

## دزیمتری سطح پوست با استفاده از دزیمترهای ترمولومینسانس و مقایسه آن با سیستم‌های طراحی درمان در براکی‌تراپی سرطان رحم

مینا مروی<sup>۱</sup>، مهدی صالحی‌باروق<sup>۱\*</sup> و سمیه غلامی<sup>۲</sup>

<sup>۱</sup> گروه مهندسی هسته‌ای-مهندسی پرتوپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکزی، تهران، ایران.

<sup>۲</sup> گروه رادیو انکولوژی، انستیتو کانسر، مجتمع بیمارستانی امام خمینی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

\* تهران، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکزی، گروه مهندسی هسته‌ای-مهندسی پرتوپزشکی، کدپستی: ۱۷۹۶۰-۱۶۱۴۸

پست الکترونیکی: m.s.barough@gmail.com

### چکیده

دقت در طراحی درمان براکی‌تراپی یک جنبه اساسی در درمان سرطان می‌باشد. مطالعه حاضر با هدف ارزیابی دقت محاسبات سیستم طراحی درمان در براکی‌تراپی سرطان رحم، توسط دستگاه  $^{60}\text{Co}$ -BEBIG با انجام دزیمتری سطحی پوست با استفاده از دزیمترهای ترمولومینسانس (TLD) می‌باشد. جهت انجام این تحقیق ۱۱ بیمار دارای سرطان رحم انتخاب شده که تحت درمان براکی‌تراپی بودند. به منظور اندازه‌گیری دز سطح پوست، دزیمترهای TLD دقیقاً بر روی پوست بیمار در امتداد استخوان سمفیزیک پوبیس و سمت چپ/راست لگن او قرار داده شدند. سرانجام مقایسه‌ای بین محاسبه دز حاصل از سیستم طراحی درمان و دز اندازه‌گیری شده توسط دزیمترهای TLD انجام شد. حدود ۹۰٪ از کل موارد بین محاسبات دز طراحی درمان و اندازه‌گیری TLD مطابقت خوبی وجود داشت. افزایش دز در وضعیت قدمی بیماران شماره ۵ و ۱۱ می‌تواند ناشی از جابه‌جایی اپلیکاتور در جهت طول باشد. برای بیمار شماره ۸ حرکت اپلیکاتور اوئید به سمت راست منجر به افزایش دز و افت در جهت‌های راست و چپ شد. چندین عامل مانند حرکت نشانگرها بر روی پوست بیمار و جابه‌جایی اپلیکاتورها در طول انتقال بیمار بین اتاق‌های تصویربرداری و درمان باعث اختلاف دز TLD در مقایسه با مقدار دز طراحی درمان می‌باشد. بنابراین روش اندازه‌گیری دزیمتری سطح پوست می‌تواند یک روش مناسب برای تأیید صحت دز در درمان سرطان رحم با نرخ دز بالا باشد.

**کلیدواژگان:** براکی‌تراپی، اپلیکاتور، براکی‌تراپی سرطان رحم، طراحی درمان، دزیمتری ترمولومینسانس.

### ۱. مقدمه

سرطان زنان و زایمان<sup>۱</sup> شامل سرطان دهانه رحم، سرطان تخمدان، سرطان واژن، سرطان آندومتر یا رحم است. براساس تحقیقات صورت گرفته، سرطان رحم حدود ۲۰ درصد از موارد جدید سرطان را تشکیل می‌دهد. زنان دارای شاخص توده بدنی<sup>۲</sup> بالای ۳۰ در مقایسه با سایر زنان، در معرض احتمال بالاتری از خطر ابتلا به سرطان رحم هستند [۱-۳]. روش‌های اصلی درمان بدخیمی سرطان، جراحی و پرتودرمانی خارجی یا داخلی (براکی‌تراپی<sup>۱</sup>) می‌باشد. درمقایسه

سرطان زنان و زایمان<sup>۱</sup> شامل سرطان دهانه رحم، سرطان تخمدان، سرطان واژن، سرطان آندومتر یا رحم است. براساس تحقیقات صورت گرفته، سرطان رحم حدود ۲۰ درصد از موارد جدید سرطان را تشکیل می‌دهد. زنان دارای شاخص

<sup>۲</sup> Body Mass Index (BMI)

<sup>۱</sup> Gynecologic (GYN)

بنابراین حرکت آشکارسازها نسبت به منبع، کاهش دقت در مکان‌بندی آشکارسازها و ایجاد ناراحتی برای خود بیماران باعث شد برخی از محققان به جای استفاده از دزیمترهای داخل حفره‌ای، ارزیابی دز پوست<sup>۱۰</sup> را پیشنهاد کردند. رافی<sup>۱۱</sup> و همکارانش با استفاده از TLD، دزیمتری سطح پوست را برای چشمه ایریدیوم در درمان سرطان سینه استفاده کردند. این مطالعه نشان داده است که دزیمترهای ترمولومینسانس می‌توانند در صورت اعمال اصلاحات مناسب، میزان دز پوست را با عدم قطعیت ۵/۵٪ اندازه‌گیری کنند [۹].

با توجه به میزان بالای دز در محل تومور در روش براکی‌تراپی، دقت در محاسبات طراحی درمان با هدایت سی‌تی‌اسکن و نظارت بر حرکت اپلیکاتورها نسبت به آناتومی بیمار در طول درمان فاکتورهای بسیار مهمی می‌باشند [۱۰ و ۱۱].

اگرچه نمی‌توان از دزیمترهای ترمولومینسانس در اندازه‌گیری‌های واقعی استفاده کرد، اما به دلیل قیمت پایین‌تر نسبت به سایر دزیمترها برآورد توزیع دز در سطح پوست و مکان‌بندی راحت‌تر موقعیت دزیمتری ما را ترغیب می‌کند که از آن‌ها به عنوان یک ارزیابی مقدماتی در آزمایشات بالینی استفاده کنیم [۱۲]. کیروف<sup>۱۲</sup> و همکاران میزان دز در اطراف منبع ایریدیوم در فواصل ۵ تا ۱۰۰ میلی‌متر در یک فانتوم را با استفاده از TLD اندازه‌گیری کردند. آن‌ها عدم قطعیت ۵/۵٪ برای دزیمتری ترمولومینسانس به دست آوردند [۱۳]. جک استرو<sup>۱۳</sup> حدود ۵ درصد خطای دز را به دلیل جابه‌جایی ۱ میلی‌متری اپلیکاتور و گرگسبی و همکاران تا ۳۵ درصد اختلاف دز نقطه را به دلیل جابه‌جایی ۱-۲ سانتی‌متر در جهت انتهایی -مجموعه گزارش داده‌اند [۱۴]. هدف این تحقیق هم

با پرتودرمانی خارجی، براکی‌تراپی اجازه رساندن دز کلی بیش‌تری به حجم کوچکی در مدت زمان کوتاه‌تری را می‌دهد. به دلیل گرادیان بالای شدت پرتو با قانون عکس مجذور فاصله از یک منبع پرتوزا، دز خیلی زیادی از پرتو به بافت‌های توموری نزدیک به منبع پرتوزا می‌رسد، در حالی‌که بافت‌های سالم اطراف حفظ می‌شوند. توزیع دز با تعریف چندین فاکتور که به وسیله انجمن فیزیک پزشکی آمریکا<sup>۲</sup> در پروتکل شماره ۴۳<sup>۳</sup> تعیین شده است [۴ و ۵].

در حال حاضر به دلیل نیمه‌عمر و انرژی بالاتر کبالت ۶۰ (۱/۲۵ مگاالکترون‌ولت) در مقایسه با منبع ایریدیوم ۱۹۲ (میانگین انرژی ۳۷۰ کیلوالکترون‌ولت)، برای درمان سرطان‌های رحم از دستگاه BEBIG Co<sup>60</sup> استفاده می‌شود. مطالعات متعددی در مورد دقت محاسبات طراحی درمان<sup>۴</sup> برای براکی‌تراپی با نرخ دز بالا<sup>۵</sup> با استفاده از تکنیک‌های مختلف دزیمتری در داخل بدن انجام شده است [۶].

آناگنوستوپولوس<sup>۶</sup> و همکاران به منظور تخمین صحت دز تحویلی در براکی‌تراپی سرطان پروستات، از دزیمترهای ترمولومینسانس<sup>۷</sup> در داخل یک سوزن نزدیک مجرای ادراری داخل بدن استفاده کردند و نشان دادند که تحویل دز با طراحی درمان مبتنی بر سی‌تی‌اسکن<sup>۸</sup> می‌تواند از صحت قابل قبولی برخوردار باشد. رنیرس<sup>۹</sup> و همکارانش از یک آشکارساز پرتو داخل بدن برای دزیمتری رکتوم استفاده نمودند که مشخص شد خطاهای حرکت زیر ۵ میلی‌متر آشکارسازها، باعث خطای دز ۱۰٪ می‌شود [۷ و ۸].

<sup>1</sup> Brachytherapy

<sup>2</sup> American Association of Physicist in Medicine

<sup>3</sup> TG-43

<sup>4</sup> Treatment Planning System (TPS)

<sup>5</sup> High Dose Rate (HDR)

<sup>6</sup> Anagnostopoulos

<sup>7</sup> Thermoluminescent Dosimeter (TLD)

<sup>8</sup> Computed Tomography scan (CT scan)

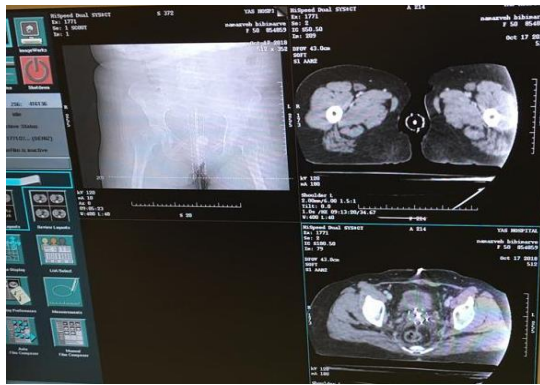
<sup>9</sup> Reniers

<sup>10</sup> Exit Skin Dose (ESD)

<sup>11</sup> Raffi

<sup>12</sup> Kirov

حداقل دز تحویل داده شده به D90 و D100 HR-CTV و D90 و ۱۰۰ و ۹۰٪ در نظر گرفته شدند. علاوه بر این، تمامی برنامه‌ها به نحوی انجام شد که دزهای ارگان‌های در معرض خطر<sup>۲</sup> با بیش‌ترین حجم پرتودهی ۰/۱، ۱ و ۲ سانتی‌مترمکعب (D2 cc, D1 cc, D0.1Cc) تا حد مقادیر توصیه شده‌ی جک استرو حفظ شوند. مقدار کل دز تجویز شده (رادیوتراپی خارجی + براکی‌تراپی) برای HR-CTV با توجه به اندازه تومور در زمان براکی‌تراپی، بین ۸۰ تا ۹۰ گری متغیر است. بعد از این‌که برنامه درمان توسط فیزیشن تأیید شد، بیمار به اتاق براکی‌تراپی منتقل می‌شود. سپس تیوب‌های انتقال منبع پرتوزا به اپلیکاتور و کانال‌های دستگاه متصل می‌شود.



شکل (۱): برنامه طراحی درمان.

پارامترهای طراحی درمانی برای هر بیمار، در جدول ۱ آورده شده است.

جدول (۱): پارامترهای دز بیماران در طراحی درمان.

شماره مریض	نوع اپلیکاتور	HR-CTV	
		D <sub>90</sub> (Gy)	D <sub>2cc</sub> (Gy)
۱	تاندم سیلندر سوزن	۶/۵	۳/۵۲
۲	تاندم اوئید	۱۰/۴	۳/۴۵
۳	تاندم سیلندر سوزن	۷/۸	۳/۸۵
۴	تاندم سیلندر سوزن	۷/۵	۳/۶۷
۵	تاندم سیلندر سوزن	۸/۰	۴/۶۴
۶	تاندم سیلندر سوزن	۹/۰	۳/۶۰
۷	تاندم اوئید	۷/۵	۴/۲۴
۸	تاندم اوئید	۸/۲	۴/۳۲
۹	تاندم سیلندر سوزن	۸/۰	۳/۹۳
۱۰	تاندم سیلندر سوزن	۸/۵	۴/۵۴
۱۱	تاندم سیلندر سوزن	۹/۵	۴/۵۵

بررسی صحت محاسبات سیستم طراحی درمان در براکی‌تراپی سرطان رحم با استفاده از دزیمترهای ترمولومینسانس می‌باشد.

## ۲. مواد و روش‌ها

### ۱،۲. ابزار و موارد بالینی

در این مطالعه برای درمان از دستگاه <sup>60</sup>Co BEBIG مدل Co0.A86 و برای انجام دزیمتری از ۲۰ عدد دزیمتر ترمولومینسانس (معروف به TLD GR-200) استفاده شد. این دزیمترها به صورت قرص‌هایی به ضخامت ۰/۸ میلی‌متر و شعاع ۲/۲۵ میلی‌متر می‌باشند [۱۵ و ۱۶].

از بین بیمارانی که برای درمان سرطان رحم به بیمارستان مراجعه کرده بودند، یازده بیمار انتخاب شدند. میانگین شاخص توده بدنی بیماران ۶۰ و سن آن‌ها از ۴۵ تا ۸۰ سال بود. مراحل درمان شامل ۴ مرحله کاشت اپلیکاتور، تصویربرداری، طراحی درمان و تحویل دز است. در شروع هر جلسه درمان، اپلیکاتور در اتاق عمل کاشته می‌شود که در این‌جا برای ۸ بیمار از اپلیکاتورهای تاندم سیلندر سوزن و برای بقیه ۳ بیمار از اپلیکاتور تاندم اوئید استفاده شد. سپس بیمار به اتاق تصویربرداری جهت گرفتن تصاویر سی‌تی‌اسکن برای طراحی درمان منتقل می‌شود. طراحی درمان براساس تصاویر گرفته شده شکل ۱ با نرم‌افزار طراحی درمان ۲،۱ SagiNova®version انجام گردید. اپلیکاتور بر روی تصویر مشخص شده و سپس موقعیت‌هایی که منبع پرتوزا بایستی قرار گیرد تعیین می‌شود. حجم تومور اصلی و حجم کلینیکی و حجم ارگان‌های در خطر مختلف بر روی تصویر کانتور می‌شوند. پلن موقعیت‌ها و زمان‌ها برای ایجاد توزیع دز مورد نظر که شامل (HR-CTV) D90 دز تجویزی تومور و D2cc دز تحملی ارگان‌های در خطر (رکتوم و مثانه) را مشخص می‌کند [۱۷-۱۹].

<sup>2</sup> Organ At Risks

<sup>1</sup> High Risk-Clinical Target Volume

تحت توزیع یکنواخت پرتو ۱۰۰ گری از پرتو فوتون تولید شده ۶ مگاوات توسط یک شتاب‌دهنده خطی Elekta قرار گرفتند. پس از آن دزیمترهای پرتو دهی شده بعد از ۴۸ ساعت توسط دستگاه خوانش گر LTM خوانده شدند. چرخه‌ی خواندن شامل ۱۴۰ درجه‌ی سانتی‌گراد به مدت ۷ ثانیه (پیش‌گرم)، ۶ درجه‌ی سانتی‌گراد در ثانیه شیب خطی تا ۲۴۵ درجه‌ی سانتی‌گراد به مدت ۱۰ ثانیه بود [۱۶].

برای به دست آوردن ضریب تصحیح<sup>۱</sup> از اندازه میدان<sup>۲</sup> برابر ۱۰×۱۰ سانتی‌متر مربع، فاصله سطح تا منبع<sup>۳</sup> برابر ۱۰۰ سانتی‌متر استفاده کردیم. این ضریب از معادله ۱ محاسبه شد.

$$E_{CC} = \frac{AVG_{TLD}}{TLD_i} \quad (1)$$

$AVG_{TLD}$  میانگین خوانش کل دزیمترها،  $TLD_i$  خوانش دزیمتر  $i$  ام و  $E_{CCi}$  ضریب تصحیح دزیمتر  $i$  ام می‌باشند. برای به دست آوردن ضریب کالیبراسیون، دزیمترها در ۵ گروه سه‌تایی تقسیم‌بندی شده و هر گروه داخل فانتوم قرار داده شده و به صورت پلکانی با میزان دز ۱۰، ۳۰، ۵۰، ۷۰ و ۱۰۰ سانتی‌گری تحت پرتو دهی قرار گرفتند. پس از قرائت کلیه دزیمترها برحسب نانوکولن تأثیر ضریب تصحیح مربوط به هر دزیمتر لحاظ گردید. مقدار میانگین هر گروه از دزیمترها به دست آمد.

نمودار دز (سانتی‌گری) برحسب خوانش (نانوکولن) رسم شد. شیب این نمودارها ضریب کالیبراسیون<sup>۴</sup> می‌باشد. خطای دز دزیمترها در مقایسه با مقدار دز طراحی درمان در جدول ۳ با توجه به رابطه ۲ محاسبه شده است:

$$Error = \frac{DTLD - DTPS}{DTPS} \quad (2)$$

$DTPS$  دز محاسبه شده توسط طراحی درمان و  $DTLD$  میانگین مقدار دز جذب شده از اندازه‌گیری دزیمتر می‌باشد.

به منظور اندازه‌گیری دز سطح پوست، دزیمتری ترمولومینسانس برای هر بیمار انجام شد. دزیمترها دقیقاً بر روی پوست بیمار در امتداد استخوان سمفیز پویس (قدامی)، سمت چپ و راست لگن قرار داده شد. برای راحتی بیمار و به دلیل احتمال زیاد خطا در قسمت خلفی پوست بیمار دزیمتری قرار نگرفت. برای هر موقعیت، سه دزیمتر مختلف تا حد امکان نزدیک به هم قرار گرفتند تا نوسان آماری نتایج دزیمتری را بهبود بخشد. موقعیت دزیمترها با استفاده از یک نشانگر در تصویربرداری با سی‌تی‌اسکن مشخص شد. در مرحله بعد، دزیمترها در جلسه درمان بیمار در موقعیت‌های مشخص شده قرار داده شدند. سپس مقدار دز سطح پوست محاسبه شده در طراحی درمان و اندازه‌گیری شده با دزیمترهای ترمولومینسانس با هم مقایسه شدند.

## ۲.۲. کالیبراسیون دزیمترهای ترمولومینسانس

برای انجام کالیبراسیون دزیمترها در مرحله اول طبق دستورالعمل سازنده در (۲۴۰ درجه سانتی‌گراد به مدت ۱۰ دقیقه) بازپخت می‌شوند. جهت پرتو دهی  $TLD$ ها یک فانتوم از جنس پرسپکس شفاف و معادل بافت به صورت چند لایه در اندازه  $30 \times 30 \text{ cm}$  طراحی گردید. به این صورت که یک لایه به ضخامت  $3 \text{ mm}$  که در مرکز آن  $20$  سوراخ به شکل مربع به اندازه  $3 \times 3 \text{ mm}$  و عمق  $2 \text{ mm}$  به صورت ماتریسی در ابعاد  $5 \times 4 \text{ cm}$  جهت جاگذاری  $TLD$ ها ایجاد گردید. یک لایه به ضخامت  $2 \text{ cm}$  به عنوان Depth of Treat و یک لایه به ضخامت  $5 \text{ cm}$  به عنوان یک اسکرین اسلپ پایین در نظر گرفته شد.

$TLD$ ها در داخل سوراخ‌های فانتوم قرار داده شده و

<sup>1</sup> Element calibration coefficient ( $E_{CC}$ )

<sup>2</sup> Field size

<sup>3</sup> SSD

<sup>4</sup> Calibration Factor (CF)

هندسی ( $\sigma_G$ ) وجود دارد که رافی<sup>۳</sup> و همکاران این عدم قطعیت را ۲ درصد محاسبه و گزارش نموده‌اند.

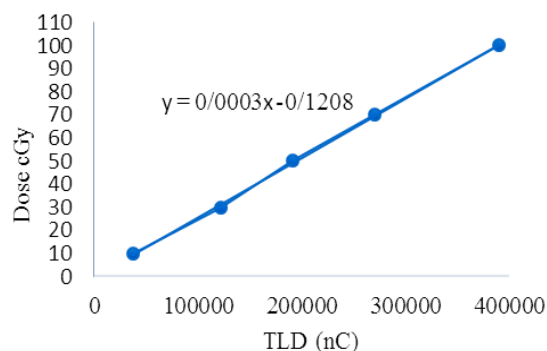
#### ۴.۲. منحنی کالیبراسیون دزیمترها

منحنی کالیبراسیون به دست آمده در شکل ۲ نشان داده شده است. نتایج عدم قطعیت از پارامترهای مختلف مؤثر بر اندازه‌گیری دزیمترها در جدول ۲ گزارش شده است. عدم قطعیت در این مطالعه با یافته‌های کیروف و همکارانش سازگار است [۱۳].

#### ۳. نتایج و بحث

جدول ۳ میانگین دزهای اندازه‌گیری شده هر نقطه (قدامی، چپ و راست) را برای تمام بیماران به‌طور جداگانه نشان می‌دهد و مقایسه دز محاسبه و اندازه‌گیری شده‌ی حاصل از طراحی درمان و دزیمتری سطح پوست را نشان می‌دهد. اختلاف (%) دز در مقایسه با مقدار دز طراحی درمان هر بیمار در ستون‌های چهارم جدول ۳ طبق رابطه ۲ محاسبه و نشان داده شد. مقادیر مثبت و منفی نشان داد که دز طراحی درمان به ترتیب بالاتر و پایین‌تر از دز دزیمترهای TLD بودند.

تفاوت بین نتایج حاصل از اندازه‌گیری طراحی درمان و دزیمتری سطح پوست به دلیل الگوریتم محاسبه طراحی درمان در ناهمگن بودن بافت می‌تواند باشد. با این حال حدود ۹۰ درصد از تمام موارد محاسبات دز طراحی درمان و اندازه‌گیری‌ها (با وجود عدم قطعیت تقریباً ۵/۵٪ برای دزیمترها) با یافته‌های کیروف مطابقت خوبی نشان می‌دهد. نتایج به دست آمده نشان داد که دزیمترها می‌توانند دزیمتری سطح پوست را با عدم قطعیت قابل قبول اندازه‌گیری کنند [۲۰]. طبق بررسی برای سه نفر از بیماران، اندازه‌گیری دزیمترها و محاسبات طراحی درمان از مقدار عدم قطعیت



شکل (۲): نمودار منحنی کالیبراسیون TLD.

#### ۳.۲. تحلیل عدم قطعیت در دزیمترها

به منظور ارزیابی دقت اندازه‌گیری‌های دزیمترها، تجزیه و تحلیل در محاسبه عدم قطعیت کل از رابطه‌ی ۳ استفاده شده است.

جدول (۲): نتایج عدم قطعیت از پارامترهای مختلف.

پارامتر	عدم قطعیت (%)
میانگین خوانش‌های دزیمتر (M)	۳/۰۰
ضریب کالیبراسیون (C)	۱/۰۰
تصحیح انرژی (E)	۴/۰۰
ضریب اصلاح هندسی (G)	۲/۰۰
جمع	۵/۴۷

(۳) 
$$\sigma_C \text{ و } \sigma_M \text{ به ترتیب عدم قطعیت مربوط به میانگین قرائت دزیمترها و ضریب کالیبراسیون با توجه به منحنی کالیبراسیون را نشان می‌دهند. } \sigma_E \text{ عدم قطعیت به دلیل استفاده از انرژی‌های مختلف برای کالیبراسیون و دزیمتری سطح پوست با چشمه کبالت } 60 \text{ می‌باشد. طبق مطالعه بنایی } 1 \text{ و ندایی } 2 \text{ خطای ناشی از استفاده انرژی‌های مختلف برای این نوع دزیمترها کم‌تر از } 4\% \text{ بوده است [۹]. علاوه بر این نقطه‌ی نشان‌گذاری شده (زیر پوست) در طراحی درمان نسبت به نقطه‌ی اندازه‌گیری (مرکز دزیمترهای ترمولومینسانس) به چشمه نزدیکتر بوده، بنابراین در مقایسه‌ی نتایج دزیمترها و طراحی درمان، عدم قطعیت}$$

<sup>1</sup> Banaei

<sup>2</sup> Nedaei

<sup>3</sup> Rafi

در جهت طول باشد. به طور مشابه به نظر می‌رسد که برای بیمار شماره‌ی ۸ حرکت اپلیکاتور اوئید به سمت راست منجر به افزایش دز و افت در جهت‌های راست و چپ شده است که مطابق با نتایج جک استرو و گرگسیبی که درصد خطای دز را به دلیل جابه‌جایی اپلیکاتور گزارش داده‌اند [۲۳].

در حالت کلی طبق بررسی جدول ۳ میانگین اختلاف دز دزیمترها در مقایسه با مقدار دز طراحی درمان در اپلیکاتور سیلندر سوزن بیشتر از تاندوم اوئید بوده که عامل‌های مختلفی را می‌توان مد نظر قرار داد، از جمله نوع اپلیکاتور و امکان جابه‌جایی و حرکت اپلیکاتورها و تعداد کم بیماران مورد بررسی. بنابراین در آینده مطالعات و بررسی‌های بیشتری در این زمینه توصیه می‌شود که دزیمتری با دزیمترهای دیگر مثل محفظه یونی، دیودها و دزیمتری با فانتوم جهت به حداقل رساندن احتمال جابه‌جایی بیمار و مقایسه با نتایج حاصل از این تحقیق انجام گردد.

اختلاف بیش‌تری دارند. در ناحیه قدامی اندازه‌گیری دز دزیمتر برای بیماران شماره‌ی ۵ و ۱۱ (هر دو با اپلیکاتور TCN تحت درمان بودند) نسبت به محاسبات دز طراحی درمان (حدود ۱۰ درصد) بیش‌تر می‌باشد. علاوه‌براین در بیمار شماره‌ی ۸ افزایش و کاهش دزها در موقعیت‌های جانبی (چپ و راست) با محاسبات مقایسه شد. این بیمار با استفاده از اپلیکاتور تاندوم اوئید تحت درمان قرار داشت. این خطاها می‌توانند چندین عامل مانند حرکت نشانگرها بر روی پوست بیمار و جابه‌جایی اپلیکاتورها در طول انتقال بیمار بین اتاق‌های تصویربرداری و درمان باشد. در براکی‌تراپی تعیین موقعیت آشکارسازها با حداقل دقت میلی‌متر است. علاوه‌براین، مسئله مهم دیگر تغییر در موقعیت‌های اپلیکاتور داخل حفره در طی دوره عمل براکی‌تراپی با نرخ دز بالا به دلیل حرکت بیش از حد خود بیمار است [۲۱، ۲۲]. پس می‌توان گفت که افزایش دز در وضعیت قدامی بیماران شماره ۵ و ۱۱ می‌تواند به جابه‌جایی اپلیکاتور

جدول ۳: مقایسه دز طراحی درمان با دز اندازه‌گیری شده.

شماره مريض	دز دزیمتر		اختلاف %	دز دزیمتر		اختلاف %	دز دزیمتر		شماره مريض
	TPS (cGy)	دز (cGy)		TPS (cGy)	دز (cGy)		TPS (cGy)	دز (cGy)	
۱	۲۴/۵	۲۳/۴۶	-۴/۴۲	۶/۲۸	۴/۶۶	-۴/۶۶	۴/۸۰	۴/۶۲	۳/۷۵
۲	۹۳/۵	۸۹/۲۰	-۴/۵۹	۹/۳۶	-۴/۴۸	-۴/۴۸	۱۲/۸۰	۱۲/۱۷	-۴/۹۲
۳	۴۱/۰	۴۳/۱۷	۵/۲۹	۷/۳۵	-۴/۲۵	-۴/۲۵	۷/۱۵	۷/۵۰	-۴/۸۹
۴	۳۷/۰	۳۶/۳۰	-۱/۸۹	۱۱/۵۰	۴/۵۰	۴/۵۰	۱۰/۰۰	۱۰/۵۲	۵/۲۰
۵	۴۵/۰	۴۹/۷۰	۱۰/۴۴	۷/۱۸	-۴/۲۶	-۴/۲۶	۸/۰۰	۷/۷۹	-۲/۶۲
۶	۶۹/۰	۷۰/۰۲	۱/۴۰	۹/۵۰	۵/۵۰	۵/۵۰	۱۰/۰۰	۹/۴۰	-۴/۰۰
۷	۷۵/۰	۷۲/۴۱	-۳/۴۵	۱۵/۷۳	۱/۴۸	۱/۴۸	۱۵/۵۰	۱۶/۱۰	۳/۸۰
۸	۵۸/۰	۵۵/۵۰	-۴/۳۰	۱۳/۳۹	-۱۰/۷۳	-۱۰/۷۳	۱۶/۰۰	۱۷/۹۱	۱۱/۹۳
۹	۵۲/۰	۵۴/۳۰	۴/۴۲	۱۵/۱۰	-۵/۶۲	-۵/۶۲	۱۷/۹۰	۱۸/۵۷	۳/۷۴
۱۰	۵۰/۰	۵۲/۱۰	۴/۲۰	۱۹/۲۹	۱/۵۲	۱/۵۲	۱۷/۰۰	۱۷/۴۲	۲/۴۷
۱۱	۷۰/۰	۷۷/۶۶	۱۰/۹۴	۱۹/۳۳	۴/۴۸	۴/۴۸	۱۹/۰۰	۱۸/۳۸	-۳/۲۶

#### ۴. نتیجه‌گیری

اساسی به بافت‌های نرمال شود. با مقایسه‌ی داده‌های اندازه‌گیری و محاسبه شده از دزیمتری پوست در جلسه‌ی اول معالجه‌ی بیمار، می‌توان مشکلات هندسی موجود در ارگان‌ها و

قبل از معالجه بیمار، محاسبه دقیق دز از اهمیت حیاتی برخوردار است زیرا دز تجویز شده در هر جلسه بسیار زیاد است و نادرستی در توزیع دز ممکن است منجر به صدمات

اپلیکاتور را تشخیص داد و در نهایت تصمیم گرفت که خطا در سایر جلسات درمانی جبران شود. این مطالعه نشان می‌دهد که دزیمترها می‌توانند گزینه مناسبی برای اندازه‌گیری دز سطح پوست با کم‌ترین خطای ممکن باشند. بیشتر مراکز براکی‌تراپی ممکن است به علت مجهز نبودن به سیستم‌های تصویربرداری سی‌تی‌اسکن و هم‌چنین نرم‌افزارهای پیشرفته ارزیابی طراحی درمان از امکانات مناسبی جهت ارزیابی سیستم طراحی درمان برخوردار نباشند که دزیمترهای ترمولومینسانس به علت قابلیت دسترسی آسان شاید جایگزین مناسبی باشند. بنابراین با توجه به عدم تغییرات معنی‌دار در میزان دزهای دزیمترها و طراحی درمان، بهره‌مندی از دزیمترها در ارزیابی سیستم طراحی درمان

براکی‌تراپی توجیه‌پذیر است و از طرفی می‌توان در مطالعات آینده با استفاده از دزیمتری آنلاین با آشکارسازهای پرتو در حین درمان ارتباط صحیحی بین حرکت اندام و دز سطح پوست محاسبه شده با دزیمترها یافت و با تصحیح این خطا اثر مخدوش‌کنندگی حرکت بیمار را کاست.

هیچ یک از پارامترهای سن، شاخص توده بدنی بیمار، شدت دز تجویز شده در اختلاف دز دزیمترها و طراحی درمان تأثیر نداشته است، فقط نوع اپلیکاتور و جابه‌جایی آن در بروز اختلاف مؤثر بوده است ولی توصیه می‌شود با تعداد بیماران بیشتر، شبیه‌سازی و اندازه‌گیری پارامترها با فانتوم و دزیمترهای دیگر بررسی گردد.

## ۵. مراجع

- [1] B. Chittenden, G. Fullerton, A Maheshwari and S. Bhattacharya. Polycystic ovary syndrome and the risk of gynaecological cancer: a systematic review, *Reprod Biomed Online*. 19 (3), 398 (2009) 398-405.
- [2] R. Sankaranarayanan and J. Ferlay. Worldwide burden of gynaecological cancer: the size of the problem. *Best Pract Res Clin Obstet Gynaeco*. 20(2), 207 (2006) 207-225.
- [3] G. Rieck and A. Fiander. The effect of lifestyle factors on gynaecological cancer, *Best Pract Res Clin Obstet Gynaecol*. 20 (2), 227(2006) 227-251.
- [4] M. Allahverdi, M. Sarkhosh M, M. Aghili, R. Jaber, A. Adelnia and G. Geraily. Evaluation of treatment planning system of brachytherapy according to dose to the rectum delivered, *Radiat Prot Dosim*. 150 (3), 312(2011) 312-315.
- [5] S. Gholami, H.R. Mirzaei and A.J. Arfaee. Dose distribution verification for GYN brachytherapy using EBT Gafchromic film and TG-43 calculation, *Rep Pract Oncol Radiother*. 21 (5), 480(2016) 480-486.
- [6] S. Sahoo, T.P. Selvam, R. Vishwakarma and G. Chourasiya. Monte Carlo modeling of <sup>60</sup>Co HDR brachytherapy source in water and in different solid water phantom materials, *J Med Phys Assoc Med Physicists India*. 35 (1), 15(2010) 15-22.
- [7] G. Anagnostopoulos, D. Baltas and A. Geretschlaeger. In vivo thermoluminescence dosimetry dose verification of transperineal <sup>192</sup>Ir high-dose-rate brachytherapy using CT-based planning for the treatment of prostate cancer, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 57 (4), 1183 (2003) 1183-1191.
- [8] B. Reniers, G. Landry, R. Eichner, A. Hallil and F. Verhaegen. In vivo dosimetry for gynaecological brachytherapy using a novel position sensitive radiation detector: feasibility study, *Med Phys*. 39(4), 1925(2012) 1925-1935.
- [9] J.A. Raffi, S.D. Davis and C.G. Hammer. Determination of exit skin dose for intracavitary accelerated partial breast irradiation with thermoluminescent dosimeters, *Med Phys*. 37(6), 2693(2010) 2693-2702.
- [10] C. Waldhäusl, A. Wambersie, R. Pötter and D. Georg. In-vivo dosimetry for gynaecological brachytherapy: physical and clinical considerations, *Radiother Oncol*. 77 (3), 310(2005) 310-317.
- [11] G. Kertzsch, A. Rosenfeld and S. Beddar. Tanderup K, Cygler J. In vivo dosimetry: trends and prospects for brachytherapy, *British J Radiol*, 87(1041), 206(2014) 02-06.
- [12] A. Haughey, G. Coalter and K. Mugabe. Evaluation of linear array MOSFET detectors for in vivo dosimetry to measure rectal dose in HDR brachytherapy, *Australas Phys Eng Sci Med*. 34 (3), 361(2011) 361-366.
- [13] A.S. Kirov, J.F. Williamson, A. Meigooni and Y. Zhu. TLD, diode and Monte Carlo dosimetry of an <sup>192</sup>Ir source for high dose-rate brachytherapy, *Phys Med Biol*. 40 (12), 2015(1995) 2015-2036.
- [14] P.W. Grigsby, A. Georgiou, F Jeffrey and C.A. Perez. Anatomic variation of gynecologic brachytherapy prescription points, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 27 (3), 725(1993) 1-5.
- [15] M.A. Mosleh-Shirazi, E. Shahcheraghi-Motlagh and M.H. Gholami. Influence of dwell time homogeneity error weight parameter on treatment plan quality in inverse optimized high-dose-rate cervix brachytherapy using SagiPlan, *J Contemp Brachytherapy*. 11 (3), 256(2019) 256-266.
- [16] M. Marvi, S. Gholami and M. Salehi Barough. Evaluation of exit skin dose for intra-cavitary brachytherapy treatments by the BEBIG <sup>60</sup>Co machine using thermoluminescent dosimeters, *Journal of Radiotherapy in Practice*. 1 (16), 1 (2020) 49-54.
- [17] C.N. Nomden, A.A. de Leeuw and M.A. Moerland. Clinical use of the Utrecht applicator for combined intracavitary/interstitial brachytherapy treatment in locally advanced cervical cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 82 (4), 1424(2012) 1424-1430.
- [18] C. Haie-Meder, R. Pötter and E. Van Limbergen. Recommendations from gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group (I): concepts and terms in 3D image based 3D treatment planning in cervix cancer brachytherapy with emphasis on MRI assessment of GTV and CTV, *Radiother Oncol*. 74 (3), 235(2005) 67-77.
- [19] M.J. Rivard, B.M. Coursey and L.A. DeWerd. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: a revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med Phys*. 31 (3), 633(2004) 633-674.
- [20] A. Palmer, D. Bradley and A. Nisbet. Physics-aspects of dose accuracy in high dose rate (HDR) brachytherapy: source dosimetry, treatment planning, equipment performance and in vivo verification techniques, *J Contemp Brachytherapy*. 4 (2), 81(2012) 81-91.
- [21] K. Asnaashari, S. Gholami and H. Khosravi. Lessons learnt from errors in radiotherapy centers, *Iranian J Radiat Res*. 12 (4), 361(2014) 361-367.
- [22] T.P. Hellebust, C Kirisits and D. Berger. Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group: considerations and pitfalls in commissioning and applicator reconstruction in 3D image-based treatment planning of cervix cancer brachytherapy, *Radiother Oncol*. 96 (2), 153(2010) 153-160.
- [23] M. Andrew, Y. Kim and T Ginader. Reduction of applicator displacement in MR/CT-guided cervical cancer HDR brachytherapy by the use of patient hover transport system *J Contemp Brachytherapy*. 10 (1). 85(2018) 85-90.