

معرفی و بررسی کاربرد باریکه ساختاریافته چرخان در سیستم‌های جراحی لیزری (کد ۳۰۴)

چکیده

مقدمه: با روند روبه‌رشد فن‌آوری‌های نوری تقاضای استفاده از ابزارهای نوری در پزشکی افزایش چشم‌گیری یافته است. یکی از کاربردهای فوتونیک در پزشکی ارائه سیستم‌های جراحی مبتنی بر لیزر به‌خصوص در جراحی‌های گوش، حلق و بینی است که از باریکه‌های لیزری به عنوان جایگزین چاقوی جراحی استفاده می‌شود. به طور معمول در این سیستم‌ها باریکه نوری لیزر CO_2 به‌وسیله یک سیستم مینیاتوری تلسکوپی بر روی منطقه تحت جراحی، کانونی می‌شود. با این حال، در سیستم‌های رایج مورد استفاده، بخش زیادی از انرژی ورودی به سیستم به علت بازتاب، از سیستم خارج و اتلاف می‌شود. این امر بازدهی سیستم را کاهش می‌دهد، به‌علاوه باریکه برگشتی می‌تواند به لیزر آسیب برساند.

روش بررسی: در این مقاله، روش جدیدی برای افزایش بازدهی میکروابزارهای جراحی گوش، حلق و بینی براساس استفاده از باریکه‌های چرخان معرفی شده است. از آن‌جا که توان باریکه‌های چرخان می‌تواند از مرکز به شعاع‌های بزرگ‌تر منتقل شود، می‌توان از آن برای افزایش بازدهی سیستم و جلوگیری از آسیب به لیزر استفاده کرد. طراحی و بهینه‌سازی میکروابزار تلسکوپی، توسط نرم افزار زیمکس و انتشار باریکه چرخان توسط نرم افزار متلب انجام شده است.

یافته‌ها: نتایج شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهد که با استفاده از باریکه ساختاریافته مناسب، بازدهی سیستم به بیش از ۹۴ درصد افزایش می‌یابد. همچنین به دلیل افزایش عمق کانونی، حساسیت سیستم به عدم انطباق عمق به میزان قابل توجهی کاهش می‌یابد. مزیت دیگر استفاده از باریکه چرخان افزایش بیشینه شدت به میزان ۴۰ درصد تا ۷۳ درصد برای فواصل کاری مختلف است که به عبارت دیگر تیغ جراحی تیزتری فراهم می‌شود. همچنین با تغییر بار توپولوژیک باریکه چرخان، دستگاه انعطاف کافی برای تغییر پارامترهای جراحی لیزری را خواهد داشت.

نتیجه‌گیری: با مقایسه نتایج به دست آمده از شبیه‌سازی، باریکه چرخان به عنوان باریکه مناسب برای استفاده در سیستم‌های میکروابزار جراحی معرفی شده است. روش ارائه شده گام مهمی در افزایش کاربردهای باریکه‌های ساختاریافته در جراحی‌های لیزری است.

واژه‌های کلیدی: جراحی لیزری CO_2 ، جراحی گوش و حلق و بینی، میکروابزار جراحی لیزری، باریکه چرخان، باریکه ساختاریافته

سیدمحمدعلی حسینی صابر^۱
احسان احدی اخلاقی^{۲*}
احد صابر^۴

۱. دانشکده فیزیک، دانشگاه تحصیلات تکمیلی علوم پایه زنجان، زنجان
۲. دانشکده اپتیک و فیزیک اتمی، دانشگاه صنعتی برلین، آلمان
۳. مرکز پژوهشی اپتیک، دانشگاه تحصیلات تکمیلی علوم پایه زنجان، زنجان
۴. گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل

نویسندگان مسئول: احسان احدی اخلاقی
پست الکترونیک:

akhlaghi@iasbs.ac.ir

۰۲۴-۳۳۱۵۲۰۲۰

شماره تماس:

۱. مقدمه

امروزه دستگاه‌های جراحی لیزری کاربردهای وسیعی در دنیای پزشکی دارند. این دستگاه‌ها مزیت‌های فراوانی از جمله: دقت بالا برای جراحی‌های حساس، سرعت بالای جراحی، غیرتماسی بودن ابزار جراحی با سطح بافت و غشاء مورد جراحی و در نتیجه کاهش عوارض جراحی ایجاد کرده‌اند. در این میان، میکروابزارهای جراحی لیزری (MMS) بیش از چهار دهه برای جراحی‌های گوش و حلق و بینی مورد استفاده قرار گرفته است [۱، ۲، ۳، ۴، ۵]. در این دستگاه‌ها از دو قطعه اپتیکی، به عنوان یک سیستم تلسکوپی، برای تمرکز باریکه لیزر CO_2 بر روی بافت بدن استفاده می‌شود که در دو نوع عبوری و بازتابی طراحی و پیاده‌سازی می‌شوند. ثابت شده است که نوع بازتابی سیستم میکروابزارها دارای لکه کانونی مناسب‌تر و نتایج دقیق‌تری در مقایسه با نوع عبوری است و به طور گسترده‌ای در سیستم‌های جراحی تجاری استفاده می‌شود [۶]. در این نوع از سیستم‌های تلسکوپی، از دو آینه برای تمرکز باریکه نوری استفاده می‌شود. تغییر فاصله بین آینه‌ها، امکان کنترل نقطه کانونی را با حساسیت بالا فراهم می‌کند و باعث می‌شود محدوده فاصله کاری^۱ (WD) بزرگی در اختیار باشد. این خصوصیت به جراح کمک می‌کند تا از میکروابزار قابل کنترل و کوچک‌تری برای دسترسی مناسب به ناحیه‌های دور از دسترس مانند گلو و گوش میانی استفاده کند. علاوه بر این، پارامترهای عمق کانونی^۲ (DOF) و قطر نقطه کانونی^۳ (SD) دو کمیت تعیین‌کننده برای بهبود قابلیت کنترل و کیفیت برش جراحی هستند. افزایش DOF قابلیت کنترل‌پذیری سیستم و دقت برش را افزایش می‌دهد و کاهش SD باعث ایجاد یک چاقوی تیزتر برای جراحی شده و کیفیت جراحی را بهبود می‌بخشد.

با این حال، در MMS بازتابی، به علت خروج بخشی از نور از روزنه موجود در یکی از آینه‌ها، تمام انرژی ورودی لیزر به منطقه مورد نظر در نقطه کانونی منتقل نمی‌شود و بخش اعظمی از انرژی باریکه اتلاف می‌گردد. همچنین باریکه خروجی به سمت لیزر بازتاب یافته و با ورود به کاواک لیزر و افزایش درجه حرارت داخل آن، می‌تواند به آینه‌های کاواک لیزر آسیب برساند. برای رفع این مشکل، می‌توان از باریکه‌های ساختار یافته به عنوان جایگزین مناسب برای باریکه ورودی

گاوسی استفاده کرد، تا با انتقال بخش مرکزی انرژی باریکه نوری به شعاع‌های بزرگ‌تر، از اتلاف انرژی تا حد زیادی جلوگیری شود. در دهه‌های اخیر، دانشمندان به شکل‌دهی باریکه‌های نوری و کنترل توزیع فاز و شدت آن‌ها توجه زیادی داشته‌اند. یک دسته از معروف‌ترین باریکه‌های ساختار یافته، باریکه‌های چرخان^۴ هستند. باریکه چرخان با بار توپولوژیکی ثابت، تکانه زاویه‌ای مداری (OAM) دارد و به دلیل تکینگی فاز در محور انتشار باریکه، توزیع شدت آن حلقوی است [۷].

تاکنون کاربردهای متعددی برای باریکه‌های چرخان در انبرک‌های نوری، ارتباطات نوری، محاسبات کوانتومی و میکروسکوپی ارائه شده است [۸، ۹، ۱۰، ۱۱، ۱۲، ۱۳]. همچنین روش‌های مختلفی برای تولید باریکه چرخان مانند استفاده از صفحه فازی مارپیچی^۵ (SPP)، تمام‌نگارهای کامپیوتری^۶ (CGH)، تلفیق‌گر فضایی نور^۷ (SLM) و صفحات توپولوژیکی^۸ وجود دارد [۱۴، ۱۵، ۱۶، ۱۷]. در این میان، SPP قطعه کریستالی مارپیچ شکلی است که به طور خاص برای طول موج و بار توپولوژیکی مشخصی تولید می‌شود [۱۴]. این قطعه اپتیکی بدون ایجاد پراش و انحراف، فاز چرخان را بر روی باریکه عبوری سوار می‌کند.

در این مقاله، یک طراحی ساده از MMS معرفی شده که در آن پارامترهای ساختار سیستم با نرم‌افزار زیمکس^۹ برای فاصله کاری ۲۰۰ میلی‌متر تا ۴۰۰ میلی‌متر محاسبه و مقادیر بهینه انتخاب شده‌اند. پارامترهای عمق کانونی، قطر نقطه کانونی، بازدهی سیستم و بیشینه شدت به عنوان مشخصه‌های کارکرد سیستم و معیارهای تعیین‌کننده برای بهبود قابلیت کنترل و کیفیت جراحی تعریف شده و با شبیه‌سازی انتشار امواج نوری براساس الگوریتم طیف‌زاویه‌ای^{۱۰} در نرم‌افزار متلب تعیین شده‌اند. بهبود این پارامترها یک باریکه بهینه‌تر برای جراحی فراهم می‌کند که معادل با یک چاقوی تیزتر برای جراحی است. این مشخصه‌ها برای باریکه‌های ورودی گاوسی (معمول) و باریکه‌های چرخان محاسبه و تعیین شده است. با مقایسه

4. Vortex beams

5. Spiral phase plate

6. Computer generated holograms

7. Spatial light modulator

8. q-plated

9. Zemax

10. Angular spectrum

1. Working distance

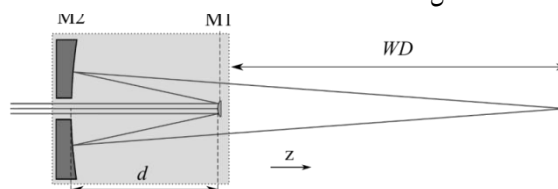
2. Depth of focus

3. Spot diameter

نتایج به دست آمده، باریکه چرخان به عنوان باریکه مناسب برای استفاده در سیستم‌های MMS معرفی شده است.

بیان مسئله

میکروابزارهای تجاری موجود برای جراحی‌های گوش و حلق و بینی عموماً دارای WD از ۲۰۰ تا ۴۰۰ میلی‌متر از صفحه خروجی، هستند [6, 18, 19]. بر این اساس، یک MMS به روش معمول طراحی شده و پارامترهای آن با استفاده از نرم‌افزار زیمکس بهینه شده است (شکل ۱).



شکل ۱. طراحی شماتیک میکروابزار معرفی شده، شامل یک آینه محدب (M1) و یک آینه مقعر (M2).

سیستم شبیه‌سازی شده شامل دو آینه کروی محدب (M1) و مقعر (M2) عمود بر محور نوری (محور Z) است. باریکه گاوسی لیزر CO₂ با کمر باریکه ۲ میلی‌متر (قطر ۴ میلی‌متر) وارد MMS شده و پس از انعکاس از M1 و اگر می‌شود، در نهایت، بخشی از باریکه بازتاب شده از M2 بر روی منطقه هدف کانونی شده و بخش دیگر از حفره M2 عبور کرده و به سطح خروجی لیزر برمی‌گردد. پارامترهای سیستم طراحی شده در (جدول ۱) ارائه شده است. فاصله آینه‌ها برای فاصله‌های کاری ۲۰۰ و ۴۰۰ میلی‌متر به ترتیب ۸۷/۷ و ۷۵/۸ میلی‌متر است.

جدول ۱: ویژگی‌های نقطه متمرکز توسط میکروابزار طراحی شده.

پارامترهای سیستم		مقدار (mm)
آینه M1	شعاع انحنای	۲۸/۰۰
	شعاع خارجی	۵/۰۰
	شعاع داخلی	۰
آینه M2	شعاع انحنای	۱۵۳/۵۷
	شعاع خارجی	۳۰/۰۰
	شعاع داخلی	۵/۰۰
فاصله آینه‌ها	کمینه	۷۵/۷۳
	بیشینه	۸۷/۶۲

برای توصیف کارکرد سیستم، پارامترهای متعددی به عنوان معیارهای تعیین‌کننده کیفیت برش جراحی در نظر گرفته شده است. بازدهی سیستم (SE) نسبت توان خروجی به توان ورودی کل سیستم، و بیشینه شدت به‌هنگار شده (NPI) مقدار شدت بیشینه در نقطه کانونی نسبت به شدت بیشینه باریکه ورودی تعریف شده است. قطر نقطه کانونی (SD) فاصله بین دو نقطه در صفحه عمود بر راستای انتشار است که شدت در آن نقاط برابر با $\frac{1}{2}$ شدت بیشینه است. عمق کانون (DOF) نیز فاصله بین دو مقطع عمود بر راستای انتشار در نظر گرفته شده که شدت بیشینه در آن‌ها برابر $\frac{1}{4}$ شدت بیشینه مطلق است.

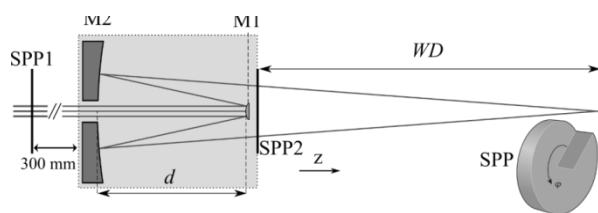
در سیستم‌های جراحی لیزری معمول از باریکه گاوسی به عنوان باریکه ورودی استفاده می‌شود. مشخصات باریکه کانونی شبیه‌سازی شده (جدول ۲) برای فواصل کاری بین ۲۰۰ تا ۴۰۰ میلی‌متر، نشان می‌دهد که SE برای باریکه ورودی گاوسی از ۶۲٪ تا ۶۶٪ و NPI سیستم از ۴۷۹/۶ تا ۱۵۶/۷ تغییر می‌کند. SD و DOF سیستم نیز به ترتیب از ۳/۰ تا ۹/۷ میلی‌متر و از ۱۱۹ تا ۲۲۰ میکرومتر متغیر است.

جدول ۲: ویژگی‌های نقطه کانونی شده توسط MMS طراحی شده.

WD (mm)	۲۰۰ میلی‌متر	۴۰۰ میلی‌متر
SE (%)	۶۲/۱	۶۵/۶
NPI	۴۷۹/۶	۱۵۶/۷
DOF (mm)	۳/۰	۹/۷
SD ($\frac{1}{2}$) (μm)	۱۱۹	۲۲۰

پایین بودن بازدهی سیستم برای باریکه ورودی گاوسی به دلیل بازتاب بخش قابل توجهی از باریکه از M1 به خروجی لیزر از طریق حفره M2 است که علاوه بر کاهش SE سیستم، با افزایش دمای درون کاواک می‌تواند به آینه‌های کاواک لیزر آسیب بزند. اگرچه استفاده از آینه محدب با شعاع انحنای کوچک‌تر می‌تواند SE را به میزان کمی افزایش دهد، اما باعث ایجاد مشکلات دیگری خواهد شد. انحراف کروی بیش‌تر باریکه، افزایش SD و کاهش دامنه جابجایی آینه‌ها در تنظیم WD بخشی از این مشکلات هستند. علاوه بر این، تولید آینه‌های کروی با شعاع انحنای کوچک‌تر (به نسبت قطر آینه) دشوارتر و هزینه‌بر خواهد بود.

میلی متر قبل از ورودی MMS کاملاً امکان پذیر خواهد بود. اما از آنجا که باریکه چرخان دارای تکنیکی فاز در مرکز باریکه است، در نقطه کانونی نیز دارای شدت مرکزی صفر خواهد بود، که این امر برای برش جراحی نامطلوب است. برای جلوگیری از این مسئله و حذف اثر OAM ایجاد شده توسط SPP اول، یک صفحه SPP با بار توپولوژیک قرینه $-l_1 = l_2$ ، در خروجی تلسکوپ قرار داده شده است (شکل ۳).



شکل ۳: طرح کلی از یک سیستم MMS براساس استفاده از باریکه چرخان

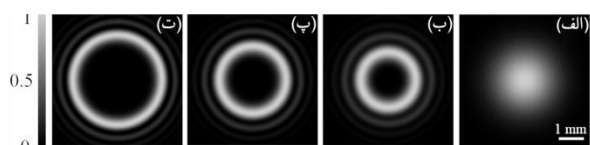
شبیه سازی و مقایسه نتایج:

برای بررسی معیارهای تعیین کننده کیفیت برش جراحی لازم است انتشار باریکه ها در سیستم MMS شبیه سازی شود. برای این منظور روش طیف زاویه ای در محیط نرم افزار متلب پیاده سازی شد. اما برای استفاده بهینه از باریکه چرخان، نیازمند یافتن مقدار بهینه بار توپولوژیک هستیم. برای یافتن مقدار بهینه بار توپولوژیک توسط ویژگی های نقطه متمرکز برای مقادیر مختلف بار توپولوژیک توسط روش طیف زاویه ای در محیط نرم افزار متلب شبیه سازی و محاسبه شده است. شکل های ۴ (الف)، ۴ (ب)، ۴ (پ) و ۴ (ت) به ترتیب مقادیر SE، NPI، DOF و SD را به صورت تابعی از بار توپولوژیک نشان می دهند. در این شکل محورهای سمت راست و دایره های توپر متعلق به فاصله کاری ۴۰۰ میلی متر و نیز محور سمت چپ و دایره های توخالی مربوط به فاصله کاری ۲۰۰ میلی متر هستند. با توجه به مقادیر به دست آمده از (شکل ۴)، مقدار بار توپولوژیک $l_1 = 2$ را به عنوان مقدار بهینه، به علت بیشینه بودن مقدار SE و نیز DOF انتخاب می کنیم.

روش پیشنهادی برای حل این مشکلات، استفاده از باریکه ساختاریافته ای است که می تواند تمرکز انرژی را از مرکز باریکه به سمت شعاع های بزرگ تر منتقل کند. به این منظور باریکه چرخان (گردابی) به عنوان باریکه مورد استفاده در سیستم در نظر گرفته شده و انتشار آن با استفاده از روش طیف زاویه ای تحت نرم افزار متلب شبیه سازی شده است.

بازطراحی سیستم برای استفاده از باریکه های چرخان:

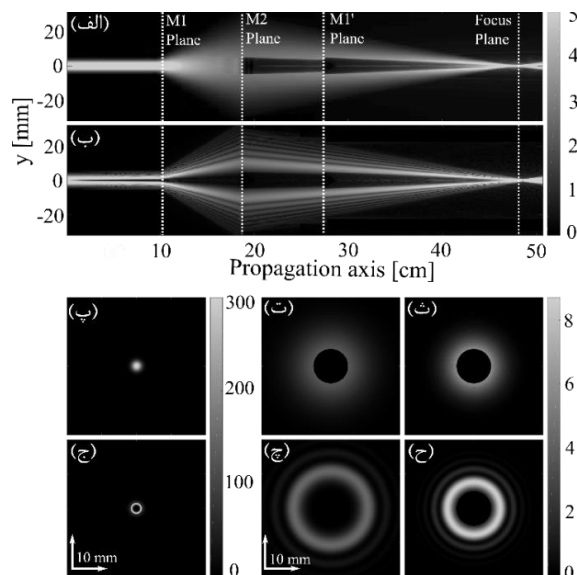
برای ارتقا سیستم MMS و کاهش اتلاف شدت، سیستم جدیدی طراحی شده که در آن از باریکه چرخان به عنوان جایگزین باریکه گاوسی ورودی استفاده شده است. باریکه های چرخان حامل تکانه زاویه ای مداری (OAM) هستند که توزیع فاز آن ها به شکل $l\phi$ است. ϕ زاویه سمتی و l بار توپولوژیک باریکه است. این شکل فازی باعث ایجاد تکنیکی فاز در مرکز باریکه شده و بنابراین یک باریکه حلقه ای شکل ایجاد می شود که انرژی مرکزی به شعاع های بزرگ تر منتقل شده است. (شکل ۲) توزیع شدت یک باریکه چرخان با بار توپولوژیکی ۲، ۴ و ۷ را در مقایسه با باریکه گاوسی نمایش می دهد. هرچه مقدار بار توپولوژیک بیش تر باشد، شعاع توزیع شدت حلقه ای نیز بیش تر است. این امر باعث می شود که بتوانیم شعاع حلقه باریکه را طوری تنظیم کنیم که کل باریکه منعکس شده از M1 به M2 برسد. تغییر شکل باریکه ورودی می تواند توسط یک صفحه فاز مارپیچ (SPP) انجام شود.



شکل ۲: توزیع شدت (الف) باریکه گاوسی و باریکه های چرخان با بار توپولوژیک (ب)، ۲، ۴، ۶ و ۷. (ج)، ۲، ۴ و ۷. (د)، ۷.

(شکل ۳) طرح کلی از یک سیستم MMS براساس استفاده از باریکه چرخان را نمایش می دهد. برای تولید باریکه چرخان، یک SPP با بار توپولوژیک l_1 به اندازه ۳۰۰ میلی متر پشت ورودی سیستم تلسکوپ (آینه M2) قرار داده شده است. از آنجا که باریکه لیزر CO2 ورودی، از طریق بازوهای مفصلی^۱ و انتشار فضای آزاد به سیستم MMS منتقل می شوند، قرار دادن SPP به فاصله ۳۰۰

^۱. Articulated arm

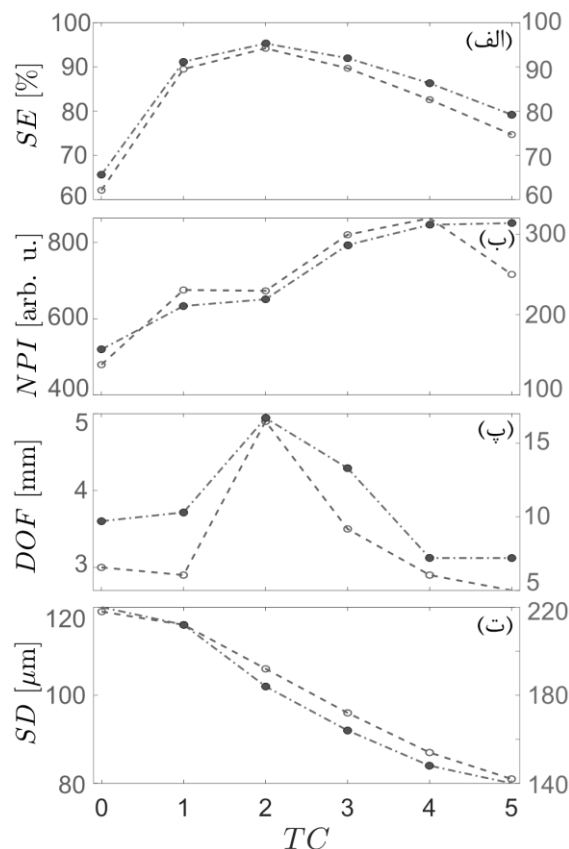


شکل ۵: توزیع شدت در صفحه xz در جهت انتشار برای (الف) باریکه گاوسی و (ب) باریکه چرخان. توزیع شدت در صفحه xy در مقاطع M_1 ، M_2 و M_1' برای (ت)، (ث) و (ج) باریکه گاوسی و (چ)، (ح) و (خ) باریکه چرخان.

(جدول ۳) مشخصات باریکه در نزدیکی نقطه کانونی و بازدهی سیستم را برای باریکه چرخان برای فواصل کاری ۲۰۰ و ۴۰۰ میلی‌متر نمایش می‌دهد. همان‌طور که در جدول ۳ نشان داده شده است، استفاده از باریکه چرخان باعث بهبود SE از ۶۲/۱ درصد و ۶۵/۶ درصد تا ۹۴/۲ درصد و ۹۵/۳ درصد می‌شود. همچنین بیشینه شدت به‌هنگار برای فواصل کاری ۲۰۰ و ۴۰۰ میلی‌متر به ترتیب از ۴۷۹/۶ و ۱۵۶/۷ به ۶۷۳/۲ و ۲۱۹/۱ افزایش می‌یابد. DOF نیز برای فواصل کاری ۲۰۰ و ۴۰۰ میلی‌متر به ترتیب ۶۳ و ۷۲ درصد افزایش یافته و SD به ترتیب ۱۱ و ۱۶ درصد کاهش یافته است.

جدول ۳: ویژگی‌های ناحیه کانون برای MMS طراحی شده مبتنی بر استفاده از باریکه چرخان به عنوان باریکه ورودی در فواصل کاری ۲۰۰ و ۴۰۰ میلی‌متر.

چرخان		باریکه
۴۰۰	۲۰۰	WD (mm)
۹۵/۳	۹۴/۲	SE (%)
۲۱۹/۱	۶۷۳/۲	NPI
۱۶/۷	۴/۹	DOF (mm)
۱۸۴	۱۰۶	SD ($\frac{1}{\lambda^2}$) (μm)



شکل ۶: مقادیر شبیه‌سازی شده (الف) SE، (ب) NPI، (پ) DOF و (ت) SD باریکه در نزدیکی نقطه کانونی، به ازای مقادیر مختلف بار توپولوژیک. محورهای سمت (چپ / راست)، و دایره‌های (تو خالی / توپر) وصل شده با (خط چین / خط چین - نقطه)، متعلق به فاصله کاری (۲۰۰ میلی‌متر / ۴۰۰ میلی‌متر) است.

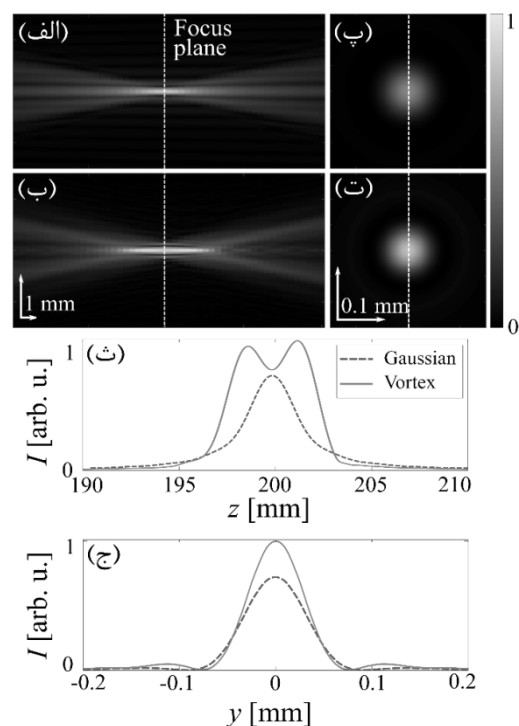
برای مقایسه نتایج حاصل از انتشار باریکه‌های گاوسی و چرخان، شبیه‌سازی انتشار این باریکه‌ها در (شکل ۵) نمایش داده شده است. شکل ۵ (الف) و ۵ (ب) توزیع شدت در صفحه xz را به ترتیب برای باریکه‌های گاوسی و چرخان نمایش می‌دهد. توزیع شدت در صفحه‌های M_1 ، M_2 و M_1' (مقاطع عمود بر راستای انتشار) به ترتیب در شکل ۵ (پ)، ۵ (ت) و ۵ (ث) برای باریکه گاوسی و شکل ۵ (ج)، ۵ (چ) و ۵ (ح) برای باریکه چرخان نمایش داده شده‌اند (M_1' تصویر M_1 در M_2 است). مقایسه توزیع شدت در صفحه xy نشان می‌دهد که با استفاده از باریکه چرخان، توزیع شدت باریکه از لبه خارجی آینه M_2 و لبه داخلی آینه M_1 فاصله گرفته است.

مقایسه نتایج حاصل از شبیه‌سازی برای باریکه‌های گاوسی و چرخان، مشخص می‌سازد که استفاده از باریکه‌های چرخان بازدهی سیستم را به بیش از ۹۴ درصد افزایش می‌دهد. همچنین عمق کانون به میزان قابل ملاحظه‌ای نسبت به باریکه گاوسی افزایش می‌یابد که باعث افزایش قابلیت کنترل سیستم از لحاظ تنظیم عمقی دستگاه می‌شود. همچنین، باریکه چرخان نقطه کانونی کوچک‌تری نسبت به باریکه گاوسی داشته و بیشینه شدت به‌هنگار شده آن بسیار بزرگ‌تر است، که به معنی دراختیارداشتن چاقوی تیزتر برای جراحی لیزری است. بنابراین می‌توان نتیجه‌گرفت، در این سیستم باریکه چرخان نسبت به باریکه‌های گاوسی مزایای بسیار بیش‌تری دارد.

نتیجه‌گیری

در این مقاله، روشی جدید برای بهبود کیفیت میکروابزارهای جراحی لیزری با استفاده از باریکه‌های ساختاریافته چرخان معرفی شد و طراحی جدیدی برای به‌کارگیری این باریکه در میکروابزارهای جراحی ارائه گردید. در این میکروابزار، از دو صفحه فاز مارپیچ برای ایجاد و حذف متوالی بار توپولوژیک قبل و بعد از آینه‌ها استفاده شد. معیارهای تعیین‌کننده کیفیت برش جراحی تعریف و با شبیه‌سازی انتشار باریکه‌ها در سیستم‌های طراحی شده بررسی شدند. با توجه به نتایج شبیه‌سازی نشان داده شد که بازدهی سیستم به بیش از ۹۴٪ افزایش یافته و DOF نیز افزایش قابل ملاحظه پیدا می‌کند. همچنین استفاده از باریکه چرخان، قطر نقطه کانونی را کاهش داده و بیشینه شدت به‌هنگار و قدرت برش دستگاه را به میزان قابل ملاحظه‌ای افزایش می‌دهد. با تغییر بار توپولوژیک باریکه چرخان، دستگاه انعطاف کافی برای تغییر پارامترهای جراحی لیزری را خواهد داشت. روش ارائه شده گام مهمی در افزایش کاربردهای باریکه‌های ساختاریافته در جراحی‌های لیزری است.

(شکل ۶) جزئیات رفتار باریکه‌های به‌کار برده شده در ناحیه کانون را نمایش می‌دهد. در شکل‌های ۶ (الف) و ۶ (ب) توزیع شدت محدوده کانونی به ترتیب برای باریکه‌های گاوسی و چرخان در صفحه xz نمایش داده شده است، که نشان‌دهنده افزایش DOF در استفاده از باریکه چرخان نسبت به باریکه گاوسی است. همچنین شکل‌های ۶ (پ) و ۶ (ت) توزیع شدت در صفحه کانونی را به ترتیب برای باریکه‌های گاوسی و چرخان نمایش می‌دهد. شکل‌های ۶ (ث) و ۶ (ج) نیز به ترتیب نمایه شدت در راستای انتشار بر روی محور اپتیکی و نمایه شدت صفحه کانون را برای هر دو باریکه نمایش می‌دهد. مقایسه نتایج نشان می‌دهد که بیشینه شدت به‌هنگار شده برای باریکه چرخان بیش‌تر از باریکه گاوسی است. همچنین شکل ۶ (ث) نشان می‌دهد که عمق کانون باریکه چرخان در مقایسه با باریکه گاوسی به میزان قابل توجهی افزایش یافته است.



شکل ۶: نتایج شبیه‌سازی انتشار باریکه‌های گاوسی و چرخان در ناحیه کانونی. (الف) و (ب) توزیع شدت باریکه‌ها در صفحه xz (پ) و (ت) توزیع شدت باریکه‌ها در صفحه کانون (خط‌چین رسم شده در شکل‌های (الف) و (ب))، (ث) نمایه شدت در راستای محور انتشار و (ج) نمایه شدت در صفحه کانون (خط‌چین رسم شده در شکل‌های (پ) و (ت)).

References:

1. M. H. Niemz, Medical applications of lasers. In Laser-Tissue Interactions, Springer, Cham, 2019.
2. J. Dagan, J. H. Robertson and W. C. Clark, "Microprocessor-controlled scanning micromanipulator for carbon dioxide laser surgery," Journal of neurosurgery, 1983; 59(6):1098-9.
3. S. Shapshay, R. A. Wallace, J. Kveton, R. Hybels, R. Bohigian and S. SE., "New microspot micromanipulator for carbon dioxide laser surgery in otolaryngology: early clinical results.," Archives of Otolaryngology-Head & Neck Surgery., 1988. 114(9):1012-5.
4. R. H. Ossoff, J. A. Werkhaven, J. Raif and M. Abraham, "Advanced microspot microslad for the CO2 laser," Otolaryngology—Head and Neck Surgery, 1991; 105(3):411-4.
5. G. Motta, E. Esposito, S. Motta, G. Tartaro and D. Testa, "CO2 laser surgery in the treatment of glottic cancer," Head & Neck: Journal for the Sciences and Specialties of the Head and Neck, 2005; 27(7):566-74.
6. K. K. H. Chao, E. Cheung, W. B. Armstrong and B. J. F. Wong, "The effect of optical design on micromanipulator spot size using CO2 laser irradiation," Otolaryngology - Head and Neck Surgery, 2002; 126(6):593-7.
7. A. M. Yao and M. J. Padgett, "Orbital angular momentum: origins, behavior and applications," Advances in Optics and Photonics, 2011; 3(2):161-204.
8. M. Padgett and R. Bowman, "Tweezers with a twist," Nature photonics, 2011; 5(6):343-8.
9. M. Padgett, "Light's twist," Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences, 2014; 470(2172):20140633.
10. Y. Yan, G. Xie, M. Lavery, H. Huang, N. Ahmed, C. Bao, Y. Ren, Y. Cao, L. Li, Z. Zhao and A. Molisch, "High-capacity millimetre-wave communications with orbital angular momentum multiplexing," Nature communications, 2014; 5(1):1-9.
11. J. García-Escartín and P. Chamorro-Posada, "Quantum multiplexing with the orbital angular momentum of light," Physical Review A, 2008; 78(6):062320.
12. S. Fürhapter, A. Jesacher, S. Bernet and M. Ritsch-Marte, "Spiral interferometry," Optics letters, 2005; 30(15):1953-5.
13. P. Martelli, A. Gatto, P. Boffi and M. Martinelli, "Free-space optical transmission with orbital angular momentum division multiplexing," Electronics letters, 2011; 47(17):972-3.
14. P. Schemmel, G. Pisano and B. Maffei, "Modular spiral phase plate design for orbital angular momentum generation at millimetre wavelengths," Optics express, 2014; 22(12):14712-26.
15. N. Zambale, G. Doblado and N. Hermosa, "OAM beams from incomplete computer generated holograms projected onto a DMD," JOSA B, 2017; 34(9):1905-11.
16. I. M. Fazal, N. Ahmed, J. Wang, J. Y. Yang, Y. Yan, B. Shamee, H. Huang, Y. Yue, S. Dolinar, M. Tur and A. Willner, "2 Tbit/s free-space data transmission on two orthogonal orbital-angular-momentum beams each carrying 25 WDM channels," Optics letters, 2012; 37(22):4753-5.
17. L. Yan, P. Gregg, E. Karimi, A. Rubano, L. Marrucci, R. Boyd and S. Ramachandran, "Q-plate enabled spectrally diverse orbital-angular-momentum conversion for stimulated emission depletion microscopy," Optica, 2015; 2(10):900-3.
18. "Lumenis Digital AcuBlade Scanning Micromanipulator: AcuSpot 712, 712-L or 712-Z micromanipulator," Lumenis, [Online]. Available: <https://lumenis.com/medical/co2-products/free-beam-accessories-for-ent/>. [Accessed 11 11 2020].
19. "TTI Medical: ACCU-Beam MicroSpot Micromanipulator," TTI, [Online]. Available: <https://www.ttimedical.com/products/co2-laser/microspot-micromanipulator>. [Accessed 11 11 2020].