

تعیین ژل دُزسنجی بهینه از ترکیب ژل‌های مجیک-اف و مقلد 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

چکیده

با استفاده از ترکیب ساختار ژل بس‌پاری (پلیمری) مجیک-اف و فانتوم مقلد بافت (تیشو میمیکینگ)، در این مطالعه مقصود دست یافتن به ساختار بهینه‌ای از ژل‌های دُزسنجی با هدف افزایش حساسیت ژل و کاهش هزینه ساخت می‌باشد. پنج نمونه از ژل‌های ساختار جدید، که از ترکیب ساختار ژل بس‌پاری مجیک-اف و فانتوم مقلد بافت (نسج) تهیه شده بودند، در معرض تابش پرتو مگاولتاژ کبالت قرار داده شدند. سپس، پارامترهای فراآوایی سرعت صدا، ضریب تَنکِش (تضعیف) و شاخص کیفی نمونه ژل‌ها در زمان ۲۴ ساعت پس از تابش و در دمای ۲۵ درجه سلسیوس در دُزهای ۰ و ۳۶ گری مورد بررسی قرار گرفتند، تغییرات حساسیت نمودار دُز-پاسخ برای پارامترهای فراآوایی ۵ نمونه ژل بس‌پاری (پلیمری) جدید مورد بررسی قرار گرفتند. نتایج اندازه‌گیری نشان دادند که با خوانش پارامتر سرعت صدای ۵ نمونه از ترکیبات ساختار ژل بس‌پاری (پلیمری) در زمان ۲۴ ساعت پس از تابش و دمای ۲۵ درجه سلسیوس، برای ساختار ژل «دی» (۳۴/۶ m/s) بیش‌ترین تغییرات را داشته، که برای ساختار «ای» برابر ۳۱/۸ m/s و برای ساختار «دی» این تغییرات برابر ۲۰ m/s بدست آمد، برای ساختار «سی» تقریباً ۱ m/s و برای ساختار «ای» تقریباً صفر حاصل شد. نتایج نمودار تغییرات برای پارامتر ضریب تَنکِش (تضعیف) برای ساختار «دی» برابر ۰/۷ db/MHz و برای ساختار «ای» و «بی» به ترتیب ۰/۵ و ۰/۴ db/MHz می‌باشند. برای ساختارهای «ای» و «سی» نیز این مقادیر تقریباً ۰/۲ db/MHz تعیین شدند. مقادیر تغییرات تعیین‌شده برای نمودار شاخص کیفی برای ساختار «دی» برابر ۱۰ و برای «ای» برابر ۷/۶ هستند و برای ساختارهای «ای»، «بی» و «سی» به ترتیب برابر ۰/۴، ۰/۷ و صفر می‌باشند. بهترین ساختار در این بررسی ژل «دی» بوده که بیشترین تغییرات پارامترهای صوتی را داشته است. هم‌چنین، با بررسی ساختارهای ۵ نمونه ژل، با افزایش مقدار ژلاتین در ساختار ژل‌ها حساسیت افزایش می‌یابد. بعلاوه، در ساختارهایی که از ترکیبات اسید اسکوربیک، سولفات مس و متاکریلیک اسید استفاده نشده، پارامترهای صوتی به افزایش دُز تغییرات محسوس نشان ندادند.

کلیدواژه‌ها: ژل بس‌پاری (پلیمری) مجیک-اف، مقلد بافت، سرعت صدا، ضریب تَنکِش (تضعیف)، شاخص کیفی.

۱. مقدمه

درمانی با راهنمایی تصویر و پرتودرمانی استرئوتاکتیک گسترش یافته‌اند. لذا، با توجه به گسترش فن‌آوری ساخت تجهیزات و دستگاه‌های مورد استفاده در پرتودرمانی، نیاز به روش‌های دُزسنجی دقیق‌تر 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 اندازه‌گیری نمایند همواره مورد توجه است. دُزسنج‌های معمولی مانند اتاقلک یونش، گرمالیانسان (ترمولومینسانس)، فیلم و نیمه‌هادی‌ها برای اندازه‌گیری دُز در یک نقطه یا در یک صفحه (دو-بعدی) مورد استفاده قرار می‌گیرند که ممکن است به دلیل بعضی

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^۱ نمود. مطالعات اخیر چه در زمینه ساختار ژل‌های مورد استفاده، روش‌های خوانش ژل و هم‌چنین استفاده از ژل‌ها در روش‌های درمانی مانند براکی‌تراپی، پرتودرمانی تطبیقی، پرتودرمانی با شدت تعدیل‌شده، پرتو

* نویسنده پاسخگو: mokhtarm@modares.ac.ir

^۱ TLD; ThermoLuminescent Detectors

جمله فرمولاسیون برای مشخصاتی مانند معادل بافت، حساسیت دژ، حساسیت دمایی، محدوده حساسیت انرژی و نیز آهنگ دژ بررسی شدند. در کلیه این مطالعات برتری دزسنج مجیک نسبت به ژل‌های پیشنهادی دیگر مانند پی‌ای‌جی^۴، بنگ^۵ و بنانا^۶ از نظر حساسیت، صحت و پاسخ معنادار در برخی مشخصات ناحیه‌ای به اثبات رسید [۱۶-۱۷]. با توجه به اینکه دقت اندازه‌گیری پاسخ دژ به مواد سازنده ژل وابسته است لذا مطالعات دیگری نیز بر روی طراحی و بررسی ترکیبات مختلف ژل دزسنج مجیک برای بهینه کردن این ژل در کاربردهای بالینی انجام شده‌اند. در یکی از این مطالعات با بررسی مقادیر غلظت ژلاتین، مونومر و یون مس، مقدار بهینه‌ای برای حساسیت و تفکیک (رزولوشن) ژل مجیک بدست آمد [۱۸]. هم‌چنین، با افزودن ژل آگاروز به بس‌پار (پلیمر) مجیک برخی از مشخصه‌های ژل شامل پایداری، بُرد دینامیکی و تکرارپذیری آن بهبود یافتند [۱۹]. بعلاوه، استفاده از فرمالدئید سبب افزایش حساسیت و بالا رفتن دمای نقطه ذوب ژل بسیاری (پلیمری) مجیک می‌شود [۲۰]. لذا، در تحقیق حاضر به دلیل مزایای ژل بس‌پاری (پلیمری) مجیک-اف^۷ از ساختار این نمونه ژل و ترکیب با فانتوم مقلدبافت برای بدست آوردن ترکیب بهینه‌ایی برای اندازه‌گیری دژ استفاده شد. امروزه برای خوانش دژ در ژل دزسنجی از روش‌های ام‌آرآی، سی‌تی^۸ و اسی‌تی^۹ استفاده می‌شود. روش تصویربرداری موسوم به ام‌آرآی فن‌آوری گرانی نسبت به دیگر روش‌های تصویربرداری است که در صورت ارزان‌سازی، روشی آسان و سریع در بدست آوردن اطلاعات مربوط به منحنی دژ-پاسخ می‌باشد. البته، محدودیت‌های فنی مانند غیریکنواختی میدان مغناطیسی و غیریکنواختی دمایی نیز در استفاده از روش ام‌آرآی برای پاسخ دزسنجی وجود دارند [۲۱]. در خوانش با ام‌آرآی برای دزسنجی جامع، مقاطع تصویربرداری زیادی مورد نیاز هستند. توان پرتوبسامدی (آرآف)^{۱۰} گسترده‌ای به ژل اعمال می‌شود که سبب گرم

محدودیت‌ها به طور مثال ابعاد اتاقک‌های یونش (یونیزاسیون) در آهنگ دژ بالا و یا تفکیک پایین در گرمالیانسانی (ترموملومینسانس) برای دزسنجی‌های سه-بعدی مناسب نباشند. پس، استفاده از دزسنج‌هایی که این محدودیت‌ها را نداشته باشند و برای اندازه‌گیری مقادیر دقیق‌تر دژ در سه بعد به کار برده شوند، توصیه شده است [۳]. از سال ۱۹۸۴، استفاده از ژل‌های دزسنجی به صورت سه-بعدی مطرح گردید که با تابش پرتوهای یونیزان، دچار تغییرات شیمیایی در ساختار ژل می‌شوند لذا به عنوان یک روش دزسنجی معرفی شد [۴]. در روش دزسنجی مبتنی بر ژل، برای خوانش دژ از تصویربرداری بازآوایش (تشدید) مغناطیسی موسوم به ام‌آرآی^۱ استفاده شد. به علت نفوذ رادیکال‌های آزاد ایجاد شده حاصل از تابش دژ به نقاط دیگر ژل، نقشه دژ تغییر می‌کرد. برای حل این مشکل، ژل‌های بس‌پاری (پلیمری) پیشنهاد شدند که با تابش پرتوهای یونیزان، پلیمریزاسیون در ژل اتفاق می‌افتد [۵-۸]. در ژل‌های بس‌پاری (پلیمری) منومرها به زنجیره‌ای از بس‌پارها (پلیمرها) تبدیل می‌شوند که با تعیین مقادیر پارامتر R_2 (زمان واهلش^۲ اسپین-اسپین - اسپین $R_2 = 1/T_2$) با استفاده از روش تصویربرداری موسوم به ام‌آرآی، برای اندازه‌گیری مقادیر دژ 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 یونیزان شده و از واکنش پلیمریزاسیون مونومرها توسط رادیکال‌ها جلوگیری می‌کند) را دارند. لذا، به دلیل حضور اکسیژن در شرایط معمول محیطی قابل استفاده نیستند [۱۳-۱۴]. از سال ۲۰۰۱ ژل بس‌پار (پلیمر) جدیدی به نام مجیک^۳ پیشنهاد شد که در آن بیش‌تر مشکلات ژل‌های قبلی رفع شدند و مناسب برای اندازه‌گیری دژ در شرایط معمول محیطی بود [۱۵].

مطالعات زیادی در مورد ژل‌هایی که در شرایط معمول محیط (نورموکسیک) بتوانند برای دزسنجی مورد استفاده قرار گیرند، 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

⁹ OCT; Optical Coherence 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 نسبتاً کم، هزینه پایین، ثبت تصاویر دینامیک و تفکیک (رزولوشن) بالا در تعیین دژ نسبت به روش‌های ام‌آر‌آی، سی‌تی و اسی‌تی می‌توانند مطرح شوند. بررسی توانایی این امواج مطالعات گسترده‌ای را طلب می‌کند. در این مطالعه ژل بس‌پاری (پلیمری) مجیک-اف که از نظر حساسیت، پایداری و نقطه ذوب بهتر از دیگر ژل‌های بس‌پاری (پلیمری) می‌باشد، مورد استفاده قرار گرفته است. سپس، پارامترهای فراآوایی شامل سرعت صدا، ضریب تَنکَش و شاخص کیفی ژل بس‌پاری (پلیمری) مجیک-اف در دژهای ۰ و ۳۶ گری مورد بررسی قرار می‌گیرند. با استخراج و بررسی نمودار دژ-پاسخ پارامترهای صوتی، کارایی این روش و حساسیت ژل‌های بس‌پاری (پلیمری) با ترکیبات جدید در دژ تابش شده، حاصل خواهند شد.

۲. مواد و روش‌ها

برای ساخت ژل بس‌پاری (پلیمری) مجیک-اف، مواد ژلاتین حیوانی^۱، فرمالدئید^۲، اسید اسکوربیک، متاکریلیک متاکریلیک اسید (پایدار شده با هیدروکینون نمومیتیل اتر^۳)، سولفات مس و آب دو بار تقطیر تهیه شد. در این مطالعه برای تهیه ۵۰ میلی‌لیتر ژل بس‌پاری (پلیمری) مجیک-اف، ابتدا ۴/۱ گرم ژلاتین را به ۴۰/۵ میلی‌لیتر آب دو بار تقطیر در دمای اتاق اضافه نموده و دما را تا ۴۵ درجه سلسیوس افزایش داده و هم‌زمان هم‌زده شد، پس از حل شدن کامل ژلاتین، دما به حدود ۳۵ درجه کاهش داده می‌شود. در این دما ۱۷/۶ میلی‌گرم اسید اسکوربیک و ۱ میلی‌گرم سولفات مس و ۱/۵ میلی‌لیتر فرمالدئید (محلول ۳۷٪ با متانول ۱۰٪) اضافه شدند. بعد از ۵ دقیقه، ۲/۹۵ گرم متاکریلیک اسید هم به محلول اضافه شد. محلول هم‌زمان هم‌زده شد، سپس 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 مقلد بافت (تیشو

شدن ژل حدود ۱-۳ درجه سلسیوس می‌گردد. چون نرخ واهلش (آسایش) عرضی (T_2) ژل دژسنج به دما وابسته است، افزایش دما در حین تصویربرداری منجر به تغییر مقدار پارامتر T_2 می‌شود و خطای قابل ملاحظه‌ای در حد چند درصد را در اندازه‌گیری دژ ایجاد می‌کند [۲۲-۲۳]. مزیت‌های استفاده از روش تصویربرداری سی‌تی در خوانش ژل دژسنج نسبت به ام‌آر‌آی، در دسترس بودن، هزینه کم، عدم حساسیت به دما در حین تصویربرداری و آرتیفکت‌های کم در تصاویر می‌باشند. اما، مشکلاتی در خوانش ژل دژسنجی با تصویربرداری سی‌تی وجود دارند که می‌توان به حساسیت کم پاسخ سی‌تی به دژ کم اشاره نمود. همچنین، دژ ناشی از خود دستگاه سی‌تی نیز بر توزیع دژ تأثیر می‌گذارد [۲۴-۲۸]. روش خوانش براساس تصویربرداری تیکه‌نگاری (توموگرافی) همدوس نوری (آسی‌تی)، اگرچه مزیت‌هایی چون قیمت مناسب، تفکیک (رزولوشن) فضایی بالا و نوفه کم به علت حساسیت بالای دیودهای نوری (فوتودایودها) آشکارکننده نور را داراست، مشکلاتی هم در روش خوانش آسی‌تی وجود دارند که از آن جمله آرتی‌فکت‌های 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 دیواره‌های فانتوم می‌باشند. بعلاوه، عمق محدود مورد بررسی در این روش تقریباً ۸-۱۰ سانتی‌متر است [۲۹]. مشکلاتی نیز در استفاده از ژل‌های دژسنجی ارائه شده‌اند که از جمله آن می‌توان به فن‌آوری ساخت ژل، وجود اکسیژن در ساختار اصلی ژل، گرانی هزینه خوانش با تصویربرداری موسوم به ام‌آر‌آی، وابستگی پاسخ ژل به دو پارامتر دما و انرژی تابشی اشاره نمود [۳۰-۳۶]. روش‌های فراآوایی برای تعیین دژ با استفاده از استخراج پارامترهای فیزیکی-صوتی اخیراً بسیار محدود مورد توجه قرار گرفته‌اند. مائر و همکاران در سال ۲۰۰۲ با استفاده از پارامترهای سرعت، ضریب تَنکَش و شدت علامت (سیگنال) عبوری مقادیر دژ را با استفاده از ژل بس‌پاری (پلیمری) مجیک تعیین نمودند [۳۵]. در سال ۲۰۱۰، آتکینز و همکاران با استفاده از ژل بس‌پاری (پلیمری) مجیک پارامترهای سرعت صدا، ضریب تَنکَش، چگالی و مقاومت‌ظاهری (امپدانس) صوتی را در بازه دژ ۰-۵۰ گری

^۱ Gelatin sheets 4072, Merck Co., Darmstadt, Germany

^۲ مجتمع شیمیایی دکتر مجللی، تهران، ایران

^۳ Merck Co. Germany

اسید، اسکوربیک اسید، سولفات مس، فرمالدئید، 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 دز خاص ۳۶ گری (بیشترین حساسیت ژل بس‌پاری (پلیمری) مجیک-اف از مطالعه قبلی)، تحت تابش قرار گرفت. اندازه میدان تابش کبالت-۶۰، ۲۰×۲۰ سانتی‌مترمربع در فاصله ۸۰ سانتی‌متر از سطح ژل و محاسبه دز در عمق ۱ سانتی‌متر از سطح ژل تنظیم شد. ژل مورد بررسی در مرکز تابش قرار داده شد تا ژل دز یکنواختی را با دقت $\pm 0.2\%$ دریافت کند.^۲

جدول ۱ درصد ترکیبات ژل‌های با ساختارهای جدید از فانتوم مقلد بافت و مجیک-اف.

ساختار	ترکیبات برحسب درصد (%)
ای	آب مقطر (۷۵)، ژلاتین خوراکی (۱۵/۵)، بنزوات سدیم (۰/۵)، الکل ان پروپانول (۱)، فرمالدئید (۷)، گرافیت (۱)
بی	آب مقطر (۷۵/۷)، ژلاتین خوراکی (۱۲)، بنزوات سدیم (۰/۵)، الکل ان پروپانول (۱)، فرمالدئید (۳)، گرافیت (۱)، متاکریلیک اسید (۶)، اسکوربیک اسید (۰/۵)، سولفات مس (۰/۳)
سی	آب مقطر (۸۰/۸)، ژلاتین خوراکی (۱۰)، فرمالدئید (۳)، گرافیت (۱)، متاکریلیک اسید (۶)، اسکوربیک اسید (۰/۵)، سولفات مس (۰/۳)
دی	آب مقطر (۷۶/۸)، ژلاتین خوراکی (۴۲)، فرمالدئید (۳)، گرافیت (۱)، متاکریلیک اسید (۶)، اسکوربیک اسید (۰/۵)، سولفات مس (۰/۳)
ایی	آب مقطر (۸۱)، ژلاتین اصلی (۸/۲)، فرمالدئید (۳)، گرافیت (۱)، متاکریلیک اسید (۶)، اسکوربیک اسید (۰/۵)، سولفات مس (۰/۳)

خوانش پارامترهای سرعت انتشار صدا^۳، ضریب تَنکَش^۴ و شاخص کیفی^۵ در نمونه‌های ژل با استفاده از دستگاه

میمیکینگ^۱، یک گرم بنزوات سدیم را به ۴۰ میلی‌لیتر الکل ان-پروپانول اضافه نموده و هم‌زمان هم‌زده و حرارت داده می‌شود. سپس، ۶۶۰ میلی‌لیتر آب مقطر به آن اضافه می‌شود. هم‌چنین، ۱۳۷ گرم پودر ژلاتین در مدت ۲ دقیقه به آن اضافه می‌شود. برای جلوگیری از توده‌ای شدن، مخلوط تا دمای ۹۰ درجه سلسیوس حرارت داده شده و هم‌زمان هم‌زده می‌شود. سپس گرم‌کن خاموش شده تا دما به ۶۰ درجه سلسیوس برسد. پس از این، به آن پودر گرافیت اضافه می‌شود. وقتی دما به ۴۰ درجه برسد به آن ۷ میلی‌لیتر فرمالدئید نیز اضافه می‌شود. محصول به سرعت داخل ظرف ریخته و روی مخلوط‌کن با سرعت ۱۰ دور در دقیقه به مدت ۲ ساعت قرار داده می‌شود تا کاملاً سفت شود. وجود گرافیت در فانتوم فراآوایی سبب افزایش پراکندگی می‌شود. بنابراین اندازه‌گیری پارامترهای فراآوایی سرعت صدا، ضریب تَنکَش (تضعیف) و شاخص کیفی مقدور نشد. لذا درصد گرافیت مورد استفاده در فانتوم فراآوایی تغییر داده شد تا بهینه ترکیب مورد نظر برای این فانتوم تعیین شود. غلظت‌های مختلف از گرافیت (۰/۲، ۰/۴، ۰/۸، ۰/۱۰۵، ۰/۱۰۵ و صفر درصد) ساخته شد، که با استفاده از سامانه تصویربرداری و اندازه‌گیری پارامترهای صوتی، غلظت ۰/۱۰۵ درصد گرافیت مورد تأیید قرار گرفت. در این مطالعه پنج نمونه از ژل که با ترکیبی از ساختار ژل بس‌پاری (پلیمری) مجیک-اف و فانتوم مقلد بافت (تیشو میمیکینگ) ساخته شده بودند، مورد مطالعه قرار گرفتند.

ترکیبات ژل‌های نمونه به صورت ذیل می‌باشند:

ترکیب نمونه ژل ای (آب مقطر، ژلاتین خوراکی، بنزوات سدیم، الکل ان پروپانول، فرمالدئید، گرافیت)، ترکیب نمونه ژل بی (آب مقطر، ژلاتین خوراکی، بنزوات سدیم، الکل ان پروپانول، متاکریلیک اسید، اسکوربیک اسید، سولفات مس، فرمالدئید، گرافیت)، ترکیب نمونه ژل سی (آب مقطر، ژلاتین خوراکی، متاکریلیک اسید، اسکوربیک اسید، سولفات مس، فرمالدئید، گرافیت)، ترکیب نمونه ژل دی (آب مقطر، ژلاتین خوراکی، متاکریلیک اسید، اسکوربیک اسید، سولفات مس، فرمالدئید، گرافیت)، ترکیب نمونه ژل ائی (آب مقطر، ژلاتین اصلی، متاکریلیک اسید، اسکوربیک اسید، سولفات مس، فرمالدئید، گرافیت)

¹ Tissue mimicking

¹ Cobalt teletherapy unit, Theratron 780 C, AECL, Ottawa, Canada

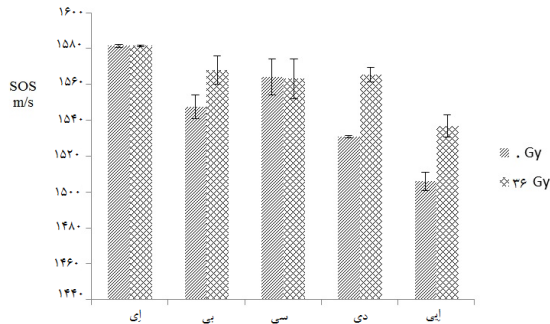
² Dosigray Dosisoft 4.103.18L

³ SOS; Speed of Sound

⁴ BUA; Broad Bond Ultrasound Attenuation

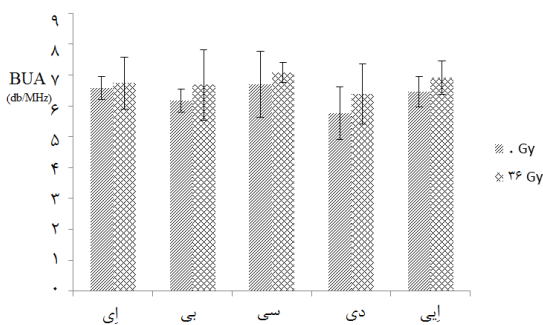
⁵ QI; Quality Index

بافت و ژل بس‌پاری (پلیمری) مجیک-اف با درصدهای مختلف از ساختار را نشان می‌دهد. تغییرات سرعت برای دو نمونه از ژل‌های ای 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 ایی ۳۱/۸ بدست آمدند.



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

شکل ۳ نمودار تغییرات پارامتر ضریب تئکس برای پنج نمونه از ترکیب ساختار ژل بس‌پاری (پلیمری) مجیک-اف و فانتوم مقلد بافت را برای ۰ و ۳۶ گری نشان می‌دهد. مقدار تغییرات ضریب تئکس در زمان ۲۴ ساعت پس از تابش و در دمای ۲۵ درجه سلسیوس برای ترکیب ای مقدار 0.2 dB/MHz و برای ساختار بی، 0.4 dB/MHz هستند. همچنین، میزان تغییرات بدست آمده برای پارامتر ضریب تئکس برای ساختار ژل سی، 0.2 dB/MHz و برای ژل دی 0.7 dB/MHz و برای ساختار ژل ایی 0.5 dB/MHz می‌باشند.



شکل ۳ نمودار تغییرات پارامتر ضریب تئکس برای پنج ساختار از فانتوم مقلد بافت و ژل بس‌پاری (پلیمری) مجیک-اف.

اندازه‌گیری پارامترهای فراآوایی توسط دستگاه فراآوایی سنست ۲۰۰۰ با بسآمد ۵۰۰ کیلوهرتز و براساس روش عبوری، ۲۴ ساعت پس از تابش اندازه‌گیری 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 تئکس 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 سنست ۲۰۰۰، پارامترهای سرعت انتشار صدا، ضریب تئکس و شاخص کیفی فانتوم مقلد بافت قبل از تابش و پس از تابش ۳۶ گری (بیشترین حساسیت ژل مجیک-اف) اندازه‌گیری شدند. بیشترین تغییرات پارامترهای فراآوایی ژل هم تعیین شدند. براساس نتایج تحقیق قبلی، اندازه‌گیری‌ها در دمای ۲۵ درجه سلسیوس و زمان ۲۴ ساعت پس از تابش صورت گرفتند.

۳. نتایج

نمونه ژل‌های فانتوم فراآوایی و تابش‌دهی با دستگاه گاما کبالت-۶۰ ساخته شدند. پارامترهای فراآوایی سرعت صدا (اس‌اُاس)، ضریب تئکس بی‌یوای و شاخص کیفی کیوآی توسط دستگاه فراآوایی پیش‌گفته در دمای آزمایشگاه (۲۲-۲۵) درجه سلسیوس و زمان ۲۴ ساعت پس از تابش اندازه‌گیری شدند. مقادیر اندازه‌گیری شده پارامترهای فراآوایی برای دژهای ۰ و ۳۶ گری بدست آمدند.

شکل ۲ نمودار تغییرات پارامتر سرعت صدا (اس‌اُاس) به ازای دژهای ۰ و ۳۶ گری برای پنج ترکیب از فانتوم مقلد

¹ Sonost 2000, Osteo Systems Company, South Korea

² Intel Pentium3, RAM 384MB

³ Version 2.01.12, Copyright 2006

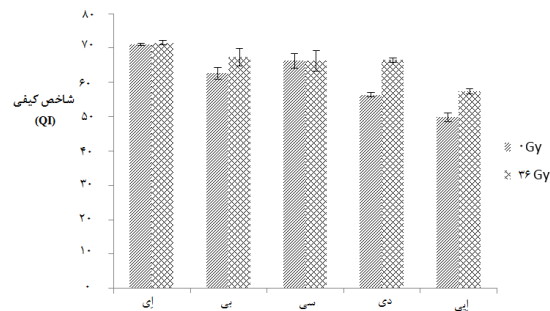
دزسنجی را با استفاده از امواج فراآوایی روی ژل بس پاری (پلیمری) مجیک مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها با استفاده از پارامترهای فراآوایی سرعت، ضریب تَنکَش و شدت علامت (سیگنال) عبوری از ژل، دز جذبی را برآورد نمودند. حساسیت دز برای پارامتر سرعت $1/8 \times 10^{-4} \text{ ms}^{-1} \text{ Gy}^{-1}$ و شدت علامت (سیگنال) عبوری $3/2 \text{ dBm}^{-1} \text{ Gy}^{-1}$ تعیین شد. همه پارامترها، حساسیت بالایی را در دز جذبی ۱۵ Gy نشان دادند. نتایج مطالعه آن‌ها نشان می‌دهند که با افزایش دز، مقادیر سرعت کاهش یافتند. مائر و همکاران در سال ۲۰۰۲ [۲۱] با استفاده از پارامترهای فیزیکی سرعت انتشار امواج فراآوایی و تضعیف در ژل‌های حساس به پرتو (مجیک و پی‌ای‌جی) میزان دز جذبی را بررسی نمودند. در این مطالعه وابستگی پارامترهای فراآوایی سرعت و ضریب تَنکَش با دز جذبی با گام‌های یک گری (۰-۵۰ گری)، مورد بررسی قرار گرفتند. حساسیت ضریب تَنکَش امواج فراآوایی در بسامد ۴ مگاهرتز براساس دز جذبی ژل مجیک، $4/7 \pm 0/3 \text{ dBm}^{-1} \text{ Gy}^{-1}$ و برای ژل پی‌ای‌جی، $3/9 \pm 0/3 \text{ dBm}^{-1} \text{ Gy}^{-1}$ تعیین شد. پارامتر سرعت انتشار موج فراآوایی در ژل مجیک، $0/178 \pm 0/06 \text{ ms}^{-1} \text{ Gy}^{-1}$ و برای ژل پی‌ای‌جی، $0/44 \pm 0/02 \text{ ms}^{-1} \text{ Gy}^{-1}$ به ازای هر گری دز جذبی تعیین شد. ضریب تَنکَش امواج فراآوایی افزایش معناداری با دز جذبی نشان دادند. آن‌ها از این یافته‌ها نتیجه گرفتند که استفاده از پارامترهای فراآوایی برای دزسنجی با ژل‌های بس پاری (پلیمری) از حساسیت کافی برخوردار می‌باشد. اتکینز و همکاران در سال ۲۰۱۰ [۳۶] با استفاده از مشخصه‌های فراآوایی ژل مجیک و با استفاده از فن تپ-پژواک، دزسنجی با ژل را انجام دادند. آن‌ها سرعت انتشار صدا، ضریب تَنکَش و چگالی ژل را در دما و دزهای متفاوت اندازه‌گیری نمودند و رابطه تقریباً غیرخطی بین ضریب تَنکَش امواج فراآوایی و دز جذبی بدست آوردند. چنانچه برای دزهای پایین‌تر از ۱۰ گری ضریب تَنکَش ثابت بود. سرعت انتشار صدا نیز در دمای ۲۵ درجه سلسیوس، برابر $1/5 \pm 1550/3$ متر بر ثانیه با حساسیت دز $0/14 \pm 0/03 \text{ ms}^{-1} \text{ Gy}^{-1}$ برآورد شد [۳۶، ۳۴-۳۳]. هر دو مشخصه ضریب تَنکَش و سرعت با دما تغییر می‌کنند به

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 ای برابر ۰/۴ 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 ای مقدار ۷/۶ می‌باشد.

پارامتر کیوآی بدون واحد می‌باشد که از مقادیر داده‌های پارامترهای ای‌اس و بی‌یوای بدست می‌آید. این پارامتر در واقع سفتی^۱ ژل مورد نظر را بیان می‌کند.

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

پارامترهای α و β هر دو تابعی از دما هستند و واحد آن‌ها به ترتیب (s/m) و (MHz/db) می‌باشند.



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

۴. بحث

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

¹ Stiffness

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 مقلد 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 متاکریلیک اسید استفاده نشده است، پارامترهای صوتی به افزایش دُز 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 tissue-equivalent 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

طوری که در دمای ۱۵ درجه سلسیوس، سرعت انتشار برابر 0.18 ± 0.01 متر بر ثانیه است و حساسیت سرعت نیز در طول تابش‌دهی 0.108 ± 0.01 $\text{ms}^{-1}\text{Gy}^{-1}$ حاصل شد. چگالی هم با دما و دُز تغییر می‌کند. در دمای ۲۶ درجه سلسیوس، چگالی 1.0289 ± 0.03 kgm^{-3} با حساسیت دُز 0.1178 ± 0.04 $\text{kgm}^{-3}\text{Gy}^{-1}$ حاصل شد. مشخصه مقاومت ظاهری (امپدانس) صوتی ژل مجیک نیز در دمای ۲۵ درجه سلسیوس 1.06×10^6 $\text{kgm}^{-2}\text{s}^{-1}$ شد.

لوسی و همکاران در سال ۲۰۰۷ با تغییر غلظت‌های ژل بس‌پاری (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٪، متاکریلیک اسید ۴٪ و ژلاتین ۹٪ تغییر دادند. مقادیر دُز - پاسخ ژل مجیک ۲ به اندازه ۷۸٪ نسبت به ژل اصلی فانگ و همکاران افزایش یافت [۱۸]. در این مطالعه از ژل بس‌پاری (پلیمری) مجیک-اف که از حساسیت، پایداری و دمای ذوب بالاتری نسبت به ژل بس‌پاری (پلیمری) مجیک برخوردار است، استفاده شد [۲۰]. ترکیب ژل با ساختار فانتوم مقلد بافت (برای بدست آوردن یک ساختار بهینه از ترکیب دو نمونه ژل ذکر شده) با استفاده از اندازه‌گیری پارامترهای فراآوایی مورد بررسی قرار گرفته شد، در این مطالعه نیز با افزایش دُز جذبی ژل بس‌پاری (پلیمری)، سرعت صدا و ضریب تَنکَش 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 تَنکَش و شاخص کیفی، نمونه‌هایی با ژل‌های با ساختار دی و ایی 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 مائر [۳۵] و نتایج بدست آمده توسط اتکینز [۳۶] از حساسیت بالاتری برخوردار می‌باشند.

- 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. Whitney, 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-fricte 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-dimensional 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. Maryański, 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. Baldock, “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. Michael, 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 various 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 comparison 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