

بررسی صحت دوز داده شده به تومورهای مغز به روش دوزیمتری *in vivo* با آشکارساز نیمه هادی

محمد رضا تقی زاده دباغ^{۱*}، محمود اله وردی^۲، مهبد اصفهانی^۳، پیمان حداد^۴

۱- کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، مرکز تصویر برداری پزشکی، بیمارستان امام حسین (ع)، دانشکده علوم پزشکی شاهرود

۲- استادیار گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، بخش فیزیک رادیو تراپی انستیتو کانسر بیمارستان امام خمینی تهران

۳- کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، بخش فیزیک رادیو تراپی انستیتو کانسر بیمارستان امام خمینی تهران

۴- دانشیار گروه رادیو تراپی دانشگاه علوم پزشکی تهران، بخش رادیو تراپی انستیتو کانسر بیمارستان امام خمینی تهران

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۴/۱۱/۸

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۴/۹/۲

چکیده

مقدمه: هدف از پرتو درمانی، کنترل موضعی تومور همراه با حداقل عوارض جانبی است. بر اساس منحنی پاسخ تومور و بافت نرمال نسبت به دوز جذبی، دوز جذبی باید از صحت بالایی برخوردار باشد. در بسیاری از مراکز، دوزیمتری به روش *in vivo* با استفاده از دیودها برای بررسی صحت دوز جذبی انجام می شود. طبق گزارش ICRU حد اکثر خطای مجاز دوز داده شده از دوز تجویز شده ۵٪ می باشد.

مواد و روشها: دوز ورودی و خروجی ۳۸ بیمار مبتلا به تومور مغزی تحت درمان با چشمه کبالت ۶۰ به روش SSD بطور همزمان با استفاده از دیود در یک نوبت اندازه گیری شد. در این پروژه از یک اتاقک یونیزاسیون ۰/۶ سی سی به منظور کالیبراسیون دیودها و تعیین فاکتورهای تصحیح، فانتوم آب و دو آشکارساز نیمه هادی نوع P- برای اندازه گیری دوز جذبی و تعیین میزان انتقال خروجی (T_{ex}) بیمار استفاده شد. با استفاده از این وسایل، فاکتورهای کالیبراسیون و تصحیح بدست آورده شد، و نمودارهای مربوطه نیز رسم گردید. در تعیین دوز جذبی از فاکتورهای تصحیح SSD (بعلت اینکه SSD در تمام تابش ها برابر ۸۰ سانتیمتر بود)، زاویه تابش و درجه حرارت (بعلت تغییرات کمتر از ۰/۱٪) صرف نظر گردید.

بحث و نتیجه گیری: خطاهای بزرگتر از ۵٪ در دوز ورودی، خروجی و نقطه میانی تشخیص داده شد. بعلاوه، دوز ورودی، خروجی و نقطه میانی اندازه گیری شده با مقادیر محاسبه شده مقایسه گردید اختلاف معنی داری بین آنها دیده نشد ($P > 0/1$). در نتیجه با توجه به عدم اختلاف معنی دار در دوز نقطه میانی، به منظور بررسی دوز داده شده به تومور مغزی، محاسبات از صحت قابل قبولی برخوردار هستند. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۲، شماره ۷، تابستان ۸۴: ۲۵-۱۳)

واژگان کلیدی: دوزیمتری *in vivo*، آشکارسازهای نیمه هادی، تومورهای مغزی

۱- مقدمه

دوزیمتری به روش *in vivo* با استفاده از دیودها و TLD ها برای

بررسی صحت دوز جذبی انجام می شود [۱۴-۱].

از جمله مزیت های دیودهای نیمه هادی: دارا بودن حساسیت بالا، قرائت فوری، وسیله ساده، محکم و مستقل از فشار هوا می باشد، اما مهم ترین مزیت دیودها نسبت به آشکارسازهای دیگر، مثل TLD، عبارتست است از دادن دوز بصورت

در پرتو درمانی بعلت رابطه خیلی نزدیک بین دوز جذبی و کنترل موضعی تومور و به ویژه آسیب به بافت طبیعی، به صحت بالا در دوز داده شده نیاز می باشد. در بسیاری از مراکز،

* نویسنده مسئول: محمدرضا تقی زاده دباغ

آدرس: رشت - گلزار - بلوار گیلان - بالاتر از تربیت معلم،

خیابان ۱۷۸ - پلاک ۴۹ کد پستی: ۴۱۶۶۶۴۵۹۳۱

mr_rozhan@yahoo.com

تلفن: ۷۷۲۱۳۰۶ - (۰۱۳۱) ۹۸+

قرائت دیود بکار رود تا دوز واقعی را بدهد در دیودها با هم فرق می کنند [۷].
یک جنبه مهم برنامه اطمینان کیفی، بررسی دوز واقعی داده شده به بیمار می باشد. طبق گزارش ICRU حد اکثر خطای مجاز دوز داده شده از دوز تجویز شده ۵٪ می باشد [۱۶].

۲- مواد و روشها

۲-۱- مواد

آشکارسازهای استفاده شده در این پروژه شامل دیودهای نیمه هادی نوع P- (مدل T۶۰۰۱۰L) با کلاهک بیلد آپ تیتانیوم (ضخامت کل بیلد آپ = ۱ گرم بر سانتیمتر مربع) است که برای فوتونها ی با انرژی ۵-۱ مگا ولت مناسب می باشند و توسط یک جعبه (Box) به الکترومتر MULTIDOS (مدل T۱۰۰۰۴) متصل می شوند. یک اتافک یونیزاسیون ۰/۶ سی سی (مدل TM۳۰۰۱۰) به همراه یک الکترومتر (مدل T۱۰۰۰۱) که بعنوان آشکارساز دوز مرجع استفاده می شود. دیودها و آشکارسازها ساخت کارخانه PTW-Freiburg آلمان می باشند. یک فانتوم آب ساخته شده از پرسپکس (به مساحت ۳۰×۳۰×۳۰ سانتیمتر مکعب) و یک لایه به ضخامت ۵ میلیمتر که با قرار گرفتن در درون فانتوم می توان ضخامت های ۵ تا ۳۰ سانتیمتر را ایجاد کرد و همچنین دارای یک غلاف ضد آب می باشد، که برای قرار دادن اتافک یونیزاسیون تهیه شده است.

۲-۲- روشها

چون این دیودها به تازگی تهیه شده اند بر روی آنها یک سری آزمایشات اولیه صورت گرفته است.

آزمایشات اولیه شامل اندازه گیری:

الف- ثبات سیگنال بعد از تابش: میزان سیگنال نمایش یافته درست بعد از تشعشع با میزان سیگنال نمایش یافته ۵ دقیقه بعد از تشعشع مقایسه می شود [۷].

ب- دقت ذاتی: میانگین و انحراف معیار ده اندازه گیری

فوری^۱. با وجود این اگر اندازه گیری خیلی دقیق لازم باشد، هر یک از دیودها بایستی قبل از قرار داده شدن بر روی بیمار، کالیبره گردد [۷]. دیود های کارخانه های مختلف می توانند بر حسب نوع (p-type یا n-type)، سطح ناخالصی^۲، فرایند ناخالص سازی، وسعت حجم حساس موثر، طراحی کلاهک بیلد آپ، ضخامت و ماده، و دوز پیش تابش داده شده^۳ به دیود، با یکدیگر فرق داشته باشند [۷].

کلاهک بیلد آپ دیودهایی که برای دوزیمتری *in vivo* استفاده می شوند باید به گونه ای باشد که بین ضخامت کلاهک بیلد آپ و تعادل الکترونی برای تمام اشکال پرتو (اندازه میدان، فاصله پوست تا چشمه و غیره)، آسایش بیمار و عدم ایجاد کاهش دوز در حجم هدف زیر دیود هماهنگی برقرار باشد [۷].

دیود ایده آل برای دوزیمتری *in vivo* در گستره انرژی های اشعه X باید وابستگی کوچکی (کمتر از ۱٪) به اندازه میدان، فاصله چشمه از پوست (SSD)، ودج^۴، سینی، بلوک های با انتقال جزئی^۵ و جهت تابش داشته باشد. بعلاوه، فاکتورهای تصحیح نباید با دوز تجمعی تغییر کند. کاهش حساسیت با دوز تجمعی [۱۴] باید تا حد ممکن کم باشد. همچنین باید در نظر داشت که آشفستگی میدان که توسط دیود ایجاد می شود باید در حد ممکن کاهش یابد [۷، ۱۵].

هدف از این کار، مطالعه خصوصیات دوزیمتری دیود نوع-P که برای پرتو کبالت ۶۰ به منظور دوزیمتری *in vivo* طراحی شده است و همچنین مطالعه روش تخمین دوز در مورد بیماران تحت تابش با کبالت ۶۰ می باشد.

درک خصوصیات دیودی که در کلینیک بطور روزمره استفاده می شود مهم می باشد، زیرا فاکتورهای تصحیحی که باید برای

- 1- On-line
- 2- doping level
- 3- preirradiation dose
- 4- wedg
- 5- partial transmission blocks

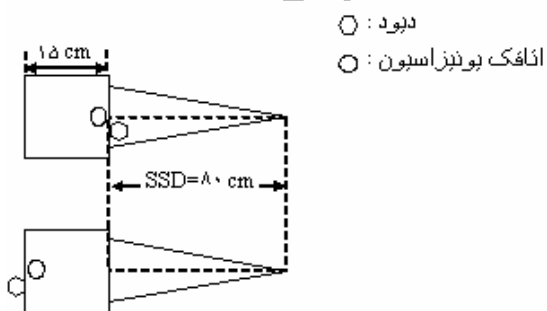
آشکارسازها و برای تعیین فاکتورهای تصحیح در شرایط مختلف آزمایشی انجام گردید. در اندازه گیری ها، به منظور اجتناب از اثر سایه [۱۳]، آشکارساز روی سطح ورودی کمی از مرکز میدان دور می شود. نقاط قرینه D_{ex} و D_{en} در امتداد محور پرتو در فاصله عمق دوز ماکزیمم از سطوح ورودی و خروجی، یک روش ساده و آسان برای تابش های متقابل برای تعیین دوز نقطه میانی، D_{mid} بودند [۶، ۹، ۱۲].

فاکتور کالیبراسیون ورودی (F_{en}) بصورت نسبت دوز جذبی اندازه گیری شده با اتاقک یونیزاسیون، D_{en} ، در عمق دوز ماکزیمم، d_{max} ، به قرائت دیود، M_{en} ، واقع روی سطح جلویی فانتوم در شرایط مرجع تعیین می شود (شکل ۱).

$$F_{en} = \left(\frac{D_{en}}{M_{en}} \right) \quad (1)$$

فاکتور کالیبراسیون خروجی (F_{ex}) بصورت نسبت دوز جذبی اندازه گیری شده با اتاقک یونیزاسیون، D_{ex} ، در عمق برابر دوز ماکزیمم، d_{max} ، از سطح خروجی به قرائت دیود، M_{ex} ، روی سطح خروجی فانتوم در شرایط مرجع تعیین می شود (شکل ۱).

$$F_{ex} = \left(\frac{D_{ex}}{M_{ex}} \right) \quad (2)$$



شکل ۱- تعیین فاکتورهای کالیبراسیون ورودی و خروجی برای دیودها. کالیبراسیون دیودها در شرایط مرجع انجام شده است: SSD برابر با ۸۰ سانتیمتر، اندازه میدان ۱۰×۱۰، ضخامت فانتوم آب برابر ۱۵ سانتیمتر و درجه حرارت ۲۵ درجه سانتیگراد

محاسبه می شود [۷].

ج- قرینه بودن جلو عقب: نسبت قرائت دیود وقتی که قسمت مدور دیود بسمت کلیماتور است به قسمت تخت دیود واقع در جهت کلیماتور، تابش یابند، گفته می شود. برای ثابت نگهداشتن دیود در سمت مدور خودش، از لایه مخصوصی که دیود به راحتی در آن می تواند قرار گیرد، استفاده شده است. نقطه اندازه گیری دیود در سمت مدور دیود در نظر گرفته شده است [۷].

د- کاهش دوز در زیر دیود: کاهش دوز در عمق ۵ سانتیمتری زیر دیودها درون فانتوم آب ساخته شده از پرسپکس توسط اتاقک یونیزاسیون با حجم کوچک (مدل ۳۱۰۱۴ TM) اندازه گیری شد.

۲-۱- روش کالیبراسیون

بعد از انجام آزمایشات اولیه، دیودها برای اندازه گیری دوز ورودی، D_{en} و دوز خروجی، D_{ex} ، کالیبره شدند. از طرف دیگر، وقتی از دیودهای سیلیکونی استفاده می شود، پارامترهای زیادی بایستی در نظر گرفته شود [۱۱، ۱۷]. به منظور کالیبراسیون دیودهای سیلیکونی، از روش گزارش شده توسط Rizzotti و همکارانش استفاده شده است [۱۲]. فانتوم روی تخت درمان قرار داده شد و سر دستگاه به اندازه ۹۰ درجه چرخانده شد. برای کالیبراسیون، دیودها در مرکز میدان ۱۰×۱۰ بر روی سطح فانتوم آب پرسپکس (مساحت ۳۰×۳۰ سانتیمتر مربع) به ضخامت ۱۵ سانتیمتر قرار داده شدند و اتاقک یونی توسط غلاف ضد آب درون فانتوم آب با دمای ۲۵ درجه سانتیگراد در فاصله عمق دوز ماکزیمم قرار داده شد تا آشکارسازها بر حسب دوز ورودی و خروجی کالیبره شوند. پرتوهای کبالت ۶۰ در فاصله ۸۰ سانتیمتری با زاویه ۹۰ درجه استفاده شدند.

چنین کالیبراسیونی در دو مرحله انجام شد: کالیبراسیون در شرایط تنظیم مرجع به منظور تعیین فاکتورهای کالیبراسیون

۲-۲-۲- فاکتورهای کالیبراسیون

همانطور که ذکر شد، کالیبراسیون در شرایط مرجع (سانتی متر $SSD=80$)، اندازه میدان 10×10 روی سطح فانتوم، درجه حرارت 25 درجه سانتیگراد، زاویه تابش 90 درجه و بدون ودج) انجام شد. فاکتورهای تصحیح، وقتی که اندازه گیری در شرایط تابش متفاوت از شرایط مرجع باشد، لازم می باشند [۵، ۱۰-۱۸]. برای مثال، فاکتورهای تصحیح بایستی برای فاصله های مختلف چشمه - سطح (SSD)، اندازه میدان، ضخامت و زاویه تابش تعیین شوند. فاکتورهای تصحیح ورودی و خروجی، توسط روابط زیر تعیین می شوند:

$$C = \frac{(D/M)_{mes}}{(D/M)_{ref}} \quad (3)$$

$(D/M)_{mes}$: نسبت دوز ورودی یا خروجی به سیگنال دیود ورودی و خروجی مربوطه که در شرایط تابش مورد نظر اندازه گیری می شوند.

$(D/M)_{ref}$: نسبت دوز ورودی یا خروجی به سیگنال دیود ورودی و خروجی مربوطه که در شرایط تابش مرجع اندازه گیری می شوند.

۲-۲-۳- پرتوهای برگشتی

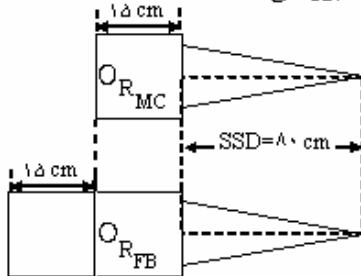
دوز خروجی در شرایط پرتوهای برگشتی کامل اندازه گیری نمی شود. فاکتور پرتو برگشتی باید برای دوزهای خروجی اندازه گیری شده با دیود به منظور جبران فقدان پرتو برگشتی کامل در نظر گرفته شود.

فاکتور تصحیح پرتو برگشتی (B') بصورت نسبت قرائت اتافک یونیزاسیون در شرایط پرتو برگشتی کامل (R_{FB}) به قرائت اتافک یونیزاسیون در شرایط اندازه گیری دوز خروجی (R_{MC}) برای اندازه میدان های مختلف تعیین گردید [۳، ۹].

$$B' = \frac{R_{FB}}{R_{MC}} \quad (4)$$

در شکل ۲ روش اندازه گیری فاکتور تصحیح پرتو برگشتی نشان داده شده است.

اتافک یونیزاسیون: \odot



شکل ۲- روش تعیین فاکتور تصحیح پرتو برگشتی

۲-۲-۴- وابستگی پاسخ دیود به درجه حرارت

حساسیت دیود ممکن است نسبت به درجه حرارت تغییر کند [۴]. برای این منظور از یک مخزن پرسپکس مجهز به ترموستات پر از آب استفاده شد. بدین ترتیب، طبق شرایط کلینیکی واقعی، دیودها بر روی سطح مخزن با نوار چسب چسبانده شدند. درجه حرارت مخزن با دماسنج حساسی اندازه گیری شد. درجه حرارت سطح مخزن از 22 درجه سانتیگراد تا 32 درجه سانتیگراد (درجه حرارت متوسط پوست) افزایش داده شد. حساسیت دیودها در درجه حرارتهای مختلف تعیین گردید و نسبت به 25 درجه سانتیگراد بیان شد. برای اینکه دیودها با سطح مخزن به تعادل گرمایی برسند، آنها روی سطح مخزن بیشتر از 10 دقیقه قرار داده شدند.

۲-۲-۵- دوزهای ورودی و خروجی

دوز ورودی و خروجی [۳، ۸، ۹، ۱۳] طبق روابط زیر بدست آورده می شوند:

$$D_{en} = M_{en} \times F_{en} \times \prod_i C_i^{en} \quad (5)$$

و

$$D_{ex} = M_{ex} \times F_{ex} \times \prod_i C_i^{ex} \quad (6)$$

دوزیمتری تومورهای مغزی با آشکارساز نیمه هادی

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

در ابتدا، یکسری اطلاعات مربوط به T_{mid} و T_{ex} با اندازه گیری روی فانتوم با ضخامت های مختلف بدست آورده شد. بعد منحنی های میزان انتقال برای T_{ex} و T_{mid} بصورت تابعی از ضخامت معادل آب تعیین شدند. برای کاربردهای کلینیکی دوزیمتری *in vivo*، دوز نقطه میانی (D_{mid}) از دوزهای ورودی و خروجی اندازه گیری شده روی بیمار با استفاده از منحنی های مربوط به میزان انتقال تعیین شد:

$$D_{mid} = D_{M,ex} \times T_{mid} \quad (9)$$

در این پروژه، دوز نقطه میانی (D_{mid}) داده شده به بیمار از اندازه گیری های *in vivo* (همانگونه که ذکر گردید) تخمین زده شد و با دوز نقطه میانی مورد انتظار ($D_{Cal,mid}$)، محاسبه شده بصورت دستی، مقایسه گردید.

اگرچه ضخامت معادل آب در فانتوم اندازه گیری می شود، بیمار واقعی یک تراکم یا اتساع نسبت به بیمار معادل آب نشان می دهد. چنین انقباض یا انبساطی در صورتیکه بافت ناهمگن^۲ نسبت به خط وسط، قرینه باشد، مفید است. در ناحیه سر و گردن، وضعیت قرینه بافت ها تخمین دوز نقطه میانی هدف را تضمین می کند.

۳- نتایج

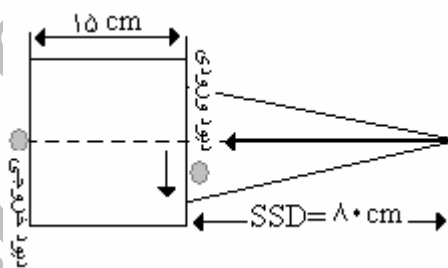
۳-۱- آزمایشات اولیه

نتایج آزمایشات اولیه دیودها در جدول ۱ نشان داده شده است. هر دو دیود دارای ثبات سیگنال عالی، ۵ دقیقه بعد از تابش داشتند و دارای دقت ذاتی قابل قبولی بودند.

C_i^{ex} و C_i^{en} به ترتیب فاکتورهای تصحیح ورودی و خروجی برای شرایط مختلف کلینیکی می باشند.

۲-۲-۶- اثر سایه دوز ورودی

برای اجتناب از اثر سایه، آشکارساز دیودی ورودی یا خروجی باید کمی از محور پرتو دور شود. از آنجائیکه دوز خروجی به تغییر مکان حساس تر می باشد، توصیه می گردد که آشکارساز خروجی در مرکز نگهداشته شود و دیود ورودی از محور دور گردد (شکل ۳).



شکل ۳- روش بررسی و اندازه گیری اثر سایه دیود ورودی بر روی دیود خروجی

۲-۳- تعیین میزان انتقال^۱

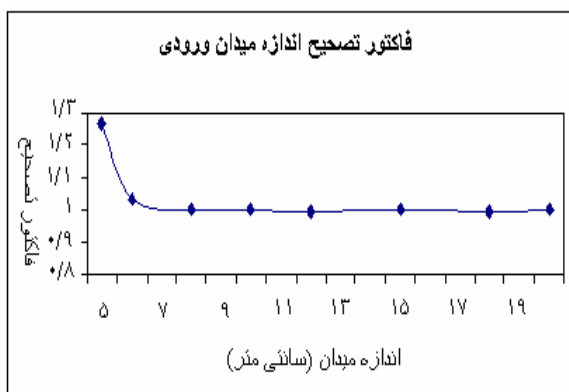
برای منظور ما، بهتر است که میزان انتقال خروجی، T_{ex} و میزان انتقال نقطه میانی، T_{mid} ، تعیین گردد [۱۲،۹]. میزان انتقال خروجی، T_{ex} ، از نسبت دوز در عمق خروجی و ورودی محاسبه شد، که توسط ضخامت (Z-1) سانتیمتر از بافت معادل آب جدا شدند، Z ضخامت کل معادل آب می باشد. (شکل ۱)

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

میزان انتقال نقطه میانی، T_{mid} ، از نسبت دوز در عمق میانی ($Z/2$) به دوز در عمق ورودی محاسبه می شود:

جدول ۱ - نتایج آزمایشات اولیه انجام شده بر روی دیودها

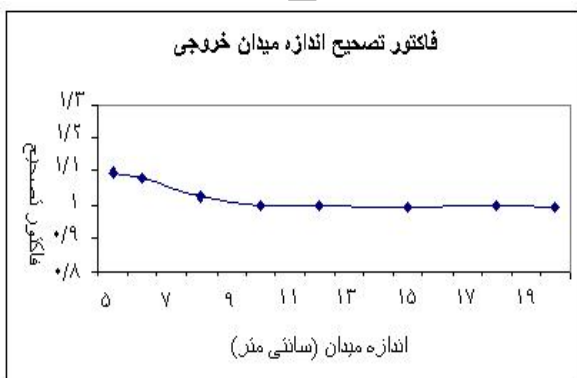
	T ₆₀₀₁₀ L-142	T ₆₀₀₁₀ L-143
ثبات سیگنال بعد از تابش (بعد از ۵ دقیقه)	٪۰	٪۰
دقت ذاتی (۱۰ تابش)	٪۰/۰۷	٪۰/۰۹
قرینه بودن جلو - عقب (نسبت)	۱/۲۸	۱/۲۹
کاهش دوز در زیر دیود	٪۴	٪۴



شکل ۴- فاکتور تصحیح اندازه میدان ورودی نسبت به تغییر اندازه میدان

۳-۱-۳-۳-۲- فاکتور تصحیح اندازه میدان خروجی ($C_{f.s.}^{ex}$)

فاکتور تصحیح اندازه میدان خروجی دیود در شکل ۵ نشان داده شده است. همانطور که دیده می شود فاکتور تصحیح برای اندازه میدان های ۵×۵، ۶×۶ و ۸×۸ بزرگتر از ۱٪ است، اما مقدار فاکتور تصحیح برای میدان های بیشتر از ۸×۸ کمتر از ۱٪ می باشد.



شکل ۵- فاکتور تصحیح اندازه میدان خروجی نسبت به تغییر اندازه میدان

۳-۲- فاکتورهای کالیبراسیون

فاکتورهای کالیبراسیون ورودی برای دیود با شماره سریال T₆₀₀₁₀ L-142، برابر ۳/۷ و برای دیود با شماره سریال T₆₀₀₁₀ L-143، برابر ۳/۷۶ می باشد.

فاکتور کالیبراسیون خروجی برای دیود با شماره سریال T₆₀₀₁₀ L-142، برابر ۵/۲۸ و برای دیود با شماره سریال T₆₀₀₁₀ L-143، برابر ۵/۴ می باشد.

۳-۳- فاکتورهای تصحیح

۳-۱-۳-۳-۱- فاکتورهای تصحیح اندازه میدان

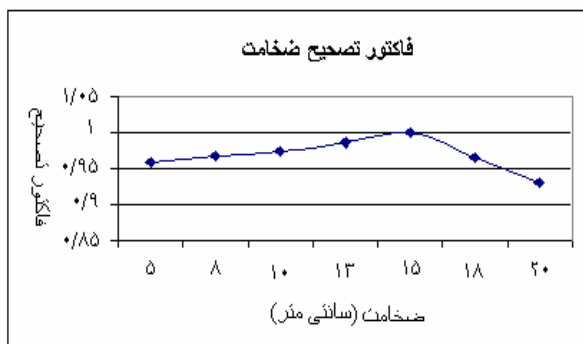
اثر اندازه میدان روی پاسخ دیود برای دیودها بدست آورده شد. دیود T₆₀₀₁₀ L-142 برای اندازه گیری فاکتور تصحیح اندازه میدان ورودی و دیود T₆₀₀₁₀ L-143 برای اندازه گیری فاکتور تصحیح اندازه میدان خروجی استفاده شد.

۳-۱-۳-۳-۱-۱- فاکتور تصحیح اندازه میدان ورودی ($C_{f.s.}^{en}$)

فاکتور تصحیح اندازه میدان ورودی دیود در شکل ۴ نشان داده شده است. همانطور که دیده می شود فاکتور تصحیح برای اندازه میدان های ۵×۵ و ۶×۶ بزرگتر از ۱٪ است، اما مقدار فاکتور تصحیح برای میدان های بیشتر از ۶×۶ کمتر از ۱٪ می باشد.

۳-۳-۳- فاکتور تصحیح ضخامت (C_z)

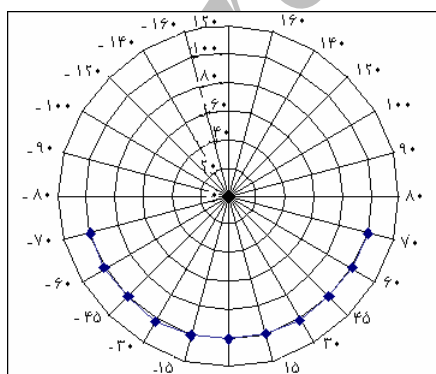
در شکل ۸ تغییر C_z برای دیود خروجی دیده می شود. وقتی ضخامت از ۵ به ۱۵ سانتیمتر افزایش می یابد مقدار C_z بیشتر از ۱٪ افزایش می یابد و وقتی که ضخامت از ۱۵ به ۲۰ سانتیمتر می رسد مقدار C_z بیشتر از ۱٪ کاهش می یابد.



شکل ۸- فاکتور تصحیح ضخامت نسبت به تغییر ضخامت

۳-۳-۴- پاسخ دیود به جهت تابش

شکل ۹ وابستگی دیود را برای زوایای مختلف بین خط عمود بر دیود و محور مرکزی پرتو تابش را نشان می دهد. در این شکل نسبت قرائت دیود در هر زاویه تابش به قرائت دیود در زاویه صفر درجه (شرایط مرجع) بدست آمده است. پاسخ جهتی دیود از صفر تا ۷۰ درجه و در جهت مخالف از ۷۰- تا صفر درجه، به ترتیب، در حدود ۰/۴۵٪ و ۰/۶۳٪ است.



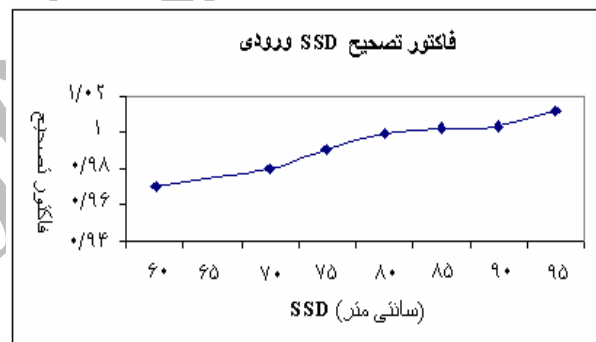
شکل ۹- حساسیت دیود نسبت به تغییر زاویه بین محور مرکزی پرتو و محور قرینه دیود

۳-۳-۲- فاکتور تصحیح SSD

فاکتورهای تصحیح SSD برای دیودها بدست آورده شد. دیود T_{60010L}-۱۴۲ برای اندازه گیری فاکتور تصحیح SSD ورودی و دیود T_{60010L}-۱۴۳ برای اندازه گیری فاکتور تصحیح SSD خروجی استفاده شد.

۳-۲-۳-۱- فاکتور تصحیح SSD ورودی (C_{SSD}^{en})

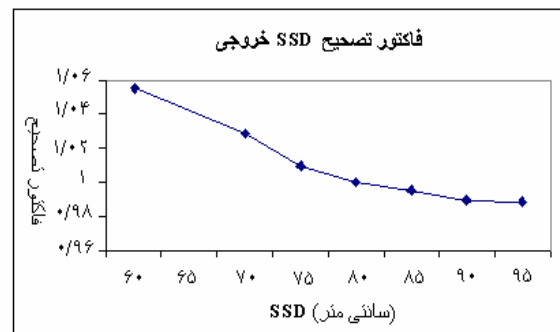
شکل ۶ تغییر C_{SSD}^{en} دیود را نشان می دهد. وقتی که SSD از ۶۰ به ۸۰ سانتیمتر افزایش یابد، در حدود ۳٪ افزایش می یابد، و هرگاه SSD از ۸۰ به ۹۵ سانتیمتر افزایش می یابد مقدار فاکتور تصحیح مربوطه به اندازه ۱/۲٪ افزایش می یابد.



شکل ۶- فاکتور تصحیح SSD ورودی نسبت به تغییر SSD

۳-۲-۳-۲- فاکتور تصحیح SSD خروجی (C_{SSD}^{ex})

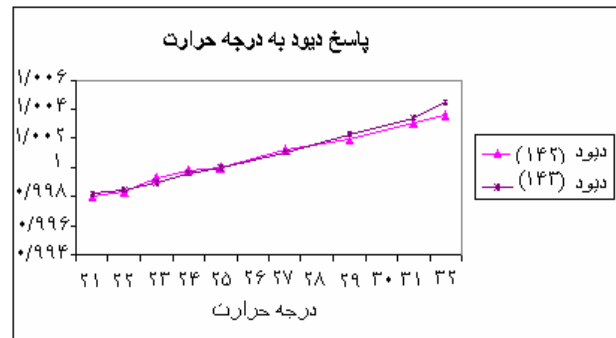
شکل ۷ تغییر C_{SSD}^{ex} برای دیود را نشان می دهد. وقتی که SSD از ۶۰ به ۹۵ سانتیمتر افزایش یابد، در حدود ۶/۴٪ کاهش می یابد.



شکل ۷- فاکتور تصحیح SSD خروجی نسبت به تغییر SSD

۳-۳-۵- پاسخ دیود به درجه حرارت

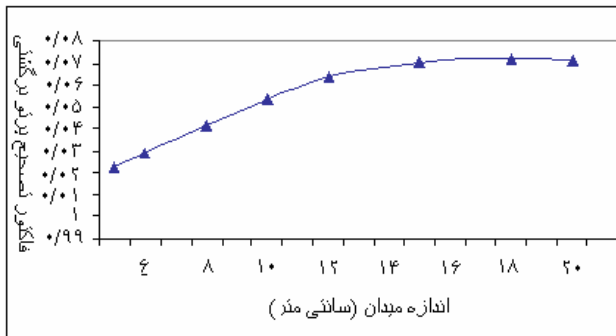
تأثیر درجه حرارت بر روی دیودها در شکل ۱۰ نشان داده شده است. با افزایش درجه حرارت سیگنال دیودها بصورت خطی افزایش می یابد.



شکل ۱۰- تغییر حساسیت دیود نسبت به درجه حرارت برای هر دو دیود

۳-۳-۷- پرتو برگشتی کامل

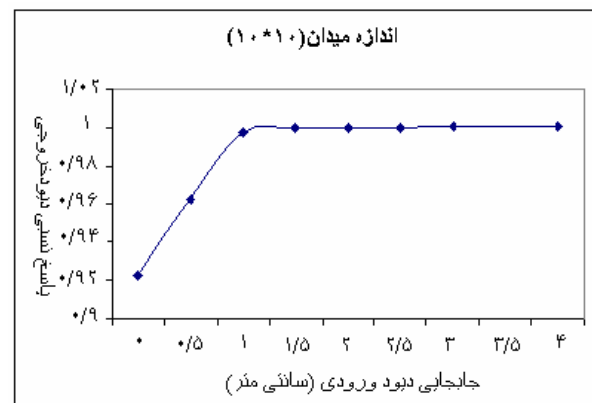
فاکتور تصحیح پرتو برگشتی (B') بصورت نسبت قرائت اتافک یونیزاسیون در شرایط پرتو برگشتی کامل (R_{FB}) به قرائت اتافک یونیزاسیون در شرایط اندازه گیری دوز خروجی (R_{MC}) برای اندازه میدان های مختلف تعیین شد. (شکل ۱۲)



شکل ۱۲- فاکتور تصحیح پرتو برگشتی. فاکتور تصحیح پرتو برگشتی نسبت به اندازه میدان رسم می شود.

۳-۳-۶- اثر سایه دیود ورودی

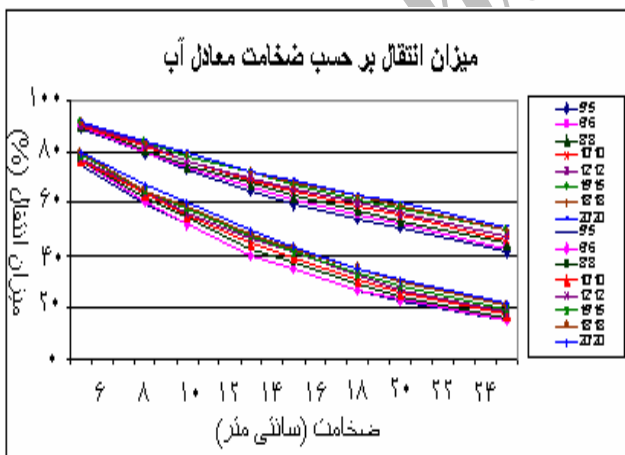
شکل ۱۱ پاسخ نسبی دیود خروجی را نسبت به جابجایی دیود ورودی نشان می دهد. همانگونه که ملاحظه می گردد وقتی مقدار جابجایی به بیشتر از ۱ سانتیمتر می رسد پاسخ دیود به مقدار ماکزیمم خود می رسد. بنابراین، در اندازه گیری ها برای اجتناب از اثر سایه، دیود ورودی ۲ سانتیمتر دور از محور پرتو قرار داده شد.



شکل ۱۱- نتایج اندازه گیری روی فانتوم در شرایط مرجع برای پاسخ نسبی دیود خروجی نسبت به جابجایی دیود ورودی دور از محور مرکزی

۳-۳-۸- تعیین میزان انتقال

منحنی های میزان انتقال T_{ex} و T_{mid} بصورت تابعی از ضخامت معادل آب تعیین شدند (شکل ۱۳). منحنی های شکل ۱۳ در SSD برابر ۸۰ سانتیمتر بدست آورده شده است.



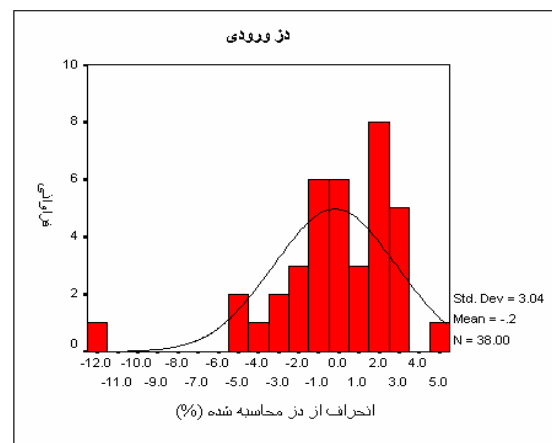
شکل ۱۳- منحنی های میزان انتقال T_{ex} و T_{mid} بصورت تابعی از ضخامت معادل آب. منحنی های T_{mid} در قسمت بالا و T_{ex} در قسمت پایین رسم شده است.

۳-۴- صحت درمان

اندازه گیری همزمان دوز ورودی و خروجی برای ۳۸ بیمار تحت درمان برای تومورهای مغزی انجام شد. تمام این بیماران با تکنیک SSD ثابت و توسط کبات ۶۰ درمان شدند. اندازه گیری *in vivo* که در این پروژه بحث شده بر اساس اندازه گیری دوز ورودی و خروجی انجام شده برای میدان های درمانی طرفی در یک نوبت می باشد. نتایج اندازه گیری دوز ورودی، دوز خروجی، دوز نقطه میانی و اندازه گیری های میزان انتقال در هیستوگرام بصورت درصد انحراف از دوز محاسبه شده رسم شده است. انحراف منفی، که بصورت $(D_{mes} - D_{cal})/D_{cal} \times 100$ تعریف می شود، نشاندهنده اینست که دوز اندازه گیری شده کمتر از دوز محاسبه شده است.

۳-۴-۱- اندازه گیری دوز ورودی

نتایج $(D_{mes,en} - D_{cal,en})/D_{cal,en} \times 100$ یک توزیع نرمال با میانگین -0.2% و انحراف معیار 3.704% را نشان می دهد. (شکل ۱۴) خطاهای بزرگ به خطاهایی اطلاق می گردد که اختلاف بین دوز اندازه گیری شده و محاسبه شده بزرگ تر از 5% باشد. چنین خطاهایی در 5.3% (۲/۳۸) از تنظیمات درمانی تشخیص داده شده است. مقایسه بین دوز ورودی اندازه گیری شده و محاسبه شده نشان می دهد که اختلاف معنی داری بین دوز اندازه گیری شده و محاسبه شده وجود ندارد ($P=0.969$).

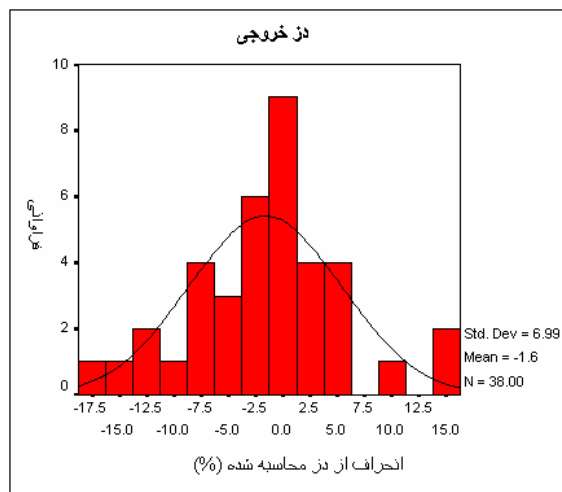


شکل ۱۴- هیستوگرام درصد انحراف نسبی دوزهای ورودی اندازه گیری شده از دوزهای ورودی محاسبه شده برای درمان های تومورهای مغزی

۳-۴-۲- اندازه گیری دوز خروجی

نتایج $(D_{M,ex} - D_{cal,ex})/D_{cal,ex} \times 100$ یک توزیع نرمال با میانگین -1.6% و انحراف معیار 6.99% را نشان می دهد (شکل ۱۵).

خطاهای بزرگ به خطاهایی اطلاق می گردد که اختلاف بین دوز اندازه گیری شده و محاسبه شده بزرگ تر از 5% باشد. چنین خطاهایی در 4.2% (۱۶/۳۸) از تنظیمات درمانی تشخیص داده شده است.



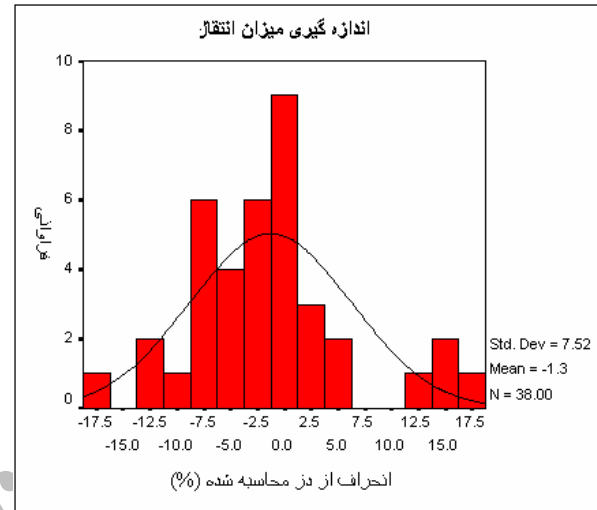
شکل ۱۵- هیستوگرام درصد انحراف نسبی دوزهای خروجی اندازه گیری شده از دوزهای خروجی محاسبه شده برای درمان های تومورهای مغزی

مقایسه بین دوز خروجی اندازه گیری شده و محاسبه شده نشان می دهد که بین دوز اندازه گیری شده و محاسبه شده اختلاف معنی داری وجود ندارد ($P=0.643$).

۳-۴-۳- اندازه گیری میزان انتقال

نتایج $(T_M - T_{cal})/T_{cal}$ بصورت درصد در شکل ۱۶ رسم شده است. هیستوگرام دارای یک توزیع گسترده با میانگین -1.3% و انحراف معیار 7.052% است. انحراف بزرگ

T_M از T_{cal} در $0.39/4$ ($15/38$) از تنظیمات درمانی اندازه گیری شده، تشخیص داده شده است.



شکل ۱۶- هیستوگرام درصد انحراف نسبی میزان انتقال اندازه گیری شده از میزان انتقال محاسبه شده

هیستوگرام مقادیر $(T_M - T_{cal})/T_{cal} \times 100$ (شکل ۱۶) گستردگی بیشتری نسبت به مقادیر

$$(D_{M,en} - D_{cal,en})/D_{cal,en} \times 100 \text{ (شکل ۱۴)}$$

نشان می دهد ($SD = 7/52$ در مقایسه با $SD = 3/04$). این حالت قابل پیش بینی است، چون میزان انتقال T_M به عدم قطعیت هایی همچون خطاهای کنتور (خطا در ضخامت) و بافت های ناهمگن (نوع بافت) بستگی دارد، در حالی که بر روی دوز ورودی اثری ندارند و یا اینکه اثر کمی دارند.

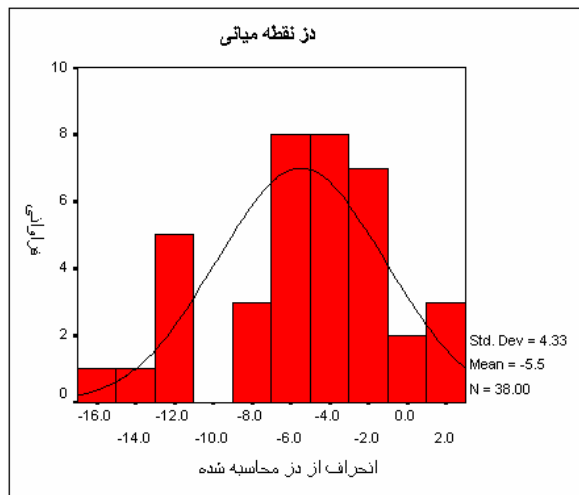
۳-۴- اندازه گیری دوز میانی

در شکل ۱۷، توزیع فراوانی نسبت درصدی

دوز نقطه میانی اندازه گیری شده - دوز نقطه میانی محاسبه شده

دوز نقطه میانی محاسبه شده

یک توزیع نرمال را نشان می دهد. میانگین و انحراف معیار، به ترتیب، $0.49-$ و $0.32/4$ می باشد. اختلاف بزرگتر از 0.5 دوز نقطه میانی اندازه گیری شده از دوز نقطه میانی محاسبه شده در 0.47 ($18/38$) از تنظیمات درمانی اندازه گیری شده تشخیص داده شد. مقایسه بین دوز نقطه میانی اندازه گیری شده و محاسبه شده نشان می دهد که بین دوز اندازه گیری شده و محاسبه شده اختلاف معنی داری نمی باشد ($P=0/104$). اگرچه چندین دلیل می تواند مسئول این گونه انحرافات باشد، سهم ناهمگنی ها کاملاً مشخص است.



شکل ۱۷- دوز جذبی نقطه میانی (D_{mid}) بصورت درصد دوز نقطه میانی

محاسبه شده ($D_{cal,mid}$)

برای مشخص شدن موضوع، شکل ۱۸ انحراف نسبی ضخامت معادل آب اندازه گیری شده از ضخامت هندسی ثبت شده را نشان می دهد. مقدار مثبت،

ضخامت معادل آب - ضخامت هندسی ثبت شده

ضخامت هندسی ثبت شده

برای اکثر میدان ها بیانگر این است که ضخامت های معادل آب اندازه گیری شده از ضخامت های هندسی ثبت شده

دوزیمتری تومورهای مغزی با آشکارساز نیمه هادی

دوزیمتری *in vivo* با آشکارسازهای دیودی در مقایسه با TLD به زمان کمتری نیاز دارد.

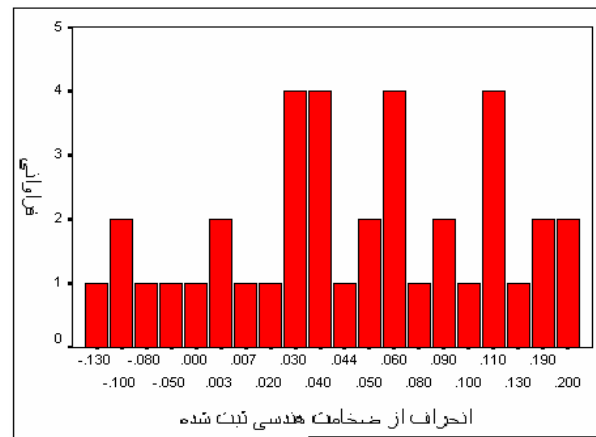
بهرحال، دوز جذبی بافت هدف یا دوز داده شده به اعضای بحرانی نسبت به دوز نقطه ورودی و خروجی از اهمیت بیشتری برخوردار می باشد.

در این پروژه، دوز نقطه میانی از دوزهای نقاط ورودی و خروجی اندازه گیری شده توسط آشکارسازهای دیودی، تخمین زده شد. بطوریکه دوز جذبی هدف از دوز ورودی اندازه گیری شده و میزان انتقال محاسبه شده، برآورد گردید. کارهای اولیه این روش (تعیین فاکتورهای کالیبراسیون، فاکتورهای تصحیح، تعیین منحنی های میزان انتقال T_{ex} و T_{mid}) وقت گیر و مشکل می باشد ولی بعد از طی مراحل اولیه، به سادگی می توان با قرار دادن همزمان دیود در نقاط ورودی و خروجی بر روی پوست بیمار، دوز را در نقاط ورودی و خروجی اندازه گیری کرد. با در اختیار داشتن دوز نقاط ورودی، خروجی و میانی می توان میزان خطاها را در هر یک از نقاط بدست آورد و در صورت وجود اختلاف بیش از ۵٪ بین دوز اندازه گیری شده و محاسبه شده در جهت رفع منابع خطا اقدام کرد.

از جمله منابع خطا عبارتند از: مناسب نبودن الگوریتم های محاسباتی، خطا در تنظیم بیمار (Set-up)، حرکت ارادی یا غیر ارادی بیمار، خطا در تعیین اندازه کنتور بیمار، بافت های نا همگن، عدم دقت در قرار دادن دیود بر روی بیمار، قرار گرفتن قسمتی از میدان تابشی در هوا را می توان ذکر کرد.

در این پروژه، میزان خطا در نقطه ورودی از نقطه میانی کمتر و در نقطه خروجی از نقطه میانی بیشتر می باشد. در بیشتر موارد، رابطه ای بین انحرافات در دوز و ضخامت بیمار وجود دارد. اگر دوزهای حجم هدف با استفاده از ضخامت هندسی بیمار محاسبه شوند، میانگین و انحراف معیار انحراف نسبی،

بزرگتر میباشند. در اکثر موارد، یک ارتباط قوی بین انحراف در دوز و ضخامت بدن بیمار وجود دارد.



شکل ۱۸- انحراف نسبی ضخامت معادل آب اندازه گیری شده از ضخامت هندسی ثبت شده

۴- بحث و نتیجه گیری

نتایج نشان داده شده بیانگر آنست که با توجه به عدم اختلاف معنی دار در دوز نقطه میانی، محاسبات از صحت قابل قبولی برخوردار هستند. وقتی فاکتورهای کالیبراسیون و فاکتورهای تصحیح، برای هر عامل موثر بر دیود، بدقت تعیین شود و برای تبدیل سیگنال دیود به دوز جذبی بکار برده شود، دوز جذبی در نقطه ورودی را می توان با دقت زیادی بدست آورد. همچنین اگر فاکتورهای تصحیح لازم (برای مثال؛ تصحیح فقدان پرتو برگشتی) تعیین شود و برای شرایط اندازه گیری دوز خروجی بکار برده شود، می توان دوز خروجی را با آشکارسازهای دیودی نیز با دقت خوبی اندازه گیری کرد. در هنگام قرار دادن دیود باید دقت زیادی کرد تا از اثر سایه دیود ورودی بر دیود خروجی اجتناب گردد. مزیت اصلی آشکارسازهای دیودی برای دوزیمتری *in vivo* در اختیار قرار گرفتن نتایج بصورت فوری (On-line) می باشد.

بنابراین دوزیمتری *in vivo* روشی مناسب در راستای کنترل کیفی در رادیوتراپی و افزایش صحت درمان می باشد.

بترتیب، ۵/۵- و ۴/۳۲٪ می گردد. در صورتیکه اگر از ضخامت معادل آب بیمار بجای ضخامت هندسی بیمار برای محاسبه دوز نقطه میانی استفاده گردد، انتظار می رود که میانگین افزایش و انحراف معیار انحراف نسبی کاهش یابد [۱۳].

منابع

1. Alecu, R., Loomis, T., Alecu, J. and Ochran, T. "Guidelines on the implementation of diode in vivo dosimetry programs for photon and electron external beam therapy" *Med. Phys.* 1999; 24(1): 5-12.
2. Boellaard, R., Essers, M., Van Herk, M. and Mijnheer, B. j. "New method to obtain the midplane dose using portal in vivo dosimetry." *Radiother Oncol.* 1998; 41(2): 465-474.
3. Cozzi, L. and Fogliata-cozzi, A. "Quality assurance in radiation oncology. A study of feasibility and impact on action levels of an in vivo dosimetry program during breast cancer irradiation." *Radiother Oncol.* 1998; 47: 29-36.
4. Grusell, E. and Rikner, G. "Evaluation of temperature effect in p-type silicon detectors." *phys Med Biol.* 1986; 31: 527-534.
5. Heukelom, S.; Lanson, J. H., Mijnheer, B. J. "In vivo dosimetry during pelvic treatment. *Radiother Oncol.* 1992; 25: 111-120.
6. Huyskens, D., Van Dam, J. and Dutreix, A. "Midline dose determination using in vivo dose measurements in combination with portal imaging." *phys Med Biol.* 1994; 39: 1089-1101.
7. Jornet, N., Ribas, M. and Eudaldo, T. "In vivo dosimetry: Intercomparison between p-type based and n-type based diodes for the 16-25 MV energy range." *Med Phys* 2000; 27(6): 1287-1293.
8. Leunens, G., Van Dam, J., Dutreix, A. and 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.
9. Leunens, G., Van Dam, J., Dutreix, A. and Van der Schueren, E. "Quality assurance in radiotherapy by in vivo dosimetry. 2. Determination of the target absorbed dose." *Radiother Oncol.* 1990; 19: 73-87.
10. Millwater, C. J., Macleod A. S. and Thwaites, D. I. "In vivo semiconductor dosimetry as part of routine quality assurance." *British Journal of radiology.* 1998; 71: 661-668.

11. Nilsson, B., Ruden, B. I. and Sorcini, B. "Characteristics of silicon diodes as patient dosimeters in external radiation therapy." *Radiother Oncol.* 1988; 11: 279-288.
12. Rizzotti, A., Compri, C. and Garusi, G. F. "Dose evaluation to patients irradiated by ^{60}Co beams, by means of direct measurement on the incident and on the exit surfaces." *Radiother Oncol.* 1985; 3: 279-283.
13. Tung, C. J., Wang, H. C., Lo, H. S., Wu, J. M. and Wang C. J. "In vivo dosimetry for external photon treatments of head and neck cancers by diodes and TLDs." *Rad Prot Dos.* 2004; 111(1): 45-50.
14. Van Dam, J., Leunens, G. and Dutreix, A. "Correction between temperature and dose rate dependence of semiconductor response; influence of accumulated dose." *Radiother Oncol.* 1990; 19: 345-351.
15. Alecu, R., Feldmeier, J. J. and Alecu, M. "Dose perturbations due to in vivo dosimetry with diodes". *Radiother Oncol.* 1997; 42: 289-291.
16. International Commission on Radiation Units and Measurements. "Determination of absorbed dose in patients irradiated by beams of X and gamma rays in radiotherapy procedures." ICRU Report 24 Washington DC. 1976: 45-62.
17. Meigooni, A. S., Sowards, k. and Myron G. "Evaluation of the veridose in vivo dosimetry system." *Med Dos.* 2002; 27(1): 29-36.
18. Ehringfeld, C., Schmid, S., Poljanc, K., Kirisits, C., Aiginger, H., and Georg, D. "Application of commercial MOSFET detectors for in vivo dosimetry in the therapeutic x-ray range from 80 kv to 250 kv." *phys Med Biol.* 2005; 50: 289-303.