تعیین ژل دُزسنجی بهینه از ترکیب ژلهای مجیک-اف و مقلِّد بافت با استفاده از پارامترهای فراآوایی در انرژی مگاولتاژ

حسین معصومی^۱، منیژه مختاری دیزجی^{*۱}، اعظیم اربابی^۲، محسن بخشنده^۲ ۱. گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس ۲. گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه شهید بهشتی

چکیدہ

با استفاده از ترکیب ساختار ژل بس پاری (پلیمری) مجیک- اف و فانتوم مقلّد بافت (تیشو میمیکینگ)، در این مطالعه مقصود دست یافتن به ساختار بهینهای از ژل های ذزسنجی با هدف افزایش حساسیت ژل و کاهش هزینه ساخت میباشد. پنج نمونه از ژلهای ساختار جدید، که از ترکیب ساختار ژل بس پاری مجیک- اف و فانتوم مقلّد بافت (نسج) تهیه شده بودند، در معرض تابش پرتو مگاولتاژ کبالت قـرار داده شدند. سپس، پارامترهای فراآوایی سرعت صدا، ضریب تُنکِش (تضعیف) و شاخص کیفی نمونه ژلها در زمان ۲۴ ساعت پس از تابش و در دمای ۲۵ درجه سلسیوس در دُزهای ۹۰ و ۳۶ گری مورد بررسی قرار گرفتند، تغییرات حساسیت نمودار دُز- پاسخ برای پارامترهای فراآوایی ۵۵ نمونه ژل بس پاری (پلیمری) جدید مورد بررسی قرار گرفتند، نتایج اندازه گیری نشان دادند که با خوانش پارامتر سرعت صدای ۵ نمونـه ۱۳ ترکیبات ساختار ژل بس پاری (پلیمری) در زمان ۲۴ ساعت پس از تابش و دمای ۲۵ درجه سلسیوس، برای ساختار ژل «دی» (۲۴ ۳۸) بیش ترین تغییرات را داشته، که برای ساختار «اِیی» برابر ۲۳ مار» و دمای ۲۵ درجه سلسیوس، برای ساختار ژل «دی» (۲۴ برای ساختار «دی» تغییرا ۲۰ داشته، که برای ساختار «اِیی» برابر ۲۳ مای و دمای ۲۵ درجه سلسیوس، برای ساختار ژل «دی» برای ساختار «دی» تغییرات را داشته، که برای ساختار «اِیی» برابر ۲۳ مار» و دمای ۲۵ درجه سلسیوس، برای ساختار ژل «دی» (۲۴ مای» برای ساختار «دی» برابر ۲۰ مای ماد را (بیی» و «بی» به ترتیب ۵٫۵ و ۲۰ تغییرات برابر ۲۰ مای مولیا شری انتخارهای «اِی» و در ساختار «دی» نیز این مقادیر تقریبا ۲۱ ماله اس خار «اِیی» و «بی» به ترتیب ۵٫۵ و ۲۰ تغییرات برای پارامتر ضریب تُنکِش (تضعیف) برای ساختار «دی» برابر ۲۷ داری ساختار «اِیی» قریبا صفر حاصل شد. نتایج نمودار تغییرات برای پارامتر ضریب تُنکِش (تضعیف) برای ساختار «دی» برابر ۲۷ در الهاری ساختار «اِیی» و «بی» به ترتیب ۵٫۵ و ۲٫۰ تغییرات برای پارای ساختار های «اِی» و می یه برا برای ساختار «دی» برابر ۲۰ مای اله ای ساختار «اِیی» و «بی» به ترتیب برابر ۲٫۰ ۲٫۹ و می میباشند. بهترین ساختار هری » برابر در سی ین نیز این مقادیر تقریبا ۲٫۰ ماله موای ساختار های عری ساختار هری برای ۲٫۰ ۲٫۹ و می میاند. ساختار در ساختار در م مودار ژلاتین در ساختار ژلها حساسیت افزایش می میایه موای در ساختارهایی که از ترکیبات اسید اسکوربیک، سولفات مس و

١٠

كليدواژه ها: ژل بس پارى (پليمرى) مجيك-اف، مقلّد بافت، سرعت صدا، ضريب تُنُكِش (تضعيف)، شاخص كيفي.

۱. مقدمه

در سالهای اخیر مطالعات زیادی درباره استفاده از ژلهای دُزسنجی به علت سه-بعدی بودن و معادل بافت بودن انجام شدهاند تا بتوان این روش را جایگزین روشهای متداول دُزسنجی مانند محفظه یونیزان، فیلم و تیالدی نمود. مطالعات اخیر چه در زمینه ساختار ژلهای مورد استفاده، روشهای خوانش ژل و همچنین استفاده از ژلها در روشهای درمانی مانند براکی تراپی، پرتودرمانی تطبیقی، پرتودرمانی با شدت تعدیلشده، پرتو

درمانی با راهنمایی تصویر و پرتودرمانی استرئوتاکتیک گسترش یافتهاند. لذا، با توجه به گسترش فناوری ساخت تجهیزات و دستگاههای مورد استفاده در پرتودرمانی، نیاز به روشهای دُزسنجی دقیق تر و جامعتری میباشد [۱-۲]. بنابراین، استفاده از دُزسنجهایی که بتوانند توزیع دُز را به صورت سه-بعدی، با دقت، صحت و تفکیک (رزولوشن) بالایی اندازه گیری نمایند همواره مورد توجه است. دُزسنجهای معمولی مانند اتاقک یونش، گرمالیانسان (ترمولومینسانس)، فیلم و نیمههادیها برای اندازه گیری دُز در یک نقطه یا در یک صفحه (دو-بعدی) مورد استفاده قرار می گیرند که ممکن است به دلیل بعضی

^{*} نويسنده پاسخگو: mokhtarm@modares.ac.ir 1 TLD; ThermoLumiscent Detectors

جمله فرمولاسيون براى مشخصاتى مانند معادل بافت، حساسیت دُز، حساسیت دمایی، محدوده حساسیت انرژی و نیز آهنگ دُز بررسی شدند. در کلیه این مطالعات برتری دُزسنج مجیک نسبت به ژلهای پیشنهادی دیگر مانند یی ای جی ، بنگ⁶ و بَنانا⁶ از نظر حساسیت، صحت و پاسخ معنادار در برخی مشخصات ناحیه ای به اثبات رسید [۱۶-۱۷]. با توجه به اینکه دقت اندازه گیری پاسخ در به مواد سازندہ ژل وابستہ است لذا مطالعات دیگری نیےز بے روی طراحی و بررسی ترکیبات مختلف ژل دُزسنج مجیک برای بهینه کردن این ژل در کاربردهای بالینی انجام شدهاند. در یکی از این مطالعات با بررسے مقادیر غلظت ژلاتین، مونومر و يون مس، مقدار بهينهاي براي حساسيت و تفکیک (رزولوشن) ژل مجیک بدست آمد [۱۸]. همچنین، با افزودن ژل آگاروز به بسپار (پلیمر) مجیک برخی از مشخصـههای ژل شامل پایـداری، بُـرد دینـامیکی و تکراریدیری آن بهبود یافتند [۱۹]. بعلاوه، استفاده از فرمآلدئید سبب افزایش حساسیت و بالا رفتن دمای نقطه ذوب ژل بسپاری (پلیمری) مجیک می شود [۲۰]. لـذا، در تحقيق حاضر به دليل مزايای ژل بسپاری (پليمری) مجیک-اف^۷ از ساختار این نمونه ژل و ترکیب با فانتوم مقلِّدبافت برای بدست آوردن ترکیب بھینےایی برای اندازه گیری دُز استفاده شد. امروزه برای خوانش دُز در ژل دُزسنجی از روشهای امآرآی، سی تی ^ و اُسی تی ' اســتفاده استفاده می شود. روش تصویربرداری موسوم به ام آر آی فناوری گرانی نسبت به دیگر روشهای تصویربرداری است که درصورت ارزانسازی، روشی آسان و سریع در بدست آوردن اطلاعات مربوط به منحنى دُز-پاسخ می باشد. البته، محدودیت های فنی مانند غیریکنواختی میدان مغناطیسی و غیریکنواختی دمایی نیز در استفاده از روش امآرآی برای پاسخ دُزستجی وجود دارند [۲۱]. در خـوانش با إمآرآى براى دُزسنجى جامع، مقاطع تصویربرداری زیادی مورد نیاز هستند. توان پرتوبسامدی (آراف) ۲۰ گستردهای به ژل اعمال می شود که سبب گرم

⁹OCT; Optical Coherence Tomography

محدودیتها به طور مثال ابعاد اتاقکهای بونش (یونیزاسیون) در آهنگ دُز بالا و یا تفکیک پایین در گرمالیانسانی (ترمولومینسانس) برای دُزسنجی های سه-بعدی مناسب نباشند. پس، استفاده از دُزسنجهایی که این محدودیتها را نداشته باشند و برای اندازه گیری مقادیر دقیق تر دُز در سه بعد به کار برده شوند، توصیه شده است [۳]. از سال ۱۹۸۴، استفاده از ژلهای دُزسنجی به صورت سه- بعدی مطرح گردید که با تابش پرتوهای یونیزان، دچار تغییرات شیمیایی در ساختار ژل می شوند لذا به عنوان یک روش دُزسنجی معرفی شد [۴]. در روش دُزسنجی مبتنی بر ژل، برای خوانش دُز از تصویربرداری بازآوایش (تشدید) مغناطیسی موسوم به امآرآی استفاده شد. به علت نفوذ رادیکالهای آزاد ایجاد شده حاصل از تابش دُز به نقاط دیگر ژل، نقشه دُز تغییر مے کرد. برای حل این مشکل، ژلهای بسپاری (پلیمری) پیشنهاد شدند که با تابش پرتوهای بونیزان، پلیمریزاسیون در ژل اتفاق مےافتد [۵–۸]. در ژلهای بس پاری (پلیمری) منومرها به زنجیرهای از بس پارها (پلیمرها) تبدیل میشوند که با تعیین مقادیر پارامتر T_۲ (T زمان واهٔلش اســــپين- اســـپين ، (R_۲ = ۱/۲) بــا اســـتفاده از روش تصویربرداری موسوم به اِمآرآی، برای اندازهگیری مقادیر دُز استفاده نمودند [۹–۱۲]. اما این نوع ژلها مشکلاتی از جمله سمی بودن، حضور اکسیژن در محیط ژل (اکسیژن موجب گیرافتادن رادیکالهای آزاد تولیدشده توسط پرتو يونيزان شده و از واكنش پليمريزاسيون مونومرها توسط رادیکالها جلوگیری میکند) را دارند. لذا، به دلیل حضور اکسیژن در شرایط معمول محیطی قابل استفاده نیستند [۱۴–۱۳]. از سال ۲۰۰۱ ژل بس یار (پلیمر) جدیدی به نام مجیک^۳ پیشـنهاد شـد کـه در آن بـیشتـر مشـکلات ژلهای قبلی رفع شدند و مناسب برای اندازه گیـری دُز در شرايط معمول محيطي بود [10].

مطالعات زیادی در مورد ژلهایی که در شرایط معمول محیط (نورموکسیک) بتوانند برای دُزسنجی مورد استفاده قرارگیرند، صورت گرفتهاند. ژلها از جنبههای مختلف از

⁴ PAG; Polyacrylic Acid Gel

⁵ BANG; Bus Acid Nitro Gel

⁶ BANANA; Bis, Acrylamid, Nitrous oxide And Agarose

⁷ MAGIC-F

⁸ CT; Computed Tomography

¹⁰ RF; Radio Frequency

¹ MRI; Magnetic Resonance Imaging

² Relaxation

³ MAGIC; Methacrylic and Ascorbic acid in Gelatin Initiated by Copper

مورد بررسی قرار دادند [۳۷]. امواج فراآوایی به دلیل دسترسی آسان، زمان نسبتا کم، هزینه پایین، ثبت تصاویر دینامیک و تفکیک (رزولوشن) بالا در تعیین دُز نسبت به روش های اِمآرآی، سی تی و اُسی تی می توانند مطرح شوند. بررسی توانایی ایـن امـواج مطالعـات گستردهای را طلب میکند. در این مطالعه ژل بس پاری (پلیمری) مجیک-اف که از نظر حساسیت، پایداری و نقطـه ذوب بهتـر از دیگـر ژلهای بس پاری (پلیمری) میباشـد، مـورد اسـتفاده قـرار گرفته است. سـپس، پارامترهـای فراآوایـی شـامل سـرعت صـدا، ضـریب تُـنَکش و شـاخص کیفـی ژل بـس پـاری (پلیمـری) مجیـک-اف در دُزهـای ۰ و ۳۶ گـری مـورد پرسی قرار میگیرند. بـا اسـتخراج و بررسی نمودار دُز-زرهای بس پاری (پلیمری) با ترکیبات جدید در دُز تـابش شده، حاصل خواهند شد.

۲. مواد و روشها

برای ساخت ژل بس پاری (پلیمری) مجیک-اف، مواد ژلاتین حیوانی'، فرمآلدئید'، اسید اسکوربیک، متااکریلیک متااکریلیک اسید (پایدار شده با هیدروکینون منومتیل اتر^۳)، سولفات مس و آب دو بار تقطیر تهیه شد. در این مطالعه برای تهیه ۵۰ میلیلیتر ژل بسیاری (پلیمری) مجیک- اف، ابتدا ۴٫۱ گرم ژلاتین را به ۴۰٫۵ میلی لیتر آب دو بار تقطیر در دمای اتاق اضافه نموده و دما را تـا ۴۵ درجه سلسیوس افزایش داده و همزمان همزده شد، پس از حل شدن کامل ژلاتین، دما به حدود ۳۵ درجه کاهش داده می شود. در این دما ۱۷٫۶ میلی گرم اسید اسکوربیک و ۱ میلی گرم سولفات مس و ۱٬۵ میلی لیتر فرمآلدئید (محلول ٪۳۷ با متانول ٪۱۰) اضافه شدند. بعد از ۵ دقیقه، ۲٬۹۵ گرم متااکریلیک اسید هم به محلول اضافه شد. محلول همزمان همزده شد، سیس در داخل ظرف نمونه ریخته و به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۱۰ درجه سلسیوس در داخل یخچال نگهداری شد. برای ساخت یک لیتر از ژل فراآوایی مقلّد بافت (تیشو

شدن ژل حدود ۱–۳ درجه سلسیوس می گردد. چون نرخ واهلش (آسایش) عرضی (T_r) ژل دُزسنج به دما وابسته است، افزایش دما در حین تصویربرداری منجر به تغییر مقدار پارامتر Tr می شود و خطای قابل ملاحظه ای در حد چند درصد را در اندازهگیری دُز ایجاد میکند [۲۲-۲۳]. مزیتهای استفاده از روش تصویربرداری سےتے در خوانش ژل دُزسنج نسبت به اِمآرآی، در دسترس بودن، هزينه كم، عدم حساسيت به دما در حين تصويربرداري و آرتیفکتهای کم در تصاویر می باشند. اما، مشکلاتی در خوانش ژل دُزسنجی با تصویربرداری سی تی وجود دارند که میتوان به حساسیت کم پاسخ سیتی به دُز کم اشاره نمود. همچنین، دُز ناشی از خود دستگاه سے تے نیے بر توزيع دُز تأثير مي گذارد [۲۴–۲۸]. روش خوانش براساس تصویربرداری تیکهنگاری (توموگرافی) همدوس نوری (اُسی تی)، اگرچه مزیت هایی چون قیمت مناسب، تفکیک (رزولوشن) فضایی بالا و نوفه کم به علت حساسیت بالای دیودهای نوری (فوتودایودها) آشکار کننده نور را داراست، مشکلاتی هم در روش خوانش اُسیتی وجود دارند که از آن جمله آرتی فکتهای نوری است که بستگی به شکل و میزان ماتی ژل دارد. این آرتیفکتها ناشی از بازتاب، پراکندگی و شکست نور به خصوص در نواحی نزدیک به دیواره های فانتوم می باشند. بعلاوه، عمق محدود مورد

بررسی در این روش تقریباً ۸–۱۰ سانتیمتر است [۲۹]. مشکلاتی نیز در استفاده از ژلهای دُزسنجی ارائه شدهانـد که از جمله آن میتوان به فـناوری ساخت ژل، وجود اکسیژن در ساختار اصلی ژل، گرانی هزینه خوانش با تصویربرداری موسوم به اِمآرآی، وابستگی پاسخ ژل به دو پارامتر دما و انرژی تابشی اشاره نمود [۳۰–۳۶]. روشهای فرآآوایی برای تعیین دُز با استفاده از استخراج پارامترهای فیزیکی-صوتی اخیراً بسیار محدود مورد توجه قرار گرفتهاند. ماثر و همکاران در سال ۲۰۰۲ با استفاده از پارامترهای سرعت، ضریب تُـنَکش و شـدت علامت پارامترهای سرعت، نمودنـد [۳۵]. در سال ۲۰۱۰، (پلیمری) مجیک تعیین نمودنـد [۳۵]. در سال ۲۰۱۰، مجیک پارامترهای سرعت صدا، ضریب تُـنَکش، چگالی و مجیک پارامترهای سرعت صدا، ضریب تُـنَکش، چگالی و

¹ Gelatin sheets 4072, Merck Co., Darmstadt, Germany مجتمع شیمیایی دکتر مجللی، تهران، ایران

³ Merck Co. Germany

اسید، اسکوربیک اسید، سولفات مس، فرمآلدئید، گرافیت) که مقادیر ترکیبات به صورت درصد در جدول ۱ درج شدهاند. بعد از ۲۴ ساعت [۱۸] نمونهها از یخچال خارج شدند و برای تابشدهی به بخش پرتودرمانی (رادیوتراپی) منتقل گردیدند و تحت تابش انرژی ۱٫۲۵ مگاولت دستگاه کبالت - ۶۰ قرار گرفتند. برای دُز خاص ۳۶ گری (بیشترین حساسیت ژل بسپاری (پلیمری) مجیک- اف از بیشترین حساسیت ژل بسپاری (پلیمری) مجیک- اف از کبالت - ۶۰ ۲۰×۲۰ سانتی مترمربع در فاصله ۸۰ سانتی متر از سطح ژل و محاسبه دُز در عمق ۱ سانتی متر از سطح ژل تنظیم شد. ژل مورد بررسی در مرکز تابش قرار داده شد تا ژل دُز یکنواختی را با دقت ۲٪± دریافت کند^۲.

جدول ۱ درصد ترکیبات ژلهای با ساختارهای جدید از فانتوم مقلّد

بافت و مجیک-اف.	
ترکیبات برحسب درصد(٪)	ساختار
آب مقطر (۷۵)، ژلاتین خوراکی (۱۵٫۵)، بنزوات	
سديم (٠٫٥)، الكل ان پروپانول (١)، فرمالدئيد	اِی
(۷)، گرافیت (۱)	
آب مقطر (۷۵٫۷)، ژلاتین خوراکی (۱۲)، بنزوات	
سديم (٠٫٥)، الكل ان پروپانول (١)، فرمالدئيد	
(۳)، گرافیت (۱)، متااکریلیک اسید (۶)،	بى
اسكوربيك اسيد (٠٫۵)، سولفات مس (٠٫٣)	
آب مقطر (۸۰٫۸)، ژلاتین خوراکی (۱۰)،	
فرمالدئید (۳)، گرافیت (۱)، متااکریلیک اسید	سى
(۶)، اسكوربيك اسيد (۰٫۵)، سولفات مس (۰٫۳)	
آب مقطر (۲۶٫۸)، ژلاتین خوراکی (۴۲)،	
فرمالدئید (۳)، گرافیت (۱)، متااکریلیک اسید	دى
(۶)، اسكوربيك اسيد (۰٫۵)، سولفات مس (۰٫۳)	
آب مقطر (۸۱)، ژلاتین اصلی (۸٫۲)، فرمالدئید	
(۳)، گرافیت (۱)، متااکریلیک اسید (۶)،	اِیی
اسكوربيك اسيد (٠٫٥)، سولفات مس (٢٫٣)	

خوانش پارامترهای سرعت انتشار صدا^۳، ضریب تُـنُکش[†] و شاخـص کیـفی^۵ در نمـونههای ژل با اســتفاده از دســتگاه

میمیکینگ)'، یک گرم بنزوات سدیم را به ۴۰ میلیلیتر الكل ان- پروپانول اضافه نموده و همزمان همزده و حرارت داده می شود. سپس، ۶۶۰ میلی لیتر آب مقطر به آن اضافه می شود. هـمچنـین، ۱۳۷ گـرم پـودر ژلاتـین در مـدت ۲ دقیقه به آن اضافه میشود. برای جلوگیری از تودهای شدن، مخلوط تا دمای ۹۰ درجه سلسیوس حرارت داده شده و همزمان همزده می شود. سپس گرم کن خاموش شده تا دما به ۶۰ درجه سلسیوس برسد. پس از ایـن، بـه آن یودر گرافیت اضافه می شود. وقتے دما به ۴۰ درجه برسد به آن ۷ میلی لیتر فرمآلدئید نیز اضافه می شود. محصول به سرعت داخل ظرف ریخته و روی مخلوط کن با سرعت ۱۰ دور در دقیقه به مدت ۲ ساعت قرار داده می شود تا کاملاً سفت شود. وجود گرافیت در فانتوم فراآوایے سبب افزایش پراکندگی مے شود. بنابراین اندازه گیری پارامترهای فراآوایی سرعت صدا، ضریب تُنكش (تضعيف) و شاخص كيفي مقدور نشد. لـذا درصـد گرافیت مورد استفاده در فانتوم فراآوایی تغییر داده شد تا بهینه ترکیب مورد نظر برای این فانتوم تعیین شود. غلظـتهای مختلف از گرافیـت (۳٫۲، ۸٫۰، ۴٫۰، ۵۰٫۰، ۰٬۰۰۵ و صفر درصد) ساخته شد، که با استفاده از سامانه تصویربرداری و اندازه گیری پارامترهای صوتی، غلظت ۰٬۰۵ درصد گرافیت مورد تأیید قرار گرفت. در این مطالعه پنج نمونه از ژل که با ترکیبی از ساختار ژل بس پاری (پلیمـری) مجیـک-اف و فـانتوم مقلِّد بافـت (تیشـو میمیکینگ) ساخته شده بودند، مورد مطالعه قرار گرفتند. ترکیبات ژلهای نمونه به صورت ذیل میباشند:

ترکیب نمونه ژل اِی (آب مقطر، ژلاتین خوراکی، بنزوات سدیم، الکل ان پروپانول، فرمالدیید، گرافیت)، ترکیب نمونه ژل بی (آب مقطر، ژلاتین خوراکی، بنزوات سدیم، الکل ان پروپانول، متاکریلیک اسید، اسکوربیک اسید، سولفات مس، فرمآلدئید، گرافیت)، ترکیب نمونه ژل سی (آب مقطر، ژلاتین خوراکی، متاکریلیک اسید، اسکوربیک اسید، سولفات مس، فرمالدیید، گرافیت) ترکیب نمونه ژل دی (آب مقطر، ژلاتین خوراکی، متاکریلیک اسید، اسکوربیک اسید، سولفات مس، فرمآلدئید، گرافیت)

¹ Cobalt teletherapy unit, Theratron 780 C, AECL,

Ottawa, Canada

 ² Dosigray Dosisoft 4.103.18L
³ SOS; Speed of Sound

⁴ BUA; Broad Bond Ultrasound Attenuation

⁵ QI; Quality Index

¹ Tissue mimicking

اندازه گیری پارامترهای فراآوایی توسط دستگاه فراآوایی سنست ۲۰۰۰^۱ با بسآمد ۵۰۰ کیلوهرتز و براساس روش عبوری، ۲۴ ساعت پس از تابش اندازه گیری شدند. برای هر نمونه سه بار خوانش انجام شد تا خطای خوانش به زیر ۱۰ درصد کاهش یابد.



شکل ۱ تنظیم دستگاه فراآوایی سنست ۲۰۰۰ برای خوانش پارامترهای صوتی سرعت، ضریب تُنُکش و شاخص کیفی.

قبل از هر بار خوانش، دستگاه با نمونه استاندارد کالیبره میشود. سپس با اتصال دستگاه فراآوایی به رایانه شخصی^۲ و نرمافزار سنست۲۰۰۰^۲، پارامترهای سرعت انتشار صدا، ضریب تُنُکش و شاخص کیفی فانتوم مقلّد بافت قبل از تابش و پس از تابش ۳۶ گری (بیشترین حساسیت ژل مجیک-اف) اندازه گیری شدند. بیشترین تغییرات پارامترهای فراآوایی ژل هم تعیین شدند. براساس نتایج تحقیق قبلی، اندازه گیریها در دمای ۲۵ درجه سلسیوس و زمان ۲۴ ساعت پس از تابش صورت گرفتند.

۳. نتايج

نمونه ژلهای فانتوم فراآوایی و تابشدهی با دستگاه گاما کبالت-۶۰ ساخته شدند. پارامترهای فراآوایی سرعت صدا اِساًاِس، ضریب تُنُکش بییوای و شاخص کیفی کیوآی توسط دستگاه فراآوایی پیش گفته در دمای آزمایشگاه (۲۲-۲۵) درجه سلسیوس و زمان ۲۴ ساعت پس از تابش اندازه گیری شدند. مقادیر اندازه گیری شده پارامترهای فراآوایی برای دُزهای ۰ و ۳۶ گری بدست آمدند. شکل ۲ نمودار تغییرات پارامتر سرعت صدا (اِساًاِس) به ازای دُزهای ۰ و ۳۶ گری برای پنج ترکیب از فانتوم مقلّد

بافت و ژل بس پاری (پلیمری) مجیک-اف با درصدهای مختلف از ساختار را نشان میدهد. تغییرات سرعت برای دو نمونه از ژلها اِی و سی تقریباً ناچیز هستند. ولی مقدار تغییرات سرعت بر حسب m/s برای ساختار بی ۲۰، برای ترکیب دی ۳۴٬۶ و برای ترکیب اِیی ۳۱٬۸ بدست آمدند.



شکل ۲ نمودار تغییرات پارامتر سرعت صدا برای پنج ساختار از فانتوم مقلِّد بافت (تیشومیمیکینگ) و ژل بسپاری (پلیمری) مجیک-اف.

شکل ۳ نمودار تغییرات پارامتر ضریب تُنکش برای پنج نمونه از ترکیب ساختار ژل بس پاری (پلیمری) مجیک-اف و فانتوم مقلِّد بافت را برای ۰ و ۳۶ گری نشان می دهد. مقدار تغییرات ضریب تُنُکش در زمان ۲۴ ساعت پس از db/MHz ۰٫۲ ساعت پس از db/MHz ۰٫۲ و برای ساختار بی، ۲٫۴ db/MHz و ضریب تُنُکش برای ساختار ژل سی، ۲٫۲ db/MHz و برای ژل دی ۲٫۷ db/MHz و برای ساختار ژل سی، ۵٫۲ db/MHz و ژل دی b/MHz ۰٫۷ و برای ساختار ژل سی، ۵٫۲ db/MHz



¹ Sonost 2000, Osteo Systems Company, South Korea

² Intel Pentum3, RAM 384MB

³ Version 2.01.12, Copyright 2006

دُزسنجی را با استفاده از امواج فراآوایی روی ژل بسیاری (پلیمری) مجیک مورد بررسی قرار دادند. آنها با استفاده از پارامترهای فراآوایی سرعت، ضریب تُنكش و شدت علامت (سیگنال) عبوری از ژل، دُز جدبی را برآورد نمودند. حساسیت دُز برای پارامتر سرعت ^{۴-}۱۰×۱۸ ms⁻¹Gy⁻¹ حساسیت دُز برای پارامتر ضریب تُـنُکش dBm⁻¹Gy⁻¹ و شدت علامت (سیگنال) عبوری ۳٬۲ √V⁻٬Gy تعیین شد. همه پارامترها، حساسیت بالایی را در دُز جذبي Gy ۱۵ نشان دادند. نتايج مطالعه آنها نشان میدهند که با افزایش دُز، مقادیر سرعت کاهش یافتند. ماثر و همکاران در سال ۲۰۰۲ [۲۱] با استفاده از یارامترهای فیزیکی سرعت انتشار امواج فراآوایی و تضعیف در ژلهای حساس به پرتو (مجیک و پیایجی) میزان دُز جـذبی را بررسـی نمودنـد. در ایـن مطالعـه وابسـتگی پارامترهای فراآوایی سرعت و ضریب تُنُکش با دُز جذبی با گامهای یک گری (۰-۵۰ گری)، مورد بررسی قرار گرفتند. حساسیت ضریب تُـنُکش امـواج فراآوایـی در بسـامد ۴ مگاهرتز براساس دُز جذبی ژل مجیک، ۴٬۷±۴٬۷ dBm⁻'Gy⁻' ۳٬۹±۰٬۳ و برای ژل پیاِیجی، ۳٬۹±۰٬۳ تعیین شد. پارامتر سرعت انتشار موج فراآوایی در ژل مجیک، ۰٫۱۷۸±۰٬۰۰۶ و برای ژل پی اِی جی، ms⁻¹Gy⁻¹ ۰٫۴۴±۰٫۰۲ به ازای هر گری دُز جـذبی تعیـین شد. ضریب تُنّکش امواج فراآوایی افزایش معناداری با دُز جذبی نشان دادند. آنها از این یافتهها نتیجه گرفتند که استفاده از پارامترهای فراآوایی برای دُزسنجی با ژلهای بسپاری (پلیمری) از حساسیت کافی برخوردار میباشد. اتکینز و همکاران در سال ۲۰۱۰ [۳۶] با استفاد از مشخصههای فراآوایی ژل مجیک و با استفاده از فن تـپ-یژواک، دُزسنجی با ژل را انجام دادند. آنها سرعت انتشار صدا، ضریب تُنکش و چگالی ژل را در دما و دُزهای متفاوت اندازه گیری نمودند و رابطه تقریباً غیرخطی بین ضريب تُنُكش امواج فراآوايي و دُز جـذبي بدسـت آوردنـد. چنانچه برای دُزهای پایینتر از ۱۰ گری ضریب تُـنُکش ثابت بود. سرعت انتشار صدا نیـز در دمـای ۲۵ درجـه سلسیوس، برابر ۱/۵± ۳/۱۵۵۰ متر بر ثانیه با حساسیت دُز ms⁻'Gy⁻' ۰/۱۴±۰/۰۳ برآورد شد [۳۶، ۳۴]. هر دو مشخصه ضریب تُنُکش و سرعت با دما تغییر میکنند به

واقع سفتی ^۱ ژل مورد نظر را بیان می *ک*ند. QI=α(SOS)+β(BUA) پارامترهای α و β هر دو تابعی از دما هستند و واحد آنها





شکل ۴ نمودار تغییرات پارامتر شاخص کیفی برای پنج ساختار از فانتوم مقلِّد بافت و ژل بسپاری (پلیمری) مجیک-اف.

۴. بحث

از سال ۲۰۰۲ تاکنون، مطالعات بسیار اندکی در زمینه جایگزینی روشهای فراآوایی نسبت به روش تصویربرداری موسوم به اِمآرآی مطرح شدهاند [۳۵، ۳۷]. در این مطالعات از انواع ژلهای دُزسنجی پیایجی و مجیک استفاده شده است. همچنین، تحت دُز جذبی متفاوت، پارامترهای صوتی و نیز پارامتر مکانیکی ژلها استخراج شدند. در برخی از این مطالعات، کارایی روش های فراآوایی شدند. در ابته، هنوز گزارش تکمیلی مبنی بر مقایسه گردید. البته، هنوز گزارش تکمیلی مبنی بر مقایسه حساسیت روشها به طور قطعی نسبت به اِمآرآی گزارش نشده است. ماثر و همکاران درسال ۲۰۰۲ [۳۵] ژل

شکل ۴ نمودار پاسخ برای پارامتر شاخص کیفی در زمان ۲۴ ساعت پس از تابش و دمای ۲۵ درجه سلسیوس را نشان میدهد، مقدار تغییرات شاخص کیفی برای ساختار ژل اِی برابر ۴٫۴ و برای ژل با ساختار بی مقدار ۴٫۷ بدست آمد، در حالی که این تغییرات برای ساختار ژل سی تقریباً صفر شدند. همچنین، پارامتر شاخص کیفی برای ژل با ساختار دی حدودی برابر ۱۰ است. مقدار اکتسابی این عامل برای ساختار اِیی مقدار ۶٫۷ میباشد. پارامتر کیوآی بدون واحد میباشد که از مقادیر دادههای پارامتر های اِساًاِس و بییوای بدست میآید. این پارامتر در

¹ Stifness

طوری که در دمای ۱۵ درجه سلسیوس، سرعت انتشار برابر ۲۰/۵±۴۰/۵ متر بر ثانیه است و حساسیت سرعت نیز در طول تابشدهی ۲۰/۰±۰/۰^{۰ (-Gy</sub> حاصل شد. چگالی هم با دما و دُز تغییر میکند. در دمای ۲۶ درجه سلسیوس، چگالی۲٫۰±۳٫۱۰۸ ^{۲۳} ۱۰۲۸/۹ با حساسیت دُز ۲۰/۰±۰/۰۲ /۰۲Gy حاصل شد. مشخصه مقاومت ظاهری (امپدانس) صوتی ژل مجیک نیز در دمای ۲۵ درجه سلسیوس⁹۰۲×۱/۵۹/۲ ^{۲۰}}

لوسی و همکاران در سال ۲۰۰۷ با تغییر غلظتهای ژل بسیاری (پلیمری) مجیک ساخته شده توسط فانگ [۱۵] به ترکیب بهینهای دست یافتند [۱۸]. این ژل جدید (مجیک ۲) نسبت به ژل اصلی از حساسیت به پرتو قابل ملاحظهای برخوردار بود. آنها در بازه دُزهای ۰-۲۰ گری فرمولاسیون جدید مجیک را با مقادیر، آب مقطر ٪۸۷، متااکریلیک اسید ۴٪ و ژلاتین ٪۹ تغییر دادند. مقادیر دُز – یاسخ ژل مجیک ۲ به اندازه ٪۷۸ نسبت به ژل اصلی فانگ و همکاران افزایش یافت [۱۸]. در این مطالعه از ژل بسیاری (یلیمری) مجیک-اف که از حساسیت، پایداری و دمای ذوب بالاتری نسبت به ژل بس پاری (پلیمری) مجیک برخوردار است، استفاده شد [۲۰]. ترکیب ژل با ساختار فانتوم مقلِّد بافت (برای بدست آوردن یک ساختار بهینه از ترکیب دو نمونه ژل ذکر شده) با استفاده از اندازہ گیری پارامتر ھای فراآوایی مورد بررسے، قرار گرفتہ شد، در این مطالعه نیز با افزایش دُز جـذبی ژل بـس پـاری (پلیمری)، سرعت صدا و ضریب تُنّکش در دمای اتاق (۲۵ درجه سلسیوس) در بعضی از ساختارهای جدید افزایش یافتند. ولی در بعضی دیگر از ساختارهای جدید، تغییرات این دو پارامتر ناچیز و یا حتی بدون تغییر بودند. برای پارامترهای سرعت صدا و ضریب تُنُکش و شاخص کیفی، نمونههایی با ژلهای با ساختار دی و ایے بیشترین تغییرات را داشتند و از نظر حساسیت به پرتو نیز بیشترین مقدار را بین گروههای مورد آزمایش نشان دادند. نتایج بدست آمده در این مطالعه در مقایسه با نتایج ماثر [۳۵] و نتایج بدست آمده توسط اتکینز [۳۶] از حساسیت بالاتری برخوردار می باشند.

۵. نتیجهگیری

این مطالعه نشان داد که حساسیت ژل بسپاری (پلیمری) نمونه «دی» که با ساختاری جدید از ترکیب ژل بسپاری (پلیمری) مجیک- اف و مقلّد بافت ساخته شده است، حساسیت خوبی برای دُزسنجی دارا میباشد. همچنین، با توجه به استفاده از ژلاتین خوراکی نسبت به نمونه اصلی هزینه استفاده از این نمونه ژلها از نظر اقتصادی به صرفه میباشد. نتیجه دیگری که از این مطالعه میتوان گرفت، با افزایش مقدار ژلاتین در ترکیب ساختار ژل سبب افزایش حساسیت ژل به پرتو میشود. علاوه بر اینها، در ساختارهایی که از ترکیبات اسید اسکوربیک، سولفات مس و متااکریلیک اسید استفاده نشده است، پارامترهای صوتی به افزایش در تغییرات محسوسی نشان ندادند.

۶. فهرست منابع

- [1] T.C. Chainq, H. Culbert, B. Wyman, L. Cohen, J. Ovadia, "The half field technique of radiation therapy for the cancers of head and neck," International Journal of Radiation Oncology and Biology Physics, vol. 5, no. 10, pp. 123-126, 1979.
- [2] R. Datta, J.G. Mira, T.C. Pomeroy, S. Datta, "Dosimetry study of split beam technique using megavoltage beam and its clinical implications," International Journal of Radiation Oncology and Biology Physics, 5, pp. 256-270, 1979.
- [3] F.M. Khan, "The Physics of Radiation Therapy," Third edition, William and Wilkins, 2003.
- [4] J.C. Gore, Y.S. Kang, R.J. Schulz, "Measurement of radiation dose distributions by nuclear magnetic resonance (NMR) imaging," Physics in Medicine and Biology, vol. 29, no. 10, pp. 1189-1197, 1984.
- [5] M.J. Maryanski, R.J. Schulz, G.S. Ibbott, J.C. Gatenby, J. Xie, D. Horton, J.C. Gore, "Magnetic resonance imaging of radiation dose distributions using a polymer-gel dosimeter," Physics in Medicine and Biology, vol. 39, no. 9, pp. 1437-1455, 1994.
- [6] M.J. Maryanski, R.J. Schulz, G.S. Gore, "Three dimensional dose distributions for 160 MeV protons using MRI of the tissueequivalent BANG polymergel dosimeter," PTCOG Newsletter, pp. 10-11, 1994.
- [7] M.J. Maryanski, J.C. Gore, R.P. Kennan, R.J. Schulz, "NMR relaxation enhancement

methacrylic acid based gel and acrylamide based gels," Physics in Medicine and Biology, vol. 51, no. 3, pp. 653-673, 2006.

- [17] C. Hurley, A. Venning, C. Baldock, "A study of normoxic polymer gel dosimeter comprising methacrylic acid, gelatin and tetrakis (hydroxymethyl) phosphonium chloride (MAGAT)," Applied Radiation and Isotopes, vol. 63, no. 4, pp. 443-456, 2005.
- [18] J.J. Luci, H.M. Whitny, J.C. Gore, "Optimization of MAGIC gel formulation for three-dimensional radiation therapy dosimetry," Physics in Medicine and Biology, vol. 52, no. 10, pp. N241-248, 2007.
- [19] M.H. Zahmatkesh, R. Kousari, Sh. Akhlaghpour, S.A. Bagheri "MRI gel dosimetry with methacrylic acid, ascorbic acid, hydroquinone and copper in agarose (MAGICA) gel," Preliminary proceedings of DOSGEL 2004, Ghent, Belgium, 2004.
- [20] J.P. Fernandes, B.F. Pastorello, D.B. de Araújo, O. Baffa, "Formaldehyde increases MAGIC gel dosimeter melting point and sensitivity," Journal of Physics: Conference Series, vol. 164, no. 1, 2008.
- [21] M.L. Mather, Y. De Deene, A.K. Whittaker, G.P. Simon, C. Baldock, "Investigation of ultrasonic properties of PAG and MAGIC polymer gel dosimeters," Physics in Medicine and Biology, vol. 47, no. 24, pp. 4397-4409, 2002.
- [22] G. Marini, T.Z. Pavan, A.L. Baggio, A.A.O. Carneiro, "Doppler images of heterogeneous gel dosimeter phantom by multi-frequency vibration," Health Care Exchanges (PAHCE), 2011 Pan American, pp. 347-349, 2011.
- [23] K.C. Chu, K.J. Jordan, J.J. Battista, J. Van Dyk, B.K. Rutt "Polyvinyl alcohol-fricke hydrogel and cryogel: two new gel dosimetry systems for low Fe3+ diffusion," Physics in Medicine and Biology, vol. 45, no. 4, pp. 955-969, 2000.
- [24] M. Hilts, C. Duzneli, J. Robar, "Polymer gel dosimetry using x-ray computed tomography: feasibility and potential application to strotactic radiosurgery," Workshop on Radiation Gel Dosimetry, Lexington pp.139-141, 1999.
- [25] M. Hilts, C. Audet, C. Duzneli, A. Jirasek, "Polymer gel dosimetry using X-ray computed tomography: A feasibility study," Physics in Medicine and Biology, vol. 45, no. 9, pp. 2559-2571, 2000.
- [26] M. Hilts, A. Jirasek, C. Duzneli, "Effects of gel composition on the radiation induced density chang in PAG polymer gel

in gels polymerized and cross-linked by ionizing radiation: A new approach to 3D dosimetry by MRI," Magnetic Resonance Imaging, vol. 11, no. 2, pp. 253-258, 1993.

- [8] Y. De Deene, C. De Wagter, B. Van Duyes, S. Derycke, B. Mersseman, W. De Gersem, T. Voet, E. Achten, W. De Neve, "Validations of MR-based polymer gel dosimetry as a preclinical three-dimentional verification tool in conformal radiotherapy," Magnetic Resonance Imaging, vol. 43, no. 1, pp. 116-125, 2000.
- [9] P. Haraldsson, S.Å.J. Bäck, P. Magnusson, L.E. Olsson, "Dose response characteristics and basic dose distribution data for a polymerization-based dosimeter gel evaluated using MR," British Journal of Radiology, vol. 73, pp. 58-65, 2000.
- [10] Y. De Deene, C. Hurley, A. Venning, K. Vergote, M. Mather, B.J. Healy, C. Baldock, "A basic study of some normoxic polymer gel dosimeters," Physics in Medicine and Biology, vol. 47, no. 19, pp. 3441-3463, 2002.
- [11] C. Baldock, R.P. Burford, N. Billingham, G.S. Wagner, S. Patval, R.D. Badawi, S.F. Keevil, "Experimental procedure for the manufacture and calibration of polyacrylamide gel (PAG) for magnetic resonance imaging MRI radiation dosimetry," Physics in Medicine and Biology, vol. 43, no. 3, pp. 695-702, 1998.
- [12] C. Baldock, L. Rintoul, S.F. Keevil, J.M. Pope, G.A. George, "Fourier transform raman spectroscopy of polyacrylamide gel (PAGs) for radiation dosimetry," Physics in Medicine and Biology, vol. 43, no. 12, pp. 3617-3627, 1998.
- [13] M. Sittig, "Handbook of Toxic and Hazardous Chemicals and Carcinogens," second edition, Noyes Publications, New Jersey, USA, pp. 41-44, 1985
- [14] M. Mc Jury, M. Oldham, V.P. Cosgrove, P.S. Murphy, S. Doran, M.O. Leach, S. Webb "Radiation dosimetry using polymer gels: Methods and applications," British Journal of Radiology, vol. 73, no. 873, pp. 919-929, 2000.
- [15] P.M. Fong, D.C. Keil, M.D. Does, J.C. Gore "Polymer gels for magnetic resonance imaging of radiation dose distributions at normal room atmosphere," Physics in Medicine and Biology, vol. 46, no. 12, pp. 3105-3113, 2001.
- [16] Y. De Deene, K. Vergote, C. Claeys, C. De Wagter, "The fundamental radiation properties of normoxic polymer gel dosimeters: A comparison between a

properties of MAGIC gels for pulse-echo gel dosimetry," Journal of Physics: Conference Series, vol. 250, no. 1, pp. 1-5, 2010.

[37] M.J. Maryañski, Y.Z. Zastavker, J.C. Gore, "Radiation dose distributions in three dimensions from tomographic optical density scanning of polymer gels: II. Optical properties of the BANG polymer gel," Physics in Medicine and Biology, vol. 41, no. 12, pp. 2705-2717, 1996. dosimeters: A model and experimental investigations," Physics in Medicine and Biology, vol. 49, no. 12, pp. 2477-2490, 2004.

- [27] J.V. Trapp, S.Å.J. Bäck, M. Lapage, G. Michael, C. Baldock1, "An experimental study of the dose response of polymer gel dosimeters imaged with X-ray computed tomography," Physics in Medicine and Biology, vol. 46, no. 11, pp. 2939-2951, 2001.
- [28] J.V. Trapp, G. Michaeal, Y. De Deene, C. Baldock, "Attenuation of diagnostic energy photons by polymer gel dosimeters," Physics in Medicine and Biology, vol. 47, no. 23, pp. 4247-4258, 2002.
- [29] M. Oldham, J.H. Siewerdsen, A. Shetty, D.A. Jaffray, "High resolution gel-dosimetry by optical CT and MRI scanning," Journal of Medical Physics, vol. 28, no. 7, pp. 1436-1445, 2001.
- [30] J.J. Novotny, V. Sapevacek, P. Dvorak, J. Novotny, T. Cechak "Energy and dose rate dependence of BANG-2 polymer-gel dosimeter," Journal of Medical Physics, vol. 28, no. 11, pp. 2379-2386, 2001.
- [31] Y. De Deene, A. Venning, C. Hurley, B.J. Healy, C. Baldock, "Dose-response stability and integrity of the dose distribution of varios polymer gel dosimeters," Physics in Medicine and Biology, vol. 47, no. 14, pp. 2459-2470, 2002.
- [32] Y. De Deene, K. Vergote, C. Claeys, C. De Wagter, "The fundamental radiation properties of normoxic polymer gel dosimeters: A comparision between a methacrylic acid based gel and acrylamide based gels," Physics in Medicine and Biology, vol. 51, no. 3, pp. 653-673, 2006.
- [33] A. Karlsson, H.S. Gustavsson, S. Månsson, K.B. McAuley, S.A. Bäck, "Dose integration characteristics in normoxic polymer gel dosimetry investigated using sequential beam irradiation," Physics in Medicine and Biology, vol. 52, no. 15, pp. 4697-4706, 2007.
- [34] R.A. Crescenti, J.C. Bamber, N.L. Bush, S. Webb, "Characterization of dose-dependent Young's modulus for a radiation-sensitive polymer gel," Physics in Medicine and Biology, vol. 54, no. 4, pp. 843-857, 2009.
- [35] M.L. Mather, A.K. Whittaker, C. Baldock, "Ultrasound evaluation of polymer gel dosimeters," Physics in Medicine and Biology, vol. 47, no. 9, pp. 1449-1458, 2002.
- [36] T.J. Atkins, V.F. Humphrey, F.A. Duck, M.A. Tooley, "Investigation of ultrasonic