

۱- مقدمه

پیشرفتهای رادیوتراپی مدرن برای آنکولوژی نظیر درمانهای تخریبی، براکی تراپی و پرتودهی با انتقال انرژی خطی زیاد اغلب به منظور تصحیح موضعی دوز درمان طراحی شده اند. پرتوجراحی استریوتاکتیک [۱] و رادیوتراپی با شدت تغییر یافته برای تحویل بیشترین دوز به ناحیه هدف و رسیدن کمترین دوز به ارگانهای مجاور بحرانی طراحی شده اند. در شتابدهنده های خطی براساس پرتوجراحی استریوتاکتیک، کاربردهای چاقوی گاما [۳] و تابش بتا براساس براکی تراپی، گرادانهای دوز بالاتر از ۴ گری در میلیمتر به راحتی کار برده می شوند [۳-۱].

هر چند روشهای پرتودرمانی فوق برای انتقال دوز در حجمهای کوچک یک میلیمتر مکعب طراحی شده اند، اما بیشتر روشها قادر به آشکارسازی دوز در کمتر از یک میلیمتر نیستند. از طرفی اگر چه الگوریتم های محاسبه دوز در روشهای مونت کارلو در دسترس هستند، ولی اطمینان کیفی با دوزیمترهای با رزولوشن فضایی بالا هنوز جای بحث دارد [۴]. در این رابطه بهترین نتایج در مورد قدرت تفکیک پذیری فضایی برای اتافک یونیزاسیون نقطه ای کوچک، دایوهای کوچک و آشکارسازهای الماس گزارش شده است. اگر چه دایوهای سیلیکون کوچک، آشکار سازی الماس [۵] و صفحه های خیلی کوچک دایود ترمولومینسانس رزولوشن در حدود ۲۵۰ میکرون در یک جهت نشان می دهند، اما بدست آوردن یک نقشه دوز دو بعدی با آشکارسازهای مذکور خیلی وقت گیر است. بنابراین فیلمها عمدتاً برای آشکارسازی توزیع دوز دو بعدی نسبی استفاده می شوند [۵-۶]. در حالیکه فیلم دوزیمتری و اتافک یونیزاسیون معادل بافت نبوده و به انحرافات در اثر وجود الکترونهای ثانویه در حجم، نیز حساس می باشند، لذا قدرت تفکیک پذیری فضایی آنها نیز از عدم وجود تعادل الکترونهای جانبی تأثیر می پذیرد [۷]. علاوه بر این فیلم دوزیمتری هالید نقره دارای محدودیت های عمده ای از قبیل تغییر پاسخ چگالی نوری

با انرژی فوتون، به خصوص در محدوده انرژی پایین و غیر همگنی می باشد [۸].

هدف روشهای آشکارسازی دوز بر پایه تشدید مغناطیسی گسترش دستگاههای با رزولوشن بالا می باشد. هر چند اولین روش، دوزیمتری ژل فریک، که حساس به تغییر تابش با چگونگی اکسیداسیون یونهای آهن از طریق میزان آسایش طولی می باشد، دارای پایداری موضعی کمی در برابر دیفیوژن یونها بعد از تابش می باشد [۹]. ژل دوزیمتری فریک دارای رزولوشن فضایی محدودی می باشد [۴].

ژل دوزیمتری با ژل دوزیمتر آهن دار و تصویربرداری تشدید مغناطیسی هسته ای نخستین بار به سال ۱۹۸۴ توسط گور و همکارانش صورت گرفت و تا به امروز تجربه های بسیار زیادی در زمینه ژل دوزیمتری صورت گرفته است [۱۰].

تجربه های ابتدایی در ژل دوزیمتری بوسیله ژل دوزیمتری Fe در صورت پذیرفت و امروز تحقیقات بیشتر به سمت ژل دوزیمترهای پلیمری گردش پیدا کرده است.

اولسن و همکارانش در سال ۱۹۹۱ از یک چاقوی گاما (مشمول بر ۲۰۱ چشمه کبالت ۶۰ که روی سطح داخل یک نیمکره پخش و همسو شده بودند) برای تابش دهی به یک فانتوم که با آگاروز ژل دوزیمتری آهن دار پر شده بود استفاده کردند و تطبیق خوبی بین منحنی های هم دوز حاصل از ژل دوزیمتر با MRI و سیستم طراحی درمان بدست آوردند جز اینکه مرکز اندازه گیری شده از روی تصاویر MRI برای توزیع دوز ۱ میلیمتر با مرکز تعیین شده توسط فریم استرو تاکتیک متفاوت بود [۱۱].

به علت محدودیتهای پخش^۱ یونهای آهن دار در ژل دوزیمتری فریک و مخدوش شدن توزیع دوز با زمان و به دنبال جستجوی جایگزینی مناسب برای آن به سال ۱۹۹۳ برای اولین بار استفاده از تصویربرداری MRI پلیمر ژل دوزیمترها توسط ماریانسکی^۲ و همکارانش پیشنهاد شده

^۱ Diffusion

^۲ Maryanski

پلیمر ژل دوزیمتری که بوسیله ماریانسی در سال ۱۹۹۳ پیشنهاد شد [۱۶] یکی از روشهای مناسب آشکارسازی دوز می باشد که اطلاعات سه بعدی را به دست می دهد و معادل بافت است [۱۷-۱۹].

زمان آسایش اسپین - اسپین (T2) حساسیت بیشتری به فرآیند پلیمریزاسیون نسبت به زمان آسایش طولی (T1) نشان می دهد.

یک مدولاسیون D_s با دوره فضایی a در مختصات x شیئی، و فرکانس فضایی v ($v = \frac{1}{a}$) در نظر گرفته می شود:

$$D_s(x) = D_o(1 + \sin(2\pi vx)) \quad (1)$$

مدولاسیون مربوط به توزیع دوز تصویر $D_i(x')$ بوسیله تابع انتقال $T(x'-x)$ یا تابع گسترش نقطه دوز به مدولاسیون دوز $object$ وابسته است و از رابطه زیر به دست می آید:

$$D_i(x') = D_o(1 + DMTF \cdot \sin(2\pi vx' - \phi)) \quad (2)$$

بنابراین می توان گفت که توزیع دوز تصویر $D_i(x')$ ، دوز خروجی سیستم اندازه گیری را نشان می دهد، که مشابه توزیع دوز شیئی، یک مدولاسیون پریودیک، اما با دامنه متفاوت و جابجایی فاز وابسته به فرکانس فضایی v می باشد.

تابع انتقال مدولاسیون دوز را می توان به صورت نسبت کنتراست تصویر دوز به کنتراست مدولاسیون دوز چشمه بیان کرد که وابسته به فرکانس است [۲۰]:

$$DMTF_{(v)} = \frac{DIC}{DSC} \quad (3)$$

که $DSC = 1$ ، بنابراین داریم:

$$DMTF = DIC = \frac{D_{i,max}(x') - D_{i,min}(x')}{D_{i,max}(x') + D_{i,min}(x')} = \frac{\Delta D(v)}{\Delta D(v_{ref.})} \quad (4)$$

در فیلم دوزیمتری چگالی نوری به عنوان منفی لگاریتم مبنای ده انتقال نوری کالیبره شده با دوز بکار برده شده در محدوده حساسیت یک فیلم خاص تعریف شده است [۲۰].

است. ژله های پلیمری که جایگزین ژله های فریک شدند گرچه مشکل دیفیوژن نداشتند ولی نیاز به وجود گلاوباکس جهت برقراری فشار مثبت نیتروژن داشته و علاوه بر آن سمی و سرطانزا نیز بودند که ساخت آنها را در شرایط عادی غیر ممکن می ساخت [۱۲].

در سال ۲۰۰۱ میلادی اولین بار گروه فانگ^۱ در آمریکا یک نوع ژل پلیمری بنام ماجیک^۲ پیشنهاد کرد که در شرایط عادی قابل ساخت بود و تا حدود ۴۰ گری نیز دارای پاسخ خطی بوده و از طرفی میزان سمی بودن آن پایین تر از سایر ژل های پلیمری موجود بود [۱۳]، بعلاوه در ۲۰۰۱ میلادی دین^۳ و همکارانش برای بررسی توزیع دوز در نزدیکی یک چشمه نقطه ای ^{192}Ir از ژل پلیمری و مونومری استفاده کردند. در تحقیقات این گروه اشکال مختلف توزیع دوز مورد بررسی قرار گرفته و مشکلات متدولوژیکی که موجب خطاهای اندازه گیری توزیع دوز می شود مطالعه شده است. در این تحقیق اشاره شده که بعضی فرآیندهای فیزیوشیمیایی مانند نفوذپذیری اکسیژن مربوط به مواد سازنده کاترها یا اثرات پخش^۴ ژل که در حین تابش بروز می کند، چگونه دقت اندازه گیری توزیع دوز را تحت تأثیر قرار می دهد. به علاوه از آنجا که این گروه از تصویربرداری تشدید مغناطیسی هسته ای برای خواندن اطلاعات ژل استفاده کرده است اثرات حساسیت های مغناطیسی متفاوت ژل و کاتر به سیستم MRI نیز مورد بررسی قرار گرفته است [۱۴].

هرلی^۵ و همکارانش در سال ۲۰۰۲ دریافتند که نتایج حاصل از دزیمترهای ژله ای نورموکسیک در صورت استفاده از قدرت تفکیک پذیری بالا^۶ در MRI انطباق بسیار کاملی با سیستم طراحی درمان پلاتو^۷ دارد و استفاده های گسترده تر از آن را در برای تری توصیه کرده اند [۱۵].

¹ Fong
² MAGIC
³ Deene
⁴ Diffusion
⁵ Hurley
⁶ High Resolution MRI
⁷ Plato Treatment Planning System

۲- مواد و روشها

مدولاسیونهای پرپودیک دوز را می توان در شتابدهنده های خطی مدرن با یک کلیماتور چند صفحه ای کوچک برای پرتوجراحی استریوتاکتیک بدست آورد. با توجه به اینکه پرپودهای فضایی در حدود ۲۵۰ میکرون هنوز به صورت متداول در سیستم های تصویربرداری قابل دسترسی نیست، بنابراین هدف ما استفاده از یک شبکه جاذب برای بدست آوردن مدولاسیون های دوز در میدان تابش کبالت ۶۰ می باشد. بنابراین یک طرح تابشی بصورت زیر در نظر گرفته می شود، یک چشمه فوتون کبالت ۶۰ انتخاب می شود (میدان تابش ۱۰۰ سانتیمتر مربع و فاصله چشمه تا فیلم ۸۰ سانتیمتر). در فاصله حدود ۸۰ سانتیمتر یک کلیماتور شبکه ای در بالای ظرف حاوی پلیمر ژل یا فیلم قرار گرفته است. شبکه جاذب (شکل ۱) از آلیاژ برنج ساخته شده است که برای مدولاسیون دوز می باشد و دارای برش های پرپودیک دارای پهنای حدود ۰.۵۶، ۱.۰۵۰ و $a=2250$ میکرون می باشد، که در ضخامت ۸ میلیمتر ماده جاذب برنجی برش داده شده اند.

شکل ۱- تصویر فتوگرافیک یک شبکه جاذب (برنج، ضخامت ۸ میلیمتر) برای مدولاسیون میدان تابش فوتون. برشهای کوچک در سمت چپ (۵۶۰ میکرون) می باشد. طول جانبی برش ها نیز نشان داده شده است (۴ میلیمتر).

شبکه جاذب در یک دیواره نازک (۱ میلیمتر) پرسپکس (۱۲×۳۴×۴۵ میلیمتر مکعب) قرار داده شده است که از آب پر شده است. آب برشهای گرید برنجی را پر می کند و باعث می شود که سطح دوز ماکزیمم جلوی فیلم یا سطح ژل ایجاد شود. پلیمر ژل حساس به دوز در ظرف

استوانه ای (به طول ۱۰۰ میلیمتر و عرض ۲۵ میلیمتر و ضخامت ۱ میلیمتر) ریخته شده است.

اصول آشکار سازی در MRPD برای افزایش حساسیت میزان آسایش عرضی به دوز بکار برده شده می باشد. شکل پلیمر در زمان آسایش عرضی مولکول های متحرک تأثیر می گذارد که این اثر به کمک تصویربرداری تشدید مغناطیسی آشکار شده است. در این مطالعه از ژل مچیکا ۹ درصد استفاده شده است که ترکیب آن برای تهیه ۱۰۰۰ گرم ژل به صورت زیر می باشد. ۹۰ گرم متاکریلیک اسید (۹ درصد وزن ژل)، ۸۰ گرم ژلاتین ، ۰/۳۵۲ گرم اسکورییک اسید، ۰/۰۲ گرم سولفات مس با ۵ مولکول آب، ۲ گرم هیدروکینون، ۸۲۸ گرم آب غیر یونیزه و ۵ گرم آگاروز [۱۳].

قدرت تفکیک فضایی بالا در ژل دوزیمتری با دستگاه MRI ساخت شرکت GE مدل Signa echo speed با میدان مغناطیسی ۱/۵ تسلا شامل یک سیستم گرادبان قوی و یک تشدید کننده امواج رادیویی کوچک و کوئل Dual TMJ بدست آمده است.

برای انجام کالیبراسیون ژل، لوله هایی محتوی ژل با دوزهای ۰، ۱، ۲، ۵، ۷/۵، ۱۰، ۱۲/۵، ۱۵، ۱۷/۵، ۲۰ و ۲۲.۵ گری پرتودهی شدند و نرخ آسایش اسپین-اسپین ($R2=1/T2$) با برازش یک تابع نزول نمائی منفرد بر شدت سیگنال بر حسب زمان اکو در هر پیکسل در یک توالی چند اسپین اکویی (FOV = 10 cm, Matrix Size=256 x 256, TE=20, 40, 60, 80ms, ۴ اکو, Slice Thickness =2, NEX=2, TR=4200 ms, Gap=1 mm, mm محاسبه شدند.

مقدار $R2$ در مرکز تمام لوله ها اندازه گیری و در جدول کالیبراسیون قرار داده شدند و رابطه بین دوز و $R2$ با انجام برازش تعیین شد (شکل ۲).

با بالاترین قدرت تفکیک (۲۰۰ میکرون) اسکن شده و توسط یک نرم افزار دیجیتالیزه شده اند. سطوح مختلف در مرکز فیلم در تمام دوزها انتخاب شده و میانگین چگالی نوری در جدول کالیبراسیون قرار داده شدند و رابطه بین دوز و چگالی نوری با انجام برازش تعیین شد.

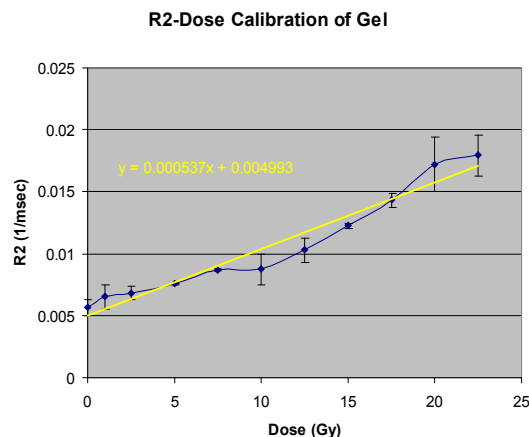
تنظیم مشابهی برای تعیین توزیع دوز در زیر گرید جاذب استفاده شده است، صفحه پرسپکس بوسیله ظرف پرسپکس حاوی آب ۱۲ میلی متری که گرید جاذب درون آن قرار دارد جایگزین شده است و فیلم زیر گرید جاذب قرار گرفته است. سپس فیلم با دوز ۴۰ سانتی گری تابش داده شده است، بعد از ظهور مناسب فیلم مطابق آنچه در بالا گفته شد دیجیتالیزه شده و سپس یک تصویر از الگوی مدوله شده دوز و یک پروفایل دوز با بکار بردن رابطه دوز و چگالی نوری بدست آمده است.

برای بدست آوردن تابع انتقال مدولاسیون دوز، معمولاً تابع انتقال مدولاسیون در سیستم های تصویر برداری بررسی شده است، عمق مدولاسیون در فرکانس های بالاتر (کنتراست تصویر دوز) به عمق مدولاسیون در فرکانس های پایین تر وابسته است، فرض شده است مدولاسیون در فرکانسهای پایین تر حاوی عمق مدولاسیون توزیع دوز چشمه است و مدولاسیون چشمه در فرکانسهای بررسی شده ثابت است.

به عنوان خلاصه تابع انتقال مدولاسیون دوز معمولاً به عنوان نسبت عمق مدولاسیون فرکانسهای فضایی بالاتر به فرکانس فضایی صفر بیان می شود که وابسته به فرکانس است. بنابراین عمق مدولاسیون در فرکانسهای بالاتر به مدولاسیون در فرکانس پایین تر وابسته است. عمق مدولاسیون ΔDi برای پرپوهای فضایی مختلف از پروفایل بدست می آید. رابطه تابع انتقال مدولاسیون دوز

$$DMTF(v_i) = \frac{\Delta D(v_i)}{\Delta D(v_1)}$$

عبارتست از:



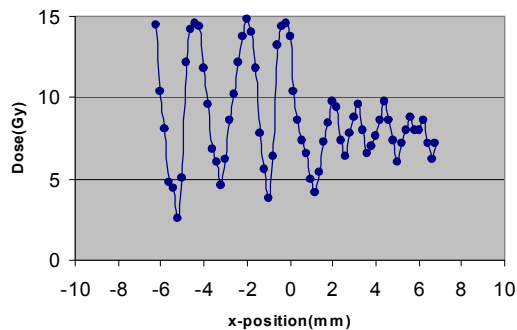
شکل ۲- منحنی کالیبراسیون (منحنی R2 برحسب دوز)، نمودار خطی با شیب ۰/۰۰۰۵ در میلی ثانیه در گری می باشد. شکل نشان می دهد که پاسخ پلیمر ژل به دوز در محدوده دوز بین صفر و ۲۰ گری بطور خطی با افزایش دوز زیاد می شود.

صفحه پرسپکس بوسیله ظرف پرسپکس حاوی آب ۱۲ میلی متری که گرید جاذب درون آن قرار دارد جایگزین شده است و ژل زیر گرید جاذب قرار گرفته است. سپس ژل با دوز ۱۵ گری تابش داده شد. تصاویر محوری با رزولوشن بالا بوسیله یک توالی چند اسپین-اکویی (Pixel Matrix size=512 x 512, FOV=10 cm) TE=20, 40, size=0.199 x 0.199 mm² Slice, NEX=4, TR=4200 ms, 60, 80ms, Gap=1 mm, Thickness =2 mm برای برشهای مختلف بدست آمده اند. نقشه های T2 با برازش یک تابع نزول نمایی منفرد بر شدت سیگنال بر حسب زمان اکو در هر پیکسل محاسبه شده اند. یک پروفایل T2 در راستای یک خط بدست آمده و تابع انتقال مدولاسیون دوز با استفاده از رابطه بین دوز و T2 بدست می آید.

در این پروژه از فیلم های رادیوگرافی کدک استفاده شده و پاسخ دوز آنها با چگالی نوری مقایسه شده است. برای کالیبراسیون، یک صفحه پرسپکس به ضخامت ۱۲ میلیمتر برای تعادل الکترونیهای ثانویه بالای فیلم قرار داده شده است. برای فیلم رادیوگرافی با دوزهای بین ۴ و ۵۰ سانتی گری در گام های ۲ سانتی گری تابش داده شده است. برای کالیبراسیون ابتدا فیلم ها بوسیله یک اسکنر دانسیتومتری

در شکل ۴ پروفایل بدست آمده برای تابع انتقال مدولاسیون دوز در راستای خط تیره نشان داده شده است. ماکزیمم و مینیمم مدولاسیون دوز مطابق ابعاد برش ها مشاهده شده است. عمق مدولاسیون، به عنوان اختلاف بین دوز ماکزیمم و مینیمم در نظر گرفته شده است $(\Delta D_{v_2} = 3.4\text{Gy}, \Delta D_{v_3} = 0.80\text{Gy}, \Delta D_{v_1} = 11\text{Gy})$.

دو ماکزیمم در سمت راست مربوط به مینیمم در تصویر T2 و متعلق به برشهای کوچکتر ۵۶۰ میکرون در شبکه جاذب می باشد. مدولاسیون دوز ΔDi با افزایش فرکانس فضایی در سمت راست کاهش می یابد. مدولاسیون مربوط به ساختار پریودیک کوچکتر ۵۶۰ میکرون به روشنی قابل مشاهده است (فلش).



شکل ۴- پروفایل دوز محاسبه شده از پروفایل T2 در طول خط سیاه نشان داده شده در شکل ۳ (اندازه پیکسل ۲۰۰ میکرون)

عمق مدولاسیون ΔDi برای پریودهای فضایی مختلف از شکل ۴ بدست آمده اند. محاسبه تابع انتقال مدولاسیون دوز برای پریود ۵۶۰ میکرون برای نمونه آورده شده است:

$$DMTF(v_3 = 1.78\text{mm}^{-1}) = \frac{\Delta D_{(v_3)}}{\Delta D_{(v_1)}} = \frac{0.80}{11} = 0.07$$

مجموعه کامل مدولاسیون ها به صورت درصد برای فرکانس های فضایی مختلف در جدول ۱ آمده است. برای ساختارهای ریز $v = 1/(\mu\text{m}560)$ یا $a = 560\mu\text{m}$ عمق مدولاسیون $1/7$ بدست آمده است. شکل ۵ منحنی کالیبراسیون فیلم است. شکل تغییرات دانسیته نوری را برحسب دوز نشان می دهد که با افزایش دوز دانسیته افزایش یافته است.

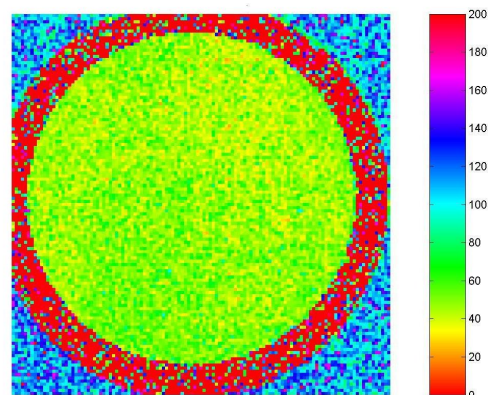
مجموعه کامل مدولاسیون ها به صورت درصد برای فرکانس های فضایی مختلف اندازه گیری شده است و با نتایج دوزیمتر اسکنر - فیلم مقایسه می شود.

۳- نتایج

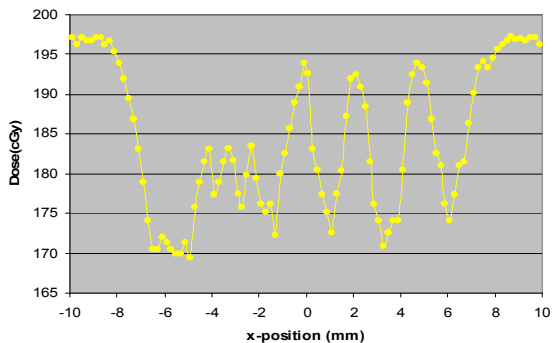
۳-۱- نتایج پلیمر ژل دوزیمتری بر پایه تصویربرداری تشدید مغناطیسی

رزولوشن فضایی در جهت Y بوسیله افزایش اندازه پیکسل محدود می شود. با تفریق دوز جذبی در سطوح زیر شبکه برنجی می توان یک مدولاسیون شدت را مشاهده کرد. در دورترین فاصله از شبکه جاذب، در حالت برشهای نازک در سمت راست، مدولاسیون کاملاً مشاهده نمی شود. این اثر ممکن است نتیجه اندازه محدود چشمه کبالت ۶۰ باشد. پلیمر ژل از طریق شبکه جاذب از بالا (جهت Y) تابش داده شده است.

تصاویر محوری وزنی آسایش اسپین- اسپین رزولوشن بالا (اندازه پیکسل 0.199×0.199 میلیمتر مربع) برای برشهای مختلف با ضخامت ۲ میلیمتر با فاصله ۱ میلیمتر بدست آمده اند. تصاویر وزنی آسایش اسپین- اسپین برای یک نزول نمایی منفرد از ۴ اکو با زمان اکو بین ۲۰ و ۸۰ میلی ثانیه محاسبه شده اند. تصویر T2 در شکل ۳ نشان داده شده است.



شکل ۳- تصویر T2 محوری بدست آمده از یک نمونه ژل تابش داده شده در زیر گرید. مکان برش با در نظر گرفتن جهت تابش (محور Y) انتخاب شده است.



(b)

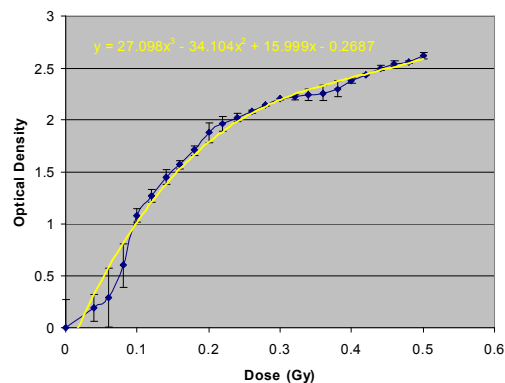
شکل ۶- (a) فیلم اسکن شده در زیر شبکه جاذب (اندازه پیکسل ۲۰۰ میکرون). (b) پروفایل دوز، محاسبه شده از طریق اسکن بوسیله دانسیتومتر.

مدولاسیون های مربوط به پریودهای ۲۲۵۰، ۱۰۵۰ میکرون شبکه ها می تواند تشخیص داده شود اما برش های کوچک (۵۶۰ میکرون) به سختی قابل تمییزاند. عمق مدولاسیون برای ۲۲۵۰ میکرون شبکه در ۱۰۰٪ تنظیم شده و مدولاسیون های دیگر نسبت به این مدولاسیون ماکزیمم سنجیده شده اند. در ۱۰۵۰ میکرون عمق مدولاسیون به ۳۵٪ کاهش یافته و در ۵۶۰ میکرون به حدود ۹٪ دامنه ماکزیمم کاهش یافته است.

۳-۳- مقایسه نتایج پلیمر ژل دوزیمتری و فیلم دوزیمتری

نتایج پلیمر ژل دوزیمتری و فیلم دوزیمتری با در نظر کردن تابع انتقال مدولاسیون دوز بطور کمی در جدول ۱ مقایسه شده اند. اگرچه عمق مدولاسیون برای پلیمر ژل دوزیمتری به سرعت با فرکانس فضایی ν کاهش می یابد، دامنه در حدود $1/\nu$ جفت خط در هر میلیمتر $\nu = 1/560 \mu\text{m}$ هنوز مقادیر حدود $1/7$ ماکزیمم در $\nu = 1 / (2250 \mu\text{m})$ را داراست.

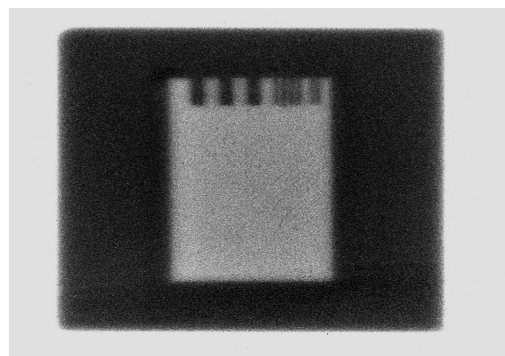
در مقایسه مدولاسیون دوز برای سیستم اسکنر- فیلم به حدود ۹٪ کاهش یافته است. نزول تابع انتقال مدولاسیون دوز با افزایش فرکانس برای یک سیستم تصویر برداری در محدوده رزولوشن وابسته به نوع سیستم است. برای ساختارهای با پریود ۱۰۵۰ میکرون عمق مدولاسیون بوسیله پلیمر ژل دوزیمتری ۳۰٪ در مقایسه با ۳۵٪ برای اسکنر - فیلم



شکل ۵- منحنی کالیبراسیون فیلم. شکل تغییرات دانسیته نوری را برحسب دوز نشان می دهد که با افزایش دوز دانسیته افزایش یافته است.

۳-۲- نتایج فیلم دوزیمتری

فیلم های رادیوگرافیک بوسیله یک دانسیتومتر در بالا ترین رزولوشن (اندازه پیکسل ۲۰۰ میکرون) اسکن شده و یک تصویر از چگالی نوری زیر شبکه جاذب به دست آمده که در شکل (a) نشان داده شده است. عمق مدولاسیون برای چهار فرکانس فضایی مختلف بدست آمده است $\Delta D_{\nu_2} = 0.081 \text{ Gy}$ ، $\Delta D_{\nu_1} = 0.230 \text{ Gy}$ و $\Delta D_{\nu_3} = 0.021 \text{ Gy}$. دو برش کوچک مطابق دو ماکزیمم کوچک در سمت چپ می باشند. عمق مدولاسیون حدود ۹٪ (سمت چپ) مدولاسیون ماکزیمم (پریود ۲۲۵۰ میکرون) در سمت راست کاهش یافته است. مینیمم و ماکزیمم در کمترین پریود (۵۶۰ میکرون) به سختی از طریق رزولوشن اسکنر اسکنر (جدول ۱) قابل تفکیک است. برای بررسی کمی، یک پروفایل مدولاسیون با درون یابی داده ها بدست آمده است (شکل (b)).



(a)

مسائل مربوط به پلیمر ژل دوزیمتری رزولوشن بالا و سیستم اسکنر - فیلم بررسی شده است.

در تصویربرداری دوز، رزولوشن فضایی و عدم قطعیت دوز معیار کنترل کیفی هستند. قدرت تفکیک دوز به عنوان توانایی تمییز دوز تعریف شده است. و عمدتاً بوسیله نویز T2 پارامتر انتخابی تصویر برداری تشدید مغناطیسی محدود می شود. در این مقاله مفهوم تابع انتقال مدولاسیون دوز و پلیمر ژل دوزیمتری بر پایه تصویربرداری تشدید مغناطیسی به عنوان ابزاری برای بدست آوردن قدرت تفکیک پذیری فضایی مستقل از روش تابش بیان شده است.

فیلم های رادیوگرافی کدک به عنوان ابزار کلینیکی استاندارد برای اشعه های فوتون درمانی در رژیم دوز پایین بین ۴ و ۵۰ سانتی گری از طریق قدرت تفکیک پذیری هندسی و اطلاعات دو بعدی در دسترس استفاده شده است. تمام مدولاسیون ها در چگالی نوری در فرکانس های بالاتر به روشنی مشاهده شده اند. هر چند بعد از دیجیتالیز کردن در کوچکترین اندازه پیکسل قابل دسترسی خطوط در تصویر اسکن شده را به سختی می توان جدا کرد. مدولاسیون دوز بدست آمده بین دو برش باریک (۵۶۰ میکرون) تقریباً ظاهر نشده است که نشاندهنده قدرت تفکیک پذیری محدود سیستم اسکنر دانسیتومتریکی می باشد. و در نهایت نتایج پلیمر ژل دوزیمتری با فیلم دوزیمتری مقایسه شده است (جدول ۱).

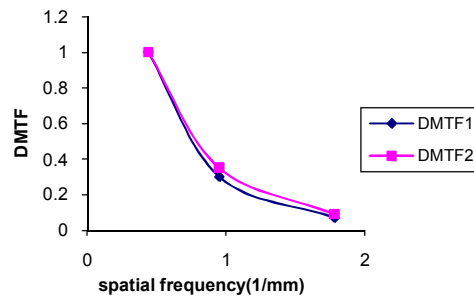
۵- نتیجه گیری

نتایج نشان می دهد که فیلم دانسیتومتری در رزولوشن اسکنر ۲۰۰ میکرون ممکن است بهتر از یک سیستم تصویربرداری پلیمر ژل دوزیمتری بر پایه تشدید مغناطیسی با رزولوشن پیکسل ۲۰۰ میکرون می باشد. هر چند رزولوشن بالا در صفحه ممکن است با اسکنرهای فیلم طراحی شده به صورت ویژه در ارزیابی محدود شده به دو بعد بدست می آید، اما پلیمر ژل دوزیمتری راه رسیدن به توزیع دوز سه بعدی را ارائه می نماید. نتایج تابع انتقال مدولاسیون دوز نشان می دهد

دوزیمتری بدست آمده است، اگرچه اختلاف مدولاسیون خیلی زیاد نیست. هر دو روش تصویر برداری دوز توان بدست آوردن مدولاسیون در ۵۶۰ میکرون را نشان داده اند، هر چند با پلیمر ژل دوزیمتری بهتر انجام شده است.

شکل ۷ کاهش عمق مدولاسیون دوز آشکار شده با افزایش فرکانس فضایی برای پلیمر ژل دوزیمتری بر پایه تصویربرداری تشدید مغناطیسی و سیستم اسکنر - فیلم محدود رزولوشن فضایی مربوط به سیستم دوزیمتریکی را نشان می دهد.

DMTF-Comparsion



شکل ۷- مقایسه تغییرات تابع انتقال مدولاسیون دوز با فرکانس فضایی برای دو سیستم پلیمر ژل دوزیمتری (DMTF1) و فیلم-اسکنر (DMTF2) که نشان می دهد تابع انتقال مدولاسیون دوز ژل دوزیمتری سریعتر از فیلم-اسکنر نزول می کند.

جدول ۱ - عمق مدولاسیون دوز برای فرکانس های فضایی مختلف V

پهنای برش گرید (میکرون)	۲۸۰	۵۲۵	۱۱۲۵
فرکانس فضایی گرید (زوج خط در میلیمتر)	۰/۴	۰/۹	۱/۷
عمق مدولاسیون پلیمر ژل دوزیمتری	۱	۰/۳۰	۰/۰۷
عمق مدولاسیون سیستم اسکنر - فیلم	۱	۰/۳۵	۰/۰۹

۴- بحث

مفهوم تابع انتقال مدولاسیون دوز فقط در دقت مکانی نسبی در فرایند تصویربرداری دوز قابل دسترسی است. برای کنترل کیفی در دوزیمتری دقت مکانی مطلق شامل تمام مراحل تصویر برداری، طراحی درمان، محاسبه دوز و موضع درمان می باشد. این مقاله دقت مطلق دوز در طراحی درمان کلینیکی را با تمام جزئیات بررسی نمی کند، بلکه فقط تعدادی از

۶- تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان نامه دانشجویی کارشناسی ارشد است، نویسندگان مقاله از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی تهران، بخاطر حمایت‌های مالی تشکر و قدر دانی می نمایند.

که قدرت تفکیک فضایی در پلیمر ژل دوزیمتری می تواند بهتر از ۲۸۰ میکرون باشد که وابسته به تجهیزات تصویربرداری تشدید مغناطیسی می باشد.

منابع

1. Pappas E, Seimenis I, Angelopoulos A, Georgolopoulou P, Kamariotaki-Paparigopoulou M, Maris T, et al. Narrow Stereotactic beam profile measurements using N-vinylpyrrolidone based polymer gels and magnetic resonance imaging. *phys Med Biol* 2001 Mar;46(3):783-97.
2. McJury M, Tapper PD, Cosgrove VP, Murphy PS, Griffin S, Leach MO, Webb S, Oldham M. Experimental 3D dosimetry around a high-dose-rate clinical ¹⁹²Ir source using a polyacrylamide gel(PAG) dosimeter. *Phys Med Biol*. 1999 Oct;44(10):2431-44.
3. Soares CG, Halpem DG, Wang CK. Calibration and characterization of beta particle sources for intravascular brachytherapy. *Med Phys*. 1998 Mar;25(3):339-46.
4. Tseng YJ, Chu WC, Chung WY, Guo WY, Kao YH, Wang J, et al. The role of dose distribution gradient in the observed ferric ion diffusion time scale in MRI Fricke infused gel dosimetry. *Magn Reson Imaging*. 2002 Jul;20(6):495-502.
5. Heidarian M, Hoban PW, Beddoe AH. A comparison of dosimetry techniques in stereotactic radiosurgery. *Phys Med Biol*. 1996 Jan;41(1):93-110.
6. Rice RK, Hansen JL, Svensson GK, Siddon RL. Measurements of dose distributions in small beams of 6Mev x-rays. *Phys Med Biol*. 1987 Sep;32(9):1087-99.
7. Manens JP, Buchheit I, Beauvais H, Gaboriaud G, Mazal A, Piret P. Dosimetrie des faisceaux de photons de faibles dimensions [Dosimetry of small-size photo beams]. *Cancer radiother*. 1998 Mar-Apr;2(2):105-14.
8. Oldham M, Siewerdsen JH, Kumar S, Wong J, Jaffray DA. Optical CT gel dosimetry I: Basic investigations. *Med Phys*. 2003 Apr;30(4):623-34.
9. Balcom BJ, Lees TJ, Sharp AR, Kullarni NS, Wagner GS. Diffusion in Fe(II/III) radiation dosimetry gels measured by MRI *Phys Med Biol*. 1995 Oct;40(10):1665-76.
10. Gore JC, Kant YS, Schulz RJ. Measurement of radiation dose distributions by Nuclear Magnetic Resonance Imaging. *Phys med boil*. 1984 Oct;29(10):1189-97.
11. Olsson LE, Fransson A, Ericsson A, Mattsson. MRI imaging of absorbed dose distributions for radiotherapy using ferrous sulfate gels. *Phys med Biol*. 1990 Dec;35(12):1623-31.
12. Maryanski MJ, Ibbott GS, Eastman P, Schulz RJ, Gore JC. Radiation therapy dosimetry using magnetic resonance imaging of polymer gels. *Med phys*. 1996 May;23(5):699-705.
13. Fong PM, Keil DC, Does MD, Fore JC. Polymer Gels for Magnetic Resonance imaging of Radiation Dose Distributions At Normal Room Atmosphere. *Phys Med Biol*. 2001 Dec;46(12):3105-13.
14. De Deene Y, De Wagter C, Van Duyse B, Derycke S, De Neve W, Achten E. Three-dimensional dosimetry using polymer gel and magnetic resonance imaging applied to verification of conformal radiotherapy in head-and-neck cancer. *Radiother Oncol*. 1998 Sep;48(3):283-91.
15. Hurley C, McLucas C, Pedrazzini G, Baldock C. High-resolution gel dosimetry of a HDR brachytherapy source using normoxic polymer gel dosimeters: Preliminary study. *Nucl Instrum Methods Phys Res A*. 2006 Sep;565(2):801-11.

16. Maryanski MJ, Gore JC, Kennan RP, Schulz RJ. NMR relaxation enhancement in gel polymerized and cross-linked by ionizing radiation: a new approach to 3D dosimetry by MRI. *Magn Reson Imaging*. 1993; 11(2):253-8.
17. Maryanski MJ, Ibbot GS, Estman P, Schulz RJ, Gore JC. Radiation therapy dosimetry using magnetic resonance imaging of polymer gels. *Med Phys*. 1996 May;23(5):699-705.
18. Maryanski MJ, Schulz RJ, Ibbot GS, Gatenby JC, Xie J, Horton D, et al. Magnetic resonance imaging of radiation dose distributions using polymer-gel dosimeter. *Phys Med Biol*. 1994 Sep;39(9):1437-55.
19. Jirasek AJ, Duzenli C, Audet C, Eldridge J. Characterization of monomer/crosslinker consumption and polymer formation observed in FT-Raman spectra of irradiated polyacrylamid gels. *Phys Med Biol*. 2001 Jan; 46(1):151-65.
20. A. Berg M, Pernkopf M, Waldhausl C, Schmidt W, Moser E. High resolution MR based polymer dosimetry versus film densitometry: a systematic study based on the modulation transfer function approach. *Phys Med Biol*. 2004 Sep;49(17):4087-108.