

طراحی و ارزیابی یک اپلیکاتور مخصوص برای پرتودرمانی کارسینومای لب

دکتر پروانه شکرانی^۱، میلاد برادران قهفرخی^۲، مریم خرمی زاده^۳

مقاله کوتاه

چکیده

مقدمه: هدف از تحقیق حاضر ارزیابی و کاربرد یک روش جدید و کاربردی در پرتودرمانی کارسینومای لب با استفاده از پرتو الکترون بود. در این روش، برای اولین بار یک اپلیکاتور مخصوص افزایش دهنده‌ی دوز اشعه (Internal dose enhancer tool) برای تومور لب طراحی و استفاده شد.

روش‌ها: برای طرح اولیه‌ی اپلیکاتور مخصوص افزایش دهنده‌ی دوز، ابتدا قطعه‌ای سرب با لایه‌ای از پلی استایرن به ضخامت ۰/۵ cm پوشیده شد. شکل هندسی قطعه‌ی سربی بر اساس هندسه‌ی لب و دهان بیمار طراحی شد. پوشش پلی استایرن در تماس با لب قرار گرفت تا الکترون‌هایی را که پس از برخورد به سرب، به عقب پراکنده می‌شدند، جذب کند. سپس ناحیه‌ای از پلی استایرن در مجاورت توموری که قرار است دوز آن افزایش یابد، برداشته شد. ابعاد این ناحیه، تابع وسعت تومور بر روی لب بود. این اپلیکاتور، به طور دقیق در پشت لب قرار می‌گرفت تا تومورهای ناحیه‌ی پشت لب را درمان کند. برای ارزیابی اپلیکاتور، از پرتوهای الکترون ۶ MeV و ۸ مئتاب دهنده‌ی خطی Neptun-10PC در بیمارستان سیدالشهدای (ع) اصفهان استفاده شد. کلیه‌ی اندازه‌گیری‌ها با استفاده از دوزیمتر صفحات موازی NACP و نیز آشکارساز نیمه هادی p-type سیلیکونی انجام شد. در این تحقیق، علاوه بر اندازه‌گیری تجربی، از شبیه‌سازی مونت کارلو با کد محاسباتی BEAMnrc نیز استفاده شد.

یافته‌ها: استفاده از اپلیکاتور مخصوص با طراحی بهینه، دوز اشعه‌ی ناشی از پرتوهای الکترونی در ناحیه‌ی تومورال لب را تا حدود ۱۶۰ درصد افزایش داد. همچنین با استفاده از اپلیکاتور مخصوص افزایش دهنده‌ی دوز، حجم درمان تومور در ناحیه‌ی سطح مشترک میان اپلیکاتور و تومور تا ۱۲ mm از هر طرف افزایش یافت.

نتیجه‌گیری: اپلیکاتور مخصوص افزایش دهنده‌ی دوز، می‌تواند تأثیری قابل مقایسه و حتی بهتر نسبت به روش براکی تراپی ایجاد کند. بنابراین استفاده از روش ارائه شده همراه با اپلیکاتور مخصوص افزایش دهنده‌ی دوز به منظور درمان کارسینومای لب در کلینیک‌های پرتودرمانی توصیه می‌شود.

واژگان کلیدی: پرتودرمانی با بیم الکترون، کارسینوم لب، شبیه‌سازی مونت کارلو

ارجاع: شکرانی پروانه، برادران قهفرخی میلاد، خرمی‌زاده مریم. طراحی و ارزیابی یک اپلیکاتور مخصوص برای پرتودرمانی کارسینومای

لب. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۳؛ ۳۲ (۲۹۷): ۱۳۱۸-۱۳۱۰

مقدمه

کارسینوم لب از جمله سرطان‌های رایج لب است و به طور معمول ۲۵-۳۰ درصد سرطان‌های رایج دهان را شامل می‌شود (۱). این نوع سرطان با متاستاز

همراه می‌باشد، تا جایی که در ۱۰-۵ درصد موارد، همراه با متاستاز غدد لنفاوی دیده شده است (۲-۳). به طور کلی، جراحی و پرتودرمانی دو راه مقابله با کارسینوم لب به خصوص در مرحله‌ی I رشد تومور می‌باشند (۴-۵). پرتودرمانی، درمانی

۱- دانشیار، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲- دانشجوی دکتری، کمیته‌ی پژوهش‌های دانشجویان، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۳- دانشجوی دکتری، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران

این تحقیق، از این پدیده به عنوان یک عامل کمکی در افزایش دوز تومور استفاده می‌شود.

هدف از تحقیق حاضر، ارزیابی روش جدید و کاربردی در پرتودرمانی کارسینومای لب با استفاده از بیم الکترونی بود. در این روش، برای اولین بار اپلیکاتور دهانی مخصوص افزایش دهنده‌ی دوز اشعه (IDET یا Internal dose enhancer tool) برای تومور لب طراحی و ارزیابی شد. هر چند ارزیابی روش‌ها و الگوریتم‌های دقیق و صحیح در پرتودرمانی، از مهم‌ترین فعالیت‌های کشورهای در زمینه‌ی درمان سرطان می‌باشد؛ اما تا جایی که محققان اطلاع دارند، این اولین روش درمان با استفاده از اپلیکاتور مخصوص دهانی به منظور درمان کارسینومای لب است.

شیلدهای سربی دهانی مدت‌ها است که در رادیوتراپی فقط به منظور حفاظت از ارگان‌های سالم استفاده می‌شوند. حال آن‌که در این تحقیق، علاوه بر هدف حفاظت، از این شیلد به عنوان یک عامل کمکی در افزایش دوز تومور نیز استفاده می‌شود. در این تحقیق، برای اولین بار شیلد دهانی پرتو به عنوان یک ابزار دو منظوره برای حفاظت از بافت‌های سالم دهان و نیز افزایش دوز در پرتودرمانی کارسینوم لب با پرتو الکترون به کار برده شد.

روش‌ها

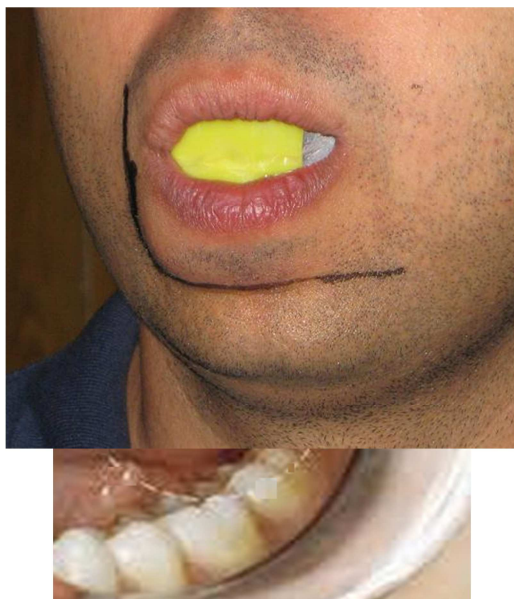
در این تحقیق IDET به منظور افزایش دوز اشعه برای تومور لب با هندسه و جنس بهینه طراحی شد. برای طرح اولیه‌ی اپلیکاتور، ابتدا قطعه‌ی سرب به ابعاد $5 \times 5 \text{ m}^2$ با لایه‌ای از پلی استایرن به ضخامت 0.5 cm پوشیده شد. ضخامت سرب، تابع انرژی

شناخته شده برای تومورهای سرطانی است. هدف از پرتودرمانی، رساندن بیشترین دوز اشعه به ناحیه‌ی تومورال حین مصون ماندن بافت سالم مجاور آن می‌باشد. بنابراین در پرتودرمانی، وجود گرادیان دوز زیاد میان ناحیه‌ی تومورال و ارگان‌های در خطر ایده‌آل است (۴). پرتودرمانی با بیم الکترونی از جمله مفیدترین درمان‌ها برای کارسینوم لب است و از جمله ویژگی‌های بیم الکترونی می‌توان به همگونی توزیع دوز برای تابش به تومور و کاهش آسیب به بافت‌های سالم در عمق بیشتر نسبت به تومور اشاره کرد (۴).

برای پرتودرمانی تومورهای کوچک کارسینوم لب، دوز اشعه در حدود $45-50 \text{ Gy}$ پیشنهاد شده است. این در حالی است که برای تومورهای بزرگ، علاوه بر دوز ذکر شده، استفاده از دوز اضافی در حدود 5 Gy با استفاده از براکی تراپی توصیه می‌شود (۶-۷). هر چند براکی تراپی دارای مزایای بسیاری است؛ اما این روش درمانی برای تومورهای بزرگ قابل استفاده نیست و به طور معمول، درمان این تومورهای بزرگ با محدودیت مواجه می‌شود (۸).

بنابراین ارزیابی راهکار جهت درمان تومورهای بزرگ لب به روش پرتودرمانی، بسیار مفید و کاربردی است و از اهمیت ویژه برخوردار است.

با در نظر گرفتن فیزیک برهمکنش بیم الکترون با فلزات سنگین، به خوبی می‌توان دریافت که برخورد الکترون‌ها با سطوح فلزات سنگین، باعث برگشت به عقب آن‌ها می‌شود. به طور معمول، این پدیده جزء اثرات مضر استفاده از بیم الکترونی می‌باشد. حال آن‌که این برگشت به عقب الکترون‌ها، می‌تواند به عنوان یک عامل افزایش دهنده‌ی دوز استفاده شود (۹). در



شکل ۲. محل قرارگیری (Internal dose enhancer tool) IDET طراحی شده در ناحیه پشت لب

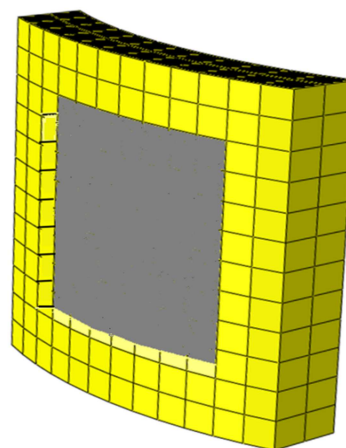
در مرحله‌ی اول چشمه‌ی تابش، هدف، فیلتر هموار کننده، آشکارساز و کولیماتور اولیه شبیه‌سازی شدند و در مرحله‌ی دوم، با استفاده از اطلاعات فضا- فاز ذخیره شده در مرحله‌ی قبل، شبیه‌سازی سیستم کولیماتور ثانویه انجام شد.

اطلاعات مربوط به ابعاد و مواد سازنده‌ی اجزای سر شتاب دهنده، از سازنده‌ی دستگاه گرفته شد. مشخصات پرتو شامل نوع ذره، انرژی، موقعیت و زاویه‌ی هر ذره که به آن‌ها اطلاعات فضا- فاز گفته می‌شود، قبل از کولیماتور ثانویه ذخیره شده بود. این قسمت از سر دستگاه برای تمام میدان‌های درمانی ثابت است.

سپس در مرحله‌ی سوم با استفاده از اطلاعات فضا- فاز ذخیره شده در مرحله‌ی دوم، انتقال ذرات از سر شتاب دهنده تا سطح فانتوم آب شبیه‌سازی شده، به منظور اعتبارسنجی شبیه‌سازی‌های انجام شده، مدل طراحی شده‌ی سر شتاب دهنده اعتبارسنجی

الکترون‌های شتاب دهنده و به حدی بود که بیم الکترونی را تا ۹۵ درصد مقدار اولیه‌ی آن تضعیف کند. پوشش پلی استایرن به منظور کاهش پراکندگی به عقب الکترون‌های برخوردی به سرب بود (۴). سپس ناحیه‌ای از پلی استایرن که قرار بود دوز را افزایش دهد، برداشته شد. ابعاد این ناحیه تابع وسعت تومور بر روی لب بود. شکل ۱ طرح اولیه‌ی IDET را نشان می‌دهد. این اپلیکاتور به طور دقیق در پشت لب قرار می‌گرفت تا تومورهای ناحیه‌ی پشت لب را درمان کند (شکل ۲).

برای ارزیابی IDET طراحی شده، از شبیه‌سازی مونت کارلو با استفاده از کد محاسباتی BEAMnrc (Version.۴-r۲۳.۱) استفاده شد (۱۰). ابتدا به منظور تعیین مشخصات پرتوهای مورد استفاده در پرتودرمانی، سر شتاب دهنده شبیه‌سازی شد. شبیه‌سازی در چهار مرحله انجام شد (۱۱).



شکل ۱. طرح اولیه‌ی IDET (Internal dose enhancer tool) شامل قطعه سربی است که بر اساس ابعاد اولیه دهان قالب‌گیری می‌شود و پوشش پلی استایرن (به رنگ زرد) که بر روی قطعه سربی قرار می‌گیرد. ناحیه‌ای از پلی استایرن که قرار است دوز را افزایش دهد، برداشته می‌شود.

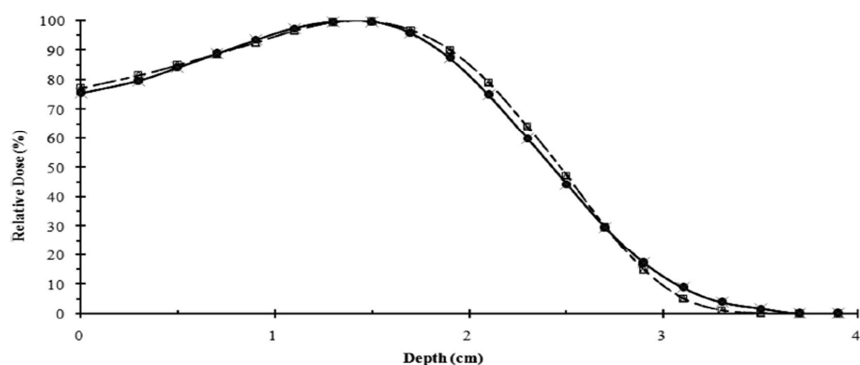
NACP و نیز آشکارساز نیمه هادی p-type سلیکونی انجام شد (۱۲). در مرحله چهارم، IDET در کد اعتبارسنجی شده، شبیه سازی شد. ارزیابی IDET بر اساس میزان افزایش دوز بر روی ناحیه ی تومورال لب با ضخامت های مختلف بود.

یافته ها

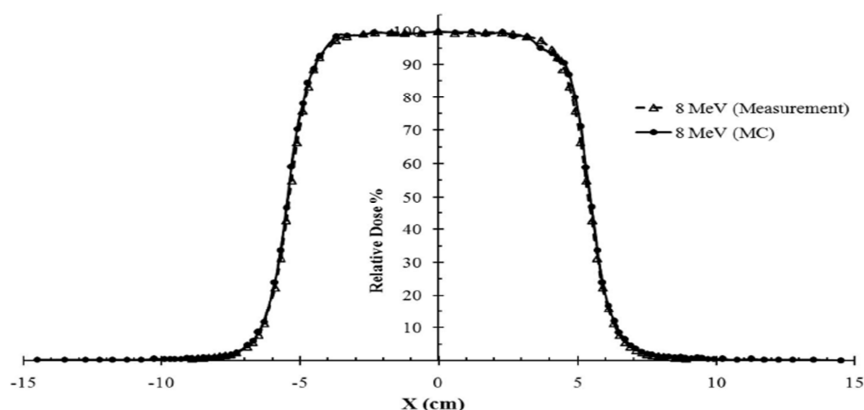
شکل ۳ نتایج حاصل از اعتبارسنجی سر شتاب دهنده برای انرژی ۸ MeV را نشان می دهد. در این شکل، توزیع دوز اندازه گیری شده با استفاده از دوزیمتر و دوز محاسبه شده با استفاده از محاسبات مونت کارلو در امتداد محور مرکزی (شکل ۳-الف) و عمود بر محور مرکزی (شکل ۳-ب) مقایسه شده است.

شد. برای این کار با استفاده از مدل طراحی شده، توزیع دوز در امتداد محور مرکزی (منحنی های درصد دوز عمقی) و عمود بر محور مرکزی (پروفایل های بیم در عمق های مختلف) محاسبه و با مقادیر اندازه گیری شده در آب در شرایط یکسان مقایسه شد. در صورت تطابق قابل قبول بین مقادیر محاسبه و اندازه گیری شده، مدل طراحی شده معتبر است و از اطلاعات فضا- فاز ذخیره شده، می توان در مراحل بعد استفاده کرد.

در این تحقیق، از پرتوهای الکترون ۶ MeV و ۸ شتاب دهنده ی خطی Neptun ۱۰PC در بیمارستان سیدالشهدا (ع) اصفهان استفاده شد. کلیه ی اندازه گیری ها با استفاده از دوزیمتر صفحه ی موازی



(الف)

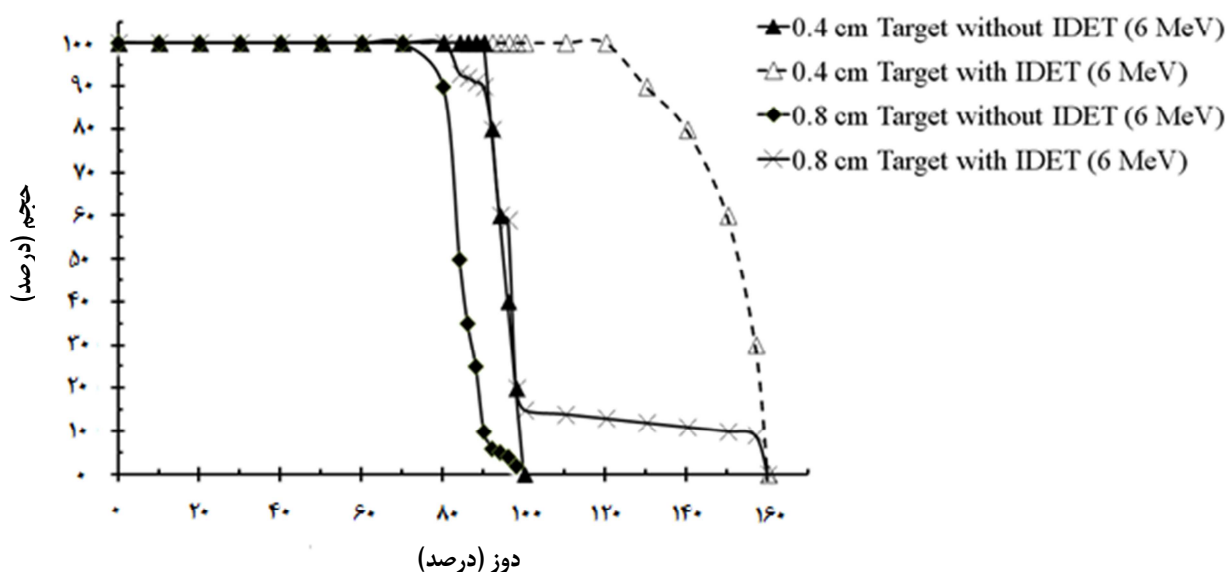


(ب)

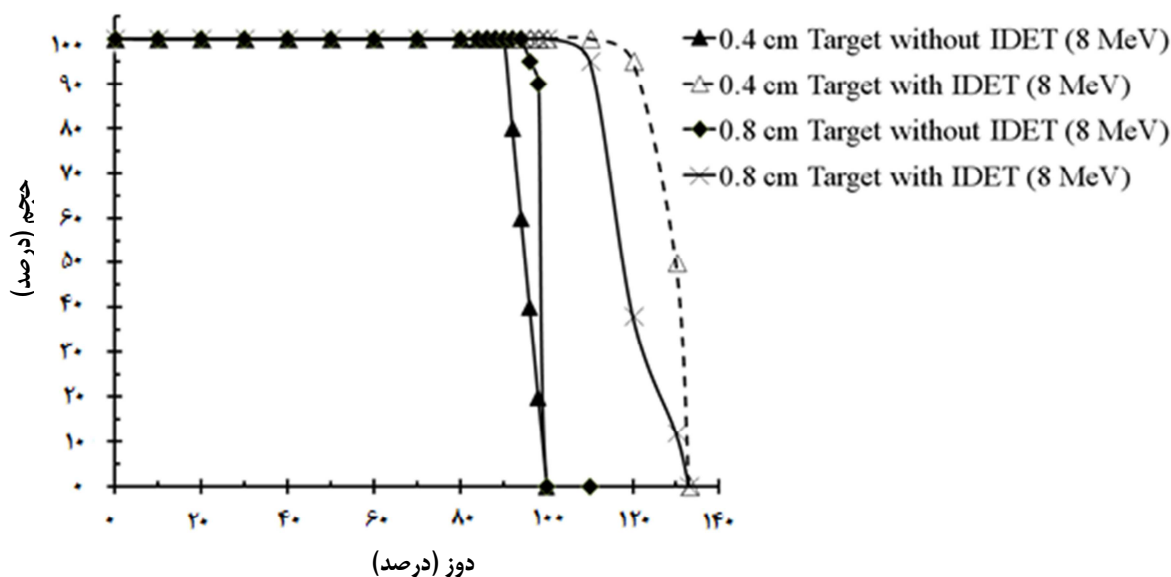
شکل ۳. نتایج حاصل از اعتبارسنجی سر شتاب دهنده با انرژی ۸ MeV برای توزیع دوز اندازه گیری شده با استفاده از دوزیمتر و دوز محاسبه شده با استفاده از محاسبات مونت کارلو در امتداد محور مرکزی (شکل ۳-الف) و عمود بر محور مرکزی (شکل ۳-ب).

مختلف بر روی لب در اثر استفاده از IDET را نشان می‌دهد. همچنین نتایج نشان داد که با استفاده از IDET، حجم درمان تومور در ناحیه‌ی سطح مشترک میان اپلیکاتور و تومور تا ۱۲ mm از هر طرف افزایش یافت (شکل ۶).

نتایج تحقیق نشان داد که با استفاده از IDET طراحی شده، دوز اشعه در ناحیه‌ی تومورال لب با ضخامت‌های ۱/۵ cm و ۲ تا حدود ۱۶۰ درصد افزایش می‌یابد. شکل‌های ۴ و ۵ DVH (Dose volume histogram) تومور با ضخامت‌های



شکل ۴. DVH (Dose volume histogram) های ناحیه‌ی تومورال با ضخامت‌های مختلف بر روی لب با ضخامت ۱/۵ cm



شکل ۵. DVH (Dose volume histogram) های ناحیه‌ی تومورال با ضخامت‌های مختلف بر روی لب با ضخامت ۲ cm

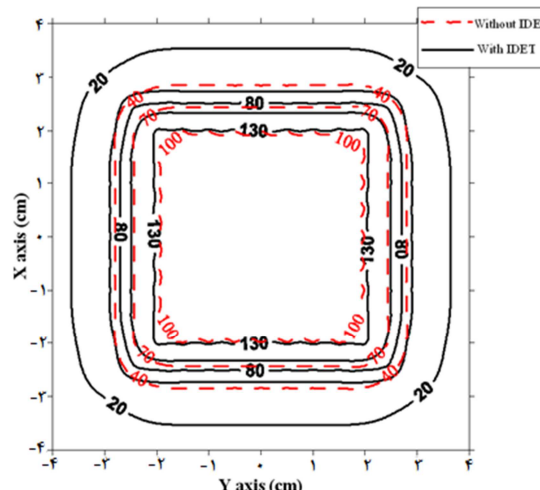
افزایش دوز پوست و بافت‌های سطحی می‌شوند، دوز ناحیه‌ی تومورال واقع در داخل لب افزایش می‌یابد.

محاسبه‌ی میزان دوز پرتو اسکتر برگشتی با استفاده از الگوریتم‌های طراحی درمان بر پایه‌ی روش مونت کارلو امکان پذیر است (۱۰). البته در حال حاضر، اساسی‌ترین مشکل در استفاده از این نوع الگوریتم‌ها، زمان محاسبات طولانی آن‌ها می‌باشد (۱۳). هر چند انتظار می‌رود با پیشرفت تکنولوژی و توسعه‌ی امکانات سخت‌افزاری و نرم‌افزاری، الگوریتم‌های طراحی درمان بر پایه‌ی روش مونت کارلو نیز به طور مرسوم در کلینیک‌های رادیوتراپی استفاده شوند.

لازم به ذکر است که نتایج این تحقیق از شبیه‌سازی مونت کارلو به دست آمده است، اما این تحقیق به عنوان یک ایده‌ی اولیه، امکان‌پذیری (Feasibility) استفاده از شیلد دهانی پرتو به عنوان یک ابزار دو منظوره برای حفاظت از بافت‌های سالم دهان و نیز افزایش دوز در پرتودرمانی کارسینوم لب با پرتوی الکترون را نشان می‌دهد.

البته شبیه‌سازی مونت کارلو، یک تکنیک در بررسی مسایلی می‌باشد که به طور معمول، بررسی تجربی آن‌ها با سختی و پیچیدگی‌هایی همراه است (۱۳-۱۵). برای مثال در این تحقیق برای میزان‌سازی (Tuning) هندسی و متریال اپلیکاتور مخصوص، از شبیه‌سازی مونت کارلو استفاده شد. در حالی که در شرایط تجربی این کار مستلزم صرف وقت و هزینه‌ی زیاد بود (۱۶-۱۷).

به طور کلی، مزایا و ویژگی‌های کاربردی تحقیق حاضر به شرح زیر می‌باشند:



شکل ۶. افزایش حجم درمان تومور با استفاده از IDET (Dose volume histogram) در ناحیه‌ی سطح مشترک میان اپلیکاتور و تومور

بحث

با توجه به محدودیت‌های درمان تومورهای بزرگ کارسینوم لب، در این تحقیق برای اولین بار یک روش جدید و کاربردی در پرتودرمانی این نوع تومورها با طراحی اپلیکاتور مخصوص افزایش دهنده‌ی دوز ارائه شد. نتایج تحقیق حاضر نشان داد که با استفاده از IDET طراحی شده، دوز اشعه ناشی از پرتوهای الکترونی در ناحیه‌ی تومورال لب تا حدود ۱۶۰ درصد افزایش می‌یابد. همچنین با استفاده از IDET، حجم درمان تومور در ناحیه‌ی سطح مشترک میان اپلیکاتور و تومور تا ۱۲ mm از هر طرف افزایش می‌یابد. بنابراین IDET می‌تواند تأثیری قابل توجه در درمان تومورهای بزرگ کارسینوم لب ایجاد کند. نکته‌ی قابل توجه پیرامون این تحقیق، طراحی یک اپلیکاتور مخصوص افزایش دهنده‌ی دوز است که می‌تواند از داخل بدن دوز را افزایش دهد. در واقع، بدون نیاز به افزایش انرژی پرتوهای الکترونی و یا استفاده از بولوس که هر دو باعث

۱- از حفاظ دهانی پرتو به عنوان یک اپلیکاتور افزایش دهنده‌ی دوز در پرتودرمانی کارسینوم لب با پرتوی الکترون استفاده شد. در واقع در این روش، از حفاظ دهانی پرتو به عنوان یک اپلیکاتور دو منظوره استفاده گردید.

۲- روش براکی تراپی جهت درمان تومورهای بزرگ کارسینوم لب حذف شد. با توجه به این که براکی تراپی یک درمان هجومی می باشد و البته به دلیل استفاده از منابع پرتوزا در این روش، کاربرد آن در کشور ایران بسیار محدود می باشد.

۳- زمان پرتودرمانی کارسینوم لب کاهش یافت که با توجه به شلوغی مراکز رادیوتراپی و نیز کمبود شتاب دهنده‌ی خطی، این مسأله یک مزیت بزرگ محسوب می شود.

۴- دوز تومور تا ۱۶۰ درصد افزایش یافت و از سایر بافت های سالم داخل دهان با کاهش بیم مضر تا ۹۵ درصد حفاظت شد. با در نظر گرفتن آن که هدف از پرتودرمانی رساندن بیشترین دوز اشعه به ناحیه‌ی تومورال حین مصون ماندن بافت سالم مجاور آن می باشد، بنابراین در پرتودرمانی وجود گرادیان دوز زیاد میان ناحیه‌ی تومورال و ارگان‌های در خطر ایده‌آل است.

۵- هزینه‌ی ساخت و اجرا بسیار کم بود؛ به گونه‌ای که این هزینه در مقایسه با سایر روش های مرسوم برای درمان کارسینوم لب و به خصوص

براکی تراپی ناچیز می باشد.

از نقاط ضعف تکنیک ذکر شده، کاهش همگونی توزیع دوز در نواحی با گرادیان بالای دوز می باشد. چنانچه شکل ۴ نشان می دهد، در نواحی با گرادیان دوز بالا، همگونی دوز اضافی ناشی از اپلیکاتور مخصوص کاهش پیدا کرده است.

پیشرفت‌های شگرف اخیر کشور در حیطه‌ی پرتودرمانی و لزوم گذار از روش‌های پرتودرمانی سنتی مبتنی بر استفاده از کبالت و ضرورت توسعه‌ی دستگاه‌های رادیوتراپی مگا ولتاژ، اهمیت تحقیق در زمینه‌ی دستیابی به روش‌های نوین پرتودرمانی برای کاستن مخاطرات پرتوها و در عین حال، بهره‌گیری از مزایای متعدد آن‌ها را مطرح می‌سازد (۱۸-۱۶). در این تحقیق، مشخص گردید که استفاده از یک اپلیکاتور مخصوص با استفاده از مواد ارزان قیمت که به وفور در کشور وجود دارد و استفاده از آن‌ها به طور کامل اقتصادی می باشد، می تواند پرتودرمانی ناحیه‌ی حساسی مثل لب را که درمان آن پیچیده و گران است، دچار تحول نماید.

بنابراین استفاده از روش ارایه شده همراه با اپلیکاتور مخصوص افزایش دهنده‌ی دوز به منظور درمان کارسینومای لب در کلینیک‌های پرتودرمانی توصیه می شود. مجریان این پروژه امیدوارند ادامه‌ی این گونه تحقیقات بستر لازم را برای توسعه‌ی هر چه بیشتر کشور در زمینه پرتودرمانی فراهم نماید.

References

1. Regezi JA, Sciubba JJ, Jordan RCK. Oral pathology: clinical pathologic correlations. 2nd ed. Philadelphia, PA: Saunders; 1994.
2. Bilkay U, Kerem H, Ozek C, Gundogan H, Guner U, Gurler T, et al. Management of lower lip cancer: a retrospective analysis of 118 patients and review of the literature. *Ann Plast Surg* 2003; 50(1): 43-50.
3. Zitsch RP, III. Carcinoma of the lip. *Otolaryngol Clin North Am* 1993; 26(2): 265-77.
4. Khan FD. The physics of radiation therapy. 4th ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins; 2009.
5. Kwan W, Wilson D, Moravan V. Radiotherapy for locally advanced basal cell and squamous cell carcinomas of the skin. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004; 60(2): 406-11.
6. Dasher B, Wiggers N, Vann AM. Portal design in radiation therapy. 1st ed. South Houston, TX: DWV Enterprises; 1994.
7. Sykes AJ, Allan E, Irwin C. Squamous cell carcinoma of the lip: the role of electron treatment. *Clin Oncol (R Coll Radiol)* 1996; 8(6): 384-6.
8. Schleicher UM, Andreopoulos D, Ammon J. Palliative radiotherapy in recurrent head-and-neck tumors by a percutaneous superfractionated treatment schedule. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001; 50(1): 65-8.
9. Shokrani P, Baradaran-Ghahfarokhi M, Khoramizadeh MK. A novel approach in electron beam radiation therapy of lips carcinoma: a Monte Carlo study. *Med Phys* 2013; 40(4): 041720.
10. Spezi E, Lewis G. An overview of Monte Carlo treatment planning for radiotherapy. *Radiat Prot Dosimetry* 2008; 131(1): 123-9.
11. Mosleh-Shirazi MA, Hadad K, Faghihi R, Baradaran-Ghahfarokhi M, Naghshnezhad Z, Meigooni AS. EchoSeed Model 6733 Iodine-125 brachytherapy source: improved dosimetric characterization using the MCNP5 Monte Carlo code. *Med Phys* 2012; 39(8): 4653-9.
12. Das IJ, Cheng CW, Mitra RK, Kassaei A, Tochner Z, Solin LJ. Transmission and dose perturbations with high-Z materials in clinical electron beams. *Med Phys*. 2004; 31(12): 3213-21.
13. Hu YA, Song H, Chen Z, Zhou S, Yin FF. Evaluation of an electron Monte Carlo dose calculation algorithm for electron beam. *J Appl Clin Med Phys* 2008; 9(3): 2720.
14. Chow JC, Grigorov GN. Monte Carlo simulation of backscatter from lead for clinical electron beams using EGSnrc. *Med Phys* 2008; 35(4): 1241-50.
15. Kawrakow I, Rogers DWO. The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport. Technical Report No. PIRS-701. Ottawa, ON: National Research Council of Canada; 2000.
16. International Atomic Energy Agency. Treatment machines for external beam radiotherapy. A handbook for teachers and students. Vienna, Austria: IAEA; 2005.
17. Verhaegen F, Seuntjens J. Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams. *Phys Med Biol* 2003; 48(21): R107-R164.
18. International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Technical Reports Series no 398. Vienna, Austria: IAEA; 2000.

A Suitably Designed Lip Applicator for Radiation Therapy of Lips Carcinoma

Parvaneh Shokrani PhD¹, Milad Baradaran-Ghahfarokhi MSc², Maryam Khoramizadeh MSc³

Short Communication

Abstract

Background: The aim of this study was to evaluate a novel boosting technique in radiation therapy of lip carcinoma using a suitably designed lip applicator, called (in this study) internal dose enhancer tool.

Methods: The internal dose enhancer tool was designed with proper thickness of lead for reducing transmission to tissues located beyond the lips. A 0.5 cm thickness of polystyrene was used to cover the lead and reduce the backscattered electron dose, while an opening in the polystyrene layer allowed electrons to reach the target. Monte-Carlo models of 6 and 8 MeV electron beams were developed using BEAMnrc code and were validated against experimental measurements. Using the developed models, dose distributions in a lip phantom were calculated and the effect of an internal dose enhancer tool on target dose enhancement was evaluated.

Findings: Using the internal dose enhancer tool, the maximum dose enhancement as a percentage of dose at d_{max} of the unshielded field were 57.6% and 36.1% for 6 and 8 MeV beams, respectively. The best outcome was achieved for lip thickness of less than 1.5 cm and target thickness of less than 1 cm. For lateral dose coverage of planning target volume (PTV), the 80% isodose curve at the lip-internal dose enhancer tool interface showed a 12 mm expansion, compared to the unshielded field.

Conclusion: This study showed that a conformal external beam radiation therapy (EBRT) of lip is possible by using an internal dose enhancer tool. This boosting method is especially applicable to cases in which other treatment modalities, such as brachytherapy, faces limitations.

Keywords: Electron beam radiation therapy, Lip carcinoma, Monte Carlo simulation

Citation: Shokrani P, Baradaran-Ghahfarokhi M, Khoramizadeh M. A Suitably Designed Lip Applicator for Radiation Therapy of Lips Carcinoma. J Isfahan Med Sch 2014; 32(297): 1310-8

1- Associate Professor, Department of Medical Physics and Medical Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

2- PhD Student, Medical Students Research Center, Department of Medical Physics and Medical Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

3- PhD Student, Department of Medical Physics, School of Medicine, Ahwaz Jundishapour University of Medical Sciences, Ahwaz, Iran

Corresponding Author: Milad Baradaran-Ghahfarokhi MSc, Email: milad_bgh@yahoo.com