

## بررسی تأثیرات پهنای باند دریافتی تصویربرداری تشدید مغناطیسی بر پاسخ دزیمر ژلی پلیمری PAGATUG

سید محمد مهدی ابطحی

دانشکده علوم پایه، دانشگاه بین المللی امام خمینی (ره)، قزوین، ایران.

\*قزوین، دانشگاه بین المللی امام خمینی، دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک، کدپستی: ۳۴۱۴۸-۹۶۸۱۸

پست الکترونیکی: sm.abtahi@sci.ikiu.ac.ir

### چکیده

هدف از این پژوهش بررسی تأثیرات پهنای باند دریافتی تصویربرداری تشدید مغناطیسی (ام آر آی) بر پاسخ نهائی دزیمر ژلی پلیمری PAGATUG می باشد. افزایش پهنای باند منجر به کاهش زمان نمونه برداری می شود که کاهش زمان تصویربرداری را نتیجه می دهد. بنابراین با انتخاب درست پهنای باند می توان هزینه تمام شده تصویربرداری و به دنبال آن مجموع هزینه دزیمری ژلی پلیمری را کاهش داد. به این منظور دزیمر ژلی پلیمری PAGATUG ساخته شد و یک روز پس از ساخت با استفاده از سیستم کلینیکی کبالت ۶۰ مورد پرتو دهی قرار گرفت. پس از پرتو دهی با استفاده از یک دستگاه ام آر آی ۱/۵ تسلا پاسخ ژل مورد بازخوانی قرار گرفت. پهنای باندهای ۶۰، ۸۰، ۹۰، ۱۰۰ و ۱۲۰ هرتز بر پیکسل (Hz/pixel) برای بازخوانی انتخاب شد. آهنگ بازگشت مغناطیسی، حساسیت دزیمر و قدرت تفکیک دز مورد بررسی قرار گرفت. در پهنای باندهای مورد بررسی، با تغییر پهنای باند مقدار R2 و حساسیت دزیمر به طور معنی داری تغییر نمی کرد. با افزایش پهنای باند به Hz/pixel ۹۰ قدرت تفکیک دز به طور معنی داری بدتر شد. بنابراین پهنای باند Hz/pixel ۹۰ به عنوان پهنای باند بهینه مشخص شد. محاسبات نظری نشان داد که با انتخاب پهنای باند Hz/Pixel ۹۰ آرتیفکت، جابه جایی شیمیائی ۰/۸۲ mm می باشد که از مرتبه یک پیکسل بود. با این انتخاب زمان تصویربرداری حداقل ۲۲٪ نسبت به تصویربرداری با پهنای باند Hz/pixel ۶۰ کاهش پیدا می کرد.

کلیدواژگان: دزیمری ژلی پلیمری، تصویربرداری تشدید مغناطیسی، پهنای باند، آهنگ آسایش اسپین - اسپین، حساسیت، قدرت تفکیک دز.

### ۱. مقدمه

روش های پرتودرمانی تطبیقی<sup>۱</sup> نیاز مبرم به داشتن ابزار مناسبی برای رساندن دقیق و هر چه بهتر دز به تومور و حفاظت بافت

امروزه با پیشرفت های صورت گرفته در زمینه رادیوتراپی از جمله پرتودرمانی با شدت مدوله شده<sup>۱</sup>، پرتوجراحی و دیگر

<sup>2</sup> Conformal radiotherapy

<sup>1</sup> Intensity modulated radiotherapy

بر بهبود ساختاری دزیمترهای ژلی پلیمری [۶، ۱۰-۱۲] موضوع بهبود نرم‌افزاری پروتکل تصویربرداری از اهمیت ویژه‌ای برخوردار می‌باشد [۱۳، ۱۴]. اگرچه تا کنون پژوهش‌هایی در زمینه بهینه‌سازی زمان اکو و تعداد اکوی تصویربرداری تشدید مغناطیسی از دزیمترهای ژلی پلیمری صورت گرفته است [۱۳، ۱۵، ۱۶]، اما بهینه‌سازی پهنای باند<sup>۴</sup> (BW) تصویربرداری بر روی پاسخ دزیمترهای ژلی پلیمری تا کنون به طور دقیق مورد بررسی قرار نگرفته است. با توجه به این که پهنای باند بر نوفه تصویر مؤثر است به نظر می‌رسد انتخاب صحیح پهنای باند می‌تواند بر پاسخ دزیمترهای ژلی پلیمری مؤثر باشد. همچنین لازم به ذکر است یکی از پرهزینه‌ترین مراحل دزیمتری ژلی پلیمری مربوط به تصویربرداری می‌باشد که کاهش زمان تصویربرداری منتهی به کاهش هزینه تمام شده دزیمتری ژلی پلیمری می‌شود. پهنای باند یکی از عوامل مؤثر در افزایش یا کاهش زمان تصویربرداری می‌باشد.

هدف از این پژوهش بررسی تأثیر پهنای باند دریافتی تصویربرداری تشدید مغناطیسی (که در این پژوهش به اختصار پهنای باند نامیده خواهد شد) بر پاسخ نهایی دزیمتر ژلی پلیمری می‌باشد. به این منظور تأثیر تغییرات پهنای باند در تصویربرداری تشدید مغناطیسی بر حساسیت و دقت دزیمتر ژلی پلیمری مورد بررسی قرار گرفت.

## ۲. مواد و روش‌ها

### ۱.۲. ساخت دزیمتر ژلی پلیمری PAGATUG

دلیل انتخاب دزیمتر PAGATUG در این پژوهش بهینه‌سازی پاسخ از دید ترکیبات به کار رفته می‌باشد که پیش از این توسط ابطحی و همکاران بررسی شده بود [۱۰]. روش ساخت

سالم اطراف آن وجود دارد [۱]. دزیمترهای ژلی پلیمری در مقایسه با دزیمترهای مرسوم مزیت‌های زیادی دارند [۲ و ۳] اما مهم‌ترین مزیت آن‌ها توانایی تعیین دز به صورت سه بعدی و با دقت فضایی بسیار عالی می‌باشد [۲]. این توانایی روزنه امیدی به سوی دزیمتری سه بعدی دقیق در روش‌های نوین پرتودرمانی می‌باشد.

دزیمترهای ژلی پلیمری از مواد حساس به پرتو ساخته شده‌اند که در شبکه ژلاتینی به‌طور یکنواخت توزیع شده‌اند. پس از پرتودهی خواص مختلفی از این دزیمترها تغییر کرده و منجر به ثبت دز در فضائی سه بعدی می‌شود. با توجه به این که خواص رادیولوژیکی دزیمترهای ژلی پلیمری مشابه بافت بدن می‌باشد، با استفاده از این ابزار توزیع دز سه بعدی ایجاد شده در بدن در میدان پرتو مشابه، قابل پیش‌گویی است. قابلیت کاربرد روش دزیمتری ژلی پلیمری برای انواع پرتودهی مانند اشعه گاما [۴]، اشعه مجهول<sup>۱</sup> (X) [۵]، نوترون [۶]، پروتون [۷] و یون‌های سنگین [۸] مورد بررسی قرار گرفته است.

تغییرات ایجاد شده در دزیمترهای ژلی پلیمری در اثر پرتودهی با روش‌های مختلفی قابل بازخوانی<sup>۲</sup> می‌باشد. یکی از مهم‌ترین تغییرات ایجاد شده در اثر جذب دز تغییر در آهنگ آسایش اسپین-اسپین (R2) می‌باشد که با روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی قابل قرائت می‌باشد [۹]. علاوه بر تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI) روش‌های دیگر از جمله مقطع‌نگاری عرضی با اشعه X، مقطع‌نگاری عرضی نوری<sup>۳</sup>، روش‌های تصویربرداری با استفاده از امواج فراصوت نیز برای بازخوانی دزیمترهای ژلی پلیمری مورد استفاده قرار گرفته‌اند [۲، ۱۰]. بهینه‌سازی پاسخ دزیمترهای ژلی پلیمری منجر به تعیین هرچه دقیق‌تر توزیع دز می‌شود. بنابراین علاوه

<sup>1</sup> X-Ray CT

<sup>2</sup> Read Out

<sup>3</sup> Optical Ct

<sup>4</sup> Band Width

سپس هم‌زن خاموش شد و ژلاتین به محلول اضافه شد و به مدت ۱۰ دقیقه صبر شد تا ژلاتین خیس بخورد. پس از آن هم‌زن و گرم‌کننده روشن شد تا ژلاتین در دمای  $50^{\circ}\text{C}$  کاملاً حل شود. در همان دمای  $50^{\circ}\text{C}$  بیس به ترکیب اضافه شد و اجازه داده شد تا بیس به طور کامل با هم خوردن حل شود. گرم‌کننده خاموش شد و پس از آنکه محلول به دمای  $37^{\circ}\text{C}$  درجه رسید اکریلامید به ترکیب اضافه شد و با هم خوردن به طور کامل حل شد. در ۱۰٪ باقیمانده آب در یک بشر مجزا هیدروکینون و THPC حل شدند و در دمای  $35^{\circ}\text{C}$  به ترکیب اصلی اضافه شد. ترکیب نهایی کاملاً شفاف بود. دزیمتر ساخته شده PAGATUG (که هنوز به صورت مایع بود) در ویال‌های آزمایشگاهی ریخته شد و پس از مهر و موم شدن به یخچال منتقل شدند تا در دمای  $4^{\circ}\text{C}$  سفت شوند.

## ۲.۲. پرتودهی

پرتودهی با استفاده از سیستم کلینیکی کبالت  $60$  (تراترونیکس، تراترون C-780، کانادا) یک روز پس از ساخت ژل صورت پذیرفت. ویال‌های پر شده از ژل دزیمتر در عمق ۵ سانتی‌متری در یک فانتوم آب قرار داده شد تا شرایط پراکندگی به خوبی تأمین شود. برای پرتودهی اندازه میدان  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ، فاصله چشمه تا سطح<sup>۱</sup> ۷۵ سانتی‌متر، و آهنگ دز  $1/0.6 \text{ cGy.min}^{-1}$  در مرکز ویال‌ها استفاده شد. دزهای داده شده به ترتیب ۲، ۵، ۷، ۸، ۱۰، ۱۳، ۱۶، ۱۷، ۲۰ و ۲۵ گری بود. دزهای داده شده به ویال‌ها با استفاده از یک اتاقک یونش کالیبره شده (نوع فارمر،  $0.1 \text{ cm}^3$ ، PTW، آلمان) بر اساس پرتوکول TRS 398 آژانس بین‌المللی انرژی اتمی [۱۷] تعیین شدند. ویال‌ها برای حداقل ۲ ساعت در فانتوم آب در اتاق پرتودهی قرار داده شدند تا با محیط هم‌دمای شوند. دمای فانتوم

دزیمتر ژلی پلیمری PAGATUG در این پژوهش بر اساس روشی بود که توسط ابطحی و همکاران به تفصیل مورد بررسی قرار گرفته بود [۱۰].

ترکیبات شیمیایی که برای ساخت PAGATUG استفاده شد به این شرح می‌باشد: آب فوق‌خالص با گرید HPLC (تولید شده به وسیله Direct-Q 3 UV water purification system, Millipore, France)، ژلاتین (پوست خوک، نوع A، ۳۰۰ بلوم، سیگما آلدریج، آمریکا)، اکریلامید (پلاس وان اکریلامید پیچ، ۱۰۰٪، GE Healthcare UK Ltd)، ان ان متیلن دی اکریلامید (بیس) (گرید الکتروفورسیس، مرک، آلمان)، تتراکسیس هیدروکسی متیل فسفینم کلراید (THPC) (۸۰٪ محلول در آب، سیگما آلدریج، آمریکا)، هیدروکینون (مرک، آلمان) گلوکز - D(+)- (بی‌آب، برای زیست-شیمی، مرک، آلمان) و اوره (Urea cryst.) فوق‌خالص، مرک، آلمان). جدول ۱ ترکیبات و مقدار مورد استفاده آن‌ها را برای ساخت دزیمتر ژلی پلیمری PAGATUG نشان می‌دهد.

ساخت دزیمتر PAGATUG زیر هود تحت شرایط نرمال جوی ساخته شد. برای ساخت دزیمتر ابتدا گلوکز و اوره در ۹۰٪ آب HPLC در دمای اتاق در یک بشر ریخته شده و با استفاده از یک هم‌زن مغناطیسی به طور کامل حل شدند.

جدول (۱): ترکیبات شیمیایی و مقدار مورد استفاده شده در ساخت

دزیمتر ژلی پلیمری PAGATUG.

مقدار	ترکیب مورد استفاده
۵/۰٪	ژلاتین
۳/۰٪	ان ان متیلن دی اکریلامید
۳/۰٪	اکریلامید
۵/۰۰ mM	تتراکسیس هیدروکسی متیل فسفینم کلراید (THPC)
۰/۰۱ mM	هیدروکینون
۸/۵٪	گلوکز
۳/۰٪	اوره

<sup>۱</sup> Surface to source distance (SSD)

جدول (۲): پهنای باندهای استفاده شده در تصویربرداری از دزیمترهای ژلی پلیمری PAGATUG و مدت زمان تصویربرداری هر کدام از آن‌ها.

مدت زمان تصویربرداری	پهنای باند (Hz/pixel)
۸/۵۴	۶۰
۷/۸۷	۸۰
۷/۰۱	۹۰
۶/۱۷	۱۰۰
۵/۱۱	۱۲۰

برای تهیه منحنی دز- R2، با استفاده از یک Mfile نوشته شده در نرم افزار متلب (Mathworks, Natic, MA) و بر اساس افت نمایی شدت نشانک بر حسب زمان اکو [۱۹] مقادیر آهنگ آسایش اسپین-اسپین (R2) مربوط به هر پیکسل و میانگین مقدار R2های پیکسل‌های یک ویال با دز مشخص به- دست آمد و به مقدار دز جذب شده در آن ویال نسبت داده شد. با به دست آمدن منحنی‌های دز- R2 حساسیت و قدرت تفکیک دز دزیمتر ژلی پلیمری قابل بررسی خواهد بود. رابطه نمایی شدت نشانک بر حسب زمان اکو (TE) به صورت رابطه ۱ داده می‌شود.

$$S = S_0 e^{(-TE \cdot R2)} \quad (1)$$

که در آن S شدت نشانک در زمان نمونه‌برداری و S<sub>0</sub> شدت نشانک اولیه یا از دید تئوری زمان اکوی مطابق با TE=0 می‌باشد [۲۰].

## ۴.۲. روابط ریاضی مورد استفاده در آنالیز پاسخ

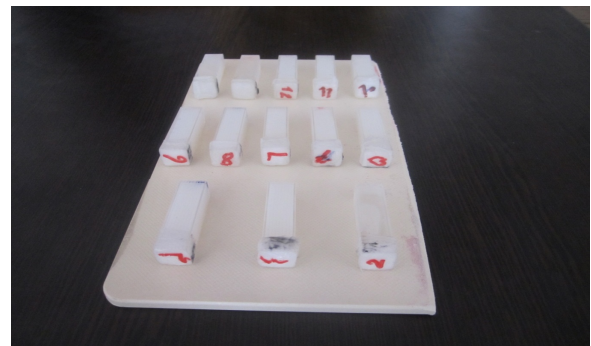
### دزیمترهای ژلی پلیمری

منحنی پاسخ دز- R2، به رابطه بین آهنگ آسایش اسپین-اسپین و دز جذبی دزیمتر می‌پردازد [۲۱]. حساسیت در دزیمتر ژلی پلیمری شیب خط نمودار دز- R2 در ناحیه دینامیکی

آب و اتاق هر دو اندازه‌گیری شدند که برابر با  $22 \pm 0.5^\circ \text{C}$  بودند.

## ۳.۲. تصویربرداری و تهیه نقشه R2

ژل‌ها قبل از تصویربرداری مطابق با شکل ۱ بر روی یک صفحه پلکسی گلاس چیده شدند تا برش تصویر برای همه ویال‌ها عمق یکسانی را پوشش دهد. برای خواندن پاسخ ژل از آشکارسازی تغییر مغناطیسی پروتون‌ها به روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی استفاده شد. به این منظور از یک دستگاه ام-آرآی (زیمنس، مدل آوانتو، ساخت آلمان) ۱/۵ تسلا و ۳۲ اکو و از پیچه سر استفاده شده است. پیش از این نشان داده شده است که نسبت نشانک به نوفه (SNR) در پیچه سر نسبت به پیچه بدن بیش‌تر است [۱۸].



شکل (۱): ویال‌های حاوی ژل پرتودهی شده بر روی صفحه پلکسی

گلاس قبل از تصویربرداری.

جهت جلوگیری از آرتیفکت ناشی از حرکت گرمایی پروتون‌ها به مدت حداقل ۱۰ ساعت ژل دزیمترها قبل از تصویربرداری در محیط اتاق قرار داده شد تا با اتاق (۲۲ درجه سانتی‌گراد) هم‌دما شوند. پهنای باند تصویربرداری و طول مدت مربوط به هر پهنای باند در جدول ۲ نمایش داده شده است. بقیه پارامترهای تصویربرداری شامل زمان اکو ۲۲ میلی‌ثانیه، فاصله بین اکوهای ۲۲ میلی‌ثانیه، زمان تکرار ۴۰۰۰ میلی‌ثانیه، اندازه ماتریس ۵۱۲ × ۵۱۲ و میدان دید ۲۵۶ × ۲۵۶ میلی‌متر مربع بود.

با افزایش پهنای باند از  $60 \text{ Hz/Pixel}$  به  $80 \text{ Hz/Pixel}$  افزایش جزئی در مقدار  $R_2$  مشاهده می‌شود که برای مقادیر بیش از  $80 \text{ Hz/Pixel}$  افت مقدار  $R_2$  به مقدار اولیه مشاهده شد. جهت بررسی دقیق‌تر لازم است تغییرات شدت نشانک بر حسب زمان اکو (زمان نمونه‌برداری) در پهنای باندهای مختلف مورد بررسی قرار گیرد. به این منظور بیشینه مقدار  $R_2$  که مربوط به دز جذبی  $25 \text{ Gy}$  بود برای بررسی انتخاب شد. شکل ۳ تغییرات شدت نشانک بر حسب زمان اکو را نمایش می‌دهد. معادله افت نمایی شدت نشانک بر حسب زمان اکو برای پهنای باندهای  $60$ ،  $80$ ،  $100$  و  $120$  هرتز بر پیکسل با رابطه ۱ داده می‌شود که متغیرهای رابطه شامل  $S_0$  و  $R_2$  در جدول ۳ نمایش داده شده‌اند. داده‌های ستون‌های دوم و چهارم جدول ۳ حدود بالا و پائین مقدار برآورد شده به ترتیب برای  $S_0$  و  $R_2$  را برای سطح اطمینان  $95\%$  نمایش می‌دهد. همان‌طور که در شکل ۳ نمایش داده شده است، با افزایش پهنای باند شدت نشانک افت می‌کند. این افت از پیش قابل انتظار بود. افزایش پهنای باند باعث اضافه شدن نوفه می‌شود که شدت نشانک نهایی در تصویر حاصل میانگین شدت نشانک و نوفه می‌باشد. با توجه به دامنه کوتاه نوفه، اضافه شدن نوفه منجر به کاهش شدت نشانک خواهد شد. با افزایش پهنای باند از  $100 \text{ Hz/pixel}$  به  $120 \text{ Hz/pixel}$  مقداری از نوفه‌های با دامنه بلندتر نیز امکان عبور پیدا کرده و منجر به افزایش جزئی نشانک می‌شوند. اگرچه این تغییرات در نشانک‌های کوتاه که دامنه آن‌ها با دامنه نوفه قابل مقایسه است کم‌تر مشهود می‌باشد. در هر حال همان‌طور که از جدول ۳ بر می‌آید تغییر معنی‌داری (با سطح اطمینان  $95\%$ ) با تغییر شدت نشانک در مقادیر  $R_2$  به وجود نمی‌آید.

(خطی) می‌باشد. قدرت تفکیک دز که با  $D_{\Delta}^P$  نمایش داده می‌شود، به صورت حداقل فاصله بین دو دز جذبی که با یک سطح اطمینان مشخص ( $p$ ) دارای اختلاف معنی‌داری هستند، تعریف می‌شود. قدرت تفکیک دز در دزیمترهای ژلی پلیمری با رابطه ۲ قابل محاسبه می‌باشد [۱۶].

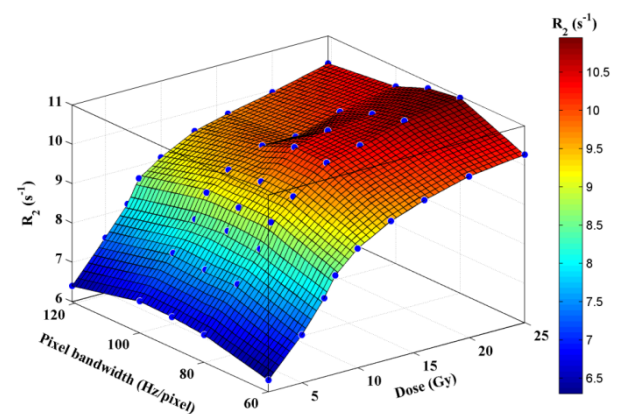
$$D_{\Delta}^P = \sqrt{2} k_p \left| \frac{\partial R_2}{\partial D} \right|^{-1} u(R_2) \quad (2)$$

که در آن  $u(R_2)$  انحراف معیار  $R_2$  و  $K_p$  ضریب مربوط به سطح اطمینان  $p$  می‌باشد. مقادیر  $K_p$  برای سطوح اطمینان مختلف در گزارش JCGM آورده شده است [۲۲].

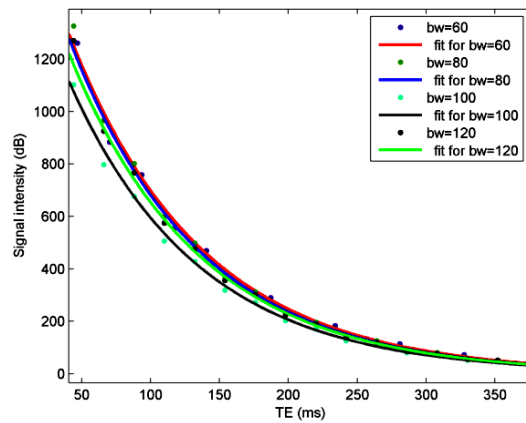
### ۳. نتایج

#### ۱.۳. تاثیر پهنای باند در منحنی کالیبراسیون دز- $R_2$

تغییرات پاسخ بر حسب دز جذبی و پهنای باند در شکل ۲ نمایش داده شده است.



شکل (۲): تغییرات پاسخ بر حسب دز جذبی و پهنای باند برای دزیمتر ژلی پلیمری PAGATUG



شکل (۳): تغییرات شدت نشانک بر حسب زمان اکو در پهنای باندهای ۲۰، ۶۰، ۸۰ و ۱۲۰ هرتز بر پیکسل.

جدول (۳): ضرایب برازش نمودارهای افت نمائی شدت نشانک بر حسب زمان اکو.

پهنای باند (Hz/pixel)	$S_0$ (dB)	بازه اطمینان ۹۵٪ برای $S_0$	$R_2$ (1/ms)	بازه اطمینان ۹۵٪ برای $R_2$
۶۰	۱۹۷۸	(۱۹۰۰، ۲۰۵۷)	۰/۰۱۰۴۲	(۰/۰۱۰۸۳، ۰/۰۱)
۸۰	۱۹۶۸	(۱۸۹۲، ۲۰۴۴)	۰/۰۱۰۶۲	(۰/۰۱۰۲۱، ۰/۰۱۱۰۲)
۱۰۰	۱۷۴۱	(۱۶۶۵، ۱۸۱۶)	۰/۰۱۰۶۰	(۰/۰۱۰۱۵، ۰/۰۱۱۰۵)
۱۲۰	۱۷۱۶	(۱۶۵۹، ۱۷۷۴)	۰/۰۱۰۶۱	(۰/۰۱۰۲۴، ۰/۰۱۰۹۷)

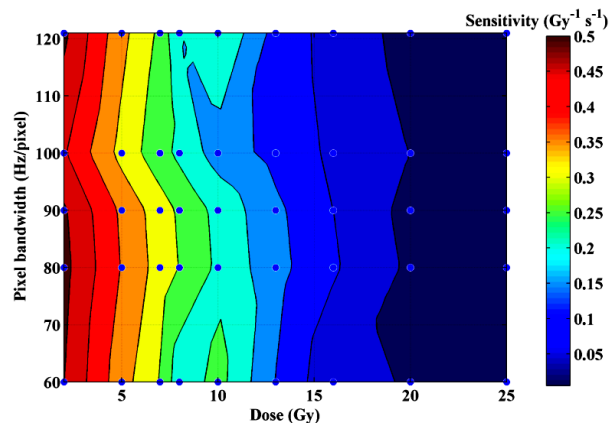
### ۲.۳. وابستگی حساسیت به پهنای باند

افزایش و کاهش پهنای باند با ساز و کار شیب ساز و کار تأثیر بر  $R_2$ ، مقدار حساسیت را نیز مورد تأثیر قرار می دهد. در حقیقت با کمی عملیات جبری به صورت رابطه ۳ می توان حساسیت را به اختلاف پاسخ در دو نقطه ارتباط داد.

$$Sensitivity = \frac{\partial R_2}{\partial(Dose)} \approx \lim_{\Delta(Dose) \rightarrow 0} \frac{\Delta R_2}{\Delta(Dose)} \quad (3)$$

تغییرات دز که مستقل از پهنای باند می باشد و اگر بنا به تغییراتی در حساسیت با تغییر پهنای باند باشد باید به سبب تغییر  $R_2$  رخ دهد. از طرفی در بخش قبل مشاهده شد که در نهایت با تغییر پهنای باند تغییر معنی داری در مقادیر  $R_2$  ایجاد نمی شود. بنابراین می توان حساسیت را نیز مستقل از پهنای باند دانست.

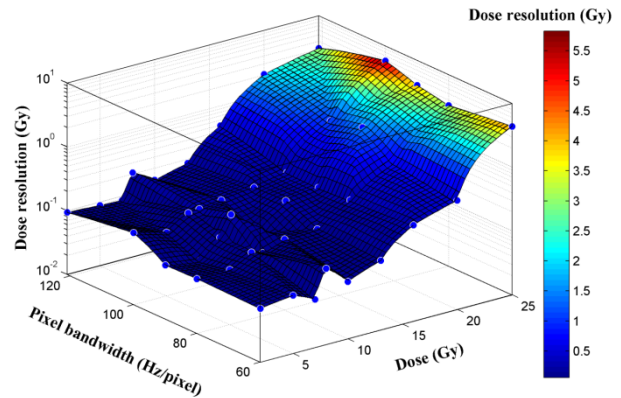
شیب نمودار دز- $R_2$  برای دزیتر PAGATUG بر حسب دز جذبی و پهنای باند در شکل ۴ آورده شده است. این شیب در ناحیه دینامیکی همان حساسیت دزیتر می باشد. همان طور که از شکل ۴ بر می آید بیشترین حساسیت دزیتر در پهنای باند ۸۰ Hz/pixel حاصل شده است.



شکل (۴): تغییرات شیب نمودار دز- $R_2$  برای دزیتر PAGATUG بر حسب دز جذبی و پهنای باند.

## ۳.۳. رابطه قدرت تفکیک دز و پهنای باند

وابستگی قدرت تفکیک دز به تغییرات پهنای باند در بازه ۶۰ تا ۱۲۰ هرتز بر پیکسل در شکل ۵ آورده شده است.



شکل (۵) قدرت تفکیک دز بر حسب پهنای باند و دز جذبی.

همان‌طور که در رابطه ۲ مشاهده می‌شود کم‌ترین فاصله جدایی دو مقدار دز قابل تشخیص با مشتق نمودار دز- $R_2$  رابطه عکس دارد. اگرچه بررسی‌های قسمت قبل نشان داد که حساسیت یا مشتق نمودار دز- $R_2$  مستقل از پهنای باند می‌باشد اما افزایش پهنای باند منجر به افزایش نوفه و به دنبال آن افزایش مقدار انحراف معیار در ناحیه‌ای با دز جذبی یکنواخت می‌شود. این افزایش نوفه تصاویر شدت نشانک، نهایتاً منجر به انحراف معیار بیشتر در نقشه  $R_2$  حاصل می‌گردد. اگر چه انتظار این است که با افزایش پهنای باند به دلیل افزایش انحراف معیار در نقشه  $R_2$  قدرت تفکیک دز بدتر شود اما در عمل تا پهنای باند  $90 \text{ Hz/pixel}$  با یک افت و خیز مواجه می‌شود که از لحاظ آماری بی‌معنی است. این افت و خیز به تغییرات شرایط تصویربرداری منسوب می‌شود. تغییر در زمان تصویربرداری به دلیل تغییر در میزان جذب امواج رادیو-فرکانسی (RF) می‌تواند منجر به حرکت گرمایی پروتون‌های آب شده و در مقدار  $R_2$  مؤثر باشد [۲۳]. توزیع گرمای حاصل از جذب RF می‌تواند خود باعث انحراف معیار شود. همچنین غیر یکنواختی میدان [۲۴] و جریان‌های گردابی [۲۵] می‌تواند

از دیگر عوامل افزایش انحراف معیار باشند. در هر حال دلایل متعددی باعث ایجاد نوفه در تصویربرداری از دزیومترهای ژلی پلیمری می‌شوند [۱۱] که اثر آن‌ها می‌تواند نسبت به اثر پهنای باند غالب باشد. اما همان‌طور که در شکل ۵ مشاهده می‌شود در بیش‌تر قسمت‌های نمودار افزایش پهنای باند بیش از  $90 \text{ Hz/pixel}$  می‌تواند افزایش معنی‌داری در کم‌ترین فاصله جدایی دو مقدار دز قابل تشخیص ایجاد نماید.

با توجه به نتایج فوق می‌توان تأثیر پهنای باند بر حساسیت و مقدار پاسخ را نادیده گرفت اما لازم است به این تأثیر بر قدرت تفکیک دز توجه شود. با توجه به نتایج مربوط به قدرت تفکیک دز پهنای باند حداکثر  $90 \text{ Hz/pixel}$  پیشنهاد می‌شود. افزایش پهنای باند تا  $90 \text{ Hz/pixel}$  منجر به کاهش زمان تصویربرداری می‌شود بدون آنکه تأثیر معنی‌داری در پارامترهای  $R_2$ ، حساسیت و قدرت تفکیک دز داشته باشد. به عنوان مثال افزایش پهنای باند از  $60 \text{ Hz/pixel}$  به  $90 \text{ Hz/pixel}$  زمان تصویربرداری را از حدود ۹ دقیقه به حدود ۷ دقیقه کاهش می‌دهد. این کاهش منجر به کاهش هزینه تصویربرداری و در نهایت کاهش هزینه دزیومتری می‌شود. اگر قدرت تفکیک دز دارای اهمیت نباشد به قیمت بدتر شدن قدرت تفکیک دز با افزایش بیش‌تر پهنای باند می‌توان زمان تصویربرداری را کاهش بیش‌تری داد. نتایج این پژوهش با نتایج نظری محاسبه قدرت تفکیک تطابق دارد. پیش از این برای روش تعیین  $R_2$  به روش دو نقطه‌ای اثبات شده است که قدرت تفکیک دز بر حسب نسبت نشانک به نوفه به صورت رابطه ۴ تغییر می‌کند [۲۶].

$$D_{\Delta\%}^P = \frac{\sqrt{2k_p}}{SNR_1 \Delta TE (R_{2\max} - R_{2\min})} \times \sqrt{\frac{1}{N_1 + N_2} \left( \frac{e^{2R_2 \Delta TE}}{1 - \psi_N} + \frac{1}{\psi_N} \right)} \quad (4)$$

باند بر آرتیفکت جابه‌جایی شیمیایی انجام شد، پرداخته می‌شود. آن‌ها مقدار جابه‌جایی برای دو پهنای باند (پهنای باند کل تصویر و نه هر پیکسل) ۱۶ کیلوهرتز و ۳۲ کیلوهرتز را بررسی نمودند و چنین نتیجه گرفتند که مقدار جابه‌جایی برای پهنای باند ۱۶ کیلوهرتز ۲ میلی‌متر است که با افزایش پهنای باند به ۳۲ کیلوهرتز این جابه‌جایی به ۱/۱ میلی‌متر کاهش می‌یابد. در پژوهش حاضر با توجه به پیشنهاد پهنای باند ۹۰ هرتز بر پیکسل و بعد ماتریس تصویر در راستای فرکانس پهنای باند کل ۴۶ کیلوهرتز می‌شود بنابراین با یک محاسبه جبری و با استفاده از روابط ۴ و ۵ این نتیجه حاصل می‌شود که جابه‌جایی شیمیایی در پژوهش حاضر با پهنای باند پیشنهادی ۹۰ هرتز بر پیکسل برابر با ۰/۸۲ میلی‌متر می‌شود که کمی بیش از عرض یک پیکسل است.

همچنین نتایج این پژوهش را می‌توان با نتایج پژوهش‌هایی که پیش از این در زمینه بهینه‌سازی زمان اکو و فاصله بین اکوها انجام شده است، مقایسه نمود. پیش از این بالداک<sup>۴</sup> و همکارانش تأثیر فاصله بین اکوهای MRI بر قدرت تفکیک دز را گزارش کردند [۱۶] اما ایشان به موضوع تأثیر پهنای باند اشاره‌ای نکردند در حالی که نتایج این پژوهش نشان از این دارد که پهنای باند می‌تواند تأثیر معنی‌داری در قدرت تفکیک دز داشته باشد. در پژوهشی که پیش از این بر روی بهینه‌سازی زمان بین اکوها و تعداد اکو برای ژل PAGATUG انجام شده بود، پهنای باند ۱۰۰ Hz/pixel استفاده شد در صورتی که نتایج این پژوهش کاهش جزئی زمان اکو را پیشنهاد می‌کند [۱۳].

#### ۴. نتیجه گیری

در این پژوهش تأثیر پهنای باند تصویربرداری تشدید مغناطیسی بر پاسخ دزیتر ژلی پلیمری PAGATUG مورد

که در آن  $SNR_1$  نسبت نشانک به نوفه در اولین تصویر،  $k_p$  ضریب پوشش،  $N_1$  و  $N_2$  دفعات میانگین‌گیری در تصویربرداری اول و دوم و  $\psi_n = N_1 / (N_1 + N_2)$  می‌باشد. اگرچه این رابطه برای تعیین  $R_2$  به روش دو نقطه‌ای بیان شده و پژوهش حاضر از روش چند نقطه‌ای برای تعیین  $R_2$  استفاده نموده است اما در پژوهش حاضر نیز مشاهده می‌شود که جدایی دو مقدار دز قابل تشخیص با افزایش SNR کاهش می‌یابد. به این صورت که هرچه پهنای باند زیادتر شود SNR کاهش یافته و کم‌ترین فاصله جدایی دو مقدار دز قابل تشخیص بیش‌تر شده و قدرت تفکیک بدتر می‌شود.

با توجه به اینکه در پژوهش حاضر موضوع پهنای باند مطرح شده است لازم است در انتخاب پهنای باند به موضوع آرتیفکت جابه‌جایی شیمیایی نیز توجه شود. براساس مدلی که توسط شنک<sup>۱</sup> مورد بحث قرار گرفته است، جابه‌جایی شیمیایی در MRI با توجه به رابطه ۵ تعیین می‌شود [۲۷].

$$\Delta x = \frac{\chi B_0}{G_R} \quad (5)$$

که در آن  $\chi$  مغناطیس‌پذیری<sup>۲</sup> ماده،  $B_0$  میدان مغناطیسی ثابت و  $G_R$  شیب میدان در راستای کدگذاری فرکانس می‌باشد. از طرفی  $G_R$  با توجه به رابطه ۶ به پهنای باند مربوط می‌شود.

$$G_R = \frac{2\pi \cdot BW}{\gamma \cdot FOV} \quad (6)$$

که در آن  $BW$  پهنای باند،  $FOV$  اندازه میدان دید و  $\gamma$  نسبت ژیرومغناطیسی پروتون می‌باشد. بنابراین همان‌طور که از روابط ۴ و ۵ برمی‌آید با کاهش پهنای باند میزان آرتیفکت جابه‌جایی شیمیایی تصویر در هر اسلایس بیش‌تر می‌شود. برای بررسی بیش‌تر به مقایسه نتایج پژوهش حاضر با پژوهشی پیش از این توسط یویچی واتانابه<sup>۳</sup> و همکارانش [۲۸] در زمینه تأثیر پهنای

<sup>1</sup> Schenck

<sup>2</sup> Susceptibility

<sup>3</sup> Yoichi Watanabe

<sup>4</sup> Baldock



محاسبات نظری نشان داد که انتخاب پهنای باند مشکل جدی از دید آرتیفکت جابه‌جایی شیمیایی ایجاد نمی‌کند.

## ۵. تقدیر و تشکر

از جناب آقای جمیل عبدالحمیدی به واسطه بحث‌های مفیدی که با ایشان شد، کمال تشکر به‌عمل می‌آید. از بخش رادیوتراپی و همچنین بخش تصویربرداری بیمارستان شهدای تجریش که بی‌دریغ در راستای انجام این پژوهش همکاری نمودند قدردانی می‌گردد.

ارزیابی قرار گرفت. اگرچه مقدار R2 و حساسیت دزیومتر به طور معنی‌داری متأثر از پهنای باند نبود اما تغییر پهنای باند می‌توانست در قدرت تفکیک دز، تغییر معنی‌داری را ایجاد نماید. پیشنهاد استفاده از پهنای باند  $90 \text{ Hz/pixel}$  بود. با این انتخاب زمان تصویربرداری حداقل ۲۲٪ کاهش پیدا می‌کرد. اگر پهنای باند از  $90 \text{ Hz/pixel}$  کم‌تر می‌شد بهبود معنی‌داری در قدرت تفکیک دز ایجاد نمی‌شد و این در حالی بود که زمان تصویربرداری افزایش می‌یافت. بیش‌تر شدن پهنای باند هم اگرچه منجر به کاهش زمان تصویربرداری می‌شد اما قدرت تفکیک دز را به‌طور معنی‌داری خراب می‌کرد. همچنین

## ۶. مراجع

- [1] J.L. Meyer and W. Hinkelbein. IMRT, IGRT, SBRT Advances in the Treatment Planning and Delivery of Radiotherapy. Basel, Karger Publishers, (2007).
- [2] C. Baldock, Y.D. Deene, S. Doran, G. Ibbott, A. Jirasek, M. Lepage, K.B. McAuley, M. Oldham, L.J. Schreiner. Polymer gel dosimetry. Phys. Med. Biol. 55 (2010) R1–R63.
- [3] G. Ibbott. Application of gel dosimetry. J. Phys. Conf. Ser. 3 (2004) 58–77.
- [4] A. Moutsatsos, L. Petrokokinos, P. Karaiskos, P. Papagiannis, E. Georgiou, K. Dardoufas, P. Sandilos, M. Torrens, E. Pantelis, I. Kantemiris, L. Sakelliou, I. Seimenis. Gamma Knife output factor measurements using VIP polymer gel dosimetry. Med. Phys. 36 (2009) 4277–4287.
- [5] Y.S. Soliman, M.I. El Gohary, M.H. Abdel Gawad, E.A. Amin, O.S. Desouky. Fricke gel dosimeter as a tool in quality assurance of the radiotherapy treatment plans. Appl. Radiat. Isotopes. 120 (2017) 126–132.
- [6] S.M. Abtahi, M.H. Zahmatkesh, H. Khalafi. Investigation of an improved MAA-based polymer gel for thermal neutron dosimetry. J. Radioanal. Nucl. Chem. 307 (2016) 855–868.
- [7] O.A. Zeidan, S.I. Sriprisan, O. Lopatiuk-Tirpak, P.A. Kupelian, S.L. Meeks, M.D. Anderson, W.C. Hsi, Z. Li, J.R. Palta, M.J. Maryanski. Dosimetric evaluation of a novel polymer gel dosimeter for proton therapy. Med. Phys. 37 (2010) 2145–2152.
- [8] U. Ramm, U. Weber, M. Bock, M. Krämer, A. Bankamp, M. Damrau, C. Thilmann, H.D. Bottcher, L.R. Schad, G. Kraft. Three-dimensional BANGTM gel dosimetry in conformal carbon ion radiotherapy. Phys. Med. Biol. 45 (2000) N95–N102.
- [9] M.J. Maryanski, G.S. Ibbott, P. Eastman, R.J. Scultz, J.C. Gore. Radiation therapy dosimetry using magnetic resonance imaging of polymer gels. Med. Phys. 23 (1996) 699–705.
- [10] S.M. Abtahi, S.M.R. Aghamiri, H. Khalafi. Optical and MRI investigations of an optimized acrylamide-based polymer gel dosimeter. J. Radioanal. Nucl. Chem. 300 (2014) 287–301.
- [11] S.M. Abtahi. Characteristics of a novel polymer gel dosimeter formula for MRI scanning: Dosimetry, toxicity and temporal stability of response. Phys. Medica. 32 (2016) 1156–1161.
- [12] R.J. Senden, P.D. Jean, K.B. McAuley, L.J. Schreiner. Polymer gel dosimeters with reduced toxicity: a preliminary investigation of the NMR and optical dose–response using different monomers. Phys. Med. Biol. 51 (2006) 3301–3314.
- [13] S.M. Abtahi, R. Jafari Khalilabadi, S. Aftabi. An investigation into the effect of magnetic resonance imaging (MRI) echo time spacing and number of echoes on the sensitivity and dose resolution of PAGATUG polymer-gel dosimeter. Int. J. Radia. Res. 15 (2017) 185–196.
- [14] T.G. Maris, E. Pappas, T. Boursianis, G. Kalaitzakis, N. Papanikolaou, L. Watts, M. Mazonakis, J. Damilakis. 3D polymer gel MRI dosimetry using a 2D haste, A 2D TSE AND A 2D SE multi echo (ME) T2 relaxometric sequences: Comparison of dosimetric results. Phys. Medica. 32 (2016) 238–239.
- [15] Y. Watanabe, H. Kubo. A variable echo-number method for estimating R2 in MRI-based polymer gel dosimetry. Med. Phys. 38 (2011) 975–982.
- [16] C. Baldock, M. Lepage, S.A. Back, P.J. Murry, P.M. Jayasekera, D. Porter, T. Kron. Dose resolution

- in radiotherapy gel dosimetry: effect of echo spacing in MRI pulse sequence. *Phys. Med. Biol.* 46 (2001) 449–460.
- [17] IAEA. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry based on standards of absorbed dose to water. IAEA technical reports No. 398, Vienna, Austria (2000).
- [18] Y. De Deene. Fundamentals of MRI measurements for gel dosimetry. *J. Phys. Conf. Ser.* 3 (2004) 87–114.
- [19] Y.D. Deene, R. Walle, E. Achten, C.D. Wagter. Mathematical analysis and experimental investigation of noise in quantitative magnetic resonance imaging applied in polymer gel dosimetry. *Signal. Process.* 70 (1998) 85–101.
- [20] C. Westbrook. *MRI in Practice*. Wiley Publishers. USA. (2011).
- [21] A.J. Venning. Investigation of radiation sensitive normoxic polymer gels for radiotherapy dosimetry. PhD thesis, Queensland University of Technology, (2006).
- [22] JCGM. In Evaluation of measurement data - Guide to the expression of uncertainty in measurement, JCGM Report (2010).
- [23] Y.D. Deene, C.D. Wagter. Artefacts in multi-echo  $T_2$  imaging for high-precision gel dosimetry: III. Effects of temperature drift during scanning. *Phys. Med. Biol.* 46 (2001) 2697–2711.
- [24] Y. De Deene, C. De. Wagter, W. De. Neve, E. Achten. Artefacts in multi-echo  $T_2$  imaging for high-precision gel dosimetry: II. Analysis of  $B_1$ -field inhomogeneity. *Phys. Med. Biol.* 45 (2000) 1825–1839.
- [25] Y.D. Deene, C.D. Wagter, W.D. Neve, E. Achten. Artefacts in multi-echo  $T_2$  imaging for high-precision gel dosimetry: I. Analysis and compensation of eddy currents. *Phys Med. Biol.* 45 (2000) 1807–1823.
- [26] Y.D. Deene, J. Vandecasteele. On the reliability of 3D gel dosimetry. *J. Phys. Conf. Ser.* 444 (2013) 012015.
- [27] J.F. Schenck. The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds. *Med. Phys.* 23 (1996) 815–50.
- [28] Y. Watanabe, G.M. Perera, R.B. Mooij. Image distortion in MRI-based polymer gel dosimetry of Gamma Knife stereotactic radiosurgery systems. *Med Phys.* 29 (2002) 797–802.