مقالهٔ پژوهشی

لیزرپزشکی؛ ۱۳۹۱، دورهٔ ۹، شمارهٔ ۲، صفحات: ۲۱-۱۶.

بهینه‌سازی دستگاه سی‌تی‌اسکن لیزری به‌منظور دوزیمتری ژل براساس طراحی جدید اپتیکی

مرتضی عبداللهی شریف[۱]
کیوان اصحابی[۲]

[۱]مربی، گروه مهندسی برق، دانشگاه صنعتی ارومیه، ارومیه، ایران
[۲]کارشناس ارشد، دپارتمان علوم کاربردی، دانشگاه صنعتی مالک اشتر، تهران، ایران

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

چکیده

مقدمه: در این مقاله برای بهینه‌سازی اسکنر سی‌تی لیزری، که به منظور دوزیمتری ژل معادل بافت به‌کار می‌رود، ساختار اپتیکی جدیدی پیشنهاد شده‌است.

روش بررسی: روند کار براساس به‌کارگیری یک دیود لیزری به‌عنوان منبع نور و سه چیدمان پیاپی اپتیکی با هدف هدایت بهینهٔ پرتوی اپتیکی جهت بازخوانی دقیق ژل معادل بافت مبتلا به تومور بنا شده‌است. تا به امروز، روش تصویربرداری تشدید پارامغناطیس (MRI) به‌صورت گسترده‌ای برای ارزیابی توزیع دوز جذبی در دوزیمتری ژل معادل بافت مورد استفاده بوده‌است. با اینحال، به‌دلیل مسائل عملیاتی ازقبیل دردسترس بودن، هزینه و تجهیزات و اسکن اپتیکی ژل بارها توسط محققان به‌عنوان یک جایگزین دقیق و کاربردی برای MRI به‌کار گرفته شده‌است. پتانسیل روش سی‌تی‌اسکن اپتیکی به‌صورت تجربی نیز مورد کاوش قرارگرفته و مزایای این روش بسیار مطلوب گزارش شده‌است. توموگرافی توسط نور یک روش غیرمخرب، سریع، آسان و ارزان است که طی آن ژل معادل توسط نور تابش‌دهی می‌شود و درادامه اطلاعات اپتیکی نسبت به زاویهٔ چرخش ژل در معرض تابش، آن‌طرف توسط CCD دریافت می‌گردد.

یافته‌ها: این اطلاعات ثبت می‌شود و توسط رایانه تحلیل می‌گردد. با درنظرگرفتن درجهٔ زاویهٔ چرخشی ژل در معرض پرتو و جمع‌آوری اطلاعات اپتیکی ناشی از هر ۳۶۰ درجه یک کانتور سه‌بُعدی براساس روش مدل‌سازی مبتنی بر FBP(Filtered Back Projection) به‌دست می‌آید. با افزایش تصاویر گرفته‌شده از هر مقطع، تحت عنوان Project، به‌ازای زوایای عکسبرداری، دقت افزایش می‌یابد.

نتیجه‌گیری: تحقیقات قبلی برروی بهبود کیفیت پرتوی ناشی از منبع نور و بهینه‌سازی چیدمان اپتیکی چندان تمرکزی نداشته‌اند. این موارد اهداف مقالهٔ حاضر را شامل می‌گردد. جایگزینی منبع نوری جدید نسبت به منابع نوری متداول، بهینه‌سازی چیدمان اپتیکی و بالابردن کارآیی و حفظ دقت دستگاه از آن جمله‌اند.

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

مقدمه

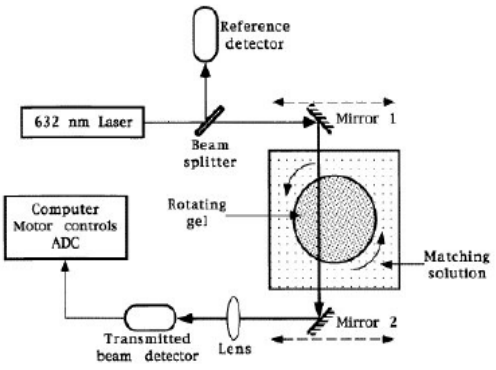
ژل‌هایی که به‌عنوان مواد معادل بافت کاربرد فراوانی در پزشکی دارند اگر در معرض تابش یونیزه‌شده با انرژی بالا قرار گیرند، بخشی از انرژی را جذب و بخش دیگر را عبور خواهند داد. با افزایش مدت‌زمان تابش، شفافیت ژل کاهش می‌یابد و در این حالت به آن ژل دوزیده می‌گویند. دلیل این پدیده را باید در پراکندگی نور از 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 می‌گیرد و اطلاعات اپتیکی توسط CCD با توجه به زاویهٔ چرخش، آن‌طرف ژل اندازه‌گیری می‌شود. اطلاعات اپتیکی ذخیره‌شده توسط رایانه آنالیز می‌گردد. با درنظرگرفتن درجهٔ زاویهٔ چرخشی ژل در معرض پرتو و جمع‌آوری اطلاعات اپتیکی ناشی از هر ۳۶۰ درجه، یک کانتور سه‌بُعدی براساس روش مدل‌سازی مبتنی بر FBP[۱] به‌دست می‌آید. با افزایش تصاویر گرفته‌شده از هر مقطع، تحت عنوان Project، به‌ازای زوایای عکسبرداری، دقت افزایش می‌یابد.

[1] Filtered Back Projection

مطالعات برروی بهینه‌سازی کارآیی روش دوزیمتری لیزری ژل به‌عنوان یک روش پذیرفته‌شده از سوی جامعهٔ پزشکی، حدود یک‌دهه سابقه دارد و هر تحقیق به‌نوبهٔ 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 زاویهٔ چرخش حاصل می‌گردد. یک عدسی جهت جمع‌آوری پرتوهای پراکنش، نور پراکنده‌شده را برروی آشکارساز متمرکز می‌نماید و سرانجام اطلاعات اپتیکی دریافت‌شده به یک دستگاه رایانه هدایت می‌شود تا مورد تحلیل و بازسازی قرار گیرد.



شکل۱: تصویر شماتیک دستگاه سی‌تی لیزری پیشنهادی توسط Gore و همکاران

ابتدا یک مدل‌سازی کامپیوتری، یک تصویر دوبُعدی از هر زاویهٔ چرخشی با مشخصهٔ محاسبهٔ ضریب تضعیف نور ایجاد می‌کند و درادامه، تصویر سه‌بُعدی از تمام زوایا با روی‌هم قرارگرفتن این پروفیل‌های دوبُعدی بازسازی می‌گردد. امروزه، دستگاه‌های سی‌تی‌اسکن لیزری با سازوکاری نسبتاً مشابه از دوربین‌های CCD و لامپ‌های جیوه و یا همان لیزر He-Ne استفاده می‌کنند. بااین‌حال، این سیستم‌ها علی‌رغم درنظرگرفتن قابلیت‌های بالا، ایرادهایی نیز دارند. برای مثال قلهٔ موج لیزر He-Ne درحدود ۶۳۳ نانومتر می‌باشد و بنابراین تنها می‌تواند برای ژل خاصی که ضریب جذب اپتیکی آن در این حدود است، مورد استفاده قرار گیرد. ازسوی‌دیگر با توجه به اینکه قطر پرتوی لیزر در حدود ۲ میلی‌متر می‌باشد، کمره پرتو سطح ژل داخل استوانه را نمی‌تواند به‌طور کامل پوشش دهد و به‌همین دلیل در هر زاویهٔ خاص برای به‌دست آوردن تصاویر موسوم به Projects باید نور لیزر توسط حرکت یک آینه برروی 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 هزینهٔ کمتر، اندازهٔ کوچک‌تر و ولتاژ کار پایین‌تر را دربرخواهد داشت. علاوه بر این، امکان انتخاب طول موج‌های کاری متعدد در محدودهٔ 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[۴و۵]. بر این اساس، این مقاله روش‌هایی را جهت رفع چنین معایبی پیشنهاد می‌کند که درنهایت منجر به چیدمان اپتیکی نوین به‌کاررفته خواهدشد. براساس مدل‌سازی انجام‌شده، دقت کارکرد به‌قدری بالا خواهد بود که توان تفکیک فضایی کمتر از $1mm^3$ به‌دست می‌آید.

سیستم اپتیکی پیشنهادی

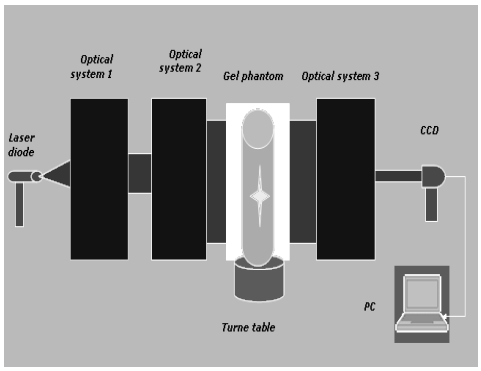
سیستم پیشنهادی به‌صورت شماتیک در شکل۲ آمده‌است. در این سیستم یک دیود لیزری ۱ mW با طول موج کاری قابل تعیین به ژل تابانده می‌شود. برای حصول طول موج‌های متعدد تنها کافی است جریان ورودی دیود لیزری کنترل گردد.

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 بهینه‌شدهٔ متوالی مورد استفاده قرار می‌گیرد:

در مرحلهٔ اول ابیراهی توسط سیستم اپتیکی ۱ (که در شکل۳ آمده‌است) حذف می‌گردد و علاوه بر این قطر پرتو از ۲ میلی‌متر به ۱ سانتی‌متر افزایش می‌یابد. در مرحلهٔ بعد، سیستم اپتیکی شمارهٔ ۲ کمرهٔ پرتو را تا حدود ۴/۵ سانتی‌متر افزایش می‌دهد تا ۹۰ درصد سطح ژل را پوشش دهد و از پراکندگی در لبه‌های

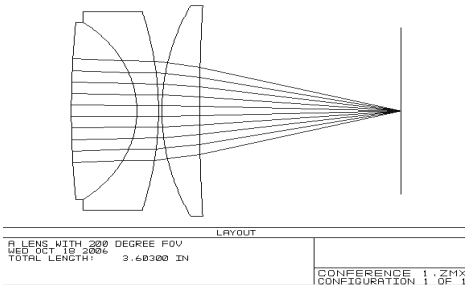
دیوارهٔ استوانه جلوگیری نماید. وظیفهٔ اصلی این سیستم تغییر پروفیل بیضی به شکل دایره‌ای آن است. این تغییر نیازمند محاسبه‌های مربوطه به سیستم اپتیکی به‌کاررفته است.

.



شکل ۲: شمای کلی سیستم پیشنهادی

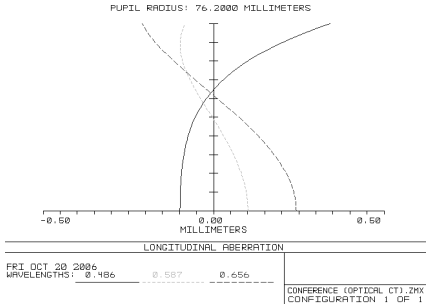
سیستم اپتیکی شمارهٔ ۱ با استفاده از نرم‌افزار ZEMAX طراحی می‌شود و در آن یک عدسی تخت-کوژ (۱) ابیراهی کروی را از بین می‌برد و عدسی‌های مضاعف مثبت-منفی (۲) و(۳) با تشکیل ابیراهی‌های مخالف هم کما و آستیگماتیسیم، اثر یکدیگر را حذف می‌کنند. سطح تخت ورودی نیز برای حذف اثرهای ابیراهی یک‌روزنه به‌کار می‌رود.



شکل۳: سیستم اپتیکی موازی‌ساز به‌همراه جدول آن که به‌صورت شبه‌متقارن برای حذف ابیراهی‌های مخالف طراحی شده است.

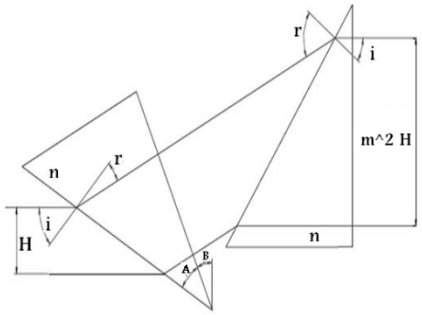
این سیستم دارای NA ۰/۶۲ فاصلهٔ کانونی ۶/۵ میلی‌متر و دارای اعوجاج جلو موج پایین می‌باشد و چون ابیراهی‌های آن حذف شده دهانهٔ آن بزرگ و در حدود ۱ سانتی‌متر درنظر گرفته‌شده‌است تا پراش ناشی از لکه در خروجی محدود شود.

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 تزدویج‌کنندهٔ فاز اپتیکی(OPC) می‌تواند دقت حذف ابیراهی‌ها را بیش از پیش بالاتر برد، سیستم طراحی‌شدهٔ حاضر برای مقاصد دستگاه سی‌تی لیزری از دقت خوبی برخوردار می‌باشد و مهم‌تر اینکه مقرون به صرفه‌تر است.

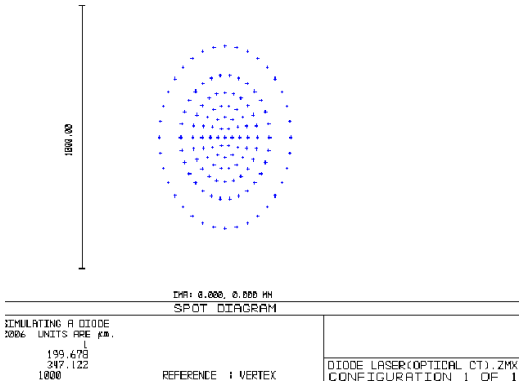


شکل ۴: اصلاح ابیراهی طولی برای چند طول موج متفاوت

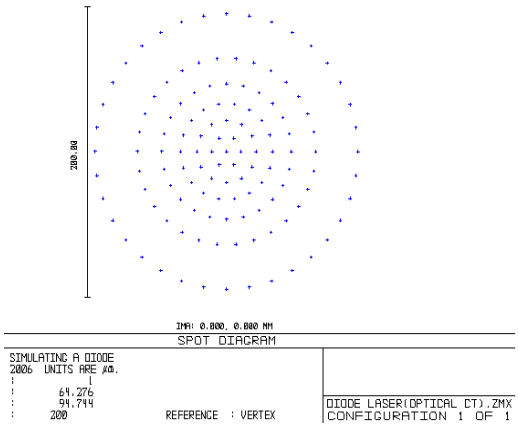
پس از موازی‌کردن پرتوی لیزر توسط سیستم اپتیکی ۱ با استفاده از سیستم اپتیکی۲ (شکل ۵) پرتوی اتساع‌یافته و پروفیل آن از شکل بیضی به دایروی تبدیل می‌گردد. این عمل با استفاده از دو منشور صورت می‌گیرد. فرآیند مزبور توسط محاسبه‌های موجود در روابط ۳-۱ که بیان خواهد شد، توصیف می‌گردد. شکل‌های۶ و ۷ پروفیل پرتوی 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



شکل۶: پرتوی خروجی لیزر دیود که در راستای عمودی دارای پهن‌شدگی بیشتری است.



شکل۷: پرتوی دایروی پس از عبور از جفت‌منشور تغییرشکل‌دهنده

بزرگ‌نمایی منشور مطابق با رابطهٔ ۱ به زاویهٔ فرودی و شکست بستگی خواهد داشت:

$$m=\frac{H'}{H}=\frac{\sin(90-r)}{\sin(90-i)}=\frac{\cos r}{\cos i} \qquad (۱)$$

با انتخاب شیشهٔ BK7 به‌عنوان جنس منشورها و استفاده از معادله‌های زیر که به‌سادگی از شکل۵ منتج می‌گردد، امکان افزایش کمرهٔ پرتو از ۱ سانتی‌متر تا ۴/۵ سانتی‌متر وجود خواهد داشت:

$$\sqrt{\frac{1-m^2}{1-m^2n^2}}=\sin(A)$$
$$n\sqrt{\frac{1-m^2}{1-m^2n^2}}=\sin(A+B) \qquad A=30^\circ \qquad B=36.71^\circ \qquad (۲)$$

اکنون ژل در اتاقک استوانه‌ای با قطر ۵ و ارتفاع ۷ سانتی‌متر قرار می‌گیرد. همان‌طورکه مطرح گردید، مجموعهٔ ژل باید در داخل محفظه‌ای پر از آب غوطه‌ور گردد. از طرف دیگر این مجموعه برروی یک دیسک چرخان که توسط یک موتور پله‌ای کنترل می‌شود، سوار می‌گردد. زاویهٔ چرخش در هر مرحله $^\circ$۰/۹ می‌باشد و بنابراین ۴۰۰ زاویهٔ دید برای اخذ تصاویر مهیا خواهد گردید. امکان حصول ۱۰پروفیل ۲ بُعدی به‌ازای هر زاویهٔ دید موجود می‌باشد و تصویر مناسب حاصل‌شده بدون خطا با استفاده از روش ML (احتمال درست‌نمایی بیشینه: روشی برای بهینه‌سازی تصویر آشکارسازی‌شده) به‌ازای هر سطح مقطع تهیه می‌گردد.

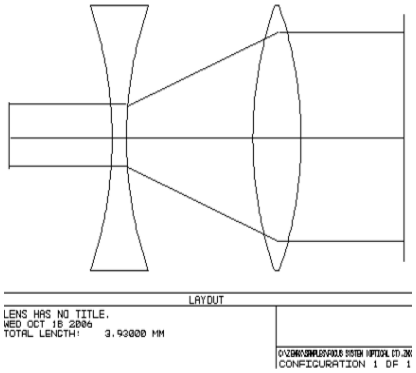
برای آشکارسازی تصویر، سیستم اپتیکی شماره ۳ مطابق با آنچه در ادامه بیان خواهدشد، به‌کار گرفته‌می‌شود. پرتوی اپتیکی با استفاده از معادلهٔ ۳ برروی یک دوربین CCD با روزنه‌ای به قطر ۲ سانتی‌متر کانونی می‌شود. چیدمان سیستم اپتیکی ۳ در شکل ۸ آمده‌است.

$$|M|=\frac{D_{input}}{D_{output}}=\left|\frac{f_1}{f_2}\right| \qquad (۴)$$

فاصلهٔ کانونی عدسی مقعر f_1 = ۹ cm

فاصلهٔ کانونی عدسی محدب f_2 = ۴ cm

فاصلهٔ بین دو عدسی d = ۵ cm



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

اکنون دوربین CCD پرتوی آشکارسازی‌شده را به یک رایانه ارسال می‌کند تا مورد تحلیل قرار گیـــرد.

بازسازی تصویر سه‌بُعدی

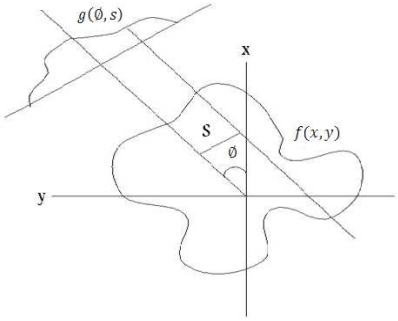
در این مرحله برای تحلیل کارکرد سیستم از روش FBP جهت بازسازی تصویر سه‌بُعدی استفاده می‌شود. روند کار به‌صورت زیر است:

با درنظرگرفتن پرتوی موازی‌شدهٔ فرودی با زاویهٔ φ، پرتوی عبوری پروفیلی مطابق شکل ۹ خواهد داشت. اگر ژل در هر مرحله $^\circ$۱ بچرخد، ۱۸۰ الگوی متفاوت به‌ازای $^\circ$۱۸۰چرخش به‌دست خواهد آمد. درابتدای فرآیند، یک الگوی دوبُعدی بازسازی می‌شود و سپس این تصاویر دوبُعدی کانتور سه‌بُعدی با درنظرگرفتن معادلات زیر به‌دست می‌آید.

برای توصیف این معادلات ابتدا فرض می‌گردد $g(\varphi,s)$ یک الگوی تک‌بُعدی به‌ازای زاویهٔ مشخصهٔ φ باشد که طی آن g شدت توزیع کل در نقطه‌ای با زاویهٔ φو فاصلهٔ s از مرکز تصویر اصلی است. از این‌رو:

$$g(\phi,s)=\int_l f(x,y)dl \qquad (۵)$$

در این رابطه $f(x,y)$ تصویر اصلی است.



شکل ۹: نور فرودی بر جسم تحت زاویهٔ θ_1

نیز می‌توان معادلهٔ نقاط واقع برروی خط را به‌صورت زیر به‌دست آورد:

$$x\ \sin(\varphi) - y\ \cos(\varphi) = s \qquad (۶)$$

$$g(\phi,s) = \iint f(x,y)\delta(x\sin\phi - y\cos\phi - s)dxdy \qquad (۷)$$

درادامه، g ها به‌ازای جمیع زاویا (تبدیل Radon تصویر اصلی) به‌دست می‌آیند. ماتریس دوُبعدی 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 به‌دست‌آمده بازسازی می‌گردد.

تبدیل فوریهٔ تابع یک‌بُعدی $g(\varphi,s)$ همان تبدیل فوریهٔ دوبُعدی تصویر اصلی است. تبدیل فوریهٔ تابع g در معادلهٔ ۶ آمده‌است:

$$G(\phi,\omega) = \int e^{-j\omega s} g(\phi,s)ds \qquad (۸)$$

با جای‌گذاری می‌توان داشت:

$$G(\phi,\omega) = \iiint f(x,y)e^{-j\omega s}\delta(x\sin\phi - y\cos\phi - s)dxdy \qquad (۹)$$

با استفاده از خصوصیات تابع دلتای دیراک می‌توان نوشت:

$$G(\phi,\omega) = \iint f(x,y)e^{-j\omega(x\sin\phi - y\cos\phi - s)}dxdy \qquad (۱۰)$$

اکنون می‌توان تبدیل فوریهٔ دوُبعدی تصویر اصلی را نیز مطابق معادلهٔ ۱۱ نوشت:

$$F(u,v) = \iint f(x,y)e^{-j(ux+vy)}dxdy \qquad (۱۱)$$

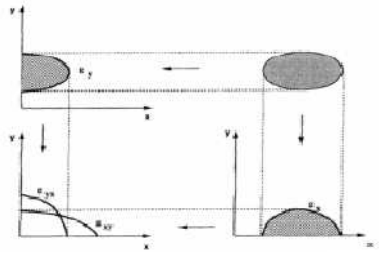
با بازنویسی معادلهٔ فوق در دستگاه مختصات کروی:

$$f(x,y) = \frac{1}{4\pi^2}\iint G(\phi,\omega)e^{j\omega(x\sin\phi - y\cos\phi)}|\omega|d\omega d\phi \qquad (۱۲)$$

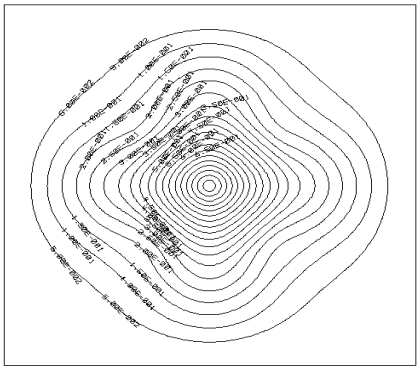
باتوجه به رابطهٔ ۱۲ می‌توان تصویر اصلی را بازسازی کرد.

یافته‌ها

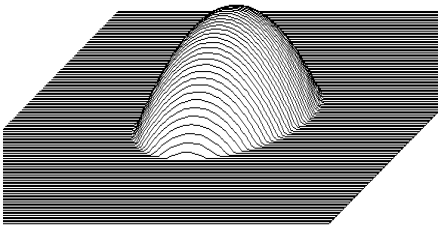
هرنقطه در projectهای دوبُعدی به انتگرال خطی جذب در طول طیف نوری نسبت داده می‌شود که از ژل می‌گذرد و با استفاده از تکنیک FBP از تصاویر دوبُعدی گرفته‌شدهٔ کانتور سه‌بُعدی، همان‌طورکه در شکل‌های۱۱ و ۱۲ نشان داده‌شده‌است، به‌دست می‌آید. این تصاویر نشان‌دهندهٔ توزیع دوز جذب‌شده در ژل نوعی آزمایشگاهی است و قابلیت مجموعهٔ پیشنهادی را جهت تعیین توزیع دوز در بافت‌های مبتلا به تومور نشان می‌دهد.



شکل۱۰: ترکیب تصاویر از دو زاویهٔ متفاوت



شکل۱۱: نمایش کانتور به‌دست‌آمده به‌صورت دوبُعدی



شکل۱۲: بازسازی سه‌بُعدی با استفاده از کانتورهای به‌دست‌آمده از توزیع دوز جذب‌شده در ژل.

هرچه projectهای بیشتری به‌دست آید، کیفیت تصویر بازسازی‌شده بهتر خواهدبود. افزایش projectها منوط به افزایش زوایای عکسبرداری خواهد بود.

بحث و نتیجه‌گیری

دوزیمتری ژل معادل بافت یک روش آسان و با قابلیت اطمینان بالا با استفاده از لیـــزر است که امکان تعیین توزیع دوز را در بافت مبتلا به تومور میسر می‌سازد. در این مقاله جهت فشرده‌سازی و قابل‌حمل‌نمودن دستگاه دوزیمتری ژل به‌روش سی‌تی لیزری به‌جای لیزر He-Ne که به‌صورت متداول در سیستم‌های اپتیکی دوزیمتری ژل مورد استفاده است، از یک دیود لیزری با توان ۱mW به‌عنوان منبع نوری استفاده می‌شود. این جایگزینی مزایایی از قبیل قیمت ارزان، اندازهٔ کوچک و ولتاژ کاری پایین را درپی خواهدداشت. علاوه بر این‌ها، باتوجه به این واقعیت که بیشینهٔ 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 شده‌است: اول ابیراهی‌ها توسط سیستم اپتیکی ۱ برطرف می‌گردد، سپس سیستم اپتیکی ۲ با اتساع کمرهٔ پرتو، پروفیل آن‌را از شکل بیضی به دایروی تبدیل می‌کند و سرانجام سیستم اپتیکی ۳ برای جمع‌آوری پرتوها برروی دوربین CCD با روزنهٔ ۲ سانتی‌متر به‌کار گرفته می‌شود.

نتایج حاصل از بازسازی تصویر سه‌بُعدی گرفته‌شده از یک ژل معادل بافت نوعی آزمایشگاهی نشان‌دهندهٔ آن است که مجموعهٔ این تغییرات، یک دستگاه سی‌تی لیزری کوچک، قابل حمل، بسیار ارزان و با کاربری آسان را در اختیار پزشک قرار می‌دهد که به‌دلیل 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. Wuu, 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.