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

زهره حسین پور یکتائی[۱]، علی رضا نیکوفر[۲]، سیدربیع مهدوی[۳]، مجید جدیدی[۱]، هادی حسن زاده*[۱]، حمیده ناظمی گلیان[۱]، یاشا مخدومی[۴]

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 خیریه پرتودرمانی امام رضا(ع)، مشهد، ایران

تاریخ دریافت: ۹۲/۱۰/۹ تاریخ پذیرش: ۹۳/۴/۳۰

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 فنتوم 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 فنتوم و دز سطحی در بیماران مبتلا به سرطان مری فوقانی صورت پذیرفت. فنتوم 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 ۱/۳۶-۷/۵ سانتی گری می باشد. دز تیروئید در دو فاز متفاوت است؛ در فاز اول تیروئید داخل میدان درمان واقع شده و دز آن در فنتوم ۰/۸۸±۳۰/۸۴ سانتی گری و در فاز دوم خارج از میدان درمان بوده و دز آن ۰/۱۱±۵/۰۴ سانتی گری به دست آمد، در حالی که دز تیروئید در بیماران در فاز اول درمان ۱۰/۸۴±۱۰۷/۷۸ سانتی گری و در فاز دوم ۱/۱۷±۶/۷۳ 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، فنتوم، ارگان های در خطر

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

Email: Hasanzadeh.h@semums.ac.ir

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-05]

مقدمه

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 ۴۹-۳۰ سال زیر ۱۰ درصد، در افراد ۶۴-۵۰ 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 تنهائی 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 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 اتاقک یونیزاسیون را برای اندازه گیری معرفی کرده اند(۱۰،۱۱). اما دیود و اتاقک 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 mm ۳/۱×۳/۱×۰/۹ و با نام تجاری TLD-100 ساخت کارخانه Harshaw مورد استفاده قرار گرفت. این دزیمترها دارای عدد اتمی موثر ۸/۲ و چگالی $2/64 gr/cm^3$ 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.

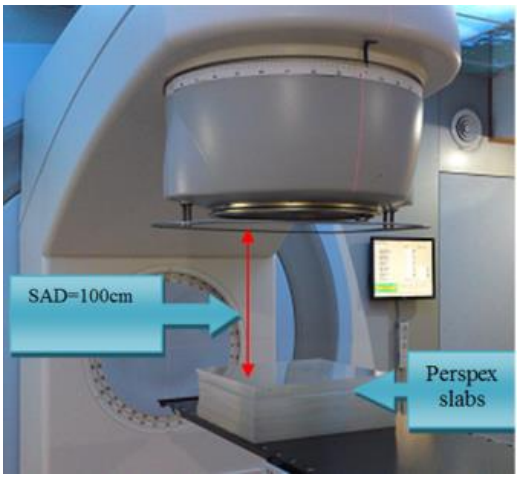
کالیبراسیون دزیمترها: با توجه به این که حساسیت TLD ها(شدت نور منتشره به ازاء واحد دز جذبی) کاملاً یکسان نبوده و بنا بر این به ازاء دریافت مقدار پرتو یکسان پاسخ یکسانی نخواهند داشت، باید قبل از انجام آزمایشات برای هر کدام از تراشه ها ضریب تصحیح منفرد یا ECC محاسبه و منحنی کالیبراسیون و ضرایب تصحیح به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

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-05]

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

رابطه ۱ $ECC_i = <R>/R_i$

که در آن R میانگین خوانش ها و R_i خوانش هر یک از TLD ها است. جهت محاسبه ضرایب تصحیح جهت پاسخ هر دزیمتر(ECC)، تمامی TLD ها بر روی یک لایه پرسپکس نزدیک به هم قرار گرفتند. سپس لایه پرسپکس حاوی TLD ها داخل فنتومی از جنس پرسپکس به ضخامت ۷cm قرار گرفته و روی آن نیز ۳cm لایه پرسپکس قرار داده شد. برای تابش دهی از یک میدان $۱۰\times۱۰\ cm^2$ استفاده شد، به طوری که ظرف پرسپکس حاوی TLD ها را به طور کامل پوشش دهد. بنا بر این کلیه TLD ها تحت پرتودهی اولیه ۲۰۰cGy با فوتون های ۶MV 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).



شکل شماره ۱. چیدمان دزیمترها به منظور کالیبراسیون اولیه

خوانش دزیمترها: 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 ۴۰۰ درجه سانتی گراد و سپس به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۸۰ درجه سانتی گراد آنیل شدند. دزیمترها به گروه های سه تایی تقسیم شده که یک گروه به عنوان دزیمتر زمینه در نظر گرفته شد. منحنی کالیبراسیون با پرتودهی TLD ها در گستره ۲۵۰-۰ سانتی گری رسم شده و معادله کالیبراسیون از منحنی برازش شده روی داده های تجربی محاسبه شد(نمودار شماره ۱).

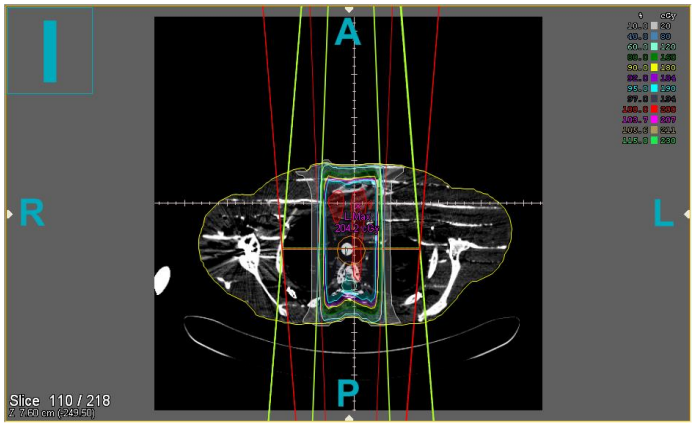
فنتوم آنتروپومورفیک: فنتوم مورد استفاده در این پژوهش فنتوم آنتروپومورفیک یا انسان نما و متشکل از نواحی سر و تنه است(شکل شماره ۲). ابعاد هندسی آن مشابه بدن انسان بوده و چگالی و عدد اتمی آن معادل بافت نرم و به ترتیب، ۶/۷۵ gr/cm^3 و $electrons\ g^{-}$ $۳/۳۶\times۱۰^{۲۳۱}$ است. در ساخت این فنتوم از اسکلت 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 $۰/۳gr/cm^3$ ساخته شده است. فنتوم دارای محل های استوانه ای شکل با شیارهائی 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).

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-05]



شکل شماره ۲. فنتوم آنتروپومورفیک مورد استفاده در تحقیق

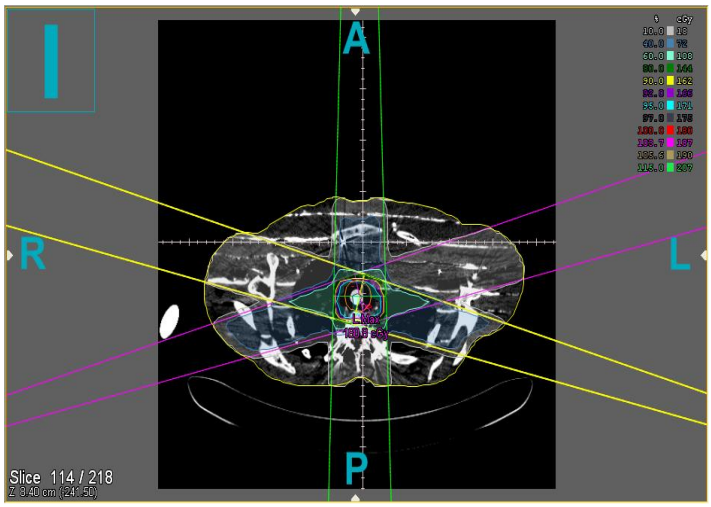
طراحی درمان و تابش دهی فنتوم: برای انجام طراحی درمان پرتودرمانی خارجی روی فنتوم، تصاویر CT از فنتوم تهیه شد؛ پس از تنظیم دقیق لیزرهای CT، در نقاط تلاقی آن ها تعداد ۳ عدد نشانگر خارجی برای تنظیم دقیق لیزرهای CT اسکن و پرتودرمانی خارجی بر روی فنتوم قرار داده شد. سپس مطابق پروتکل CT برای ناحیه Thoracic 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 ۲cm در ناحیه مری فوقانی فنتوم در نظر گرفته شده و GTV، PTV، ارگان های حساس کانتور شده و نقطه ایزوسنتر 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.



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

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-05]

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 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 فنتوم و در محل ستون فقرات و برای اندازه گیری سطحی پشت فنتوم بین مهره T3 و T4 قرار داده شدند.



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

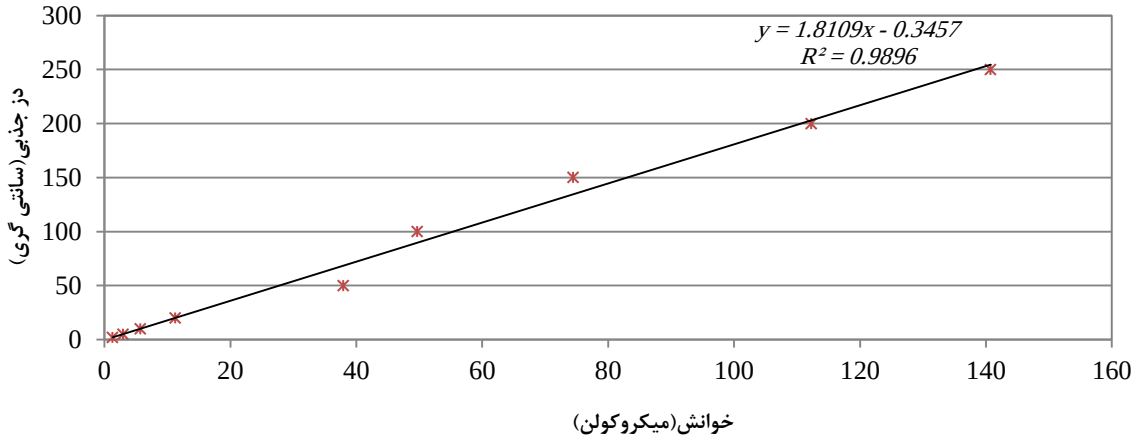
اندازه گیری روی بیماران: برای اندازه گیری روی بیماران، تعدادی بیمار با سرطان مری فوقانی انتخاب شده و قبل از اندازه گیری، توضیحات لازم به آن ها داده شد. در این مرحله از کار مانند اندازه گیری بر روی فنتوم سه عدد TLD به عنوان دزیمتر زمینه خارج از اتاق درمان دز زمینه را دریافت می کردند. تعداد ۳ عدد TLD نیز 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 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 پژوهش

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 فنتوم و بیمار به ترتیب در جداول ۱ تا ۴ ارائه شده است.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-05]



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

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

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

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

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-05]

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

ارگان	دز اندازه گیری شده توسط TLD(Mean±SD)(cGy)
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 TLD(Mean±SD)(cGy)
چشم	۱/۳۶±۰/۲۶
پاروتید	۵/۶۸±۰/۵۴
زیرفکی	۶/۵۵±۰/۹۱
تیروئید	۶/۷۳±۱/۱۷
نای	۵۳/۷۴±۵/۴۶
نخاع	۳۲/۴۶±۲/۵
دسته جناغ	۴۱/۲۸±۴/۴۱

بحث و نتیجه گیری

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 ۱۰۰۰cGy و ۱۸۰۰cGy می باشد(۱۳). مطالعات او بر روی غدد پاروتید نشان می دهد که دزهای بالاتر از ۱۰۰۰cGy می - تواند باعث کاهش ترشح بزاق و نهایتاً خشکی دهان شود. هم چنین طبق مطالعه او میزان TD5/5 و TD50/5 به - ترتیب ۳۲۰۰cGy و ۴۶۰۰cGy گزارش شده است(۱۳). در 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 ۶MV، متوسط دز غدد پاروتید ۲۴/۲Gy و متوسط دز غدد زیرفکی ۴۶/۹Gy و متوسط دز دهان ۹/۱Gy 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 بیمارانی 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 ۱۴/۹۸±۵/۴۴ سانتی گری در فاز اول و ۶/۵۵±۰/۹۱ سانتی گری در فاز دوم می باشد که در مجموع ۳۰ جلسه

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-05]

درمان، دزی کمتر از ۴۱۰cGy 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 ۲۰Gy 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 ۴۵Gy 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 بیاندازد. بنا بر این برنامه های دزیمتری و کنترل‌کیفی 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

1. Rosenblatt E, Jones G, Sur R, Donde B, Salvajoli J, Ghosh-Laskar S, et al. Adding external beam to intra-luminal brach-ytherapy improves palliation in obstructive squamous cell oesophageal cancer: A prospective multi-centre ran-domized trial of the International Atomic Energy Agency. Radiother Oncol 2010; 97:488-94.

2. Homs MY, Steyerberg EW, Eijken-boom WM, Tilanus HW, Stalpers LJ, Bartelsman JF, et al. Single-dose brachy-therapy versus metal stent plac-ement for the palliation of dysphagia from oesop-hageal cancer: multicentre randomised trial. Lancet 2004; 364: 1497-504.

3. 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 Eso-phagus. Ann Thorac Surg 2010; 90: 435-42.

4. Nag S, Dally M, de la Torre M, Tats-uzaki H, Kizilbash N, Kurusun S, et al. Recommendations for implementation of high dose rate 192 Ir brachytherapy in developing countries by the Advisory Group of International Atomic Energy

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-05]

Agency. Radiother Oncol 2002; 64: 297-308.
5. American Cancer Society. Cancer Treatment & Suvivorship Facts & Figures 2012-2013. American Cancer Society; 2012.
6. American Cancer Society. Cancer Facts & Figures American Cancer Soci-ety; 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 xerost-omia 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, Fran-chi B, D'Onofrio A, Piazzi V, Rondi E, et al. Thyroid disorders in patients treated with radiotherapy for head-and-neck cancer: A retrospective analysis of seve-nty-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.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-05]

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

Yektaei ZH[1], Nikoofar A[2], Mahdavi SR[3], Jadidi M[1], Hasanzadeh H[1], Nazemi-Gelyan H[1], Makhdoumi Y[4]*

(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±0.88 cGy and in phase II it was in the outside of the treatment field and its dose was 5.04±0.11 cGy, whereas in patients in phase I the dose was 107.78±10.84 cGy and in phase II was 6.73±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*

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-05]