

Optoelectronic

Open
Access

ORIGINAL ARTICLE

Investigating the Response of Ionizing Radiations Interferometric Calorimeters Through Modeling

AmirMohammad Beigzadeh¹, MohamamdReza Basaadat², Hadi Ardiny^{3*}

1 Assistant Professor, Radiation Application Research School, NSTRI, AEOI, Tehran, Iran.

2 Ph.D., Physics and accelerators, Research School, NSTRI, AEOI, Tehran, Iran.

3 Assistant Professor, Radiation Applications Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute, Tehran, Iran.

Correspondence

Hadi Ardiny

Email: hardini@aeoi.org.ir

How to cite

Beigzadeh, A.M., Basaadat, M.R. & Ardiny, H. (2023). Investigating the response of ionizing radiations interferometric calorimeters through modeling. *Optoelectronic*, 5(2), 1-10.

ABSTRACT

This study investigates the response of interferometric calorimeters to ionizing radiations through modeling. These calorimeters are promising devices for research in the field of energy physics of ionizing radiations due to their high precision and low sensitivity to energy loss of ionizing particles and special features. However, their response to ionizing radiations is not well understood. We develop a simulation framework to modeling the energy deposition and signal production in the main part of the calorimeter. The simulation includes effects such as heat transfer, changes in interference patterns and absorbing energy in calorimetric system. We use the simulation to study the behavior of interferometric calorimeters in various radiation scenarios, including changing the direction of radiation, passage of time and change in the geometry of the absorbing material. The results show that the response of interferometric calorimeters to ionizing radiation is complex and depends on time and absorbing environment. These findings will help in the optimization of interferometric calorimeters for experiments in the field of nuclear physics.

KEYWORDS

Calorimetry, Ionization radiations, Response Post-Processing, Holography, Absorbed Dose.

دوفصلنامه علمی
اپتوالکترونیک

«مقاله پژوهشی»

بررسی پاسخ کالری متریهای تداخل سنجی به پرتوهای یون ساز از طریق مدل سازی

امیر محمد بیگ زاده¹، محمدرضا باسعادت²، هادی اردینی^{3*}

چکیده

این مطالعه به بررسی پاسخ کالری متریهای تداخل سنجی به پرتوهای یون ساز از طریق مدل سازی می پردازد. این کالری متریها به دلیل دقت بالا و حساسیت کم نسبت به اتلاف انرژی ذرات یون ساز و سایر ویژگی های منحصر به فرد، ابزارهای امیدوارکننده ای برای تحقیقات در حوزه فیزیک انرژی ذرات یون ساز هستند. با این حال، پاسخ آنها به پرتوهای یون ساز به خوبی درک نشده است. در این مطالعه یک چارچوب شبیه سازی برای مدل سازی سپارش انرژی پرتو و تولید سیگنال در قلب اصلی کالری متر ایجاد و توسعه داده شده است. این شبیه سازی شامل اثراتی مانند انتقال حرارت، تغییرات الگوهای تداخلی¹ و جذب انرژی در سیستم کالری متری است. در این مطالعه از شبیه سازی برای مطالعه رفتار کالری متریهای تداخل سنجی تمام نگاری در سناریوهای مختلف از قبیل تغییر جهت پرتو دهی، گذر زمان و تغییر در هندسه ماده جاذب، استفاده شده است. نتایج نشان داد که پاسخ کالری متریهای تداخل سنجی به پرتوهای یون ساز، پیچیده بوده و به زمان و محیط جاذب بستگی دارد. این یافته ها به بهینه سازی کالری متریهای تداخل سنجی برای آزمایش های حوزه فیزیک هسته ای کمک خواهد کرد.

واژه های کلیدی

کالری متر، تابش های یون ساز، پس پردازش پاسخ، تمام نگاری، دز جذبی.

1 استادیار، پژوهشکده کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته ای، تهران، ایران.
2 دکتری، پژوهشکده فیزیک و شتابگرها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته ای، تهران، ایران.
3 استادیار، پژوهشکده فوتونیک و فناوری های کوانتومی، پژوهشگاه علوم و فنون هسته ای، تهران، ایران.

نویسنده مسئول:

هادی اردینی

رایانامه: hardini@aeoi.org.ir

استناد به این مقاله:

امیرمحمد بیگ زاده، محمدرضا باسعادت، هادی اردینی (1402). بررسی پاسخ کالری متریهای تداخل سنجی به پرتوهای یون ساز از طریق مدل سازی. دوفصلنامه علمی اپتوالکترونیک، 5(2)، 1-10.

<https://jphys.journals.pnu.ac.ir>

مقدمه

دزیمتری روشی برای اندازه‌گیری مقدار انرژی سپارش شده در مواد در برابر پرتوهای یون‌ساز است [1]. سه روش که در حال حاضر در آزمایشگاه‌های استاندارد برای اندازه‌گیری مقدار دز جذب شده در آب مورد استفاده قرار می‌گیرند را می‌توان به صورت زیر طبقه‌بندی کرد: (1) استانداردهای دز جذبی مبتنی بر اتاقک‌های یون‌ساز؛ (2) استانداردهای دز جذبی مبتنی بر جذب کل (دز مطلق) و (3) استانداردهای مبتنی بر کالری‌مترهای دز جذبی [2]. در میان این تکنیک‌ها، کالری‌مترها سال‌ها به‌طور گسترده برای برآورد مقدار دز جذب شده در محیط‌ها استفاده می‌شود. مشابه دزیمتر آب، دزیمتر گرافیت نیز برای ایجاد استانداردهای دز جذبی در پرتودرمانی استفاده شده است [3].

فرض اصلی این است که تمام انرژی تابشی در داخل ماده، جذب شده یا کسری مشخصی از انرژی ذره فرودی در نهایت به صورت گرما ظاهر می‌شود؛ بنابراین با اندازه‌گیری تغییرات دما می‌توان دز جذب شده در ماده را اندازه‌گیری نمود. با این حال، به دلیل مشکلات مشخصی که کار با یک سیستم سیال دارد، بیشتر کالری‌مترهای توسعه یافته برای اهداف دزیمتری پرتو از گرافیت ساخته شده‌اند. انتخاب گرافیت به این دلیل است که ویژگی‌های جذب پرتوی آن مشابه ویژگی‌های آب است و بخش‌های آن را از نظر حرارتی می‌توان ماشین‌کاری و پیکربندی کرد تا امکان اندازه‌گیری دز جذب شده برای گرافیت را فراهم کند. گرافیت و آب دارای ضرایب جذب انرژی جرمی برای تابش‌های یون‌ساز هستند. این ضریب معیاری است که نشان می‌دهد یک ماده چقدر می‌تواند تابش را در حین عبور به‌طور موثر جذب و تضعیف کند. گرافیت و آب هر دو برهمکنش‌های مشابهی با فوتون‌ها، مانند اثر فوتوالکتربیک، پراکندگی کامپتون، و تولید جفت از خود نشان می‌دهند. این اندرکنش‌ها تعیین می‌کند که فوتون‌ها چگونه انرژی را در ماده ذخیره می‌کنند. قدرت توقف الکترون‌ها در گرافیت و آب نیز قابل مقایسه است. قدرت توقف به آهنگی اشاره دارد که ذرات باردار هنگام عبور از یک ماده انرژی خود را از دست می‌دهند و بر دامنه ذرات تأثیر می‌گذارد. در دزیمتری تابش، هم گرافیت و هم آب می‌توانند به‌عنوان مواد مرجع برای کالیبره کردن آشکارسازهای تابش یا اندازه‌گیری دز جذب شده استفاده شوند. آنها پاسخ‌های شناخته شده‌ای را به انواع مختلف تابش ارائه می‌دهند و اندازه‌گیری دقیق دز را ممکن می‌سازند. گرافیت گاهی اوقات به‌عنوان جایگزینی برای آب در مطالعات پرتودرمانی و دزیمتری مورد استفاده قرار می‌گیرد، زیرا

خواص بسیار نزدیکی از نظر اندرکنش آب-پرتو دارد. این مواد به‌عنوان یک محیط جایگزین برای شبیه‌سازی بافت انسانی عمل می‌کند. توجه به این نکته مهم است که گرافیت و آب در برخی از ویژگی‌های دزیمتری مشترک هستند، اما در جنبه‌های دیگر متفاوت هستند. به‌عنوان مثال، آب به دلیل ترکیب عنصری مشابه با بافت‌های انسانی، خواص معادل بافتی بهتری نسبت به گرافیت دارد. انتخاب ماده مناسب به کاربرد خاص و دقت مورد نظر بستگی دارد.

باتوجه به دز به گرافیت، دز معادل در آب با استفاده از ضرایب تبدیل که معمولاً براساس اندازه‌گیری محفظه یون‌ساز است، به دست می‌آید. مشکل فنی اصلی که به نظر می‌رسید استفاده از کالریمتری آب را برای تعیین مستقیم دز جذب شده به آب رد می‌کرد، مشکل ساخت یک بخش مستقل حرارتی برای اندازه‌گیری تغییرات دمایی بود [4]. با این حال، این مشکلات نباید باعث کنار گذاشتن کالریمتر نوری ارزشمند شود. اصول کالریمتری بدین صورت است که ابتدا پرتوهای تابشی انرژی خود را به صورت گرما در محیط آزاد می‌کنند، این انرژی حرارتی به صورت اختلاف دما که تابعی از ظرفیت گرمایی ویژه ماده جاذب است توسط یک ترمیستور تعبیه شده در هسته کالریمتر اندازه‌گیری می‌شود. در نهایت با اعمال رابطه کالریمتری مقدار دز محاسبه می‌شود.

یکی از منابع اصلی خطا در کالریمترهای تابش و کالیبراسیون آن‌ها، پدیده اتلاف حرارت یا انتقال حرارت است که به سه صورت همرفت²، هدایت³ و تابش⁴ بر مقدار واقعی دز ارزیابی شده تأثیر می‌گذارد [5-7]. برخی از منابع هدایت گرما برحسب کالری در مرجع [8] آورده شده است. این اثرات را می‌توان با عایق‌سازی قلب کالریمتر یا با استفاده از کالریمترهای شبه بی‌دررو⁵ [6,9] جبران کرد.

افراد دیگری در کار خود به موضوع مشکلات انتقال حرارت در دزیمتری تابش پرداخته‌اند و راه‌هایی برای حذف این اثرات ارائه کرده‌اند. درک صحیح از نقش انتقال حرارت در تعیین دز جذب شده در مواد یک عامل کلیدی است.

یکی دیگر از روش‌های کالریمتری تابشی، کالریمتری مبتنی بر بهره‌گیری از پرتوهای همدوس⁶ نوری است. در سال 1971، هوسمن و همکارانش از این روش برای کالریمتری تابش برای اولین بار استفاده کردند [10,11]. در سال 1975، میلر و همکاران

2 Convection

3 Conduction

4 Radiation

5 Quasi-Adiabatic

6 Coherence

محیط جاذب استفاده می‌شود، تابش ناشی از انرژی گرمایی در آب بیشتر از طریق فرآیندهای هدایت و همرفت تغییر می‌کند. همرفت داخل آب، از بخش بالای سلول به هوا و بدنه سلول به هوا و رسانش داخل بدنه جامد سلول. اندازه‌گیری همرفت سیالات یکی از مهم‌ترین مسائل در زمینه دینامیک سیالات است.

برخی از کارها بر روی مدل‌سازی انتقال حرارت در کالریمتری پرتوهای یون‌ساز انجام شده است، به‌عنوان مثال جاکوبهلت-هانسن و همکاران برای تصحیح اندازه‌گیری خود از روش المان محدود برای مدل‌سازی انتقال حرارت استفاده کردند. آن‌ها تأثیر دمای هوای اطراف را در نزدیکی پنجره خروجی پرتو شتاب‌دهنده‌ها بررسی کردند [16]. اثر انتقال حرارت بر کالریمتر آب توسط توش، رونالد و همکاران [17] محاسبه شده است. همچنین صرفه‌نیا و همکاران هدایت گرما را در کالریمتری پرتو پروتون با روش انتقال حرارت عددی بررسی کردند [18،19]. حالت‌های غالب انتقال حرارت در کالریمترها، رسانایی و همرفت هستند [19]. مدل‌سازی انتقال حرارت برای یک کالریمتر گرافیت استاندارد که توسط گوئرا و همکاران [20] انجام شد. کار دیگری در مورد مدل‌سازی هدایت گرما در کالریمتر آب توسط ساسووسکی و پدرونی [8] انجام شده است. کار مذکور در مورد بررسی پدیده انتقال حرارت محدود به کالریمترهای معمولی (آب و گرافیت) بوده و تاکنون مطالعه جامعی در مورد انتقال حرارت در کالریمترهای مبتنی بر تداخل‌سنجی انجام نشده است. از آنجایی که خروجی کالریمترهای مبتنی بر تداخل‌سنجی به‌صورت الگوی تداخلی است، این مطالعه بر تأثیر انتقال حرارت بر تغییرات پاسخ کالریمترهای مبتنی بر تداخل‌سنجی تمرکز دارد.

تئوری

ذرات یون‌ساز انرژی خود را به‌عنوان انرژی حرارتی در ماده جاذب به‌جای می‌گذارند. این انرژی حرارتی یک توزیع دمایی را در نمونه ایجاد می‌کند. توزیع دمایی به پارامترهای متعددی از جمله: نحوه برهمکنش تابش یون‌ساز، نوع ماده، گرمای ویژه ماده و انرژی ذره برخوردی مرتبط است. در نهایت توزیع دز از رابطه کالریمتری و با رابطه (1) به‌دست می‌آید.

$$D = C_m \times \Delta T \quad (1)$$

که D دز جذبی (J/Kg یا گری)، C گرمایی ویژه جاذب (J/KgK) و ΔT اختلاف دما (K) است. توزیع دما نمایانگر مشخصات میزان دز جذبی در مواد است. برخلاف کالریمترهای معمولی که در آن‌ها فقط دمای ناحیه مجاور ترمیستور اندازه‌گیری می‌شود، در کالریمتر نوری تمام قسمت جاذب که پرتو لیزر از آن عبور می‌کند به‌عنوان حسگر دما عمل می‌کند؛

از روش تداخل‌سنجی برای ارزیابی توزیع منحنی ایزودز در سیالات شفاف استفاده کردند و در سال 1976 آن را برای اندازه‌گیری توزیع دز پرتو الکترون حول ناهمگنی‌های آب به‌کار بردند [12،13]. در این روش از دو پرتو نور همدوس تقریباً لیزر، یکی از ماده تحت تابش (پرتو جسم) عبور می‌کند و دیگری بدون عبور از آن (پرتو مرجع)، روی صفحه حساس به نور قرار می‌گیرد. نتیجه ترکیب پرتوهای شیئی¹ و مرجع² به‌صورت الگوی تداخلی است [14]. این الگوی تداخلی به شکل نوارهای تیره و روشن نماینده منحنی‌های ایزودز [10،12،13] است. این الگوهای تداخلی بلافاصله پس از تابش نمونه به پدیده انتقال حرارت تغییر می‌کند. در تمام روش‌های کالریمتری نوری بالا، برای محدودکردن اثر انتقال حرارت از عایق استفاده نمی‌شود [15].

از آنجایی که در روش کالریمتری نوری، باریکه لیزر عبوری از ماده یا همان باریکه شیء‌ای باید از ماده تحت پرتودهی عبور کند، بنابراین امکان عایق‌بندی جاذب با روش‌های معمولی ممکن و منطقی نیست. هدف این مقاله حل معادله انتقال حرارت برای یک نمونه تحت تابش به‌عنوان محیط جاذب در سیستم کالریمتری نوری با استفاده از روش اجزای محدود³ است. علاوه بر این، اثر انتقال حرارت بر الگوی تداخلی در زمان‌های مختلف پس از پرتودهی بررسی می‌شود. در ادامه، از آنجایی که الگوی تداخلی نشان‌دهنده دز متفاوت بین نوارهای روشن یا تیره است، خطای ایجادشده در تفاوت دز بین نوارهای متوالی دوتایی به پدیده انتقال حرارت را بررسی می‌کنیم. در ابتدا توضیح مختصری در مورد کالریمتری مبتنی بر تداخل‌سنجی ارائه خواهد شد. سپس خروجی کالریمترهای تداخل‌سنجی توضیح داده می‌شود و اینکه چگونه می‌توان از این خروجی در ارزیابی دز استفاده کرد. اثر انتقال حرارت بر پرتودهی افقی و عمودی بررسی خواهد شد و این دو حالت به‌صورت گذرا با هم مقایسه خواهند شد. در نهایت تأثیر مهم انتقال حرارت بر روی این نوع کالریمترها بررسی خواهد شد.

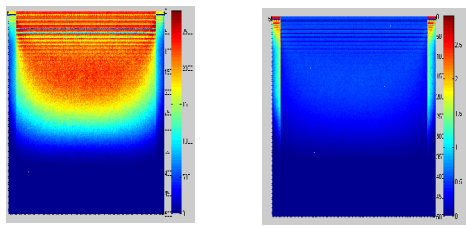
در این مطالعه تأثیر پدیده انتقال حرارت بر کالریمترهای پرتوی تداخل‌سنجی براساس زمان بین 0 تا 100 ثانیه در بازه زمانی 0/01 ثانیه انجام شد. شایان ذکر است که در کار آزمایشی توسط میلر و در مدل قبلی ما، این تفاوت دز 142 کیلو راد⁴ در زمان‌های نزدیک به صفر و یا به روش‌های دیگر بلافاصله پس از سپارش دز است. در کالریمتری نوری هنگامی که آب به‌عنوان

1 object

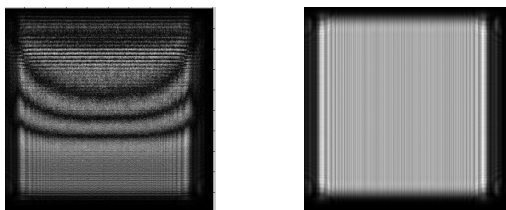
2 Reference

3 Finite Element Method(FEM)

4 Krad



شکل 2. الف) مشخصات دز بلافاصله پس از تابش، ب) توزیع دما.



شکل 3. الگوی تداخل الف) قبل از تابش ب) پس از تابش

نوارهای نشان داده شده در شکل 2 الف منحنی‌های هم‌دما هستند. در شکل 3 نوارهای تداخلی که در اثر برهمکنش باریکه مرجع و شیء‌ای به‌عنوان پاسخ اولیه کالریمتر تمام‌نگاری تداخل‌سنجی به وجود می‌آید نشان داده شده است. این مدل‌سازی شامل بخش‌های زیر می‌باشد.

- 1- محاسبه نیم‌رخ¹ دز با استفاده از کد مونت کارلو MCNPX برای یک فانتوم آبی.
- 2- توسعه الگوریتمی برای تبدیل نیم‌رخ دز به نیم‌رخ دما و الگوی نوار نوری.
- 3- پس از پردازش، تغییرات در نوار نوری با انتقال حرارت با استفاده از FEM برای حالت تک فاز و جریان آرام متوقف شد.
- 4- اعتبار سنجی مدل.
- 5- نتیجه.

انتقال حرارت

انتقال حرارت برای یک هندسه براساس آزمایش میلر و همکارانش [13] مدل‌سازی شد. مدل جریان آرام برای پس پردازش انتقال حرارت در این مشکل در نظر گرفته شده است. هنگامی که یک توزیع دما در یک سیال ایجاد می‌شود، گرانش در تلاش است تا این اختلاف دما را از بین ببرد. حرکت سیال به دلیل اثر گرانش روی سیال است، و به صورت تغییرات چگالی ناشی از تغییرات دما وارد می‌شود. افزایش دما باعث افزایش حجم مایع در سلول، به صورت موضعی یا کلی می‌شود.

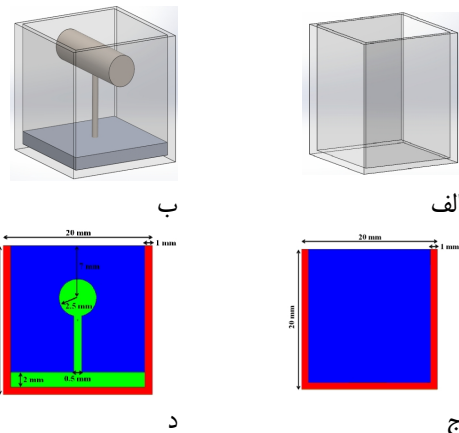
در این مطالعه سیال در حالت ساکن است. پس از تابش، توزیع دما ناشی از تشعشعات یون‌ساز در سلول تشکیل می‌شود.

بنابراین در کالریمتری نوری پدیده انتقال حرارت به ناحیه نقطه‌ای مجاور ترمیستور (کالری متر آب و گرافیت) محدود نمی‌شود، درحالی‌که این پدیده مربوط به کل ناحیه‌ای است که پرتو از آن عبور می‌کند. بلافاصله پس از پرتو دهی، توزیع دما به دلیل پدیده انتقال حرارت در سیستم اثر می‌گذارد و ممکن است منجر به مشکلاتی مانند عدم تعیین توزیع دز صحیح در مواد جاذب گردد، درحالی‌که تخمین صحیح دز در دزیمتری به‌ویژه در برخی از کاربردها مانند استریل کردن ابزار پزشکی، از اهمیت بیشتری برخوردار است [21].

در این مقاله پدیده انتقال حرارت برای یک محیط آب به‌عنوان جاذب پس از تابش با چشمه الکترونی 3 مگا الکترون‌ولتی با حل کوپل معادله رسانش گرما و همرفت گرما در حالت گذرا با استفاده از روش المان محدود بررسی شده است.

محاسبه توزیع دز

در این مطالعه با استفاده از کد MCNPX مونت کارلو [22]، توزیع دز برای یک سلول کوارتز حاوی آب به‌عنوان محیط جاذب محاسبه شد. سلول با چشمه الکترونی 3 مگا الکترون‌ولت از سطح بالای سلول پرتو دهی می‌شود. فاصله منبع تا سطح سلول 2 سانتی‌متر در نظر گرفته شد. این ابعاد انتخاب شده مشابه ابعاد راه‌اندازی آزمایشی و الگوی تداخل کار حاضر با کار تجربی مقایسه می‌شود، نتایج نشان‌دهنده تطابق خوبی بین شبیه‌سازی و کار آزمایشی است [13]. هندسه مدل‌سازی شده در شکل 1 نشان داده شده است.



شکل 1. هندسه سه‌بعدی و دوبعدی مدل‌سازی شده الف) سلول همگن، ب) سلول ناهمگن، ج) سلول همگن در محیط مونت کارلو و د) سلول ناهمگن در محیط مونت کارلو

سرعت انتقال حرارت در داخل ماده با گرادیان دمایی منفی متناسب است؛ که C_p ظرفیت گرمایی ویژه سیال است، T دمای مطلق (کلوین) و Q منبع حرارت داخلی یا سینک است [26].

$$\rho \frac{\partial U}{\partial t} + \rho(U \cdot \nabla)U = \nabla \cdot [-pI + \mu(\nabla U + (\nabla U)^T) - \frac{2}{3}\mu(\nabla \cdot U)I] + F \quad (5)$$

معادله (5) معادله ناویر استوکس است. این معادله حرکت سیال ویسکوز [27] را توصیف می کند؛ که در آن μ ویسکوزیته سیال است. p فشار و F بردار نیروی حجمی است. هنگامی که نیروی ویسکوز و نیروی حجمی نادیده گرفته می شود، معادله ناویر استوکس به معادله اویلر (6) تبدیل می شود. که در این معادله U سرعت ثبت شده است. در هندسه دوبعدی u_x و u_y اجزای U در جهت مختصات x و y هستند. ρ چگالی سیال (g/cm^3) و t زمان (sec) است.

$$\nabla \cdot [-pI + \mu(\nabla U + (\nabla U)^T) - \frac{2}{3}\mu(\nabla \cdot U)I] + F \quad (6)$$

که p فشار مایع در هر عمق سیال به عنوان تابعی از دما و ارتفاع ستون یا عمق مایع است، با رابطه (7) توضیح داده شده است.

$$P(\rho, y) = \rho(T) \times g \times (h-y) \quad (7)$$

که g شتاب گرانشی (cm/s^2)، y ارتفاع محل عمودی داخل سیال (cm) و h ارتفاع ستون سیال در سلول (cm) است. از معادله (8) برای مدل سازی انتقال حرارت در جامد استفاده شد که معادله انتشار حرارت نامیده می شود.

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \rho C_p u \cdot \nabla T = \nabla \cdot (k \nabla T) + Q \quad (8)$$

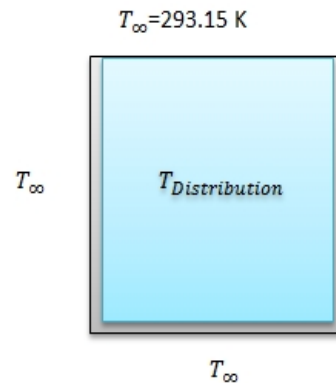
اولین جمله در سمت چپ معادله (8) صفر نیست زیرا توزیع دما در طول زمان تغییر می کند. C_p گرمای ویژه جامدات (کوارتز و آلومینیوم) (J/kgK) است. U میدان سرعت (cm/s) می باشد و K هدایت حرارتی، Q منبع گرما و در این مسئله صفر است.

1-2 محاسبه برای آب داخل سلول کوارتز (اثر سلول) - اثر تابش جهت

در شکل 5 نوارهای تداخلی و منحنی های هم-دما متناظر با منحنی های هم-دز در زمان 0 ثانیه، یعنی بلافاصله پس از تخلیه انرژی ذرات الکترون در ماده جاذب نشان داده شده است. شکل 5 الف و ج به ترتیب برای نوارهای تداخلی ایجاد شده در پرتودهی عمودی و افقی است.

با استفاده از یک الگوریتم توزیع دز ناشی از تشعشع به الگوی تداخل نوری [23] منتقل می شود. در این الگوریتم از تکنیک نوردهی دوگانه استفاده شد. انتقال حرارت سلول های تحت تابش در زمان های مختلف و نتایج آن بر روی منحنی های دز و الگوی تداخل بررسی شد.

شرایط مرزی برای این هندسه در شکل 4 نشان داده شده است.



شکل 4. شرایط مرزی مدل سازی

دمای محیط در این مدل سازی 20 درجه سلسیوس در نظر گرفته شده است. همان طور که قبلاً ذکر شد دز تزریقی در جاذب باعث ایجاد گرادیان دمایی می شود. در نهایت انتقال حرارت در هندسه دوبعدی محاسبه شد. این هندسه آب را در داخل سلول کوارتز نشان می دهد (شکل 4). شتاب اثر گرانش بر سیال در جهت مخالف محور Y می باشد. سیال گرم بالا می رود، سیال سرد پایین می آید، این پدیده انتشار گرما نامیده می شود و سرعت انتشار گرما در یک جهت معین به گرادیان دما در آن جهت بستگی دارد [24,25]. این روند تا رسیدن سیستم به تعادل حرارتی ادامه می یابد. دو نوع انتقال حرارت، همرفت و رسانایی در این مسئله در نظر گرفته شده است. اولین همرفت طبیعی در داخل سیال گرم. سطح بالای سلول به هوا؛ و در نهایت سطح خارجی بدن سلول به هوا. دوم هدایت حرارتی بدن سلول است. معادلات حاکم بر مسئله در زیر فهرست شده است. معادله بقای جرم دلالت بر رابطه موضعی بین ρ و u دارد [26]:

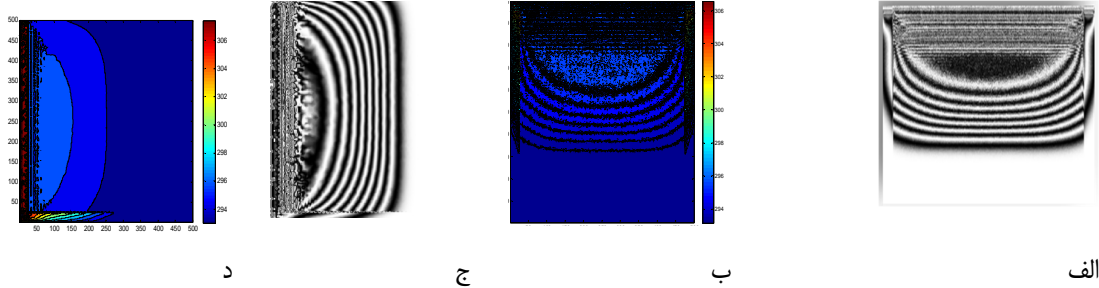
$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho u) = 0 \quad (2)$$

با فرض تراکم ناپذیری سیال، معادله (2) در سیستم دکارتی دوبعدی تبدیل می شود:

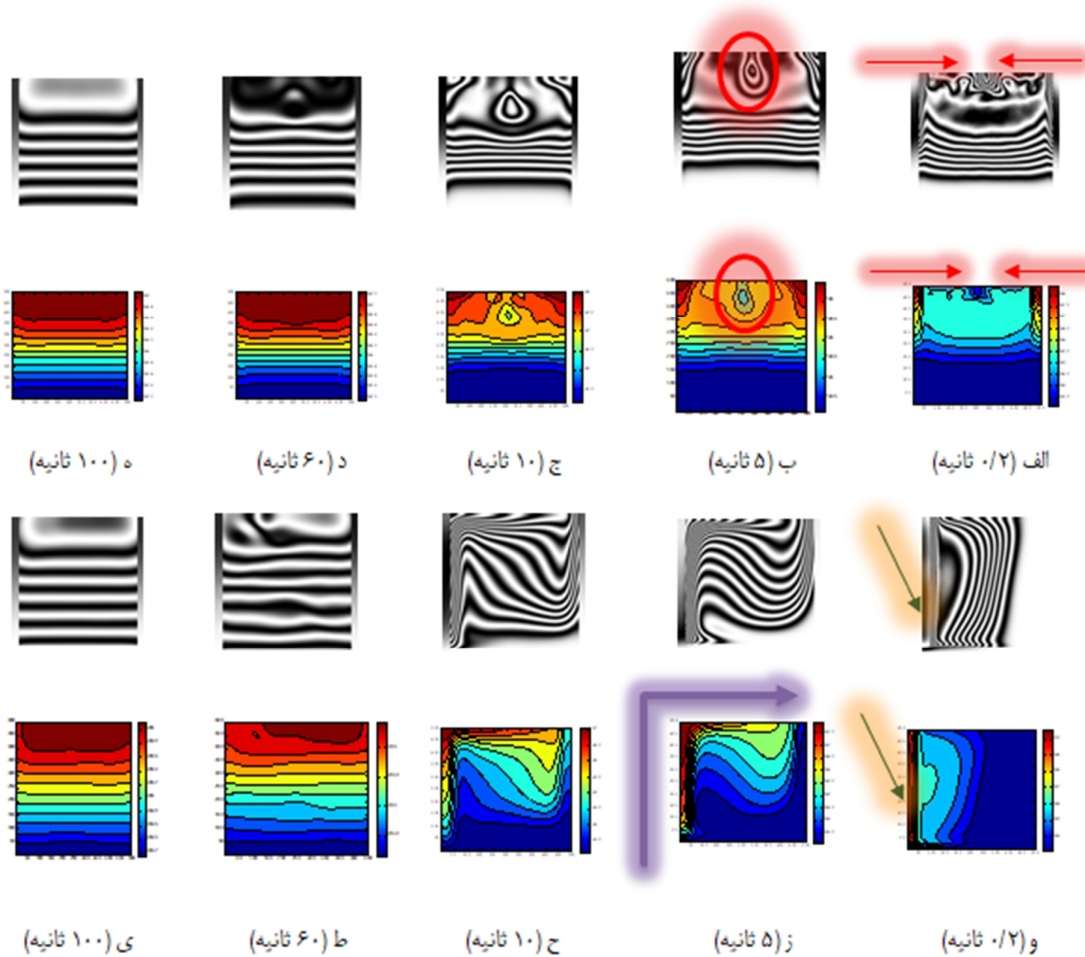
$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \rho \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} \right) = 0 \quad (3)$$

$$\rho C_p \frac{\partial u}{\partial x} + \rho C_p u \cdot \nabla T = \nabla \cdot (k \nabla T) + Q \quad (4)$$

معادله (4) قانون فوریه است. قانون فوریه توضیح می دهد که



شکل 5. سیستم در 0 ثانیه (تابش با باریکه الکترونی)، الف) طرح تداخلی ثبت شده در دوربین کالریمتر مدل سازی شده در پرتودهی از بالا، ب) نیمرخ منحنی های هم‌دما طرح الف، ج) طرح تداخلی ثبت شده در دوربین کالریمتر مدل سازی شده در پرتودهی از کنار، د) نیمرخ منحنی های هم‌دما طرح ج.



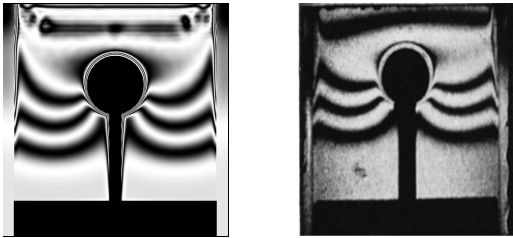
شکل 6. طرح تداخلی و الگوی حرارتی برای پرتودهی عمودی الف تا ه، پرتودهی جانبی و تا ی به ترتیب در زمان های 0، 5، 10، 60 و 100 ثانیه پس از پرتوگیری

بررسی قرار گرفت. انتظار می‌رود که الگوی تداخلی حالت تغییر شکل خود را در فصل مشترک سلول آب و کوارتز تغییر دهد. این تغییر به دلیل اختلاف ظرفیت گرمایی ویژه این دو ماده (آب و کوارتز) است. کوارتز به دلیل ظرفیت گرمایی ویژه کمتری که نسبت به آب دارد، گرادیان دمایی بیشتری دارد. از آنجایی که تنها قسمت باز سلول قسمت بالایی سلول است و به طور مستقیم با

حل وابسته به زمان پاسخ کالریمتر تداخل سنجی تمام‌نگاری مدل سازی شده برای حالت‌های پرتودهی از راستای عمودی و افقی ماده جاذب سلول همگن برای زمان‌های 0/2، 5، 10، 60 و 100 ثانیه در شکل 6 به صورت طرح تداخلی (تصاویر سیاه و سفید) و نیمرخ دز یا دمایی (تصاویر رنگی) متناظر نمایش داده شده است. در اینجا اثر بدنه سلول بر الگوی انتقال حرارت مورد

اعتبارسنجی

در نهایت برای اعتبارسنجی مدل از نتیجه تجربی میلر و همکاران استفاده شد. آن‌ها تأثیر ناهمگنی در آب را بررسی کردند. با توجه به نتایج آن‌ها الگوی تداخل برای $0/2$ ثانیه پس از تابش است. سیستم مدل شده ما با الگوی تداخل تجربی آن‌ها در $0,2$ ثانیه پس از تابش تطابق خوبی دارد [13]. نتایج در شکل 15 نشان داده شده است. در این هندسه آلومینیوم در نقش ناهمگنی دمای بالاتری نسبت به آب و بدنه سلولی دارد که این به دلیل ظرفیت حرارتی کم آن است، سپس بدنه سلولی و در نهایت آب، بنابراین انتظار می‌رود که در ابتدا جهت انتقال حرارت از میله و سلول آلومینیومی باشد. بدن به سمت آب الگوی تداخل این هندسه نیز برای زمان‌های داده شده نشان داده شده است.

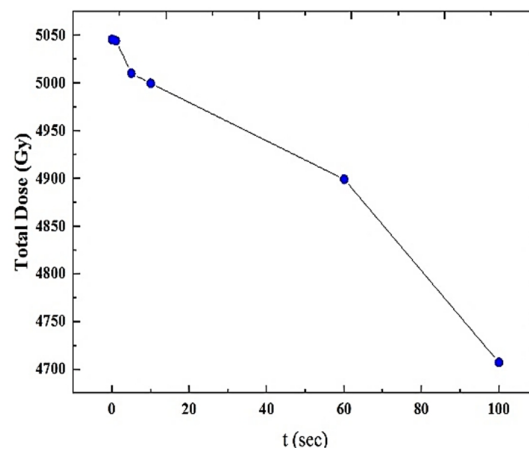


شکل 7. (چپ) مدل بلافاصله پس از تابش، مدل $0/2$ ثانیه پس از تابش، راست) آزمایش تقریباً $0/2$ ثانیه پس از تابش [13 و 23].

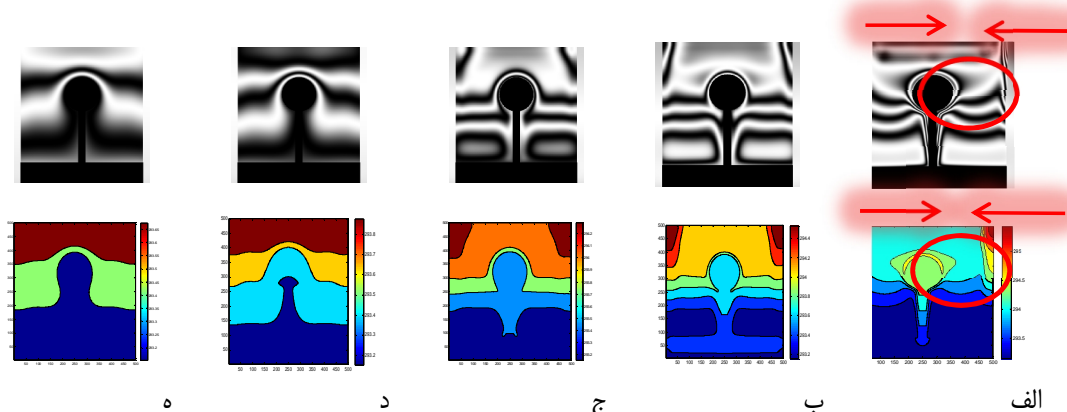
حل وابسته به زمان پاسخ کالری متر تداخل سنجی تمام‌نگاری مدلسازی شده برای حالت‌های پرتودهی از راستای عمودی و افقی ماده جاذب سلول ناهمگن برای زمان‌های $0/2$ ، 5 ، 10 ، 60 و 100 ثانیه در شکل 6 به صورت طرح تداخلی (تصاویر سیاه و سفید) و نیم‌رخ دز یا دمایی (تصاویر رنگی) متناظر نمایش داده شده است. در تصاویر نشان داده شده در شکل 8 حالت شارش گرما از بدنه سلول به سمت سیال و نیز از ناهمگنی به سمت سیال قابل مشاهده است که به صورت یک نوار تداخلی تیره در اطراف ناهمگنی در شکل 8 الف مشاهده می‌شود.

هوای پیرامون در تماس و انتقال حرارت همرفتی است، بنابراین سیال می‌تواند در این جهت تلاطم ایجاد کند و تلاطم به صورت یک گره یا یک ناحیه حلقوی خود را نشان می‌دهد. بدنه کوارتز به دلیل ظرفیت گرمایی ویژه پایین‌تر از آب، به‌ازای جذب انرژی گرمایی یکسان، گرم‌تر می‌شود؛ بنابراین شار حرارتی از هر دو جهت چپ و راست سلول به سمت سیال موجود در سلول شارش می‌یابد. برخورد دو شارش از دو سمت که در مرکز قسمت بالای سلول به هم می‌رسند (بردارهای قرمز رنگ نشان داده شده در شکل 6 الف) و نیز به دلیل باز بودن سطح بالای سلولیک ناحیه گردابی (حلقه‌های قرمز نشان داده شده در شکل 6 ب) ایجاد می‌کند و سپس تابش جانبی ایجاد می‌شود.

منحنی تغییرات دز در هندسه دوم (پرتودهی از وجه جانبی) حاوی آب و سلول متفاوت است. در ابتدا به دلیل گرم شدن بیش از حد سلول‌های کوارتز دمای بدن کوارتز افزایش می‌یابد (ناحیه و سمتی که بردارهای سبز رنگ در شکل 6 و نشان می‌دهند). کوارتز گرمای خود را به آب می‌دهد و یک ستون گرم عمودی شناور در فصل مشترک دیواره سلول و سیال به وجود می‌آید، اما این ستون از شارش گرم به دلیل اثر گرانش ناپایدار است و همان‌طور که در شکل 6 ز نشان داده شده است تمایل به آرایش در راستای افقی (حالت تغییر شدید و فلش بنفش رنگ) پیدا می‌کند و به قسمت بالای سلول در گذر زمان انتقال می‌یابد و در نهایت تحت پدیده‌های انتقال حرارت حاکم بر روی این سیستم به تغییرات خود ادامه می‌دهد و همان‌گونه که مشاهده می‌گردد بر اساس تصاویر به دست آمده در شکل 6 در زمان‌های 60 و 100 ثانیه پاسخ ثبت شده در کالری متر برای هر دو حالت پرتودهی افقی و عمودی مشابه یکدیگر می‌گردد.



شکل 6. تغییر دز در زمان



شکل 8. پاسخ‌گذاری کالریمتر به صورت طرح تداخلی و دمایی الف تا ه به ترتیب 0/2، 5، 10، 60 و 100 ثانیه پس از پرتوگیری

بحث و نتیجه‌گیری

یکی از مشکلات اصلی در کالریمتری پرتوهای یون‌ساز پدیده انتقال حرارت است. تلاش‌هایی برای بررسی پدیده انتقال حرارت در کالریمترهای آب و گرافیت انجام شده است؛ اما تاکنون، بررسی خوبی برای نوع کالریمترهای تداخل‌سنجی ارائه نشده است. در این مطالعه، مدلی برای بررسی پدیده انتقال حرارت بر روی پاسخ کالریمترهای مبتنی بر تداخل طراحی شده است. از آنجایی که پاسخ این نوع کالریمترها به صورت الگوی تداخلی است و در نهایت براساس این الگو می‌توان منحنی‌های هم-دز¹ که نواحی در ماده هستند که مقدار دز جذب‌شده در آن‌ها یکسان است را استخراج کرد، ابتدا تمامی معادلات حرارتی حاکم بر سیستم در نظر گرفته شد و سپس با استفاده از روش المان محدود معادلات برای سیستم در حالت گذرا حل شد. دو هندسه ساده و دارای ناهمگنی مورد مطالعه قرار گرفت. در نهایت نتایج مدل با نتایج کارهای تجربی تأیید شد. نتیجه مدل تطابق خوبی با آزمایش را نشان داد. نتایج نشان داد که این مدل قابلیت استفاده در تعیین تغییرات پاسخ در حالت گذرای سامانه‌های کالریمتری مبتنی بر تداخل‌سنجی را دارد. در پرتودهی جانبی، ابتدا سیال رفتار متفاوتی در مقایسه با رفتار سیال پرتو دیده از جهت بالا را نشان داد. در بررسی مدل جاذب پرتودهی شده از بالا، از آنجایی که ناحیه دز بیشتر در بالای سلول و ناحیه سردتر در لایه‌های پایینی سیال قرار دارد، بنابراین سیال آرایش حرارتی اولیه صحیحی دارد و تأثیر انتقال حرارتی همرفتی کم است. علاوه بر این، الگوی تداخلی در زمان تغییرات کمتری دارد و تنها یک موج در زمان 1 ثانیه به دلیل انتقال گرما از بدن سلول به آب در فصل مشترک آب و سلول تشکیل می‌شود. علاوه بر این، مدل پرتودهی جانبی مورد بررسی قرار گرفت. در این مدل، سیال رفتار

متفاوتی را در مقایسه با سیال در حالت پرتو دیده از وجه بالایی نشان می‌دهد. تغییر تا زمانی ادامه می‌یابد که سیال در جهت عمودی به آرایش صحیح برسد. این به معنای گردش سیال است که در شکل با فلش زرد نشان داده شده است. سیال گرم‌تر بالا می‌رود، سیالات سردتر پایین می‌آیند و منحنی‌های ایزودز از آرایش عمودی به آرایش افقی تغییر می‌کنند. شکل‌ها نشان می‌دهد که این مدل‌ها در 60 ثانیه رفتار یکسانی از خود نشان می‌دهند، در این شرایط حتی در مورد جهت پرتوگیری اطلاعاتی وجود ندارد. مدل‌سازی تفاوت اثر انتقال حرارت به جهت پرتودهی و باریکه فرودی را نشان می‌دهد. در میان کالریمترهای پرتوهای یون‌ساز، تنها کالریمترهای تمام‌نگاری تداخل‌سنجی می‌توانند مشخصات دز، عمق نفوذ ذره و تصویری با وضوح بالا از دز سپارش شده از یک پرتوی یون‌ساز به ماده را ارائه کنند. انرژی سپارش شده مستقیماً با دز تابشی جذب‌شده در داخل ماده مرتبط باشد. قدرت تفکیک فضایی عالی در تصاویر دریافتی از کالریمترهای تداخل‌سنجی اجازه می‌دهد تا تصاویر دقیقی از توزیع دز در مواد ایجاد شود و آن‌ها را به ابزاری ایده‌آل برای برنامه‌ریزی پرتودرمانی و تضمین کیفیت تبدیل کند.

منابع

- [1] Attix, Frank Herbert. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. John Wiley & Sons, (2008).
- [2] Seuntjens, J. P., and A. R. DuSautoy. "Review of calorimeter based absorbed dose to water standards." Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry (2002): 37.
- [3] Krauss, Achim. "The PTB water calorimeter for the absolute determination of absorbed dose to water in ^{60}Co radiation." Metrologia 43.3 (2006): 259.
- [4] Ross, C. K., and N. V. Klassen. "Water calorimetry for radiation dosimetry." Physics in medicine and biology 41.1 (1996): 1.
- [5] Farrar, Harry. Reactor dosimetry: methods, applications, and standardization. Vol. 1001. ASTM International, 1989:533.
- [6] Domen, Steve R., and Paul J. Lamperti. "A heat-loss-compensated calorimeter: theory, design, and performance." J. Res. Nat. Bur. Stand 5 (1974): 595-610.
- [7] Hine, Gerald J., and Gordon L. Brownell, eds. Radiation dosimetry. Elsevier, (2013).
- [8] Sassowsky, M., and E. Pedroni. "On the feasibility of water calorimetry with scanned proton radiation." Physics in medicine and biology 50.22 (2005): 5381.
- [9] Thomann, C. H., and J. E. Benn. "A new type of double-compensated calorimeter for absolute beam intensity measurements." Nuclear Instruments and Methods 138.2 (1976): 293-298.
- [10] Hussmann, E. K., and W. L. McLaughlin. "Dose-distribution measurement of high-intensity pulsed radiation by means of holographic interferometry." Radiation research 47.1 (1971): 1-14.
- [11] Hussmann, E. K. "A holographic interferometer for measuring radiation energy deposition profiles in transparent liquids." Applied optics 10.1 (1971): 182-186.
- [12] Miller, Arne, and William L. McLaughlin. "Imaging and measuring electron beam dose distributions using holographic interferometry." Nuclear Instruments and Methods 128.2 (1975): 337-346.
- [13] Miller, Arne, and W. L. McLaughlin. "Holographic measurements of electron-beam dose distributions around inhomogeneities in water." Physics in medicine and biology 21.2 (1976): 285.
- [14] Kreis, Thomas. "Holographic interferometry: principles and methods." Simulation and Experiment in Laser Metrology: Proceedings of the International Symposium on Laser Applications in Precision Measurements Held in Balatonfüred/Hungary. Vol. 2. (1996).
- [15] Flores-Martinez, Everardo, et al. "Challenges and opportunities in calorimetry for clinical radiation dosimetry." MEDICAL PHYSICS: Fourteenth Mexican Symposium on Medical Physics. Vol. 1747. No. 1. AIP Publishing, (2016).
- [16] Helt-Hansen, Jakob, et al. "Calorimetry for dose measurement at electron accelerators in the 80–120keV energy range." Radiation Physics and Chemistry 74.5 (2005): 354-371.
- [17] Tosh, Ronald E., and Huaiyu H. Chen-Mayer. "Heat transfer effects in a water calorimeter for measuring the absorbed dose of therapy-level radiation beams."
- [18] Sarfehnia, A., et al. Primary water calorimetry for clinical electron beams, scanned proton beams and ^{192}Ir brachytherapy. No. IAEA-CN--182. 2010.
- [19] Sarfehnia, Arman, and Jan Seuntjens. "Development of a water calorimetry-based standard for absorbed dose to water in HDR ^{192}Ir brachytherapy." Medical physics 37.4 (2010): 1914-1923.
- [20] Guerra, A. S., et al. "A standard graphite calorimeter for dosimetry in brachytherapy with high dose rate ^{192}Ir sources." Metrologia 49.5 (2012): S179.
- [21] Vértes, Attila, et al., eds. Handbook of Nuclear Chemistry: Vol. 1: Basics of Nuclear Science; Vol. 2: Elements and Isotopes: Formation, Transformation, Distribution; Vol. 3: Chemical Applications of Nuclear Reactions and Radiation; Vol. 4: Radiochemistry and Radiopharmaceutical Chemistry in Life Sciences; Vol. 5: Instrumentation, Separation Techniques, Environmental Issues; Vol. 6: Nuclear Energy Production and Safety Issues. Springer Science & Business Media, (2010);2288.
- [22] Pelowitz, Denise B. "MCNPX user's manual version 2.5. 0." Los Alamos National Laboratory 76 (2005).
- [23] 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.
- [24] J. Fourier. The Analytical Theory of Heat. Dover Publications, New York, USA, 1955.
- [25] John H. Lienhard, IV and John H. Lienhard, V. A heat transfer textbook. Philogiston Press, Massachusetts, USA, 4th edition, (2012).
- [26] Barthès-Biesel, Dominique. Microhydrodynamics and complex fluids. CRC Press, (2012).
- [27] Galdi, Giovanni P. An introduction to the mathematical theory of the Navier-Stokes equations: Steady-state problems. Springer Science & Business Media, (2011).