KN0-0903-3703

آینده و عملکرد فیبرهای کریستال فوتونیکی در علم پزشکی

مهران کریمیان‌ریزی [1] mehrankarimian97@ms.tabrozu.ac.ir
[1] کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی دانشگاه تبریز، ایران

چکیده: فیبرهای کریستال نوری سنتی در کاربردهای مخابراتی و غیر مخابراتی بسیار خوب عمل می‌کنند، اما یک سری محدودیت‌های اساسی مربوط به ساختار آن‌ها وجود دارد. این فیبرها دارای قوانین طراحی خاصی هستند که برای طراحی باید آن‌ها را مد نظر قرار داد از جمله: قطر هسته محدود در مد تک حالته، طول موج قطع مودال و انتخاب مواد (متریال) محدود می‌باشد. طراحی PCFها بسیار انعطاف پذیر و متنوع است. چندین پارامتر برای تغییرات در ساختار وجود دارد: گام شبکه (ثابت شبکه)، قطر هسته، قطر حفره‌ها، ضریب شکست مواد بکار رفته. آزادی در طراحی به فرد امکان می‌دهد تا فیبرهای تک حالته بی‌پایانی را به وجود آورد که در محدوده مد تک حالته هستند و طول موج قطعی وجود ندارد. با ایجاد تغییرات در ساختار می‌توان خواص پراکندگی مطلوب فیبر مورد نظرمان را طراحی کرد. PCFهایی که پراکندگی صفر، کم یا غیرعادی در طول موج‌های مرئی دارند، می‌توانند طراحی و ساخته شوند. پراکندگی را می‌توان در محدوده بسیار وسیعی نیز گستراند و به وجود آورد. ترکیب پراکندگی غیرعادی با نواحی میدان حالت کوچک منجر به الیاف غیرخطی برجسته می‌شود. همچنین در ادامه به بررسی یک ابرپیوسته (SC) باند پهن در فیبر کریستال فوتونیک بسیار غیرخطی (HN-PCF) در طول موج‌های مرکزی $0/8\mu m$ ،$3/1\mu m$ و $55/1\mu m$ که می‌تواند در سیستم OCT با وضوح فوق‌العاده قابل اجرا باشد، را مرور می‌کنیم. برای محدوده و فیبرهای نوری برای چشم پزشکی، پوست، تصویربرداری دندان و همچنین استفاده از ساختارهای PCF برای تشخیص زودهنگام سرطان است.

کلید واژه: *فیبر کریستال فوتونیکی، بیوسنسور، سنجش غیرتهاجمی، توموگرافی انسجام نوری*

۱. مقدمه

توموگرافی انسجام نوری[1] یک فناوری جدید برای تصویربرداری مقطعی غیرتهاجمی‌از ساختار بافت در سیستم بیولوژیکی با هدایت یک پرتو متمرکز نور به سمت بافت مورد نظر است [۱]. این شبیه به تصویربرداری اولتراسوند[2] یا رادار است، جدای از اینکه از نور به جای صدا یا امواج رادیویی استفاده می‌کند. در مجموع، بر خلاف اولتراسوند، OCT نیازی به تماس مستقیم با بافت مورد نظر برای تصویر برداری ندارد. OCT به محدوده نوری بستگی دارد. به عبارت دیگر، فاصله‌ها با تابش یک پرتو نور به جسم و سپس ثبت تأخیر زمانی پالس نوری نور اندازه گیری می‌شود. از آنجایی که سرعت نور بسیار زیاد است، اندازه‌گیری مستقیم تأخیر زمانیپالس نوری بازتاب‌ها ممکن نیست. بنابراین، تکنیکی به نام تداخل‌سنجی کم پیوستگی (تداخل‌سنجی همدوسی ضعیف)[3]، نور منعکس شده از بافت بیولوژیکی را با بازتابی از مسیر مرجع با طول شناخته شده مقایسه می‌کند. ساختارهای مختلف داخلی تأخیرهای زمانی متفاوتی ایجاد

[1] Optical coherence tomography (OCT)
[2] ultrasound
[3] Low-coherence interferometry

می‌کنند و تصاویر مقطعی سازه‌ها را می‌توان با اسکن پرتو نوری فرودی تولید کرد. سیستم‌های OCT قبلی منطقاً به ثانیه‌ها یا دقیقه‌های زیادی نیاز داشتند تا یک تصویر OCT واحد از ساختار بافت تولید کنند. برای پاسخ به چنین مشکلاتی، تکنیک‌هایی برای اسکن بافت مرجع با سرعت‌های بالا برای فعال کردن تصویربرداری OCT زمان واقعی توسعه داده شده است[۲] . OCT را می‌توان در مواردی استفاده کرد که بیوپسی (نمونه برداری)[۴] مکرر ناامن یا غیرممکن باشد، مانند تصویربرداری از شبکیه، عروق کرونر یا بافت عصبی OCT. بیشترین تأثیر را در چشم پزشکی داشته است، زیرا می‌توان از آن برای ایجاد تصاویر مقطعی از آسیب شناسی شبکیه با وضوح بالاتر نسبت به هر روش تصویربرداری غیرتهاجمی‌دیگر استفاده کرد. امروزه OCT یک دانش بالقوه است که نه تنها برای چشم پزشکی، بلکه برای پوست، دندان و همچنین برای تشخیص زودهنگام سرطان در اندام‌های گوارشی مورد استفاده قرار می‌گیرد. محدوده طول موج منبع نور OCT از باند $۰/۸\mu m$ تا $۱/۶\mu m$ پخش می‌شود. این منطقه طیفی برای OCT مورد توجه خاص است زیرا عمیقاً به بافت بیولوژیکی نفوذ می‌کند و امکان تصویربرداری با تفکیک طیفی از نوارهای جذب آب را فراهم می‌کند. در این ناحیه طیفی، میرایی به دلیل جذب و پراکندگی حداقل است. تصویربرداری OCT در ناحیه طیفی از $۰/۸\mu m$ تا $۱/۶\mu m$ به پهنای باند بسیار وسیعی نیاز دارد زیرا وضوح طولی به طول انسجام بستگی دارد. طول همدوسی با پهنای باند نسبت معکوس و متناسب با مجذور طول موج مرکز منبع نور است. این را می‌توان با نور ابرپیوسته[۵] SC با استفاده از الیاف کریستال فوتونی بدست آورد. تصویربرداری OCT چشم پزشکی و پوست عمدتاً در طول موج مرکزی $۰/۸\mu m$ انجام شد [۳]، [۴]. تصویربرداری OCT دندانپزشکی در طول موج $۱/۳\mu m$ انجام شد[۴]. در حال حاضر، گزارش شده است که تصویربرداری OCT در منبع نور پهن باند $۱/۵\mu m$ تا $۱/۶\mu m$ را می‌توان مشتاقانه برای گرفتن تصاویر از نمونه‌های دندان انسان استفاده کرد [۵]. فیبر کریستال فوتونیکی[۶] PCFها برای تولید منبع نور با قدرت بالا در سیستم OCT بسیار هوشمند و سازماندهی شده‌اند. از آنجا که PCFها می‌توانند طیف SC را به دلیل درجه آزادی طراحی خود تولید کنند که امکان افزایش اثرات غیرخطی را با کاهش ناحیه موثر و پراکندگی رنگی متناسب ایجاد می‌کند. در این مقاله سعی شده است تا کاربرد احتمالی PCF موجود در علم پزشکی و همچنین چشم انداز PCF در دستگاه‌های پزشکی نسل بعدی را شرح دهیم.

۲. بررسی ساختار فیبر کریستال فوتونیکی

ایده الیاف کریستال فوتونیکی برای اولین بار توسط Yeh [۶] در سال ۱۹۷۸ ارائه شد. آنها پیشنهاد کردند که یک هسته فیبر را با توری براگ بپو شانند، که شبیه کریستال فوتونیک ۱ بعدی است. یک فیبر کریستال فوتونی ساخته شده از کریستال فوتونیک دو بعدی با یک هسته هوا توسط راسل در سال ۱۹۹۲ ساخته شد و اولین PCF در کنفرانس فیبر نوری (OFC) در سال ۱۹۹۶ گزارش شد[۷]. فیبرهای کریستال فوتونیکی خواص بسیار خوبی در انکسار دوگانه [۸]، پراکندگی، تک قطبی شدن تک حالت [۱]، غیرخطی بودن [۶]، ناحیه حالت مؤثر [۹] و همچنین عملکرد عالی در حسگرهای استفاده شده از فیبر، لیزرها و اپتیک غیرخطی به دست آورده‌اند. چندین سال گذ شته تعداد زیادی از مقالات تحقیقاتی برخی از خواص نوریPCF ها مانند انکسار فوق العاده بالا و پراکندگی رنگی منحصر به فرد را برجسته کرده اند که برای فیبرهای نوری معمولی تقریبا غیرممکن است. PCF متشکل از محیط همگن، سیلیس (شیشه) با شبکه‌ای از حفره‌های هوا است[۳].

کریستال‌های فوتونی موادی می‌با شند که ضریب شکست[۷] در آن‌ها تابعی متناوب از مکان هست (مدولاسیون ضریب شکست دارد) و این تناوب، در ابعادی نزدیک به طول موج نور می‌با شد. واژه کریستال به این دلیل گفته می شود که این مواد از تکرار و تناوب یک سلول اولیه به وجود می‌آیند. کاربرد واژه فوتونی نیز به دلیل تاثیرگذاری کریستال‌های فوتونی بر خصوصیت‌های

[۴] biopsy

[۵] Supercontinum (SC)

[۶] Photonic crystal fiber

[۷] Refractive index

انتشـار فوتون‌ها اسـت. به عبارت دیگر کریسـتال‌های فوتونی سـاختارهایی می‌باشـند که امواج نورانی در بازه‌های فرکانسـی خاصـی، توانایی عبور از آن ها را ندارند این رفتار در این سـاختارها همانند رفتاری اسـت که سـاختارهای نیم رسـانا در برابر عبور الکترون‌ها از خود بروز می‌دهند. به هر سـاختاری که ضـریب شـکسـت آن به طور متناوب تغییر کند، بلور فوتونیکی گفته می‌شـود. اگر این تکرار در یک بعد باشـد به بلور تشـکیل شـده، بلورهای فوتونیکی یک بعدی نامیده می‌شـود. تکرار ساختار متناوب در دو و سه بعد نیز بلورهای فوتونیکی دو و سه بعدی را به وجود می‌آورد. اسـاس کار فوتونیک کریسـتال‌ها بر اسـاس تغییر درونی ضـریب شـکسـت به صـورت کم و زیاد در درون کریستال است. انتشار فوتون در داخل این ساختارها به طول موج آن‌ها وابسـته اسـت. طول موج‌هایی از نور که اجازه انتشـار پیدا می‌کنند، مد نامیده می‌شـوند و گروهی از مدهای انتشار یافته باند تشکیل می‌دهند. باندهای غیر مجاز فوتونیک کریسـتال باند گپ نامیده می‌شـوند. با ایجاد تغییراتی اندک در این سـاختارها و از بین بردن تناوب آن در محل‌هایی خاص می‌توان برای انتشار نور با همان فرکانس خاص راهی ایجاد کرد و پرتوی نور را هدایت نمود. ناحیه هدایت کننده با شـکسـتن تناوب شـبکه در مرکز فیبر محقق می‌شـود. در این مورد، اثر هدایت کننده به دلیل انتشـار عرضـی در پشـت حفره هوای شکاف کریستال فوتونیکی است. اخیراً، اثر هدایت کننده نیز در الیاف حفره[۸] (HFs) با توزیع حفره نامنظم [۱۰] یا حتی با توزیع تصـادفی [۸] ایجاد شـده اسـت. در این موارد، برخی از نویسـندگان [۱۱]، [۱۲] محصـور شـدن میدان را به بازتاب داخلی کل توصـیف می‌کنند، زیرا با برداشـتن یک حفره، ناحیه‌ای با شاخص بالا احاطه شده با شاخص متوسط کمتری به دسـت می‌آید. به هر حال، مکانیسـم هدایت را می‌توان در همه موارد به تداخل‌های متعدد ناشـی از دوره‌ای یا تصـادفی حفره‌های هوا واجد شـرایط دانسـت و در نتیجه، به شـدت به هندسه مقطع، به‌ویژه به شکل بستگی دارد و بعد، فاصله متقابل و ترتیب حفره‌ها. به همه این دلایل، یک مدل عددی قادر به توصـیف دقیق خواص غیرعادی هر دو PCF و HF اسـت، تا جایی که قادر به توصیف دقیق ویژگی‌های هندسی مقطع است. رویکرد تفاضـل محدود اجازه می‌دهد تا اثرات پلاریزاسـیون در نظر گرفته شود، و شاخص‌های موثر حالت به طور مستقیم به عنوان داده‌های خروجی داده می‌شـوند. این امکان بررسـی پراکندگی رنگی درPCF ها و الیاف به کمک حفره و همچنین درک چگونگی ویژگی‌های هندسـی می‌توانند بر ویژگی‌های انتقال مانند پراکندگی سـرعت گروه[۹] (GVD) و پراکندگی حالت پلاریزاسـیون در PCF تأثیر بگذارند. تولید ابر پیوسـته باند پهن (SC) در PCF در حال حاضـر به دلیل پتانسـیل بالای کاربرد در زمینه‌های ارتباطات نوری، توموگرافی انسـجام نوری(OCT) ، مترولوژی نوری[۱۰]، جذب با زمان تفکیک و طیف‌سـنجی تمرکز زیادی را به خود جلب می‌کند [۵]، [۱۱]، [۱۳]، [۱۴]، [۱۵]. امکان تصـویربرداری در مقیاس میکرونی، مقطعی و سه بعدی از بافت‌های بیولوژیکی را فراهم می‌کند.

تصویربرداری OCT با وضوح فوق العاده بالا در ناحیه طیفی از $1/0\mu m$ تا $1/6\mu m$ به پهنای باند بسیار وسیع نیاز دارد زیرا طول همدوسی به وضوح طولی بستگی دارد. با این حال، این ناحیه طیفی برای OCT مورد توجه خاص است زیرا عمیقاً در بافت بیولوژیکی نفوذ می‌کند و امکان تصویربرداری با تفکیک طیفی از نوارهای جذب آب را فراهم می‌کند. در این ناحیه طیفی، میرایی به دلیل جذب و پراکندگی حداقل است. دیودهای سوپرلومینسانس[۱۱] اغلب برای تصویربرداری OCT استفاده می‌شوند و معمولاً دارای وضوح طولی $15\mu m$-$10\mu m$ هستند [۱۶]. این وضوح برای شناسایی سلول‌های منفرد کافی نیست.

OCTبا وضوح فوق العاده بالا در بافت بیولوژیکی، دستیابی به وضوح طولی بالا در طول موج مرکزی نزدیک به $1\mu m$ ، $1/3\mu m$ و $1/55\mu m$ ، با لیزرهای فمتوثانیه به عنوان تابع نور انسجام پایین نشان داده شده است. اخیراً، نشان داده شده است که می‌توان با استفاده از HN-PCF با خواص پراکندگی کروماتیک فوق‌العاده‌شده، به طیف گسترده سوپرکانتینوم، وضوح طولی بالا در بافت بیولوژیکی دست یافت[۱۷].

نحوه انتشار نور در داخل فیبرهای کریستال نوری آن را به دو دسته اصلی فیبرهای ضریب هدایت و شکاف باند نوری تقسیم می‌کند. در فیبرهای ضریب هدایت یا هسته جامد، نور شبیه

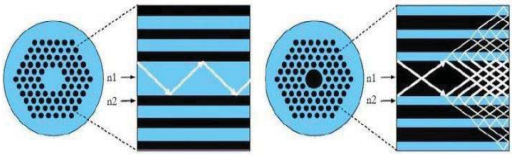
[۸] holey fibers

[۹] group velocity dispersion

[۱۰] Optical metrology

[۱۱] Superluminescent diodes (SLDs)

فیبرهای قدیمی‌در داخل هسته بر اساس قانون بازتاب کلی هدایت می‌شود. ولی در فیبرهای شکاف باند نوری یا هسته توخالی نور از طریق قانون شکاف باند نوری در هسته حبس می‌شود، که برخی از مزایای فیبرهای کریستال فوتونی عبارت است از: اندازه فیزیکی کوچک، نداشتن تداخل‌های الکترومغناطیسی، وزن پایین، توانایی کنترل از راه دور، انعطاف پذیری و استحکام بالا، امکان هدایت موج از طریق هسته تو خالی و جامد با میرایی کمتر، امکان انتقال سیگنال‌هایی با توان بالا، انعطاف پذیری بالا برای حصول ضریب شکست موثر دلخواه، سرعت بالا



شکل ۱: تصویر PCF الف) هسته توخالی ب) هسته جامد [۱۸].

۳. بحث عملکرد فیبر و OCT

ما HN-PCF تولید شده با پهنای باند SC را بازبینی کرده‌ایم که می‌تواند به عنوان منبع نور پالس با قدرت بالا در سیستم OCTبا وضوح فوق‌العاده برای چشم‌پزشکی، پوست و تصویربرداری دندان استفاده شود. علاوه بر این، مهم است که این ساختارHN-PCF در ارتباطات نوری قابل اجرا باشد. این مطالعه اطلاعاتی در مورد وضوح طولی در بافت به ترتیب ۹۷/۰μm، ۰/۸۵μm و ۱/۱μm در طول موج مرکزی ۸/۰μm ، ۱/۳μm و ۱/۵۵μm است. علاوه بر این، اگر نتایج شبیه‌سازی عددی مشخص شود، می‌توان همزمانHN-PCF هایی را با ضرایب غیرخطی بالا با پراکندگی کروماتیک فوق‌العاده مسطح، شیب‌های پراکندگی کم و تلفات محصور شدن بسیار کم به دست آورد. پهنای باند وسیع منبع نور به وضوح بالا برای تصویربرداری OCT روشن در محدوده طول موج ۰/۸μm تا ۱/۶μm اجازه می‌دهد. اگرچه قدرت تفکیک ماشین‌های OCTموجود در حال حاضر قابل توجه است، اما آنها به اندازه کافی بالا نیستند تا همه لایه‌های زیرین شبکیه را به طور واضح شناسایی کنند و تشخیص‌هایی شبیه «بیوپسی» بدهند. وضوح عمدتاً توسط پهنای باند منبع نور محدود می‌شود. معمولاً یک دیود سوپرلومینسانس (SLD) و وضوح افزایش یافته به منابع نور با پهنای باند وسیع تری نیاز دارد. ظهور فناوری لیزر فمتوثانیه با پهنای باند فوق العاده گسترده، امکان توسعه OCT با وضوح فوق العاده بالا را فراهم کرده است. منبع لیزر فمتوثانیه نسبت به منبع لیزر پیکوثانیه گران است و توان برخوردی پایینی دارد. در نتیجه، در حال حاضر محققان به توسعه منابع نوری پیکوثانیه برای استفاده از سیستم OCT با وضوح فوق العاده بالا توجه دارند. منبع لیزر پالسی پیکوثانیه طیف‌های باریک‌تری نسبت به منبع لیزر فمتوثانیه می‌دهد، اما منبع لیزر ارزان‌تر است. یکی دیگر از تحقیقات جالب طراحی و استفاده از میکرو تشدید کننده‌های نوری[۱۲] در تراشه‌های زیستی برای سنجش

میکرو و نانو سیال مبتنی بر فوتونیک از اجزای زیستی نانو مورد بررسی قرار خواهد گرفت. کاربرد اولیه، انجام تست ایمنی چندین نشانگر زیستی سرطان مبتنی بر پروتئین، مانند سرطان کبد، تخمدان یا کولورکتال و پروستات است. با این حال، تقاضای فزاینده برای غربالگری سرطان در مراحل اولیه توسعه، نیاز به تشخیص فوق حساس گونه‌های مرتبط بیولوژیکی در سطح بیان بسیار کم دارد، به طوری که مداخلات پزشکی اولیه می‌تواند پیشرفت سرطان را سرکوب یا حذف کند و میزان مرگ و میر را به میزان قابل توجهی کاهش دهد. تمام طرح‌ها ساختارهای کریستالی فوتونیک سیلیکونی روی تراشه کاملاً یکپارچه خواهند بود که با استفاده از فرآیندهای ساخت ویفر سازگار با CMOS تحقق می‌یابند.

۴. نتیجه‌گیری

برای ا ستفاده از تعداد کمتر پارامترهای هند سی، این منبع نور (PCF) این پتانسیل را دارد که منابع نوری OCT بر پایه فیبر فشرده، قوی و ارزان ساخته شود و برای کاربردهای بالینی مناسب باشد. در نتیجه، هندسه PCF یکسان را می‌توان در کاربرد های ارتباطی نوری مختلف مانند کنترل پراکندگی، تبدیل طول موج، تولید SC، تقویت پارامتری نوری و غیره استفاده کرد. پشتیبانی PCF قدرت (محصول) را در ناحیه هسته افزایش می‌دهد که برای نوری بسیار ضروری است.

[۱۲] optical micro resonators

دستگاه‌های سنجش و کوپلینگ میدانی هندسه مقطع مختلف PCF مورد استفاده در تجهیزات سنجش شیمیایی و تشخیص پزشکی. راهنما های موج نوری واقعیات هندسه مقطع کاربردهای گسترده ای در ساخت مدارهای نوری مجتمع و فناوری پرتو لیزر دارند. بنابراین می‌توان گفت که اگر PCF را بتوان با هندسه دقیق طراحی کرد، کاربردهای متنوعی در علم پزشکی دارد.

۵. مراجع

[1] Agrawal, A., N. Kejalakshmy, J. Chen, B. M. A. Rahman, and K. T. V. Grattan,.2008"Golden spiral photonic crystal fiber:Polarization and dispersion properties," Opt. Lett., Vol. 33,pp. 2716-2718

[2] Bouma B., Tearney G.J., Boppart S.A., Hee M.R., Brezinski M.E., and Fujimoto J.G.,1995" "Highresolution optical coherence tomographic imaging using a mode-locked Ti:Al2O3 laser source",Opt. Lett., Vol. 20, No. 13, pp. 1486-1488, ISSN 0146-9592.

[3] Begum, F., Namihira, Y., Kinjo, T. and Kaijage, S,.2010 "Supercontinuum generation in photonic crystal fibers at 1.06, 1.31 and 1.55 μm wavelengths", Electronics Letter,46,pp. 1518-1520.

[4] Herz P.R., Chen Y., Aguirre A.D., Fujimoto J.G., Mashimo H., Schmitt J., Koski A., Goodnow J., and Peterson C,.2004"Ultrahigh resolution optical biopsy with endoscopic optical coherence tomography", Optics Express, Vol. 12, No. 15, pp. 3532-3542, ISSN 1094-4087.

[5] Hartl, I., Li, X.D., Chudoba, C., Ghanta, R.K., Ko, T.H., Fujimoto, J.G., Ranka, J.K. and Windeler, R.S,.2001 "Ultrahigh-resolution optical coherence tomography using continuum generation in an airsilica microstructure optical fiber", Optics Letters, 26,pp. 608 610.

[6] Ju, J., W. Jin, and M. S. Demokan,.2001 "Design of single polarization single mode photonics crystal fibers," J. Lightwave Technol.,Vol. 24, pp 825-830.

[7] J.C. Knight, T.A. Birks, P.St.J. Russell, D.M. Atkin, Opt. Lett. 21, 1547 (1996).

[8] J. C. Knight, J. Arriaga, T. A. Birks, A. Ortigosa-Blanch, W. J.Wadsworth, and P. S. Russell,.2000 "Anomalous dispersion in photonic crystal fiber," IEEE Photon. Technol. Lett., vol. 12, pp. 807–809.

[9] Knight, J. C. and D. V. Skryabin,.2007 "Nonlinear waveguide optics and photonic crystal fibers," Opt. Express, Vol. 15,pp. 15365-15376.

[10] Lee J.H., Jung E.J., and Kim C.-S,.2009 "Incoherent, CW supercontinuum source based on erbium fiber ASE for optical coherence tomography imaging", Proceedings of OptoEelectronics and Communication Conference, Paper number FD3, Hongkong, 13-17 July 2009, ISBN 978-1-4244-4102-0.

[11] Mortensen, N. A., M. D. Nielsen, J. R. Folkenberg, A. Petersson, and H. R. Simonsen,.2003 "Improved large-mode-area endlessly single mode photonic crystal fibers," Opt. Lett., Vol. 28,pp. 393-395.

[12] Ortigosa-Blanch, A., J. C. Knight, W. J. Wadsworh, J. Arriaga, B. J. Mangan, T. A. Birks, and P. S. J. Russel,.2000 "Highly birefringent photonic crystal fibers," Opt. Lett., Vol. 25, pp. 1325 1327.

[13] Ohmi M., Yamazaki R., Kunizawa N., Takahashi M., and Haruna M,.2004 "In vivo observation of micro-tissue structures by high-resolution optical coherence tomography with a femtosecond laser", Japanese Society for Medical and Biological Engineering (Japanese paper), Vol. 42, No. 4, pp. 204- 210, ISSN 1881-4379.

[14] P. Yeh, A. Yariv, E. Marom, J. Opt. Soc. Am. 68, 1196 (1978).

[15] P. J. Bennett, T. M. Monro, and D. J. Richardson,.1999 "Toward pratical Holey fiber technology: Fabrication, slicing, modeling, and characterization," Opt. Lett., vol. 24, pp. 1203–1205.

[16] P. S. J. Russell, J. C. Knight, T. A. Birks, B. J. Mangan, and W.J.Wadsworth,.2000 "Recent progress in photonic crystal fibers," in Opt.

FiberCommun. Conf. (OFC'00), March 7–10, 2000, Paper ThG1.

[17] Saitoh, K. and Koshiba, M, 2004 "Highly nonlinear dispersion-flattened photonic crystal fibers for supercontinuum generation in a telecommuinication window", Optics Express, 12, pp. 2027 2032..

[18] Gafsi, S., Highly nonlinear fiber characterization for mid-infrared applications. 2016.