

## برآورد دز رسیده به ارگان های در پرتودرمانی خارجی سرطان مری فوقانی

زهره حسین پور یکتائی<sup>۱</sup>، علی رضا نیکوفر<sup>۲</sup>، سیدربیع مهدوی<sup>۳</sup>، مجید جدیدی<sup>۱</sup>، هادی حسن زاده\*<sup>۱</sup>، حمیده ناظمی گلپان<sup>۱</sup>، یاشا مخدومی<sup>۴</sup>

(۱) گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، سمنان، ایران

(۲) گروه رادیوتراپی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

(۳) گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

(۴) مرکز تیریه پرتودرمانی (امام رضا(ع)، مشهد، ایران

تاریخ پذیرش: ۹۳/۴/۳۰

تاریخ دریافت: ۹۲/۱۰/۹

## چکیده

**مقدمه:** پرتودرمانی خارجی یکی از روش های درمان سرطان است که همواره دغدغه دز رسیده به ارگان های در خطر در آن وجود دارد. هدف از این مطالعه اندازه گیری دز سطحی و عمقی در فتوم آنتروپومورفیک و هم چنین دز سطحی در بیماران مبتلا به سرطان مری فوقانی می باشد.

**مواد و روش ها:** در این تحقیق اندازه گیری دز سطحی و عمقی در فتوم و دز سطحی در بیماران مبتلا به سرطان مری فوقانی صورت پذیرفت. فتوم دارای محل هائی برای قرارگیری دزیمتر ترمولومینسانس در نواحی چشم، پاروتید، غدد زیرفکی، تیروئید، ستون فقرات، جناغ و نای می باشد. با توجه به این که درمان فوق در دو فاز صورت می پذیرد، اندازه گیری توسط دزیمتر ترمولومینسانس در هر دو فاز درمان انجام شد. در فاز اول، درمان با استفاده از تکنیک دو باریکه موازی-مقابل(قدام و خلف) و دز ۲ گری در هر جلسه انجام شده و در فاز دوم، درمان با تکنیک سه باریکه(دو باریکه مایل و یک باریکه قدام) و دز ۱/۸ گری در پنج جلسه انجام پذیرفت.

**یافته های پژوهش:** در نواحی خارج از میدان درمان مانند پاروتید و چشم مقادیر دز اندازه گیری شده در گستره ۷/۵-۱/۳۶ سانتی گری می باشد. دز تیروئید در دو فاز متفاوت است؛ در فاز اول تیروئید داخل میدان درمان واقع شده و دز آن در فتوم  $30/84 \pm 0/88$  سانتی گری و در فاز دوم خارج از میدان درمان بوده و دز آن  $5/04 \pm 0/11$  سانتی گری به دست آمد، در حالی که دز تیروئید در بیماران در فاز اول درمان  $10/7/78 \pm 10/84$  سانتی گری و در فاز دوم  $6/73 \pm 1/17$  به دست آمد. در سایر نواحی اندازه گیری اختلاف قابل توجهی با مقادیر محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان ندارد.

**بحث و نتیجه گیری:** با مقایسه دز به دست آمده از سیستم طراحی درمان و دز اندازه گیری شده توسط دزیمتر ترمولومینسانس ملاحظه می شود که این مقادیر اختلاف کمی در نقاط خارج از ناحیه درمان دارند که ناشی از پرتوهای پراکنده می باشد. با توجه به نتایج به دست آمده، توجه به تیروئید با توجه به نقش حیاتی قابل توجه و ریسک پرتوگیری بالا، در هنگام تعیین میدان های درمان ضروری است.

**واژه های کلیدی:** سرطان مری، پرتودرمانی، دزیمتری ترمولومینسانس، فتوم، ارگان های در خطر

\* نویسنده مسئول: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، سمنان، ایران

Email: [Hasanzadeh.h@semums.ac.ir](mailto:Hasanzadeh.h@semums.ac.ir)

## مقدمه

غیرضروری قرار گرفته که می تواند سبب بروز اثرات جانبی پرتو و حتی ایجاد سرطان های بعدی شود. دزیمتری به منظور ارزیابی دز رسیده به ارگان های حساس به پرتو در این ناحیه یکی از روش های موثر برای ارزیابی دز تحویلی به بیمار در طی پرتودرمانی می باشد تا با اتخاذ تدابیر لازم، از ایجاد سرطان های ثانویه تا حد ممکن جلوگیری نمود. دزیمتری *in vivo* و اندازه گیری روی بدن و یا در اعماق مختلف درون فنتوم هایی که برای اهداف دزیمتری ساخته شده اند و از نظر آناتومی، ابعاد و ساختار مشابه بافت بدن انسان می باشند-مانند فنتوم آنتروپومورفیک-نتایج مفید و قابل استنادی را فراهم می کند(۸،۹).

تعدادی از مطالعات، دزیمترهایی از قبیل TLD، فیلم های رادیوکرومیک، دیود و اتاقلک یونیزاسیون را برای اندازه گیری معرفی کرده اند(۱۰،۱۱). اما دیود و اتاقلک یونیزاسیون به دلیل ابعادی که دارند برای اندازه گیری مفید نبوده، ولی دزیمترهای TLD به دلیل ویژگی خاصی که دارند، برای اندازه گیری در میدان های تابش مفید می باشند. به منظور کاهش اثرات جانبی درمان و ارزیابی ریسک پرتوگیری این ارگان ها، دز ارگان های چشم، پاروتید، تیروئید، غدد زیرفکی، نای، جناغ و نخاع در فنتوم و هم چنین اندازه گیری سطحی این ارگان ها روی بیماران مبتلا به سرطان مری فوقانی توسط دزیمتر ترمولومینسانس(TLD-100) انجام شد.

## مواد و روش ها

انتخاب دزیمتر: برای دزیمتری تراشه های مکعبی از نوع LiF:Mg,Ti با ابعاد  $3/1 \times 3/1 \times 0/9$  mm و با نام تجاری TLD-100 ساخت کارخانه Harshaw مورد استفاده قرار گرفت. این دزیمترها دارای عدد اتمی موثر  $8/2$  و چگالی  $2/64 \text{ gr/cm}^3$  و نزدیک به بافت نرم می باشند و نیز ابعاد کوچکی داشته که به راحتی می توانند داخل حفره ها و نواحی مورد نظر داخل فنتوم و هم چنین روی پوست بیمار بدون ایجاد اختلال در درمان بیماران قرار گیرند.

کالیبراسیون دزیمترها: با توجه به این که حساسیت TLD ها(شدت نور منتشره به ازاء واحد دز جذبی) کاملاً یکسان نبوده و بنا بر این به ازاء دریافت مقدار پرتو یکسان پاسخ یکسانی نخواهند داشت، باید قبل از انجام آزمایشات برای هر کدام از تراشه ها ضریب تصحیح منفرد یا ECC محاسبه و منحنی کالیبراسیون و ضرایب تصحیح به دست

سرطان مری ششمین سرطان بین مردان و نهمین سرطان در بین زنان در دنیا است که در بیشتر کشورهای در حال توسعه آسیایی و آفریقایی و هم چنین در کشورهای پیشرفته غربی نیز رو به افزایش است(۱). هر ساله در حدود ۴۰۰۰۰۰ نفر دچار بیماری سرطان مری می شوند که از این بین بیش از ۳۵۰۰۰۰ نفر جان خود را از دست می دهند(۲). بر اساس مطالعات انجام شده، سرطان مری هشتمین سرطان رایج دنیا(۳) و ششمین سرطان است که موجب مرگ می شود(۲). سرطان مری در کشورهای در حال توسعه اطراف دریای خزر مثل ایران، ترکیه، قزاقستان، ازبکستان و قسمت هایی از چین، مغولستان و آفریقای جنوبی شیوع زیادی دارد(۴). با توجه به مطالعات، توزیع سنی این بیماری در افراد زیر ۲۹ سال صفر درصد، در افراد ۳۰-۴۹ سال زیر ۱۰ درصد، در افراد ۵۰-۶۴ سال ۳۰ درصد و در افراد بالای ۶۵ سال ۶۰ درصد است(۵). با توجه به تحقیقات انجام شده در آمریکا، تخمین ابتلا به سرطان مری و مرگ و میر ناشی از آن در سال ۲۰۱۱ میلادی به ترتیب، ۳۵۳۰ نفر زن و ۱۳۴۵۰ نفر مرد و ۲۸۰۰ نفر زن و ۱۱۹۱۰ نفر مرد می باشد(۶).

درمان های رایج در این بیماری شامل self-expanding metal stent placement، لیزردرمانی، پرتودرمانی خارجی در ترکیب با براکی تراپی و یا براکی - تراپی به تنهایی می باشد. امروزه هر کدام از این روش ها ممکن است به تنهایی یا در کنار هم در درمان این سرطان استفاده شوند که به کار گرفتن آن به چندین فاکتور از جمله پاتولوژی، مرحله پیشرفت بیماری(stage)، اندازه تومور(size)، محل بافت تومورال و نیز وضعیت جسمی بیمار دارد. در حال حاضر بیش از نیمی از بیماران جهت درمان بدخیمی ها از پرتودرمانی استفاده می کنند(۲،۷).

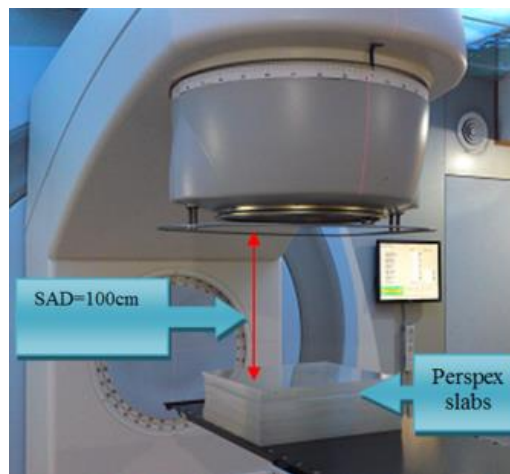
به علت وجود اندام های حساس در نواحی سر و گردن، دقت درمان در این ناحیه از اهمیت خاصی برخوردار است. در پرتودرمانی علاوه بر دقت در تحویل دز به حجم هدف، کنترل عوارض تابش که در اندام های سالم مجاور تومور بروز می کند نیز مهم می باشد. در پرتودرمانی باید سعی نمود دز تجویز شده را به تومور و احتمال عود مجدد تومور را به صفر رساند؛ در عین حال از اندام های مجاور در این ناحیه که تحت تابش با پرتو اولیه قرار می گیرند مانند غدد زیرفکی، تیروئید، نای، جناغ، نخاع و اندام های تحت تابش پرتوهای پراکنده مانند چشم و پاروتید محافظت لازم به عمل آورد. در غیر این صورت این ارگان ها تحت تابش

جنس پرسپکس به ضخامت ۷cm قرار گرفته و روی آن نیز ۳cm لایه پرسپکس قرار داده شد. برای تابش دهی از یک میدان  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  استفاده شد، به طوری که ظرف پرسپکس حاوی TLD ها را به طور کامل پوشش دهد. بنا بر این کلیه TLD ها تحت پرتو دهی اولیه  $200 \text{ cGy}$  با فوتون های  $6 \text{ MV}$  شتابدهنده خطی Elekta قرار گرفتند. هم چنین از تکنیک SAD با عمق ۳cm و فاصله از سطح فانتوم تا گانتری ۹۷cm استفاده شد (شکل شماره ۱).

آید. ضریب تصحیح هر تراشه TLD،  $(ECC_i)$  از رابطه ۱ به دست می آید:

$$ECC_i = \langle R \rangle / R_i \quad \text{رابطه ۱}$$

که در آن  $R$  میانگین خوانش ها و  $R_i$  خوانش هر یک از TLD ها است. جهت محاسبه ضرایب تصحیح جهت پاسخ هر دزیتر (ECC)، تمامی TLD ها بر روی یک لایه پرسپکس نزدیک به هم قرار گرفتند. سپس لایه پرسپکس حاوی TLD ها داخل فنتومی از



شکل شماره ۱. چیدمان دزیترها به منظور کالیبراسیون اولیه

$10 \times 10 \times 3 \text{ cm}^3$  است. در ساخت این فنتوم از اسکلت طبیعی انسان استفاده شده و احشاء داخلی آن ترکیبی از پارافین و نمک طعام به عنوان ناخالصی می باشد که مشابه بافت نرم است. ریه های فنتوم نیز از چوب متخلخل با چگالی مشابه بافت ریه با چگالی  $0.3 \text{ gr/cm}^3$  ساخته شده است. فنتوم دارای محل های استوانه ای شکل با شیارهایی در اعماق مختلف برای قرارگیری TLD بوده که شامل دو استوانه از جنس ماده فنتوم برای پاروتید در قسمت راست و چپ برای اندازه گیری سطح و عمق ۱cm، دو استوانه برای تیروئید (لوب های چپ و راست) برای اندازه گیری سطح و عمق ۱cm و یک استوانه برای نای جهت اندازه گیری از سطح پوست تا عمق ۴cm با فواصل ۱cm می باشد (۹،۱۲).

خوانش دزیترها: دستگاه قرائت گر مورد استفاده در این تحقیق Harshaw TLD Reader, model 3500, USA می باشد. پس از قرائت، تراشه های TLD به مدت یک ساعت در دمای  $40^\circ \text{C}$  سانتی گراد و سپس به مدت ۲۴ ساعت در دمای  $80^\circ \text{C}$  سانتی گراد انیل شدند. دزیترها به گروه های سه تایی تقسیم شده که یک گروه به عنوان دزیتر زمینه در نظر گرفته شد. منحنی کالیبراسیون با پرتو دهی TLD ها در گستره  $0-250$  سانتی گری رسم شده و معادله کالیبراسیون از منحنی برازش شده روی داده های تجربی محاسبه شد (نمودار شماره ۱).

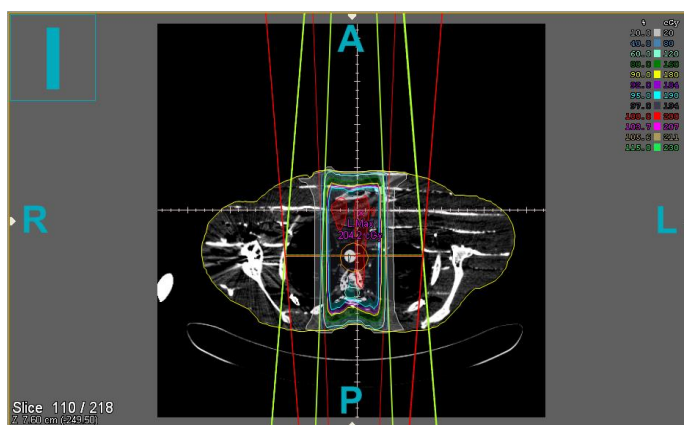
فنتوم آنتروپومورفیک: فنتوم مورد استفاده در این پژوهش فنتوم آنتروپومورفیک یا انسان نما و متشکل از نواحی سر و تنه است (شکل شماره ۲). ابعاد هندسی آن مشابه بدن انسان بوده و چگالی و عدد اتمی آن معادل بافت نرم و به ترتیب،  $6/75 \text{ gr/cm}^3$  و  $\text{electrons g}^{-1}$



شکل شماره ۲. فنتوم آنتروپومورفیک مورد استفاده در تحقیق

۲cm در ناحیه مری فوقانی فنتوم در نظر گرفته شده و GTV، PTV، ارگان های حساس کانتور شده و نقطه ایزوستتر داخل حجم GTV قرار داده شد. پس از آن مطابق با پروتکل درمانی سرطان مری فوقانی دو باریکه AP-PA (قدام و خلف) برای پوشاندن کامل حجم GTV در نظر گرفته شد (شکل شماره ۳). در نواحی که ریه ها وجود دارند مطابق با درمان بیماران بلوک های خارجی رسم شدند. انرژی درمانی ۱۸MV انتخاب شده و دز ۲Gy برای هر جلسه درمانی انتخاب شد و وزن دهی هر باریکه مشخص و محاسبات دزیمتری برای تعیین مقدار واحد مونیتور (MU) صورت گرفت. نهایتاً بلوک های تعیین شده برای حفاظت از ریه توسط نرم افزار برش PAR بریده شده و با استفاده از سروبند ساخته شدند. این بلوک ها روی Tray دستگاه پرتودرمانی واریان قرار گرفت.

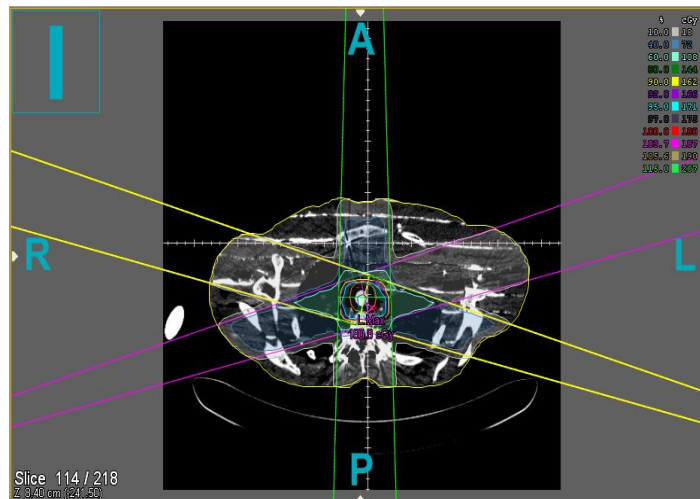
طراحی درمان و تابش دهی فنتوم: برای انجام طراحی درمان پرتودرمانی خارجی روی فنتوم، تصاویر CT از فنتوم تهیه شد؛ پس از تنظیم دقیق لیزرهای CT، در نقاط تلاقی آن ها تعداد ۳ عدد نشانگر خارجی برای تنظیم دقیق لیزرهای CT اسکن و پرتودرمانی خارجی بر روی فنتوم قرار داده شد. سپس مطابق پروتکل CT برای ناحیه Thoracic تصاویر CT از آن گرفته شد. سپس این تصاویر به سیستم طراحی درمان پرتودرمانی منتقل شد. مطابق با پروتکل طراحی درمان استاندارد برای بیماری سرطان مری فوقانی، دزیمتری فنتوم در دو فاز صورت گرفت: فاز اول شامل دو میدان درمانی و فاز دوم معمولاً دارای سه میدان درمانی است. برای انجام فاز اول پس از انتقال تصاویر CT فنتوم به نرم افزار Core Plan، ابتدا تنظیم لیزرها انجام شده و تصاویر اضافی حذف گردید و کانتور تمام بدن فنتوم انجام شد. سپس توموری با طول



شکل شماره ۳. طراحی درمان انجام شده در فنتوم در فاز اول درمان

و به طور کل در ۵ جلسه برابر با ۹۰۰cGy می باشد. دزیمترهای TLD در فاز دوم نیز مانند فاز اول در روی چشم، پاروتید چپ و راست در سطح و عمق ۱cm، در حفره موجود برای غدد زیرفکی، لوب چپ و راست تیروئید در سطح و عمق ۱cm، نای در سطح و عمق ۴cm در مقابل مهره T2، دسته جناغ و برای نخاع داخل فتوم و در محل ستون فقرات و برای اندازه گیری سطحی پشت فتوم بین مهره T3 و T4 قرار داده شدند.

فاز دوم درمان با سه میدان درمان، یک میدان قدام و دو میدان مورب (AP, Bi-Oblique) برای حذف نخاع از میدان درمان انجام شد (شکل شماره ۴). انرژی مورد نیاز ۱۸MV انتخاب شد. در فاز دوم چون درمان به صورت موضعی می باشد، میدان های درمان کوچک تر از فاز اول می باشند. میزان وزن دهی و MU برای باریکه قدام کمتر از دو باریکه مورب است تا حذف نخاع از میدان تابش بهتر انجام شود. دز مورد نظر ۱۸۰cGy در هر جلسه



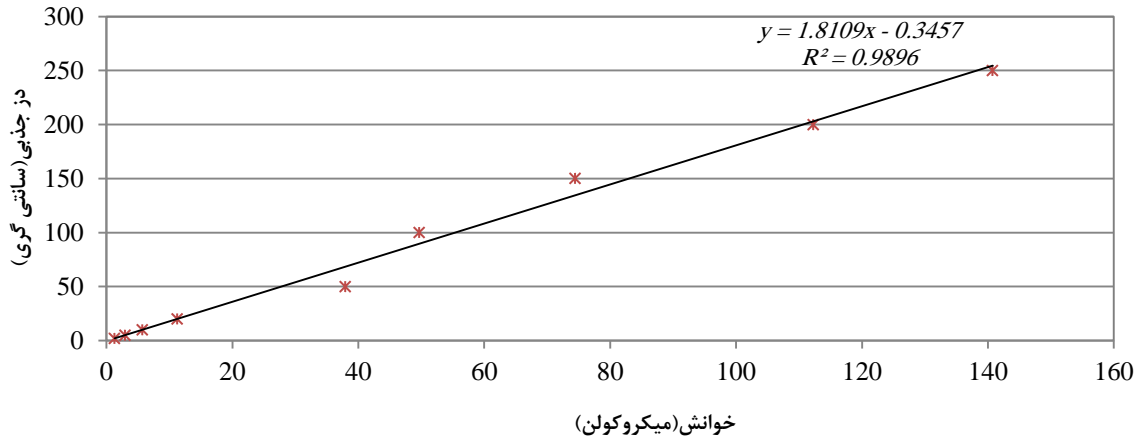
شکل شماره ۴. طراحی درمان انجام شده در فتوم در فاز دوم درمان

مقابل مهره T2، دسته جناغ و برای نخاع در ناحیه پشت بیمار بین مهره T3 و T4 قرار گرفتند. پس از اتمام هر مرحله از درمان، دزیمترها توسط دستگاه خوانش TLD قرائت شده و دز دریافتی آن ها با استفاده از منحنی کالیبراسیون محاسبه شد. شایان ذکر است که اندازه گیری - ها در هر دو فاز درمان صورت پذیرفت.

#### یافته های پژوهشی

پس از قرائت TLD ها توسط دستگاه قرائت گر Harshaw-3500 دز جذبی هر دزیمتر با استفاده از منحنی کالیبراسیون به دست آمد (نمودار شماره ۱). مقادیر دز جذبی ارگان های مورد نظر در فتوم و بیمار به ترتیب در جداول ۱ تا ۴ ارائه شده است.

اندازه گیری روی بیماران: برای اندازه گیری روی بیماران، تعدادی بیمار با سرطان مری فوقانی انتخاب شده و قبل از اندازه گیری، توضیحات لازم به آن ها داده شد. در این مرحله از کار مانند اندازه گیری بر روی فتوم سه عدد TLD به عنوان دزیمتر زمینه خارج از اتاق درمان دز زمینه را دریافت می کردند. تعداد ۳ عدد TLD نیز درون محفظه پلاستیکی برای قرارگیری در نواحی موردنظر در نظر گرفته شده و روی پوست بیمار و برای بیمارانی که ماسک Thermo Plast برای آن ها تجویز شده بود روی آن قرار می گرفتند. پس از انجام طراحی درمان، دزیمترهای TLD بر روی پوست بیمار در نواحی موردنظر قرار گرفتند. TLD ها در ناحیه چشم، پاروتید، غدد زیرفکی، تیروئید، روی نای



نمودار شماره ۱. منحنی کالیبراسیون دزیمترهای مورد استفاده به همراه معادله کالیبراسیون

جدول شماره ۱. مقایسه دز اندازه گیری شده و محاسبه شده در فاز اول درمان در ارگان های مورد نظر در فنتوم آنتروپومورفیک

ارگان	دز اندازه گیری شده توسط TLD (cGy)(Mean±SD)	دز محاسبه شده توسط سیستم طراحی - درمان (cGy)(Mean)	
چشم	۴/۹۶±۰/۰۸	۰	
پاروتید	عمق	۲/۸۸±۰/۳۱	
	سطح	۱/۲±۰/۰۵	
زیرفکی	۵/۱۶±۰/۱۵	۰	
تیروئید	عمق	۳۴/۹۷±۰/۷۶	۵۴
	سطح	۳۰/۸۴±۰/۸۸	۲۰
نای	عمق	۱۷۳/۲±۱۱/۹۲	۱۹۰
	سطح	۱۲۰/۱۷±۰/۴۷	۱۲۰
نخاع	عمق	۱۲۶/۶۶±۲۷/۳۲	۱۹۰
	سطح	۱۰۰/۷۵±۳۰/۳۷	۸۰
دسته جناغ	۱۰۴/۵۶±۰/۷۰	۱۲۵	

جدول شماره ۲. مقایسه دز اندازه گیری و محاسبه شده در فاز دوم درمان در ارگان های مورد نظر فنتوم آنتروپومورفیک

ارگان	دز اندازه گیری شده توسط TLD (cGy)(Mean±SD)	دز محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان (cGy)(Mean)	
چشم	۱/۱۳±۰/۱۲	۰	
پاروتید	عمق	۴/۸۷±۰/۰۱	
	سطح	۴/۸۸±۰/۰۲	
زیرفکی	۵/۲۲±۰/۳۶	۰	
تیروئید	عمق	۵/۶۴±۰/۷۶	۹/۷
	سطح	۵/۰۴±۰/۱۱	۵/۹
نای	عمق	۹۴/۵۱±۸/۸۴	۱۲۰/۴
	سطح	۴۱/۳۹±۱/۵۸	۶۰
نخاع	عمق	۱۵۱/۶۲±۷/۸۸	۱۶۶
	سطح	۳۷/۹۳±۲/۵۰	۵۰
دسته جناغ	۴۲/۳۸±۲/۹۹	۳۳/۶	

جدول شماره ۳. دز سطحی اندازه گیری شده فاز اول درمان در ارگان های موردنظر بیماران

ارگان	دز اندازه گیری شده توسط (cGy)(Mean±SD)/TLD
چشم	۳/۰۶±۱/۲۲
پاروتید	۷/۵±۱/۴۰
زیرفکی	۱۴/۹۸±۵/۴۴
تیروئید	۱۰۷/۷۸±۱۰/۸۴
نای	۱۱۷/۲۲±۱۱/۸۷
نخاع	۱۶۸/۳۹±۴/۹۹
دسته جناغ	۱۰۵/۵۶±۲۵/۳۱

جدول شماره ۴. دز اندازه گیری و محاسبه شده فاز دوم درمان در ارگان های مورد نظر بیماران

ارگان	دز اندازه گیری شده توسط (cGy)(Mean±SD)/TLD
چشم	۱/۳۶±۰/۲۶
پاروتید	۵/۶۸±۰/۵۴
زیرفکی	۶/۵۵±۰/۹۱
تیروئید	۶/۳۳±۱/۱۷
نای	۵۳/۷۴±۵/۴۶
نخاع	۳۲/۴۶±۲/۵
دسته جناغ	۴۱/۲۸±۴/۴۱

### بحث و نتیجه گیری

مطالعه دیگر میانگین دز رسیده به پاروتید  $MD_{par}$  و میانگین دز رسیده به غدد زیرفکی  $MD_{subm}$  دو فاکتور مهم در ایجاد خشکی دهان در بیماران گزارش شده اند. در بررسی انجام شده توسط آن ها با فوتون های  $6MV$  متوسط دز غدد پاروتید  $24/2Gy$  و متوسط دز غدد زیرفکی  $46/9Gy$  و متوسط دز دهان  $9/1Gy$  گزارش شده است (۱۴). مقادیر به دست آمده برای غدد زیرفکی در فاز اول اختلاف اندکی بین اندازه گیری در فنتوم و بیمار را نشان می دهد که به دلیل اندک اختلاف آناتومی بین فنتوم و بیماران است. در بیماران که از ماسک ترموپلاست استفاده می کنند این اختلاف کمتر بوده، اما در بیماران فاقد ترموپلاست به دلیل کشیدگی کمتر در ناحیه گردن و بنا بر این افتادگی چانه احتمال دریافت دزی بیش از دزهای پراکنده وجود دارد. مقادیر اندازه گیری شده در بیماران  $14/98 \pm 5/44$  سانتی گری در فاز اول و  $6/55 \pm 0/91$  سانتی گری در فاز دوم می باشد که در مجموع ۳۰ جلسه

نتایج به دست آمده از اندازه گیری دز در فنتوم و بیماران و مقادیر محاسبه شده از سیستم طراحی درمان و مقایسه بین آن ها نشان می دهد که میانگین دز جذبی در نواحی چشم و پاروتید در فنتوم و بیماران اختلاف اندکی با یکدیگر داشته و با توجه به این که دز محاسبه شده در این نواحی توسط سیستم طراحی درمان مقادیر صفر را نشان می دهد، می توان گفت که مقادیر دز اندازه گیری شده مربوط به پرتوهای پراکنده ای است که در محاسبات سیستم طراحی درمان در نظر گرفته نشده اند. با توجه به تحقیقات انجام شده توسط امامی و همکاران میزان  $TD5/5$  و  $TD50/5$  برای عدسی چشم به ترتیب  $1000cGy$  و  $1800cGy$  می باشد (۱۳). مطالعات او بر روی غدد پاروتید نشان می دهد که دزهای بالاتر از  $1000cGy$  می تواند باعث کاهش ترشح بزاق و نهایتاً خشکی دهان شود. هم چنین طبق مطالعه او میزان  $TD5/5$  و  $TD50/5$  به ترتیب  $3200cGy$  و  $4600cGy$  گزارش شده است (۱۳). در

درمان، دزی کمتر از  $41.0\text{cGy}$  خواهد بود که این مقدار در مقایسه با مقادیر به دست آمده از مطالعه Jellema و همکاران نشان می دهد که غدد زیرفکی دزی کمتر از حد تحمل خود دریافت کرده اند (۱۴). میانگین مقادیر به دست آمده برای تیروئید بین فنتوم و بیماران در فاز اول اختلاف زیادی را نشان می دهد، اگر چه مقدار محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان مطابقت زیادی با مقادیر اندازه گیری شده در فنتوم دارد، اما اختلاف بین مقادیر به دست آمده حاکی از این است که به دلیل شرایط و محل قرارگیری تومور، میدان های درمانی می توانند بزرگ تر انتخاب شوند. در فنتوم چون شرایط ایده آل در نظر گرفته شده است، تیروئید در لبه های میدان قرار گرفته و یافته ها در توافق خوبی با سیستم طراحی درمان می باشد؛ اما در بیماران میدان های درمانی بزرگ تر بوده و تیروئید کاملاً در میدان درمان واقع شده و دز بالایی را دریافت می کند و با توجه به کمترین دز تعریف شده برای تیروئید،  $TD5/5$  که  $20\text{Gy}$  می باشد (۱۵)، این مقدار بسیار بالا بوده و می تواند باعث بروز اثرات جانبی پرتودرمانی شود. بنا بر این تیروئید یکی از ارگان هایی است که ریسک پرتوگیری بالایی داشته و توجه به آن در هنگام تعیین میدان های درمان و استفاده از حفاظ در این ناحیه می تواند دز دریافتی را تا حد زیادی کاهش دهد. مقادیر به دست آمده در فنتوم و بیماران برای نای در سطح، عمق و جناغ اختلاف زیادی با سیستم طراحی درمان ندارند؛ اما مقادیر دزهای بالایی هستند که در طی ۳۰ جلسه می توانند مشکلاتی برای بیمار به همراه داشته باشند. با توجه به یافته های تحقیق، دز دریافتی در نخاع داخل فنتوم و دز سطحی برای بیماران بسیار بالاست که می تواند مشکلات جدی به همراه داشته باشد. یکی از نتایج اولیه و قابل مشاهده این دزهای بالا سوختگی پوست در ناحیه پشت بیماران است. با توجه به این که در درمان

مری مهم ترین نکته کاهش دز نخاع است و این دز نباید بیشتر از  $45\text{Gy}$  باشد (۱۶)، به نظر می رسد با کاهش وزن - دهی باریکه خلفی و استفاده از تکنیک سه فیلد درمان می - توان دز نخاع را تا حد ممکن کاهش داد. می توان با بهینه کردن درمان و روی آوردن به سمت درمان های پیشرفته از قبیل 3D-Conformal و IMRT، دز بهینه و موثر را به ناحیه تومور منتقل نموده، در حالی که ارگان ها و نواحی سالم کمترین میزان پرتوگیری را داشته باشند. هم چنین با استفاده از ماسک ترموپلاست می توان حداکثر کشیدگی گردن را ایجاد کرد که غدد زیرفکی در معرض پرتوگیری کمتری واقع شوند. هم چنین با استفاده از وج می توان ضخامت های کم را جبران نموده و نیاز به افزایش دز و در نتیجه دز دریافتی بافت های سالم را کاهش داد.

با توجه به این که پرتودرمانی خارجی یکی از مهم ترین و موثرترین راه های درمان سرطان است، عدم توجه به ارگان های سالم که در معرض پرتوگیری ناخواسته هستند می - تواند اثرات جبران ناپذیری را به همراه داشته باشد و کیفیت زندگی بیمار را به مخاطره بیندازد. بنا بر این برنامه های دزیمتری و کنترل کیفی یکی از مهم ترین راه هایی است که می تواند اثرات زیان بار پرتوگیری ارگان های سالم را کاهش دهد. هم چنین با استفاده از سیستم های طراحی - درمان بهینه می توان تا حد ممکن دز دریافتی توسط ارگان های سالم را کاهش داد.

### سپاسگزاری

این تحقیق بخشی از پایان نامه کارشناسی ارشد خانم زهره حسین پور یکتائی می باشد که با حمایت معاونت محترم پژوهشی و فناوری دانشگاه علوم پزشکی سمنان و با همکاری مرکز پرتودرمانی بیمارستان پارس و مرکز خیریه پرتودرمانی امام رضا(ع) به انجام رسیده است.

### References

- Rosenblatt E, Jones G, Sur R, Donde B, Salvajoli J, Ghosh-Laskar S, et al. Adding external beam to intra-luminal brachytherapy improves palliation in obstructive squamous cell oesophageal cancer: A prospective multi-centre randomized trial of the International Atomic Energy Agency. *Radiother Oncol* 2010; 97:488-94.
- Homs MY, Steyerberg EW, Eijken-boom WM, Tilanus HW, Stalpers LJ, Bartelsman JF, et al. Single-dose brachy-therapy versus metal stent placement for the palliation of dysphagia from oesophageal cancer:

- multicentre randomised trial. *Lancet* 2004; 364: 1497-504.
- Chen J, Zhu J, Pan J, Zhu K, Zheng X, Chen M, et al. Postoperative Radio-therapy Improved Survival of Poor Pro-gnostic Squamous Cell Carcinoma Esophagus. *Ann Thorac Surg* 2010; 90: 435-42.
- Nag S, Dally M, de la Torre M, Tatsuzaki H, Kizilbash N, Kurusun S, et al. Recommendations for implementation of high dose rate  $192\text{Ir}$  brachytherapy in developing countries by the Advisory Group of International Atomic Energy



- Agency. *Radiother Oncol* 2002; 64: 297-308.
5. American Cancer Society. *Cancer Treatment & Survivorship Facts & Figures 2012-2013*. American Cancer Society; 2012.
  6. American Cancer Society. *Cancer Facts & Figures American Cancer Society*; 2011.
  7. Shasha D, Harrison LB, editors. *The role of brachytherapy for palliation*. *Semin Radiat Oncol* 2000; 10: 222-39.
  8. Aschan C. *Applicability of thermoluminescent dosimeters in X-ray organ dose determination and in the dosimetry of systemic and boron neutron capture radiotherapy*. Helsinki: University of Helsinki; 1999.
  9. Hasanzadeh H, Abedelahi A. *Introducing a simple tissue equivalent anthropomorphic phantom for radiation dosimetry in diagnostic radiology and radiotherapy*. *JPS* 2011; 2: 25-9.
  10. Uniyal SC, Sharma SD, Naithani UC. *A dosimetry method in the transverse plane of HDR Ir-192 brachytherapy source using gafchromic EBT2 film*. *Phys Med* 2012; 28: 129-33.
  11. Gambarini G, Borroni M, Grisotto S, Maucione A, Cerrotta A, Fallai C, et al. *Solid state TL detectors for in vivo dosimetry in brachytherapy*. *Appl Radiat Isot* 2012; 71: 48-51.
  12. Hasanzadeh H, Sharafi A, Allah Verdi M, Nikoofar A. *Assessment of absorbed dose to thyroid, parotid and ovaries in patients undergoing Gamma Knife radiosurgery*. *Phys Med Biol* 2006; 51: 4375-83.
  13. Emami B, Lyman J, Brown A, Coia L, Goitein M, Munzenrider JE, et al. *Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation*. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991; 21: 109-22.
  14. Jellema AP, Doornaert P, Slotman BJ, Leemans CR, Langendijk JA. *Does radiation dose to the salivary glands and oral cavity predict patient-rated xerostomia and sticky saliva in head and neck cancer patients treated with curative radiotherapy?* *Radiother Oncol* 2005; 77: 164-71.
  15. Alterio D, Jereczek-Fossa BA, Franchi B, D'Onofrio A, Piazzzi V, Rondi E, et al. *Thyroid disorders in patients treated with radiotherapy for head-and-neck cancer: A retrospective analysis of seventy-three patients*. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007; 67: 144-50.
  16. Khan FM. *Treatment planning in radiation oncology*. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins; 2011.

## Estimation of Absorbed Dose to the Organs with High Risk of Radiation Exposure During External Radiotherapy of Esophageal Cancer

Yektaei ZH<sup>1</sup>, Nikoofar A<sup>2</sup>, Mahdavi SR<sup>3</sup>, Jadidi M<sup>1</sup>, Hasanzadeh H<sup>\*1</sup>, Nazemi-Gelyan H<sup>1</sup>, Makhdoumi Y<sup>4</sup>  
(Received: December 30, 2013 Accepted: July 21, 2014)

### Abstract

**Introduction:** External radiotherapy is one of the treatments of cancer in which the risk of radiation exposure of organs is a continue concern. The goal of present study was to measure surface and depth doses in an anthropomorphic phantom and surface dose in patients suffering upper esophageal cancer undergoing radiotherapy.

**Materials and Methods:** In this study, surface and depth doses and surface doses was measured in phantom and patients, respectively. The phantom had some places to insert thermoluminescence dosimeters (TLDs) in eye, parotid, submandibular glands, and thyroid, spine, sternum and trachea areas. As this treatment performs in two phases, the dosimetry was done in both phases. In phase I, treatment was performed using parallel opposed (AP-PA) technique with a dose of 2 Gy/ fraction and in phase II, treatment was done with three beam technique (an oblique and AP-PA) with a dose of 1.8 Gy/fraction in 5 fractions.

**Findings:** In regions out of treatment field such as parotid and eye, measured doses were in the range of 1.36-7.5 cGy. Thyroid

doses differ in two phases; in phase I thyroid was in treatment field and its dose in the phantom was  $30.84 \pm 0.88$  cGy and in phase II it was in the outside of the treatment field and its dose was  $5.04 \pm 0.11$  cGy, whereas in patients in phase I the dose was  $107.78 \pm 10.84$  cGy and in phase II was  $6.73 \pm 1.17$  cGy. In other measurement points, there were no significant differences between measured and calculated values with TLDs and treatment planning system, respectively.

**Discussion & Conclusion:** Comparing calculated doses obtained from treatment planning system and measured doses by TLDs, it was observed that these values have little differences in regions out of the treatment field which is due to scattered radiation. According to our results, given the critical role of thyroid and its high risk of radiation exposure, it is necessary to consider thyroid for defining radiation fields.

**Keywords:** Esophageal neoplasms, radiotherapy, thermoluminescent dosimetry, phantom, organs at risk

1.Dept of Medical Physics, Faculty of Medicine, Semnan University of Medical Sciences, Semnan, Iran

2.Dept of Radiotherapy, Faculty of Medicine, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

3.Dept of Medical Physics, Faculty of Medicine, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

4.Reza Radiotherapy Charity Center, Mashhad, Iran

\*Corresponding author Email: Hasanzadeh.h@semums.ac.ir