

مقایسه و ارزیابی صحت دوز رسیده به بیماران مبتلا به تومورهای لگن و پستان به روش

دوزیمتری درون تنی با استفاده از آشکارساز نیمه هادی

حمیدرضا شعبانی^۱، محمود اله وردی^۲، عباس تکاور^۳، مهبد اصفهانی^۴، مهدی عقیلی^۵، محمد رضا تقی زاده^۶

زهرا تیز مغز^۱، سید علی واعظ زاده^۱

۱- کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۲- دانشیار گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۳- استاد گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۴- فیزیسیست بخش فیزیک، انستیتو کانسر، بیمارستان امام خمینی تهران

۵- استادیار گروه رادیوتراپی آنکولوژی، دانشکده پزشکی، انستیتو کانسر، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۶- کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، مرکز تصویربرداری پزشکی امام خمینی، صومعه سرا، دانشگاه علوم پزشکی گیلان

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۸/۵/۵

تاریخ دریافت: ۸۷/۱۲/۱۵

چکیده

مقدمه: مهمترین هدف در پرتو درمانی رساندن بیشترین دوز به تومور و کمترین دوز به بافت سالم است. به دلیل اینکه بین دوز جذبی، کنترل تومور و آسیب به بافت طبیعی ارتباط نزدیکی وجود دارد، ICRU حداکثر خطای مجاز دوز داده شده از دوز تجویز شده را $\pm 5\%$ توصیه کرده است. برای بررسی صحت دوز جذبی از دوزیمتری به روش درون تنی استفاده می شود. در این مطالعه دوز نهایی منتقل شده به بیماران مبتلا به تومورهای ناحیه لگن و پستان با دوز محاسباتی، مقایسه و بررسی گردید، میزان خطای نسبی محاسبه شد و عوامل ایجاد خطا در تحویل دوز و راههای کاهش آن مورد ارزیابی واقع شد.

مواد و روشها: ۳۶ بیمار مبتلا به تومورهای ناحیه لگن و ۳۸ بیمار مبتلا به سرطان پستان، که همگی تحت درمان با کبالت 60Co بودند، انتخاب شدند و دوز ورودی و خروجی این بیماران به طور همزمان با استفاده از دیود نیمه رسانای نوع p اندازه گیری شد. دوز نقطه میانی با استفاده از روش عبوری محاسبه گردید. برای به دست آوردن ضرایب کالیبراسیون و تصحیح، از اتاقک یونش 0.3ml ، 0.6ml و فانتوم آب و لایه ای استفاده شد. میزان انحراف دوز نقاط ورودی، خروجی و میانی اندازه گیری شده با مقادیر محاسبه شده، مقایسه گردید و نتایج به صورت هیستوگرام نشان داده شدند.

نتایج: هیستوگرام های درصد انحراف دوزهای نقاط ورودی، خروجی و میانی، برای بیماران لگن مقدار میانگین اختلاف، 0.1% ، 1.86% و 1.35% و انحراف معیار 0.3% ، 0.7% و 0.5% و برای بیماران پستان میانگین اختلاف، 0.78% ، 0.29% و 0.59% و انحراف معیار 0.97% ، 0.23% و 0.96% به ترتیب نشان دادند و اختلاف معنی داری بین دوزهای اندازه گیری شده با محاسبه شده به جز در دوز خروجی بیماران پستان، مشاهده نشد ($p > 0.01$). در تعیین دوز جذبی از فاکتورهای تصحیح زاویه تابش و درجه حرارت (به علت تغییرات کمتر از 1%) صرف نظر شد.

بحث و نتیجه گیری: برخی از علل اختلاف در دوز نقاط مورد نظر عبارتند از: خطا در تنظیم بیمار، حرکت بیمار و خطای الگوریتم محاسبه دوز (به علت در نظر نگرفتن ناهمگنی ها و انحنای بیمار). با توجه به عدم اختلاف معنا دار دوز نقطه میانی روش استفاده شده از صحت قابل قبولی برخوردار است. دوزیمتری درون تنی نقش اساسی در کنترل کیفی معمول در بخشهای پرتودرمانی و ایجاد اطمینان از درمان انجام شده می تواند داشته باشد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۶، شماره ۳ و ۴، پیاپی (۲۴ و ۲۵)، پاییز و زمستان ۸۸-۴۵-۳۸)

واژگان کلیدی: دوزیمتری درون تنی، دیود نیمه رسانا، پستان، لگن، اتاقک یونش

* نویسنده مسؤول: محمود الهوردی

آدرس: گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم

پزشکی تهران

alahverdi@sina.tums.ac.ir

تلفن: ۸۸۹۷۳۶۵۳- (۲۱) ۹۸+

۱- مقدمه

پرتودرمانی یکی از مهم ترین روشهای درمان است که امروزه برای درمان تومورهای نواحی مختلفی از بدن مانند سر و گردن، پستان و ناحیه لگن، به کار می رود. رابطه خیلی نزدیک بین دوز جذبی با کنترل تومور و آسیب به بافت طبیعی وجود دارد، به همین دلیل درپرتو درمانی دوز تحویل شده به بافت هدف باید از صحت^۱ بالایی برخوردار باشد و باید بیشترین دوز به ناحیه تومورال و کمترین دوز به بافت سالم تحویل شود [۱]. صحت دوز کلی داده شده به مریض بستگی به اندازه خطا در هر یک از مراحل انجام درمان دارد. بنابراین گزارش ICRU، خطای کل ناشی از فرآیند درمان نباید $\pm 5\%$ دوز تجویز شده باشد و از طرفی در مراجع جدید این خطا به کمتر از $\pm 3\%$ تنزل یافته است [۲].

دوزیمتری درون تنی یکی از روشهای مهم بررسی صحت دوز داده شده به بیمار و پیدا کردن علت خطا در هر یک از مراحل درمان است و با این روش در صورت ایجاد اختلاف میان دوز پیش بینی شده و دوز تحویل شده به بیمار، می توان آن را بررسی و در ادامه درمان تصحیح کرد [۳، ۴]. در بیشتر مراکز از دیوهای نیمه رسانای سیلیکونی برای دوزیمتری درون تنی^۲ استفاده می شود [۶]. هنگامی که دیود نیمه رسانا تحت تابشهای یونساز قرار می گیرد، جریانی متناسب با دوز جذبی تولید می گردد که می تواند به عنوان یک دوزیمتر تابشی مورد استفاده قرار گیرد. از مزایای دیودها کسب همزمان پاسخ دوز، حساسیت زیاد، قدرت تفکیک فضایی بالا، مستقل بودن از فشار، ثبات مکانیکی، اندازه کوچک و استفاده راحت می باشد [۳، ۷، ۸].

این مطالعه به منظور مقایسه و بررسی دوز نهایی داده شده و دوز محاسبه شده در بیماران مبتلا به تومورهای ناحیه لگن و پستان، تشخیص عوامل ایجاد خطا در تحویل دوز و راههای کاهش آن انجام گرفت.

۲- مواد و روشها

سی و هشت بیمار مبتلا به سرطان پستان که با تکنیک SSD^۳ ثابت و سی و شش بیمار مبتلا به تومورهای لگن که با تکنیک SAD^۴ تحت درمان با دستگاه کبالت بودند، با دوز تجویزی خاص انتخاب شدند. دوز ورودی و خروجی این بیماران به طور همزمان و در حین درمان با دیود اندازه گیری شد. دیودها در مسیر ورودی و خروجی پرتو، روی پستان و لگن قرار داده شده و بیماران تحت پرتو دهی قرار گرفتند. برای اجتناب از اثر سایه دیود ورودی روی دیود خروجی [۴، ۱۲]، دیود ورودی را دو سانتیمتر از مرکز میدان تابش و دیود خروجی در مرکز میدان تابش قرار داده شد. مقدار خوانده شده هر یک از دیودهای ورودی و خروجی، ثبت گردید و با اعمال فاکتورهای مناسب به دوز جذبی تبدیل شد. از دو دیود نیمه هادی ساخت شرکت PTW، مدل T60010L، به شکل نیمکره، به ضخامت ۶/۵ میلیمتر و قطر ۱۲ میلیمتر استفاده شد. برای قرائت همزمان دیودها از الکترومتر مولتی دوز مدل T10004 ساخت شرکت PTW استفاده شد. از اتاقک یونش ۰/۶ و ۰/۳ سی سی مدل TM30010 به همراه الکترومتر مدل T10001 به عنوان آشکارساز دوز مرجع استفاده شد. از فانتوم آب (به ابعاد ۳۰×۳۰×۳۰ سانتیمتر) و فانتوم لایه ای با ابعاد ۳۰×۳۰ سانتیمتر مدل T40006 ساخت کارخانه PTW برای به دست آوردن منحنی های مقدار عبوری و کالیبراسیون دیود ها استفاده شد.

۲-۱- کالیبراسیون دیودها

حساسیت دیود به مرور زمان و تحت شرایط مختلف تغییر می کند و در نتیجه باید آن را به صورت دوره ای نسبت به اتاقک یونیزان استاندارد کالیبره نمود [۴، ۱۲]. فاکتور کالیبراسیون دیودها باید هم برای ورودی و هم برای خروجی بدست آید. به منظور کالیبراسیون دیودها، آنها را در مرکز

³ Source to Skin Distance⁴ Source to Axis Distance¹ Accuracy² In vivo Dosimetry

شرایط کالیبراسیون یکسان نباشد، باید فاکتورهای تصحیح را بدست آورد [۹،۳،۱۲].

کالیبراسیون دیود در شرایط مرجع (اندازه میدان ۱۰×۱۰، SSD= ۸۰cm و ضخامت فانتوم ۱۵ سانتیمتر) انجام شد. برای اندازه گیری فاکتور تصحیح اندازه میدان، اتاقک یونش ۰/۳ سی سی در عمق دوز ماکزیمم از سطح ورودی و در امتداد محور مرکزی دسته پرتو و دیود ورودی در فاصله ۲ سانتیمتری از مرکز روی سطح فانتوم قرار گرفت. سپس در SSD و زمان تابش ثابت، اتاقک یونیزاسیون و دیود برای میدان هایی با اندازه های ۵×۵، ۸×۸، ۱۰×۱۰، ۱۲×۱۲، ۱۵×۱۵، ۱۸×۱۸ و ۲۰×۲۰، تحت تابش قرار گرفتند. فاکتور تصحیح ورودی و خروجی اندازه میدان از رابطه زیر محاسبه شد [۴]:

$$CF_{FS, en \& ex} = \frac{\left(\frac{D_{en \& ex}}{R_{en \& ex}} \right)_{mea}}{\left(\frac{D_{en \& ex}}{R_{en \& ex}} \right)_{ref}} \quad (۳)$$

در این رابطه صورت نسبت دوز ورودی (خروجی) اندازه گیری شده توسط اتاقک یونیزاسیون در عمق دوز ماکزیمم به قرائت دیود واقع بر روی سطح ورودی (خروجی) در شرایط کلینیکی و منجر همین نسبت در شرایط مرجع می باشند. فاکتور تصحیح ضخامت با قرار دادن فانتوم لایه ای با ضخامت های ۵، ۱۰، ۱۵، ۲۰، ۲۵، ۳۰، ۳۵ سانتی متر تحت شرایط مرجع با استفاده از رابطه زیر بدست آمد:

$$CF_{TH} = \frac{\left(\frac{D_{ex}}{R_{ex}} \right)_{mea}}{\left(\frac{D_{ex}}{R_{ex}} \right)_{ref}} \quad (۴)$$

فاکتور تصحیح پرتو برگشتی (B')، به صورت نسبت قرائت اتاقک یونیزاسیون در شرایط پرتو برگشتی کامل (R_{FB}) به قرائت اتاقک یونیزاسیون در شرایط اندازه گیری دوز خروجی (R_{MC}) برای میدان های مختلف (شکل ۲) بر طبق رابطه زیر بدست آمد [۴]:

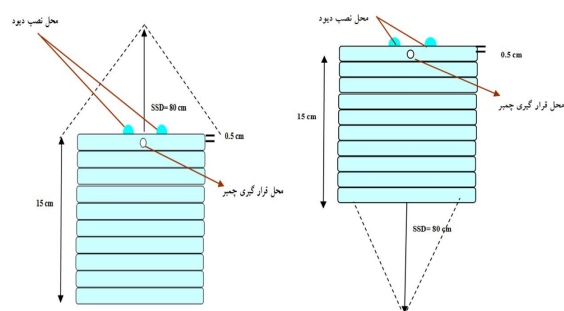
$$B' = \frac{R_{FB}}{R_{MC}} \quad (۵)$$

میدان قرار دادیم و اتاقک یونیزاسیون در عمق دوز ماکزیمم (۰/۵ سانتیمتر) روی فانتوم لایه ای نصب شد و مجموعه تحت تابش قرار داده شد. فاکتور کالیبراسیون ورودی (F_{en}) و خروجی (F_{ex}) بر اساس روابط زیر بدست می آید:

$$F_{en} = \left[\frac{D_{en}}{R_{en}} \right] \quad (۱)$$

$$F_{ex} = \left[\frac{D_{ex}}{R_{ex}} \right] \quad (۲)$$

که در آن، D_{en} و D_{ex}، دوز اندازه گیری شده توسط اتاقک یونیزاسیون استاندارد در نقاط ورودی و خروجی، R_{en} و R_{ex} به ترتیب قرائت دیود در نقطه ورودی و خروجی در شرایط مرجع (اندازه میدان ۱۰×۱۰، SSD= ۸۰cm و ضخامت ۱۵ سانتیمتر) است (شکل ۱). برای فاکتور کالیبراسیون خروجی تنها کافیت گانتری ۱۸۰ درجه بچرخد، بدون اینکه جای دیود و اتاقک یونیزاسیون تغییر یابد. برای اجتناب از اثر سایه، دیودها و اتاقک یونیزاسیون جداگانه مورد تابش یکسان قرار داده شد.



شکل ۱- طرح کلی از نحوه بدست آوردن فاکتور کالیبراسیون ورودی و خروجی در شرایط مرجع

۲-۲- فاکتورهای تصحیح

از آنجاییکه میزان قرائت دیودها به پارامترهای فیزیکی از قبیل اندازه میدان، فاصله چشمه از پوست (SSD^۱)، ضخامت فانتوم، درجه حرارت، زاویه تابش، پرتوهای برگشتی و غیره بستگی دارد، بنابراین هرگاه شرایط تابش با

^۱ Source to skin distance

۳-۲- تجزیه و تحلیل آماری

اطلاعات بدست آمده توسط نرم افزار SPSS مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. داده ها به صورت هیستوگرام به همراه میانگین و انحراف معیار نمایش داده شده اند. بررسی توزیع نرمال داده های بدست آمده، با استفاده از روش One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test انجام گردید و برای بررسی معنادار بودن انحرافات از روش paired-sample T-test استفاده شد. مقدار P-value کوچکتر از ۰/۰۵ معیار معنادار بودن تست می باشد.

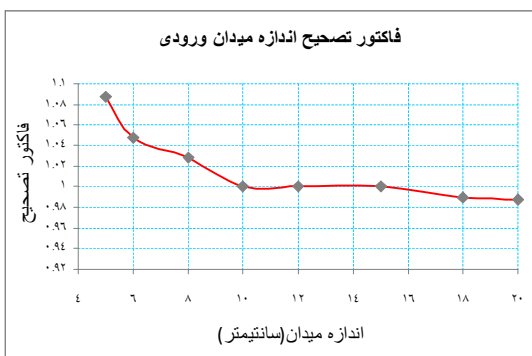
۳- نتایج

نتایج اندازه گیری فاکتور کالیبراسیون دیودهای مورد استفاده، در جدول ۱ نمایش داده شده است.

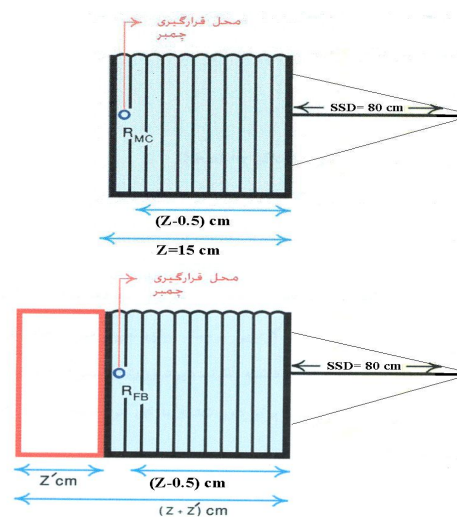
جدول ۱- فاکتور کالیبراسیون ورودی و خروجی دیودهای نیمه رسانا

به شماره ۱۴۲ و ۱۴۳		
فاکتور (mGy/nC)	دیود شماره ۱۴۲	دیود شماره ۱۴۳
F_{en}	۳/۷	۳/۷۲
F_{ex}	۵/۱۸	۵/۲۹

فاکتور تصحیح اندازه میدان برای نقطه ورودی و خروجی در شکل (۳) و (۴) نمایش داده شده است. مشاهده می شود فاکتورهای تصحیح برای اندازه میدانهای بزرگ کمتر از ۱٪ می باشند.



شکل ۳- منحنی تغییرات فاکتور تصحیح نسبت به تغییرات اندازه میدان برای نقطه ورودی (Diode T600101L-142)



شکل ۲- روش تعیین فاکتور تصحیح پرتوهای برگشتی

دما در تمام آزمایشات برای بدست آوردن فاکتور کالیبراسیون و ضرایب تصحیح بین ۲۴ تا ۲۵ درجه سانتیگراد بوده است و همچنین فاکتور تصحیح دما و فشار در این فاکتور ها اعمال شد. دوز ورودی و خروجی طبق روابط زیر محاسبه می گردد [۳، ۱۰، ۲۳، ۲۹]:

$$D_{en} = R_{en} \cdot F_{en} \cdot \prod_i C_i^{en} \quad (6)$$

$$D_{ex} = R_{ex} \cdot F_{ex} \cdot \prod_i C_i^{ex} \quad (7)$$

که در آن R_{en} و R_{ex} به ترتیب قرائت دیود و C_i^{en} و C_i^{ex} به ترتیب فاکتور تصحیح ورودی و خروجی می باشند. برای تعیین دوز نقطه میانی از روش Rizzotti استفاده شد [۱۳]. در این روش باید میزان انتقال خروجی، T_{ex} ، (نسبت دوز در عمق خروجی و ورودی) و میزان انتقال میانی T_{mid} (نسبت دوز در عمق میانی به دوز در عمق ورودی) تعیین گردد.

$$T_{ex} = \frac{D_{ex}}{D_{en}} \quad (8)$$

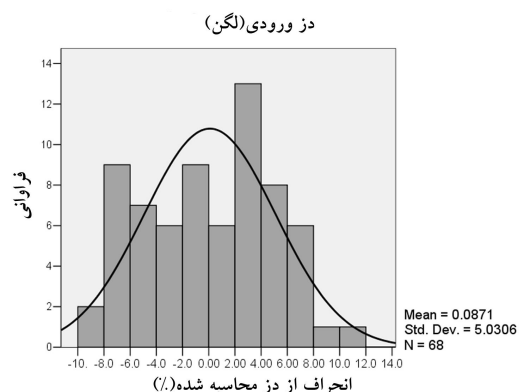
$$T_{mid} = \frac{D_{mid}}{D_{en}} \quad (9)$$

منحنی های T_{mid} و T_{ex} به کمک فانتم آب در عمق های مختلف اندازه گیری شدند و با استفاده از آنها دوز نقطه میانی (D_{mid}) از رابطه زیر محاسبه گردید:

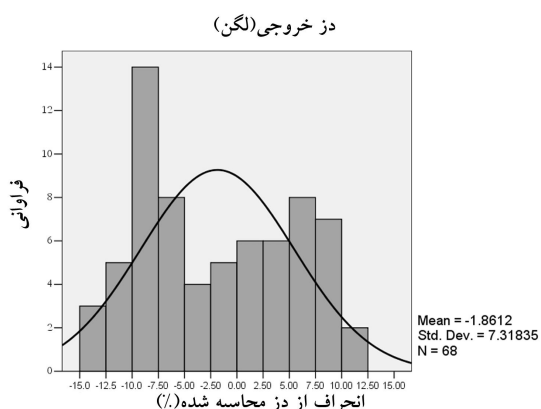
$$D_{mid} = D_{en} \times T_{mid} \quad (10)$$

تغییرات فاکتورهای تصحیح ورودی و خروجی نسبت به اندازه SSD، بین ۰/۹۹ و ۱/۰۴ بدست آمدند و در محاسبات اعمال گردید. خوانش دیودها در دماهای مختلف نسبت به دمای مرجع ۲۵ سانتیگراد و همچنین خوانش دیودها در زوایای مختلف نسبت به زاویه صفر تغییر کمی نشان داد، بنابراین در این دو مورد به دلیل ناچیز بودن (کوچکتر از ۱٪) فاکتور تصحیح اعمال نگردید.

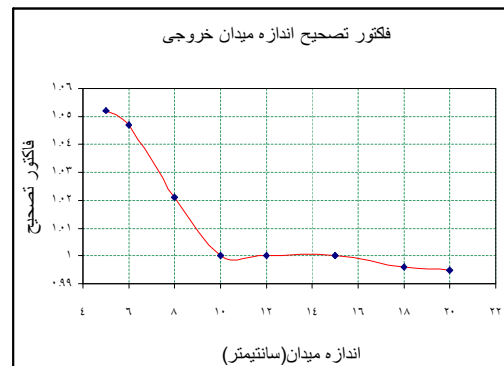
نتایج دوزهای اندازه گیری شده به روش درون تنی برای بیماران لگن و پستان با دوزهای ورودی، خروجی و میانی محاسبه شده مقایسه گردید و درصد انحراف نسبی آنها بر حسب درصد $\{(D_{meas}-D_{cal})/D_{meas}\} \times 100$ به صورت هیستوگرام در شکل های ۷ تا ۱۳ رسم گردیدند.



شکل ۷- هیستوگرام درصد انحراف نسبی دوز اندازه گیری شده از دوز محاسبه شده در نقطه ورودی در بیماران دارای تومور ناحیه لگن

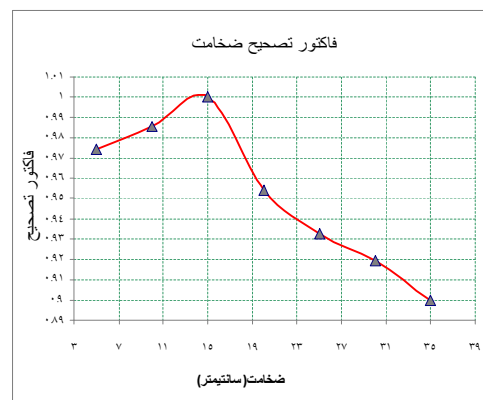


شکل ۸- هیستوگرام درصد انحراف نسبی دوز اندازه گیری شده از دوز محاسبه شده در نقطه خروجی در بیماران دارای تومور ناحیه لگن



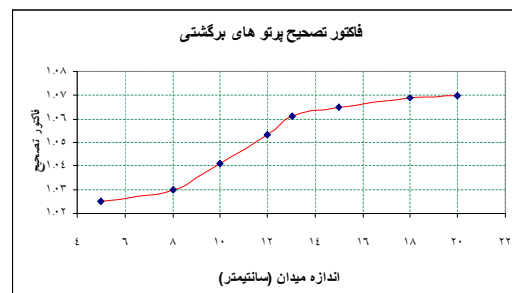
شکل ۴- منحنی تغییرات فاکتور تصحیح نسبت به تغییرات اندازه میدان برای نقطه خروجی (Diode T60010L-143)

تغییرات فاکتور تصحیح مربوط به ضخامت در شکل (۵) نشان داده است. با توجه به نمودار شیب تغییرات فاکتور تصحیح در بازه ضخامت ۵ تا ۱۵، شدید و پس از آن تا ضخامت ۳۵ سانتیمتر کند می شود.

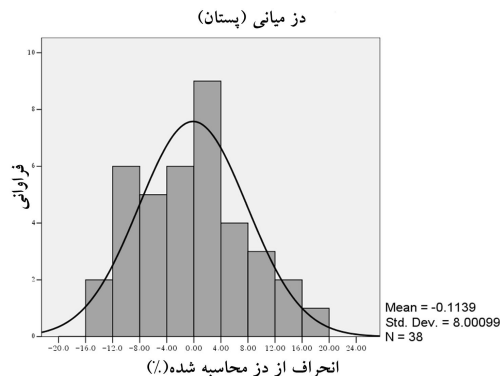


شکل ۵- منحنی تغییرات فاکتور تصحیح نسبت به تغییر ضخامت برای نقطه خروجی (Diode T60010-143)

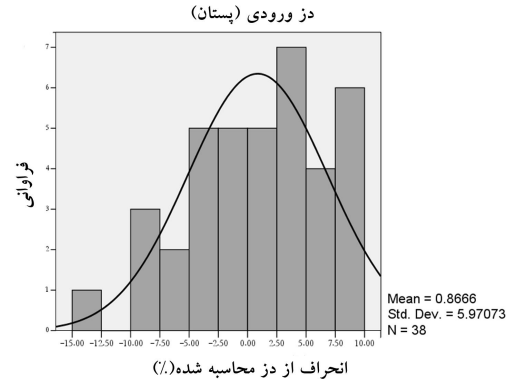
تغییرات فاکتور تصحیح پرتوهای برگشتی نسبت به اندازه میدان های مختلف در شکل (۶) نشان داده شده است.



شکل ۶- منحنی تغییرات فاکتور تصحیح پرتوهای برگشتی نسبت به اندازه میدان

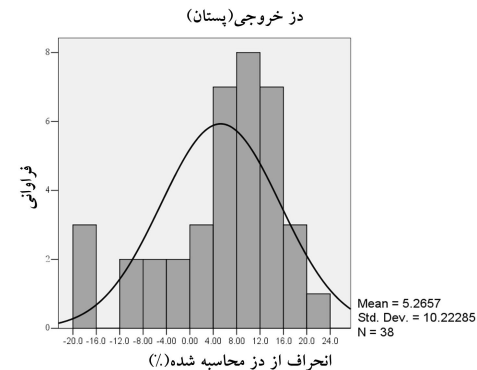


شکل ۱۲- هیستوگرام درصد انحراف نسبی دوز اندازه گیری شده از دوز محاسبه شده در نقطه میانی در بیماران دارای تومور ناحیه پستان



شکل ۹- هیستوگرام درصد انحراف نسبی دوز اندازه گیری شده از دوز محاسبه شده در نقطه ورودی در بیماران دارای تومور ناحیه پستان

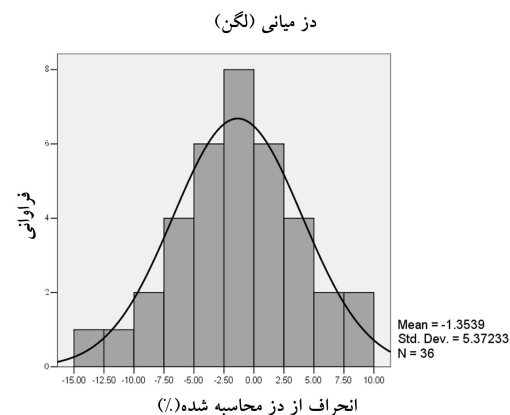
نتایج تجزیه و تحلیل آماری نشان داد که تمام هیستوگرامها دارای توزیع نرمال می باشند ($p > 0.01$). نتایج بدست آمده از اندازه گیری عملی و محاسبه برای دوز ورودی ناحیه لگن ($p = 0.0838$) و پستان ($p = 0.0377$)، دوز میانی ناحیه لگن ($p = 0.0383$) و پستان ($p = 0.0885$) و دوز خروجی ناحیه لگن ($p = 0.093$) اختلاف معناداری نداشتند، در حالیکه دوز خروجی برای ناحیه پستان ($p < 0.05$) اختلاف معناداری را نشان داد.



شکل ۱۰- هیستوگرام درصد انحراف نسبی دوز اندازه گیری شده از دوز محاسبه شده در نقطه خروجی در بیماران دارای تومور ناحیه پستان

۴- بحث و نتیجه گیری

این مطالعه جهت بررسی میزان و عوامل خطاهای ایجاد شده در فرایند درمان بیماران مبتلا به سرطان پستان و تومورهای لگن صورت گرفت. برای اینکه دوزیمتری با دیود از صحت کافی برخوردار باشد، فاکتورهای کالیبراسیون و ضرایب تصحیح تاثیر گذار بر میزان قرائت دیود باید به دقت برای نقاط ورودی و خروجی تعیین شود. با توجه به شکل (۳ و ۴) به نظر می رسد تغییرات کم فاکتور تصحیح برای اندازه میدان های بزرگ نشان دهنده مناسب بودن ضخامت بیلدآپ دیود برای میدان های بزرگ است و با توجه به تغییرات زیاد فاکتور تصحیح برای میدان های کوچک به نظر می رسد که این نوع دیود ها برای تعیین دقیق دوز، در شیوه های درمانی که در آن از میدانهای کوچک استفاده می شود، مناسب نباشند. که این



شکل ۱۱- هیستوگرام درصد انحراف نسبی دوز اندازه گیری شده از دوز محاسبه شده در نقطه میانی در بیماران دارای تومور ناحیه لگن

میانگین ۵/۲۶، در نقطه خروجی بیشتر و گسترده تر از بیماران ناحیه لگن ($SD= ۵/۹۷$) و میانگین، ۱/۸۶- است. علت آن می تواند مربوط به ناهمگنی بافت ریه و انحنای بافت پستان که در الگوریتم محاسباتی در نظر گرفته نشده، که به دنبال آن باعث توزیع غیر یکنواخت دوز، خطا در تنظیم SSD و تنظیم موقعیت بیمار داریم که روی دوز نقطه خروجی تاثیر می گذارد.

یکی دیگر از منابع خطا، حرکت بیمار حین پرتو درمانی است. این حرکت می تواند غیر ارادی (مثل تنفس، سرفه و غیره) و ارادی در حین درمان بخاطر پوزیشن نامناسب بیمار صورت گیرد. برای خطاهای مربوط به حرکت بیمار استفاده از نگهدارنده و سیستم های فیکس کننده توصیه شده است که می تواند به مقدار قابل توجهی از این نوع خطاها بکاهد [۱۳]. همچنین با استفاده از الگوریتم های محاسباتی مناسب که توانایی در نظر گرفتن ناهمگنی و همچنین برخورد مایل پرتو را داشته باشد، میزان خطا را کاهش داد.

با توجه به عدم اختلاف معنادار دوز نقطه میانی به نظر می رسد الگوریتم مورد استفاده در تعیین دوز نقطه میانی از صحت قابل قبولی برخوردار باشد. Miguel و همکارانش [۴] نیز از همین الگوریتم برای محاسبه دوز نقطه میانی بیماران لگن استفاده کردند و اختلاف معنی داری بین مقادیر اندازه گیری و محاسبه شده گزارش ندادند.

مقایسه انحراف معیار بین هیستوگرام های نقطه ورودی، نقطه خروجی و نقطه میانی برای بیماران لگن و پستان (شکل های ۷ تا ۱۲) نشان دهنده بیشترین گستردگی در نقطه خروجی و در مرتبه بعد نقطه میانی و کمترین گستردگی در نقطه ورودی می باشد که این نتیجه با نتایج Miguel [۴]، مطابقت دارد. به نظر می رسد این اختلاف در خطاها به دلیل وجود ناهمگنی، اختلاف در ضخامت ناهمگنی عبوری، خطای کانتور و همچنین به دلیل کوچک شدن مقدار دوز با عبور از بافت و بزرگ شدن خطاهای نسبی در مقادیر کوچک باشند.

نتیجه در توافق خوبی با گزارش Miguel و همکارانش برای دیود های ISORAD بوده است [۴]. تغییر پاسخ دیود به زاویه کمتر از ۱٪ بدست آمد، این تغییر را Ralph و همکارانش [۱۴] برای دیود نوع EDP 15 حدود ۳٪ گزارش دادند، به نظر می رسد دلیل این اختلاف ها، وابستگی جهتی دیود ها به شکل و ساختمان دیود مربوط باشد. پاسخ دیود ها نسبت به تغییرات درجه حرارت کمتر از ۱٪ بدست آمد که با نتایج Paul و همکارانش [۱۵] در توافق است.

علت خطای دوز ورودی در لگن در شکل (۷) و خطاهای دوز ورودی پستان با توجه به شکل (۹) می تواند به علت اشتباه در تنظیم بیمار، نادرستی در تعیین کانتور بیماران، خطا در خروجی ماشین و اشتباه در تنظیم پارامترهای درمان باشد. نتایج بیانگر این است که، گستردگی خطا در نقطه ورودی در بیماران مبتلا به سرطان پستان ($SD=۵/۹۷$) بیشتر و گسترده تر از بیماران ناحیه لگن ($SD= ۵/۰۳$) است. علت آن می تواند انحنای بافت پستان و غیر ثابت بودن بافت پستان باشد که باعث خطا در تنظیم SSD، توزیع غیر یکنواخت دوز و تنظیم موقعیت بیمار می گردد، باشد.

یکی از علت های اصلی این میزان خطا در دوز خروجی بیماران پستان در تکنیک درمانی SSD، با توجه به شکل (۱۰) و خصوصاً بیماران لگن با تکنیک درمانی SAD، با توجه به شکل (۸) می تواند نادرستی در تعیین کانتور بیماران و ناهمگنی بافت باشد. همچنین خطاها در ناحیه لگن می تواند ناشی از خالی یا پر بودن مثانه یا روده و همچنین استخوان فمورال بوده که در الگوریتم محاسباتی در نظر گرفته نمی شود. در الگوریتم محاسباتی برای بیماران تحت درمان تومورهای لگن و سرطان پستان، حجم هدف به صورت مکعب، با دانسیته یک و بدون ناهمگنی در نظر گرفته می شود که پرتو به صورت عمود به یک سطح صاف بر خورد می کند نتایج بیانگر این است که گستردگی خطا در بیماران سرطان پستان ($SD= ۱۰/۲۲$) با

پیشنهاد می شود برای ارتقاء کیفیت درمان، دوزیمتر یدرون تنی علاوه بر روز اول، یک روز هم در وسط جلسات درمان صورت گیرد تا خطاهای اتفاقی و تغییر ضخامت بیمار که ممکن است به علت تورم، انقباض و یا تحلیل بافت رخ دهد، مشخص و بر طرف گردد.

۵- تشکر و قدردانی

با تشکر از پرسنل بخش فیزیک گروه پرتودرمانی بیمارستان امام خمینی تهران که در انجام این طرح همکاری صمیمانه ای داشتند.

به طور کلی دوزیمتری درون تنی نقش اساسی در کنترل کیفی معمول در بخشهای پرتودرمانی و ایجاد اطمینان از درمان انجام شده دارد و همچنین روشی کاربردی برای بررسی دوز واقعی داده شده به بیماران است. با این وجود دوزیمتری درون تنی در نقطه ورودی برای بررسی و ارزیابی کل زنجیره درمانی کافی نمی باشد، بلکه نیاز به اندازه گیری همزمان دوز نقاط ورودی و خروجی بر روی بیمار است.

منابع

1. Marion E, Ben JM. In vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy In J Radiat Oncol Biol Phys 1999; 43(2):245- 259.
2. International Commission on radiation Units and Measurements. Determination of absorb dose in patients irradiate by beam of X and gamma rays in radiotherapy procedure. ICRU Report 24 Washington DC. 1976.
3. Paul AJ. Implementation of an in vivo diode dosimetry program and changes in diode characteristics over a 4-year clinical history. Med Phys 2001; 28 (8):1718-1726.
4. Miguel LR, Eladio A, Amalia P. Implementation of in vivo dosimetry with Isorad semiconductor diodes in radiotherapy treatments of the pelvis. Med Dosim 2008; 33(1):14-21.
5. Greene S, Price R A. Energy and angular anisotropy optimisation of a p-type diode for in vivo dosimetry in photon-beam radiotherapy. Rad Prot Dos 2005; 116:152-159.
6. Alecu R, Loomis T, Alecu J ,Ochran T. Guidelines on the implementation of diode in vivo dosimetry programs for photon and electron external beam therapy. Med Dosim 1999; 24(1):5-12.
7. Meigooni AS, Sowards K, Myron G. Evaluation of the veridose in vivo dosimetry system. Med Dosim 2002; 27 (1): 29- 36.
8. Marre D, Marinello G. Comparison of p- type commercial electron diodes for in vivo dosimetry. Med Phys 2004; 31 (1): 50- 56.
9. Robert R, Philp A. Correction factors for low perturbation in vivo diodes used in the determination of entrance doses in high energy photon beams. Med Phys 2008; 35 (1):25-31.
10. Tung CJ, Wang HC, Lo HS, Wu JM,Wang CJ. In vivo dosimetry for external photon treatments of head and neck cancers by diodes and TLDS. Rad Prot Dos 2004; 111(1): 45-50.
11. Rizzoti A, Compri C, Garusi GF. Dose evaluation to patient irradiated by Co60 beam by means of direct measurement on the incidence and the exit surface. Radiother Oncol 1985; 3:279-283.
12. Marre D, Marinello G. Comparison of p- type commercial electron diodes for in vivo dosimetry. Med Phys 2004; 31 (1): 50- 56.
13. Paul AJ. Implementation of an in vivo diode dosimetry program and changes in diode characteristics over a 4-year clinical history. Med Phys 2001; 28 (8):1718-1726.
14. Nuting CM, Khoo VS, Walker V, Mcnair H, Beardmore C. A randomized study of customized immobilization system in the treatment of the prostate cancer with conformal radiotherapy. Radiother Oncol 2000; 54(1):1- 9.

