

## اندازه‌گیری تجربی وابستگی دمایی ضریب شکست فانتوم آب برای پایش دقیق دز جذبی در روش‌های پرتودرمانی

رضا نشاطی<sup>۱</sup>، محمدرضا رشیدیان وزیری<sup>۲</sup> و فرهود ضیائی<sup>۳\*</sup>

<sup>۱</sup> گروه مهندسی هسته‌ای، مهندسی پرتو پزشکی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.

<sup>۲</sup> پژوهشکده فوتونیک و فن‌آوری‌های کوانتومی، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی ایران، تهران، ایران.

<sup>۳</sup> پژوهشکده کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی ایران، تهران، ایران.

\*تهران، سازمان انرژی اتمی ایران، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، پژوهشکده کاربرد پرتوها، کد پستی: ۱۱۳۶۵-۳۴۸۶

پست الکترونیکی: [fziaie@aeoi.org.ir](mailto:fziaie@aeoi.org.ir)

### چکیده

در این مقاله با استفاده از یک چیدمان نوری تجربی وابستگی دمایی ضریب شکست فانتوم آب اندازه‌گیری شده است. در روش کالری‌متری پرتوها با بهره‌گیری از باریکه‌های لیزری و سیستم‌های تداخل‌سنجی، میزان تغییراتی که جذب پرتو در فانتوم ایجاد می‌کند به‌دقت قابل‌اندازه‌گیری است. جذب دز و تغییرات دمایی حاصل از آن باعث تغییرات ضریب شکست در ماده می‌شود. برای آنکه بتوان میزان اندک دز جذبی در فانتوم را اندازه‌گیری کرد باید وابستگی دمایی ضریب شکست ماده به‌دقت مشخص باشد. نتایج اندازه‌گیری وابستگی دمایی ضریب شکست فانتوم آب بیانگر کاهش ضریب شکست با افزایش دمای آن است.

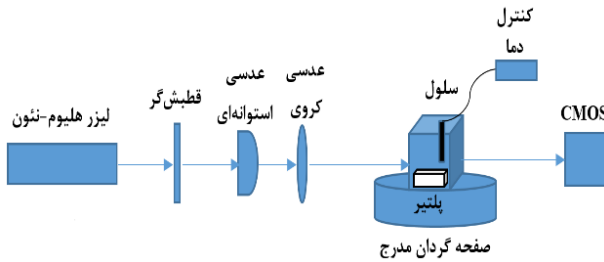
**کلیدواژگان:** ایمنی پرتو، صنعت هسته‌ای، دزیمتری، نور شناخت، تمام‌نگاری دیجیتال.

### ۱. مقدمه

الکترون و یا سایر تابش‌های هسته‌ای از بین می‌روند. در این روش، هدف نهایی تحویل بیشینه دوز به بافت سرطانی با برجای نهادن حداقل عوارض جانبی به بافت‌های سالم اطراف تومور است. برای جلوگیری از ایجاد عوارض جانبی و رعایت موارد ایمنی تابش، باید پیش از اقدام به درمان، طراحی درمان

برای درمان انواع مختلف سرطان از روش‌های مختلف درمانی از قبیل جراحی، شیمی‌درمانی، پرتودرمانی و هورمون‌درمانی استفاده می‌شود. حدود ۴۰٪ از بیماران سرطانی در سراسر جهان برای مداوا پرتودرمانی می‌شوند [۱]. در پرتودرمانی، سلول‌های سرطانی با استفاده از پرتوهای ایکس،

نوری استفاده شده است. یک دوربین CMOS مدل acA3800-14um از شرکت باسلر با ابعاد پیکسل مربعی برابر با  $1/67$  میکرومتر برای اندازه‌گیری میزان جابه‌جایی باریکه لیزر پس از شکست و خروج از سلول استفاده شده است.



شکل (۱): چیدمان تجربی اندازه‌گیری وابستگی دمایی ضریب شکست

اگر نور از فصل مشترک دو محیط با ضریب شکست‌های متفاوت عبور کند، دچار شکست شده و بزرگی زاویه شکست توسط قانون اسنل قابل تعیین است. بزرگی زاویه شکست و جابه‌جایی باریکه از مسیر اولیه خود پس از خروج از سلول محتوی آب، تابع ضریب شکست ماده فانتوم موجود در درون سلول بوده و این اساس کار روش اندازه‌گیری ارائه شده است. مطابق با شکل ۲، اگر باریکه لیزر با زاویه  $\theta$  نسبت به خط عمود بر سطح به سلول آب وارد شود، پس از دو بار شکست، در نهایت به موازات راستای انتشار اولیه از آن خارج خواهد شد. با استفاده از روابط هندسی و کاربرد قانون اسنل برای شکست نور در دو سطح متقابل سلول، می‌توان رابطه زیر را برای ضریب شکست ماده موجود در سلول برحسب جابه‌جایی عرضی باریکه لیزر  $l$  را به دست آورد:

$$n = \sin \theta \sqrt{1 + \left( \frac{\cos \theta}{\sin \theta - \frac{l}{t}} \right)^2} \quad (1)$$

که در آن  $t$  ضخامت سلول است؛ بنابراین با اندازه‌گیری بزرگی زاویه  $\theta$  از طریق صفحه گردان مدرج و بزرگی جابه‌جایی  $l$  از طریق دوربین CMOS، می‌توان بزرگی ضریب

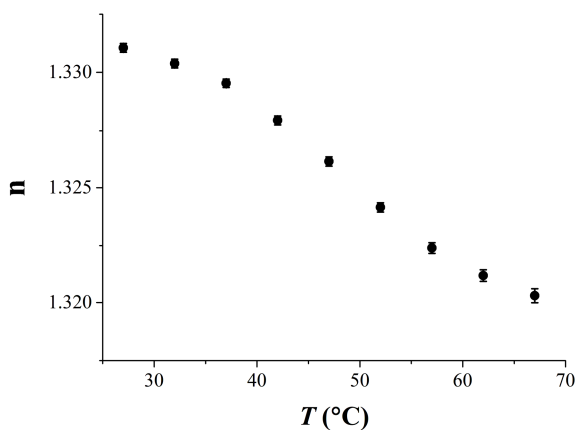
به شکلی دقیق انجام پذیرد. در طراحی درمان از موادی معادل با بافت بدن استفاده می‌شود تا اثر پرتودرمانی و میزان دقیق دز جذبی در آن‌ها برآورد شود. چون بیش از دو سوم وزن بدن انسان‌ها از آب تشکیل شده است، آب به‌عنوان ماده فانتوم در بسیاری از روش‌های طراحی درمان کاربرد گسترده دارد. تمام-نگاری روشی مبتنی بر تداخل‌سنجی و برای اندازه‌گیری‌های دقیق نوری است که برای برآورد سه‌بعدی میزان دز جذبی در فانتوم‌های شفاف نیز بسیار مورد توجه واقع شده است [۲، ۳]. در این روش با بهره‌گیری از باریکه‌های لیزری و سیستم‌های تداخل‌سنجی، میزان تغییراتی که جذب دز در درون فانتوم ایجاد می‌کند به دقت قابل‌اندازه‌گیری است. جذب دز و تغییرات دمایی حاصل از آن باعث تغییرات ضریب شکست در درون ماده می‌شود. برای آنکه بتوان میزان اندک دز جذبی در درون فانتوم را اندازه‌گیری کرد باید وابستگی دمایی ضریب شکست ماده به دقت مشخص باشد.

در این مقاله با استفاده از یک چیدمان نوری تجربی وابستگی دمایی ضریب شکست فانتوم آب اندازه‌گیری شده است. نتایج اندازه‌گیری بیانگر تطابق خوب آن با نتایج تجربی گزارش شده است.

## ۲. روش انجام تحقیق

شکل ۱ چیدمان تجربی طراحی شده برای اندازه‌گیری وابستگی دمایی ضریب شکست آب را نشان می‌دهد. قطبش‌گر برای کاهش شدت نور لیزر استفاده شده است. ترکیب عدسی‌های استوانه‌ای و کروی برای موازی‌سازی باریکه لیزر استفاده شده‌اند. یک صفحه گردان با دقت یک دهم درجه برای زاویه دادن به سلول کوارتز محتوی فانتوم آب، یک دستگاه کنترل دما به نام سانوارد مدل SUN15-T برای نمایش و کنترل دما، با دقت یک دهم درجه، حین انجام آزمایشات و یک پلتیر برای افزایش یا کاهش دمای مورد نیاز در این چیدمان

اندازه‌گیری بزرگی ضریب شکست آب در بازه دمایی ۲۷ تا ۶۷ درجه سانتی‌گراد به انجام رسیده است. در شکل ۳ تغییرات دمایی ضریب شکست آب رسم شده است.



شکل (۳): تغییرات دمایی ضریب شکست آب.

نتایج بیانگر کاهش ضریب شکست با افزایش دما است. مطابق با رابطه ۲ این موضوع بیانگر مقدار منفی ضریب نور-گرمایی آب است که بیشتر نیز گزارش شده است [۴، ۵، ۶]. داده‌های شکل ۳ را می‌توان برای محاسبه دقیق مقدار دز جذبی در فانتوم آب به کار گرفت [۷].

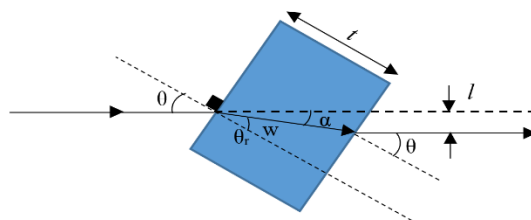
#### ۴. نتیجه‌گیری

نتایج به‌دست‌آمده نشان می‌دهد با توجه به پیشرفت‌های رو به رشد فناوری‌های آشکارسازهای CMOS و CCD و کوچک‌تر شدن اندازه پیکسل‌های دوربین‌ها، چنانچه از یک چیدمان به‌خوبی عایق‌بندی شده استفاده شود از این روش می‌توان برای اندازه‌گیری دز مطلق استفاده کرد.

شکست را با استفاده از طریق رابطه (۱) به‌دست آورد. بزرگی ضریب شکست مطابق با رابطه نور-گرمایی به دما وابسته است [۴]:

$$n = n_0 + \frac{dn}{dT}(T - T_0) \quad (2)$$

که در آن  $n_0$  ضریب شکست ماده در دمای اتاق  $T_0$  و  $\frac{dn}{dT}$  ضریب نور-گرمایی آن است؛ بنابراین با تغییر دمای  $T$  ضریب شکست ماده نیز تغییر خواهد کرد. در این کار با تغییر دادن دما، بزرگی ضریب شکست مطابق با رابطه (۱) اندازه‌گیری شده است.



شکل (۲): طرح‌واره روش اندازه‌گیری جابجایی باریکه لیزر.

#### ۳. نتایج و بحث

برای اندازه‌گیری میزان جابه‌جایی باریکه لیزر، تعداد پیکسل‌هایی که تصویر آن روی سطح حساس به نور دوربین CMOS با تغییر دما جابه‌جا می‌شود اندازه‌گیری شده است. با ضرب این تعداد در ابعاد در بزرگی ابعاد پیکسل برابر با  $1/67$  میکرومتر، بزرگی  $l$  به‌دست‌آمده است. زاویه ورودی باریکه لیزر به سلول  $\theta$  برابر با  $18$  درجه، در طول انجام آزمایشات ثابت نگاه داشته شده است. ضخامت سلول  $t$  برابر با  $55$  میلی‌متر بوده است.

## ۵. مراجع

- [1] D. Kelsen. Preoperative chemoradiotherapy for esophageal cancer, *Journal of clinical oncology: official journal of the American Society of Clinical Oncology*, 19 (2001) 283.
- [2] E. Hussmann. A holographic interferometer for measuring radiation energy deposition profiles in transparent liquids, *Applied optics*, 10 (1971) 182–186.
- [3] A. Cavan, J. Meyer. Digital holographic interferometry: A novel optical calorimetry technique for radiation dosimetry, *Medical physics*, 41 (2014).
- [4] P. Schiebener, J. Straub, J. Levelt Sengers, J. Gallagher. Refractive index of water and steam as function of wavelength, temperature and density, *Journal of physical and chemical reference data*, 19 (1990) 677–717.
- [5] W.M. Haynes, *CRC handbook of chemistry and physics*, CRC press (2014).
- [6] G.S. James, *Lange's handbook of chemistry*, McGraw-Hill Professional, (2005).
- [7] A. Beigzadeh, M.R. Vaziri, F. Ziaie. Modelling of a holographic interferometry based calorimeter for radiation dosimetry, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 864 (2017) 40–49.