

«مقاله پژوهشی»

## بررسی اثر حضور ناهمگنی پلاتین - استخوان بر میزان دز دریافتی بافت در پروتون تراپی با بهره‌گیری از سیستم کالریمتر تداخل‌سنجی تمام‌نگاری: مدل‌سازی

امیرمحمد بیگزاده<sup>1</sup>، هادی اردینی<sup>2\*</sup>

1. استادیار، پژوهشکده کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، تهران، ایران

2. استادیار، پژوهشکده کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، تهران، ایران

تاریخ دریافت: 1401/10/03 تاریخ پذیرش: 1401/12/24

### Investigating the Impact of the Presence of Platinum-Bone Heterogeneity on the Dose Received of the Tissue in Proton Therapy Using the Holographic Interferometry Calorimeter System: Modelling

A.M. Beigzadeh<sup>1</sup>, H. Ardiny<sup>\*2</sup>

1. Assistant Professor, Radiation Application Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute (NSTRI), Tehran, Iran

2. Assistant Professor, Radiation Application Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute (NSTRI), Tehran, Iran

Received: 2022/12/24 Accepted: 2023/01/29

#### Abstract

This study aimed to investigate the effect of tissue-bone heterogeneity on the response of holographic interferometric calorimeter system by using modeling techniques. Interferometric calorimeters were widely used in medical applications for measuring temperature changes during thermal therapies. However, the presence of tissue-bone heterogeneity can affect the accuracy of these measurements. In this study, a computational model was developed to simulate the response of interferometric calorimeters in the presence of tissue-bone heterogeneity. The results show that tissue-bone heterogeneity can significantly affect the accuracy of temperature measurements made by interferometric calorimeters. Therefore, this study highlights the importance of considering tissue-bone heterogeneity when using interferometric calorimeters in medical applications.

#### Keywords

Tissue-Bone, Heterogeneity, Interferometric Calorimeters, Ionization Radiations, Post-Processing, Holography, Absorbed Dose, Medical Imaging

#### چکیده

این مطالعه چگونگی تأثیر وجود ناهمگنی پلاتین-استخوان بر دز دریافتی بافت در پروتون‌درمانی، با استفاده از یک سیستم کالریمتر تداخل‌سنجی تمام‌نگاری انجام شد. کالریمترهای تداخل‌سنجی تمام‌نگاری ابزارهای موثری هستند که در کاربردهای پرتودرمانی برای اندازه‌گیری تغییرات دز سپارش شده از پرتوهای یون‌ساز در طول درمان استفاده می‌شوند. با این حال، وجود ناهمگنی در مجاورت بافت می‌تواند دز موثر مورد نیاز برای درمان نواحی مورد نظر بافت را تحت تأثیر قرار دهد. برای مشاهده اثر ناهمگنی بر دز تحویلی و طرح تداخلی و پروفایل دز با استفاده از کالریمتر تمام‌نگاری تداخل‌سنجی، یک مدل محاسباتی در این مطالعه توسعه داده شد. پاسخ سیستم مدل شده توسط کارهای تجربی تایید شده است. یافته‌ها نشان داد که ناهمگنی بافت-استخوان تأثیر قابل ملاحظه‌ای بر دز دریافتی از تابش دارد. بنابراین، این مطالعه بر ضرورت استفاده از این سیستم‌ها را در کاربردهای پرتودرمانی برای بررسی تأثیر ناهمگنی در طول طراحی درمان تأکید می‌کند.

#### واژه‌های کلیدی

ناهمگنی پلاتین-استخوان، کالریمترهای تداخل‌سنجی، پرتوهای یون‌ساز، پس پردازش، تمام‌نگاری، دز جذب، تصویربرداری پزشکی

## مقدمه

بزرگترین محدودیت این کالریمترها، حضور ترمیستوری غیر معادل با قلب اصلی کالریمتر در ساختارشان است که منجر به اختلال در میدان تابشی می‌شود. ترمیستور در مدار حامل جریان قرار دارد و عبور جریان الکتریکی از این المان سبب خودگرمایش<sup>1</sup> در مجاورت این قطعه می‌شود. این خودگرمایش ایجاد شده اندازه‌گیری دقیق میزان دز سپارش شده را دشوار می‌سازد و در نتیجه نهایی تولید خطا می‌کند. ظرفیت ویژه گرمایی ترمیستور به مراتب از ظرفیت ویژه گرمایی ماده موجود در قلب اصلی کالریمتر پائین‌تر است که منجر به گرمایش بیش‌تر ترمیستور به ازای دریافت دز یکسان می‌شود. این گرمایش بیشتر سبب ایجاد یک نقطه داغ<sup>2</sup> در کالریمتر می‌شود. محدودیت دیگر این کالریمترها در عدم امکان دستیابی به طرح دز و تفکیک مکانی و زمانی با آنها است. گران بودن ترمیستورها، عدم وجود آنها در داخل کشور و مشکلات تهیه نمونه‌های دقیق آنها نیز محدودیت دیگری است که استفاده از روش‌های کالریمتری دیگر را ضروری می‌سازد. دسته دیگری از کالریمترها به نام کالریمترهای تداخل‌سنجی تمام‌نگاری وجود دارند که نحوه اندازه‌گیری میزان انرژی سپارش شده در آنها با استفاده از باریکه‌های لیزری هم‌دوس است. در این نوع از کالریمتری، ترمیستور از قلب اصلی کالریمتر حذف شده و خود باریکه لیزر نقش ابزار اندازه‌گیری را ایفا خواهد کرد. به همین دلیل محدودیت‌هایی که به سبب وجود ترمیستور در کالریمترهای معمول ایجاد می‌شود برطرف خواهند شد. از طرفی با استفاده از کالریمترهای تداخل‌سنجی تمام‌نگاری، امکان دستیابی به طرح دز و تفکیک زمانی و مکانی امکان‌پذیر می‌شود [1، 7-9]. مکانیسم تمام‌نگاری و نحوه اثر در سیستم با جزئیات در مرجع [7] بیان شده است. بهره‌گیری از تداخل‌سنجی نوری مورد توجه محققان حوزه پرتونگاری و پرتو درمانی هسته‌ای قرار گرفته است که در ادامه به برخی از آنها اشاره می‌گردد. در سال 1971، هاسمن و همکارانش از این روش برای کالریمتری تابش برای اولین بار استفاده کردند [10، 11]. در سال 1975، میلر و همکاران

دزیمتری پرتوهای یون‌ساز بر اندازه‌گیری و محاسبه میزان جذب پرتوهای یون‌ساز در یک ماده یا بافت زنده تمرکز دارد. پرتوهای یون‌ساز مانند پرتوی ایکس، پرتوهای گاما و ذرات آلفا انرژی کافی برای یونیزه کردن اتم‌ها و مولکول‌های موجود در مسیر خود را دارند که در صورت عدم کنترل می‌توانند باعث آسیب به موجودات زنده شوند [2].

دزیمتری جزء ضروری در حوزه‌های مختلف از جمله کاربردهای پزشکی، نیروگاه‌های هسته‌ای، پرتونگاری صنعتی و اکتشافات فضایی است. در کاربردهای پزشکی، از پرتو برای تصویربرداری تشخیصی و اهداف درمانی استفاده می‌شود [3]. از دزیمتری پرتو برای اطمینان از دریافت مقدار مناسب پرتو در دستیابی به نتیجه تشخیصی یا درمانی مورد نظر و در عین حال در کمینه‌سازی پرتوگیری غیر ضروری و خطرات مرتبط استفاده می‌شود. در صنعت هسته‌ای برای دزیمتری از ابزارهای متنوعی استفاده می‌گردد. یک دسته از این ابزارها کالریمترهای پرتوهای یون‌ساز هستند.

کالریمتری پرتوهای یون‌ساز روشی است که برای اندازه‌گیری انرژی سپارش شده توسط ذرات باردار عبوری از یک ماده استفاده می‌شود. این روش شامل استفاده از کالریمترها است ابزاری که حرارت تولید شده توسط ذرات را هنگام عبور از ماده و مواد معادل بافت اندازه‌گیری می‌کنند [4]. شار پرتوهای یون‌ساز در اثر برهمکنش با اتم‌های موجود در ماده، انرژی خود را از دست می‌دهند و باعث ارتعاش اتم‌ها و تولید گرما می‌شوند. با اندازه‌گیری افزایش دما در ماده با بهره‌گیری از حسگرهای بسیار حساس به دما، می‌توان میزان انرژی سپارش شده در ماده جاذب را محاسبه کرد. دو نوع اصلی کالریمترها، کالریمترهای آب و گرافیت هستند. همان‌گونه که از نام آنها مشخص است قلب اصلی آنها متشکل از آب و گرافیت است. در داخل این نوع کالریمترها یک ترمیستور تعبیه شده است [5] که تغییرات دمایی ناشی از جذب پرتو را که تابعی از ظرفیت گرمایی ماده قلب است اندازه‌گیری می‌کند در علوم هسته‌ای آب و گرافیت به سبب عدد اتمی و ساختار شیمیایی که دارند معادل بافت بدن در نظر گرفته می‌شوند [6].

1. Self-Heating  
2. Hotspot

ظرفیت گرمایی بالاتری نسبت به بافت نرم دارد، گرم و سرد شدن آن در پاسخ به جذب دز متفاوت است و این عامل می‌تواند منجر به گرادیان دمایی در بافت شود؛ به طوری که ناحیه نزدیکتر به استخوان گرمتر از بافت اطراف گردد یا به عبارتی دز تابشی بالاتری دریافت کند. این گرادیان دما می‌تواند بر اثربخشی پرتودرمانی تأثیر بگذارد. در این مطالعه، هدف بررسی اثر حضور ناهمگنی پلاتین-استخوان بر روی دز دریافتی بافت مجاور به این ناهمگنی از باریکه پروتون با بهره‌گیری از پاسخ کالریمترهای تمام‌نگاری تداخل‌سنجی است. در این کار مدل‌های ریاضی انتقال حرارت و نیز ترابرد پرتو به صورت کوپل حل شده‌اند و می‌توانند به طور دقیق توزیع دما را در بافت‌ها و استخوان‌ها پیش‌بینی کنند و پاسخ کالریمترهای تداخل‌سنجی را در شرایط مختلف شبیه‌سازی کنند. یافته‌های این مطالعه بینش‌های ارزشمندی را در مورد پیش‌بینی اندرکنش پرتوی در سیستم‌های بیولوژیکی پیچیده توسط کالریمترهای تداخل‌سنجی تمام‌نگاری ارائه می‌دهد.

#### مدل‌سازی و تئوری

در این مقاله از سه ابزار نرم‌افزاری مختلف - کد MCNPX، روش اجزای محدود<sup>4</sup> [21] و کد متلب<sup>5</sup> برای مدل‌سازی و شبیه‌سازی اندرکنش پرتوی با فصل مشترک بافت-استخوان استفاده شد. MCNPX یک کد انتقال N ذره‌ای مونت کارلو است که به طور گسترده برای شبیه‌سازی انتقال ذرات در هندسه‌ها و مواد پیچیده استفاده می‌شود [23]. از مدل‌ها و الگوریتم‌های فیزیک پیشرفته برای پیش‌بینی دقیق رفتار فوتون‌ها، نوترون‌ها و سایر ذرات در مواد و محیط‌های مختلف استفاده می‌کند. در مطالعه حاضر از MCNPX برای شبیه‌سازی و محاسبه توزیع دز پرتوی در بافت-استخوان-پلاتین و بافت‌های اطراف استفاده شد. روش المان محدود یک روش عددی است که برای حل مسائل پیچیده مهندسی با تقسیم آنها به عناصر کوچکتر و ساده‌تر بهره می‌برد. به طور معمول در تحلیل سازه، دینامیک سیالات و شبیه‌سازی‌های

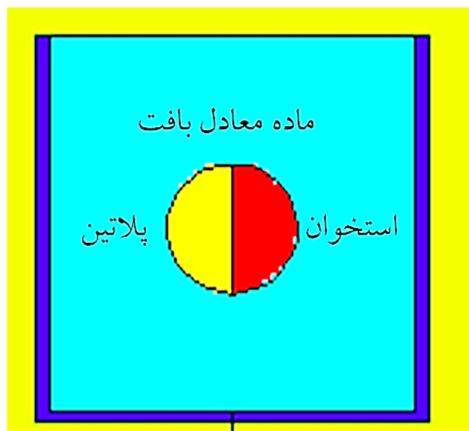
از تکنیک تداخل‌سنجی برای ارزیابی توزیع منحنی<sup>1</sup> هم-دز در مایعات شفاف استفاده کردند و در سال 1976 آن را برای اندازه‌گیری توزیع دز پرتو الکترون حول ناهمگنی‌های آب به کار بردند [12,13]. در این روش از برهم‌نهی دو پرتو نور تقریباً هم‌دوس<sup>2</sup> لیزر، که یکی از ماده تحت تابش (باریکه شیئی) عبور می‌کرد و دیگری بدون عبور از ماده (باریکه مرجع) در روی صفحه حساس به نور استفاده شد. نتیجه ترکیب پرتوهای شیئی و مرجع به صورت الگوی تداخلی<sup>3</sup> خود را نشان داد [18]. این الگوی تداخل به شکل نوارهای تیره و روشن نماینده منحنی‌های هم-دز [10,12,13-17] است. این الگوهای تداخلی بلافاصله پس از پرتودهی نمونه در اثر پدیده انتقال حرارت تغییر می‌کند. در تمام روش‌های کالریمتری نوری ذکر شده در بالا، برای محدود کردن اثر انتقال حرارت نمی‌توان از عایق استفاده نمی‌شود [19]. شامل استفاده از پرتوهای پرنرژی برای از بین بردن سلول‌های سرطانی است. با این حال، تابش علاوه بر از بین بردن سلول‌های سرطانی، ممکن است به سبب پراکندگی‌هایی که در ناحیه برخورد ایجاد می‌شود بر بافت‌های سالم اطراف نیز تأثیر مخرب بگذارد [20].

در پرتودرمانی، وجود ناهمگنی‌هایی مانند استخوان می‌تواند تأثیر بسزایی در توزیع و اثربخشی میدان پرتوی داشته باشد. این به این دلیل است که مواد مختلف چگالی و ظرفیت گرمایی متفاوتی دارند که می‌تواند باعث پراکندگی، پس پراکنش یا جذب پرتو به صورت غیرمنتظره گردد. به عنوان مثال، بافت استخوانی تراکم بسیار بالاتری نسبت به بافت‌های نرم اطراف دارد، به این معنی که انرژی تابشی بیشتری را جذب می‌کند و یا ذرات را به سمت ناحیه مجاور خود پراکنده خواهد کرد که تمامی این حالات بسته به نوع و انرژی ذره فرودی به ماده جاذب خواهد داشت به طور مثال برای پرتوهای گاما، الکترون و پروتون اثر متفاوتی خواهد داشت [21]. این اثر پراکندگی می‌تواند منجر به اعمال دز بالا به تومور و و بافت‌های سالم اطراف شود. علاوه بر این، از آنجایی که استخوان

1. Iso-Dose  
2. Coherence  
3. Fringe Pattern

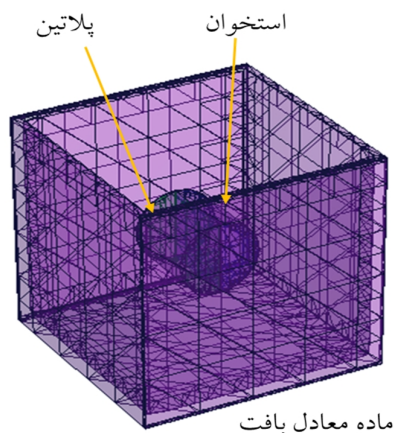
4. Finite-Element-Method  
5. MATRIX LAB

شبهه‌سازی شده با کد مونت کارلو در شکل 1 نشان داده شده است.



شکل 1. هندسه مدل شده

ابعاد ماده معادل بافت که به شکل یک مکعب مستطیل است  $3 \times 3 \times 3$  سانتیمتر مربع است. ماده معادل بافت MS20 معمولاً در دزیمتری پرتو و فیزیک پزشکی استفاده می‌شود [27]. ظرفیت گرمایی ویژه آن بسته به محدوده دمایی مورد نظر متفاوت است. در دمای اتاق (حدود 25 درجه سلسیوس)، ظرفیت گرمایی ویژه ماده معادل بافت MS20 تقریباً  $3/9 \text{ J/(gK)}$  است. با این حال، بسته به فرآیند تولید و خواص مورد نظر ماده، می‌تواند اندکی متفاوت باشد. در مرکز این ماده ناهمگنی از جنس پلاتین - استخوان به شکل استوانه قرار داده شده است. ابعاد استوانه در این مدل قطر 5 میلی‌متر و ارتفاع 10 میلی‌متر دارد. برای درک بهتر شکل سه بعدی از هندسه در شکل 2 نشان داده شده است.



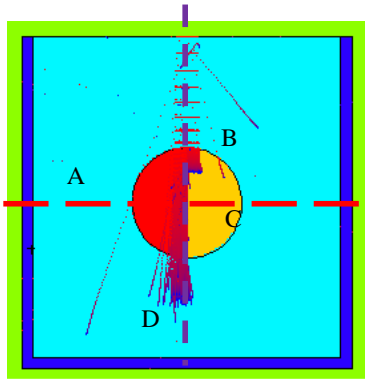
شکل 2. شکل سه بعدی از هندسه در فضای مونت کارلو

الکترومغناطیسی استفاده می‌شود. از روش اجزای محدود با بهره‌گیری از نرم‌افزار چند فیزیکی کامسول<sup>1</sup> برای مدل‌سازی پاسخ حرارتی بافت استخوانی به پرتو استفاده شد. متلب یک زبان برنامه‌نویسی سطح بالا و محیط محاسبات عددی است که طیف گسترده‌ای از توابع و ابزارها را برای تجزیه و تحلیل داده‌ها، تجسم و مدل‌سازی ارائه می‌دهد [24]. از نرم‌افزار متلب همچنین برای پردازش تصویر و حل معادلات اپتیکی و تحلیل داده‌های به‌دست‌آمده از شبهه‌سازی‌های MCNPX و روش اجزای محدود و انجام تحلیل‌های آماری برای اعتبارسنجی نتایج استفاده شد. با ترکیب این سه ابزار نرم‌افزاری امکان بررسی اندرکنش‌های پیچیده بین پرتو و فصل مشترک بافت استخوان - پلاتین به وجود آمد.

#### الف) شبهه‌سازی هندسه پرتودهی با باریکه پروتون با کد مونت کارلو

پروتون‌درمانی نوعی پرتودرمانی است که از پروتون‌های پرنرژی برای از بین بردن سلول‌های تومور استفاده می‌کند. این روش مزایای متعددی نسبت به اشکال سنتی پرتودرمانی دارد [25]. یکی از مزایای اصلی پروتون‌درمانی دقت آن است. پروتون‌ها را می‌توان مستقیماً روی سلول‌های تومور متمرکز کرد و دز بالایی از پرتو را به ناحیه آسیب‌دیده ارسال کرد و در عین حال آسیب به بافت‌های سالم در نزدیکی ناحیه مورد نظر را به حداقل رساند. این به این دلیل است که پروتون‌ها نسبت به الکترون و پرتوهای گاما بیشتر انرژی خود را در عمق خاصی در بدن سپارش می‌کنند که به عنوان قله براگ<sup>2</sup> شناخته می‌شود. با تنظیم سطح انرژی پروتون‌ها، پزشکان می‌توانند عمق قله براگ را کنترل کنند و تومور را دقیقاً هدف قرار دهند [26]. پروتون‌درمانی به‌ویژه برای درمان سرطان در نواحی حساس بدن مانند مغز، چشم و نخاع مفید است. همچنین در درمان تومورهایی که به اشکال دیگر پرتودرمانی مقاوم هستند یا با پرتودرمانی معمولی دسترسی به آنها دشوار است، مؤثر است. هندسه

1. COMputational SOLutions (COMSOL)  
2. Bragg-Peak



شکل 3. مسیر باریکه در ماده جاذب و پخش ذرات، یک سلول به ابعاد  $3 \times 3 \times 3$  سانتیمتر مربع، استوانه مرکزی به قطر 10 میلیمتر آن را اعمال کند و تفسیرهای مناسبی از نتایج شبیه‌سازی را به عنوان خروجی ارائه دهد.

### ج) تحلیل دمایی خروجی مرحله قبل به روش المان محدود

تحلیل حرارتی بخش اساسی فرآیند طراحی برای بسیاری از سیستم‌های مهندسی است. برای ارزیابی توزیع دما و ویژگی‌های انتقال حرارت در یک سیستم معین استفاده می‌شود. در زمینه تحلیل اجزای محدود، تحلیل حرارتی شامل حل عددی معادلات انتقال حرارت با استفاده از روش المان محدود است. از نتایج تحلیل حرارتی می‌توان برای بهینه‌سازی طراحی سیستم با شناسایی نواحی که ممکن است نقاط داغ (در اینجا فصل مشترک ناهمگنی) وجود

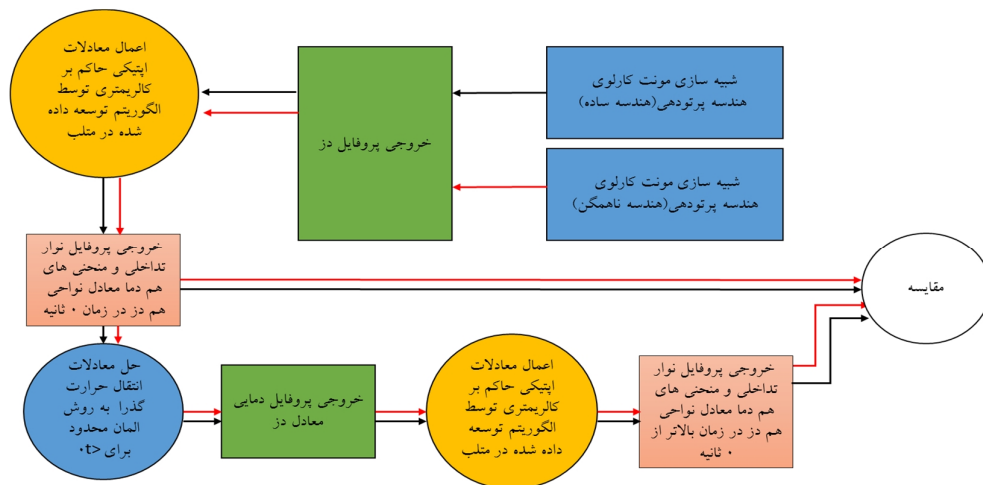
مشخصات مواد مورد استفاده در مدل‌سازی در جدول 1 آمده است.

نام ماده	چگالی ( $\frac{g}{cm^3}$ )	$C_p (\frac{J}{kgK})$	$\frac{k}{w}$ $\frac{mK}{mK}$
MS20	1	3900	0/6
استخوان	1/85	1920	0/0-9/5
پلاتین	21/45	133	71/3

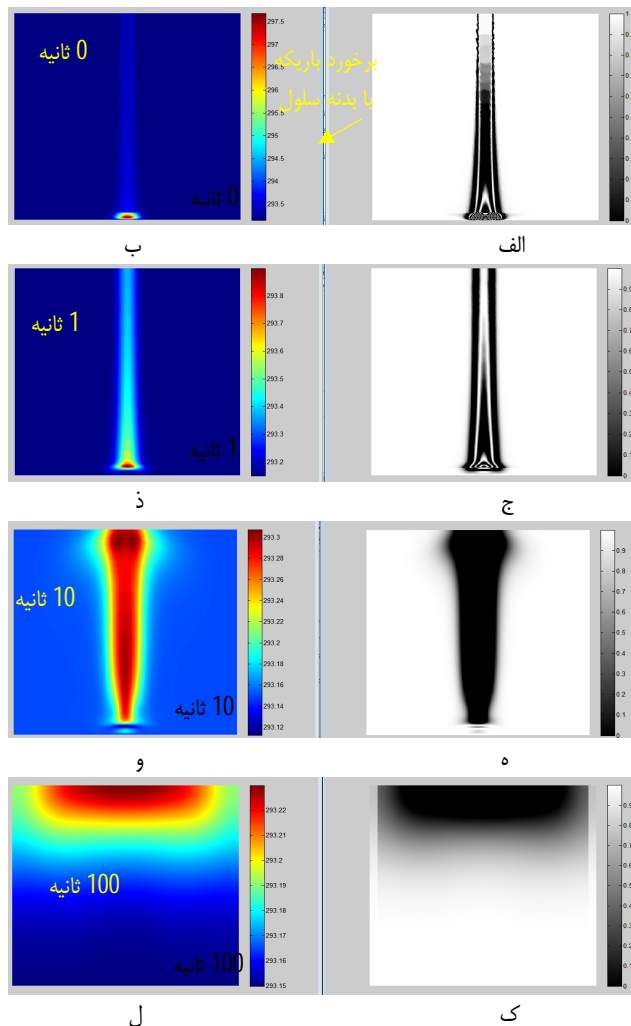
باریکه پروتونی با انرژی 60 مگاالکترون ولت با اندازه میدان  $2 \times 2$  میلیمتر برای ایجاد نقطه کانونی و تشکیل ریز میدان از وجه بالا و از فاصله 20 سانتیمتری به سمت ماده جاذب گسیل شد. برای ایجاد استاتیک مناسب در محاسبات و ایجاد دقت مناسب، زمان اجرا 72 ساعت در نظر گرفته شد. مسیر ذرات فرودی بر ماده جاذب را می‌توان در شکل 3 مشاهده کرد. به سبب چگالی بالای پلاتین نسبت به سایر مواد تشکیل دهنده در هندسه ناهمگن بافت عمق نفوذ کمتری از ذرات در داخل آن انتظار می‌رود.

### ب) تحلیل اپتیکی خروجی کد مونت کارلو با الگوریتم توسعه داده شده در متلب

برای انجام تحلیل اپتیکی خروجی شبیه‌سازی مونت کارلو در قالب یک سیستم تداخل‌سنجی با استفاده از متلب، نیاز به توسعه یک الگوریتم است. الگوریتم باید خروجی مونت کارلو را به عنوان ورودی بگیرد و معادلات اپتیکی حاکم بر روی



شکل 4. فلوچارت محاسبات مربوط به مدل



شکل 5. تصاویر خروجی از کالریمتر مدل شده در گذر زمان برای سلول همگن تحت پرتودهی با باریکه پروتون 60 مگا الکترون ولت، الف، ج، ه، ک) الگوی تداخلی ثبت شده در دوربین کالریمتر مدل شده، ب، ذ، و ل) منحنی هم دما یا معادل هم دما استخراج شده متناظر (ستون راست دیمانسیون شدت نوری و تصاویر ستون چپ با دیمانسیون کلون می‌باشند).

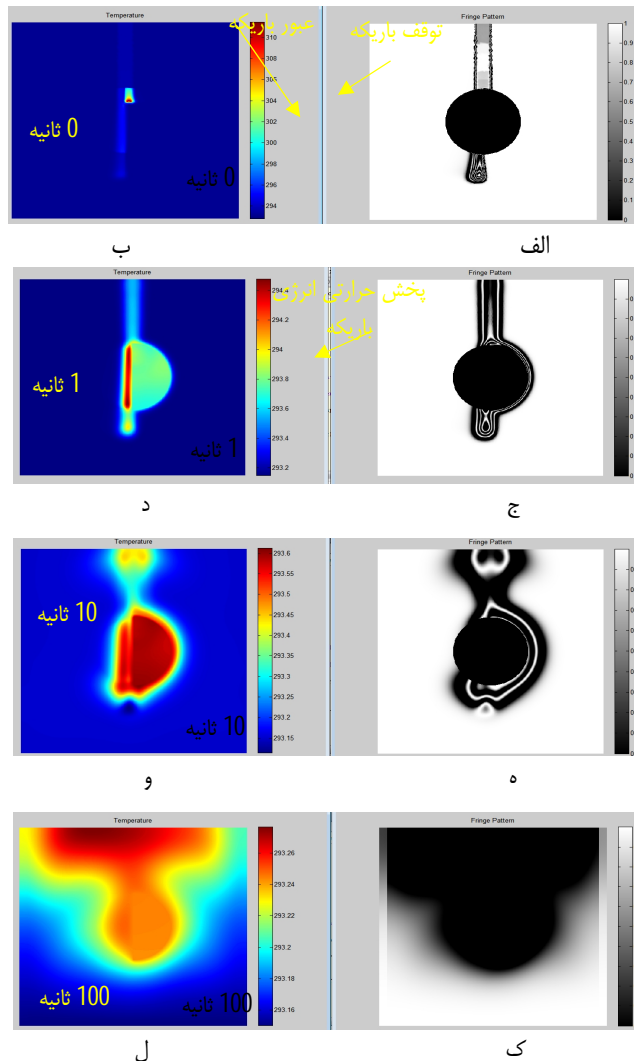
در نمونه ایجاد می‌کند. توزیع دما به پارامترهای متعددی از جمله: نحوه برهمکنش تابش یون‌ساز، نوع ماده، گرمای ویژه ماده و انرژی ذره برخوردی مرتبط است. در نهایت توزیع دما از رابطه کالریمتری و با رابطه (1) به دست می‌آید.

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

که  $D$  دز جذبی (J/Kg یا گری)،  $C$  گرمایی ویژه جاذب (J/KgK) و  $\Delta T$  اختلاف دما (K) است. توزیع دما نمایانگر مشخصات دز در مواد است. دو نوع انتقال حرارت، همرفت و رسانایی در این مسئله در نظر گرفته شده است.

داشته باشد استفاده کرد. از این اطلاعات می‌توان برای اصلاح طراحی سیستم به منظور بهبود عملکرد آن بهره برد. کامسول یک نرم‌افزار قدرتمند است که می‌تواند برای طیف گسترده‌ای از شبیه‌سازی‌ها از جمله تحلیل حرارتی استفاده شود. در این مطالعه برای بررسی پاسخ وابسته به زمان کالریمتر تمام‌نگاری تداخل‌سنجی از این نرم‌افزار استفاده شد. فلوچارت مربوط به سه مرحله الف تا ج برای محاسبات در شکل 4 نشان داده شده است.

ذرات یون‌ساز انرژی خود را به عنوان انرژی حرارتی در ماده جاذب به جا می‌گذارند. این انرژی حرارتی توزیع دما را



شکل 1. تصاویر خروجی از کالریمتر مدل شده در گذر زمان برای سلول ناهمگن تحت پرتودهی با باریکه پروتون 60 مگا الکترون ولت، لف، ج، ه، ک) الگوی تداخلی ثبت شده در دوربین کالریمتر مدل شده، ب، د، و ل) منحنی هم دما یا معادل هم دز استخراج شده متناظر (ستون راست دیمانسیون شدت نوری و تصاویر ستون چپ با دیمانسیون کلومین هستند)

انتقال حرارت نوع اول همرفت طبیعی است که در داخل سیال گرم شده ناشی از جذب پرتو رخ می‌دهد. از سطح بالای سلول یک همرفت به هوای اطراف ایجاد می‌شود؛ و در نهایت سطح خارجی بدنه سلول به هوای اطراف به صورت همرفتی انرژی می‌دهد. انتقال حرارت نوع دوم، انتقال حرارتی رسانشی است که در بدنه جامد سلول ایجاد می‌شود. معادلات حاکم بر مسئله در زیر فهرست شده است. معادله بقای جرم دلالت بر رابطه موضعی بین  $\rho$  و  $u$  دارد [26]:

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

با فرض تراکم‌ناپذیری سیال، معادله (2) در سیستم دکارتی دو بعدی تبدیل می‌شود:

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

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

معادله (4) قانون فوریه است. قانون فوریه توضیح می‌دهد که سرعت انتقال حرارت در داخل ماده با گرادیان دمایی منفی متناسب است؛ که  $C_p$  گرمایی ویژه سیال است،  $T$  دمای مطلق (کلوین) و  $Q$  منبع حرارت داخلی است [26].

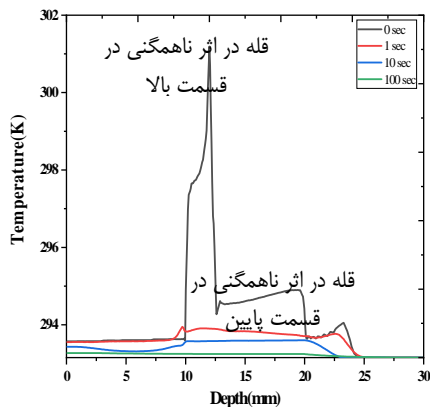
### نتایج

نتایج محاسبات به صورت طرح تداخلی و طرح دمایی نماینده منحنی هم دز برای دو هندسه همگن و ناهمگن در شکل 6 نشان داده شده است. تغییرات پاسخ کالریمتر تداخل سنجی برای زمان‌های 1، 10 و 100 ثانیه است.

در شکل 5 برای هندسه همگن تغییرات طرح تداخلی و تغییرات دمایی ناشی از پرتو که معادل با دز جذبی در ماده است برای زمان‌های 0، 1، 10 و 100 ثانیه نشان داده شده است. در شکل 5 پروفایل دمایی الف در زمان صفر ثانیه نشان می‌دهد که باریکه پروتون به عمق سلول نفوذ کرده و در نهایت با برخورد به بدنه کوارتز سلول انرژی بیشینه خود را در آن نقطه به جای می‌گذارد، لذا در زمان اولیه، گرم‌ترین نقطه که معادل با دز جذبی بیشینه است بدنه سلول در فصل مشترک بافت است، در زمان 1 تا 100 ثانیه انرژی حرارتی از کف سلول به قسمت بالای آن به سبب سیال بودن ماده جاذب انتقال می‌یابد که در زمان 100 ثانیه، بخش گرم‌تر سیال به سبب نیروی شناوری و اثر گرانش به سمت بالای سلول در اثر جابه‌جایی شاره گرم و سرد منتقل می‌شود. در شکل 6 برای هندسه ناهمگن تغییرات طرح تداخلی و تغییرات دمایی ناشی از پرتو که معادل با دز جذبی در ماده است برای زمان‌های 0، 1، 10 و 100 ثانیه نشان داده شده است. در شکل 6 پروفایل دمایی الف در زمان صفر ثانیه نشان می‌دهد که باریکه پروتون به سبب حضور ناهمگنی پلاتین-استخوان در بخش پلاتین توقف می‌کند ولی بخشی از باریکه پروتونی از قسمت استخوانی عبور کرده و مجدد وارد بافت می‌شود، به سبب پدیده تمام جذبی که در پلاتین ایجاد می‌شود در زمانهای بعدی این بخش به عنوان یک بخش پر انرژی و گرم‌تر عمل می‌کند و شارش گرما از این ناحیه به فصل‌های مشترک پیرامونی در زمان

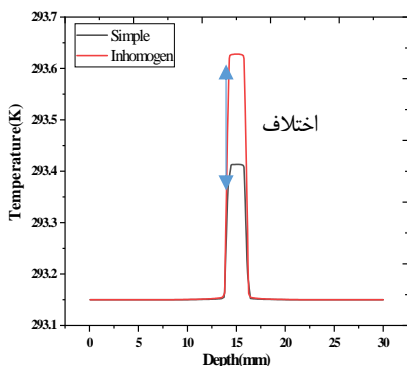
کمتری ایجاد می‌شود. علت این اثر در این است که ضریب رسانش حرارتی پلاتین در حدود  $71/6 \frac{w}{mK}$  است در صورتی که ضریب رسانش حرارتی استخوان در بازه 0/5 تا 0/9  $\frac{w}{mK}$  متغیر است. لذا پخش حرارتی از پلاتین به مجاورت خود در زمان بسیار کمتری رخ می‌دهد، که در زمان 1 ثانیه این اثر مشهود است. زمان 1 ثانیه زمانی است که استخوان هنوز انرژی حرارتی جذب شده در درون خود را به محیط اطراف منتقل نکرده است. با گذر زمان مجدد انرژی حرارتی از استخوان به سمت بافت جریان می‌یابد که در زمان 10 ثانیه پلاتین به صورت گرم‌ترین ناحیه مشاهده می‌شود و تا زمان 100 ثانیه که انرژی گرمایی از ناحیه ناهمگنی به بالای سلول شارش می‌یابد. لذا در زمان اولیه، گرم‌ترین نقطه که معادل با دز جذبی بیشینه است بدنه سلول در فصل مشترک بافت است، در زمان 1 تا 100 ثانیه انرژی حرارتی از کف سلول به قسمت بالای آن به سبب سیال بودن ماده جاذب انتقال می‌یابد که در زمان 100 ثانیه، بخش گرم‌تر سیال به سبب نیروی شناوری و اثر گرانش به سمت بالای سلول در اثر جابه‌جایی شاره گرم و سرد منتقل می‌شود.

در شکل 1 میزان نفوذ باریکه پروتون در هر دو بخش ناهمگنی قابل مشاهده است با توجه به چگالی بالای پلاتین عمق نفوذ پروتون در بخش اول پلاتین است ولی در بخش استخوانی باریکه پروتون از استخوان عبور کرده و مجدد وارد بافت اصلی می‌شود.

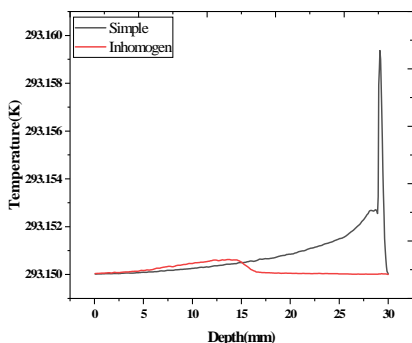


شکل 7. تغییرات دمایی متناظر با تغییرات دز در راستای عمودی سلول ناهمگن در گذر زمان (خط چین عمودی شکل)

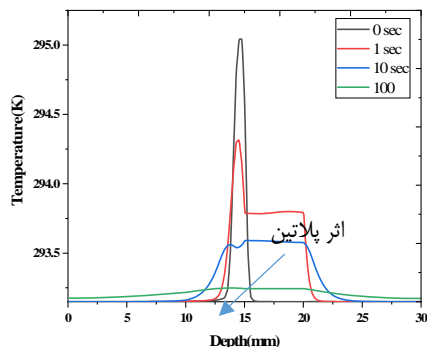




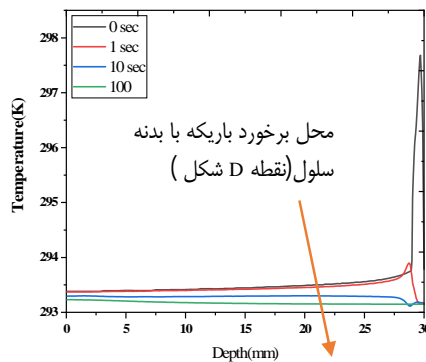
شکل 11. اثر ناهمگنی در میزان دز جذب شده در بافت در راستای خط افقی (بالای ناهمگنی) در شکل 11 تأثیر حضور ناهمگنی در میزان دز جذبی در بافت مشهود است. اختلاف دمایی ایجاد شده به میزان 0/2 کلوین است و این مقدار با استفاده از رابطه (1) زیر به دز جذبی تبدیل می‌شود. برای این منظور مقدار  $C_m$  معادل با ظرفیت گرمایی ویژه بافت در نظر گرفته می‌شود که دزی موضعی برابر با 0/8 کیلوگری می‌شود که مقداری قابل ملاحظه است.



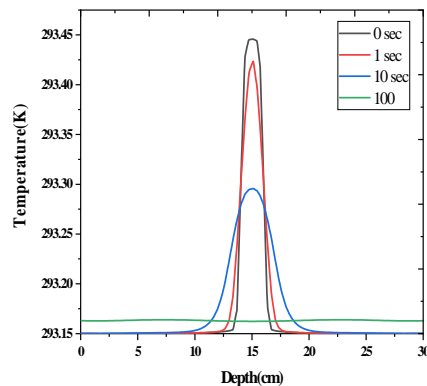
شکل 12. اثر ناهمگنی در میزان دز جذب شده در بافت در راستای خط عمودی (سمت راست ناهمگنی) در شکل 12 تأثیر حضور ناهمگنی در میزان دز جذبی در بافت مشهود است. اختلاف دمایی ایجاد شده به میزان 0/02 کلوین است و این مقدار با استفاده از رابطه (1) زیر به دز جذبی تبدیل می‌شود. برای این منظور مقدار  $C_m$  معادل با ظرفیت گرمایی ویژه بافت در نظر گرفته می‌شود که دزی موضعی برابر با 0/08 کیلوگری می‌شود که مقداری قابل ملاحظه است.



شکل 8. تغییرات دمایی متناظر با تغییرات دز در راستای افقی سلول ناهمگن در گذر زمان (خط چین قرمز شکل) شکل 7 و شکل 8 تغییرات پروفایل دمایی در راستای افقی و عمودی در سلول ناهمگن را نشان می‌دهد.



شکل 9. تغییرات دمایی متناظر با تغییرات دز در راستای عمودی سلول همگن در گذر زمان



شکل 10. تغییرات دمایی متناظر با تغییرات دز در راستای افقی سلول همگن در گذر زمان (نقطه D شکل)

## بحث و نتیجه‌گیری

در این مطالعه تأثیر ناهمگنی پلاتین- استخوان بر دز سپارش شده بر بافت در پروتون درمانی بررسی شد. این تحقیق از یک سیستم کالری متر تداخل‌سنجی تمام‌نگاری مدل‌سازی شده برای بررسی رفتار پروتون‌هایی که با ساختارهای بافتی ناهمگن در اندرکنش هستند به منظور شبیه‌سازی دقیق دز دریافتی استفاده شد. نتایج نشان داد که در نظر گرفتن مناسب ناهمگونی بافت برای دستیابی به نتایج درمانی بهینه در پروتون درمانی بسیار مهم است؛ زیرا به طور قابل توجهی بر میزان دز دریافتی توسط بافت تأثیر می‌گذارد.

دو سلول با ساختار همگن و ناهمگن شبیه‌سازی شد. سلول اول متشکل از ماده معادل بافت و سلول دوم متشکل از ماده معادل بافت در کنار ناهمگنی پلاتین-استخوان بود. هر دوی سلول‌ها تحت تابش با باریکه پروتونی 60 مگا الکترون ولتی از قسمت بالا و فاصله 20 سانتیمتری قرار گرفتند. تصاویر مربوط به طرح‌های تداخلی ایجاد شده در ماده و نیز پروفایل دمایی متناظر با دز جذبی در آن به دست آمد. اثر انتقال حرارت بر الگوهای تداخلی و پروفایل دز با استفاده از روش المان محدود برای زمان‌های مختلف به دست آمد. لازم به ذکر است که طرح‌های تداخلی و پروفایل‌های دمایی با استفاده از الگوریتم‌ها در سیستم‌های آزمایشگاهی قابل تبدیل به یکدیگر هستند. تغییرات دز در

راستای افقی و عمودی هر دو سلول در راستای خط‌های متناظر و نیز در مجاورت فصل مشترک ناهمگنی و بافت از تصاویر استخراج شده و با یکدیگر مقایسه شدند. نتایج نشان داد که حضور ناهمگنی تغییرات دز موضعی در حدود 0/8 کیلوگری ایجاد می‌کند که در بحث طراحی درمان قابل ملاحظه است.

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 جذب شده 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] بیگ زاده، امیرمحمد، با سعادت، محمدرضا، رشیدیان وزیری، محمدرضا (1400). بررسی اثر محوشدگی پاسخ کالریمتر تداخل‌سنجی تمام‌نگاری به روش حل عددی، دوفصلنامه علمی اپتوالکترونیک 3(2), pp. 75-80, doi: 10.30473/jphys.2021.57254.1099
- [2] Andreo, P., Burns, D.T., Nahum, A.E., Seuntjens, J. and Attix, F.H., 2017. Fundamentals of ionizing radiation dosimetry. John Wiley & Sons.
- [3] Smith-Bindman, R., Miglioretti, D.L., Johnson, E., Lee, C., Feigelson, H.S., Flynn, M., Greenlee, R.T., Kruger, R.L., Hornbrook, M.C., Roblin, D. and Solberg, L.I., 2012. Use of diagnostic imaging studies and associated radiation exposure for patients enrolled in large integrated health care systems, 1996-2010. *Jama*, 307(22), pp.2400-2409.
- [4] Renaud, J., Palmans, H., Sarfehnia, A. and Seuntjens, J., 2020. Absorbed dose calorimetry. *Physics in Medicine & Biology*, 65(5), p.05TR02.
- [5] Palmans, H., Thomas, R., Simon, M., Duane, S., Kacperek, A., DuSautoy, A. and Verhaegen, F., 2004. A small-body portable graphite calorimeter for dosimetry in low-energy clinical proton beams. *Physics in Medicine & Biology*, 49(16), p.3737.
- [6] Ross, C.K. and Klassen, N.V., 1996. Water calorimetry for radiation dosimetry. *Physics in Medicine & Biology*, 41(1), p.1.
- [7] 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.

- [8] Beigzadeh, A.M., Vaziri, M.R., Ziaie, F. and Soltani, Z., 2018. Double-exposure holographic interferometry for radiation dosimetry: A new developed model. *Radiation Measurements*, 119, pp.132-139.
- [9] Vaziri, Mohammad Reza Rashidian, Amir Mohammad Beigzadeh, Farhood Ziaie, and Mehrdad Yarahmadi. "Digital holographic interferometry for measuring the absorbed three-dimensional dose distribution." *The European Physical Journal Plus* 135, no. 5 (2020): 436.
- [1] 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.
- [2] Hussmann, E. K. "A holographic interferometer for measuring radiation energy deposition profiles in transparent liquids." *Applied optics* 10.1 (1971): 182-186.
- [3] 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.
- [4] 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.
- [5] Cavan, A., & Meyer, J. Digital holographic interferometry: A novel optical calorimetry technique for radiation dosimetry. *Medical Physics*, 41(2) (2014)., 022102.
- [6] Flores-Martinez, E., Malin, M. J., & DeWerd, L. A. Development and characterization of an interferometer for calorimeter-based absorbed dose to water measurements in a medical linear accelerator. *Review of Scientific Instruments*, 87(11) (2016).
- [7] Telford, T., Roberts, J., Moggré, A., Meyer, J., & Marsh, S. Noise Considerations for Tomographic Reconstruction of Single-Projection Digital Holographic Interferometry-Based Radiation Dosimetry. *Photonics*, 10(2) (2023), 188.
- [8] Beigzadeh, A. M., Vaziri, M. R. R., & Ziaie, F. Application of double-exposure digital holographic interferometry method for calculating the absorbed dose in poly (methyl methacrylate) environment. *Radiation Safety and Measurement*, 6(4) (2017), 51-61.
- [9] 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.*
- [10] 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.*
- [11] Baskar, Rajamanickam, Jiawen Dai, Nei Wenlong, Richard Yeo, and Kheng-Wei Yeoh. "Biological response of cancer cells to radiation treatment." *Frontiers in molecular biosciences* 1 (2014): 24.
- [12] Helmstedter, Chris S., Mike Goebel, Robert Zlotecki, and Mark T. Scarborough. "Pathologic fractures after surgery and radiation for soft tissue tumors." *Clinical Orthopaedics and Related Research* (1976-2007) 389 (2001): 165-172.
- [13] Zieli, Tomasz G. "Introduction to the finite element method." (1992).
- [14] Pelowitz, Denise B. "MCNPX user's manual version 2.5. 0." Los Alamos National Laboratory 76 (2005).
- [15] Matlab, Starting. "Matlab." The MathWorks, Natick, MA (2012).

- [16] Dinesh Mayani, Devanshi. "Proton therapy for cancer treatment." *Journal of Oncology Pharmacy Practice* 17, no. 3 (2011): 186-190.
- [17] Paganetti, Harald. *Proton beam therapy*. IOP Publishing, 2017.
- [18] Kurudirek, M., 2014. Effective atomic numbers of different types of materials for proton interaction in the energy region 1 keV–10 GeV. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, 336, pp.130-134.

#### COPYRIGHTS



© 2022 by the authors Licensee PNU, Tehran, Iran This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution 4 0 International (CC BY4 0) (<http://creativecommons.org/licenses/by/4 0>)