

Optische Hochfrequenztechnik und Photonik

Herausgeber: B. Schmauß

Steffen Hessler

Polymeroptische Integrierte Systeme



Polymeroptische integrierte Systeme

Der Technischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

zur Erlangung des Doktorgrades
Doktor-Ingenieur

vorgelegt von

Steffen Hessler
aus Aschaffenburg



Als Dissertation genehmigt von der Technischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

Tag der mündlichen Prüfung: 28. Oktober 2021

Vorsitzender des Promotionsorgans: Prof. Dr.-Ing. Knut Graichen

Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Bernhard Schmauß
Prof. Dr. rer. nat. Ralf Hellmann
Prof. Dr. rer. nat. Wolfgang Schade

Optische Hochfrequenztechnik und Photonik

Steffen Hessler

Polymeroptische Integrierte Systeme

D 29 (Diss. Universität Erlangen-Nürnberg)

Shaker Verlag
Düren 2022

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

Zugl.: Erlangen-Nürnberg, Univ., Diss., 2021

Copyright Shaker Verlag 2022

Alle Rechte, auch das des auszugsweisen Nachdruckes, der auszugsweisen oder vollständigen Wiedergabe, der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen und der Übersetzung, vorbehalten.

Printed in Germany.

ISBN 978-3-8440-8452-8

ISSN 1866-6043

Shaker Verlag GmbH • Am Langen Graben 15a • 52353 Düren

Telefon: 02421 / 99 0 11 - 0 • Telefax: 02421 / 99 0 11 - 9

Internet: www.shaker.de • E-Mail: info@shaker.de

Für meine Großeltern

Elsa, Anna, Josef und Rudi

Kurzfassung und Abstract

Kurzfassung Unsere moderne Lebensweise in einer zunehmend digitalisierten Welt ruft einen stetig steigenden Bedarf an innovativen, kostengünstigen und flexibel anpassbaren Sensor-Lösungen hervor. In der vorliegenden Dissertation werden dieser Nachfrage entgegnet neuartig entwickelte, polymeroptische integrierte Mikrosysteme mit besonderem Einsatzpotential für vielfältige Sensorik-Anwendungen zusammenfassend vorgestellt. Das zentrale sensortechnische Bauelement der Arbeit stellt das optische Bragg-Gitter dar, das durch seine flexiblen Auslegungsmöglichkeiten simultane Multiparameter-Messungen auf elegante Art ermöglicht. Die eingesetzten optischen Wellenleiter-Bragg-Gitter werden durch standardlithographische Techniken in Kombination mit gezielter UV-Laser-Bestrahlung in Polymermaterialien erzeugt. Neben der Einführung in dazu erforderliche Wissensgrundlagen der technologischen Prozesse zur Herstellung integrierter optischer Lichtwellenleiter und UV-lasergeschriebener Bragg-Gitter, werden vor allem die Besonderheiten bei der Auswahl und dem Einsatz kosteneffizienter, optischer Polymere betont. Durch die Anwendung eines feinjustierten phasenschiebenden Mach-Zehnder-Interferometer-Aufbaus werden UV-laserinduzierte Brechungsindexmodifikationen und resultierende Lichtwellenleiterprofile in Polymersubstraten präzise ermittelt. Im Hauptteil der Arbeit wird eine einzigartige polymerbasierte Lab-on-a-Chip-Plattform mit integrierten optischen Bragg-Gitter-Sensoren behandelt, was sowohl die Konzeption und photolithographische Herstellung, die eingehende optische und physikalische Charakterisierung als auch die biomedizinische Anwendung in der Blutanalytik umfasst. Desweiteren wird ein anwendungsträchtiges, vollpolymere optomechanisches Sensor-Pad vorgestellt, welches neben der breitbandigen Messung mechanischer Beschleunigungen und Vibrationen insbesondere als medizinischer Vital signal-Monitor zur Patienten-Überwachung von Atmung und Puls einsetzbar ist.

Abstract Our modern lifestyle within an ever-increasing digital world persistently requires innovative, economic and adaptive sensor solutions. In response to these demands, this dissertation recapitulatorily presents novel developed, polymeroptical integrated microsystems with considerable potential capabilities for various sensor applications. Representing the central sensor device of this work, the optical Bragg grating exclusively enables simultaneous multi-parameter measurements by making use of its well-adjustable layout options. The employed waveguide Bragg gratings are generated in polymer materials by standard lithography techniques in combination with localized UV laser irradiation. Besides introducing essential skills and expertise in process technology for the fabrication of integrated optical waveguides and UV-laser-written Bragg gratings, the specific features of the employed cost-efficient polymer selection are highlighted in particular. Using a finely adjusted phase-shifting Mach-Zehnder interferometer setup, UV-laser-induced refractive index modifications and thus resulting optical waveguide profiles in polymer substrates are precisely determined. The main part of the work discusses a unique polymer-based lab-on-a-chip platform with integrated optical Bragg grating sensors, comprising initial conception and photolithographic design, in-depth optical and physical characterization as well as the targeted application in biomedical blood analysis. In addition, a highly prospective, full polymer optomechanical sensor pad is investigated in detail, covering sensor applications as versatile as broadband measurements of mechanical accelerations, vibrations, and – most notably – concurrent vital sign monitoring of patients in terms of pulse and respiration.

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung und Abstract	v
1 Einleitung	1
1.1 Wissenschaftliches Umfeld der Arbeit	1
1.1.1 Integrierte Optik und Sensorik	2
1.1.2 Lab-on-a-Chip-Technologie	7
1.2 Motivation und Ziele der Arbeit	9
1.3 Kapitelübersicht	13
2 Optische Grundlagen	15
2.1 Theorie optischer Wellenleiter	16
2.1.1 Optische Moden im planaren Wellenleiter-Modell	18
2.1.2 Modendisersion im Schichtwellenleiter	21
2.1.3 Evaneszentes Feld	25
2.1.4 Zweidimensional eingegrenzte Lichtführung	27
2.1.5 Effektiv-Index-Methode	29
2.1.6 Beam-Propagation-Methode	30
2.2 Bragg-Gitter	31
2.2.1 Spektrales Verhalten	33
2.2.2 Bragg-Gitter als Sensorelemente	36
2.2.3 Verfahren zur Bragg-Gitter-Erzeugung	37
2.2.4 Bragg-Gitter-Varianten und -Bezeichnungen	40
3 Polymere für optische Wellenleiteranwendungen	43
3.1 Überblick und Direktvergleich	43
3.2 Polymethylmethacrylat (PMMA)	48
3.3 Cycloolefin-Copolymere (COC)	54
3.4 Polymethylpenten (PMP)	57
3.5 EpoCore und EpoClad	60
4 Direktgeschriebene Wellenleiter-Bragg-Gitter in Polymersubstraten	67
4.1 Laser-basierte Herstellungsprozesse und optische Kopplung	67
4.2 Brechungsindexprofile mittels Mach-Zehnder-Interferometrie	70
4.3 PMMA-Wellenleiterprofile	75
4.4 COC-Wellenleiterprofile	80
4.5 Einsatzmöglichkeiten in der Sensorik	86

5	Polymere Lab-on-a-Chip-Plattform mit integrierten Bragg-Sensoren	95
5.1	Photolithographie-gestützter Herstellungsprozess	96
5.2	Benetzungseigenschaften des Mikrofluidik-Systems	104
5.3	Techniken zur optischen Sensor-Interrogation	107
5.4	Bragg-Gitter in EpoCore-Streifenwellenleitern	109
5.4.1	Photosensitivität von EpoCore und EpoClad	109
5.4.2	UV-induzierte Gitterformation in EpoCore	111
5.4.3	Optimierung der Laserschreibparameter	114
5.4.4	Eingebettete und multiple Bragg-Gitter-Strukturen	119
5.4.5	Temperaturverhalten der Bragg-Gitter-Signale	122
5.5	Integrierte Temperatur-Kompensation mittels Referenzgitter	123
5.6	Hochsensitive Brechungsindex-Sensorik	126
5.6.1	Unbehandelte Bragg-Gitter-Sensoren	128
5.6.2	Titandioxid-beschichtete Bragg-Gitter-Sensoren	134
5.6.3	Refraktometrie-Benchmarking	138
5.7	Biokompatibilitäts-Prüfungen der Chip-Materialien	139
5.7.1	Blutkompatibilität	139
5.7.2	Antikörperbeschichtung und Test-Assay	143
5.8	Anwendung als biomedizinischer Sensor	144
5.8.1	Brechungsindex-Screening von Humanblut-Proben	144
5.8.2	Selektive Protein-Detektion	146
6	Polymere optomechanisches Sensor-Pad	149
6.1	Herstellungsprozess	149
6.2	Sensor-Charakterisierung	150
6.3	Anwendung als mechanischer Sensor	152
6.4	Medizintechnische Anwendung als Vitalsensor	155
7	Zusammenfassung und Ausblick	157
	Danksagung	161
	Literaturverzeichnis	163
	Anhang	183
A	Publikationsliste	185
A.1	Angemeldete Patente	185
A.2	Artikel in Fachzeitschriften	185
A.3	Beiträge auf internationalen Konferenzen	187
A.4	Sonstige	189

B	Elektrodynamische Grundlagen	191
B.1	Komplexe Darstellung harmonischer Wellen	191
B.2	Mikroskopische und makroskopische Maxwell-Gleichungen	192
B.3	Wellengleichung und Helmholtz-Gleichung	193
B.4	Fresnelsche Formeln	194
B.5	Wellenleiter-Arten	196
B.6	Dezibel-Konversionstabellen	197
B.7	Elektromagnetisches Spektrum	198
C	Ergänzende Technologie-, Mess- und Simulationsinformationen	199
C.1	Abbe-Refraktometrie	199
C.2	Direktgeschriebene PMP-Wellenleiter	201
C.3	Excimer-Laser-Ablationsanwendungen	201
C.4	Kontaktwinkel-Messungen	203
C.5	Lichtquellen-Vermessung mit optischem Spektrumanalysator	205
C.6	Schmales Wellenleiter-Design	206
C.7	EpoCore-Fasern als Wellenleiter-Alternative	208
C.8	Ergänzende Blutkompatibilitätsmessungen	210

Abbildungsverzeichnis

1.1	Übersicht über integriert-optische Sensorprinzipien für hochempfindliche (bio-)chemische Sensorikanwendungen.	4
1.2	Wissenschaftliches Umfeld des Dissertations-Themas.	10
1.3	Komponenten eines vollständigen Bragg-Sensoriksystems zur Flüssigkeitsanalyse.	12
1.4	Vergleich der Vorbereitungsschritte zwischen standardmäßigem ELISA und alternativer Evaneszentfeld-Sensorik mittels Bragg-Sensoren.	13
2.1	Optische Wellenleiter-Arten basierend auf wiederholter Totalreflexion an den Kern-Mantel-Grenzflächen.	16
2.2	Formation selbstkonsistenter optischer Moden bei Phasengleichheit.	18
2.3	b-V-Diagramme für Schichtwellenleiter zur Bestimmung der geführten TE- und TM-Moden sowie deren effektive Indizes.	24
2.4	Elektromagnetische Feldverteilung der TE ₄ -Mode in einem 10 µm hohen asymmetrischen Wellenleiter.	26
2.5	Moden im symmetrischen Streifenwellenleiter.	28
2.6	Prinzip der Effektiv-Index-Methode.	29
2.7	Prinzip der Beam-Propagation-Methode.	31
2.8	Aufbau eines uniformen UV-induzierten Bragg-Gitters.	32
2.9	Spektrales Verhalten der Bragg-Gitter-Reflexion.	35
2.10	Anwendung von Bragg-Gittern als Sensoren für unterschiedliche Messparameter.	37
2.11	Bragg-Gitter-Varianten mit jeweiligem Brechungsindexprofil und resultierendem Signal.	41
3.1	Chemische Strukturformeln der verwendeten Polymere.	44
3.2	Gemessene Dispersionskurven der eingesetzten Polymermaterialien und deren Einordnung im Abbe-Diagramm.	45
3.3	Transmissionskurven der eingesetzten Polymermaterialien im NIR-Bereich von 600 nm bis 2000 nm.	46
3.4	Gemessene Dispersionskurven und TOC der PMMA-Varianten ME303010 und ME303008.	49
3.5	Gemessene UV-Absorption von PMMA ME303008 und PMMA ME303010.	50

3.6	¹ H-NMR-Spektren von vollständig in Chloroform gelösten PMMA-Proben. (a) Standard-PMMA. (b) Schlagzähes PMMA.	50
3.7	Photoinduzierte Strukturmodifizierung und Polymerdegradation von PMMA.	53
3.8	Gemessene Dispersionskurven und TOC von COC Topas 6017.	55
3.9	Gemessene Transmissions- und Reflexionskurven mit ermittelter Absorption von COC Topas 6017.	56
3.10	Gemessene Dispersionskurven und TOC von PMP TPX™.	58
3.11	Besonderheiten von PMP TPX™. (a) Transmission im UV-VIS-Bereich. (b) Aufschmelzvorgang zur Probenvorbereitung.	59
3.12	Polymerisationsschema in EpoCore/EpoClad. (a) Säurekatalysierte Epoxid-Ringöffnung initiiert durch UV-Strahlung. (b) Quervernetzung.	61
3.13	Gemessene Dispersionskurven und TOC von EpoCore.	62
3.14	Gemessene Transmission von quervernetztem EpoCore und EpoClad eingebettet in optischen 1 mm Quarzglasküvetten.	63
4.1	Excimer-Laser-Aufbau zum Direktschreiben von Wellenleitern und Bragg-Gittern durch Brechungsindexmodifikation.	68
4.2	Stufenindexprofil und Weißlicht-Modenprofil einer Singlemode-Kopplungsfaser.	69
4.3	Aufbau zur optischen Wellenleiter-Ankopplung.	70
4.4	Messaufbau zur Charakterisierung der Wellenleitertransmission.	70
4.5	Schematischer Aufbau des phasenschiebenden Mach-Zehnder-Interferometer-Mikroskops.	71
4.6	Bildverarbeitung bei phasenschiebender Mach-Zehnder-Interferometrie.	72
4.7	Probenpräparation zur 1D- und 2D-Profilmessung.	73
4.8	Ermittelte Brechungsindextiefenprofile UV-laserinduzierter Wellenleiter in Standard-PMMA ME303010.	76
4.9	Ermittelte Brechungsindextiefenprofile UV-laserinduzierter Wellenleiter in schlagzähem PMMA ME303008.	77
4.10	Laserinduzierte Brechungsindexerhöhung an der Oberfläche von PMMA ME303010 und ME303008.	78
4.11	Modifikation der Oberflächentopographie infolge der UV-Laser-Einwirkung. (a) Kompaktierung. (b) Oberflächenrauigkeit.	78
4.12	Cut-back-Dämpfungsmessungen optisch angekoppelter Oberflächenwellenleiter in PMMA ME303010 und ME303008.	78
4.13	UKP-lasergeschriebene Brechungsindexmodifikationen in PMMA ME303010.	80
4.14	Ermittelte Brechungsindextiefenprofile UV-laserinduzierter Wellenleiter in COC Topas 6017.	81

4.15	Lasерinduzierte Brechungsindexerhöhung an der Oberfläche von COC Topas 6017.	81
4.16	Änderung der Materialeigenschaften in UV-bestrahltem COC Topas 6017.	82
4.17	Interferometrische Messung eines zweidimensionalen Brechungsindexprofils in COC Topas 6017.	83
4.18	Simuliertes und reales Modenprofil eines COC Topas 6017 Wellenleiters im Vergleich.	84
4.19	UKP-lasergeschriebene Bulk-Wellenleiter in COC Topas 6017.	85
4.20	Horizontale Brechungsindexprofile von Bulk-Wellenleitern in COC Topas 6017 für unterschiedliche fs-Pulsenergie.	85
4.21	Untersuchte Anwendungspotentiale von UV-lasermodifizierten PMMA-Bulk-Substraten für die optische Sensorik.	87
4.22	MWCNT-beschichteter PMMA-Bragg-Sensor.	88
4.23	Bragg-Wellenlängen-Änderung in Abhängigkeit des Bestrahlungsorts und der NIR-Bestrahlungsleistung.	89
4.24	Klimakammermessungen eines Topas-Bragg-Gitter-Sensors.	91
4.25	Verhalten eines MWCNT-funktionalisierten Topas-Sensors bei NIR-Bestrahlung.	92
5.1	Prozessübersicht zur Herstellung der entwickelten Lab-on-a-Chip-Plattform mit integrierten Bragg-Gitter-Sensoren.	97
5.2	Ermittelte Spin-Kurven für die Photolacke (a) EpoCore und (b) EpoClad auf einem Topas 6017-Substrat.	98
5.3	Multilayer-Photolithographie in EpoCore/EpoClad mittels Mask-Aligner.	99
5.4	Struktur-Belichtungsreihe für (a) EpoCore und (b) EpoClad. (c) UV-Dosis-abhängige Strukturprofile.	100
5.5	Einschreiben der Bragg-Gitter-Elemente in die EpoCore-Wellenleiter mittels Phasenmaskenbestrahlung.	101
5.6	Belichtungsartefakte bei transparentem Substrat.	102
5.7	Versiegelung und Anschlussöffnung der Mikrofluidikkanäle.	103
5.8	Lab-on-a-Chip-Plattform gefüllt mit fluoreszierender Rhodamin-6G-Lösung.	103
5.9	Lab-on-a-Chip-Ankopplung.	103
5.10	Befüllung der Mikrofluidikkanäle mit Rhodamin-6G-Lösung.	105
5.11	Zeitliche Kontaktwinkeländerung nach O ₂ -Plasma-Aktivierung für EpoCore 5, EpoClad 50 und Topas 6017.	106
5.12	Interrogation der integrierten Bragg-Gitter-Sensoren in der Lab-on-a-Chip-Plattform.	107
5.13	Eingesetzte Interrogationstechniken.	108
5.14	Spektren-Vergleich der eingesetzten Bragg-Interrogatoren.	109

5.15	UV-Photosensitive Brechungsindexänderung in EpoCore und EpoClad-Dünnschichten.	110
5.16	Nahfeldsimulation einer transmittiven Phasenmaske.	111
5.17	UV-induzierte Modifikation von EpoCore-Wellenleitern.	113
5.18	Probenkonfiguration zur Online-überwachten Bragg-Gitter-Formation.	114
5.19	Entwicklung der charakteristischen Bragg-Gitter-Größen bei andauernder Excimer-Laser-Bestrahlung.	115
5.20	Simulierte EpoCore-Bragg-Gittereigenschaften.	117
5.21	Vergleich produzierter EpoCore-Bragg-Gittereigenschaften zur optischen Simulation in Abhängigkeit der Gitterlänge.	117
5.22	4 mm kurzes Bragg-Gitter mit einer Reflektivität von $\sim 87\%$	118
5.23	Spannungsinduzierte Doppelbrechung bei Einbettung der EpoCore-Wellenleiter.	119
5.24	Multiple Bragg-Gitter in geraden Wellenleiter- und Y-Koppler-Strukturen.	121
5.25	Unabhängiges Ansprechen der räumlich getrennten Bragg-Gitter auf unterschiedliche Index-Öle.	121
5.26	Temperaturverhalten der Bragg-Signale bei Regelung der Klimakammer auf konstant 60 %r.h.	122
5.27	Temperatur-Sensitivität in Abhängigkeit der relativen Luftfeuchtigkeit.	123
5.28	Experiment zur BG-Feuchtigkeitsentkopplung mittels dünnem COC-Schutzfilm.	125
5.29	Experiment zur BG-Feuchtigkeitsentkopplung mittels dicker COC-Einkapselung.	125
5.30	Integrierter COC-Topas-Bragg-Sensor als Temperaturreferenz.	125
5.31	Hochreflektive Sensor-Signale unbehandelter Bragg-Gitter in den bevorzugten Wellenlängenbereichen um 1550 nm und 1310 nm.	128
5.32	Multimodale Brechungsindex-Sensorik mit einer EpoCore-Wellenleiterhöhe von 3 μm im Arbeitsbereich um 1550 nm.	129
5.33	Zeitliche Bragg-Signalverläufe für ein 1 μm dünnes EpoCore-Bragg-Gitter mit einer Gitterperiode von 990 nm.	130
5.34	Brechungsindex-Sensorik mittels 1,45 μm dünner EpoCore-Bragg-Gitter mit einer Gitterperiode von 840 nm.	131
5.35	(a) Feuchtigkeitseinfluss auf EpoCore-basierte Brechungsindex-Sensorik. (b) Über Abbe-Refraktometrie ermittelte Kalibrierkurve der angesetzten Zuckerlösungen.	131
5.36	TE- und TM-Moden-Simulation zur Brechungsindex-Sensitivität eines 10 $\mu\text{m} \times 0,8 \mu\text{m}$ EpoCore-Wellenleiters.	132
5.37	Echte Singlemode-Brechungsindexsensorik mithilfe eines 4 $\mu\text{m} \times 0,8 \mu\text{m}$ EpoCore-Gitters.	133

5.38	Mittels reaktivem Sputtern abgeschiedene TiO ₂ -Beschichtung.	134
5.39	Hochsensitive Brechungsindexsensorik mittels 6x-beschichtetem EpoCore-Bragg-Gitter im Arbeitsbereich 1550 nm.	135
5.40	Zeitlicher Bragg-Signalverlauf und Sensorkennlinie eines 6x-beschichteten EpoCore-Bragg-Gitters im Arbeitsbereich 1550 nm.	136
5.41	Hochsensitive Brechungsindexsensorik mithilfe TiO ₂ -beschichteter EpoCore-Bragg-Gitter im Arbeitsbereich 1310 nm.	136
5.42	TE- und TM-Moden-Simulation zur Brechungsindex-Sensitivität eines 10 µm × 0,8 µm EpoCore-Wellenleiters mit 50 nm TiO ₂ -Beschichtung.	137
5.43	Probenvorbereitung und Messergebnisse der Hämokompatibilitäts-Versuchsreihe I.	141
5.44	Unbeschichtete und TiO ₂ -beschichtete Topas-Proben und zugehörige TAT-Messergebnisse.	142
5.45	ELISA-Testassays für Humanes Serumalbumin (HSA).	144
5.46	Anwendung eines TiO ₂ -funktionalisierten EpoCore-Sensors zur Brechungsindexbestimmung von Vollblut.	145
5.47	Stoffselektive Detektion von HSA mittels eines unbeschichteten EpoCore-Bragg-Sensors.	147
5.48	Stoffselektive Detektion von HSA mittels eines TiO ₂ -beschichteten EpoCore-Bragg-Sensors.	147
6.1	Herstellungsprozess des flexiblen Bragg-Gitter-Sensor-Pads.	149
6.2	Bragg-Reflexionsspektrum des fasergekoppelten Sensor-Pads.	151
6.3	Getestete Applikationsszenarien des entwickelten optomechanischen Sensor-Pads.	151
6.4	Akustischer Tonabnehmer: Sensorantwort bei Anschlagen der einzelnen Gitarrensaiten.	152
6.5	Schematischer Aufbau zur Beschleunigungsmessung bzw. Vibrationsmessung.	153
6.6	Sensorantwort auf sinusförmige Beschleunigungseinwirkungen.	154
6.7	Sensitivitätssteigerung durch zusätzliche seismische Masse.	154
6.8	Sensor-Pad als Pulsmesser an verschiedenen Messpositionen (Skizze des menschlichen Blutkreislaufs nach [232]).	155
6.9	Sensor-Pad als Vitalsignal-Monitor: Simultane Überwachung von Atmung und Puls.	156
B.1	Phasenverschiebung an totalreflektierenden Grenzflächen.	195
B.2	Überblick über zweidimensional führende Lichtleiterstrukturen.	196
B.3	Überblick über Fasermode.	197
B.4	Elektromagnetisches Spektrum.	198
C.1	Gemessene Dispersionskurven und TOC von PMMA ME303006.	199

C.2	Gemessene Dispersionskurven und TOC von COC Topas 6013, Topas 6015 und Topas 5013.	200
C.3	Ausgangsintensitäten von Excimer-Laser-direktgeschriebenen Brechungsindexmodifikationen in PMP.	201
C.4	Excimer-Laser-Ablation von EpoCore, EpoClad und COC Topas 6017 sowie deren potentielle Verwendung.	202
C.5	Ormocer [®] -Kontaktwinkelmessungen nach initialer O ₂ -Plasma-Aktivierung.	203
C.6	Kontaktwinkelmessungen nach O ₂ -Plasma-Aktivierung und UV-Bestrahlung mit jeweiliger Probenanzahl von n=5.	204
C.7	Spektrale Leistungsdichte der SLED-basierten Interrogation.	205
C.8	Spektrale Leistungsdichte der laserbasierten Interrogation.	206
C.9	Simulationsmodell: 5 Sensorfenster mit schmalen Sensorelementen.	207
C.10	Simulationsergebnisse (a),(d),(e) und Mikroskopaufnahmen (b),(c) eines 1 µm schmalen Wellenleiter-Bragg-Gitters.	207
C.11	Faserziehen aus geschmolzenem EpoCore-Negativresist und Mikroskopaufnahmen zur Durchmesserbestimmung.	208
C.12	Freihängende EpoCore-Faser-Bragg-Gitter als hochsensitive Brechungsindexsensoren.	209
C.13	Ergänzende TAT-Wert-Versuchsreihen zur Bestimmung der materialspezifischen Blutkompatibilität.	210

Tabellenverzeichnis

1.1	Wichtige Meilensteine in der Entwicklung der Bragg-Gitter-Technologie.	5
1.2	Wesentliche Vorteile von Polymeren auf einen Blick.	10
3.1	Materialeigenschaften der verwendeten Polymere im Vergleich zu Quarzglas SiO ₂ und Silizium Si.	47
3.2	Auswertung der ¹ H-NMR-Spektroskopie-Signale.	51
3.3	Brechungsindex-Änderungen von PMMA durch Wasseraufnahme.	52
3.4	Überblick über die in der Arbeit eingesetzten Polymermaterialien.	65
5.1	Wellenleitermodifikationen zur Sensitivitätssteigerung über Vergrößerung des evaneszenten Feldanteils.	126
5.2	Hämokompatibilitäts-Ergebnisse aller getesteten Materialien.	142
5.3	ELISA-Prozedur zur Konzentrationsbestimmung von HSA.	143