

Anordnung zum Betrieb eines Biosensors sowie
Anordnung zur Bestimmung des Glukosegehalts im Blut

5 Die vorliegende Erfindung betrifft eine faseroptische Anordnung zum Betrieb eines Biosensors. Der Biosensor eignet sich insbesondere, wenngleich nicht ausschließlich zur Bestimmung des Glukosegehalts im Blut. Die Erfindung betrifft daher
10 ebenso eine Anordnung zur Bestimmung des Glukosegehalts im Blut.

Optische Sensoren kommen unter anderem zur Auswertung von Fluoreszenzstrahlung zum Einsatz. In vielen Fällen wird dabei durch eine optische Anordnung sowohl eine Anregungsstrahlung
15 bereitgestellt als auch die von einem geeigneten Leuchtstoff emittierte Strahlung ausgewertet. Die Intensität der emittierten Fluoreszenzstrahlung kann dabei ein Maß für eine zu überwachende Größe sein.

20 So beschreibt beispielsweise die DE 10 2015 101 847 B4 eine Anordnung zur Untersuchung einer mittels elektromagnetischer Strahlung anregbaren Probe. Zur Trennung der Anregungsstrahlung von der emittierten Messstrahlung besitzt die Anordnung einen ersten dichroitischen Strahlteiler mit einem ersten und
25 einem zweiten Prisma, welche an ihren Basisflächen miteinander verbunden sind, und mit einer zwischen den Basisflächen der beiden Prismen angeordneten dichroitischen Schicht. Eine Lichtquelle liefert eine zur Anregung der Probe geeignete elektromagnetische Strahlung, welche in die Eintrittsfläche
30 des ersten Prismas eingekoppelt wird. Ein Teil der Strahlung wird an der dichroitischen Schicht reflektiert in Richtung zur Probe, die hinter einer Austrittsfläche des ersten Prismas positioniert ist. Ein Detektor dient der Erfassung der von der

Probe emittierten, durch den Strahlteiler durchgeleiteten und diesen an einer Messfläche verlassenden elektromagnetischen Messstrahlung. Ein Nachteil solcher Anordnungen besteht in dem empfindlichen und vergleichsweise großen Aufbau, der beispielsweise eine Verwendung in Alltagssituationen und durch ungeschultes Personal nicht möglich erscheinen lässt.

In Müller AJ, Knuth M, Nikolaus KS, Krivánek R, Küster F, Hasslacher C. „First clinical evaluation of a new percutaneous optical fiber glucose sensor for continuous glucose monitoring in diabetes“. Journal of Diabetes Science and Technology 2013; 7(1):13-23. 2013 Jan 01, wird eine Anordnung mit einem Glukose empfindlichen Sensor beschrieben, der als Biosensor am Ende einer optischen Faser ausgebildet ist. Dafür sind an der Faser ein oder mehrere fluoreszierende Leuchtstoffe angeordnet, die von einer Anregungsstrahlung angeregt werden. Die Anregungsstrahlung wird von einer LED geliefert und über eine Linse in die Faser eingekoppelt. Die Intensität der emittierten Fluoreszenzstrahlung ist in dem konkreten Anwendungsfall abhängig von dem Glukosegehalt im Blut in einem Gewebe, in welches die Faser implantiert werden kann. Die emittierte Fluoreszenzstrahlung wird in der Faser zu einem Detektor geleitet und von diesem ausgewertet. Grundsätzlich eignet sich ein solcher Biosensor für eine quasikontinuierliche Messung des Blutzuckergehalts, sodass die gelieferten Werte beispielsweise einer Insulin-Dosiereinheit zugeführt werden können, um einem Patienten bedarfsgerecht Insulin zuzuführen. Allerdings sind die Zuleitung der Anregungsstrahlung und die Auswertung der vom Biosensor gelieferten Fluoreszenzstrahlung technisch schwierig in kleinsten Einheiten umsetzbar, sodass der Patient gezwungen wäre, eine größere Anordnung mitzuführen.

Die DE 694 08 976 T2 beschreibt einen Glukosemonitor, der eine Lichtquelle, einen Sensor und einen Prozessor enthält. Die Lichtquelle sendet Anregungslicht aus, das auf die Probe gerichtet ist, um die Fluoreszenz von Glucose in der Probe zu induzieren. Das Anregungslicht bewirkt, dass die Probe Rücklicht erzeugt, das fluoreszierendes Licht enthält, das von einer beliebigen Glukose in der Probe erzeugt wird. Der Sensor überwacht das zurückkehrende Licht und erzeugt zwei Signale, die die Intensität des Lichts innerhalb zweier spektraler Wellenlängenbänder darstellen. Das erste Signal gibt die Intensität des zurückkehrenden Lichts mit einer Wellenlänge innerhalb eines ersten Wellenlängenbandes an. Das zweite Signal gibt die Intensität des Lichts innerhalb eines zweiten Wellenlängenbandes an. Der Prozessor verarbeitet die beiden elektrischen Signale, um die Glukosekonzentration in der Probe zu bestimmen. Als optische Komponenten kommen Fasern oder Wellenleiter zur Lichtleitung, ein dichroitisches Filter zum Trennen des Anregungslichts vom Rücklicht, eine Blende mit einem Schlitz und ein Prisma zum Einsatz.

Die US 4,344,438 offenbart eine Lösung zur in-vivo-Messung der Konzentration von Plasmabestandteilen mit niedrigem Molekulargewicht. Gezeigt wird ein fluoreszenzbasierter Glukosesensor mit einer Kathetermesskammer, wobei die Erfassungseinrichtung und die Lichtquelleneinrichtung über optische Fasern in optischem Kontakt mit der Kammer stehen. Dabei gelangt das Anregungslicht von der Quelle durch ein Filter zu einem halbversilberten Spiegel und wird dann auf das Ende einer optischen Faser fokussiert. In einer Ausführungsform können diese Komponenten miniaturisiert werden, indem eine LED für die Lichtquelle und eine Fotodiode für den Lichtdetektor verwendet werden und die gesamte Anordnung in den Körper implantiert wird.

Die WO 2014/116597 A1 zeigt ein optisches System zur Erfassung von Fluoreszenzlicht einer biologischen Probe. Ein benutzter Optischer Koppler umfasst eine Faser zur Kontaktierung eines
5 fluoreszierenden Körpers, eine Leuchtdiode, mehrere Filter und eine Fotodiode.

Die EP 2 989 975 A1 zeigt einen faseroptischen Glukosesensor, umfassend ein Element mit proximalen und distalen
10 Endbereichen, wobei der proximale Endbereich zum Koppeln mit einer optischen Vorrichtung konfiguriert ist, die eine Anregungslichtquelle und einen Detektor umfasst. Das distale Ende kann in einem Blutgefäß positioniert werden und umfasst einen Hohlraum und eine reflektierende Oberfläche, wobei der
15 Hohlraum ein Indikatorsystem umfasst.

Die DE 43 22 734 A1 und die DE 43 41 086 A1 zeigen einen optischen Y-Koppler, bestehend aus einem durchgehenden Lichtwellenleiter mit Polymermantel und einem seitlich einmündenden
20 Lichtwellenleiter mit Polymermantel. Der durchgehende Lichtwellenleiter verläuft an der Einmündungsstelle gerade, der seitlich einmündende Lichtwellenleiter unter einem Winkel α , der kleiner ist als der Grenzwinkel für die Totalreflexion in dem durchgehenden Lichtwellenleiter. Der durchgehende Lichtwellenleiter weist einen Durchmesser von 50 bis 6000 μm auf.
25

Die US 6,553,164 zeigt einen wellenleiterbasierten Y-Koppler, der aus 4 einzelnen Teilelementen besteht.

30 Die DE 694 14 139 T2 beschreibt eine Kopplungsanordnung zwischen einer multimodalen Lichtquelle und einer optischen Faser mittels einer Zwischenfaser, welche als optische Mehrmoden-Zwischenfaser ausgebildet ist. Die Zwischenfaser

weist einen Teilbereich mit dem Querschnitt und einen verjüngenden Teilbereich auf. Mittels der sich verjüngenden Zwischenfaser wird ein Y-Koppler ausgebildet.

5 Die US 2004/0072358 A1 beschreibt eine Glukoseerfassungseinrichtung, welche einen Sensor, eine Lichtquelle und einen Fotodetektor besitzt, die durch eine optische Faser miteinander verbunden sind. Weiterhin wird ein Y-Koppler genutzt, der durch eine sich in zwei Stränge aufteilende
10 optische Faser gebildet wird.

Ausgehend von der US 2004-0072358 A1 besteht eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung darin, eine verbesserte Anordnung zum Betrieb eines Biosensors bereitzustellen. Die Anordnung soll
15 sowohl die Anregungsstrahlung liefern als auch in der Lage sein, die vom Sensor erzeugten Messsignale mit hoher Empfindlichkeit zu detektieren. Dabei sollen ein kleiner, integrierbarer Aufbau eine sichere mechanische Anbindung an den Biosensor und eine hohe optische Zuverlässigkeit erreicht
20 werden. Darüber hinaus wird eine Aufgabe darin gesehen, eine verbesserte Anordnung zur Bestimmung des Glukosegehalts, insbesondere im Blut bereitzustellen, welche eine mobile, quasikontinuierliche Messung des Glukosegehalts gestattet.

25 Diese und weitere Aufgaben werden von einer Anordnung zum Betrieb eines Biosensors gemäß dem beigefügten Anspruch 1 bzw. durch eine Anordnung zur Bestimmung des Glukosegehalts gemäß Anspruch 17 gelöst.

30 Die erfindungsgemäße Anordnung zum Betrieb eines Biosensors besitzt eine Anregungslichtquelle, welche mindestens eine Anregungsstrahlung für den Biosensor erzeugt. Die Anordnung umfasst weiterhin eine Koppelfaser, an deren Eintrittsfläche

die Anregungsstrahlung eingekoppelt wird. Darüber hinaus ist ein optischer Y-Koppler vorgesehen, der einen Anregungsarm, welcher an die Austrittsfläche der Koppelfaser angeschlossen ist, einen Detektorarm, welcher an einen optischen Detektor
5 angeschlossen ist, und einen Sensorfuß, welcher an den Biosensor anschließbar ist, besitzt. Der Detektorarm und der Sensorfuß weisen vorzugsweise eine gemeinsame Hauptstrahlachse auf. Die Strahlachse des Anregungsarms verläuft zur Hauptstrahlachse des Detektorarms in einem Winkel im Bereich 5° bis
10 70° , vorzugsweise 5° bis 30° . Der Anregungsarm besitzt eine langgestreckte, konische Form, wobei der Durchmesser des Anregungsarms an der Eintrittsstelle in den Detektorarm weniger als zwei Drittel des Durchmessers des Detektorarms an diesem Verbindungspunkt beträgt, vorzugsweise weniger als die
15 Hälfte, besonders bevorzugt weniger als ein Drittel des Durchmessers des Detektorarms.

Vorzugsweise ist die Anregungslichtquelle durch einen LED-Chip gebildet, welcher eine Anregungsstrahlung von beispielsweise
20 595 nm emittiert. Die Anregungsstrahlung ist in Wellenlänge und optischer Leistung an den Biosensor angepasst und kann beispielsweise auch zwei Wellenlängen enthalten, wenn dies für den jeweiligen Anregungszweck gewünscht ist. Bevorzugt ist die Emissionsebene des LED-Chips von der Eintrittsfläche der
25 Koppelfaser in einem Abstand positioniert, der das 0,1 bis 10-fache des Durchmessers der Koppelfaser beträgt.

Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform ist die Anregungslichtquelle ein planer, diffus abstrahlender Emitter.
30 Vorzugsweise erfolgt die Emission aus einer dünnen Schicht heraus, wie es beispielsweise bei einer Dünnschicht-LED geschieht. Besonders bevorzugt ist die Anregungslichtquelle daher durch eine Dünnschicht-LED gebildet.

Die Koppelfaser ist bevorzugt eine PMMA-Faser oder eine Saphir-Faser, die beispielsweise eine sphärische, asphärische oder plane Eintrittsfläche besitzt, welche der Anregungslicht-
5 quelle gegenüberliegt. Die Koppelfaser besitzt vorzugsweise einen über ihre Länge konstanten Durchmesser im Bereich 0,1 bis 2 mm, weiter bevorzugt 0,3 bis 0,7 mm, besonders bevorzugt 0,5 mm, und eine Länge, die bevorzugt das 7-fache bis 13-fache des Abstands zwischen der Anregungslichtquelle und der
10 Eintrittsfläche der Koppelfaser beträgt, beispielsweise 5 bis 15 mm, besonders bevorzugt 10 mm. Die Eintrittsfläche der Koppelfaser ist von der Anregungslichtquelle vorzugsweise etwa 0,8 bis 1,2 mm, besonders bevorzugt etwa 1 mm beabstandet, wobei der Anregungsstrahl in diesem Abstand vorzugsweise in
15 Luft verläuft. Dieser Abstand hat zur Folge, dass in die Koppelfaser nur „flache Strahlen“ eingekoppelt werden, die also nur einen kleinen Winkel gegenüber der Zentralachse der Koppelfaser aufweisen. Die emittierende Fläche der Anregungslichtquelle entspricht vorzugsweise 10 bis 60 % der
20 Querschnittsfläche der Koppelfaser.

Eine vorteilhafte Ausführungsform zeichnet sich dadurch aus, dass die Koppelfaser in axialer Längsrichtung keine Krümmung aufweist, d. h. ihre Längsachse geradlinig verläuft.
25 Beispielsweise kann die Koppelfaser dazu aus einem starren Material bestehen oder in einer nicht-gekrümmten Hülse geführt sein.

Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform ist die Austritts-
30 fläche der Koppelfaser unter Zwischenschaltung eines Cut-off-Filters an den Anregungsarm des optischen Y-Kopplers angekoppelt. Durch diesen Filter können aus der Anregungsstrahlung die Wellenlängen herausgefiltert werden, welche den vom

Biosensor emittierten Fluoreszenzwellenlängen entsprechen, sodass diese am Detektor leichter als Messsignale detektiert werden können. Der Cut-off-Filter ist beispielsweise als ein Trägerglas mit aufgebracht Filterschichten gebildet. Die Austrittsfläche der Koppelfaser kann an diesem Trägerglas angeklebt sein, wobei die Klebung auch direkt auf die Filterschichten möglich ist.

Eine besonders bevorzugte Ausführungsform zeichnet sich durch eine speziell angepasste Strahlführung aus, die eine optimierte Nutzung der vorhandenen optischen Leistung gestattet. Dazu werden in die genannte Koppelfaser die bereits erwähnten „flachen Strahlen“ eingekoppelt. Unter „flachen Strahlen“ werden Strahlen mit einer kleinen Winkelabweichung in Ausbreitungsrichtung verstanden. Die Verwendung solcher Strahlen gestattet vor allem auch den effizienten Einsatz des Cut-off-Filters, der bereits aus der Anregungsstrahlung bestimmte Wellenlängen ausschneidet, die dann das Messergebnis nicht mehr verfälschen. Anzustreben ist das Auftreffen der Anregungsstrahlung möglichst senkrecht auch die Oberfläche des Cut-off-Filters, was erreicht wird, wenn sich die Anregungsstrahlung in möglichst geringer Winkelabweichung von der Längsachse der Koppelfaser in dieser ausbreitet und daher mit möglichst kleiner Winkelabweichung zum Flächenlot des Cut-off-Filters auf diesen auftrifft. Bevorzugt verläuft die Anregungsstrahlung in der Koppelfaser mit einem Winkel $<40^\circ$ zum Flächenlot des Cut-off-Filters bzw. zur Seelenachse der Koppelfaser, besonders bevorzugt mit einem Winkel $<30^\circ$, insbesondere $<25^\circ$.

Eine vorteilhafte Ausführungsform der Anordnung zeichnet sich dadurch aus, dass der Durchmesser des Anregungsarms von seiner Eintrittsfläche, welche optisch an die Austrittsfläche der

Koppelfaser angekoppelt ist, in Richtung zu der Verbindungsstelle mit dem Detektorarm kontinuierlich abnimmt (sogenannte Tapered Fiber). Der Anregungsarm besitzt damit die Form eines lang gestreckten Kegelstumpfes. An der Verbindungsstelle, also
5 an der Position, an welcher Anregungsarm, Detektorarm und Sensorfuß des Y-Kopplers zusammenlaufen, ist der Durchmesser des Koppelarms somit deutlich kleiner als an seiner Eintrittsfläche. Vorzugsweise reduziert sich der Durchmesser des Anregungsarms entlang seiner Längserstreckung um mehr als die
10 Hälfte. Insbesondere besitzt der Anregungsarm an der Verbindungsstelle mit dem Detektorarm einen Durchmesser im Bereich 0,1 bis 0,2 mm. Die Verjüngung des Anregungsarms dient vor allem der Ausbildung eines optischen Ventils, welches die Einkopplung der Anregungsstrahlung in den Sensorfuß ermöglicht, gleichzeitig aber das unerwünschte Austreten der vom
15 Biosensor zurückgegebenen Fluoreszenzstrahlung in den Anregungsarm minimiert.

Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform befindet sich zwischen
20 dem beschichteten Trägerglas, welches an die Austrittsfläche der Koppelfaser anschließt, und der Eintrittsfläche des Anregungsarms ein Farbglasstück, welches die Filterwirkung des Cut-off-Filters unterstützt. Das Farbglasstück ist in der Art eines Wellenleiters ausgebildet und kann ebenfalls eine konische Form aufweisen. Bei einem Farbglasstück handelt es sich
25 um farbiges, optisches Filterglas, wie es z. B. von der Schott AG angeboten wird.

Vorzugsweise wird der Y-Koppler aus Kunststoff, insbesondere
30 PMMA oder PC hergestellt. Dafür eignen sich beispielsweise 3D-Druckverfahren oder Spritzgussverfahren. Der Durchmesser des Detektorarms und des Sensorfußes sind vorzugsweise gleichbleibend, beispielsweise im Bereich 0,4 bis 0,6 mm, insbesondere

0,5 mm. Der Sensorfuß kann vorteilhaft in Längsrichtung eine Krümmung mit einem Winkel von etwa 90° aufweisen, um an seiner Austrittsfläche einfach an den Biosensor angeschlossen werden zu können, wenn dieser im Wesentlichen senkrecht zur Hautoberfläche eines Patienten in das Gewebe implantiert wurde.

Eine zweckmäßige Ausführungsform besitzt ein weiteres Farbglasstück in Wellenleiterform, welches zwischen dem Detektor und der Austrittsfläche des Detektorarms angeordnet ist.

Dieses Farbglasstück erfüllt wiederum Filter unterstützende Funktionen. Weiterhin ist es vorteilhaft, wenn vor dem Detektor eine Linse und ein Filter angeordnet sind, um die vom Detektorarm kommende Fluoreszenzstrahlung zu kollimieren und eventuell noch enthaltene Anregungsstrahlung auszufiltern.

Der Detektor kann vorzugsweise als Fotodiode oder als ein ähnliches Bauteil gebildet sein. Sofern mehrere Fluoreszenzwellenlängen detektiert werden sollen, kann es vorteilhaft sein, einen Strahlteiler mit mehreren Fotodetektoren unterschiedlicher Empfindlichkeit zu kombinieren.

Erfindungsgemäß dient der Sensorfuß nicht nur der mechanischen Ankopplung an die Sensorfaser sondern auch der Strahlumlenkung. Vorzugsweise ist dafür im Sensorfuß eine torische Fläche ausgebildet.

Eine erfindungsgemäße Anordnung zur Bestimmung des Glukosegehalts, insbesondere im Blut, umfasst einen Biosensor sowie eine Anordnung zu dessen Betrieb gemäß einer der hier beschriebenen Ausführungsformen.

Weitere Vorteile und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung bevorzugter Ausführungsformen, unter Bezugnahme auf die Zeichnung. Es zeigen:

- 5 Fig. 1 eine Prinzipskizze einer ersten Ausführungsform einer
 erfindungsgemäßen Anordnung zum Betrieb eines
 Biosensors;
- Fig. 2 eine Prinzipskizze einer zweiten Ausführungsform der
10 Anordnung zum Betrieb des Biosensors;
- Fig. 3 einen optischen Strahlverlauf in einem Sensorfuß zur
 Strahlumlenkung und Einkopplung in die bzw.
 Auskopplung aus der Sensorfaser mit geringen
15 optischen Verlusten.

Fig. 1 zeigt in einer vereinfachten seitlichen Darstellung eine Anordnung zum Betrieb eines Biosensors. Der Biosensor ist
20 hier als eine Sensorfaser 01 gebildet, die an ihrem freien
 Ende mit immobilisierten, Glukose-sensitiven Fluoreszenz-
 leuchtstoffen 02 ausgerüstet ist. Bei Anregung mit einer Anre-
 gungsstrahlung emittieren diese Fluoreszenzleuchtstoffe eine
 Fluoreszenzstrahlung, deren Intensität abhängig ist von der
25 Glukosekonzentration in einem Medium, in welchem das Ende des
 Biosensors positioniert ist. Das Medium kann insbesondere Blut
 sein.

Die Anordnung zum Betrieb des Biosensors besitzt einen LED-
30 Chip 03 als Anregungslichtquelle, vorzugsweise eine Dünnschicht-
 LED. Der LED-Chip 03 emittiert die Anregungsstrahlung und
 koppelt diese mit flachem Winkel in eine Koppelfaser 04 ein.
 Der Winkel zwischen der Anregungsstrahlung und der Seele der

Koppelfaser ist vorzugsweise $<30^\circ$. Dazu ist die LED 03 bei der dargestellten Ausführungsform etwa 1 mm beabstandet von der Eintrittsfläche der Koppelfaser 04 positioniert. Die Eintrittsfläche der Koppelfaser kann als Freiformfläche, sphärische, asphärische oder plane Fläche gestaltet sein. Die Koppelfaser 04 hat beispielsweise einen Durchmesser von 0,5 mm und eine Länge von 10 mm. Die Austrittsfläche der Koppelfaser 04 ist mit einem Kleber 06 an einem Trägerglas 07 befestigt. Das Trägerglas 07 ist mit einer oder mehreren Filterschichten 08 ausgerüstet, um als Cut-off-Filter zu wirken und aus der Anregungsstrahlung die Wellenlänge der von den Fluoreszenzleuchtstoffen 02 emittierten Fluoreszenzstrahlung auszufiltern. In der Ausbreitungsrichtung der Anregungsstrahlung folgt auf das Trägerglas 07 ein erstes Farbglasstück 09, welches die Wirkung des Cut-off-Filters unterstützt. Das erste Farbglasstück 09 ist in Wellenleiterform gestaltet und schließt auf der gegenüberliegenden Seite an einen Anregungsarm 11 eines optischen Y-Kopplers 12 an. Der Anregungsarm 11 und das erste Farbglasstück 09 besitzen einen sich in Strahlungsrichtung verjüngenden Querschnitt. Der Durchmesser des Anregungsarms 11 an seinem der Koppelfaser 04 abgewandten Ende beträgt daher beispielsweise nur noch 0,1 bis 0,2 mm.

Der Y-Koppler 12 besitzt außerdem einen Detektorarm 13 und einen Sensorfuß 14. An einer Verbindungsstelle 16 tritt der Anregungsarm 11 in das im Übrigen vom Detektorarm 13 zum Sensorfuß 14 durchgehende Material ein. An der Verbindungsstelle 16 schließen der Detektorarm 13 und der Anregungsarm 11 einen Winkel im Bereich 5° bis 70° , bevorzugt 5° bis 30° , besonders bevorzugt etwa 15° ein. Die Hauptstrahlachse des Detektorarms 13 und des Sensorfußes 14 verlaufen in der gezeigten Ausführungsform coaxial. In abgewandelten Ausführungen können die Hauptstrahlachsen des Detektorarms und

des Sensorfußes aber auch winklig zueinander verlaufen, beispielsweise mit einer Winkeländerung von 10° bis 40° . Der Sensorfuß 14 ist an seinem von der Verbindungsstelle 16 abgewandten Ende flexibel oder gekrümmt gestaltet, um an die Sensorfaser 01 angeschlossen werden zu können. Der Detektorarm 13 und der Sensorfuß 14 besitzen einen Durchmesser von beispielsweise 0,5 mm.

Die Anregungsstrahlung wird von dem LED-Chip 03 über die Koppelfaser 04, den Anregungsarm 11 und den Sensorfuß 14 in die Sensorfaser 01 geleitet und regt dort die Fluoreszenzleuchtstoffe 02 an. Die von diesen emittierte Fluoreszenzstrahlung läuft durch die Sensorfaser 01 zurück zum Sensorfuß 14 des Y-Kopplers 12 und dann zum größten Teil in den Detektorarm 13. An dem von der Verbindungsstelle 16 abgewandten Ende des Detektorarms 13 schließt sich ein zweites Farbglasstück 17 an, welches in Wellenleiterform gebildet ist. Zur Kollimation der an der Austrittsfläche des zweiten Farbglasstücks 17 austretenden Fluoreszenzstrahlung ist eine optische Linse 18 vorgesehen, der ein weiterer Filter 19 folgt, um nur die Fluoreszenzstrahlung zu einem nachfolgenden Detektor 21 passieren zu lassen.

Fig. 2 zeigt eine abgewandelte Ausführungsform der Anordnung zum Betrieb des Biosensors, die zunächst mit dem Aufbau gemäß Fig. 1 weitgehend übereinstimmt. Ein Unterschied besteht darin, dass der Detektor in zwei Teildetektoren 21a und 21b geteilt ist, welche der Detektion unterschiedlicher Wellenlängen der Fluoreszenzstrahlung dienen. Dazu befindet sich in Strahlrichtung hinter dem Filter 19 ein Strahlteiler 22, welcher die Fluoreszenzstrahlung in Abhängigkeit von der Wellenlänge in zwei Teilstrahlen zerlegt, die dann den jewei-

ligen Teildetektoren 21a, 21b zugeleitet werden. Das zweite Farbglasstück 17 unterstützt die Wirkung des Filters 19.

Fig. 3 zeigt beispielhaft den optischen Strahlverlauf im Anregungsarm 11, im Detektorarm 13, im Bereich der Verbindungsstelle 16 und vor allem im Sensorfuß 14. Der Sensorfuß 14 dient zur Strahlumlenkung und Einkopplung in die bzw. Auskopplung aus der Sensorfaser und schafft gleichzeitig der Möglichkeit eines Abstandes von mehreren 100 µm zwischen dem Sensorfuß und der Sensorfaser, wodurch sich die Positionierung erheblich vereinfacht. Wie bereits aus den Figuren 1 und 2 ersichtlich ist, wird der Sensorfuß 14 vorzugsweise gekrümmt bzw. gebogen ausgeführt, um einfach an die Sensorfaser 01 angeschlossen werden zu können und eine Strahlumlenkung zu realisieren. Die Eintrittsfläche am Anregungsarm 11 und die Austrittsfläche am Sensorfuß 14 stehen dadurch in einem Winkel von mehr als 45°, vorzugsweise etwa 90° zueinander. Die Verbindungsstelle 16 ist besonders bevorzugt optisch in der Art eines Trichters ausgeführt, wie dies der Strahlverlauf in Fig. 3 verdeutlicht.

Aus der trichterförmigen Gestaltung der Verbindungsstelle 16 ergibt sich ein großer Vorteil auch für den optischen Rückweg, also den Weg des Fluoreszenzlichtes, welches von der Sensorfaser 01 zurück zum Detektor 21 geführt wird. Durch die gezeigte Strahlführung können die optischen Verluste minimiert werden bis zu dem Punkt, an dem der Anregungsarm in den Detektorarm mündet. Die vergleichsweise geringen Emissionen, die von den Fluoreszenzleuchtstoffen 02 ausgehen, lassen sich dadurch am Detektor besonders gut auswerten. Damit lässt sich zwischen dem Sensorfuß und der Sensorfaser ein Abstand von mehreren 100 µm realisieren, was für praxisrelevante Aufbauten von großem Vorteil ist.

Bevorzugt ist an der zur Sensorfaser 01 gewandten Seite des Sensorfußes 14 eine Linse 23 ausgebildet, vorzugsweise im Material des Sensorfußes integriert. Die Linse 23 liegt in Richtung der Anregungsstrahlung hinter der torischen Fläche, um die Anregungsstrahlung auf die Eingangsstirnfläche der Sensorfaser 01 zu fokussieren. Die Linse kann als eine sphärische oder asphärische Linse gebildet sein und ggf. entspiegelt sein.

Besonders bevorzugt ist die numerische Apertur, die sich nach der Linse 23 am Sensorfuß 14 in Richtung Sensorfaser 01 ergibt, derart angepasst, dass sie im Wesentlichen der numerische Apertur der Sensorfaser entspricht.

Gemäß einer bevorzugten Ausführung weitet sich der Anregungsarm 11 im Bereich der Verbindungsstelle 16 im Durchmesser auf, wie dies am Stahlverlauf in Fig. 3 verdeutlicht ist. Diese Aufweitung erfolgt vorzugsweise durch lineare, alternativ durch nicht-lineare Zunahme des Durchmessers in Richtung zum Sensorfuß 14. Die Mantellinien des sich im Längsschnitt ergebenden Kegels der Aufweitung können somit beliebig geformt sein.

Im Bereich der Krümmung des Sensorfußes erfolgt die Umlenkung der Strahlen, bevorzugt an einer torischen Fläche 24, die wie folgt mathematisch beschrieben werden kann:

$$z = \frac{C * y^2}{1 + \sqrt{1 - (C^2 * (1 + KK) * y^2)}}$$

wobei

- der erste Radius der torischen Fläche bezieht sich auf die X-Achse (Radius um eine Achse in X-Richtung) (R_um_X; C = 1/R_um_X);

- KK = konische Konstante;
- die Y-Koordinate wird in der Formel als y eingesetzt und es ergibt sich die Z-Koordinate für den Fall, dass die torische Fläche im Punkt Y=0 und Z=0 ihren Ursprung hat und nicht um 45° gegen den Uhrzeigersinn gedreht ist;
- der zweite Radius der torischen Fläche bezieht sich auf die Y-Achse (Radius um eine Achse in Y-Richtung), für den Fall, dass die torische Fläche nicht um 45° gegen den Uhrzeigersinn gedreht ist.

10

Die Reflexion erfolgt an der torischen Fläche vorzugsweise als Totalreflexion. Beispielsweise kann in diesem Bereich auch eine zusätzliche spiegelnde Schicht aufgetragen sein. Dies ist zweckmäßig, Falls die Brechzahl des Materials im Sensorfuß zu klein ist, dann ist keine Totalreflexion möglich. In diesem Fall kann eine zusätzliche spiegelnde Schicht an der torischen Fläche angebracht werden.

15

Durch diese Gestaltung wird sichergestellt, dass die Anregungsstrahlung vom Anregungsarm 11 über die Aufweitung im Bereich der Verbindungsstelle 16 und torische Fläche 24 bis zur Linse 23 in dem Material des Anregungsarms verläuft. Erst an der Linse 23 erfolgt ein Übergang zu Luft bzw. Gas und dann in die Sensorfaser 01.

20
25

Bezugszeichen

	01	Sensorfaser
	02	Fluoreszenzleuchtstoffe
5	03	LED-Chip / LED
	04	Koppelfaser
	05	--
	06	Kleber
	07	Trägerglas
10	08	Filterschichten
	09	erstes Farbglasstück
	10	--
	11	Anregungsarm
	12	Y-Koppler
15	13	Detektorarm
	14	Sensorfuß
	15	--
	16	Verbindungsstelle
	17	zweites Farbglasstück
20	18	Linse
	19	Filter
	20	--
	21	Detektor
	22	Strahlteiler
25	23	asphärische Linse
	24	torische Fläche