

## اندازه‌گیری و مقایسه وابستگی دمایی ضریب شکست فانتوم‌های آب و پلکسی گلس به روش تداخل سنجی، برای استفاده در کالریمتری نوری

رضا نشاطی<sup>۱\*</sup>، محمدرضا رشیدیان وزیری<sup>۲</sup>، فرهود ضیائی<sup>۳</sup> و امیرمحمد بیگ‌زاده<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 فوتونیک و فن‌آوری‌های کوانتومی، کدپستی: ۱۴۳۹۹-۵۱۱۱۳

پست الکترونیکی: reza.neshati@gmail.com

### چکیده

در روش کالریمتری تابش با بهره‌گیری از باریکه‌های لیزری و سیستم‌های تداخل‌سنجی، میزان تغییراتی که جذب دز در درون فانتوم ایجاد می‌کند به دقت قابل اندازه‌گیری است. جذب دز و تغییرات دمایی حاصل از آن باعث تغییرات ضریب شکست 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. از فانتوم‌های پلکسی گلس و آب می‌توان به عنوان مواد معادل بافت استفاده کرد و در سال‌های اخیر گزارش‌های فراوانی مبنی بر استفاده از آن‌ها جهت کالریمتری تابش‌ها منتشر شده است. در این تحقیق وابستگی دمایی ضریب شکست آب و پلکسی گلس (پلی متیل متا آکریلات) با استفاده از چیدمان تداخلی سنجی لیزری اندازه‌گیری شده است. نتایج اندازه‌گیری نشان‌دهنده آن است که ضریب شکست پلکسی گلس در مقایسه با آب تغییرات بیشتری با دما دارد. این نتیجه بیانگر آن است که در روش کالریمتری نوری استفاده از پلکسی گلس به عنوان ماده جاذب، با توجه به نقص گرمایی نزدیک به صفر آن، دقت اندازه‌گیری دز جذبی افزایش خواهد یافت.

**کلیدواژه‌گان:** کالریمتری، دز، تداخل‌سنجی لیزری، فانتوم، پلکسی گلس، آب، ضریب شکست، وابستگی دمایی.

### ۱. مقدمه

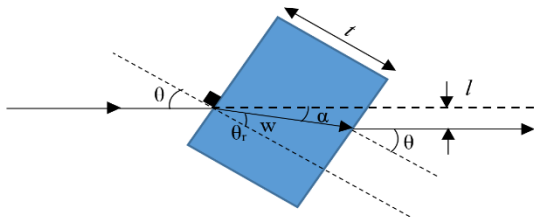
روش‌های مختلفی برای درمان سرطان مورد استفاده واقع می‌شود. روش پرتودرمانی یکی از روش‌های درمانی است که امروزه کاربرد گسترده‌ای در مراکز درمان سرطان دارد [۱]. در این روش درمانی، بیمار تحت تابش‌های یونیزان هسته‌ای قرار می‌گیرد تا سلول‌های موجود در توده‌های بدخیم سرطانی در بدن او از بین بروند. با وجود کاربرد گسترده این روش و جواب قابل قبولی که از روند درمان به این روش حاصل می‌شود، طراحی درمان بیمار در این روش و پیش از شروع

تداخل سنجی نوری، وابستگی دمایی ضریب شکست فانتوم‌های پلکسی گلس و آب به شکل تجربی اندازه‌گیری شده است. این مواد، متناسب با روش ساخت و محل تهیه، می‌توانند مشخصات نوری متفاوتی داشته باشند.

اندازه‌گیری وابستگی دمایی ضریب شکست این دو ماده، با هدف کاربرد آن‌ها به عنوان ماده جاذب در کالریمتری به روش تداخل سنجی نوری بوده است. مشخص بودن تغییرات دمایی ضریب شکست فانتوم‌های معادل با بافت بدن، امکان طراحی درمان بیمار با تابش‌های یونیزان به روش تمام نگاری و رعایت موارد ایمنی تابش را مهیا خواهد ساخت.

## ۲. روش انجام تحقیق

برای اندازه‌گیری اولیه ضریب شکست فانتوم شفاف از روش اندازه‌گیری جابجایی باریکه لیزر استفاده شده است (شکل ۱).



شکل (۱): طرح‌واره روش اندازه‌گیری جابجایی باریکه لیزر.

با استفاده از روابط هندسی و کاربرد قانون اسنل برای شکست نور در دو سطح متقابل سلول، می‌توان رابطه زیر را برای ضریب شکست فانتوم شفاف برحسب جابه‌جایی عرضی باریکه لیزر  $l$  بدست آورد:

$$n_0 = \sin \theta \sqrt{1 + \left( \frac{\cos \theta}{\sin \theta - \frac{l}{t}} \right)^2} \quad (1)$$

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 CCD می‌توان بزرگی ضریب شکست را با استفاده از رابطه (۱) بدست آورد.

فرآیند درمانی بسیار حیاتی است. تابش‌های هسته‌ای مورد استفاده در فرآیند پرتودرمانی تفاوتی بین سلول‌های سرطانی و طبیعی بدن بیمار قائل نشده و می‌تواند به مرگ سلول‌های طبیعی بدن بیمار نیز دامن بزنند. برای طراحی درمان باید میزان دز جذبی در فانتومی معادل با بافت بدن بیمار، ناشی از تابش هسته‌ای ساطع شده از منبعی با مشخصات خاص به دقت تعیین شود. روش کالریمتری نوری به روش تمام‌نگاری یکی از روش‌هایی است که برای اندازه‌گیری دقیق دز جذبی در فانتوم‌های شفاف بسیار مورد توجه قرار دارد [۴-۲]. در این روش جذب تابش در ماده تبدیل به گرما شده و دمای آن را تغییر می‌دهد.

چون ضریب شکست تمام مواد به دما وابسته است، این تغییرات دمایی تغییرات ضریب شکست ماده فانتوم را نیز به همراه خواهد داشت. پلیمر جامد پلکسی گلس ماده‌ای است که در روش‌های طراحی درمان معادل با بافت بدن انسان در نظر گرفته می‌شود [۵]. همچنین از فانتوم آب به صورت رایج به عنوان ماده معادل بافت در کالریمتری پرتوها استفاده می‌شود.

جذب تابش در محیط معین می‌تواند منجر به واکنش‌های شیمیایی گرماگیر و یا گرمازا شود. چنین اثری در دزیمتری، نقص حرارتی یا نقص گرمائی نامیده می‌شود. دز پرتودرمانی برای موارد جراحی، برای یک توده سرطانی جامد بین ۶۰ تا ۸۰ گری است، در حالی که لنفوم با ۲۰ تا ۴۰ گری و در یک برنامه تقسیم بندی معمول برای بزرگسالان ۱/۸ تا ۲ گری در روز به مدت کلی پنج روز در هفته درمان می‌شود [۹-۶]. میزان دز جذبی بسیار ناچیزتر از آن است که در مواد انتخاب شده بتواند نقص حرارتی قابل توجهی ایجاد کند.

به عنوان نمونه مقدار نقص حرارتی اندازه‌گیری شده برای آب بین ۱ الی ۵ درصد و پلیمر پلی استایرن حدود ۰/۱ الی ۰/۹ درصد [۱۰] می‌باشد. در این مقاله با برپایی چیدمان

هنگامی که ماده فانتوم گرم می شود بزرگی ضریب شکست آن نیز دستخوش تغییر می شود:

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

که در آن  $T_0$  دمای اولیه و  $\frac{dn}{dT}$  ضریب نور-گرمایی آن است. با تغییر ضریب شکست، فاز میدان الکتریکی باریکه ای که از داخل ماده فانتوم عبور می کند نیز مطابق با رابطه زیر تغییر خواهد کرد:

$$\Delta \varphi = k \Delta n \times t \quad (3)$$

که در آن  $k$  عدد موج و  $t$  ضخامت نمونه فانتوم شفاف قرار گرفته در مسیر باریکه لیزری است. طرح نوارهای تداخلی حاصل از برهم نهی دو باریکه تداخل سنج در شکل ۱ با توجه به رابطه زیر بدست می آید:

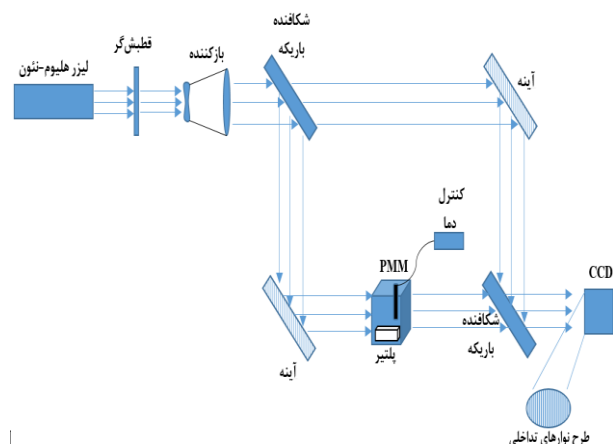
$$I = I_1 + I_2 + 2I_1 I_2 \cos(\Delta \varphi) \quad (4)$$

بنابراین مطابق با روابط (۲) و (۳) و با تغییر دمای محیط، ضریب شکست ماده تغییر کرده و این تغییر مطابق با رابطه (۴) منجر به تغییر و جابه جایی طرح نوارهای تداخلی خواهد شد. اگر تغییرات دمایی به صورت پیوسته باشد، در عمل نوارهای طرح تداخلی به صورت پیوسته شروع به حرکت خواهند کرد. با شمارش دقیق میزان جابه جایی نوارهای تداخلی توسط دوربین CCD میتوان بزرگی مقدار  $\Delta \varphi$  و با پیمودن مسیر معکوس روابط فوق، بزرگی تغییرات ضریب شکست ماده را به دست آورد.

### ۳. نتایج

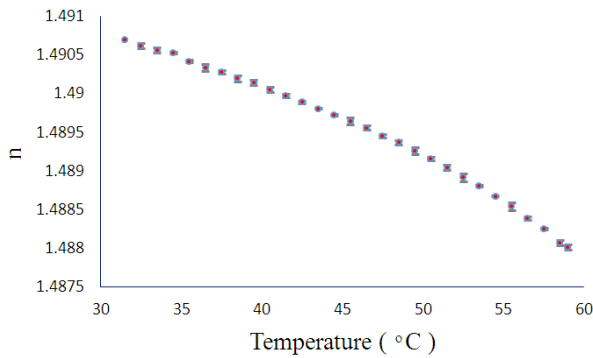
چیدمان تداخل سنجی تجربی مورد استفاده بر اساس طرح ارائه شده در شکل ۲، در شکل ۳ نشان داده شده است. با استفاده از این چیدمان دمای فانتوم پلکسی گلس و همچنین فانتوم آب تا حدود ۶۰ درجه سیلیسیوس افزایش و سپس اجازه داده شد

شکل ۲ طرح چیدمان تداخل سنجی ماخ-زندر مورد استفاده در این کار برای اندازه گیری وابستگی دمایی ضریب شکست پلیمر پلکسی گلس و فانتوم آب را نشان می دهد. در این چیدمان از یک لیزر هلیوم نئون ۱۰ میلی وات با طول موج ۶۳۲.۸ نانومتر ساخت شرکت ملس-گریوت استفاده شده است. قطبش گر برای کاهش شدت نور لیزر استفاده شده است. از یک باریکه گستر برای باز کردن سطح مقطع باریکه به قطر یک سانتی متر جهت عبور از کنار پروب دماسنج و یک مکعب برش داده شده از پلیمر پلکسی گلس با ابعاد  $5 \times 5 \times 5$  سانتی متر مکعب و یک فانتوم مکعبی از شیشه BK7 حاوی آب، استفاده شده است. از یک دستگاه کنترل دما به نام سانوارد مدل SUN15-T برای نمایش و کنترل دما، با دقت یک دهم درجه، حین انجام آزمایشات و از یک پلتیر برای افزایش یا کاهش دمای مورد نیاز در چیدمان استفاده شده است. یک دوربین CCD مدل DMK23G445 از شرکت The Imaging Source با ابعاد پیکسل مربعی برابر با  $3/7$  میکرومتر برای ثبت طرح نوارهای تداخلی و انتقال آنها به رایانه استفاده شده است. شکافنده های باریکه اولیه و ثانویه به ترتیب برای تقسیم باریکه اصلی لیزر به دو بخش و ترکیب مجدد آنها مورد استفاده قرار گرفته اند. آینه های تحت نیز مسئول شکل دهی مسیر دو باریکه در تداخل سنج هستند.



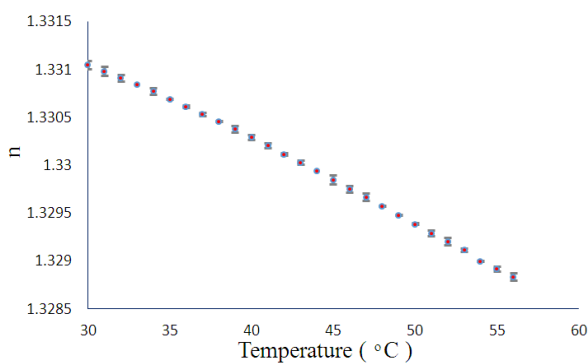
شکل (۲): طرح چیدمان تداخل سنجی ماخ-زندر برای اندازه گیری وابستگی دمایی ضریب شکست فانتوم آب و فانتوم پلکسی گلس.

که در آن  $m$  مرتبه نوار تداخلی است. بنابراین با استفاده از این رابطه و با شمارش تعداد نوارهای تداخلی تاریک یا روشن جابه‌جا شده می‌توان بزرگی  $\Delta\varphi$  را برحسب رادیان بدست آورد. شکل ۵ نتایج اندازه‌گیری وابستگی دمایی ضریب شکست فانتوم پلکسی گلس را نشان می‌دهد.



شکل (۵): تغییرات دمایی ضریب شکست فانتوم پلکسی گلس.

شکل ۶ نتایج اندازه‌گیری وابستگی دمایی ضریب شکست فانتوم آب را نشان می‌دهد.



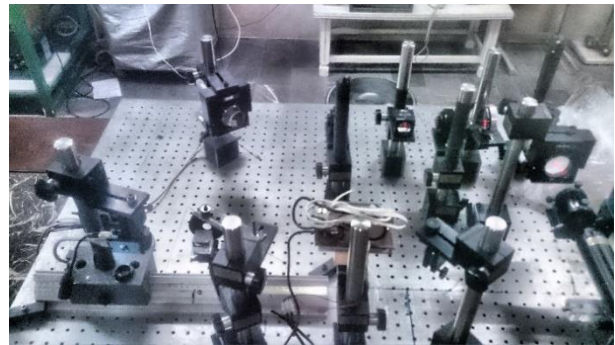
شکل (۶): تغییرات دمایی ضریب شکست فانتوم آب.

اگر رابطه (۲) به شکل زیر نوشته شود:

$$n = \frac{dn}{dT}T + (n_0 - \frac{dn}{dT}T_0) \quad (6)$$

تغییرات  $n$  برحسب  $T$  به شکل خطی با عرض از مبدأ برابر با  $n_0 - \frac{dn}{dT}T_0$  و شیب  $\frac{dn}{dT}$  خواهد بود. با استفاده از این رابطه، ضریب  $\frac{dn}{dT}$  برای فانتوم پلکسی گلس عدد  $-9.10 \times 10^{-5}$  و برای فانتوم آب عدد  $-1.15 \times 10^{-4}$  بدست می‌آید.

تا مقدار آن کاهش پیدا کند تا به دمای اطاق (حدود ۳۰ درجه سلسیوس) برسد. در حین آزمایش، جابجایی نوارهای تداخلی شمارش شد و با استفاده از روابط (۲)-(۴)، نتایج حاصل برای به دست آوردن تغییرات ضریب شکست نسبت به دما مورد استفاده قرار گرفت.

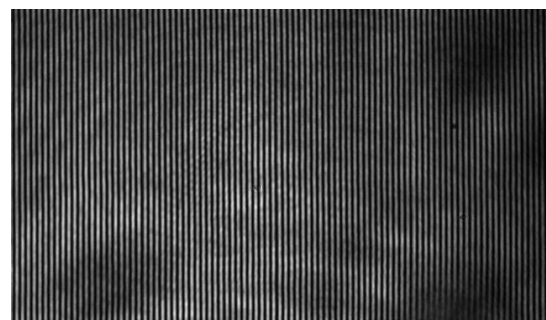


شکل (۳): چیدمان تجربی پیاده‌سازی شده و مورد استفاده در

آزمایشگاه.

شکل ۴ یک تصویر نمونه از طرح نوارهای تداخلی ثبت شده برای فانتوم آب را نشان می‌دهد. در این شکل، نوارهای تداخلی روشن و تاریک به صورت خطوط عمودی با روشنایی متفاوت قابل تشخیص هستند. نوارهای تداخلی روشن و تاریک زمانی شکل می‌گیرند که شرط زیر برای  $\Delta\varphi$  در رابطه (۴) برقرار باشد:

$$\begin{aligned} \Delta\varphi &= 2m\pi && \text{نوار تداخلی روشن} \\ \Delta\varphi &= m\pi && \text{نوار تداخلی تاریک} \end{aligned} \quad (5)$$



شکل (۴): طرح نوارهای تداخلی ایجاد شده برای سلول حاوی آب.

#### ۴. نتیجه‌گیری

هدف از برپایی چیدمان تداخل‌سنجی تجربی در این کار، اندازه‌گیری وابستگی دمایی فانتوم‌های پلکسی گلاس و آب بوده است که اغلب به عنوان مواد معادل با بافت در روش‌های طراحی درمان مورد استفاده واقع می‌شوند. این مواد با توجه به شرایط ساخت و یا استحصال و کیفیت نهایی آن‌ها، مشخصات متفاوتی داشته و باید به دقت مشخصه‌یابی شوند.

برای اندازه‌گیری دز جذبی به روش کالریمتری نوری، تعیین دقیق مشخصات نور-گرمایی آن‌ها بسیار حائز اهمیت است. بزرگی ضریب شکست این مواد در بازه دمایی ۳۰ تا ۶۰ درجه سلسیوس اندازه‌گیری شده و نتایج آن در شکل‌های ۵ و ۶ ارائه شده‌اند. برای کاربردهای کالریمتری نوری و در دماهایی در بازه دمایی ذکر شده، می‌توان مقدار دقیق ضریب

شکست را با درون‌یابی بین داده‌های ارائه شده در این شکل‌ها بدست آورد. علاوه براین، بزرگی ضریب نورگرمایی  $\frac{dn}{dT}$  این مواد نیز در این کار بدست آمده است. نتایج نشان‌دهنده بزرگ‌تر بودن این ضریب برای پلکسی گلاس در مقایسه با ماده آب است. بزرگ‌تر بودن ضریب  $\frac{dn}{dT}$  پلکسی گلاس نسبت به آب، مطابق با رابطه (۶)، نشان‌دهنده این است که با تغییر دما، تغییرات بیشتری در ضریب شکست پلکسی گلاس نسبت به آب ایجاد می‌شود. بنابراین با توجه به کوچک بودن تغییرات دمایی ایجاد شده در سطح دزهای درمانی، پلکسی گلاس می‌تواند فانتوم مناسب‌تری برای کالریمتری نوری باشد، چرا که مطابق با رابطه (۲) تغییرات ضریب شکست بزرگتری را ایجاد خواهد کرد.

## ۵. مراجع

- [1] Kelsen, David. "Preoperative chemoradiotherapy for esophageal cancer." (2001): 283-285.
- [2] Hussmann, E. K. "A holographic interferometer for measuring radiation energy deposition profiles in transparent liquids." *Applied optics* 10.1 (1971): 182-186.
- [3] Cavan, Alicia, and Juergen Meyer. "Digital holographic interferometry: A novel optical calorimetry technique for radiation dosimetry." *Medical physics* 41.2 (2014).
- [4] Beigzadeh, A. M., MR Rashidian Vaziri, and 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.
- [5] بیگزاده امیرمحمد، رشیدیان وزیری محمدرضا، ضیائی فرهود. به کارگیری روش تداخل سنجی تمام نگاری دیجیتال با نوردهی دوگانه برای محاسبه توزیع دز جذبی در پلیمر پلی متیل متاکریلات. *مجله سنجش و ایمنی پرتو*. ۵ (۴)، (۱۳۹۶)
- [6] Baldock, Clive, et al. "Polymer gel dosimetry." *Physics in medicine and biology* 55.5 (2010): R1.
- [7] Ang, K. Kian. "Altered fractionation trials in head and neck cancer." *Seminars in radiation oncology*. Vol. 8. No. 4. WB Saunders, (1998).
- [8] American Academy of Pediatrics. "Five things physicians and patients should question." *Choosing Wisely: an initiative of the ABIM Foundation*. American Academy of Neurology. Retrieved August 1 (2013): 1263-1267.
- [9] Pollack, Alan, and Mansoor Ahmed. "Hypofractionation: scientific concepts and clinical experiences." Ellicott City, MD: LumiText Publishing (2011).
- [10] Panta, P., Z. P. Zagórski, and W. Głuszewski. "Thermal defects of water, graphite and polystyrene affecting calorimetric response." *Radiation technology for conservation of the environment*. Proceedings, Zakopane, Poland (1997): 8-12.