

توانایی مشخصه فراصوتی برای استخراج توزیع دز ژل پلیمری MAGIC-f

حسین معصومی^۱، منیژه مختاری دیزجی^{۲*}، عظیم اربابی^۳، محسن بخشنده^۴

خلاصه

مقدمه: امروزه روش‌های تصویربرداری مختلفی برای خوانش دز در ژل‌های پلیمر حساس به اشعه مورد مطالعه قرار گرفته‌اند. به دلیل محدودیت در برخی روش‌های تصویربرداری مانند (Magnetic resonance imaging) MRI و (Computed Tomography) CT، روش‌های فراصوتی برای استخراج شاخص‌های وابسته به دز پیشنهاد می‌شود. در مطالعه حاضر با استفاده از ژل پلیمری MAGIC-f (Methacrylic and ascorbic acid in gelatin initiated by copper with added formaldehyde) و تابش انرژی مگا الکترون ولت، حساسیت پارامترهای فراصوتی سرعت انتشار صوت (SOS یا Speed of sound) و ضریب تضعیف (Broadband ultrasound attenuation یا BUA) وابسته به دز ارزیابی گردید.

روش: ژل پلیمری MAGIC-f تحت تابش ۱/۲۵ مگا الکترون ولت کبالت-۶۰ در بازه ۶۰-۰ گری با گام‌های ۲ گری قرار گرفت و دز یکنواختی با دقت $\pm 2\%$ درصد دریافت کرد. پس از کالیبراسیون سیستم فراصوتی با فرکانس ۵۰۰ کیلوهرتز، پارامترهای سرعت انتشار صوت و ضریب تضعیف نمونه‌های ژل تحت تابش اندازه‌گیری و توانایی پارامترهای فراصوتی بر اساس منحنی دز- پاسخ، در خوانش میزان دز جذبی بررسی گردید. برای بررسی بازه زمان مناسب خوانش به روش فراصوتی با بیشترین حساسیت، نمونه‌ها ۳، ۲۴، ۳۶ و ۴۸ ساعت پس از تابش مورد مطالعه قرار گرفتند. جهت مطالعه دمای مناسب خوانش نیز نمونه‌های ژل پس از تابش در دماهای ۵، ۱۵ و ۲۵ درجه سانتی‌گراد بررسی شدند.

یافته‌ها: بر اساس منحنی‌های مرتبه چهار برازش شده دز جذبی- پاسخ پارامترهای فراصوتی سرعت انتشار صوت، ضریب تضعیف و شاخص کیفی (Quality index یا QI) در زمان‌های ۳، ۲۴، ۳۶ و ۴۸ ساعت پس از تابش، مشاهده شد که پارامترها ۲۴ ساعت پس از تابش از حساسیت بالاتری برخوردار بودند. حساسیت نمودار دز- سرعت انتشار صوت و ضریب تضعیف به ترتیب ۵۰ سانتی‌متر بر ثانیه و ۰/۰۶ دسی‌بل بر مگاهرتز به ازای هر گری در بازه خطی ۴۴-۴ گری به دست آمد. پارامترهای صوتی در دماهای ۵، ۱۵ و ۲۵ درجه سانتی‌گراد در ژل دزیمتر پس از تابش از ۶۰-۰ گری با گام‌های ۲ گری نشان داد که خوانش در دمای ۲۵ درجه سانتی‌گراد نسبت به دو دمای ۱۵ و ۵ درجه سانتی‌گراد حساسیت بالاتری دارد. چنانچه با افزایش ۲۰ درجه سانتی‌گراد، سرعت صوت در ژل پیش از تابش ۲۸ متر بر ثانیه و تحت ۶۰ گری، ۶۶ متر بر ثانیه افزایش یافت. ضریب تضعیف در ژل نیز پیش از تابش ۲/۵ دسی‌بل بر مگاهرتز کاهش و تحت ۶۰ گری ۲/۷۰ دسی‌بل بر مگاهرتز افزایش نشان داد.

نتیجه‌گیری: خواص صوتی ژل پلیمری MAGIC-f با اندازه‌گیری سرعت صوت و ضریب تضعیف نشان دهنده توانایی روش در خوانش دز جذبی است. حداکثر حساسیت زمان پارامترهای فراصوتی ژل MAGIC-f برابر با ۲۴ ساعت پس از تابش و دمای خوانش، ۲۵ درجه سانتی‌گراد به دست آمد.

واژه‌های کلیدی: ژل پلیمر، MAGIC-f، دزیمتری اشعه، سرعت صوت، ضریب تضعیف

۱- دانشجوی دکتری، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران ۲- استاد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران ۳- استاد، گروه رادیوتراپی و آنکولوژی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران ۴- استادیار، گروه تکنولوژی پرئوشناسی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

* نویسنده مسؤول، آدرس پست الکترونیک: mokhtarm@modares.ac.ir

دریافت مقاله: ۱۳۹۳/۱/۱۴ دریافت مقاله اصلاح شده: ۱۳۹۳/۴/۱۳ پذیرش مقاله: ۱۳۹۳/۹/۵

مقدمه

نتایج اخیر روش‌های پرتو درمانی مانند پرتو درمانی تطبیقی، پرتو درمانی با شدت تعدیل شده و پرتو درمانی با راهنمایی تصویر، قادر به انجام درمان‌های تابشی مناسبی برای شکل تومور هستند. هدف از این گونه روش‌های درمانی، انتقال بیشترین دز به تومور و کمترین دز به بافت‌های سالم می‌باشد. بنابراین استفاده از دزیمترهایی که بتواند توزیع دز را به صورت سه بعدی، با دقت، صحت و وضوح بالایی اندازه‌گیری نماید، مورد توجه است. دزیمترهای معمولی مانند اتاقک یونش، ترمولومینسانس، فیلم و نیمه هادی‌ها برای اندازه‌گیری دز در یک نقطه یا یک صفحه (دو بعدی) مورد استفاده قرار می‌گیرند که ممکن است به دلیل بعضی محدودیت‌ها مانند ابعاد اتاقک‌های یونیزاسیون در آهنگ دز بالا و یا رزولوشن پایین در ترمولومینسانس برای دزیمتری‌های سه بعدی مناسب نباشند. بنابراین استفاده از دزیمترهایی که این محدودیت‌ها را نداشته باشد و برای اندازه‌گیری مقادیر دقیق‌تر دز در سه بعد به کار برده شود، توصیه شده است (۱).

استفاده از ژل‌های دزیمتری به صورت سه بعدی از سال ۱۹۸۴ مطرح گردید که با تابش پرتوهای یونیزان و تغییرات شیمیایی در ساختار ژل ایجاد می‌شود. بنابراین به عنوان یک روش دزیمتری معرفی شد (۲). برای خوانش دز در روش دزیمتری مبتنی بر ژل، از (Magnetic Resonance Imaging) استفاده می‌گردد. به علت نفوذ رادیکال‌های آزاد ایجاد شده حاصل از تابش دز به نقاط دیگر ژل، نقشه دز تغییر می‌کند. برای حل این مشکل، ژل‌های پلیمری پیشنهاد شد که با تابش پرتوهای یونیزان، پلیمریزاسیون در ژل اتفاق می‌افتد (۳-۶). مونومرها در ژل‌های پلیمری به زنجیره‌ای از پلیمرها تبدیل می‌شوند که با تعیین مقادیر پارامتر R_2 (T2 زمان آسایش اسپین-اسپین و

$R_2 = 1/T_2$) با استفاده از روش تصویربرداری MRI، برای اندازه‌گیری مقادیر دز استفاده می‌گردد (۷-۱۰)، اما این نوع ژل‌ها دارای مشکلاتی مانند سمی بودن و حضور اکسیژن در محیط ژل (اکسیژن موجب گیر افتادن رادیکال‌های آزاد تولید شده توسط پرتو یونیزان می‌شود و از واکنش پلیمریزاسیون مونومرها توسط رادیکال‌ها جلوگیری می‌کند) هستند و به دلیل حضور اکسیژن در شرایط معمول محیطی قابل استفاده نیستند (۱۱، ۱۲). از سال ۲۰۰۱ ژل پلیمر جدیدی به نام MAGIC (Methacrylic and ascorbic acid in gelatin initiated by copper) پیشنهاد گردید که بیشتر مشکلات ژل‌های قبلی در آن رفع شد و برای اندازه‌گیری دز در شرایط معمول محیطی مناسب بود (۱۳).

مطالعات زیادی در مورد ژل‌هایی که در شرایط معمول محیط (نورموکسیک) بتوانند برای دزیمتری مورد استفاده قرار گیرند، صورت گرفته و از جنبه‌های مختلفی همچون فرمولاسیون برای مشخصاتی مانند معادل بافت، حساسیت دز، حساسیت دمایی، محدوده حساسیت انرژی و نیز آهنگ دز بررسی شده است. در همه این مطالعات برتری دزیمتر MAGIC نسبت به ژل‌های پیشنهاد شده دیگر مانند PAG (Polyacrylic acid gel)، BANG (Bus acid nitro gel) و BANANA (Bis, acrylamid, nitrous oxide and agarose) از نظر حساسیت، صحت و پاسخ معنی‌دار در برخی مشخصات ناحیه‌ای به اثبات رسید (۱۴، ۱۵). با توجه به این که دقت اندازه‌گیری پاسخ دز به مواد سازنده ژل وابسته است، بنابراین مطالعه دیگری جهت طراحی و بررسی ترکیبات مختلف ژل دزیمتر MAGIC برای بهینه کردن این ژل در کاربردهای بالینی انجام شد. در تحقیقی با بررسی مقادیر غلظت ژلاتین، مونومر و یون مس، مقدار بهینه‌ای برای حساسیت و رزولوشن ژل MAGIC به دست آمد (۱۶). همچنین با افزودن ژل آگاروز به پلیمر MAGIC، برخی از مشخصه‌های ژل مانند پایداری، رنج دینامیکی و تکرارپذیری آن بهبود

پاسخ CT به دز کم اشاره نمود. همچنین دز ناشی از خود دستگاه CT نیز بر توزیع دز تأثیر می‌گذارد (۲۵-۲۲).

روش خوانش بر اساس OCT اگرچه مزیت‌هایی مانند قیمت مناسب، رزولوشن فضایی بالا و خطای کم به علت حساسیت بالای فوتودیودهای (Photodiode) آشکار کننده نور را دارد، اما مشکلاتی در روش خوانش OCT نیز وجود دارد که از آن جمله آرتیفکت‌های اپتیکی است و بستگی به شکل و میزان ماتی ژل دارد. این آرتیفکت‌ها ناشی از بازتاب، پراکندگی و شکست نور به خصوص در نواحی نزدیک به دیواره‌های فانتوم می‌باشد. علاوه بر این، عمق مورد بررسی در این روش تصویربرداری محدود است و بستگی به میزان اشعه و کدر شدن ژل دارد (۸ سانتی‌متر) (۲۶). مشکلاتی در استفاده از ژل‌های دزیمتری ارایه شده است که از جمله آن می‌توان به تکنولوژی ساخت ژل، وجود اکسیژن در ساختار اصلی ژل، گرانی هزینه خوانش با تصویربرداری MRI و وابستگی پاسخ ژل به دو پارامتر دما و انرژی تابشی اشاره نمود (۳۰-۲۷، ۱۴).

به تازگی روش‌های فراصوتی بسیار محدودی برای تعیین دز با استفاده از استخراج پارامترهای فیزیکی - صوتی مورد توجه قرار گرفته است. Mather و همکاران با استفاده از پارامترهای سرعت، ضریب تضعیف (Broadband ultrasound attenuation یا BUA) و شدت سیگنال عبوری، مقادیر دز را با استفاده از ژل پلیمری MAGIC تعیین نمودند (۳۱). Atkins و همکاران در مطالعه خود با استفاده از ژل پلیمری MAGIC، پارامترهای سرعت صوت، ضریب تضعیف، چگالی و امپدانس اکوستیکی را در بازه دز ۵۰-۰ گری مورد بررسی قرار دادند (۳۲). امواج فراصوتی می‌تواند به دلیل دسترسی آسان، زمان کم، هزینه پایین، ثبت تصاویر دینامیک و رزولوشن بالا در تعیین دز نسبت به روش‌های MRI، CT و OCT مطرح گردد و برای بررسی توانایی آن مطالعات گسترده‌ای مورد نیاز است.

یافت (۱۷). استفاده از فرمالدئید نیز سبب افزایش حساسیت و بالا رفتن دمای نقطه ذوب ژل پلیمری MAGIC می‌شود (۱۸). در تحقیق حاضر به دلیل مزایای ژل پلیمری -MAGIC Methacrylic and ascorbic acid in gelatin initiated by copper with) f added formaldehyde) از این نمونه ژل برای اندازه‌گیری دز استفاده شد.

امروزه برای خوانش دز در ژل دزیمتری از روش‌های MRI، CT (Computed Tomography) و تصویربرداری توموگرافی کامپیوتری نوری (Optical coherence tomography) یا OCT استفاده می‌شود. روش تصویربرداری MRI تکنولوژی هزینه‌بری نسبت به دیگر روش‌های تصویربرداری است که در صورت ارزان بودن، روشی آسان و سریع در به دست آوردن اطلاعات مربوط به منحنی دز- پاسخ می‌باشد، هر چند محدودیت‌های تکنیکی مانند غیر یکنواختی میدان مغناطیسی و نیز غیر یکنواختی دمایی در استفاده از روش MRI برای پاسخ دزیمتری وجود دارد (۱۹). مقاطع تصویربرداری زیادی در خوانش با MRI برای دزیمتری جامع مورد نیاز است. توان رادیو فرکانس (Radio Frequency یا RF) گسترده حاصل از این نوع روش تصویربرداری سبب گرم شدن تقریبی ۳-۱درجه سانتی‌گراد ژل می‌گردد. با توجه به این که مقدار آهنگ آسایش عرضی (T₂) ژل دزیمتر به دما وابسته است، در نتیجه افزایش دما در حین تصویربرداری منجر به تغییر مقدار پارامتر T₂ می‌شود و خطای قابل ملاحظه‌ای در حد چند درصد را در اندازه‌گیری دز ایجاد می‌کند (۲۱، ۲۰). مزیت استفاده از روش تصویربرداری CT در خوانش ژل دزیمتر نسبت به MRI در دسترس بودن، هزینه کم، عدم حساسیت به دما در حین تصویربرداری و آرتیفکت‌های کم در تصاویر مورد استفاده است، اما مشکلاتی در خوانش ژل دزیمتری با تصویربرداری CT وجود دارد که می‌توان به حساسیت کم

از یخچال خارج شد و پس از رسیدن به دمای آزمایشگاه (۲/۵ ± ۲۲/۵ درجه سانتی گراد)، برای تابش دهی به بخش رادیوتراپی منتقل گردید و تحت تابش انرژی ۱/۲۵ مگا الکترون ولت دستگاه کبالت-۶۰ (Cobalt teletherapy unit, Theratron 780 C, AECL, Ottawa, Canada) قرار گرفت. برای هر دز خاص، ژل‌ها در بازه ۶۰-۰ گری با گام‌های ۲ گری تحت تابش قرار گرفتند. اندازه میدان تابش کبالت-۶۰، ۲۰ × ۲۰ سانتی متر مربع در فاصله ۸۰ سانتی متر از سطح ژل و محاسبه دز در عمق ۱ سانتی متر از سطح ژل تنظیم شد. ژل مورد بررسی در مرکز تابش قرار داشت تا ژل دز یکنواختی را با دقت $± 2\%$ درصد دریافت کند (Dosisoft 4.103.18L).

پس از کالیبراسیون سیستم فراصوتی، پارامترهای سرعت انتشار صوت (Speed of sound یا SOS) بر حسب متر بر ثانیه، ضریب تضعیف بر حسب دسی بل بر مگاهرتز و شاخص کیفی بدون واحد در نمونه‌های ژل با استفاده از دستگاه اندازه‌گیری پارامترهای فراصوتی (Sonost 2000, Osteosys Co., Ltd., Seoul, Korea) (شکل ۱) در فرکانس ۵۰۰ کیلوهرتز و ۳ ساعت پس از تابش بر اساس روش عبوری خوانش گردید. پارامتر QI بدون واحد می‌باشد که از مقادیر داده‌های پارامترهای SOS و BUA به دست می‌آید. این پارامتر معرف میزان سفتی (Stiffness) ژل مورد نظر است و از رابطه زیر حاصل می‌شود (۳۴):

$$QI = \alpha (SOS) \pm \beta (BUA)$$

که α و β ضرایب ثابت تبدیل (تابع دما) می‌باشند و به ترتیب با واحد ثانیه بر متر و مگاهرتز بر دسی بل بیان می‌شوند. در مطالعه حاضر برای هر نمونه سه بار خوانش انجام شد تا خطای خوانش به کمتر از ۱۰ درصد کاهش یابد.

در مطالعه حاضر ژل پلیمری MAGIC-f که از نظر حساسیت، پایداری و نقطه ذوب بهتر از دیگر ژل‌های پلیمری می‌باشد، مورد استفاده قرار گرفت. سپس پارامترهای فراصوتی شامل سرعت صوت، ضریب تضعیف و شاخص کیفی (Quality index یا QI) ژل پلیمری MAGIC-f در بازه دزهای ۶۰-۰ گری با گام‌های ۲ گری بررسی گردید. با استخراج و بررسی نمودار دز- پاسخ پارامترهای صوتی، کارایی این روش و حساسیت ژل پلیمری در بازه دزهای تابش شده به دست آمد و بازه زمان خوانش فراصوتی و دمای بهینه خوانش بررسی شد.

روش بررسی

برای ساخت ژل پلیمری MAGIC-f (۱۸)، مواد ژلاتین حیوانی (Gelatin sheets 4072, Merck Co., Darmstadt, Germany)، فرمالدئید (مجتمع شیمیایی دکتر مجلی، تهران، ایران)، اسید اسکوربیک، متاکریلیک اسید (Methacrylic acid) پایدار شده با هیدروکینون منومتیل اتر (Merck Co., Darmstadt, Germany)، سولفات مس و آب دو بار تقطیر تهیه شد. برای تهیه ۵۰ میلی لیتر ژل پلیمری MAGIC-f ابتدا ۴/۱ گرم ژلاتین به ۴۰/۵ میلی لیتر آب دو بار تقطیر در دمای اتاق اضافه شد و دما تا ۴۵ درجه سانتی گراد افزایش یافت و محلول به طور هم‌زمان هم زده شد. پس از حل شدن کامل ژلاتین، دما به حدود ۳۵ درجه کاهش داده شد و در این دما ۱۷/۶ میلی گرم اسید اسکوربیک، ۱ میلی گرم سولفات مس و ۱/۵ میلی لیتر فرمالدئید (محلول ۳۷ درصد با متانول ۱۰ درصد) اضافه گردید. ۲/۹۵ گرم متاکریلیک اسید بعد از ۵ دقیقه به محلول اضافه و محلول هم‌زمان هم زده و در داخل ظرف نمونه ریخته شد و به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۱۰ درجه سانتی گراد در داخل یخچال نگهداری گردید. بعد از ۲۴ ساعت (۱۸)، نمونه‌هایی با ابعاد تقریبی ۵۰ سانتی متر مکعب



شکل ۱. تنظیم دستگاه فراصوتی Sonost 2000 برای خوانش پارامترهای صوتی سرعت انتشار، ضریب تضعیف و شاخص کیفی

و پارامترهای فراصوتی وابسته از آنالیز رگرسیون خطی با سطح اطمینان ۹۵ درصد استفاده شد. پس از مطالعه راهنما، برآورد نمونه بر اساس ضریب همبستگی استخراج گردید.

نتایج

پس از ساخت ژل پلیمر MAGIC-f و تابش دهی با دستگاه گامای کبالت- ^{60}Co پارامترهای فراصوتی سرعت صوت و ضریب تضعیف اندازه گیری و بر اساس این پارامترها، شاخص کیفی توسط دستگاه فراصوتی Sonost 2000 OsteoSys در دمای آزمایشگاه (۲۵-۲۲ درجه سانتی گراد) برآورد گردید. مقادیر اندازه گیری شده پارامترهای فراصوتی برای دزهای ۶۰-۰ گری با گامهای ۲ گری به دست آمد. برای استخراج زمان خوانش پس از تابش دهی با بیشترین حساسیت پارامترهای فراصوتی وابسته به دز، ژل دزیمتری در زمانهای ۳، ۲۴، ۳۶ و ۴۸ ساعت پس از تابش بررسی شد.

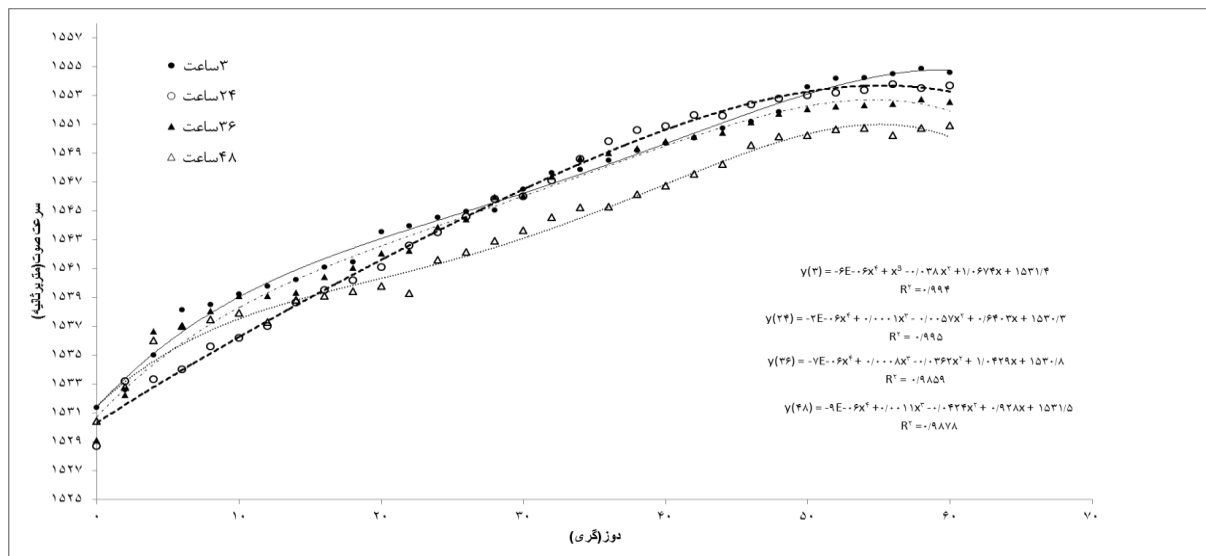
شکل ۲ نمودار دز- پاسخ پارامتر سرعت انتشار صوت، ضریب تضعیف و شاخص کیفی را به دنبال تابش با دزهای ۶۰-۰ گری با گامهای ۲ گری را نشان می دهد. در این شکل ضریب تغییر پارامترها در هر دز کمتر از ۴ درصد و منحنی از مرتبه چهار بر روی نقاط برازش شده است. ضریب برازش در زمانهای مختلف بیشتر از ۰/۹۸ می باشد.

قبل از هر بار خوانش، دستگاه با نمونه استاندارد کالیبره می شد. سپس با اتصال دستگاه فراصوت به کامپیوتر شخصی (RAM 384MB، Intel Pentum3) و نرم افزار Sonost 2000 (Version) (Copyright 2006، 2.01.12، Osteosys Co., Ltd., Seoul, Korea)، پارامترهای سرعت انتشار صوت، ضریب تضعیف و شاخص کیفی ژل پلیمری MAGIC-f قبل از تابش و پس از تابش ۶۰-۰ گری با گامهای ۲ گری اندازه گیری گردید. منحنی دز- پاسخ برای پارامترهای سرعت انتشار صوت، ضریب تضعیف و شاخص کیفی (سفتی ژل) در بازه دزهای تابشی رسم شد. بر اساس منحنی دز- پاسخ، توانایی پارامترهای فراصوتی در خوانش میزان دز جذبی مورد بررسی قرار گرفت.

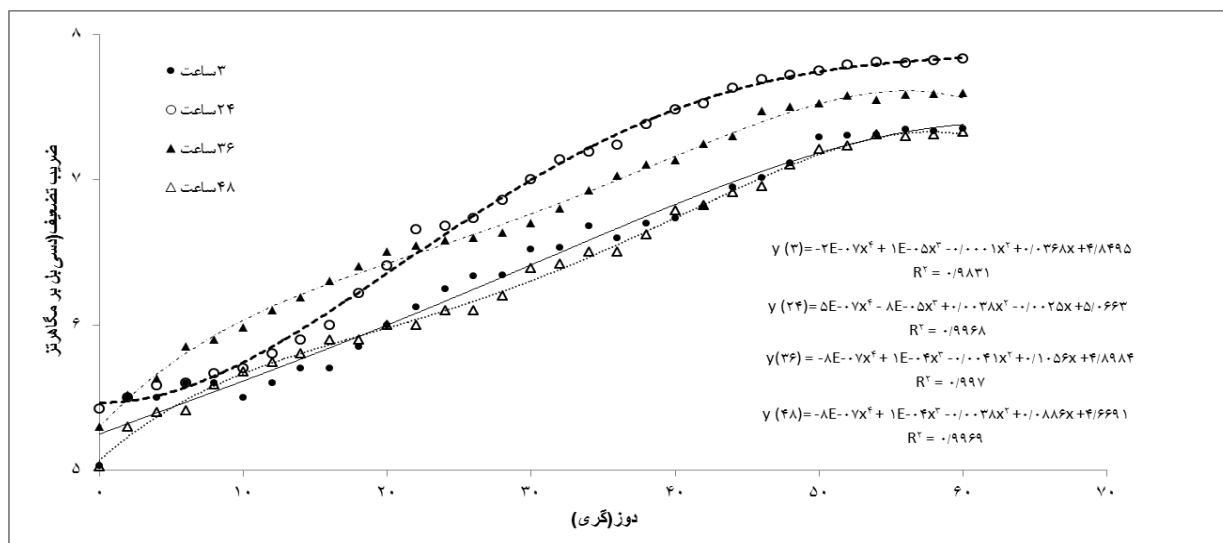
در مطالعه حاضر برای به دست آوردن بازه زمان مناسب خوانش با روش فراصوتی و نیز دمای بهینه خوانش با بیشترین حساسیت، نمونه ها ۳، ۲۴، ۳۶ و ۴۸ ساعت پس از تابش بررسی شدند. برای مطالعه دمای مناسب خوانش، نمونه های ژل در دماهای ۵، ۱۵ و ۲۵ درجه سانتی گراد تابش داده شده، سپس حساسیت پارامترهای سرعت انتشار صوت، ضریب تضعیف و شاخص کیفی در دماهای فوق اندازه گیری گردید.

برای تعیین همبستگی میان میزان دز و پارامترهای فراصوتی اندازه گیری شده از تحلیل همبستگی Pearson و جهت استخراج تابع رگرسیون میان پارامتر مستقل دز جذبی

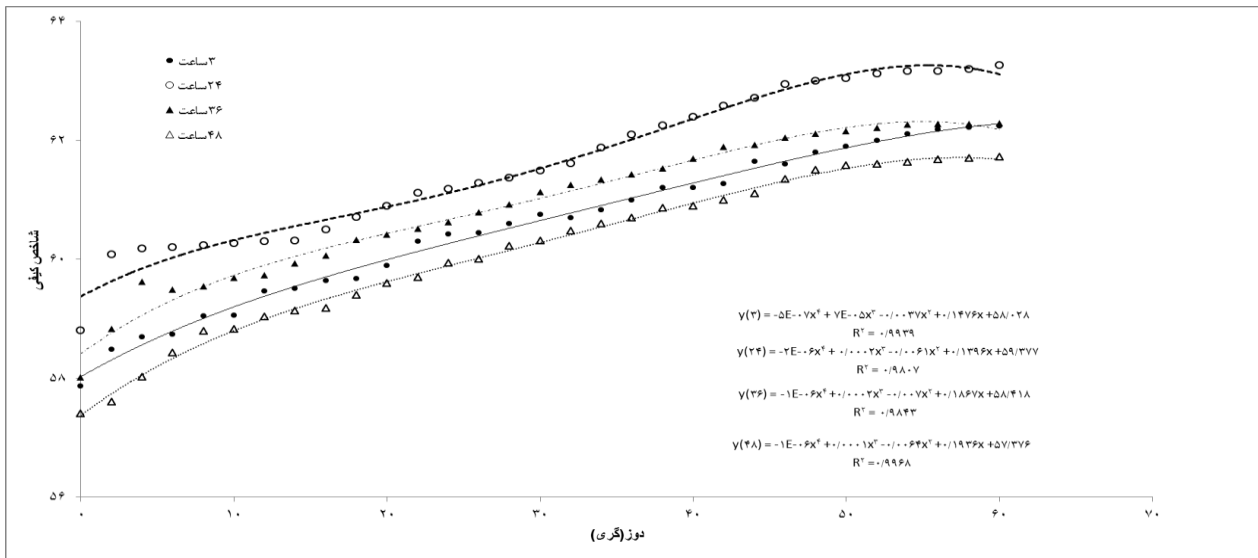
در شکل ۲ معادلات منحنی‌های برازش شده به تفکیک زمان خوانش محاسبه شده است.



(الف)



(ب)



(ج)

شکل ۲. نمودار دز- پاسخ پارامتر سرعت انتشار صوت، ضریب تضعیف و شاخص کیفی. سرعت انتشار صوت بر حسب متر بر ثانیه (قسمت الف)، ضریب تضعیف بر حسب دسی بل بر مگاهرتز (قسمت ب) و شاخص کیفی در زمان‌های ۳، ۲۴، ۳۶ و ۴۸ ساعت پس از تابش (قسمت ج)

الف)، ملاحظه شد که بین دزهای ۴۴-۴ گری تا حدودی رابطه خطی وجود دارد. با بررسی نمودار در محدوده خطی پاسخ (شکل ۳)، ضریب همبستگی در محدوده خطی نمودار، ۰/۹۹۸ حاصل شد. مقدار حساسیت نمودار دز- سرعت انتشار صوت ۵۰ سانتی متر بر ثانیه به ازای هر گری و مقدار حساسیت سرعت صوت در بازه ۴۶-۶۰ گری برابر با ۹ سانتی متر بر ثانیه به ازای هر گری با ضریب همبستگی ۰/۹۳۹ بود. شروع اشباع ژل از دز تابشی بر اساس خوانش پارامتر سرعت صوت، ۴۶ گری به دست آمد.

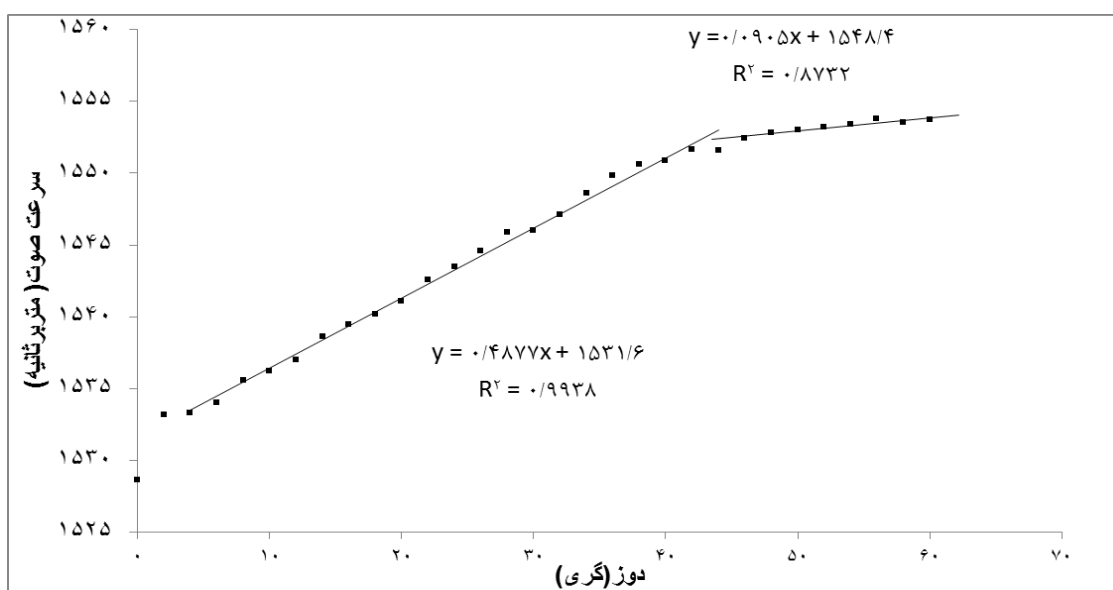
نمودار دز- پاسخ برای پارامتر ضریب تضعیف ۲۴ ساعت پس از تابش (شکل ۲، قسمت ب) نشان داد که بین دزهای ۴۴-۴ گری تا حدودی رابطه خطی برقرار است. با بررسی نمودار در محدوده خطی پاسخ (شکل ۴)، ضریب همبستگی در محدوده خطی نمودار، ۰/۹۹۲ به دست آمد و مقدار حساسیت نمودار دز- ضریب تضعیف صوت ۰/۰۶ دسی بل بر مگاهرتز به ازای هر گری بود. مقدار حساسیت ضریب تضعیف در بازه ۴۶-۶۰ گری برابر با ۰/۰۱ دسی بل

۲۴ ساعت پس از تابش، تغییرات سرعت انتشار صوت در طول تابش ۶۰-۰ گری برابر با ۲۶ متر بر ثانیه به دست آمد که این تغییرات ۳ و ۳۶ ساعت پس از تابش، ۲۳ متر بر ثانیه و ۴۸ ساعت پس از تابش، ۲۱ متر بر ثانیه بود. تغییرات ضریب تضعیف ۲۴ ساعت پس از تابش ۲/۴ دسی بل بر مگاهرتز و ۳، ۳۶ و ۴۸ ساعت پس از تابش برابر با ۲/۳ دسی بل بر مگاهرتز محاسبه شد. تغییرات شاخص کیفی نیز ۲۴ ساعت پس از تابش ۴/۵ واحد و ۳، ۳۶ و ۴۸ ساعت پس از تابش ۴/۳ واحد برآورد گردید. با توجه به منحنی‌های برازش شده دز- پاسخ مقادیر پارامترهای فراصوتی، سرعت انتشار صوت، ضریب تضعیف و شاخص کیفی در زمان‌های ۳، ۲۴، ۳۶ و ۴۸ ساعت پس از تابش بر حسب دز جذبی بررسی شد که پارامترها ۲۴ ساعت پس از تابش از حساسیت بالاتری برخوردار بودند. بنابراین بهترین زمان برای خوانش پارامترهای فراصوتی، ۲۴ ساعت پس از تابش تعیین گردید. با بررسی نمودار دز- پاسخ برای پارامتر سرعت انتشار صوت در زمان ۲۴ ساعت پس از تابش (شکل ۲، قسمت

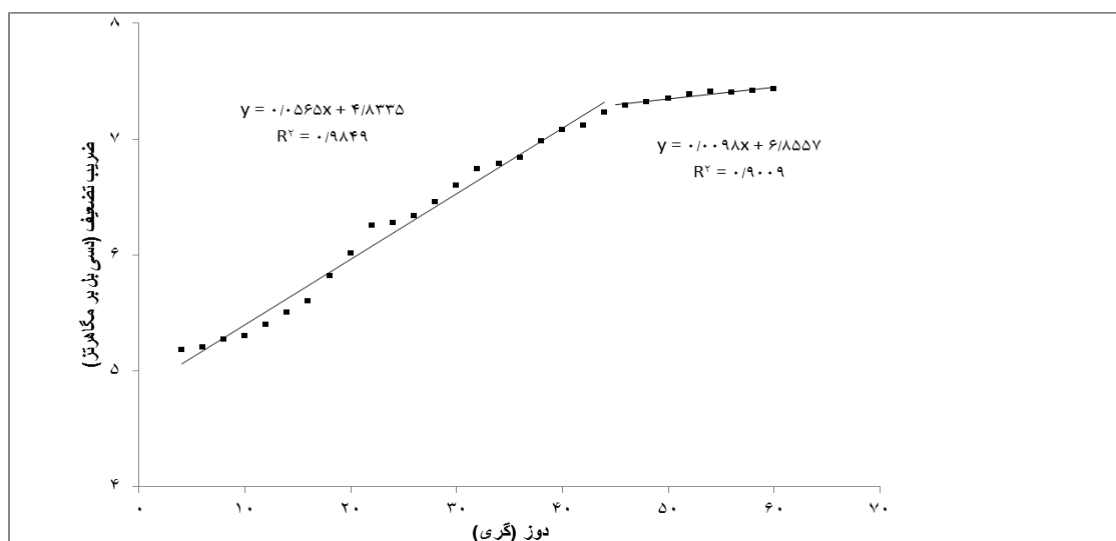
بر مگاهرتز به ازای هر گری با ضریب همبستگی ۰/۹۷۷ می‌باشد. برای این پارامتر نیز شروع اشباع ژل از دز تابشی ۴۶ گری بود.

نمودار دز- پاسخ برای پارامتر شاخص کیفی در زمان ۲۴ ساعت پس از تابش (شکل ۲، قسمت ج) مشخص کرد که بین دزهای ۱۰-۴۸ گری تا حدودی رابطه خطی وجود دارد. با بررسی نمودار در محدوده خطی پاسخ (شکل ۵)،

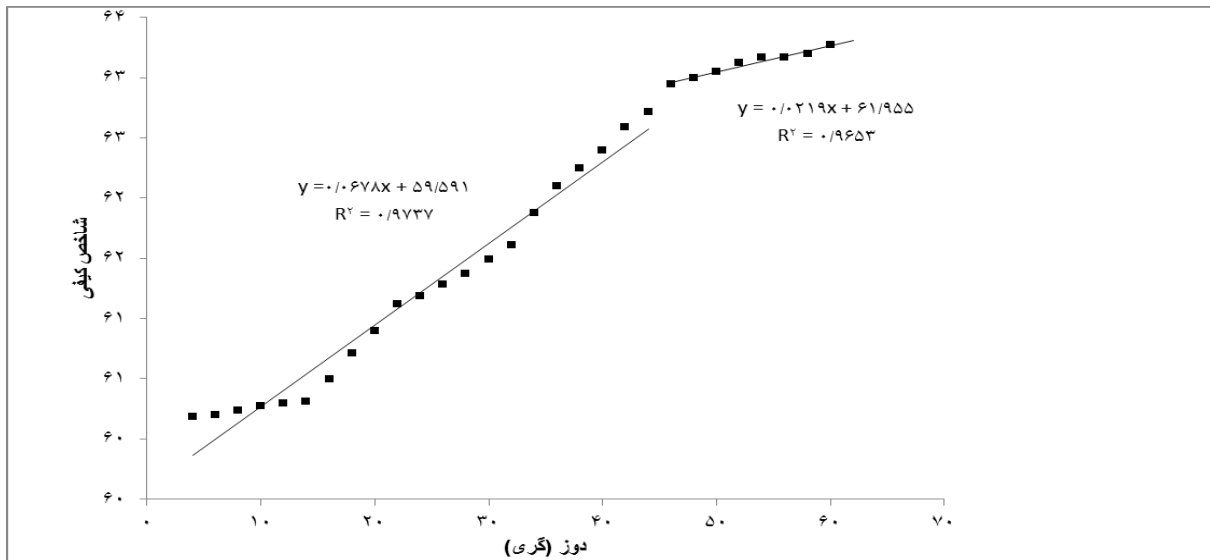
ضریب همبستگی در محدوده خطی نمودار برابر با ۰/۹۹۵ و مقدار حساسیت نمودار دز- شاخص کیفی صوت ۰/۰۸ به ازای هر گری (۱-Gy) بود. ضریب تضعیف در بازه ۵۰-۶۰ گری به طور افقی افزایش کندی با شیب ۰/۰۲ به ازای هر گری و با ضریب همبستگی ۰/۹۳۱ داشت. شروع اشباع ژل برای پارامتر شاخص کیفی از دز تابشی ۵۰ گری می‌باشد.



شکل ۳. حساسیت در بازه ۴۴-۴۸ گری برای پارامتر سرعت انتشار صوت بر حسب متر بر ثانیه



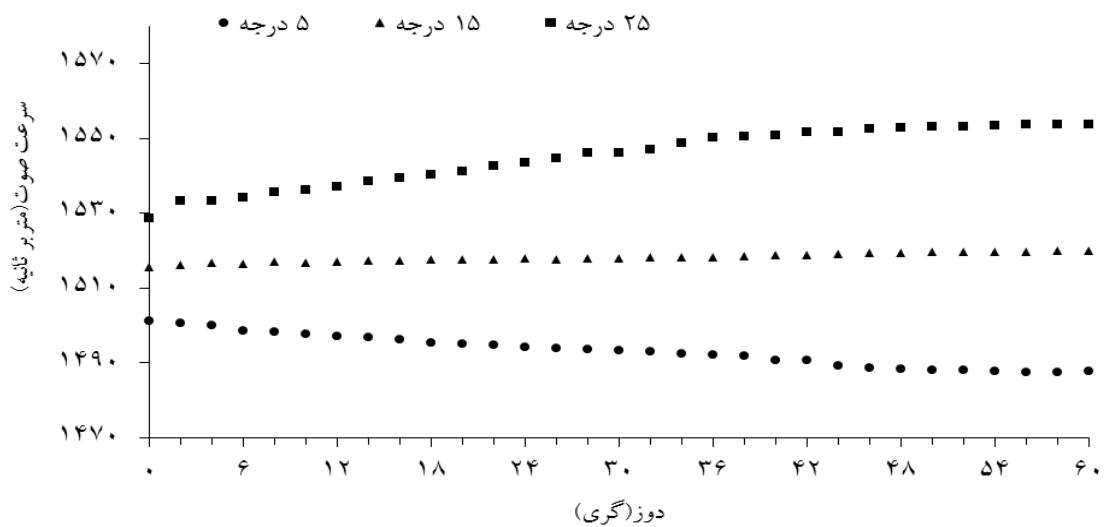
شکل ۴. حساسیت در بازه ۴۴-۴۸ گری برای پارامتر ضریب تضعیف صوت بر حسب دسی بل بر مگاهرتز



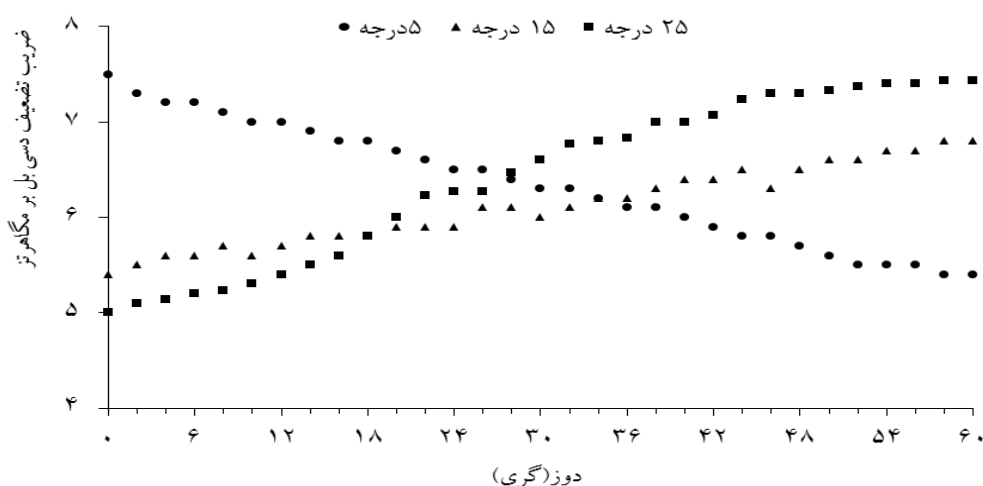
شکل ۵. حساسیت در بازه ۴۸-۱۰ گری برای پارامتر شاخص کیفی

دماهای ۵، ۱۵ و ۲۵ درجه سانتی گراد در ژل دزیتر پس از تابش از ۰-۶۰ گری با گام‌های ۲ گری ارزیابی شده است.

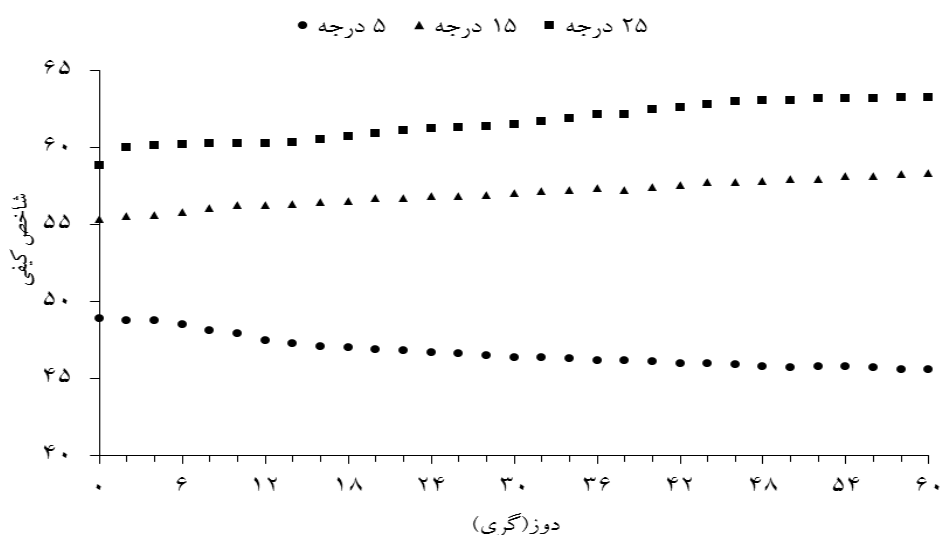
در شکل ۶ (قسمت‌های الف، ب و ج) پارامترهای سرعت صوت، ضریب تضعیف و شاخص کیفی در



(الف)



(ب)



(ج)

شکل ۶. الف: سرعت صوت (متر بر ثانیه)، ب: ضریب تضعیف (دسی بل بر مگاهرتز) و ج: شاخص کیفی ژل دزیمتر در دمای ۵، ۱۵ و ۲۵ درجه سانتی گراد پس از تابش از ۶۰-۰ گری با گامهای ۲ گری

ثانیه) برای ژل با ۶۰ گری دز جذبی افزایش می یابد. با تغییر ۲۰ درجه سانتی گراد از ۲۵-۵ درجه، سرعت صوت در ژل پیش از تابش برابر با ۱/۸ درصد (۲۸ متر بر ثانیه) و برای ژل تحت ۶۰ گری، ۴/۴ درصد (۶۶ متر بر ثانیه) افزایش یافت.

با بررسی پارامتر ضریب تضعیف مشخص شد که با تغییر ۱۰ درجه سانتی گراد از ۱۵-۵ درجه، ضریب تضعیف

مطابق با شکل ۶، خوانش در دمای ۲۵ درجه سانتی گراد نسبت به دو دمای ۱۵ و ۵ درجه سانتی گراد برای پارامترهای سرعت انتشار، ضریب تضعیف و شاخص کیفی از حساسیت بالاتری برخوردار است. نتایج نشان داد که به ازای تغییر ۱۰ درجه سانتی گراد از ۱۵-۵ و ۲۵-۱۵ درجه سانتی گراد، سرعت صوت به میزان ۰/۹ درصد (۱۴ متر بر ثانیه) برای ژل های بدون تابش و ۲/۲ درصد (۳۴ متر بر

مطالعات، کارایی روش‌های فراصوتی در نتایج دز جذبی با پارامترهای خوانش در MRI مقایسه شده، اما هنوز گزارش تکمیلی مبنی بر مقایسه حساسیت روش فراصوتی به طور قطعی نسبت به MRI گزارش نشده است. Mather و همکاران در مطالعه خود ژل پلیمری MAGIC را با امواج فراصوتی بررسی و با استفاده از پارامترهای فراصوتی سرعت، ضریب تضعیف و شدت سیگنال عبوری از ژل، دز جذبی ۵۰-۰ گری را برآورد نمودند (۳۱). در مطالعه Mather و همکاران، حساسیت دز برای پارامتر سرعت برابر با $4-10 \times 1/8$ متر بر ثانیه در هر گری، حساسیت دز برای پارامتر ضریب تضعیف، $3/9$ دسی بل و شدت سیگنال عبوری $3/2$ ولت تعیین شد. همه پارامترها حساسیت بالایی را در دز جذبی ۱۵ گری نشان دادند. همچنین نتایج مطالعه آنان نشان داد که با افزایش دز، مقادیر سرعت کاهش می‌یابد (۳۱) که با نتایج مطالعه حاضر متناقض است.

Mather و همکاران میزان دز جذبی را با استفاده از پارامترهای فیزیکی سرعت انتشار امواج فراصوتی و تضعیف در ژل‌های حساس به اشعه (MAGIC و PAG) و همچنین وابستگی پارامترهای فراصوتی سرعت و ضریب تضعیف با دز جذبی و گام‌های یک گری (۵۰-۰ گری) را مورد بررسی قرار دادند. حساسیت ضریب تضعیف امواج فراصوتی در فرکانس ۴ مگاهرتز بر اساس دز جذبی ژل MAGIC، $0/3 \pm 4/7$ دسی بل و برای ژل PAG، $0/3 \pm 3/9$ دسی بل تعیین شد. سرعت انتشار موج فراصوتی در ژل MAGIC برابر با $0/06 \pm 0/178$ متر بر ثانیه و در ژل PAG، $0/02 \pm 0/44$ متر بر ثانیه به ازای هر گری دز جذبی به دست آمد. ضریب تضعیف امواج فراصوتی افزایش معنی‌داری با دز جذبی نشان داد. Mather و همکاران نتیجه گرفتند که استفاده از پارامترهای فراصوتی برای دزیمتری با ژل‌های پلیمری از حساسیت کافی برخوردار است (۱۹).

Atkins و همکاران دزیمتری با ژل را با استفاده از مشخصه‌های فراصوتی ژل MAGIC و توسط تکنیک پالس-اکو (Pulse-Echo technique) انجام دادند. آن‌ها سرعت انتشار

به میزان $28/0$ درصد ($2/1$ دسی بل بر مگاهرتز) برای ژل‌های بدون تابش کاهش داشت و $25/9$ درصد ($1/4$ دسی بل بر مگاهرتز) برای ژل با 60 گری دز جذبی افزایش یافت. با تغییر 10 درجه سانتی‌گراد از $25-15$ درجه، ضریب تضعیف به میزان $7/4$ درصد ($0/4$ دسی بل بر مگاهرتز) برای ژل‌های بدون تابش کاهش پیدا کرد و $9/3$ درصد ($4/9$ دسی بل بر مگاهرتز) برای ژل با 60 گری دز جذبی افزایش یافت. با تغییر 20 درجه سانتی‌گراد از $25-5$ درجه، ضریب تضعیف در ژل پیش از تابش $33/3$ درصد ($2/5$ دسی بل بر مگاهرتز)، کاهش و برای ژل تحت 60 گری، $37/7$ درصد ($2/0$ دسی بل بر مگاهرتز) افزایش نشان داد.

بررسی تأثیر دما در خوانش مشخصه مکانیکی نشان داد که با تغییر دما از $15-5$ درجه، شاخص کیفی به میزان $13/1$ درصد ($6/4$) برای ژل‌های بدون تابش و $27/9$ درصد ($12/7$) برای ژل با 60 گری دز جذبی افزایش یافت. با تغییر دما از $25-15$ درجه سانتی‌گراد، شاخص کیفی افزایشی به میزان $6/3$ درصد ($3/5$) برای ژل‌های بدون تابش و $8/5$ درصد ($4/9$) برای ژل با 60 گری دز جذبی را نشان داد. با افزایش 20 درجه سانتی‌گراد از $25-5$ درجه، شاخص کیفی در ژل پیش از تابش، $6/3$ درصد ($3/5$) و برای ژل تحت 60 گری، $8/5$ درصد ($4/9$) افزایش نشان داد. نتایج بررسی نشان می‌دهد که دمای ژل در زمان خوانش، شاخص مهمی در اندازه‌گیری پارامترهای صوتی است.

بحث

تاکنون مطالعات بسیار اندکی در زمینه جایگزینی روش‌های فراصوتی نسبت به روش تصویربرداری MRI در استخراج منحنی دز- پاسخ مطرح شده است (۳۴، ۳۲، ۳۱). در این مطالعات از انواع ژل‌های دزیمتری PAG و MAGIC تحت دزهای جذبی متفاوت استفاده و پارامترهای صوتی و مکانیکی ژل استخراج گردیده است. در برخی از این

زمان‌های مختلف خوانش در همه پاسخ‌های فراصوتی وابسته به دز بیشتر از ۰/۹۸ بود.

در نمودار دز- پاسخ پارامترهای فراصوتی، میان دزهای ۴-۴۴ گری با سرعت انتشار صوت و ضریب تضعیف و بین دزهای ۱۰-۴۸ گری و شاخص کیفی با ضریب همبستگی بیش از ۰/۹۹ رابطه خطی وجود دارد. مقدار حساسیت نمودار دز- سرعت انتشار صوت، ضریب تضعیف و شاخص مکانیکی به ترتیب ۵۰ سانتی‌متر بر ثانیه، ۰/۰۶ دسی‌بل بر مگاهرتز و ۰/۰۸ به ازای هر گری حاصل شد. نتایج به دست آمده از مطالعه حاضر در مقایسه با نتایج مطالعات Mather و همکاران (۳۱، ۳۱)، Marini و همکاران (۲۰) و Atkins و همکاران (۳۲) از حساسیت بالاتری برخوردار است و محدوده وسیع‌تری از منحنی دز- پاسخ به صورت خطی می‌باشد.

در مطالعه حاضر علاوه بر پارامتر سرعت، پارامترهای فراصوتی ضریب ضعیف و شاخص کیفی در دماهای ۵، ۱۵ و ۲۵ درجه سانتی‌گراد بررسی گردید. نتایج نشان داد که خوانش در دمای ۲۵ درجه سانتی‌گراد نسبت به دو دمای ۵ و ۱۵ درجه سانتی‌گراد برای پارامترهای سرعت انتشار، ضریب تضعیف و شاخص کیفی از حساسیت بالاتری برخوردار است و دمای ژل در زمان خوانش، عامل مهمی در اندازه‌گیری پارامترهای صوتی است. Atkins و همکاران در تحقیق خود تغییر سرعت صوت در ژل دزیمتر را با ۰-۳۰ گری تابش و در دماهای ۱۵، ۲۰ و ۲۵ درجه سانتی‌گراد بررسی کردند و نشان دادند که با افزایش دمای ۱۰ درجه سانتی‌گراد، سرعت به میزان ۵ متر بر ثانیه افزایش می‌یابد (۳۲). نتایج مطالعه Atkins و همکاران (۳۲) با مطالعه حاضر همخوانی دارد.

نتیجه‌گیری

بررسی نمودار دز- پاسخ فراصوتی سرعت صوت، ضریب تضعیف و شاخص کیفی ژل پلیمری در بازه دزهای ۰-۶۰ گری با گام‌های ۲ گری حاکی از توانایی این

صوت، ضریب تضعیف و چگالی ژل را در دما و دزهای متفاوت اندازه‌گیری نمودند و رابطه تا حدودی غیر خطی بین ضریب تضعیف امواج فراصوتی و دز جذبی به دست آوردند که در آن ضریب تضعیف برای دزهای پایین‌تر از ۱۰ گری ثابت بود (۳۲). سرعت صوت در دمای ۲۵ درجه سانتی‌گراد برابر با $1550/3 \pm 1/5$ متر بر ثانیه با حساسیت دز $0/03 \pm 0/14$ متر بر ثانیه به ازای هر گری دز جذبی برآورد شد (۳۱، ۳۲، ۳۵). هر دو مشخصه (ضریب تضعیف و سرعت) با دما تغییر می‌کرد؛ به طوری که سرعت انتشار در دمای ۱۵ درجه سانتی‌گراد برابر با $1535/4 \pm 0/8$ متر بر ثانیه و حساسیت سرعت در طول تابش‌دهی، $0/01 \pm 0/08$ متر بر ثانیه به ازای هر گری دز جذبی به دست آمد. چگالی نیز با دما و دز تغییر می‌کرد. در دمای ۲۶ درجه سانتی‌گراد، چگالی برابر با $1028/9 \pm 0/3$ کیلوگرم بر مترمکعب با حساسیت دز $0/004 \pm 0/178$ کیلوگرم بر مترمکعب به ازای هر گری حاصل شد. مشخصه امپدانس صوتی ژل MAGIC نیز در دمای ۲۵ درجه سانتی‌گراد، $106 \times 1/596$ کیلوگرم مترمربع بر ثانیه بود.

در مطالعه حاضر ژل پلیمری MAGIC-f که از حساسیت، پایداری و دمای ذوب بالاتری نسبت به ژل پلیمری MAGIC برخوردار است (۱۸)، برای اندازه‌گیری پارامترهای فراصوتی مورد استفاده قرار گرفت. ژل در زمان‌های ۳، ۲۴، ۳۶ و ۴۸ ساعت پس از تابش بررسی شد. نتایج مطالعه حاضر بر اساس استخراج پارامترهای صوتی سرعت انتشار، ضریب تضعیف و شاخص کیفی در MAGIC-f نشان داد که بهترین زمان خوانش ژل‌ها، ۲۴ ساعت پس از تابش‌دهی است؛ چرا که ژل در این زمان بیشترین حساسیت پارامترهای فراصوتی وابسته به دز را دارد که می‌تواند به دلیل تغییرات مرتبط با ساختار ژل باشد و ژل برای رسیدن به ساختار پایدار، به زمان مورد نظر احتیاج دارد. منحنی از مرتبه چهار بر روی نقاط دز- پاسخ در بازه دز جذبی ۰-۶۰ گری با گام‌های ۲ گری برآزش شد. ضریب برآزش در

سپاسگزاری

تحقیق حاضر بخشی از پایان نامه دکتری رشته فیزیک پزشکی دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تربیت مدرس می باشد.

روش در خوانش دز جذبی است. بازه زمان پارامترهای فراصوتی، ۲۴ ساعت پس از تابش و دمای خوانش، ۲۵ درجه سانتی گراد به دست آمد.

References

1. Khan FM. The physics of radiation therapy. 4th ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2012. p. 415-6.
2. Gore JC, Kang YS, Schulz RJ. Measurement of radiation dose distributions by nuclear magnetic resonance (NMR) imaging. *Phys Med Biol* 1984; 29(10): 1189-97.
3. Maryanski MJ, Schulz RJ, Ibbott GS, Gatenby JC, Xie J, Horton D, et al. Magnetic resonance imaging of radiation dose distributions using a polymer-gel dosimeter. *Phys Med Biol* 1994; 39(9): 1437-55.
4. News from Yale Medical School and Harvard Cyclotron Laboratory. Three dimensional dose distributions for 160 MeV protons using magnetic resonance imaging of the tissue-equivalent BANG polymer-gel dosimeter [Online]. [cited 1994 Jun]; Available from URL: http://www.ptcog.ch/archive/particle_news/particles_13_1994.pdf
5. Maryanski MJ, Gore JC, Kennan RP, Schulz RJ. NMR relaxation enhancement in gels polymerized and cross-linked by ionizing radiation: A new approach to 3D dosimetry by MRI. *Magnetic Resonance Imaging* 1993; 11(2): 253-8.
6. De DY, De WC, Van DB, Derycke S, Mersseman B, De GW, et al. Validation of MR-based polymer gel dosimetry as a preclinical three-dimensional verification tool in conformal radiotherapy. *Magn Reson Med* 2000; 43(1): 116-25.
7. Haraldsson P, Back SA, Magnusson P, Olsson LE. Dose response characteristics and basic dose distribution data for a polymerization-based dosimeter gel evaluated using MR. *Br J Radiol* 2000; 73(865): 58-65.
8. De DY, Hurley C, Venning A, Vergote K, Mather M, Healy BJ, et al. A basic study of some normoxic polymer gel dosimeters. *Phys Med Biol* 2002; 47(19): 3441-63.
9. Baldock C, Burford RP, Billingham N, Wagner GS, Patval S, Badawi RD, et al. Experimental procedure for the manufacture and calibration of polyacrylamide gel (PAG) for magnetic resonance imaging (MRI) radiation dosimetry. *Phys Med Biol* 1998; 43(3): 695-702.
10. Baldock C, Rintoul L, Keevil SF, Pope JM, George GA. Fourier transform Raman spectroscopy of polyacrylamide gels (PAGs) for radiation dosimetry. *Phys Med Biol* 1998; 43(12): 3617-27.
11. Sittig M. Handbook of toxic and hazardous chemicals and carcinogens. 2nd ed. New Jersey, NJ: Noyes Publications; 1985. p. 41-4.
12. McJury M, Oldham M, Cosgrove VP, Murphy PS, Doran S, Leach MO, et al. Radiation dosimetry using polymer gels: methods and applications. *Br J Radiol* 2000; 73(873): 919-29.
13. Fong PM, Keil DC, Does MD, Gore JC. Polymer gels for magnetic resonance imaging

- of radiation dose distributions at normal room atmosphere. *Phys Med Biol* 2001; 46(12): 3105-13.
14. De DY, Vergote K, Claeys C, De WC. The fundamental radiation properties of normoxic polymer gel dosimeters: a comparison between a methacrylic acid based gel and acrylamide based gels. *Phys Med Biol* 2006; 51(3): 653-73.
 15. Hurley C, Venning A, Baldock C. A study of a normoxic polymer gel dosimeter comprising methacrylic acid, gelatin and tetrakis (hydroxymethyl) phosphonium chloride (MAGAT). *Appl Radiat Isot* 2005; 63(4): 443-56.
 16. Luci JJ, Whitney HM, Gore JC. Optimization of MAGIC gel formulation for three-dimensional radiation therapy dosimetry. *Phys Med Biol* 2007; 52(10): N241-N248.
 17. Adinehvand K, Zahmatkesh M, Aghamiri M, Akhlaghpour S, Bagheri S. Verification of dose rate and energy dependence of MAGICA polymer gel dosimeter with electron beams. *Iran J Radiat Res* 2008; 6(1): 31-6.
 18. Fernandes JP, Pastorello BF, de Araujo DB, Baffa O. Formaldehyde increases MAGIC gel dosimeter melting point and sensitivity. *Phys Med Biol* 2008; 53(4): N53-N58.
 19. Mather ML, De DY, Whittaker AK, Simon GP, Rutgers R, Baldock C. Investigation of ultrasonic properties of PAG and MAGIC polymer gel dosimeters. *Phys Med Biol* 2002; 47(24): 4397-409.
 20. Marini G, Pavan T, Baggio A, Carneiro A. Doppler images of heterogeneous gel dosimeter phantom by multi-frequency vibration. Rio de Janeiro, Brazil: Health Care Exchanges; 2011. p. 347-9.
 21. Chu KC, Jordan KJ, Battista JJ, Van DJ, Rutt BK. Polyvinyl alcohol-Fricke hydrogel and cryogel: two new gel dosimetry systems with low Fe³⁺ diffusion. *Phys Med Biol* 2000; 45(4): 955-69.
 22. Hilts M, Audet C, Duzenli C, Jirasek A. Polymer gel dosimetry using x-ray computed tomography: a feasibility study. *Phys Med Biol* 2000; 45(9): 2559-71.
 23. Hilts M, Jirasek A, Duzenli C. Effects of gel composition on the radiation induced density change in PAG polymer gel dosimeters: a model and experimental investigations. *Phys Med Biol* 2004; 49(12): 2477-90.
 24. Trapp JV, Back SA, Lepage M, Michael G, Baldock C. An experimental study of the dose response of polymer gel dosimeters imaged with x-ray computed tomography. *Phys Med Biol* 2001; 46(11): 2939-51.
 25. Trapp JV, Michael G, De DY, Baldock C. Attenuation of diagnostic energy photons by polymer gel dosimeters. *Phys Med Biol* 2002; 47(23): 4247-58.
 26. Oldham M, Siewerdsen JH, Shetty A, Jaffray DA. High resolution gel-dosimetry by optical-CT and MR scanning. *Med Phys* 2001; 28(47): 1436-45.
 27. Novotny J, Jr., Spevacek V, Dvorak P, Novotny J, Cechak T. Energy and dose rate dependence of BANG-2 polymer-gel dosimeter. *Med Phys* 2001; 28(11): 2379-86.
 28. De DY, Venning A, Hurley C, Healy BJ, Baldock C. Dose-response stability and integrity of the dose distribution of various polymer gel dosimeters. *Phys Med Biol* 2002; 47(14): 2459-70.

29. Karlsson A, Gustavsson H, Mansson S, McAuley KB, Back SA. Dose integration characteristics in normoxic polymer gel dosimetry investigated using sequential beam irradiation. *Phys Med Biol* 2007; 52(15): 4697-706.
30. Crescenti RA, Bamber JC, Bush NL, Webb S. Characterization of dose-dependent Young's modulus for a radiation-sensitive polymer gel. *Phys Med Biol* 2009; 54(4): 843-57.
31. Mather ML, Whittaker AK, Baldock C. Ultrasound evaluation of polymer gel dosimeters. *Phys Med Biol* 2002; 47(9): 1449-58.
32. Atkins TJ, Humphrey VF, Duck FA, Tooley MA. Investigation of ultrasonic properties of MAGIC gels for pulse-echo gel dosimetry. *J Phys: Conf Ser* 2010; 250: 1-5.
33. Njeh CF, Blake GM. Calcaneal quantitative ultrasound devices. In: Fuerst T, Genant HK, Gluer CC, Hans D, Njeh CF, Editors. *Quantitative ultrasound: assessment of osteoporosis and bone status*. Boca Raton, FL: Taylor & Francis; 1999. p. 109-24.
34. Crescenti RA, Bamber JC, Oberai AA, Barbone PE, Richter JP, Rivas C, et al. Quantitative ultrasonic elastography for gel dosimetry. *Ultrasound Med Biol* 2010; 36(2): 268-75.
35. Maryanski MJ, Zastavker YZ, Gore JC. Radiation dose distributions in three dimensions from tomographic optical density scanning of polymer gels: II. Optical properties of the BANG polymer gel. *Phys Med Biol* 1996; 41(12): 2705-17.

The Ability of Ultrasonic Characterization to Extract the Dose Distribution of MAGIC-f Polymer Gel

Hossein Masoumi, Ph.D.¹, Manijeh Mokhtari-Dizaji, Ph.D.^{2*}, Azim Arbabi, Ph.D.³, Mohsen Bakhshandeh, Ph.D.⁴

1 Ph.D. Student, Department of Medical Physics, School of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

2. Professor, Department of Medical Physics, School of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

3. Professor, Department of Radiotherapy and Oncology, School of Medical Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

4 Assistant Professor, Department of Radiology Technology, School of Allied Medical Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

* Corresponding author; e-mail: mokhtarm@modares.ac.ir

(Received: 3 April 2014 Accepted: 26 Nov. 2014)

Abstract

Background & Aims: Today, different imaging techniques have been studied in the reading of radiation-sensitive polymer gels dosage. Due to limitations of imaging techniques such as magnetic resonance imaging (MRI) and computed tomography (CT), ultrasound techniques are proposed for dose-dependent parameter extraction. In this study, using MAGIC-f (methacrylic and ascorbic acid in gelatin initiated by copper with added formaldehyde) polymer gel and megavoltage radiation energy, the dose-dependent parameters of speed of sound and broadband ultrasonic attenuation (BUA) were evaluated.

Methods: MAGIC-f polymer gel was irradiated with 1.25 MeV of Cobalt-60 and received a uniform dose in the range of 0 to 60 Gy in 2 Gy steps (2% accuracy). After calibration of ultrasound system with 500 kHz frequency, the parameters of speed of sound and BUA coefficient of exposed polymer gel samples were measured. Based on the dose-response curve, the ability of the ultrasound parameters in reading the absorbed dose was investigated. To evaluate the reasonable time interval with the most sensitive reading of the ultrasound method, samples were studied 3, 24, 36, and 48 hours after irradiation. To study the temperature readings, the gel samples irradiated at 5, 15, and 25 °C were studied.

Results: The relationship of variation of speed of sound and attenuation coefficient and quality index (QI) with absorbed dose 3, 24, 36, and 48 hours after irradiation of gels are shown with a fourth-order polynomial fit. The results show that ultrasonic parameters have higher sensitivity 24 hours after irradiation. The sensitivity of dose-speed of sound and attenuation curve were 50 cm/s and 0.06 dB/MHz/Gy based on each Gy in the linear range of 4-44 Gy. Ultrasonic parameters were measured in the gel samples at 5, 15, and 25 °C after 0-60 Gy irradiation in 2 Gy steps to determine the sensitivity of the ultrasonic properties to temperature. The measurements show that readings at 25 °C have a higher sensitivity than that at 5 and 15 °C. Thus, with an increase of 20 °C, the speed of sound increased 28 and 66 m/s before irradiation and with 60 Gy absorbed dose, respectively. Moreover, the attenuation coefficient decreased 2.50 dB/MHz before irradiation and increased 2.70 dB/MHz with 60 Gy absorbed dose.

Conclusion: Acoustic properties of MAGIC-f gel, determined by measurements of speed of sound and ultrasonic broadband attenuation, indicate the ability of this technique in reading of absorbed dose. Maximum sensitivity of reading time and temperature of MAGIC-f gel were 24 hours after irradiation and 25 °C, respectively.

Keywords: Polymer gel, MAGIC-f, Radiation dosimetry, Speed of sound, Attenuation coefficient