

تأثیر کنتراست‌زاهای تجویزی بر منحنی‌های توزیع دوز در طراحی درمان رادیوتراپی بر پایه سی‌تی‌اسکن

چکیده

دریافت: ۱۳۹۶/۰۶/۲۱ ویرایش: ۱۳۹۶/۰۶/۲۸ پذیرش: ۱۳۹۶/۱۱/۰۱ آنلاین: ۱۳۹۶/۱۱/۱۰

زمینه و هدف: در پرتودرمانی تطبیقی سه‌بعدی، تصاویر سی‌تی با کنتراست به‌منظور بهبود صحت تشخیصی بافت هدف نسبت به بافت‌های نرمال مورد توجه قرار گرفته است. کنتراست‌زاهای تجویزی در حین انجام شبیه‌سازی سی‌تی به‌علت افزایش موقت در عدد سی‌تی و چگالی الکترونی می‌تواند بر محاسبات پرتویی و منحنی‌های توزیع دوز در طراحی درمان رادیوتراپی مؤثر باشد. بنابراین، پژوهش کنونی با هدف تعیین تأثیر کنتراست‌زاهای تجویزی بر منحنی‌های توزیع دوز طراحی و اجرا شد.

روش بررسی: پژوهش کنونی از نوع کارآزمایی بالینی بود که از تیر ۱۳۹۴ تا شهریور ۱۳۹۵ در بیمارستان امام رضا (ع) شهر کرمانشاه انجام شد. ۱۰ بیمار مبتلا به سرطان‌های فیلد لگن، به روش نمونه‌گیری آسان و در دسترس، وارد مطالعه شدند. هر بیمار با پوزیشن و مختصات مشابه پیش و پس از تجویز ماده کنتراست‌زا، تحت سی‌تی‌اسکن قرار گرفت. تصاویر سی‌تی، به نرم‌افزار طراحی درمان (DOSIsoft®, Cachan, France) ISOgray® منتقل شد. تمام مراحل طراحی درمان روی تصاویر سی‌تی بدون کنتراست انجام شد و به‌دنبال آن بر تصاویر سی‌تی با کنتراست کمی گردید. محاسبات کمی در طراحی درمان از جمله اختلاف در چگالی الکترونی (ρ_e) پیش و پس از تجویز ماده کنتراست‌زا انجام شد.

یافته‌ها: پروستات (۱/۲۷٪)، مثانه (۰/۶۲ تا ۰/۷۹٪) و رکتوم (۰/۴۳ تا ۰/۵۶٪) بیشترین تغییرات را در میانگین افزایش ρ_e نشان دادند، با این وجود، منحنی‌های توزیع دوز پیش و پس از تجویز کنتراست در انرژی فوتونی ۱۸ MV اختلاف معناداری را نشان نداد.

نتیجه‌گیری: نتایج پژوهش نشان داد که اختلاف آماری معنادار در طراحی پرتودرمانی فیلد لگنی پیش و پس از تجویز مواد کنتراست برای اهداف و اندام‌های در معرض خطر وجود ندارد.

کلمات کلیدی: کنتراست‌زا، سی‌تی‌اسکن، رادیوتراپی، طراحی درمان.

ساحل حیدرحیدری^۱نگین فرشچیان^۲عباس حق‌پرست^{۱*}سید مسعود رضایی‌جو^۳

۱- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران.

۲- گروه رادیوتراپی-آنکولوژی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران.

۳- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.

* نویسنده مسئول: کرمانشاه، بلوار پرستار، دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک پزشکی.

تلفن: ۰۸۳-۳۴۲۷۴۶۱۹

E-mail: a.haghparsat@kums.ac.ir

مقدمه

درمان در پرتودرمانی به تصاویری از بافت هدف نیاز دارد که با توجه به آن‌ها بتوان حجم هدف و خطوط مرزی بافت سرطانی را تعیین کرد، به‌همین خاطر، استفاده از تصاویر مناسب جهت طراحی درمان در رادیوتراپی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است.^۱ امروزه استفاده از روش‌های تصویربرداری جدیدتر مانند تصاویر مقطع‌نگاری کامپیوتری (CT-Scan) و تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI) تا حدودی شرایط طراحی درمان را بهبود بخشیده است، اما هنوز هم

رادیوتراپی یا پرتودرمانی در حال حاضر یکی از مهم‌ترین و مؤثرترین روش‌های درمانی در بسیاری از بیماری‌هاست به‌نحوی‌که همپایه جراحی و شیمی‌درمانی در معالجه انواع سرطان مانند سرطان‌های ناحیه لگنی به‌کار گرفته می‌شود.^{۱-۳} یکی از مهم‌ترین پارامترها در پرتودرمانی، مشخص نمودن حجم هدف است و از آنجایی‌که طراحی

مقطع‌نگاری کامپیوتری وابسته است.^۹ پژوهش کنونی به منظور تعیین تأثیر کنتراست‌زاهای تجویزی بر منحنی‌های توزیع دوز (DVH) در طراحی پرتودرمانی، طراحی و اجرا شد.

روش بررسی

پژوهش کنونی از نوع کارآزمایی بالینی خود شاهد به صورت گذشته و آینده می‌باشد که طی آن تأثیر کنتراست‌زاهای تجویزی (خوراکی/وریدی) در حین انجام شبیه‌سازی سی‌تی‌اسکن بر محاسبات دوز پرتویی و از جمله منحنی دوز-حجم در مقایسه با سی‌تی‌اسکن بدون کنتراست در بیماران مبتلا به سرطان‌های رکتوم و پروستات مورد بررسی قرار گرفت. لازم به یادآوری است که این مطالعه، در کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی کرمانشاه مطرح شده و با شماره مجوز kums.rec.1394.12 به تصویب رسیده است. همچنین این پژوهش در مرکز ثبت کارآزمایی‌های بالینی کشور، تحت نظارت سازمان بهداشت جهانی با کد IRCT2015051922319N1 به ثبت رسیده است. در این پژوهش، اصول هلسینکی به طور کامل رعایت شد و از بیماران پیش از ورود به مطالعه، رضایت‌نامه آگاهانه دریافت گردید. ورود و خروج بیماران از طرح، اختیاری بود و عدم همکاری مشکلی در روند درمان آن‌ها ایجاد نمی‌کرد. به منظور ثبت داده‌های دموگرافیک و بالینی بیماران از چک‌لیست استفاده شد و تمامی داده‌ها، محرمانه مورد بررسی و نگهداری قرار گرفت.

جامعه پژوهش را تمامی بیماران مبتلا به سرطان‌های ناحیه لگنی مراجعه‌کننده به واحد رادیوتراپی-آنکولوژی مرکز آموزشی، درمانی امام رضا (ع) شهرستان کرمانشاه، تشکیل داد. نمونه‌گیری به روش آسان و در دسترس صورت پذیرفت. ابتلا به بیماری‌های خاص مانند بیماری زمینه‌ای کلیوی، دیابت، آسم، حساسیت غذایی-دارویی، سابقه حساسیت پیشین به مواد کنتراست‌زا (مواد حاجب)، همچنین مصرف برخی داروها مانند متفورمین، معیارهای خروج از مطالعه در نظر گرفته شد.

جهت انجام پژوهش، هر بیمار با پوزیشن و مختصات مشابه پیش و پس از تجویز ماده کنتراست‌زا، تحت سی‌تی‌اسکن قرار گرفت. ابتدا محلول خوراکی مگلو مین کامپاند (Gastrografin®)

مشکل عدم قطعیت در تعیین حجم بالینی هدف پا برجاست. با توجه به پیشرفت تکنولوژی پرتودرمانی و نیاز به افزایش دوز و گرادیان شدید دوز در اطراف حجم هدف، نیاز به طراحی درمان دقیق، محسوس‌تر شده است.^{۱۰} در پرتودرمانی مدرن، توزیع دوز به‌طور دقیقی توسط سیستم‌های بر پایه سی‌تی‌اسکن تخمین زده می‌شوند. سی‌تی‌اسکن در بردارنده داده‌هایی مانند واحد هانسفیلد بافت‌های متفاوت است که بسته به چگالی الکترونی مواد تشکیل‌دهنده بافت تغییر می‌کند، بنابراین می‌تواند نشان‌دهنده میزان تضعیف در برابر پرتو باشد.^{۱۱} سیستم‌های طراحی درمان سی‌تی‌محور (CT-based treatment planning systems) می‌توانند چگالی الکترونی نسبی بافت‌های ناهمگن بدن بیمار را با توجه به ارتباط بین ضرایب تضعیف خطی و مقادیر هانسفیلد سی‌تی‌تی به دست آورند.^{۱۲}

در بیشتر موارد درخواست‌های سی‌تی‌اسکن به صورت با تزریق ماده حاجب است که دارای ارزش تشخیصی چشمگیری به‌ویژه در بررسی تومورها، متاستازها، ضایعات عروقی و غیره می‌باشد. علت استفاده از مواد حاجب برای ایجاد افتراق بین بافت‌هایی است که چگالی نزدیک به هم دارند.^{۱۳} از آنجایی که مواد حاجب دارای ید هستند قابلیت تضعیف پرتوی ایکس توسط اعضای بدن را افزایش داده و در ایجاد افتراق بین بافت طبیعی و غیرطبیعی نقش عمده‌ای دارند.^{۱۴} روش‌های نوین تصویربرداری مانند سی‌تی‌اسکن با کنتراست، توانایی پزشکان و فیزیک‌پزشکان را در تشریح مکانی-فضایی تومور و آناتومی نرمال بیمار افزایش خواهد داد.^{۱۵} در پرتودرمانی تطبیقی سه‌بعدی، انجام سی‌تی‌اسکن با کنتراست توسط خوراندن و یا تزریق مواد کنتراست‌زا (مواد حاجب) به منظور بالا بردن درستی و دقت تشخیصی حجم و حدود مرزی بافت سرطانی نسبت به سایر بافت‌های اطراف مورد توجه قرار گرفته است. مواد حاجب داخل وریدی قدرت تشخیص بافت‌های نرمال از بدخیم را در تصاویر سی‌تی‌اسکن بهبود می‌بخشند.^{۱۶} از طرفی، بسیاری از متخصصین پرتودرمانی و فیزیک‌پزشکی بر این باورند که تجویز کنتراست‌های خوراکی/وریدی در حین انجام سی‌تی‌اسکن، در نهایت می‌تواند بر محاسبات دوز پرتویی در طراحی پرتودرمانی مؤثر باشد. تخمین تقریبی میزان خطای دوز محاسبه‌شده در طراحی درمان بیماران مراجعه‌کننده به بخش پرتودرمانی به سبب اختلاف در مقادیر واحد هانسفیلد است که خود به استفاده از پروتکل‌های مختلف

طراحی پرتودرمانی یک بار توسط سی‌تی‌اسکن معمولی و بار دیگر توسط سی‌تی‌اسکن با کنتراست به‌صورت یکسان انجام شد و در نهایت پس از طی مراحل انجام طراحی درمان، میانگین اختلاف چگالی الکترونی و DVH در دو شرایط سی‌تی‌اسکن نرمال و با کنتراست به‌دست آمد و با یکدیگر مقایسه گردید.

در سیستم طراحی درمان، داده‌های اولیه بر اساس تصاویر سی‌تی است، به‌طوری‌که در این تصاویر، بافت‌های مختلف بر اساس تفاوت در عدد سی‌تی (CT number) یا همان واحد هانسفیلد (Hounsfield unit, HU) از یکدیگر متمایز می‌شوند. لازم به یادآوری است که عدد سی‌تی وابسته به ویژگی‌های ماده تحت تابش از جمله چگالی آن و نیز نشان‌دهنده میزان تضعیف نسبی در هر جز حجمی می‌باشد.

$$HU = \frac{\mu_m - \mu_w}{\mu_w} \times 1000$$

μ_w : ضریب تضعیف خطی آب، μ_m : ضریب تضعیف خطی ماده تحت تابش
سیستم طراحی درمان مدل ISOgray شامل قسمت‌های سخت‌افزاری و نرم‌افزاری متفاوتی است. قسمت سخت‌افزاری آن شامل یک رایانه با توانایی پردازش گرافیکی می‌باشد و همچنین دستگاه‌های ورودی به‌منظور وارد کردن داده‌های دستگاه درمان و داده‌های بیمار و دستگاه‌های خروجی به‌منظور چاپ داده‌های طراحی درمان تشکیل شده است. قسمت نرم‌افزاری سیستم‌های طراحی درمان در برگیرنده داده‌های مربوط به الگوریتم محاسباتی دوز، تعدیل‌کننده‌های پرتویی، نحوه تصحیح اثر ناهمگنی‌ها، نمایش تصویر و نمودارهای دوز بر حسب حجم، بهینه‌سازی و محاسبات خروجی دستگاه شتاب‌دهنده (MU) و نیز مدل‌های بیولوژیکی است.

نرم‌افزار طراحی درمان DOSisoft ISOgray، نسخه 4.1.3.23 L محصول ۲۰۱۲ کشور فرانسه است که دارای مجوز CE اروپا، FDA آمریکا و ISO 9001 و ISO 13485 نیز می‌باشد. تصاویر سی‌تی‌اسکن (CT)، تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI) و مقطع‌نگاری نشر پوزیترون (PET) با فرمت DICOM-3RT را می‌توان به این نرم‌افزار وارد نمود.

الگوریتم‌های محاسبه دوز یکی از مهم‌ترین مبانی یک نرم‌افزار طراحی درمان محسوب می‌شود که در این نرم‌افزار شامل دو مدل Point Kernel و Clarkson می‌باشد. در مدل Point Kernel سه الگوریتم وجود دارد که شامل Collapse cone، Super-position و convolution می‌باشد.

Bracco Diagnostics, Princeton, NJ, USA) به مقدار یک تا دو ویال ۲۰ ml با غلظت ۳۷۰ میلی‌گرم ید در هر میلی‌لیتر، در آب معدنی ۱/۵ لیتری حل و به چهار قسمت تقسیم شد که بیمار هر نیم ساعت یک‌چهارم محلول را میل نمود و قسمت آخر آن پیش از اسکن به بیمار داده شد، سپس برای بیماران تا وزن ۸۰ kg، ۱/۲ ml یدیکسانول (Visipaque™, GE Healthcare Ltd., Piscataway, NJ, USA) به ازای هر کیلوگرم وزن بیمار و برای بیماران با وزن بالای ۸۰ kg در نهایت ۱۰۰ ml یدیکسانول به‌عنوان ماده کنتراست وریدی که به‌صورت ویال ۵۰ ml با غلظت ۳۲۰ میلی‌گرم ید در هر میلی‌لیتر می‌باشد، داخل انژکتور اتوماتیک وارد شد و تزریق صورت گرفت. ۶۵ ثانیه پس از تجویز کنتراست وریدی تصاویر سی‌تی تهیه شد. سی‌تی‌اسکن از ناحیه شکم لگن بیماران تحت شرایط زیر انجام پذیرفت:

ولتاژ تیوب: ۱۲۰ KV، جریان تیوب: ۳۰۰-۲۵۰ mAs، اندازه پیکسل تصویر: ۵۱۲×۵۱۲، فاصله بین دو ضخامت اسلایس: ۵-۴ mm.
دستگاه سی‌تی‌اسکن مورد استفاده در این مطالعه، مدل Toshiba Aquilion 16 محصول ۲۰۰۵ کشور ژاپن است که دارای مجوز CE اروپا و FDA آمریکا نیز می‌باشد. این دستگاه از نوع Multislice Helical می‌باشد که توانایی ثبت ۱۶ اسلایس به‌طور همزمان را دارد.
در نخستین مرحله از مجموعه مراحل طراحی درمان، به‌منظور مشخص نمودن محل و حجم تومور (GTV)، ارگان‌های در معرض خطر (OARs)، فیله‌های تابشی و در نهایت دزیمتری در نرم‌افزار طراحی درمان، لازم به انجام سی‌تی‌اسکن از بیماران است اما پیش از آن تعیین یک نقطه معین و دلخواه به‌عنوان نقطه مرجع بر روی بدن بیمار لازم است تا در تمام مراحل طراحی درمان و نیز دزیمتری، موقعیت سایر اندام‌ها با توجه به این نقطه مرجع مشخص گردد.
بدین‌منظور در اطراف ناف و روی سطح پوست بیمار مارکری سیمی به‌شکل + کار گذاشته شد و سپس سی‌تی‌اسکن از ناحیه شکم لگن از بیماران تحت مطالعه به‌صورت پیش و پس از تجویز ماده کنتراست‌زا (با شرایط و پوزیشن یکسان)، تهیه گردید. تصاویر سی‌تی به‌دست‌آمده بر روی CD کپی شده و این CD در سیستم طراحی درمان ISOgray® (software (DOSisoft®, Cachan, France) Decode گردید. به این ترتیب داده‌های حاصل از تصاویر سی‌تی، به سیستم طراحی درمان وارد شده و بازسازی تصاویر در آن به‌صورت سه‌بعدی انجام پذیرفت. سپس

جدول ۱: مشخصات فردی و بالینی بیماران همراه با نوع ماده حاجب تجویزی

مشخصات بیمار	تعداد	درصد
محل تومور	۵	۵۰
مرحله تومور		
T1 ^۱	۱	۱۰
T2 ^۲	۱	۱۰
T3 ^۳	۳	۳۰
T4 ^۴	۰	۰
گره لنفی		
منفی	۲	۲۰
مثبت	۳	۳۰
جنسیت		
مرد	۵	۵۰
زن	۰	۰
ماده حاجب تجویزی		
وریدی	۵	۵۰
خوراکی-وریدی	۰	۰
محل تومور		
پروستات	۵	۵۰
مرحله تومور		
T1 ^۵	۱	۱۰
T2 ^۶	۱	۱۰
T3 ^۷	۳	۳۰
T4 ^۸	۰	۱۰
گره لنفی		
منفی	۵	۵۰
مثبت	۰	۰
جنسیت		
مرد	۵	۵۰
زن	۰	۰
ماده حاجب تجویزی		
وریدی	۰	۰
خوراکی-وریدی	۵	۵۰

۱: تومور فقط در لایه اول یا دوم دیواره رکتوم وجود دارد (بدون درگیری گره لنفاوی)، ۲: تومور به عمق بیشتری نفوذ کرده است (بدون درگیری گره لنفاوی)، ۳: درگیری گره‌های لنفاوی (صرف‌نظر از عمق نفوذ تومور)، ۴: درگیری نواحی دیگری از بدن (خارج از ناحیه رکتوم)، ۵ و ۶: تومور موضعی (لوکالیزه)، ۷: تومور پیشرفته (لوکالیزه)، ۸: تومور پیشرفته (متاستاتیک)

در نمودار ۲، مقادیر دوز بر حسب حجم مثانه به صورت منحنی دوز-حجم (DVH)، در انرژی فوتونی ۱۸ MV، پیش و پس از تجویز

در پایان، داده‌ها وارد SPSS software, version 16 (IBM SPSS, Armonk, NY, USA) شد و برای توصیف آن‌ها از جداول توزیع فراوانی به صورت تعداد، درصد و شاخص‌های عددی از جمله میانگین و انحراف معیار استفاده شد. سپس داده‌ها با استفاده از آزمون آماری استنباطی تی زوجی (Paired sample t-test) پس از بررسی توزیع نرمال داده‌ها توسط Kolmogorov-Smirnov test، در سطح معناداری $P < 0/05$ ، مورد تجزیه تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها

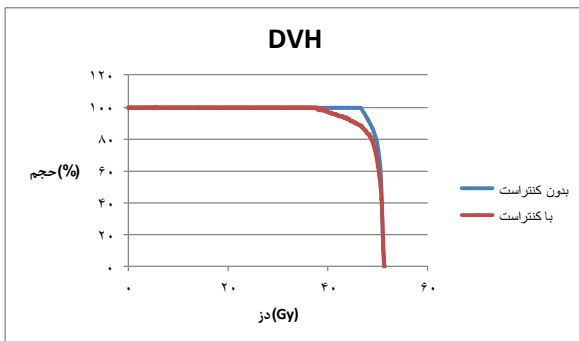
در مجموع، ۱۰ بیمار غیرمتاستاتیک مبتلا به سرطان‌های ناحیه لگنی با میانگین سنی $59/00 \pm 14/14$ مورد بررسی قرار گرفت. پنج بیمار مبتلا به سرطان پروستات و پنج بیمار نیز مبتلا به سرطان رکتوم بود. مشخصات دموگرافیک و بالینی بیماران به همراه نوع ماده حاجب تجویزی در جدول ۱ خلاصه شده است.

میزان تغییرات چگالی الکترونی (pe) حجم هدف (PTV) و ارگان‌های در معرض خطر (OARs) پس از تجویز ماده کنتراست‌زا در بیماران مبتلا به سرطان‌های رکتوم و پروستات در مقایسه با حالت پایه (پیش از تجویز ماده کنتراست‌زا) بررسی شد. محدوده افزایش در چگالی نسبی الکترونی در فیلد رکتوم $0/006$ تا $0/004$ و برای فیلد پروستات $0/008$ تا $0/013$ بود. در هر دو فیلد درمانی، به ترتیب پروستات ($1/27\%$)، مثانه ($0/62\%$ تا $0/79\%$) و رکتوم ($0/43\%$ تا $0/56\%$) بیشترین تغییرات را در میانگین افزایش pe نشان دادند.

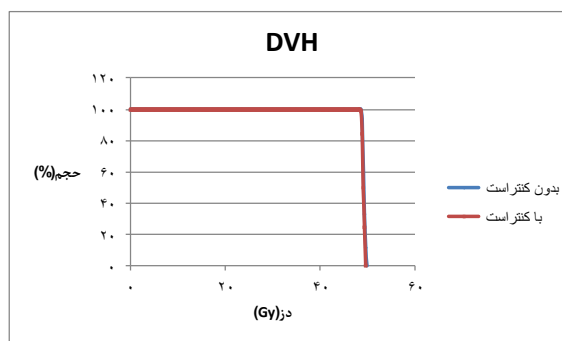
بر اساس نتایج حاصله، آزمون آماری تی زوجی نشان داد که بین چگالی نسبی الکترونی حجم هدف (PTV) و ارگان‌های در معرض خطر (OARs) با تجویز ماده کنتراست‌زا در بیماران مبتلا به سرطان‌های رکتوم و پروستات، ارتباط آماری و بالینی معناداری وجود ندارد ($P > 0/05$).

نتایج محاسبات دوز پرتویی بر حسب حجم ناحیه درمان که به صورت منحنی دوز-حجم (DVH) توسط سیستم طراحی درمان نمایش داده می‌شود، در نمودارهای ۱ تا ۳ برای فیلد درمانی رکتوم و در نمودارهای ۴ تا ۶ برای فیلد درمانی پروستات آورده شده است.

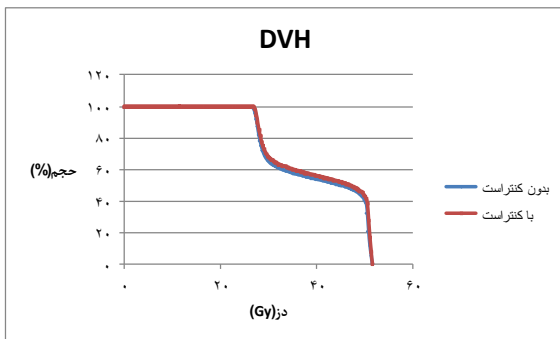
در نمودار ۱، مقادیر دوز بر حسب حجم رکتوم (هدف درمان) به صورت منحنی دوز-حجم (DVH)، در انرژی فوتونی ۱۸ MV، پیش و پس از تجویز ماده کنتراست با یکدیگر مقایسه شده است.



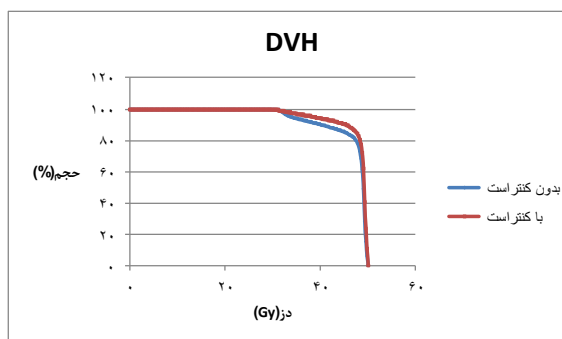
نمودار ۴: منحنی DVH پروستات (هدف درمان) در انرژی فوتونی ۱۸ MV (فیلد درمانی پروستات)



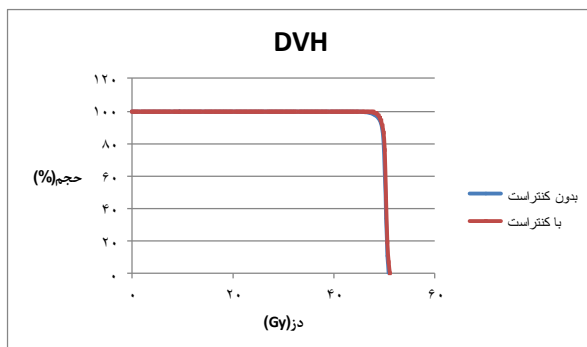
نمودار ۱: منحنی DVH رکتوم (هدف درمان) در انرژی فوتونی ۱۸ MV (فیلد درمانی رکتوم)



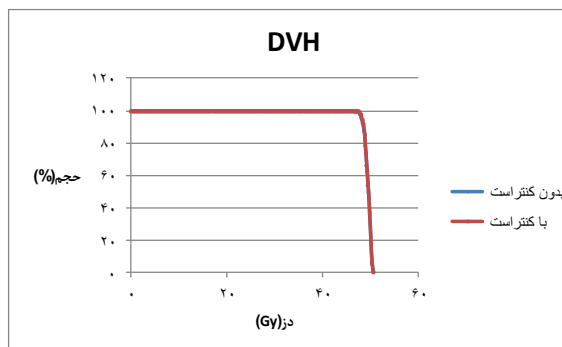
نمودار ۵: منحنی DVH مثانه در انرژی فوتونی ۱۸ MV (فیلد درمانی پروستات)



نمودار ۲: منحنی DVH مثانه در انرژی فوتونی ۱۸ MV (فیلد درمانی رکتوم)



نمودار ۶: منحنی DVH رکتوم در انرژی فوتونی ۱۸ MV (فیلد درمانی پروستات)



نمودار ۳: منحنی DVH گره لنفی در انرژی فوتونی ۱۸ MV (فیلد درمانی رکتوم)

مواد کنتراست‌زا در نتیجه حضور جریان خون در نزدیکی نواحی گفته‌شده رخ داده است. مواد کنتراست‌زا می‌توانند چگالی را تغییر دهند در نتیجه عمق فیزیکی (معادل) متفاوت از عمق هندسی خواهد شد. هر چه اختلاف عمق معادل بیشتر باشد بیانگر تغییر چگالی بیشتر بین حالات پیش و پس از تجویز کنتراست است که خود می‌تواند بر MU و توزیع دوز پرتویی اثرگذار باشد.^{۱۳}

نتایج محاسبات دوز بر حسب حجم، به صورت منحنی DVH، پیش و پس از تجویز کنتراست در انرژی فوتونی ۱۸ MV برای فیلدهای درمانی رکتوم و پروستات اختلاف معناداری را نشان نداد. با توجه به نتایج پژوهش می‌توان بیان داشت که تصاویر سی‌تی با کنتراست (CECT) جهت شبیه‌سازی سی‌تی‌اسکن کفایت می‌کند و نیازی به انجام سی‌تی بدون کنتراست به‌طور همزمان نمی‌باشد که این امر گامی مهم در جهت کاهش پرتوگیری بیمار و حفاظت هر چه بیشتر آن‌ها براساس اصل As low as reasonably achievable (ALARA) در علم حفاظت پرتویی محسوب می‌شود.

نتایج پژوهش نشان داد که اختلاف بالینی معناداری در طراحی پرتودرمانی فیلد لگنی پیش و پس از تجویز مواد کنتراست برای اهداف و اندام‌های در معرض خطر وجود ندارد. پیشنهاد می‌شود که هر واحد رادیوتراپی-آنکولوژی بر اساس محل تومور، نوع بافت و پروسه تجویز مواد حاجب، تأثیر کنتراست‌زاهای تجویزی را بر محاسبات دوز پرتویی و از جمله منحنی DVH که به‌منظور بررسی درستی طراحی درمان کاربرد دارد، ارزیابی کند.

سپاسگزاری: این مقاله حاصل پایان‌نامه با عنوان "بررسی تأثیر کنتراست‌زاهای تجویزی بر محاسبه دوز در طراحی درمان رادیوتراپی بر پایه سی‌تی‌اسکن" در سال ۱۳۹۴ و کد ۹۴۱۴۹ در مقطع کارشناسی ارشد می‌باشد که با همکاری واحد رادیوتراپی-آنکولوژی مرکز آموزشی درمانی امام رضا (ع) و حمایت معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه انجام شد.

کنتراست با یکدیگر مقایسه شده است. در نمودار ۳، مقادیر دوز بر حسب حجم گره لنفی (DVH)، در انرژی فوتونی ۱۸ MV، پیش و پس از تجویز کنتراست با یکدیگر مقایسه شدند.

در نمودار ۴، مقادیر دوز بر حسب حجم پروستات (هدف درمان) به صورت منحنی دوز-حجم (DVH)، در انرژی فوتونی ۱۸ MV، پیش و پس از تجویز کنتراست با یکدیگر مقایسه شدند.

در نمودار ۵، مقادیر دوز بر حسب حجم مثانه به صورت منحنی دوز-حجم (DVH)، در انرژی فوتونی ۱۸ MV، پیش و پس از تجویز کنتراست با یکدیگر مقایسه شدند.

در نمودار ۶، مقادیر دوز بر حسب حجم رکتوم به صورت منحنی دوز-حجم (DVH)، در انرژی فوتونی ۱۸ MV، پیش و پس از تجویز کنتراست با یکدیگر مقایسه شدند.

بحث

پژوهش کنونی با هدف تعیین تأثیر کنتراست‌زاهای تجویزی در سی‌تی‌اسکن بر محاسبه دوز پرتویی در طراحی پرتودرمانی فیلدهای لگنی طراحی و اجرا شد. یافته‌های این پژوهش تأییدی است بر ارتباط مورد انتظار از افزایش تضعیف پرتویی، مقادیر HU و pe با افزایش میزان چگالی بافت به دلیل تجویز مواد کنتراست‌زا. از آنجاکه تصاویر سی‌تی با کنتراست، HU و pe بالاتری دارند، میزان تضعیف پرتو فوتون ۱۸ MV بیش از آنچه بر اساس تصاویر سی‌تی بدون کنتراست می‌باشد، محاسبه شد. مطالعات مشابه نیز نشان داد که با تجویز مواد کنتراست‌زای یددار، با عدد اتمی بالا، به سبب افزایش تضعیف پرتویی، مقادیر HU و pe نیز افزایش می‌یابد.^{۱۰-۱۲} براساس نتایج پژوهش، در هر دو فیلد درمانی رکتوم و پروستات، بیشترین تغییرات در میانگین افزایش pe در پروستات و سپس در مثانه و رکتوم مشاهده شد که این امر به احتمال به‌علت تجمع و غلظت بالای

References

1. Calabrese EJ, Dhawan G, Kapoor R. Use of X-rays to treat shoulder tendonitis/bursitis: a historical assessment. *Arch Toxicol* 2014;88(8):1503-17.
2. Aghili M, Babaei M, Azmoodeh Ardalan F, Farhan F, Hadad P, Ganjalikhani M. Neoadjuvant chemoradiation with capecitabine and celecoxib in stage II and III rectal adenocarcinoma. *Tehran Univ Med J* 2010;68(7):391-7.
3. Haddad P, Karimimoghaddam Zh, Farhan F, Esfahani M, Afkhami M, Amouzegar-Hashemi F. Delivered dose to scrotum in rectal cancer

- radiotherapy by thermoluminescence dosimetry comparing to dose calculated by planning software. *Tehran Univ Med J* 2014;71(11):707-12.
4. Puri DR, Chou W, Lee N. Intensity modulated radiation therapy in head and neck cancers: dosimetric advantages and update of clinical results. *Am J Clin Oncol* 2005;28(4):415-23.
 5. Goitein M. Radiation Oncology: A physicist's eye view. New York: Springer Science; 2008.
 6. Yabsantia S, Tangbooungjit C, Tannanonta C. The effect of contrast agents on dose calculation in conformal radiotherapy planning. *JTSTRO* 2012;16(2):23-7.
 7. Kim HJ, Chang AR, Park YK, Ye SJ1. Dosimetric effect of CT contrast agent in CyberKnife treatment plans. *Radiat Oncol* 2013;8:244.
 8. Izadi J. The principles and techniques of spiral and multi-slice CT scan. Tehran: Nour-e-Dansh; 2012. [Persian]
 9. Thomas SJ. Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning. *Br J Radiol* 1999;72(860):781-6.
 10. Rankine AW, Lanzon PJ, Spry NA. Effect of contrast media on megavoltage photon beam dosimetry. *Med Dosim* 2008;33(3):169-74.
 11. Liu AJ, Vora N, Suh S, Liu A, Schultheiss TE, Wong JY. Effect of CT contrast on volumetric arc therapy planning (RapidArc and helical tomotherapy) for head and neck cancer. *Med Dosim* 2015;40(1):32-6.
 12. Wertz H, Jäkel O. Influence of iodine contrast agent on the range of ion beams for radiotherapy. *Med Phys* 2004;31(4):767-73.
 13. Heydarheydari S, Farshchian N, Haghparast A. Influence of the contrast agents on treatment planning dose calculations of prostate and rectal cancers. *Rep Pract Oncol Radiother* 2016;21(5):441-6.

Influence of the contrast agents on dose-volume histograms in radiotherapy treatment planning based on CT-scan

Sahel Heydarheydari Ph.D.
Student¹
Negin Farshchian M.D.²
Abbas Haghparast Ph.D.^{1*}
Seyed Masoud Rezaeijo Ph.D.
Student³

1- Department of Medical Physics,
Faculty of Medicine, Kermanshah
University of Medical Sciences,
Kermanshah, Iran.

2- Department of Radiation Oncology,
Faculty of Medicine, Kermanshah
University of Medical Sciences,
Kermanshah, Iran.

3- Department of Medical Physics,
Faculty of Medical Sciences, Tarbiat
Modares University, Tehran,
Iran.

* Corresponding author: Department of
Medical Physics, Faculty of Medicine,
Kermanshah University of Medical
Sciences, Parastar Blvd., Kermanshah,
Iran.
Tel: +98 83 34274619
E-mail: a.haghparast@kums.ac.ir

Abstract

Received: 12 Sep. 2017 Revised: 19 Sep. 2017 Accepted: 21 Jan. 2018 Available online: 30 Jan. 2018

Background: In three-dimensional conformal radiation therapy (3D-CRT), contrast-enhanced CT (CECT) image is commonly used to assist radiation oncologists in diagnosing regions of interest, so that normal and target tissues can be better delineated. CECT causes the temporary increase in the CT number and the corresponding electron density (ρ_e). Administrated contrast agents (CA) during CT simulation and altering the ρ_e of structures can be effective on radiation calculations and dose-volume histograms (DVH_s) in radiotherapy treatment planning. Therefore, present study was designed and performed to determine the influence of the administrated CA on DVH_s.

Methods: Current study performed as a self-controlled clinical trial study with before/after method at Imam Reza Hospital, Kermanshah City, during the period from June 2015 till August 2016. Ten patients with pelvic cancer included in this study through simple sampling. Cases with prior reactions to CA, diabetes, renal diseases, and asthma were excluded. Two sets of CT-scans were taken for each patient in the same position and coordinates. Primary study sets contained pre-contrast images and secondary study sets were performed post-contrast. Both sets of CT images were transferred to the treatment planning system (ISOgray® software, Version 4.1.3.23 L, DOSIsoft®, Cachan, France). All treatment plans were generated on pre-contrast and subsequently copied to the post-contrast CT. Quantitative calculations were performed in treatment planning including the difference in ρ_e before and after CA administration.

Results: The prostate (1.27%), the bladder (0.62-0.79%) and the rectum (0.43-0.56%) showed the largest changes in average ρ_e increase. The results confirm the expected relationship of increasing attenuation, CT number, and ρ_e with increased tissue density due to the CA. However, the DVH_s showed insignificant difference between pre-and post-contrast CTs for 18 MV photon beam.

Conclusion: The results showed statistical insignificant difference between with and without CA CTs treatment plan in pelvic field for targets and OARs. These results may serve as a reference to justify the use of CECT data sets for 3D-CRT planning of pelvic region cancers using DosiSoft ISOgray system.

Keywords: contrast agent, CT-scan, radiotherapy, treatment planning.