



مجله سنجش و ایمنی پرتو، جلد ۵، شماره ۲، بهار ۱۳۹۶

شبیه‌سازی براکی تراپی رگ کرونر با استنت پرتوزای ^{188}Re و محاسبه دز جذب شده در اندام- های حیاتی نزدیک استنت

ویدا حیدری و محمدرضا عبدی*

گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران.

*دانشگاه اصفهان، دانشکده علوم، گروه فیزیک، کدپستی: ۸۱۷۴۶-۷۳۴۴۱

پست الکترونیکی: r.abdi@phys.ui.ac.ir

چکیده

در این پژوهش براکی تراپی رگ قلبی با استنت پالماز-اسپانز ساخت شرکت کوردیس که با چشمه ^{188}Re پرتوزا شده، با استفاده از کد MCNPX شبیه‌سازی شد. توابع و پارامترهای دزسنجی در مختصات استوانه‌ای برای نقاط مختلف اطراف چشمه و برخی بافت‌های حساس بدن محاسبه گردید. نتایج با آخرین استانداردها و پیشنهادهای گروه AAPM TG-60، داده‌های تجربی منتشر شده و نیز دیگر شبیه‌سازی‌های انجام شده مقایسه شد. همچنین اندازه خطرات احتمالی این روش درمانی برای قلب و بافت‌های حساس اطراف رگ تحت درمان براساس نتایج به‌دست آمده از این شبیه‌سازی و با توجه به آخرین گزارش‌ها و استانداردهای ICRP برآورد شد. برای استنت ^{188}Re با فعالیت اولیه $1\ \mu\text{Ci}$ آهنگ اولیه دز جذب شده در گرفتگی برابر $9/35 \times 10^{-6}\ \text{Gy/s}$ بیش‌ترین دز جذب شده در گرفتگی پس از ۲۸ روز برابر $83\ \text{cGy}$ و بیش‌ترین آهنگ دز مؤثر در گرفتگی با ضرایب وزنی گزارش شده‌ی ICRP60 برابر $4/5 \times 10^{-7}\ \text{Sv/s}$ به‌دست آمد. در نتیجه برای دسترسی به مقدار دز مناسب برای براکی تراپی (۲۵-۲۰ Gy) باید فعالیت اولیه‌ی استنت پرتوزا، حدود $30 - 24\ \mu\text{Ci}$ در نظر گرفته شود. بنابراین دز حاصل از پرتوهای گامای رنیوم برابر $0/32 - 0/27\ \text{Gy}$ خواهد شد که این مقدار بسیار کم‌تر از آستانه‌ی دز پرخطر گاما است. این ویژگی ^{188}Re سبب می‌شود که این چشمه علاوه‌بر کاربرد درمانی توسط ذرات بتای گسیل شده از آن، به‌خاطر پرتوهای گامایی که دارد به‌طور هم‌زمان، هم کاربرد تشخیصی داشته باشد و - هم بتواند به‌عنوان دوربین گاما به‌کار برود.

کلیدواژه‌گان: براکی تراپی درون‌رگی، استنت پرتوزا، گرفتگی رگ، شبیه‌سازی مونت‌کارلو، محاسبه دز.

۱. مقدمه

اخیر شاهد پیشرفت‌ها و دستاوردهای چشم‌گیری در درمان این بیماری بوده‌ایم. امروزه پزشکی هسته‌ای روش‌های مفیدی ارائه می‌دهد که در بسیاری از خدمات اختصاصی پزشکی کاربرد

هر ساله حدود یک چهارم کل مرگ و میر دنیا به‌علت بیماری گرفتگی رگ‌های کرونر قلب اتفاق می‌افتد. در سال‌های

۱.۱. گزارش‌های AAPM و ICRP

طبق گزارش آژانس انرژی اتمی (IAEA-TECDOC)
 (1029, IAEA, Vienna-1998) دز لازم برای براکی‌تراپی
 درون رگی قلب در حدود ۲۵-۲۰ Gy است. در حالی که این
 دز می‌تواند به‌طور قابل ملاحظه‌ای از مقدار کمینه ۴۰ گری تا
 بیشینه ۸۰ گری باشد [۴]. طبق گزارش (-IAEA-CN-85-
 127) بسته به پروتکل^۵ آزمون و طراحی چشمه مقدار دز
 تجویزی بین ۷ تا ۲۰ گری است. دز در نقاط با فاصله‌های
 مختلف از چشمه متفاوت است. پاتی^۶ و همکارانش با استفاده
 از سه چشمه مختلف دانه‌ای ^{۱۹۲}Ir به طول ۱۸ mm و ^{۹۰}Sr/^{۹۰}Y
 به طول ۴۰ mm و چشمه سیمی ^{۳۲}P به طول ۴۰ mm، در طی
 یک آنژیوپلاستی متوسط، دز جذب شده در ارگان‌های حساس
 بدن را تخمین زدند. این مقادارها برای استخوان ۲/۹ cGy
 برای شش ۹/۳۵ cGy، برای تیروئید ۰/۹۹ cGy و برای پستان
 در خانم‌ها ۴/۸۹ cGy به‌دست آمد. همچنین مقدار دز جذب
 شده در دیگر ارگان‌های بدن برای چشمه‌های گسیلنده‌ی بتا و
 از همان مرتبه برای چشمه‌های گسیلنده‌ی گاما بسیار کم‌تر از
 مقادارهای بالا به‌دست آمد. دز جذب شده برای ارگان‌هایی با
 فاصله دورتر برای چشمه‌های گسیلنده‌ی بتا بستگی به
 برهمکنش برمشرتلانگ دارد. بنابراین دز حاصل از چشمه‌های
 بتا در ارگان‌های پرخطر بسیار کم‌تر از دز حاصل از چشمه‌های
 گاما خواهد بود [۵]. برای پرتوهای گاما در دزهای بیش‌تر از
 ۵۰۰ mGy ایجاد تغییرات در خون حتمی است. در دز ۲ Gy
 کاهش فعالیت مغز استخوان و در دز حدود ۴ تا ۶ Gy قطع
 کامل آن روی می‌دهد. پرتوگیری در حدود ۷ Gy یا بیش‌تر
 منجر به قطع همیشگی فعالیت مغز استخوان می‌شود [۶]. حجم
 هدف برای IVBT به ناحیه‌ی آنژیوپلاستی محدود می‌گردد.
 معمولاً این ناحیه ۲ تا ۵ سانتی‌متر از طول سرخرگ و ۰/۵ تا ۲

دارد. یکی از این روش‌ها براکی‌تراپی^۱ درون‌رگی کرونر یا
 IVBT^۲ است [۱]. رایج‌ترین راه درمان بیماری گرفتگی رگ
 کرونر، آنژیوپلاستی همراه با کاشت استنت^۳ است. استنت
 تورینه فبری کوچک قابل انبساطی از جنس فولاد زنگ نزن یا
 تیتانیوم است که هنگام آنژیوپلاستی مانند یک ستون یا
 داربست در رگ کار گذاشته می‌شود تا مانع برگشت دیواره
 رگ و گرفتگی مجدد آن گردد [۲]. ظرف چند هفته پس از
 استنت‌گذاری بافت‌های جدیدی بر روی سطح استنت تشکیل
 می‌شوند به‌طوری‌که سطح داخلی سرخرگ‌ها کاملاً صاف و
 صیقلی می‌گردد. علاوه‌بر بافت جدید سالمی که بر روی
 استنت تشکیل می‌شود بافت اسکار^۴، بافتی که در محل جوش
 خوردن حاشیه‌های زخم تشکیل می‌شود، نیز ممکن است
 به‌صورت زیرسطحی گسترش یافته و به‌قدری ضخیم شود که
 جلوی عبور جریان خون را بگیرد و اغلب با گذشت شش ماه
 پس از انجام آنژیوپلاستی، رگ کرونر دچار تنگی مجدد شود
 اگرچه جای‌گذاری یک استنت به‌شدت از این احتمال خواهد
 کاست [۳]. دانشمندان و پزشکان پس از چند دهه کار روی
 تومورها دریافته‌اند که تابش‌های هسته‌ای همانند اثری که بر
 بیماری‌های خوش‌خیم دارد می‌تواند به‌آسانی جلوی تکثیر
 سریع سلول‌ها را بگیرد یا سبب مرگ سلول‌ها شده تا حدی از
 تشکیل و رشد لایه‌های داخلی رگ‌ها و داخل شریانی
 جلوگیری کند و تنگی مجدد را تا زیر ۱۰٪ کاهش دهد. آن‌ها
 از این رهیافت برای جلوگیری از تنگی مجدد کرونر استفاده
 کردند و به‌جای استنت‌های معمولی با ارائه روشی به‌نام براکی-
 تراپی درون‌رگی کرونر دو فرآیند استنت‌گذاری و پرتودهی را
 در یک عمل ترکیب کرده، استنت‌های پرتوزا را برای کاهش
 تنگی مجدد استفاده نمودند [۲].

¹ Brachytherapy

² Intravascular Brachytherapy

³ Stent

⁴ Scar

⁵ Protocol

⁶ Pattee

$$H_E = \sum_T W_T \sum_R W_R D_{T,R} = \sum_T W_T H \quad (2)$$

که در آن $D_{T,R}$ دز جذبی مربوط به نوع خاصی از تابش (R) در یک بافت یا عضو (T) است [۹].

یکای دز معادل یا اثرات بیولوژیکی دز جذب شده در بدن از پرتوهای یون‌ساز را با یکای سیورت (Sv) بیان می‌کنند. یک سیورت معادل یک ژول در یکای جرم است [۶].

۲. مواد و روش‌ها

چشمه‌های گسیلنده‌ی بتا مانند $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ و ^{32}P برای درمان و چشمه‌های بتا-گاما مانند $^{188}\text{W}/^{188}\text{Re}$ گزینه‌های مناسبی برای مقاصد درمانی و تشخیصی هستند و $^{99\text{m}}\text{Tc}$ چشمه‌ای مناسب برای موارد تشخیصی است. چندین مطالعه‌ی دزسنجی درباره‌ی چشمه‌های دانه‌ای $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ و استنت‌های پرتوزا ^{32}P و $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ گزارش شده است. هرچند تاکنون برای پیامدهای زیست‌شناختی آن‌ها تحقیقات کافی صورت‌نگرفته است. در مورد استفاده از ^{188}Re به شکل تهیه رادیودارو از این چشمه تحقیقاتی صورت‌گرفته ولی در مورد استفاده از این چشمه به-صورت استنت پرتوزا تحقیقات زیادی وجود ندارد [۲].

در این پژوهش براکی‌تراپی درون‌رگی کرونر با استنت پرتوزای ^{188}Re شبیه‌سازی شده است. در این بخش روش‌ها، هندسه و مواد به‌کار گرفته شده در این شبیه‌سازی توضیح داده می‌شود.

۱.۲. چشمه رنیوم ^{188}Re

^{188}Re یک چشمه‌ی گسیلنده‌ی بتا-گاما با نیمه عمر ۱۷ ساعت است که ذرات بتا را با احتمال ۷۱ درصد، با انرژی میانگین ۷۸۴ keV و بیشینه انرژی ۲/۱۲ MeV گسیل می‌کند. همچنین پرتوهای گاما را با بیشینه انرژی خیلی کم، ۱۵۵ keV و احتمال گسیل ۱۵ درصد گسیل می‌کند. بنابراین دز حاصل از پرتوهای

میلی‌متر از ضخامت دیواره‌ی سرخرگ را در برمی‌گیرد. در بعضی از مواقع ممکن است این ابعاد بسته به محل و گستردگی بیماری از حد تعیین شده تجاوز کنند. با قطر مجرای ۳ تا ۵ میلی‌متر محدوده‌ی شعاعی درمان در حدود ۵ میلی‌متر از مرکز سرخرگ گسترش می‌یابد. با این‌همه، مقدار دزی که از طریق یک استنت پرتوزا به رگ داده می‌شود بستگی به طول استنت، طراحی آن، نیمه عمر و فعالیت ماده پرتوزا دارد [۷].

تأثیر تابش وابسته به چند فاکتور مقدار دز تابش به‌صورت تقطیعی، آهنگ دز و حجم مورد تابش است. مثلاً یک دز منفرد ۵ Gy به تمام بدن منجر به مرگ پنجاه درصد افراد می‌شود در صورتی‌که اگر همین مقدار دز در مدت زمان طولانی به این افراد یا به یک ناحیه کوچک بدن بتابد امکان مرگ بسیار ناچیز یا صفر است [۸].

۲.۱. کمیت دز معادل و دز مؤثر و یکای آن‌ها

برای محاسبه دز معادل^۱ که آن را با H نشان می‌دهند، طبق رابطه ۱ دز جذب شده یا D را در ضریب وزنی پرتو که با W_R نشان داده می‌شود ضرب می‌کنند [۶، ۹].

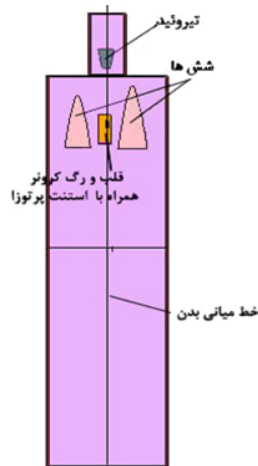
$$H = D_R \times W_R \quad (1)$$

به‌منظور تعیین استانداردهای ایمنی تابش می‌توان فرض کرد احتمال اثرات تصادفی در هر بافت با دز معادل آن بافت، متناسب است و W_R را می‌توان برای الکترون و فوتون برابر یک در نظر گرفت. اما به‌دلیل برابر نبودن حساسیت بافت‌های گوناگون مقدار ضریب تناسب در بافت‌های متفاوت یکسان نیست. برای محاسبه‌ی دز مؤثر^۲ یک بافت، دز معادل تابش را در ضریب وزنی آن بافت ضرب می‌کنند بنابراین دز مؤثر یا H_E بافت T از رابطه‌ی زیر به‌دست می‌آید:

¹ Equivalent Dose

² Effective Equivalent Dose

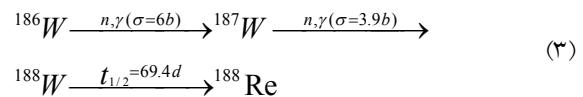
براساس پژوهش‌های انجام شده کم‌ترین قطر رگ کرونر مورد نیاز برای استنت‌گذاری برابر ۳ mm است [۲]. بنابراین در این شبیه‌سازی رگ کرونر با قطری حدود ۴ mm، طول ۳۰ mm و ضخامت ۰/۳ mm در نظر گرفته شد. جنس رگ از بافت نرم با چگالی 1 g/cm^3 و جنس گرفتگی رگ از ترکیبات مربوط به بافت چربی^۳ با چگالی $0/92 \text{ g/cm}^3$ طول ۱۵ mm و ضخامت ۰/۵ mm فرض شد. استنت به صورت یک پوسته‌ای استوانه‌ای به ضخامت $70 \mu\text{m}$ ، به قطر ۳ mm و طول ۱۵ mm از جنس فولاد زنگ‌نزن در نظر گرفته شد. ماده پرتوزا با فعالیت اولیه $1 \mu\text{Ci}$ با ضخامت $5 \mu\text{m}$ روی سطح خارجی استنت آب‌کاری شده و سطح بیرونی آن با یک روکش پلیمری از جنس پلی‌اورتان با ضخامت $2 \mu\text{m}$ در راستای شعاعی پوشانده شده است. برای کاهش اثر لبه^۴ که در بخش ۵/۲ به آن اشاره می‌شود، ضخامت ماده پرتوزا در بالا و پایین استنت کمی بیشتر از ضخامت در راستای شعاعی و برابر $3 \mu\text{m}$ در نظر گرفته شده است [۱۲، ۱۳].



شکل (۱): فانتوم ساده شده‌ی بدن انسان بالغ همراه با قلب، رگ کرونر حاوی استنت پرتوزا، شش‌ها و تیروئید.

گامی آن بسیار کم‌تر از آستانه‌ی دز پرخطر گاما است که در بخش‌های ۱۳ و ۲۳ نشان داده خواهد شد.

امروزه بیش‌تر برای تولید ^{188}Re از مادرهسته‌ی آن ^{188}W با نیمه‌عمر $69/4 \text{ day}$ استفاده می‌شود. هسته‌ی ^{188}W با جذب دوگانه-ی نوترونی یا فرآیند دوگانه‌ی (n, γ) هسته‌ی ^{186}W ، به شکل زیر به وجود می‌آید:



بهترین بازده تولید رنیوم از بارگذاری ستون اکسید آلومینیوم به دست آمده است. محلول سدیم پرهنات رنیوم^۱ از یک ژنراتور ایستای تکی یا چند ژنراتور ایستای پشت سر هم به دست می‌آید. فعالیت کل محلول ^{188}Re به دست آمده برابر 74 GBq با خلوص رادیوشیمیایی $99/99\%$ است [۱۰]. این رادیوایزوتوپ دارای نفوذ بافت به عمق بیش از $3/5 \text{ mm}$ است و می‌تواند دز لازم $20-15 \text{ Gy}$ را به سلول‌های ماهیچه‌ای نرم یا گرفتگی اعمال کند. بنابراین حیطه‌ی درمان ایده‌آلی برای عروق کرونر و سایر رگ‌های خونی دارد [۱۱].

۲.۲ شبیه‌سازی براکی‌تراپی رگ کرونر، بافت‌های اطراف آن و برخی اندام‌های بدن

شبیه‌سازی فانتوم ساده‌شده‌ی بدن انسان بالغ^۲ در نمایش استوانه‌ای همراه با برخی اندام‌های داخلی مانند قلب، شش‌ها و غده‌ی تیروئید انجام شد. در این شبیه‌سازی سعی شد ابعاد بدن و اندام‌های آن با ابعادی که در ساخت فانتوم استاندارد (MIT) استفاده می‌شود هم‌خوانی داشته باشد. همچنین دقت شد وزن برخی اندام‌ها مانند قلب و تیروئید بسیار نزدیک به وزن واقعی اندام‌های بدن یک انسان بالغ باشد (شکل ۱).

³ Adipose

⁴ Edge Effect

¹ Re sodium perrhenate

² Mird

۳.۲. هندسه و نوع تالی شبکه استفاده شده در این شبیه‌سازی

در این شبیه‌سازی در ساخت سلول‌های شبکه از تالی شبکه نوع سوم (CMESH3) استفاده شد. چون استنت دارای تقارن استوانه‌ای است، محاسبات در دستگاه مختصات استوانه‌ای برای ذرات الکترون و فوتون انجام شد. تقسیم‌بندی‌های مختلف در نظر گرفته شد و پس از اجرای برنامه خروجی‌ها با هم مقایسه شدند تا شبکه‌ی مطلوب معین گردد.

در تمام حالت‌ها، تقارن سمتی حفظ شد و سلول‌بندی به صورت لایه‌های حلقوی از مرکز مختصات تا فاصله $2/5 \text{ mm}$ از محور تقارن استوانه در راستای شعاعی و تا فاصله 1 mm در راستای محور تقارن استوانه انجام شد. برای به دست آوردن نتایج سلول‌بندی‌هایی برابر $0/1 \text{ mm} \times 0/1 \text{ mm}$ انتخاب گردید.

۳. نتایج و بحث

۱.۳. نتایج مربوط به محاسبه‌ی دز جذب‌شده (کرما) در

گرفتگی و بافت‌های حساس بدن با استنت پرتوزای

 ^{188}Re

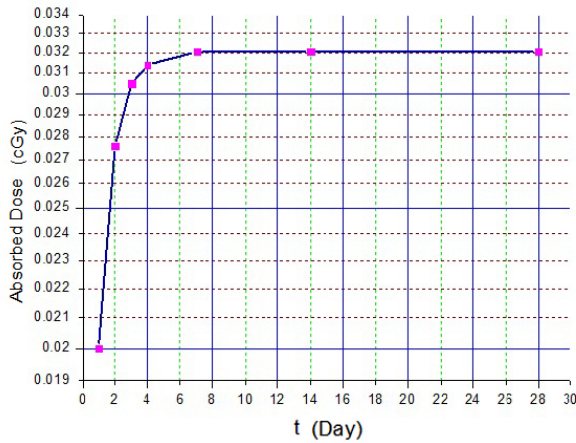
نمودار تغییرات دز جذب شده حاصل از ذرات بتا و پرتوهای گامای گسیل شده از رنیوم با گذشت زمان ۱، ۲، ۳، ۴، ۷، ۱۴ و ۲۸ روز پس از کاشت استنت پرتوزا در رگ کرونر در بافت‌های مختلف بدن محاسبه شده توسط برنامه برای استنت پرتوزا با طول $1/5 \text{ mm}$ و قطر 3 mm با چشمه‌ی ^{188}Re با فعالیت اولیه $1 \mu\text{Ci}$ به ترتیب در شکل‌های ۲، ۳، ۴ و ۵ نشان داده شده است. خطای محاسبات از نزدیک‌ترین تا دورترین نقطه به چشمه برای ذرات بتا به ترتیب از $0/1$ درصد تا $6/5$ درصد و برای پرتوهای گامای رنیوم به ترتیب از $0/2$ تا

$1/31$ درصد تغییر کرد. بیش‌ترین آهنگ دز اولیه حاصل از ذرات بتای رنیوم محاسبه شده به وسیله‌ی تالی *F8 مربوط به گرفتگی و برابر $9/36 \times 10^{-6} \text{ Gy/s}$ و کم‌ترین مقدار آن مربوط به مغز و تیروئید به ترتیب برابر با $6/4 \times 10^{-14} \text{ Gy/s}$ و $2/7 \times 10^{-14} \text{ Gy/s}$ گزارش می‌گردد.

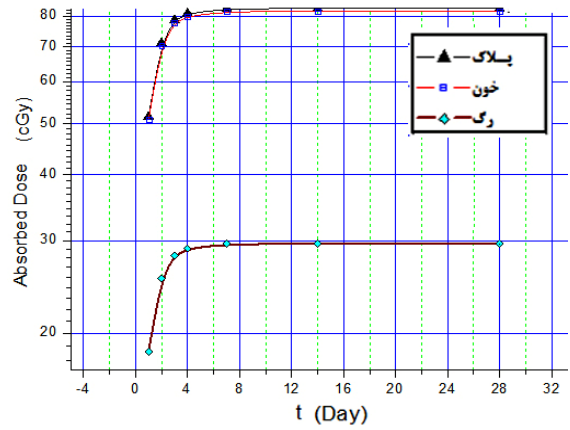
بیش‌ترین آهنگ دز اولیه حاصل از پرتوهای گامای رنیوم محاسبه شده به وسیله‌ی تالی *F8 مربوط به گرفتگی و برابر $2/35 \times 10^{-8} \text{ Gy/s}$ است، این مقدار بیش از صد بار کوچک‌تر از بیش‌ترین آهنگ دز اولیه‌ی حاصل از ذرات بتای رنیوم در همین بافت گرفتگی است. کم‌ترین مقدار آن مربوط به مغز و تیروئید به ترتیب برابر $7/34 \times 10^{-13} \text{ Gy/s}$ و $3/5 \times 10^{-13} \text{ Gy/s}$ به دست آمد. این مقدار نیز بیش از ده بار کوچک‌تر از کم‌ترین آهنگ دز اولیه‌ی حاصل از ذرات بتای رنیوم در همین بافت گرفتگی است. خلاصه نتایج محاسبه دز در جدول ۱ آورده شده است. بیشینه دز جذب شده حاصل از ذرات بتای گسیل شده از رنیوم در گرفتگی پس از گذشت ۲۸ روز برابر cGy $82/6$ است در حالی که بیشینه دز جذب شده حاصل از پرتوی گامای این چشمه برابر $1/07 \text{ cGy}$ است. کم‌ترین دز جذب شده در تیروئید و مغز از مرتبه‌ی 10^{-5} سانتی‌گری است.

طبق گزارش بخش ۱.۱ به منظور دسترسی به مقدار دز مطلوب و مناسب ($20-25 \text{ Gy}$) برای براکی‌تراپی باید فعالیت اولیه‌ی استنت پرتوزا حدود $30-24 \mu\text{Ci}$ در نظر گرفته شود. با این حساب، دز حاصل از ذرات بتای گسیل شده از پرتوهای گامای رنیوم تقریباً $0/27-0/32 \text{ Gy}$ خواهد شد که این مقدار بسیار کم‌تر از آستانه‌ی دز پرخطر گاما است.

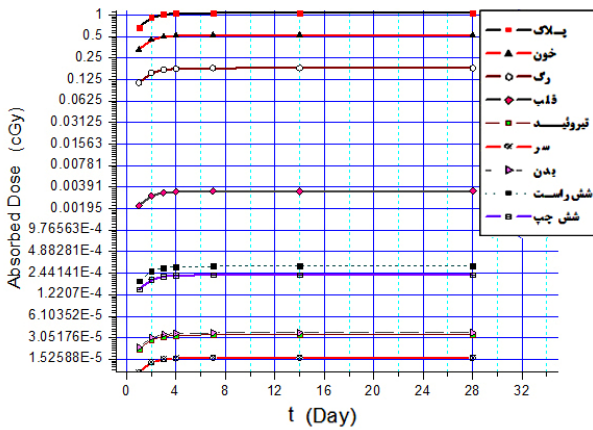
همان‌طور که در نمودارها دیده می‌شود، چون نیمه‌عمر رنیوم برابر ۱۷ ساعت است، دز جذب شده در گرفتگی، خون و دیواره‌ی رگ از روز نخست تا چهارم افزایش می‌یابد و از روز چهارم به بعد به مقدار ثابتی می‌رسد و در دیگر بافت‌های بررسی شده بسیار ناچیز است.



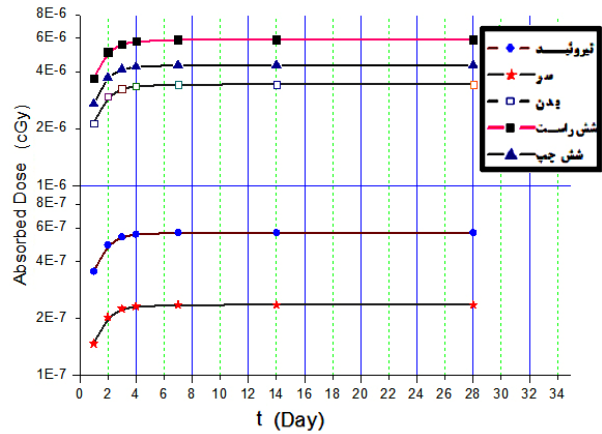
شکل (۳): نمودار دز جذب شده در بافت قلب حاصل از ذرات بتای گسیل شده از استنت پرتوزای ^{188}Re با فعالیت اولیه $1 \mu\text{Ci}$ پس از گذشت ۲۸ روز.



شکل (۲): نمودار دز جذب شده در بافت‌های مختلف بدن حاصل از ذرات بتای گسیل شده از استنت پرتوزای ^{188}Re با فعالیت اولیه $1 \mu\text{Ci}$ پس از گذشت ۲۸ روز.



شکل (۵): نمودار دز جذب شده در بافت‌های مختلف بدن حاصل از پرتوهای گامای گسیل شده از استنت پرتوزای ^{188}Re با فعالیت اولیه $1 \mu\text{Ci}$ پس از گذشت ۲۸ روز.



شکل (۴): نمودار دز جذب شده در بافت‌های مختلف، حاصل از ذرات بتای گسیل شده از استنت پرتوزای ^{188}Re با فعالیت اولیه $1 \mu\text{Ci}$ پس از گذشت ۲۸ روز.

جدول (۱): خلاصه نتایج دز محاسبه شده توسط تالی $F8^*$ حاصل از ذرات بتا و پرتوهای گسیل شده از استنت پرتوزای ^{188}Re با فعالیت اولیه $1 \mu\text{Ci}$ پس از گذشت ۲۸ روز.

دز محاسبه شده‌ی ذرات بتای رنیوم				دز محاسبه شده‌ی پرتوهای گامای رنیوم			
بیش‌ترین	خطا (%)	کم‌ترین	خطا (%)	بیش‌ترین	خطا (%)	کم‌ترین	خطا (%)
دز جذب شده (cGy)		دز جذب شده (cGy)		دز جذب شده (cGy)		دز جذب شده (cGy)	
۸۳	۰/۰۱	$2/4 \times 10^{-7}$	۱	$1/07408$	۰/۱۱	$1/6 \times 10^{-7}$	۰/۲

۲.۳. نتایج محاسبات مربوط به تالی شبکه برای استنت پرتوزای رنیوم (^{188}Re)

تغییرات دز جذب شده در طول استنت پرتوزا (Z) در شعاع‌های مختلف اطراف آن (r) از فاصله شعاعی $0/1$ mm تا فاصله $2/4$ mm از سطح خارجی استنت توسط تالی شبکه نوع سوم برای استنت پرتوزای ^{188}Re با فعالیت اولیه $1 \mu\text{Ci}$ پس از گذشت ۲۸ روز از کاشت استنت محاسبه گردیده و خلاصه نتایج در جدول ۲ آورده شده است. طبق این نتایج، دز جذب شده حاصل از پرتوهای گامای رنیوم در مقایسه با دز جذب شده حاصل از ذرات بتای گسیل شده از رنیوم بسیار ناچیز است (حدود $0/21$ cGy در برابر 93 cGy برای $r=0/1$ mm و $Z=0$ mm).

پس از کارگذاری استنت‌های رادیواکتیو گسیلنده‌ی بتا مانند ^{32}P با فعالیت اولیه $1/5$ تا 12 میکروکوری در 100 بیمار در اروپا ثابت شد وجود پدیده‌ای به نام "اثر لبه یا لفاف بسته‌بندی آب‌نبات" بیماران را از بهره‌مند شدن از فواید این نوع استنت‌ها باز می‌دارد. اثر لبه در لبه‌های استنت یا فراتر از آن رخ می‌دهد و به‌عنوان تنگی مجددی که در خارج از منطقه تابش رگ تحت درمان ایجاد گردیده تعریف شده است. به‌بیان ساده‌تر در استنت‌گذاری بر پایه تابش تنها بخشی از رگ کرونر از تنگی مجدد باز داشته خواهد شد که تحت تأثیر تابش قرار بگیرد [۱۴].

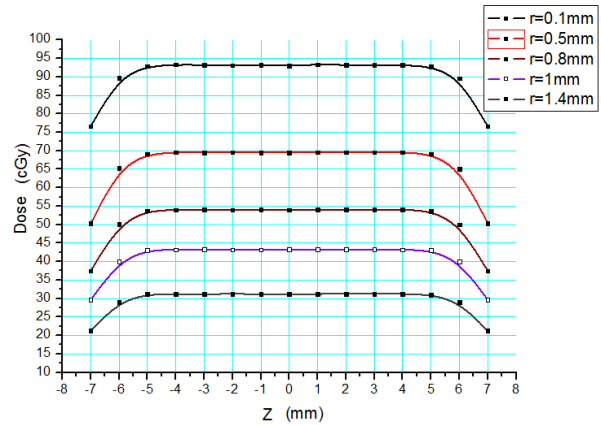
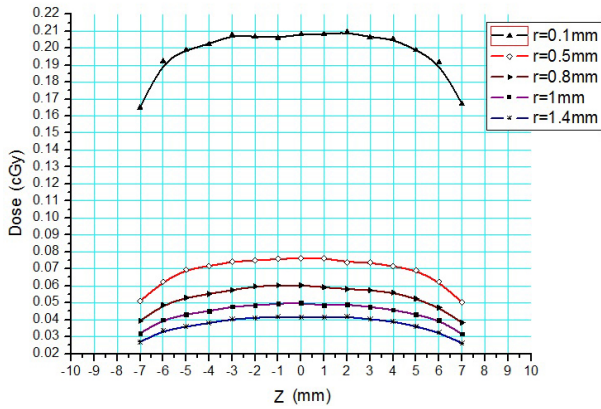
این اثر در نقاط انتهایی استنت در شکل‌های ۶ و ۷ دیده می‌شود به‌طوری که دز جذب‌شده در نقاط انتهایی استنت به‌خاطر وجود "اثر لبه" کمینه است. طبق این نمودارها بیشینه دز جذب شده‌ی کل در کم‌ترین فاصله از سطح استنت و در مرکز آن ($r=0/1$ mm و $Z=0$ mm) از بیش‌ترین مقدار در مرکز

(حدود 93 cGy) تا کم‌ترین مقدارش (حدود 77 cGy) در لبه‌ها ($r=0/1$ mm و $Z=-7$ و $+7$ mm) تغییر می‌کند و کمینه مقدار دز جذب شده‌ی کل در بیش‌ترین فاصله (دورترین نقطه محاسبه شده توسط تالی شبکه در این برنامه) از سطح استنت و در مرکز آن ($r=1/4$ mm و $Z=0$ mm) از بیش‌ترین مقدار در مرکز (حدود 31 cGy) تا کم‌ترین مقدارش (حدود 21 cGy) در لبه‌ها ($r=1/4$ mm و $Z=-7$ و $+7$ mm) تغییر می‌کند.

بیش‌ترین آهنگ دز اولیه حاصل از ذرات بتای رنیوم محاسبه شده به‌وسیله‌ی تالی شبکه در مرکز استنت ($r=0/1$ mm و $Z=0$ mm) تقریباً برابر $1/0514 \times 10^{-5}$ Gy/s و کم‌ترین آن برای ($r=1/4$ mm و $Z=0$ mm) برابر $3/5 \times 10^{-6}$ Gy/s به‌دست آمده است. بیش‌ترین آهنگ دز اولیه حاصل از پرتوهای گامای رنیوم محاسبه شده به‌وسیله‌ی تالی شبکه در مرکز استنت ($r=0/1$ mm و $Z=0$ mm) برابر $2/36 \times 10^{-8}$ Gy/s و کم‌ترین آن برای ($r=1/4$ mm و $Z=0$ mm) برابر $4/7 \times 10^{-9}$ Gy/s به‌دست آمد که این مقادیر در همه نقاط تقریباً $0/001$ آهنگ دز بتای رنیوم است. نتایج محاسبات مربوط به آهنگ دز مؤثر و دز مؤثر در گرفتگی و بافت‌های اطراف آن پس از گذشت ۲۸ روز از کاشت استنت، با استفاده از ضرایب وزنی گزارش شده ICRP60 در جدول ۳ آورده شده است.

همان‌طور که در جدول دیده می‌شود آهنگ دز معادل کل در همه بافت‌ها کم‌تر از این دز آستانه پرخطر است که در بالا به آن اشاره شده است.

در این شبیه‌سازی طبق ضرایب وزنی گزارش شده توسط ICRP60، بیش‌ترین آهنگ دز مؤثر برابر $4/5 \times 10^{-7}$ Sv/s به‌دست آمد که مربوط به گرفتگی است.



شکل (۷): نمودار تغییرات دز جذب شده حاصل از پرتوهای گامای استنت پرتوزای ^{188}Re با فعالیت اولیه $1 \mu\text{Ci}$ در طول استنت، از فاصله $1/4 \text{ mm}$ تا 0.1 mm از سطح خارجی استنت، محاسبه شده توسط تالی شبکه نوع سوم پس از گذشت ۲۸ روز.

شکل (۶): نمودار تغییرات دز جذب شده حاصل از ذرات بتای استنت پرتوزای ^{188}Re با فعالیت اولیه $1 \mu\text{Ci}$ در طول استنت، از فاصله $0.1/1$ تا $1/4 \text{ mm}$ از سطح خارجی استنت، محاسبه شده توسط تالی شبکه نوع سوم پس از گذشت ۲۸ روز.

جدول (۲): خلاصه نتایج دز محاسبه شده توسط تالی شبکه، حاصل از ذرات بتا و پرتوهای گسیل شده از استنت پرتوزای ^{188}Re با فعالیت اولیه $1 \mu\text{Ci}$ پس از گذشت ۲۸ روز.

ذرات بتا				پرتوهای گاما			
بیشترین	نزدیکترین	کمترین	خطا در	بیشترین	نزدیکترین	کمترین	خطا در
آهنگ دزاویه	بافت به چشمه (%)	آهنگ دزاویه	دورترین بافت به چشمه (%)	آهنگ دزاویه	بافت به چشمه (%)	آهنگ دزاویه	دورترین بافت به چشمه (%)
$1/0514 \times 10^{-3}$	001/0	$4/1 \times 10^{-5}$	0/003	$2/36 \times 10^{-6}$	0/005	$4/7 \times 10^{-7}$	0/015

جدول (۳): آهنگ دز مؤثر و دز مؤثر در گرفتگی و بافت‌های حساس بدن، بر حسب ضرایب وزنی ارائه شده توسط استانداردهای ICRP60 برای ذرات بتای گسیل شده از استنت پرتوزای ^{188}Re با فعالیت اولیه $1 \mu\text{Ci}$ پس از گذشت ۲۸ روز.

دز مؤثر (Sv)	آهنگ دز مؤثر (Sv/hr)	آهنگ دز مؤثر (Sv/sec)	آهنگ دز مؤثر (cGy/s)	
$4/13$	$1/68 \times 10^{-3}$	$4/68 \times 10^{-7}$	$9/36 \times 10^{-6}$	پلاک
$4/08$	$1/66 \times 10^{-3}$	$4/62 \times 10^{-7}$	$9/24 \times 10^{-6}$	خون
$1/48$	$6/02 \times 10^{-4}$	$1/67 \times 10^{-7}$	$3/35 \times 10^{-6}$	دیواره‌ی رگ
$1/6 \times 10^{-3}$	$6/53 \times 10^{-7}$	$1/81 \times 10^{-10}$	$3/63 \times 10^{-9}$	قلب
$2/84 \times 10^{-8}$	$1/16 \times 10^{-11}$	$3/22 \times 10^{-15}$	$6/43 \times 10^{-14}$	تیروئید

۳.۳. مقایسه با منابع معتبر

علیرضا کریمیان و همکارانش نتایج محاسبات خود برای دز جذب شده در طول استنت پرتوزا در شعاع‌های مختلف اطراف آن، از فاصله‌ی ۰/۱ mm تا فاصله‌ی ۴ mm در مدت ۲۸ روز برای استنت پرتوزای ^{90}Y با فعالیت اولیه ۴ μCi به طول ۱۵ mm، قطر ۳ mm و ضخامت ۰/۰۷۵ mm از جنس فولاد زنگ نزن (SS316L) در شکل ۸ گزارش کرده‌اند. آن‌ها میزان دز جذب شده در فاصله‌ی ۰/۱ mm از سطح استنت را از مقدار کمینه‌ی ۱۲۳۰ cGy در لبه‌ها تا ۲۴۰۰ cGy در نقاط میانی و دز جذب شده برای فاصله‌ی ۰/۵ mm از سطح استنت را از مقدار کمینه‌ی ۶۵۰ cGy در لبه‌ها تا ۱۲۵۰ cGy در نقاط میانی به دست آوردند [۱۵]. برای اعتبار سنجی این شبیه‌سازی چشمه استنت ^{90}Y با فعالیت اولیه‌ی ۱ μCi به جای چشمه ^{188}Re جایگزین شد و نتایج زیر به دست آمد:

نمودار تغییرات دز جذب شده در طول استنت پرتوزا در شعاع‌های مختلف اطراف آن از فاصله‌ی ۰/۱ mm تا فاصله‌ی ۱/۴ mm از سطح خارجی استنت پس از گذشت ۲۸ روز توسط تالی شبکه محاسبه شده و نتایج آن در شکل ۹ نشان داده شده است. خطای محاسبات از نزدیک‌ترین فاصله شعاعی تا دورترین فاصله شعاعی محاسبه شده توسط این برنامه از سطح استنت به ترتیب از ۰/۰۷ تا ۰/۱۲ درصد متغیر است.

با توجه به نمودار، دز جذب شده در فاصله‌ی ۰/۱ mm از سطح استنت از حدود ۳۱۴ cGy در لبه‌های انتهایی تا ۴۰۰ cGy و برای فاصله ۰/۵ mm از سطح استنت دز جذب شده از حدود ۱۸۰ cGy در لبه‌های انتهایی تا ۲۶۰ cGy در مرکز استنت تغییر می‌کند. در دورترین شعاع محاسبه شده توسط برنامه (۱/۴ میلی‌متر) دز جذب شده به ۷۰ cGy در لبه

های انتهایی و حدود ۱۱۴ cGy در مرکز استنت می‌رسد.

باتوجه به این‌که هندسه‌ی استنت در این شبیه‌سازی به صورت یک پوسته‌ی یکنواخت استوانه‌ای در نظر گرفته شده است، نمودار شکل ۹ مانند شکل ۸ دارای افت وخیز نیست. با توجه به کم‌ترین و بیش‌ترین مقدار دز در هر منحنی شکل ۸ (در فاصله‌های شعاعی مختلف) می‌توان برای دز جذب شده تجمعی یک مقدار کمینه و بیشینه‌ی میانگین را تخمین زد و مقدارهای به دست آمده را با مقادیر مربوطه از نمودار به دست آمده در این شبیه‌سازی مقایسه کرد. مثلاً برای فاصله $r=0/1\text{ mm}$ بیشینه‌ی دز برابر ۲۴۰۰ cGy و مقدار کمینه‌ی آن برابر ۱۲۳۰ cGy است. میانگین این دو مقدار تقریباً برابر ۱۸۰۰ cGy خواهد شد. در این شبیه‌سازی با در نظر گرفتن فعالیت اولیه‌ی استنت پرتوزا در حد ۴ برابر مقدار انتخاب شده (۴ μCi)، می‌توان با تقریب خوبی به نتایج شکل ۸ رسید.

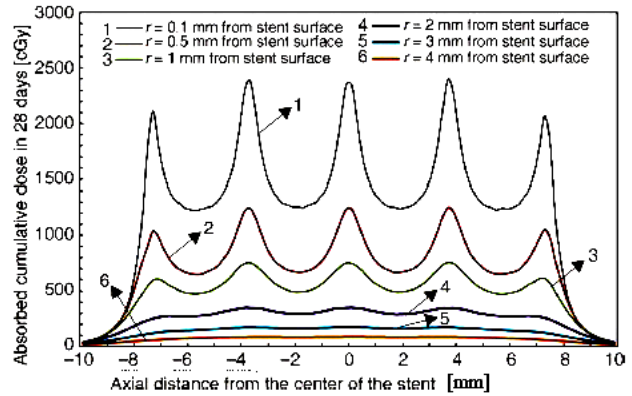
نقاط کمینه در هر نمودار مربوط به دز جذب شده در مجاورت روزه‌های استنت (توری شکل) و نقاط بیشینه در هر نمودار مربوط به دز جذب شده در مجاورت، بست‌های پوشیده از ماده پرتوزا است.

همان‌طور که بیان شد به دلیل این‌که، در این شبیه‌سازی استنت به شکل یک پوسته‌ی نازک استوانه‌ای فرض شده است، بنابراین نقاط کمینه و بیشینه در نمودارها ایجاد نشده‌اند.

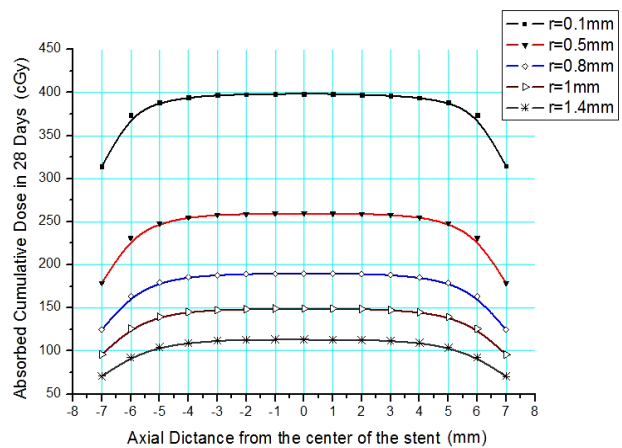
با توجه به شکل ۸ می‌توان دریافت در فاصله‌های دورتر از سطح استنت مانند $r=4\text{ mm}$ و $r=3\text{ mm}$ و $r=2\text{ mm}$ که در این فاصله نسبت به چشمه از نظر هندسی استنت به شکل یک پوسته استوانه‌ای در نظر گرفته می‌شود تا یک پوسته‌ی استوانه‌ای توری شکل، نمودار آن با نمودارهای به دست آمده در این شبیه‌سازی هم‌خوانی دارد.

۴. نتیجه گیری

(۱) با توجه به نمودارها و جدول‌های بالا می‌توان گفت برای چشمه‌ی گسیلنده‌ی بتا-گامای ^{188}Re دز جذب شده‌ی حاصل از ذرات گسیل شده بتا حدود ۱۰۰ برابر دز حاصل از پرتوهای گامای آن است و بیشینه انرژی گامای آن به گونه‌ای است که دز حاصل از آن بسیار ناچیز است و آسیبی به بافت‌های اطراف رگ وارد نمی‌کند. این ویژگی رنیوم سبب شده این چشمه بتواند به‌طور هم‌زمان برای کاربردهای درمانی گرفتگی رگ کرونر قلب به‌شکل کاشت دائم یا استنت پرتوزا در بدن بیمار و کاربرد تشخیصی به‌عنوان دوربین گاما به‌کار گرفته شود. (۲) با طراحی دقیق‌تر و نزدیک‌تر استنت، به نمونه‌ی واقعی آن، در نظر گرفتن دقیق طیف انرژی استنت گسیلنده‌ی خالص بتا، طراحی دقیق‌تر فانتوم سر و تنه و غیره، همچنین استفاده از فانتوم متناسب با سن و جنس بیماران، می‌توان به نتایج دقیق‌تر و بهتری رسید. (۳) به‌دلیل این‌که وقوع اثرات تصادفی نیازی به آستانه‌ی دز ندارد، تمرکز اصلی گزارش‌های منتشر شده از ICRP روی اثرات تصادفی، در درجه اول میزان ابتلا به سرطان و پس از آن نارسایی‌های ارثی است، بنابراین لزوم بررسی بیشتر و دقیق‌تر میزان دز جذب شده در فاصله‌های مختلف که نزدیک به بافت‌های حساس‌تر و دورتر از پرتو قرار دارند، احساس می‌شود. این امر باید با توجه به محل قرارگیری رگ تحت درمان، قطر رگ و نوع چشمه‌ی پرتوزای مورد استفاده، انجام گیرد. همچنین می‌توان با طراحی بهینه‌ی چشمه این خطرها را کاهش داد.



شکل (۸): توزیع دز تجمعی استنت استاندارد (^{188}Y) با فعالیت اولیه‌ی $4 \mu\text{Ci}$ در طول استنت، در فواصل شعاعی مختلف اطراف آن [۱۵].



شکل (۹): نمودار تغییرات دز جذب شده‌ی استنت پرتوزای ^{188}Y با

فعالیت اولیه‌ی $1 \mu\text{Ci}$ در طول آن در فاصله‌ی $0/1$ تا فاصله‌ی $1/4 \text{ mm}$ از سطح خارجی استنت، پس از گذشت ۲۸ روز.

۵. مراجع

- [1] D. Kasper, D. Longo. *Harrisons Principles Of Internal Medicine Disorders Of The Cardiovascular system*. McGraw-Hill Education, (2015).
- [2] F.M. Khan. *The Physics of Radiation Therapy*. Wolters Kluwer, Lippincott Williams & Wilkins, (2014).
- [3] A.D. Michaels, K. Chatterjee. Angioplasty versus bypass surgery for coronary artery disease. *Circulation* 106 (2002) e187-e190.
- [4] D.D. Sood, A.V.R. Reddy, N. Ramamoorthy. *Fundamentals Of Radiochemistry*. IAEA, (2010).
- [5] A. Hefner. Radiation risk to patient from intracoronary brachytherapy. *IAEA* 32 (2001).^۱

- [۶] راستی کردار، صمد. نادری، م. حسین. مبانی حفاظت در برابر پرتوها. انتشارات دانشگاه اصفهان (۱۳۷۹).
- [7] J.V.a.J. Pérez-Calatayud. A PRACTICAL GUIDE TO QUALITY CONTROL OF BRACHYTHERAPY EQUIPMENT. ESTRO (2004).
- [۸] توکلی، م. باقر. گلفام، فرهاد. اصول رادیوبیولوژی. کنکاش (۲۰۱۴).
- [9] C. Streffer. "The ICRP 2007 recommendations," Radiation protection dosimetry. (2007) 127–207.
- [10] M. Konior, E. Iller. Classic Radionuclide $^{188}\text{W}/^{188}\text{Re}$ Generator. Modern Chemistry & Applications 2 (2015).
- [11] H. e. al. "Method Of Making a Radioactive Stent", United Stent Patent. 10 (2002).
- [12] K. Kumar, "Anatomy of the human coronary arterial pulsation," J. Anat. Soc. India. 52 (2003) 24–27.
- [13] M. Imani, A.M. Goudarzi, D.D. Ganji and A.L. Aghili. "The comprehensive finite element model for stenting: The influence of stent design on the outcome after coronary stent placement," Journal of Theoretical and Applied Mechanics. 51 (2013) 639–648.
- [14] A. Arab, C. Bode, C. Hehrlein. The radioactive stent-any chance of a resurrection. European heart journal 15 (2001) 1245–1247.
- [15] A. Karimian, and S. Saghmanesh. "A dosimetry evaluation of 90y-stent implantation in intracoronary radiation treatment," Nuclear Technology and Radiation Protection. 28 (2013) 278–283