ORIGINAL ARTICLE

In-Vivo Dosimetry in External Radiotherapy of Brain Tumors with 15 MV Photon Using EBT3 Gafchromic Film

Seyed Masoud Rezaeijo[1],
Bijan Hashemi[2],
Seied Rabi Mahdavi[3]

[1] MSc in Medical Physics, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
[2] Associate Professor, Department of Medical Physics, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
[3] Associate Professor, Department of Medical Physics, Faculty of Medicine, Iran University of Medical Sciences ,Tehran, Iran

(Received June 18, 2016 Accepted August 29, 2016)

Abstract

Background and purpose: In-vivo dosimetry is used to ensure accurate delivery of dose to tumors during radiotherapy. This study aimed at measuring the entrance doses without the build-up cap for patients undergoing 15MV radiotherapy and determining the percentage errors between doses measured by films and those calculated with a treatment planning system (TPS).

Materials and methods: The study was performed on 30 patients with brain tumor undergoing radiotherapy by 15MV photons of a Siemens linac. A novel method was developed for in-vivo dosimetry, without the need to use build-up caps and was used to estimate conversion coeficients in a solid water phantom for various irradiation conditions with and without a 30º wedge for 5×5, 10×10, and 15×15cm^2 field sizes and 80, 90 and 100cm SSDs. The conversion coeficients provided ratios of surface doses measured by gafchromic films to those of an ioniztion chamber for various conditions.

Results: For 4 patients, more than 5% error was noted in in-vivo doses. The mean and standard deviation of errors between the doses measured and those calculated with TPS for the patients' skulls were -2.23% and 3.36%, respectively. The conversion coefficients increased by increase in field size and decrease of SSD. The conversion coefficients for all irradiation conditions were greater for the fields with the wedge than those without it.

Conclusion: The novel dosimetry method developed for measuring the entrance dose without any need to use build-up caps usual in conventional dosimetry methods, not only makes no disruption in the dose reached to patient's treatment volume, but also provides an accurate estimation of entrance dose in clinical situations.

Keywords: in-vivo dosimetry, EBT_3 gafchromic film, build-up cap, entrance dose, conversion coefficient

J Mazandaran Univ Med Sci 2016; 26 (144): 282-289 (Persian).

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-03]

پژوهشی

مجله دانشگاه علوم پزشکی مازندران
دوره بیست و ششم شماره ۱۴۴ دی سال ۱۳۹۵ (۲۸۹-۲۸۲)

دزیمتری in-vivo در پرتودرمانی خارجی تومورهای مغزی تحت درمان با فوتون ۱۵ MV با استفاده از فیلم گاف کرومیک EBT3

سید مسعود رضائی جو[۱]
بیژن هاشمی[۲]
سید ربیع مهدوی[۳]

چکیده

سابقه و هدف: دزیمتری in-vivo در پرتودرمانی برای اطمینان از صحت دز تحویلی به تومور استفاده می‌شود. هدف ما اندازه گیری دز بیمار، بدون نیاز به در نظرگرفتن ناحیه بیلدآپ، در پرتودرمانی بیماران با فوتون‌های ۱۵MV و محاسبه درصد خطا بین دز اندازه‌گیری شده با فیلم با دز محاسباتی یک سیستم طراحی درمان بود.

مواد و روش‌ها: این مطالعه بر روی ۳۰ بیمار دارای تومور مغزی تحت پرتودرمانی با فوتون‌های ۱۵MV شتاب‌دهنده خطی زیمنس انجام شد. برای اندازه‌گیری دز ورودی، روش جدیدی بدون نیاز به کلاهک بیلدآپ توسعه یافت و به کمک آن ضرایب تبدیل در یک فانتوم آب جامد در میدان‌های بدون وج و وج‌دار ۳۰ درجه به ابعاد ۵×۵، ۱۰×۱۰ و $15\times15cm^2$ و همچنین SSDهای ۸۰، ۹۰ و ۱۰۰cm برآورد شد. ضرایب تبدیل نسبت دزهای اندازه‌گیری شده با فیلم گاف کرومیک در سطح فانتوم به دزهای اتاقک یونیزاسیون را در شرایط مختلف فراهم کردند.

یافته‌ها: برای ۴ بیمار، خطایی بیش از ۵ درصد در دز ورودی مشاهده شد. میانگین و انحراف معیار اختلاف بین دز اندازه‌گیری شده با دز محاسبه شده در جمجمه بیماران به ترتیب ۲/۲۳- و ۳/۳۶ درصد بود. ضرایب تبدیل با افزایش اندازه میدان و کاهش SSD افزایش می‌یافت. درتمامی حالات پرتودهی، مقدار ضرایب برای میدان‌های وج‌دار بیش‌تر از بدون وج بود.

استنتاج: روش دزیمتری جدیدی که برای برآورد دز ورودی توسعه یافت نیازی به استفاده از کلاهک بیلدآپ روش‌های معمول دزیمتری ندارد، نه تنها موجب آشفتگی در دز رسیده به حجم درمانی نمی‌شود، برآورد صحیحی از دز ورودی در شرایط بالینی را نیز فراهم می‌کند.

واژه های کلیدی: دزیمتری in-vivo، فیلم گاف کرومیک EBT_3، کلاهک بیلدآپ، دز ورودی، ضریب تبدیل

مقدمه

پرتودرمانی خارجی یکی از روش‌های رایج در درمان تومورهای مغزی می‌باشد که با استفاده از آن حجم ناحیه تومور تحت تابش پرتوهای یونیزان قرار می‌گیرد. در پرتودرمانی با توجه به برقراری رابطه مستقیمی بین دز جذبی در ناحیه تحت درمان با میزان موفقیت در درمان/کنترل تومور و کاهش آسیب به بافت‌های طبیعی و بحرانی، دز تحویلی به بافت هدف باید از دقت بالایی برخوردار باشد(۱). برای کنترل نهایی دز هنگام تحویل

مولف مسئول: بیژن هاشمی– تهران: تقاطع بزرگراه چمران و آل احمد، دانشگاه تربیت مدرس، گروه فیزیک پزشکی E-mail: bhashemi@modares.ac.ir
۱. کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران
۲. دانشیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران
۳. دانشیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
تاریخ دریافت : ۱۳۹۵/۳/۲۹ تاریخ ارجاع جهت اصلاحات : ۱۳۹۵/۳/۲۹ تاریخ تصویب : ۱۳۹۵/۶/۸

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-03]

آن به بیمار تحت پرتودرمانی، حصول اطمینان کافی از صحت دز تحویلی و شناسایی منابع خطا برای کاهش اختلاف بین دز محاسبه شده توسط سیستم‌های طراحی درمان و دز اندازه‌گیری شده از روش دزیمتری in-vivo استفاده می‌شود(۲). طبق پروتکل پیشنهادی کمیسیون واحدهای اندازه‌گیری پرتوهای یونیزان (ICRU-International Commission on Radiological Units and Measurements)، حداکثر خطای مجاز دز اندازه‌گیری شده نسبت به دز تجویز شده برای پارامترهای دزیمتری in-vivo، ۵± درصد می‌باشد(۳). بنابراین، هدف کلی از انجام دزیمتری in-vivo، شناسایی منابع خطا در کل مراحل انجام پرتودرمانی، ارزیابی تجهیزات درمانی و محاسبات تحویل دز می باشد(۴).

برای انجام دزیمتری تجربی in-vivo به شکلی جامع در یک مرکز پرتودرمانی، چهار پارامتر دز پوستی، دز ورودی، دز خروجی و دز میانی بیماران اندازه‌گیری می‌شود. برای اندازه‌گیری دز پوستی بیماران، آشکارساز بدون نیاز به کلاهک بیلدآپ مستقیماً روی سطح پوست یا فیکساتور بیمار قرار می‌گیرد. ولی برای اندازه‌گیری دز ورودی و دز خروجی، که به ترتیب در عمق ماکزیمم واگذاری انرژی فوتون از سطح ورودی و سطح خروجی بیمار قرار دارند، بر حسب شرایط پرتودهی (انرژی، اندازه میدان، SSD و...) نیاز به استفاده از کلاهک بیلدآپ، متشکل از مواد معادل آب یا فلزات سنگینی مثل تنگستن، می‌باشد(۷-۵). ابعاد مناسب کلاهک بیلدآپ بستگی به شرایط پرتودهی (انرژی، اندازه میدان، SSD و...) دارد. با افزایش انرژی فوتون در مقایسه با پارامترهای اندازه میدان و SSD، ضخامت مناسب کلاهک بیلدآپ افزایش می‌یابد؛ در نتیجه باعث کاهش دز در حجم مورد نظر و افزایش دز پوستی می‌شود(۵). بنابراین برای دزیمتری in-vivo هنگام استفاده از فوتون‌های با انرژی بالا در مراکز پرتودرمانی، نیاز به روشی جدید بدون نیاز به استفاده از کلاهک بیلدآپ معمول در سایر روش‌های معمول دزیمتری in-vivo برای کاهش آلودگی الکترونی روی سطح پوست بیمار ضروری می باشد. برای انجام دزیمتری in-vivo از فیلم‌های گاف کرومیک EBT_3 به خاطر مزیت‌های عمده آن‌ها، از جمله عدد اتمی موثر نزدیک به آب و حساسیت نسبتاً کم آن‌ها به انرژی، استفاده کردیم. برش فیلم EBT_3 و انعطاف‌پذیری آن‌طوری است که می‌توان آن را به شکل سطوح انحنادار درآورد، بدون این که لایه محافظ روی آن صدمه ببیند(۸). با توجه به محدودیت‌های ذکر شده برای انجام دزیمتری in-vivo برای فوتون‌های با انرژی بالا (نظیر فوتون‌های ۱۵MV شتاب‌دهنده‌های خطی پزشکی) و عدم امکان انجام دزیمتری با روش‌های معمول موجود برای اندازه‌گیری دز در نقطه ورودی در بخش‌های پرتودرمانی، به علت مشکلات عملی این روش‌ها، نیاز به روش جدیدی به منظور انجام دزیمتری برای این فوتون‌ها احساس می‌شد. در این مطالعه با برآورد ضرایب تبدیل، به منظور تبدیل دز پوستی به دز نقطه ورودی (بیلدآپ)، دزیمتری in-vivo برای ۳۰ بیمار تحت پرتودرمانی با فوتون‌های ۱۵MV انجام شد. این مطالعه روش تجربی جدیدی برای انجام دزیمتری in-vivo برای برآورد دز ورودی بیماران تحت پرتودرمانی با فوتون‌های ۱۵MV یک شتاب‌دهنده خطی پزشکی بدون استفاده از کلاهک بیلد آپ با استفاده از دزیمتر گاف کرومیک EBT_3 پیشنهاد می‌کند.

مواد و روش ها

به منظور رسم منحنی کالیبراسیون فیلم‌های گاف کرومیک EBT_3، از یک شتاب‌دهنده خطی زیمنس برای پرتودهی فیلم‌ها و از یک اسکنر MICROTEK XL 9800 برای خوانش آن ها استفاده شد. به منظور محاسبه ضرایب تبدیل (برای تبدیل دز پوستی به دز ورودی بیمار) از یک اتاقک یونیزاسیون ۰/۶ سی‌سی، فیلم گاف کرومیک EBT_3 و صفحات فانتوم آب جامد (slab) استفاده شد. در نهایت با رسم منحنی کالیبراسیون، محاسبه ضرایب تبدیل تحت شرایط متفاوت پرتودهی و

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-03]

اندازه‌گیری دز پوستی بیماران با استفاده از فیلم‌های گاف کرومیک EBT_3 دز ورودی انجام شد. هم‌چنین از روش‌های آماری مناسب برای مقایسه مقادیر میانگین و انحراف معیار به منظور ارزیابی خطاها بین مقادیر اندازه‌گیری شده و محاسبه شده استفاده شد.

نحوه انجام دزیمتری

برای محاسبه ضرایب دزیمتری in-vivo، از slab ها به عنوان فانتوم معادل بافت استفاده شد. برای اندازه‌گیری دز در نقطه عمق ماکزیمم فوتون ۱۵MV (عمق ۳ cm)، از یک اتاقک یونیزاسیون ۰/۶ سی‌سی ساخت PTW-Freiburg-Germany مدل TM30010 استفاده شد. برای اندازه گیری دز سطحی فانتوم و دز پوست در بیماران تحت پرتودرمانی از فیلم‌های گاف کرومیک EBT 3 استفاده شد.

کالیبراسیون و اسکن فیلم گاف کرومیک EBT_3:

برای تابش دهی به فیلم گاف کرومیک EBT_3 برای رسم منحنی کالیبراسیون، از صفحات slab از جنس perspex، که دانسیته‌ای معادل بافت دارند، به عنوان فانتوم مورد استفاده شد. فیلم‌ها در عمق ۵cm قرار گرفتند و تعداد ۵ عدد slab با ضخامت ۱cm روی فیلم‌ها قرار گرفت تا الکترون‌های پس پراکنده شده را جمع‌آوری شوند. هم‌چنین تعداد ۱۰ عدد slab با ضخامت ۱cm در زیر فیلم ها قرار داده شد. در مجموع ضخامت فانتوم ۱۵cm شد که فیلم‌ها در عمق ۵cm آن قرار داشتند. فاصله چشمه تا سطح صفحات (SSD) ۱۰۰ cm تنظیم شد و از یک میدان باز $15\times15cm^2$ برای تابش‌دهی به تمام فیلم‌ها استفاده شد. برای کاهش خطا، تا ۴۸ ساعت بعد از تابش‌دهی فیلم‌ها، از آنالیز آن‌ها توسط سیستم‌های قرائت فیلم خودداری شد. برای رسم منحنی کالیبراسیون از سطوح دز ۱۰، ۵۰، ۱۰۰، ۱۵۰، ۲۰۰ و ۲۵۰cGy استفاده شد. برای هر سطح دز سه تابش‌دهی تکرار شد و هر نقطه نمایش داده شده در نمودارها میانگین حاصل از این سه تابش‌دهی می‌باشد. برای خوانش فیلم‌های گاف کرومیک EBT_3 از اسکنر MICROTEK 9800 XL استفاده شد. برای آنالیز تصاویر مقادیر پیکسل‌های (Pixel Value-PV) خروجی کانال قرمز اسکنر با استفاده از نرم‌افزار Image J استخراج و به کار برده شد.

محاسبه ضریب تبدیل (تبدیل دز پوست به دز ورودی):

دز در عمق بیلد آپ تحت تاثیر عوامل مختلفی از جمله انرژی پرتو، اندازه میدان و زاویه چرخش گانتری می‌باشد. به‌همین خاطر مقدار این ضریب تبدیل بر اساس معادله زیر برای هر یک از شرایط پرتودهی مختلف در فانتوم آب جامد همگن به دست آمد:

(معادله شماره ۱)

$$\text{ضریب تبدیل ورودی (تبدیل دز پوست به دز بیلدآپ)} = \frac{D_{m,surface,EBT_3}}{D_{m,en,chamber}}$$

$D_{m,surface,EBTs}$ دز پوستی اندازه‌گیری شده بیماران توسط فیلم گاف کرومیک EBT_3 در زمان انجام پرتودرمانی و $D_{m,en,chamber}$ دز اندازه‌گیری شده توسط اتاقک یونیزاسیون در یک فانتوم معادل آب (slab) در عمق ۳cm می‌باشد. برای محاسبه دز در نقطه بیلد آپ بیماران تومور مغزی تحت درمان با فوتون ۱۵MV، فیلم گاف کرومیک EBT_3، بدون استفاده از کلاهک بیلدآپ، روی پوست بیمار قرار داده شد. با توجه به اندازه میدان و SSD تعیین شده برای بیمار، ضریب تبدیل از روی منحنی‌های ترسیم شده در فانتوم آب جامد به دست آورده شد. با معین بودن دز پوستی بیمار که توسط فیلم گاف کرومیک EBT_3 اندازه‌گیری شد و به‌دست آوردن ضریب تبدیل از روی منحنی‌ها، دز در نقطه بیلدآپ با استفاده از معادله شماره ۱ به دست آورده شد.

نحوه اندازه گیری ضریب تبدیل

فانتوم آب جامد (slab ها) روی میز دستگاه شتاب‌دهنده خطی قرار داده شد. فیلم گاف کرومیک EBT_3 روی سطح فانتوم و اتاقک یونیزاسیون در عمق

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-03]

۳cm قرار گرفت. در تمامی شرایط، پرتودهی فانتوم از یک دستگاه شتاب‌دهنده خطی زیمنس ۱۵MV با ۱۰۰MU در هر تابش‌دهی استفاده شد. ضریب کالیبراسیون شتاب‌دهنده خطی زیمنس در این مطالعه برای اندازه میدان مرجع ۱۰× ۱۰ سانتی‌متر مربع و SSD ۱۰۰ سانتی‌متر، $\frac{cGy}{MU}$ ۱/۰۳ بود. نظر به این که بیماران تحت پرتودرمانی شرایط یکسان و مرجعی برای درمان ندارند و از میدان‌های وج‌دار و بدون وج و هم‌چنین از SSD های متنوعی استفاده می‌شود، تعداد ۱۸ پروفایل دز در شرایط متفاوت پرتودهی به دست آورده شد. زاویه چرخش گانتری برای محاسبه پروفایل‌های دز در تمامی پرتودهی‌ها در زاویه صفر درجه قرار گرفت.

پروفایل‌های دز در میدان‌های بدون وج و وج‌دار ۳۰ درجه به ابعاد ۵×۵، ۱۰×۱۰ و ۱۵×۱۵ سانتی‌متر مربع و SSD های ۸۰، ۹۰ و ۱۰۰ سانتی‌متر به‌دست آورده شد (نمودارهای شماره ۳ و ۴). نظر به این‌که برای درمان بعضی از بیماران در این مطالعه صرفاً از وج ۳۰ درجه استفاده می‌شد، پروفایل دز را برای میدان‌های وج‌دار فقط برای وج ۳۰ درجه نیز به دست آوردیم.

دزیمتری in-vivo بیماران

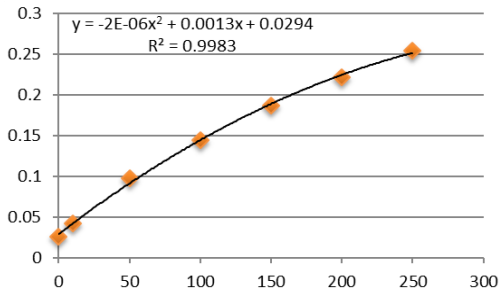
دزیمتری in-vivo برای ۳۰ بیمار تومور مغزی تحت پرتودرمانی با فوتون ۱۵MV انجام شد. فیلم گاف کرومیک EBT_3 دقیقاً در مرکز میدان درمانی، به کمک چسب روی فیکساتور بیمار، قرار داده می‌شد. با اندازه‌گیری دز پوستی بیمار و با استفاده از معادله شماره ۱، دز نقطه بیلدآپ اندازه‌گیری شد. در نهایت دز اندازه‌گیری شده و دز محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان با هم مقایسه و درصد اختلاف دز آن‌ها محاسبه شد.

یافته ها

منحنی کالیبراسیون برای باریکه فوتونی ۱۵MV رسم شد. این منحنی بر مبنای دانسیته‌های حاصل از دزهای داده شده و خوانش فیلم‌ها به‌دست آمد. منحنی‌های ضریب تبدیل برای شرایط مختلف پرتودهی به دست آورده شد. با اندازه‌گیری دز پوستی بیماران و استفاده از این ضرایب تبدیل، دز ورودی برای ۳۰ بیمار محاسبه شد. با اندازه‌گیری دز ورودی، درصد اختلاف دز محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان و دز اندازه‌گیری شده به دست آورده شد. میانگین و انحراف‌معیار اختلاف بین دز اندازه‌گیری شده و محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان به ترتیب ۲/۲۳- و ۳/۳۶ درصد بود.

منحنی کالیبراسیون

نمودار شماره ۱ منحنی کالیبراسیون فیلم گاف کرومیک EBT_3 برای باریکه فوتونی ۱۵MV را نشان می‌دهد.

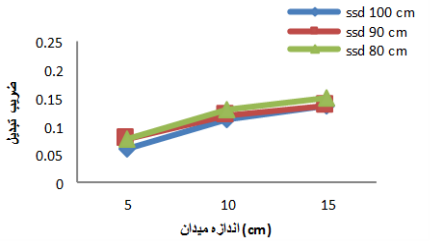


نمودار شماره ۱: منحنی کالیبراسون فیلم گاف گاف کرومیک EBT_3

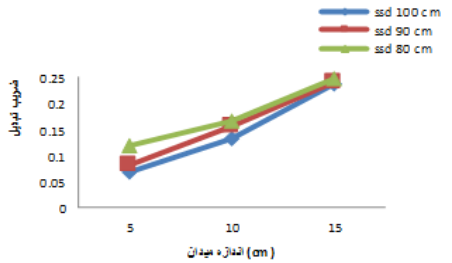
منحنی های ضریب تبدیل

نمودارهای شماره ۲ و ۳ به ترتیب تغییرات مقادیر ضریب تبدیل را برای میدان‌های بدون وج و وج دار ۳۰ درجه برحسب اندازه میدان‌ها (۵×۵، ۱۰×۱۰ و ۱۵×۱۵ سانتی‌متر مربع) و SSD های (۸۰، ۹۰ و ۱۰۰ سانتی‌متر) مختلف نشان می‌دهد. همان‌طور که در این نمودارها مشاهده می‌شود، مقادیر ضریب تبدیل با افزایش اندازه میدان و کاهش SSD برای هر دوی میدان‌های بدون وج و وج دار افزایش می‌یابد، به‌طوری که ماکزیمم ضریب تبدیل به بزرگ‌ترین ابعاد میدان (۱۵×۱۵ سانتی‌متر مربع) و کوچک ترین SSD (۸۰ سانتی‌متر) تعلق دارد. هم‌چنین، مقادیر ضریب تبدیل در تمامی شرایط پرتودهی برای میدان‌های وج‌دار بیش‌تر از میدان‌های بدون وج می‌باشد.

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-03]



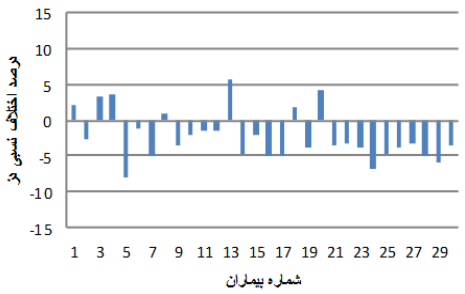
نمودار شماره ۲: مقادیر ضریب تبدیل برای میدان های بدون وج بر حسب اندازه میدان و SSD



نمودار شماره۳: مقادیر ضریب تبدیل برای میدان‌های وج‌دار ۳۰ درجه بر حسب اندازه میدان و SSD

دز ورودی بیماران تومور مغزی

نمودار شماره ۴ اختلاف بین دز محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان و دز اندازه‌گیری شده را نشان می‌دهد. میانگین و انحراف‌معیار اختلاف دز محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان و دز اندازه‌گیری شده به ترتیب ۲/۲۳- و ۳/۳۶ درصد بود. خطاهای بزرگ‌تر از ۵± درصد در دز ورودی برای ۴ بیمار از ۳۰ بیمار مورد مطالعه مشاهده شد. انحراف منفی نشان‌دهنده این است که دز اندازه‌گیری شده کم‌تر از دز محاسبه شده می‌باشد.



نمودار شماره ۴: هیستوگرام اختلاف دز ورودی محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان با دز اندازه گیری شده

بحث

با توجه به عدم اختلاف معنی‌دار در دز نقطه ورودی، محاسبه دز توسط سیستم طراحی درمان از صحت قابل قبولی برخوردار می‌باشد. نکته خیلی مهم برای محاسبه دز ورودی بیماران مغزی تحت پرتودرمانی با استفاده از ضرایب تبدیل برآورد شده، محاسبه دقیق پروفایل‌های دز در شرایط متفاوت پرتودهی می‌باشد. استفاده از این ضریب تبدیل و پروفایل‌های دز رسم شده در نمودارهای شماره ۲ و ۳ برای اندازه‌گیری دز ورودی بیماران مغزی تحت پرتودرمانی بدون استفاده از کلاهک بیلدآپ دارای دو مزیت عمده می‌باشد:

۱. استفاده از کلاهک بیلدآپ به دلیل ایجاد آشفتگی در دز، صحت دز ورودی به حجم درمانی و تومور را کاهش می‌دهد. ولی در صورت به‌کارگیری نوع دزیمتر و روش پیشنهادی در این مطالعه، آشفتگی در دز به دلیل عدم نیاز به استفاده از کلاهک بیلدآپ وجود نخواهد داشت تا موجب کاهش صحت برآورد دز ورودی شود.

۲. انجام دزیمتری in-vivo با استفاده از کلاهک بیلدآپ مستلزم صرف وقت زیادی برای تنظیم دقیق دزیمتر بر روی بدن بیمار می‌باشد که می‌تواند موجب رنجش بیماران و هم‌چنین کاهش کیفیت درمان شود. اما در این مطالعه که دزیمتری in-vivo بدون استفاده از کلاهک بیلدآپ و با فیلم گاف کرومیک انجام شد، مشکل ذکر شده در حین انجام دزیمتری وجود نداشت و قرار دادن دزیمتر بر روی فیکساتور بیمار خیلی سریع و بدون اتلاف وقت انجام شد.

میانگین اختلاف دز ورودی محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان (Treatment Planning System-TPS) با دز اندازه‌گیری شده برای ۳۰ بیمار تومور مغزی ۲/۲۳- درصد بود. این میزان اختلاف طبق گزارش ICRU (۳)، که حداکثر خطای مجاز دز اندازه‌گیری شده از دز تجویز شده را ۵± درصد تعیین کرده است، قابل قبول می‌باشد. هم‌چنین میزان اختلاف محاسبه شده در مقایسه با مطالعات انجام شده با استفاده از کلاهک

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-03]

بیلدآپ قابل قبول می‌باشد. Blyth وهمکاران(۹) میانگین اختلاف دز ورودی محاسبه شده و دز اندازه گیری شده برای تومورهای سر و گردن تحت درمان با فوتون ۶MV با استفاده از دزیمتر دیود و همراه با کلاهک بیلدآپ را، ۱/۲۹ درصد محاسبه و گزارش کردند. Tung و همکاران (۱۰) میانگین اختلاف دزیمتری in-vivo برای تومورهای سر و گردن را با استفاده از دزیمتر MOSFET و همراه با کلاهک بیلدآپ ذاتی ۲mm ، ۲/۴- درصد گزارش کردند.

Tung و همکاران(۶) از کلاهک بیلدآپ تنگستن برای اندازه‌گیری پارامترهای دزیمتری in-vivo و اندازه‌گیری دز ورودی بیماران استفاده کردند و میزان اختلاف دز اندازه‌گیری شده و محاسبه شده را در سطح قابل قبولی گزارش کردند.

اگرچه در مطالعات گذشته نیز میزان خطای دز محاسبه شده و دز اندازه‌گیری شده قابل قبول می‌باشد، ولی به خاطر استفاده از کلاهک بیلدآپ، مزیت حفاظت پوستی به اندازه کافی فراهم نمی‌شده است. در این مطالعه روش جدیدی برای اندازه‌گیری دز ورودی بدون نیار به استفاده از کلاهک بیلدآپ پیشنهاد شد. با روش پیشنهادی، از طریق اندازه‌گیری دز پوست بیمار و به دست آوردن ضریب تبدیل مربوط از نمودارهای شماره ۲ و ۳، دز در نقطه ورودی را می‌توان با دقت بالایی محاسبه کرد. مزیت عمده استفاده از این روش برای محاسبه دز ورودی، عدم استفاده از کلاهک بیلدآپ است و هیچ‌گونه آشفتگی در دز رسیده به حجم درمانی نیز ایجاد نمی شود.

سپاسگزاری

این مقاله از نتایج یک پروژه تحقیقاتی حاصل شده که به عنوان پایان‌نامه دوره کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی توسط نویسنده اول و تحت راهنمایی نویسنده دوم و مشاوره علمی نویسنده سوم در دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تربیت مدرس و با استفاده از دستگاه شتاب‌دهنده خطی زیمنس و سایر امکانات بخش پرتودرمانی بیمارستان هفت تیر تهران انجام شده است. بنابراین، نویسندگان بر خود لازم می‌دانند که از دانشگاه تربیت مدرس برای حمایت مالی و پشتیبانی و کارکنان بخش پرتودرمانی و بیمارستان هفت تیر برای در اختیار گذاشتن امکانات بخش پرتودرمانی موردنیاز در انجام این پروژه تحقیقاتی صمیمانه تشکر و قدردانی نمایند.

References

1. Khan F. The physics of radiation therapy.4th ed. Lippincott, Williams & Wilkins; 2013.
2. Essers M, Mijnheer BJ. In vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1999; 43(2): 1245-1259.
3. 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.
4. Marcela A,Claudio V, Alfredo V, Anna C, Delson B, Paul Cl. Thermo luminescent chip detector for in vivo dosimetry in pelvis and head & neck cancer treatment. Appl Radiat Isot 2010; 68(4-5): 795-798.
5. Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC. Handbook of radiation physics. CRC Press, Taylor & Francis Group; 2007.
6. Tung CJ, Yu PC, Chiu MC, Yeh CY, Lee CC, Chao TC. Midline dose verification with diode *in vivo* dosimetry for external photon therapy of head and neck and pelvis cancers during initial large-field treatments. Med Dosim 2010; 35(4): 304-311.
7. Jornet N, Carrasco P, Jurado D, Ruiz A, Eudaldo T, Ribas M. Comparison study of MOSFET detectors and diodes for entrance

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-03]

in vivo dosimetry in 18 MV x-ray beams. Med Phys 2004; 31(9): 2534-2542.

8. Moylan R, Aland T, Kairn T. Dosimetric accuracy of Gafchromic EBT2 and EBT3 film for in vivo dosimetry. Australas Phys Eng Sci Med 2013; 36(3): 331-337.
9. Blyth C, McLeod AS, Thwaites DI. A pilot study of the use of in vivo diode dosimetry for quality assurance in radiotherapy. Radiography 1997; 3(2): 131-142.
10. Tunga CJ, Wanga LC, Wang HC, Lee CC, Chao TC. In vivo dose verification for photon treatments of head and neck carcinomas using MOSFET dosimeters. Radiat Meas 2008; 43(2-6): 870-874.

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-03]