

Entwicklung eines CO₂-Laser Bearbeitungsprozesses für die Herstellung optischer Faserendflächen

Jan Bachale¹, André Streek¹, Georg Kuka²

¹) Laserinstitut Hochschule Mittweida, Mittweida, Deutschland

²) advanced fiber tools GmbH, Mittweida, Deutschland

In der Medizintechnik, insbesondere in der minimal invasiven Chirurgie, wird der Laser häufiger als ein ideales Werkzeug genutzt, um operative Eingriffe mit kleinstmöglichem Trauma sehr effizient durchzuführen. Dabei muss die Strahlung des Lasers in der minimal invasiven Laserchirurgie in eine medizinische Lasersonde eingekoppelt und zumeist mithilfe eines Katheters zum Ort der Behandlung geführt werden. Mit der Entwicklung von Laserquellen hin zu höheren Ausgangsleistungen, besserer Laserstrahlqualität und stärkerer Fokussierbarkeit ist auch die Entwicklung neuer Lichtwellenleiter notwendig. Im Rahmen eines geförderten ZIM-Projektes wurden neuartige Verfahrensprinzipien zur Herstellung von proximalen Endflächen durch Laserpolieren und die Realisierung unterschiedlicher End-Cap-Formen zur Laserstrahlformung am distalen Faserende entwickelt. Positive Begleiterscheinungen der neuentwickelten Lasertechnologien sind u.a. die Verbesserung der Oberflächenrauheit, der Abbau mechanischer Spannungen an den Endflächen und eine hohe Reproduzierbarkeit.

1. Einleitung

Lichtwellenleiter sind Hilfsmittel, die elektromagnetische Wellen von der Quelle zum Einwirkort leiten. Mit der Entwicklung von Laserquellen hin zu höheren Ausgangsleistungen, besserer Laserstrahlqualität und stärkerer Fokussierbarkeit ist auch die Entwicklung neuer Lichtwellenleiter notwendig. Die elektromagnetischen Wellen werden im Kern (Core) des Wellenleiters geführt (Abb. 1). Der Faserkern besteht häufig aus Quarz (SiO₂) und der Fasermantel aus Fluor-dotiertem Quarz.

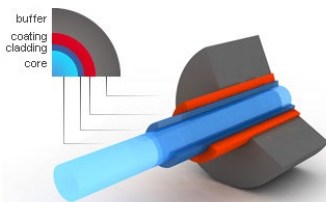


Abbildung 1: prinzipieller Aufbau eines optischen Lichtwellenleiters

Da der Einsatz des Lasers in medizinischen Anwendungen stetig zunimmt, steigt damit der Bedarf an speziellen Lichtwellenleitern. Je nach Anwendung werden Laser mit unterschiedlichen Wellenlängen eingesetzt. Der Wellenlängenbereich reicht dabei von 180 nm -10.600 nm, wobei Laserstrahlung im Wellenlängenbereich 180 nm – 3.000 nm mittels optischer Fasern bis zur Wirkstelle geführt werden kann. Gerade dieser Bereich ist auch der typische Anwendungsfall für fast alle medizinischen Applikationen.

2. Motivation

Bei der Konfektionierung eines optischen Wellenleiters mit einem Steckverbinder werden am Ende des Wellenleiters zunächst der Buffer und das Coating entfernt und der Wellenleiter in den Stecker eingeführt. Es erfolgt die Fixierung z.B. durch Einkleben der Faser im Stecker. Im nächsten Arbeitsschritt wird das aus dem Stecker überstehende Wellenleiterende mit einem Faserbruchgerät getrennt. Im Idealfall brechen die Fasern, so dass sie den Qualitätsanforderungen genügen. Die Firma advanced fiber tools hat den Anspruch, ihre Kunden mit qualitativ hochwertigen Produkten zu beliefern. Das Brechen der Fasern ist jedoch von einem engen Parameterfeld abhängig. Weicht nur ein Parameter wie Zugkraft, Schärfe des Diamanten bzw. der Keramikklinge, Temperatur, Luftfeuchte usw. ab, so kommt es zu Bruchschadensbildern, die eine Auslieferung qualitätsbedingt an den Endabnehmer nicht ermöglichen. Diese Fasern müssen aufwändig durch mehrere Polierschritte nachbearbeitet werden. Abbildung 2 zeigt eine gebrochene Faserendfläche mit einem akzeptablen Bruchergebnis. Der Bruch stellt den technisch befriedigenden Fall dar, der nach gegenwärtigem Stand der Technik mit konventionellen mechanischen Bruchgeräten (Fiber-Cleaver) erreicht werden kann. Typische Randerscheinungen, insbesondere für Faserdurchmesser > 200 µm, sind Ausplatzungen im Bereich des Einschlages der Diamantklinge und Bereiche erhöhter Rauigkeit auf der gegenüberliegenden Seite des „Klingenanrisses“.

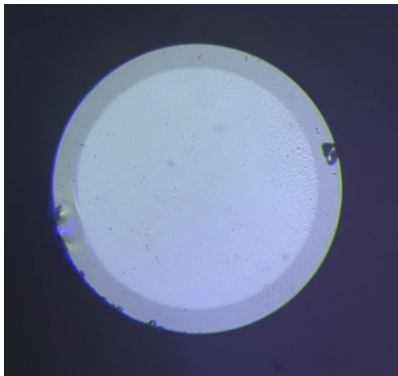


Abbildung 2: Endfläche einer konventionell gebrochenen Glasfaser (im Anwendungsbereich medizinischer Lasersonden); der Faserkern des Lichtwellenleiters erscheint als heller Kreis; die Querschnittsfläche des Fasermantels (Cladding) als dunkler Ring

Wird der Faserkern beim Faserbrechen beschädigt oder bilden sich Bereiche mit erhöhter Oberflächenrauigkeit auf der gebrochenen Faserendfläche (Abbildung 5 – rechte Abbildung), so würde sich das Risiko einer Schädigung der Faserendfläche durch Einkopplung leistungsstarker Laserstrahlung stark erhöhen, da Strahlung in den Fasermantel gebrochen bzw. gestreut wird. In Folge dessen muss der Faserbruch-Prozess wiederholt werden, was den Arbeitsaufwand bei der Lasersonden-Herstellung erhöht.

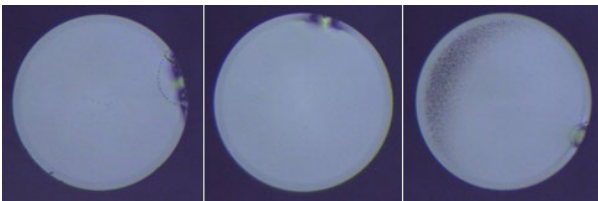


Abbildung 3: Beispiele inakzeptabler Bruchergebnisse

In allen Faserbrüchen ragt der „Anriss“ bis in den lichtführenden Kernbereich hinein. Zudem setzt in der rechten Abbildung ein Bereich mit sichtbar erhöhter Oberflächenrauigkeit die Bruchqualität stark herab.

Im Rahmen des ZIM-Projektes wurde ein neuartiges Verfahrensprinzip zur Herstellung der Endflächen entwickelt. Die optischen Faserendflächen sollten nicht mehr durch ein mechanisches Verfahren erzeugt werden, sondern mittels eines speziellen Lasermaterialbearbeitungsverfahrens.

Merkmale des im ZIM-Projekt entwickelten innovativen Laserverfahrens:

- Vermeidung des Klingeneinschlages
- Beseitigung der markanten Oberflächenrauheit
- Hohe Reproduzierbarkeit (einhergehend mit erhöhter Ausbeute)
- Abbau mechanischer Eigenspannungen an den Endflächen
- Langfristige Kostenreduzierung bei der Herstellung der medizinischen Lasersonden

Die optischen Fasern, deren Durchmesser im Bereich von 270 - 1000 µm liegen, sind eingangsseitig (proximal)

mit Fasersteckern konfektioniert. Die Einkopplung der Laserstrahlung in die medizinische Lasersonde wird zu meist über Linsensystemen realisiert. Die Linse bzw. das Linsensystem fokussiert die Strahlung auf die Endfläche des Wellenleiters. Die Optiken werden so gewählt, dass der optische Kern des Lichtwellenleiters nicht überstrahlt wird, andernfalls würde dies in den meisten Fällen, insbesondere bei hohen Laserleistungen, zur Zerstörung des Wellenleiters führen.

Im Bereich der minimal-invasiven Chirurgie ist der Trend hin zu immer kleineren Sonden, Kameras und Instrumenten weiter ungebrochen. Kleinere Lasersonden verwenden zwangsläufig Lichtwellenleiter mit kleineren Kerndurchmessern, wodurch die Intensitäten an den proximalen Faserendflächen des Lichtwellenleiters stark zunehmen (halber Durchmesser = vierfache Intensität).

Durch spezielle an- oder umgeschmolzene Faseroptiken am distalen Ende der medizinischen Lasersonde, auch als bare fiber bezeichnet (Abbildung 6), kann eine gezielte Strahlformung und -umlenkung am Fasersondenaustritt realisiert werden und diese somit für die jeweilige minimal invasive Operationsmethode adaptiert werden.

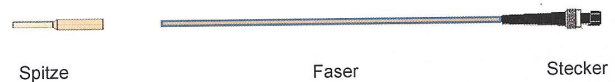


Abbildung 4: prinzipieller Aufbau einer bare fiber

Bare fiber Spitzenformen können mit verschiedenen Abstrahlcharakteristiken für spezielle Einsatzzwecke genutzt werden.

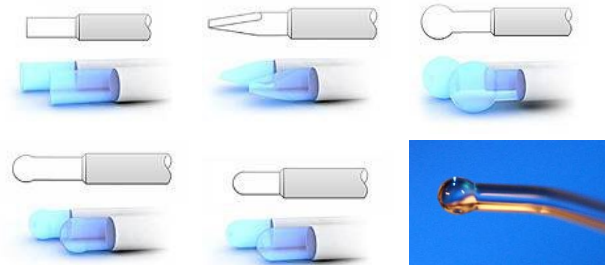


Abbildung 5: bare fiber Spitzenformen

Das Einsatzgebiet der bare fiber bei medizinischen Anwendungen ist sehr vielfältig. So werden diese zum Beispiel in der Augenheilkunde, der Urologie, der Dermatologie, der Gastroenterologie, der Ophthalmologie und der Venenchirurgie eingesetzt.

Alle Spitzenformen koppeln die Laserstrahlung in Verlängerung der Faser aus und je nach Form kann die Laserstrahlung gebündelt, fokussiert oder zerstreut werden.

Im Projekt wurden zum einen die Technologien des Laserpolierens proximaler Endflächen durch Einzelpulse und zum anderen das Laserschneiden/-laserpolieren proximaler und distaler Endflächen entwickelt.

3. Realisierung laserpolierter proximaler und lasergeschnittenen/-polierten distalen Faserendflächen

3.1. Anlagentechnik

Grundlage für die Polieruntersuchungen an den proximalen Faserendflächen war die Realisierung einer speziellen Bearbeitungsstation. Ausgestattet wurde die Anlage mit folgenden Grundkomponenten:

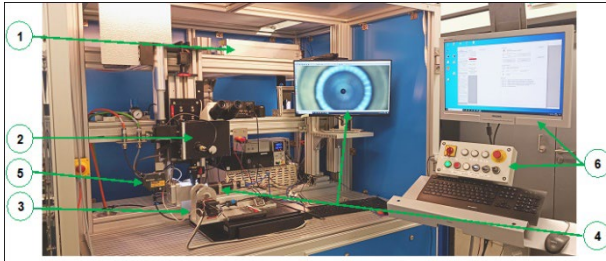


Abbildung 6: Laseranlage – Konfiguration zum Laserpolieren mit Einzelpulsen und zum Laserschneiden / -polieren

Anlagenkomponenten:

- 1.) CO₂-Laser
- 2.) Spezielle Bearbeitungsoptik
- 3.) 5-Achs-System mit X-Y-Z Linearachsen und rotatorische Dreh-Schwenkachse
- 4.) Beobachtungskamera mit Monitor
- 5.) Linientriangulationssensor
- 6.) Maschinensteuerung mit Monitor

Ein CO₂-Laser der Firma Coherent mit 100 W Laserleistung wurde vom Projektpartner AFT angeschafft und in die Bearbeitungsanlage integriert. Die Laserstrahleigenschaften des CO₂-Lasers, wie Laserstrahlleistung und -strahlkaustiken für die verschiedenen Brennweiten wurden mit einem Primes Power- und Fokusmonitor vermessen. Für die Optik mit 50 mm Brennweite wurde ein Fokusbrenndurchmesser von 83 μm und für die 25 mm Brennweiten von 69 μm ermittelt.

Für die genaue Positionierung des zu bearbeitenden Faserendes wurde im Rahmen einer Praktikumsarbeit eine motorisch gesteuerte Dreh-Schwenkvorrichtung konstruktiv gestaltet, aufgebaut und die Maschinensteuerung integriert. Die Besonderheiten dieser Vorrichtung sind zum einen, dass der Dreh- und Schwenkpunkt des Faserendes sich mit dem Bearbeitungspunkt des Lasers in jeder beliebigen Stellung der Dreh-Schwenkvorrichtung deckt und zum anderen, dass eine Rundlaufgenauigkeit von $<10 \mu\text{m}$ eingehalten werden kann.:

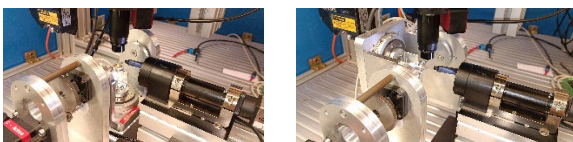


Abbildung 7: Dreh-Schwenk-Vorrichtung in Bearbeitungsstellung

Links: senkrecht auf die Faserendfläche zum Laserpolieren mit Einzelpulsen

Rechts: senkrecht zur Fasermantelfläche zum Laserschneiden/-polieren

3.2. Laserpolieren proximaler Faserendflächen

Zur konzentrischen Ausrichtung des Laserstrahles auf die zu polierende proximale Faserendfläche wurde eine spezielle Bearbeitungsoptik entwickelt und konstruiert. Bedingt durch die Wellenlänge des CO₂-Lasers können zur Strahlführung nur nichttransparente Optiken eingesetzt werden. So dass für die optische Beobachtung im sichtbaren Wellenlängenspektrum über ein Binokular ein zusätzlicher Strahlengang in den Laser-Strahlengang eingespiegelt werden musste.

Mit dieser speziellen Bearbeitungsoptik kann zum einen eine optische Justierung mittels Binokulars konzentrisch auf dem Faserende vorgenommen werden, ohne den aktiven Laserstrahl für eine Positionierung zu verwenden. Wahlweise können Optiken mit verschiedenen Brennweiten für die Laserbearbeitung zur Variation des Strahldurchmessers und der Laserstrahlkaustik eingesetzt werden. Derzeit stehen 3 Optiken für die Laserbearbeitung zur Verfügung:

- Konvexlinse mit 50 mm Brennweite
- Konvexlinse mit 25 mm Brennweite
- Asphärische Linse mit 25 mm Brennweite

Auf die Möglichkeit statt des Binokulars eine Kamera einzubauen, wurde aufgrund der schlechten optischen Auflösung verzichtet und stattdessen eine externe 18M-Pixel Kamera mit Zoom-Objektiv für Positionierung und Prozessbeobachtung, sowie für die Qualitätsbeurteilung nach dem Laserbearbeitungsprozess eingesetzt

Durch die systematische Variation verschiedener Parameter wie Laserleistung, Pulsdauer-Pulsabstand, Größe des Laserstrahldurchmessers auf der Faseroberfläche sowie Einzel- bzw. Mehrpulsverfahren konnten Parametersätze ermittelt werden, mit denen faseroptische Endflächen mit sehr guten Qualitätskriterien, wie sehr glatten Oberflächen mit sehr geringer Rauheit, sehr geringer Oberflächenwelligkeit und geringste Kantenverrundungen herstellbar sind. Die Bearbeitung der Faserendflächen durch Einzel- bzw. Mehrfachpulse erfolgte dabei stets senkrecht zur proximalen Faseroberfläche. Die Bearbeitungszeiten lagen je nach Anzahl der Laserpulse bei weniger als einer bis maximal 4 Sekunden, was eine deutliche Verkürzung der Bearbeitungszeit im Vergleich zu mechanisch gebrochenen und polierten Faserendflächen bedeutet.

Mit jedem Parametersatz wurden jeweils 5-10 Proben angefertigt, um die Stabilität der Untersuchungsergebnisse nachzuweisen

Die laserpolierten Faserendflächen wurden mit verschiedenen Auswerteverfahren beurteilt. So konnten durch lichtmikroskopische Aufnahmen im Auf- und Durchlichtverfahren die Oberflächenrauheit und der Transmissionsgrad bewertet werden. Eine Auswertung der Faserendflächen mittels Rasterelektronenmikroskopie war nicht zielführend, da die laserpolierten Oberflächen zu glatt waren.

Als eine bessere und viel schnellere Methode zur Beurteilung der Faserendflächentopologie erwies sich die

Auswertung mittels konfokaler Laser-Scanning-Mikroskopie. Die Messungen der Form und Oberflächenrauheit erfolgen dabei zerstörungsfrei im Submikrometerbereich. Alle laserbearbeiteten Faserendflächen wurden im Anschluss an die Bearbeitung direkt im Laserlabor einer lichtmikroskopischen Auswertung im Auf- und Durchlichtverfahren unterzogen. Nach den Parameter-Testfeld-Untersuchungen wurde alle laserbearbeiteten Endflächen mittels Laserscanning-Mikroskopie hinsichtlich ihrer Oberflächentopologie, wie Rauigkeit, Oberflächenwelligkeit und Kantenverrundung ausgewertet. Die besten laserpolierten Faserendflächen wurden anhand der Auswertungen mit mechanisch polierten Endflächen der Firma AFT einem qualitativen Vergleich unterzogen. So konnten laserpolierte Endflächen mit besseren Rauheiten (R_a 0,009 μm) als bei mechanisch polierte Endflächen (R_a 0,011-0,025 μm) erzielt werden.

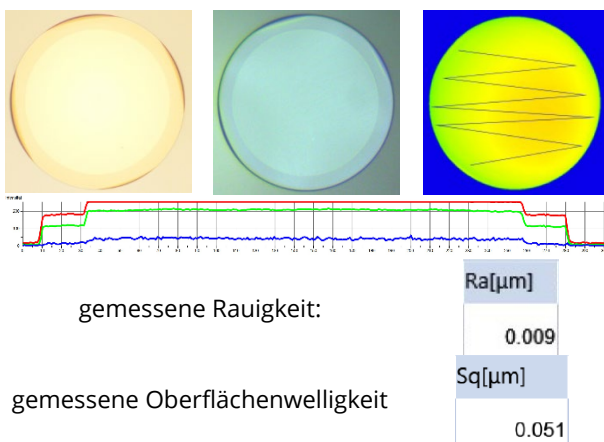


Abbildung 8: laserpolierte proximale Faserendfläche

Der Projektpartner AFT beauftragte das Fraunhofer Institut für Werkstoff- und Strahltechnik IWS mit Untersuchungen zur Streuung der mechanisch bearbeiteten und laserpolierten Endflächen in Abhängigkeit von der Präparationsart. Auch bei diesen Untersuchungen hat sich gezeigt, dass die laserpolierten Faserendflächen qualitativ besser sind als die mechanisch bearbeiteten Endflächen.

3.3. Realisierung verschiedener End Cap Formen an distalen Faserendflächen

Durch spezielle an- oder umgeschmolzene Faseroptiken am distalen Ende der medizinischen Lasersonde, auch als bare fiber bezeichnet, kann eine gezielte Strahlformung und -umlenkung am Faserendenaustritt realisiert werden und diese somit für die jeweilige minimal invasive Operationsmethode adaptiert werden. Dazu wurden die Lichtwellenleiterfasern in der Dreh-Schwenkvorrichtung positioniert und die Schwenkachse unter verschiedenen Winkeln angestellt. Die Untersuchungen zur Realisierung der verschiedenen End Cap Formen erfolgte vorwiegend an Faser mit 270 μm Durchmesser, als auch an Fasern mit 1000 μm Durchmesser. Prinzipiell wurden die Bearbeitungsprogramme zur Realisierung der End Cap Formen so programmiert, das als

erstes ein Laserschneidprozess der gebrochenen Faserenden und im Anschluss ein Umschmelz- und Polierprozess mit definierter Abkühlphase durch einen Gasstrom erfolgte. Zu Beginn wurde die Schwenkvorrichtung auf 90° gedreht und eine Faser bei einer Drehgeschwindigkeit von 1 U/sec lasergeschnitten und laserpoliert. Dabei ergab sich am Faserende ein stumpfer Winkel von 13° . Durch Korrektur der Schwenkvorrichtung auf $82,7^\circ$ konnten dann senkrechte, plane Endflächen durch Laserschneiden/Polieren erzeugt werden. Dadurch wurde nicht nur eine höhere Qualität für die proximale Einkopplung und distale Auskopplung der Laserstrahlung erzielt, sondern auch die Effizienz der Herstellung von Faserendflächen in optischer Qualität konnte deutlich verbessert werden.

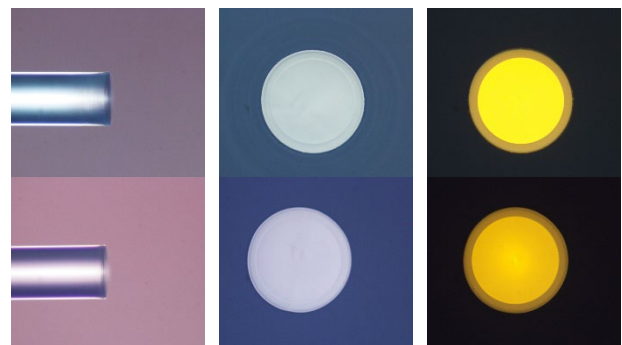


Abbildung 9: 270 μm Faser lasergeschnitten/-poliert

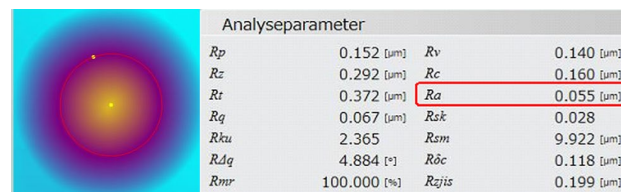


Abbildung 10: Messergebnisse der Rauigkeit

Durch Änderung des Anstellwinkels der Schwenkachse wurden verschiedene runde Spitzenformen mit verschiedenen Winkeln am Faserende realisiert. Bei einem Anstellwinkel der Schwenkachse von 125° ergab sich sogar eine Spitze die einen Winkel von $49,5^\circ$ aufweist. Dies bedeutet das an den laserbearbeiteten Flächen die Laserstrahlung totalreflektiert wird und nicht mehr in Richtung des Faserendes austritt, sondern seitlich weggestrahlt wird.

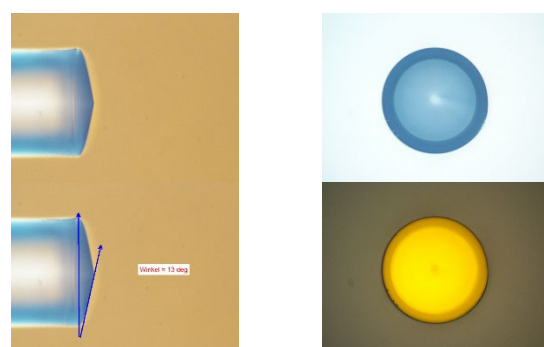


Abbildung 11: 270 μm Faser lasergeschnitten/-poliert, Winkel 13°

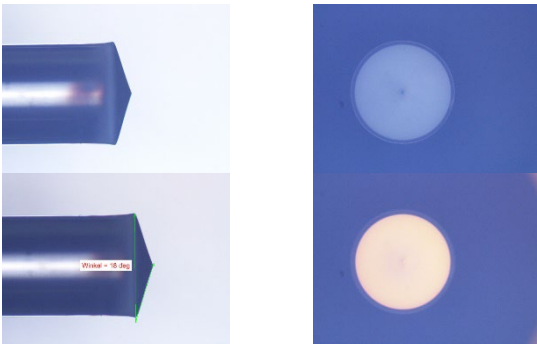


Abbildung 12: 1 mm Faser lasergeschnitten/-poliert, Winkel 18°

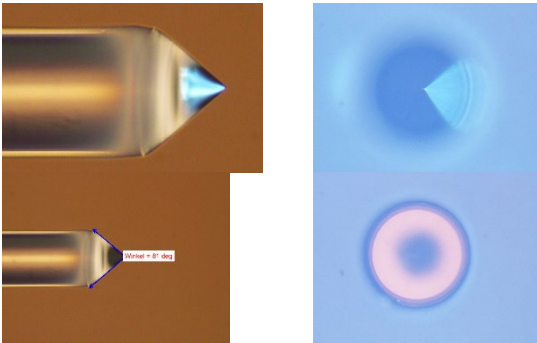


Abbildung 13: 270 µm Faser lasergeschnitten/-poliert mit 81° Spitze

Durch Änderung der Laserpulsparameter konnten im weiteren Verlauf der Untersuchungen dann auch sphärische bzw. ballige End Cap Formen am Faserende erzielt werden. Das Bearbeitungsregime dabei ähnelt dem vorher beschriebenen Verfahren, nur das nach dem Laserschneiden eine Zustellung des Laserstrahles in Richtung Faser erfolgt. Je nach Zustellung konnte mehr oder weniger Material geschmolzen werden. Dadurch konnten unterschiedliche kugelförmige End Cap Formen realisiert werden.

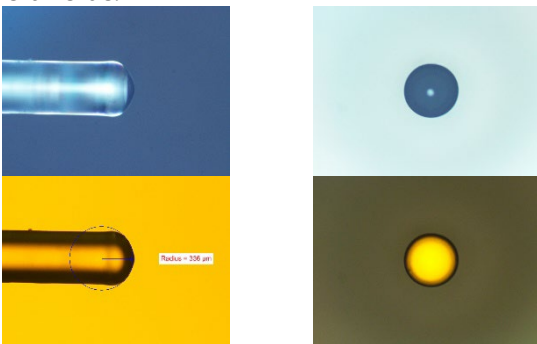


Abbildung 14: 270 µm Faser mit runder Endfläche, Radius 336 µm

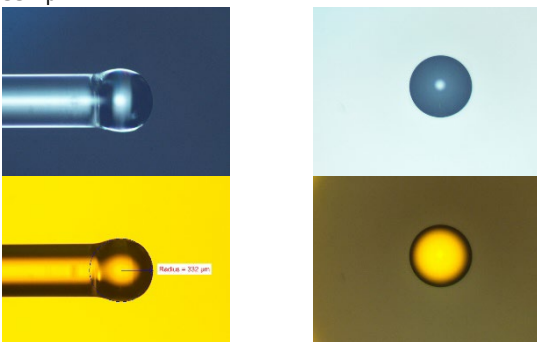


Abbildung 15: 270 µm Faser mit Kugelform, Radius 332 µm

Schräge, senkrechte Spitzenformen ergaben sich, indem die Fasern unter einem Winkel linear unter dem Laserstrahl verfahren wurde.

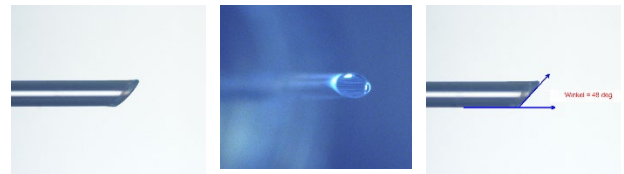


Abbildung 16: 270 µm Faser lasergeschnitten/-poliert mit abgeflachter Spitze, Winkel 48°

Somit konnten die wichtigsten End Cap Formen mittels Laserschneid- und Polierverfahren im Projekt realisiert werden. Zusätzlich dazu wurden Untersuchungen angestellt End Cap Formen zu realisieren, die mechanisch nicht herstellbar sind. So konnte beispielsweise ein Zwiebelturm am Faserende, eine konvexe Vertiefung und eine trapezförmige Struktur im Inneren des Faserendes hergestellt werden.

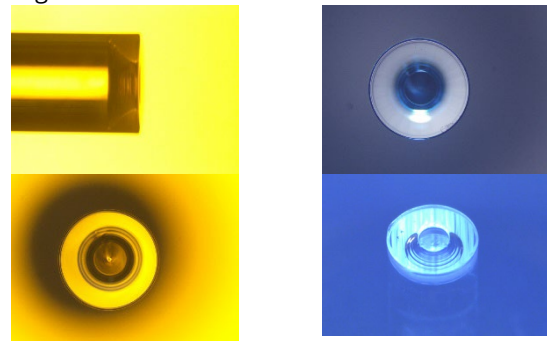


Abbildung 17: 1 mm Faser, Trapezstruktur im Innern des Faserendes

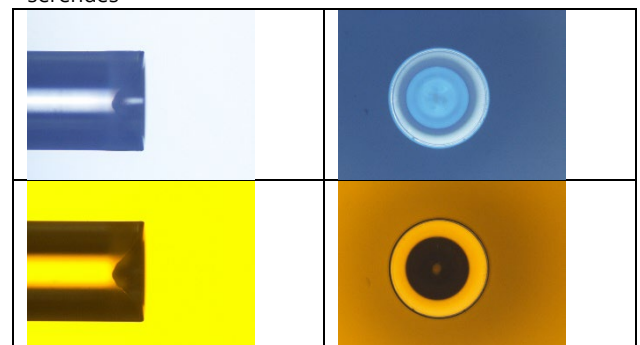


Abbildung 18: 1 mm Faser, konkave Vertiefung im Innern des Faserendes

Nicht geplant, aber zufällig bei den Untersuchungen hat sich das Laserbiegen der Fasern ergeben. Durch Variation der Laserparameter konnten verschiedene Biegewinkel am distalen Faserende erzeugt werden.

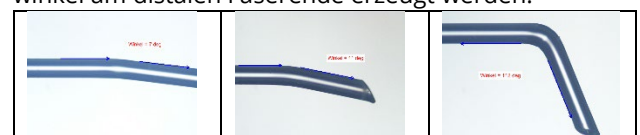


Abbildung 19: 270 µm Faser lasergebogen mit verschiedenen Winkeln

Dies kann vorteilhaft bei den Operationsmethoden sein, da das Faserende besser an die zu behandelnde Stelle geführt werden kann. Die Biegungen der Fasern dürfen

dabei nicht größer als der Totalreflexionswinkel werden, da sonst die Laserstrahlung schon an der Biegestelle aus der Faser austreten würde. Die Ergebnisse der Laseruntersuchungen sind im beiliegenden Dokument aufgeführt.

Alle an das Faserende angebrachten End Cap Formen dienen dazu, die Behandlungslaserstrahlung als gebündelte oder gestreute Laserstrahlung in Faserrichtung abzugeben. Alle mittels CO₂-Laserbearbeitung hergestellten End Cap Formen können in weniger als 30 sec realisiert werden, was zu einer deutlichen Produktivitätssteigerung führt.

4. Zusammenfassung / Fazit / Ausblick

Im Projekt konnte nachgewiesen werden, dass proximale Endflächen mittel Lasereinzelpulse in optischer Qualität hergestellt werden können. Effizienter erwies sich jedoch das Laserschneiden/-polieren von senkrechten, planen Endflächen, da die Faserendflächen vor der Laserbearbeitung nicht mit Faserbruchgeräten getrennt und vorgepoliert werden müssen. Somit können die normal gebrochenen Fasern in einem SMA-Stecker fixiert werden und im Anschluss direkt der Laserbearbeitung zugeführt werden. Damit ergibt sich eine große Zeiterparnis bei der Herstellung proximaler Endflächen, was zu einer deutlichen Produktivitätssteigerung führt. Ein erstes Konzept zur Umsetzung der Technologie des Laserschneidens/-polierens in die Produktion bei der Firma AFT wurde dazu erarbeitet.

Literaturverzeichnis

- [1] Keiron Boyd; Simon Rees; Nikita Simakow; Jae MO Daniel; Robert Swain; Eric Mies; Alexander Hemming; W Andrew Clarkson, John Haub (Jahr): *High precision 9.6 μm CO₂ laser end-face processing of optical fibres*, #239852 -Received 27 Apr 2015; revised 22 May 2015; accepted 25 May 2015; published 29 May 2015, (C) 2015 OSA 1 Jun 2015 | Vol. 23, No. 11 | DOI:10.1364/OE.23.015065 | OPTICS EXPRESS 15065
- [2] Optische Fasern mit geformten Endflächen; Photonics News; 2012
- [3] Side-Fire Fasern für die Medizintechnik; Photonics News; 2013
- [4] Sebastian Tack; Praktikumsbericht: „Erstellung einer mechanischen Konstruktion zum Rotieren und Schwenken einer Quarzfaser; Mittweida; Juli 2021
- [5] Sebastian Tack; Bachelorarbeit: „Entwicklung einer Vorrichtung zur adaptiven Lagekorrektur eines Fokuspunktes“; Mittweida; Oktober 2022
- [6] advanced fiber tools GmbH; Online Katalog „OPTICAL FIBERS ARE OUR PASSION“; <https://advanced-fiber-tools.de/res/uploads/dokumente/aft-catalogue.pdf>
- [7] advanced fiber tools GmbH; Technische Dokumentation „Medizinische Lasersonde“; (ophthalmologische/chirurgische); UMDNS 17-193; Kap.2/Ausgabe:2014-05-07; Änderung: Kap 2: 2020-06-26; Revision: 3

Danksagung / Angaben zu Fördermittelgebern

Das Projekt COLA (KK5002704TS1) wurde gefördert durch das Bundesministerium für Wirtschaft und Klimaschutz (BMWi) aufgrund eines Beschlusses des Deutschen Bundestages im Rahmen des Programms „Zentrales Innovationsprogramm Mittelstand (ZIM)“. Die Autoren bedanken sich für die finanzielle Unterstützung.

Gefördert durch:



Bundesministerium
für Wirtschaft
und Klimaschutz

aufgrund eines Beschlusses
des Deutschen Bundestages

Kontaktinformationen

Laserinstitut Hochschule Mittweida
Technikumplatz 17
09648 Mittweida

Prof. Dr.-Ing. André Streek

E-Mail: streek@hs-mittweida.de