

افزایش دز جذبی پرتوهای مگاولتاژ در ژل پلیمر دزیمتر حاوی نانوذرات طلا

محبوبه خادم ابوالفضل^۱(MSc)، سیدربیع مهدی مهدوی^۲(PhD)، محمد مهدوی^۳(PhD)، غلامرضا عطایی^{۱*}(MSc)

۱- گروه پرتوپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی بابل

۲- گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۳- گروه فیزیک هسته ای، دانشگاه مازندران

دریافت: ۹۱/۱/۹، اصلاح: ۹۱/۴/۱۴، پذیرش: ۹۱/۸/۱۷

خلاصه

سابقه و هدف: امروزه تنها روش دزیمتری سه بعدی با استفاده از ژل های پلیمری حساس به پرتو می باشد، که در دهه اخیر به آن توجه چشمگیری شده است. هدف از این تحقیق، ارزیابی مقدار افزایش دز جذبی با بکارگیری توزیع یکنواخت نانوذرات طلا به عنوان یک ماده کنتراستزا با عدد اتمی بالا در ژل پلیمر MAGICA می باشد. **مواد و روشها:** در این مطالعه تجربی و شبیه سازی، از دزیمتر ژل پلیمری نوع MAGICA برای اندازه گیری مقدار افزایش دز جذبی پرتوهای مگاولتاژ با افزودن نانوذرات طلا که تحت تابش پرتو ایکس با انرژی ۱۸ MV از شتابدهنده خطی قرار گرفتند، استفاده شد. مراحل خوانش مقدار دز با کمک تصویربرداری MRI انجام گرفت و سپس با استفاده از کد محاسباتی MCNPX شبیه سازی شد و نتایج آن با آزمایش تجربی مورد مقایسه و بررسی قرار گرفت. **یافته ها:** پاسخ دز ژل پلیمر MAGICA در محدوده دز ۰ تا ۶۰۰ سانتی گری خطی و قدرت تفکیک دز در ترازهای دز کمتر از ۳۰۰ سانتی گری، کمتر از ۰/۷ گری بوده است. فاکتور افزایش دز جذبی با اضافه شدن نانوذرات طلا به غلظت های ۰/۱ mM، ۰/۲ mM و ۰/۴ mM به ترتیب ۱۰٪، ۲٪ و ۴٪ بوده است. همچنین فاکتور افزایش دز جذبی که با استفاده از کد محاسباتی MCNPX شبیه سازی شد برای غلظت های ۰/۱ mM، ۰/۲ mM و ۰/۴ mM به ترتیب ۱۰٪، ۲٪ و ۳٪ بوده است. **نتیجه گیری:** نتایج این مطالعه نشان داد که بهینه غلظت نانوذرات طلا برای رسیدن به بیشینه دز جذبی در هر دو مطالعه تجربی و شبیه سازی ۰/۱ mM می باشد، که برای انجام مطالعات کلینیکی می توان از آن استفاده کرد.

واژه های کلیدی: دزیمتری، ژل پلیمر دزیمتر، مواد کنتراستزا، نانوذرات طلا.

مقدمه

پلیمری به عنوان دزیمترهای سه بعدی برای تعیین شیب گرادیان دز و توزیع دز چشمه های براکی تراپی (HDR (High Dose Rate و LDR (Low Dose Rate) قابل استفاده می باشند (۵). علاوه بر آن استفاده از ژل های پلیمری در اندازه گیری توزیع دز ۳ بعدی در پرتوهای پروتون و یونهای سنگین نیز به طور چشمگیری موفقیت آمیز می باشند (۸-۶). مطالعه Farajollahi و همکارانش در استفاده از ژل های پلیمری در بورون نوترون کپچر تراپی (BNCT) نتایج قابل توجهی را در افزایش پاسخ دز در ژل پلیمر nPAG مضاعف با بور در مقایسه با nPAG بدون بور نشان داده است (۹). همچنین این مطالعه نشان داد که ژل های پلیمری می توانند عناصر دیگری مانند بور را در خود جای دهند. علاوه مطالعات دزیمتری در درمان با رادیوتراپی با استفاده از داروهای unsealed و فسفر ۳۲ قرار گرفته است (۱۰). بدلیل ویژگی هایی از قبیل

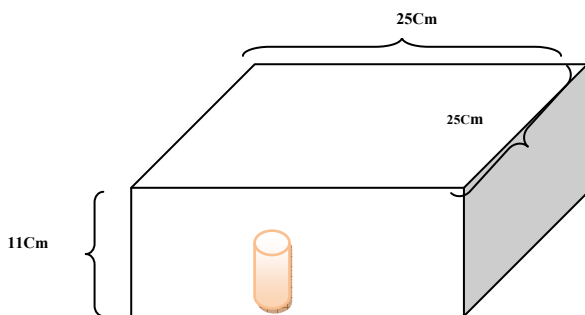
در حال حاضر در مراکز پرتودرمانی جهت تأیید تکنیک های انتقال پرتویی از دزیمترهایی مانند دزیمترهای گرمالیان، چمبرهای فارمر و غیره استفاده می شود. هر کدام از این دزیمترها محدودیت و کاستی هایی داشته که آنها را در استفاده از ارزیابی کیفیت پرتو درمانی سه بعدی جهت دار با مشکل روبرو ساخته است (۱). ژل های پلیمری، کاربردهای مختلف کلینیکی در دزیمتری پایه ای شامل توزیع دز، تعیین دز درونی و سنجش یکنواختی بافت دارند (۲). توانایی ثبت دز در سه بعد، ژل های پلیمری را جزء ابزار جذاب دزیمتری برای اندازه گیری و صحت توزیع دز ساخته است. ژل های پلیمری را می توان برای تأیید توزیع دز در فانتوم که با استفاده از طراحی درمان در رادیوتراپی کانفورمال بدست آمده، استفاده کرد (۳). همچنین کاربرد آنها در بررسی درمان IMRT(Intensity Modulated Radiotherapy) و تضمین کیفیت معمول اثبات گردیده است (۴). ژل های

این مقاله حاصل طرح تحقیقاتی به شماره ۹۰۳۱۷۲۱ دانشگاه علوم پزشکی بابل می باشد.

* مسئول مقاله:

آدرس: بابل، دانشگاه علوم پزشکی، دانشکده پیراپزشکی، گروه پرتوپزشکی، تلفن: ۰۱۱۱-۲۲۳۴۱۴۲

پلیمر ژل دزیمتر MAGICA و GN_MAGICA مکعبی با ابعاد cm^3 $25 \times 25 \times 11$ در نظر گرفته شد. استوانه‌ای به قطر $2/5$ cm و به ارتفاع 8 cm که از ترکیبات ژل پلیمر پر شده بود، در فاصله 3 cm زیر سطح مکعبی شکل قرار گرفت (شکل ۱). برای اندازه‌گیری درصد دز عمقی، استوانه‌ای به قطر $2/5$ cm و ارتفاع 8 cm در نظر گرفته شد بگونه‌ای که منطقه استوانه‌ای ژل را کاملاً محاط کرد. این استوانه دیسکی شکل به 40 سلول 2 mm تقسیم بندی شد. تعداد ذات تراپرد شده در این فانتوم $9/5 \times 10^4$ در نظر گرفته شد، تا کاهش واریانس و کمترین خطا را داشته باشد. با اجرای کد، انرژی واگذار شده در هر سلول با تالی F8 بدست آمد.



شکل ۱. مدل شبیه سازی شده فانتوم ژل پلیمر با نانو ذرات طلا

با استفاده از کد MCNPX، ضریب تضعیف جرمی ژل پلیمر MAGICA را برای سطح مقطع‌های مربوط به پدیده‌های فوتوالکتریک، کمپتون، رایلی و تولید جفت بررسی و با ضریب تضعیف جرمی آب مقایسه شد. ساخت ژل: ژل مورد استفاده در این تحقیق از نوع پلیمر نورموکسیک با نام اختصاری MAGICA بوده است. روش ساخت ژل مشابه روش ارائه شده توسط Zahmatkesh و همکارانش بود (۱۶). جهت ساخت هزار گرم از این نوع ژل، 80 گرم ژلاتین (250 بلوم، نوع A)، 90 گرم اسید متاآکریلیک، $0/352$ گرم اسید آسکوربیک، $0/15$ گرم سولفات مس پنتاهیدرات، 2 گرم هیدروکینون، 5 گرم آگاروز و 823 میلی لیتر آب دیونیزه شده مورد نیاز است. ابتدا ژلاتین و آب دیونیزه شده تا دمای 50 درجه سانتی گراد به کمک هیتر- استیر هم زده و حرارت داده شدند. سپس آگاروز را در دمای 47 درجه سانتی گراد اضافه نموده و پس از کاهش دمای ترکیب به 45 درجه سانتی گراد، هیدروکینون اضافه شد. وقتی دمای ترکیب به 37 درجه سانتی گراد رسید به ترتیب سایر مواد شامل اسید آسکوربیک، سولفات مس و اسید متاآکریلیک اضافه شد. البته دما در حین فرآیند ساخت به دقت به کمک دماسنج الکلی مورد اندازه‌گیری قرار گرفت که پس از رسیدن دمای ژل در حدود 30 درجه سانتی گراد، ژل به سه قسمت مساوی 210 میلی لیتری و یک قسمت 370 میلی لیتری تقسیم شد. برای هر قسمت از 210 میلی لیتری، نانوذرات طلا با غلظت $0/1$ mM، $0/2$ mM و $0/4$ mM به آن اضافه شد و به روش مکانیکی با ژل، همزده شد بطوریکه ترکیب یکنواخت از ژل پلیمر بدست آمد. نانوکلئید طلای موجود با غلظت $C=700$ ppm یا mg/ml $C=7$ است که به قطر 50 نانومتر در شرکت (پیام آوران نانو فردانگر) PNF تولید و تهیه شده است.

یک قسمت 370 میلی لیتری نیز برای بررسی خصوصیات ژل MAGICA استفاده گردید و بعد از رسیدن دمای ژل ها به حدود دمای اتاق،

پایداری، تمامیت فضایی، حساس نبودن به دما، وابستگی به آهنگ دز، مستقل بودن نسبت به انرژی و معادل بافت بودن ژل‌های پلیمری موجب شد تا کاربردهای وسیعی داشته باشند (۲). در کنار مزیت‌های فراوان ژل‌های پلیمری، محدودیت‌هایی مانند وقت گیر بودن آزمایشات ژل نیز وجود دارد، بطوریکه تمام فرآیند از ساخت، تابش و خوانش آن به حداقل 45 ساعت زمان برای کامل شدن نیاز دارد (۲). همچنین آلودگی اکسیژن پیامد مهمی است که در دزیمتری با ژل پلیمر باید مورد توجه قرار گیرد. این امر با استفاده از ویال‌های بارکس (شیشه‌هایی با درزگیری عالی) و دستورالعمل تجربی که به منظور اجتناب از آلودگی اکسیژن در ژل هاست، انجام خواهد شد. البته پارامترهای تجربی از قبیل دما، آهنگ دز و پارامترهای اسکن باید کنترل و بهینه شود تا نتایج دارای عدم قطعیت کم، تکرارپذیر و قابل اعتماد باشند. در ژل دزیمتر، عامل کنتراست را می‌توان داخل خود دزیمتر وارد کرد و سپس اثرات این مواد را بطور مستقیم تعیین نمود. ویژگی معادل بافت بودن ژل پلیمرها، می‌تواند آنها را به عنوان یک فانتوم خوب برای شبیه سازی بدن انسان معرفی نماید. اندازه‌گیری فیزیکی در افزایش دز تولید شده بوسیله مواد با عدد اتمی بالا با انواع دزیمترهای دیگر مانند فیلم‌ها و چمبرهای یونیزان کاملاً پیچیده و مشکل است. هر چند تاکنون تلاش‌هایی برای استفاده از این دزیمترها شده است (۱۲ و ۱۱). استفاده از این دزیمترها دارای محدودیت‌هایی است بنابراین محققان باید روی شبیه سازی مونت کارلو یا اندازه‌گیری بیولوژیکی برای بدست آوردن نتایج *invivo* و *invitro* اتکاء کنند. Heufelder و همکارانش در کنار کار اصلی خود یعنی انجام GNRT درون-تنی بر روی موش، کد EGS4 را برای برآورد دز سلولها و رگهای در برگرفته طلا، بکار بردند (۶). Cho اندازه فاکتور افزایش دز (DEF) ناشی از نانوذره طلا را با بکارگیری شبیه‌سازی مونت کارلو و چندین فانتوم آزمون بدست آورد او DEF را برای چشمه‌های پرتوهای x - 140 kVp و پرتوهای گامای چشمه براکی‌تراپی ^{192}Ir و باریکه فوتونی با انرژی 4 MV و 6 MV در غلظت‌های گوناگون نانو ذره طلا بدست آورد (۱۳). اندازه‌گیریهای فیزیکی افزایش دز تولید شده نیز با مواد دارای عدد اتمی بالا در ژل پلیمرهای اکسیژنه با استفاده از ید انجام شد (۱۴ و ۱۵). این مطالعات نشان داد که عامل کنتراست می‌تواند به nPAG اضافه شده، بدون اینکه تغییری در خصوصیت خطی بودن دز در ژل یا هر اثر دیگری در اسکن MRI ایجاد کند. در این تحقیق مقدار فاکتور افزایش دز جذبی در ژل پلیمر MAGICA و اثرات مربوط به خصوصیات این ژل پلیمر با وارد کردن نانوذرات کلئیدی طلا در ژل که به عنوان عنصری با عدد اتمی بالا محسوب می‌شود، تحت تابش انرژی مگا ولتاژ مورد بررسی قرار گرفت.

مواد و روشها

شبیه سازی مونت کارلو: کد MCNPX یکی از نرم افزارهایی است که کاربرد فراوان در زمینه دزیمتری و طراحی درمان دارد. از قابلیت‌های کد امکان به کارگیری مواد مختلف به صورت ترکیب یا آلیاژ می‌باشد. در این پروژه از شباهنده خطی $Varian^{210}\text{C/D}$ که دارای انرژی تابشی مختلف الکترون و فوتون پرتو ایکس بوده، استفاده شد. برای این طرح تمام اجزا و هد دستگاه با ساده سازی لازم شبیه سازی شد. شبیه سازی فانتوم با انرژی 18 MV برای

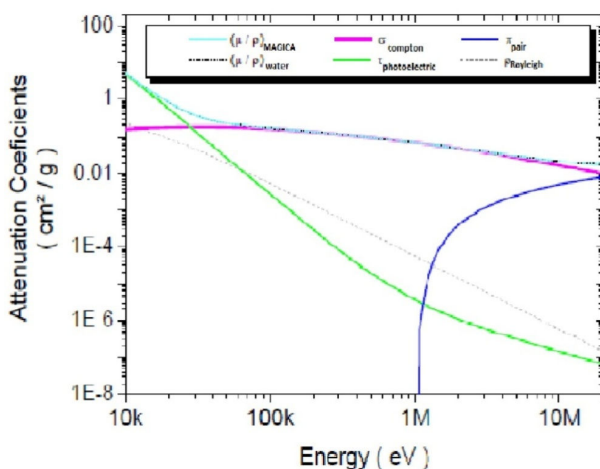
سیس تصاویر پایه ای ام آر آی به رایانه منتقل شده و با استفاده از یک برنامه محاسباتی در محیط نرم افزار Matlab (Math works) (Version 7.3.0.2.6) MATLABTM نقشه $R_2 (=1/T_2)$ و دز برای شیشه های مکاریتی در عمق ۵ میلیمتری اندازه گیری شد. همچنین از لوله های فالكونی با دز تابشی معلوم نیز، اندازه گیری و منحنی پاسخ دزیمتر ژلی یا همان R_2 -Dose به عنوان منحنی کالیبراسیون رسم گردید. مقدار فاکتور افزایش دز جذبی پس از بدست آوردن مقدار R_2 نسبت به غلظت نانوذرات مورد مطالعه با استفاده از برنامه MATLABTM از رابطه (۱) بدست می آید.

$$DEF = \frac{R_2(GN_MAGICA) - R_2(MAGICA)}{R_2(MAGICA)} \quad (1)$$

یافته ها

محاسبات شبیه سازی نشان داد که میزان فاکتور افزایش دز جذبی برای نانوذرات با غلظت های ۰/۱mM، ۰/۲ mM و ۰/۴ mM بر اساس رابطه (۱) به ترتیب برابر ۹/۲۸٪، ۱/۵٪ و ۳/۸۸٪ است.

با توجه به خروجی حاصل از محاسبات شبیه سازی مونت کارلو با کد MCNPX، ضریب تضعیف جرمی ژل پلیمر MAGICA در مقایسه با ضریب تضعیف جرمی آب برای انرژی های بالاتر از ۱۰ KeV تطابق مناسبی را نشان داد (شکل ۲).



شکل ۲. نمودار ضریب تضعیف جرمی بر حسب انرژی در ژل پلیمر MAGICA با استفاده از کد MCNPX.

البته پاسخ ژل دزیمتر مورد مطالعه طبق نتایج آزمایشگاهی در محدوده دز ۰ الی ۶۰۰ سانتی گری خطی است ($r^2=0.9723$). حساسیت به دز در این ناحیه برابر با 10^{-1} (ثانیه سانتی گری) و مقدار R_2 برابر با 10^{-1} (ثانیه سانتی گری) $9/675$ است. منحنی کالیبراسیون دزیمتر ژل پلیمر MAGICA که همان پاسخ دز یا تغییرات R_2 بر حسب دز تابشی را نشان می دهد (شکل ۳).

همچنین با استفاده از رابطه (۲) قدرت تفکیک دز محاسبه شد.

(۲) $D_A^P = k_p \sqrt{2} \sigma_D$ در این رابطه σ_D میزان انحراف از معیار استاندارد R_2 می باشد و k_p فاکتور پوشش است که توسط سازمان بین المللی استاندارد (ISO) برای سطح اطمینان مختلف اعلام شده است. k_p برای سطح اطمینان ۹۵٪ در این مطالعه $1/96$ استفاده شده است (۱۸).

نانو ژل های GN_MAGICA (Gold Nano_MAGICA) را درون شیشه های مکاریتی ۴۰ میلی لیتری و ژل های MAGICA را درون فالكونهای ۱۶ میلی لیتری ریخته و پس از بسته نمودن درب آنها به کمک پارافیلیم و درپوش، در دمای ۴ درجه سانتی گراد نگه داری گردید تا قوام یابند.

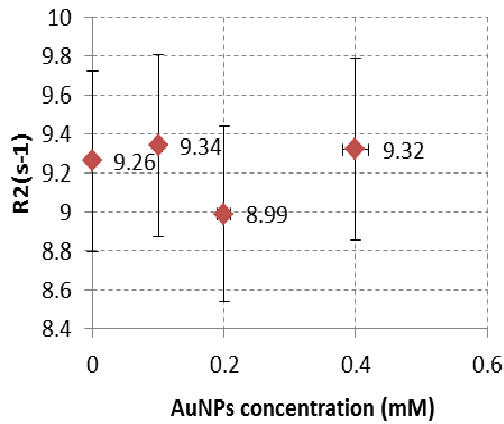
پرتو دهی: تابش دهی به شیشه های مکاریتی حاوی ژل GN_MAGICA و لوله های فالكونی حاوی ژل MAGICA، ۲۴ ساعت پس از ساخت ژل با استفاده از شتابدهنده خطی Varian 2100c پرتو فوتونی با انرژی ۱۸ مگاولت انجام شد. جهت انجام کالیبراسیون ۱۲ لوله فالكونی حاوی ژل MAGICA با ترازهای دز ۱۰۰، ۲۵۰، ۵۰۰ و ۶۰۰ سانتی گری مورد تابش دهی قرار گرفتند. یکی از لوله ها نیز بعنوان شاهد تابش دهی نشد. چون در این تحقیق دز تحویلی در ژل ۵۰۰ سانتی گری بوده است، از این محدوده ترازهای دز استفاده شده است. این روش کالیبراسیون، روش خارجی نام دارد (۱۷). سپس شیشه های مکاریتی حاوی ژل پلیمر GN_MAGICA با چیدمان کاملاً تصادفی به مقدار ۵۰۰ سانتی گری مورد تابش دهی قرار گرفتند. برای تابش دهی ژل پلیمر GN_MAGICA فاصله میدان تا سطح (SSD)، اندازه میدان و زمان تابش دستگاه به ترتیب برابر ۱۰۰ سانتیمتر، ۲۵×۲۵ سانتیمتر مربع و ۴۲۴ MU تنظیم شد. ضریب کالیبراسیون اعمال شده برای زمان تابش دستگاه نسبت به دز (MU/cGy) برابر ۰/۱۱۸ بوده است. همچنین جهت حفظ تعادل الکترونی، لوله های فالكونی و شیشه های مکاریتی حاوی ژل در یک ظرف مکعبی شکل از جنس پرسپکس به ابعاد ۲۵×۲۵×۱۰ سانتیمتر مکعب و پر از آب قرار گرفتند.

تصویربرداری: تصویربرداری از لوله های فالكونی حاوی ژل پلیمر MAGICA و شیشه های حاوی ژل پلیمر GN_MAGICA به صورت همزمان و ۲۴ ساعت بعد از تابش دهی انجام شد. این فاصله زمانی جهت خطا و تثبیت فرایند پلیمریزاسیون در ژل تابش دیده در نظر گرفته شد. جهت تصویربرداری از دستگاه ام آر آی ساخت شرکت زیمنس واقع در انیسیتو پرتویزشکی نوین تهران با قدرت ۰/۵ تسلا به همراه کویل سر استفاده شد. که فانتوم ژل ها در مرکز کویل سر قرار داده شد. همچنین به منظور هم دمایی ژل و به حداقل رسانیدن تغییرات دما حین تصویربرداری، لوله های فالكونی و شیشه های مکاریتی به مدت ۳ ساعت درون اتاق ام آر آی نگهداری شدند و سپس تصویربرداری انجام شد (جدول ۱).

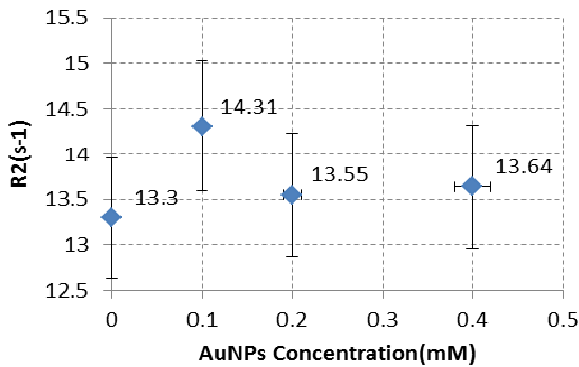
جدول ۱. پروتکل تصویربرداری ام آر آی استفاده شده در این مطالعه (۱۶)

زمان تکرار (میلی ثانیه)	۱۵۰۰
زمان اکو (میلی ثانیه)	۲۰-۱۶۰
تعداد اکو ها	۸
اندازه میدان (میلیمتر)	۲۳۰
اندازه ماتریس (میلیمتر مربع)	۲۵۶×۲۵۶
میانگین تعداد تحریکها	۳
Shimming	done
تعداد اسلایس	۵
Thickness slice (کات دایروی)	۵ میلیمتر
Thickness slice (فالكون ها)	۳ میلیمتر

بر اساس پاسخ دز ژل پلیمر MAGICA بر حسب غلظت‌های نانوذرات مورد مطالعه می‌توان مقدار افزایش دز را بررسی کرد. سیگنال R_2 بر حسب غلظت‌های مورد مطالعه در شکل (۶) نشان داده شده است.



الف

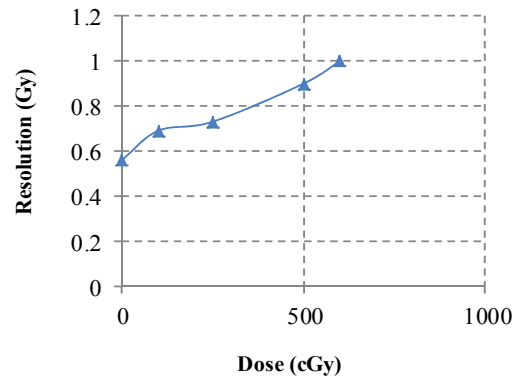


ب

شکل ۶. نمودار R_2 بر حسب غلظت نانوذرات طلا

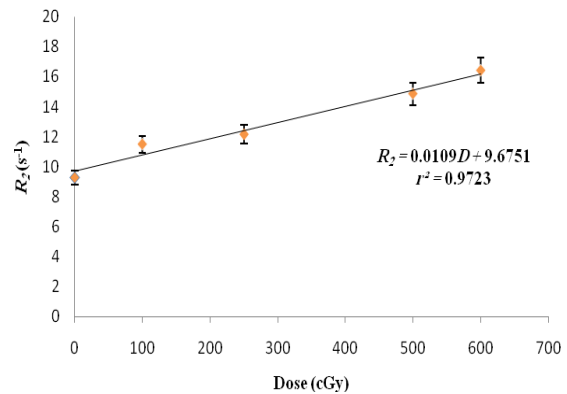
الف) نمودار R_2 بر حسب غلظت نانوذرات طلا در حالت تابش ندیده
 ب) نمودار R_2 بر حسب غلظت نانوذرات طلا در حالت تابش دیده

با توجه به شکل (۶-الف) سیگنال R_2 برای ویال‌های ژل MAGICA و GN_MAGICA با غلظت‌های متفاوت در حالت تابش ندیده مورد مقایسه قرار گرفته است. در شکل (۶-ب) سیگنال R_2 برای ۴ نمونه ویال ژل MAGICA و GN_MAGICA با غلظت‌های متفاوت تحت تابش ۱۸MV X-ray با دز یکسان ۵۰۰ cGy مورد مقایسه قرار گرفتند که البته پهنای خطا در شکل (۶)، مقدار انحراف از استاندارد R_2 را نشان می‌دهد. با توجه به نمودار (۶-ب) افزایش سیگنال R_2 نسبت به نمودار (۶-الف) مشهود است که بیانگر به خوبی انجام شدن فرایند پلیمریزاسیون ژل پلیمر بعد از تابش می‌باشد. همچنین روند سیگنال R_2 نمودار (الف و ب) برای غلظت‌های مورد مطالعه یکسان بوده است. مقدار فاکتور افزایش دز جذبی را می‌توان با توجه به شکل (۶-ب) از رابطه (۱) محاسبه کرد. مقدار DEF با اضافه شدن نانوذرات طلا با غلظت‌های ۰/۱ mM، ۰/۲ mM و ۰/۴ mM به ترتیب برابر با ۱۰٪، ۲٪ و ۴٪ بدست آمد. نتایج تجربی و شبیه سازی تطابق خوبی باهم نشان داد. بطوریکه مقدار خطای محاسبه شده بین نتایج تجربی و شبیه سازی برای غلظت‌های ۰/۱ mM، ۰/۲ mM و ۰/۴ mM به ترتیب ۰/۰۳، ۰/۰۳ و ۰/۰۳ بدست آمد.



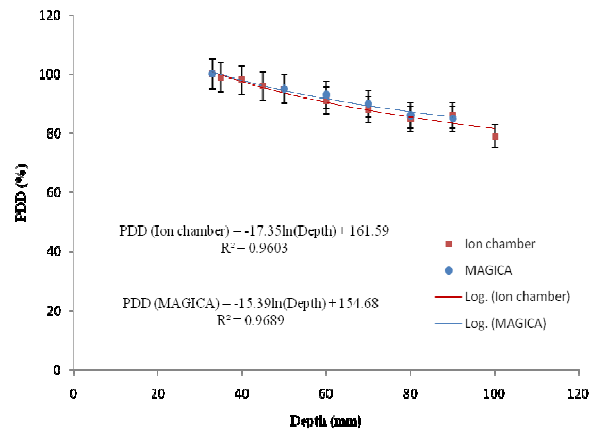
شکل ۳. منحنی کالیبراسیون ژل پلیمر MAGICA

در نمودار قدرت تفکیک دز، قدرت تفکیک دز برای ترازهای دز کمتر از ۳۰۰ سانتی گری، کمتر از ۰/۷ گری بود که این کمیت برای دزهای بالاتر تا ۱ گری افزایش می‌یابد (شکل ۴).



شکل ۴. منحنی قدرت تفکیک دز برای سطح اطمینان ۹۵٪

در این تحقیق برای تأیید رفتار دزیمتری ژل پلیمر MAGICA از دزیمتر اتاقک یونش فارمر (PTW) استفاده شد و منحنی درصد دز عمقی هر دو دزیمتر با یکدیگر مقایسه شد (شکل ۵). در این مقایسه تطابق مناسبی بین درصد دز عمقی اتاقک یونش فارمر و ژل پلیمر MAGICA وجود دارد (p=۰/۰۰۱).



شکل ۵. منحنی درصد دز عمقی مقایسه شده بین ژل پلیمر MAGICA و اتاقک یونش فارمر

بحث و نتیجه گیری

با توجه به نتایج شبیه سازی با کد MCNPX، مقایسه‌ای که بین ضریب تضعیف جرمی ژل پلیمر MAGICA و ضریب تضعیف جرمی آب انجام شده است، تأیید کننده رفتار معادل بافت ژل پلیمر MAGICA می‌باشد. در نتایج آزمایشگاهی ژل پلیمر MAGICA در محدوده دز مورد مطالعه رفتاری خطی نشان داد. با اضافه شدن نانو ذرات طلا به غلظت‌های مختلف در ژل پلیمر MAGICA مقدار فاکتور افزایش دز جذبی ۱۰٪ برای غلظت mM ۰/۱ بدست آمد، در صورتیکه برای غلظت mM ۰/۲ و mM ۰/۴ این مقدار به ترتیب ۲٪ و ۴٪ بوده است. با افزایش غلظت مقدار فاکتور افزایش دز جذبی کاهش یافته بود که نشان‌دهنده اثر شیلدینگ یا خود جذبی در غلظت‌های بیشتر از mM ۰/۱ بوده است. مطالعاتی که در زمینه ژل پلیمر انجام گرفت، بیشتر به خصوصیات ژل پلیمر پرداخت. در صورتیکه ماده مضاعف به ژل پلیمر برای مشاهده اثرات آن بر ژل پلیمر در این مطالعه بررسی شد. Marques و همکارانش که ژل دزیمتری با نانوذرات طلا در انرژی ۲۵۰ کیلو ولت با اندازه ۲ نانومتر را بررسی کردند، بهینه غلظت در mM ۰/۱ را بدست آوردند (۱۹). اثر شیلدینگ در مطالعه Marques دیده نشده بود بدلیل اینکه در انرژی کیلوولتاژ انجام شده بود. در این مطالعه ژل دزیمتری با نانوذرات طلا با اندازه ۵۰ نانومتر در

انرژی مگاولتاژ انجام شده است، در حالیکه مطالعات تجربی که تاکنون انجام شد، محدوده اندازه نانوذرات طلا بین ۱ تا ۳ نانومتر بوده است (۱۹ و ۱۳). زیرا نانوذرات طلا در چنین محدوده‌هایی به عنوان حساس کننده پرتویی عمل می‌کنند. در حالتی که نانوذرات مورد استفاده در این مطالعه چنین خصوصیتی را نداشتند. برجسته‌ترین فرآیند فیزیکی در انرژی ۱۸ MV فرآیند تولید جفت است که احتمال انجام آن با Z^2 متناسب است. چون در انرژی ۱۸ MV فرآیند تولید جفت غالب است، اثر خود جذبی با افزایش غلظت بیشتر را می‌توان به پدیده تولید جفت نسبت داد.

نتایج حاصل از محاسبه شبیه سازی و آزمایشگاهی DEF نشان داد که اضافه شدن نانو ذرات طلا با غلظت mM ۰/۱ یکی از روشهایی است که می‌توان بیشترین افزایش دز را در آن مشاهده کرد. این روش آغاز کننده راه برای ادامه مطالعات بصورت کلینیکی می‌باشد.

تقدیر و تشکر

بدینوسیله از معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی بابل به دلیل حمایت مالی از تحقیق تشکر و قدردانی می‌گردد.

MegaVoltage Radiation Dose Enhancement in Polymer Gel Dosimeter Containing Gold Nanoparticles

M. Khadem Abolfazli (MSc)¹, S.R.M. Mahdavi (PhD)², M. Mahdavi (PhD)³, GH. Ataei (MSc)^{1*}

1. Department of Radiotherapy, Babol University of Medical Sciences, Babol, Iran
2. Department of Medical Physics, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
3. Department of Nuclear Physics, Mazandaran University, Babolsar, Iran

J Babol Univ Med Sci; 15(2); Mar 2013; pp: 31-37

Received: Mar 28th 2012, Revised: Jul 4th 2012, Accepted: Nov 7th 2012.

ABSTRACT

BACKGROUND AND OBJECTIVE: Today only three-dimensional dosimetry is used by polymer gel that it is sensitive to beam and in the recent decade it has been paid attention very much. The aim of this study was to evaluate the absorbed dose enhancement with the application of conformal distribution of gold nanoparticles as a contrast agent with high atomic number material in MAGICA polymer gel.

METHODS: In this experimental and modeling study, polymer gel dosimeter MAGICA was used for measuring absorbed dose enhancement by adding gold nanoparticles that irradiated with x-rays with energies of 18 MV linear accelerator. Reading of dose done with MRI, then it was simulated using MCNPX code and the results were compared with experimental results.

FINDINGS: MAGICA polymer gel dose response at the dose ranges of 0 to 600 cGy was linear and dose resolution in less than 300 cGy dose level was less than 0.7 Gy. Absorbed dose enhancement factor by adding 0.1, 0.2 and 0.4 mM gold nanoparticles concentration was 10%, 2% and 4%, respectively, also the absorbed dose enhancement factor simulated by MCNPX code for 0.1, 0.2 and 0.4 mM gold nanoparticle concentration was 10%, 2% and 3%, respectively.

CONCLUSION: The results of this study showed that for achieving maximum dose enhancement, the optimum concentration of gold nanoparticle was 0.1mM in modeling and experimental study that can be used for doing clinical study.

KEY WORDS: *Dosimetry, Polymer gel dosimeter, Contrast agent material, Gold nanoparticles.*

*Corresponding Author;

Address: Department of Radiotherapy, Faculty of Paramedical Sciences, Babol University of Medical Sciences, Babol, Iran

Tel: +98 111 2234142

E-mail: golamrezaatae@yahoo.com

References

1. Ibbott GS. Applications of gel dosimetry. Third International Conference on Radiotherapy Gel Dosimetry. *J Phys Conf Ser* 2004;3:58-77.
2. Baldock C, De Deene Y, Doran S, et al. Polymer gel dosimetry. *Phys Med Biol* 2010;55(5): R1-R63.
3. De Wagter C. The ideal dosimeter for intensity modulated radiation therapy (IMRT): what is required? *J Phys Conf Ser* 2004;3:4-8.
4. DeDeene Y. Gel dosimetry for the dose verification of intensity modulated radiotherapy treatments. *Z Med Phys* 2002;12(2):77-88.
5. De Deene Y, Reynaert N, De Wagter C. On the accuracy of monomer/polymer gel dosimetry in the proximity of a high-dose-rate ¹⁹²Ir source. *Phys Med Biol* 2001;46(11):2801-25.
6. Heufelder J, Stiefel S, Pfaender M, Ludemann L, Grebe G, Heese J. Use of BANG polymer gel for dose measurement in a 68 MeV proton beam. *Med Phys* 2003;30(6):1235-40.
7. Gustavsson H, Bäck SA, Medin J, Grusell E, Olsson LE. Linear energy transfer dependence of a normoxic polymer gel dosimeter investigated using proton beam absorbed dose measurements. *Phys Med Biol* 2004;49(17): 3847-55.
8. Ramm U, Weber U, Bock M, et al. Three-dimensional BANG gel dosimetry in conformal carbon ion radiotherapy. *Phys Med Biol* 2000;45(9):N95-102.
9. Farajollahi AR, Bonnett DE, Tattam D, Green S. The potential use of polymer gel dosimetry in boron neutron capture therapy. *Phys Med Biol* 2000;45(4): N9-14.
10. Gear JJ, Flux GD, Charles-Edwards E, Partridge M, Cook G, Ott RJ. The application of polymer gel dosimeters to dosimetry for targeted radionuclide therapy. *Phys Med Biol* 2006;51(4):3503-16.
11. Morris KN, Weil MD, Malzbender R. Radiochromic film dosimetry of contrast-enhanced radiotherapy (CERT). *Phys Med Biol* 2006;51(22):5915-25.
12. Gastaldo J, Boudou C, Lamalle L, et al. Normoxic polyacrylamide gel doped with iodine: response versus X-ray Energy. *Eur J Radiol* 2008;68(Suppl 3):S118-20.
13. 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.
14. Boudou C, Tropres I, Esteve F, Elleaume H. Preliminary study of a normoxic polyacrylamide gel doped with iodine. *J Phys Conf Ser* 2006;56:145-8.
15. Boudou C, Tropres I, Rousseau J, et al. Polymer gel dosimetry for synchrotron stereotactic radiotherapy and iodine dose enhancement measurements. *Phys Med Biol* 2007;52(16):4881-92.
16. Zahmatkesh MH, Kousari R, Akhlaghpour S, Bagheri SA. MRI gel dosimetry with methacrylic acid, ascorbic acid, hydroquinone and copper in agarose (MAGICA) gel. Preliminary Proceedings of DOSGEL Congress. Ghent, Belgium; 2004.
17. Cardenas RL, Cheng KH, Verhey LJ, Xia P, Davis L, Cannon B. A self-consistent normalized calibration protocol for three-dimensional magnetic resonance gel dosimetry. *Magn Reson Imaging* 2002;20(9):667-79.
18. Baldock C, Lepage M, Back SA, et al. Dose resolution in radiotherapy gel dosimetry: effect of echo spacing in MRI pulse sequence. *Phys Med Biol* 2001;46(2):449-60.
19. Marques T, Schwarcke M, Garrido C, Zucolot V, Baffa O, Nicolucci P. Gel dosimetry analysis of gold nanoparticle application in kilovoltage radiation therapy. *J Phys Conf Ser* 2010;250:012084. <http://iopscience.iop.org/1742-6596/250/1/012084>.