

ارزیابی دز رسیده به اندام های بحرانی ناحیه سر و گردن در پرتو درمانی خارجی لوب فرونتال مغز

حمیده ناظمی گلیان^۱، یاشا مخدومی^۲، فاطمه ورشویی تبریزی^۳، حمزه الماس رو^۴، سارا عبداللهی^۵، فاطمه اکبری^۶، علی رضا نیکوفر^۷، هادی حسن زاده^{۸*}، زهره حسین پور یکتائی^۱

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

(۲) مرکز فیزیوتراپی پرتو درمانی (امام رضا(ع)، مشهد، ایران

(۳) گروه رادیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

تاریخ پذیرش: ۹۳/۴/۳۰

تاریخ دریافت: ۹۲/۱۰/۹

چکیده

مقدمه: پرتو درمانی نقش مهمی در درمان تومورهای خوش خیم و بدخیم سیستم اعصاب مرکزی ایفا می کند. پرتو درمانی علاوه بر از بین بردن سلول های سرطانی، به بافت های سالم نیز آسیب می رساند. هدف از این مطالعه تعیین دز جذبی کیاسما، عدسی چشم، عصب بینایی، شبکیه، پاروتید، تیروئید و غدد بزاقی زیرفکی در پرتو درمانی تومورهای لوب فرونتال مغز می باشد.

مواد و روش ها: یک فنتوم سر و گردن با استفاده از استخوان طبیعی انسان و ترکیب پارافین و نمک طعام به عنوان ماده معادل بافت ساخته شد. شش استوانه از جنس ماده فنتوم ساخته شده و درون آن ها شیارهایی برای قرار دادن TLD تعبیه گردید. طراحی درمان روی فنتوم انجام شده و دز جذبی هر یک از ارگان ها از طریق هیستوگرام حجمی دز(DVH) به دست آمد. در ادامه فنتوم تحت تابش با دستگاه شتابدهنده خطی قرار گرفته و دز جذبی هر یک از ارگان ها با قرائت TLD ها به دست آمد.

یافته های پژوهش: در هر دو روش، دز کلیه ارگان ها به جزء یکی از عدسی ها در محدوده مجاز قرار داشت. در کلیه ارگان ها به جزء تیروئید و غدد بزاقی زیرفکی اختلاف بین مقادیر دز جذبی حاصل از محاسبات سیستم طراحی - درمان و اندازه گیری مستقیم روی فنتوم کمتر از ۵ درصد بود. نتایج حاصل، تخمینی از میزان عوارضی که در اثر پرتو درمانی این ناحیه از مغز ایجاد خواهد شد، می دهد. هم چنین می توان سیستم طراحی درمان را از طریق مقادیر حاصل از اندازه گیری مستقیم روی فنتوم ارزیابی کرد.

بحث و نتیجه گیری: یافته ها تفاوتی در محدوده ۱/۱ درصد تا ۵ درصد بین مقادیر سیستم طراحی درمان و اندازه گیری مستقیم، برای کلیه ارگان ها به جزء غدد بزاقی و تیروئید نشان می دهد که می تواند به علت این باشد که غدد بزاقی و تیروئید در فاصله زیادی نسبت به میدان اولیه اشعه قرار دارند؛ خوانش TLD در این نواحی اگر چه کم است، اما با مقدار نشان داده شده در سیستم طراحی درمان که عدد کمتری را نشان می دهد متفاوت بوده که می تواند به علت پرتوهای پراکنده ای باشد که سیستم طراحی درمان قادر به اندازه گیری دقیق آن ها نیست.

واژه های کلیدی: سرطان مغز، پرتو درمانی، دزیمتری ترمولومینسانس، فنتوم، ارگان های در خطر

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

Email: Hasanzadeh.h@semums.ac.ir

مقدمه

سالانه در ایالات متحده حدود ۶۳۰۰۰ نفر مبتلا به تومورهای خوش خیم و یا بدخیم اولیه در ناحیه سیستم اعصاب مرکزی، تشخیص داده می‌شوند که حدود ۱۳۰۰۰ نفر از آن‌ها می‌میرند. میزان ابتلا در کشورهای توسعه نیافته کمتر بوده، به طوری که در کودکان ۴/۷، در زنان ۴/۷۵ و در مردان ۴/۶۶ نفر در هر صد هزار نفر مبتلا به سرطان تشخیص داده می‌شوند. از میان تومورهای شایع مغزی، ۶۱ درصد در لوب‌های جلویی، گیجگاهی، پس سری و آهیانه ای قرار می‌گیرند (۱). پرتودرمانی نقش مهمی در معالجه تومورهای خوش خیم و بدخیم سیستم اعصاب مرکزی ایفا می‌کند. پرتو درمانی علاوه بر از بین بردن سلول‌های سرطانی به بافت‌های سالم نیز آسیب رسانده و عملکرد ارگان‌های حساس بدن را تحت تاثیر قرار می‌دهد. هر یک از ارگان‌های بدن میزان تحمل خاصی در برابر پرتو داشته و در صورتی که این نواحی بیشتر از دز تحمل دریافت کنند، از لحاظ عملکردی دچار اختلال می‌شوند. با توجه به آسیب‌های جانبی محتمل در اثر پرتو درمانی، طراحی درمان باید به گونه‌ای انجام شود که بافت‌ها و ارگان‌های حساس حداقل دز را دریافت نموده و در عین حال دز کافی به تومور برسد (۸-۱).

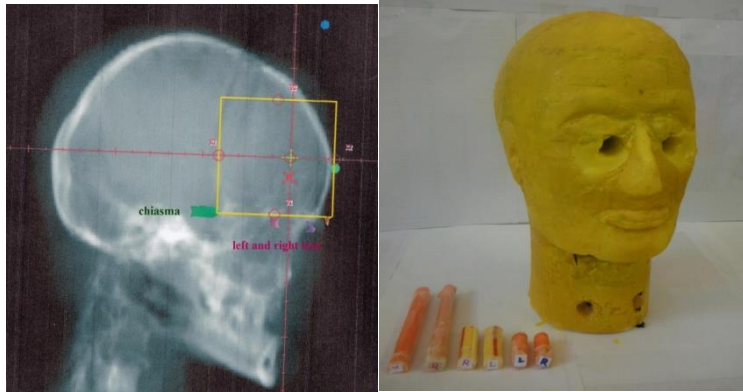
یکی از رایج‌ترین تکنیک‌ها در پرتو درمانی تومورهای سمت راست لوب فرونتال مغز، تکنیک یک میدان قدامی به همراه یک میدان جانبی از سمت راست می‌باشد (۹). در مطالعه حاضر، دز ارگان‌های در خطر در پرتو درمانی تومورهای سمت راست لوب فرونتال مغز در فنتوم آنتروپومورفیک و هم‌چنین به وسیله سیستم طراحی درمان مورد بررسی واقع می‌شود.

مواد و روش‌ها

انتخاب دزیمتر: دزیمتر مورد استفاده در تحقیق حاضر، تراشه‌های مکعبی از نوع LiF:Mg,Ti ، با ابعاد $3/1 \times 3/1 \times 0/9$ و با نام تجاری TLD-100 ساخت کارخانه Harshaw می‌باشد. این دزیمترها معادل بافت نرم بوده، ابعاد کوچکی داشته و به راحتی در داخل حفره‌ها و نواحی مورد نظر فنتوم و نیز روی پوست بیمار می‌توانند قرار داده

شوند. شایان ذکر است که عدد اتمی موثر و چگالی این دزیمترها به ترتیب $8/2$ و $2/64 \text{ gr/cm}^3$ می‌باشد. کالیبراسیون و خوانش دزیمترها: برای به دست آوردن منحنی کالیبراسیون، در ابتدا تراشه‌های TLD-(TLD) (100; Harshaw Company)، به گروه‌های با حساسیت مساوی (بر اساس میزان نور خروجی هر TLD) بعد از تابش TLD ها با دز ۱۰۰ سانتی گری از فوتون‌های 6 MV دستگاه شتابدهنده خطی (Siemens Primus) تقسیم شدند. برای خوانش TLD ها از دستگاه قرائت گر Harshaw model 3500 TLD reader استفاده گردید. سپس TLD ها به مدت یک ساعت در دمای 400 درجه سانتی گراد و بلافاصله به مدت دو ساعت در دمای 100 درجه سانتی گراد آنیل شدند (۱۳-۱۰). منحنی کالیبراسیون دزیمترها با پرتودهی TLD ها در گستره $250-0$ سانتی گری ترسیم شده و معادله کالیبراسیون از منحنی برازش شده روی داده‌های تجربی به دست آمد که در بخش نتایج ارائه شده است (نمودار شماره ۱). بدین ترتیب امکان تبدیل خوانش هر TLD به دز جذبی فراهم شد.

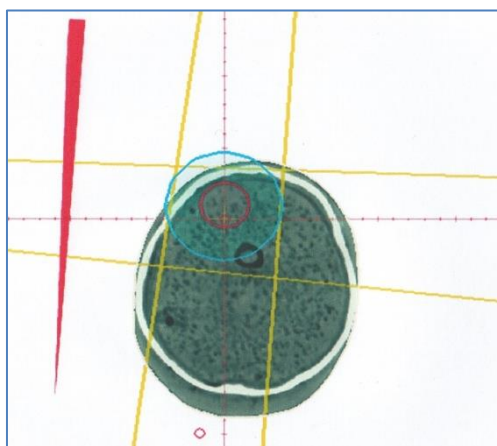
فنتوم آنتروپومورفیک: فنتوم مورد استفاده در این پژوهش، فنتوم آنتروپومورفیک یا انسان نما ناحیه سر و گردن می‌باشد (شکل شماره ۲). ابعاد هندسی آن مشابه سر انسان بوده و چگالی و عدد اتمی آن معادل بافت نرم و به ترتیب، $6/75 \text{ gr/cm}^3$ و $6 \text{ electrons g}^{-1}$ است. در ساخت این فنتوم از مجسمه طبیعی انسان استفاده شده است. شش استوانه از جنس ماده فنتوم ساخته شد و درون آن‌ها شیارهایی برای قرار دادن TLD تعبیه گردید. این استوانه‌ها شامل یک استوانه برای پاروتید که به صورت عرضی قرار می‌گرفت و پاروتید راست و چپ را به هم متصل می‌کرد، یک استوانه برای کیاسما که به صورت عمودی قرار می‌گرفت، دو استوانه برای چشم و دو استوانه دیگر برای تیروئید (۱۰) می‌باشد. در شکل شماره ۱ تصویر رادیوگرافی دیجیتال (DRR) و تصویر فنتوم به همراه استوانه‌ها مشاهده می‌شود.



شکل شماره ۱. تصویر DRR و تصویر فنتوم به همراه استوانه های در نظر گرفته شده برای قراردعی TLD

جذبی هر یک از ارگان ها(عدسی چشم، عصب بینایی، شبکیه، کیاسما، پاروتید، غدد بزاقی زیرفکی و تیروئید) با استفاده از نمودارها و کانتورهای هیستوگرام دز حجمی DVH به دست آمد. این تکنیک از لحاظ توزیع دز و دز رسیده به اندام های بحرانی با توجه به حدود دز تحمل آن ها بررسی شد(۱۴). در ادامه TLD ها در مکان های مشخص شده در فنتوم قرار گرفته و فنتوم تحت تابش با این تکنیک قرار گرفت. در شکل های شماره ۲ و ۳ به ترتیب طراحی درمان انجام شده توسط سیستم طراحی درمان برای این درمان و نحوه قرارگیری فنتوم بر روی تخت دستگاه شتابدهنده خطی نمایش داده شده است.

سیستم طراحی درمان و اندازه گیری مستقیم روی فنتوم؛ بعد از تصویربرداری CT از فنتوم، یک تومور فرضی به قطر ۴cm در سمت راست لوب فرونتال مغز در نظر گرفته شد. رایج ترین تکنیک برای درمان تومورهای این ناحیه دو باریکه فوتونی هم مرکز و عمود بر هم از قدام و پهلو با انرژی ۶MV می باشد(۹). می توان برای بهتر شدن توزیع دز، از یک و یا دو وج(شکل شماره ۲) استفاده کرده و هم چنین با چرخش کولیماتور، عدسی چشم را از میدان اشعه خارج نمود. تکنیک حاضر با استفاده از سیستم طراحی درمان Prowess Panther روی فنتوم اجرا شد. دز کلی تجویز شده ۶۰۰۰cGy و درمان متشکل از ۳۰ جلسه بود. توزیع دز در نرم افزار طراحی درمان نمایش داده شده و دز



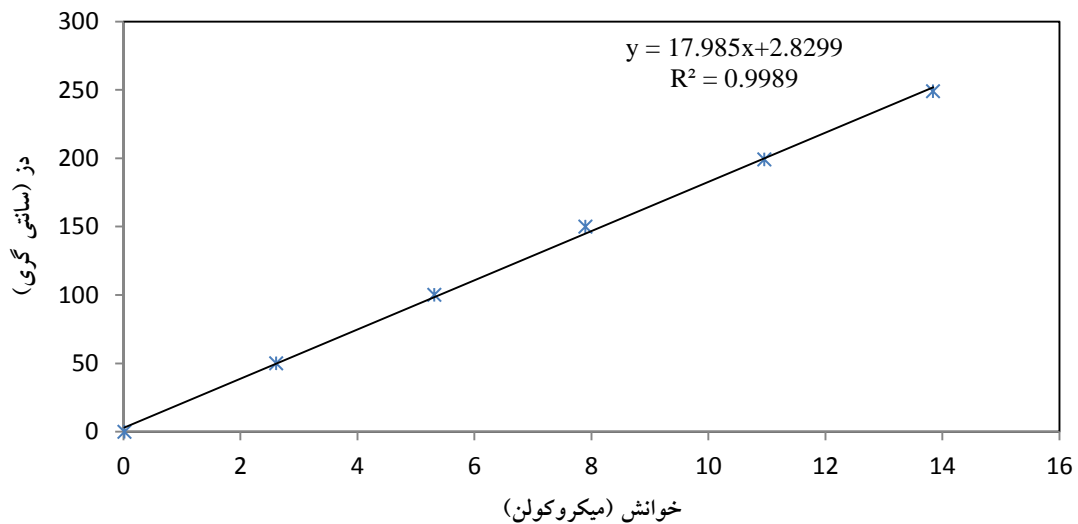
شکل شماره ۲. نمایش طراحی درمان انجام شده فنتوم در سیستم طراحی درمان



شکل شماره ۳. فنتوم قرار گرفته روی تخت شتابدهنده جهت تابش دهی

یافته های پژوهش

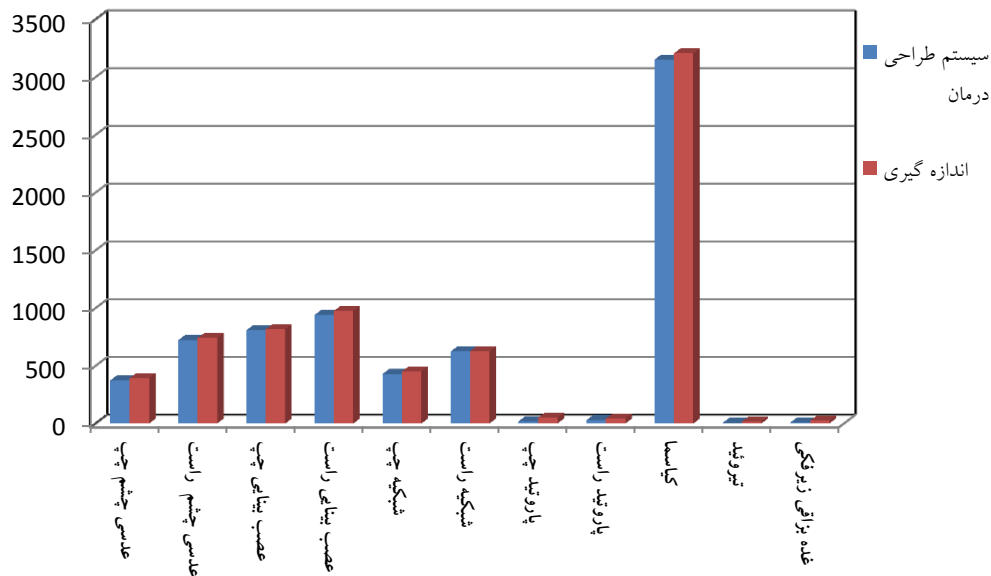
پس از قرائت TLD ها توسط دستگاه قرائت گر Harshaw-3500 دز جذبی هر دزیمتر با استفاده از منحنی کالیبراسیون (نمودار شماره ۱) به دست آمد.



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

محدوده مجاز قرار دارد. در نمودار شماره ۲ مقادیر دز جذبی هر یک از ارگان ها در سیستم طراحی درمان و اندازه گیری مستقیم روی فنتوم نمایش داده شده است.

در تکنیک ارائه شده، توزیع دز مناسب بوده (با توجه به یکنواختی دز در تومور در نظر گرفته شده و نبود نقاط سرد و داغ در طراحی درمان صورت گرفته) و دز کلیه ارگان ها به جزء عدسی چشم راست در



نمودار شماره ۲. مقادیر دز جذبی هر یک از ارگان ها در سیستم طراحی درمان و اندازه گیری روی فنتوم

اندازه گیری مستقیم نمایش داده شده است.

در جدول شماره ۱ تفاوت بین مقادیر دز جذبی در سیستم طراحی درمان و

جدول شماره ۱. مقادیر دز جذبی در سیستم طراحی درمان و اندازه گیری مستقیم در فنتوم بر حسب cGy

نام ارگان	عدسی چشم راست	عدسی چشم چپ	پاروتید راست	پاروتید چپ	شبکیه راست	شبکیه چپ	کیاسما	تیروئید	غده بزاقی زیرفکی	عصب بینایی راست	عصب بینایی چپ
فنتوم	۷۴۰/۸	۳۹۲/۷	۴۲/۸۵	۵۰	۶۲۶/۲	۴۵۱/۵	۳۲۰۵/۶	۱۶/۶۶	۲۳/۸	۹۷۵/۵	۸۱۶/۰۷
طراحی درمان	۷۲۲/۳	۳۷۳/۱	۳۰	۲۰	۶۲۳/۷	۴۲۹	۳۱۵۱/۲	۵	۱۰	۹۳۹/۴	۸۰۷/۱
درصد اختلاف	%۲/۵	%۵	%۳۰	%۶۰	%۰/۴	%۵	%۱/۷	%۷۰	%۵۸	%۱/۹	%۱/۱

بحث و نتیجه گیری

درمانی این ناحیه از مغز بود. در پرتو درمانی بیمار، روشی که برای تخمین مستقیم دز ارگان های مختلف وجود دارد استفاده از نرم افزار طراحی درمان می باشد که ممکن است با توجه به شرایط درمان تفاوت هائی با مقادیر واقعی داشته باشند. یافته های این تحقیق نشان دهنده تفاوتی در محدوده ۱/۱ درصد تا ۵ درصد بین مقادیر به دست آمده از سیستم طراحی درمان و اندازه گیری مستقیم برای کلیه ارگان ها به جزء غدد بزاقی و تیروئید را نشان می دهد. علت این مسئله می تواند فاصله نسبتاً زیاد غدد بزاقی و تیروئید نسبت به میدان اولیه اشعه باشد. به علاوه مقادیر حاصل از اندازه گیری مستقیم با مقدار حاصل از سیستم طراحی درمان متفاوت است که می تواند به علت پرتوهای پراکنده ای باشد که سیستم طراحی درمان قادر به اندازه گیری دقیق آن ها نیست. با توجه به تفاوت ۵ درصد بین دز تجویزی و تحویلی عدسی چپ، هنگام طراحی درمان باید به این نکته توجه داشت که مقادیر حاصل از هیستوگرام

یکی از دغدغه های موجود در پرتو درمانی، تحویل دز لازم به تومور و حداقل دز به بافت های سالم است. امامی و همکاران در سال ۱۹۹۱ دز تلورانس ۲۸ ارگان بحرانی بدن را در پرتو درمانی به دست آوردند، به طوری که مقادیر TD_{5/5} برای عدسی چشم، عصب بینایی، شبکیه، کیاسما، پاروتید و تیروئید به ترتیب برابر ۱۰، ۵۰، ۴۵، ۵۰ و ۳۲ و ۴۵ گری اعلام شد(۱۴). حداقل دز مورد نیاز برای ابتلا به کاتاراکت، ۴ گری در مدت تابش گیری سه هفته تا سه ماه می باشد(۱۵). بنا بر این در پرتو درمانی سمت راست لوب فرونتال مغز، عدسی راست حفظ نشده و دچار کاتاراکت خواهد شد. سایر ارگان ها اگر چه دزشان در محدوده تحمل قرار دارد، اما برای به حداقل رساندن عوارضی که در سایر مطالعات به آن اشاره شده است مانند اختلال در بینایی، کاهش ترشحات بزاقی، کم کاری تیروئید، بروز سرطان - های ثانویه در اثر تابش گیری تیروئید و نکروزه شدن بافت مغز، باید به دنبال تکنیک های جدید و بهتر برای پرتو

کوتاه مدت و میان مدتی را ایجاد نماید که با اتکا به مقادیر حاصل از سیستم طراحی درمان امکان تخمین آن ها وجود ندارد.

تحقیق حاضر به دنبال برآوردی نزدیک به واقعیت از دز رسیده به ارگان های در خطر در پرتو درمانی لوب فرونتال مغز با استفاده از اندازه گیری مستقیم بر روی فنتوم آنتروپومورفیک و به روش دزیمتری TLD می باشد. به علاوه، مقایسه ای بر روی مقادیر تخمینی از سیستم طراحی درمان و اندازه گیری مستقیم نیز صورت گرفته که نشان - دهنده اختلاف هائی از ۱/۱ درصد تا ۷۰ درصد بین تخمین و اندازه گیری می باشد. البته مقادیر دز جذبی برخی از این ارگان ها علی رغم وجود اختلاف زیاد بین دو روش، در محدوده دز تلورانس آن ها قرار می گیرد که در نتیجه انتظار شکل گیری و ظهور عوارض ناخواسته ناشی از پرتوگیری وجود نخواهد داشت.

سپاسگزاری

این تحقیق بخشی از پایان نامه کارشناسی ارشد خانم حمیده ناظمی گلپان می باشد که با حمایت معاونت محترم پژوهشی و فناوری دانشگاه علوم پزشکی سمنان و با همکاری مرکز خیریه پرتو درمانی امام رضا(ع) به انجام رسیده است.

حجمی دز از مقدار واقعی کمتر بوده و بایستی دز عدسی را تا حد ممکن کمتر از آستانه تحمل (۳۸۰ cGy) نگه داشت. یافته ها نشان دهنده یک اختلاف ۳۰ درصد تا ۶۰ درصد بین مقادیر اندازه گیری شده و به دست آمده از سیستم طراحی درمان در پاروتید می باشد. مطالعات نشان داده که افزایش حجم تحت تابش پاروتید از صفر درصد تا ۴۰ درصد به ۹۰ درصد تا ۱۰۰ درصد (در بیمارانی که به طور میانگین دز ۳۵-۴۵ گری دریافت کرده بودند)، منجر به کاهش ترشحات از ۱۰۰ درصد به ۱۰ درصد، خواهد شد (۱۷). این بدان معناست که اختلاف قابل ملاحظه در برآورد دز این غده و اندازه گیری مستقیم، می تواند سبب ظهور عوارض ناخواسته ای گردد. والرئ و همکاران در سال ۲۰۰۳ رابطه بین خطر نکروزه شدن در اثر رادیوسرجری و درصدی از بافت نرمال که در حجم تجویز شده قرار می گیرد را بررسی نموده و نشان دادند که با کاهش تابش به بافت های نرمال در حین رادیوسرجری می توان از نکروزه شدن بافت سالم جلوگیری کرد (۷). Jellema و همکاران در سال ۲۰۰۵ نشان دادند که رابطه قابل توجهی بین دز میانگین غده بناگوشی و زیرفکی با عارضه خشکی دهان وجود دارد (۱۷). بر اساس نتایج به دست آمده وجود اختلاف هائی به بزرگی ۶۰ درصد بین اندازه گیری مستقیم و تخمین با سیستم طراحی درمان در غدد زیرفکی و بناگوشی می تواند عوارض

References

1. Khan F, Gerbi B. Treatment Planning in Radiation Oncology. 3rd ed. Lippincott Williams & Wilkins; 2011.
2. 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.
3. Roesink JM, Moerland MA, Battermann JJ, Hordijk GJ, Terhaard CHJ. Quantitative dose-volume response analysis of changes in parotid gland function after radiotherapy in the head-and-neck region. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2001; 51: 938-46.
4. Roesink JM, Moerland MA, Hoekstra A, Rijk PPV, Terhaard CHJ. Scintigraphic assessment of early and late parotid gland function after radiotherapy for head-and-neck cancer: a prospective study of dose-

- volume response relationships. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2004; 58: 1451-60.
5. Pehlivan B, Ares C, Lomax AJ, Stadelmann O, Goitein G, Timmermann B, et al. Temporal lobe toxicity analysis after proton radiation therapy for skull base tumors. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2011; 83: 1432-40.
6. Blonigen BJ, Steinmetz RD, Levin L, Lamba MA, Warnick RE, Breneman JC. Irradiated volume as a predictor of brain radionecrosis after linear accelerator stereotactic radiosurgery. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2010; 77: 996-1001.
7. Valery CA, Cornu P, Noel G, Duyme M, Boisserie G, Sakka LJ, et al. Predictive factors of radiation necrosis after radiosurgery for cerebral metastases. Stereotact Funct Neurosurg 2003; 81: 115-9.
8. Minniti G, Clarke E, Lanzetta G, Osti MF, Trasimeni G, Bozzao A, et al. Stereotactic radiosurgery for brain metastases:

- analysis of outcome and risk of brain radionecrosis. *Radiat Oncol*. 2011; 6:48-57.
- 9.Clifford Chao KS, Perez C, Brady L. *Radiation Oncology Management Decisions*. 2nd ed: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
- 10.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.
- 11.Khan F. *The Physics of Radiation Therapy*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2009.
- 12.Costa AM, BarbiGL, Bertucci EC, Ferreira H, Sansavino SZ, Colenci B, et al. In vivo dosimetry with thermoluminescent dosimeters in external photon beam radiotherapy. *Appl Radiat Isot* 2010; 68: 760-2.
- 13.Rivera T. Thermoluminescence in Medical Dosimetry. *Appl Radiat Isot* 2012; 71:30-4.
- 14.Emami B, Lyman J, Brown A, Cola L, Goitein M, Munzenrider JE, et al. Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991; 21: 109-22.
- 15.Hall EJ, Giaccia AJ. *Radiobiology for the Radiologist*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
- 16.Roesink JM, Moerland MA, Battermann JJ, Hordijk GJ, Terhaard CHJ. Quantitative dose-volume response analysis of changes in parotidgland function after radiotherapy in the head-and-neck region. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001; 51: 938-46.
- 17.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.

Evaluation of the Adsorbed Radiation Dose to Critical Regions of Head and Neck During Radiotherapy of Brain Frontal Lobe

Nazemi Gelyan H¹, Makhdoui Y², Varshoei Tabrizi F², Almasrou H², Abdollahi S², Fatemeh Akbari², Alireza Nikoofar³, Hadi Hasanzadeh^{*1}, Zohreh Hoseinpour Yektaei¹

(Received: December 30, 2013 Accepted: July 21, 2014)

Abstract

Introduction: Radiotherapy plays an important role in treatment of CNS benign and malignant tumors. Radiotherapy in addition to killing cancer cells causes damages to normal healthy tissues. The goal of this study was to determine absorbed dose to chiasma, lens of eye, optic chiasm, retina, parotid, thyroid and submandibular glands in the radiotherapy of brain frontal lobe tumors.

Materials & Methods: A head and neck phantom was constructed using human natural bone and paraffin wax with NaCl as soft tissue substitute. Six cylinders were made using phantom material in which places were embedded to insert TLDs. Treatment planning was done on the phantom and absorbed dose to each organ were obtained using dose volume histograms (DVH). The phantom was irradiated using linac and absorbed dose to each organ was obtained using TLDs, too.

Findings: In both methods absorbed dose to all organs except one lens was in their tolerance dose levels. In all organs except

thyroid and submandibular glands, the differences between calculated and measured doses on the phantom were less than 5%. The obtained results presents an estimation of radiotherapy induced complications in this region of brain. Besides, it is possible to validate treatment planning system using measured doses on the phantom.

Discussion & Conclusion: Our results showed differences in the range of 1.1%-5% between treatment planning system and direct measurement in all organs except submandibular glands and thyroid which might be due to their large distance to primary radiation field; TLD response in these regions although small, but differs from lower value obtained from treatment planning system which might be due to scattered radiation which is not well considered by the treatment planning system.

Keywords: Brain Neoplasms, Radiotherapy, Thermoluminescent Dosimetry, Phantom, Organs at Risk

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

2.Imam Reza Radiotherapy Charity Center, Mashhad, Iran

3.Dept of Radiotherapy, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

* Correspondin author Email: Hasanzadeh.h@semums.ac.ir