

ارزیابی نرم‌افزار طراحی درمان در اعمال تغییرات توزیع دز در صورت وجود کلیپ‌های تیتانیومی در پرتودرمانی سرطان روده‌ی بزرگ

راضیه کریمی^۱، کیوان جباری^۲، علیرضا حسینی^۳، علیرضا عموحیدری^۴، مهنوش اصلانی^۱

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: در جراحی تومورهای کولورکتال به روش لاپاراسکوپی، کلیپ‌هایی از جنس تیتانیوم برای عمل جراحی استفاده می‌شوند. زمانی که این کلیپ‌ها در مسیر پرتوهای پرتودرمانی قرار می‌گیرند، می‌توانند موجب اختلال در دز جذبی شوند. هدف از انجام این مطالعه، بررسی تأثیر این کلیپ‌های تیتانیومی در توزیع دزهای پرتودرمانی با فوتون‌های پرتوهای ۶ و ۱۸ مگاولت با استفاده از نرم‌افزار طراحی درمان (TPS یا Treatment planning software) بود.

روش‌ها: کلیپ‌های لاپاراسکوپی در فانتوم معادل بافت، مشابه روده‌ی لاپاراسکوپی شده قرار داده شدند. سپس، با استفاده از نرم‌افزار طراحی درمانی در انرژی‌های ۶ و ۱۸ مگاولت، توزیع دزها به دست آمد و نمودارهای درصد دز عمقی (Percentage depth dose یا PDD) و پروفایل رسم شدند. همچنین، با استفاده از توزیع دز محاسبه شده، دقت محاسبه‌ی پراکندگی به عقب ارزیابی شد.

یافته‌ها: با بررسی نمودارها، تغییرات دز پرتویی در مسیر کلیپ‌ها ناشی از پرتوی پراکنده شده به عقب و اثر تضعیف مشاهده شد. بیشترین تغییرات ناشی از اثر تضعیف بعد از کلیپ تیتانیومی به ترتیب ۱/۷ و ۱/۱ درصد و تغییرات ناشی از پراکنده شده به عقب به ترتیب ۰/۴ و ۰/۷ درصد برای پرتوهای ۶ و ۱۸ مگاولت به دست آمد.

نتیجه‌گیری: در صورت حضور کلیپ‌های لاپاراسکوپی در مسیر پرتوهای پرتودرمانی، نمودار درصد دز عمقی و پروفایل دز تغییر می‌کنند و با وجود این که این تغییرات دز در محدوده‌ی یک کلیپ ناچیز است، برای حالتی که تعداد زیادی از کلیپ‌ها در مسیر پرتو قرار می‌گیرند، اثر تضعیف، قابل چشم‌پوشی نیست.

واژگان کلیدی: نرم‌افزار طراحی درمان، تومورهای روده‌ی بزرگ، دز جذبی

ارجاع: کریمی راضیه، جباری کیوان، حسینی علیرضا، عموحیدری علیرضا، اصلانی مهنوش. ارزیابی نرم‌افزار طراحی درمان در اعمال تغییرات توزیع دز در صورت وجود کلیپ‌های تیتانیومی در پرتودرمانی سرطان روده‌ی بزرگ. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۶؛ ۳۵ (۴۳۴): ۶۹۱-۶۸۶

مقدمه

سرطان، سومین علت مرگ و میر در ایران پس از بیماری‌های قلبی و حوادث است (۱). در این میان، سرطان‌های دستگاه گوارش جزء علل مهم مرگ و میر ناشی از سرطان به شمار می‌روند. سرطان دستگاه گوارش، شایع‌ترین سرطان در میان مردان ایرانی و دومین سرطان بعد از سرطان سینه در میان زنان ایرانی است (۲-۳). در میان سرطان‌های دستگاه گوارش، سرطان معده بیشترین شیوع و پس از آن، سرطان‌های کولورکتال (کولون و رکتوم) بیشترین شیوع را دارند (۴-۵). درمان اصلی در سرطان‌های کولورکتال، جراحی است. با این

وجود، درمان‌های پرتودرمانی و شیمی‌درمانی نیز در بسیاری موارد لازم است. در پرتودرمانی، با استفاده از نرم‌افزار طراحی درمان و با استفاده از شتاب دهنده‌های خطی با انرژی بالا، دز پرتو به ناحیه‌ی مورد نظر اعمال می‌شود (۶-۷).

پیشرفت‌های انجام گرفته در سال‌های اخیر، استفاده از جراحی لاپاراسکوپی را که روش اصلی در جراحی‌های کمتر تهاجمی برای سرطان کولورکتال به حساب می‌آید، توسعه داده است. برخی از مطالعات نشان داده‌اند که لاپاراسکوپی، نتایج آنکولوژیک مشابه، اما عوارض کوتاه مدت بهتری را در مقایسه با جراحی باز دارد (۸-۹).

- ۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
- ۲- دانشیار، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
- ۳- استادیار، گروه جراحی عمومی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
- ۴- متخصص پرتودرمانی و آنکولوژی، بخش پرتودرمانی و آنکولوژی، بیمارستان میلاد، اصفهان، ایران

Email: jabbari@med.mui.ac.ir

نویسنده‌ی مسؤول: کیوان جباری

عمل جراحی قرار گرفته بودند، در پرتودرمانی با فوتون‌های پرنرژی ۶ و ۸ مگاولت و با استفاده از نرم‌افزار طراحی درمان انجام شد.

روش‌ها

کلیپ‌های لاپاراسکوپی با کد (Ethicon, OH) LT300 در این تحقیق استفاده شد. ابعاد کلیپ‌ها در حالت بسته شده، ۸/۸ میلی‌متر و با یک برش ۵ میلی‌متری در بافت قابل استفاده بودند. در این مطالعه، تعداد ۸ عدد از آن‌ها برای شبیه‌سازی کلیپ‌های به کار رفته در عمل جراحی، در فانتوم معادل بدن قرار گرفتند.

برای انجام کار، دو صفحه با ضخامت ۱ سانتی‌متر از جنس پرسیکس با ابعاد ۳۰ × ۳۰ سانتی‌متر مربع در نظر گرفته شد. در مرکز صفحات، حفره‌ای با قطر ۶ سانتی‌متر که رکتوم بیمار را شبیه‌سازی می‌کرد، ایجاد شد. کلیپ‌ها مشابه روده‌ی لاپاراسکوپی شده در داخل حفره قرار گرفتند و سپس، حفره با پارافین ذوب شده مطابق با آن چه در شکل ۱ مشاهده می‌شود، پر شد. در بالا و پایین این دو لایه، صفحات RW3 قرار گرفتند. فانتوم‌های معادل آب RW3 (ساخت شرکت PTW آلمان) شامل ۳۳ صفحه با ابعاد ۳۰ × ۳۰ × ۳۰ سانتی‌متر مکعب و از جنس اکریلیک بودند.



شکل ۱. فانتوم معادل بافت

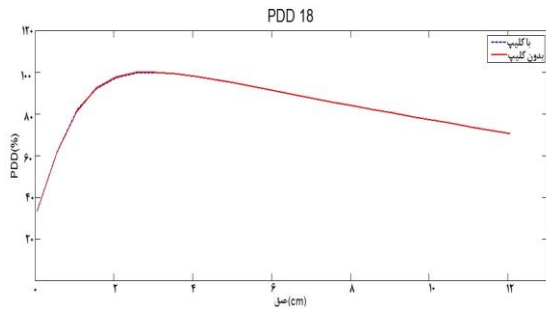
فانتوم مورد نظر با دستگاه Computed tomography scan (CT scan) ۶۴ قطعه (64 slices) (Siemens, Germany) اسکن شد و سپس، اطلاعات آن در نرم‌افزار طراحی درمان (Treatment planning software یا TPS) وارد گردید. با استفاده از این نرم‌افزار، منطقه‌ی تحت درمان (Anterior/Posterior) AP برای این فانتوم و برای انرژی‌های فوتون ۶ و ۱۸ مگاولت، اعمال شد و توزیع دز مربوط به دست آمد. علت استفاده از این انرژی‌ها، درمان عمقی است که باید از فوتون‌های با انرژی بالا استفاده کرد. همچنین، از اطلاعات شتاب دهنده‌ی انکور شرکت Siemens استفاده گردید که دارای این دو فوتون با انرژی بالا بود. سپس، با استفاده از نرم‌افزار Matlab، نمودار درصد دز عمقی (Percentage depth dose) یا PDD) و پروفایل مربوط به این توزیع دزها ترسیم شدند. نمودارها،

مزیت‌های منحصر به فرد جراحی لاپاراسکوپی، عبارت از کاهش اندازه‌ی محل جراحی، کیفیت بالای جراحی، کاهش مدت زمان بستری بیماران، بازگشت سریع‌تر عملکرد روده، درد کمتر، ایمنی و صرفه‌جویی در هزینه‌های بیمار می‌باشند (۱۲-۱۰). در جراحی لاپاراسکوپی روده‌ی بزرگ، برای برداشتن تومور و جهت بستن عروق، از کلیپ‌هایی استفاده می‌شود که از جنس تیتانیوم می‌باشند و عدد اتمی بالایی دارند (۱۳). هنگامی که از پرتودرمانی خارجی برای درمان موضعی تومورهای روده استفاده می‌شود، پرتوی اولیه و همچنین، الکترون‌های پراکنده از این کلیپ‌ها، به بافت سالم مجاور تومور صدمه می‌زنند (۱۴).

تعدادی از محققین، تأثیر کلیپ‌های جراحی در پرتودرمانی برخی از اعضا را مورد بررسی قرار داده‌اند. Gossman و همکاران، مطالعه‌ای در خصوص کلیپ‌های جراحی در الکترون‌درمانی سرطان سینه انجام دادند. آن‌ها از روش فیلم دزیمتری برای کلیپ‌هایی به قطر ۰/۲۳ میلی‌متر استفاده نمودند. در این آزمایش که فقط برای پرتوی الکترونی ۶ مگاالکترون‌ولت انجام گرفت، مقدار ۳/۰ درصد تابش پراکندگی به عقب و ۲/۴ درصد تضعیف پرتو به دست آمد (۱۵).

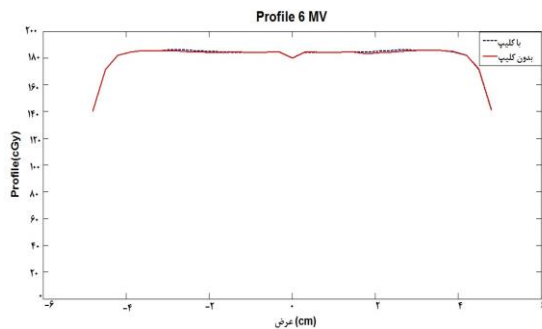
در مطالعه‌ی جباری و همکاران، برای مرز بافت نرم و بافت سخت، با استفاده از شبیه‌سازی Monte Carlo و فیلم دزیمتری، اثر صفحه‌ی تیتانیوم به کار برده شده در مجموعه‌ی بیماران دارای تومور مغزی که تحت جراحی قرار گرفته بودند، بر توزیع دز تابشی الکترون در مرز بافت- تیتانیوم بررسی گردید. آن‌ها نتیجه گرفتند که برای عمق‌های قبل از صفحه‌ی تیتانیوم، برای هر دو انرژی ۶ و ۱۰ مگاالکترون‌ولت، الکترون همیشه افزایش دز وجود دارد. این مقدار افزایش دز، برای عمق‌های مختلف صفحه‌ی تیتانیوم بین ۱۳/۵-۱/۵ درصد متفاوت است. برای بعد از صفحه‌ی تیتانیوم، با توجه به عمق صفحه‌ی تیتانیوم و انرژی پرتو، افزایش یا کاهش دز وجود دارد. تا قبل از بیشترین عمق دز، افزایش دز و پس از بیشترین دز، کاهش دز وجود دارد (۱۶).

کلیپ‌های لاپاراسکوپی به لحاظ شکل ظاهری و موقعیت قرارگیری در بافت با کلیپ‌های به کار رفته در مطالعات انجام گرفته در گذشته متفاوت هستند و دزیمتری آن‌ها در پرتودرمانی بعد از جراحی، مورد بررسی قرار نگرفته است. این کلیپ‌ها جهت بستن عروق در لاپاراسکوپی در دو نوع پلاستیکی و تیتانیومی با شکل ظاهری مشابه موجود هستند که در این مقاله، نوع تیتانیومی آن‌ها مورد بررسی قرار گرفته است. هر گونه نقطه‌ی سرد و داغ دز پرتویی، می‌تواند سبب باقی ماندن تومور و یا از بین رفتن بافت روده شود. این مطالعه با هدف بررسی اثر کلیپ تیتانیومی به کار رفته در جراحی لاپاراسکوپی روده در بیماران مبتلا به تومورهای روده که تحت



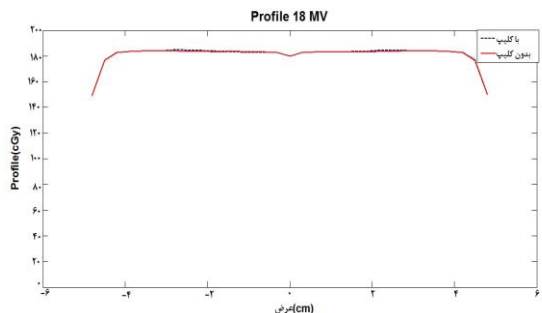
شکل ۳. نمودار درصد دز عمقی برای فوتون با انرژی ۱۸ مگاولت

برای عمق‌های قبل از تیتانیوم، میزان دز پرتویی در حالتی که کلیپ تیتانیومی وجود داشت و برای پرتو با انرژی ۶ مگاولت، به اندازه‌ی ۰/۱۸ درصد و برای انرژی ۱۸ مگاولت، به مقدار ۰/۰۱ درصد، بیشتر از حالتی است که تیتانیوم وجود ندارد. پروفایل پرتو برای انرژی‌های ۶ و ۱۸ مگاولت و برای نقاط به فاصله‌ی ۵ میلی‌متر قبل از کلیپ تیتانیومی در شکل‌های ۴ و ۵ آمده است.



شکل ۴. پروفایل انرژی ۶ مگاولت

با بررسی نمودارها، اثر پرتوهای پراکنده شده به عقب برای هر دو انرژی، به صورت افزایش در دز پرتویی به طور کامل مشاهده می‌شود. بیشترین میزان افزایش برای انرژی ۶ مگاولت، ۰/۷ درصد و برای انرژی ۱۸ مگاولت، ۰/۴ درصد بود.



شکل ۵. پروفایل انرژی ۱۸ مگاولت

تغییرات دز بر حسب عمق را برای حالتی که کلیپ‌های تیتانیومی در مسیر پرتو قرار می‌گرفتند و همچنین، برای حالتی که کلیپ‌ها در مسیر پرتو وجود نداشتند، نشان دادند.

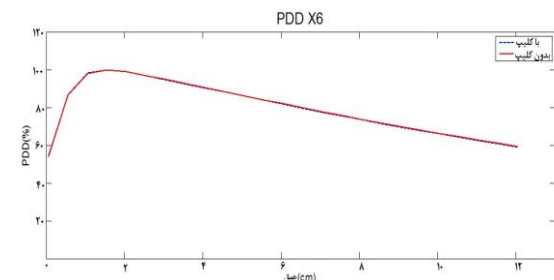
PDDهای منطقه‌ی درمانی مربوط، در دو مرحله بررسی شد. در مرحله‌ی اول که محور مرکزی پرتو از وسط کلیپ تیتانیومی عبور می‌کرد و مرحله‌ی دوم که محور مرکزی پرتو از محل بدون کلیپ در فانتوم معادل بافت عبور می‌کرد. نمودارهای به دست آمده از این دو مرحله، با هم مقایسه شدند.

بررسی پروفایل‌ها نیز برای سه عمق مختلف انجام گرفت. عمق اول در فاصله‌ی ۵ میلی‌متر قبل از کلیپ‌ها قرار داده شد که این مکان، برای بررسی اثر الکترون‌های پراکنده شده از تیتانیوم در نظر گرفته شد. پروفایل عمق دوم، بلافاصله بعد از کلیپ و با هدف بررسی اثر تضعیف ناشی از تیتانیوم به دست آمد. همچنین، فاصله‌ی ۵ میلی‌متر بعد از تیتانیوم، به عنوان عمق سوم برای بررسی تأثیر کلیپ‌ها در نقاط دورتر در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

نمودارهای درصد دز عمقی بر حسب عمق و پروفایل‌ها، در دو حالت با و بدون تیتانیوم برای انرژی‌های ۶ و ۱۸ مگاولت رسم شدند. با استفاده از این نمودارها، تغییرات دز در نقاط قبل، بلافاصله بعد و نقاط دورتر بعد از تیتانیوم به دست آمد. تمامی مقادیر دز با استفاده از نرم‌افزار طراحی درمان به دست آمده و به علت استفاده از نرم‌افزار، نیاز به تکرار نداشت.

شکل‌های ۲ و ۳، نمودارهای درصد دز عمقی بر حسب عمق را برای انرژی ۶ و ۱۸ مگاولت نشان می‌دهند. کلیپ تیتانیومی در عمق ۵ سانتی‌متر از سطح قرار داشت.



شکل ۲. نمودار درصد دز عمقی برای فوتون با انرژی ۶ مگاولت

با بررسی نمودار درصد دز عمقی برای عمق‌های بعد از تیتانیوم، مشخص شد که بیشترین میزان کاهش دز نسبت به حالتی که تیتانیوم در مسیر پرتو قرار نمی‌گیرد، برای انرژی ۶ مگاولت ۰/۴ درصد و برای انرژی ۱۸ مگاولت، ۰/۰۱ درصد بود.

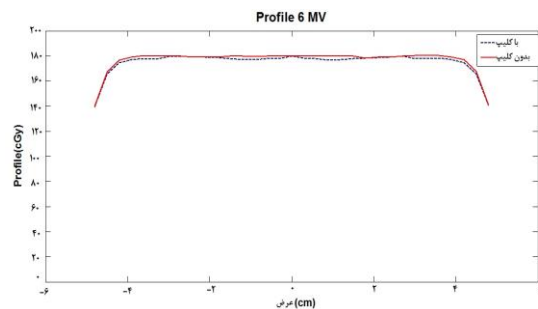
کاهش در دز را به میزان ۱/۷ درصد برای پرتوی ۶ مگاولت و ۱/۱ درصد برای پرتوی ۱۸ مگاولت نشان داد. میزان افزایش دز برای نقاط قبل از تیتانیوم به علت وجود پرتوهای پراکنده شده از تیتانیوم است. همچنین، علت کاهش دز در فواصل بعد از تیتانیوم ناشی از اثر تضعیف می‌باشد.

همان‌طور که در مفاهیم اولیه‌ی فیزیک پرتو به آن اشاره می‌شود، مقدار پرتوی پراکنده به عقب با افزایش انرژی پرتو کاهش می‌یابد (۱۴). دلیل این کاهش، این است که پرتوهای با انرژی بالاتر، به مقدار بیشتری تمایل به پراکندگی به سمت جلو دارند. در نتیجه، در مقایسه‌ی پرتوی ۶ و ۱۸ مگاولت در هنگام برخورد به ناهمگنی با عدد اتمی بالا، انتظار می‌رود که مقدار پراکندگی به عقب برای ۶ مگاولت بیشتر باشد که نتایج به دست آمده در این تحقیق با این مفهوم هم‌خوانی دارد. در دو مطالعه‌ی مشابه که برای پرتوی الکترونی و درمان سطحی انجام گرفته بودند، میزان افزایش دز قبل از کلیپ تیتانیومی و همچنین، کاهش دز ناشی از تضعیف بعد از کلیپ تیتانیومی، با نتایج این مطالعه، مطابقت داشت. با توجه به این که اندازه‌ی کلیپ‌های لاپاراسکوپیک، از قطعات تیتانیومی به کار برده شده در مطالعات قبلی کوچک‌تر بود و همچنین، کاربردها در درمان‌های عمقی بود، نتایج به دست آمده در این مطالعه، با نتایج این مطالعات هم‌خوانی دارد (۱۶-۱۵).

یکی دیگر از نکات مهمی که در یافته‌های این مطالعه وجود دارد، این است که مقدار تضعیف به دست آمده، به ازای عبور اشعه از یک عدد کلیپ تیتانیومی است. در حالی که برای حالت پرتودهی بیمار در کلینیک امکان دارد تعداد زیادی از این کلیپ‌ها در راستای پرتو یکی پس از دیگری قرار گیرند. این احتمال، وابسته به زاویه‌ی گانتری و جهت قرارگیری بیمار می‌باشد. در این حالت، تمامی اندازه‌گیری‌های پیش‌گفته و نتایج مربوط، با یکدیگر ترکیب می‌شوند. با ترکیب نتایج پیش‌گفته، هر کدام از دو بحث پراکندگی به عقب و تضعیف بعد از کلیپ‌ها، حالت خاص خود را پیدا می‌کنند. با توجه به این که ملاک ارزیابی یک طرح درمانی، بررسی کمی و کیفی آن (Dose-volume histogram یا DVH و منحنی ایزودز) می‌باشد، چنانچه تغییراتی در محل درمان ایجاد شود (استفاده از کلیپ در محل درمان) منحنی‌ها تغییر می‌کنند. در نتیجه، اگر توزیع دز مورد قبول پزشک نباشد، باید تغییراتی در دز تجویزی اعمال شود.

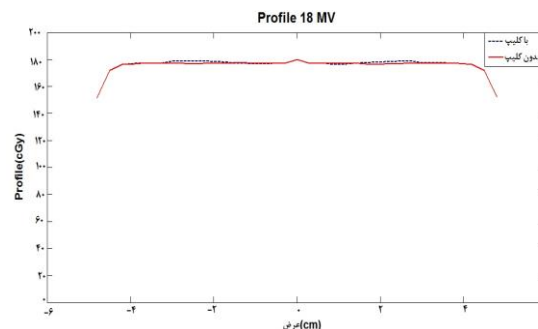
به عنوان نتیجه‌گیری نهایی، یافته‌های این مطالعه، بر اساس اصول علم فیزیک پرتو، منطقی می‌باشد. علت افزایش دز برای نقاط قبل از کلیپ، ناشی از اثر پرتوهای پراکنده شده به عقب و علت کاهش دز برای نقاط بعد از کلیپ تضعیف بیشتر پرتو توسط تیتانیوم است. برای این نرم‌افزار طراحی درمان (TiGRT) از اثر پرتوهای پراکنده شده به عقب،

پروفایل پرتو برای نقاط بلافاصله بعد از کلیپ در شکل‌های ۶ و ۷ آمده است.



شکل ۶. پروفایل انرژی ۶ مگاولت

برای هر دو انرژی ۶ و ۱۸ مگاولت، میزان کاهش در دز که ناشی از اثر تضعیف بیشتر توسط تیتانیوم است، مشاهده می‌شود. بیشترین میزان کاهش در دز برای پرتو با انرژی ۶ مگاولت، ۱/۷ درصد و برای پرتو با انرژی ۱۸ مگاولت، ۱/۱ درصد به دست آمد.



شکل ۷. پروفایل انرژی ۱۸ مگاولت

بحث

در این مطالعه، درصد تغییرات دز برای نقاط قبل و بعد از تیتانیوم با استفاده از نمودار درصد دز عمقی و پروفایل برای هر دو انرژی ۶ و ۸ مگاولت به دست آمد. نمودار PDD برای فوتون با انرژی ۶ مگاولت در عمق‌های قبل از تیتانیوم به اندازه‌ی ۰/۱۸ درصد افزایش در دز و در عمق‌های بعد از تیتانیوم به اندازه‌ی ۰/۴ درصد کاهش در دز را نشان داد. با بررسی نمودار PDD برای پرتوی فوتونی با انرژی ۱۸ مگاولت میزان افزایش دز برای نقاط قبل از تیتانیوم ۰/۰۱ درصد و میزان کاهش آن برای نقاط بعد از تیتانیوم نیز ۰/۰۱ درصد به دست آمد. در بررسی پروفایل پرتویی برای قبل از کلیپ، میزان افزایش دز برای پرتو با انرژی ۶ مگاولت به اندازه‌ی ۰/۷ درصد و برای پرتو با انرژی ۱۸ مگاولت به مقدار ۰/۴ درصد به دست آمد. پروفایل پرتویی برای نقاط بلافاصله بعد از کلیپ، میزان

تشکر و قدردانی

این پژوهش، حاصل پایان‌نامه‌ی دوره‌ی کارشناسی ارشد به شماره‌ی طرح ۳۹۵۱۷۷ می‌باشد. نویسندگان مقاله بر خود لازم می‌دانند که از مسؤولان و کارکنان بخش پرتودرمانی بیمارستان میلاد اصفهان که امکانات لازم برای انجام آزمایش‌های مربوط به این پژوهش را فراهم آوردند و همچنین، معاونت پژوهش و فن‌آوری دانشگاه علوم پزشکی اصفهان به جهت حمایت مالی از انجام پژوهش، مراتب قدردانی و تشکر خود را ابراز دارند.

می‌توان چشم‌پوشی کرد، اما برای بعد از تیتانیوم، میزان کاهش دز برای حالتی که تعداد زیادی از کلیپ‌ها در مسیر پرتو قرار می‌گیرند، اثر تضعیف قابل چشم‌پوشی نیست و بسته به تعداد کلیپ‌های در مسیر پرتو، طرح درمانی و دز تجویزی بیمار باید اصلاح گردد. همچنین، نرم‌افزار طراحی درمان در نمایش این تغییرات دز ضعیف عمل می‌کند. پیشنهاد می‌شود که برای تعیین دقیق تغییرات دز پرتویی ناشی از وجود کلیپ تیتانیومی در بافت روده، مطالعه با استفاده از دزیمتری عملی نیز بررسی گردد.

References

1. Pourhoseingholi MA, Fazeli Z, Ashtari S, Bavand-Pour FS. Mortality trends of gastrointestinal cancers in Iranian population. *Gastroenterol Hepatol Bed Bench* 2013; 6(Suppl 1): S52-S57.
2. Torre LA, Bray F, Siegel RL, Ferlay J, Lortet-Tieulent J, Jemal A. Global cancer statistics, 2012. *CA Cancer J Clin* 2015; 65(2): 87-108.
3. Torre LA, Sauer AM, Chen MS, Jr., Kagawa-Singer M, Jemal A, Siegel RL. Cancer statistics for Asian Americans, Native Hawaiians, and Pacific Islanders, 2016: Converging incidence in males and females. *CA Cancer J Clin* 2016; 66(3): 182-202.
4. Pourhossein Gholi MA, Faghihzadeh S, Hajizadeh A, Gatta G, Zali MR, Abadi AR. Trend analysis of gastric cancer and colorectal cancer mortality in Iran, 1995-2003. *Iran J Cancer Prev* 2011; 4(1): 38-43.
5. Zahir ST, Nazemian Yazdi M, Arasteh P, Mortazavizadeh M, Karbalaieian M, Zare Mehrjardi M. Clinicopathological features and survival rate of colorectal adenocarcinoma patients with and without a KRAS mutation: a five year study in Yazd, Iran. *Asian Pac J Cancer Prev* 2016; 17(7): 3417-22.
6. Abraham NS, Young JM, Solomon MJ. Meta-analysis of short-term outcomes after laparoscopic resection for colorectal cancer. *Br J Surg* 2004; 91(9): 1111-24.
7. Shahbazi D, Gookizadeh A, Abdollahi M. Comparison of conventional radiotherapy techniques with different energies in treating prostate cancer, employing a designed pelvis phantom. *J Med Sci* 2008; 8(4): 429-32.
8. Pascual M, Salvans S, Pera M. Laparoscopic colorectal surgery: Current status and implementation of the latest technological innovations. *World J Gastroenterol* 2016; 22(2): 704-17.
9. Brescia A, Mari FS, Favi F, Milillo A, Nigri G, Dall'oglio A, et al. Laparoscopic lower anterior rectal resection using a curved stapler: original technique and preliminary experience. *Am Surg* 2013; 79(3): 253-6.
10. Strzalka M, Matyja M, Rembiasz K. Results of laparoscopic appendectomies performed with the use of titanium clips for closure of the appendicular stump. *Pol Przegl Chir* 2014; 86(9): 418-21.
11. Li S, Jiang F, Tu J, Zheng X. Long-term oncologic outcomes of laparoscopic versus open surgery for middle and lower rectal cancer. *PLoS One* 2015; 10(9): e0135884.
12. Law WL, Lee YM, Choi HK, Seto CL, Ho JW. Impact of laparoscopic resection for colorectal cancer on operative outcomes and survival. *Ann Surg* 2007; 245(1): 1-7.
13. Ahmed K, Wang TT, Patel VM, Nagpal K, Clark J, Ali M, et al. The role of single-incision laparoscopic surgery in abdominal and pelvic surgery: a systematic review. *Surg Endosc* 2011; 25(2): 378-96.
14. Khan FM, Gibbons JP. Khan's the physics of radiation therapy. 5th ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins; 2014.
15. Gossman MS, Zhao L, Cao M, Lopez JP, Das IJ. Dosimetric impact of surgical clips in electron beam treatment of breast cancer. *Med Dosim* 2010; 35(2): 85-6.
16. Jabbari K, Rostampour M, Roayaei M. Monte Carlo simulation and film dosimetry for electron therapy in vicinity of a titanium mesh. *J Appl Clin Med Phys* 2014; 15(4): 4649.

Evaluation of a Treatment Planning System for Applying the Effect of Titanium Clips on Isodosedistribution in Radiation Therapy of Colorectal Cancer

Razieh Karimi¹, Keyvan Jabbari², Alireza Hosseini³, Alireza Amouheidari⁴, Mehnoosh Aslani¹

Original Article

Abstract

Background: In laparoscopy of colorectal tumors, titanium clips are used to close the surgery site. For post-operation treatment with radiation, the clips might change the dose distribution. In this study, the effect of titanium clips in isodose distribution of 6- and 18-MV photons was evaluated.

Methods: Laparoscopy clips were placed on a phantom with material close to soft tissue. Computed tomography (CT) scan images of this phantom were imported in planning software and the percentage depth dose (PDD) and profiles of the dose were obtained for 6- and 18-MV photons.

Findings: Calculated PDD showed weakening and backscattering of the dose of radiation in the path after the clips. Dose changes for the regions after the clips had a maximum of 1.7% and 1.1% for 6- and 8-MV photons, respectively. The amount of backscattering was up to 0.4% and 0.7% for 6- and 18-MV photons, respectively.

Conclusion: Presence of the titanium clips in the path of radiation changes the depth dose and profiles. The changes for of a single clip are minor. However, for few clips beside each other, the effect of radiation attenuation is not negligible.

Keywords: Radiotherapy planning, Computer-assisted, Colorectal tumors, Radiation dosages

Citation: Karimi R, Jabbari K, Hosseini A, Amouheidari A, Aslani M. **Evaluation of a Treatment Planning System for Applying the Effect of Titanium Clips on Isodosedistribution in Radiation Therapy of Colorectal Cancer.** J Isfahan Med Sch 2017; 35(434): 686-91.

1- MSc Student, Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

2- Associate Professor, Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

3- Assistant Professor, Department of General Surgery, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

4- Radiation Oncologist, Department of Radiation-Oncology, Isfahan Milad Hospital, Isfahan, Iran

Corresponding Author: Keyvan Jabbari, Email: jabbari@med.mui.ac.ir