

Introducing a Novel Weighted Gamma Evaluation Method for Comparing the Dose Distributions in Radiotherapy

Amin Banaei*

Department of Radiology, Faculty of Paramedical Sciences, AJA University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Abstract

Introduction: One of the problems that exists in the quality control procedure of the treatment planning systems and the computer simulation of the radiotherapy or diagnostic radiology validation is comparing the dose distribution resulted from the dose calculation algorithms with the experimental results (as a reference). For this purpose, several methods have been proposed to compare these dose distributions and determine the amount of the similarity or differences quantitatively. The dose difference (DD), distance to agreement (DTA) or the combination of these two parameters named gamma evaluation and these methods are the common methods for this purpose. Ignoring the factors related to the irradiation and disallowing the differences between the different regions in the dose distribution are the most important problems of these methods. The aim of this study is to providing a novel method which is able to consider mentioned factors and differences during the comparison procedure.

Methods and Materials: According to previous studies, 4 different regions and 3 different irradiation conditions was defined for the dose distribution and irradiation mode respectively. Special restrictions in the DD and DTA were considered for each couple of the region-irradiation condition. In each region of dose distribution gamma evaluation equations was defined according to these restrictions and dose comparison was performed as region to region in all regions of the dose distribution.

Results: Weighted gamma evaluation algorithm was obtained and proposed table related to the DD and DTA restrictions was written.

Discussion and Conclusion: Due to the related and relevant equations for any region of the dose distribution in the weighted gamma evaluation method, it is expected that this method will show a clinically better results compared to the common methods.

Keywords: Gamma evaluation, Dose difference, Distance to agreement, Dose distributions comparison, Radiotherapy

*(Corresponding author) Amin Banaei, Department of Radiology, Faculty of Paramedical Sciences, AJA University of Medical Sciences, Tehran, Iran. tel:+98-9372268395; email: amin.banaei@modares.ac.ir

معرفی روش جدید ارزیابی گاما وزن داده شده برای مقایسه توزیع دوز به دست آمده از الگوریتمهای محاسباتی دوز با نتایج تجربی در پرتودرمانی

امین بنایی^{*۱}

^۱ گروه تکنولوژی پرتو شناسی (رادپولوژی)، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی آجا، تهران، ایران

چکیده

مقدمه: یکی از چالش‌هایی که هنگام کنترل کیفی سیستمهای طراحی درمان یا اعتبارسنجی شبیه‌سازی‌های رایانه‌ای در پرتودرمانی یا پرتوشناسی تشخیصی وجود دارد، مقایسه توزیع دوز به دست آمده از الگوریتمهای محاسبه دوز با نتایج حاصل از آزمایشات تجربی (به عنوان مرجع) می‌باشد. بدین منظور روش‌هایی پیشنهاد شده‌اند تا به صورت کمی این توزیع دوزها را با یکدیگر مقایسه نموده و مقدار شباهت یا تفاوت آنها را نشان دهند. روش‌های معمول برای این کار استفاده از پارامترهای اختلاف دوز، فاصله تا توافق و یا ترکیبی از این دو روش است که ارزیابی گاما نام دارد. مشکل این روشها در نظر نگرفتن فاکتورهای مربوط به حالت تابشدهی و تفاوت قائل نشدن بین نواحی مختلف توزیع دوز می‌باشد. هدف از این مطالعه ارائه روش مقایسه دوزی است که این فاکتورها و تفاوتها را حین انجام مقایسه دوز در نظر بگیرد.

مواد و روش‌ها: با توجه به مطالعات قبلی، برای توزیع دوز ۴ ناحیه مختلف و برای حالت‌های تابشدهی و هندسه بیمار یا فانتوم، ۳ حالت تابشدهی مختلف در نظر گرفته شد و برای هر زوج ناحیه-حالت تابشدهی، محدودیت‌های خاصی برای اختلاف دوز و فاصله تا توافق انتخاب شدند. با توجه به این محدودیتها، روابط ارزیابی گاما در هر ناحیه از توزیع دوز تعریف شده و مقایسه دوز به صورت ناحیه به ناحیه در کل توزیع دوز انجام گردید.

یافته‌ها: الگوریتم روش ارزیابی گامای وزن داده شده به دست آمد و جدول پیشنهادی تلورانسهای مربوط به درصد اختلاف دوز و فاصله تا توافق برای هر ناحیه و حالت تابشدهی خاص نوشته شد.

بحث و نتیجه‌گیری: با توجه به اینکه روش ارزیابی گامای وزن داده شده برای هر ناحیه و هر حالت تابشدهی خاص، تلورانسها و در نتیجه روابط خاصی دارد که از لحاظ بالینی معتبرتر می‌باشند، انتظار می‌رود نتیجه بهتری را نسبت به سایر روشهای مقایسه توزیع دوز به دست دهد.

کلمات کلیدی: ارزیابی گاما، اختلاف دوز، فاصله تا توافق، مقایسه توزیعهای دوز، پرتودرمانی

مقدمه

می‌باشد. مقایسه دو توزیع دوز در اعتبارسنجی الگوریتم‌های محاسبه دوز با حالت تجربی و اعتبارسنجی شبیه‌سازی‌های رایانه‌ای با نتایج تجربی و آزمایشگاهی، کاربرد فراوان دارد. بنابراین روش ارزیابی‌ای که بتواند به بهترین شکل دو توزیع دوز را با یکدیگر مقایسه نموده و مورد بررسی قرار دهد، اهمیت پیدا می‌کند. اهمیت توزیع دوز و

به منظور مقایسه دو توزیع دوز که معمولاً یکی توزیع دوز مرجع و دیگری توزیع دوز مورد مقایسه انتخاب می‌شود، روش‌هایی توسعه داده شده است (۱-۷). در این ارزیابی‌ها هدف این است که مشخص شود، توزیع دوز مورد مقایسه تا چه اندازه شبیه به توزیع دوز مرجع

* (نویسنده مسئول) امین بنایی، گروه تکنولوژی پرتوشناسی (رادپولوژی)، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی آجا، تهران، ایران
شماره تماس: +۹۸ ۹۳۷۲۲۶۸۳۹۵ آدرس الکترونیک: amin.banaii@modares.ac.ir

(۱۴) و کارگروه ۵۳ موسسه AAPM (American Association of Physics in Medicine) (۱۵) آورده شده است. روش‌های طراحی شده برای مقایسه توزیع دوزها، تعداد زیادی نقطه منفرد را در دو توزیع دوز مورد ارزیابی قرار داده و توزیع دوز را به صورت کلی پذیرش یا رد می‌کند. سؤالی که مطرح می‌شود، این است که آیا ممکن است، دو توزیع دوز در نواحی خاصی با یکدیگر یکسان بوده و در نواحی دیگر متفاوت باشند. آیا محدودیت‌های در نظر گرفته شده برای پذیرش می‌بایست در همه نواحی با یکدیگر برابر بوده و یا باید متفاوت در نظر گرفته شوند. همچنین در توزیع دوزهایی که به صورت نسبی بیان می‌شوند (مثلاً به صورت درصدی)، نحوه نرمالیزه نمودن دوز نیز مورد اهمیت می‌باشد. برای مثال ممکن است مقادیر دوز نقاط مختلف به دوز بیشینه نرمالیزه شده باشند و یا به ایزوستتر. بنابراین به سادگی نمی‌توان دو سری از داده‌های دوزیمتری را با یکدیگر مقایسه نمود.

نواحی مختلفی که برای مقایسه توزیع دوز توسط کارگروه ۵۳ موسسه AAPM (۱۵) و توسط VanDyk و همکارانش (۱) معرفی شده‌اند، به شرح زیر است:

– ناحیه ۱: نقاط داده‌ای که روی محور مرکزی پرتو با عمق بیش از d_{max} واقع شده‌اند. این نقاط دارای گرادیان دوز پایین و مقادیر دوز بالایی هستند.

– ناحیه ۲: نقاط داده‌ای که در ناحیه بیلد‌آپ، ناحیه نیمسایه و یا نواحی نزدیک به مرز ناهمگنی‌ها قرار دارند. این نقاط را می‌توان نقاط میان سطح فانتوم تا عمق ایزودوز ۹۰٪ در نظر گرفت. به همین صورت برای ناحیه نیمسایه نیز نقاط مربوطه به دست می‌آیند. پیشنهاد شده است که در این نواحی از جابجایی در ایزودوزها یا همان فاصله تا توافق به عنوان روش مقایسه دو توزیع دوز استفاده گردد. این نواحی معمولاً نواحی با گرادیان دوز بالایی هستند. نواحی با گرادیان دوز بالا، نواحی‌ای هستند که دوز در هر میلی‌متر بیش از ۳٪ تغییر نماید.

– ناحیه ۳: نقاط داده بعد از d_{max} درون میدان تابشی اما خارج از محور مرکزی بیم این ناحیه را تشکیل می‌دهند. این نواحی گرادیان دوز پایینی داشته اما مقادیر دوز بالایی را دارا می‌باشند.

– ناحیه ۴: نقاط داده در لبه‌های هندسی میدان و خارج از آن در عمقی بیش از d_{max} مانند زیر بلوک‌های شیلدینگ این نواحی

مقایسه آن‌ها در بالین به ویژه در سیستم‌های طراحی درمان جلوه پیدا می‌کند. در محاسبات دوزیمتری سیستم‌های طراحی درمان دقت کلی‌ای برابر با $\pm 3/5\%$ (SD۱) در مقدار دوز واگذار شده به نقطه ICRU مد نظر می‌باشد (۸). اگر خطاها و عدم قطعیت‌های مربوط به زنجیره دوزیمتری شامل کالیبراسیون بیم تابشی و شرایط بالینی تابش دهی نیز در نظر گرفته شوند، تنها مقدار اندکی جای خطا برای الگوریتم‌های محاسبه دوز باقی می‌ماند.

روش‌هایی که برای ارزیابی توزیع دوزها توسعه یافته‌اند، شامل توزیع دوزهای روی هم افتاده، توزیع اختلاف دوز و توزیع فاصله تا توافق و یا ترکیبی از آن‌ها مانند ارزیابی گاما می‌باشند.

در رابطه با محدودیت‌های پذیرفتن دوز مورد مقایسه با دوز مرجع، مطالعات و پیشنهاداتی ارائه شده است. برخی تنها نواحی با گرادیان دوز بالا را از نواحی با گرادیان‌های دوز کم جدا نموده‌اند (۹–۱۲) و برای این نواحی محدودیت‌هایی در اختلاف دوز (Dose Difference) یا به اختصار DD و فاصله تا توافق (Distance to Agreement) یا به اختصار DTA تعریف کرده‌اند. این محدودیت‌ها معمولاً ۲٪ یا ۳٪ اختلاف در تلورانس دوز و ۲ یا ۳ میلی‌متر در محل قرارگیری خطوط ایزودوز تعریف می‌شوند. در نواحی‌ای که گرادیان دوز کم باشد، برای مقایسه دو توزیع دوز درصد اختلاف دوز روش مناسبی برای مقایسه بوده و به خوبی جواب می‌دهد، در صورتی که در نواحی با گرادیان دوز بالا، این روش مقایسه (اختلاف دوز) مناسب نبوده و از پارامتر فاصله تا توافق (DTA) که بر حسب میلی‌متر و فاصله میان ایزودوزها در آن ناحیه بیان می‌شود، استفاده می‌گردد در واقع ابتدا مکان یک نقطه در توزیع دوز مرجع با دوزی خاص در نظر گرفته شده و در کره‌ای به شعاع محدود به دنبال نقطه‌ای با همان دوز خاص در توزیع دوز مورد مقایسه می‌گردد، اگر چنین نقطه‌ای یافت شود، محدودیت DTA برآورده می‌گردد. شعاع کره مورد بحث معمولاً ۲ تا ۳ میلی‌متر انتخاب می‌شود.

در مطالعه‌ای (۱)، VanDyk و همکارانش، نواحی با مقادیر دوز پایین را نیز به نواحی مشخص دیگری تقسیم بندی نمودند. به عنوان مثال ناحیه خارج از نیمسایه. همچنین به نواحی با هندسه پیچیده مانند نواحی‌ای با حضور یک ناهمگنی، اهمیت خاصی داده شد. پیشنهادات مشابهی در گزارش شماره ۶۸ IPEMB (۱۳)، گزارش شماره ۷ جامعه فیزیک پزشکی و رادیوبیولوژی سوییس (SGSMP)

خاصی و بدون تنظیم کولیماتور به صورت نامتقارن، که در این حالت پارامترها شامل SSD، اندازه میدان مربعی و زاویه تابش دهی می شود.

۲- هندسه پیچیده شامل وج، ناهمگنی و عدم تقارن. این حالت شامل وج، ناهمگنی ها، میدان های نامنظم، از دست رفتن بافت و تنظیم کولیماتور به صورت نامتقارن می شود. اما ترکیبی از این عوامل در این حالت نمی گنجد. در این حالت برای مقایسه توزیع دوزها تلورانس بیشتری نسبت به حالت ۱ قابل قبول محسوب می شود.

۳- هندسه پیچیده تر: این حالت شامل ترکیبی از چندین عامل مانند وج، بیم نامتقارن، ناهمگنی و یا میدان های نامنظم می شود. تلورانس های پیشنهادی درون و بیرون از میدان متفاوت خواهد بود اما تلورانس قابل قبول می تواند از تلورانس دو حالت قبلی بیشتر باشد.

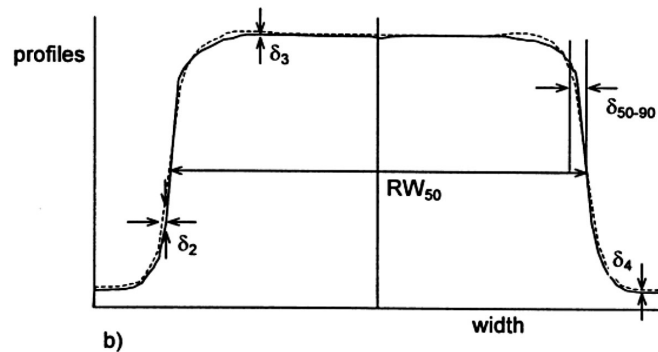
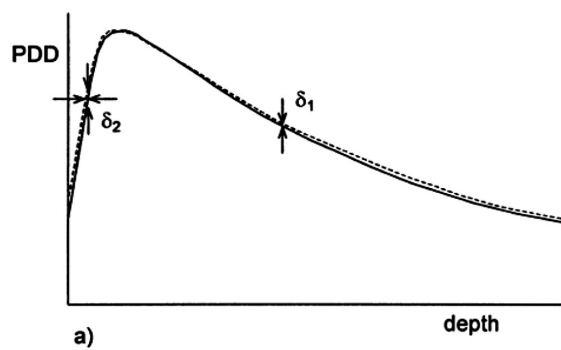
در جدول ۱ مقادیر تلورانس های پیشنهادی برای نواحی مختلف و حالت های تابشدهی مختلف آورده شده است.

را تشکیل می دهند. این نواحی هم دارای گرادیان دوز پایین و هم مقادیر دوز اندکی هستند. به طور نوعی مقدار دوز در این نواحی کمتر از ۷٪ مقدار دوز روی محور مرکزی بیم می باشد. این ناحیه شامل نواحی با مقدار دوز پایینی می شود که به طور ذاتی دقت محاسبه دوز نیز در آن ها پایین است.

دو کمیتی که برای مقایسه نتایج مقادیر ایزودوزهای محاسبه شده با نتایج حاصل از تجربه پیشنهاد شده اند شامل RW_{50} و δ_{50-90} می شود. RW_{50} پهنای رادیولوژیکی ای می باشد که به صورت پهنای پروفایل اندازه گیری شده در نصفی از ارتفاع نمودار مقادیر دوز محور مرکزی تعریف می شود (۱۶). δ_{50-90} نیز فاصله میان ایزودوزهای ۵۰٪ تا ۹۰٪ (با نرمالیزه کردن به مقدار ماکزیمم پروفایل) را نشان می دهد. در شکل ۱ این کمیت ها نشان داده شده اند.

سه سطح متفاوت از پیچیدگی در توزیع دوزها بیان شده اند. این سه سطح به شرح زیر می باشد (۱۶).

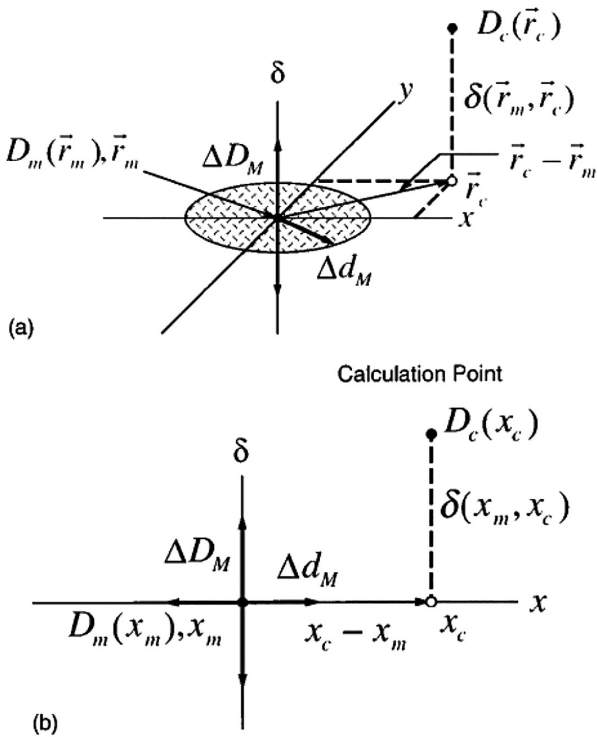
۱- محیط همگن با هندسه ساده با میدان های تابشی بدون تجهیزات



شکل ۱- نواحی مختلف موجود در توزیع دوز و کمیت های مربوط به آنها (a) بر روی درصد دوز عمقی و (b) بر روی پروفایل بیم تابشی

جدول ۱- مقادیر تلورانس های پیشنهادی برای نواحی مختلف و حالت های تابشدهی مختلف

حالت ۳	حالت ۲	حالت ۱	نام تلورانس	ناحیه
٪۴	٪۳	٪۲	δ_1	ناحیه ۱: داده های روی محور مرکزی - مقادیر دوز بالا، گرادیان دوز پایین
۳mm or ۱۵٪	۳mm or ۱۵٪	۲mm or ۱۰٪	δ_2	ناحیه ۲: ناحیه بیلدآپ روی محور مرکزی و ناحیه نیمسایه - گرادیان و مقادیر دوز بالا
٪۴	٪۳	٪۳	δ_3	ناحیه ۳: خارج از محور مرکزی بیم - دوز بالا، گرادیان دوز پایین
٪۵	٪۴	٪۳	δ_4	ناحیه ۴: خارج از لبه های میدان - دوز پایین و گرادیان دوز پایین
۲mm or ۱٪	۲mm or ۱٪	۲mm or ۱٪	RW_{50}	RW_{50} (پهنای رادیولوژیکی)
۳mm	۳mm	۲mm	δ_{50-90}	δ_{50-90} (حاشیه بیم)



شکل ۲- توصیف هندسی محدودیت‌های ارزیابی توزیع دوز برای آزمون‌های اختلاف دوز و فاصله تا توافق. (a) ارائه به صورت ۲ بعدی. (b) ارائه به صورت یک بعدی

با توجه به شکل ۲ نقطه مورد نظر در توزیع دوز مرجع برای مقایسه با یک توزیع دوز دیگر در مبدأ مختصات دستگاه انتخابی قرار می‌گیرد. با توجه به محورهای x و y مکان نقطه‌ای در توزیع دوز که مربوط به نقطه دوز موجود در مبدأ باشد، تعیین می‌گردد. این نقطه با r_c مشخص می‌شود. محور سوم که δ نامیده می‌شود، اختلاف دوز میان نقطه مبدأ و r_c را بیان می‌دارد $(|D_m(r_m) - D_c(r_c)|)$. محدودیت اعمال شده (Δd_m) برای فاصله تا توافق یا DTA با یک دیسک در صفحه $r_m - r_c$ با شعاع Δd_m ارائه می‌شود. اگر صفحه توزیع دوز مورد مقایسه با دیسک برخورد نماید، محدودیت DTA برای پذیرش برآورده می‌شود. محور عمودی اختلاف دوز را نشان می‌دهد اگر محدودیت اعمال شده برای اختلاف دوز ΔD_m باشد، و صفحه توزیع دوز مورد نظر برای مقایسه با خط $[|D_c(r_m) - D_m(r_m)| \leq \Delta D_m]$ برخورد کند، محدودیت اختلاف دوز نیز برآورده خواهد شد. شکل ۳ این محدودیت‌ها را نشان می‌دهد.

بیضی‌ای که به عنوان صفحه انتخاب شده است، محدودیت‌های پذیرش را نشان می‌دهد. معادله‌ای که این صفحه را تعریف می‌کند، به صورت زیر است.

به منظور ترکیب کردن دو پارامتر ارزیابی توزیع دوزهای DD و DTA و پوشش دادن نواقص و مشکلات هر کدام از این دو روش، روش ارزیابی گاما معرفی شد (۷). در ادامه به بررسی این روش پرداخته می‌شود.

مقایسه عددی توزیع‌های دوز (ارزیابی گاما)

روش‌هایی برای ارزیابی توزیع دوزها توسعه یافته‌اند که شامل توزیع دوزهای روی هم افتاده، توزیع اختلاف دوز و توزیع فاصله تا توافق (DTA) می‌باشند. محدودیتی که برای پذیرفتن یک توزیع دوز نسبت به یک توزیع دوز مرجع مطرح می‌شود به طور کلی به صورت تلورانس دوز و DTA به ترتیب در نواحی با گرادین‌های دوز پایین و بالا تعریف می‌شود. توزیع اختلاف دوز و توزیع DTA در نواحی مورد نظر یکدیگر را پوشش داده و کامل می‌کنند. توزیع ترکیبی دیگری نیز وجود دارد که اختلاف دوزی را معرفی می‌کند که در نواحی دارای محدودیت برای به کار بردن اختلاف دوز و DTA، مؤثر خواهد بود. تکنیک ارزیابی گاما محدودیت‌های مربوط به پذیرش توزیع دوز با توجه به محدودیت قرار داده شده برای اختلاف دوز و DTA را متحد می‌سازد. میزان قابل قبول بودن فاصله‌ای چند بعدی میان نقاط دو توزیع دوز مورد مقایسه هم برای اختلاف مقدار دوزها و هم برای فاصله فیزیکی می‌باشد. این میزان یا مقیاس قابل قبول بودن به صورت کسری از محدودیت‌های قابل پذیرش مقیاس بندی شده است.

در فضایی که از دوز و مختصات فضایی تشکیل شده است، محدودیت‌های پذیرش، یک صفحه بیضی شکل را می‌سازند. محور اصلی چیزی را که توسط محدودیت انفرادی قابل پذیرش مشخص شده است را درجه بندی نموده و مرکز بیضی چیزی را که در نقطه اندازه‌گیری مورد سؤال است، مشخص می‌کند. در شکل‌های ۲ و ۳ این صفحه بیضی مشاهده می‌گردد.

هنگامی که صفحه توزیع دوز مشاهده شده از درون بیضی عبور کند، محاسبات قابل پذیرش خواهند بود. فاصله شعاعی کمینه میان نقطه اندازه‌گیری و نقاط محاسبه شده (که به صورت صفحه‌ای در فضای دوز-فاصله توصیف شده است) با شاخص γ نمایش داده می‌شود. در نواحی‌ای که مقدار γ بیشتر از ۱ باشد، با توجه به محدودیت‌های تعیین شده، تطابق قابل پذیرش نخواهد بود.

جدول ۲- تلورانس‌های پیشنهادی برای پارامترهای DD٪ و DTA برای نواحی مختلف در توزیع دوز و حالت‌های تابشدهی مختلف

تلورانس ناحیه‌ها	پارامترها	حالت تابشدهی ۱	حالت تابشدهی ۲	حالت تابشدهی ۳
δ_1	Δd_m	۳mm	۴mm	۴mm
	ΔD_m	٪۲	٪۳	٪۴
δ_2	Δd_m	۲mm	۳mm	۳mm
	ΔD_m	٪۱۰	٪۱۵	٪۱۵
δ_3	Δd_m	۲mm	۳mm	۴mm
	ΔD_m	٪۳	٪۳	٪۴
δ_4	Δd_m	۳mm	۳mm	۳mm
	ΔD_m	٪۳	٪۴	٪۵

سوم انتخاب می‌شود.

۵- بعد از انتخاب حالت یا مدت تابش دهی، با توجه به نواحی تعریف

شده در توزیع دوز، توزیع دوز ناحیه بندی می‌شود.

۶- با مراجعه به جدول ۲ تلورانس‌های Δd_m و ΔD_m برای هر ناحیه انتخاب می‌شوند.

۷- برای هر ناحیه با توجه به تلورانس‌های انتخاب شده از جدول ۲، رابطه (۳) بازنویسی می‌گردد.

۸- ارزیابی گاما با توجه به روابط به دست آمده در هر ناحیه انجام

شده و مشخص می‌گردد در هر ناحیه از توزیع دوز چند درصد

از داده‌ها یا چند درصد از نقاط توزیع دوز مورد مقایسه با توزیع دوز مرجع مطابقت دارند.

۹- در نهایت برای کل نقاط توزیع دوز مشخص خواهد شد که چند درصد از داده‌های توزیع دوز مورد مقایسه با توزیع دوز مرجع مطابقت دارند.

به عنوان مثال در تابشدهی به صورت متقارن با یک میدان مربعی به یک فانتوم ساده آب، با توجه به جدول ۲ می‌توان روابط زیر را برای ارزیابی گاما در نواحی مختلف نوشت.

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_m^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_m^2}} \quad \text{ناحیه ۱:}$$

که $\Delta d_m = ۳\text{mm}$ و $\Delta D_m = ٪۲$

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_m^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_m^2}} \quad \text{ناحیه ۲:}$$

که $\Delta d_m = ۲\text{mm}$ و $\Delta D_m = ٪۱۰$

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_m^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_m^2}} \quad \text{ناحیه ۳:}$$

که $\Delta d_m = ۲\text{mm}$ و $\Delta D_m = ٪۳$

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_m^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_m^2}} \quad \text{ناحیه ۴:}$$

که $\Delta d_m = ۳\text{mm}$ و $\Delta D_m = ٪۳$

بحث و نتیجه‌گیری

در ارزیابی‌های گامای معمول، تلورانس مربوط به DD٪ و DTA معمولاً به ترتیب ۳٪ و ۳ میلی‌متر انتخاب می‌شوند. با علم به اینکه در یک توزیع دوز، نواحی مختلفی وجود دارند، ممکن است یک ناحیه دارای گرادیان دوز کمی باشد و بنابراین ارزیابی DD٪ مهم‌تر از DTA باشد و بنابراین نیاز است تا محدودیت بیشتری بر تلورانس DD٪ اعمال شده و آزادی بیشتری به تلورانس DTA داده شود. بر عکس این حالت ممکن است ناحیه‌ای دارای گرادیان دوز بالایی بوده و پارامتر مهم‌تر برای ارزیابی DTA باشد، بنابراین برعکس حالت قبل باید محدودیت بیشتری به تلورانس DTA اعمال شده و آزادی بیشتری به تلورانس DD٪ داد. همچنین ممکن است در توزیع دوز نواحی‌ای وجود داشته باشند که از لحاظ بالینی اهمیت کمتری نسبت به سایر نواحی داشته باشند (مانند نواحی خارج از میدان). در ارزیابی گامای معمول برای هیچ یک از این نواحی تفاوتی در تلورانس‌های DD٪ و DTA به حساب آورده نمی‌شود و ارزیابی گاما برای همه این نواحی از یکسری روابط یکسان بهره می‌برد که

ابعاد و کسل‌های متفاوتی که در این موارد مورد دوزیمتری قرار می‌گیرند، صحیح نخواهند بود و قاعدتاً نیازمند تعریف تلورانس‌های مناسبتری می‌باشند. همچنین ممکن است نواحی مختلف متفاوتی در توزیع دوز و حالت‌های تابشده‌ی متفاوتی در این کاربردها نیاز به تعریف داشته باشند. البته از تعریف‌های این تحقیق و مطالعات انجام شده قبلی نیز می‌توان به عنوان الگوی مناسبی برای این گونه تعریف‌ها بهره برد.

همچنین مناسب به نظر می‌رسد که در مطالعات و تحقیقات آینده بتوان الگوریتم روش ارزیابی گاما وزن داده شده را در قالب یک نرم‌افزار طراحی نمود و یا آن را به صورت یک ماژول به نرم‌افزارهای طراحی درمان رایانه‌ای اضافه کرد. همچنین برای ارزیابی و بررسی صحت و دقت روش ارزیابی گامای وزن داده شده می‌توان آزمایشی طراحی نمود که در آن دو توزیع دوز یکی به عنوان توزیع دوز مورد مقایسه و دیگری به عنوان توزیع دوز مرجع با یکدیگر مقایسه می‌شوند و از قبل مشخص است که کدام نواحی از دو توزیع باید مشابه با یکدیگر بوده و کدام نواحی باید متفاوت باشند. با استفاده از روش ارزیابی گامای وزن داده شده و روش ارزیابی گامای معمول این دو توزیع دوز با یکدیگر مقایسه شده و موفقیت هر روش بررسی شود که البته انتظار می‌رود ارزیابی گامای وزن داده شده موفق‌تر عمل نماید. تحقیق مشابهی توسط low و همکارانش (۷) در سال ۲۰۰۳ هنگامی که روش ارزیابی گاما معرفی شده بود برای بررسی میزان موفقیت این روش در برابر روش‌های DD٪ و DTA انجام شده است.

می‌تواند باعث ایجاد اشکال در مقایسه دو توزیع دوز با یکدیگر شود (۶،۷). همچنین ارزیابی گاما تفاوتی را میان حالت‌های مختلف تابشده‌ی و هندسه فانتوم و تابش قائل نمی‌شود (۶،۷)، که در برخی موارد هر چقدر هم کاربر به دقت شبیه سازی یا طراحی درمان را انجام دهد ممکن است به دلیل خطاهای ذاتی الگوریتم‌های محاسبه دوز توزیع دوز مورد مقایسه و مرجع شباهتی را با یکدیگر نشان ندهند. اما با استفاده از روش جدید ارزیابی گاما وزن داده شده (ارائه شده در این تحقیق) می‌توان با توجه به شرایط تابشده‌ی، نوع فانتوم یا بیمار و نواحی مختلف در توزیع دوز، مقایسه توزیع دوز را میان توزیع دوز مورد مقایسه و توزیع دوز مرجع برای هر ناحیه به صورت جدا و مستقل از سایر نواحی با تلورانس‌های پیشنهادی مناسب انجام داد و درک مناسب‌تری از مقایسه دو توزیع دوز به دست آورد. حتی در رابطه با الگوریتم‌های محاسبه دوز سیستم‌های طراحی درمان می‌توان تشخیص داد که این الگوریتم‌ها در کدام یک از نواحی توزیع دوز و در چه حالت‌هایی از تابش پرتویی دچار ضعف یا قوت می‌باشند.

تلورانس‌های پیشنهادی‌ای که در جدول‌های ۱ و ۲ آورده شده‌اند با توجه به ارزیابی و اعتبار سنجی الگوریتم‌های محاسبه دوز سیستم‌های طراحی درمان رایانه‌ای پیشنهاد شده‌اند (۱۵، ۱). چنانچه ارزیابی و مقایسه توزیع دوزها برای مقاصد دیگری مانند توزیع دوزهای میکروسکوپی، توزیع دوزهای روش‌های تشخیصی و... مدنظر باشد، این تلورانس‌ها با توجه به اهمیت بالینی نواحی مختلف توزیع دوز، حالت‌های متفاوت و مختلف تابشده‌ی و

References

- 1- Van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE, Shragge PC. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1993;26 (2): 261-73.
- 2- Mah E, Antolak J, Scrimger JW, Battista JJ. Experimental evaluation of a 2D and 3D electron pencil beam algorithm. *Phys Med Biol*. 1989;34 (9): 1179.
- 3- Fraass BA, Martel MK, McShan DL. Tools for dose calculation verification and QA for conformal therapy treatment techniques. *Use Comput Radiother Manch UK North West Med Phys Dep*. 1994;256-7.
- 4- Fraass BA, McShan DL. Three-dimensional photon beam treatment planning. In: *Radiation Therapy Physics* [Internet]. Springer; 1995 [cited 2016 Feb 9]. p. 43-93. Available from: http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-662-03107-0_4
- 5- Harms Sr WB, Low DA, Wong JW, Purdy JA. A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms. *Med Phys*. 1998;25 (10): 1830-6.
- 6- Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys*. 1998;25 (5): 656-61.
- 7- Low DA, Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med Phys*. 2003;30 (9): 2455-64.
- 8- Mijnheer BJ, Battermann JJ, Wambersie A. What degree

- of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy? *Radiother Oncol.* 1987;8 (3): 237–52.
- 9- Caneva S, Rosenwald JC, Zefkili S. A method to check the accuracy of dose computation using quality index: application to scatter contribution in high energy photon beams. *Med Phys.* 2000;27 (5): 1018–24.
 - 10- McCullough EC, Krueger AM. Performance evaluation of computerized treatment planning systems for radiotherapy: external photon beams. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1980;6 (11): 1599–605.
 - 11- Thwaites D. Use of computers in external beam radiotherapy procedures with high-energy photons and electrons ICRU Report 42/1987 International Commission on Radiation Units and Measurements London 0-913394-36-X70. *Clin Oncol.* 1990;2 (1): 59.
 - 12- Dahlin H, Lamm I-L, Landberg T, Levernes S, Ulsø N. User requirements on CT-based computed dose planning systems in radiation therapy. *Acta Radiol Oncol.* 1983;22 (5): 395–415.
 - 13- Shaw JE. A guide to commissioning and quality control of treatment planning systems. 1994 [cited 2016 Feb 9]; Available from: https://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig_q=RN:28030547
 - 14- Born E, Fogliata-Cozzi A, Ionescu F, Ionescu V, Tercier PA. Quality control of treatment planning systems for teletherapy. *SSRPM Recomm.* 1997; (7).
 - 15- Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Stern R, et al. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys.* 1998;25 (10): 1773–829.
 - 16- Venselaar J, Welleweerd H, Mijnheer B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiother Oncol.* 2001;60 (2): 191–201.