

## ارزیابی میزان خطای محاسبات دز سیستم طراحی درمان در ریه هنگام درمان با الکترون به روش (3D-CRT) Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy

محمدباقر توکلی<sup>۱</sup>، حسین طاهری<sup>۲</sup>، علی اخوان<sup>۳</sup>

### مقاله پژوهشی

### چکیده

**مقدمه:** محاسبات دقیق دز در نواحی ناهمگن بدن مانند ریه، می‌تواند برای سیستم‌های طراحی درمان پیچیده باشد. هدف از انجام این مطالعه، بررسی میزان خطای سیستم طراحی درمان (Treatment planning system یا TPS) از نوع Targeted Image-Guided Radiation Therapy (TiGRT TPS) در محاسبه‌ی توزیع دز الکترون‌ها در بافت ریه هنگام درمان با الکترون به روش 3-dimensional conformal radiation therapy (3D-CRT) بود.

**روش‌ها:** تکنیک تابش مستقیم الکترون با انرژی ۱۰ مگاالکترون‌ولت، با استفاده از TPS بر روی تصاویر Computed tomography scan (CT scan) فانتوم Rando اجرا شد. سپس، فانتوم مطابق با تکنیک مورد نظر با دستگاه Siemens Primus تحت تابش قرار گرفت. اندازه‌گیری دز با استفاده از دزیمترهای ترمولومینسانس (Thermo luminescent dosimeter-100 یا TLD-100) در ریه انجام شد. سپس، مقادیر دز محاسبه شده با TPS و نتایج حاصل از اندازه‌گیری با هم مقایسه شد.

**یافته‌ها:** کمینه و بیشینه‌ی درصد خطای محاسبات توزیع دز توسط TPS در مقایسه با مقادیر مربوط به اندازه‌گیری‌های انجام شده، به ترتیب در مرز بین دیواره‌ی قفسه‌ی سینه - ریه (۰/۸۶ درصد) و انتهای ریه (۷۶/۱۴ درصد) رخ داد.

**نتیجه‌گیری:** به نظر می‌رسد TPS قادر به اجرای برخی از تصحیحات مربوط به ناهمگنی‌ها هنگام الکترون‌درمانی نیست. در این مطالعه، ناهمگنی‌ها شامل استخوان‌های دنده و بافت ریه بود. خطاهای محاسبه شده، ممکن است در نتیجه‌ی در نظر نگرفتن تولید پرتوهای ثانویه و پراکندگی متعدد الکترون‌ها هنگام برخورد الکترون با استخوان‌های دنده و همچنین، آلودگی به پرتوی ایکس در انتهای برد الکترون‌ها باشد. بنابراین، محاسبات توزیع دز پرتوهای الکترونی که توسط TPS در بافت ریه انجام شد، با عدم قطعیت همراه است.

**واژگان کلیدی:** ریه، دز رادیوتراپی، برنامه‌ی درمان، فانتوم

**ارجاع:** توکلی محمدباقر، طاهری حسین، اخوان علی. ارزیابی میزان خطای محاسبات دز سیستم طراحی درمان در ریه هنگام درمان با الکترون به روش (3D-CRT) Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۶؛ ۳۵ (۴۴۰): ۹۰۴-۹۰۰.

### مقدمه

سرطان، یکی از بیماری‌های شایع در سرتاسر جهان است (۱). یکی از روش‌های درمان سرطان‌ها پرتودرمانی است که مهم‌ترین هدف آن رساندن دز بیشینه به بافت تومورال و تحمیل کمترین آسیب به اعضای در معرض خطر (Organs at risk یا OAR) است (۲). در نتیجه، تعیین دز پرتوهای تحمیل شده به اعضای در معرض خطر از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است (۳-۴).

در مراکز پرتودرمانی، برای محاسبه‌ی توزیع دز به بافت‌های مورد نظر، از سیستم طراحی درمان (Treatment planning system یا TPS) استفاده می‌شود. طبق توصیه‌ی کمیسیون بین‌المللی واحدها و اندازه‌گیری (International Commission on Radiation Unit) یا ICRU، خطای محاسبه‌ی دز نباید بیش از  $\pm 5\%$  درصد باشد (۵-۶). به دلیل استفاده‌ی گسترده از سیستم‌های طراحی درمان، تضمین کیفیت (Quality assurance یا QA) این نرم‌افزارها امری اجتناب

۱- استاد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۳- استادیار، گروه رادیوتراپی آنکولوژی، بیمارستان سیدالشهدا (ع)، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

جدول ۱. برخی از ویژگی‌های

**LiF: Mg, Ti (TLD) Thermo luminescent dosimeter**

چگالی جرمی	۲/۶۴ گرم/سانتی‌متر مکعب
نقطه‌ی ذوب	۸۴۶ درجه‌ی سانتی‌گراد
عدد اتمی مؤثر	۸/۲
شکاف انرژی	۱۰ الکترون‌ولت

برای کالیبراسیون فردی و گروهی، TLDها در زیر ماده‌ی معادل بافت (Plexiglas) قرار گرفتند و سپس با استفاده از پرتوهای الکترونی ۱۰ مگاالکترون‌ولت دستگاه Siemens Primus تحت تابش قرار گرفتند. برای انجام کالیبراسیون گروهی، دزیمترها به گروه‌های مختلف تقسیم شدند. گروه اول، تحت تابش قرار نگرفت و مقادیر دز زمینه اندازه‌گیری شد. سپس، هر کدام از گروه‌های بعدی تحت تابش مقدار معینی دز قرار گرفتند و اعداد کالیبراسیون گروهی برای هر گروه مشخص شد. برای اندازه‌گیری دز تحمیلی به ریه، دزیمترها درون سوراخ‌هایی به قطر ۳ میلی‌متر به گونه‌ای در نقاط مختلف قرار گرفتند که روی سوراخ‌ها با ماده‌ی معادل بافت پوشانده شده بود. آزمون‌های اندازه‌گیری، در ۳ مرحله و به طور مستقل تکرار شدند و میزان انحراف معیار ۲/۷-۲/۰ برای خوانش TLDها از دستگاه SOLARO-2A (NEC Technology) استفاده شد. پس از آن، با استفاده از رابطه‌ی زیر، مقدار خطای TPS محاسبه شد.

$$[\%]Error = [(Dcalc - Dmeas) / Dmeas,ref] \times 100$$

در این رابطه، Dcalc مقدار دز محاسبه شده با TPS و Dmeas مقدار دز اندازه‌گیری شده با TLD است.

**یافته‌ها**

جدول ۲، نتایج حاصل از محاسبات TPS و مقادیر اندازه‌گیری شده با TLD را نشان می‌دهد. کمینه و بیشینه درصد خطای محاسبات توزیع دز توسط TPS به ترتیب در مرز بین دیواره‌ی قفسه‌ی سینه و ریه (۰/۸۶ درصد) و انتهای ریه (۷۶/۱۴ درصد) رخ داد (جدول ۲). شکل ۱، مقادیر درصد دز عمقی محاسبه شده توسط TPS و اندازه‌گیری شده توسط TLD را مورد مقایسه قرار می‌دهد. طبق جدول ۲ و شکل ۱، بر خلاف محاسبات TPS، مقادیر اندازه‌گیری شده توسط TLD روند افزایش دز پس از مرز بین دیواره‌ی قفسه‌ی سینه و ریه را نشان داد. همچنین، با افزایش عمق ریه، درصد دز پرتوهای الکترونی کاهش می‌یابد، اما محاسبات TPS کاهش دز سریع‌تری نسبت به مقادیر اندازه‌گیری شده نشان داد.

ناپذیر است (۵). محاسبه‌ی توزیع دز هنگام وجود لبه‌ها و بافت‌های ناهمگن در حجم درمان، یک چالش بزرگ برای برخی از سیستم‌های طراحی درمان است. مطالعات متعددی در مورد بررسی میزان خطای محاسبات توزیع دز توسط TPS انجام شده است (۷-۹).

این مطالعه با هدف ارزیابی میزان خطای سیستم طراحی درمان با الکترون به روش 3-dimensional conformal radiation therapy (3D-CRT) انجام شد. Targeted image-guided radiation therapy (TiGRT TPS) در محاسبه‌ی توزیع دز پرتوهای الکترونی در بافت ناهمگن ریه هنگام درمان با الکترون به روش 3-dimensional conformal radiation therapy (3D-CRT) انجام شد.

**روش‌ها**

در این مطالعه، از یک فانتوم انسان‌نمای (Anthropomorphic) Rando، که در گروه فیزیک پزشکی ساخته شده بود، استفاده شد. این فانتوم، دارای ۲۵ سانتی‌متر طول، ۳۰ سانتی‌متر عرض و ۲۰ سانتی‌متر ضخامت بود. برای ساخت این فانتوم، از ماده‌ی معادل بافت (Plexiglas) استفاده شد. این فانتوم، بیضوی شکل و نشان دهنده‌ی شمای کلی دیواره‌ی قفسه‌ی سینه بود. برای ایجاد ناهمگنی‌هایی همچون ریه‌ها و استخوان‌های دنده، به ترتیب از کرک (Cork) و تفلون (Teflon) در ساخت فانتوم استفاده شد. ضخامت دیواره‌ی قفسه‌ی سینه‌ی این فانتوم ۲ سانتی‌متر بود. از این فانتوم، Computed tomography scan (CT scan) اسکن گرفته شد و با استفاده از TPS (TiGRT, Lina Tech, China)، تکنیک تابش مستقیم پرتوی الکترونی اجرا شد.

در این تکنیک، حجم هدف بالینی (Clinical Target Volume) یا CTV شامل دیواره‌ی قفسه‌ی سینه، غده‌های فوق ترقوه‌ای (Supraclavicular nodes)، غده‌های سینه‌ای داخلی (Internal mammary nodes) و سه ناحیه‌ی زیر بغل (Axilla) بود. برای تابش‌دهی فانتوم، از پرتوهای الکترونی ۱۰ مگاالکترون‌ولت دستگاه شتاب دهنده‌ی خطی Siemens Primus استفاده شد. TPS مورد نظر بر اساس داده‌های حاصل از این دستگاه شتاب دهنده‌ی خطی تنظیم شد.

دز تجویزی ۲۰۰ سانتی‌گری، اندازه‌ی میدان ۱۵ × ۲۰ سانتی‌متر مربع و Source to surface distance (SSD) برابر ۱۰۰ سانتی‌متر در نظر گرفته شد.

آزمون اندازه‌گیری به کمک دزیمترهای ترمولومینسانس (Thermo luminescent dosimeter-100 یا TLD-100) (LiF: Mg, Ti) انجام شد. برخی از ویژگی‌های این دزیمتر در جدول ۱ آمده است.

جدول ۲. مقایسه‌ی نتایج حاصل از محاسبات TPS و اندازه‌گیری‌های انجام شده توسط LiF (TLD-100) Thermo luminescent dosimeter-100. بر حسب درصد دز تجویز شده (۲۰۰ سانتی‌گری)

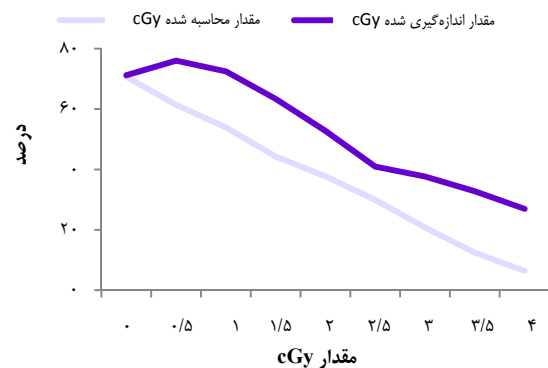
ضخامت ریه پس از مرز بین دیواره‌ی قفسه‌ی سینه و ریه (cm)	مقادیر محاسبه شده با TPS	میانه $\pm$ انحراف معیار مقادیر اندازه‌گیری شده با TLD	میزان خطا (درصد)	پذیرش / عدم پذیرش
۰	۷۰/۶۳۰	۷۱/۲۳۰ $\pm$ ۰/۰۲۷	۰/۸۴	پذیرش
۰/۵	۶۱/۳۷۰	۷۶/۰۵۰ $\pm$ ۰/۰۱۲	۱۹/۳۰	عدم پذیرش
۱/۰	۵۳/۹۴۰	۷۲/۴۸۰ $\pm$ ۰/۰۳۵	۲۵/۵۷	عدم پذیرش
۱/۵	۴۴/۲۶۰	۶۳/۳۷۰ $\pm$ ۰/۰۱۵	۳۰/۱۵	عدم پذیرش
۲/۰	۳۷/۶۹۰	۵۲/۷۶۰ $\pm$ ۰/۰۱۳	۲۸/۵۶	عدم پذیرش
۲/۵	۲۹/۹۱۰	۴۰/۹۳۰ $\pm$ ۰/۰۴۵	۲۶/۹۲	عدم پذیرش
۳/۰	۲۰/۷۴۰	۳۷/۶۵۰ $\pm$ ۰/۰۲۳	۴۴/۹۱	عدم پذیرش
۳/۵	۱۲/۳۸۰	۳۶/۷۲۰ $\pm$ ۰/۰۴۱	۶۲/۲۱	عدم پذیرش
۴/۰	۶/۴۳۰	۲۶/۹۵۰ $\pm$ ۰/۰۲۹	۷۶/۱۴	عدم پذیرش

TPS: Treatment planning system; TLD: Thermo luminescent dosimeter

الکترونی در عمق ریه عبارت از استخوان‌های دنده (که در فصل مشترک ریه و دیواره‌ی قفسه‌ی سینه قرار دارند) و ریه می‌باشند. همان‌گونه که در جدول ۲ آمده است، میزان دز در ۱ سانتی‌متری ابتدای ریه افزایش یافت، اما محاسبات TPS روند کاهشی در توزیع دز را نشان دادند. افزایش دز عمقی در ابتدای ریه، ممکن است ناشی از تولید پرتوهای ثانویه در اثر برخورد الکترون‌ها به استخوان‌های دنده (لبه‌ی ناهمگن) و همچنین، تغییرات پراکندگی جانبی الکترون‌ها در اثر این ناهمگنی باشد.

پس از این ناحیه، مقادیر حاصل از محاسبات TPS و اندازه‌گیری‌های انجام شده، هر دو بیانگر کاهش سریع دز عمقی بودند، اما محاسبات TPS و نتایج حاصل از اندازه‌گیری، اختلاف چشم‌گیری داشتند. این بدان معنی است که محاسبات TPS افت دز سریع‌تری نسبت به نتایج حاصل از اندازه‌گیری نشان داد (شکل ۱). یکی از ویژگی‌های مهم الکترون‌ها، افت سریع دز پس از ناحیه‌ی انباشتگی (Build up) است (۲)، اما ممکن است در TPS بعضی از تصحیحات اجرا نشده باشد. هنگامی که الکترون‌ها از درون ماده‌ای عبور می‌کنند، متحمل پراکندگی‌های متعددی می‌شوند (۲). به علاوه، ریه بافتی ناهمگن با چگالی کم الکترونی است و به همین دلیل، توزیع دز پرتوهای الکترونی می‌تواند به طور قابل توجهی تغییر کند (۲). در واقع، چگالی کم بافت ریه، باعث افزایش نفوذ پرتو و در نتیجه، افزایش دز ریه می‌شود.

مطابق با داده‌های جدول ۲ و شکل ۱، در انتهای ریه محاسبات TPS با نتایج حاصل از اندازه‌گیری اختلاف بیشتری نشان دادند که ممکن است به دلیل وجود آلودگی به پرتوی ایکس در انتهای برد الکترون‌ها باشد (۲).



شکل ۱. نمودار درصد دز عمقی محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان و اندازه‌گیری شده توسط Thermo luminescent dosimeter (TLD) در ریه

## بحث

وجود ناهمگنی در حجم درمان، تأثیر به‌سزایی بر توزیع دز الکترون دارد و به همین دلیل، لازم است هنگام درمان با پرتوهای الکترونی، تصحیحات لازم به‌ویژه در مورد نحوه‌ی پراکندگی الکترون‌ها انجام شود (۱۰-۱۲). هدف از انجام این مطالعه، ارزیابی صحت محاسبات انجام شده توسط TPS در بافت ناهمگن ریه، هنگام درمان دیواره‌ی قفسه‌ی سینه با پرتوهای الکترونی بود.

مطابق با جدول ۲، محاسبه‌ی انجام شده توسط TPS در مرز دیواره‌ی قفسه‌ی سینه و ریه، اختلاف چندانی با مقدار اندازه‌گیری شده نشان نمی‌دهد، اما نتایج نشان دادند که با عبور الکترون‌ها در عمق ریه، میزان محاسبات انجام شده توسط TPS با مقادیر حاصل از اندازه‌گیری اختلاف بیشتری نشان می‌دهند. ناهمگنی‌های موجود هنگام عبور پرتوی

## تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه‌ی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی به شماره‌ی طرح ۳۹۵۰۵۸ است. برای انجام این مطالعه از منابع مالی معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان استفاده شد. در پایان، از کارکنان بخش پرتودرمانی بیمارستان سیدالشهدای (ع) اصفهان و کلیه‌ی عزیزانی که در انجام این تحقیق ما را یاری کردند، سپاسگزاری می‌گردد.

نتایج حاصل از این مطالعه، با نتایج مطالعات دیگر (۱۳، ۸-۷) هم‌سویی داشت. مطالعه‌ی محمودی و همکاران (۱۳) این نتیجه را تأیید می‌کند که در صورت وجود ناهمگنی‌ها، سیستم طراحی درمان دز نواحی خارج از میدان را کمتر از مقدار واقعی (۱۰۰-۶ درصد) تخمین می‌زند. نتایج مطالعه‌ی حاضر نشان داد که هنگام الکترون‌درمانی دیواره‌ی قفسه‌ی سینه، به دلیل وجود ناهمگنی‌هایی نظیر استخوان‌های دنده و ریه، محاسبات توزیع دز TPS از دقت کافی برخوردار نیست و با عدم قطعیت قابل توجهی همراه است.

## References

1. Shahbazi-Gahrouei D. Radiobiological modeling in radiation oncology. *J Radiobiol* 2014;1(1):17-8.
2. Khan FM, Gibbons JP. Khan's the physics of radiation therapy. 5<sup>th</sup> ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins; 2014.
3. Shahbazi-Gahrouei 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.
4. Rutonjski L, Petrovic B, Baucal M, Teodorovic M, Cudic O, Gershkevitch E, et al. Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems in Serbia: National audit. *Radiation Oncology* 2012; 7: 155.
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. 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. [In Persian].
7. Mesbahi A, Dadgar H, Ghareh-Aghaji N, Mohammadzadeh M. A Monte Carlo approach to lung dose calculation in small fields used in intensity modulated radiation therapy and stereotactic body radiation therapy. *J Cancer Res Ther* 2014; 10(4): 896-902.
8. Jang SY, Liu HH, Wang X, Vassiliev ON, Siebers JV, Dong L, et al. Dosimetric verification for intensity-modulated radiotherapy of thoracic cancers using experimental and Monte Carlo approaches. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006; 66(3): 939-48.
9. Chow JC, Wong E, Chen JZ, Van DJ. Comparison of dose calculation algorithms with Monte Carlo methods for photon arcs. *Med Phys* 2003; 30(10): 2686-94.
10. Ekstrand KE, Barnes WH. Pitfalls in the use of high energy X rays to treat tumors in the lung. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1990; 18(1): 249-52.
11. Hunt MA, Desobry GE, Fowble B, Coia LR. Effect of low-density lateral interfaces on soft-tissue doses. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997; 37(2): 475-82.
12. White PJ, Zwicker RD, Huang DT. Comparison of dose homogeneity effects due to electron equilibrium loss in lung for 6 MV and 18 MV photons. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996; 34(5): 1141-6.
13. Mahmoodi G, Shokrani P, Amo Heidari A, Atared M, Hosseinzade A. An investigation of dosedistribution calculation accuracy in match photon-electron radiation therapy for malignant pleural mesothelioma by Monte Carlo simulation. *J Sabzevar Univ Med Sci* 2015; 22(3): 397-409. [In Persian].

## Evaluation of Calculation Errors of Treatment Planning System in Dose Distribution of Electron Beams inside the Lung in Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy (3D-CRT)

Mohammad Bagher Tavakoli<sup>1</sup>, Hossein Taheri<sup>2</sup>, Ali Akhavan<sup>3</sup>

### Original Article

#### Abstract

**Background:** Calculation of dose distribution of electron beams within in homogeneities may be complex for some of treatment planning systems (TPS). The aim of this study was to investigate the calculation errors of targeted image-guided radiation therapy treatment planning systems (TiGRT TPS) for dose distribution of electron beams within lung.

**Methods:** The computed tomography (CT) images of an anthropomorphic Rando phantom were imported on the treatment planning systems (TiGRT, Lina Tech, China). The direct 10 MeV electron plan was performed by the TiGRT treatment planning systems. According to the plan, the phantom was irradiated using 10 MeV electrons of Siemens Primus linac. Dose measurements were done using LiF (TLD-100) inside the lung of this phantom. Finally, the calculation of the treatment planning systems was compared to the dose measurements.

**Findings:** The minimum (0.86%) and maximum (76.14%) calculation errors of the treatment planning systems were occurred on the chest wall-lung interface and at the end of lung, respectively.

**Conclusion:** It considerably seems that the treatment planning systems may not be able to perform some of essential corrections for dose distribution of electrons within in homogeneities. In this study, the in-homogeneities included ribs and lung with low electron density. The calculation errors may be resulted from production of secondary beams and multi scattering of electrons (when the electrons incident to ribs), and also X-ray contamination of electron beams at the end of its path. Therefore, the calculation of the treatment planning systems for dose distribution of electron beams within the lung is not comfortable.

**Keywords:** Lung, Radiotherapy dosage, Treatment protocols, Phantoms

**Citation:** Tavakoli MB, Taheri H, Akhavan A. Evaluation of Calculation Errors of Treatment Planning System in Dose Distribution of Electron Beams of 3D-CRT inside the Lung. J Isfahan Med Sch 2017; 35(440): 900-4.

1- Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

2- MSc Student, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

3- Assistance Professor, Department of Radiotherapy Oncology, Seyed Alshohada Hospital, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

**Corresponding Author:** Hossein Taheri, Email: h.taheri@resident.mui.ac.ir