DOI: 10.22122/jims.v36i483.9973 Published by Vesnu Publications

مجله دانشکده پزشکی اصفهان سال سی و ششم/شماره‌ی ۴۸۳/هفته‌ی سوم مرداد ۱۳۹۷

تاریخ دریافت: ۱۳۹۷/۲/۱ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۳/۲۴ تاریخ چاپ: ۱۳۹۷/۵/۱۵

طراحی، ساخت و ارزیابی نمونه‌ی اولیه‌ی سامانه‌ی لیزری شبیه‌ساز Computed Tomography (CT) در پرتودرمانی

سجاد سعادتی‌راد[۱]، علیرضا مهری دهنوی[۲]، نوید نجات‌بخش[۳]، رضا حاجیان[۳]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: هدف اساسی استفاده از شبیه‌ساز Computed tomography، همانندسازی نحوه‌ی وضعیت‌دهی بیمار در هنگام تصویربرداری و درمان می‌باشد. خطا در علامت‌گذاری، می‌تواند باعث ایجاد خطا در وضعیت‌دهی بیمار و ایجاد خطاهای بزرگ‌تر در تعیین محل تومور و طراحی درمان گردد. هدف از اجرای این مطالعه، طراحی و ساخت سامانه‌ی لیزری بود تا با استفاده از آن، میزان این خطاها به میزان زیادی کاهش یابد.

روش‌ها: سامانه‌ی لیزری از سه بازوی مجزا تشکیل شده بود که هر کدام دارای یک لیزر ثابت و یک لیزر متحرک بودند. در بخش فوقانی هر بازو یک لیزر خطی ثابت با خط عمودی قرار داشت. در بخش دیگر بازو نیز لیزر خطی متحرک با خط افقی قرار داشت. این لیزر، بر روی یک ساختار مکانیکی ریلی داخل بازو به حرکت در می‌آمد. جابه‌جایی و موقعیت لیزر متحرک با استفاده از سیستم الکترونیکی کنترل شد. سیستم الکترونیکی نیز از نرم‌افزار بر پایه‌ی ویندوز فرمان می‌گرفت.

یافته‌ها: در آزمایش انجام شده برای ارزیابی کارکرد، میزان صحت جابه‌جایی لیزرهای متحرک، ۹۸/۷ درصد و میزان دقت جابه‌جایی برای آن‌ها، ۰/۱۲ میلی‌متر به دست آمد.

نتیجه‌گیری: در مطالعه‌ی حاضر، با استفاده از امکانات موجود، طراحی، ساخت و ارزیابی نمونه‌ی اولیه‌ی سامانه‌ی لیزری شبیه‌ساز CT محقق گردید. با توجه به بررسی‌های انجام شده، صحت تعیین نقطه‌ی ایزوسنتر در این سامانه ۰/۵ میلی‌متر می‌باشد که این مقدار، با توجه به استانداردهای موجود و نمونه‌های دیگر و کاربرد دستگاه، مقدار قابل قبولی می‌باشد.

واژگان کلیدی: پرتودرمانی، لیزرها، توموگرافی اشعه‌ی ایکس، تضمین کیفیت مراقبت‌های درمانی، وضعیت‌دهی بیمار

ارجاع: سعادتی‌راد سجاد، مهری دهنوی علیرضا، نجات‌بخش نوید، حاجیان رضا. **طراحی، ساخت و ارزیابی نمونه‌ی اولیه‌ی سامانه‌ی لیزری شبیه‌ساز Computed Tomography (CT) در پرتودرمانی.** مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۷؛ ۳۶ (۴۸۳): ۶۴۳-۶۳۷

مقدمه

پیش از انجام پرتودرمانی، نیاز به شبیه‌سازی درمان است که توسط دستگاه شبیه‌ساز درمان انجام می‌گیرد. شبیه‌ساز درمان، یک دستگاه تصویربرداری بر پایه‌ی اشعه‌ی ایکس می‌باشد، اما نکته‌ی مهم در این خصوص، تفاوت تصویربرداری جهت تشخیص و نیز تصویربرداری جهت درمان می‌باشد. عملکرد اصلی یک شبیه‌ساز، شبیه‌سازی و نمایش میدان پرتوها در پرتودرمانی است؛ به گونه‌ای که حجم درمانی را بدون این که تابش اضافه‌ای به بافت‌های سالم اطراف برسد، به صورت دقیق در برمی‌گیرد و فرایند پرتودرمانی را شبیه‌سازی می‌کند. بنابراین، مهم‌ترین بخش‌های فرایند شبیه‌سازی درمان تشخیص محل دقیق تومور از دید پرتودرمانی، تعیین اعضای مهم در خطر و سپس، شبیه‌سازی مجازی فرایند درمان است.

با تجسم رادیوگرافیکی اعضای داخلی، می‌توان محل میدان پرتو و بلاک‌های مرتبط با محل‌های مشخص روی سطح بدن (Landmarks) را تنظیم نمود. با توجه به کاستی‌های روش‌های قدیمی مبتنی بر شبیه‌سازهای اشعه‌ی ایکس معمولی، امروزه

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیوالکتریک، دانشکده‌ی فن‌آوری‌های نوین علوم پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲- استاد، گروه بیوالکتریک، دانشکده‌ی فن‌آوری‌های نوین علوم پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۳- شرکت دانش‌بنیان بهیار صنعت سپاهان، شهرک علمی- تحقیقاتی اصفهان، اصفهان، ایران

نویسنده‌ی مسؤول: علیرضا مهری دهنوی

Email: mehri@med.mui.ac.ir

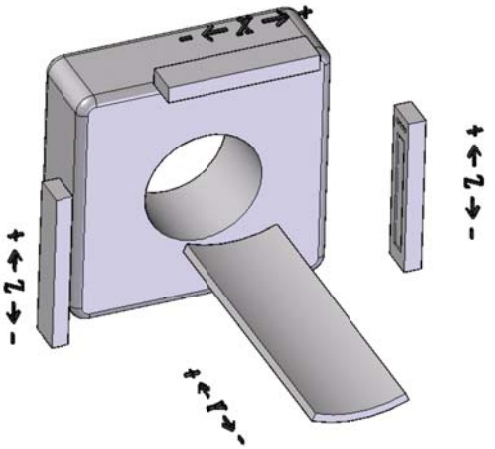
شبیه‌سازهای Computed tomography (CT simulators) مورد توجه قرار گرفته‌اند. در شبیه‌ساز CT، از یک اسکنر CT برای تعیین محل میدان‌های درمانی بر اساس تصاویر CT بیمار استفاده می‌شود.

یک برنامه‌ی کامپیوتری که به شکل اختصاصی برای شبیه‌سازی نوشته شده است، تخت بیمار و محل نشان لیزری (Laser cross-hairs) را به صورت خودکار موقعیت‌یابی می‌کند تا اسکن‌ها و میدان‌های درمانی را مشخص نماید. بنابراین، شبیه‌ساز CT شامل یک CT scanner تشخیصی کیفی، سامانه‌ی موقعیت‌یابی و علامت‌گذاری لیزری، نرم‌افزار شبیه‌سازی مجازی (Virtual simulation) درمان و وسیله‌های مجزای خروجی است (۷-۱).

هدف اساسی در استفاده از شبیه‌ساز CT، همانندسازی نحوه‌ی وضعیت‌دهی (Positioning) بیمار در هنگام تصویربرداری و درمان می‌باشد. این هدف، باعث ایجاد تغییراتی در CT scan رایج می‌گردد. از تفاوت‌های مهم شبیه‌ساز CT با CT scan رایج، اندازه‌ی دهانه‌ی گانتری می‌باشد. دهانه‌ی گانتری در CT scan رایج ۷۰ سانتی متر است، اما در شبیه‌ساز CT این مقدار به ۸۵ سانتی‌متر می‌رسد تا عمل وضعیت‌دهی بیمار ساده‌تر انجام گیرد. سیستم تخت دستگاه CT برای کارکرد تصویربرداری تشخیصی طراحی گردیده است و حالت منحنی (Curve) دارد. در دستگاه شتاب دهنده، تخت درمان صاف (Flat) می‌باشد و بنابراین، برای همانندسازی وضعیت‌دهی بیمار و یکسان بودن شرایط تصویربرداری و درمان در شبیه‌ساز CT، از تخت مشابه شتاب دهنده یعنی تخت صاف استفاده می‌گردد (۲).

خطا در علامت‌گذاری، می‌تواند باعث ایجاد خطا در وضعیت‌دهی بیمار و ایجاد خطاهای بزرگ‌تر در تعیین محل تومور و طراحی درمان گردد. با استفاده از سامانه‌ی لیزری، می‌توان این خطاها را به میزان زیادی کاهش داد. سامانه‌ی لیزری شبیه‌ساز CT، به منظور علامت‌گذاری در هنگام تصویربرداری با استفاده از شبیه‌ساز CT و سپس، بازسازی وضعیت‌دهی بیمار در درمان به وسیله‌ی شتاب دهنده‌ی خطی استفاده می‌شود. در تصویربرداری تشخیصی، دقت حرکت به میزانی که در پرتودرمانی اهمیت دارد، مهم و اساسی نمی‌باشد. استفاده از لیزرهای جانبی متحرک در شبیه‌ساز CT، می‌تواند به جای استفاده از حرکت بالا و پایین تخت، با دقت بسیار زیاد و بدون توجه به تغییر ارتفاع بر اساس وزن بیمار، امکان شبیه‌سازی حرکت در محور Z را فراهم نماید. تخت دستگاه شتاب دهنده‌ی خطی پزشکی، قابلیت حرکت در محورهای X، Y و Z را دارد، اما تخت دستگاه CT scan رایج، تنها قابلیت حرکت در محورهای Y و Z را دارا می‌باشد. بنابراین، شبیه‌سازی حرکت در محور X توسط سامانه‌ی لیزری متحرک نصب شده در سقف امکان پذیر می‌گردد. محور حرکت لیزرها در شکل ۱ نشان داده شده است.

لیزرها، باید از موقعیت ثابت و پایدار برخوردار باشند تا بتوان آن‌ها را تراز نمود که این امر، در افزایش دقت درمان تأثیر به‌سزایی دارد (۹-۷، ۵-۴، ۲-۱).



شکل ۱. محور حرکت تخت و لیزرهای سامانه‌ی شبیه‌ساز

در طول چند سال اخیر، دستگاه شبیه‌ساز CT و فرایند شبیه‌سازی و طراحی درمان، روند پیشرفت و تکامل را طی کرده‌اند. در نمونه‌های اولیه، شبیه‌ساز CT، لیزرهای ثابت داخلی CT scanner برای علامت‌گذاری مورد استفاده قرار می‌گرفتند (۱۱-۱۰). در نمونه‌های بعدی، از پرتوافکن لیزری که تصویری از شکل تومور و ایزوسنتر آن را روی سطح پوست بیمار نشان می‌داد، استفاده شد (۱۳-۱۲). در ادامه، استفاده از سامانه‌ی لیزری مستقل از ساختار CT scan نیز در موارد مختلف مورد بررسی و آزمایش قرار گرفته است که در نهایت، منجر به طراحی اولین نمونه‌های سامانه‌ی لیزری مجزا در شبیه‌ساز CT شده است (۱۶-۱۴).

از اصلی‌ترین مزیت‌های استفاده از سامانه‌ی لیزری شبیه‌ساز CT، می‌توان به افزایش دقت عمل علامت‌گذاری بدن در وضعیت‌دهی بیمار و در نتیجه افزایش دقت درمان، کاهش خطای انسانی در تعیین نقطه‌ی علامت‌گذاری در مقایسه با روش‌های قبلی علامت‌گذاری و امکان جابه‌جایی و تعیین محل علامت‌گذاری و ثبت موقعیت نقطه اشاره کرد.

با توجه به این که در حال حاضر، نمونه‌های خارجی معدودی از این دستگاه در بیمارستان‌های کشور مورد استفاده قرار می‌گیرند و متأسفانه نمونه‌ی ساخت داخلی از این دستگاه در بازار موجود نیست، این نیاز احساس می‌شود که نمونه‌ی داخلی دستگاه با توجه به نیازهای مراکز داخلی و با امکانات بومی طراحی گردد. از مزیت‌های ساخت و عرضه‌ی نمونه‌ی داخلی این دستگاه، می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:

۱- بومی‌سازی دستگاه و همچنین، رفع مشکلات احتمالی نمونه‌های خارجی

۲- صرفه‌ی اقتصادی به دلیل هزینه‌ی تمام شده‌ی کمتر و در نتیجه، قیمت مناسب

۳- امکان بهبود سامانه و ایجاد تغییرات لازم با نظر کاربر دستگاه با توجه به دسترسی به طراح و الگوریتم طراحی

۴- پشتیبانی سخت‌افزاری و نرم‌افزاری قوی‌تر به دلیل دسترسی به سازنده‌ی دستگاه در داخل کشور

هدف از اجرای این مطالعه، طراحی، ساخت و پیاده‌سازی نمونه‌ی اولیه‌ی سامانه‌ی لیزری شبیه‌ساز CT بود.

روش‌ها

طراحی سامانه، باید با توجه به امکانات موجود و کاربرد سامانه‌ی لیزری در روند درمان صورت پذیرد. این سامانه، در عمل نقطه‌ی ایزوسنتر داخلی دستگاه CT scan را ۶۰-۵۰ سانتی‌متر به سمت تخت و در محور Y جابه‌جا می‌کند که به این نقطه، ایزوسنتر مجازی گفته می‌شود. با استفاده از این سامانه، امکان جابه‌جایی نقطه‌ی ایزوسنتر مجازی در سه محور X، Y و Z فراهم می‌شود.

فرایند شبیه‌سازی CT و نقش سامانه‌ی لیزری در این فرایند:

وابسته به روش شبیه‌سازی درمان، به روش‌های مختلفی از سامانه‌ی لیزری برای علامت‌گذاری بیمار در مراحل طراحی درمان استفاده می‌شود. فرایند شبیه‌سازی درمان توسط مؤلفین متعددی شرح داده شده است. این فرایند، به طور خلاصه شامل وضعیت‌دهی و تثبیت موقعیت (Immobilization) بیمار، علامت‌گذاری بیمار، اسکن بیمار، موقعیت‌یابی نقاط هدف و تعیین نقطه‌ی ایزوسنتر، علامت‌گذاری بیمار و ابزار تثبیت موقعیت بر مبنای مختصات ایزوسنتر، شبیه‌سازی مجازی، ارزیابی و بهینه‌سازی طرح درمان می‌گردد.

این فرایند و اجرای آن، وابسته به امکانات موجود در مرکز، حجم کار، تعداد پرسنل و موارد دیگر متغیر است (۱۷، ۴، ۱).

در طول CT scan، باید نقاط مرجع (Skin reference marks) روی بدن بیمار تعیین شوند تا بتوان بیمار را در دستگاه درمان وضعیت‌دهی کرد.

بنابراین، هدف اصلی در طراحی این سامانه، ایجاد امکان کنترل نرم‌افزاری جابه‌جایی لیزرهای خطی در محور X به وسیله‌ی بخش سقفی دستگاه و در محور Z به وسیله‌ی بخش‌های جانبی دستگاه می‌باشد؛ به صورتی که این نقاط، باید قابل رهگیری و ثبت باشند. در نتیجه، سه بازوی مجزای این دستگاه، می‌تواند سه نقطه‌ی متحرک با استفاده از تقاطع لیزرهای ثابت و متحرک هر بخش ایجاد کند که در علامت‌گذاری در محورهای X و Z مورد استفاده قرار می‌گیرند.

۱. امکانات موجود: سخت‌افزار مکانیکی سامانه شامل اجزایی نظیر بدنه‌ی اصلی، ریل، کالسکه (جهت قرار گرفتن لیزر متحرک)، ساختار مکانیکی جهت قرار گرفتن لیزرهای خطی و تراز نمودن آن‌ها، تسمه و پولی، کوپلینگ، کاور، بلبرینگ و سایر موارد بود.

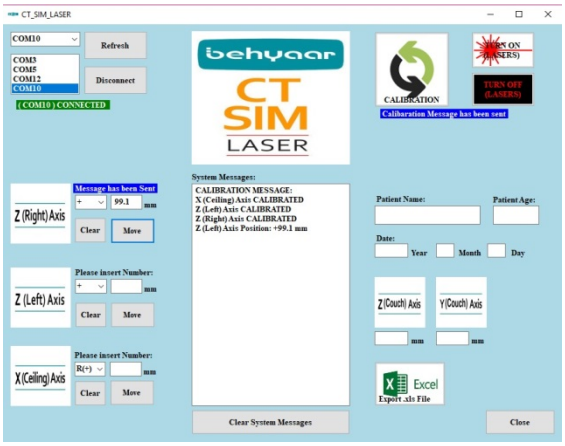
سخت‌افزار الکترونیکی سامانه، شامل اجزایی نظیر استپر موتور، انکودر، درایور استپر موتور، سنسور نوری، لیزر خطی، آداپتور ۲۴ ولت DC، برد فرستنده‌ی بی‌سیم و برد اصلی (شامل قطعات الکترونیکی از قبیل میکروکنترلر، ماژول رادیوفرکانسی، برد کنترلی لیزر و غیره) بود.

۲. طراحی و ساخت: ارتباط سخت‌افزار مکانیکی و الکترونیکی: سامانه‌ی لیزری از سه بازوی مجزا تشکیل شده بود که هر کدام، دارای یک لیزر ثابت و یک لیزر متحرک بود. با در نظر گرفتن یک بازوی ایستاده، ساختار کلی سامانه به این صورت بود که در بخش فوقانی دستگاه لیزر خطی ثابت به صورت عمودی قرار می‌گرفت. لیزر قرار گرفته در این قسمت، ثابت بود و فقط امکان جابه‌جایی‌های کوچک جهت تراز نمودن و کالیبراسیون را داشت. در بخش دیگر این بازو، لیزر متحرک قرار داشت. لیزر متحرک دارای خط افقی روی ساختار کالسکه و ریل قرار می‌گرفت. با استفاده از استپر موتور و تسمه و پولی، لیزر متحرک روی ساختار ریلی به سمت بالا و پایین به حرکت در می‌آمد. میزان جابه‌جایی لیزر با استفاده از انکودر به صورت دقیق اندازه‌گیری و دنبال می‌شد. میکروکنترلر قرار گرفته در برد اصلی دستگاه، جهت انجام دستورهای جابه‌جایی و کنترل لیزرها برنامه‌ریزی شده بود. نرم‌افزار سامانه جهت استفاده در محیط ویندوز طراحی شده بود. برد فرستنده، به صورت بی‌سیم به کامپیوتر متصل شده بود و دستورهای کنترلی ابلاغ شده‌ی کاربر از طریق نرم‌افزار را به برد اصلی ارسال می‌کرد.

کنترل نرم‌افزاری: نرم‌افزار این سامانه، با استفاده از نرم‌افزار Microsoft visual studio به زبان C# طراحی گردیده و تحت محیط ویندوز قابل استفاده بود. با اتصال فرستنده به درگاه USB رایانه، ارتباط نرم‌افزار با استفاده از پورت سریال برقرار می‌گردید. سپس، با استفاده از فیلدهای مربوط، موقعیت‌های دلخواه به لیزرها داده می‌شد و یا با استفاده از دکمه‌های کنترلی دستورهای کالیبراسیون خودکار، خاموش و روشن شدن لیزرها را به سامانه ارسال می‌کرد. این نرم‌افزار، امکان ثبت و ذخیره‌ی مشخصات بیمار و موقعیت لیزرها و تخت به صورت فایل Excel را نیز داشت. در شکل ۲، تصویری از محیط نرم‌افزار قابل مشاهده است.

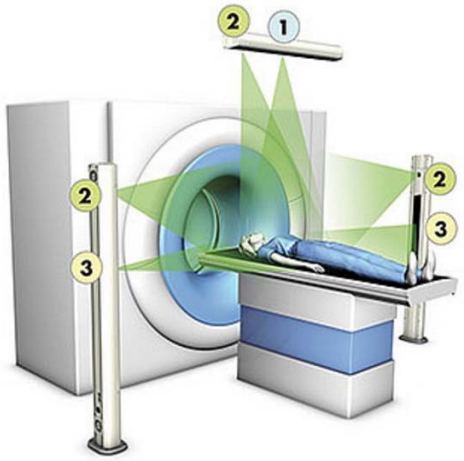
۴. پیاده‌سازی: هر کدام از سه قسمت مجزای سامانه‌ی لیزری، در یک بخش از اتاق CT نصب می‌شد. یک قسمت از دستگاه، به صورت سقفی بالای تخت نصب می‌شد که دارای یک لیزر متحرک

در سطح Sagittal و یک لیزر خطی ثابت در سطح افقی بود که با شماره‌های ۱ و ۲ بر روی دستگاه سقفی و در شکل ۳ نشان داده شده است.



شکل ۲. محیط نرم‌افزار سامانه‌ی لیزری

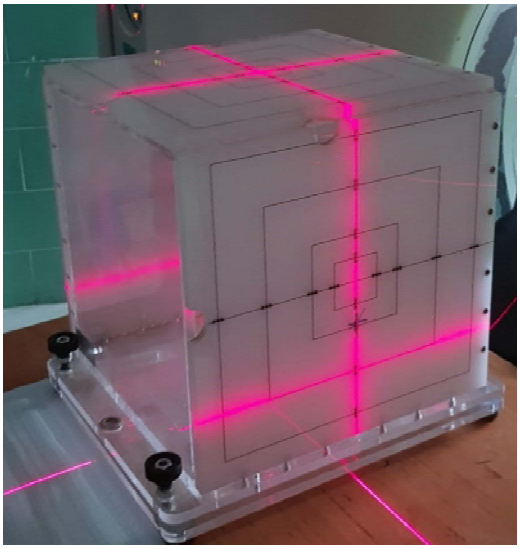
دو قسمت دیگر دستگاه نیز به صورت ایستاده در طرفین تخت قرار می‌گرفت که در هر کدام از آن‌ها یک لیزر خطی ثابت وجود داشت که محور عمودی (سطح افقی) نقطه‌ی علامت‌گذاری را ایجاد می‌کرد و یک عدد لیزر خطی متحرک که محور افقی (سطح فرونتال) متحرک برای تعیین نقطه‌ی علامت‌گذاری را ایجاد می‌کرد، محل قرار گرفتن لیزرها با شماره‌های ۲ و ۳ روی دستگاه‌های کناری در شکل ۳ نشان داده شده است.



شکل ۳. محل قرار گرفتن لیزرهای شبیه‌ساز

۵. ارزیابی: روند کالیبراسیون دستگاه هر بار پس از روشن و خاموش کردن دستگاه به صورت خودکار انجام می‌شد. نقاط ایزوسنتر هر سه بخش دستگاه پس از انجام کالیبراسیون خودکار و اندازه‌گیری طول مسیر حرکت لیزر، بر روی نقطه‌ی ایزوسنتر مجازی قرار می‌گرفت. اندازه‌گیری طول مسیر در حین کالیبراسیون خودکار، باعث جبران و خنثی‌سازی خطاهای مکانیکی ممکن در هر بار استفاده می‌شد.

به دلیل اهمیت بالای کالیبره بودن لیزرها، از روش‌های متعددی به منظور آزمایش تضمین کیفیت (Quality assurance) سامانه‌ی لیزری استفاده می‌شود. ایزوسنتر مشخص شده با سامانه‌ی لیزری، نقطه‌ی ایزوسنتر مشخص شده با لیزر در اتاق درمان شتاب دهنده را مدل می‌کرد. بنابراین، می‌توان برای سامانه‌ی لیزری نیز، آزمایش‌های تضمین کیفیت را که با استفاده از فانتوم‌های مکعبی مدرج برای چک کردن کالیبراسیون لیزر اتاق شتاب دهنده انجام می‌شد، اعمال نمود (۲۰–۱۸). تصویر شکل ۴، نمونه‌ای از فانتوم مکعبی استفاده شده در کالیبراسیون و نصب نمونه‌ی اولیه‌ی سامانه‌ی لیزری در بیمارستان امام رضا (ع) کرمانشاه را نشان می‌دهد.



شکل ۴. کالیبراسیون سامانه‌ی لیزری با استفاده از فانتوم مکعبی

یافته‌ها

در آزمایش انجام شده برای بررسی صحت (درستی یا Accuracy) و دقت (Precision) جابه‌جایی لیزرهای متحرک، ۲۰ نمونه با مقدار جابه‌جایی ۱۰ میلی‌متر در هر بار و با شرایط یکسان از دستگاه گرفته شد. میزان صحت جابه‌جایی با استفاده از رابطه‌ی (۱) و میزان دقت با استفاده از رابطه‌ی (۲) محاسبه شده است. میزان دقت و صحت محاسبه شده و دیگر ویژگی‌های دستگاه در جدول ۱ آمده است. همچنین، در بخش دیگر جدول، دقت و صحت و برخی دیگر از ویژگی‌های نمونه‌های خارجی دستگاه با توجه به کاتالوگ و همچنین، آزمایش‌های مشابه به دست آمده و به منظور مقایسه ذکر گردیده است.

جدول ۱. مشخصات سخت‌افزاری سامانه‌ی لیزری

ویژگی	نمونه‌ی اولیه	دستگاه CT-Sim ساخت شرکت Linatech	دستگاه DORADO II ساخت شرکت LAP
صحت جابه‌جایی لیزر در ۱۰ میلی‌متر (درصد)	۹۸/۷	۹۵/۲	۹۹/۳
دقت جابه‌جایی لیزر در ۱۰ میلی‌متر (میلی‌متر)	۰/۱۲	۰/۱۸	۰/۱۰
طول موج و درجه‌ی خطر لیزر	۶۵۰ نانومتر (درجه‌ی II)	۶۵۰ نانومتر (درجه‌ی II)	۶۵۰ نانومتر (درجه‌ی II)
پهنای باریکه‌ی لیزر در فاصله‌ی ۳-۲ متر	کمتر از ۱ میلی‌متر	کمتر از ۱ میلی‌متر	کمتر از ۱ میلی‌متر
طول جابه‌جایی محورهای X و Z در لیزرهای متحرک	بیشتر از ۶۰۰ میلی‌متر	بیشتر از ۶۰۰ میلی‌متر	بیشتر از ۶۰۰ میلی‌متر
صحت تعیین نقطه‌ی ایزوسنتر (وابسته به پهنای باریکه‌ی لیزر)	۰/۵ ± میلی‌متر	۰/۵ ± میلی‌متر	۰/۵ ± میلی‌متر
تفکیک پذیری (Resolution) مقدار جابه‌جایی لیزر	۰/۱ میلی‌متر	۰/۱ میلی‌متر	۰/۱ میلی‌متر

رابطه‌ی (۱):

$$\text{Accuracy} = \frac{|A|-|A-a|}{A} * 100$$

A: مقدار جابه‌جایی تعیین شده برای دستگاه

a: میانگین مقدار جابه‌جایی‌های اندازه‌گیری شده

رابطه‌ی (۲):

$$\text{Precision} = \sqrt[2]{\frac{\sum_{i=1}^{N}(X_i-\bar{X})^2}{N-1}}$$

N: تعداد نمونه‌ها

X: مقدار جابه‌جایی‌های اندازه‌گیری شده

$\bar{X}$: میانگین مقدار جابه‌جایی‌های اندازه‌گیری شده

بحث

در مطالعه‌ی حاضر، طراحی، ساخت و ارزیابی نمونه‌ی اولیه‌ی سامانه‌ی لیزری شبیه‌ساز CT صورت گرفت. با توجه به بررسی‌های انجام شده، تعیین کننده‌ی نهایی صحت تعیین نقطه‌ی ایزوسنتر، پهنای باریکه‌ی لیزر می‌باشد. بنابراین، با توجه به این که باریکه‌ی لیزر ۱ میلی‌متر می‌باشد، صحت تعیین نقطه‌ی ایزوسنتر ۰/۵ میلی‌متر خواهد بود. با توجه به استانداردهای موجود و نمونه‌های مشابه خارجی و کاربرد دستگاه، این مقدار صحت مقدار قابل قبولی می‌باشد (جدول ۱). بنابراین، این محصول توانایی رقابت با نمونه‌ی خارجی را دارد و می‌تواند جایگزین مناسبی برای نمونه‌ی خارجی باشد. به منظور بهینه‌سازی دستگاه و افزایش صحت آن، می‌توان از لیزرهایی با باریکه‌ی ظریف‌تر استفاده کرد. این امر، به دلیل نیاز به تهیه‌ی نمونه‌ی خارجی لیزر با هزینه‌ی بالا، به بررسی‌های بیشتری نیاز دارد. برای افزایش دقت جابه‌جایی و کاهش خطای لقی تسمه، می‌توان سیستم مبتنی بر بال اسکرو را پیشنهاد داد. دقت بیشتر را می‌توان به عنوان بزرگ‌ترین مزیت این سیستم دانست، اما در طرف مقابل، با کاهش سرعت جابه‌جایی مواجه خواهیم شد که در نتیجه، این مورد نیز به بررسی بیشتری نیاز دارد.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل طرح تحقیقاتی به شماره‌ی ۳۹۶۹۱۰ می‌باشد. نویسندگان این مقاله بر خود لازم می‌دانند از معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان و شرکت دانش‌بنیان بهیار صنعت سپاهان به جهت حمایت از این طرح تحقیقاتی تشکر و قدردانی نمایند.

References

1. Yi lY, Qiang L. 3D CT simulation and treatment planning system for radiotherapy. Proceedings of International Conference on Information Acquisition, 2004 Jun 21-25; Hefei, China. p. 436-9.
2. Aird EG, Conway J. CT simulation for radiotherapy treatment planning. Br J Radiol 2002; 75(900): 937-49.
3. Mutic S, Palta JR, Butker EK, Das IJ, Huq MS, Loo LN, et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. Med Phys 2003; 30(10): 2762-92.
4. Mutic S. CT simulation refresher course [Online]. [cited 2011]; Available from: URL: https://www.aapm.org/meetings/2001am/pdf/7200-35328.pdf
5. Levitt SH, Purdy JA, Perez CA, Vijayakumar S. Technical basis of radiation therapy: Practical clinical applications. 4th ed. New York, NY: Springer; 2006.
6. Khan FM, Gibbons JP. The physics of radiation therapy. 5th ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins; 2014.
7. Petschen I, Peez-Calatayud J, Tormo A, Lliso F, Badal MD, Carmona V, et al. Virtual simulation in radiation therapy planning. Report of five-year experience. Revista de Oncologia 2000; 2(4): 213-22.
8. Pella A, Riboldi M, Tagaste B, Bianculli D, Desplanques M, Fontana G, et al. Commissioning and

quality assurance of an integrated system for patient positioning and setup verification in particle therapy. Technol Cancer Res Treat 2014; 13(4): 303-14.
9. Van Sornsen de Koste JR, de Boer HC, Schuchhard-Schipper RH, Senan S, Heijmen BJ. Procedures for high precision setup verification and correction of lung cancer patients using CT-simulation and digitally reconstructed radiographs (DRR). Int J Radiat Oncol Biol Phys 2003; 55(3): 804-10.
10. Perez CA, Purdy JA, Harms W, Gerber R, Matthews J, Grigsby PW, et al. Design of a fully integrated three-dimensional computed tomography simulator and preliminary clinical evaluation. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1994; 30(4): 887-97.
11. Ragan DP, He T, Mesina CF, Ratanatharathorn V. CT-based simulation with laser patient marking. Med Phys 1993; 20(2 Pt 1): 379-80.
12. Nagata Y, Nishidai T, Abe M, Hiraoka M, Takahashi M, Fujiwara K, et al. Laser projection system for radiotherapy and CT-guided biopsy. J Comput Assist Tomogr 1990; 14(6): 1046-8.
13. Nagata Y, Nishidai T, Abe M, Takahashi M, Okajima K, Yamaoka N, et al. CT simulator: A new 3-D planning and simulating system for radiotherapy: Part 2. clinical application. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1990; 18(3): 505-13.
14. Gangi A, Kastler B, Arhan JM, Klinkert A, Grampp JM, Dietemann JL. A compact laser beam guidance system for interventional CT. J Comput Assist Tomogr 1994; 18(2): 326-8.
15. Strassmann G, Vacha P, Osterhaus T, Battmann A, Richter D, Nashwan K, et al. Evaluation of a laser system for CT software simulation (EXOMIO) in patients with breast cancer. Strahlenther Onkol 2004; 180(9): 597-600.
16. Thomadsen BR. Principles in positioning cross-projecting lasers. Med Phys 1981; 8(3): 375-7.
17. Conway J, Robinson MH. CT virtual simulation. Br J Radiol 1997; 70 Spec No: S106-S118.
18. Bissonnette JP, Balter PA, Dong L, Langen KM, Lovelock DM, Miften M, et al. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: a report of the AAPM TG-179. Med Phys 2012; 39(4): 1946-63.
19. Miyabe Y, Sawada A, Takayama K, Kaneko S, Mizowaki T, Kokubo M, et al. Positioning accuracy of a new image-guided radiotherapy system. Med Phys 2011; 38(5): 2535-41.
20. Mao W, Lee L, Xing L. Development of a QA phantom and automated analysis tool for geometric quality assurance of on-board MV and kV x-ray imaging systems. Med Phys 2008; 35(4): 1497-506.

DOI: *10.22122/jims.v36i483.9973* *Published by Vesnu Publications*

Journal of Isfahan Medical School **Vol. 36, No. 483, 3rd Week, August 2018**

Received: 21.04.2018 Accepted: 14.06.2018 Published: 06.08.2018

Design, Development, and Evaluation of Prototype Computed Tomography (CT) Simulator Laser System in Radiotherapy

Sajjad Saadati-Rad[1], Alireza Mehri-Dehnavi[2], Navid Nejat-Bakhsh[3], Reza Hajian[3]

Original Article

Abstract

Background: The main goal of using the computed tomography (CT) simulator is to assimilate the patient's positioning during imaging and treatment. Error in marking can lead to error in patient positioning, and create greater errors in determining the location of the tumor and the treatment planning. The purpose of this study was to design and develop laser system that can greatly reduce these errors.

Methods: The laser system consisted of three separate arms that each of them had a fixed laser and a movable laser. In the upper part of each arm, there was a fixed linear laser with a vertical line. In the other part of the arm, there was also a moving linear laser with a horizontal line; this laser moved on the mechanical rail structure inside the arm. Movement and position of the laser was controlled by the electronic system; the electronic system also took order of the Windows-based software.

Findings: In this trial for the performance evaluation, displacement accuracy of the movable lasers was 98.7%, and the displacement precision of them was 0.12 mm.

Conclusion: In this study, using the available facilities, the goal of the study which was design, development, and evaluation the prototype of the CT simulator laser system was achieved. According to the results of this study, the accuracy of the isocentre point determination in this system was 0.5 mm, which is acceptable according to the existing standards, other similar devices, and device usage.

Keywords: Radiotherapy, Lasers, Computed X ray tomography, Health care quality assurance, Patient positioning

Citation: Saadati-Rad S, Mehri-Dehnavi A, Nejat-Bakhsh N, Hajian R. **Design, Development, and Evaluation of Prototype Computed Tomography (CT) Simulator Laser System in Radiotherapy.** J Isfahan Med Sch 2018; 36(483): 637-43

1- MSc Student, Department of Biomedical Engineering, School of Advanced Medical Technology, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
2- Professor, Department of Biomedical Engineering, School of Advanced Medical Technology and Medical Image and Signal Processing Research Center, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
3- Behyaar Sanaat Sepahan, Isfahan Science and Technology Town, Isfahan, Iran
Corresponding Author: Alireza Mehri-Dehnavi, Email: mehri@med.mui.ac.ir