



## Optimization of Matching Adjacent Beam Fields using Mathematical Models in Comparison with the Treatment Planning System

Mirzaei, Hossein<sup>1</sup> / Geraily, Ghazale<sup>1,2\*</sup> / Seyyedrezaei, Fatemeh<sup>1</sup> / Kazemian, Ali<sup>2</sup>

<sup>1</sup> - Department of Medical Physics and Biomedical Engineering, School of Medicine, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

<sup>2</sup> - Radiation Oncology Research Center, Cancer Institute, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

### ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2022.544435.1740

Received: 15 December 2021

Revised: 16 May 2022

Accepted: 8 June 2022

### KEYWORDS

*Matching Adjacent Fields*  
*Treatment Planning System*  
*Breast Irritation*  
*Breast Supraclavicular Irritation*  
*Cranial Irritation*

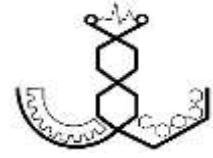
### ABSTRACT

In radiotherapy treatments, there are some situations where the shape of the target volume is complicated, so multiple radiation fields are used to cover the whole tumoral tissue. Therefore, adjusting adjacent fields and minimizing radiation dose to healthy tissues is an important goal in radiotherapy. The aim of this study is to introduce a general mathematical solution for matching adjacent radiation fields and also to evaluate this solution in therapeutic techniques such as Craniospinal irradiation and breast with a supraclavicular full-field and half-field irradiation. This method considers a right-handed system with its center located in the isocenter and two hypothetical fields named field number one and field number two. Then, the angles of collimators, couch, gantry, and the jaw aperture for both hypothetical fields are calculated to match between their side plates using the presented methods. Comparison of the measurements with the treatment planning system shows that the Craniospinal radiotherapy technique has an error only in measuring the collimator angle; this error is 0.198%. The maximum errors were obtained in two supraclavicular techniques with full- and half-field in calculating the size of the jaw aperture of the supraclavicular field, which were 21.05% and 18.6%, respectively. In conclusion, according to the results, this method can improve the field alignment in all cases where adjacent treatment fields are used, with the acceptable error rate and without changing the field size, to achieve the same dose distribution.

### \*Corresponding Author

<b>Address</b>	Department of Medical Physics and Biomedical Engineering, School of Medicine, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran		
<b>Postal Code</b>		<b>Tel</b>	+98-21-66466383
<b>E-Mail</b>	gh-geraily@sina.tums.ac.ir	<b>Fax</b>	+98-21-66466383





## بهینه‌سازی انطباق میدان‌های پرتویی مجاور با استفاده از مدل‌سازی ریاضی و مقایسه‌ی نتایج با سیستم طراحی درمان

میرزائی، حسین<sup>۱</sup> / گرایلی، غزاله<sup>۲\*</sup> / سیدرضایی، فاطمه<sup>۱</sup> / کاظمیان، علی<sup>۲</sup>

<sup>۱</sup> - گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران  
<sup>۲</sup> - مرکز تحقیقات آنکولوژی، انستیتو کانسر، بیمارستان امام خمینی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

### مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2022.544435.1740

پذیرش: ۱۸ خرداد ۱۴۰۱

بازنگری: ۲۶ اردیبهشت ۱۴۰۱

ثبت در سامانه: ۲۴ آذر ۱۴۰۰

### چکیده

### واژه‌های کلیدی

در رادیوتراپی هنگامی که حجم هدف پیچیده است از چندین میدان پرتویی برای پوشش‌دهی بافت سرطانی استفاده می‌شود. از این رو انطباق میدان‌های مجاور و به حداقل رساندن تابش‌دهی به بافت‌های سالم از اهداف مهم رادیوتراپی است. هدف از این مطالعه، ارائه‌ی یک روش کلی برای تطابق میدان‌های پرتویی مجاور و هم‌چنین بررسی این روش در تکنیک‌های درمانی از قبیل پرتودهی مغزی نخاعی، پرتودهی پستان فوق ترقوه‌ای با میدان کامل و میدان نیمه است. در این روش یک سیستم متعامد راست‌گرد که مرکز آن در ایزوسنتر بوده و هم‌چنین دو میدان فرضی با نام‌های میدان شماره‌ی یک و میدان شماره‌ی دو در نظر گرفته شده است. سپس با استفاده از روش‌های ارائه شده، زاویه‌های محدود کننده، تخت، گانتری و هم‌چنین اندازه‌ی دهانه‌ی محدود کننده برای هر دو میدان فرضی جهت تطابق بین صفحات کناری آن‌ها محاسبه شده است. مقایسه‌ی نتایج به دست آمده با سیستم طراحی درمان نشان می‌دهد که تکنیک پرتودهی مغزی نخاعی فقط در اندازه‌گیری زاویه‌ی محدود کننده دارای خطا بوده که مقدار آن برابر با ۰/۱۹۸ درصد اندازه‌گیری شده است. بیش‌ترین خطای محدود کننده در دو تکنیک فوق ترقوه‌ای با میدان کامل و نیمه در محاسبه‌ی اندازه‌ی دهانه‌ی محدود کننده‌ی میدان فوق ترقوه‌ای حاصل شده که به ترتیب برابر با ۲۱/۰۵ و ۱۸/۶ درصد محاسبه شده است. در نهایت با توجه به نتایج به دست آمده می‌توان از این روش جهت بهبود تطابق میدان‌ها در تمام حالت‌هایی که از میدان‌های درمانی مجاور هم استفاده می‌شود، با میزان خطای قابل قبول و هم‌چنین بدون تغییر در اندازه‌ی میدان استفاده کرد تا توزیع دوز یکسان حاصل شود.

انطباق میدان‌های مجاور  
سیستم طراحی درمان  
پرتودهی پستان  
پرتودهی فوق ترقوه‌ای  
پرتودهی جمجمه

### \*نویسنده‌ی مسئول

نشانی گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

کد پستی تلفن +۹۸-۲۱-۶۶۴۶۶۳۸۳

دورنگار +۹۸-۲۱-۶۶۴۶۶۳۸۳

پست الکترونیک gh-geraily@sina.tums.ac.ir

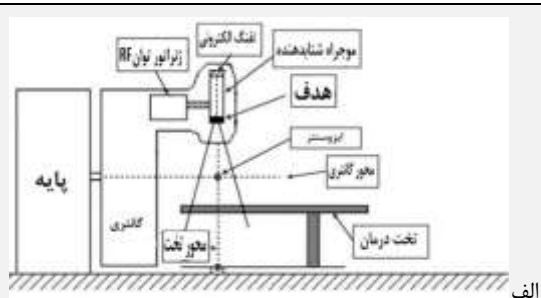


## ۱- مقدمه

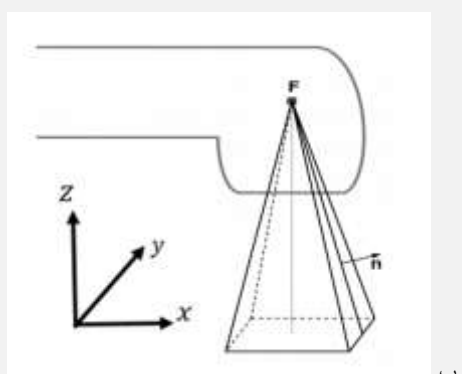
میدان‌های تابشی مجاور باید با زاویه دادن به میدان‌ها، لبه‌های میدان‌های تابشی، موازی و منطبق شوند [۶]. هدف از این مطالعه ارائه‌ی یک روش کلی برای حل مسأله‌ی همسان‌سازی میدان‌های تابشی مجاور بوده که در بیش‌تر تکنیک‌های درمانی که در آن‌ها به استفاده از چند میدان تابشی نیاز است، قابل استفاده باشد. این روش می‌تواند برای اندازه‌های متفاوت میدان تابشی معتبر باشد. در نهایت نتایج به دست آمده از طریق معادلات ارائه شده برای تکنیک‌های درمانی از جمله پرتودهی مغزی نخاعی، پرتودهی پستان فوق ترقوه‌ای با میدان کامل و پرتودهی پستان فوق ترقوه‌ای با میدان نیمه با نتایج حاصل از سیستم طراحی درمان مورد بررسی قرار گرفته است.

## ۲- مواد و روش‌ها

برای انجام این مطالعه از روابط اویلر و مدل‌های ریاضی استفاده شده است. در دستگاه شتاب دهنده‌ی خطی (شکل ۱-الف) در اثر برخورد الکترون‌های پرنرژی روی یک نقطه از هدف تنگستنی، پرتوهای  $x$  ترمزی تولید شده که این نقطه به عنوان کانون (F) در نظر گرفته می‌شود (شکل ۱-ب).



الف



ب

شکل (۱) - الف) اجزای دستگاه شتاب دهنده‌ی خطی [۱۶]،  
ب) طرح شماتیک از بردار نرمال و زاویه‌ی میدان

به محل تلاقی سه محور چرخش تخت، محدود کننده و گانتری، ایزوسنتر گفته می‌شود. سیستم محدود کننده‌ی موجود در

هدف از انجام پرتودرمانی، از بین بردن سلول‌های سرطانی و در عین حال حفظ سلول‌های سالم است. بنابراین باید توزیع دوز در میدان تابشی مناسب باشد تا حجم تومور بیش‌ترین دوز و بافت‌های سالم اطراف تومور کم‌ترین میزان دوز را دریافت کنند. در بعضی از موارد شکل و حجم تومور پیچیده است و برای ایجاد توزیع دوز مناسب باید از چند میدان پرتویی استفاده گردد تا حجم تومور به خوبی پوشش داده شود اما هنگامی که از چند میدان پرتویی استفاده می‌شود این امکان وجود دارد که بعضی از میدان‌ها در مجاورت هم قرار بگیرند و به دلیل خاصیت واگرایی دسته‌ی پرتوی تابشی، در محل تقاطع میدان‌ها نقاط گرم و سرد ایجاد شود. از این رو به دلیل ظهور نقطه‌ی گرم که باعث دریافت دوز بیش از حد در بافت سالم شده و نقطه‌ی سرد که باعث دریافت دوز کم‌تر از حد در تومور می‌شود، در محل تقاطع میدان‌ها توزیع دوز نامناسب وجود خواهد داشت [۱-۴]. برای ایجاد توزیع دوز مناسب در حالت‌هایی که به استفاده از چندین میدان تابشی مجاور هم نیاز است، باید میدان‌های تابشی با هم انطباق داشته باشند. برخی راه‌حل‌های پیشنهادی برای انطباق میدان‌ها مبتنی بر روش‌های نیمه‌تجربی بوده که نیاز به شبیه‌سازی با استفاده از فلوروسکوپی<sup>۱</sup> دارند و از دقت کمی برخوردار هستند [۳]. برخی از راه‌حل‌ها نیز به صورت تحلیلی بوده که بر اساس مطالعات گذشته [۵، ۶] منجر به ناهمگنی‌های قابل توجهی می‌شوند. راه‌حل‌هایی نیز گزارش شده است که چرخش‌های لازم را برای تطابق میدان‌ها محاسبه کرده اما اندازه‌ی صحیح میدان را ارائه نداده [۵-۹] و فقط برای تکنیک‌های خاص مانند پرتودهی مغزی نخاعی [۱۰، ۱۱] و پرتودهی پستان فوق ترقوه‌ای با میدان نیمه [۱۲] کاربرد دارند. در حال حاضر می‌توان از تکنیک‌های متداول مانند استفاده از محدود کننده‌های<sup>۲</sup> مستقل که معمولاً در دسترس هستند و همچنین تکنیک‌های تک‌ایزوسنتری<sup>۳</sup> و تکنیک نیمه میدان<sup>۴</sup> برای تطابق میدان‌های مجاور استفاده کرد. در این تکنیک‌ها با حرکت دادن یکی از فک‌های محدود کننده در راستای محور مرکزی میدان تابشی، اجازه‌ی یک تطابق ساده توسط میدان‌های نیمه ناواگرا فراهم می‌شود [۱۳، ۱۴]. محدودیت اصلی این تکنیک‌ها، دسترسی به نیمی از میدان تابشی بوده و زمانی که حجم تومور بزرگ باشد به اندازه‌ی بزرگ‌تری از میدان تابشی نیاز است. با توجه به این محدودیت، در حالتی که نیاز به استفاده از تمام میدان تابشی باشد، برای ایجاد انطباق بین

<sup>۱</sup> Isocenter<sup>۲</sup> Half-Field<sup>۱</sup> Fluoroscopy<sup>۲</sup> Collimators

گانتتری در زاویه‌ی صفر درجه قرار داشته باشد محور  $z$ ، محور چرخش تخت بیمار و محدود کننده است. میزان دوران تخت، تحت زاویه‌ی  $\tau$  با رابطه‌ی (۲) و میزان دوران محدود کننده، تحت زاویه‌ی  $\kappa$  با رابطه‌ی (۳) مشخص می‌شود. هم‌چنین محور  $y$  محور چرخش گانتتری و محور حرکت طولی تخت بوده و میزان دوران گانتتری تحت زاویه‌ی  $\gamma$  با رابطه‌ی (۴) مشخص می‌شود.

$$R_z(\tau) = \begin{pmatrix} \cos \tau & -\sin \tau & 0 \\ \sin \tau & \cos \tau & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (۲)$$

$$R_z(\kappa) = \begin{pmatrix} \cos \kappa & -\sin \kappa & 0 \\ \sin \kappa & \cos \kappa & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (۳)$$

$$R_y(\gamma) = \begin{pmatrix} \cos \gamma & 0 & \sin \gamma \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \gamma & 0 & \cos \gamma \end{pmatrix} \quad (۴)$$

با ضرب سه رابطه‌ی ماتریسی (۲)، (۳) و (۴) ماتریس دوران کل مطابق رابطه‌ی (۵) حاصل می‌شود.

$$R_z(\tau)R_z(\kappa)R_y(\gamma) = \begin{pmatrix} \cos \tau \cos \gamma \cos \kappa - \sin \tau \sin \kappa & -\cos \tau \cos \gamma \sin \kappa - \sin \tau \cos \kappa & \cos \tau \sin \gamma \\ \sin \tau \cos \gamma \cos \kappa + \cos \tau \sin \kappa & -\sin \tau \cos \gamma \sin \kappa + \cos \tau \cos \kappa & \sin \tau \sin \gamma \\ -\sin \kappa \cos \gamma & \sin \gamma \sin \kappa & \cos \gamma \end{pmatrix} \quad (۵)$$

یکسان در نظر گرفته شده است. در ابتدا بردار نرمال‌های صفحات مجاور دو میدان (شکل ۱-ب) به صورت زیر بیان می‌شوند.

$$\hat{n}_1 = \begin{pmatrix} 0 \\ \cos \alpha_1 \\ \sin \alpha_1 \end{pmatrix} \quad (۶)$$

$$\hat{n}_2 = \begin{pmatrix} 0 \\ -\cos \alpha_2 \\ \sin \alpha_2 \end{pmatrix} \quad (۷)$$

سپس با ضرب ماتریس دوران کل در هر یک از بردار نرمال‌ها مقدار  $\hat{n}_1$  و  $\hat{n}_2$  حاصل شده که طبق رابطه‌ی (۸) ماتریس دوران در بردار  $\hat{n}_1$  ضرب شده و مولفه‌های بردار  $\hat{n}_1 = (u, v, w)$  محاسبه می‌شود.

$$R_z(\tau_1)R_z(\kappa_1)R_y(\gamma_1)\hat{n}_1 = \hat{n}'_1 \quad (۸)$$

$$u = \cos \tau_1(-\cos \gamma_1 \cdot \sin \kappa_1 \cdot \cos \alpha_1 + \sin \gamma_1 \cdot \sin \alpha_1 - \sin \tau_1 \cdot \cos \kappa_1 \cdot \cos \alpha_1) \quad (۹)$$

$$v = \sin \tau_1(-\cos \gamma_1 \cdot \sin \kappa_1 \cdot \cos \alpha_1 + \sin \gamma_1 \cdot \sin \alpha_1 + \cos \tau_1 \cdot \cos \kappa_1 \cdot \cos \alpha_1) \quad (۱۰)$$

$$w = \sin \gamma_1 \cdot \sin \kappa_1 \cdot \cos \alpha_1 + \cos \gamma_1 \cdot \sin \alpha_1 \quad (۱۱)$$

دستگاه شتاب دهنده‌ی خطی توانایی ایجاد میدان‌های پرتویی متقارن و نامتقارن را دارد. دو نوع سیستم محدودسازی در دستگاه وجود دارد. نوع اول محدودساز اولیه بوده که به صورت ثابت است و بیشینه‌ی اندازه‌ی میدان پرتویی  $40 \times 40$  سانتی‌متر مربع را در فاصله‌ی ۱۰۰ سانتی‌متری از کانون تا ایزوسنتر<sup>۱</sup> (SAD) ایجاد می‌کند. نوع دوم محدودساز ثانویه بوده که از دو فک روی هم تشکیل شده است که یکی از آن‌ها قابلیت حرکت در راستای  $x$  محور مختصات و دیگری قابلیت حرکت در راستای  $y$  محور مختصات را دارد [۱۵].

زاویه‌ی بین محور مرکزی میدان پرتویی و هر صفحه‌ی جانبی میدان، زاویه‌ی میدان ( $\alpha$ ) نام داشته و از طریق رابطه‌ی (۱) محاسبه می‌شود.

$$\alpha = \arctan\left(\frac{\text{jaw aperture}}{SAD}\right) \quad (۱)$$

در ابتدا یک سیستم متعامد راست‌گرد با مبدا ایزوسنتر به عنوان مرجع انتخاب شده است. مطابق شکل (۱-ب) هنگامی که

دو میدان به نام‌های میدان یک و میدان دو مورد بررسی قرار گرفته است. هر دو میدان دارای اندازه‌ی یکسان فاصله‌ی چشمه تا ایزوسنتر و هم‌چنین به ترتیب دارای زوایای  $\alpha_1$  و  $\alpha_2$  می‌باشند. میدان اول دارای پارامترهای ثابت بوده و میدان دوم با چرخش زاویه‌های تخت و گانتتری با میدان اول تطبیق داده می‌شود. هم‌چنین میدان دوم به دلیل شرایط معمول طراحی درمان دارای زاویه‌ی گانتتری ثابت  $\gamma_2$  است. در نهایت اگر یک ضلع از میدان با یک ضلع از میدان دیگر با هم منطبق شوند، تطابق دو میدان رخ داده است. هم‌چنین یک نقطه (کانون F) و یک بردار نرمال ( $n$ ) برای هر یک از صفحات مجاور میدان فرضی در نظر گرفته شده است. در نتیجه دو روش برای حل مساله‌ی تطابق صفحات کناری دو میدان فرضی وجود دارد.

## ۲-۱- روش اندازه‌های میدان ثابت

در این روش اندازه‌های دو میدان یک و دو ثابت فرض می‌شود. ایزوسنتر برای میدان یک و دو به ترتیب برابر با  $I_1$  و  $I_2$  با مختصات  $(x_1, y_1, z_1)$  و  $(x_2, y_2, z_2)$  است. تمام مولفه‌های مختصات ایزوسنتر میدان اول برابر با صفر در نظر گرفته می‌شود. هم‌چنین اندازه‌ی زاویه‌ی میدان برای هر دو میدان

<sup>۱</sup> Source-Axis Distance

کامل و پرتودهی پستان فوق ترقوه‌ای با میدان نیمه، معادلات جهت ایجاد تطابق بین میدان‌های مجاور ارائه شده است. تصاویر بیماران مورد مطالعه توسط دستگاه CT ۶۴ اسلایس جمع‌آوری شده است. سپس تصاویر CT<sup>۱</sup> به صورت اطلاعات دایکام<sup>۲</sup> به سیستم طراحی درمان سه‌بعدی RT DOSEPLAN<sup>۳</sup> انتقال داده شده و در نهایت نتایج به دست آمده از معادلات با نتایج حاصل از سیستم طراحی درمان مقایسه شده است.

#### ۲-۴- پرتودهی مغزی نخاعی

در پرتودهی مجسمه و ستون فقرات معمولاً بیماران در حالت خوابیده روی شکم قرار گرفته و دو میدان جانبی، مجسمه را تحت تابش قرار می‌دهد که زاویه‌ی گانتری ۲۷۰ درجه و ۹۰ درجه و زاویه‌ی میدان  $\alpha_2$  است. هم‌چنین میدان خلفی که نخاع را تابش می‌دهد (میدان نخاعی) دارای زوایای گانتری  $\tau_1=0$ ، محدود کننده  $\kappa_1=0$  و تخت  $\gamma_1=0$  بوده و زاویه‌ی میدان  $\alpha_1$  است. میدان نخاعی (میدان ۱) به طور ثابت فرض شده و دو میدان به طور عرضی با آن انطباق می‌یابند (با زاویه‌ی گانتری ۲۷۰ یا ۹۰). بردار نرمال برابر با  $(w, v, u) = (\sin \alpha_1, \cos \alpha_1, 0)$  و زاویه‌ی محدود کننده و دوران تخت به صورت زیر قابل محاسبه است.

$$\kappa_2 = \pm \arcsin\left(\frac{\sin \alpha_1}{\cos \alpha_2}\right) \quad (19)$$

$$\tau_2 = \pm \arcsin\left(\frac{\sin \alpha_2}{\cos \alpha_1}\right) \quad (20)$$

در این روابط علامت مثبت و منفی بسته به میدان‌های عرضی انتخاب می‌شود. اگر ایزوسنترها ثابت فرض شود زاویه‌ی میدان برای میدان‌های عرضی به صورت زیر محاسبه شده که  $\Delta Z$  تفاوت عمودی بین ایزوسنترها است.

$$\alpha_2 = \arcsin\left(\cos \alpha_1 \frac{y_2 - y_1}{SAD} + \sin \alpha_1 \left(\frac{z_2 - z_1}{SAD} - 1\right)\right) \quad (21)$$

اگر زاویه‌ی میدان دو ( $\alpha_2$ ) ثابت در نظر گرفته شود مختصات طولی  $I_2$  به صورت زیر است.

$$y_2 = y_1 + \tan \alpha_1 (SAD - (z_2 - z_1)) + SAD \frac{\sin \alpha_2}{\cos \alpha_1} \quad (22)$$

#### ۲-۵- پرتودهی پستان فوق ترقوه‌ای با میدان کامل

برای پرتودهی ناحیه‌ی فوق ترقوه‌ای از یک میدان ثابت با زاویه‌ی گانتری، محدود کننده و تخت برابر با صفر استفاده

اکنون می‌توان طبق معادله‌ی همسانی ( $\hat{n}_2 = -\hat{n}_1$ ) مقدار بردار نرمال  $\hat{n}_2$  را محاسبه کرد.

$$-\hat{n}_1 = R_z(\tau_2)R_z(\kappa_2)R_y(\gamma_2)\hat{n}_2 \quad (12)$$

سپس می‌توان از طریق حل معادلات بالا، زاویه‌های تخت و محدود کننده را برای میدان دو محاسبه کرد.

$$\kappa_2 = \arcsin\left(\left(\frac{\tan \alpha_2}{\tan \gamma_2}\right) + \left(\frac{w}{\cos \alpha_2 \sin \gamma_2}\right)\right) \quad (13)$$

$$\tau_2 = \quad (14)$$

$$-\arcsin\left(\frac{v \sin \alpha_2 + vw \cos \gamma_2 + u \cos \kappa_2 \cos \alpha_2 \sin \gamma_2}{(v^2 + u^2) \sin \gamma_2}\right)$$

#### ۲-۲- روش ایزوسنترهای ثابت

در این روش مختصات ایزوسنتر برای هر دو میدان، یکسان فرض می‌شود. متغیرهای موجود در این روش، زاویه‌ی چرخش محدود کننده، تخت و زاویه‌ی میدان برای میدان شماره‌ی دو بوده که از طریق روابط زیر محاسبه می‌شود.

$$\alpha_2 = -\arcsin\left(\frac{\sin \gamma_2 (u \cos \tau_2 + v \sin \tau_2) + w \sin \gamma_2}{\quad}\right) \quad (15)$$

$$\kappa_2 = \quad (16)$$

$$\arctan\left(\frac{-\cos \gamma_2 (u \cos \tau_2 + v \sin \tau_2) + w \sin \gamma_2}{-u \sin \tau_2 + v \cos \tau_2}\right)$$

برای محاسبه‌ی زاویه‌ی تخت میدان دوم، جهت سهولت یک پارامتر تحت عنوان A در نظر گرفته می‌شود.

$$A = -u \frac{x_2 - x_1}{SAD} + u \cos \tau_1 \sin \gamma_1 - v \frac{y_2 - y_1}{SAD} + v \sin \tau_1 \sin \gamma_1 - w \left(\frac{z_2 - z_1}{SAD} - \cos \gamma_1 + \cos \gamma_2\right) \quad (17)$$

در این رابطه  $\Delta x$ ،  $\Delta y$  و  $\Delta z$  به ترتیب بیان‌گر اختلاف عمودی، عرضی و طولی ایزوسنترها می‌باشند. حال با استفاده از رابطه‌ی (۱۷) زاویه‌ی  $\tau_2$  محاسبه می‌شود.

$$a\tau_2 = \quad (18)$$

$$r \operatorname{csin} \frac{Av \pm \sqrt{(Av)^2 - (u^2 + v^2)(A^2 - u^2 \sin^2 \gamma_2)}}{(u^2 + v^2) \sin \gamma_2}$$

#### ۲-۳- نحوه‌ی ارزیابی

با استفاده از معادلات ارائه شده برای تکنیک‌های درمانی شامل پرتودهی مغزی نخاعی، پرتودهی پستان فوق ترقوه‌ای با میدان

<sup>۱</sup> MATCH RESOLUTION

<sup>۱</sup> Computed Tomography

<sup>۲</sup> DICOM

نتایج حاصل از معادلات ارائه شده با نتایج حاصل از سیستم طراحی درمان مقایسه شده و میزان خطا اندازه‌گیری شده است.

### ۳-۱- پرتو دهی مغزی نخاعی

برای میدان‌های مماسی بر اساس روش میدان‌های ثابت با اندازه‌ی SAD برابر با ۱۰۰ سانتی‌متر، در رابطه‌ی (۲۰) میزان زاویه‌ی تخت و در رابطه‌ی (۱۹) میزان زاویه‌ی محدود کننده برای تطابق میدان‌های مجامه‌ای با میدان نخاعی محاسبه شده است. هم‌چنین اندازه‌ی دهانه‌ی محدود کننده در هر کدام از میدان‌های تابشی اندازه‌گیری شده است. نتایج به دست آمده از معادلات با نتایج حاصل از سیستم طراحی درمان و میزان درصد خطا در هر کدام از زوایا در جدول (۱) ارائه شده است. در شکل (۲) نحوه‌ی تطابق میدان‌های مماسی با میدان نخاعی نمایش داده شده است.

### ۳-۲- پرتو دهی پستان فوق ترقوه‌ای با میدان کامل

با توجه به روابط (۲۳) و (۲۴) مقدار زاویه‌ی محدود کننده و زاویه‌ی تخت برای تطابق میدان‌های مماسی با میدان فوق ترقوه‌ای و هم‌چنین اندازه‌ی دهانه‌ی محدود کننده، در SAD برابر با ۱۰۰ سانتی‌متر محاسبه شده است. نتایج به دست آمده از معادلات با نتایج حاصل از سیستم طراحی درمان و میزان درصد خطا در هر کدام از زوایا اندازه‌گیری و در جدول (۲) ارائه شده است. در شکل (۳) نحوه‌ی تطابق میدان‌های مماسی با میدان فوق ترقوه‌ای نمایش داده شده است.

### ۳-۳- پرتو دهی پستان فوق ترقوه‌ای با میدان نیمه

با حل روابط (۲۵) و (۲۶) مقدار زاویه‌ی محدود کننده و تخت برای میدان‌های مماسی در حالت میدان فوق ترقوه‌ای به صورت نیمه، محاسبه شده است. مقدار اندازه‌ی دهانه‌ی محدود کننده در SAD برابر با ۱۰۰ سانتی‌متر نیز اندازه‌گیری شده است. نتایج حاصل از معادلات با نتایج سیستم طراحی درمان و میزان درصد خطا در هر کدام از زوایا در جدول (۳) ارائه شده است. در شکل (۴) نحوه‌ی تطابق میدان‌های مماسی با میدان فوق ترقوه‌ای به صورت نیمه، نمایش داده شده است.

می‌شود. سپس میدان‌های مماسی که به صورت مورب هستند با آن انطباق می‌یابند. در این حالت بر خلاف تکنیک پرتو دهی مغزی نخاعی باید زاویه‌ی گانتری (γ<sub>2</sub>) نیز در نظر گرفته شود. برای به دست آوردن دقیق زوایای تخت و محدود کننده از روابط زیر استفاده می‌شود.

$$\kappa_2 = \arcsin\left(\frac{\tan \alpha_2}{\tan \gamma_2} + \frac{\sin \alpha_1}{\cos \alpha_1 \sin \gamma_2}\right) \quad (23)$$

$$\tau_2 = -\arcsin\left(\frac{\sin \alpha_2 + \sin \alpha_1 \cos \gamma_2}{\sin \gamma_2 \cos \alpha_1}\right) \quad (24)$$

### ۲-۶- پرتو دهی پستان فوق ترقوه‌ای با میدان نیمه

در این روش میدان فوق ترقوه‌ای به صورت نیمه بوده که در راستای z واگرایی نداشته و به شکل عمود قرار گرفته است. برای پوشش دهی بافت پستان از دو میدان مماسی نیز استفاده می‌شود [۳] که برای انطباق دقیق این میدان‌ها می‌توان زاویه‌ی دوران محدود کننده و دوران تخت بیمار را با استفاده از روابط زیر محاسبه کرد.

$$\kappa_2 = \arcsin\left(\frac{\tan \alpha_2}{\tan \gamma_2}\right) \quad (25)$$

$$\tau_2 = -\arcsin\left(\frac{\sin \alpha_2}{\sin \gamma_2}\right) \quad (26)$$

هم‌چنین اگر ایزوسنترهای میدان‌ها ثابت در نظر گرفته شود، زاویه‌ی میدان برای میدان مماسی به صورت زیر است.

$$\alpha_2 = \arcsin\left(\frac{\gamma_2 - \gamma_1}{SAD}\right) \quad (27)$$

اگر زاویه‌ی α<sub>2</sub> میدان ثابت در نظر گرفته شود، مختصات طولی ایزوسنتر (I<sub>2</sub>) به صورت زیر محاسبه می‌شود.

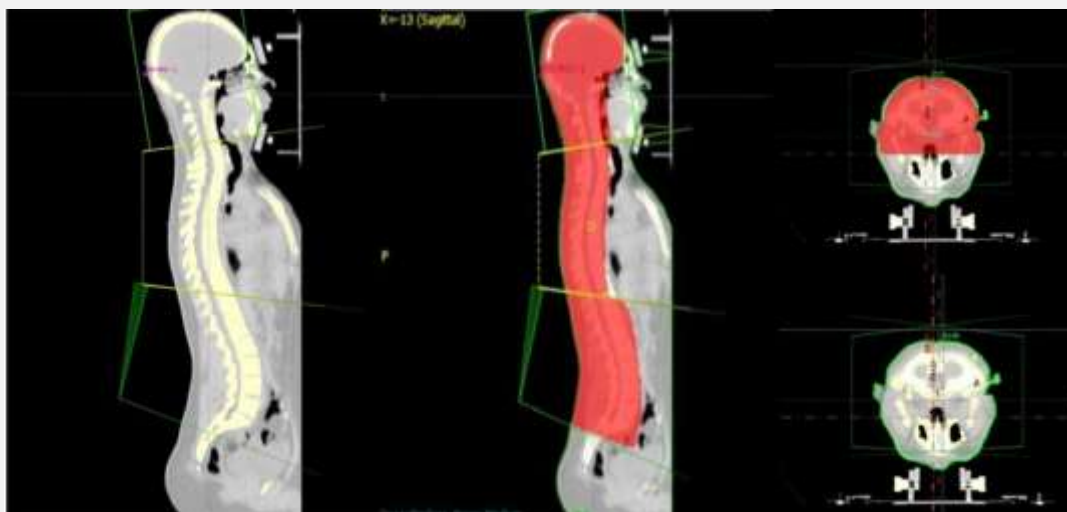
$$\gamma_2 = \gamma_1 - SAD \sin \tau_2 \sin \gamma_2 \quad (28)$$

### ۳- یافته‌ها و بحث

بر اساس معادلات ارائه شده، متغیرها برای ایجاد انطباق بین میدان‌های مجاور در تکنیک‌های درمانی پرتو دهی مغزی نخاعی، پرتو دهی پستان فوق ترقوه‌ای با میدان کامل و پرتو دهی پستان فوق ترقوه‌ای با میدان نیمه محاسبه شده است. سپس

جدول (۱) - زوایای محاسبه شده با معادلات و سیستم طراحی درمان برای تطابق میدان‌های مجاور در تکنیک پرتو دهی مغزی نخاعی

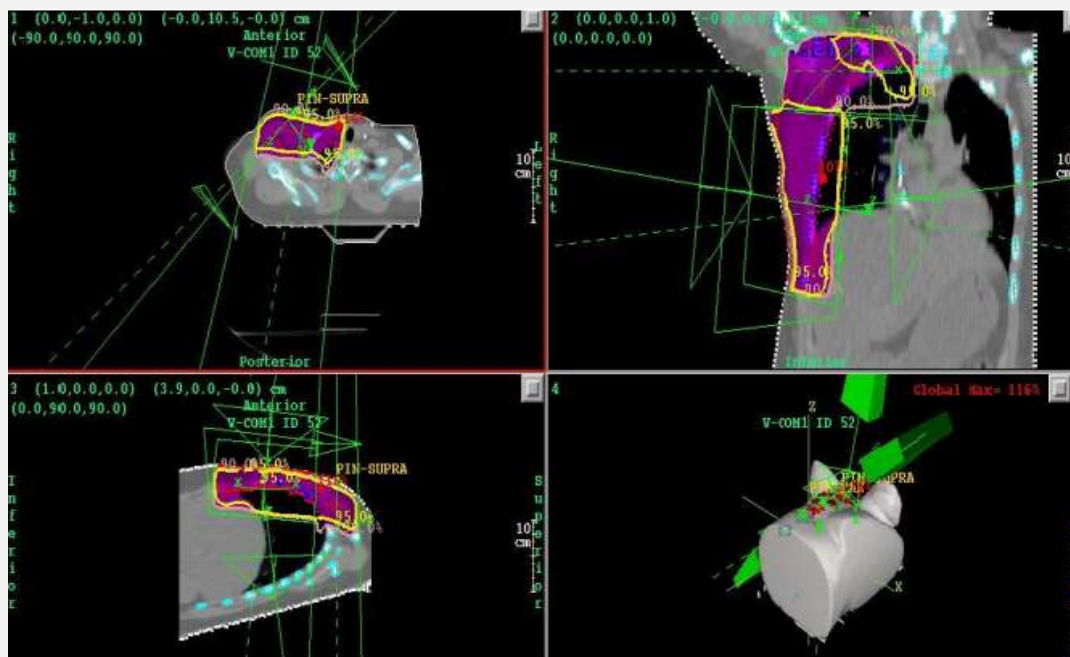
میزان خطا (%)			سیستم طراحی درمان			معادلات			
مجموعه‌ای ۲	مجموعه‌ای ۱	نخاعی	مجموعه‌ای ۲	مجموعه‌ای ۱	نخاعی	مجموعه‌ای ۲	مجموعه‌ای ۱	نخاعی	
۰	۰	۰	۲۷۰	۹۰	۰	۲۷۰	۹۰	۰	زاویه‌ی گانتری
۰/۱۹۸	۰	۰	۳۵۲	۸	۰	۳۵۲/۷	۸	۰	زاویه‌ی محدود کننده
۰	۰	۰	۳۵۳	۷	۰	۳۵۳	۷	۰	زاویه‌ی تخت
۰	۰	۰	۱۳/۵	۱۳/۵	۱۲	۱۳/۵	۱۳/۵	۱۲	دهانه‌ی محدود کننده (cm)



شکل (۲) - تطابق میدان‌ها حاصل از نتایج به دست آمده برای تکنیک پرتودهی مغزی نخاعی

جدول (۲) - زوایای محاسبه شده از معادلات و سیستم طراحی درمان در تکنیک پرتو دهی پستان فوق ترقوهای با میدان کامل

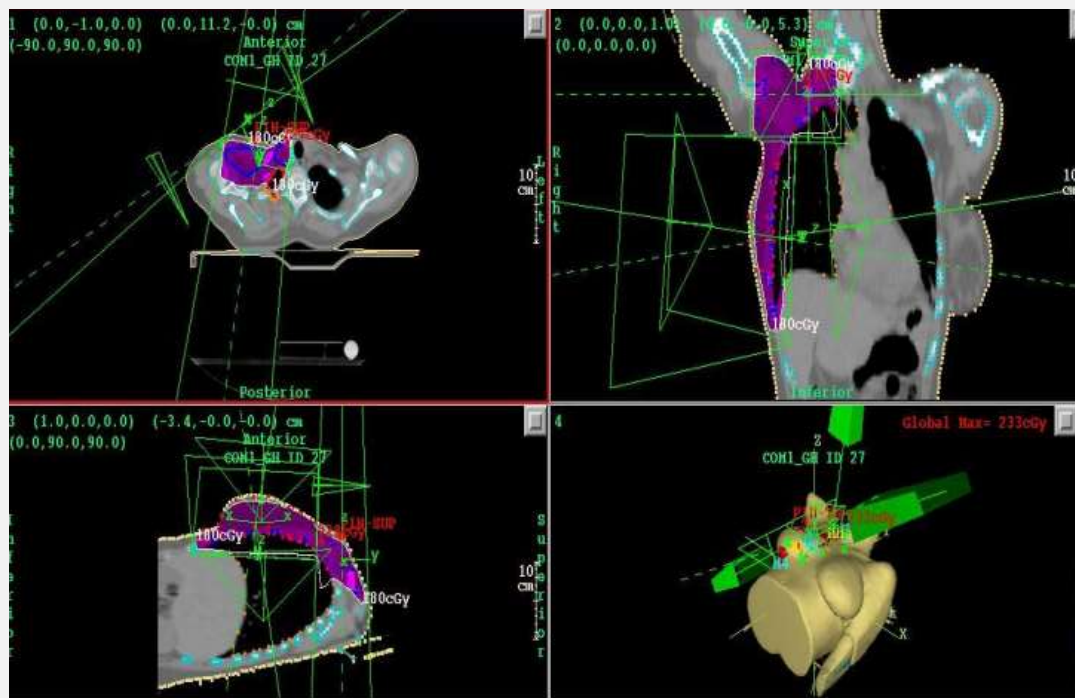
میزان خطا (%)			سیستم طراحی درمان			معادلات			
داخلی	خارجی	فوق ترقوهای	داخلی	خارجی	فوق ترقوهای	داخلی	خارجی	فوق ترقوهای	
۱/۹۶	۰	۸/۳۳	۵۱	۲۲۶	۱۲	۵۰	۲۲۶	۱۱	زاویه‌ی گانتری
۰/۳۸	۰	۰/۵۶	۲۶۳	۸۸	۳۵۷	۲۶۲	۸۸	۳۵۹	زاویه‌ی محدود کننده
۰/۸۴	۰/۲۵	۰	۳۵۴	۸	۰	۳۵۱	۶	۰	زاویه‌ی تخت
۱۷/۵	۱۷/۵	۲۱/۰۵	۸	۸	۷/۶	۶/۶	۶/۶	۶	دهانه‌ی محدود کننده (cm)



شکل (۳) - چینش میدان‌ها در پرتودهی پستان فوق ترقوهای با میدان کامل

جدول (۳) - زوایای محاسبه شده از معادلات و سیستم طراحی درمان در تکنیک پرتودهی پستان فوق ترقوهای با میدان نیمه

میزان خطا (%)			سیستم طراحی درمان			معادلات			
داخلی	خارجی	فوق ترقوهای	داخلی	خارجی	فوق ترقوهای	داخلی	خارجی	فوق ترقوهای	
۱۴/۵	۳/۸	۰	۶۲	۲۳۶	۱۰	۵۳	۲۲۷	۱۰	زاویه‌ی گانتری
۰/۷۵	۲/۲۷	۰/۲۷	۲۶۵	۸۸	۳۵۹	۲۶۳	۸۶	۳۵۸	زاویه‌ی محدود کننده
۰/۲۸	۱۴/۲۸	۰	۳۵۳	۷	۰	۳۵۲	۸	۰	زاویه‌ی تخت
۱۶	۱۶	۱۸/۶	۱۰	۱۰	۸/۶	۸/۴	۸/۴	۷	دهانه‌ی محدود کننده (cm)



شکل (۴) - چینش میدان‌های پرتویی در روش پرتودهی پستان فوق ترقوه‌ای با میدان نیمه

آن‌ها فقط موازی بودن صفحات جانبی دو میدان را تضمین می‌کنند. از مقایسه‌ی داده‌های حاصل از معادلات و سیستم طراحی درمان این نتیجه حاصل شده که میزان خطا در زاویه‌ی گانتری در میدان مماسی دو، برابر با ۱۹۸٪ درصد بوده اما در سایر حالت‌ها خطایی بین نتایج حاصل از معادلات ارائه شده و سیستم طراحی درمان مشاهده نشده است.

در تکنیک پرتودهی پستان فوق ترقوه‌ای با میدان کامل، میدان فوق ترقوه‌ای به صورت ثابت در نظر گرفته شده است. سپس زاویه‌ی محدود کننده و تخت (با در نظر گرفتن زاویه‌ی گانتری میدان‌های مماسی) برای دو میدان داخلی و خارجی با استفاده از روابط (۲۳) و (۲۴) محاسبه شده است. بر اساس نتایج گزارش شده، این معادلات با معادلات ارائه شده توسط کیس بو مطابقت دارد [۹]. همچنین بیش‌ترین میزان خطا در این روش در محاسبه‌ی اندازه‌ی دهانه‌ی محدود کننده برای میدان فوق ترقوه‌ای برابر با ۲۱/۰۵ درصد است. با توجه به نتایج به دست آمده در دو تکنیک پرتودهی مغزی نخاعی و پرتودهی پستان فوق ترقوه‌ای با میدان کامل در حالت ایزوسنتر یکسان، معادلات هم برای پرتودهی مغزی نخاعی و هم برای پرتودهی پستان فوق ترقوه‌ای با میدان کامل (به دلیل مستقل بودن از زاویه‌ی گانتری) برقرار است و می‌توان مقدار  $\alpha_2$  را با استفاده از رابطه‌ی (۲۱) هنگامی که فاصله‌ی منبع تا پوست<sup>۱</sup> (SSD) ثابت باشد محاسبه کرد. همچنین برای ایجاد تطابق بهتر، مقدار  $\Delta z$  در

در این مطالعه از مدل‌های ریاضی برای ایجاد تطابق بین میدان‌های پرتویی مجاور در رادیوتراپی، جهت توزیع دوز مناسب استفاده شده است. در ابتدا دو میدان فرضی (میدان اول دارای موقعیت ثابت) در نظر گرفته شده و سپس از یکی از دو روش اندازه‌های میدان ثابت و ایزوسنترهای ثابت برای ایجاد تطابق بین میدان دوم با میدان اول استفاده شده است. با استفاده از دو روش اندازه‌های میدان ثابت و ایزوسنترهای ثابت در این پژوهش در تکنیک‌های درمانی پرتودهی مغزی نخاعی، پرتودهی پستان فوق ترقوه‌ای با میدان کامل و میدان نیمه، معادلات برای اندازه‌گیری زاویه‌های تخت، محدود کننده و گانتری برای ایجاد تطابق بین میدان‌ها ارائه شده است. در این مطالعه بر خلاف مطالعات گذشته [۵، ۶] اندازه‌ی دهانه‌ی محدود کننده نیز محاسبه شده است. در نهایت نتایج به دست آمده از معادلات با نتایج حاصل از سیستم طراحی درمان مقایسه شده است.

در تکنیک پرتودهی مغزی نخاعی، برای میدان نخاعی و دو میدان مماسی (مجمعه‌ای) با نام‌های میدان یک و دو، زاویه‌ی گانتری صفر، ۹۰ و ۲۷۰ درجه اختصاص داده شده است. در این تکنیک موقعیت میدان نخاعی ثابت در نظر گرفته شده و با استفاده از روابط (۱۹-۲۲) زوایای تخت و محدود کننده برای دو میدان مماسی محاسبه شده است. روابط (۱۹) و (۲۰) با معادلات به دست آمده توسط سیدون [۸] منطبق هستند اما

<sup>۱</sup> Source-Skin distance



کوچک‌ترین تغییرات در میزان اندازه‌ی زاویه‌ی میدان باعث ایجاد تغییرات بزرگ در اندازه‌ی دهانه‌ی محدود کننده می‌شود. بنابراین برای پرتودرمانی پستان با میدان فوق ترقوه‌ای با توجه به نتایج به دست آمده، استفاده از تکنیک پرتودهی پستان فوق ترقوه‌ای با میدان نیمه توصیه می‌شود چرا که در تکنیک پرتودهی پستان فوق ترقوه‌ای با میدان کامل، میدان فوق ترقوه‌ای به صورت میدان قدامی در نظر گرفته شده و طول میدان مورد نیاز برای دستیابی به تطابق برای هر میدان مماسی تا ۰/۵ سانتی‌متر متفاوت است که منجر به افزایش یا کاهش دوز می‌شود. همچنین مایلز و هم‌کارانش [۱۲] در مطالعه‌ی دزیمتریک صورت گرفته در محل اتصال میدان فوق ترقوه‌ای و میدان‌های مماسی نیز استفاده از میدان فوق ترقوه‌ای نیمه را توصیه کرده‌اند.

#### ۴- نتیجه‌گیری

معادلات ارائه شده در این مطالعه تایید کننده‌ی مطالعات گذشته بوده و قابلیت اندازه‌گیری اندازه‌ی میدان را نیز دارد. از طرف دیگر این معادلات امکان تجزیه و تحلیل و مقایسه‌ی تکنیک‌های مختلف را فراهم می‌کند. بنابراین این مطالعه برای محاسبه‌ی اندازه‌ی میدان و ایزوسنتر برای موارد درمانی که از میدان‌های مجاور استفاده می‌شود در جهت تطابق بین صفحات جانبی میدان تابشی معتبر است.

#### ۵- مراجع

- [1] Hunt, M., G. Kutcher, and M.K. Martel, Matchline dosimetry of a three field technique for breast treatment using cobalt or 6 MV X rays. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 1987. 13(7): p. 1099-1106.
- [2] De Ruyscher, D., et al. ,Radiotherapy toxicity. *Nature Reviews Disease Primers*, 2019. 5(1): p. 1-20.
- [3] Chu, J.C., et al., A nondivergent three field matching technique for breast irradiation. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 1990. 19(4): p. 1037-1040.
- [4] Tatcher, M. and A.S. Glicksman, Field matching considerations in craniospinal irradiation. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 1989. 17(4): p. 865-869.
- [5] Lebesque, J.V., Field matching in breast irradiation: an exact solution to a geometrical problem. *Radiotherapy and Oncology*, 1986. 5(1): p. 47-57.
- [6] Lu, X.-Q., et al., A three-field breast treatment technique with precise geometric matching

رابطه‌ی (۲۱) برای هر میدان مماسی متفاوت بوده و این تفاوت در حدود ۰/۵ سانتی‌متر است که در نهایت اندازه‌ی دهانه‌ی محدود کننده برای هر میدان مماسی متفاوت می‌شود.

در تکنیک پرتودهی پستان فوق ترقوه‌ای با میدان نیمه، میدان فوق ترقوه‌ای در راستای محور Z واگرا نیست (بر خلاف تکنیک فوق ترقوه‌ای با میدان کامل). در این تکنیک نیز موقعیت میدان فوق ترقوه‌ای ثابت در نظر گرفته شده و زاویه‌های تخت و محدود کننده‌ی دو میدان مماسی بر اساس روابط (۲۵) و (۲۶) محاسبه شده است. نتایج حاصل با نتایج سیدون و هم‌کارانش تطابق دارد [۷، ۸]. هم‌چنین در این تکنیک فارغ از روش ایزوسنتر ثابت، ایزوسنتر میدان‌های مماسی در یک سطح عرضی به سمت بیمار قرار داشته و مقدار  $\Delta y$  برای هر دو میدان یکسان است. بنابراین  $\alpha_2$  برای هر دو میدان مماسی به صورت یکسان است. بر اساس جدول (۳) مانند روش پرتودهی پستان فوق ترقوه‌ای با میدان کامل، بیش‌ترین میزان خطا (۱۸/۶ درصد) در محاسبه‌ی اندازه‌ی دهانه‌ی محدود کننده در میدان فوق ترقوه‌ای تخمین زده شده است.

در واقع در مدل‌سازی‌های ریاضی، بحث منطبق‌سازی بین میدان‌ها کاملاً به صورت کمی بوده و از نظر هندسی صحیح و معتبر است اما سیستم‌های طراحی درمان با در نظر گرفتن پارامترهای کیفی نظیر توزیع دوز همگن در بافت هدف، زوایا و اعداد را برای انطباق میدان‌ها پیشنهاد می‌کنند. از طرف دیگر سیستم‌های طراحی درمان بر اساس الگوریتم‌های محاسبه‌ی دوز به محاسبه‌ی توزیع دوز پرداخته که در محیط‌های غیرهمگن که از مواد با چگالی‌های متفاوت تشکیل شده‌اند به دلیل عدم وجود تعادل الکترونی، خطای قابل توجهی را در محاسبات توزیع دوز ایجاد می‌کنند [۱۷، ۱۸]. بدین منظور پیشنهاد می‌شود که با اندازه‌گیری توزیع دوز ایجاد شده با استفاده از روش‌های استاندارد مانند شبیه‌سازی مونت کارلو یا اندازه‌گیری عملی، به ارزیابی مدل‌های ریاضی پرداخته شود تا اندازه‌گیری میزان خطا دقیق‌تر صورت گیرد.

هم‌چنین طبق رابطه‌ی (۱) اندازه‌ی دهانه‌ی محدود کننده با زاویه‌ی میدان و SAD رابطه‌ی مستقیم دارد و بر اساس محاسبات صورت گرفته مشخص شده که میزان خطا در زوایای گانتری، محدود کننده و تخت در پرتودرمانی پستان (هم میدان کامل و هم میدان نیمه) نسبت به پرتودرمانی مغزی نخاعی بیش‌تر است و طبق روابط (۲۳-۲۶) زاویه‌ی میدان با زوایای گانتری، محدود کننده و تخت رابطه دارد. هم‌چنین به دلیل قانون عکس مجذور فاصله در پرتودرمانی جهت رساندن دوز کافی به تومور، نیازمند SAD بزرگ می‌باشد. در نهایت

- [13] Podgorsak, E., et al., A simple isocentric technique for irradiation of the breast, chest wall and peripheral lymphatics. *The British journal of radiology*, 1984. 57(673): p. 57-63.
- [14] Klein, E.E., et al., A mono isocentric technique for breast and regional nodal therapy using dual asymmetric jaws. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 1994. 28(3): p. 753-760.
- [15] Ph.D, J.P.G., Khan's *The Physics of Radiation Therapy* 6th Edition Oct 12, 2019.
- [16] Podgorsak, E.B., *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. 2005: International Atomic Energy Agency (September 15, 2005).
- [17] De La Torre, N., et al., A comparative study of surface dose and dose distribution for intact breast following irradiation with field-in-field technique vs. the use of conventional wedges. *Medical Dosimetry*, 2004. 29(2): p. 109-114.
- [18] Kavousi, N., et al., Evaluation of dose calculation algorithms accuracy for eclipse, PCRT3D, and monaco treatment planning systems using IAEA TPS commissioning tests in a Heterogeneous Phantom. *Iranian Journal of Medical Physics*, 2019. 16(4): p. 285-293
- using multileaf collimator-equipped linear accelerators. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 2003. 55(5): p. 1420-1431.
- [7] Siddon, R.L., G.L. Tonnesen, and G.K. Svensson, Three-field technique for breast treatment using a rotatable half-beam block. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 1981. 7(10): p. 1473-1477.
- [8] Siddon, R.L., Solution to treatment planning problems using coordinate transformations. *Medical physics*, 1981. 8(6): p. 766-774.
- [9] Casebow, M., Matching of adjacent radiation beams for isocentric radiotherapy. *The British Journal of Radiology*, 1984. 57(680): p. 735-740.
- [10] Parker, W.A. and C.R. Freeman, A simple technique for craniospinal radiotherapy in the supine position. *Radiotherapy and oncology*, 2006. 78(2): p. 217-222.
- [11] Panandiker, A.P., et al., Craniospinal irradiation with spinal IMRT to improve target homogeneity. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 2007. 68(5): p. 1402-1409.
- [12]. Miles, E.A., et al., Dosimetry and field matching for radiotherapy to the breast and supraclavicular fossa. *Radiotherapy and Oncology*, 2009. 91(1): p. 42-48.