

# ارزیابی فاکتور افزایش دوز در براکی تراپی با چشمه‌های $^{170}\text{Tm}$ و $^{125}\text{I}$ در حضور مواد فعال ساز فوتونی از طریق شبیه سازی مونت کارلو

محسن خسروآبادی<sup>۱</sup>، ابراهیم گل‌مکانی<sup>۲</sup>، مهدی بخش آبادی<sup>۳\*</sup>، رضا گنجی<sup>۴</sup>، محمد امین یونسی هروی<sup>۵</sup>، حمید کردانی<sup>۶</sup>، هما رضایی مقدم<sup>۷</sup>، محمد مهریویان<sup>۸</sup>

<sup>۱</sup> مربی فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی، بجنورد، ایران

<sup>۲</sup> استادیار گروه بیوشی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

<sup>۳</sup> کارشناس ارشد فیزیک هسته ای، معاونت پژوهشی، دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی، بجنورد، ایران

<sup>۴</sup> استادیار ارتوپدی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی، بجنورد، ایران

<sup>۵</sup> مربی مهندسی پزشکی، گروه علوم پایه پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی، بجنورد، ایران

<sup>۶</sup> کارشناس ارشد فیزیک هسته ای، دانشگاه پیام نور مرکز قوچان، قوچان، ایران

<sup>۷</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

<sup>۸</sup> مربی گروه بیوشیمی و تغذیه، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سبزوار، سبزوار، ایران

نشانی نویسنده مسؤول: بجنورد، خیابان شریعتی جنوبی، کوچه شهید کرمی راد، معاونت تحقیقات و فناوری، دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی، مهدی بخش آبادی

E-mail: m.bakhshabadi@gmail.com

وصول: ۹۳/۴/۱۷، اصلاح: ۹۳/۵/۱۳، پذیرش: ۹۳/۵/۲۰

## چکیده

**زمینه و هدف:** یکی از تکنیک‌های پرتودرمانی، درمان به روش فعال‌سازی فوتونی است. در این روش، میزان انرژی آزاد شده در داخل یک تومور را می‌توان با ترکیب DNA و با یک ماده با عدد اتمی بالا و سپس تشدید گسیل الکترونیهای اوژه در طی برخورد فوتوالکتریک توسط آن ماده افزایش داد. هدف از مطالعه‌ی حاضر، بررسی اثر افزایش دوز تومور ناشی از فعال‌سازی فوتونی در حضور مواد فعال‌ساز مختلف در تومور، برای چشمه‌های تالیوم- $^{170}$  و ید- $^{125}$  به صورت کمی و با استفاده از روش مونت کارلو می‌باشد.

**مواد و روش‌ها:** در این مطالعه چشمه‌ی براکی تراپی ید- $^{125}$  مدل IAI-125A و چشمه‌ی فرضی تالیوم- $^{170}$  با استفاده از کد MCNPX مونت کارلو، شبیه‌سازی شد. پس از محاسبه و تایید پارامترهای گروه کاری ۴۳ انجمن فیزیک پزشکی آمریکا (TG-43) برای آن، فاکتور افزایش دوز تومور در مقطع مرکزی تومور در اثر حضور مواد فعال‌ساز پلاتین، نقره، طلا و ید با سه غلظت ۷، ۱۸ و ۳۰ میلی‌گرم بر میلی‌لیتر در تومور در درمان به روش فعال‌سازی فوتونی به‌طور جداگانه بررسی شدند.

**یافته‌ها:** مقادیر ثابت آهنگ دوز برای چشمه‌ی ید- $^{125}$  برابر  $1/03 \text{ cGy/Uh}$  و برای تالیوم- $^{170}$  برابر  $1/10 \text{ cGy/Uh}$  به‌دست آمد. بیشینه‌ی فاکتور افزایش دوز تومور برابر  $4/87$  و مربوط به چشمه‌ی تالیوم- $^{170}$  و حضور ماده فعال‌ساز فوتونی طلا با غلظت ۳۰ میلی‌گرم بر میلی‌لیتر می‌باشد. فاکتور افزایش دوز تومور برای تالیوم- $^{170}$  برای تمام ۴ ماده‌ی فعال‌ساز فوتونی از ید- $^{125}$  بیشتر است.

**نتیجه‌گیری:** مقادیر ثابت آهنگ دوز و تابع دوز شعاعی برای چشمه‌ها در توافق با اطلاعات سایر مقالات مرتبط بود. از نقطه‌نظر میزان افزایش دوز، حضور طلا در تومور در درمان براکی تراپی به روش فعال‌سازی فوتونی می‌تواند مفید باشد. همچنین چشمه‌ی براکی تراپی تالیوم- $^{170}$  به‌عنوان یک انتخاب در درمان به روش فعال‌سازی فوتونی پیشنهاد می‌شود.

**واژه‌های کلیدی:** فاکتور افزایش دوز- درمان به روش فعال‌سازی فوتونی- ید- $^{125}$  - تالیوم- $^{170}$  - مونت کارلو.

## مقدمه

پرتودرمانی، که یکی از راه‌های درمان سرطان است که به دو روش کلی انجام می‌شود: پرتودرمانی با باریکه‌ی خارجی و براکی تراپی. در پرتودرمانی با باریکه‌ی خارجی، چشمه در خارج از بدن قرار دارد و بدن را تحت تابش قرار می‌دهد (۱). در براکی تراپی چشمه از طریق یکی از مجاری بدن، در مجاورت بافت توموری قرار می‌گیرد. براکی تراپی به صورت‌های مختلفی مانند داخل حفره ای، داخل بافتی و داخل لومنی صورت می‌گیرد (۲).

تکنیک‌های مختلفی برای پرتودرمانی در درمان سرطان وجود دارند. درهریک از این تکنیک‌ها، هدف افزایش دوز تومور می‌باشد. این افزایش به میزانی است که برای از بین بردن سلول‌های توموری کافی باشد و درعین حال، کاهش دوز بافت‌های سالم نیز می‌باشد که این کاهش دوز، تا حدی است که دوز رسیده به بافت سالم، از حد تحمل بافت‌های سالم کمتر باشد. (۳).

یکی از تکنیک‌های پرتودرمانی، درمان به روش فعال سازی فوتونی است. در این روش، میزان انرژی آزاد شده در داخل یک تومور را می‌توان با ترکیب DNA با یک ماده با عدد اتمی بالا و سپس تشدید گسیل الکترون-های اوزه در طی برخورد فوتوالکتریک توسط آن ماده افزایش داد. برای این منظور از یک چشمه‌ی تک انرژی (مانند پرتوهای ایکس سینکروترون) و یا چشمه‌های دیگر که در لبه‌ی K یا L ماده‌ی فعال‌ساز مورد نظر، گسیل داشته‌باشند، استفاده می‌شود (۴).

براکی تراپی با دانه‌های پرتوزا که در داخل حجم تومور کاشته شده‌اند، موفقیت خوبی را در درمان برخی از انواع سرطان نشان داده‌است. یکی از روش‌هایی که نتایج آن در افزایش دوز تومور تأیید شده، استفاده از چشمه‌های ید-۱۲۵ به همراه مقادیر کمی از ترکیبات نقره در داخل تومور است. وجود اتم‌های نقره در داخل تومور به خاطر

وجود اثر لبه‌ی K، تعداد برخوردهای فوتوالکتریک در داخل تومور را افزایش می‌دهد. در این حالت الکترون‌های اوزه گسیل شده از اتم‌های نقره علت اصلی افزایش دوز در تومور هستند. در تحقیقی که در سال ۱۹۹۹ توسط یونگ و همکارانش در این خصوص انجام شده، در یک فانتوم آب از غلظت ۷/۵ میلی مولار از نقره در تومور استفاده گردیده‌است و سپس افزایش نسبی دوز در تومور با استفاده از یک روش دوزیمتری مبتنی بر طیف سنجی اندازه‌گیری شده‌است. نتایج این دوزیمتری تجربی با نتایج به دست آمده از شبیه سازی چشمه و تومور به روش مونت کارلو توافق بسیار خوبی را نشان داده‌اند. افزایش دوز در لبه‌ی K با چشمه ید-۱۲۵ در صورتی ممکن خواهد بود که ترکیب‌های غیر سمی محتوای نقره در آینده ساخته شوند (۵).

برای فعال سازی فوتونی می‌توان از ترکیب چشمه‌های مختلف و مواد فعال‌ساز مختلفی استفاده کرد. در این زمینه، تحقیق‌های مختلفی که در هر کدام از یک ترکیب چشمه و ماده‌ی فعال‌ساز استفاده شده، انجام گردیده‌است.

در تحقیقی که در سال ۱۹۹۸ توسط یانگ و همکارانش در زمینه‌ی فعال‌سازی فوتونی انجام شد، افزایش دوز ناشی از حضور یک ترکیب محتوای نقره (AgTPPS<sub>4</sub>) در تومور به همراه براکی تراپی داخل بافتی با چشمه‌ی ید ۱۲۵ به صورت کمی بررسی شد. برای این منظور، از یک مدل سه بعدی شبیه‌سازی با کد EGS4 استفاده شد و دو مدل چشمه‌ی ید ۱۲۵ با عنوان ۶۷۰۲ و ۶۷۱۱ شبیه‌سازی و مقایسه شدند. دوز جذبی در داخل حجم تومور برای غلظت‌های مختلف ماده بین ۰ تا ۲۰ میلی‌مول بریک کیلوگرم تومور محاسبه گردید. نتایج نشان دادند که رابطه‌ی خطی بین دوز جذبی در تومور و غلظت ماده‌ی فعال‌ساز (AgTPPS<sub>4</sub>) وجود دارد (۶). غلظتی از AgTPPS<sub>4</sub> که برای رسیدن به حداقل ۱۰ درصد افزایش دوز در تومور به آن نیاز است، برای چشمه‌ی مدل

۶۷۰۲ برابر با ۶/۵ میلی مول برکیلوگرم تومور است. در این زمینه، آزمایش‌های داخل آزمایشگاهی بر روی سمی بودن و همچنین آزمایش‌های داخل بدنی بر روی توزیع زیستی مواد نیز صورت گرفت تا مشخص گردد که آیا این غلظت از مواد فعال‌ساز به صورت زیستی در بدن قابل دستیابی هستند یا خیر. مطالعات سمی بودن سلولی نشان دادند که ترکیبات  $TPPS_4$  با غلظت مورد نیاز برای ایجاد افزایش دوز در براکی تراپی، دارای خواص سمی هستند. نتایج کروماتوگرافی ستونی نیز نشان دادند که این سمی بودن به خاطر خواص ذاتی مولکول  $TPPS_4$  است، نه به خاطر حضور نقره در ترکیب  $AgTPPS_4$  و یا به خاطر ناخالصی‌های موجود در دارو یا مواد متابولیسمی. در این تحقیق، چنین نتیجه‌گیری شد که برای ساختن یک ماده‌ی جدید مولکولی غیر سمی جهت رساندن نقره به DNA سلول‌های توموری به تحقیقات بیشتری نیاز است (۶).

در تحقیقی که در سال ۲۰۱۰ توسط رنجبر و همکاران انجام شد، از کد مونت کارلو MCNPX برای شبیه‌سازی و محاسبه‌ی افزایش دوز جذبی تومور بارگذاری شده با عناصر فعال ساز ید و گادولینیوم استفاده گردید. در این مدل‌سازی از چشمه‌های تک انرژی ایکس در فاصله‌ی ۵۰ سانتی متری از سطح فانتوم استفاده شد و توموری به ابعاد  $2/2 \times 2/2 \times 2/2$  سانتی متر مکعب که مرکز آن در عمق ۳ سانتی متری از یک فانتوم بافت نرم قرار داشت، در شبیه‌سازی‌ها تعریف گردید. نتایج این تحقیق نشان دادند که با افزایش غلظت ماده‌ی فعال‌ساز، فاکتور افزایش دوز نیز افزایش می‌یابد و افزایش دوز بیشینه برای ید برای فوتون‌های با انرژی ۵۰ تا ۶۰ کیلو الکترون ولت مشاهده شد. همچنین نتایج نشان دادند که تغییرات افزایش دوز نسبت به غلظت عناصر فعال‌ساز، به صورت تابع خطی می‌باشد. یافته‌های این تحقیق نشان دادند که دوز جذب شده در ناحیه‌ی توموری در حضور عناصر فعال‌ساز (ید و گادولینیوم) به طور چشمگیری افزایش یافته است (۷).

در تحقیقی که در سال ۲۰۰۱ توسط کارناس و همکارانش انجام شد، آسیب به مولکول DNA از الکترون‌های اوژه گسیل شده از ید ۱۲۷ در اثر برخورد پرتوهای ایکس خارجی مورد بررسی قرار گرفت. در این تحقیق، تأثیر الکترون‌های اوژه در تولید شکست‌های دورشته‌ای در مولکول DNA به صورت نظری تعیین گردید. برای این منظور، از روش شبیه‌سازی مونت کارلو، استفاده و فیزیک و شیمی پرتوی در این مسأله شبیه‌سازی شد. مقایسه‌ی نتایج شبیه‌سازی با نتایج اندازه‌گیری با آزمون کامت نشان دادند که توافق مناسبی بین نتایج به دست آمده از دو روش وجود دارد. بهره‌ی شکست‌های دو رشته‌ای در سلول‌های CHO برای چشمه‌ی کبالت ۶۰ (که تابشی محسوب می‌شود تا سبب گسیل الکترون‌های اوژه نمی‌شود) و برای پرتوهای ایکس ۱۰۰ kVp با صافی تنگستن (که سبب تولید الکترون‌های اوژه می‌شوند) اندازه‌گیری شد. بررسی نظری نشان داد که به طور میانگین ۲/۵ الکترون اوژه از جاهای خالی در لایه‌ی N و ۱۰ الکترون اوژه از جاهای خالی در لایه‌ی L1 گسیل می‌شوند. این الکترون‌ها قادر هستند تا تقریباً ۰/۳ شکست دو رشته‌ای به ازای هر جای خالی در لایه‌ی N و ۰/۳ شکست دو رشته‌ای به ازای یک جای خالی در لایه‌ی K یا L را تولید کنند. بهره‌ی محاسبه شده برای شکست‌های دو رشته‌ای ناشی از الکترون‌های اوژه به ازای واحد دوز (۱ گری) در آب برای پرتوهای ایکس ۱۰۰ kVp، تقریباً برابر با ۱/۷ بود. نتایج آزمون کامت مقدار ۳/۶ را به ازای یک گری دوز برای همین متغیر نشان داد. نتایج شبیه‌سازی مونت کارلو نیز وجود پیچیدگی زیادی را در شکست‌های دو رشته‌ای توسط الکترون‌های اوژه گسیلی از لایه‌های اوربیتالی داخلی؛ (یعنی لایه‌های K و L) و شکست رشته‌ای ترکیبی و آسیب به مولکول باز را در مولکول DNA نشان دادند. سه حالت مذکور حالت‌هایی هستند که ترمیم آسیب به DNA در آنها مشکل است. مقایسه‌ی این نتایج با نتایج آزمون کامت در خصوص ترمیم DNA، توافق خوبی

داشته‌است. نتایج این تحقیق نشان دادند که الکترون‌های اوژه‌ی تولیدشده در ید افزایشی، تعداد شکست‌های رشته-ای را تا مرتبه‌ای در حدود ۱۰ درصد نشان می‌دهند، ولی طبیعت پیچیده‌ی این شکست‌های دو رشته‌ای ترمیم آنها را با مشکل مواجه می‌سازد. به‌همین جهت احتمال ترمیم نادرست آنها نیز وجود دارد. آسیب به مولکول DNA، می‌تواند نقش اصلی را در بقای سلولی داشته‌باشد و از این-جهت، می‌توان در فعال‌سازی فوتونی با پرتوهای ایکس کیلو ولتی تومورها با حساس‌سازی پرتوی با ید به آن دست‌یافت (۸).

همچنین برخی از این مطالعات به‌صورت مطالعه-ی سلولی و باتعیین میزان حساسیت سلولی سلول‌های مختلف در روش فعال‌سازی فوتونی بوده‌اند، ولی تا جایی که محققان مطالعه‌ی حاضر اطلاع‌دارند تاکنون مقدار کمی افزایش دوز در روش فعال‌سازی فوتونی برای چشمه‌های تالیوم-۱۷۰ و ید-۱۲۵ و ماده‌های فعال‌ساز مختلف به‌صورت جامع از طریق روش مونت کارلو بررسی نشده‌اند و اثر افزایش دوز برای ترکیب‌های مختلف چشمه و ماده‌ی فعال‌ساز باهم مقایسه‌نگردیده-است.

در مطالعه‌ی حاضر هدف این است که پس از شبیه‌سازی چشمه‌های تالیوم-۱۷۰ و ید-۱۲۵، اثر افزایش دوز ناشی از فعال‌سازی فوتونی در حضور مواد فعال‌ساز پلاتین، ید، نقره و طلا در تومور برای این چشمه‌ها به صورت کمی با استفاده از روش مونت کارلو، بررسی و برای چشمه‌ها و مواد مختلف با یکدیگر مقایسه‌شوند. به این صورت در پایان مطالعه، می‌توان در مورد بهترین ترکیب چشمه و ماده‌ی فعال‌ساز که بیشترین افزایش دوز در تومور را داشته‌باشد، تصمیم‌گیری کرد.

## مواد و روش‌ها

### هندسه‌ی چشمه‌ها

تصویر چشمه‌های ید-۱۲۵ و تالیوم-۱۷۰ مورد

استفاده در این مطالعه به‌ترتیب در شکل‌های ۱ و ۲ نشان داده‌شده‌است. در این تصویر ابعاد و قسمت‌های مختلف چشمه آمده‌است (۴، ۶، ۹-۱۳). در این تحقیق چشمه‌ی ید-۱۲۵ مدل IAI-125A شبیه‌سازی شد. این مدل دارای یک استوانه از جنس نقره به طول ۳ میلی‌متر و قطر ۰/۵ میلی‌متر است. استوانه‌ی نقره‌ای توسط یدید نقره به ضخامت ۰/۰۰۱ میلی‌متر کوت شده‌است. یدید نقره حاوی ایزوتوپ ید-۱۲۵ می‌باشد که به‌صورت یکنواخت در ضخامت ۰/۰۰۱ میلی‌متری توزیع شده‌است. با وجود این، در شبیه‌سازی انجام‌شده، این بخش به‌صورت توزیع یکنواختی از ید-۱۲۵ به‌صورت کوت‌شده در نظر گرفته‌شد. کل این بخش‌ها درون یک کپسول از جنس تیتانیوم با ضخامت ۰/۰۵ میلی‌متر قرار دارد. فضای خالی بین کپسول و بخش کوت‌شده توسط هوای خشک پر شده‌است. در کل، طول خارجی این کپسول و قطر آن به‌ترتیب ۴/۵ ملی‌متر و ۰/۸ میلی‌متر می‌باشد (۴، ۱۵).

از آنجایی که تا زمان انجام این مطالعه، هیچ چشمه‌ی براکی تراپی تالیوم-۱۷۰ به‌صورت تجاری وجود نداشت، برای مطالعه‌ی درمان به روش فعال‌سازی فوتونی، یک چشمه‌ی فرضی از این ایزوتوپ در نظر گرفته‌شد (۱۶). هندسه‌ی این چشمه براساس چشمه‌ی فلگزی سورس ایریدیوم-۱۹۲ منظور گردید. با این تفاوت که در قسمت فعال چشمه، از ماده‌ی تالیوم-۱۷۰ خالص با چگالی ۹/۳ گرم بر سانتی‌متر مکعب استفاده‌شد. طول قسمت فعال چشمه ۳/۵ میلی‌متر و قطر آن هم ۰/۶ میلی-متر می‌باشد. این چشمه توسط یک کپسول از جنس فولاد زنگ‌نزن (چگالی = ۸/۰ گرم بر سانتی‌متر مکعب) با طول داخلی و خارجی به‌ترتیب ۳/۵ و ۴/۶ میلی‌متر و قطر داخلی و خارجی ۰/۶ و ۰/۸۵ میلی‌متر، محصور شده‌است. کابل انتهای چشمه به طول ۵ میلی‌متر و نیز قطر ۰/۵ میلی‌متر شبیه‌سازی شد (۱۷).

در این مطالعه، تالیوم-۱۷۰ برای اولین بار در درمان به روش فعال‌سازی فوتون معرفی می‌شود. در

جدول ۱ ویژگی‌های فیزیکی و مدل‌های چشمه‌های مورد استفاده، نشان داده شده است.

### عناصر فعال‌ساز

در درمان به روش فعال‌سازی فوتونی، الکترون اوژه نقش مهمی را در رساندن انرژی اشعه به دی ان ای مولکول دارد. در این مطالعه، چهار ماده‌ی فعال‌ساز در حجم تومور استفاده شد. این مواد عبارتند از: نقره، ید، پلاتین و طلا با سه غلظت ۷، ۱۸ و ۳۰ میلی‌گرم بر میلی-لیتر در تومور (۱۸). این عناصر براساس مطالعات انجام شده‌ی قبل، در زمینه‌ی درمان به روش فعال‌سازی فوتونی انتخاب شد (۴، ۵، ۷، ۱۳). به جهت مقایسه‌ی انرژی اربیتال‌های متناظر برای پوسته‌های K و L عناصر نقره، ید، پلاتین و طلا در جدول ۲ نشان داده شده است. اطلاعات این جدول در مقایسه‌ی افزایش دوز مرتبط با این عناصر مفید خواهد بود.

### فیزیک ترائکشن فوتون‌های کم انرژی

وقتی یک اتم یونیزه می‌شود، اتم تهییج شده طی پروسه‌های تابشی و یا غیر تابشی به حالت پایدار برمی‌گردد. پروسه‌های تابشی منجر به تابش پرتو ایکس اختصاصی می‌شوند، اما در فرایندهای غیر تابشی منجر به پرتاب الکترون‌های اتمی مانند فرایند الکترون اوژه می‌گردند. بنابراین استحاله‌ی فیزیکی یک رادیونوکلوئید با فرایند گیراندازی الکترون‌های مداری و تبدیل داخلی منجر به یونیزه شدن پوسته‌های داخلی اتم می‌شود. این رادیونوکلوئید به ساطع‌کننده‌ی اوژه معروف است. از جمله-ی این رادیونوکلوئیدها، ید-۱۲۵ می‌باشد که در براکی تراپی استفاده‌ی زیادی دارد (۱۹).

### محاسبات مونت کارلو

پارامترهای TG-43 از قبیل ثابت آهنگ دوز (DRC)، تابع دوز شعاعی (RDF)، تابع ناهمسان‌گردی (Anisotropic Function) برای چشمه محاسبه و با داده‌های منتشر شده از مطالعه‌ی ریوراد و همکاران (۲۰) برای این چشمه مقایسه شد. برای محاسبه‌ی پارامتر DRC از کد

مونت کارلو MCNPX.2.4 استفاده گردید.

برای محاسبه‌ی قدرت کرهای هوا (AKS) که در محاسبه DRC به کار می‌رود به این طریق عمل شد که چشمه را درون کرهای از خلا به شعاع ۱۰۰ سانتی‌متر قراردادیم و در فاصله‌ی ۵ تا ۱۰ سانتی‌متری از چشمه، چنبره‌هایی از جنس هوا تعریف شد. کرهای هوا به کمک تالی F6 در این چنبره‌ها محاسبه شد. این مقادیر در  $R^2$  (R فاصله چنبره‌ها از مرکز چشمه در راستای محور عرضی می‌باشد) ضرب و سپس مقادیر حاصل شده برحسب R رسم گردید. در ناحیه‌ای که  $f6 \times R^2$  ثابت و یکنواخت می‌شود، میانگین‌گیری و از عدد حاصل در محاسبه AKS استفاده شد. این برنامه برای تعداد  $10^7 \times 7$  ذره اجرا گردید.

برای محاسبه‌ی DRC دوز جذبی، کرهای به شعاع ۱۵ سانتی‌متر که درون آن با آب پر شده بود، تعریف و در فاصله‌ی ۱ cm از چشمه میزان DRC با تالی \*F8 محاسبه شد. این برنامه برای تعداد  $10^7$  ذره اجرا گردید و بیشینه‌ی خطای مونت کارلو آن ۳/۹۸ درصد به دست آمد.

تابع دوز شعاعی به این صورت حساب شد که چشمه در مرکز کرهای به شعاع ۱۵ سانتی‌متر محتوای آب قرارداد و در چنبره‌هایی به صورت عرضی در فاصله‌های ۰/۲ تا ۱۰ سانتی‌متر محاسبه شد. این برنامه برای  $10^7 \times 1/5$  ذره محاسبه گردید. شار، به کمک تالی \*F4 محاسبه شد که بیشینه‌ی خطاها ۲/۵۹ درصد به دست آمد.

طیف فوتون‌ها شامل انرژی فوتون ساطع شده و احتمال متناظر استفاده شده در تعریف چشمه‌های تحت بررسی در جدول ۳ ارائه شده است.

### محاسبات افزایش دوز

هندسه‌ی شبیه‌سازی، در تعریف تومور و بافت-های اطراف آن و چشمه‌ی رادیواکتیو در داخل تومور، همانند شکل ۳ در نظر گرفته شد. براین اساس، توموری کروی به شعاع ۱/۵ cm متشکل از بافت ۴ ترکیبی ICRU (۲۱)، اکسیژن (۷۶/۲٪)، کربن (۱۱/۱٪)، هیدروژن

جدول ۱: ویژگی های چشمه های ید-۱۲۵ و تالیوم-۱۷۰

تالیوم-۱۷۰ (بالستر و همکاران رفرنس (۱۷))		ید-۱۲۵ (ریوارد و همکاران رفرنس (۲۰))	
Photons per disintegration	انرژی (keV)	Photons per disintegration	انرژی (keV)
۶/۹۵	۰/۰۰۰۲۷۶	۰/۴۰۶	۲۷/۲۰۲
۷/۴۲	۰/۰۰۲۹۲	۰/۷۵۷	۲۷/۴۷۲
۴۸/۲۲	۰/۰۰۰۲۹۱	۰/۲۰۲	۳۰/۹۸
۴۹/۱۳	۰/۰۰۰۵۱۳	۰/۰۴۳۹	۳۱/۷۱
۵۱/۳۵	۰/۰۰۰۹۷	۰/۰۶۶۸	۳۵/۴۹۲
۵۲/۳۹	۰/۰۱۶۹		
۵۵/۴۸	۰/۰۰۰۰۵۴۶		
۵۵/۶۷	۰/۰۰۰۱۰۵۵		
۵۷/۱۴	۰/۰۰۰۰۳۵۴		
۵۹/۱۶	۰/۰۰۱۸۵		
۵۹/۳۸	۰/۰۰۳۵۶		
۶۰/۹۶	۰/۰۰۱۲۰۵		
۷۸/۷	۰/۰۰۰۰۳۵		
۸۴/۲۶	۰/۰۲۴۸		

جدول ۲: انرژی لبه K و لبه L (keV) برای محیط های فعال ساز تحت مطالعه (۲۲)

ماده فعال ساز	عدد اتمی	لبه K		
		L-I	L-II	L-III
نقره	۴۷	۲۵/۵۱۴۰	۳/۸۰۵۸	۳/۳۵۱۱
ید	۵۳	۳۳/۱۶۹۴	۵/۱۸۸۱	۴/۵۵۷۱
پلاتین	۷۸	۷۸/۳۹۴۸	۱۳/۸۷۹۹	۱۱/۵۶۳۷
طلا	۷۹	۸۰/۷۲۴۹	۱۴/۳۵۲۸	۱۱/۹۱۸۷

جدول ۳: مقادیر DRC برای چشمه های ید-۱۲۵ و تالیوم-۱۷۰ در مطالعه حاضر و سایر مطالعات

چشمه	مطالعه حاضر	مطالعه دیگران	مرجع	درصد اختلاف
ید-۱۲۵	۱/۰۳	۰/۹۸	مطالعه میگونی و همکاران (۱۴)	۴/۷۸
تالیوم-۱۷۰	۱/۱۰	۱/۲۳	مطالعه بالستر و همکاران (۱۷)	-۱۰/۶۶

پیشینه‌ی فاکتور افزایش دوز تومور برای چشمه-های مذکور و محیط‌های ید، پلاتین، نقره و طلا در جدول ۵ ارائه شد. در این جدول همچنین میانگین DEF ها در محور مرکزی نیز گزارش شده است. همانطور که در جدول ۵ دیده می‌شود بیشترین DEF مربوط به چشمه‌ی تالیوم-

(۱۰/۱٪) و نیتروژن (۲/۶٪) منظور گردید. در اطراف این کره، کره‌ای هم مرکز به شعاع ۱۵ سانتی‌متر با همین ترکیب بافت در نظر گرفته شد.

مقادیر دوز در دو مرحله با حضور و عدم حضور عناصر فعال‌ساز با استفاده از تالی F8\* اندازه‌گیری شد. از آنجا که جرم سلول‌های تالی با غلظت‌های مختلف از عناصر فعال‌ساز متفاوت است، خروجی تالی بر جرم سلول متناظر تقسیم شد تا دوز برحسب Mev/g به دست-آید. سلول‌های چنبره‌ای با ضخامت ۰/۱ سانتی‌متر به عنوان سلول تالی در فاصله‌ی شعاعی ۰/۴ تا ۶/۴ سانتی‌متر از محور مرکزی چشمه در صفحه‌ی عرضی تعریف گردید. برنامه برای  $1/5 \times 10^5$  ذره اجرا و انرژی قطع ۰/۱ MeV در نظر گرفته شد و پیشینه‌ی خطای مونت کارلو ۱۸/۱۲٪ گزارش گردید. باین حال، دارای میانگین ۳/۶۴٪ بود.

## یافته‌ها

### ثابت آهنگ دوز و تابع دوز شعاعی

همانطور که در بخش مواد و روش‌ها ذکر شد، DRC و RDF برای چشمه‌های ید-۱۲۵ و تالیوم-۱۷۰ به-دست آمد و با اطلاعات سایر مقالات مقایسه شد. نتایج DRC در جدول ۳ ارائه گردید. نتایج متناظر از سایر مقالات همچنین درصد اختلاف با سایر دیتاها در این جدول گزارش شده است. مقادیر RDF در مطالعه‌ی حاضر، سایر مقالات و درصد اختلاف با آنها در جدول ۴ ارائه-شد.

باتوجه به اطلاعات جدول ۴ دیده می‌شود که نقاط زیادی با درصد اختلاف منفی گزارش شده که نشان‌دهنده-ی پایین‌تر بودن مقادیر RDF در این مطالعه با سایر مقالات می‌باشد. همانطور که ملاحظه می‌شود بیشترین درصد اختلاف، برابر ۱۰/۳۴٪ است که مربوط به نقطه‌ای در فاصله‌ی ۸/۵ سانتی‌متری از چشمه‌ی ید-۱۲۵ می-باشد.

فاکتور افزایش دوز

جدول ۴: مقادیر RDF برای چشمه های ید-۱۲۵ و تالیوم-۱۷۰ در مطالعه حاضر و سایر مطالعات

فاصله (cm)	ید-۱۲۵			تالیوم-۱۷۰		
	مطالعه حاضر	مطالعه میگونی و همکاران (۱۴)	درصد اختلاف	مطالعه حاضر	مطالعه بالستر و همکاران (۱۷)	درصد اختلاف
-/۲	۱/۰۶۶	۱/۰۶۶	-/۳۸	۱/۱۳۰	-	-
-/۳	۱/۰۶۵	۱/۰۶۵	-/۳۶	-	-	-
-/۴	۱/۰۵۶	۱/۰۵۶	-/۸۶	-/۹۹۲	-	-
-/۵	۱/۰۴۸	۱/۰۵۵	-/۶۹	-/۹۸۲	-/۹۲۳	۶/۴۱
-/۶	۱/۰۴۱	۱/۰۴۷	-/۶۱	-/۹۷۹	-	-
-/۷	۱/۰۴۲	۱/۰۳۸	-/۴۱	-/۹۸۲	-	-
-/۸	۱/۰۲۷	۱/۰۲۷	-/۰۱	-/۹۸۵	-	-
-/۹	۱/۰۱۳	۱/۰۱۴	-/۰۹	-/۹۹۳	-	-
۱	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	-/۰۰	۱/۰۰۰	-/۹۸۹	۱/۱۳
۱/۵	-/۹۲۳	-/۹۲۵	-/۱۸	۱/۰۳۱	۱/۰۴۱	-/۹۲
۲	-/۸۳۴	-/۸۴۱	-/۸۶	۱/۰۵۸	۱/۰۸۰	-۲/۰۲
۲/۵	-/۷۵۰	-/۷۵۶	-/۸۵	۱/۰۷۵	۱/۱۱۰	-۳/۱۳
۳	-/۶۶۹	-/۶۷۵	-/۸۹	۱/۰۸۸	۱/۱۳۲	-۳/۵۹
۳/۵	-/۵۹۲	-/۵۹۸	۱/۰۲	۱/۰۹۵	۱/۱۴۷	-۴/۴۹
۴	-/۵۲۳	-/۵۲۸	۱/۰۱	۱/۰۹۶	۱/۱۵۶	-۵/۲۰
۴/۵	-/۴۶۲	-/۴۶۲	-/۱۰	۱/۰۹۳	۱/۱۶۰	-۵/۸۱
۵	-/۳۹۹	-/۴۰۶	-/۶۳	۱/۰۸۶	۱/۱۶۰	-۶/۳۵
۵/۵	-/۳۵۳	-/۳۵۵	-/۵۴	۱/۰۶۵	۱/۱۵۵	-۷/۸۰
۶	-/۳۰۵	-/۳۰۹	۱/۲۸	۱/۰۴۷	۱/۱۴۷	-۸/۷۰
۶/۵	-/۲۶۹	-/۲۷۲	-/۹۹	۱/۰۲۶	۱/۱۳۵	-۹/۵۸
۷	-/۲۲۲	-/۲۳۴	۵/۵۲	۱/۰۰۷	۱/۱۱۹	-۱۰/۰۰
۷/۵	-/۱۸۹	-/۲۰۲	۶/۹۷	-/۹۷۳	-	-
۸	-/۱۶۳	-/۱۷۵	۷/۳۱	-/۹۵۳	-	-
۸/۵	-/۱۳۸	-/۱۵۲	۱۰/۳۴	-/۹۲۲	-	-
۹	-/۱۲۶	-/۱۳۱	۳/۸۱	-/۸۸۹	-	-
۹/۵	-/۱۰۵	-/۱۱۳	۷/۸۰	-/۸۵۴	-	-
۱۰	-/۰۹۰	-/۰۹۷	۷/۹۳	-/۸۱۹	-	-

جدول ۵: بیشینه و میانگین DEF ها در داخل تومور

بیشینه فاکتور افزایش دوز														
ماده فعال ساز			نقره			ید			پلاتین			طلا		
(mg/ml)			۷	۱۸	۳۰	۷	۱۸	۳۰	۷	۱۸	۳۰	۱۸	۳۰	
تالیوم-۱۷۰			۱/۹۷	۳/۳۳	۴/۷۰	۱/۹۲	۳/۲۵	۴/۶۴	۱/۹۹	۳/۴۲	۴/۸۰	۲/۰۱	۳/۴۷	۴/۸۷
ید-۱۲۵			۱/۷۳	۲/۶۳	۳/۳۵	۱/۳۵	۱/۸۵	۲/۳۲	۲/۰۱	۳/۱۸	۴/۰۳	۲/۰۴	۳/۲۴	۴/۰۸

میانگین فاکتور افزایش دوز														
ماده فعال ساز			نقره			ید			پلاتین			طلا		
(mg/ml)			۷	۱۸	۳۰	۷	۱۸	۳۰	۷	۱۸	۳۰	۱۸	۳۰	
تالیوم-۱۷۰			۱/۹۴	۳/۱۶	۴/۲۱	۱/۹۱	۳/۱۴	۴/۲۸	۱/۹۳	۳/۱۶	۴/۲۳	۱/۹۵	۳/۱۹	۴/۲۸
ید-۱۲۵			۱/۵۹	۲/۰۸	۲/۳۰	۱/۲۹	۱/۶۴	۱/۹۱	۱/۷۴	۲/۲۹	۲/۴۵	۱/۷۶	۲/۳۱	۲/۴۶

دیگر نیز خیلی نزدیک به این مقدار می باشد. مقادیر DEF برای ید-۱۲۵ در حضور پلاتین و طلا نسبتاً بالاتر از زمانی است که در حضور نقره و ید می باشند.

مقادیر میانگین DEF برای سلول های بیرون از

۱۷۰ در محیط طلا با غلظت ۳۰ میلی گرم بر میلی لیتر می باشد که این فاکتور برابر ۴/۸۷ است. بیشترین میانگین DEF نیز مربوط به همین ترکیب می باشد. با این حال، DEF برای چشمه ی تالیوم-۱۷۰ در حضور محیط های

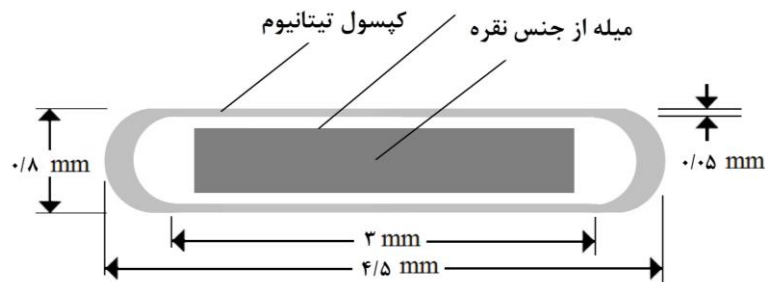
جدول ۶: پیشینه و میانگین DEF ها در خارج تومور

پیشینه فاکتور افزایش دوز											
ماده فعال ساز	نقره	ید	پلاتین	طلا							
غلظت (mg/ml)	۳۰	۱۸	۷	۳۰	۱۸	۷	۳۰	۱۸	۷	۳۰	۱۸
تالیوم-۱۲۵	۱/۰۲	۰/۹۹	۰/۹۴	۱/۰۱	۰/۹۸	۰/۹۲	۰/۸۸	۰/۸۹	۰/۹۶	۰/۸۸	۰/۸۸
ید-۱۲۵	۰/۹	۰/۷	۰/۵	۰/۹	۰/۸	۰/۶	۰/۷	۰/۴	۰/۷	۰/۴	۰/۲

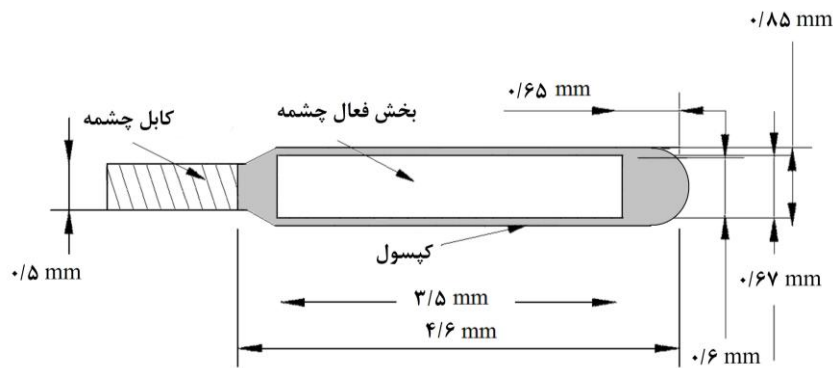
  

میانگین فاکتور افزایش دوز											
ماده فعال ساز	نقره	ید	پلاتین	طلا							
غلظت (mg/ml)	۳۰	۱۸	۷	۳۰	۱۸	۷	۳۰	۱۸	۷	۳۰	۱۸
تالیوم-۱۲۵	۰/۹۵	۰/۸۸	۰/۸۱	۰/۸۱	۰/۹۶	۰/۸۹	۰/۸۱	۰/۸۷	۰/۹۴	۰/۸۶	۰/۸۰
ید-۱۲۵	۰/۸	۰/۵	۰/۴	۰/۹	۰/۷	۰/۶	۰/۷	۰/۴	۰/۷	۰/۴	۰/۲

ید-۱۲۵ کوت شده بر روی میله نقره ای



شکل ۱: چشمه براکی ترابی ید-۱۲۵ (۱۴)



شکل ۲: چشمه براکی ترابی تالیوم-۱۲۵ (۱۷)

تومور برای ید-۱۲۵ و تالیوم-۱۲۵ برای تمام محیطها به- ترتیب برابر ۰/۵۴ و ۰/۸۴ گزارش می شود.

## بحث

در این مطالعه، دو چشمه ی براکی ترابی ید-۱۲۵ و تالیوم-۱۲۵ شبیه سازی و DRC و RDF آن، محاسبه و با مقالات دیگر مقایسه شد. این مقایسه، نشان دهنده ی توافق خوب بین دیتاهای این مطالعه و سایر مطالعات بر روی

این مدل از چشمه ها می باشد. چشمه های براکی ترابی در حضور چهار عامل فعال ساز (نقره، ید، پلاتین و طلا) بررسی و DEF هر کدام در درمان به روش فعال سازی فوتونی بررسی شد. از تمام موقعیت های ممکن از ترکیب چشمه و محیط، تالیوم-۱۲۵ میزان DEF بالاتری (۴/۸۲) در حضور طلا با غلظت ۳۰ میلی گرم بر میلی لیتر دارمی باشد. با مقایسه ی جدول ۵ به وضوح دیده می شود که



متر مشابه نحوه‌ی محاسبه در داخل تومور، محاسبه و نتایج در جدول ۶ ارائه گردید. نتایج نشان می‌دهد که دوز جذبی در خارج از بافت تومور به علت حضور مواد فعال‌ساز در تومور، کاهش پیدا می‌کند. میزان کاهش دوز در برخی موارد تا مقدار ۸۰ درصد نیز می‌رسد. این پدیده به علت تاثیر حفاظتی مواد فعال‌ساز در تومور است که تابش‌های چشمه را جذب می‌کند و در نتیجه، تعداد فوتون‌هایی که به بافت‌های بعد از تومور می‌رسند، کاهش می‌یابد. این حقیقت به‌عنوان یک مزیت برای درمان به روش فعال‌سازی فوتونی محسوب می‌شود که منجر به افزایش دوز در داخل تومور و کاهش آن در خارج از تومور می‌شود. با این حال در این مطالعه، این تاثیر در نقاط روی محور عرضی بر روی سطح مقطع تومور بررسی شد. انجام مطالعه بر روی کاهش دوز در نقاط دیگر خارج تومور می‌تواند موضوعی برای مطالعات آینده در این زمینه باشد.

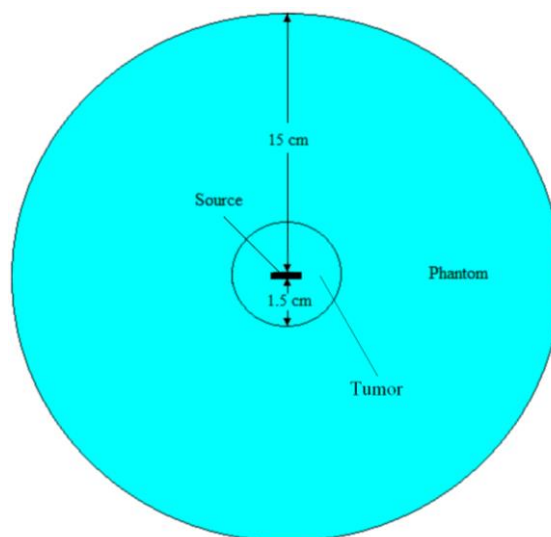
بر اساس نیمه‌ی عمر چشمه‌ها، تالیوم-۱۷۰ نسبت به چشمه‌ی ید-۱۲۵، دارای نیمه‌ی عمر بالاتری (۱۲۸/۶ روز) می‌باشد. این عامل می‌تواند یک مزیت برای تالیوم-۱۷۰ در مقابل چشمه‌ی ید-۱۲۵، در درمان به روش فعال‌سازی فوتونی باشد. زیرا یک چشمه با نیمه‌ی عمر بیشتر در یک زمان محدود، نیازمند کاهش زمان کاشت، کاهش کالیبراسیون و راه‌اندازی (commissioning) است. همچنین کم‌شدن میزان تغییرات چشمه در طول زمان درمان، به لحاظ مالی، می‌تواند برای یک واحد براکی‌تراپی بسیار مورد توجه باشد.

### تشکر و قدردانی

از معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی به جهت حمایت مالی این تحقیق تقدیر می‌گردد.

### References

1. Soleymanifard S, Toossi MT, Khosroabadi M, Noghreiyani AV, Shahidsales S, Tabrizi FV. Assessment of skin dose modification caused by application of immobilizing cast in head and neck radiotherapy. Australas



شکل ۳: نحوه قرار گرفتن چشمه در مرکز تومور در شبیه‌سازی MCNPX

DEF برای تالیوم-۱۷۰ بالاتر از ید-۱۲۵ است. با مقایسه‌ی محیط‌های فعال‌ساز فوتونی، DEF در حضور پلاتین و طلا برای چشمه‌ی ید، از بقیه حالت‌ها بالاتر است. مقدار DEF برای تالیوم-۱۷۰ در تمام محیط‌ها تقریباً یکسان است. با در نظر گرفتن انرژی چشمه‌ها و عدد اتمی محیط‌های فعال‌ساز مختلف، پیدا کردن یک قانون ساده برای افزایش و کاهش در DEF ها ساده نیست. به نظر می‌رسد، انجام مطالعه‌ای جهت مشخص کردن طیف الکترون‌ها و فوتون‌ها در سطح کپسول چشمه و در عمق‌های مختلف بر روی فانتوم، مفید است.

همانطور که در جدول ۵ دیده می‌شود، اگر بعضی استثنائات منظور نشود، میزان DEF با افزایش غلظت محیط فعال‌ساز زیاد می‌شود. این مساله می‌تواند این گونه توجیه شود که افزایش غلظت، منجر به افزایش تعداد اتم‌های فعال‌ساز در حجم محدود تومور می‌شود. بنابراین احتمال ایجاد تراکشن توسط فوتون‌های چشمه با افزایش غلظت زیاد می‌گردد که این پدیده، منجر به افزایش در DEF می‌شود.

نتایج DEF در خارج تومور، تا فاصله‌ی ۶ سانتی-

- Phys Eng Sci Med. 2014; 37(3): 535-40.
2. Suntharalingam N, Podgorsak EB, TÖLLI H. Brachytherapy: physical and clinical aspects. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students Vienna: International Atomic Energy Agency. 2005:451-84.
  3. Holmgren-Andersson M. Brachytherapy for cancer of the cervix. 3D dose distributions for new ring applicator using BrachyVision, for clinical use. Medical Physics programme, Lund University Libraries. 2006.
  4. Laster BH, Dixon DW, Novick S, Feldman JP, Seror V, Goldbart ZI, Kalef-Ezra JA. Photon activation therapy and brachytherapy. Brachytherapy. 2009;8(3):324-30.
  5. Young LA, Phillips MH, Nelson JA. Validation of K-edge 125I brachytherapy enhancement with silver compounds. Phys Med Biol. 1999;44(8):1921-35.
  6. Young LA, Kalet IJ, Rasey JS, Nelson JA. 125I brachytherapy k-edge dose enhancement with AgTPPS4. Med Phys. 1998;25(5):709-18.
  7. Ranjbar H, Shamsaei M, Ghasemi MR. Investigation of the dose enhancement factor of high intensity low mono-energetic X-ray radiation with labeled tissues by gold nanoparticles. Nukleonika. 2010;55(3):307-12.
  8. Karnas S, Moiseenko V, Yu E, Truong P, Battista J. Monte Carlo simulations and measurement of DNA damage from X-ray-triggered Auger cascades in iododeoxyuridine (IUdR). Radiation and environmental biophysics. 2001;40(3):199-206.
  9. Corde S, Biston M, Elleaume H, Esteve F, Charvet A, Joubert A, Ducros V, Bohic S, Simionovici A, Brochard T, et al. Lack of cell death enhancement after irradiation with monochromatic synchrotron X rays at the K-shell edge of platinum incorporated in living SQ20B human cells as cis-diamminedichloroplatinum (II). Radiat Res. 2002;158(6):763-70.
  10. Ferrer S. [Radiation therapy with synchrotron radiation and cisplatin-based chemotherapy as a treatment of gliomas]. Med Clin. 2005;124(7):271-3.
  11. Laster B, Thomlinson W, Fairchild R. Photon activation of iododeoxyuridine: biological efficacy of Auger electrons. Radiation research. 1993;133(2):219-24.
  12. Suortti P, Thomlinson W. Medical applications of synchrotron radiation. Phys Med Biol. 2003;48(13):R1-35.
  13. Nath R, Bongiorni P, Rossi PI, Rockwell S. Enhanced IUdR radiosensitization by 241Am photons relative to 226Ra and 125I photons at 0.72 Gy/hr. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1990;18(6):1377-85.
  14. Meigooni AS, Hayes JL, Zhang H, Sowards K. Experimental and theoretical determination of dosimetric characteristics of IsoAid ADVANTAGE™ 125I brachytherapy source. Med Phys. 2002;29(9):2152-8.
  15. Murphy MK, Piper RK, Greenwood LR, Mitch MG, Lamperti PJ, Seltzer SM, Bales MJ, Phillips MH. Evaluation of the new cesium-131 seed for use in low-energy x-ray brachytherapy. Med Phys. 2004;31(6):1529-38.
  16. Granero D, Pérez-Calatayud J, Casal E, Ballester F, Venselaar J. A dosimetric study on the Ir-192 high dose rate Flexisource. Medical physics. 2006;33(12):4578-82.
  17. Ballester F, Granero D, Perez-Calatayud J, Venselaar JL, Rivard MJ. Study of encapsulated T170m sources for their potential use in brachytherapy. Med Phys. 2010;37(4):1629-37.
  18. Cho S, Jeong J, Kim C, Yoon M. Monte Carlo simulation study on dose enhancement by gold nanoparticles in brachytherapy. Journal of the Korean Physical Society. 2010; 56(6): 1754-8.
  19. Sastry KS. Biological effects of the Auger emitter iodine-125: A review. Report No. 1 of AAPM Nuclear Medicine Task Group No. 6. Med Phys. 1992;19(6):1361-70.
  20. Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson WF, Huq MS, Ibbott GS, Mitch MG, Nath R, Williamson JF. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. Med Phys. 2004;31(3):633-74.
  21. Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. ICRU Report (44). International Commission on Radiation Units and Measurements(ICRU). 1989.
  22. University of Washington. [http://skuld.bmsc.washington.edu/scatter/AS\\_periodic.html](http://skuld.bmsc.washington.edu/scatter/AS_periodic.html). Accessed August 8, 2014.

# An assessment of dose enhancement factor for $^{170}\text{Tm}$ and $^{125}\text{I}$ brachytherapy sources in presence of activation elements using Monte Carlo method

**Mohsen Khosroabadi.,**

MSc student of Medical Physics, Faculty of Medicine, North Khorasan University of Medical Sciences, Bojnurd, Iran.

**Ebrahim Golmakani.,**

Assistant Professor, PhD of Anesthesiology, Department of Anesthesiology, Faculty of Medicine, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran.

**Mahdi Bakhshabadi.,**

MSc student of Nuclear Physics, North Khorasan University of Medical Sciences, Bojnurd, Iran.

**Reza Ganji.,**

Assistant Professor of Orthopedics, Faculty of Medicine, North Khorasan University of Medical Sciences, Bojnurd, Iran

**Mohammad Amin Younessi Heravi.,**

MSc student of Biomedical Engineering, Department of Basic Sciences, Faculty of Medicine, North Khorasan University of Medical Sciences, Bojnurd, Iran.

**Hamid Kardani.,**

MSc student of Nuclear Physics, Payam Nour University OF Quechan, Quechan, Iran.

**Homa Rezaei Moghaddam.,**

MSc student of Medical Physics, Department of Medical Physics, Faculty of Medicine, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran.

**Mohammad Mehrpouyan.,**

MSc student of Medical Physics, Department of Nutrition and Biochemistry, Faculty of Medicine, Sabzevar University of Medical Sciences, Sabzevar, Iran.

Received:08/07/2014, Revised:04/08/2014, Accepted:11/08/2014

## Corresponding Author:

Mahdi Bakhshabadi,  
North Khorasan University of  
Medical Sciences, Bojnurd, Iran  
E-mail:  
m.bakhshabadi@gmail.com

## Abstract

**Background and purpose:** Photon activation therapy is a radiation technique in which the energy deposition within a tumor can be increased by provoking the emission of Auger electrons emitted through photoelectric effect, through the addition of high Z elements. In this process the DNA molecules are as targets for the Auger electrons which are emitted from high Z atoms. The aim of this study is to assess dose enhancement factor for  $^{170}\text{Tm}$  and  $^{125}\text{I}$  brachytherapy sources, in photon activation therapy in presence of various activation elements in tumor, using Monte Carlo method.

**Materials and Method:** In present study  $^{125}\text{I}$  source Iso Aid Advantage (model IA1-125A) and a hypothetical  $^{170}\text{Tm}$  source were simulated using Monte Carlo code MCNPX. Calculating and verifying TG-43 parameters, dose enhancement factor on the transverse axis in presence of activation elements like Pt, Ag, gold and iodine inside tumor obtained with the concentration of 7, 18 and 30 mg/ml in photon activation therapy, individually.

**Results:** Dose rate constant and radial dose functions for the sources were in agreement with the previous studies. Maximum dose enhancement factor obtained 4.87 which belongs to  $^{170}\text{Tm}$  with the concentration of 30 mg/ml. DEF for  $^{170}\text{Tm}$  source was more than  $^{125}\text{I}$  in the presence of all activation elements.

**Conclusion:** In DEF point of view, using gold inside tumor can be more beneficial in photon activation therapy. Also  $^{170}\text{Tm}$  brachytherapy source is recommended in photon activation therapy.

**Keywords:** dose enhancement factor, photon activation therapy,  $^{125}\text{I}$ ,  $^{170}\text{Tm}$ , Monte Carlo