

بهینه سازی دستگاه سی تی اسکن لیزری به منظور دوزیمتری ژل براساس طراحی جدید اپتیکی

مرتضی عبداللہی شریف^۱کیوان اصحابی^۲^۱ مربی، گروه مهندسی برق، دانشگاه صنعتی ارومیه،

ارومیه، ایران

^۲ کارشناس ارشد، دپارتمان علوم کاربردی، دانشگاه

صنعتی مالک اشتر، تهران، ایران

چکیده

مقدمه: در این مقاله برای بهینه سازی اسکنر سی تی لیزری، که به منظور دوزیمتری ژل معادل بافت به کار می رود، ساختار اپتیکی جدیدی پیشنهاد شده است.

روش بررسی: روند کار براساس به کارگیری یک دیود لیزری به عنوان منبع نور و سه چیدمان پیاپی اپتیکی با هدف هدایت بهینه پرتوی اپتیکی جهت بازخوانی دقیق ژل معادل بافت مبتلا به تومور بنا شده است. تا به امروز، روش تصویربرداری تشدید پارامغناطیس (MRI) به صورت گسترده ای برای ارزیابی توزیع دوز جذبی در دوزیمتری ژل معادل بافت مورد استفاده بوده است. با اینحال، به دلیل مسائل عملیاتی از قبیل در دسترس بودن، هزینه و تجهیزات و اسکن اپتیکی ژل بارها توسط محققان به عنوان یک جایگزین دقیق و کاربردی برای MRI به کار گرفته شده است. پتانسیل روش سی تی اسکن اپتیکی به صورت تجربی نیز مورد کاوش قرار گرفته و مزایای این روش بسیار مطلوب گزارش شده است. توموگرافی توسط نور یک روش غیرمخرب، سریع، آسان و ارزان است که طی آن ژل معادل توسط نور تابش دهی می شود و در ادامه اطلاعات اپتیکی نسبت به زاویه چرخش ژل در معرض تابش، آن طرف توسط CCD دریافت می گردد.

یافته ها: این اطلاعات ثبت می شود و توسط رایانه تحلیل می گردد. با در نظر گرفتن درجه زاویه چرخشی ژل در معرض پرتو و جمع آوری اطلاعات اپتیکی ناشی از هر ۳۶۰ درجه یک کانتور سه بعدی براساس روش مدل سازی مبتنی بر (Filtered Back Projection)FBP به دست می آید. با افزایش تصاویر گرفته شده از هر مقطع، تحت عنوان Project، به ازای زوایای عکسبرداری، دقت افزایش می یابد.

نتیجه گیری: تحقیقات قبلی بر روی بهبود کیفیت پرتوی ناشی از منبع نور و بهینه سازی چیدمان اپتیکی چندان تمرکزی نداشته اند. این موارد اهداف مقاله حاضر را شامل می گردد. جایگزینی منبع نوری جدید نسبت به منابع نوری متداول، بهینه سازی چیدمان اپتیکی و بالابردن کارایی و حفظ دقت دستگاه از آن جمله اند.

واژه های کلیدی: دوزیمتری ژل معادل بافت، اسکن CT اپتیکی، توموگرافی، FBP

نویسنده مسئول: مرتضی عبداللہی شریف، ۰۴۴۱۳۵۵۴۱۸۴
نشانی الکترونیک: m.abdolahisharif@ee.uut.ac.ir

مقدمه

ژل هایی که به عنوان مواد معادل بافت کاربرد فراوانی در پزشکی دارند اگر در معرض تابش یونیزه شده با انرژی بالا قرار گیرند، بخشی از انرژی را جذب و بخش دیگر را عبور خواهند داد. با افزایش مدت زمان تابش، شفافیت ژل کاهش می یابد و در این حالت به آن ژل دوزیده می گویند. دلیل این پدیده را باید در پراکندگی نور از ذرات ریز واقع در ژل جستجو کرد [۱].

توموگرافی توسط نور یک روش غیرمخرب، سریع، آسان و ارزان است که طی آن ژل معادل بافت در معرض تابش نور قرار می گیرد

و اطلاعات اپتیکی توسط CCD با توجه به زاویه چرخش، آن طرف ژل اندازه گیری می شود. اطلاعات اپتیکی ذخیره شده توسط رایانه آنالیز می گردد. با در نظر گرفتن درجه زاویه چرخشی ژل در معرض پرتو و جمع آوری اطلاعات اپتیکی ناشی از هر ۳۶۰ درجه، یک کانتور سه بعدی براساس روش مدل سازی مبتنی بر ^۱FBP به دست می آید. با افزایش تصاویر گرفته شده از هر مقطع، تحت عنوان Project، به ازای زوایای عکسبرداری، دقت افزایش می یابد.

¹ Filtered Back Projection

حدود ۲ میلی‌متر می‌باشد، کمره پرتو سطح ژل داخل استوانه را نمی‌تواند به‌طور کامل پوشش دهد و به‌همین دلیل در هر زاویه خاص برای به‌دست آوردن تصاویر موسوم به Projects باید نور لیزر توسط حرکت یک آینه بر روی ژل تابانده شود تا کل سطح آنرا پوشش دهد که حرکت آینه و باریک بودن پرتوی لیزری، تفکیک فضایی در حدود ۳-۲ میلی‌متر را به‌دست می‌دهد [۱۰-۱].

در این مقاله استفاده از دیود لیزری به‌عنوان منبع نوری سیستم اپتیکی دستگاه اسکنر لیزری پیشنهاد شده‌است. دیود لیزری در مقایسه با منابع متداول نوری مانند لیزر He-Ne مزیت‌هایی از قبیل هزینه کمتر، اندازه کوچک‌تر و ولتاژ کار پایین‌تر را دربر خواهد داشت. علاوه بر این، امکان انتخاب طول موج‌های کاری متعدد در محدوده قابل انتخاب تنها با تغییر جریان ورودی دیود لیزری میسر خواهد گردید. این مسئله از آن جهت حائز اهمیت است که یک ژل معادل بافت به‌ازای یک طول موج مشخص، بیشترین درصد نور جذبی را خواهد داشت.

علی‌رغم مزیت‌های فوق‌الذکر، می‌توان مواردی را به‌عنوان معایب به‌کارگیری دیود لیزری در دستگاه اسکنر لیزری عنوان نمود: واگرایی بالا، ابیراهی پرتو و پروفیل پرتوی خروجی به شکل بیضی [۵ و ۴]. بر این اساس، این مقاله روش‌هایی را جهت رفع چنین معایبی پیشنهاد می‌کند که در نهایت منجر به چیدمان اپتیکی نوین به‌کاررفته خواهد شد. براساس مدل‌سازی انجام‌شده، دقت کارکرد به‌قدری بالا خواهد بود که توان تفکیک فضایی کمتر از 1mm^3 به‌دست می‌آید.

سیستم اپتیکی پیشنهادی

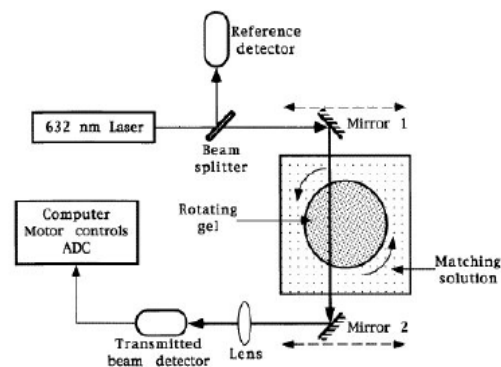
سیستم پیشنهادی به‌صورت شماتیک در شکل ۲ آمده‌است. در این سیستم یک دیود لیزری 1mW با طول موج کاری قابل تعیین به ژل تابانده می‌شود. برای حصول طول موج‌های متعدد تنها کافی است جریان ورودی دیود لیزری کنترل گردد.

باید توجه داشت با به‌کارگیری دیود لیزری، برخی معایب ذکرشده از قبیل ابیراهی‌های کروی، کما و آستیگماتیسم، اعوجاج و پروفیل خروجی بیضی‌شکل لیزر اجتناب‌ناپذیر خواهد بود. برای رفع این نارسایی‌ها سه سیستم اپتیکی بهینه‌شده متوالی مورد استفاده قرار می‌گیرد:

در مرحله اول ابیراهی توسط سیستم اپتیکی ۱ (که در شکل ۳ آمده‌است) حذف می‌گردد و علاوه بر این قطر پرتو از ۲ میلی‌متر به ۱ سانتی‌متر افزایش می‌یابد. در مرحله بعد، سیستم اپتیکی شماره ۲ کمره پرتو را تا حدود $4/5$ سانتی‌متر افزایش می‌دهد تا ۹۰ درصد سطح ژل را پوشش دهد و از پراکندگی در لبه‌های

مطالعات بر روی بهینه‌سازی کارایی روش دوزیمتری لیزری ژل به‌عنوان یک روش پذیرفته‌شده از سوی جامعه پزشکی، حدود یک‌دهه سابقه دارد و هر تحقیق به‌نوبه خود سعی دارد متغیرهای خروجی این روش را بیش از پیش ارتقاء دهد.

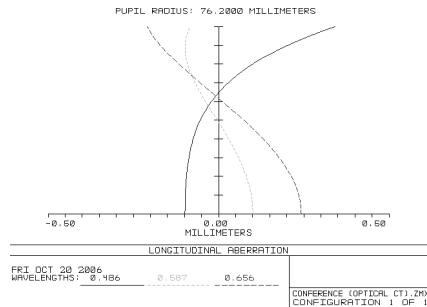
اولین دستگاه اسکنر لیزری توسط Gore و سایرین پیشنهاد گردید که تصویر شماتیک آن در شکل ۱ آمده‌است. ژل مربوطه در یک اتاقک چرخان استوانه‌ای که نور از آن در حال عبور است، قرار می‌گیرد. برای کمینه‌سازی شکست نور، این اتاقک توسط آب پوشیده شده‌است بدین معنا که ضریب شکست آب تقریباً با ضریب شکست مربوط به ژل یکسان است. سپس با تابش پرتوی لیزر ناشی از He-Ne به دورتادور ژل از طریق چرخش اتاقک حاوی ژل، پروفیل‌های مشخصی به‌ازای هر زاویه چرخش حاصل می‌گردد. یک عدسی جهت جمع‌آوری پرتوهای پراکنش، نور پراکنده‌شده را بر روی آشکارساز متمرکز می‌نماید و سرانجام اطلاعات اپتیکی دریافت‌شده به یک دستگاه رایانه هدایت می‌شود تا مورد تحلیل و بازسازی قرار گیرد.



شکل ۱: تصویر شماتیک دستگاه سی‌تی لیزری پیشنهادی توسط Gore و همکاران

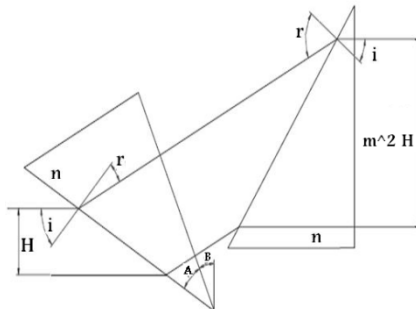
ابتدا یک مدل‌سازی کامپیوتری، یک تصویر دوبعدی از هر زاویه چرخشی با مشخصه محاسبه ضریب تضعیف نور ایجاد می‌کند و در ادامه، تصویر سه‌بعدی از تمام زوایا با روی هم قرارگرفتن این پروفیل‌های دوبعدی بازسازی می‌گردد. امروزه، دستگاه‌های سی‌تی‌اسکن لیزری با سازوکاری نسبتاً مشابه از دوربین‌های CCD و لامپ‌های جیوه و یا همان لیزر He-Ne استفاده می‌کنند. با این حال، این سیستم‌ها علی‌رغم در نظر گرفتن قابلیت‌های بالا، ایرادهایی نیز دارند. برای مثال قله موج لیزر He-Ne در حدود 633 نانومتر می‌باشد و بنابراین تنها می‌تواند برای ژل خاصی که ضریب جذب اپتیکی آن در این حدود است، مورد استفاده قرار گیرد. از سوی دیگر با توجه به اینکه قطر پرتوی لیزر در

دستگاه سی‌تی لیزری از دقت خوبی برخوردار می‌باشد و مهم‌تر اینکه مقرون به صرفه‌تر است.

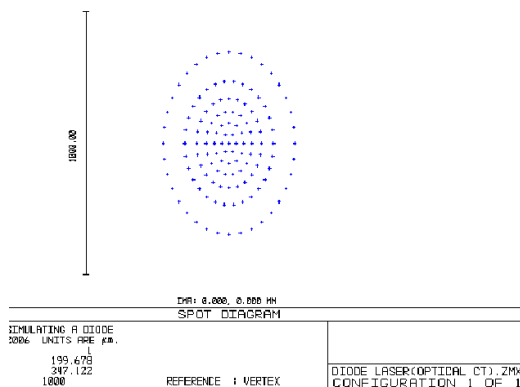


شکل ۴: اصلاح ابیراهی طولی برای چند طول موج متفاوت

پس از موازی‌کردن پرتوی لیزر توسط سیستم اپتیکی ۱ با استفاده از سیستم اپتیکی ۲ (شکل ۵) پرتوی اتساع‌یافته و پروفیل آن از شکل بیضی به دایروی تبدیل می‌گردد. این عمل با استفاده از دو منشور صورت می‌گیرد. فرآیند مزبور توسط محاسبه‌های موجود در روابط ۱-۳ که بیان خواهد شد، توصیف می‌گردد. شکل‌های ۶ و ۷ پروفیل پرتوی ورودی و خروجی را به‌ترتیب برای یک دیود لیزری معین نشان می‌دهد.

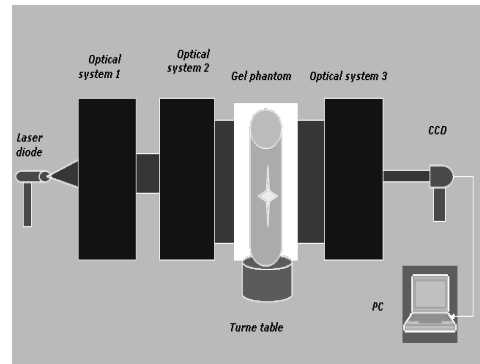


شکل ۵: استفاده از سیستم دو منشوری برای پهن‌سازی و تغییر شکل پرتوی خروجی



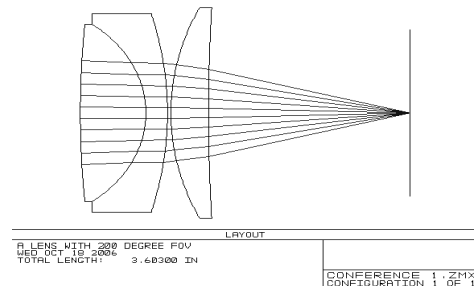
شکل ۶: پرتوی خروجی لیزر دیود که در راستای عمودی دارای پهن‌شدگی بیشتری است.

دیواره استوانه جلوگیری نماید. وظیفه اصلی این سیستم تغییر پروفیل بیضی به شکل دایره‌ای آن است. این تغییر نیازمند محاسبه‌های مربوط به سیستم اپتیکی به‌کاررفته است.



شکل ۷: شمای کلی سیستم پیشنهادی

سیستم اپتیکی شماره ۱ با استفاده از نرم‌افزار ZEMAX طراحی می‌شود و در آن یک عدسی تخت-کوژ (۱) ابیراهی کروی را از بین می‌برد و عدسی‌های مضاعف مثبت-منفی (۲) و (۳) با تشکیل ابیراهی‌های مخالف هم کما و آستیگماتیسم، اثر یکدیگر را حذف می‌کنند. سطح تخت ورودی نیز برای حذف اثرهای ابیراهی یک‌روزنه به کار می‌رود.



شکل ۸: سیستم اپتیکی موازی‌ساز به‌همراه جدول آن که به‌صورت شبه‌متقارن برای حذف ابیراهی‌های مخالف طراحی شده است.

این سیستم دارای NA ۰/۶۲ فاصله کانونی ۶/۵ میلی‌متر و دارای اعوجاج جلو موج پایین می‌باشد و چون ابیراهی‌های آن حذف شده دهانه آن بزرگ و در حدود ۱ سانتی‌متر در نظر گرفته شده‌است تا پراش ناشی از لکه در خروجی محدود شود.

شکل ۴ ابیراهی خروجی ناشی از سیستم اپتیکی ۱ را برای چند طول موج نشان می‌دهد. اگرچه براساس دانسته‌های اپتیک غیر خطی، طراحی سیستم اپتیکی ۱ با استفاده از آینه‌های تزدویج‌کننده فاز اپتیکی (OPC) می‌تواند دقت حذف ابیراهی‌ها را بیش از پیش بالاتر برد، سیستم طراحی‌شده حاضر برای مقاصد

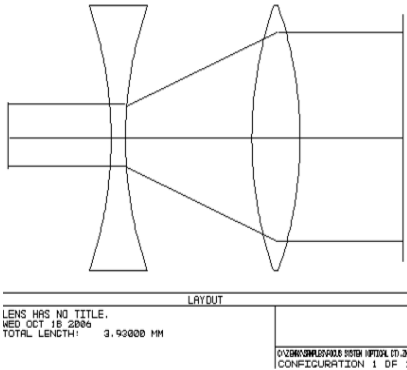
سانتی متر کانونی می شود. چیدمان سیستم اپتیکی ۳ در شکل ۸ آمده است.

$$|M| = \frac{D_{input}}{D_{output}} = \left| \frac{f_1}{f_2} \right| \quad (4)$$

فاصله کانونی عدسی مقعر $f_1 = 9 \text{ cm}$

فاصله کانونی عدسی محدب $f_2 = 4 \text{ cm}$

فاصله بین دو عدسی $d = 5 \text{ cm}$



شکل ۸: سیستم اپتیکی سوم که متشکل از دو عدسی مثبت و منفی برای متمرکز کردن پرتو بروی CCD است.

اکنون دوربین CCD پرتوی آشکارسازی شده را به یک رایانه ارسال می کند تا مورد تحلیل قرار گیرد.

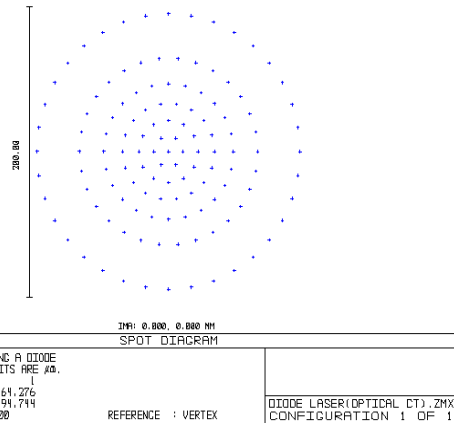
بازسازی تصویر سه بُعدی

در این مرحله برای تحلیل کارکرد سیستم از روش FBP جهت بازسازی تصویر سه بُعدی استفاده می شود. روند کار به صورت زیر است:

با در نظر گرفتن پرتوی موازی شده فرودی با زاویه φ ، پرتوی عبوری پروفیلی مطابق شکل ۹ خواهد داشت. اگر ژل در هر مرحله 1° بچرخد، 180° الگوی متفاوت به ازای 180° چرخش به دست خواهد آمد. در ابتدای فرآیند، یک الگوی دوبعدی بازسازی می شود و سپس این تصاویر دوبعدی کانتور سه بُعدی با در نظر گرفتن معادلات زیر به دست می آید.

برای توصیف این معادلات ابتدا فرض می گردد $g(\varphi, s)$ یک الگوی تک بُعدی به ازای زاویه مشخصه φ باشد که طی آن g شدت توزیع کل در نقطه ای با زاویه φ و فاصله s از مرکز تصویر اصلی است. از این رو:

$$g(\varphi, s) = \int_l f(x, y) dl \quad (5)$$



شکل ۷: پرتوی دایروی پس از عبور از جفت منشور تغییر شکل دهنده

بزرگ نمایی منشور مطابق با رابطه ۱ به زاویه فرودی و شکست بستگی خواهد داشت:

$$m = \frac{H'}{H} = \frac{\sin(90-r)}{\sin(90-i)} = \frac{\cos r}{\cos i} \quad (1)$$

با انتخاب شیشه BK7 به عنوان جنس منشورها و استفاده از معادله های زیر که به سادگی از شکل ۵ منتج می گردد، امکان افزایش کمره پرتو از ۱ سانتی متر تا ۴/۵ سانتی متر وجود خواهد داشت:

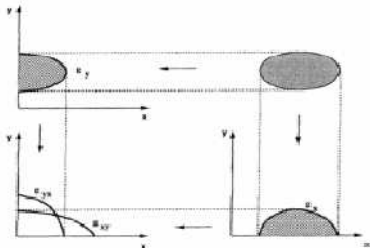
$$\begin{aligned} \sqrt{\frac{1-m^2}{1-m^2 n^2}} &= \sin(A) \\ A &= 30^\circ \quad B = 36.71^\circ \quad (2) \\ n \sqrt{\frac{1-m^2}{1-m^2 n^2}} &= \sin(A+B) \end{aligned}$$

اکنون ژل در اتاقک استوانه ای با قطر ۵ و ارتفاع ۷ سانتی متر قرار می گیرد. همان طور که مطرح گردید، مجموعه ژل باید در داخل محفظه ای پر از آب غوطه ور گردد. از طرف دیگر این مجموعه بروی یک دیسک چرخان که توسط یک موتور پله ای کنترل می شود، سوار می گردد. زاویه چرخش در هر مرحله 0.9° می باشد و بنابراین 400° زاویه دید برای اخذ تصاویر مهیا خواهد گردید. امکان حصول 10° پروفیل بُعدی به ازای هر زاویه دید موجود می باشد و تصویر مناسب حاصل شده بدون خطا با استفاده از روش ML (احتمال درست نمایی بیشینه: روشی برای بهینه سازی تصویر آشکارسازی شده) به ازای هر سطح مقطع تهیه می گردد.

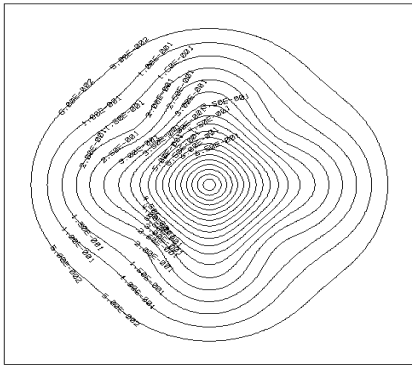
برای آشکارسازی تصویر، سیستم اپتیکی شماره ۳ مطابق با آنچه در ادامه بیان خواهد شد، به کار گرفته می شود. پرتوی اپتیکی با استفاده از معادله ۳ بروی یک دوربین CCD با روزه های به قطر ۲

یافته‌ها

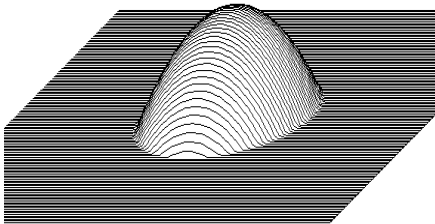
هر نقطه در project های دوبعدی به انتگرال خطی جذب در طول طیف نوری نسبت داده می‌شود که از ژل می‌گذرد و با استفاده از تکنیک FBP از تصاویر دوبعدی گرفته شده کانتور سه‌بعدی، همان‌طور که در شکل‌های ۱۱ و ۱۲ نشان داده شده است، به دست می‌آید. این تصاویر نشان‌دهنده توزیع دوز جذب شده در ژل نوعی آزمایشگاهی است و قابلیت مجموعه پیشنهادی را جهت تعیین توزیع دوز در بافت‌های مبتلا به تومور نشان می‌دهد.



شکل ۱۰: ترکیب تصاویر از دو زاویه متفاوت



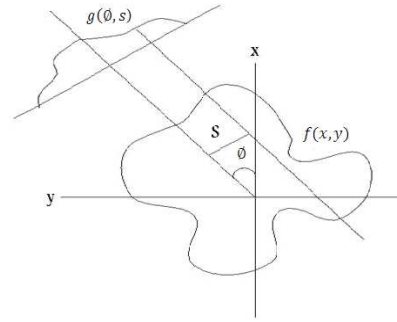
شکل ۱۱: نمایش کانتور به دست آمده به صورت دوبعدی



شکل ۱۲: بازسازی سه‌بعدی با استفاده از کانتورهای به دست آمده از توزیع دوز جذب شده در ژل.

هرچه project های بیشتری به دست آید، کیفیت تصویر بازسازی شده بهتر خواهد بود. افزایش project ها منوط به افزایش زوایای عکسبرداری خواهد بود.

در این رابطه $f(x, y)$ تصویر اصلی است.



شکل ۹: نور فرودی بر جسم تحت زاویه θ_1

نیز می‌توان معادله نقاط واقع بر روی خط را به صورت زیر به دست آورد:

$$x \sin(\phi) - y \cos(\phi) = s \quad (6)$$

$$g(\phi, s) = \iint f(x, y) \delta(x \sin \phi - y \cos \phi - s) dx dy \quad (7)$$

در ادامه، g ها به ازای جميع زوايا (تبدیل Radon تصویر اصلی) به دست می‌آیند. ماتریس دوبعدی تصویر تحت دوران قرار می‌گیرد و با جمع درایه‌های هر ستون تصاویر موسوم به Projects حاصل می‌گردد. حال تصویر اولیه (اصلی) توسط ۱۸۰ تصویر projects به دست آمده بازسازی می‌گردد.

تبدیل فوری تابع یک‌بعدی $g(\phi, s)$ همان تبدیل فوری دوبعدی تصویر اصلی است. تبدیل فوری تابع g در معادله ۶ آمده است:

$$G(\phi, \omega) = \int e^{-j\omega s} g(\phi, s) ds \quad (8)$$

با جای گذاری می‌توان داشت:

$$G(\phi, \omega) = \iiint f(x, y) e^{-j\omega s} \delta(x \sin \phi - y \cos \phi - s) dx dy \quad (9)$$

با استفاده از خصوصیات تابع دلتای دیراک می‌توان نوشت:

$$G(\phi, \omega) = \iint f(x, y) e^{-j\omega(x \sin \phi - y \cos \phi - s)} dx dy \quad (10)$$

اکنون می‌توان تبدیل فوری دوبعدی تصویر اصلی را نیز مطابق معادله ۱۱ نوشت:

$$F(u, v) = \iint f(x, y) e^{-j(ux + vy)} dx dy \quad (11)$$

با بازنویسی معادله فوق در دستگاه مختصات کروی:

$$f(x, y) = \frac{1}{4\pi^2} \iint G(\phi, \omega) e^{j\omega(x \sin \phi - y \cos \phi)} |\omega| d\omega d\phi \quad (12)$$

باتوجه به رابطه ۱۲ می‌توان تصویر اصلی را بازسازی کرد.

بحث و نتیجه گیری

دوزیمتری ژل معادل بافت یک روش آسان و با قابلیت اطمینان بالا با استفاده از لیزر است که امکان تعیین توزیع دوز را در بافت مبتلا به تومور میسر می‌سازد. در این مقاله جهت فشرده‌سازی و قابل حمل نمودن دستگاه دوزیمتری ژل به روش سی تی لیزری به جای لیزر He-Ne که به صورت متداول در سیستم‌های اپتیکی دوزیمتری ژل مورد استفاده است، از یک دیود لیزری با توان ۱mW به عنوان منبع نوری استفاده می‌شود. این جایگزینی مزایایی از قبیل قیمت ارزان، اندازه کوچک و ولتاژ کاری پایین را در پی خواهد داشت. علاوه بر این‌ها، باتوجه به این واقعیت که بیشینه مقدار جذبی هر ژل در یک طول موج مشخصه قرار می‌گیرد، امکان انتخاب طول موج‌های متعدد کاری برای دستگاه دوزیمتری میسر خواهد شد.

علی‌رغم مزایای فوق‌الذکر، ایرادهایی از قبیل واگرایی بالا، ابیراهی کروی، کما و آستیگماتیسم و نیز پروفیل خروجی

اعوجاج‌دار هنگام استفاده از دیود لیزری مطرح خواهد بود. برای غلبه بر این ایرادها سه سیستم اپتیکی پیاپی در این مقاله پیشنهاد شده است: اول ابیراهی‌ها توسط سیستم اپتیکی ۱ برطرف می‌گردد، سپس سیستم اپتیکی ۲ با اتساع کمره پرتو، پروفیل آن را از شکل بیضی به دایروی تبدیل می‌کند و سرانجام سیستم اپتیکی ۳ برای جمع‌آوری پرتوها بر روی دوربین CCD با رزولوشن ۲ سانتی‌متر به کار گرفته می‌شود.

نتایج حاصل از بازسازی تصویر سه‌بعدی گرفته‌شده از یک ژل معادل بافت نوعی آزمایشگاهی نشان‌دهنده آن است که مجموعه این تغییرات، یک دستگاه سی تی لیزری کوچک، قابل حمل، بسیار ارزان و با کاربری آسان را در اختیار پزشک قرار می‌دهد که به دلیل دقت زیاد، قابلیت اطمینان بالایی را برای پزشکان تضمین خواهد نمود.

References

1. Gore JC, Ranade M, Maryanski MJ, Schulz RJ. Radiation dose distributions in three dimensions from tomographic optical density scanning of polymer gels. I. Development of an optical scanner Phys. Med. Biol. 412695–704(1996).C.D. Jones, A.B. Smith, and E.F. Roberts, *Book Title*, Publisher, Location, 2000.
2. Bero MA, Gilboy WB. High- resolution tomography for 3-D radiation dosimetry with radio chromatic gels. Third International Conference on Radiotherapy Gel Dosimetry, 2004.
3. Oldham M. Optical-CT scanning polymer gels. Third International Conference on Radiotherapy Gel Dosimetry, 2004.
4. Forkner JF. Characteristics of efficient laser diode collimators. SPIE 1987; 740.
5. SenthilKumar D, JebaseelanSamuel EJ. Investigation on Tissue Equivalent Normoxic Polymer Gel Dosimeter using In-house Laser CT scanning system. 2010 J. Phys.: Conf. Ser. 250 012040.
6. Oldham M, Siewerdsen JH, Shetty A, Jaffray DA. High resolution gel-dosimetry by optical-CT and MR scanning. Am. Assoc. Phys. Med, 2001; 28(7): 1436-45.
7. Sakhalkara HS, Oldham M. Fast, high-resolution 3D dosimetry utilizing a novel optical-CT scanner incorporating tertiary telecentric Collimation. Med Phys. 2008; 35(1): 101–11.
8. Oldham M, Siewerdsen JH, Kumar S, Wong J, Jaffray DA. Optical-CT Gel-Dosimetry I: Basic Investigations” Med Phys 2003; 30(4): 623.
9. Subburaj K. CT Scanning–Techniques and Applications Chapter2: Application of Optical CT Scanning in Three Dimentional Radiation Dosimetry by: Andy Y. Xu and C. S. Wu, ISBN 978-953-307-943-1, InTech, 2011 under CC BY-NC-SA 3.0 license.
10. Papadakis AE, Maris TG, Zacharakis G, Papoutsaki V, Varveris4 C, Ripoll J, Damilakis J. Technical Note: A fast laser-based optical-CT scanner for three-dimensional radiation dosimetry. Med. Phys., 2011; 38: 830.