مقاله تحقیقی

مجله دانشگاه علوم پزشکی بابل
سال ۱۳۹۸، دوره ۲۱، صفحه ۱۸۰-۱۷۴

اعتبارسنجی پارامترهای دوزیمتری دستگاه پرتودرمانی حین‌عمل INTRABEAM

حمیدرضا باغانی (PhD) [۱،*]، ژیلا قربانی (MSc) [۲]، محمد اسماعیل اکبری (MD) [۳]

۱-گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه حکیم سبزواری، سبزوار، ایران
۲-دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران
۳-مرکز تحقیقات سرطان، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

دریافت: ۹۷/۸/۳۰، اصلاح: ۹۷/۱۲/۱۲، پذیرش: ۹۸/۱/۱۷

خلاصه

سابقه و هدف: یکی از روش‌های درمان سرطان پستان، پرتودرمانی حین‌عمل توسط پرتوهای‌ایکس کم‌انرژی می‌باشد که در آن از یک ماشین اختصاصی به نام INTRABEAM به‌همراه تعدادی اپلیکاتور کروی برای پرتودهی پستان استفاده می‌شود. با توجه به ماهیت تک جلسه‌ای این روش درمانی، ارزیابی صحت عملکرد دستگاه مورداستفاده برای درمان ضروری به‌شمار می‌رود. هدف از این مطالعه ارزیابی پارامترهای دوزیمتری سیستم INTRABEAM به‌همراه اپلیکاتورهای کروی و اعتبارسنجی نتایج گزارش‌شده جهت استفاده بالینی در پرتودرمانی حین‌عمل تومورهای پستان می‌باشد.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه تحقیقی پارامترهای دوزیمتری شامل منحنی‌های درصد دوز عمقی (PDD)، تابع‌انتقال (TF) و ناهمسانگردی با استفاده از شبیه‌سازی توسط کد مونت‌کارلوی MCNPX و دوزیمتری عملی توسط فیلم گاف‌کرومیک EBT2 تعیین و سپس به صورت کمی با نتایج گزارش‌شده توسط شرکت سازنده دستگاه (Carl Zeiss) مقایسه شد تا از این طریق بتوان صحت داده‌های گزارش‌شده برای این سیستم درمانی را موردارزیابی قرار داد.

یافته‌ها: میانگین اختلاف در هنگام مقایسه منحنی‌های PDD برابر ۱/۷٪ و میانگین اختلاف میان مقادیر TF مقایسه‌شده نیز حدود ۲٪ بدست‌آمد. مقادیر ناهمسانگردی حاصل از شبیه‌سازی مونت‌کارلو و فیلم‌دوزیمتری نیز در گستره مقادیر توصیه شده توسط شرکت سازنده قرار می‌گرفت.

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج بدست آمده می‌توان گفت که پارامترهای دوزیمتری گزارش‌شده توسط شرکت سازنده برای اپلیکاتورهای کروی دستگاه INTRABEAM از اعتبار لازم برای طراحی‌درمان و پرتودهی بیمار برخوردار هستند.

واژه‌های کلیدی: سرطان پستان، پرتودرمانی حین‌عمل، پرتوهای‌ایکس کم‌انرژی، روش مونت‌کارلو، دوزیمتری.

مقدمه

پرتودرمانی حین‌عمل (Intraoperative Radiotherapy) در سرطان پستان به معنای دادن مقادیر دوز بالا طی یک جلسه به بیمار بلافاصله پس از عمل جراحی است(۱). یکی از روش‌های معمول برای پرتودرمانی حین‌عمل، استفاده از پرتوهای ایکس کم‌انرژی (Low kV-IORT) می‌باشد(۲). یکی از سیستم‌هایی که در حال‌حاضر برای IORT با استفاده از پرتوهای ایکس کم‌انرژی مورد استفاده قرار می‌گیرد، سیستم INTRABEAM می‌باشد که از طریق بکارگیری یک سری اپلیکاتور کروی قادر به تحویل دوز تجویزی به بیمار طی یک جلسه می‌باشد (۵-۳). نظر به اهمیت این روش در درمان سرطان، Vaidya و همکاران به معرفی تکنیک IORT با استفاده از پرتوهای کم‌انرژی دستگاه INTRABEAM و مراحل مختلف پیاده‌سازی آن در درمان تومورهای پستان پرداختند(۳). Nairz و همکاران ضمن معرفی تکنیک IORT با استفاده از پرتوهای‌ایکس کم‌انرژی توسط دستگاه INTRABEAM، به ارزیابی توزیع دوز حاصل از این روش و یکنواختی دوز در داخل حجم هدف پرداختند (۶). Armoogum و همکاران به بررسی قابلیت استفاده از پروب اشعه‌ایکس دستگاه INTRABEAM در رادیوسرجری پرداختند. نتایج حاصل از این کار نشان داد که پروب اشعه‌ایکس از عملکرد قابل قبولی در این زمینه برخوردار است (۷). Avanzo و همکاران با استفاده از فیلم EBT2 به دوزیمتری درون‌تنی در IORT تومورهای پستان پرداختند. نتایج حاصل از این تحقیق نشان داد که نتایج حاصل از فیلم‌دوزیمتری کاملاً در توافق با مقادیر دوز تجویزشده است (۸). Sethi و همکاران با استفاده از شبیه‌سازی مونت‌کارلو، دوزیمتری یونی و فیلم‌دوزیمتری به بررسی اثر ناهمگنی در توزیع دوز حاصل از سیستم INTRABEAM پرداختند. نتایج حاصل از این کار نشان داد که وجود ناهمگنی باعث ایجاد ۶٪ خطا در محاسبه دوز بافت نرم می‌شود(۹). با توجه به‌اینکه تعدادی از مراکز درمانی در ایران نیز طی چندسال اخیر به دستگاه INTRABEAM مجهز شده‌اند، (بیمارستان شهدای تجریش تهران، بیمارستان امام خمینی تهران و بیمارستان پاستور مشهد) اطمینان از صحت طرح درمان‌های انجام شده برای پرتودرمانی توسط این دستگاه از اهمیت بالایی برخوردار

▣ این مقاله حاصل پایان نامه کارشناسی ارشد ژیلا قربانی دانشجوی رشته مهندسی پرتوپزشکی دانشگاه شهید بهشتی تهران می باشد.
* مسئول مقاله: دکتر حمیدرضا باغانی
آدرس: سبزوار، دانشگاه حکیم سبزواری، دانشکده علوم، گروه فیزیک. تلفن: ۰۵۱-۴۴۰۱۳۲۱۶
E-mail: hamidreza.baghani@gmail.com

[DOR: 20.1001.1.15614107.1398.21.1.28.3]
[DOI: 10.22088/jbums.21.1.174]

است. این مسئله باتوجه به تحویل دوز به بیمار طی یک جلسه و عدم گزارش نتیجه‌ای در خصوص اعتبار پارامترهای دوزیمتری سیستم‌های INTRABEAM مورد استفاده در داخل کشور، یک ضرورت به‌شمار می‌رود. بنابراین، در کار حاضر پارامترهای دوزیمتری مربوط به اپلیکاتورهای کروی دستگاه INTRABEAM که از طریق دوزیمتری با اتاقک‌یونش توسط شرکت سازنده گزارش شده است، با نتایج حاصل از شبیه‌سازی مونت‌کارلو توسط کد MCNPX و فیلم دوزیمتری مورد مقایسه قرارگرفته تا از این طریق بتوان اعتبار خصوصیات دوزیمتریک اپلیکاتورهای کروی و به تبع آن صحت طرح درمان‌های انجام‌شده برای پرتودرمانی بیمار توسط این دستگاه اختصاصی را مورد ارزیابی قرار داد. به دلیل قدرت تفکیک مکانی مطلوب، عدم وابستگی پاسخ به انرژی و معادل بافت بودن فیلم‌های گاف‌کرومیک (۱۲-۱۰)، از فیلم گاف‌کرومیک EBT2 برای فیلم دوزیمتری در اطراف اپلیکاتور و استخراج پارامترهای دوزیمتری مربوطه استفاده شد.

مواد و روش ها

دستگاه INTRABEAM: این مطالعه تحقیقی، با استفاده از دستگاه INTRABEAM (شرکت Carl Zeiss، آلمان) موجود در بخش جراحی بیمارستان شهدای تجریش تهران انجام گرفت. این دستگاه دارای یک چشمه اشعه-ایکس کوچک در انتهای یک تیوب استوانه‌ای به طول ۱۰ سانتی‌متر و قطر ۳/۲ میلی‌متر است (۱۳)، که این مجموعه تحت عنوان پروب (Probe) شناخته می‌شود. الکترون‌های شتاب‌گرفته در انتهای پروب به یک هدف از جنس طلا برخورد می‌نمایند و طی این فرآیند پرتوهای ایکس‌مشخصه و تابش ترمزی به طور همسانگرد در تمام جهات گسیل می‌گردند. انرژی پرتوهای ایکس از ۳۰ تا ۵۰ kV و جریان الکترون نیز بین ۵ تا ۴۰ میکروآمپر متغیر است(۱۴). در این کار از پرتوهای ایکس kV۵۰ در جریان ۴۰ میکروآمپر استفاده شد. مهمترین اپلیکاتورهای مورد استفاده با این سیستم اپلیکاتورهای کروی می‌باشند که دارای دو قسمت مختلف شامل یک ساقه و یک قسمت کروی هستند. قطر بخش کروی این اپلیکاتورها از ۱/۵ تا ۵ سانتی‌متر با گام‌های ۰/۵ سانتی‌متر تغییر می‌نماید که بر همین اساس نیز اپلیکاتورها نام‌گذاری می‌شوند. آهنگ دوز در سطح این اپلیکاتورها تابعی از قطر اپلیکاتور بوده و با افزایش قطر اپلیکاتور کاهش می‌یابد (۱۵و ۵).

پارامترهای دوزیمتری: پارامترهای دوزیمتری این دستگاه پرتودرمانی شامل منحنی‌های درصد دوز عمقی در راستای محور مرکزی (PDD)، تابع‌انتقال مربوط به اپلیکاتورهای با قطر مختلف (۱/۵ تا ۵ سانتی‌متر با گام‌های ۰/۵ سانتی‌متر) و همین‌طور ناهمسانگردی مربوط به این اپلیکاتورها در فاصله ۱ سانتی‌متری از سطح اپلیکاتور و زاویای متفاوت نسبت به محور مرکزی اپلیکاتور (زاویه صفر تا ۹۰ درجه) است. PDD را می‌توان به صورت درصد تغییرات دوز در فواصل مختلف از نوک پروب در راستای محور مرکزی آن و مطابق معادله زیر تعریف کرد(۱۶):

$$PDD=(\frac{D_d}{D_s})\times 100 \qquad (1)$$

که در این رابطه D_s و D_d به‌ترتیب مقدار دوز در مجاورت و فاصله D از نوک پروب می‌باشند.

تابع‌انتقال (TF) را می‌توان به صورت نسبت دوز در حضور اپلیکاتور (پروب بعلاوه اپلیکاتور) به دوز در عدم حضور اپلیکاتور (پروب لخت) در عمق یکسان D، مطابق رابطه زیر تعریف نمود(۱۶):

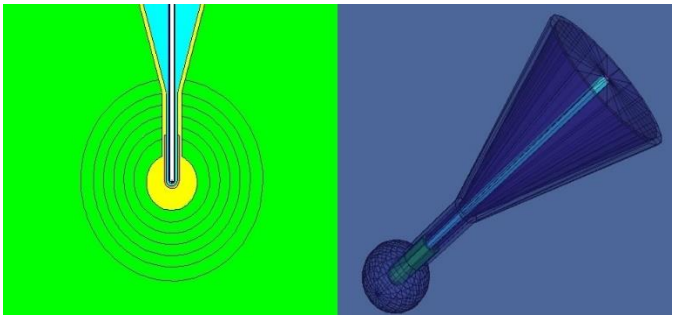
$$TF=(\frac{D_{probe+Applicator}}{D_{probe}})_d \qquad (2)$$

ناهمسانگردی در فاصله r از سطح اپلیکاتور و زاویه θ نسبت به محور مرکزی آن، $A(r,\theta)$ ، را نیز می‌توان به صورت زیر تعریف کرد(۱۶):

$$A(r,\theta)=\frac{[D(r,\theta)-D(r,0)]}{D(r,0)}\times 100 \qquad (3)$$

که در این رابطه $D(r,\theta)$ برابر دوز در فاصله r و زاویه θ نسبت به محور مرکزی اپلکاتور و $D(r,0)$ دوز در همان فاصله در راستای محور مرکزی اپلیکاتور می‌باشد. قابل ذکر است که تمام این پارامترها از طریق دوزیمتری با اتاقک‌های یونش Soft X-Ray (TM23342) توسط شرکت سازنده و مطابق توصیه‌های پروتوکل TG-61 (۱۷) برای تمام اپلیکاتورها و پروب لخت در داخل آب اندازه‌گیری و گزارش شده است.

شبیه‌سازی مونت‌کارلو: برای شبیه‌سازی پروب اشعه ایکس سیستم INTRABEAM و اپلیکاتورهای کروی متصل به آن از کد مونت‌کارلوی MCNPX استفاده شد (۱۸). نمای دوبعدی و سه‌بعدی از پروب شبیه‌سازی‌شده به همراه اپلیکاتور کروی با قطر ۲/۵ سانتی‌متر در شکل ۱ نشان داده شده است.

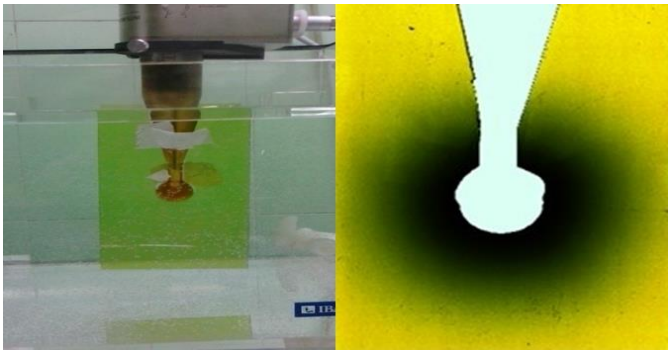


شکل ۱. نمای دوبعدی و سه‌بعدی از پروب اشعه ایکس و اپلیکاتور ۲/۵ cm که توسط کد MCNPX شبیه‌سازی شده است. فضای اطراف اپلیکاتور به سطوح کروی هم‌مرکز تقسیم شده تا بتوان از تکنیک کاهش‌واریانس تقسیم هندسه و رولت روسی استفاده کرد.

پس از شبیه‌سازی سیستم INTRABEAM، تمام پارامترهای دوزیمتری موردنظر برای پروب لخت و اپلیکاتورهای کروی با قطر مختلف (۱/۵ تا ۵ سانتی‌متر) در داخل یک فانتوم آب با ابعاد cm^3 ۳۰ ×۳۰ ×۳۰ و مطابق روابط ۱ تا ۳ محاسبه گردید. قابل‌ذکر است که برای محاسبه دوز جذبی در تمام موارد، از تالی استاندارد *F8 در داخل سلول‌هایی کروی به شعاع ۰/۵ میلی‌متر استفاده شد. با توجه به انرژی پایین پرتوهای‌ایکس مورد استفاده، از روش تقسیم هندسه و رولت روسی جهت کاهش خطای آماری وابسته به نتایج، به مقادیر کمتر از ۳٪ نیز استفاده گردید.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1398.21.1.28.3]
[DOI: 10.22088/jbums.21.1.174]

فیلم دوزیمتری: فیلم‌های EBT2 مورداستفاده ابتدا توسط پرتوهای‌ایکس حاصل از اپلیکاتور ۲/۵ سانتی‌متری در داخل آب کالیبره شدند و منحنی دوز-پاسخ فیلم از طریق برازش یک چندجمله‌ای مرتبه سوم بر روی داده‌های بدست آمده استخراج گردید. به دلیل تعدد اپلیکاتورهای مورداستفاده و همچنین وجود محدودیت در تعداد فیلم‌های موجود، فیلم‌دوزیمتری تنها برای اپلیکاتور ۲/۵ سانتی‌متری انجام شد. برای اندازه‌گیری و استخراج پارامترهای دوزیمتری مربوط به این اپلیکاتور یک قطعه فیلم گاف‌کرومیک EBT2 با ابعاد cm^2 ۱۹/۵×۱۰/۵ انتخاب و فضای داخلی آن به‌منظور قراردادن اپلیکاتور برش داده شد. اپلیکاتور موردنظر در داخل فیلم برش-خورده قرار گرفت و بالای فیلم توسط چسب به اطراف ساقه اپلیکاتور محکم شد تا از جداشدن فیلم از اپلیکاتور در حین فرآیند پرتودهی جلوگیری شود. سپس مجموعه فیلم و اپلیکاتور در داخل یک فانتوم آب با ابعاد cm^3 ۳۰×۳۰×۳۰ قرار گرفت و فیلم با دوز ۱۰ گری در سطح اپلیکاتور پرتودهی شد(شکل ۲). به دلیل دوزهای نسبتا پایین مورداستفاده (حداکثر ۱۰ گری)، قرائت تمام فیلم‌های تابش‌دیده در کانال قرمز صورت‌گرفت (۲۰و۱۹).



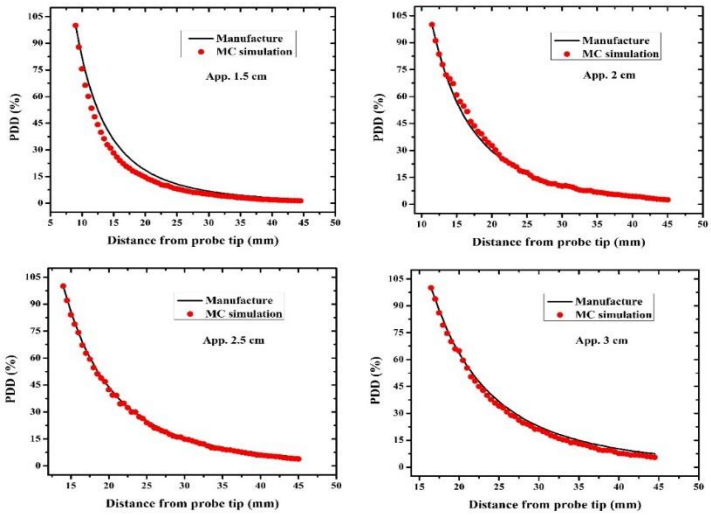
شکل ۲. نحوه قرارگیری فیلم در اطراف اپلیکاتور ۲/۵ cm به منظور استخراج پارامترهای دوزیمتری در داخل فانتوم آب (چپ) و تغییرات رنگ فیلم پرتودیده (راست).

در نهایت با پردازش فیلم تابش‌خورده توسط نرم‌افزار ImageJ و استخراج پاسخ فیلم، PDD، تابع‌انتقال (TF) و همین‌طور مقادیر ناهمسانگردی مطابق معادلات ۱ تا ۳ تعیین گردید. برای تعیین ناهمسانگردی، پاسخ فیلم در فواصل ۱ و ۲ سانتی‌متری از سطح اپلیکاتور و در زوایای صفر تا ۹۰ درجه نسبت به محور مرکزی اپلیکاتور استخراج گردید. برای ارزیابی کمی میزان توافق نتایج مربوط به PDD حاصل از شبیه‌سازی مونت‌کارلو، فیلم دوزیمتری و دوزیمتری یونی توسط شرکت سازنده، از تحلیل گاما با اختلاف دوز ۲٪ و فاصله تا توافق (DTA) ۲ میلی‌متر استفاده شد (۲۱). برای سنجش اختلاف نتایج میان TFهای بدست آمده نیز اختلاف نسبی میان نتایج به عنوان معیار مدنظر قرار گرفت. بعلاوه، برای ارزیابی صحت مقادیر ناهمسانگردی بدست‌آمده برای اپلیکاتورهای مختلف، این مقادیر با گستره تغییرات قابل‌قبول برای این پارامتر که توسط شرکت سازنده توصیه شده است، موردمقایسه قرار گرفتند.

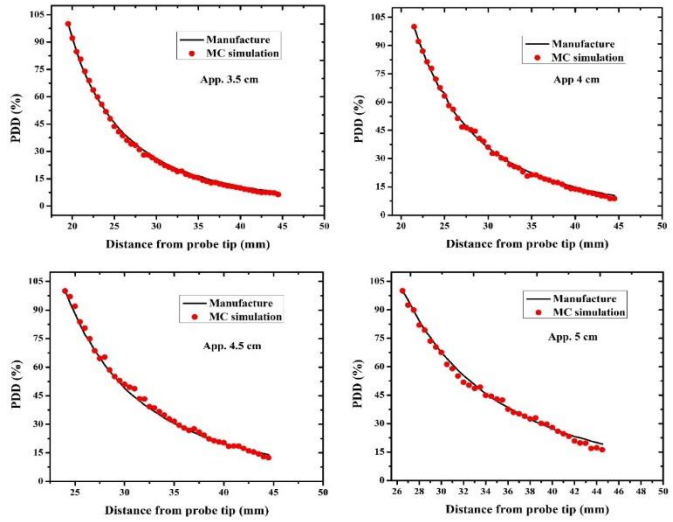
یافته ها

با مقایسه نتایج بدست آمده می‌توان گفت که توافق قابل قبولی میان مقادیر گزارش شده توسط شرکت سازنده و شبیه‌سازی مونت‌کارلو وجود دارد، به‌طوری که میانگین اختلاف میان PDDهای موردمقایسه برابر ۱/۷٪ بود. نتایج حاصل از تحلیل گاما نیز نشان داد که در بیش از ۹۵٪ از عمق‌های موردبررسی برای تمام اپلیکاتورهای مورد مطالعه، مقدار شاخص گاما کمتر از یک می‌باشد که موید وجود یک توافق قابل‌قبول میان نتایج می‌باشد.

منحنی‌های PDD حاصل از شبیه‌سازی مونت‌کارلو برای اپلیکاتورهای کروی با قطرهای مختلف و مقایسه نتایج بدست‌آمده با نتایج گزارش‌شده توسط شرکت سازنده در شکل‌های ۳ و ۴ نشان داده شده است.



شکل ۳. مقایسه منحنی‌های PDD حاصل از شبیه‌سازی مونت‌کارلو و نتایج گزارش شده توسط شرکت سازنده برای اپلیکاتورهای کروی با قطر ۱/۵ تا ۳ cm.

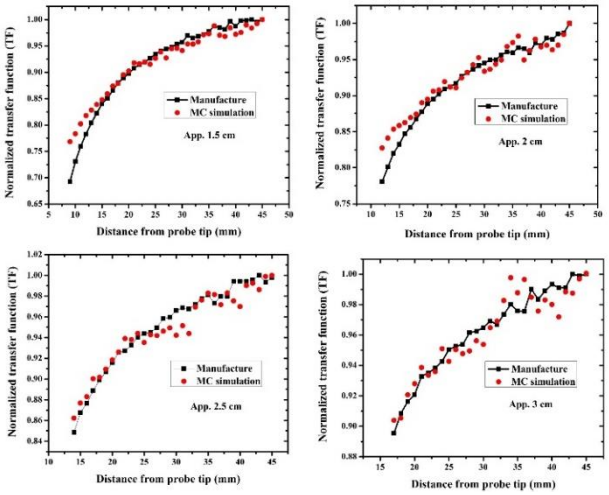


شکل ۴. مقایسه منحنی‌های PDD حاصل از شبیه‌سازی مونت‌کارلو و نتایج گزارش شده توسط شرکت سازنده برای اپلیکاتورهای کروی با قطر ۳/۵ تا ۵ cm.

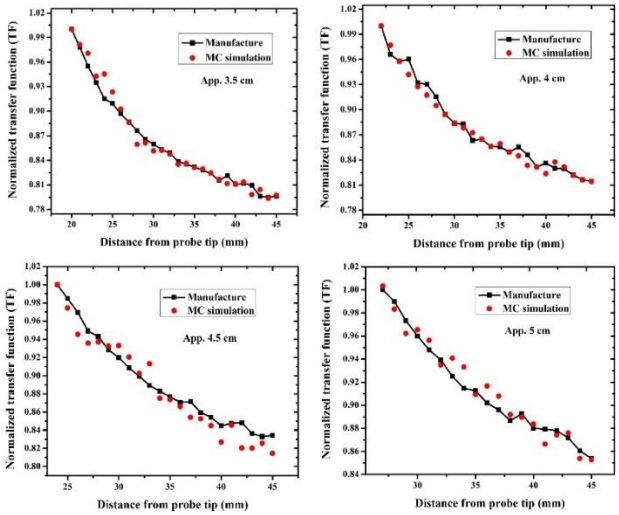
همانطور که از نتایج بدست آمده در شکل‌های ۵ و ۶ پیداست، توافق قابل‌قبولی میان نتایج بدست‌آمده وجود دارد، به‌طوری‌که میانگین اختلاف میان نتایج در حدود ۲٪ بود. تنها در نواحی بسیار نزدیک به سطح اپلیکاتورهای ۱/۵ و ۲ سانتی‌متری

[DOR: 20.1001.1.15614107.1398.21.1.28.3]
[DOI: 10.22088/jbums.21.1.174]

این اختلاف به حدود ۹٪ می‌رسد که می‌توان آنرا به وجود گرادیان دوز بسیار بالا در این نواحی به‌دلیل انرژی میانگین پایین طیف اشعه ایکس خروجی از سطح این دو اپلیکاتور نسبت داد. بیشینه ناهمسانگردی برای اپلیکاتورهای موردمطالعه به حدود ۱۱٪ برای اپلیکاتور کروی با قطر ۴ سانتی‌متر می‌رسد (شکل ۷).

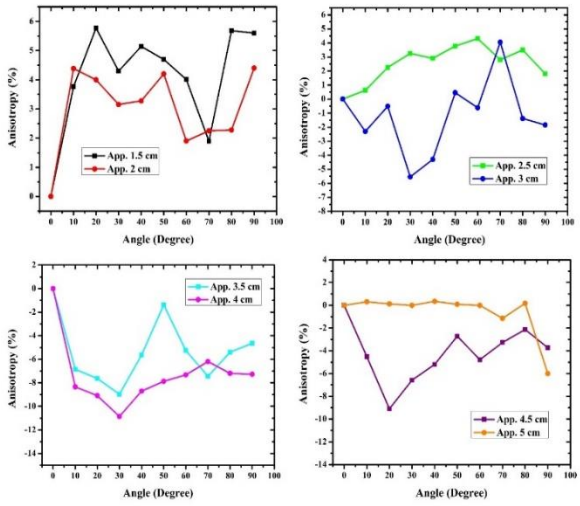


شکل ۵. مقایسه مقادیر تابع‌انتقال محاسبه شده توسط شبیه‌سازی مونت‌کارلو با نتایج گزارش‌شده توسط شرکت سازنده برای اپلیکاتورهای کروی با قطر ۱/۵ تا ۳ cm.

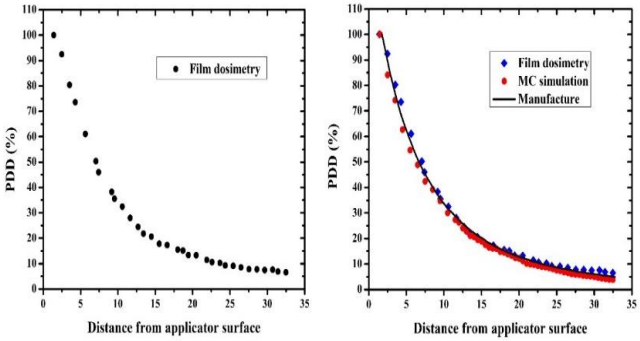


شکل ۶. مقایسه مقادیر تابع‌انتقال محاسبه شده توسط شبیه‌سازی مونت‌کارلو با نتایج گزارش‌شده توسط شرکت سازنده برای اپلیکاتورهای کروی با قطر ۳/۵ تا ۵ cm

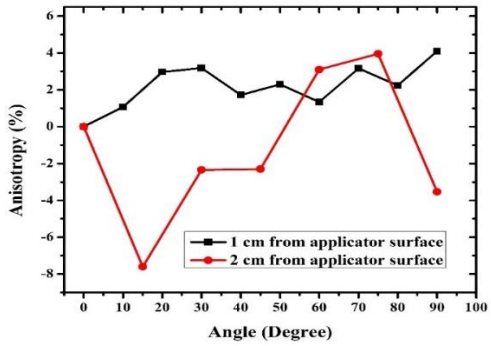
منحنی PDD حاصل از فیلم دوزیمتری برای اپلیکاتور ۲/۵ سانتی‌متری، در امتداد محور مرکزی اپلیکاتور و مقایسه آن با نتایج حاصل از شبیه‌سازی مونت‌کارلو و دوزیمتری یونی توسط شرکت سازنده، در شکل ۸ نمایش داده شده است. بیشینه اختلاف میان PDD اندازه‌گیری شده توسط فیلم EBT2 با نتایج حاصل از شبیه-سازی مونت‌کارلو و مقادیر گزارش شده توسط شرکت سازنده به‌ترتیب برابر ۰/۲٪ و ۰/۳٪ بود. نتایج حاصل از تحلیل گاما نیز توافق میان نتایج بدستآمده را موردتایید قرار داد به‌طوری که تقریبا در تمام عمق‌های موردبررسی، مقدار شاخص گاما کوچکتر از یک بود. مقادیر ناهمسانگردی حاصل از فیلم‌دوزیمتری اپلیکاتور کروی ۲/۵ سانتی‌متر در فواصل ۱ و ۲ سانتی‌متری از سطح اپلیکاتور در شکل ۹ نشان داده شده است. همانطور که از شکل ۹ ملاحظه می‌شود، دامنه تغییرات ناهمسانگردی در فاصله ۲ سانتی‌متری از سطح این اپلیکاتور مشهودتر از فاصله ۱ سانتی‌متری از سطح اپلیکاتور می‌باشد.



شکل ۷. تغییرات ناهمسانگردی با افزایش زاویه نسبت به محور مرکزی اپلیکاتور و در فاصله ۱ cm از سطح اپلیکاتورهای کروی مختلف.



شکل ۸. منحنی PDD حاصل از فیلم دوزیمتری در اطراف اپلیکاتور ۲/۵ cm (چپ) و مقایسه نتایج با داده‌های بدست‌آمده توسط شبیه‌سازی مونت‌کارلو و مقادیر گزارش‌شده توسط سازنده (راست).



شکل ۹. تغییرات مقادیر همسانگردی مربوط به اپلیکاتور ۲/۵ cm در فواصل ۱ سانتی‌متری و ۲ سانتی‌متری از سطح اپلیکاتور.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1398.21.1.28.3]
[DOI: 10.22088/jbums.21.1.174]

بحث و نتیجه گیری

نتایج حاصل از این تحقیق نشان‌داد که پارامترهای دوزیمتری اپلیکاتورهای کروی گزارش‌شده توسط شرکت Carl Zeiss، از اعتبار لازم برای استفاده بالینی در درمان بیماران مبتلا به سرطان پستان برخوردارند. تنها کار مشابه صورت‌گرفته در زمینه اعتبارسنجی داده‌های دوزیمتری اپلیکاتورهای کروی سیستم INTRABEAM مربوط به Xiao و همکاران در سال ۲۰۱۵ می‌باشد (۲۲). در این کار خصوصیات دوزیمتریک اپلیکاتورهای کروی توسط دوزیمتری یونی در داخل فانتوم آب بدست آمده و با نتایج گزارش شده توسط شرکت سازنده برای این سیستم درمانی مقایسه شده است. نتایج حاصل از این کار موید صحت داده‌های گزارش شده برای سیستم INTRABEAM است، به طوری که بیشینه اختلاف میان منحنی‌های PDD برابر ۲٪ و بیشینه اختلاف میان توابع انتقال با مقادیر گزارش شده نیز در حدود ۲٪ بود. اختلاف‌های بدست آمده برای پارامترهای دوزیمتری موردمطالعه در تحقیق حاضر نیز قابل‌مقایسه با نتایج گزارش‌شده توسط Xiao می‌باشد. با افزایش فاصله از نوک پروب، PDD به‌طور قابل‌توجهی افت می‌کند که با توجه به کاهش پیوسته شار فوتون‌ها با افزایش عمق و عدم‌وجود ناحیه انباشت دوز به دلیل استفاده از پرتوهای‌ایکس کم‌انرژی قابل‌توجیه است. اختلاف‌های قابل توجه مشاهده شده در مورد اپلیکاتور ۱/۵ cm، را می‌توان به گرادیان دوز بسیار بالای PDD حاصل از این اپلیکاتور، به دلیل وجود بخش کم انرژی طیف انرژی اشعه‌ایکس و عدم‌قطعیت‌های ایجادشده در قرارگیری اتاقک یونش در داخل فانتوم آب نسبت داد. همانگونه که در نتایج آمده به ازای اپلیکاتورهای با قطر ۱/۵ تا ۳ سانتی‌متر، تابع انتقال دارای یک رفتار صعودی با افزایش عمق می‌باشد. این درحالی است که برای اپلیکاتورهای با قطر بزرگ‌تر رفتار تابع‌انتقال با افزایش عمق کاملاً برعکس است. علت وجود این تفاوت در روند تغییرات تابع‌انتقال را می‌توان به وجود فیلتر آلومینیومی در چهار اپلیکاتور کوچک (۱/۵ تا ۳ سانتی‌متر) و عدم وجود فیلتر مذکور در طراحی اپلیکاتورهای کروی بزرگ‌تر نسبت داد (۲۳). با نوجه به نتایج گزارش شده می‌توان گفت که دامنه تغییرات ناهمسانگردی با افزایش قطر اپلیکاتور زیاد می‌شود که این واقعیت را می‌توان به افزایش تعداد برهم‌کنش‌های فوتون‌ها در بخش کروی اپلیکاتور و احتمال پراکندگی تابش ایکس در زاوایای بزرگتر نسبت داد. گستره تغییرات قابل‌قبول مقادیر ناهمسانگردی برای اپلیکاتورهای کروی با قطر متفاوت در فاصله ۱ سانتی‌متری از سطح اپلیکاتور مربوطه و فاصله زاویه‌ای ۰ تا ۹۰ درجه، می باشد (۱۶). با مقایسه دامنه تغییرات مقادیر ناهمسانگردی مربوط به اپلیکاتورهای کروی مورد مطالعه می‌توان به این نتیجه رسید که مقادیر ناهمسانگردی حاصل از شبیه‌سازی مونت‌کارلو برای اپلیکاتورهای مختلف غالبا در گستره تغییرات قابل‌قبول درنظر گرفته‌شده برای این اپلیکاتورها قرار می‌گیرند. مقایسه میان نتایج حاصل از فیلم‌دوزیمتری با نتایج گزارش شده توسط شرکت سازنده و همین‌طور مقادیر ناهمسانگردی بدست آمده با دامنه تغییرات گزارش شده برای اپلیکاتور ۲/۵ سانتی‌متری حاکی از این واقعیت است که فیلم گاف‌کرومیک EBT2 می‌تواند به‌عنوان یک ابزار قابل‌اعتماد و دقیق برای تعیین پارامترهای دوزیمتری این دستگاه پرتودرمانی‌حین‌عمل مدنظر قرار گیرد.

تقدیر و تشکر

بدینوسیله از پرسنل بخش جراحی بیمارستان شهدای تجریش تهران که در انجام این کار همکاری داشتند، تقدیر و تشکر می گردد.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1398.21.1.28.3]
[DOI: 10.22088/jbums.21.1.174]

Validation of Dosimetric Parameters of Intrabeam Intraoperative Radiotherapy (Iort)

H.R. Baghani (PhD)*[1], Zh. Ghorbani (MSc)[2], M.E. Akbari (MD)[3]

1.Department of Physics, Faculty of Sciences, Hakim Sabzevari University, Sabzevar, I.R.Iran

2.Shahid Beheshti University, Tehran, I.R.Iran

3.Cancer Research Center, Shahide Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, I.R.Iran

J Babol Univ Med Sci; 21; 2019; PP: 174-80

Received: Nov 21th 2018, Revised: Mar 3rd 2019, Accepted: Apr 6th 2019.

ABSTRACT

BACKGROUND AND OBJECTIVE: One of the methods for treating breast cancer is radiotherapy using low-kV X-rays in which a dedicated device called INTRABEAM is used along with a few spherical applicators for breast radiation. Due to the single-session nature of this treatment, evaluating the accuracy of the device used for treatment is essential. The aim of this study was to evaluate the dosimetric parameters of the INTRABEAM system with spherical applicators and validate the reported results for clinical use in intraoperative radiotherapy for breast tumors.

METHODS: In this study, dosimetric parameters including percentage depth dose curve (PDD), transfer function (TF) and anisotropy were determined by MCNPX Monte Carlo Simulation Tool and practical dosimetry was done by Gafchromic EBT2 film. The results were quantitatively compared with the results reported by manufacturer of the device (Carl Zeiss) to evaluate the accuracy of the reported data for this treatment system.

FINDINGS: The mean difference when comparing PDD curves was 1.7% and the mean difference between the compared TF values was about 2%. The anisotropy values obtained by Monte Carlo Simulation and Gafchromic EBT2 film were also within the range recommended by the manufacturer.

CONCLUSION: Based on the results, it can be concluded that the dosimetric parameters reported by the manufacturer for spherical applicators of the INTRABEAM system are valid for designing the treatment and radiotherapy for patients.

KEY WORDS: *Breast Cancer, Intraoperative Radiotherapy, Low-Kv X-Rays, Monte Carlo Simulation, Dosimetry.*

Please cite this article as follows:

Baghani HR, Ghorbani Zh, Akbari ME. Validation of Dosimetric Parameters of Intrabeam Intraoperative Radiotherapy (Iort). J Babol Univ Med Sci. 2019;21: 174-80.

***Corresonding Author: H.R. Baghani (PhD)**

Address: Depratment of Physics, Faculty of Sciences, Hakim Sabzevari University, Sabzevar, I.R.Iran

Tel: +98 51 44013216

E-mail: hamidreza.baghani@gmail.com

[DOR: 20.1001.1.15614107.1398.21.1.28.3]

[DOI: 10.22088/jbums.21.1.174]

References

1.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.

2.Vaidya JS, Joseph DJ, Tobias JS, Bulsara M, Wenz F, Saunders C, et al. Targeted intraoperative radiotherapy versus Whole breast radiotherapy for breast cancer (TARGIT-A trial): an international, prospective, randomized non-inferiority phase 3 trial. Lancet. 2010; 376(9735): 91-102.

3.Vaidya JS, Tobias JS, Baum M, Keshtgar M, Joseph D, Wenz F, et al. Intraoperative radiotherapy for breast cancer. Lancet Oncol. 2004; 5: 165-73.

4.Kraus-Tiefenbacher U, Biggs P, Vaidya J, Francescatti D. Electronic Brachytherapy/Low KV-IORT: Physics and Techniques. In: Gunderson LL, Willett CG, Calvo FA, Harrison LB. (Editors). Intraoperative irradiation: techniques and results. 2nd ed. New York: Humana Press; 2011.p. 85-98.

5.Kraus-Tiefenbacher U, Steil V, Bauer L, Melchert F, Wenz F. A novel mobile device for intraoperative radiotherapy (IORT). Onkologie. 2003; 26(6):596-8.

6.Nairz O, Deutschmann H, Kopp M, Wurstbauer K, Kametriser G, Fastner G, et al. A dosimetric comparison of IORT techniques in limited-stage breast cancer. Strahlenther Onkol. 2006; 182(6): 342-8.

7.Armoogum KS, Parry JM, Souliman SK, Sutton DG, Mackay CD. Functional intercomparison of intraoperative radiotherapy equipment - Photon Radiosurgery System. Radiat Oncol. 2007; 2: 1-9.

8.Avanzo M, Rink A, Dassie A, Massarut S, Roncadin M, Borsatti E, et al. In vivo dosimetry with radiochromic films in low-voltage intraoperative radiotherapy of the breast. Med Phys. 2012; 39(5): 2359-68.

9.Sethi A, Chinsky B, Gros S, Diak A, Emami B, Small W Jr. Tissue inhomogeneity corrections in low-kV intra-operative radiotherapy (IORT). Trans Cancer Res. 2015; 4(2): 182-8.

10.Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL, et al. Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. American Association of Physicists in Medicine. Med Phys 1998; 25(11): 2093-115.

11.Devic S. Radiochromic film dosimetry: past, present, and future. Phys Med. 2011; 27(3): 122-34.

12.[No Author]. Gafchromic EBT2 self-developing film for radiotherapy dosimetry. INT SPECIAL PRODUCT. 2010. Available from: https://pdfs.semanticscholar.org/c44d/76101f07460e365bf19f9a0992aceb640312.pdf?_ga=2.148175223.1392775914.1566883610-1138738581.1546162504.

13.Moradi F, Ung NM, Khandaker MU, Mahdiraji GA, Saad M, Abdul Malik R, et al. Monte Carlo skin dose simulation in intraoperative radiotherapy of breast cancer using spherical applicators. Phys Med Biol. 2017; 62(16): 6550-66.

14.Armoogum K, Watson C. A dosimetry intercomparison phantom for intraoperative radiotherapy. Z Med Phys 2008; 18: 120-7.

15.Herskind C, Steil V, Kraus-Tiefenbacher U, Wenz F. Radiobiological aspects of intraoperative radiotherapy (IORT) with isotropic low-energy X rays for early-stage breast cancer. Radiat Res 2005; 163: 208–215.

16.Carl Zeiss. INTRABEAM® Dosimetry. G-30-1478-en, version 10.0. 2012.

17.Ma CM, Coffey CW, DeWerd LA, Liu C, Nath R, Seltzer SM, et al. AAPM protocol for 40-300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology. Med Phys. 2001; 28(6): 868-93.

18.Pelowitzs DB. MCNPX User's Manual, Version 2.6.0. Los Alamos: Los Alamos National Laboratory; 2008.

19.Robatjazi M, Mahdavi SR, Takavr A, Baghani HR. Application of Gafchromic EBT2 film for intraoperative radiation therapy quality assurance. Phys Med. 2015; 31(3): 314-9.

20.Baghani HR, Aghamiri SM, Mahdavi SR, Robatjazi M, Zadeh AR, Akbari ME, et al. Dosimetric evaluation of Gafchromic EBT2 film for breast intraoperative electron radiotherapy verification. Phys Med. 2015; 31(1): 37-42.

21.Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Med Phys. 1998; 25(5): 656-61.

22.Xiao Z, Bin O, Wang Z, Huang B, Wen B. The Dosimetric Characteristics and Potential Limitation in Clinical Application of a Low Energy Photon Intra-Operative Radiotherapy System. Int J Med Phys Clin Eng Rad Oncol. 2015; 4(2): 184-95.

23.Eaton DJ, Best B, Brew-Graves C, Duck S, Ghaus T, Gonzalez R, et al. In vivo dosimetry for single-fraction targeted intraoperative radiotherapy (TARGIT) for breast cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2012; 82(5): 819-24.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1398.21.1.28.3]
[DOI: 10.22088/jbums.21.1.174]