

## اندازه گیری توزیع دوز با استفاده از ژل پلیمر برای بررسی صحت عملکرد سیستم طراحی درمان

علیرضا فرج الهی<sup>۱</sup>، جلیل پیرایشی اسلامیان<sup>۲</sup>، حسین ساعدی پور<sup>۳</sup>

تاریخ پذیرش: ۸۲/۵/۱۴

**Title:** Measurement of dose distribution using polymer gel for Potential Verification of a treatment planning system.

**Authers:** Farajollahi A.R.<sup>1</sup>, Pirayesh Islamian J.<sup>2</sup>, Saedi Pour H<sup>3</sup>.

**Abstract:** Introduction of polymer gel as a dosimeter and its unique advantages in measuring dose distributions opens up some important applications in radiotherapy. This paper will discuss the performance of the gel dosimeter in measurements associated with external beam treatment, which is the most common form of radiotherapy. The central axis depth dose was measured in a cylindrical Perspex of 150 mm in diameter. Irradiation was made using radiation field of 5x5 and 8x8 cm and the results compared with data obtained using a small ionization chamber. The investigation was also made to measure dose distribution resulting from a three, four field irradiation, oblique incidence and an inhomogenous gel. Comparison was made with the plan produced by Helax planning system simulating the experimental condition using "Pips". The percentage depth dose on the central axis in both 5x5 and 8 x 8 radiation fields have shown good agreement with ion chamber within  $\pm 4\%$ . For 50% isodose a comparison of dose arease in the gel and Helax in three- field radiation rased in agreement within  $\pm 4\%$  using Pips. Dose distribution produced in the gel for four fields agreed within  $\pm 2.7\%$  to 5% up to isodose level of 70% and  $\pm 8\%$  at 60% compared to Helax. The measurements of isodose levels for different radiation field in the case of an air gap indicated reasonably good agreement between gel and plan from Helax at the 90% dose level. The produced dose distributions from the 30° oblique beam have shown large differences of about 10 mm in 90 to 70% in the Perspex phantom but agrees well in the glass phantom. The results have indicated the depth dose and dose distributions from standard radiotherapy techniques produced in the gel agree with ion chamber and also basic dose distributions produced by Helax. The gel performance for measurments using an air gap in the phantom was quite encouraging.

**Key words:** gel dosimetry, dose distribution, dosimetry, treatment planning.

1- Assistant Professor, School of Medicine , Tabriz University of Medical Sciences.

2- Instructure, School of Medicine , Tabriz University of Medical Sciences.

3- Instructure, School of Medicine , Tabriz University of Medical Sciences.

۱- استادیار دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز.

۲- مربی دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز.

۳- مربی دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز.

## چکیده

معرفی ژل پلیمر برای دوزیمتر و مزایای منحصر بفرد آن در اندازه گیری توزیع دوز کاربرد های مهمی را در رادیوتراپی پیدا کرده است. در این مقاله عملکرد دوزیمتر ژل در اندازه گیری های مربوط به درمان از راه دور که معمول ترین شکل رادیوتراپی می باشد، مورد بحث قرار گیرد. در این بررسی، دوز عمقی در محور مرکزی در فانتوم استوانه ای ساخته شده از پرسپکس با قطر ۱۵۰ میلیمتر اندازه گرفته شد. فانتوم با میدانی به ابعاد ۵x۵ و ۸x۸ سانتیمتر تشعشع داده شده و نتایج آن با اندازه گیری های بدست آمده از اطاقک یونیزاسیون مقایسه گردید. بررسی ها با اندازه گیری توزیع دوز حاصل از تشعشع سه و چهار میدانی، تابش مایل و همچنین توزیع دوز در ژل ناهمگن (غیر یکنواخت) ادامه یافت و نتایج حاصل از ژل با توزیع دوزهای بدست آمده از سیستم رایانه ای طرح درمانی هیلکس (Helax) با شبیه سازی شرایط آزمایش و با استفاده از نرم افزار PIPS مقایسه گردید. درصد دوز عمقی در محور مرکزی در هر دو میدان تابش ۵x۵ و ۸x۸ سانتیمتری توافق خوبی با میزان بدست آمده از اطاقک یونیزاسیون با اختلاف  $\pm 4\%$  درصد نشان داد. در منحنی دوز یکسان ۵۰ درصد، مقایسه مساحت دوز حاصل از تشعشع سه میدانی در ژل و هیلکس با استفاده از PIPS منجر به توافقی با اختلاف  $\pm 4\%$  درصد شد. توزیع دوز حاصل از تشعشع چهار میدانی تا منحنی های دوز یکسان ۷۰ درصدی منجر به توافقی با اختلاف  $\pm 2/7\%$  تا ۵ درصد و در منحنی ۶۰ درصدی با اختلاف  $\pm 8\%$  درصد با هیلکس شد. اندازه گیری منحنی های توزیع دوز در میدان های تابش متفاوت در آزمایشات انجام یافته با ژل که داخلش فضای خالی ایجاد شده بود در سطح منحنی دوز ۹۰ درصدی توافق نسبتاً خوبی با نتایج بدست آمده از هیلکس نشان داد. توزیع دوز ناشی از تابش مایل ۳۰ درجه ای اختلاف زیادی در حدود ۱۰ میلیمتر در منحنی های ۷۰ تا ۹۰ درصدی بین دو سیستم نشان داد. به هر حال تکرار آزمایش با فانتوم شیشه ای بجای پرسپکس این عدم توافق را مرتفع نمود. نتایج گرفته شده نشان می دهد که توزیع دوز و دوز عمقی حاصل از تکنیکهای پرتو درمانی استاندارد در ژل، با توزیع دوزهای اطاقک یونیزان و همچنین توزیع دوز پایه حاصل از هیلکس توافق دارند. عملکرد ژل در اندازه گیری دوز با تعبیه شکاف هوایی در فانتوم کاملاً امیدوار کننده بود.

کل واژه گان: ژل پلیمر، توزیع دوز، پرتودرمانی، دوزیمتری، طراحی درمان.

## مقدمه

در موقعیت های کلینیکی، بررسی قابلیت محاسبه سه بعدی توزیع دوز با دقت کافی، در شرایط واقعی ضرورت دارد. یک سیستم محاسباتی سه بعدی واقعی قادر است برخوردهای ذرات را در حجم مورد تابش، شکل سطح ورودی پرتو، حجمی که پراکندگی در آن صورت می گیرد و وجود غیر یکنواختی و میدان های نامنظم را به حساب آورد.

ایده آل این است که صحت عملکرد یک سیستم طراحی درمان، بر مبنای مقایسه دوز اندازه گیری

پیشرفت های اخیر در پرتودرمانی، نه تنها بطور قابل ملاحظه ای مدیون توسعه چشمه های جدید پرتوزا میباشد، بلکه تکنیکهای پرتو دهی نیز در آن سهم بسزائی دارد (۱). تکنیکهای جدید معمولاً پیچیده بوده و به سیستم های طراحی ای نیاز دارند که در آنها کامپیوترهای سریع و برنامه های نرم افزاری کاملاً پیشرفته برای انجام محاسبات با دقت بالا به کار گرفته شوند. به منظور استفاده از چنین سیستم هایی

صرف شده برای تصویر برداری از ژل با پارامترهای ذکر شده در حدود نیم ساعت بود.

### الف- پرتو دهی تک میدانی (تعیین دوز عمقی)

یک ظرف پرسپکس استوانه ای شکل با ۲/۵ لیتر ژل BANG پر شد. برای ترسیم منحنی دوز عمقی در محور مرکزی، فانتوم ژل از سمت قاعده استوانه با استفاده از اشعه ایکس ۶ مگاولتی (فلپیس SL75/5) و میدان تابشی ۵×۵ سانتی متری تحت تابش قرار گرفت. سپس اندازه گیری با میدان ۸×۸ سانتیمتری تکرار و نتایج گرفته شده با داده های حاصله از اندازه گیری با اتاقک یونیزاسیون مقایسه گردید. دوز در عمق ۱/۵ سانتی متری برای هر دو اندازه گیری هشت گری بود. ضخامت برش ها برای اندازه گیری توزیع دوز در میدان ۵×۵ سانتیمتری ۳ میلی متر و در میدان ۸×۸ سانتی متری ۲۰ میلی متر بوده و برشها در موازات محور پرتو (برش ساژیتال) بودند. افزایش ضخامت برش در میدان ۸×۸ در جهت تلاش برای بهبود کیفیت اندازه گیری (افزایش SNR) بود. اندازه گیری ها با اتاقک یونیزان در همان فانتوم با فاکتورهای پرتو دهی یکسان انجام گرفت. برای این کار فانتوم با آب پر شده و اتاقک یونیزان (NE ۲۵۸۱ با الکترو متر PTW unidos) به دو میله مدرج پرسپکسی که نسبت به هم عمود بوده و می توانستند در هر دو جهت عمودی و افقی حرکت کنند وصل شده و دوز در عمق های مختلف در محور مرکزی فانتوم اندازه گرفته شد.

### ب- پرتو دهی سه میدانی

برای بررسی توزیع دوز حاصل از پرتو دهی سه میدانی ۲ لیتر ژل BANG در فانتوم ساخته شده از پرسپکس تشعشع داده شد. مرکز فانتوم در

شده در بیماران و محاسباتی که توسط چنین سیستمی انجام یافته صورت گیرد که البته این کار عملی نیست. بنابراین مقایسه مذکور باید تحت شرایط تجربی، حتی الامکان مشابه شرایط کلینیکی انجام گیرد.

نظربه مزایای منحصر به فرد ژل پلیمر از قبیل رزولوشن بالا، توانائی اندازه گیری سه بعدی دوز و معادل بافت نرم بودن آن امروزه این دوزیمتر در پرتودرمانی کاربرد فراوانی داشته (۲) و محققین بسیاری در به کارگیری آن در پروسه های مختلف پرتودرمانی کار می کنند (۳ و ۴). در این مقاله امکان تعیین صحت عملکرد سیستم طراحی درمان Helax-TMS در شرایط متداول پرتویی با استفاده از ژل پلیمر مورد مطالعه قرار می گیرد. از آنجائی که اساس داده های هیلکس اندازه گیری های حاصل از اتاقک یونیزاسیون است بنابر این به خاطر اجتناب از تفسیر اشتباه نتایج، دوزهای عمقی در محور مرکزی اندازه گیری شده و با نتایج به دست آمده از اتاقک یونیزاسیون مقایسه می شوند.

### مواد و روشی کار

فرایند تولید ژل با جزئیات کامل در مقالات قبلی توضیح داده شده است (۵). برای کالیبره کردن ژل، شش ویال شیشه ای کوچک همراه با یک فانتوم به منظور پرتو دهی پر شدند. نمونه های کالیبراسیونی سپس تحت تابش دوزهای جذبی صفر تا ۱۰ گری قرار گرفتند. ژل ها با استفاده از اسکندر تمام بدنی زیمنس با قدرت یک تسلا و کوایل مخصوص سر با بکار گیری توالی پالس چند برشی Spin echo تصویر برداری شدند. برای این اندازه گیری ها از زمان تکرار (TR) ۶۰۰۰ میلی ثانیه و زمان های اکوی (TE) ۱۵ و ۴۰۰ میلی ثانیه استفاده شد. زمان

همدیگر تحت تابش قرار گرفت. میزان پرتودهی طوری محاسبه گردید که دوز کل در ایزوسنتر ۱۰ گری باشد. ژل چهار روز بعد از پرتودهی اسکن و برش کرومال به ضخامت ۲۰ میلی متر به موازات محور دسته پرتو گرفته شد. سپس توزیع دوز اندازه گیری شده با ژل وداده های بدست آمده از کامپیوتر (Helax-TMS) با شبیه سازی شرایط آزمایش با هم مقایسه گردیدند.

#### د- توزیع دوز در ژل نا همگن

به منظور ایجاد نا همگونی در ژل یک لوله پرسپکسی به قطر ۵ cm و ارتفاع ۱۵ cm در مرکز فانتوم جاسازی شد. دو اندازه گیری با میداين ۴×۴ و ۶×۶ سانتیمتری انجام گرفت. میداين ۴×۴ سانتیمتری با استفاده از دسته پرتو ایکس ۶ مگاولتی (فیلیپس SL75/5) و میداين ۶×۶ سانتیمتری با استفاده از دستگاه ۸ مگا ولتی (فیلیپس SL75/20) به صورت افقی تحت تابش قرار گرفتند. دوز هشت گری به ترتیب به عمق های ۱/۵ و ۲ سانتی متری (عمق دوز حداکثر  $d_{max}$ ) اعمال شد. در این جا نیز سطوح هم دوز حاصل از طراحی درمان کامپیوتری Helax-TMS با توزیع دوز اندازه گرفته شده در ژل مقایسه گردید.

#### ه- دسته پرتو مایل

توزیع دوز حاصل از پرتو مایل نیز در فانتوم ساخته شده از پرسپکس اندازه گرفته شده و سپس با طرح درمان کامپیوتری مقایسه گردید. دو لیتر ژل در یک فانتوم پرسپکس تدارک دیده شد و با میداين پرتوی ۴×۴ سانتیمتری به موازات سطح ژل که با دیواره فانتوم زاویه ۲۰ درجه می ساخت تشعشع داده شد. دوز جذبی ۸ گری با استفاده از شتاب هنده خطی ۶ مگاولتی (فیلیپس SL75/5) به عمق دوز حداکثر

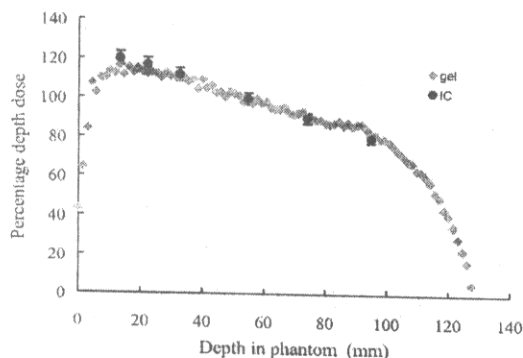
ایزو سنتر قرار داده شد و ژل با سه میداين ۵×۵ سانتیمتری و بطور افقی تحت تابش قرار گرفت. میداين پرتو نسبت به هم ۱۲۰ درجه زاویه داشته و دوز در ایزوسنتر ۱۰ گری بود. به عبارتی دوز ناشی از هر میداين در عمق ماکزیمم ۴/۲ گری بود. برای تعیین تاثیر جنس فانتوم بر شکل توزیع دوز، اندازه گیری با فانتوم شیشه ای از جنس بروسلیکات و به قطر ۱۵۲ میلی متر و ارتفاع ۱۹۲ میلی متر با ضخامت دیواره ای ۳ میلی متر تکرار شد. فانتوم شیشه ای تقریباً مشابه فانتوم پرسپکسی بوده و فاصله زمانی بین ساخت و پرتو دهی برای هر دو اندازه گیری یکسان بود. در تمامی موارد ژلها در یخچال نگهداری و چهار روز بعد از پرتو دهی اسکن شدند. ضخامت برش ها ۲۰ میلی متر بوده و در تمام اندازه گیری ها دمای ژل به طور ثابت ۴ درجه سانتیگراد بود، برای بررسی اینکه چگونه چطور توزیع دوز اندازه گیری شده توسط ژل با توزیع دوز حاصل از سیستم طراحی درمان Helax-TMS همخوانی دارد یک طرح درمانی مشابه شرایط آزمون در Helax طراحی گردید. سپس سطوح هم دوز با استفاده از نرم افزار Pips (سیستم پردازش تصویر خروجی) مقایسه گردید. این سیستم با تعیین چندین نقطه به عنوان نشانه و ترسیم پیرامون ها در هر دو تصویر، آنها را مقایسه، سپس نتایج این مقایسه به صورت تصویری نمایش داده شوند. نواحی با دوز کمتر و بیشتر از میزان دوز داده شده، همراه با مقادیر عددی و درصد اختلاف آنها مشخص می شوند.

#### ج- پرتو دهی چهار میدا نی

توزیع دوز ناشی از چهار میداين متقابل نیز با استفاده از دسته پرتو ایکس ۶ مگاولتی (فیلیپس SL75/5) در ژل بدست آمد. فانتومی حاوی ۲ لیتر ژل با چهار میداين ۴×۴ سانتی متری تحت زاویه ۹۰ درجه از

ناحیه build up برای اندازه گیری هایی که با اتاقتک یونیزان انجام یافته است بخاطر محدودیت های ناشی از نگهدارنده اتاقتک نشان داده نشده است.

مقدار خطا در اندازه گیری هایی که با استفاده از اتاقتک یونیزاسیون انجام یافته است همان طوری که از شکل های ۱ و ۲ پیداست،  $\pm 3\%$  درصد بود. با توجه به نتایج بدست آمده توافق خوبی بین اندازه گیری های ژل در آزمون های تک میدانی وجود داشت. در ضمن هم چنان که از شکل ۲ پیداست برش تصویری ضخیم تر منجر به بهبود SNR شده است.



شکل ۲) منحنی درصد دوز عمقی محور مرکزی ومقایسه آن با مقادیر بدست آمده از اتاقتک یونیزان در میدان ۸×۸ سانتی متری.

### ب- نتایج پرتو دهی سه میدانی

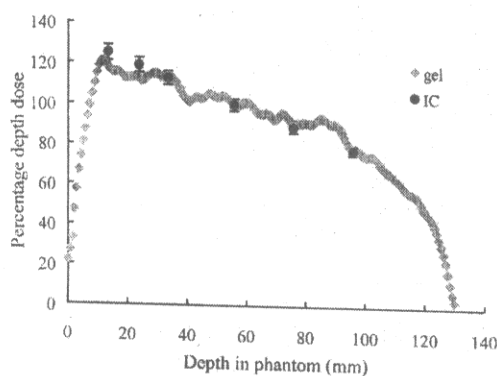
توزیع دوز در ژل و کامپیوتر طراحی درمان در شکل ۳ مقایسه شده است. در ناحیه هم دوز ۵۰ درصد مقایسه وسعت ناحیه هم دوز با نرم افزار PIPS انطباق  $\pm 4\%$  در صدی را نشان می دهد. همان طوریکه از شکل پیداست عمق ناحیه هم دوز ۲۰ درصد در ژل در نزدیکی محل خروجی دسته پرتو، نسبت به هم دوز مشابه کامپیوتری کمتر است.

$d_{max}$  داده شد. این آزمایش با فانتوم شیشه ای با همان ابعاد تکرار گردید تا تاثیر نفوذ اکسیژن بر نقطه نرمالیز شده مشخص شود. تشعشع با استفاده از شتاب دهنده مارک Electa مدل SLI که دارای محدود کننده چندین پره ای (mlc) بود، با انتخاب انرژی های مگاولتی برقرار گردید. چهار روز بعد از پرتو دهی، از ژل ها تصویر برداری شد و برش های کرومال (به موازات محور دسته پرتو) به ضخامتهای به ترتیب ۵ و ۲۰ میلیمتری از ژل تهیه گردید.

## نتایج

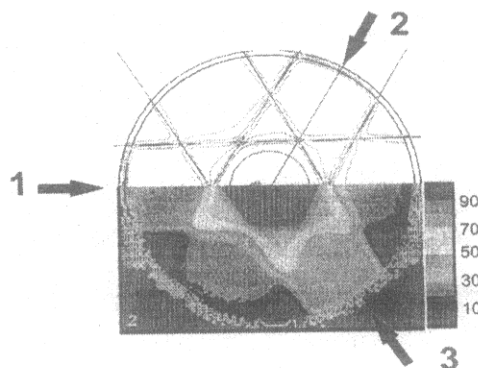
### الف- نتایج پرتو دهی تک میدانی

توزیع دوز حاصل با استفاده از منحنی کالیبراسیون از تصویر محاسبه ای  $T_2$  به دوز تبدیل شد و سپس نمودارهای درصد دوز عمقی در محور مرکزی که از توزیع دوز میدانهای ۵×۵ و ۸×۸ سانتیمتری بدست آمده بودند رسم شد که به ترتیب در شکل های ۱ و ۲ نشان داده شده است.



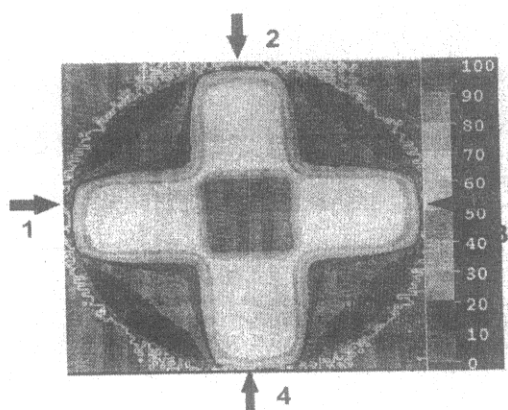
شکل ۱) مقایسه ای از منحنی های درصد دوز عمقی در محور مرکزی برای میدان ۵×۵ سانتی متری با استفاده از دوزیمتر ژل و اتاقتک یونیزاسیون. داده ها به عمق ۵ سانتی متری نرمالیزه شده اند.

است. این شکل نشان میدهد که یک ناحیه مستطیلی شکل حاوی دوز بالا در محل تلاقی چهار میدان وجود دارد. مقایسه منحنی های هم دوز کامپیوتری و ژل پلیمر توافق بهتر از ۳/۵ میلی متر در منحنی های هم دوز ۹۰ تا ۶۰ درصد نشان می دهد. مقایسه وسعت دوز با استفاده از PIPS منجر به توافقی بین ۲/۷± تا ۵ درصد تا سطح دوز ۷۰ درصدی و ۸± درصد تا سطح ۶۰ درصدی شد. همانطوری که انتظار می رفت عمق ناحیه هم دوز ۵۰ درصد در ژل نسبت به Helax-TMS بخاطر نزدیکی به دیواره پرسپکس کمتر بوده است.



شکل ۳: مقایسه طرح درمانی Helax و ژل در تابش سه میدانی.

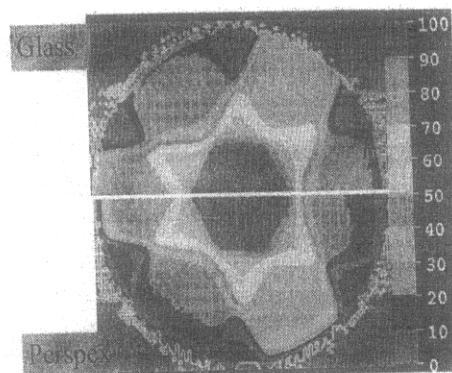
تاثیر جنس فانتوم بر میزان پلیمریزه شدن در شکل ۴ نشان داده شده است. در این شکل به روشنی میتوان دید که ژل در فانتوم پرسپکسی نسبت به فانتوم شیشه ای سطح هم دوز کمتری را در هر دو ناحیه ورودی و خروجی دسته پرتو نشان میدهد و همچنین میزان تاثیر جنس فانتوم در بخش خروجی نسبت به بخش ورودی بیشتر بوده طوریکه بخش مرکزی ژل از این تاثیر در امان مانده است.



شکل ۵) طرح دوز حاصل از MRI در ژلی که با چهار میدان تحت تابش قرار گرفته است.

### د- توزیع دوز حاصل از ژل نا همگن

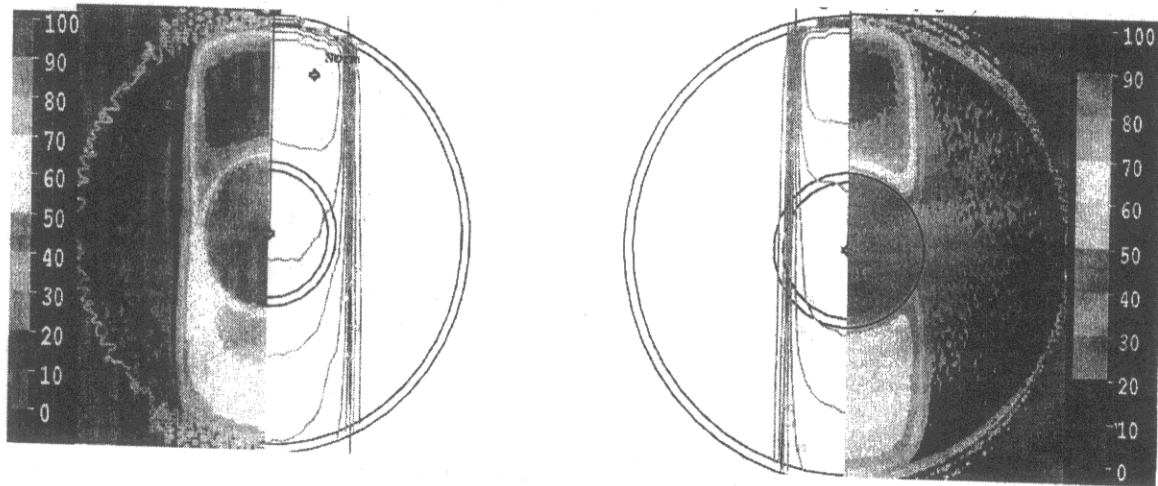
مقایسه سطوح هم دوز در میدانهای متفاوت تشعشع در ژل ناهمگن (شکاف هوایی در داخل ژل) در شکل ۶ (الف و ب) صورت گرفته است. اندازه گیری ها توافق مناسبی را بین ژل و طرح درمان Helax-TMS در سطح دوز ۹۰ درصدی برای میدان ۴×۴ سانتیمتری نشان می دهند. برای میدان ۶×۶ سانتیمتری توافق بهتری در اندازه گیری ناحیه هم دوز ۹۰ درصد بدست آمد.



شکل ۴: مقایسه توزیع دوز اندازه گیری شده در فانتوم های شیشه ای و پرسپکسی.

### ج- نتایج پرتو دهی چهار میدانی

نتایج اندازه گیری توزیع دوز در روش چهار میدانی (دو جفت میدان متقابل) در شکل ۵ نشان داده شده



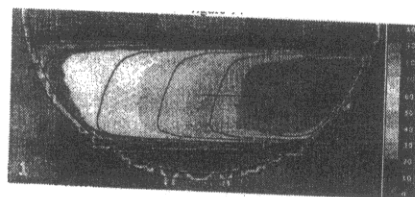
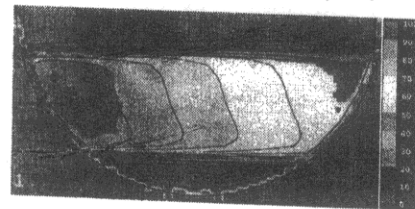
(ب)

(الف)

شکل ۶: الف - مقایسه ای از توزیع دوز حاصله در ژل و Helax-TMS برای میدان ۴×۴ سانتیمتری  
ب - مقایسه سطح هم دوز در میدان ۶×۶ سانتیمتری بین ژل و Helax-TMS

### و- دسته پرتو مایل

مقایسه توزیع دوز حاصل از دسته پرتو مایل ۳۰ درجه ای در ژل BANG و Helax به ترتیب در شکل های ۷ الف و ب نشان داده شده است. از شکل ۷ الف به وضوح پیدا است که اختلافی در حدود ۱۰ میلیمتر در سطح هم دوز ۷۰ تا ۹۰ درصدی وجود دارد. در اینجا نیز بخش خروجی تشعشع بخاطر نزدیکی به دیواره پرسپکس اندازه گرفته نشده است.



شکل ۷: الف - مقایسه منحنی های هم دوز در ژل داخل فانتوم پرسپکسی و طرح درمان کامپیوتری. ب - مقایسه ای بین توزیع دوز حاصل از ژل در فانتوم شیشه ای و Helax-TMS

با اینکه توزیع دوز در فانتوم شیشه ای توافق خوبی با سیستم طراحی درمان (در حدود ۲/۵ میلیمتر) نشان می دهد ولی باز هم ژل در بخش خروجی دسته پرتو ماگزیمم اختلافی به میزان ۴ میلی متر را در سطح هم دوز ۹۰٪ نزدیک دیواره فانتوم به نمایش می گذارد.

### بحث

به منظور تایید الگوریتم محاسبه دوز برای طراحی درمان سه بعدی و ایجاد اطمینان کیفی اندازه گیری توزیع دوز به طور تجربی ضروری است. روش های متداول اندازه گیری دوز احتمالاً برای تکنیک های ساده میتواند مفید باشد. برای حالات پیچیده ای مثل درمان Conformal، که نیاز به اندازه گیری سه بعدی دوز دارد نه تنها این روشها محدودیت های خاص خودشان را دارند، بلکه هنوز نگرانیهایی از قبیل، ایجاد اختلال در میدان تشعشع توسط خود دوزیتر و تفکیک فضایی وجود دارد. در خصوص ژل های پلیمر این مسئله به علت اینکه دوزیتر و

حال با اینکه استفاده از فانتوم شیشه ای این مشکل را مرتفع می کند، ولی هنوز حتی با استفاده از همچو فانتومی سطوح هم دوز طرح درمان کامپیوتری و ژل در مجاورت بخش خروجی دسته پرتو توافقی را نشان نمی دهند. این مسئله تایید می کند که الگوریتم Helax-TMS برای اصلاح عدم وجود پس پراکندگی در بخش خروجی تدابیری انجام نداده است. برخلاف طرح های درمانی سه و چهار میدانی، بین توزیع دوز حاصل از دسته پرتو مایل در فانتوم پرسپیکس حاوی ژل و کامپیوتر طرح درمانی توافقی مشاهده نگردید. اعتقاد بر این است که تاثیر اکسیژن عامل این عدم توافق باشد که با کاهش حساسیت ژل باعث شده که مقدار عددی نقطه نرمالیزاسیون در نزدیکی دیواره فانتوم کاهش یابد. نتایج بدست آمده با فانتوم شیشه ای این نظر را تایید می کند. عدم همخوانی در سطح هم دوز ۹۰٪ در آزمایش انجام یافته با فانتوم شیشه ای نیز ممکن است بخاطر الگوریتم Helax باشد. احتمال می رود که Helax یا تاثیر ضخامت بیشتر شیشه را در همچو برخورد مایل بحساب نمی آورد و یا اینکه سطح جدایی بین ژل و شیشه را بدرستی محاسبه نمی کند. عدم توافق هر دو سیستم در ناحیه خروجی دسته پرتو می تواند به دلیل پس پراکندگی باشد که در محاسبات Helax منظور نشده است.

با توجه به نتایج، اینطور بنظر میرسد که پرسپیکس فانتوم مناسبی برای دوزیمتری با ژل نباشد. ولی اگر سطح نزدیک به دیواره فانتوم مدنظر نباشد، و این ناحیه مرکزی فانتوم ژل باشد که هدف دوزیمتری است از پرسپیکس می توان استفاده کرد. بعلاوه انعطاف پذیری پرسپیکس برای ساختن فانتومی در هر شکل و حجم دلخواه عاملی است که به کارگیری دوزیمتر ژل را در پرتو درمانی تسهیل میکند. نفوذ اکسیژن در حاشیه فانتوم بارزتر بوده و معمولاً ناحیه

فانتوم یکی می باشند وجود نداشته در ضمن ژل معادل بافت نرم نیز است. بررسی ویژگی های اصلی ژل BANG نشان داده است که دوزیمتر ژل پلیمر قابلیت حل اکثر مشکلات جاری دوزیمتری را دارد (۶). کاربرد ژل پلیمر عملاً در پرتو درمانی توافقی خوبی با دوزیمتری متداول و توانایی آزمون الگوریتم های طراحی درمان نشان داده است (۸ و ۷). مقایسه دوز های عمقی اندازه گرفته شده توافقی خوبی را با همدیگر داده است. این داده ها با نتایج اندازه گیری های انجام گرفته توسط Maryanski و همکارانش با استفاده از دیود و ژل های BANG (۹) و BANG (۱۰) همخوانی داشته است. در این مطالعه، داده های دوز عمقی به علت تاثیر احتمال اکسیژن بر ژل مجاور قاعده پزشکی فانتوم به عمق ۵ سانتی متری نرمالیزه شد. با اینکه اتاقک یونیزان در فانتوم آب برای تشعشع تک میدانی می تواند اندازه گیری های سریع تری را نسبت به ژل فراهم کند و برای اندازه گیری های پیچیده، حاوی دو یا چند میدان تشعشع که نیاز به قدرت تفکیک بالایی در سه بعد دارند، ژل روش سریع تری است. مقایسه طرح های درمانی سه و چهار میدانی در فانتوم پرسپیکس توافقی نزدیکی را بین ژل و کامپیوتر طرح درمان Helax-TMS به جز سطوح هم دوز نزدیک به دیواره نشان داد. بخشی از این اختلاف بخاطر آنست که در کامپیوتر طرح درمانی فقدان پس پراکندگی مد نظر قرار نگرفته است. بعلاوه در این آزمایش بخاطر استفاده از پرسپیکس تاثیر اکسیژن نیز وجود دارد. مواد پلاستیکی حاوی ماده هیپواکسیک، اکسیژن جوی را جذب کرده و به آرامی به ماده انتقال می دهند. اکسیژن از خود پرسپیکس یا از طریق دیواره پرسپیکس فانتوم نفوذ می کند. بنابراین چنین اختلاف هایی در نتایج می تواند با نفوذ اکسیژن از دیواره فانتوم توجیه شوند. در هر



پرسپکسی وجود دارد. در این اندازه گیری بخاطر تاثیر جنس فانتوم و همچنین لوله پرسپکسی کار گذاشته شده در وسط ژل به عنوان شکاف هوایی، امکان مقایسه ژل و Helax-TMS همانند سایر اندازه گیری ها مقدور نبود. برای این کار لازم است که اندازه گیری ها با استفاده از فانتوم شیشه ای و هم چنین جاگذاری لوله شیشه ای در وسط ژل و یا استفاده از پلاستیک های مقاوم به اکسیژن انجام گیرد.

### نتیجه گیری

با توجه به داده های بدست آمده از این بررسی، می توان اذعان نمود که دوزیمتر ژل نه تنها توانایی کاربری در دوزیمتری تکنیکهای ساده بلکه، تکنیک های پیچیده سه بعدی پرتو درمانی را دارا می باشد.

مرکزی فانتوم متاثر نمیشود. مقایسه توزیع دوز در فانتوم های پرسپکسی و شیشه ای همان طوریکه انتظار می رفت، نشان داد که اثر اکسیژن در بخش ورودی و خروجی دسته پرتو یکسان نمیباشد. این اثر در قسمت ورودی دسته پرتو جایی که میزان دوز در آن بالا است کمتر از ناحیه خروجی است در هر حال، بنظر میرسد که استفاده از پرسپکس به عنوان جنس فانتوم نه تنها نایبستی کاملاً منسوخ شود بلکه پلاستیک های دیگری با ویژگی های نفوذی بهتر نیز بایستی مورد بررسی قرار گیرد تا بلکه بتوان به عنوان مواد تشکیل دهنده فانتوم بکار گرفت.

ایجاد ناهمگنی با استفاده از شکاف هوایی در داخل ژل منجر به نتایج امیداور کننده ای شد. اگر چه توزیع دوز حاصله در ژل توافق نسبتاً خوبی رابا طرح درمان Helax-TMS نشان داده است، ولی هنوز عدم توافق هایی بخاطر دیواره فانتوم و لوله

### References:

- 1- Brahme A. Design principles and clinical possibilities with a new generation of radiation therapy equipment. A review. *Acta. Oncol.* 1987; 26: 403-412.
- 2- Farajollahi A.R., Bonnett D.E., Aukett R.J., Mills J. A. An investigation into the use of polymer gel dosimetry in low dose rate brachytherapy. *BJR*, 1999, 72:1085-1092.
- 3- Scheib SG, Gianolini S. Three-dimensional dose verification using BANG gel: a clinical example. *J Neurosurg* 2002; 97(5 Suppl):582-587
- 4- Novotny J Jr, Novotny J, Spevacek V, Dvorak P, Cechak T, Liscak R, Brozek G, Tintera J, Vymazal J. Application of polymer gel dosimetry in gamma knife radiosurgery. *J Neurosurg* 2002; 97 (5Suppl): 556-562.
- 5- Farajollahi A.R., Bonnett D.E., Aukett R.J., Ratcliffe A.J. The advantages and limitations of polymer gel dosimetry in

brachytherapy. Proc World Cong. Med. Phys. Bio. Eng., Nice, 1997, 840.

6- Farajollahi A.R. An investigation into the applications of polymer gel dosimetry in radiotherapy. PhD thesis. 1998.

7- De Deene Y. Gel dosimetry for the dose verification of intensity modulated radiotherapy treatments Z Med Phys 2002;12:77-88.

8- Novotny J Jr, Dvorak P, Spevacek V, Tintera J, Novotny J, Cechak T. Medical application of 3-D polymer gel dosemeter evaluated by nuclear magnetic

resonance. Radiat Prot Dosimetry 2002;101:399-402.

9- Maryanski M.J., Schulz R.J., Ibbott G.S., Gatenby J.C., Xie J., Horton D., Gore J.C. Magnetic resonance imaging of radiation dose distributions using a polymer-gel dosimeter. Phys. Med. Bio., 1994, 39:1437-1455.

10- Maryanski M.J Ibbott G.S., Estman P., Schulz R.J., Gore J.C. Radiation therapy dosimetry using magnetic resonance imaging of polymer gels. Med. Phys. 1996; 23: 699-705.