

## بررسی فاکتور افزایش دوز تومور با حضور نانو ذرات مختلف در براکی- تراپی پروستات به روش مونت کارلو

علیرضا گلشن<sup>۱</sup>، مهدی بخش آبادی<sup>۲\*</sup>، محسن خسروآبادی<sup>۳</sup>، محمد مهریویان<sup>۴</sup>

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

<sup>۲</sup> کارشناس پژوهش، دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی، بجنورد، ایران

<sup>۳</sup> مربی دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی، بجنورد، ایران

<sup>۴</sup> مربی گروه بیوشیمی و تغذیه، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سبزوار، سبزوار، ایران

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

E-mail: m.bakhshabadi@gmail.com

وصول: ۹۳/۱/۱۸، اصلاح: ۹۳/۲/۲۱، پذیرش: ۹۳/۳/۱

### چکیده

**زمینه و هدف:** یکی از راه‌های درمان پروستات، استفاده از چشمه‌های براکی‌تراپی کم‌انرژی مانند ید-۱۲۵ است. هدف ما در این مطالعه، بررسی فاکتور افزایش دوز تومور با حضور نانو ذرات مختلف در براکی‌تراپی پروستات به روش مونت کارلو و بررسی اثر حضور نانو ذرات بر منحنی‌های هم دوز در براکی‌تراپی پروستات می‌باشد.

**مواد و روش‌ها:** در این مطالعه، چشمه‌ی براکی‌تراپی ید-۱۲۵ مدل SL-125/SH-125 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 در مقطع مرکزی تومور در اثر حضور مواد جاذب  $Fe_2O_3$ ، Ag، Gd، Pt و Au به صورت نانو ذره با سه غلظت ۰.۷، ۱۸ و ۳۰ میلی‌گرم بر میلی‌لیتر در تومور به طور جداگانه بررسی شد.

**یافته‌ها:** مقدار ثابت آهنگ دوز  $0.954 \text{ cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$  به دست آمد. مقدار بیشینه‌ی فاکتور افزایش دوز در روی مقطع مرکزی در راستای محور X برای ماده‌های  $Fe_2O_3$ ، Ag، Gd، Pt و Au، به ترتیب برابر ۱/۲۷، ۱/۱۵، ۱/۱۴، ۱/۳۲ و ۱/۷۹ می‌باشد. همچنین در اثر حضور نانو ذرات، شکل منحنی هم‌دوز برای کانتورهای ۱۰۰ درصد به سمت مرکز تومور و منحنی ۵۰ درصد به سمت خارج تومور متمایل می‌شوند. فاکتور افزایش دوز با افزایش غلظت و با افزایش عدد اتمی نانو ذرات، نظم خاصی را در افزایش یا کاهش نشان‌نداد.

**نتیجه‌گیری:** با توجه به نتایج حاصل از شبیه‌سازی، می‌توان به این نتیجه رسید که حضور نانو ذرات، باعث افزایش دوز در تومور و کاهش دوز در خارج تومور بر روی منحنی‌های هم‌دوز می‌شود. لذا می‌توان زمان درمان و اکتیویته را کاهش داد. بنابراین، استفاده‌ی بالینی از این نانو ذرات به منظور افزایش دوز در براکی‌تراپی پروستات توصیه می‌گردد.

**واژه‌های کلیدی:** نانو ذرات، فاکتور افزایش دوز، براکی‌تراپی پروستات، شبیه‌سازی مونت کارلو.

## مقدمه

سرطان پروستات، یک بیماری شایع در مردان است. در تحقیقی که توسط کوبان و همکارانش در سال ۲۰۰۷ در امریکا انجام شد، اعلام گردید که در امریکا از هر شش مرد، یک نفر مبتلا به سرطان پروستات می‌شود. در امریکا، سالانه دویست و سی هزار مورد سرطان پروستات گزارش می‌شود که بیست و هفت هزار مورد از آن‌ها، به مرگ منجر می‌شوند (۱). از این‌رو، از دهه‌ی ۱۹۶۰ پرتودرمانی به‌عنوان درمانی برای درمان سرطان پروستات معرفی شد (۲) و یکی از راه‌های درمان پروستات، استفاده از چشمه‌های براکی‌تراپی کم‌انرژی مانند پالادیوم-۱۰۳ و ید-۱۲۵ می‌باشد (۳).

یکی از اهدافی که همواره در پرتودرمانی موردنظر است، تابش دوز مناسب به تومور و درعین حال، کاهش دوز دریافتی توسط بافت‌های سالم اطراف تومور است و موفقیت در پرتودرمانی، منوط به همین هدف است (۴). در صورتی که بتوان در پرتودرمانی، به‌طریقی دوز در تومور را افزایش داد، می‌توان با کم‌کردن زمان کل درمان در طی جلسات درمانی، دوز دریافتی توسط بافت‌های سالمی را که در مسیر پرتو قرار می‌گیرند، کاهش داد. برای این منظور، می‌توان به‌هنگام پرتودرمانی، از مواد با عدد اتمی بالا برای افزایش دوز در تومور استفاده کرد (۵). در انرژی‌های فوتونی کم، به‌خاطر غالب بودن اثر فوتوالکتریک (که با توان سوم عدد اتمی ماده‌ی جاذب اشعه متناسب است)، میزان جذب اشعه بیشتر است. همچنین با افزایش غلظت ماده‌ی جاذب، میزان جذب اشعه در تومور افزایش می‌یابد (۶). برای بررسی میزان افزایش دوز در حضور مواد جاذب در تومور، از کمیّت فاکتور افزایش دوز (Dose Enhancement Ratio) استفاده می‌شود. این کمیّت، به‌صورت نسبت (به‌صورت درصد) دوز در یک نقطه در داخل تومور در حضور ماده‌ی نانو ذرات با عدد اتمی بالا (ماده‌ی جاذب) به دوز در همان نقطه‌ی بدون حضور ماده با عدد اتمی بالا تعریف می‌-

گردد (۷). در مطالعات مختلفی، فاکتور افزایش دوز ناشی از حضور نانوذرات در تومور در پرتودرمانی مورد بررسی قرار گرفته است. در برخی از مطالعات، فاکتور افزایش دوز ناشی از مواد نانو ذرات بر روی حیوانات بررسی شده‌است (۸-۱۰) که در ادامه یکی از آن‌ها مرور می‌شود. در مطالعه‌ای که توسط رسک (Roeske JC) و همکاران انجام شد، با تزریق نانوذرات به بدن موش‌ها، به بررسی افزایش دوز در اثر حضور نانو ذرات و تغییر غلظت آن‌ها پرداخته شده‌است. هدف از این تحقیق آن بوده‌است که میزان افزایش دوز در اثر حضور نانو ذرات را تخمین بزند و ترکیب بهینه‌ای برای نوع نانو ذره و نوع چشمه و پرتو یونیزان تعیین شود. در این تحقیق، نسبت افزایش دوز (DER) برای حالتی که نانو ذرات عدد اتمی بین ۳۰ تا ۹۰ داشته باشند و پرتوی یونیزان پرتو با انرژی-های مختلف مورد استفاده در پرتو درمانی خارجی و براکی‌تراپی ۱۰۰ kVp، ۸۰ kVp، ۵۰ kVp، ۶ MV و کبالت-۶۰ و یا چشمه سزیوم-۱۳۷، ایریدیوم-۱۹۲، پالادیوم-۱۰۳ و ید-۱۲۵ باشند بررسی شد. در نانو ذرات با عدد اتمی ۴۰ تا ۶۰، نسبت افزایش دوز ثابت است. برای نانو ذرات با عدد اتمی بزرگتر از ۶۰، مجدداً افزایش می‌یابد تا نهایتاً در عدد اتمی ۹۰، به بیشترین مقدار خود می‌رسد (بین ۲۵ تا ۳۲ درصد). نتایج این تحقیق، بیان می‌کند که اگر عدد اتمی بالا و پرتو کم انرژی با هم به-صورت هم‌زمان وجود داشته باشند، بیشترین افزایش دوز رخ خواهد داد (۹).

در تحقیقی که توسط ژانگ و همکاران در سال ۲۰۰۸ انجام شد، نانوذرات طلا با استفاده از مولکول  $\text{HAuCl}_4$  به‌عنوان ماده‌ی حامل برای طلا و از  $\text{NaBH}_4$  به‌عنوان عامل احیای شیمیایی استفاده شده‌است. نتایج این تحقیق نشان دادند که استفاده از نانو ذرات طلای متصل شده به گلوکز، می‌تواند حساسیت و سمیت پرتویی را به‌هنگام پرتوگیری در سلول‌های توموری پروستات افزایش دهد. همچنین پیشنهاد شده‌است که انجام

مقایسه خواهند شد. همچنین اثر حضور مواد نانو ذرات بر روی منحنی‌های هم‌دوز نیز در براکی‌تراپی پروستات مورد بررسی قرار گرفت.

## مواد و روش‌ها

### چشمه‌ی ید ۱۲۵:

در این مطالعه، چشمه‌ی براکی‌تراپی ید-۱۲۵ مدل SL-125/SH-125 ساخت شرکت Mills Biopharmaceuticals که در مراکز درمانی دنیا به‌منظور براکی‌تراپی پروستات مورد استفاده قرار می‌گیرد، شبیه‌سازی شد (۱۶). قسمت فعال این چشمه، از تعداد ۵ کره که از جنس نقره هستند، تشکیل شده‌است. ماده‌ی رادیواکتیو ید، روی این کره‌ها را به‌صورت سطحی پوشانده‌است. کپسولی که ضخامت لایه‌ی تیتانیوم جانبی آن ۰/۰۵ mm، طول خارجی ۴/۵mm، قطر خارجی ۰/۸ mm و ضخامت تیتانیوم انتهایی کپسول ۰/۳ mm به‌صورت شکل، چشمه را پوشانده‌است، بین چشمه و کپسول با هوا پر شده‌است. هندسه‌ی این چشمه، شامل ابعاد و جنس مواد قسمت‌های مختلف چشمه در شکل ۱ نشان داده شده است (۱۷).

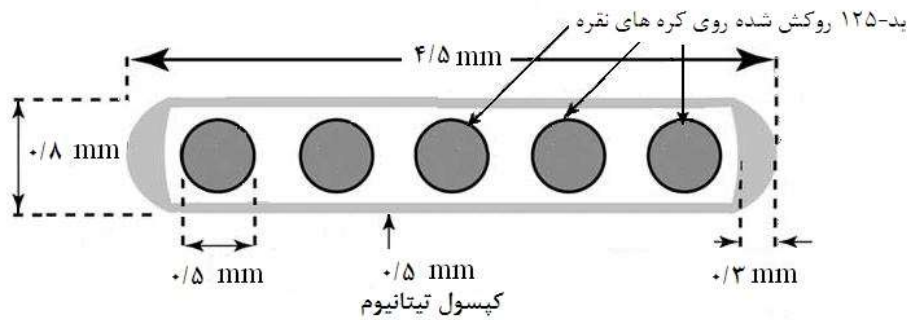
### محاسبه‌ی پارامترهای TG-43:

پارامترهای TG-43 (۱۸) از قبیل ثابت آهنگ دوز (DRC)، تابع دوز شعاعی (RDF)، تابع ناهمسانگردی (Anisotropic Function) برای چشمه محاسبه شد و با داده‌های منتشر شده از مطالعه‌ی ریوراد و همکاران (۱۶) برای این چشمه مقایسه شد. برای محاسبه پارامتر ثابت آهنگ دوز از کد مونت کارلو MCNPX.2.6 استفاده گردید (۱۹).

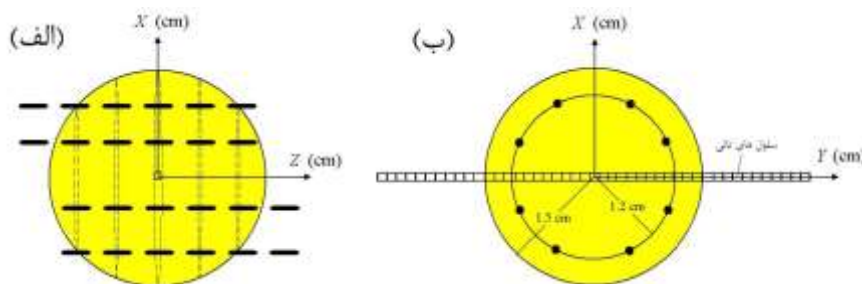
برای محاسبه‌ی قدرت گرمای هوا (AKS) که در محاسبه DRC به کار می‌رود، همانند مطالعه‌ی بحرینی طوسی و همکاران (۱۹) انجام شد، به این طریق که چشمه را درون کره‌ای از خلأ به شعاع ۱۰۰ سانتی‌متر قرار دادیم و تا فاصله ۴۰ سانتی‌متری از چشمه در هر ۱ cm چنبره-هایی از جنس هوا به ضخامت ۰/۰۵ cm و پهنای ۱ cm

آزمایش‌های داخل بدنی برای تایید نتایج این تحقیق، می‌تواند در مطالعات بعدی مفید باشد (۱۰). ژانگ (Zhang SX) و همکارانش با استفاده از روش مونت کارلو به محاسبه‌ی میزان افزایش دوز ناشی از حضور نانو ذرات پرداختند. آنها از چشمه‌ی براکی‌تراپی ایریدیوم-۱۹۲ به عنوان چشمه‌ی تابش استفاده کردند و نتایج این مدل را با نتایج به‌دست آمده از حالت ساده‌ی مخلوط آب و طلا مقایسه کردند. نتایج آنها نشان داد که با عدم تعریف دقیق نانو ذرات (مدل ساده) در مواردی، افزایش دوز در تومور تا ۱۶ درصد بیشتر از مقدار واقعی تخمین زده می‌شود (۱۳). لونگ (Leung MK) و همکارانش، فاکتور افزایش دوز و همچنین برد ذرات ثانویه را برای نانو ذرات طلا با ابعاد مختلف برای چشمه‌های مختلف تابش خارجی مورد ارزیابی قرار دادند (۱۴). چو (Cho S) و همکارانش، فاکتور افزایش دوز مربوط به نانو ذرات طلا را به همراه چهار چشمه‌ی براکی‌تراپی گسیل‌کننده‌ی گاما بررسی و در این بررسی، از یک مدل ساده برای تعریف نانو ذرات در فانتوم استفاده کردند. مقدار افزایش دوز برای چشمه‌های کم‌انرژی به‌طور معناداری، بیشتر از چشمه‌های پرانرژی بود و نتیجه‌گیری شد که سیسپلاتین، یک ماده‌ی خوبی برای رادیوتراپی و شیمی‌درمانی است (۱۵).

هرچند که تاکنون مطالعات حیوانی، سلولی و فیزیکی مختلفی در مورد بررسی فاکتور افزایش دوز در تومور در حضور نانو ذرات انجام شده، اما هنوز در درمان پروستات، مطالعه‌ای که به حالت واقعی درمان نزدیک باشد و فاکتور افزایش دوز را برای مواد نانو ذرات مختلف بررسی کرده باشد، مورد پژوهش قرار نگرفته‌است. لذا در تحقیق حاضر با فاکتور افزایش دوز در نقاط مختلف بر روی مقطع مرکزی تومور پروستات در حالت چینی ۴۸ تایی چشمه‌ی ید ۱۲۵ در داخل تومور در حضور نانو ذرات مختلف محاسبه خواهد شد. در نهایت، مقادیر DEF (Dose Enhancement Factor) به‌دست آمده، برای نانو ذرات مختلف و غلظت‌های مختلف با یکدیگر



شکل ۱: هندسه چشمه شامل ابعاد و مواد قسمت های مختلف آن



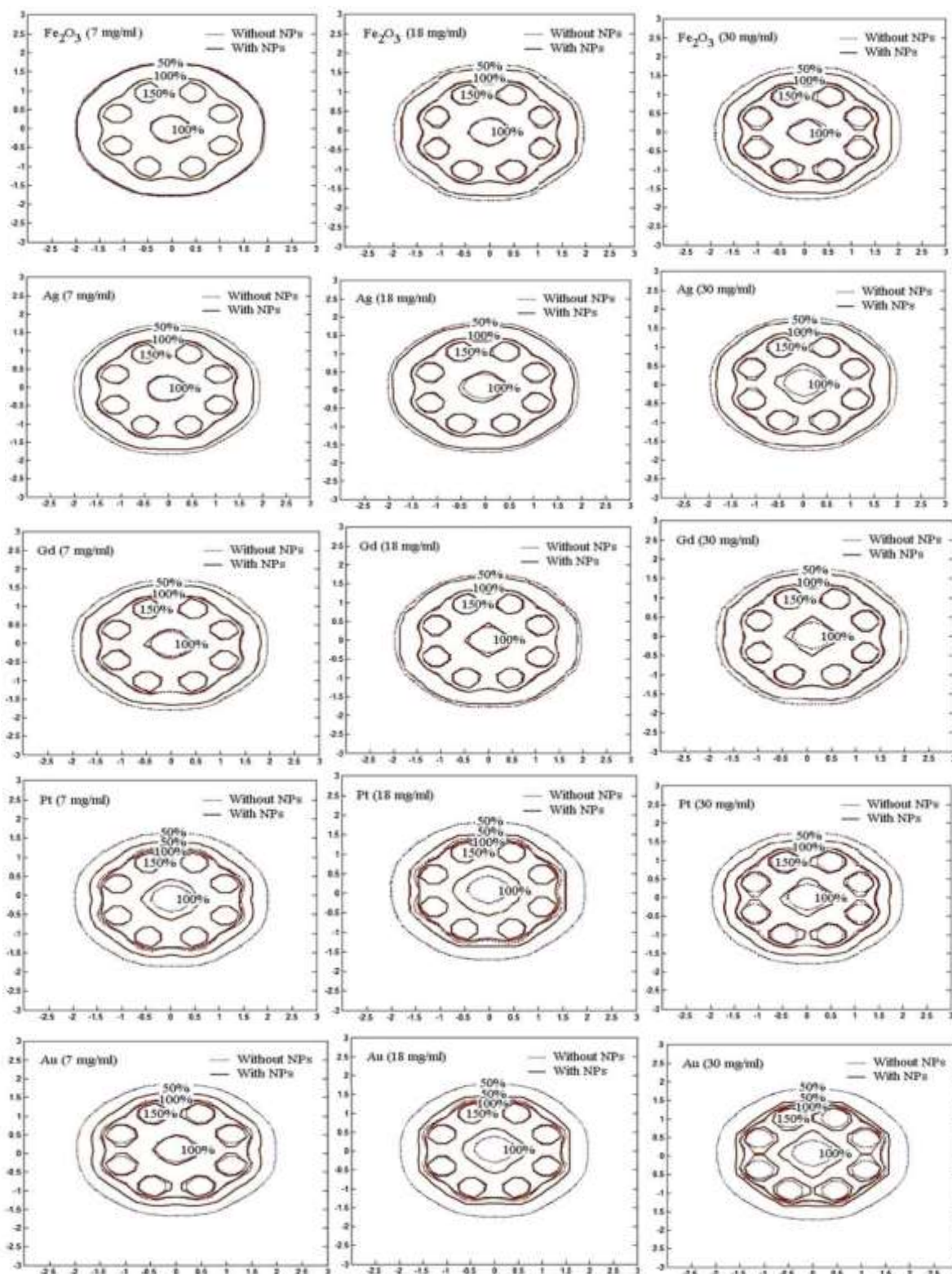
شکل ۲: نمایی از شبیه سازی چشمه ها و تومور؛ (الف): تومور پروستات و نحوه چینش چشمه ها. (ب): تومور پروستات و محل محاسبه فاکتور افزایش دوز

برای تعداد  $10^8$  ذره اجرا شد. انرژی قطع برای الکترون و فوتون  $0.05 \text{ MeV}$  در نبر گرفته شد و خطای مونت کارلو آن  $0.6\%$  درصد به دست آمد. با تقسیم دوز جذبی بر کرهای هوا، مقدار ثابت آهنگ دوز  $0.954 \text{ h}^{-1} \text{U}^{-1} \text{ cGy}$  به دست آمد.

تابع دوز شعاعی به این صورت حساب شد که چشمه در مرکز کره ای به شعاع  $15 \text{ cm}$  محتوی آب قرار داده و در چنبره هایی به صورت عرضی در فواصل  $0.1$  تا  $10$  سانتی متر محاسبه شد. این برنامه، برای  $10^8$  ذره محاسبه شده و انرژی قطع برای الکترون و فوتون  $0.05 \text{ MeV}$  بود. به طوری که حداکثر خطا  $0.6\%$  درصد و میانگین خطای مونت کارلو  $0.2\%$  درصد به دست آمد. شار را به کمک تالی  $F4^*$  محاسبه شد که میانگین خطاها  $2/29$  درصد به دست آمد. در جدول (۱) با داده های ریوارد و همکاران (۱۶) مقایسه شد.

برای محاسبه ی تابع ناهمسانگردی چشمه را در مرکز کره ای به شعاع  $15 \text{ cm}$  سانتی متر قرار داده و شار در چنبره هایی که برای زوایای  $5$  تا  $90$  درجه و فواصل  $1$ ،  $2$ ،

$0.05$ ، از فاصله  $40$  تا  $50$  سانتی متر به ازاء هر  $2 \text{ cm}$  تعریف کردیم. کرهای هوا به کمک تالی F6 در این چنبره ها محاسبه شد. این مقادیر در  $R^2$  (فاصله چنبره ها از مرکز چشمه در راستای محور عرضی می باشد) ضرب و سپس مقادیر حاصل شده بر حسب R رسم شد. در ناحیه ای که  $f6 \times R^2$  ثابت و یکنواخت می شود، میانگین گیری آن و از عدد حاصل در محاسبه AKS استفاده شد. این برنامه، برای تعداد  $5 \times 10^7$  ذره اجرا شد و انرژی قطع (Cut off) برای الکترون و فوتون  $0.05 \text{ MeV}$  در نظر گرفته شد. حداکثر خطای مونت کارلو برای این برنامه،  $0.8\%$  درصد گزارش شد. برای محاسبه DRC دوز جذبی بر اساس روش فرمول بندی ارائه شده در گزارش TG-43 انجمن فیزیک پزشکی امریکا (۱۶) انجام شد. به این صورت که کره ای به شعاع  $15 \text{ cm}$  سانتی متر که درون آن با آب پر شده و چنبره ای به ضخامت  $0.05 \text{ cm}$  و پهنای  $0.05 \text{ cm}$  که در فاصله  $1 \text{ cm}$  از چشمه قرار گرفته بود، تعریف شد. سپس با تالی  $F4^*$  در انرژی های مختلف محاسبه و در ضریب جذب انرژی مربوط ضرب شد و دوز جذبی به دست آمد. این برنامه



شکل ۳: منحنی های هم دوز شامل منحنی های ۵۰، ۱۰۰ و ۱۵۰ درصد در حضور مواد جاذب مورد مطالعه در غلظت های ۱۸، ۷ و ۳۰ میلی گرم بر میلی لیتر

نظر گرفته شد. حداکثر خطا، ۹/۱ درصد و میانگین خطا، ۰/۴ درصد گزارش شد. به کمک ضریب جذب جرمی انرژی، شار به دوز جذبی تبدیل شد. همانطور که در

۳، ۵ و ۷ سانتی متر تعریف شده بودند، به کمک تالی F4\* محاسبه شد. این برنامه برای  $^{10} \times 1/5$  ذره اجراء و انرژی قطع برای الکترون و فوتون Mev ۰/۰۰۵ در

جدول (۱) ارائه شده، میانگین خطا ۲/۲۵ به دست آمد. در این مطالعه، برای محاسبه ANF، DRC و AKS از روابط مربوط در گزارش TG43-U2 استفاده شد (۲۰).

### روش انجام کار:

هندسه‌ی شبیه‌سازی، در تعریف تومور و بافت-های اطراف آن و توزیع ۴۸ چشمه‌ی ید-۱۲۵ در داخل تومور، همانند هندسه‌ی مطالعه دکتر میگونی و همکارانش (۲۱) در نظر گرفته شد. بر این اساس، توموری کروی به شعاع ۱/۵ cm متشکل از بافت ۴ ترکیبی ICRU؛ اکسیژن (۷۶/۲٪)، کربن (۱۱/۱٪)، هیدروژن (۱۰/۱٪) و نیتروژن (۲/۶٪) در نظر گرفته شد (۱۷). در اطراف این کره، کره‌ای هم‌مرکز به شعاع ۱۵ cm با همین ترکیب بافت در نظر گرفته شد. در اطراف این کره نیز، کره‌ای هم‌مرکز متشکل از هوا به شعاع ۱۵۰ cm در نظر گرفته شد.

تعداد ۴۸ عدد چشمه در تومور توزیع شد. توزیع چشمه‌ها بدین صورت بود که در مقطع مرکزی در فاصله ۱/۲ سانتی‌متر از مرکز تومور، ۸ ردیف چشمه در نظر گرفته شد که در هر ردیف، شش چشمه به فاصله‌ی ۰/۵ mm از هم قرار داده شد. چشمه‌ها به صورت متقارن توزیع شدند که در شکل (۲) نشان داده شده‌اند. چگالی مخلوط بافت و نانو ذرات در حالت‌های مختلف، متفاوت بود که در شبیه‌سازی لحاظ شد.

برنامه برای  $8 \times 10^6$  ذره اجراء شد و انرژی قطع برای الکترون و فوتون، ۰/۰۱ MeV در نظر گرفته شد. در مرحله‌ی بعد، با استفاده از دستور Lattice در کد MCNPX ناحیه‌ی تومور از نانو ذراتی به ابعاد ۵۰ nm و به‌طور دقیق به‌صورت کره‌هایی شبیه‌سازی و به‌کمک مواد کاتراست Au، Ag، Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>، Pt و Gd با غلظت‌های ۷، ۱۸ و ۳۰ mg/ml بررسی شدند (۲۰، ۲۲-۲۴). ترکیب تومور و بافت نرمال فرقی نداشت. فقط تومور، محتوای نانو ذرات بود، ولی بافت‌های سالم، که تعداد این نانو ذرات از مرتبه  $10^{13}$  تا  $10^{15}$  بود، بدون نانو ذرات بودند.

### فاکتور افزایش دوز:

پارامتر DEF در روی مقطع مرکزی در راستای محور X به‌صورت نسبت مقدار دوز دریافت‌شده در یک نقطه در داخل بافت تومور و در حضور نانوذره به دوز در همان نقطه در داخل بافت تومور در غیاب نانوذره تعریف شد. برای محاسبه‌ی دوز در نقاط مختلف تومور، از دستور MESH استفاده شد. MESH مورد استفاده، یک شبکه‌ی مستطیلی بود که در راستای X و Y از ۰ تا ۴/۵- تا ۴/۵ سانتی‌متری امتداد و در راستای Z، ۰/۲ سانتی‌متری پهناداشت. با استفاده از مقایسه‌ی به‌دست‌آمده از MESH، دوز در محور X استخراج شد و برای محاسبه‌ی DEF به‌کار رفت و همچنین منحنی‌های هم‌دوز ۵۰، ۱۰۰ و ۱۵۰ درصد ترسیم شد (مرجع برای مقدار ۱۰۰ درصد روی محور X و در فاصله ۱/۵ سانتی‌متری بود) (شکل (۳)).

### یافته‌ها

مقادیر به‌دست‌آمده از این تحقیق، با نتایج داده-های مرجع دانشگاه کارلتون (۱۱) مقایسه شد. مقدار ثابت آهنگ دوز در این مطالعه،  $0.954 \text{ cGy h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$  به-دست‌آمد، در حالی که همین مقدار، در داده‌های مرجع دانشگاه کارلتون  $0.932 \text{ cGy h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$  (۱۱) گزارش شده که درصد اختلاف ۲/۳۱٪ به‌دست‌آمد. مقادیر تابع دوز شعاعی و تابع ناهمسانگردی در این مطالعه، به-صورت جدول ۱ و ۲ گزارش شد.

حداکثر اختلاف برای مقادیر تابع دوز شعاعی، مربوط به فاصله‌ی ۰/۱ سانتی‌متری و برابر ۱۳/۹۹- درصد می‌باشد که این درصد اختلاف منفی، به معنای این است که داده‌های ما، کمتر از داده‌های دیگران می‌باشد. بیشینه‌ی اختلاف برای تابع ناهمسانگردی، مربوط به فاصله‌ی ۱ سانتی‌متری و زاویه‌ی ۳۰ درجه بود و برابر ۱۱/۳۸ درصد است. برای سایر مقادیر اختلاف، خیلی کمتر از این مقدار می‌باشند.

فاکتور افزایش دوز بر روی محور X در داخل تومور و اطراف آن محاسبه گردید. بیشینه و متوسط مقادیر

جدول ۱: مقادیر تابع دوز شعاعی در مطالعه حاضر و مقایسه آن با مقادیر متناظر در داده های مرجع دانشگاه کارلتون (۱۱)

فاصله (سانتیمتر)	مطالعه حاضر	داده های کارلتون [۱۱]	درصد اختلاف
۰/۱	۰/۹۱	۱/۰۵۸	-۱۳/۹۹
۰/۲	۱/۰۰	۱/۰۹۲	-۸/۴۲
۰/۳	۱/۰۴	۱/۰۹۱	-۴/۶۷
۰/۴	۱/۰۵	۱/۰۸۴	-۳/۱۴
۰/۵	۱/۰۵	۱/۰۷۴	-۲/۲۳
۰/۶	۱/۰۵	۱/۰۶۳	-۱/۲۲
۰/۷	۱/۰۴	۱/۰۴۶	-۰/۵۷
۰/۸	۱/۰۳	۱/۰۳۰	-۰/۰۰
۰/۹	۱/۰۱	۱/۰۱۵	-۰/۴۹
۱/۰	۱/۰۰	۰/۹۹۹	-۰/۱۰
۱/۵	۰/۹۲	۰/۹۰۵	۱/۶۶
۲/۰	۰/۸۲	۰/۸۰۷	۱/۶۱
۲/۵	۰/۷۳	۰/۷۱۲	۲/۵۳
۳/۰	۰/۶۴	۰/۶۲۱	۳/۰۶
۳/۵	۰/۵۶	۰/۵۳۹	۳/۹۰
۴/۰	۰/۴۹	۰/۴۶۹	۴/۴۸
۴/۵	۰/۴۳	۰/۴۰۷	۵/۶۵
۵/۰	۰/۳۷	۰/۳۵۲	۵/۱۱
۵/۵	۰/۳۲	۰/۳۰۳	۵/۶۱
۶/۰	۰/۲۸	۰/۲۵۹	۸/۱۱
۶/۵	۰/۲۴	۰/۲۲۴	۷/۱۴
۷/۰	۰/۲۰	۰/۱۹۱	۴/۷۱
۷/۵	۰/۱۸	۰/۱۶۳	۱۰/۴۳
۸/۰	۰/۱۵	۰/۱۴۰	۷/۱۴
۸/۵	۰/۱۳	۰/۱۲۱	۷/۴۴
۹/۰	۰/۱۱	۰/۱۰۴	۵/۷۷
۹/۵	۰/۰۹	۰/۰۸۸۵	۱/۶۹
۱۰/۰	۰/۰۸	۰/۰۷۴۲	۷/۸۲

DEF برای هر نوع نانو ذره با سه غلظت مختلف محاسبه شد که این مقادیر در جدول (۳) نمایش داده شده است.

در این مطالعه، برای این مدل چشمه، منحنی ایزودوز ۵۰، ۱۰۰ و ۱۵۰ درصد در صفحه  $X-Y$  مرکزی رسم گردید. این منحنی ها در حضور نانوذرات اکسید آهن، طلا، نقره، گادولینیوم و پلاتین در غلظت های ۰، ۷ و ۱۸  $mg/ml$  در شکل (۳) نشان داده شده اند.

## بحث

در این مطالعه، چشمه ی ۱۲۵-مدل SL-

125/SH-125 شبیه سازی و با مقایسه ی پارامترهای TG-43 تایید گردید. مشخصه ها و پارامترهای TG-43 در توافق خوبی با داده های مرجع دانشگاه کارلتون (۱۱) بودند. بیشترین اختلاف برای محاسبات ثابت آهنگ دوز، تابع دوز شعاعی و تابع ناهمسانگردی، به ترتیب ۲/۳۶، ۱۳/۹۹ و ۱۱/۳۸ درصد بود و در سایر مقادیر، داده ها نزدیک داده های مرجع دانشگاه کارلتون (۱۱) بودند. جهت اطلاع نویسندگان مطالعه ی حاضر، باید گفت این مقادیر توسط فرد دیگری شبیه سازی نشده است. لذا داده های شبیه سازی شده توسط این مطالعه، می تواند به عنوان مرجع و رفرنس جهت سایر نویسندگان مورد استفاده قرار گیرد.

بیشترین مقدار DEF برای نانو ذرات طلا با غلظت  $30 mg/ml$  و برابر  $1/79$  بود که این مقدار، نشان می دهد که دوز تا میزان ۷۹ درصد داشت.

به طور کلی، DEF برای طلا در غلظت  $30 mg/ml$  و پلاتین در غلظت  $18 mg/ml$ ، بیشترین مقدار گزارش می شود. در جدول ۳ با مقایسه ی ارتباط DEF را با نانو ذرات مشاهده می شود که برای تمامی نانو ذرات در غلظت  $7 mg/ml$ ، بیشینه DEF با افزایش عدد اتمی افزایش خواهد یافت، اما نمی توان یک نظم عمومی برای افزایش ها و یا کاهش ها در بیشینه DEF ها به دست آورد. این امر، ممکن است به این علت باشد که هندسه ی به کاررفته در این مطالعه، هندسه پیچیده ای است و عوامل دیگر مانند فاصله از چشمه ها و همچنین مسیری که فوتون ها در محیط نانو ذره طی می کند تا محل محاسبه دوز، متفاوت خواهد بود. لازم به ذکر است که طیف فوتون های نشر شده از چشمه تا رسیدن به محل محاسبه ی دوز، تغییر می کند و لذا دوز رسیده به هر نقطه، متفاوت خواهد بود.

در مجموع می توان به این نتیجه رسید که حضور نانوذرات به علت این که منجر به افزایش دوز در تومور می شود، روشی مناسب در براکی تراپی پروستات می باشد. باتوجه به افزایش دوز در تومور در حضور نانوذرات، می

جدول ۲: مقادیر تابع ناهمسانگردی در زوایا و فواصل مختلف اطراف چشمه

زاویه (°)	F=1		F=2		F=3		F=5		F=7/5	
	مطالعه حاضر	کارلتون ن (۱۱)	مطالعه حاضر	کارلتون ن (۱۱)	مطالعه حاضر	کارلتون ن (۱۱)	مطالعه حاضر	کارلتون ن (۱۱)	مطالعه حاضر	کارلتون ن (۱۱)
۵	۰/۳۵۱	۰/۳۴۱	۰/۴۲۳	۰/۴۱۵	۰/۴۷۰	۰/۴۶۴	۰/۵۲۱	۰/۵۱۴	۰/۵۵۹	۰/۵۵۶
۱۰	۰/۴۰۱	۰/۳۸۴	۰/۴۷۱	۰/۴۵۷	۰/۵۱۶	۰/۵۰۳	۰/۵۶۰	۰/۵۴۹	۰/۵۹۹	۰/۵۹۳
۱۵	۰/۴۸۷	۰/۴۷۵	۰/۵۴۶	۰/۵۳۰	۰/۵۸۳	۰/۵۶۳	۰/۶۲۴	۰/۶۱۵	۰/۶۵۵	۰/۶۴۸
۲۰	۰/۵۸۵	۰/۵۶۵	۰/۶۲۸	۰/۶۱۰	۰/۶۵۴	۰/۶۳۳	۰/۶۸۷	۰/۶۶۱	۰/۷۰۶	۰/۶۸۰
۲۵	۰/۶۸۵	۰/۶۶۳	۰/۷۱۴	۰/۶۵۸	۰/۷۳۳	۰/۶۸۰	۰/۷۵۱	۰/۷۰۱	۰/۷۷۰	۰/۷۳۳
۳۰	۰/۷۷۳	۰/۶۹۴	۰/۷۸۸	۰/۷۱۹	۰/۷۹۹	۰/۷۳۷	۰/۸۱۱	۰/۷۵۱	۰/۸۲۴	۰/۷۶۶
۳۵	۰/۸۴۶	۰/۷۶۳	۰/۸۵۲	۰/۷۷۸	۰/۸۵۹	۰/۷۹۱	۰/۸۶۳	۰/۸۰۱	۰/۸۶۶	۰/۸۱۴
۴۰	۰/۸۹۵	۰/۸۳۲	۰/۸۹۷	۰/۸۳۳	۰/۹۸۸	۰/۸۴۰	۰/۹۸۹	۰/۸۶۶	۰/۹۰۶	۰/۸۵۶
۴۵	۰/۹۳۴	۰/۸۷۴	۰/۹۳۲	۰/۸۸۰	۰/۹۶۴	۰/۸۸۵	۰/۹۶۹	۰/۸۸۶	۰/۹۲۱	۰/۹۰۱
۵۰	۰/۹۴۵	۰/۹۲۱	۰/۹۴۲	۰/۹۲۱	۰/۹۴۲	۰/۹۲۶	۰/۹۴۳	۰/۹۲۱	۰/۹۴۳	۰/۹۲۶
۵۵	۰/۹۶۳	۰/۹۵۶	۰/۹۵۹	۰/۹۵۵	۰/۹۵۹	۰/۹۵۹	۰/۹۵۵	۰/۹۴۹	۰/۹۵۷	۰/۹۵۷
۶۰	۰/۹۷۴	۰/۹۷۳	۰/۹۷۰	۰/۹۷۲	۰/۹۷۰	۰/۹۷۷	۰/۹۶۹	۰/۹۶۵	۰/۹۶۹	۰/۹۶۸
۶۵	۰/۹۸۴	۰/۹۸۳	۰/۹۸۰	۰/۹۸۲	۰/۹۸۰	۰/۹۸۵	۰/۹۷۸	۰/۹۸۲	۰/۹۷۹	۰/۹۷۸
۷۰	۰/۹۸۸	۰/۹۹۰	۰/۹۸۶	۰/۹۸۸	۰/۹۸۴	۰/۹۹۱	۰/۹۸۶	۰/۹۸۶	۰/۹۸۶	۰/۹۹۰
۷۵	۰/۹۹۵	۰/۹۹۳	۰/۹۹۳	۰/۹۹۴	۰/۹۹۲	۰/۹۹۷	۰/۹۹۳	۰/۹۸۴	۰/۹۹۷	۱/۰۰۲
۸۰	۰/۹۹۹	۰/۹۹۹	۱/۰۰۰	۰/۹۹۶	۰/۹۹۹	۱/۰۰۰	۰/۹۹۷	۰/۹۹۸	۰/۹۹۵	۱/۰۰۳
۸۵	۰/۹۹۹	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۰/۹۹۹	۰/۹۹۹	۱/۰۰۱	۰/۹۹۷	۰/۹۹۵	۱/۰۰۲	۱/۰۰۴
۹۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰

جدول ۳: مقادیر فاکتور افزایش دوز در حضور غلظت های مختلف نانوذرات مورد استفاده در مطالعه حاضر

فاکتور افزایش دوز							
میانگین			بیشینه			عدد اتمی	
۳۰ mg/ml	۱۸ mg/ml	۷ mg/ml	۳۰ mg/ml	۱۸ mg/ml	۷ mg/ml		
۱/۴۷	۱/۳۶	۱/۳۳	۱/۷۹	۱/۴۴	۱/۴۳	۷۹	Au
۱/۱۳	۱/۲۸	۱/۲۷	۱/۳۲	۱/۴۲	۱/۳۲	۷۸	Pt
۱/۰۵	۱/۰۵	۱/۱۴	۱/۱۴	۱/۱۲	۱/۱۹	۶۴	Gd
۱/۰۴	۱/۰۶	۱/۱۳	۱/۱۵	۱/۱۴	۱/۱۶	۴۷	Ag
۱/۱۷	۱/۱۳	۱/۰۲	۱/۲۷	۱/۱۸	۱/۰۳	میانگین > ۴۷	Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub>

بسیار مفید باشد.

بیشینه‌ی DEF با افزایش غلظت نانوذرات Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub> و طلا، افزایش می‌یابد، اما این تاثیر برای نانوذرات پلاتین، گادولینیوم و نقره دیده نشد. مشاهدات مذکور برای میانگین DEF در داخل تومور نیز صادق است. از آنجا که ما با انرژی‌های پایین سر و کار داریم، (فوتون‌های ساطع- شده از رادیوایزوتوپ ید-۱۲۵) تراکنش غالب، اثر فوتوالکتریک می‌باشد. در فوتوالکتریک، جذب اشعه با مکعب عدد اتمی محیط متناسب است. بنابراین، با افزایش عدد اتمی، افزایش دوز بیشتری مورد انتظار است. همچنین با افزایش غلظت نانوذرات که منجر به افزایش تعداد نانوذرات می‌شود، انتظار افزایش در میزان DEF وجود دارد. با این وجود، الگوی افزایش و کاهش دوز از قانون خاصی پیروی نمی‌کند. اثرهای دیگری در این

تواند منجر به کاهش زمان درمان و یا استفاده از چشمه با اکتیویته کمتر شود که این خود، باعث افزایش حفاظت بافت‌های سالم اطراف و افراد در تماس با بیمار خواهد شد. همچنین با توجه به این که زمان درمان پایین می‌آید، در نتیجه احتمال حرکت چشمه‌های درون‌بافت و بهم خوردن چینش آن‌ها و خطا در میزان دوز تحویل داده شده به تومور، کم می‌شود.

همانطور که در بخش نتایج اشاره شد، دوز خارج از تومور پایین می‌آید و این کاهش دوز در راستای محور X در برخی موارد تا ۲۹٪ نیز می‌رسد. این اثر، به علت جذب دوز در داخل تومور و تراکنش فوتون‌ها با نانوذرات می‌باشد. این نیز، مزیت دیگر استفاده از نانوذرات در داخل تومور است. این کاهش دوز با توجه به اهمیت حفظ بافت‌های سالم اطراف تومور، می‌تواند



قضیه، از جمله جذب فوتون‌ها و تغییر انرژی مؤثر اشعه هنگامی که فوتون در حال عبور از بافت است، مؤثر است. از آنجایی که دوز در هر پیکسل، نتیجه‌ی مؤلفه‌های مختلف دوز از چشمه‌های متفاوت است، اثرات بالا برای پیکسل‌های مختلف داخل تومور متفاوت خواهد بود و این ناشی از فاصله‌ی چشمه‌های مختلف تا پیکسل‌های متفاوت می‌باشد. با افزایش غلظت نانوذرات، تعداد اتم‌های نانوذره در هر نقطه بیشتر خواهد شد و همین امر، باعث زیاد شدن دوز می‌شود. اما حضور تعداد زیاد نانوذره در تومور، منجر به این می‌شود که جذب پرتو در فاصله‌ی بین چشمه‌ها و نقطه‌ی محاسبه‌ی دوز زیاد شود. با توجه به همه این دلایل، تحلیل و توضیح گرایش به افزایش و یا کاهش در DEF با توجه به حضور نانوذرات مختلف با غلظت‌های متفاوت و همچنین چینش پیچیده‌ی چشمه‌ها، بسیار دشوار می‌باشد. با توجه به مقادیر بیشینه DEF در داخل تومور پروستات، در جهت رسیدن به بیشترین افزایش دوز در داخل تومور در براکی‌تراپی پروستات، استفاده از غلظت زیاد از نانوذرات طلا و پلاتین پیشنهاد می‌شود. اما باید در نظر داشت که استفاده از غلظت‌های زیاد، به لحاظ بالینی با محدودیت‌هایی مواجه هستیم زیرا می‌تواند منجر به ایجاد سمیت در بافت‌های سالم-نماید. در این مطالعه، غلظت‌های برابر (۷، ۱۸ و ۳۰ میلی گرم بر میلی‌لیتر) از نانوذرات مختلف تحت بررسی قرار گرفت، در حالی که بیشتر مطالعات گذشته، از نانوذرات طلا در محاسبه DEF استفاده کرده‌اند (۶، ۱۵). با این حال، باید در نظر داشت که نانوذرات مختلف، اثرات سمی مختلفی در بردارد. به بیان دیگر، ما از غلظت‌هایی استفاده کردیم که قبلاً در مورد نانوذرات طلا پیشنهاد شده بود (۶)، اما در مورد نانوذرات اکسید آهن، نقره، گادولینیوم و پلاتین ممکن است اثر سمیت یکسانی نداشته باشد، که در این زمینه، مطالعات بیشتری نیاز می‌باشد.

با توجه به شکل (۳) مشاهده گردید دو عدد کانتر ۱۰۰ درصد وجود دارد که اولین آن بر روی لبه‌ی تومور

در فاصله ۱/۵ سانتی‌متری مرکز است و دومین کانتر ۱۰۰ درصد در فضای بین ۸ چشمه و در داخل تومور قرار دارد. کانتر ۵۰ درصد بیرون از ناحیه‌ی تومور و تعداد ۸ عدد کانتر ۱۵۰ درصد در اطراف چشمه‌ها قرار دارد. پس از حضور نانو ذرات در تومور، کانتر ۵۰ درصد که در خارج تومور قرار داشت، بسته‌تر شده و به سمت کره ۱/۵ سانتی‌متری تومور نزدیک گردید و همچنین کانتر ۱۰۰ درصد که در داخل تومور قرار داشت، بازتر شده و به سمت کره ۱/۵ سانتی‌متری تومور نزدیک گردید. مشاهده شد با افزایش عدد اتمی یا افزایش غلظت، این باز و بسته شدن ایزودوزها افزایش می‌یابد.

در این تحقیق تومور پروستات و بافت سالم به صورت بافت یکسانی در نظر گرفته شد، در حالی که در واقعیت و عمل، این دو نوع بافت، کمی متفاوت خواهند بود. در حالت حضور نانو ذرات بافت ناحیه تومور تغییر می‌کند. در عمل مقداری از نانو ذرات توسط بافت‌های سالم اطراف تومور هم جذب می‌شوند که این باعث افزایش دوز جذبی در ناحیه‌ی خارج تومور خواهد شد. در این تحقیق، این موضوع بررسی نگردیده است و پیشنهاد می‌گردد در مطالعات بعدی این مورد بررسی شود. همچنین تحقیقات ژل دزیمتری برای مطالعات آینده توصیه می‌گردد. نیز پیشنهاد می‌شود بررسی منحنی‌های هم-دوز علاوه بر محور مرکزی X-Y بر روی صفحات دیگر تومور نیز بررسی گردد. با توجه به این که براکی‌تراپی سرطان پروستات با چشمه‌های  $^{131}\text{Cs}$  و  $^{106}\text{Pd}$  نیز انجام می‌شود (۲۵)، انجام مطالعه‌ی مشابه با این تحقیق و مقایسه‌ی نتایج آن با نتایج مطالعه‌ی حاضر نیز توصیه می‌گردد.

با توجه به نتایج حاصل از شبیه‌سازی، می‌توان به این نتیجه رسید که حضور نانو ذرات، باعث افزایش دوز در تومور و کاهش دوز در خارج تومور بر روی منحنی‌های هم دوز می‌شود. لذا می‌توان زمان درمان و اکتیویته را کاهش داد. بنابراین، استفاده بالینی از این نانو ذرات به-

**تشکر و قدردانی**

منظور افزایش دوز در براکی تراپی پروستات توصیه می -

از معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم

شود.

پزشکی خراسان شمالی جهت حمایت مالی این تحقیق

تقدیر می گردد.

**References**

1. Kuban DA, Potters L, Lawton CA . Prostate cancer. In: Gunderson LL, Tepper JE (eds) Clinical radiation oncology. Elsevier, Philadelphia. 2007; 1165–236.
2. Nguyen PL, Zietman AL. High-dose external beam radiation for localized prostate cancer: current status and future challenges. *Cancer J.* 2007;13(5):295-301.
3. Li Z, Palta JR, Fan JJ. Monte Carlo calculations and experimental measurements of dosimetry parameters of a new <sup>103</sup>Pd source. *Med Phys.* 2000;27(5):1108-12.
4. Holmgren-Andersson M. Brachytherapy for cancer of the cervix. 3D dose distributions for new ring applicator using BrachyVision, for clinical use. Master of Sciences Thesis, Medical Radiation Physics Department, Lund University, Lund. 2006.
5. Cho SH. Estimation of tumour dose enhancement due to gold nanoparticles during typical radiation treatments: a preliminary Monte Carlo study. *Phys Med Biol.* 2005;50(15):N163-73.
6. Cho SH, Jones BL, Krishnan S. The dosimetric feasibility of gold nanoparticle-aided radiation therapy (GNRT) via brachytherapy using low-energy gamma-/x-ray sources. *Phys Med Biol.* 2009;54(16):4889-905.
7. Iwamoto KS, Cochran ST, Winter J, Holburt E, Higashida RT, Norman A. Radiation dose enhancement therapy with iodine in rabbit VX-2 brain tumors. *Radiother Oncol.* 1987;8(2):161-70.
8. Connor EE, Mwamuka J, Gole A, Murphy CJ, Wyatt MD. Gold nanoparticles are taken up by human cells but do not cause acute cytotoxicity. *Small.* 2005;1(3):325-7.
9. Roeske JC, Nunez L, Wiederrecht G, Weichselbaum RR. 2879: Characterization of Dose Enhancement Produced by Nanoparticles. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics.* 2006;66(3):S707.
10. Zhang X, Xing JZ, Chen J, Ko L, Amanie J, Gulavita S, Pervez N, Yee D, Moore R, Roa W. Enhanced radiation sensitivity in prostate cancer by gold-nanoparticles. *Clinical & Investigative Medicine.* 2008;31(3):E160-E7.
11. Carleton University. 2013. [http://www.physics.carleton.ca/clrp/seed\\_database/I125/ProstaSeed\\_125SL](http://www.physics.carleton.ca/clrp/seed_database/I125/ProstaSeed_125SL). Accessed 06 Jan 2013.
12. Rivard MJ, Butler WM, DeWerd LA, Huq MS, Ibbott GS, Meigooni AS, Melhus CS, Mitch MG, Nath R, Williamson JF, et al. Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group No. 43 Report. *Med Phys.* 2007;34(6):2187-205.
13. Zhang SX, Gao J, Buchholz TA, Wang Z, Salehpour MR, Drezek RA, Yu TK. Quantifying tumor-selective radiation dose enhancements using gold nanoparticles: a monte carlo simulation study. *Biomed Microdevices.* 2009;11(4):925-33.
14. Leung MK, Chow JC, Chithrani BD, Lee MJ, Oms B, Jaffray DA. Irradiation of gold nanoparticles by x-rays: Monte Carlo simulation of dose enhancements and the spatial properties of the secondary electrons production. *Med phys.* 2011;38(2):624-31.
15. Cho S, Jeong JH, Kim CH, 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.
16. 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.
17. ICRU. ICRU Report No. 44, Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. ICRU, Bethesda. 1989.
18. Pelowitz DB (ed), MCNPX users manual, LA-CP-07-1473 Version 2.6.0, National Laboratory, Los Alamos. 2008.
19. Toossi MTB, Ghorbani M, Mowlavi AA, Taheri M, Layegh M, Makhdoui Y, Meigooni AS. Air kerma strength characterization of a GZP6 Cobalt-60 brachytherapy source. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy.* 2010;15(6):190-4.
20. Yan S, Zhang D, Gu N, Zheng J, Ding A, Wang Z, Xing B, Ma M, Zhang Y. Therapeutic effect of Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanoparticles combined with magnetic fluid hyperthermia on cultured liver cancer cells and xenograft liver

- cancers. *J Nanosci Nanotechnol*. 2005;5(8):1185-92.
21. Meigooni AS, Luerman CM, Sowards KT. Evaluation of the dose distribution for prostate implants using various I125 and P103d sources. *Med Phys*. 2009;36(4):1452-8.
  22. Bahreyni Toossi MT, Ghorbani M, Mehrpouyan M, Akbari F, Sobhkhiz Sabet L, Soleimani Meigooni A. A Monte Carlo study on tissue dose enhancement in brachytherapy: a comparison between gadolinium and gold nanoparticles. *Australas Phys Eng Sci Med*. 2012;35(2):177-85.
  23. Mukherjee SG, O'Claonadh N, Casey A, Chambers G. Comparative *in vitro* cytotoxicity study of silver nanoparticle on two mammalian cell lines. *Toxicol In Vitro*. 2012;26(2):238-51.
  24. Chattopadhyay N, Cai Z, Kwon YL, Lechtman E, Pignol J-P, Reilly RM. Molecularly targeted gold nanoparticles enhance the radiation response of breast cancer cells and tumor xenografts to X-radiation. *Breast cancer Res Treat*. 2013;137(1):81-91.
  25. Landry G, Reniers B, Pignol J-P, Beaulieu L, Verhaegen F. The difference of scoring dose to water or tissues in Monte Carlo dose calculations for low energy brachytherapy photon sources. *Med Phys*. 2011;38(3):1526-33.

# Assessment of dose enhancement inside tumor in presence of various nanoparticles in tumor in prostate brachytherapy: A Monte Carlo study

*Alireza Golshan,*

North Khorasan University of Medical Sciences, Bojnurd, Iran

*Mahdi Bakhshabadi,*

Faculty of Medicine, North Khorasan University of Medical Sciences, Bojnurd, Iran

*Mohsen Khosroabdi,*

Faculty of Medicine, North Khorasan University of Medical Sciences, Bojnurd, Iran

*Mohammad Mehrpouyan*

Nutrition and Biochemistry, Faculty of Medicine, Sabzevar University of Medical Sciences, Sabzevar, Iran

Received:07/04/2014, Revised:11/05/2014, Accepted:22/05/2014

---

## Corresponding Author:

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

## Abstract

**Background:** One of the ways to treat prostate cancer is brachytherapy using low-energy sources, such as iodine-125 ( $^{125}\text{I}$ ). The purpose of this study was to assess dose enhancement factor in tumors in the presence of various nanoparticles in prostate tumor, and the effect of these nanoparticles on isodose curves in prostate cancer brachytherapy using Monte Carlo simulation.

**Materials and Method:**  $^{125}\text{I}$  brachytherapy source model SL-125/SH-125 was simulated using Monte Carlo MCNPX code. TG-43 parameters were calculated and verified. Dose enhancement factors were evaluated in presence of  $\text{Fe}_2\text{O}_3$ , Ag, Gd, Pt and Au nanoparticles in central cross section of the tumor in concentrations of 7, 18 and 30 mg/ml.

**Results:** Dose rate constant obtained  $0.954 \text{ cGyh}^{-1}\text{U}^{-1}$ . Maximum dose enhancement factors for  $\text{Fe}_2\text{O}_3$ , Ag, Gd, Pt and Au were 1.79, 1.32, 1.14, 1.15 and 1.27, respectively. Also, the 100% isodose line shifted toward the central point of the spherical tumor and the 100% isodose line shifted outward. Dose enhancement factors had no rule in increasing or decreasing by atomic number of nanoparticles.

**Conclusion:** Regarding to the simulation results, it can be concluded that nanoparticles presence in tumor leads to dose increase inside the tumor and dose decrease outside the tumor. Therefore, we can reduce treatment time and activity. So, the clinical use of these nanoparticles is recommended to enhance prostate brachytherapy dose.

**Keywords:** *Nanoparticles, Dose enhancement factor, Prostate brachytherapy, Monte Carlo simulation*