



## برآورد دوز جذبی ژل MAGIC-f در پرتودرمانی به روش سی تی اسکن نوری و مقایسه با MRI و شبیه سازی مونت کارلو

مهدوی، محمد<sup>۱</sup> - حسین نژاد، معصومه<sup>۱</sup> - مهدوی، سیدربیع مهدی<sup>۲</sup>

۱. دانشگاه مازندران، دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک هسته ای

۲. دانشگاه علوم پزشکی ایران، دانشکده پیراپزشکی، گروه فیزیک پزشکی

### چکیده

ژل دوزیمتر تنها دوزیمتر سه بعدی مناسب در محدوده دوزهای درمانی برای بدست آوردن توزیع دوز می باشد. برای تعیین دقیق میزان دوز در ژل نیاز به سیستمی می باشد که بتواند میزان دوز را با خطای اندک و هزینه کمتر برآورد کند. به این منظور سیستم سی تی اسکن نوری (OCT) برای برآورد میزان توزیع دوز در ژل در بخش فیزیک هسته ای دانشگاه مازندران طراحی و ساخته شده است. ابتدا ژل MAGIC-f با شتابدهنده خطی زمینس  $6\text{ MV}$  مورد تابش قرار گرفت. به منظور برآورد میزان دوز از سیستم تصویربرداری برای خوانش دوز استفاده شد. برای تایید برآورد میزان دوز در سیستم OCT، نمودار کالیبراسیون دوز خوانش شده در این سیستم با سیستم MRI که سیستم استاندارد است، مقایسه شد. با سیستم MRI میزان دوز  $2\text{ Gy}$  و با سیستم OCT مقدار دوز  $1/98\text{ Gy}$  بدست آمد، در ادامه با شبیه سازی سیستم میزان دوز با روش مونت کارلو نیز برآورد شد.

کلمات کلیدی: ژل دوزیمتر، دوز، سیستم سی تی اسکن نوری، مونت کارلو

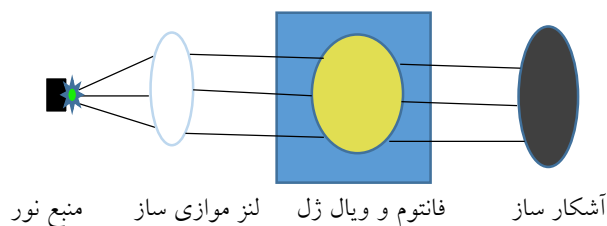
### مقدمه

ژل دوزیمترها تنها دوزیمتر سه بعدی واقعی هستند. این دوزیمترها می توانند به طور هم زمان به عنوان فانتومی که توانایی اندازه گیری توزیع دز جذبی در تمام یک هندسه سه بعدی را دارد مورد استفاده قرار گیرند [۱]. برای خوانش دوز در ژل از تکنیک های تصویربرداری مختلفی استفاده می کنند. یکی از این روش ها سی تی اسکن نوری می باشد. چون یو و همکارانش در سال ۲۰۱۳ یک سیستم برش نگاری نوری را مورد مطالعه قرار دادند. آنها اظهار داشتند که دوزیمتری ژل با سیستم برش نگاری نوری کامپیوتری می تواند در آینده به عنوان دوزیمتری دقیق و مطمئن مورد استفاده قرار گیرد [۲]. در این مطالعه ژل MAGIC-f تحت تابش  $6\text{ MV}$  شتابدهنده خطی زمینس قرار گرفته است، سپس با سیستم تصویربرداری

OCT طراحی و ساخته شده توسط گروه نویسندگان مورد خوانش قرار گرفت و نتایج با MRI و شبیه سازی مونت کارلو مقایسه شد.

### مواد و روش ها

طراحی و ساخت سیستم OCT: شکل (۱) طرح شماتیک سیستم OCT را نشان میدهد. در این سیستم از LED بعنوان منبع نور استفاده شده و یک باریکه گستر که شامل دو لنز کانونی و بسط دهنده نور میباشد به فاصله ده سانتی متری از LED قرار گرفته است. به فاصله ۵ سانتی متر از باریکه گستر زیر قابی که استپ موتور به آن وصل است، یک فانتوم آب قرار گرفته که ویال ژلی که به استپ موتور وصل می شود در این فانتوم آب قرار میگیرد. روبروی فانتوم آب و به فاصله ۱۰ سانتی متری از آن یک آشکارساز CCD نصب شده است که با یک کابل coaxial به کامپیوتر وصل میشود.



شکل ۱: طرح شماتیک سیستم اپتیکال سی تی

### آماده سازی ژل

ژل نوع MAGIC-f باتوجه به پروتکل موجود در مقالات تهیه شد [۳] و در ویال های استوانه ای ریخته شد.

### تابش دهی ژل

۲۴ ساعت بعد از تهیه ژل، نمونه ها برای تابش دهی به کلینیک منتقل شدند. پرتو دهی نمونه ها با شتابدهنده ی خطی ۶ MV انجام شد. ویال های ژل در یک فانتوم آب مکعبی به ابعاد ۳۰×۳۰×۳۰ قرار گرفت و ابتدا یک نمونه



با دوز جذبی صفر بعنوان شاهد خارج و برچسب گذاری شد. ۶ ویال ژل دیگری به ترتیب تحت تابش ۰/۵، ۱، ۱/۵، ۲، ۴ و ۶ گری قرار گرفتند.

### نتایج

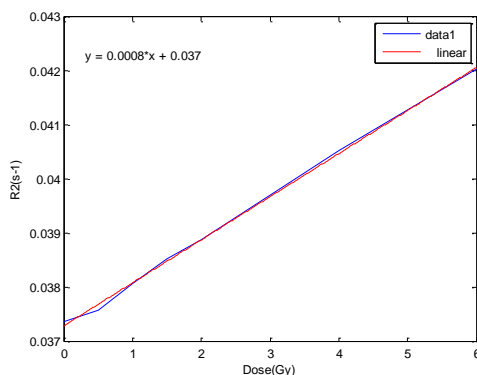
خوانش ژل با سیستم MRI: ۲۴ ساعت بعد از تابش دهی ژل، نمونه‌ها توسط سیستم MRI خوانش شدند. در تصویر برداری MR، یک موج رادیویی یا پالس فرکانسی به جسم گسیل می‌شود و سیگنال از ممان مغناطیسی در جسم دریافت می‌شود. با استفاده از زمان‌های آسایش اسپین‌ها تصاویر تشکیل می‌شوند. وقتی دو اسپین کنار یکدیگر باشند، میدان مغناطیسی یک پروتون، پروتون دیگر را تحت تأثیر قرار می‌دهد. افت میدان مغناطیسی ایجاد شده توسط برهمکنش پروتون-پروتون ممکن است خیلی کوچک باشد، اما باعث غیر یکنواختی میدان مغناطیسی که اسپین‌ها در معرض آن هستند می‌شود. این برهمکنش خصوصیات ذاتی هر جسم است که با T2 اندازه‌گیری می‌شود و بنام زمان آسایش اسپین-اسپین یا عرضی معروف است. به معکوس T2 آهنگ آسایش عرضی (R2) می‌گویند که متناسب با میزان دوز می‌باشد. در این مطالعه نیز با برآورد R2 از تصاویر گرفته شده، مقدار دز جذب شده محاسبه گردیده است. نتایج بدست آمده از تصویربرداری MR در جدول (۱) نشان داده شده است.

جدول ۱ مقادیر آهنگ آسایش عرضی (R2) در دوزهای مختلف

دوز (Gy)	۰/۰	۰/۵	۱/۵	۲/۵	۴	۶
R2	۰/۰۱۷۱	۰/۰۱۷۳	۰/۰۱۷۶	۰/۰۱۸۱	۰/۰۲۰۷	۰/۰۲۱۵

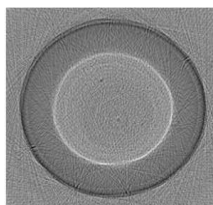
با استفاده از داده‌های جدول ۱ و با استفاده از کد نرم افزار مربوط به R2، نمودار کالیبراسیون مربوط به MRI رسم

شد (شکل (۲)).

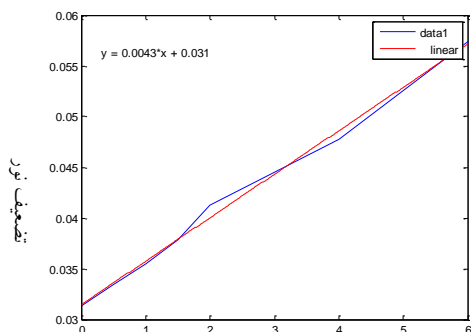


شکل ۲: منحنی کالیبراسیون سیستم MRI

خوانش ژل با سیستم OCT: ابتدا منبع نور، CCD و کامپیوتر روشن شد و بعد از ده دقیقه (زمان warm up دوربین) از سیستم استفاده شد. ویال های ژل در جایگاه مربوطه روی استپ موتور نصب شدند و سپس لامپ اتاق خاموش شد. بعد از آن استپ موتور روشن شده و اولین پراجکشن توسط کارت کپچر گرفته شد. سپس اولین چرخش تحت زاویه ۱ درجه انجام شد. پراجکشن بعدی بعد از یک ثانیه با چرخش دیگر بدست آمد. این فرایند تا کامل شدن ۳۶۰ درجه در ۳۶۰ مرحله انجام شد. اسکن بعد از گذشت ۶ دقیقه برای هر نمونه کامل شد و سپس تصاویر توسط کدی در متلب بازسازی و پردازش شد. پردازش تصویر نمونه های اسکن شده با کد inverse radon در متلب انجام شد. برش های تصاویر با انجام پردازش و پس نمایی داده ها بدست آمدند. (شکل (۳)). (شکل (۴)) منحنی کالیبراسیون سیستم OCT را نشان میدهد. محور افقی میزان دوز و محور عمودی میزان تضعیف نور را نشان میدهد. مقادیر متناظر در جدول (۲) نشان داده شدند.



شکل ۳: یک نمونه برش تصویر بازسازی شده با استفاده از برنامه متلب



دوز (Gy)

شکل ۴: منحنی کالیبراسیون سیستم OCT

جدول ۲: مقادیر تضعیف نور بر حسب دوز

دوز (Gy)	تضعیف نور
۰	۰/۰۳۱۳۵
۰/۵	۰/۰۳۳۴۸
۱	۰/۰۳۵۴۸
۱/۵	۰/۰۳۷۸۱
۲	۰/۰۴۱۲۵
۴	۰/۰۴۷۷۶
۶	۰/۰۵۷۴۳

مقایسه خوانش MRI و سیستم OCT: بعد از رسم منحنی کالیبراسیون، یک ویال تحت تابش میزان مجهول تابش قرار گرفت و این ویال با MRI و OCT اسکن شدند. مقدار  $R_2$  و تضعیف نور با این ویال بدست آمد. برای این ویال  $0.03856 \text{ s}^{-1}$  و میزان تضعیف نور  $0.03943$  بدست آمد. معادله (۱) رابطه بین  $R_2$  و دوز را نشان میدهد که از منحنی کالیبراسیون MRI شکل (۵) بدست آمد. در این معادله X میزان دوز و Y میزان  $R_2$  است.

$$Y=0.00078x+0.037$$

(۱)

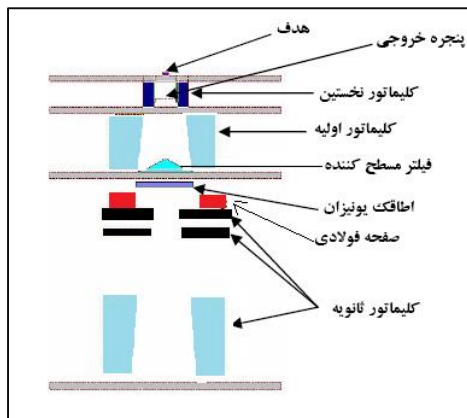
با جاگذاری  $y = 0.03856x$  در معادله ۱ میزان  $x = 2$  بدست آمد که میزان دوز مجهول میباشد. معادله (۲) رابطه بین تضعیف نور و میزان دوز را نشان میدهد که از منحنی کالیبراسیون OCT شکل بدست آمد. در این معادله  $x$  میزان دوز و  $y$  میزان تضعیف نور میباشد.

$$Y = 0.0043x + 0.031 \quad (2)$$

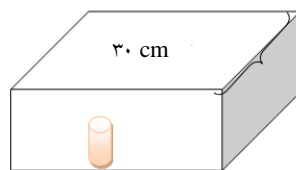
میزان تضعیف نور برای تابش مجهول  $0.03943$  بدست آمد. با جایگذاری  $y = 0.03943$  در معادله ۲ میزان  $x = 1/96$  بدست آمد. چون سیستم MRI، بعنوان سیستم استاندارد در نظر گرفته شده بود، پس نتایج OCT با نتایج MRI مقایسه شد. میزان خطا نسبت به MRI برابر است با:

$$\text{Error number} = \frac{2 - 1.96}{2} \times 100 = 2\%$$

**شبیه سازی مونت کارلو:** به منظور شبیه سازی این کار، از کد MCNPX استفاده شده است. این شبیه سازی شامل دو مرحله میباشد: ۱. شبیه سازی هد شتابدهنده خطی زیرمنس  $6\text{MV}$  که برای تابش دادن از آن استفاده کردیم (شکل (۵)). شبیه سازی فانتوم آب مکعبی به ابعاد  $30 \times 30 \times 30$  سانتی متر مکعب که ویال ژل استوانه ای داخل آن قرار داشت (شکل (۶)).



شکل ۵: شبیه سازی هد دستگاه شتابدهنده زیرمنس  $6\text{MV}$

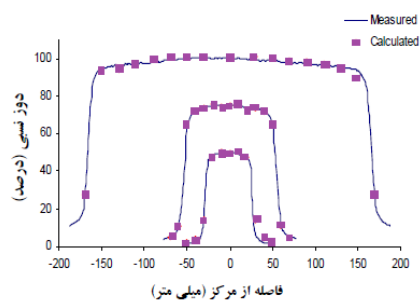


شکل ۶: شبیه سازی فانتوم آب مکعبی و ویال ژل استوانه ای داخل آن





با ساده سازی های لازم و نوشتن کد با شرایط مسئله برای پرتو فوتونی نمودار دوز نسبی بر حسب فاصله برای ژل رسم شد. تالی مورد استفاده در این کد  $F_6$  بود و از دستور Pedep برای بدست آوردن دوز استفاده شد. نمودار شکل (۷) میزان دوز نسبی را در عمق ۵ سانتی متری از ژل نشان می دهد. در این نمودار نقاط مشخص شده، نقطه های حاصل از شبیه سازی و خط ممتد نموداری است که برحسب داده های تجربی رسم شد.



شکل ۷: دوز نسبی بر حسب فاصله از مرکز

### نتیجه گیری

با توجه به خطای بسیار پایینی که ما برای کالیبراسیون سیستم OCT بدست آوردیم (۰.۲٪) و همچنین بررسی و مقایسه پارامترهای این سیستم با سیستم MRI که بعنوان سیستم استاندارد انتخاب شد، می توان انجام ژل دزیمتری را بطور مستقل از سیستم MRI انجام داد. در نهایت با کاربرد این سیستم در دزیمتری پرتو درمانی می توان به بهبود درمان بیماران و همچنین بالا بردن کیفیت پرتو درمانی کمک کرد. همچنین در این مطالعه با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو توانستیم میزان دوز نسبی را برحسب فاصله از عمق بدست آوریم که نمودار آن تقریباً منطبق بر نمودار تجربی پروفایل دوز است.

### References

- [1] E B Podgorsak. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teacher and Students. International Atomic Energy Agency (IAEA), Austria 2005.
- [2] C H Yao, W T Hsu, J J Lee, S M Hsu, Ma PY-I, B T Hsieh, et al. A Characteristic 36. Study on NIPAM Gel Dosimetry Using Optical-CT Scanner. Journal of Medical and Biological ENGINEERING. 34(4) : 327-32, 2014.



[3] K Vergote. Development of polymer gel dosimetry for applications in Intensity modulated radiotherapy. PhD Thesis, Department of radiotherapy and Nuclear medicine, Faculty of medicine and health science, University of Ghent, Belgium, 2005.

## **Estimation of absorbed dose of MAGIC-f gel in Radiotherapy By optical CT scan and comparison with MRI and Monte Carlo simulation**

**Mahdavi Mohammad<sup>1</sup>- Hoseinnezhad Masoumeh<sup>1</sup>- Mahdavi Seyyed Rabee mehdi<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Physics Department, Nuclear physics group, University of Mazandaran, Babolsar, Iran

<sup>2</sup>Radiation Biology Research Center and Department of Medical Physics Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran





## Abstract

*The gel dosimeter is the only appropriate dosimeter of the three dimensional dose range for the therapeutic dose range for obtaining a dose distribution. In order to accurately determine the dose level in the gel, there is a need for a system that can estimate the dose rate with a small error and a lower cost. For this purpose, an optical CT scan (OCT) was designed to estimate the dose distribution in the gel in the nuclear physics department of University of Mazandaran. First, the MAGIC-f gel was irradiated with the Siemens 6 MV linear accelerator. In order to estimate the dose level, the imaging system was used for dose readings. To confirm the dose rate estimation in the OCT system, the calibration chart of the dose read in this system was compared to that of the standard MRI system. With the MRI system, the 2 Gy dose and the OCT system yielded dose of 1.98 Gy, it was also estimated by Monte Carlo method simulation.*

Keywords: Gel dosimeter, Dose, Optical Computerized Tomography system, Monte Carlo