

## مقایسه دوز تجویزی و داده شده به بیماران تحت پرتو درمانی در بخش پرتو درمانی بیمارستان امام خمینی تبریز با استفاده از دوزیمتری *in vivo*

دکتر اصغر مصباحی: استادیار گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز: نویسنده رابط  
E-mail: asgharmesbahi@yahoo.com

دکتر علیرضا فرج اللهی: دانشیار گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز  
مهندس سید غلامرضا سید اسکویی: مربی بخش پرتو درمانی، بیمارستان امام خمینی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز  
دکتر علیرضا ناصری: استادیار بخش پرتو درمانی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز

دریافت: ۸۴/۹/۲۴، پذیرش: ۸۵/۲/۲۷

### چکیده

**زمینه و اهداف:** صحت بالا در دوز داده شده به بیماران یکی از عوامل مهم و موثر در پرتودرمانی می باشد. برای ارزیابی میزان صحت در دوز داده شده، از دوزیمتری *in vivo* استفاده می شود. لذا، در این پژوهش با استفاده از این روش دوزیمتری، میزان صحت در دوز داده شده به بیماران در بخش پرتودرمانی بیمارستان امام خمینی تبریز مورد بررسی قرار گرفت.

**روش بررسی:** برای ۳۲۰ میدان درمان شده با دستگاه کبالت-۶۰ و شتابدهنده خطی که شامل میدانهای سرگردن، تنه، لگن و اندامهای فوقانی و تحتانی بودند دوز ورودی با استفاده از سیستم دوزیمتری *in vivo* اندازه گیری شد. تفاوت بین دوز ورودی اندازه گیری شده و تجویز شده برای هر میدان بدست آمد. متوسط خطا و انحراف معیار توزیع خطا برای کل بیماران و هر گروه خاص از میدانها تعیین گردید.

**یافته ها:** متوسط مقدار خطا برای کل نمونه ۱/۳۴٪ با انحراف معیار ۷/۱۲٪، برای میدانهای کبالت-۶۰، ۰/۱۷٪ با انحراف معیار ۵/۹۸٪ و برای میدانهای شتابدهنده ۳/۵۶٪ با انحراف معیار ۷/۱۷٪ مشاهده گردید. متوسط خطا در میدانهای سرگردن ۰/۳۷٪ با انحراف معیار ۴/۷۳٪، در میدانهای تنه ۱/۸۸٪ با انحراف معیار ۷/۲۷٪، و در میدانهای لگن و اندامها ۲/۴۹٪ با انحراف معیار ۷/۷۹٪ دیده شد.

**نتیجه گیری:** نتایج پژوهش نشان می دهند که خطای سیستماتیک در بخش پرتودرمانی در حد قابل قبول می باشد. اما انحراف معیار توزیع خطا برای بخش پرتو درمانی، ۷/۱۲٪ می باشد که از مقدار توصیه شده، ۵٪، بطور محسوسی بیشتر می باشد. با بهینه سازی کارکرد شتابدهنده خطی موجود، کنترل کیفی منظم و کاهش بار کاری می توان این مقدار به مقدار توصیه شده کاهش داد.

**کلید واژه ها:** دوزیمتری *in vivo* کنترل کیفی، پرتو درمانی

### مقدمه

همین دلیل، این روش به عنوان یکی از روشهای کنترل کیفی در بخش پرتودرمانی بکار رفته است (۴-۱۰).

در *in vivo* دوزیمتری، هدف از اندازه گیری دوز ورودی، آشکار سازی خطاها در هر جلسه درمان است که در اثر عملکرد نادرست تجهیزات و خطاهای انسانی ایجاد می شود. در پژوهشی که با این روش در بیمارستان Karolinska در استکهلم صورت گرفت، دوز ورودی در تمام جلسات برای تمام بیماران اندازه گیری شد و خطاهای غیرآماری در دادن دوز به بیماران آشکار گردید (۱۱ و ۱۲). همچنین در مطالعه ای توسط Ruden و همکاران (۱۲) برای ۱۰-۲۰٪ درمانها در حدود ۱۰٪ خطا مشاهده گردید که در ۴٪ از این درمانها، نوع خطا سیستماتیک بوده است. در مطالعه ای دیگر که در همان مرکز توسط Nilsson و همکاران (۱۱) در مورد ۴۳ بیمار درمان شده با شتابدهنده صورت گرفت، ۱۴٪ از

صحت بالا در دوز داده شده به بیماران یک عامل مهم و حساس در پرتو درمانی موثر می باشد. حساسیت این امر ناشی از شیب بالای منحنی های دوز- کنترل موضعی<sup>۱</sup> و دوز- عوارض بافت سالم<sup>۲</sup> است. عدم اطمینان در دوز داده شده به یک نقطه معین در حدود ۳٪-۴٪ (یک انحراف استاندارد)، یک معیار قابل قبول برای یک پرتو درمانی خوب می باشد (۱-۳). اما وجود عدم اطمینانهای متعدد در پرتودرمانی شامل عدم اطمینانهای هندسی و دوزیمتری حصول به این هدف را دشوار می سازند. عدم اطمینان در دوزیمتری خود شامل عدم اطمینان مربوط به مراحل متعددی است که زنجیره دوزیمتری را در پرتودرمانی تشکیل می دهند (۲). یکی از روشهای برآورد خطا، دوزیمتری در هنگام درمان یا *in vivo* دوزیمتری می باشد. با استفاده از این روش می توان مقدار خطای کلی در دوز داده شده به بیمار را برآورد کرد. به

1. Dose-Local control

2. Dose-Normal tissue complication

دوزیمتری بیماران استفاده شد. این سیستم شامل دو آشکار ساز با حساسیت های مختلف برای دو انرژی فوتونهای کبالت-۶۰ و ۹ میلیون الکترون ولت شتابدهنده است. این دو آشکار ساز از نظر ضخامت لایه موجود روی بخش نیمه هادی با یکدیگر متفاوت هستند. در آشکار ساز EDD-5، ضخامت لایه افزایش دوز<sup>۱</sup> برابر عمق افزایش دوز برای فوتونهای کبالت-۶۰ می باشد. در مورد آشکار ساز EDP-10، لایه افزایش دوز، ضخامت لازم را برای فوتونهای ۹ میلیون الکترون ولت ایجاد می کند. برای بدست آوردن مقدار دوز ورودی بیمار دوزیمتریهای دیود در مقابل اتاقک یونشی کالیبره شدند. کالیبراسیون در دو روش درمانی، بر اساس فاصله چشمه تا سطح پوست<sup>۲</sup> و هم مرکز<sup>۳</sup> صورت گرفت و فاکتور کالیبراسیون برای هر دیود محاسبه گردید و با ضرب کردن فاکتور کالیبراسیون در خوانش دیود، دوز ورودی برحسب سانتی گری بدست آمد. دوز ورودی هر میدان با استفاده از دوزیمتر دیود واقع روی پوست بیمار اندازه گیری شد. سپس مقدار دوز ورودی اندازه گیری شده با مقدار دوز ورودی تجویز شده مورد مقایسه قرار گرفته و خطا در مقدار پرتودهی برای هر میدان بدست آمد. متوسط خطا و انحراف معیار آن برای هر گروه و ناحیه درمانی محاسبه گردید.

### یافته ها

در کل ۳۲۰ میدان به روش *in vivo* مورد اندازه گیری قرار گرفت. متوسط و انحراف معیار توزیع خطای دوزیمتری در کل نمونه که نشانگر متوسط مقدار خطای تجمعی و عدم اطمینان در واگذاری مقدار دوز تجویز شده می باشد، بدست آمد. متوسط مقدار خطا و انحراف معیار آن به ترتیب ۱/۳۴٪ و ۷/۱۲٪ بود. همچنین نمونه کلی به دو بخش بیماران درمان شده با دستگاه کبالت-۶۰ و شتاب دهنده تقسیم شد. ۱۶۲ مورد از اندازه گیریها در دستگاه کبالت ۶۰ و ۱۳۵ مورد با دستگاه شتابدهنده انجام گرفت. برای بیماران کبالت-۶۰ متوسط خطا ۰/۱۷٪ با انحراف معیار ۵/۹۸٪ و برای میدانهای شتابدهنده متوسط خطا ۳/۵۶٪ با انحراف معیار ۷/۱۷٪ بدست آمد. خطای متوسط در نواحی آناتومیک مختلف شامل سروگردن، تنه، لگن و اندامها؛ همچنین میدانهای بلوک دار برآورد شد. در میدانهای سروگردن متوسط خطای ۰/۳۷٪ با انحراف معیار ۴/۳۳٪ بدست آمد. در میدانهای تنه، متوسط خطای ۱/۸۸٪ با انحراف معیار ۷/۲۷٪ و در میدانهای لگن و اندامها، متوسط خطای ۲/۴۹٪ با انحراف معیار ۷/۷۹٪ دیده شد. همچنین برای بررسی تاثیر بلوک گذاری و میزان صحت محاسبات دوزیمتری همچنین عملکرد تکنولوژیست درچینش<sup>۴</sup> میدانهای بلوکدار نیز به عنوان یک گروه ویژه مورد بررسی واقع شد که در میدانهای بلوک دار متوسط خطای ۱/۵۹٪ با انحراف معیار ۵/۴۳٪ دیده شد.

برای مقایسه گروههای مختلف با یکدیگر از آزمون T-test استفاده شد که نتایج آن به شرح زیر می باشد:

جلسه های درمانی، خطاهایی بیش از ۴٪ داشتند در حالیکه برای بیماران درمان شده با کبالت-۶۰، در ۹۵٪ موارد دوز داده شده با مقدار تجویز شده تفاوت بین ۲٪ را نشان داد. در مطالعه ای که توسط Noel و همکاران صورت گرفته است (۱۳)، ۱۱ نفر از ۷۵۱۹ بیمار خطای بیش از ۲۰٪ داشته اند. علت وجود خطاهای بزرگ عدم وجود سیستم کنترل کیفی در بیمارستان و در یک دسته از درمانها کاربرد نادرست فاکتور سینی در محاسبات طراحی درمان بوده است. در برنامه کنترل کیفی که توسط Lee و همکاران (۱۴) با در نظر گرفتن مقدار ۷٪ به عنوان خطای قابل قبول صورت گرفته است، ۱۳ نفر از ۱۰۹ بیمار که با فوتونهای ۶ MV یا ۱۸ درمان شده اند خطای بالاتر از ۷٪ داشته اند. همچنین در مطالعه ای دیگر توسط Podgorsak و همکاران (۱۵) مقدار متوسط تفاوت بین دوز تجویز شده و دوز داده شده به بیماران کمتر از ۳٪ برآورد شده است. از این روش برای ارزیابی کیفی تکنیکهای مختلف درمانی نیز استفاده شده است بطوریکه در بیمارستانهای Leuven و Villejuif مطالعه ای در مورد میدان مثل نشان داد که در ۳۴٪ از موارد خطا در جایگذاری بلوکهای حفاظتی رخ می دهد و این خطا باعث بروز خطا در پرتودهی بیمار می گردد. در پژوهش انجام شده در بیمارستان Villejuif در ۲۲٪ موارد خطای بیش از ۵٪ در مقدار پرتودهی دیده شد که علت آن خطای نشانگر ارتفاع میز درمان بود (۱۶). با توجه به اینکه تغییرات در دوز واقعی داده شده می تواند درمان بیمار را تحت تاثیر قرار داده و در صورت وجود خطا باعث شکست درمان یا ایجاد عوارض جانبی در بافت سالم گردد، آگاهی از میزان خطای کلی نقش مهمی را در نتیجه درمان خواهد داشت. همچنین امر می تواند باعث تایید و یا بازنگری در روشهای دوزیمتری و در نهایت ارتقای سطح کیفی درمان گردد. این پژوهش در راستای رسیدن به این امر مهم طراحی گردید تا با برآورد متوسط خطای کلی و همچنین متوسط خطا در دو دستگاه درمانی و نواحی مختلف بدن، توسط دوزیمتری *in vivo* به افزایش صحت دوزیمتری در بخش پرتودرمانی بیمارستان امام خمینی کمک نماید.

### مواد و روش ها

در این پژوهش از دستگاه کبالت، Theratron ساخت کانادا و دستگاه شتابدهنده خطی، Neptun 10pc ساخت لهستان استفاده شد. دستگاه کبالت از چشمه رادیواکتیو کبالت-۶۰ برای پرتودهی استفاده می کند. چشمه کبالت-۶۰ دارای فوتونهایی با انرژی ۱/۱۷ و ۱/۳۳ میلیون الکترون ولت می باشد. دستگاه شتابدهنده مولدی الکترونیکی بوده و قادر به تولید الکترونها و فوتونهای پرنانرژی می باشد. فوتون تولیدی در این دستگاه دارای انرژی ۹ میلیون الکترون ولت بود. از اتاقک یونشی فارمر ساخت شرکت Scanditronix برای کالیبراسیون خروجی دستگاه ها و کالیبراسیون سیستم دوزیمتری *in vivo* استفاده گردید. از سیستم *in vivo* دوزیمتری دیود (Scanditronix Medical AB, Uppsala, Sweden) برای

- |                         |               |
|-------------------------|---------------|
| 1. Build up             | 3. Isocentric |
| 2. Source-skin distance | 4. Set up     |

جدول ۱: درصد موارد با خطای کمتر از ۵٪ و ۷٪ برای کل نمونه و گروههای مختلف.

گروه مورد آزمون	موارد با خطای کمتر از ۵٪	موارد با خطای کمتر از ۷٪
کل نمونه	۶۰٪	۷۸٪
میدانهای کبالت-۶۰	۷۸٪	۸۴٪
میدانهای شتاب دهنده	۴۸٪	۷۰٪
میدانهای سرو گردن	۸۰/۶٪	۸۷/۶٪
میدانهای تنه	۵۶٪	۷۰٪
میدانهای لگن و اندامها	۶۹٪	۷۸٪
میدانهای بلوکدار	۷۲٪	۸۰/۲٪

دستگاه شتابدهنده می باشد و رفع خطا در دستگاه شتابدهنده می تواند خطا در این ناحیه را تا حدودی مرتفع سازد. در سایر گروههای مورد مطالعه خطاهای سیستماتیک کمتر از ۲٪ بوده و قابل قبول بودند. انحراف معیار توزیع خطا در کل نمونه، عدم اطمینان کلی در دادن دوز تجویز شده به بیمار را نشان می دهد. معیار قابل قبول پیشنهاد شده برای این عدم اطمینان ۵٪ می باشد (۲۰۱). اما ایجاد عدم اطمینان کمتر از ۵٪ در یک بخش به تجهیزات مدرن و سیستم کنترل کیفی مدون و همچنین هزینه بالا نیاز دارد بطوری که بسیاری از مراکز درمانی در سطح دنیا عدم اطمینان قابل قبول را با توجه به امکانات و بودجه در نظر گرفته شده تعیین می کنند. بطوریکه عدم اطمینان قابل قبول ۷٪ نیز پیشنهاد شده است (۱۴). برای بخش پرتودرمانی مورد بررسی در این پژوهش به نظر می رسد که عدم اطمینان ۷٪ معیار قابل قبولی باشد. از طرفی دیگر با مراجعه به جدول ۱ می توان دید که ۲۳٪ از کل موارد خطای بالاتر از این مقدار را دارند که نتایج پژوهش حاضر با کار Ruden و همکاران (۱۹۷۶) قابل مقایسه است، بطوریکه در مطالعه آنها ۲۰٪ از درمانها خطای بالاتر از ۱۰٪ را داشتند (۱۲). همچنین در تحقیقی که توسط Lee و همکاران صورت گرفته است در ۱۲٪ از موارد خطای بالاتر از ۷٪ گزارش شده است (۱۴) که نتایج بدست آمده در پژوهش کنونی تقریباً دو برابر بیشتر از آن می باشد. در مورد نواحی مختلف آناتومیک، سروگردن کمترین موارد خطا (۱۲/۴٪) و لگن بیشترین موارد (۳۰٪) خطای بالای ۷٪ را داشتند. برای خطای بالا در ناحیه لگن علاوه بر عملکرد نامناسب شتابدهنده می توان اثر حرکت بیمار و تعیین نادرست ضخامت بیمار و عمق هدف توسط پزشک را به عوامل موثر اضافه کرد. این مورد در تکنیکهای درمانی هم مرکز و دو میدان متقابل اثر خود را بیشتر نشان می دهد که علت آن را می توان در استفاده از روشهای دستی و عدم استفاده از تصاویر CT و شبیه سازی درمان جستجو کرد (۶). اگر معیار ۵٪ به عنوان خطای قابل قبول در نظر گرفته شود می توان نتایج را با مطالعه انجام شده توسط Weltens و همکاران مقایسه کرد که در این مطالعه ۲۲٪ موارد خطای بیش از ۵٪ داشته اند (۱۶). این در حالی است که در مطالعه حاضر مقدار خطای بیش از ۵٪ برای کل بخش در حدود ۴۰٪ و کمترین مقدار آن برای میدانهای سروگردن در حدود ۱۹٪

مقدار خطا متوسط در میدانهای کبالت ۶۰ نسبت به میدانهای درمان شده با شتابدهنده بطور معنی داری کمتر بود ( $P \leq 1/26 \times 10^{-5}$ ). در مقایسه میدانهای سرو گردن با لگن، تفاوت معنی داری با P-value کمتر از ۰/۰۲۵ دیده شد. اما در مورد میدانهای سروگردن با تنه و تنه با لگن تفاوت معنی داری ملاحظه نگردید. آزمون T-test در مورد میدانهای بلوک دار و بدون بلوک نیز صورت گرفت ولی تفاوت معنی داری بین آنها دیده نشد. برای بررسی بهتر نتایج و مقایسه آنها با نتایج مطالعات مشابه درصد خطاهای کمتر از ۵٪ و ۷٪ برای کل نمونه و گروههای مورد مطالعه بدست آمد. این نتایج بطور خلاصه در جدول ۱ نشان داده شده است.

## بحث

خطاهای دوزیمتری در پرتو درمانی یکی از عوامل کاهنده کیفیت و اثر بخشی درمان هستند. تعیین متوسط خطای کلی در یک بخش پرتودرمانی نقش مهمی در طراحی رویه های بعدی برای بهبود کیفیت درمان دارد. انجام دوزیمتری *in vivo* بصورت روتین در بخشهای پرتودرمانی به علت وقت گیری و هزینه آن، برای تمامی بیماران صورت نمی گیرد (۱۰). اما استفاده از آن بطور دوره ای برای تعیین وضعیت دوزیمتری در یک بخش و همچنین در مورد روشهای جدید درمانی توصیه می شود. در این پژوهش خطای کلی بخش پرتودرمانی بیمارستان امام خمینی تبریز با استفاده از ۳۲۰ نمونه برآورد گردید. متوسط خطا در کل نمونه کمتر از ۱/۵٪ بود که نشانگر عدم وجود خطای سیستماتیک کلی در بخش می باشد. اما اگر به خطای میدانهای شتابدهنده توجه شود وجود ۳/۵٪ خطا می تواند وجود خطای سیستماتیک در این دستگاه را نشان دهد. علت عمده خطای سیستماتیک وجود تغییرات در انرژی و خروجی شتاب دهنده در فاصله زمانی بین دو کالیبراسیون که یک هفته است می باشد. البته نوع بیماران درمان شده با این دستگاه نیز می تواند در این خطا سهیم باشد. چون اکثر بیماران درمان شده با فوتون ۹ MV دارای تومورهای ناحیه لگن و شکم می باشند که عدم اطمینان در تعیین عمق تومور و تغییرات کانتر بیمار در وضعیتهای مختلف می تواند باعث بروز خطا گردد. در مورد میدانهای لگن نیز خطای سیستماتیک بالاتر از ۲٪ وجود دارد که علت آن، درمان اکثر بیماران با تومورهای لگن توسط

همراه با تنفس و نامسطح بودن میدان درمانی همانند میدانهای فوق تر قوه می باشد.

### نتیجه گیری

در این پژوهش خطای تجمعی متوسط و انحراف معیار آنها که نشانگر عدم اطمینان در دادن دوز به بیماران می باشد برای بخش پرتو درمانی بیمارستان امام خمینی تبریز برآورد گردید. با بررسی نتایج این پژوهش، تغییرات خروجی شتابدهنده خطی و تاثیر آن در مقدار خطای موجود در بخش مشخص گردید. همچنین بر لزوم استفاده از طراحی درمان رایانه ای در تمامی بیماران و اجتناب از روشهای دستی تاکید شد. اگرچه می توان به علل تکنیکی و ابزاری بروز خطاها اشاره نمود اما برآورد دقیق نقش هر کدام از علل به تجزیه و تحلیل بیشتر و مطالعه جزء به جزء فرایند درمان در بخش پرتو درمانی نیاز دارد. از جمله خطاهای دیگری که می توان به آن اشاره کرد، خطاهای انسانی است. در فرایند پرتودرمانی پزشکی، فیزیکدان و تکنولوژیست دخالت می کنند و هر کدام از آنها درصدی از خطای کل را بخود اختصاص می دهند. در این پژوهش خطای مربوط به هر کدام از این منابع انسانی نامشخص است اما با انجام کنترل کیفی تجهیزات مورد استفاده و کنترل جداول و نحوه محاسبات زمان درمان و اطمینان از صحت عملکرد تجهیزات می توان از خطای ابزاری صرفنظر کرد و در صورت وجود خطا می توان علت آنرا صرفا به خطای انسانی مرتبط دانست. فرایند کاهش خطا در یک بخش پرتودرمانی یک فرایند همه گیر است و تمامی اجزاء باید در کنترل کیفی حضور داشته باشند. این مسئله یکی از اهداف آینده جامعه پرتودرمانی در کل دنیا است و درجه بندی بخش های پرتودرمانی براساس کیفیت درمان و بکارگیری سیستمهای کنترل کیفی و امتیازدهی در پاسخ به این مشکل ارائه شده است. در نهایت باید گفت که برآورد انجام شده از میزان صحت دوزیمتری در بخش پرتودرمانی نشان می دهد که با توجه به تکنولوژی کاربردی و بارکاری میزان خطا در این بخش در حد قابل قبولی است اما با رفع تغییرات خروجی شتابدهنده، استفاده از سیستم های طراحی درمان و استفاده از نگهدارنده ها و وسایل کمکی در چینش میدان و وضعیت دهی بیمار می توان به نتایج بهتر دست یافت.

بدست آمده است. نتایج مطالعه حاضر را نیز می توان با پژوهش Fiorino و همکاران مورد مقایسه قرار داد (۴). در این مطالعه که بر روی ۱۴۳۳ بیمار و در مدت ۴ سال انجام شده است متوسط خطا  $0.4\%$  با انحراف معیار  $3\%$  بدست آمده است که متوسط خطای آن تقریبا ۳ برابر و انحراف معیار آن ۲ برابر بهتر از پژوهش کنونی می باشد. در مورد میدانهای سروگردن، در مطالعه انجام شده توسط Malicki و همکاران مقدار متوسط خطای  $5\%$  با انحراف معیار  $6.5\%$  گزارش شده است (۱۰). در حالی که در مطالعه حاضر، متوسط خطای  $3.7\%$  با انحراف معیار  $4.3\%$  برای میدانهای سروگردن بدست آمده است که نشانگر عملکرد بهتر بخش پرتودرمانی مورد مطالعه در پژوهش حاضر می باشد.

در این پژوهش گروه میدانهای بلوک دار نیز در نظر گرفته شده و با میدانهای بدون بلوک مقایسه گردید. علت این امر فرض وجود خطای بیشتر در محاسبات دستی دوز و همچنین بروز خطای ناشی از تکرار ناپذیری در بلوک گذاری بود. اما نتیجه مقایسه این گروه با میدانهای بدون بلوک تفاوت قابل قبولی را از لحاظ آماری نشان نداد. این امر نشانگر صحت محاسبات و همچنین عدم تفاوت در تنظیم هندسی میدان توسط تکنولوژیست برای دو حالت می باشد.

عدم اطمینان برآورد شده در میدانهای درمان شده با کبالت  $60$  کمتر از  $5\%$  و همچنین بطور معنی داری ( $P \leq 1/26 \times 10^{-5}$ ) کمتر از مقدار برآورد شده برای شتابدهنده است که نشانگر تکرار پذیری و همچنین وضعیت بهتر دوزیمتری برای میدانهای درمان شده با کبالت  $60$  می باشد. علت این امر را می توان خروجی ثابت دستگاه کبالت  $60$  دانست که در مطالعه Nilsson و همکاران نیز گزارش شده است (۱۱).

در مقایسه نواحی مختلف آناتومیک فقط در مورد متوسط خطا در میدانهای سرو گردن با لگن، تفاوت معنی داری با  $P$  کمتر از  $0.025$  دیده شد و در سایر موارد تفاوتی وجود نداشت. عدم تغییر حدود هندسی بیمار در وضعیتهای مختلف در میدانهای سروگردن علت خطای پایین در این ناحیه می باشد. در بین نواحی مختلف بیشترین خطای بالاتر از  $5\%$  و  $7\%$  در میدانهای تنه دیده می شود که علت آن تغییرات حدود هندسی بیمار در وضعیتهای مختلف و

## References

1. Brahme A, Chavaudra J, Landberg T, Mc Cullough E, Nusslin F, Rawlinson A, et al. Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons. *Acta Oncol* 1988; (Suppl. 1).
2. Goitein M. Calculation of the uncertainty in the dose delivered during radiation therapy. *Med Phys* 1985; 12: 608-612.
3. 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: 237-252.
4. Fiorino C, Corletto D, Mangili P, Broggi S, Bonini A, Cattaneo GM, et al. Quality assurance by systematic in vivo dosimetry: results on a large cohort of patients. *Radiother Oncol* 2000; 56: 85-95.

5. Huang K, Bice WS Jr, Hidalgo-Salvatierra O. Characterization of an in vivo diode dosimetry system for clinical use. *J Appl Clin Med Phys*. 2003; **4**(2): 132-42.
6. Klein EE, Drzymala RE, Purdy JA, Michalski J. Errors in radiation oncology: a study in pathways and dosimetric impact. *J Appl Clin Med Phys*. 2005; **6**(3): 81-94.
7. Engstrom PE, Haraldsson P, Landberg T, Sand Hansen H, Aage Engelholm S, Nystrom H. In vivo dose verification of IMRT treated head and neck cancer patients. *Acta Oncol*. 2005; **44**(6): 572-8.
8. Heukelom S, Lanson, JH, Mijnheer BJ. Quality assurance of the simultaneous boost technique for prostate cancer: Dosimetric aspects. *Radiother Oncol* 1994; **30**: 66-73.
9. Leunens G, Van Dam J, Dutreix A, van der Schueren E. Quality assurance in radiotherapy by in vivo dosimetry. 1: Entrance dose measurements, a reliable procedure. *Radiother Oncol* 1990; **17**: 141-151.
10. Malicki J, Litoborski M, Kierzkowski J, Kosicka G. How the implementation of an in-vivo dosimetry protocol improved the dose delivery accuracy in head and neck radiotherapy. *Neoplasma* 2004; **51**(2): 155-8.
11. Nilsson B, Ruden BI, Sorcini B. Characteristics of silicon diodes as patient doseimeters in external radiation therapy. *Radiother Oncol* 1988; **11**: 279-288.
12. Ruden BI. Evaluation of the clinical use of TLD. *Acta Radiol Ther Phys Biol* 1976; **15**: 447-464.
13. Noel A, Aletti P, Bey P, Malissard L. Detection of errors in individual patients in radiotherapy by systematic in vivo dosimetry. *Radiother Oncol* 1995; **34**: 144-151.
14. Lee PC, Sawicka JM, Glasgow GP. Patient dosimetry quality assurance program with a commercial diode system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1994; **29**: 1175-1182.
15. Podgorsak MB, Balog JP, Sibata CH, Ho AK. In vivo dosimetry using a diode detector system: Regarding Lee et al. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995; **32**: 556-557.
16. Weltens C, Leunens G, Dutreix A, Cosset JM, Eschwege F, van der Schueren E. Accuracy in mantle field irradiations: Irradiated volume and daily dose. *Radiother Oncol* 1993; **29**: 18-26.