نتایج دزیمتری با فیلم در حدود ۹۵ درصد همخوانی دارند. محاسبه نشان می‌دهد که دُز ناشی از تابش ترمزی کمتر از ۱ درصد دُز مربوط به ذرات بتا می‌باشد و قابل چشم‌پوشی است.

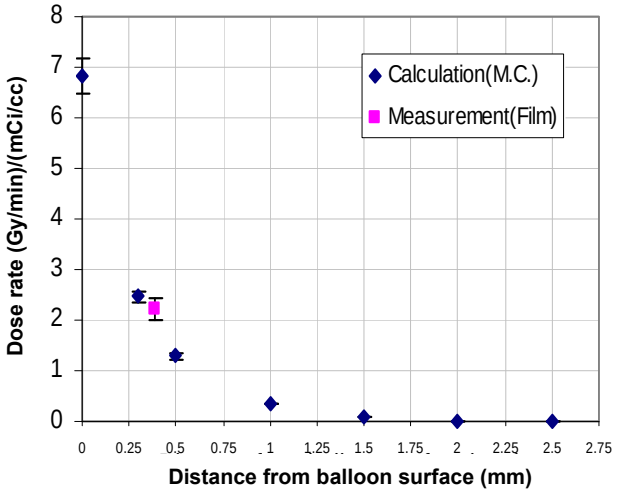
توزیع نسبی نرخ دُز در طول بالون (راستای محور Z) بر روی سطح بالون و در ۲ فاصله عمقی ۰/۳ و ۰/۵ میلی‌متر در شکل ۷ نشان داده شده است. نتایج حاکی از آن است که نرخ دُز در انتهای بالون در حدود ۵۰ درصد نرخ دُز ماکزیموم در مرکز بالون است، و با نتایج دزیمتری با فیلم همخوانی دارد (شکل ۷).



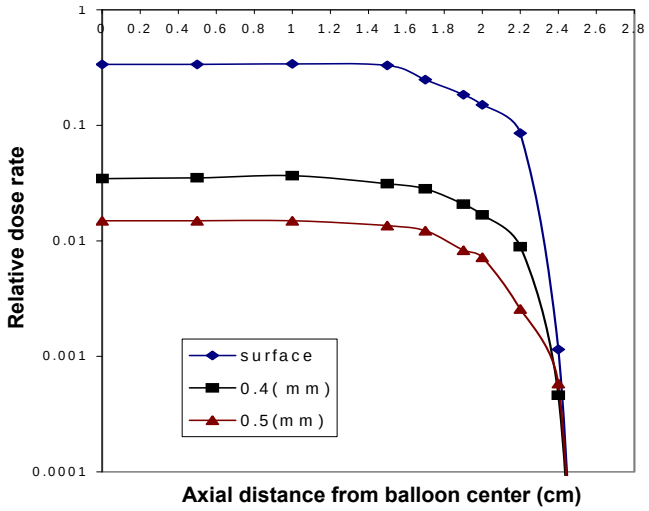
شکل ٤- فیلم MD-55-2 که بوسیله بالون حاوی محلول ^{186}Re پرتودهی شده است.



شکل ٥- توزیع دُز در طول بالون با فیلم رادیوکرومیک MD-55-2.



شکل ٦- توزیع نرخ دُز عمقی در صفحه Z=0 بر حسب [(cGy/min)/(mCi/cc)] برای بالونی به قطر ۴ و طول ۴۰ میلی‌متر.



شکل ۷- توزیع نسبی دُز در طول بالون (محور Z) بر روی سطح بالون و در ۲ فاصله عمقی ۰/۳ و ۰/۵ میلی‌متر.

در شکل ۸ توزیع نرخ دُز عمقی بر حسب (Gy/min) برای آکتیویته‌های ویژه مختلف ۲۰۰، ۲۵۰، ۳۰۰، ۳۵۰، ۴۰۰ میلی‌کوری بر میلی‌لیتر نشان داده شده است. نرخ دُز در عمق ۰/۵ میلی‌متری برای آکتیویته‌های ویژه بالا به ترتیب برابر ۲/۳۱، ۲/۸۸، ۳/۶۴، ۴/۰۳، ۴/۶ بر حسب Gy/min است.

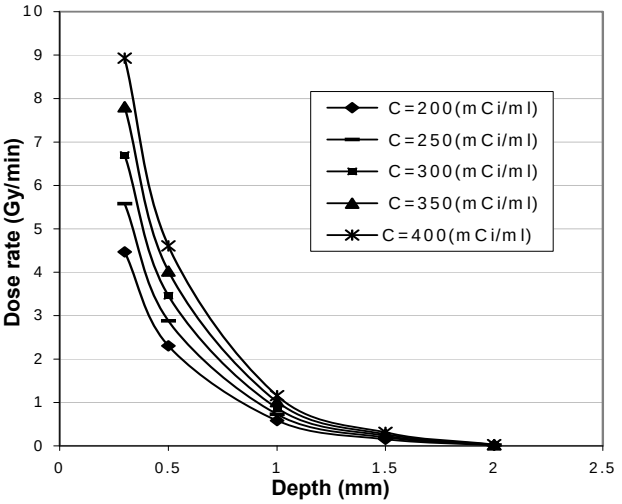
بنابراین مقدار آکتیویته ویژه مناسب برای بالونی به قطر ۴ میلی‌متر و به طول ۴۰ میلی‌متر در حدود ۴۰۰-۲۵۰ میلی‌کوری بر میلی‌لیتر است زیرا با این آکتیویته‌ها، اِعمال دُز ۲۰Gy-۱۲ در فاصلهٔ عمقی ۰/۵ میلی‌متر در محدوده زمانی ۴ دقیقه امکان پذیر است.

www.SID.ir

Archive of SID

۳-۳ ارزیابی دز داخلی پزشکی

نتایج محاسبه مربوط به ارزیابی دز داخلی ^{186}Re-DTPA برای کل بدن و مثانه در جدول ۱ نشان داده شده است. Thomas و همکارانش در سال ۱۹۸۴، دز داخلی مربوط به مدل ^{99m}Tc-DTPA را برای کل بدن و مثانه به ترتیب برابر ۰/۰۱۲ و ۲/۷۱ بر حسب mGy/MBq، بدست آوردند [۱۳]. این محاسبه بر اساس داده‌های موجود برای ^{188}Re و با اِعمال تصحیح بر روی ضرایب $\sum\Delta_i$ برای ^{186}Re بدست آمده است.



شکل ۸- توزیع نرخ دز عمقی بر حسب (Gy/min) برای آکتیویته‌های ویژه ۲۰۰، ۲۵۰، ۳۰۰، ۳۵۰، ۴۰۰ میلی‌کوری بر میلی‌لیتر.

جدول ۱- تخمین دز جذبی مربوط به ۱۸۶Re-DTPA و مقایسه آن با مدل ^{99m}Tc-DTPA.

اندام	دز جذبی (mGY/MBP)	
	^{186}Re-DTPA محاسبه	مدل ^{99m}Tc-DTPA
مثانه	۱/۹۶	۲/۷۱
کل بدن	۰/۰۰۲۴	۰/۰۱۲

٤- نتیجه‌گیری

استفاده از بالون حاوی رادیوایزوتوپ بتا روشی قابل قیاس با روشهای دیگر است، چون علاوه بر مزیت ایمنی پرتوی، دارای توزیع دز با همگنی بالاتر در اطراف بالون می‌باشد. از لحاظ ایمنی در مقابل پرتو، کاربرد ^{186}Re-DTPA انتخاب مناسبی است، زیرا دز جذبی داخلی ناشی از پارگی بالون برای کل بدن و دیواره مثانه پایین می‌باشد. نتایج محاسبات به روش MIRD حاکی از آن است که اگر ^{186}Re-DTPA به مقدار ۲۵۰ میلی‌کوری بطور کامل در سیستم گردش خون نشت یابد، دز جذبی کل بدن در حدود ۳۰-۲۰mGy خواهد بود. بهر حال احتمال پارگی بالون خیلی کم و در حدود ۰/۱ درصد می‌باشد [۱۱]، از طرفی فشار مورد نیاز برای پر کردن بالون با محلول رادیوآکتیو کمتر از نصف فشار مورد نیاز برای درمان آنژیوپلاستی متداول می‌باشد. بنابراین دز جذبی کل بدن خیلی کمتر از مقادیر پیش‌گفته است.

وجود پرتو گامای ۱۳۷keV از این چشمه با فراوانی نسبی ۹ درصد در هنگام پارگی بالون، برای مقاصد تصویر برداری از توزیع آلودگی داخلی می‌تواند بسیار مفید باشد.

نتایج دزیمتری بالون حاوی ^{186}Re-DTPA در زمان ۴ دقیقه، دز بالاتر از ۱۲Gy را در فاصلهٔ عمقی ۰/۵ میلی‌متری درون دیواره رگ نشان می‌دهد. از طرفی نتایج حاکی از آن است که مقدار آکتیویته مورد نیاز برای اِعمال دز ۳۰Gy در مدت ۵ دقیقه برابر با ۴۰۰Gy می‌باشد. Stabin و همکارانش بوسیله کد محاسباتی EGS4 مقدار آکتیویته مورد نیاز از محلول ^{186}Re را برای اِعمال دز ۳۰ گری در زمان ۵ دقیقه را در حدود ۴۶۰mCi/cc برآورد کرده‌اند [۸]، که در حدود ۱۲ درصد بیشتر از مقدار بدست آمده در این کار پژوهشی است.

افت سریعتر نرخ دز از سطح جدار رگ تا فاصله عمقی ۰/۵ میلی‌متری برای ^{186}Re در مقایسه با دیگر رادیوایزوتوپ‌های بتا مانند ^{188}Re و ^{90}Y یک عدم مزیت تلقی می‌شود. مقطع عرضی دیوارهٔ رگها از لحاظ شکل با هم متفاوت هستند، و در بیشتر موارد بیضی شکل و در بعضی موارد به شکل دایره می‌باشند؛ در صورت وجود نرخ دز با افتی سریعتر، همگنی اِعمال دز به دیواره رگهای دارای مقطع غیر دایره‌ای کاهش می‌یابد، بنابراین استفاده از ^{186}Re برای ضایعاتی که در آنها مقطع دیواره رگ دایره است، توصیه می‌شود.

پی نوشت‌ها:

۱- Intravascular Brachytherapy

۲- Restenosis

۳- Seed

www.SID.ir

Archive of SID

۴- Catheter

۵- Stent

۶- Angioplasty

۷- Monte Carlo

۸- Radiochromic

۹- Batch

۱۰- Point Kernel

۱۱- Giude Wire

۱۲- Tally

۱۳- MIRD: Medical Internal Radiation Dosimetry

۱۴- Thermoluminecent

References:

1. A.J. Carter, J.R. laird, L.R. Bailley, "Effect of endovascular radiation from a β-particle-emitting stent in a porcine coronary restenosis model," Circulation, **94**, 2364-2368 (1996).

2. J.A. Condado, R. Waksman, O. Gurdial, "Long-term angiographic and clinical out come after percutaneous transluminal coronary and intracoronary radiation therapy in humans," Circulation, **96**, 727-732 (1997).

3. R. Waksman, "Local catheter-based intracoronary radiation therapy restenosis prevention," Am. J. Cardiol, **78**, 23-28 (1996).

4. D.O. Willams, "Radiation vascular therapy: A novel approach to preventing restenosis," Am. J. Cardiol, **87**(7A), 18E-20E (1998).

5. P. Teirstin, "Catheter-based radiotherapy to inhibit restenosis after coronary stenting," N. Engl. J. Med, **336**, 1697-1702 (1997).

6. V. Verin, P. Urban, Y. Popowski, M. Schwger, Ph. Nauer, P.A. Dorza, P. Chateain, M.J. Kurtz, W. Rutishauser, "Feasibility of intracoronary β-irradiation to reduce restenosis after balloon angioplasty," Circulation, **95**, 1138-1144 (1997).

7. H.I. Amols, L.E. Reinstein, J. Weinberger, "Dosimetry of a radioactive coronary balloon dilution catheter for treatment of neointimal hyperplasia," Med. Phys, **23**, 1783-1788 (1996).

8. G.S. Stabin, M. Konijnenberg, F.F. Knapp, R.H. Spencer, "Monte Carlo modeling of radiation dose distribution in intravascular radiation therapy," Med. Phys, **27**, 1086-1092 (2000).

9. J.F. Briesmeister, "MCNP-A general Monte Carlo N-particle transport Code, Version 4C," Los Alamos National Laboratory Report LA12625 (2000).

10. O. Israel, Z. Keidor, R. Rubinov, G. Losilevski, A. Frenel, A. Kuten, L. Betman, G.M. Kolodny, D. Yarnisky, D. Front, "Quantitative bone single-photon emission computed tomography for prediction of pain relief in metastatic bone disease treated with rhenium-186 etidronate," J. Clinical Oncolo. **18**, 2747-2754 (2000).

11. USDOE "ENSDEF decay data Center," Brookhaven National Laboratory,Uptone. Ny, USA (2004).

12. O. Ratib, Y. Ligier, Gh. Girard, M. Logean, R. Welz, "OSIRIS. A multiplatform software for display and analysis of images from the cardiac DICOM CD Standard," University Hospital of Geneva, Switzerland (2006).

13. S.R. Thomas, H.L. Atkin, J.G. Macafee, "MIRD dose estimatereport No.12 radiation absorbed dose from ^{99m}Tc-DTPA," J. Nucl. Med, **25**, 503-505 (1984).

www.SID.ir