

تحقیقی

پیشنهاد یک پروتکل ساده برای دزیمتری *in vivo*

در پرتودرمانی تومورهای سر و گردن با استفاده از تصویربرداری پورتال

ابوالفضل نیک فرجام*^۱، دکتر پروانه شکرانی^۲، دکتر حمید امامی^۳، شهرام منادی^۴، الهام گنجعلی خان حاکمی^۵

۱- دانشجوی دوره دکتری فیزیک پزشکی، مربی گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد.

۲- استادیار گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان. ۳- استادیار گروه رادیوتراپی-آنکولوژی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم

پزشکی اصفهان. ۴- فیزیست بخش پرتودرمانی بیمارستان سیدالشهداء اصفهان. ۵- کارشناس ارشد مهندسی هسته‌ای - پرتوپزشکی.

چکیده

زمینه و هدف: لزوم وجود برنامه‌های دوره‌ای کنترل کیفیت در آنکولوژی تابشی توسط سازمان‌های مختلفی نظیر *ACR*، *AAPM*، *ESTRO* و *ACMP* توصیه شده است. یکی از بهترین روش‌های انجام کنترل کیفیت انجام دزیمتری *in vivo* در حین پرتودرمانی می‌باشد. این مطالعه به منظور طراحی پروتکلی ساده برای دزیمتری *in vivo* در پرتودرمانی تومورهای سر و گردن با استفاده از تصویربرداری پورتال انجام گردید.

روش بررسی: در این مطالعه *Case Series* دز خط میانی به صورت *in vivo* و همراه با تصویربرداری پورتال روی ۱۹ بیمار مبتلا به تومورهای سر و گردن تحت درمان با دستگاه کبالت-۶۰ مراجعه کننده به بخش پرتودرمانی بیمارستان سیدالشهداء اصفهان طی ماه‌های مرداد و آذر ۱۳۸۶؛ اندازه‌گیری شد. توزیع دز ورودی و خروجی با استفاده از دو دیود و نسبت‌های خارج از محور و تصویربرداری پورتال به همراه کد کاربری نوشته شده به زبان *MATLAB* برای تبدیل شدت نوری فیلم به دانسیته نوری تعیین گردید. با استفاده از مقادیر دز ورودی و خروجی و با به‌کارگیری الگوریتم هوسکین، دز در طول خط میانی در فواصل یک سانتی‌متری به دست آمد.

یافته‌ها: دز خط میانی در ۱۶۵ نقطه اندازه‌گیری شد. میانگین و انحراف معیار بین دز اندازه‌گیری شده و دز تجویز شده در حدود $4/27\pm 3/71$ درصد به دست آمد. همچنین در ۱۱۰ نقطه $66/66$ درصد) میزان انحراف کمتر از ۵ درصد $(2/27\pm 1/37)$ ، در ۴۱ نقطه $24/84$ درصد) بین ۵ درصد و ۱۰ درصد $(6/51\pm 1/2)$ و در ۱۴ نقطه $8/48$ درصد) بیش از ۱۰ درصد $(13/37\pm 2/34)$ تعیین گردید. بیشترین و کمترین میزان انحراف به ترتیب در مرکز میدان درمان $(2/6\pm 1/63)$ و در فاصله ۵ سانتی‌متری از مرکز میدان $(7/24\pm 4/86)$ و برای میدان‌هایی با ابعاد ۱۴ سانتی‌متر $(5/08\pm 3/53)$ و ۸ سانتی‌متر $(2/95\pm 2/13)$ محاسبه شد.

نتیجه‌گیری: این مطالعه نشان داد که استفاده از آشکارساز پورتال به همراه دو دیود روشی ساده و دقیق برای کنترل کیفیت روزانه درمان در پرتودرمانی می‌باشد. داده‌های به دست آمده از این روش را برای بررسی دقت مراحل درمان شامل تعیین خروجی ماشین درمان، کنترل کیفیت سیستم طراحی درمان و صحت محاسبات و تنظیم بیمار می‌توان مورد ارزیابی قرار داد.

کلید واژه‌ها: تومور سر و گردن، کنترل کیفیت در پرتودرمانی، تصویربرداری پورتال، دزیمتری *in vivo*

* نویسنده مسؤل: ابوالفضل نیک فرجام، پست الکترونیکی: nickfarjam6262@gmail.com

نشانی: تهران، تقاطع بزرگراه جلال آل احمد و چمران، دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، تلفن: ۸۲۸۸۳۸۳۹ (۰۲۱)، نمابر: ۸۲۸۸۳۸۲۸

وصول مقاله: ۸۷/۲/۳۱، اصلاح نهایی: ۸۸/۶/۲، پذیرش مقاله: ۸۸/۷/۷

مقدمه

سالانه بیش از ۵۰۰۰۰۰ نفر در جهان به یکی از سرطان‌های سر و گردن مبتلا می‌شوند (۱). فقط در سال ۲۰۰۴ در ایالات متحده بیش از ۵۵۰۰۰ سرطان سر و گردن جدید گزارش شده است که از این تعداد در حدود ۱۳۰۰۰ نفر فوت نموده‌اند (۲). در اصفهان فراوانی نسبی سرطان سر و گردن در طی سال‌های ۱۳۶۰ تا ۱۳۷۵ حدود ۶/۳ درصد گزارش شده است (۳). از این تعداد ۶۵/۸ درصد افراد مذکر و ۳۴/۲ درصد افراد مونث بودند. اکثر این موارد در دهه‌های میانسالی به بعد با فراوانی ۲۶/۷ درصد در سنین ۵۱ تا ۶۰ سالگی مشاهده شده است (۳). درمان‌های رایج در سرطان‌های سر و گردن شامل جراحی، پرتودرمانی و شیمی‌درمانی می‌باشد. در میان درمان‌های رایج، پرتودرمانی نقش ویژه‌ای دارد؛ چرا که به جز مواردی که جراحی انجام می‌گیرد (مانند سرطان زبان)، در بقیه موارد بایستی بعد از بیوپسی پرتودرمانی انجام شود. هرچند در پاره‌ای از موارد شیمی‌درمانی نیز لازم است (۴). در صورتی که پرتودرمانی خارجی برای درمان انتخاب شود؛ معمولاً فراکشن‌های ۲Gy در روز تا دز نهایی ۶۶-۷۰ Gy انتخاب می‌شود. درمان ۵ جلسه در هفته در یک دوره پیوسته و یا در یک برنامه تغییر یافته انجام می‌گیرد. در پاره‌ای از موارد، به منظور تحمیل دز کمتری به بافت‌های سالم، رادیوتراپی به صورت (Intensity Modulated Radiation Therapy) IMRT انجام می‌گیرد (۴).

به علت وجود اندام‌های حساس در ناحیه سر و گردن، دقت درمان در این ناحیه از اهمیت به سزایی برخوردار است. بنا به توصیه (International Commission on Radiation Units and Measurements) ICRU بایستی دقت دز جذب شده به تومور در حدود $\pm 5\%$ در صد دز تجویز شده باشد (۵). موفقیت پرتودرمانی بدخیمی‌های سر و گردن علاوه بر دقت در تحویل دز به حجم درمان، به کنترل عوارض تابشی که در اندام‌های سالم مجاور تومور بروز می‌کند نیز بستگی دارد. در پرتودرمانی بایستی سعی نمود؛ دز تجویز شده را به تومور رسانید. در غیر این صورت به دلیل تابش ناکافی به تومور احتمال عود تومور وجود دارد. علاوه بر این بایستی دقت کرد که از اندام‌های مجاور ناحیه درمان در این ناحیه مانند نخاع، غدد بزاقی،

عدسی چشم و سیستم اعصاب مرکزی (CNS) محافظت لازم به عمل آید. در غیر این صورت تابش غیرمفیدی به بافت سالم و حساس رسیده است (۶).

برای کاهش عوامل خطا و افزایش دقت درمان، برنامه‌های تضمین کیفیت (Quality assurance) توسط سازمان‌هایی نظیر (European Society for Therapeutic Radiology and Oncology) ESTRO و (American Association of Physicist in Medicine) AAPM ارائه شده است (۷). مطالعات تجربی جمع‌آوری شده در طول سالیان نشان می‌دهد که اجرای برنامه‌های تضمین کیفیت می‌تواند خطاهای موجود در طول دوره درمان را شناسایی کرده و آنها را تصحیح نماید. در نتیجه درمان با کیفیت تری به بیمار ارائه می‌گردد (۷).

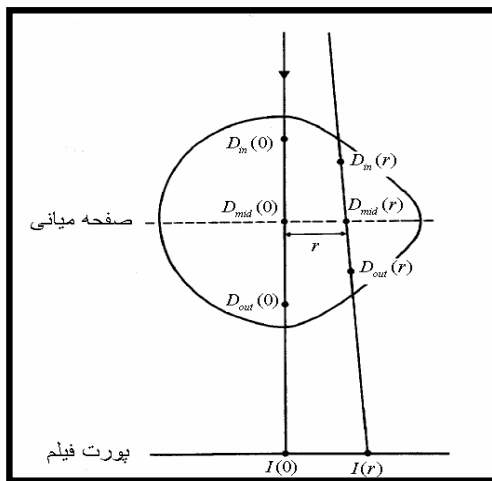
دزیمتری *in-vivo* یکی از روش‌های کنترل کیفیت می‌باشد و مستقیم‌ترین روش برای پایش دز تحویلی به بیمار در طی پرتودرمانی می‌باشد. هنگامی که دزیمتری *in-vivo* در مراحل ابتدایی درمان انجام می‌گیرد؛ در صورت بروز اشتباه در هر یک از مراحل درمان این اشتباه مشخص شده و امکان جبران آن و ادامه صحیح درمان وجود خواهد داشت (۸).

روش‌های گوناگونی برای دزیمتری *in vivo* وجود دارند که شامل اندازه‌گیری دز ورودی به بدن بیمار (۹)؛ اندازه‌گیری دز خروجی از بدن بیمار (۱۰)؛ اندازه‌گیری دز گذاری (۱۰) (Transit Dosimetry)؛ اندازه‌گیری دز عبوری (۱۰) (Transmitted Dosimetry) و اندازه‌گیری دز خط وسط (۱۰) (Midline Dosimetry) می‌باشد. بر خلاف سایر روش‌های کنترل کیفیت، دزیمتری *in-vivo* به جای کنترل نمودن اجزای جدا از هم (Individual component) در طی درمان، مستقیماً دز تحویلی به بیمار را چک می‌کند (۸). برای کنترل دز رسیده به بیمار معمولاً از TLD یا آشکارسازهای نیمه‌رسانا استفاده می‌شود (۸). معمولاً از دیودهای نیمه‌رسانا برای دزیمتری *in-vivo* استفاده می‌شود. مزیت استفاده از دیودها در مقایسه با TLD آن است که نتایج اندازه‌گیری فوراً فراهم می‌شود (۸). علاوه بر استفاده از دیود و TLD، استفاده از فیلم پورتال و یا EPID توسط بسیاری از محققین برای تایید صحت دز تحویلی به تومور پیشنهاد شده است (۱۷-۱۱). با این حال دزیمتری با کمک فیلم، دارای مشکلاتی نظیر نیاز به

نسبتاً خطی در دزهای بالا و پایین؛ عدم وابستگی پاسخ فیلم به تغییرات اندازه میدان، آهنگ اکسپوزر و زمان ظهور پس از تابش و خطای کم (حدود ۳ درصد) در محدوده ۲۵ تا ۴۰۰ cGy بود. به منظور کالیبراسیون دیودها و فیلم‌ها و همچنین اندازه‌گیری دز به صورت *in vivo* از آشکارساز نیمه‌هادی EDP10، فانتوم با صفحه‌ای از جنس اکریلیک، اطاقک یونش FC 65-P، الکترومترهای Dose1 و DPD510، اسکنر فیلم Scan Marker 9800 XL و پروسسور اتوماتیک AR 200 XT استفاده گردید.

در مطالعه حاضر روش دزیمتری *in-vivo* برای تعداد محدودی بیمار تابش یافته استفاده شد. این مطالعه برای به دست آوردن دقت تحویل دز کل، در یک بخش پرتودرمانی انجام گردید.

بر اساس توصیه ESTRO، معمولاً دزیمتری *in vivo* به صورت اندازه‌گیری دز خط وسط انجام می‌پذیرد (۱۸). روش‌های مختلفی برای اندازه‌گیری دز خط وسط وجود دارند که شامل میانگین حسابی دز ورودی و خروجی (۱۹)؛ میانگین هندسی دز ورودی و خروجی (۱۹)؛ روش Rizzotti و همکاران (۲۰) و روش دز عبوری (۱۹) می‌باشند. در این الگوریتم از روش میانگین هندسی دز ورودی و خروجی استفاده گردید. برای به دست آوردن توزیع دز در نقاط خارج از محور اصلی پرتو بر روی خط میانی، بایستی دز ورودی و خروجی مربوطه را در هر یک از نقاط ورود و خروج پرتو به بدن بیمار به دست آورد (شکل یک).



شکل ۱: به دست آوردن دز در نقاط خارج از محور پورت فیلم

فرآیند پردازش و ظهور فیلم، وابستگی به شرایط ظهور و عدم دسترسی به دز در حین انجام آزمایش می‌باشد. هرچند امروزه این مشکل به کمک دستگاه‌های EPID مرتفع شده است (۱۱ و ۱۵). با این حال استفاده از فیلم دزیمتری، بیشتر در مواردی که نیاز به دزیمتری نسبی می‌باشد؛ استفاده می‌گردد و در صورت استفاده برای دزیمتری مطلق بایستی از یک دزیمتر مرجع (در اینجا دیود) استفاده گردد. به دلیل امکان استفاده از فیلم به صورت پورتال و علی‌رغم مشکلات ناشی از پردازش و ظهور و کالیبراسیون، استفاده از فیلم برای تایید دز تحویلی به تومور و سایر کاربردهای تضمین کیفیت، همچنان مورد توجه بسیاری از محققان می‌باشد.

لزوم وجود برنامه‌های دوره‌ای کنترل کیفیت در آنکولوژی تابشی توسط سازمان‌های مختلفی نظیر AAPM (American Association of Physicist in Medicine)، ACMP (American College of Radiology) ACR، ESTRO (American College of Medical Physics) و (European Society for Therapeutic Radiology and Oncology) توصیه شده است. یکی از بهترین روش‌های انجام کنترل کیفیت انجام دزیمتری *in vivo* در حین پرتودرمانی می‌باشد. این مطالعه به منظور طراحی پروتکلی ساده برای دزیمتری *in vivo* در پرتودرمانی تومورهای سر و گردن با استفاده از تصویربرداری پورتال انجام گردید.

روش بررسی

در این مطالعه Case Series از دستگاه کبالت ۶۰ مدل Theratron Phoenix ساخت کشور کانادا به عنوان منبع تابشی استفاده گردید. از میان بیماران مبتلا به سرطان سر و گردن مراجعه کننده به بخش پرتو درمانی بیمارستان سیدالشهداء اصفهان، بیماران تحت درمان با دستگاه کبالت-۶۰ در ۶۰ ماه‌های مرداد و آذر ۱۳۸۶ انتخاب شدند.

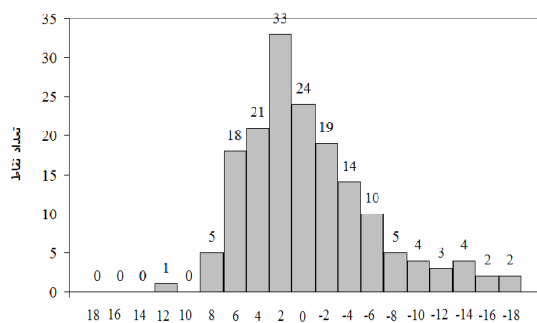
دزیمتری با فیلم، با استفاده از فیلم‌های پرتودرمانی پورتال از نوع بازه دز گسترده (Extended Dose Range) انجام شد. این فیلم‌ها ساخت کمپانی Kodak آمریکا بوده و به صورت تجاری در ابعاد ۲۵×۳۰ سانتی متر مربع و ۳۵×۴۳ سانتی متر مربع در دسترس می‌باشد. دلیل انتخاب این نوع فیلم گسترده‌گی پاسخ به دز از دزهای پایین (در حدود صفر) تا ۶ Gy؛ پاسخ

نوشته شده به زبان MATLAB، شدت هر نقطه به دانسیته نوری تبدیل گردید. در مرحله بعدی از داده‌های دانسیته نوری هر نقطه برای به دست آوردن دز در امتداد خط میانی ناحیه درمان استفاده گردید. برای تبدیل داده‌های دانسیته نوری و خوانش‌های دیود از الگوریتم هوسکین (۹) استفاده شد.

یافته‌ها

در مجموع اندازه‌گیری بر روی ۲۴ بیمار انجام گرفت. به علت سیاه شدن ۵ فیلم، دز خط وسط در ۱۹ بیمار و در ۱۶۵ نقطه اندازه‌گیری شد. میانگین درصد مقدار مطلق انحراف دز اندازه‌گیری شده با دز تجویز شده در حدود ۴/۲۷ درصد ($SD=۳/۶۱$) به دست آمد.

از کل ۱۶۵ نقطه اندازه‌گیری شده در ۱۱۰ نقطه (۶۶/۶۶ درصد) درصد مقدار مطلق انحراف دز اندازه‌گیری شده با دز تجویز شده کمتر از ۵ درصد، $۲/۲۷ \pm ۱/۳۷$ ، در ۴۱ نقطه (۲۴/۸۴ درصد) بین ۵ درصد و ۱۰ درصد ($۶/۵۱ \pm ۱/۲$) و در ۱۴ نقطه (۸/۴۸ درصد) بیش از ۱۰ درصد ($۱۳/۳۷ \pm ۲/۳۴$) تعیین شد. توزیع درصد انحراف بین دز اندازه‌گیری شده از دز تجویز شده در نمودار یک نشان داده شد.



نمودار ۱: توزیع فراوانی درصد انحراف دز اندازه‌گیری شده از دز تجویز شده

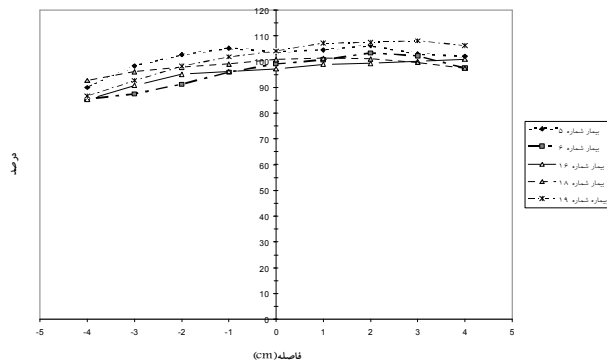
میانگین مقدار مطلق درصد انحراف دز اندازه‌گیری شده از دز تجویز شده بر حسب فاصله از نقطه مرکزی مطابق با جدول یک به دست آمده است. همچنین میانگین مقدار مطلق درصد انحراف دز اندازه‌گیری شده از دز تجویز شده بر حسب اندازه میدان معادل طبق جدول ۲ به دست آمد. پروفایل نسبت دز تحویل داده شده به دز تجویز شده بر حسب فاصله از محور مرکزی به تفکیک نقاط اندازه‌گیری در امتداد خط میانی، در نمودارهای ۵-۲ نشان داده شده است.

آشکارسازهای قرار گرفته بر روی بدن بیمار، فقط دز نقطه قرارگیری را نشان می‌دهند. برای به دست آوردن دز ورودی در هر نقطه از نسبت‌های خارج از محور (Off Axis Ratio) (OAR) می‌توان استفاده نمود. همچنین برای به دست آوردن دز خروجی در هر نقطه از پورتال فیلم می‌توان استفاده نمود. پس از صحبت با بیمار و اطلاع در مورد مراحل اندازه‌گیری، ضخامت هر بیمار در ناحیه مرکز و نقاط خارج از مرکز میدان درمانی با فواصل یک سانتی‌متر اندازه‌گیری شد. پس از انجام مراحل تنظیم بیمار توسط تکنسین، دیودها در محل مرکز میدان و در محل ورود و خروج پرتو به بدن قرار داده شد. برای جلوگیری از همپوشانی دیودهای ورودی و خروجی، دیود ورودی در حدود یک سانتی‌متر از مرکز میدان فاصله داده شد. سپس فیلم پورتال بر روی پایه مربوطه و به فاصله ۱۵-۱۰ سانتی‌متر از بیمار و عمود بر محور مرکزی پرتو قرار داده شد. نحوه قرارگیری دیودها بر روی بدن بیمار و همچنین موقعیت گانتری و فیلم پورتال در شکل ۲ نشان داده شده است.

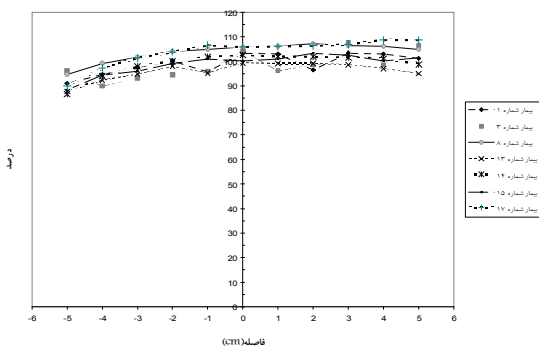


شکل ۲: موقعیت دیودها، گانتری و فیلم پورتال نسبت به دستگاه شبیه‌ساز درمان (simulator)

پس از انجام مراحل فوق، درمان بیمار مطابق تجویز پزشک و محاسبات معمول درمان انجام گردید. دیودها و فیلم پورتال در تمام زمان درمان مورد تابش قرار گرفت. پس از اتمام درمان، خوانش دیود ورودی و خروجی که توسط الکترومتر نمایش داده می‌شود؛ یادداشت گردید و پس از انجام تصحیحات لازم و اعمال ضرایب کالیبراسیون، دز ورودی و خروجی محاسبه شد. پس از ظهور، فیلم پورتال اسکن شده، مقادیر شدت نقطه مرکزی و نقاط بالا و پایین نقطه مرکزی اندازه‌گیری و با استفاده از منحنی کالیبراسیون اسکنر و برنامه



نمودار ۴: پروفایل نسبت دز اندازه‌گیری شده به دز تجویز شده در امتداد خط میانی، برای بیمارانی با ۹ نقطه اندازه‌گیری



نمودار ۵: پروفایل نسبت دز اندازه‌گیری شده به دز تجویز شده در امتداد خط میانی، برای بیمارانی با ۱۱ نقطه اندازه‌گیری

بحث

در میان روش‌های دزیمتری *in vivo*، برآورد دز خط میانی نسبت به سایر روش‌های برآورد دز، از مقبولیت بیشتری برخوردار است (۹ و ۱۱). در این مطالعه برای ارزیابی دز در خط میانی از الگوریتم Huyskens (۹) استفاده گردید. این الگوریتم علی‌رغم سادگی، از دقت قابل قبولی در میان الگوریتم‌های مورد استفاده در دزیمتری *in vivo* برخوردار است. همچنین این الگوریتم در نواحی با نایکنواختی بافتی بالا، با نتایج تجربی توافق خوبی دارد (۹). لذا استفاده از این الگوریتم در ناحیه سر و گردن و سایر نواحی با نایکنواختی بافتی بالا توجیه‌پذیر است.

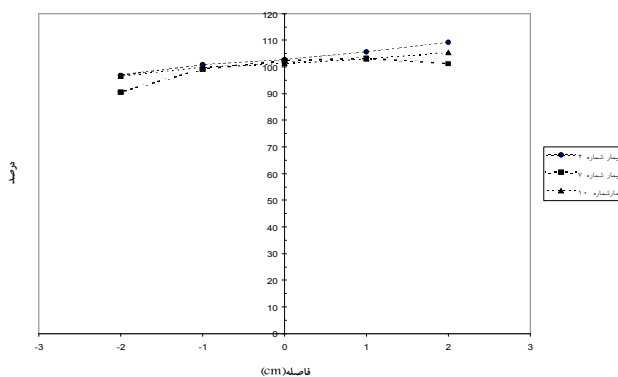
یکی از معایب این پروتکل نیاز به زمان برای پردازش و ظهور فیلم است که زمان دست‌یابی به دز در ناحیه موردنظر را طولانی می‌کند. متأسفانه به دلیل عدم وجود دستگاه EPID (Electronic Portal Imaging Device) در ایران، استفاده از

جدول ۱: میانگین مقدار مطلق درصد انحراف بین دز اندازه‌گیری شده و دز تجویز شده بر حسب فاصله از محور مرکزی

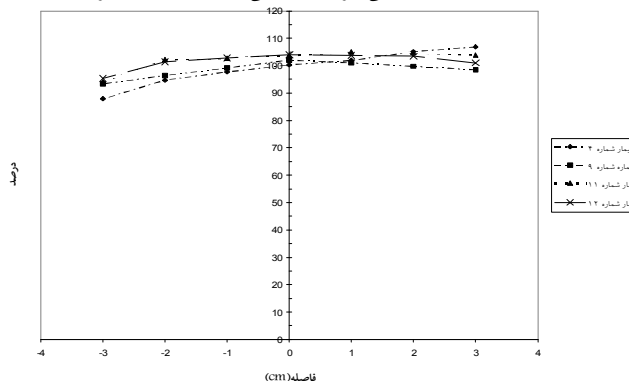
فاصله از محور مرکزی (سانتی‌متر)	میانگین مقدار مطلق انحراف (درصد)	انحراف معیار
۰	۲/۶۰۳	۱/۶۳۲
۱	۲/۹۵۲	۱/۸۶۰
۲	۳/۸۶۴	۲/۹۲۹
۳	۴/۶۵۱	۳/۵۷۹
۴	۶/۰۸۰	۵/۱۴۰
۵	۷/۲۴۱	۴/۸۶۱

جدول ۲: میانگین مقدار مطلق درصد انحراف بین دز اندازه‌گیری شده از دز تجویز شده بر حسب اندازه میدان معادل

اندازه میدان معادل (سانتی‌متر)	میانگین مقدار مطلق انحراف (درصد)	انحراف معیار
۶	۳/۵۶۸	۳/۹۳۵
۸	۲/۹۵۷	۲/۱۳۲
۱۰	۴/۸۷۱	۴/۰۶۹
۱۱	۵/۰۰۴	۴/۴۳۷
۱۲	۳/۷۷۹	۴/۱۳۴
۱۴	۵/۰۸۴	۳/۵۳۰
۱۵	۳/۹۱۹	۲/۹۲۷



نمودار ۲: پروفایل نسبت دز اندازه‌گیری شده به دز تجویز شده در امتداد خط میانی، برای بیمارانی با ۵ نقطه اندازه‌گیری



نمودار ۳: پروفایل نسبت دز اندازه‌گیری شده به دز تجویز شده در امتداد خط میانی، برای بیمارانی با ۷ نقطه اندازه‌گیری

است. با توجه به این که تجویز دز توسط پزشک با توجه به ضخامت در مرکز میدان درمانی صورت می‌پذیرد؛ احتمالاً تغییر ضخامت در فواصل دور از مرکز میدان علت چنین نتیجه‌ای می‌باشد.

بیشترین درصد انحراف دز اندازه‌گیری شده با دز تجویز شده در میدان‌های معادلی با ابعاد ۱۴ سانتی‌متر با میانگین مقدار مطلق ۵/۰۸ درصد و انحراف معیار ۳/۵۳ و کمترین درصد انحراف دز اندازه‌گیری شده با دز تجویز شده در میدان‌های معادلی با ابعاد ۸ سانتی‌متر با میانگین مقدار مطلق ۲/۹۵ درصد و انحراف معیار ۲/۱۳ به دست آمد (جدول ۲). هر چند در این مورد بر خلاف مورد وابستگی انحراف از دز تجویزی با فاصله از مرکز میدان، رابطه مشخصی مشاهده نشد؛ اما به علت این که در میدان‌های بزرگ‌تر، احتمال بیشتری برای تغییر ضخامت وجود دارد؛ حداکثر و حداقل انحراف را در میدان‌های معادل ۱۴ و ۸ سانتی‌متر می‌توان توجیه نمود.

نتیجه‌گیری

این مطالعه نشان داد که نایکنواختی بافتی و عدم مسطح بودن میدان درمانی در ناحیه سروگردن و همچنین تغییرات گاه‌آزاد زیاد ضخامت بافت در میدان درمانی، منجر به افزایش عدم دقت در دز تحویلی به تومور می‌گردد. این مطالعه یک پروتکل درمانی in vivo برای ارزیابی دقت دز تحویلی به تومور در پرتودرمانی در ناحیه سروگردن ارائه می‌کند.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل طرح تحقیقاتی (شماره ۳۸۶۲۲۵) مصوب و با حمایت مالی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان به منظور اخذ درجه کارشناسی ارشد بود. بدین وسیله از شرکت «رسول‌زاده» به خصوص جناب آقای رسول‌زاده و نیز از تمامی کارکنان بخش پرتودرمانی بیمارستان سیدالشهداء (ع) اصفهان که در حین انجام این طرح نهایت همکاری را مبذول داشتند؛ تشکر و قدردانی می‌گردد.

References

- Jaglowski JR, Stack BC Jr. Enhanced growth inhibition of squamous cell carcinoma of the head and neck by combination therapy of fusaric acid and paclitaxel or carboplatin. *Cancer Lett.* 2006 Nov 8;243(1):58-63.
- Yarbro CH, Frogge MH, Goodman M. *Cancer Nursing*. 6th. Sudbury: Jones and Bartlett Publisher, 2005, P 1295.

فیلم‌های پرتودرمانی تنها گزینه پیش روی برای استفاده از تصویربرداری پورتال می‌باشد. در صورت استفاده از EPID امکان دستیابی سریع به دز در ناحیه دلخواه وجود دارد. برخلاف فیلم، استفاده از دیودهای کالیبره شده به سرعت دز ناحیه ورودی و خروجی از بدن بیمار را برای انجام محاسبات، در اختیار فیزیست قرار می‌دهد. به هر حال در صورت آماده بودن دستگاه پروسسور فیلم، زمان رسیدن به توزیع دز برای هر بیمار از یک ساعت تجاوز نخواهد کرد. از سایر مزایای این پروتکل می‌توان به عدم نیاز به کالیبراسیون‌های طولانی و طاقت‌فرسا در مقایسه با سایر پروتکل‌ها اشاره نمود.

در حین موقعیت‌دهی به بیمار بایستی به عدم قرارگیری شانه بیمار در میدان درمانی، رعایت فاصله فیلم از بیمار (۱۰ تا ۱۵ سانتی‌متر) و همچنین عمود بودن فیلم بر محور پرتو توجه نمود. عدم رعایت هر کدام از موارد فوق منجر به بروز خطا در برآورد دز می‌شود.

هدف از این مطالعه امکان‌سنجی و معرفی یک پروتکل ساده دزیمتری in vivo برای بررسی دقت دز در ناحیه سروگردن بود و نشان داده شد که به کمک دو دیود کالیبره شده و به همراه تصویربرداری پورتال و با استفاده از یک الگوریتم مناسب برای تبدیل دز ورودی و خروجی به دز میانی، می‌توان دقت دز در ناحیه درمانی را مورد ارزیابی قرار داد. کمترین درصد میزان انحراف دز اندازه‌گیری شده با دز تجویز شده در مرکز میدان درمانی با میانگین مقدار مطلق ۲/۶ درصد و انحراف معیار ۱/۶۳ به دست آمد. همچنین بیشترین درصد میزان انحراف دز اندازه‌گیری شده با دز تجویز شده در مرکز میدان درمانی با میانگین مقدار مطلق ۷/۲۴ درصد و انحراف معیار ۴/۸۶ به دست آمد. با افزایش فاصله از محور مرکزی، میزان اختلاف بین دز تجویز شده توسط پزشک و دز اندازه‌گیری شده افزایش یافت. این مطلب با توجه به غیریکنواخت بودن ضخامت در ناحیه سر و گردن قابل توجیه

- Babazadeh Sh, Andalib AR, Emami H, Emami J, Azarm T, Mokarian F, et al. [Epidemiology of cancers in Isfahan province: A retrospective study, 1981-96] *Journal of Research In Medical Sciences*. 2000; 2(5): 127-135. [Article in Persian]
- Khan FM, Potish RA. *Treatment Planning in Radiation Oncology*. 1st. New York: Lippincott Williams & Wilkins. 1998;

p:425.

5. ICRU International Commission on Radiation Units and Measurements ICRU. Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures. Report no 24. Washington D.C: National Bureau of Standards.1976.
6. Barker JL Jr, Garden AS, Ang KK, O'Daniel JC, Wang H, Court LE, et al. Quantification of volumetric and geometric changes occurring during fractionated radiotherapy for head-and-neck cancer using an integrated CT/linear accelerator system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2004 Jul 15;59(4):960-970.
7. Yeung TK, Bortolotto K, Cosby S, Hoar M, Lederer E. Quality assurance in radiotherapy: evaluation of errors and incidents recorded over a 10 year period. *Radiother Oncol.* 2005 Mar;74(3):283-291.
8. AAPM. Diode In vivo dosimetry for patient receiving external beam radiation therapy. Report of TG62 of the Radiation Therapy Committee. American Association of Physicist in Medicine. 2005.
9. Huyskens D, Van Dam J, Dutreix A. Midplane dose determination using in vivo dose measurements in combination with portal imaging. *Phys Med Biol.* 1994; 39:1089-1101.
10. Hansen VN, Evans PM, Swindell W. The application of transit dosimetry to precision radiotherapy. *Med Phys.* 1996 May;23(5):713-721.
11. Broggi S, Fiorino C, Calandrino R. A simple and robust method for in vivo midline dose map estimations using diodes and portal detectors *Radiother Oncol.* 2001 Feb;58(2):169-178.
12. Boellaard R. In vivo dosimetry with a liquid-filled electronic portal imaging device *Medical Physics.* 1998 Dec; 25(Issue 12):2483.
13. Essers M, Boellaard R, van Herk M, Lanson H, Mijnheer B. Transmission dosimetry with a liquid-filled electronic portal imaging device. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1996 Mar 1;34(4):931-941.
14. Fiorino C, del Vecchio A, Cattaneo GM, Fusca M, Longobardi B, Signorotto P, et al. Exit dose measurements by portal film dosimetry. *Radiother Oncol.* 1993 Dec;29(3):336-340.
15. Fiorino C, Uleri C, Cattaneo GM, Longobardi B, Signorotto P, Calandrino R. Patient dose estimation in TBI using portal film transit dosimetry in combination with semiconductor detectors. *Physica Medica.* 1996 Jan-Mar; 12(1): 41-48.
16. Huyskens D, Van Dam J, Dutreix A. Midplane dose determination using in vivo dose measurements in combination with portal imaging. *Phys Med Biol.* 1994 Jul;39(7):1089-1101.
17. Kirby MC, Williams PC. The use of an electronic portal imaging device for exit dosimetry and quality control measurements. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1995 Feb 1;31(3):593-603.
18. Tung CJ, Wang HC, Lo SH, Wu JM, Wang CJ. In vivo dosimetry for external photon treatments of head and neck cancers by diodes and TLDS. *Radiat Prot Dosimetry.* 2004;111(1):45-50.
19. Boellaard R, Essers M, van Herk M, Mijnheer BJ. New method to obtain the midplane dose using portal in vivo dosimetry. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1998 May 1;41(2):465-474.
20. Rizzotti A, Compri C, Garusi GF. Dose evaluation to patients irradiated by 60Co beams, by means of direct measurement on the incident and on the exit surfaces. *Radiother Oncol.* 1985 Apr;3(3):279-283.