

Determination of Effective Electron Source Position for Beam Shaper Applicator in Intraoperative Radiotherapy

Nematollah Heidarloo¹, Hamid Reza Baghani², Seyed Mahmoud Reza Aghamiri³

1. Ph.D. Candidate, Department of Medical Radiation Engineering, Faculty of Nuclear Engineering, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran. ORCID ID: 0000-0003-0091-0357

2. Assistant Professor, Physics Department, Faculty of Science, Hakim Sabzevari University, Sabzevar, Iran., (Corresponding Author), Tel: +98-51-44013216, Email: h.baghani@hsu.ac.ir, ORCID ID: 0000-0003-0392-9192

3. Professor, Department of Medical Radiation Engineering, Faculty of Nuclear Engineering, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran. ORCID ID: 0000-0002-5080-0482

ABSTRACT

Background and Aim: Beam shaper applicator is one of the dedicated applicators for intraoperative electron radiotherapy which is usually employed for large tumors irradiation. Due to the high weight and lack of possibility of direct placement on the patient's body, a considerable air gap exists between the applicator and patient. Therefore, determination of the effective position of electron source (SSD_{eff}) is absolutely necessary to correct the applicator output for air gap effect and accurate delivery of the prescribed dose to the patient. The aim of this study was to determine the SSD_{eff} for all square fields of beam shaper applicator at different electron energies using Monte Carlo (MC) simulation.

Materials and Methods: At first, the head of LIAC accelerator and beam shaper applicator were simulated by MCNPX MC code and then, the validity of the simulated model was evaluated through comparing the calculated percentage depth dose (PDD) curves at different field sizes and energies with the corresponding practical values. After verifying the simulated model, the SSD_{eff} was determined for different field sizes and electron energies using inverse square law (ISL) method.

Results: The results showed that the SSD_{eff} is a function of electron energy and radiation field size. Dependency of SSD_{eff} on field size variations was much more than that on the alterations in the electron energy. Generally, increase in the field size or electron energy led to increase in SSD_{eff} .

Conclusion: The determined SSD_{eff} values for the electron beam of the beam shaper applicator in our study, can be used to correct the electron beam output for clinical purposes.

Keywords: Effective position of electron source (SSD_{eff}), Intraoperative radiotherapy, Beam shaper applicator, Monte Carlo simulation, LIAC dedicated accelerator

Received: Feb 24, 2019

Accepted: April 17, 2021

How to cite the article: Nematollah Heidarloo, Hamid Reza Baghani, Seyed Mahmoud Reza Aghamiri. Determination of effective electron source position for beam shaper applicator in intraoperative radiotherapy. *SJKU* 2021;26(4):80-92.

Copyright © 2018 the Author (s). Published by Kurdistan University of Medical Sciences. This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-Non Commercial License 4.0 (CCBYNC), where it is permissible to download, share, remix, transform, and buildup the work provided it is properly cited. The work cannot be used commercially without permission from the journal

تعیین موقعیت مؤثر چشمه الکترون برای اپلیکاتور Beam shaper در پرتودرمانی حین عمل

نعمت‌الله حیدرلو^۱، حمید رضا باغانی^۲، سید محمود رضا آقامیری^۳

۱. کاندیدای دکتری، گروه مهندسی پرتو پزشکی، دانشکده مهندسی هسته‌ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران. کد ارکید: ۰۰۰۰-۰۰۰۳-۰۰۹۱-۰۳۵۷
۲. استادیار، گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه حکیم سبزواری، سبزوار، ایران (نویسنده مسئول)، تلفن: ۰۵۱-۴۴۰۱۳۲۱۶، پست الکترونیک: h.baghani@hsu.ac.ir
۳. استاد، گروه مهندسی پرتو پزشکی، دانشکده مهندسی هسته‌ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران. کد ارکید: ۰۰۰۰-۰۰۰۳-۰۳۹۲-۹۱۹۲

چکیده

زمینه و هدف: اپلیکاتور Beam shaper یکی از اپلیکاتورهای اختصاصی مورد استفاده در پرتودرمانی حین عمل توسط باریکه الکترون است که معمولاً برای پرتودهی تومورهای بزرگ استفاده می‌شود. به دلیل وزن زیاد و عدم امکان قرارگیری مستقیم بر روی بدن بیمار، فاصله هوایی قابل توجهی میان این اپلیکاتور و بیمار به وجود می‌آید؛ بنابراین، دانستن موقعیت مؤثر چشمه الکترون جهت تصحیح خروجی اپلیکاتور برای اثر فاصله هوایی و تحویل دقیق میزان دوز، Medical Radiation Engineering, Faculty of Nuclear Engineering, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran. هدف از این پژوهش تعیین SSD_{eff} برای تمام میدان‌های مربعی حاصل از اپلیکاتور Beam shaper در انرژی‌های مختلف الکترون با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو است.

مواد و روش‌ها: ابتدا سر شتاب‌دهنده LIAC به همراه اپلیکاتور Beam shaper توسط کد مونت کارلوی MCNPX شبیه‌سازی گردید و سپس اعتبار مدل شبیه‌سازی شده از طریق مقایسه منحنی‌های درصد دوز عمقی محاسبه شده در میدان‌ها و انرژی‌های مختلف با مقادیر عملی متناظر، مورد ارزیابی قرار گرفت. پس از اعتبارسنجی مدل شبیه‌سازی شده، SSD_{eff} برای ابعاد میدان‌ها و انرژی‌های مختلف الکترون با استفاده از روش عکس مجذور فاصله (ISL) تعیین گردید.

یافته‌ها: نتایج به دست آمده نشان داد که SSD_{eff} تابعی از انرژی الکترون و اندازه میدان تابش است. وابستگی SSD_{eff} به تغییرات ابعاد میدان به مراتب بیشتر از تغییر انرژی الکترون بود. به طور کلی با افزایش ابعاد میدان یا انرژی باریکه الکترون SSD_{eff} نیز افزایش می‌یابد.

نتیجه‌گیری: مقادیر SSD_{eff} تعیین شده برای باریکه الکترون اپلیکاتور Beam shaper در مطالعه حاضر، می‌تواند جهت اصلاح خروجی باریکه الکترون در مقاصد بالینی به کار گرفته شود.

واژه‌های کلیدی: موقعیت مؤثر چشمه الکترون (SSD_{eff})، پرتودرمانی حین عمل، اپلیکاتور Beam shaper، شبیه‌سازی مونت کارلو، شتاب‌دهنده اختصاصی LIAC

وصول مقاله: ۹۷/۱۲/۵ اصلاحیه نهایی: ۹۹/۱۱/۲۷ پذیرش: ۱۴۰۰/۱/۲۸

مقدمه

پرتودرمانی حین عمل (IORT) یکی از روش‌های خاص پرتودرمانی است که در طی آن دوزهای بسیار بالایی از مرتبه ۱۰ تا ۲۰ گری بلافاصله پس از عمل جراحی به بستر تومور داده می‌شود (۱). پرتودهی به بستر تومور بعد از جراحی به منظور اطمینان از نابودی کامل سلول‌های میکروسکوپی تومور (باقیمانده از جراحی) است و برای جلوگیری از عود مجدد تومور صورت می‌پذیرد (۲). این روش با سابقه‌ای با بیش از یک قرن، ابتدا توسط متخصصان ژاپنی و سپس در دهه ۸۰ میلادی در آمریکا گسترش یافت. در حقیقت پیشینه IORT به تلاش‌های هوشمندانه آبه (Mitsuyuki Abe) از ژاپن برمی‌گردد که بعدها توسط پروفیسور کالوو (Felipe A Calvo) از اسپانیا ادامه یافته است (۳-۵). به‌طور کلی IORT با استفاده از پرتوهای فوتونی و الکترونی قابل انجام است. تکنیک‌های بالینی IORT با در نظر گرفتن روش خاص درمانی و تجهیزات مورد استفاده به سه دسته کلی پرتودرمانی حین عمل با الکترون (Intraoperative Electron Radiation Therapy, IOERT)، Low KV-IORT و HDR-IORT تقسیم‌بندی می‌شود (۶، ۱). در روش IOERT از یک باریکه الکترونی برای پرتودهی به بستر تومور استفاده می‌شود. IOERT به دلیل توزیع دوز یکنواخت باریکه الکترونی و عمق نفوذ محدود الکترون مرسوم‌تر از روش‌های دیگر است (۷، ۸)؛ دوز حاصل از باریکه الکترون به دلیل برد کوتاه، در فاصله چند سانتی‌متری از سطح فرودی پرتو توزیع شده و به عمق‌های بیشتر بافت نفوذ پیدا نمی‌کند، در نتیجه بافت‌های سالم تا حد زیادی از خطر پرتوگیری در امان می‌مانند. این ویژگی سبب حفظ بافت‌های سالم قرار گرفته در زیر بستر تومور می‌گردد. برای پیاده‌سازی IOERT هم می‌توان از شتاب‌دهنده‌های خطی مرسوم و هم از شتاب‌دهنده‌های متحرک اختصاصی طراحی شده برای این منظور استفاده کرد (۳). استفاده از این

شتاب‌دهنده‌های متحرک اختصاصی برای پرتودرمانی حین عمل در حال حاضر توجه زیادی را به خود معطوف نموده است. به‌طور کلی سه نوع شتاب‌دهنده اختصاصی شامل Mobetron، NOVAC و LIAC برای پیاده‌سازی IOERT وجود دارند. این شتاب‌دهنده‌های اختصاصی بر خلاف شتاب‌دهنده‌های معمول دارای مغناطیس منحرف‌کننده و فک‌های متحرک در سر شتاب‌دهنده به منظور انحراف باریکه الکترون و شکل دادن به میدان تابش نمی‌باشند (۹). از جمله مزایای شتاب‌دهنده‌های اختصاصی پرتودرمانی حین عمل در مقایسه با شتاب‌دهنده‌های معمول می‌توان به آهنگ دوز بسیار بالاتر این شتاب‌دهنده‌ها که باعث کاهش بسیار چشمگیر زمان پرتودهی می‌شود و میزان آلودگی فوتونی بسیار کمتر آن‌ها که امکان پیاده‌سازی پرتودرمانی در یک اتاق عمل استاندارد حفاظ‌سازی نشده را امکان‌پذیر می‌سازد، اشاره کرد (۱۱، ۱۰). از طرف دیگر این شتاب‌دهنده‌ها تنها قادر به تولید الکترون می‌باشند که در مقایسه با شتاب‌دهنده‌های معمول که قادر به تولید فوتون و الکترون در دو مد مجزا می‌باشند، یک نقص به شمار می‌آید. همچنین به علت استفاده از باریکه الکترون با آهنگ دوز بسیار بالا (تا هفتاد میلی‌گری بر پالس (۱۰)) دوزیمتری و کالیبراسیون این شتاب‌دهنده‌های اختصاصی در مقایسه با شتاب‌دهنده‌های معمول کار مشکل و پیچیده‌تری است (۱۲). موازی‌سازی باریکه الکترون در شتاب‌دهنده‌های پرتودرمانی حین عمل کاملاً با شتاب‌دهنده‌های معمول متفاوت است، به طوری که موازی‌سازی باریکه الکترون در این شتاب‌دهنده‌های اختصاصی پرتودرمانی حین عمل از طریق به‌کارگیری یک سری اپلیکاتور طولی خاص با سطح مقطع‌های دایره‌ای، بیضی، مستطیلی و مربعی از جنس پلاستیک و یا فلز انجام می‌شود (۶، ۱). مرسوم‌ترین اپلیکاتورهای مورد استفاده با شتاب‌دهنده‌های پرتودرمانی حین عمل اپلیکاتورهای دایره‌ای با حداکثر قطر ۱۰ سانتی‌متر هستند. این اپلیکاتورها در درمان نواحی با موقعیت آناتومیک پیچیده (نظیر

برای این اثرات اصلاح نمود (۱۶, ۱۵). برخلاف باریکه فوتون که از یک نقطه تولید می‌شود، نمی‌توان منشأ مشخصی را به‌عنوان محل تولید باریکه الکترون در شتاب‌دهنده‌های خطی در نظر گرفت. باریکه الکترون در یک نقطه کانونی در بالای فویل پراکندگی پدیدار می‌شود که به این نقطه اصطلاحاً چشمه مؤثر الکترون می‌گویند (۱۷). فاصله بین این چشمه مؤثر و انتهای اپلیکاتور IORT را موقعیت مؤثر چشمه الکترون (effective source to surface distance, SSD_{eff}) می‌گویند که یک پارامتر مفید برای اصلاح خروجی شتاب‌دهنده با تغییر فاصله از سطح اپلیکاتور است (۱۸, ۱۶). هدف از این پژوهش، تعیین موقعیت مؤثر باریکه الکترون حاصل از اپلیکاتور Beam shaper برای تمامی میدان‌های مربعی قابل تولید توسط این اپلیکاتور با استفاده از محاسبات مونت-کارلو بوده تا از این طریق بتوان تغییرات خروجی اپلیکاتور به دلیل وجود فاصله هوا میان سطح اپلیکاتور و بدن بیمار را در طی پرتودهی لحاظ نمود.

مواد و روش‌ها

شتاب‌دهنده اختصاصی LIACTM:

شتاب‌دهنده پرتودرمانی حین عمل LIACTM دارای دو مدل ۱۰ MeV و ۱۲ MeV است. مدل ۱۲ MeV قادر به تولید الکترون با انرژی‌های ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV است. وزن این شتاب‌دهنده برابر ۴۰۰ کیلوگرم است و ابعادی برابر ۱۲۰ cm طول، ۸۰ cm عرض و ۱۸۰ cm ارتفاع دارد. در این شتاب‌دهنده هیچ نوع مغناطیس منحرف‌کننده برای باریکه الکترون وجود ندارد که این ویژگی میزان آلودگی فوتونی را تا حد قابل قبولی کاهش می‌دهد. همچنین این شتاب‌دهنده برای پهن کردن باریکه الکترون، به یک فویل پراکنده‌ساز آلومینیومی با ضخامت ۸۲۰ μm مجهز است؛ علت اصلی استفاده از فویل آلومینیومی کاهش میزان آلودگی فوتونی و نوترونی در انرژی‌های بالا است (۱۹)،

تومورهای داخل شکم) با مشکل مطابقت اندازه میدان با بستر تومور مواجه هستند، چراکه ابعاد میدان حاصل از این اپلیکاتورها برای پوشش مناسب نواحی بزرگی چون تومورهای داخل شکم ناکافی است. برای رفع این مشکل می‌توان از چند میدان تابش دایره‌ای استفاده انجام داد؛ ولی به دلیل دایره‌ای بودن مقطع اپلیکاتورهای مورد استفاده ممکن است در بخش‌هایی از بافت هدف هم‌پوشانی میدان وجود داشته باشد و باعث ایجاد Hotspot گردد و یا بخش‌هایی از هدف درمان به‌طور کامل توسط میدان تابش پوشش داده نشود و توزیع دوز را ناهمگن نماید (۱۳). برای غلبه بر این مشکل نیاز به اپلیکاتورهایی با مقطع مستطیلی یا مربعی است تا با چینش مناسب آن‌ها در کنار هم کل بافت هدف را با یک توزیع دوز یکنواخت، تحت درمان قرار داد. یکی از اپلیکاتورهای مورد استفاده برای این منظور اپلیکاتور Beam shaper است. این اپلیکاتور، با تنظیم پیوسته شکل میدان با استفاده از یک سری تیغه ضخیم قادر به تولید میدان‌های مربعی و مستطیلی با ابعاد مختلف است که با این کار علاوه بر فراهم نمودن میدان‌های درمانی مناسب برای پوشش کامل تومورهای بزرگ، از پرتوگیری بافت‌های سالم و اندام‌های در خطر موجود در اطراف بستر تومور، به دلیل تضعیف مؤثر باریکه الکترون در داخل تیغه‌ها، جلوگیری می‌نماید (۱۴). به دلیل وزن بالا و عدم امکان قرارگیری آن بر روی بدن بیمار، این اپلیکاتور از طریق یک نگه‌دارنده به تخت متصل شده و در نزدیکی بدن بیمار قرار می‌گیرد که این کار باعث ایجاد یک گاف هوا میان اپلیکاتور و بدن بیمار شده و در نهایت می‌تواند باعث تغییر خروجی اپلیکاتور گردد؛ بنابراین به منظور تحویل دقیق میزان دوز تجویز شده به بیمار و محاسبه صحیح تعداد مانیتور یونیت لازم جهت پرتودهی بیمار، فاکتور خروجی اپلیکاتور (برحسب سانتی‌گری بر مانیتور یونیت) بایستی برای این گاف هوا اصلاح گردد. برای این منظور، موقعیت مؤثر چشمه الکترون باید در اختیار باشد تا بتوان از طریق قانون عکس مجذور فاصله تغییرات خروجی اپلیکاتور را

(تفلون) با ضخامت ۲/۶ cm و استیل زنگ نزن با ضخامت ۰/۸ cm ساخته شده است. لایه تفلونی که دارای ضخامت بیشتری است، برای متوقف کردن باریکه الکترون و لایه استیل که دارای ضخامت کمتری است، برای جذب تابش ترمزی ناشی از برهمکنش الکترون در تفلون مورد استفاده می‌گیرد. قسمت استوانه‌ای شکل اپلیکاتور از جنس PMMA با ضخامت ۰/۵ cm و طول ۲۵ cm ساخته شده است. ابعاد این اپلیکاتور $۳۱ \times ۲۵ \times ۲۵$ cm^۳ است که وزنی حدود ۸/۲ kg دارد. به دلیل وزن نسبتاً بالای این اپلیکاتور معمولاً با یک نگه‌دارنده به تخت جراحی ثابت می‌شود که علاوه بر نگهداری، دقت مکانی را نیز افزایش می‌دهد (۲۳). (۲۲). نمایی از اپلیکاتور در شکل ۱-ب نشان داده شده است.

۱۳). قابلیت حرکت سر شتاب دهنده در راستای عمودی به اندازه ۱۰۰ cm، چرخش سر شتاب دهنده به چپ و راست (roll angle) به اندازه ± ۶۰ درجه و چرخش سر شتاب دهنده در راستای عرضی (pitch angle) با زوایای به ترتیب ۳۰ و ۱۵ درجه از قابلیت های این سیستم است (۲۱)، (۲۰). شکل ۱- الف نمایی کلی از این شتاب دهنده به همراه اپلیکاتور Beam shaper در داخل فانتوم آب را نشان می‌دهد.

اپلیکاتور Beam Shaper:

اپلیکاتور Beam Shaper از چهار تیغه تشکیل شده است که دو به دو به صورت کشویی باز و بسته می‌شود. حرکت تیغه‌ها وابسته به یکدیگر بوده و تیغه‌های موازی به صورت هم‌زمان حرکت می‌کنند. این تیغه‌ها از دو لایه شامل PTFE



(ب)



(الف)

شکل ۱. شتاب دهنده LIAC™ موجود در بیمارستان خاتم الانبیاء تهران همراه با اپلیکاتور Beam shaper. (الف) در حال اندازه‌گیری پارامترهای دوزیمتری باریکه الکترون در داخل فانتوم آب، (ب) نمایی از اپلیکاتور Beam shaper

محاسبه موقعیت مؤثر چشمه الکترون:

روش های مختلفی برای تعیین موقعیت مؤثر چشمه الکترون (SSD_{eff}) توسعه یافته است که از جمله می‌توان به روش عکس مجذور فاصله (Inverse Square Law, ISL)، روش دوربین چند حفره‌ای (Multi Pin-hole Camera,) و روش پهنا در نصف مقدار بیشینه (MPC Full Width) اشاره کرد روش‌های روش FWHM و MPC عموماً برای اندازه میدان‌های بزرگ‌تر از ۲۰×۲۰ cm^۲ و انرژی‌های بیشتر از ۱۵ MeV مطرح است (۲۴-۲۶). با توجه به این که میدان‌های تابش تولید شده توسط اپلیکاتور Beam shaper حداکثر برابر

روش های مختلفی برای تعیین موقعیت مؤثر چشمه الکترون (SSD_{eff}) توسعه یافته است که از جمله می‌توان به روش عکس مجذور فاصله (Inverse Square Law, ISL)، روش دوربین چند حفره‌ای (Multi Pin-hole Camera,) و روش پهنا در نصف مقدار بیشینه (MPC Full Width) اشاره کرد روش‌های روش FWHM و MPC عموماً برای اندازه میدان‌های بزرگ‌تر از ۲۰×۲۰ cm^۲ و انرژی‌های بیشتر از ۱۵ MeV مطرح است (۲۴-۲۶). با توجه به این که میدان‌های تابش تولید شده توسط اپلیکاتور Beam shaper حداکثر برابر

$$SSD_{eff} = \frac{1}{\text{slope}} - z_{max} \quad (3)$$

بنابراین با تعیین مقادیر $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$ به ازای فواصل هوایی مختلف میان لبه اپلیکاتور و سطح فانتوم و محاسبه شیب خط مربوطه، می توان موقعیت مؤثر چشمه (SSD_{eff}) به دست آورد (۲۸، ۱۷).

شیبه سازی مونت کارلو:

به منظور تعیین مقادیر دوز جذبی به ازای فواصل هوایی مختلف میان لبه اپلیکاتور و سطح فانتوم (g) از شیبه سازی مونت کارلو استفاده شد. برای این کار ابتدا سر شتاب دهنده $LIAC^{TM}$ به همراه اپلیکاتور Beam shaper توسط ویژگی های هندسی و فیزیکی کد مونت کارلوی MCNPX نسخه ۲/۶ (۲۹) شیبه سازی گردید. اطلاعات هندسی مربوط به سر شتاب دهنده و اپلیکاتور Beam shaper و همچنین اطلاعات فیزیکی مورد نیاز شامل طیف انرژی و توزیع مکانی باریکه الکترون فرودی بر فویل پراکنده ساز، اندازه و مواد سازنده اجزا سر شتاب دهنده و اپلیکاتور Beam shaper توسط شرکت سازنده (SORDINA، ایتالیا) تأمین گردید.

برای اعتبارسنجی مدل مونت کارلوی توسعه یافته و اطمینان از صحت عملکرد آن، منحنی های درصد دوز عمقی (PDD) حاصل از شیبه سازی مونت کارلو با نتایج عملی متناظر که در میدان های مربعی $3 \times 3 \text{ cm}^2$ و $9 \times 9 \text{ cm}^2$ به ازای انرژی های اسمی ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV به دست آمده بودند، مقایسه گردید. این مقایسه به صورت کمی و از طریق به کارگیری تحلیل گاما با معیارهای اختلاف دوز ۳٪ و فاصله تا توافق ۳ mm، در مورد نتایج به دست آمده، انجام گرفت و در نهایت مقادیر شاخص گاما در عمق های مختلف مورد بررسی محاسبه شدند (۳۱، ۳۰). قابل ذکر است که مقادیر شاخص گامای کوچک تر از یک در برآوردهای تحلیل گاما به عنوان معیاری از وجود توافق میان نتایج به دست آمده در نظر گرفته شد.

$9 \times 9 \text{ cm}^2$ و حداکثر انرژی الکترون شتاب دهنده اختصاصی $LIAC^{TM}$ نیز ۱۲ MeV است، برای تعیین موقعیت مؤثر چشمه الکترون در این کار از روش عکس مجذور فاصله استفاده شد. این روش مبتنی بر تعیین دوز جذبی در یک عمق ثابت در داخل فانتوم (معمولاً عمق دوز بیشینه در امتداد محور مرکزی باریکه الکترون) به ازای گاف های هوای مختلف بین سطح فانتوم و انتهای اپلیکاتور بوده که توسط Khan و همکاران (۱۹۷۸) معرفی شده است (۲۷). این روش یکی از دقیق ترین روش ها برای تعیین موقعیت مؤثر چشمه در کاربردهای بالینی است (۱۶).

بر اساس این روش، به ازای فواصل هوایی مختلف میان لبه اپلیکاتور و سطح فانتوم، میزان دوز جذبی در عمق دوز بیشینه (z_{max}) در داخل فانتوم اندازه گیری می شود. فرض کنید I_0 دوز در عمق دوز بیشینه (z_{max}) بدون هیچ فاصله هوایی بین اپلیکاتور و فانتوم ($g=0$) باشد و I_g دوز در همان عمق به ازای فاصله هوای g باشد. اگر فرض کنیم که موقعیت مؤثر چشمه الکترون در فاصله SSD_{eff} از سطح فانتوم قرار داشته باشد، بر اساس قانون عکس مجذور فاصله، رابطه بین I_0 و I_g به صورت زیر است:

$$\frac{I_0}{I_g} = \left(\frac{SSD_{eff} + z_{max} + g}{SSD_{eff} + z_{max}} \right)^2, \quad \sqrt{\frac{I_0}{I_g}} = 1 + \frac{g}{SSD_{eff} + z_{max}} \quad (1)$$

مطابق رابطه بالا چنانچه مقادیر $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$ به ازای فواصل هوایی مختلف بر حسب تابعی از فاصله هوایی (g) رسم شود، یک خط مستقیم به دست خواهد آمد که شیب آن از رابطه زیر به دست می آید:

$$\text{slope} = \frac{1}{SSD_{eff} + z_{max}} \quad (2)$$

لذا، موقعیت مؤثر چشمه (SSD_{eff}) را می توان با استفاده از رابطه ۳ به دست آورد:

پروتکل AAPM TG-106 و IAEA TRS-398 (۳۴)، صورت پذیرفت.

پس از اعتبارسنجی مدل مونت کارلوی مربوط به سر شتاب‌دهنده LIACTM و اپلیکاتور Beam shaper متصل به آن، مقادیر دوز جذبی در عمق دوز بیشینه به ازای فواصل هوایی مختلف اپلیکاتور از سطح فانتوم آب (I_g) و محاسبه و مقادیر $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$ تعیین گردید. در نهایت مطابق روش شرح داده شده در بالا، موقعیت مؤثر چشمه الکترون در انرژی‌ها و ابعاد میدان‌های مختلف محاسبه گردید. قابل ذکر است که فواصل هوایی در نظر گرفته شده (گاف‌های هوا) میان سطح اپلیکاتور و فانتوم در این مطالعه برابر صفر، ۴، ۸، ۱۲ و ۱۶ سانتی متر بود و محاسبات مربوط به موقعیت مؤثر چشمه الکترون برای تمام ابعاد میدان‌های تولید شده توسط اپلیکاتور Beam shaper از $3 \times 3 \text{ cm}^2$ تا $9 \times 9 \text{ cm}^2$ (با گام‌های 1 cm^2) در انرژی‌های مختلف ۶، ۸، ۱۰ و 12 MeV صورت پذیرفت. هرچند که تعیین موقعیت مؤثر چشمه الکترون با استفاده از اندازه‌گیری تجربی نیز امکان‌پذیر است؛ اما علت استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو در مطالعه حاضر تعدد میدان‌های تابشی و انرژی‌های الکترون مورد مطالعه بود که باعث ایجاد بار کاری بیش از حد دستگاه در حین انجام پرتودهی‌های تجربی خواهد شد. با این وجود و به منظور راستی آزمایی مقادیر SSD_{eff} حاصل از شبیه‌سازی مونت کارلو، داده‌های شبیه‌سازی با داده‌های اندازه‌گیری شده متناظر در میدان‌های مربعی $3 \times 3 \text{ cm}^2$ و $9 \times 9 \text{ cm}^2$ به طور کمی مورد مقایسه قرار گرفتند.

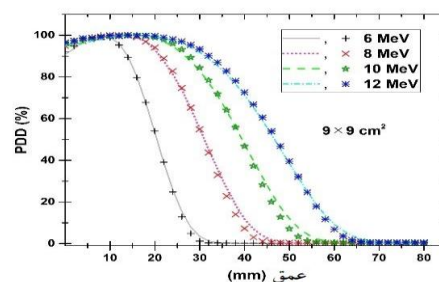
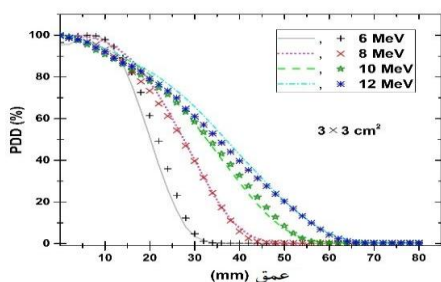
یافته‌ها

منحنی‌های درصد دوز عمقی حاصل از شبیه‌سازی مونت کارلو در میدان‌های مربعی $3 \times 3 \text{ cm}^2$ و $9 \times 9 \text{ cm}^2$ به ازای انرژی‌های اسمی ۶، ۸، ۱۰ و 12 MeV به صورت اشکال هندسی رنگی در شکل ۲ نمایش داده شده‌اند. خطوط (توپر، نقطه‌چین و ...) رنگی نیز نشان‌دهنده نتایج

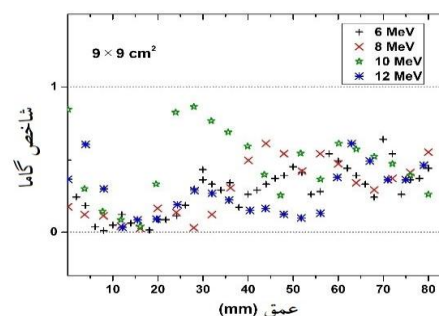
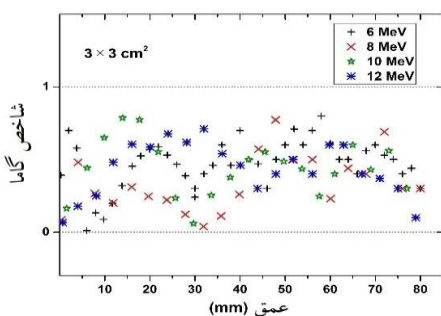
منحنی‌های درصد دوز عمقی حاصل از شبیه‌سازی مونت کارلو در داخل یک فانتوم آب به ابعاد 3 cm^3 $15 \times 30 \times 30$ به دست آمد. برای محاسبه منحنی درصد دوز عمقی در انرژی‌ها و میدان‌های مختلف، ابتدا لبه اپلیکاتور شبیه‌سازی شده در تماس با سطح فانتوم قرار داده شد و سپس منحنی توزیع دوز عمقی در امتداد محور بالینی اپلیکاتور از طریق تعریف سلول‌هایی استوانه‌ای به قطر 5 cm و ضخامت 0.2 cm محاسبه گردید. برای اندازه‌گیری میزان دوز جذب شده از تالی استاندارد F8* استفاده شد. شایان ذکر است که تمامی شبیه‌سازی‌های انجام شده از طریق ترابرد پانصد میلیون ذره به اجرا در آمد و میزان خطای آماری مربوط به نتایج حاصل از شبیه‌سازی در تمام موارد کمتر از ۱٪ به دست آمد. به علاوه از هیچ‌گونه تکنیک کاهش واریانسی در شبیه‌سازی‌های انجام شده استفاده نشد. تنها به منظور کاهش زمان محاسبات، به دلیل ترابرد هم زمان فوتون و الکترون، از کارت قطع انرژی 0.5 MeV و 0.1 MeV ، به ترتیب برای الکترون و فوتون استفاده گردید (۳۲، ۱۳). اندازه‌گیری عملی منحنی‌های PDD در داخل یک فانتوم آب اتوماتیک MP3-XS توسط به کارگیری یک اتاقک یونش Markus Advanced به عنوان دوزیمتر میدان انجام شد. در تمام اندازه‌گیری‌ها لبه اپلیکاتور در تماس با سطح آب قرار داده شد. برای کنترل حرکات دوزیمتر میدان در داخل فانتوم آب و قرائت پاسخ آن به ترتیب از کنترل‌کننده TBA و الکترومتر دیجیتال TANDEM استفاده گردید. همچنین از یک اتاقک یونش استوانه‌ای Semiflex نیز به عنوان دوزیمتر مرجع در طی اندازه‌گیری‌ها استفاده شد تا اثرات ناشی از تغییر خروجی شتاب‌دهنده در مدت زمان اندازه‌گیری را اصلاح نماید. قابل ذکر است که اندازه‌گیری‌های مربوط به PDD با گام‌های ۲ میلی‌متری در داخل فانتوم آب صورت پذیرفت. برای جمع‌آوری و تحلیل داده‌های دوزیمتری عملی از نرم افزار mephysto navigator استفاده شد. شایان ذکر است که تمام اندازه‌گیری‌ها مطابق توصیه‌های

حاصل از تحلیل گاما نشان می‌دهد که در تمام عمق‌های مورد بررسی مقدار شاخص گاما کوچک‌تر از یک است که این نتیجه معیاری از وجود یک توافق مطلوب میان نتایج حاصل از شبیه‌سازی و اندازه‌گیری تجربی است؛ بنابراین با توجه به نتایج به‌دست آمده صحت مدل مونت کارلوی شبیه‌سازی شده در این مطالعه مورد تأیید قرار می‌گیرد.

حاصل از دوزیمتری عملی توسط اتاقک یونش Advanced Markus می‌باشند. همان‌طور که از نتایج به‌دست آمده پیداست، به لحاظ کیفی توافق خوبی میان نتایج به‌دست آمده وجود دارد. در شکل ۳ نیز مقادیر شاخص گاما برای میدان‌های مربعی $3 \times 3 \text{ cm}^2$ و $9 \times 9 \text{ cm}^2$ در انرژی‌های ۶، ۸، ۱۰، ۱۲ MeV آورده شده است. نتایج



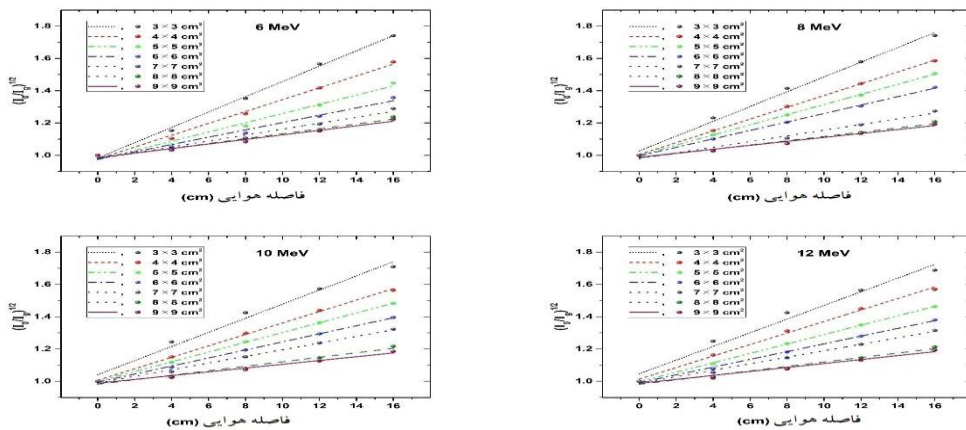
شکل ۲. منحنی‌های درصد دوز عمقی. نتایج حاصل از شبیه‌سازی مونت کارلو و اندازه‌گیری عملی برای میدان‌های مربعی 3 cm^2 و $9 \times 9 \text{ cm}^2$ در انرژی‌های ۶، ۸، ۱۰، ۱۲ MeV به ترتیب به صورت شکل‌های هندسی (به‌علاوه، ضربدر و...) و خطوط (توپر، نقطه‌چین و...) نمایش داده شده‌اند.



شکل ۳. مقادیر شاخص گاما. این مقادیر برای میدان‌های مربعی $3 \times 3 \text{ cm}^2$ و $9 \times 9 \text{ cm}^2$ در انرژی‌های ۶، ۸، ۱۰، ۱۲ MeV نشان داده شده است. این مقایسه به صورت کمی و از طریق به کارگیری تحلیل گاما با معیارهای اختلاف دوز ۳٪ و فاصله تا توافق ۳ mm بین نتایج حاصل از محاسبات مونت کارلو و اندازه‌گیری عملی به‌دست آمده است.

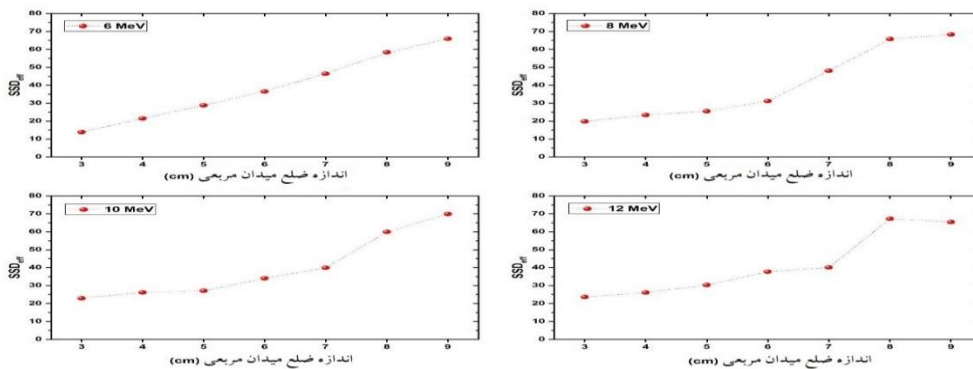
آمده است. مقادیر R-Square مربوط به منحنی‌های خطی برازش شده بر داده‌های شکل ۴ در تمامی موارد (میدان‌های تابش و انرژی‌های الکترون مورد مطالعه) بزرگ‌تر از ۰/۹۹ بود که نشان از وجود یک رابطه خطی میان مقادیر $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$ و فواصل هوایی (g) در نظر گرفته شده در تعیین SSD_{eff} است.

مقادیر $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$ برحسب تابع از فاصله هوایی (g) که با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو برای ابعاد میدان‌های مختلف 3×3 تا $9 \times 9 \text{ cm}^2$ در انرژی‌های ۶، ۸، ۱۰، ۱۲ MeV آمده. در شکل ۴ نمایش داده شده است. قابل ذکر است که مقادیر $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$ در تمامی میدان‌ها و انرژی‌های مورد مطالعه، به ازای فواصل هوایی صفر، ۴، ۸، ۱۲ و ۱۶ cm به دست



شکل ۴. مقادیر $\sqrt{\frac{I_0}{I_s}}$ بر حسب تابع از فاصله هوایی. نتایج حاصل از به کارگیری روش عکس مجذور فاصله (ISL) در میدان‌های مختلف مربعی حاصل از اپلیکاتور Beam shaper به ازای انرژی‌های ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV جهت تعیین موقعیت مؤثر چشمه الکترون.

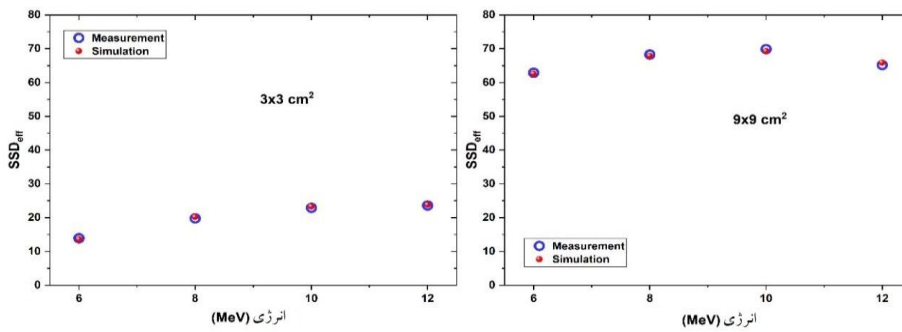
با تعیین شیب خطوط نشان داده در شکل ۴ به ازای هر میدان و انرژی الکترون، موقعیت مؤثر چشمه الکترون (SSD_{eff}) بر اساس روش عکس مجذور فاصله (ISL) و با استفاده از رابطه (۳) به دست آمد. نتایج حاصل از محاسبه موقعیت مؤثر چشمه الکترون به ازای انرژی‌ها و ابعاد میدان مختلف در شکل ۵ آورده شده است.



شکل ۵. موقعیت مؤثر چشمه الکترون. مقادیر موقعیت مؤثر چشمه الکترون (بر حسب سانتی‌متر) مربوط به میدان‌های مختلف مربعی حاصل از اپلیکاتور Beam shaper در انرژی‌های گوناگون. برای هر انرژی مقادیر مربوط به اندازه میدان خاص به صورت دایره توخالی آمده است که برای نمایان تر شدن رفتار با افزایش انرژی این مقادیر به وسیله نقطه چین به هم متصل شده‌اند.

و به ازای میدان‌های مربعی $3 \times 3 \text{ cm}^2$ و $9 \times 9 \text{ cm}^2$ نیز در شکل ۶ نشان داده شده است.

مقایسه میان نتایج حاصل از اندازه‌گیری عملی و شبیه‌سازی مونت کارلو در تعیین مقادیر SSD_{eff} در انرژی‌های مختلف



شکل ۶. مقادیر SSD_{eff} مقادیر SSD_{eff} حاصل از شبیه‌سازی مونت کارلو و اندازه‌گیری عملی برای میدان‌های مربعی $3 \times 3 \text{ cm}^2$ و $9 \times 9 \text{ cm}^2$ در انرژی‌های ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV. نتایج تجربی به صورت دایره توخالی و نتایج حاصل از محاسبات مونت کارلو به صورت گوی توپر نمایش داده شده‌اند.

بحث

نتایج به دست آمده در شکل ۴ نشان می‌دهد که با افزایش ابعاد میدان در یک انرژی مشخص، شیب خط مستقیم کاهش می‌یابد. این واقعیت را می‌توان با توجه به کاهش شار انرژی الکترون‌ها با افزایش ابعاد میدان توجیه نمود. برخلاف شتاب‌دهنده‌های معمول شار انرژی الکترون پرتودرمانی حین عمل با افزایش ابعاد میدان، به دلیل سیستم موازی‌سازی متفاوت باریکه الکترون، کاهش می‌یابد (۳۷، ۳۶، ۹)؛ بنابراین، با افزایش اندازه میدان میزان دوز جذب شده در عمق دوز بیشینه کاهش یافته (این کاهش برای I_0 نسبت به I_g محسوس‌تر است) و از این رو انتظار می‌رود که شیب خطوط کاهش یابد.

با توجه به نتایج گزارش شده شکل ۵ می‌توان گفت که با افزایش ابعاد میدان در یک انرژی مشخص موقعیت مؤثر چشمه الکترون (SSD_{eff}) نیز افزایش می‌یابد. همان‌طور که قبلاً ذکر شد، با افزایش ابعاد میدان در یک انرژی مشخص شیب خط مربوط به تغییرات $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$ کاهش یافته و مطابق رابطه (۳) انتظار می‌رود که موقعیت مؤثر چشمه الکترون (SSD_{eff}) افزایش یابد. از طرف دیگر با تغییر انرژی الکترون در یک میدان مشخص، موقعیت مؤثر چشمه الکترون (SSD_{eff}) روند تغییرات منظمی را از خود نشان نمی‌دهد، هرچند که در بیشتر موارد یک روند افزایشی در SSD_{eff} با افزایش انرژی الکترون مشاهده می‌شود. با

در این پژوهش به ارزیابی موقعیت مؤثر چشمه الکترون (SSD_{eff}) مربوط به اپلیکاتور Beam shaper که همراه با شتاب‌دهنده اختصاصی پرتودرمانی حین عمل $LIAC^{TM}$ مورد استفاده قرار می‌گیرد پرداخته شد. برای این کار ابتدا مدل مونت کارلوی سر شتاب‌دهنده $LIAC^{TM}$ به همراه اپلیکاتور Beam shaper توسط کد $MCNPX$ شبیه‌سازی و پس از اعتبارسنجی مدل توسعه یافته، موقعیت مؤثر چشمه الکترون به ازای میدان‌ها و انرژی‌های مختلف با استفاده از روش عکس مجذور فاصله (ISL) به دست آمد.

نتایج به دست آمده در شکل‌های ۲ و ۳ صحت عملکرد مدل مونت کارلوی مورد استفاده در این پژوهش را مورد تأیید قرار داد. همان‌طور که در شکل ۲ ملاحظه می‌شود، با افزایش انرژی، عمق نفوذ باریکه الکترون افزایش و گرادیان دوز در عمق کاهش می‌یابد که با توجه به افزایش متوسط انرژی باریکه الکترون امری منطقی است (۳۵، ۱۷). در اغلب موارد بیشینه دوز در سطح و یا در نواحی نزدیک به سطح قرار می‌گیرد که با توجه به مدنظر قرار گرفتن سطح به عنوان بخشی از هدف در پرتودرمانی حین عمل، یک ویژگی مطلوب تلقی می‌گردد. به علاوه همان‌طور که انتظار می‌رود، با افزایش میزان انرژی الکترون درصد دوز سطح نیز افزایش می‌یابد (۹).

نتیجه گیری

نتایج به دست آمده نشان داد که موقعیت مؤثر باریکه الکترون خارج شده از اپلیکاتور Beam shaper تابعی از انرژی الکترون و اندازه میدان مورد مطالعه است. وابستگی SSD_{eff} به ابعاد میدان به مراتب بیشتر از انرژی الکترون بود. با توجه به وزن زیاد این اپلیکاتور و عدم امکان قرارگیری مستقیم بر روی بدن بیمار، وجود فاصله هوا میان انتهای اپلیکاتور و بدن بیمار در هنگام استفاده از وسیله برای پرتو دهی بیمار اجتناب ناپذیر خواهد بود؛ بنابراین در اختیار داشتن مقادیر جدول بندی شده SSD_{eff} در میدان ها و انرژی های مختلف باریکه الکترون حاصل از این اپلیکاتور امری ضروری است تا از این طریق بتوان تغییرات خروجی باریکه الکترون به ازای فواصل هوایی مختلف را محاسبه و اثر آن را در محاسبات دوز بیمار و تعداد مانیتور یونیت لازم جهت تحویل میزان دوز تجویز شده به بیمار در نظر گرفت؛ بنابراین مقادیر SSD_{eff} به دست آمده در این پژوهش می-توانند در این مقاصد بالینی مورد استفاده قرار گیرند.

تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله، مراتب قدردانی خود را از مسئولان و پرسنل فیزیک بیمارستان خاتم الانبیاء تهران اعلام می دارند.

افزایش انرژی الکترون در یک میدان مشخص، احتمال پراکندگی الکترون در هنگام عبور از محیط کاهش یافته؛ لذا میزان دوز رسیده به عمق دوز بیشینه در حضور فاصله هوایی g افزایش می یابد (۱۳)؛ بنابراین می توان انتظار داشت که نسبت $\sqrt{\frac{I_0}{I_g}}$ با افزایش انرژی الکترون کاهش یافته؛ لذا شیب خط راست نمایش داده شده در شکل ۴ کاهش یابد. در نهایت و با توجه به رابطه (۳) می توان نتیجه گرفت که موقعیت مؤثر چشمه الکترون (SSD_{eff}) با افزایش انرژی باریکه، افزایش می یابد.

با مقایسه نتایج حاصل از اندازه گیری تجربی و شبیه سازی مونت کارلو در تعیین موقعیت مؤثر چشمه الکترون که در شکل ۶ نمایش داده شده است، می توان به این نتیجه رسید که توافق مطلوبی میان مقادیر SSD_{eff} به دست آمده در انرژی های مختلف باریکه الکترون پرتودرمانی حین عمل وجود دارد، به طوری که بیشترین اختلاف میان نتایج حاصل از شبیه سازی و اندازه گیری تجربی در میدان های $3 \times 3 \text{ cm}^2$ و $9 \times 9 \text{ cm}^2$ به ترتیب برابر $2/2$ و $1/1$ درصد بود. این نتیجه صحت مقادیر SSD_{eff} حاصل از شبیه سازی مونت کارلو را مورد تأیید قرار داده و روش مونت کارلو را به یکی از ابزارهای قدرتمند و قابل اعتماد در تعیین موقعیت مؤثر چشمه الکترون شتاب دهنده های مورد استفاده در پرتودرمانی تبدیل می سازد.

منابع

1. Willett CG, Czito BG, Tyler DS. Intraoperative radiation therapy. J Clin Oncol. 2007;25(8):971-7.
2. Harrison LB, Minsky BD, Enker WE, Mychalczak B, Guillem J, Paty PB, et al. High dose rate intraoperative radiation therapy (HDR-IORT) as part of the management strategy for locally advanced primary and recurrent rectal cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1998;42(2):325-30.
3. Calvo F, Sole C, Herranz R, Lopez-Bote M, Pascau J, Santos A, et al. Intraoperative radiotherapy with electrons: fundamentals, results, and innovation. Ecancermedicallscience. 2013;7:339.
4. Abe M, Takahashi M. Intraoperative radiotherapy: the Japanese experience. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1981;7(7):863-8.
5. Goldson AL. Preliminary Clinical Experience with Intraoperative Radiotherapy. J Natl Med Assoc. 1978;70(7):493-5.
6. Willett CG. Intraoperative radiation therapy. Int J Clin Oncol. 2001;6(5):209-14.
7. Orecchia R, Ciocca M, Tosi G, Franzetti S, Luini A, Gatti G, et al. Intraoperative electron beam

- radiotherapy (ELIOT) to the breast: a need for a quality assurance programme. *Breast*. 2005;14(6):541-6.
- 8 Heidarloo N, Baghani HR, Aghamiri SM, Mahdavi SR, Akbari ME. Commissioning of beam shaper applicator for conformal intraoperative electron radiotherapy. *Appl Radiat Isot*. 2017;123:69-81.
9. Baghani HR, Aghamiri SM, Mahdavi SR, Akbari ME, Mirzaei HR. Comparing the dosimetric characteristics of the electron beam from dedicated intraoperative and conventional radiotherapy accelerators. *J Appl Clin Med Phys*. 2015;16(2):5017.
10. Scalchi P, Ciccotelli A, Felici G, Petrucci A, Massafra R, Piazzini V, et al. Use of parallel- plate ionization chambers in reference dosimetry of NOVAC and LIAC® mobile electron linear accelerators for intraoperative radiotherapy: a multi- center survey. *Med Phys*. 2016;44(1):321-32.
11. Baghani HR, Hosseini Aghdam SR, Robatjazi M, Mahdavi SR. Monte Carlo-based determination of radiation leakage dose around a dedicated IOERT accelerator. *Radiat Environ Biophys*. 2019;58:263-76.
12. Baghani HR, Robatjazi M, Mahdavi SR, Hosseini Aghdam SR. Evaluating the performance characteristics of some ion chamber dosimeters in high dose per pulse intraoperative electron beam radiation therapy. *Phys Med*. 2019;58:81-9.
13. Soriani A, Iaccarino G, Felici G, Ciccotelli A, Pinnaro P, Giordano C, et al. Development and optimization of a beam shaper device for a mobile dedicated IOERT accelerator. *Med Phys*. 2012;39(10):6080-9.
14. Felici G, Ciccotelli A, Iacoboni V, De Angelis F, Mangiaracina N, Gava A. Device for shaping an electron beam of a machine for intraoperative radiation therapy. Google Patents; 2014.
15. Ciocca M, Pedroli G, Orecchia R, Guido A, Cattani F, Cambria R, et al. Radiation survey around a Liac mobile electron linear accelerator for intraoperative radiation therapy. *J Appl Clin Med Phys*. 2009;10(2):2950.
16. Hosseini Aghdam SR, Baghani HR, Mahdavi SR, Aghamiri MR, Akbari ME. Monte Carlo study on effective source to surface distance for electron beams from a mobile dedicated IORT accelerator. *J Radiother Pract*. 2016;16(1):29-37.
17. Khan FM, Gibbons JP. Khan's The Physics of Radiation Therapy. China: Wolters Kluwer Health; 2014.
18. Cecatti ER, Goncalves JF, Cecatti SG, da Penha Silva M. Effect of the accelerator design on the position of the effective electron source. *Med Phys*. 1983;10(5):683-6.
19. Righi S, Karaj E, Felici G, Di Martino F. Dosimetric characteristics of electron beams produced by two mobile accelerators, Novac7 and Liac, for intraoperative radiation therapy through Monte Carlo simulation. *J Appl Clin Med Phys*. 2013;14(1):3678.
20. Sordina. LIAC Technical Data Sheet. Sordina IORT Technologies. 2015.
21. Heidarloo N, Baghani HR, Aghamiri SMR, Mahdavi SR. Monte Carlo based simulation of LIAC intraoperative radiotherapy accelerator along with beam shaper applicator. *IJPR*. 2017;17(2):313-20.
22. Felici G. Technical Data Sheet of Beam Shaper Device. Sordina IORT Technologies. 2014.
23. Baghani HR, Heidarloo N, Aghamiri SMR, Mahdavi SR. Comparing the physical and dosimetric characteristics of cylindrical and beam shaper intraoperative radiotherapy applicators. *Radiat Phys Chem*. 2019;158:22-36.
24. Ravindran BP. A study on virtual source position for electron beams from a Mevatron MD linear accelerator. *Phys Med Biol*. 1999;44(5):1309-15.
25. Meyer JA, Palta JR, Hogstrom KR. Demonstration of relatively new electron dosimetry measurement techniques on the Mevatron 80. *Med Phys*. 1984;11(5):670-7.
26. Jamshidi A, Kuchnir FT, Reft CS. Determination of the source position for the electron beams

- from a high-energy linear accelerator. *Med Phys.* 1986;13(6):942-8.
27. Khan FM, Sewchand W, Levitt SH. Effect of air space and depth dose in electron beam therapy. *Radiology.* 1978;126(1):249-51.
28. Podgorsak EB. Review of radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. Vienna, International Atomic Energy Agency Educational reports series. 2003.
29. Hendricks JS, McKinney GW, Fensin ML, James MR, Johns RC, Durkee JW, et al. MCNPX 2.6.0 Extensions. Los Alamos National Laboratory, LA-UR-08-2216. 2008.
30. Low DA, Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med Phys.* 2003;30(9):2455-64.
31. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys.* 1998;25(5):656-61.
32. Iaccarino G, Strigari L, D'Andrea M, Bellesi L, Felici G, Ciccotelli A, et al. Monte Carlo simulation of electron beams generated by a 12 MeV dedicated mobile IORT accelerator. *Phys Med Biol.* 2011;56(14):4579-96.
33. Das IJ, Cheng CW, Watts RJ, Ahnesjo A, Gibbons J, Li XA, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Med Phys.* 2008;35(9):4186-215.
34. IAEA. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. TRS 398. 2000.
35. Chang D, Lasley F, Das I, Mendonca M, Dynlacht J. *Dosimetry of Photon Beams in Water. Basic Radiotherapy Physics and Biology: Springer International Publishing; 2014. 77-92.*
36. Pimpinella M, Mihailescu D, Guerra AS, Laitano RF. Dosimetric characteristics of electron beams produced by a mobile accelerator for IORT. *Phys Med Biol.* 2007;52(20):6197-214.
37. Heidarloo N, Baghani HR, Aghamiri MR, Mahdavi sR. Evaluating the Photon Contamination of Beam Shaper Applicator Using Monte Carlo Simulation. *JMUMS.* 2016;26(140):212-7.