مجله دانشکده پزشکی اصفهان
سال سی و چهارم/شماره‌ی ۳۹۳/هفته‌ی اول مهر ماه ۱۳۹۵

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۳/۱۵
تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۵/۳

ارزیابی میزان خطای محاسبه‌ی دز نرم‌افزار طراحی درمان با استفاده از فانتوم جامد Anthropomorphic

ویدا رضایی[۱]، داریوش شهبازی گهرویی[۲]، شهرام منادی[۳]، محسن صائب[۴]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: دریافت دز صحیح بیمار، نقش مهمی در نتیجه‌ی پرتودرمانی دارد. برای دستیابی به این هدف، از شیوه‌نامه‌ی TECDOC1583 استفاده شده است. هدف از انجام این مطالعه، ارزیابی مراحل مختلف طراحی درمان جهت محاسبه‌ی دز دقیق دریافتی بیمار و تطبیق آن با نتایج واقعی بود.

روش‌ها: در این مطالعه، توزیع دز برای پرتوهای تک میدانی، چند میدانی و چند میدانی پیچیده با استفاده از محاسبات نرم‌افزار طراحی درمان TiGRT انجام گرفت و نتایج اندازه‌گیری شده از فانتوم ناهمگن (Anthropomorphic) در مراحل مختلف با هم مقایسه شد.

یافته‌ها: بر اساس شیوه‌نامه‌ی TECDOC1583، همه‌ی نتایج به دست آمده مورد قبول واقع شد، اما در مرحله‌ی پنجم آزمون، درصد خطا در ریه، ۴/۳ درصد با اختلاف ۰/۳ درصد بود. در مرحله‌ی ششم آزمون، درصد خطا در بافت نرم ۵/۷ درصد و اختلاف آن ۲/۷ درصد بود.

نتیجه‌گیری: به دلیل تراکم الکترونی پایین در بافت ریه، خطای نرم‌افزار بیشتر بود و در نتیجه، طراحی درمان آن احتیاج به دقت بیشتری داشت. با توجه به یافته‌های این مطالعه، درک و فهم کاربران از ویژگی‌های عملی و نیز محدودیت‌های Treatment planning software (TPS) اهمیت ویژه‌ای دارد. در این حالت، چون نمی‌توان به نرم‌افزار اعتماد کرد، پس باید اطلاعات در راه‌اندازی دستگاه دوباره ارزیابی شود و مقادیر دزهای محاسباتی و اندازه‌گیری شده مقایسه گردند تا کاستی‌های الگوریتم و نیز در صورت امکان آزمون‌های مورد قبول برای دستگاه شتاب دهنده، مورد بازبینی قرار گیرند.

واژگان کلیدی: نرم‌افزار طراحی درمان، TiGRT، Treatment planning software، محاسبه‌ی دز، Anthropomorphic

ارجاع: رضایی ویدا، شهبازی گهرویی داریوش، منادی شهرام، صائب محسن. **ارزیابی میزان خطای محاسبه‌ی دز نرم‌افزار طراحی درمان با استفاده از فانتوم جامد Anthropomorphic**. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۵؛ ۳۴ (۳۹۲): ۹۱۳-۹۰۸

مقدمه

در قرن حاضر، سرطان یکی از عوامل اصلی مرگ و میر در جوامع صنعتی و پیشرفته می‌باشد (۱). در میان روش‌های شناخته شده برای درمان سرطان، پرتودرمانی از جایگاه مهمی برخوردار است (۱). در این روش، دزیمتری پرتوها بسیار حایز اهمیت است؛ چرا که نتیجه‌ی موفقیت آمیز مستلزم تابش دقیق دز به حجم سرطانی در بافت است (۳-۲). اعتقاد بر این است که ۱۵-۱۰ درصد کاهش در دز دریافتی، باعث کاهش شانس درمان به میزان ۳-۲ برابر می‌شود (٤). کمیسیون بین‌المللی واحدها و اندازه‌گیری پرتو (ICRU یا International commission on radiological units)، دقتی برابر با ۵ ± درصد را در تابش دز در پرتودرمانی توصیه کرده است (۷-۵). در همین راستا، محاسبه‌ی دز دقیق دریافتی در محیط سه بعدی و تطبیق آن با نتایج واقعی و ارزیابی دقت طراحی درمان مبتنی بر محاسبه، از مسایل مطرح در پرتودرمانی بوده است (٦).

استفاده‌ی وسیع از نرم‌افزار طراحی درمان، کاربر را وادار به استفاده از تضمین کیفیت (QA یا Quality assurance) نرم‌افزار می‌کند (۸). دقت محاسبه‌ی دز و برنامه‌ی تضمین کیفیت دقیق به منظور اطمینان از دریافت دز کافی به تومور و دریافت حداقل دز به وسیله‌ی بافت‌های حساس می‌باشد (۹). در این مطالعه، برای بررسی بهتر از شیوه‌نامه‌ی TECDOC1583 و فانتوم ناهمگن مشابه Anthropomorphic

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
۲- استاد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
۳- کارشناسی ارشد، بخش رادیوتراپی، بیمارستان سیدالشهدا (ع)، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
۴- دانشجوی دکتری، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
نویسنده‌ی مسؤول: داریوش شهبازی گهرویی
Email: shahbazi@med.mui.ac.ir

استفاده شد (۱). نرم‌افزار طراحی درمان استفاده شده TiGRT (ساخت شرکت Linatech، آمریکا) بود.

یکی دیگر از جنبه‌های مهم راه‌اندازی یک نرم‌افزار طراحی درمان، تأیید الگوریتم آن از نقطه نظر صحت، دقت، محدودیت ها و نکات خاص آن است. هدف از این تحقیق، بررسی صحت و دقت نرم افزار طراحی درمان TiGRT با محاسبه‌ی دز از طریق Treatment planning software (TPS) و مقایسه‌ی آن با اندازه‌گیری در مراحل متفاوت می‌باشد (۱۱-۱۰). از اهداف شیوه‌نامه برای روش های معمولی پرتودرمانی، این است که طراحی درمان منجر به نتایج با دقت کافی باشد و در نهایت، محاسبه‌ی میزان خطای نرم‌افزار با مقادیر اندازه‌گیری شده به دست آمده و بر اساس این مقادیر خطا، راه‌کارهایی برای اهداف درمانی بهتر ارایه گردد.

روش‌ها

از دستگاه شتاب دهنده با انرژی ٦ MV استفاده شد. برای مقایسه‌ی نتایج محاسبه‌ی دز و مقادیر اندازه‌گیری، از فانتوم ناهمگن Anthropomorphic استفاده گردید. دلیل استفاده از این فانتوم، این بود که ساختار بافت های بدن انسان ناهمگن است. این فانتوم بیضوی شکل و نشان دهنده‌ی یک نیم‌تنه‌ی انسانی با چگالی و ساختار دو بعدی بود. طول، عرض و ضخامت این فانتوم به ترتیب ۳۰، ۳۰ و ۲۰ سانتی‌متر بود. این فانتوم شامل مواد با خاصیت مشابه ریه، آب و استخوان بود. فانتوم شامل ۱۰ حفره‌ی استوانه‌ای بود که برای جای‌گذاری دزیمتر از اتاقک یونیزاسیون نوع فارمر طراحی شده بود.

دزیمتر از نوع Physikalisch-Technische Werkstätten (PTW) و با حجم ۰/٦ سی‌سی (ساخت شرکت PTW-Freiburg، آلمان) بود. مقادیر دز توسط الکترومتر خوانده و بر اساس شیوه‌نامه‌ی TRS398، به دز تبدیل شد. برای ساخت فانتوم، از ورقه‌های اکریلیک شفاف (Plexiglas) استفاده شد. ماده‌ی معادل بافت ریه، چوب پنبه (Cork) و ماده‌ی معادل دنده‌ها تفلون بود. در این فانتوم جامد، از اکریلیک شفاف به جای استخوان استرنوم استفاده شد. شرایط آزمون‌ها و انتخاب نقاط اندازه گیری، با هندسه ی فانتوم انتخاب شده معادل و تنظیم شد و نیز برای ارزیابی درصد خطا، از فرمول زیر استفاده گردید:

$$\text{Error (\%)} = 100 \times (\text{Dcal-Dmeas})/\text{Dmeas}$$

که در آن Dmeas، مرجعی برای ارزش دز اندازه گیری شده در نقطه‌ی مرجع و Dcal دز محاسبه شده می‌باشد.

ابتدا از فانتوم یک تصویر CT-scan (Computed tomography) برای نرم‌افزار طراحی درمان تهیه شد؛ به گونه‌ای که سه نشانگر بر روی آن مشخص بود. سپس، آزمون در نرم‌افزار طراحی درمان مورد نظر اجرا شد و دز محاسبه شده به دست آمد. همین آزمون، به صورت عملی توسط دستگاه شتاب دهنده‌ی خطی زیمنس (ساخت کشور آلمان) و وسایل جانبی (وج، شیلد) بر روی فانتوم Anthropomorphic مورد استفاده، اجرا و مقدار دز اندازه‌گیری شد. شمای فانتوم مورد استفاده در شکل ۱ آمده است. موارد آزمون که در مرکز رادیوتراپی توحید تهران انجام شد، به شرح زیر است:

شکل ۱. شمای فانتوم مورد استفاده. حفره‌های ۱، ۲، ۳، ۴ و ۵ برای بافت نرم و ۶، ۷، ۸ و ۹ برای بافت ریه و ۱۰ برای نخاع می‌باشد.

آزمایش برای شرایط مرجع بر اساس داده‌های CT-scan. هدف بررسی، محاسبه‌ی دز در نقاط ۳ (نقطه‌ی مرجع)، ۹ و ۱۰ بود. ابعاد میدان مرجع ۱۰ × ۱۰ سانتی‌متر مربع با زاویه‌ی گانتری و کولیماتور صفر درجه و Source to surface distance (SSD) ۱۰۰ سانتی‌متر بود. دستورالعمل انجام کار بر اساس شیوه‌نامه‌ی TECDOC1583 بود که در آن، انجام دستی محاسبه‌ی Monitor unit/time (MU/time) و مقایسه‌ی نتیجه با مقدار محاسبه‌ی MU/time از TPS مورد نظر انجام شد.

میدان‌های مورب: هدف از آزمون میدان‌های مورب، انجام محاسبات در صورت عدم وجود برای میدان مماسی و پراکنده بود. برای این منظور، از SSD ۹۷ سانتی‌متر، اندازه‌ی میدان ۱۰ × ۱۵ سانتی‌متر مربع، زاویه‌ی گانتری ۹۰ درجه و کولیماتور صفر درجه استفاده گردید. البته برای چرخش کولیماتور به جهت وج دقت نموده و محاسبات در حفره‌ی ۱ که نقطه‌ی مرجع است، انجام شد.

شیلد کردن بخش قابل توجهی از میدان: هدف از این اقدام، بررسی محاسبات برای میدان بلوک شده است که از SSD ۱۰۰ سانتی‌متر، اندازه‌ی میدان ١٤ × ١٤ سانتی‌مترمربع، زاویه‌ی گانتری صفر درجه و کولیماتور ٤٥ درجه استفاده گردید. اندازه‌ی میدان بالا با استفاده از شیلد سربی به اندازه‌ی میدان ۱۰ × ۱۰ سانتی‌مترمربع کاهش داده شد. نقطه‌ی اندازه‌گیری و مرجع حفره‌ی ۳ بود.

استفاده از فیلد چهار میدانی عمود بر هم: هدف از این آزمون، بررسی محاسبات دز انتقالی تک پرتوی و دز کلی برای چهار میدانی بود. زاویه‌ی کولیماتور برای چهار میدان مورد نظر صفر درجه، در ابتدا میدان قدامی با زاویه‌ی گانتری صفر درجه و ابعاد میدان ۱۰ × ۱۵ سانتی‌متر مربع برای تابش‌دهی انتخاب گردید. در مرحله‌ی بعدی، میدان خلفی

با زاویه‌ی گانتری ۱۸۰ درجه و ابعاد میدان ۱۰ × ۱۵ سانتی‌مترمربع و در گام بعدی، زاویه‌ی گانتری ۲۷۰ درجه و ابعاد میدان ۸ × ۱۵ سانتی‌متر مربع و در نهایت زاویه‌ی گانتری ۹۰ درجه و ابعاد میدان ۸ × ۱۵ سانتی‌متر مربع استفاده گردید. نقطه‌ی مرجع حفره‌ی ۵ و نقاط اندازه‌گیری، حفره‌های ۵، ٦ و ۱۰ بودند.

استفاده از میدان شیلد شده‌ی دلخواه: این آزمون برای بررسی عملکرد شیلد کردن دلخواه مسیر تابش پرتو و همچنین، محاسبات با ناهمگنی ریه انجام شد. در این روش، از شیلد برای جلوگیری از ورود پرتو استفاده شد. اندازه‌ی میدان با توجه به شیلد مورد نظر تعیین گردید و زاویه‌ی گانتری صفر درجه و کولیماتور ٤٥ درجه بود. نقطه‌ی مرجع، حفره‌ی ۲ و نقاط اندازه‌گیری، حفره‌های ۲ و ۷ بودند.

برخورد مورب با میدان نامنظم و شیلد کردن مرکز میدان: هدف از این روش، بررسی محاسبات دز برای میدان نامنظم با شیلد کردن مرکز میدان است. ایزوسنتر در مرکز حفره‌ی ۵ قرار داشت و نقطه‌ی مرجع، حفره‌ی ۳ و نقاط اندازه‌گیری حفره‌های ۳، ۷ و ۱۰ بودند. از یک میدان با ابعاد ۲۰ × ۱۰ سانتی‌مترمربع با زاویه‌ی گانتری ٤٥ درجه و کولیماتور ۹۰ درجه استفاده شد.

استفاده از میدان سه پرتوی، وج و کولیماسیون نامتقارن: هدف، بررسی محاسبه با میدان جفت وج و کولیماسیون نامتقارن بود. زاویه‌ی کولیماتور وابسته به ایزوسنتر وج تنظیم شد. ایزوسنتر در حفره‌ی ۳ قرار گرفت. نقطه‌ی مرجع و اندازه‌گیری، حفره‌ی ۵ بود. در ابتدا، زاویه‌ی گانتری و کولیماتور به میزان صفر درجه و ابعاد میدان برابر ۱۲ × ۱۰ سانتی‌متر مربع انتخاب گردید و در گام بعدی، زاویه‌ی گانتری ۹۰ درجه و کولیماتور وابسته به جهت وج و ابعاد میدان ٦ × ۱۰ سانتی‌مترمربع (نامتقارن) قرار گرفت و در نهایت، زاویه‌ی گانتری ۲۷۰ درجه و زاویه‌ی کولیماتور وابسته به جهت وج و ابعاد میدان ٦ × ۱۰ سانتی‌متر مربع (نامتقارن) مورد ارزیابی قرار گرفت.

استفاده از پرتو غیر هم‌سطح با تخت و چرخش کولیماتور: هدف از این روش، بررسی محاسبات مقدار دز با در نظر گرفتن چرخش تخت و کولیماتور در ایزوسنتر، نقطه‌ی مرجع و اندازه‌گیری حفره‌ی ۵ بود. در ابتدا، زاویه‌ی گانتری ۹۰ درجه، کولیماتور ۳۳۰ درجه و ابعاد میدان ١٦ × ٤ سانتی‌مترمربع و سپس زاویه‌ی گانتری ۲۷۰ درجه، کولیماتور ۳۰ درجه و ابعاد میدان ١٦ × ٤ سانتی‌متر مربع و در نهایت، زاویه‌ی گانتری ۳۰ درجه، کولیماتور صفر درجه و ابعاد میدان برابر ٤ × ٤ سانتی‌مترمربع مورد استفاده قرار گرفت. سه میدان با زوایای مختلف گانتری و چرخش کولیماتور که وزن یکسانی داشتند، مورد استفاده قرار گرفتند. بعد از این مراحل، دزهای محاسباتی و اندازه‌گیری با هم مقایسه شدند و میزان خطای آن از طریق رابطه‌ی پیش‌گفته به دست آمد.

یافته‌ها

نتایج حاصل از اندازه‌گیری و محاسبات در جدول ۱ آمده است. در این جدول، برای انجام ۸ مرحله‌ی آزمون در فانتوم و TPS مقادیر به صورت جداگانه و نیز مقایسه‌ی درصد خطای آن دو با هم ارایه شده است. بیشترین درصد اختلاف نشان داده شده در TPS برابر با ۳/٤۰۲ درصد و کمترین آن برابر با ۰/۰۵۳ درصد و مربوط به بافت نخاع بود. خطای حاصل شده که به صورت عملی در فانتوم انجام شد، به ترتیب بیشترین ۳/۳٦٤ درصد و کمترین ۰/۰٦۱ درصد و مربوط به نخاع بود. بیشترین و کمترین حد معیار توافق برای اختلاف مورد نظر ۵ درصد و ۲ درصد بود که با این تخمین، همه‌ی موارد آزمون مورد قبول واقع شد، اما در مرحله‌ی پنجم آزمون، درصد خطا در ریه، ٤/۳ درصد بود که ۰/۳ درصد اختلاف داشت. در مرحله‌ی ششم آزمون، درصد خطا در بافت نرم ۵/۷ درصد بود که اختلاف آن‌ها برابر با ۲/۷ درصد به دست آمد.

بحث

هدف از این انجام مطالعه، بررسی صحت و دقت نرم‌افزار طراحی درمان (TPS) و محاسبه‌ی دز و نیز مقایسه‌ی آن با مقادیر اندازه‌گیری در مراحل متفاوت درمان است. از اهداف شیوه‌نامه برای روش‌های معمولی پرتودرمانی این است که طراحی درمان منجر به نتایج با دقت کافی باشد. در این تحقیق، مقادیر دز به دست آمده نسبت به مقدار دز در نقطه‌ی مرجع (نقطه‌ای که انتظار می‌رود دز ۲ گری را کامل دریافت کرده باشد) بررسی شده است. بر اساس شیوه‌نامه‌ی TECDOC1583 مراحل آزمون انجام شد و در ۸ مرحله با توجه به این شیوه‌نامه تمامی مقادیر قبول واقع شد، اما در مرحله‌ی پنجم آزمون، درصد خطا در ریه، ٤/۳ درصد بود که ۰/۳ اختلاف داشت. در مرحله‌ی ششم آزمون، درصد خطا در بافت نرم ۵/۷ درصد بود که ۲/۷ درصد اختلاف داشت. در بافت ریه، به علت تراکم الکترونی پایین، خطای بیشتری مشاهده شد و نقاطی که بیشترین مقدار دز را دریافت کردند، در این بافت مشاهده شدند. پس باید در صدد بود که این خطای احتمالی برطرف شود؛ چرا که تأثیر نامطلوبی بر نتیجه‌ی درمان خواهد داشت.

Rutonjski و همکاران با استفاده از یک فانتوم انسان‌نما طرح درمان را برای ۸ آزمون مورد نظر و با انرژی‌های متفاوت و الگوریتم محاسباتی طراحی درمان انجام دادند و دریافتند که انحراف معیار بین مقدار محاسبه شده و اندازه‌گیری شده برای همه‌ی موارد با الگوریتم پیشرفته با معیارهای توافق یکسان بود، اما برای الگوریتم‌های ساده‌تر، انحراف معیار بیشتری را مشاهده کردند و مقدار اندازه‌گیری‌ها با نتایج خارج از معیار توافق با افزایش انرژی پرتو، افزایش می‌یافت که با تصحیح الگوریتم محاسبه‌ی TPS، کاهش یافت (۳). نتایج حاصل از مطالعه‌ی آن‌ها با نتایج این تحقیق به طور تقریبی همسو بود.

جدول ۱. نتایج حاصل از آزمون‌های اندازه‌گیری و محاسباتی انجام شده با استفاده از نرم‌افزار طراحی درمان TiGRT در فانتوم ناهمگن به وسیله‌ی دستگاه شتاب دهنده‌ی Siemens primus با انرژی ۶ MV

مورد	توصیف	نقطه‌ی اندازه‌گیری	میدان	پذیرش/ عدم پذیرش	معیار توافق (درصد)	درصد انحراف	اندازه‌گیری‌ها (گری)	محاسبه (گری)
۱	SSD استاندارد، میدان	۳		پذیرش	۲	۰/۲	۲/۰۰۴	۲/۰۰۰
	۱۰ × ۱۰ سانتی‌متر مربع	۹		پذیرش	۴	۱/۵	۰/۱۰۵	۰/۰۷۵
		۱۰		پذیرش	۳	۰/۸	۱/۱۶۷	۱/۱۸۳
۲	بافت ناشناس			پذیرش	۳	۰/۲	۲/۰۰۳	۲/۰۰۰
۳	مسدود کردن قابل توجه			پذیرش	۳	۰/۲	۲/۰۰۴	۲/۰۰۰
۴	جعبه چهار میدانی	۵	۱	پذیرش	۲	۰/۸	۲/۰۱۶	۲/۰۰۰
			۲	پذیرش	۳	۱/۷	۱/۹۶۷	۲/۰۰۰
			۳	پذیرش	۳	۱/۸	۲/۰۳۷	۲/۰۰۰
			۴	پذیرش	۳	۰/۱	۱/۹۹۸	۲/۰۰۰
			جمع	پذیرش	۳	۰/۲	۸/۰۱۹	۸/۰۰۰
		۶	۱	پذیرش	۴	۰/۹	۰/۰۸۴	۰/۰۶۶
			۲	پذیرش	۳	۱/۱	۲/۶۱۱	۲/۶۳۲
			۳	پذیرش	۴	۲/۲	۰/۱۴۰	۰/۰۹۶
			۴	پذیرش	۳	۲/۰	۱/۱۵۷	۱/۱۱۷
			جمع	پذیرش	۳	۱/۰	۳/۹۹۲	۳/۹۱۱
		۱۰	۱	پذیرش	۳	۰/۸	۱/۱۶۸	۱/۱۸۴
			۲	پذیرش	۴	۰/۴	۰/۰۶۱	۰/۰۵۴
			۳	پذیرش	۳	۱/۷	۳/۳۶۴	۳/۴۰۲
			۴	پذیرش	۴	۰/۷	۰/۰۶۷	۰/۰۵۳
			جمع	پذیرش	۳	۰/۴	۴/۶۶۰	۴/۶۹۲
۵	میدان مسدود شده	۲		پذیرش	۳	۰/۲	۱/۹۸۶	۱/۹۹۰
		۷		عدم پذیرش	۴	۴/۳	۱/۶۳۳	۱/۷۱۹
۶	میدان L شکل	۳		عدم پذیرش	۳	۵/۷	۲/۱۲۱	۲/۰۰۰
		۷		پذیرش	۵	۱/۷	۱/۱۸۵	۱/۲۲۲
		۱۰		پذیرش	۵	۴/۶	۰/۱۵۲	۰/۰۵۳
۷	طراحی با میدان نامتقارن و	۵	۱	پذیرش	۲	۰/۸	۰/۶۶۶	۰/۶۶۰
	وج		۲	پذیرش	۴	۱/۴	۰/۶۸۰	۰/۶۷۰
			۳	پذیرش	۴	۳/۳	۰/۶۹۳	۰/۶۷۰
			جمع	پذیرش	۳	۱/۹	۲/۰۳۸	۲/۰۰۰
۸	طراحی با میدان	۵	۱	پذیرش	۳	۲/۲	۲/۰۴۶	۲/۰۰۰
	غیر هم‌سطح		۲	پذیرش	۳	۱/۰	۱/۹۸۱	۲/۰۰۰
			۳	پذیرش	۳	۱/۱	۱/۹۷۸	۲/۰۰۰
			جمع	پذیرش	۳	۰/۱	۶/۰۰۴	۶/۰۰۰

چون در بافت ریه تراکم الکترونی پایین است، به همین دلیل خطای نرم‌افزار بیشتر می‌باشد. پس درصد خطا در ریه بیشتر بود و در نتیجه طراحی درمان آن احتیاج به دقت بیشتری دارد. از آن جایی که خطای به دست آمده در گستره‌ی قابل قبول نمی‌باشد، بنابراین از صحت کار نرم‌افزار اطمینان حاصل نمی‌شود که باید عملکرد الگوریتم صحیح نرم‌افزار مورد بازبینی قرار گیرد. دلیل خطای بیشتر را می‌توان به نحوه‌ی قرارگیری فانتوم، شرایط محیطی و روش راه‌اندازی سیستم ارتباط داد. در این حالت، چون نمی‌توان به نرم‌افزار اعتماد کرد، پس

باید اطلاعات در راه‌اندازی دستگاه دوباره ارزیابی شود. با توجه به یافته‌های این مطالعه، لازم است درک و فهم کاربران از ویژگی‌های عملی و نیز محدودیت‌های TPS ارتقا یابد و مقادیر دزهای محاسباتی و اندازه‌گیری شده، مقایسه شوند تا کاستی‌های الگوریتم و نیز در صورت امکان آزمون‌های مورد قبول برای دستگاه شتاب دهنده مورد بازبینی قرار گیرند.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان‌نامه‌ی دوره‌ی کارشناسی ارشد به شماره‌ی طرح تحقیقاتی ۳۹۴۹۰۵ در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان است. بدین وسیله از همکاری تمامی کسانی که در انجام این تحقیق مشارکت داشتند، تشکر و قدردانی می‌شود.

References

1. Shahbazi-Gahrouei D. Radiobiological modeling in radiation oncology. J Radiobiol 2014; 1(1): 17-8.
2. 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.
3. Rutonjski L, Petrovic B, Baucal M, Teodorovic M, Cudic O, Gershkevitsh E, et al. Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems in Serbia: national audit. Radiat Oncol 2012; 7: 155.
4. Gershkevitsh E, Pesznyak C, Petrovic B, Grezdo J, Chelminski K, do Carmo Lopez M, et al. Dosimetric inter-institutional comparison in European radiotherapy centres: Results of IAEA supported treatment planning system audit. Acta Oncol 2014; 53(5): 628-36.
5. Khosravi M, Shahbazi-Gahrouei D, Jabbari K, Nasri-Nasrabadi M, Baradaran-Ghahfarokhi M, Siavashpour Z, et al. Photoneutron contamination from an 18 MV Saturne medical linear accelerator in the treatment room. Radiat Prot Dosimetry 2013; 156(3): 356-63.
6. Davis JB, Reiner B. Depth dose under narrow shielding blocks: a comparison of measured and calculated dose. Radiother Oncol 1995; 34(3): 219-27.
7. Storchi P, Woudstra E. Calculation models for determining the absorbed dose in water phantoms in off-axis planes of rectangular fields of open and wedged photon beams. Phys Med Biol 1995; 40(4): 511-27.
8. Lehmann J, Kenny J, Lye J, Dunn L, Williams I. Trust, but verify–accuracy of clinical commercial radiation treatment planning systems. Journal of Physics: Conference Series 2014; 489: 012094.
9. Ahnesjo A, Aspradakis MM. Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. Phys Med Biol 1999; 44(11): R99-155.
10. Jakel O, Hartmann GH, Karger CP, Heeg P, Rassow J. Quality assurance for a treatment planning system in scanned ion beam therapy. Med Phys 2000; 27(7): 1588-600.
11. Nadealian-Dastjerdi F, Shahbazi-Gahrouei D, Alamatsaz MH, Baradaran-Ghahfarokhi M. Photoneutron shielding design for an 18 mv saturne 20 medical linear accelerator. J Isfahan Med Sch 2014; 32(300): 1433-43. [In Persian].

Journal of Isfahan Medical School Received: 04.06.2016

Vol. 34, No. 393, 1st Week, October 2016 Accepted: 24.07.2016

Evaluation of Error Doses of Treatment Planning Software Using Solid Anthropomorphic Phantom

Vida Rezaee[1], Daryoush Shahbazi-Gahrouei[2], Shahram Monadi[3], Mohsen Saeb[4]

Original Article

Abstract

Background: Receiving exact dose by the patients is vital in radiotherapy. The TECDOC1583 protocol is used to achieve this goal. This study aimed to evaluate several levels and steps of treatment planning, in order to calculate the precise dose received by the patient, and to compare it with actual results.

Methods: The distribution of doses for single, multiple and complicated multiple field beams of treatment planning were calculated using TiGRT. Results were compared with the measured results of anthropomorphic phantom in different phases.

Findings: According to the TECDOC1583 protocol, all the results were accepted; but in the fifth level of the test, percent of error in the lung was 4.3% which made a 0.3% of discrepancy. In the sixth level of the test, the percent of error in soft tissue was 5.7% with about 2.7% of discrepancy.

Conclusion: Due to the lack of electronic density in lung tissue, a treatment planning software with higher accuracy is needed for evaluations. Our findings showed that technicians' knowledge regarding to the application of treatment planning software is essential in this regard. Since the produced error would not be acceptable in this area, and the accuracy of the treatment planning software is no more confident, so working based on correct algorithm of treatment planning software should be checked and system restarting and commissioning must be re-evaluated periodically.

Keywords: Treatment planning software, TiGRT, Treatment planning software (TPS), Anthropomorphic, Dose calculation

Citation: Rezaee V, Shahbazi-Gahrouei D, Monadi S, Saeb M. **Evaluation of Error Doses of Treatment Planning Software Using Solid Anthropomorphic Phantom.** J Isfahan Med Sch 2016; 34(393): 908-13.

1- MSc Student, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
2- Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
3- Department of Radiotherapy, Seyed Alshohada Hospital, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
4- PhD Candidate, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
Corresponding Author: Daryoush Shahbazi-Gahrouei, Email: shahbazi@med.mui.ac.ir