

شبیه‌ساز تومور فعال‌سازی شده توسط نقره و برآورد بهبود دز در فوتون‌درمانی

سمیه مالمیر^{۱*}، علی اصغر مولوی^۲ و سعید محمدی^۳

^۱ گروه فیزیک، دانشگاه پیام نور، ص. پ. ۳۶۹۷-۱۹۳۹۵، تهران، ایران.

^۲ گروه فیزیک، دانشگاه حکیم سبزواری، سبزوار، ایران.

^۳ گروه فیزیک، دانشگاه پیام نور تهران، تهران، ایران.

*کردستان، سقز، مرکز پیام نور سقز، کدپستی: ۸۹۳۹۶-۶۶۸۱۹

پست الکترونیکی: s_malimir84@yahoo.com

چکیده

درمان تومور با استفاده از عناصر فعال‌ساز روشی است که افق‌های جدیدی را در رادیوتراپی نوید می‌دهد. به دلیل وجود پارامترهای مختلف و شرایط فیزیکی متنوع در این روش درمانی، استفاده از مدل‌های شبیه‌سازی، آسان‌تر، کم‌هزینه‌تر و سریع‌تر از روش‌های عملی برای پیش‌بینی راهکارهای بهینه‌سازی طراحی درمان می‌باشد. بنابراین در این مطالعه از شبیه‌سازهای مونت کارلو جهت بررسی کمی افزایش دز و عوامل مؤثر بر فوتون درمانی در تومور فعال‌شده توسط نانوذرات نقره استفاده شده است. همچنین منظور کردن ترکیب دقیق و توالی بافت‌های متفاوت کار اصلی این مقاله است. برای این منظور فانتوم سر با ترکیبات واقعی آن توسط کد MCNPX مدل شد. تومور معمولی و تومور فعال‌شده توسط نانوذرات نقره شبیه‌سازی شدند. در این تحقیق فرض شد که نانوذرات به طور همگن در تومور توزیع شده باشند. محاسبات دز و بهبود آن در فوتون درمانی محاسبه گردیدند. نتایج بهبود دز را در تومور فعال‌شده توسط نانوذرات نقره نشان می‌دهند. وابستگی این پارامتر به غلظت، یک وابستگی خطی می‌باشد. هرچند انرژی لبه k نقره $25/53$ کیلو الکترون‌ولت است اما انرژی بهینه بین 35 تا 45 کیلو الکترون‌ولت قرار دارد. همچنین مشخص شد که با افزایش عمق، فاکتور بهبود دز کاهش می‌یابد.

کلیدواژگان: فوتون درمانی، نانوذرات نقره، بهبود دز، تومور فعال‌شده، محاسبات مونت کارلو.

۱. مقدمه

شانس درمان مجدد با گذشت زمان مرتباً کمتر می‌شود. بنابراین یافتن روشی که اولین درمان را با قاطعیت بیشتری انجام دهد، گام بزرگی در جهت حل این مشکل خواهد بود.

اساسی‌ترین مشکل درمان بیماری سرطان، عود مجدد بیماری است. مهمترین علت عود، درمان ناقص است و متأسفانه به دلیل انتشار متاستاز به اندام‌های دیگر بدن معمولاً

پرتودرمانی یکی از روش‌های اصلی درمان سرطان است، در این روش از پرتوهای یونیزان برای از بین بردن تومورها استفاده می‌شود، در واقع جذب انرژی این پرتوها موجب آسیب رساندن به سلول‌های نئوپلاسم می‌شود.

نزدیکی انرژی جذب شده در بافت سالم (دز جذبی) به دز جذبی تومور یا به عبارت دیگر پایین بودن بازدهی، مهم‌ترین مشکل این روش درمانی است. این امر موجب عدم انتقال دز نکرور به تومور می‌گردد، در نتیجه درمان ناقص و موجب عود مجدد بیماری می‌شود. این مشکل به انضمام انتشار متاستاز شانس درمان را به شدت کاهش می‌دهد [۱].

استفاده از عناصر فعال‌ساز در درمان تومور، روشی است که افق‌های جدیدی را در پرتودرمانی نوید می‌دهد. در این روش، برای افزایش دز سلول‌های سرطانی نسبت به سلول‌های سالم، یک عنصر یا ترکیب با عدد اتمی بالا، برای نشاندار کردن سلول‌های سرطانی، تزریق می‌شود. فعالیت شدید سلول‌های سرطانی و عریض بودن مویرگ‌ها در ناحیه تومور نسبت به بافت سالم، موجب می‌شود که ترکیبات مورد نظر که دارای مولکول‌های بزرگتری نسبت به مواد مغذی موجود در رگ‌ها هستند، بیشتر در ناحیه تومور جذب شوند. در این مرحله گفته می‌شود که تومور توسط نانوذررات فعال شده‌است. بعد از آن تومور با پرتوهای اشعه‌های فوتونی تحت تابش قرار می‌گیرد. فوتون به پنج طریق با ماده تعامل دارد که در مورد عناصر سنگین اثر فوتوالکتریک برهمکنش غالب بوده و باعث تولید مقدار زیادی الکترون می‌شود [۲]. بدین ترتیب می‌توان دز نسبتاً زیادی به تومور وارد کرد و بازده درمان را افزایش داد.

مطالعات اخیر کاربردهای عملی این روش درمانی توسط درمان تجربی تومورهای حیوانی و تابش‌دهی سلول‌های انسانی به صورت برون‌تنی را نشان می‌دهند [۳-۸]. به دلیل وجود پارامترهای مختلف و شرایط فیزیکی متنوع در این روش

درمانی، استفاده از مدل‌های شبیه‌سازی، آسان تر، کم‌هزینه‌تر و سریع‌تر از روش‌های عملی برای پیش‌بینی راهکارهای بهینه-سازی طراحی درمان می‌باشد. در مورد ترابرد فوتون‌های کم انرژی، کد MCNP برای کاربردهای مختلف علم مطالعات تابش مورد استفاده قرار گرفته است [۹-۱۵].

برای کاربرد کلینیکی، عوامل تأثیرگذار بر این روش درمانی باید مورد ارزیابی قرار بگیرد. به دلیل در دسترس بودن عنصر طلا و نتایج مطلوب مطالعات اولیه روی ایمنی و استفاده بالینی این عنصر، طلا از جمله اولین نانوذرراتی بوده که در بحث نانوذرمانی معرفی، تولید و مورد استفاده قرار گرفته‌است. لذا مطالعات بر روی عنصر طلا بسیار زیاد است [۱۶-۱۹]. بر اساس آزمایشات سلولی [۷] و محاسبات مونت کارلو [۱۴]، نانوذررات طلا می‌تواند دز مؤثر تابش را افزایش دهند. با این حال، در گزارش ارائه شده توسط خو و همکاران [۲۰]، نانوذررات طلا با پروتئین‌های اصلاح شده از سرم جنین گاوی اثر کمی بر روی بقای سلول گلیوما در دزهای مختلف تابش یونیزه شده در سطح انرژی مگالکترون‌ولت نشان دادند که با نتایج مطالعات قبلی انجام شده روی نانوذررات طلای پوشش داده شده با پلی‌اتیلین‌گلیکول یا اسیدهای آمینه در آدنوکارسینوم کولورکتال موش و سلول‌های سرطانی پستان، مخالف می‌باشد. لازم به ذکر است که از میان نانوذررات مختلف، نانوذررات نقره به دلیل سطح شناخته شده عالی بهبود پراکندگی رامان [۲۱] و طیف گسترده فعالیت‌های ضد میکروبی آن [۲۲]، دارای اهمیت خاصی است. خو و همکاران [۲۰]، برای اولین بار اثبات کردند که نانوذررات نقره می‌توانند باعث افزایش مرگ ناشی از اشعه سلول‌های گلیوما شوند.

اخیراً، اثرات تابش پرتوهای نانوذررات نقره در سایر سلول‌های سرطانی تأیید شده است [۲۳]. همچنین ایمنی و تست‌های لازم جهت استفاده بالینی آن انجام گرفته‌است. عنصر نقره به عنوان یک عنصر کارآمد دیگر کمتر مورد مطالعه قرار

گرفته‌است. بنابراین هدف مقاله کنونی به‌کارگیری شبیه‌سازی-های مونت کارلو جهت ارزیابی افزایش دز برای فوتون‌درمانی با استفاده از نقره به‌عنوان یک فعال‌ساز است.

همچنین محاسبات دز عموماً در آب انجام می‌گیرد؛ با این حال مفید خواهد بود که ترکیبات دقیق مورد ملاحظه قرار داده شود. بدین ترتیب، ترکیب دقیق و توالی بافت‌های متفاوت کار اصلی این مقاله است. انرژی فوتون تابشی، غلظت نانوذره و عمق تومور می‌تواند از عوامل مؤثر در این روش درمانی باشند که در این مقاله مورد بررسی قرار گرفتند.

۲. مواد و روش‌ها

۱.۲. کد MCNPX

کد محاسباتی MCNP از جمله کدهای بسیار قوی برای کار روی معادله ترابرد می‌باشد [۲۴، ۲۵]. اساس کار ریاضیاتی این کد بر پایه روش مونت کارلو استوار می‌باشد. روش مونت کارلو، خود یک روش آماری است. یکی از کاربردهای روش مونت کارلو، همانند سازی است. بدین منظور، مدلی آماری همانند آنچه با واقعیت اتفاق می‌افتد، تشکیل شده، با کمک اعداد تصادفی و حرکت تصادفی پدیده مورد نظر چندین بار تکرار می‌گردد [۲۶، ۲۷]. از این رو همانندسازی با روش مونت کارلو را می‌توان یک آزمایش نظری دانست. در این مقاله برای دستیابی به دقت مورد نظر از تعداد تکرار ۳۵۰۰۰۰۰ استفاده شده است. کد MCNP از اطلاعات هسته‌ای و اتمی با طیف پیوسته انرژی استفاده می‌کند. این اطلاعات توسط کد NJOY به شکل مورد استفاده در کد MCNP در می‌آید. جزئیات اطلاعاتی این بانک‌ها برای استفاده کد حفظ می‌شود. بانک اطلاعاتی MCPLIB 02 در کد برای محاسبات فوتونی قرار داده شده است [۲۷]. در ورودی تهیه شده از کارت sdef استفاده شده که نوع ذره ۲

یعنی فوتون و انرژی بر حسب مگا الکترون‌ولت تعریف شده‌اند. با استفاده از کارت‌های m مواد مورد استفاده با احتساب درصد جرمی تعریف گردیده‌اند. از کارت tmesh به منظور محاسبه تالی‌ها به صورت مش تالی استفاده گردیده و نهایتاً nps تعداد تکرارها را تعیین کرده‌است.

۲.۲. فانتوم سر

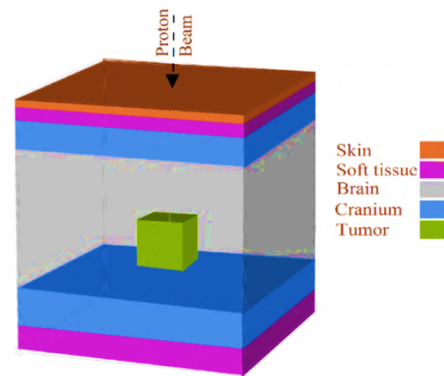
هندسه کلی فانتوم سر استفاده شده در این تحقیق با توجه به اطلاعات برگرفته شده از فانتوم مرد بالغ از مجموعه فانتوم-های خانواده MIRD-ORNL در شکل ۱ آمده است [۲۸]. این فانتوم مکعبی لایه‌ای است با لایه‌های پوست انسانی ۰/۲ سانتی‌متری، بافت نرم ۰/۳ سانتی‌متری، جمجمه ۰/۹ سانتی‌متری و مغز ۱۱/۵ سانتی‌متری و نهایتاً جمجمه ۰/۹ سانتی‌متری و بافت نرم ۰/۵ سانتی‌متر است، در نظر گرفته شد [۲۸]. از آنجا که در این شبیه‌ساز بین چشمه و فانتوم خلأ فرض شده است لذا مقدار فاصله بین صفحه منبع و توده بافت تأثیری در نتایج ندارد. در این مطالعه این مسافت در تمام مدل‌ها ۵۰ سانتی‌متر فرض و ثابت نگه داشته شده است. برای تعریف نوع و ترکیب بافت‌ها بر حسب درصد کسر جرمی عناصر مورد استفاده در فانتوم سر از داده‌های ORNL استفاده شده است [۲۸].

در این مطالعه هدف از قرار دادن غلظت‌های مختلف بررسی چگونگی تغییرات و تأثیرات غلظت‌های مختلف بر توزیع دز جذبی می‌باشد. یعنی برای اینکه بتوان با قطعیت و بدون شبهه اثر افزایش غلظت را بیان کرد، نیاز است که گستره وسیعی از غلظت‌ها بررسی شود تا مشخص گردد که نتایج به دست آمده صحیح می‌باشد و به صورت استثنا نبوده است. از آنجا که غلظت‌های مورد استفاده حدود ۱۰ تا ۳۰ میلی‌گرم نانوذرات در هر میلی‌لیتر بوده‌اند [۱۴]؛ لذا تومور با عامل

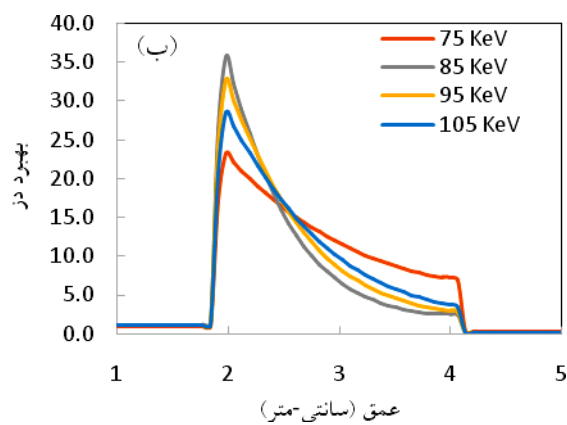
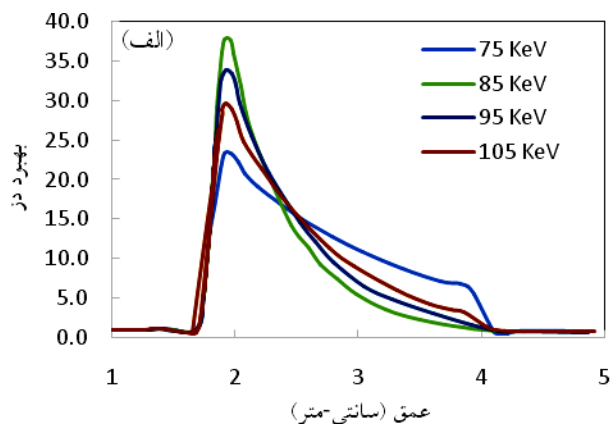
۳.۲. اشعه فوتونی و توصیف چشمه

استفاده از فوتون‌های ساطع شده از لامپ مولد اشعه ایکس در این روش چندان مناسب به نظر نمی‌رسد. زیرا، وجود فوتون‌های کم انرژی در طیف، موجب افزایش دز سطحی (روی پوست) و دز بافت‌های موجود در مسیر پرتوهای تا قبل از تومور خواهد شد که در صورت استفاده از فیلتراسیون برای حذف این فوتون‌ها، شار به طور قابل ملاحظه‌ای کاهش می‌یابد. در این صورت برای رسیدن به دز مورد نظر (تجویزی) پزشک، باید زمان پرتودهی افزایش یابد که از نظر درمانی مطلوب نیست. با توجه به مطالب ذکر شده استفاده از تابش‌های تکفام حاصل از سینکروترون به دلیل مزایای زیر توصیه می‌شود: ۱- امکان تولید پرتوهای تک فام با شار بالا. ۲- قابلیت ایجاد پرتوهای موازی ایکس با حداقل واگرایی در مسیر و کمترین نیمسایه در بافت. ۳- امکان تولید پرتوهای قطبیده ایکس با کمترین پراکندگی در مسیرهای ناخواسته و حفاظت از ارگان‌های حساس مجاور.

نانوذرات همگن شده دارای غلظت‌های متفاوت ۱۰، ۲۵، ۵۰ و ۷۵ میلی گرمی نانوذرات نقره در هر میلی لیتر از تومور در نظر گرفته شدند. لازم به ذکر است که یک چگالی بسیار زیاد ۳۰۰ میلی گرم نانوذرات نقره در هر میلی لیتر نیز برای بررسی حد نهایی اثرات در نظر گرفته شد. اینجا، ابعاد جانبی فانتوم بر طبق بیشینه مقدار فانتوم مغز MIRD-ORNL به صورت ۱۷/۲ در ۱۳/۲ سانتی متر در نظر گرفته شد [۲۹].



شکل (۱): هندسه فانتوم لایه‌ای سر.



شکل (۲): نتایج مربوط به توزیع دز در مغز، (الف) محاسبه شده توسط رنجر و همکاران و (ب) مطالعه حاضر.

محاسبات مربوط به فوتون‌تراپی چشمه به صورت سطحی با مقطع مربعی شکل با ابعاد ۲×۲ سانتی متر مربع و در $z=50\text{ cm}$ قرار داده شد.

بنابراین در این تحقیق با استفاده از روش مونت کارلو، نحوه افزایش دز جذبی در تومور فرضی فعال شده با عناصر فعال ساز و عوامل مؤثر بر آن مانند انرژی فوتون‌ها و غلظت‌های مختلف، برای پرتوهای تکفام بررسی شده است. برای

۴.۲. صحت‌سنجی مدل توسعه داده شده

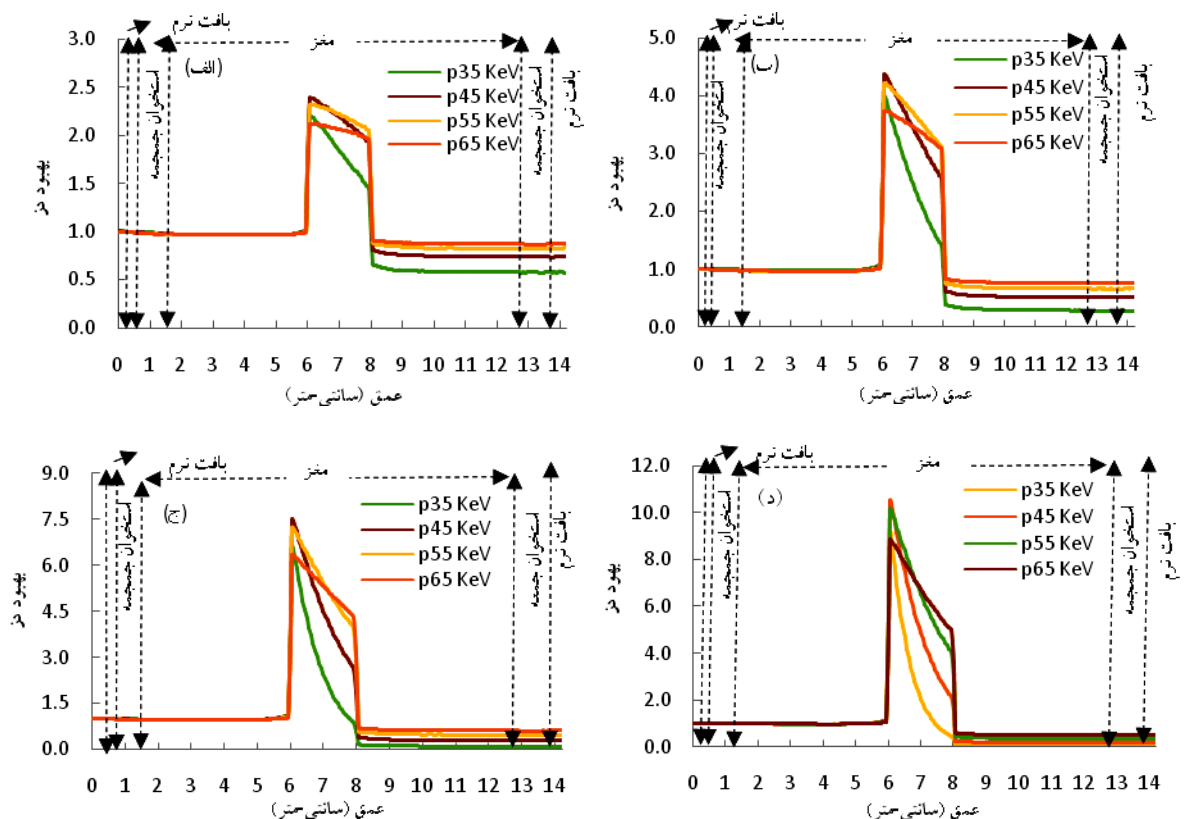
جهت توسعه یک مدل صحیح، ابتدا با توجه به مطالعات انجام شده توسط رنجبر و همکاران مدلی مشابه مدل ارائه شده توسط آن‌ها توسعه داده شد [۳۰]. در آن مطالعه، لایه‌های مختلف سر انسان در نظر گرفته نشدند، بلکه، یک فانتوم مغز شامل تعدادی از ترکیبات مهم آن مدل‌سازی شد. تومور با نانوذرات طلا فعال‌سازی و تأثیر عوامل مختلف در بهبود دز دریافتی توسط تومور مطالعه گردید. در مدل ابتدایی تهیه شده در این مطالعه تمام ابعاد و موارد مورد استفاده در مطالعه رنجبر و همکاران استفاده شدند. توزیع فاکتور بهبود دز در شکل ۲ نشان داده شده است. انرژی‌های در نظر گرفته شده در این شکل اطراف انرژی لبه k عنصر طلا (۸۰/۷۲ کیلو الکترون-ولت) می‌باشند. با توجه به این شکل توافق بسیار خوبی بین دو مدل وجود دارد. لبه‌های تیزتر دیده شده در شکل ۲ قسمت

ب مربوط به مدل توسعه داده شده در این مطالعه به دلیل استفاده از تعداد بیشتر مش‌ها در مطالعه حاضر است.

۳. نتایج

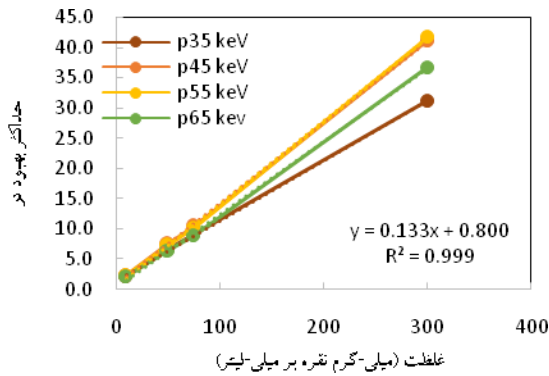
برای بررسی تأثیر عوامل مختلف شامل غلظت، انرژی فوتون و عمق تومور در فوتون‌درمانی تومور فعال‌شده توسط نانوذرات نقره، پارامتر بهبود دز که به صورت نسبت دز میانگین در ناحیه تومور در حضور عنصر فعال‌ساز به دز میانگین در ناحیه تومور بدون حضور عنصر فعال‌ساز، تعریف می‌شود [۳۰]، محاسبه گردید و نتایج حاصل به شرح زیر می‌باشند:

$$\text{دز میانگین در ناحیه تومور در حضور عنصر فعال‌ساز} = \frac{\text{دز میانگین در ناحیه تومور بدون حضور عنصر فعال‌ساز}}{\text{فاکتور بهبود دز}}$$

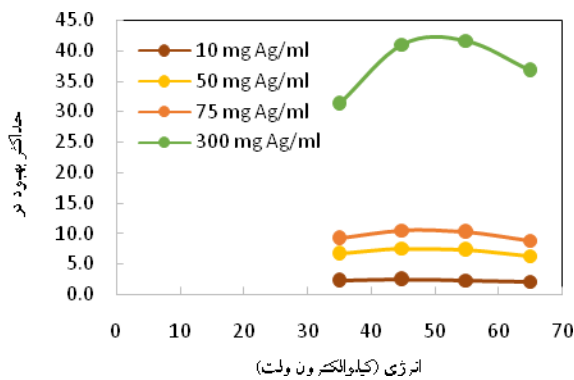


شکل (۳): بهبود دز حاصل از غلظت‌های مختلف نقره در ناحیه تومور. نمودارهای الف تا د به ترتیب مربوط به ۱۰، ۲۵، ۵۰ و ۷۵ میلی گرم نانوذرات نقره بر میلی لیتر می‌باشند.

غلظت‌ها یکسان می‌باشد اما با افزایش غلظت به دلیل برهمکنش فوتوالکتریک بیش‌تر، مقدار بهبود دز بیش‌تر است.



شکل (۴): بهبود دز محاسبه شده برای غلظت‌های مختلف نقره، در انرژی‌های مختلف.



شکل (۵): حداکثر بهبود دز محاسبه شده برای عناصر فعال‌ساز نقره با غلظت‌های متفاوت به ازای انرژی‌های مختلف.

با توجه به کاهش دز جذبی با افزایش عمق نباید تومور در عمقی باشد که دز جذب شده در آن به میزان کافی نباشد یا به عبارتی دیگر دز جذب شده در آن کم‌تر از دز جذب شده در قسمت‌های سالم اطراف آن باشد، زیرا در غیر این صورت به قسمت‌های سالم بافت آسیب وارد می‌شود. شکل ۶، دز عمقی و بهبود آن در راستای محور مرکزی را هنگامی که تومور در سه عمق مختلف است، نشان می‌دهد. همان‌طور که دیده می‌شود (شکل ۶ قسمت ب)، فاکتور بهبود دز با عمق تومور کاهش اندکی می‌یابد که علت آن کاهش شدت فوتون با

در تمام غلظت‌ها و انرژی‌های مورد مطالعه دز در ناحیه تومور فعال‌شده توسط نانوذرات نقره به‌طور چشمگیری افزایش می‌یابد که علت آن حضور نانوذرات نقره می‌باشد، شکل ۳ قسمت الف تا د.

دلیل این بهبود دز برهمکنش تابش فوتونی با نانوذرات نقره است که منجر به تولید مقدار بسیاری الکترون شده و دز محلی را افزایش می‌دهد. به دلیل افزایش برهمکنش‌های فوتون درون تومور مقدار کمتری فوتون از آن ناحیه خارج می‌شوند و در نتیجه دز بعد از تومور کاهش می‌یابد، در نتیجه احتمال آسیب‌رسانی به بافت‌های سالم نیز کاهش می‌یابد. با توجه به شکل ۳ قسمت الف تا د، بهبود دز شیب تندی را نشان می‌دهد و هنگامی که باریکه‌ای از پرتوهای فوتونی تک انرژی از میان غلظت بیشتری از یک عنصر عبور می‌کند، شدت تابش عبوری بیشتر کاهش می‌یابد که نشان‌دهنده افزایش برهمکنش فوتون‌های فرودی با اتم‌های جاذب است.

بهبود دز با افزایش غلظت افزایش می‌یابد. شکل ۴ تغییرات بهبود دز به دست آمده نسبت به غلظت عنصر فعال‌ساز را برای انرژی‌های مختلف نشان می‌دهد. منحنی‌ها نشان می‌دهند که این تغییرات از تابع خطی با ضریب همبستگی ۰/۹۹ پیروی می‌کند. مطالعات انجام شده روی سطح مقطع جذب بافت‌های نرم و عناصر فلزی سنگین نشان می‌دهد که عناصر فلزی سنگین جاذب‌های بهتری هستند مخصوصاً در انرژی‌های خاص. مقدار جذب در لبه k عنصر نقره یعنی در انرژی ۲۵/۵۳ کیلو الکترون‌ولت، ۵/۵۴ سانتی‌مترمربع بر گرم می‌باشد در حالی که مقدار آن برای بافت نرم در همان انرژی ۰/۶۰۱ سانتی‌مترمربع بر گرم است.

شکل ۵ نشان می‌دهد انرژی بهینه که در آن فاکتور بهبود دز به بیش‌ترین مقدار خود می‌رسد برای عنصر نقره بین ۴۵-۳۵ کیلو الکترون‌ولت است. محدوده انرژی بهینه برای تمام

می‌شود که این عنصر بهبود دز بیش‌تری را نسبت به عنصر طلا نتیجه دهد. مقدار بهبود دز با افزایش غلظت به‌طور خطی افزایش و با کاهش عمق، کاهش اندکی را نشان می‌دهد. در رابطه با تأثیر غلظت نشان داده شد که بهبود دز تابع خطی از غلظت نقره می‌باشد.

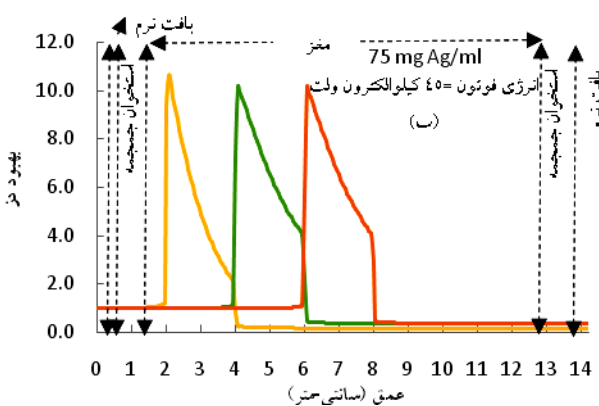
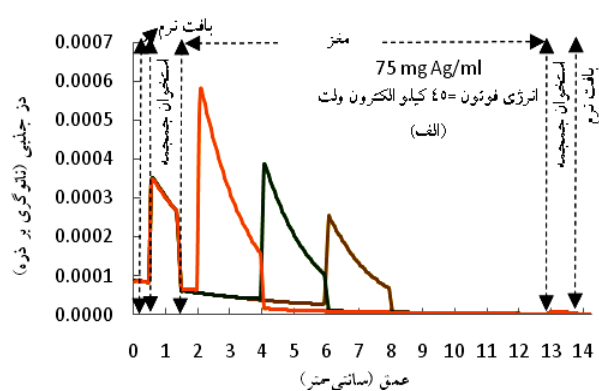
سنگ هون چو پیش‌بینی کرد که میزان بهبود دز به میزان نانوذر موجود در تومور بستگی دارد [۱۴]. همانند مطالعه سولبرگ و همکاران [۱۵] و همچنین رنجبر و همکاران [۳۰] که به ترتیب روی عناصر ید و طلا انجام گرفته بود، با توجه به مطالعه انجام شده در این مقاله، فاکتور افزایش دز در مورد عنصر نقره نیز نسبت به چگالی به‌طور خطی افزایش می‌یابد. رنجبر و همکاران پیش‌بینی کردند که در مورد عنصر طلا انرژی بهینه تقریباً بین ۲ تا ۷ کیلو الکترون‌ولت بیش‌تر از انرژی لبه k آن عنصر می‌باشد [۳۰] در حالی که با توجه به مطالعه حاضر در مورد عنصر نقره انرژی بهینه بین ۱۰ تا ۲۰ کیلو الکترون‌ولت بیش‌تر از انرژی لبه k عنصر نقره است.

علت این موضوع این است که مقدار دز برای انرژی‌های پایین به علت جذب بالای آن در بافت‌های جلویی بسیار پایین است بنابراین انرژی بهینه در این روش درمانی بین ۳۵ و ۴۵ کیلو الکترون‌ولت می‌باشد، در حالی که انرژی لبه k نقره ۲۵/۵۳ کیلو الکترون‌ولت است.

با توجه مطالعات رنجبر و همکاران روی عنصر طلا [۳۰]، در مقایسه با مطالعه حاضر، بهبود دز ناشی از حضور عنصر نقره بیش‌تر می‌باشد. در نهایت، همان‌طور که دیده شد بهبود دز با افزایش عمق کاهش می‌یابد. در مطالعه رنجبر و همکاران تمام بافت‌های سر در فانتوم مورد مطالعه منظور نشده بودند لذا آن‌ها حدس می‌زدند که ممکن است از یک عمق خاص به بعد، دز جذبی در پوست بیش‌تر از مقدار آن در تومور باشد [۳۰]. با توجه به مطالعه حاضر که تمام بافت‌های سر مدل‌سازی

افزایش عمق به دلیل برهمکنش با لایه‌های پیشین فانتوم می‌باشد. همان‌طور که در مورد دز عمقی محاسبه شده مشاهده می‌شود (شکل ۶ قسمت الف) بعد از یک عمق خاص دز جذبی تومور از دز استخوان جمجمه کم‌تر می‌شود.

به عبارتی دیگر اگر چه در عمق‌های زیاد، فاکتور افزایش دز قابل ملاحظه می‌باشد اما دز جذبی استخوان بیش‌تر از دز تومور خواهد شد. این اثر در مورد بافت نرم و پوست که در مسیر اشعه، پیش از تومور قرار دارند، دیده نمی‌شود.



شکل (۶): (الف) دز و (ب) بهبود آن برای پرتوهای اشعه ایکس ۴۰ کیلو الکترون‌ولت و تومور قرار گرفته در عمق‌های مختلف.

۴. بحث و نتیجه‌گیری

مطالعه حاضر روی عنصر نقره بهبود دز در تومور و کاهش دز بعد از آن را پیش‌بینی می‌کند که این مسأله یک نتیجه مطلوب در این روش درمانی می‌باشد. همچنین پیش‌بینی

می‌توان مانند روش رادیوتراپی معمولی از راهکارهایی همچون میدان‌های چندگانه که در رادیوتراپی معمولی استفاده می‌شود، کمک گرفت.

شده‌اند، این اتفاق فقط برای استخوان جمجمه ممکن است پیش آید، یعنی بعد از یک عمق خاص دز جذبی استخوان جمجمه از دز تومور بیشتر می‌شود. برای رفع این مشکل

۵. مراجع

- [1] J.R. Cameron and J.G. Skofronick. *Medical Physics*. Wiley Online Library, (1978).
- [2] F.M. Khan. *The physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins (2010).
- [3] M. Navabpour, B. Mofid. Introduction a new system of treatment of cancer tumors-photoelectron therapy. *J. Paramed. Sci.* 4, (2003), 211–219.
- [4] M. Navabpour, M. Mofid, B. Nazari. Study the photoelectron therapy effects on human cancer cells. *J. Lor. Uni. Med. Sci.* 8, (2006), 79–84.
- [5] W. Nordiana, N. Bishara, T. Ackerly, C. Fa He, P. Jackson, Ch. Wong, R. Davidson, M. Geso. Enhancement of radiation effects by gold nanoparticles for superficial radiation therapy. *Nanomedicine Nanotechnology, Biol. Med.* 5(2), (2009), 136–142.
- [6] S. Corde, A. Joubert, J.F. Adam, A.M. Charvet, J.F. Le Bas, F. Esteve, H. Elleaume, J. Balosso. Synchrotron radiation-based experimental determination of the optimal energy for cell radiotoxicity enhancement following photoelectric effect on stable iodinated compounds. *Br. J. Cancer* 91(3), (2004), 544.
- [7] J.F. Hainfeld, D.N. Slatkin, T.M. Focella, and H.M. Smilowitz. Gold nanoparticles: a new X-ray contrast agent. *Br. J. Radiol.* (2014).
- [8] I.J. Das, M. Herold, C.C. Stobbe, R.V. Iyer, J.D. Chapman. Gold microspheres: a selective technique for producing biologically effective dose enhancement. *Int. J. Radiat. Biol.* 76(10), (2000), 1357–1364.
- [9] R.L. Metzger and K.A. Van Riper. Fetal dose assessment from invasive special procedures by Monte Carlo methods. *Med. Phys.* 26(8), (1999), 1714–1720.
- [10] J.C. Yanch and A.B. Dobrzeniecki. Monte Carlo simulation in SPECT: complete 3D modeling of source, collimator and tomographic data acquisition. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 40(2), (1993), 198–203.
- [11] J.G. Wierzbicki, M.J. Rivard, D.S. Waid and V.E. Arterbery. Calculated dosimetric parameters of the IoGold 125I source model 3631A. *Med. Phys.* 25(11), (1998), 2197–2199.
- [12] J.J. DeMarco, J.B. Smathers, C.M. Burnison, Q.K. Ncube and T.D. Solberg. CT-based dosimetry calculations for 125 I prostate implants. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 45(5), (1999), 1347–1353.
- [13] M.J. Rivard. Monte Carlo calculations of AAPM Task Group Report No. 43 dosimetry parameters for the MED3631-A/M 125I source. *Med. Phys.* 28(4), (2001), 629–637.
- [14] S.H. Cho. Estimation of tumour dose enhancement due to gold nanoparticles during typical radiation treatments: a preliminary Monte Carlo study. *Phys. Med. Biol.* 50(15), (2005), 163.
- [15] T.D. Solberg, K.S. Iwamoto and A. Norman. Calculation of radiation dose enhancement factors for dose enhancement therapy of brain tumours. *Phys. Med. Biol.* 37(2), (1992), 439.
- [16] M. Ghorbani, D. Pakravan, M. Bakhshabadi and A.S. Meigooni. Dose enhancement in brachytherapy in the presence of gold nanoparticles: a Monte Carlo study on the size of gold nanoparticles and method of modelling. *Nukleonika* 57, (2012), 401–406.
- [17] M. Douglass, E. Bezak and S. Penfold. Monte Carlo investigation of the increased radiation deposition due to gold nanoparticles using kilovoltage and megavoltage photons in a 3D randomized cell model. *Med. Phys.* 40(7), (2013).
- [18] E. Lechtman. A Monte Carlo-based model of gold nanoparticle radiosensitization. (2014).
- [19] M.K.K. Leung, J.C.L. Chow, B.D. Chithrani, M.J.G. Lee, B. Oms and D.A. Jaffray. Irradiation of gold nanoparticles by X-rays: Monte Carlo simulation of dose enhancements and the spatial properties of the secondary electrons production. *Med. Phys.* 38(2), (2011), 624–631.
- [20] R. Xu, J. Ma, X. Sun, Z. Chen, X. Jiang, Z. Guo, L. Huang, Y. Li, M. Wang, C. Wang, J. Liu, X. Fan, J. Gu, X. Chen, Y. Zhang, N. Gu. Ag nanoparticles sensitize IR-induced killing of cancer cells. *Cell Res.* 19(8), (2009), 1031.

- [21] D. Yang, Sh. Chen, P. Huang, X. Wang, W. Jiang, O. Pandoli, D. Cui. Bacteria-template synthesized silver microspheres with hollow and porous structures as excellent SERS substrate. *Green Chem.* 12(11), (2010), 2038–2042.
- [22] C. Baker, A. Pradhan, L. Pakstis, D.J. Pochan and S.I. Shah. Synthesis and antibacterial properties of silver nanoparticles. *J. Nanosci. Nanotechnol.* 5(2), (2005), 244–249.
- [23] P. Huang, D.P. Yang, C. Zhang, J. Lin, M. He, L. Bao, D. Cui. Protein-directed one-pot synthesis of Ag microspheres with good biocompatibility and enhancement of radiation effects on gastric cancer cells. *Nanoscale* 3(9), (2011), 3623–3626.
- [24] J.S. Hendricks, G.W. McKinney, L.S. Waters and H.G. Hughes. MCNPX User's manual, version 2.5. 0. Rep. LA CP 2, (2005), 408.
- [25] L.S. Waters, J. Hendricks and G. McKinney. Monte Carlo N-particle transport code system for multiparticle and high energy applications. Los Alamos, NM Los Alamos Natl. Lab. (2002).
- [26] J.F. Briesmeister. MCNPTM-A general Monte Carlo N-particle transport code. Version 4C, LA-13709-M, Los Alamos Natl. Lab, (2000), 2.
- [27] D.B. Pellowitz. MCNPX User's manual, version 2.6. 0. Los Alamos Rep. No. LA CP 2, (2007), 408.
- [28] K.F. Eckerman, M. Cristy and J.C. Ryman. The ORNL mathematical phantom series. Oak Ridge, TN Oak Ridge Natl. Lab. (1996).
- [29] A. Wambersie, J. Zoetelief, H.G. Menzel and H. Paretzke. The ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements): its contribution to dosimetry in diagnostic and interventional radiology. NTP (2005).
- [30] H. Ranjbar, M. Shamsaei and M.R. Ghasemi. Investigation of the dose enhancement factor of high intensity low mono-energetic X-ray radiation with labeled tissues by gold nanoparticles. *Nukleonika* 55, (2010), 307–312.