

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
10. Mai 2012 (10.05.2012)

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2012/059236 A1

- (51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 3/12 (2006.01) *A61B 3/14* (2006.01)
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2011/005558
- (22) Internationales Anmeldedatum:
4. November 2011 (04.11.2011)
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität:
10 2010 050 693.1
6. November 2010 (06.11.2010) DE
- (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): **CARL ZEISS MEDITEC AG** [DE/DE]; Göschwitzer Str. 51 - 52, 07745 Jena (DE).
- (72) Erfinder; und
- (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **BUBLITZ, Daniel** [DE/DE]; Am Lindenberg 5, 07646 Rausdorf (DE). **MÜLLER, Lothar** [DE/DE]; Dorfstrasse 56c, 07646 Otendorf (DE). **MOHRHOLZ, Uwe** [DE/DE]; Ahornstr. 29, 07745 Jena (DE). **MOHR, Thomas** [DE/DE]; Mäder-tal 16, 07745 Jena (DE). **TEIGE, Frank** [DE/DE]; Franz-Gresitzza-Strasse 50, 07749 Jena (DE).
- (74) Anwalt: **BECK, Bernard**; c/o Carl Zeiss AG, Standort Jena, Carl-Zeiss-Promenade 10, 07745 Jena (DE).
- (81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GE, GD, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Erklärungen gemäß Regel 4.17:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: FUNDUS CAMERA WITH STRIP-SHAPED PUPIL DIVISION, AND METHOD FOR RECORDING ARTEFACT-FREE, HIGH-RESOLUTION FUNDUS IMAGES

(54) Bezeichnung : FUNDUSKAMERA MIT STREIFENFÖRMIGER PUPILLENTAILUNG UND VERFAHREN ZUR AUFGZEICHNUNG ARTEFAKTFREIER, HOCHAUFGELÖSTER FUNDUSAUFNAHMEN

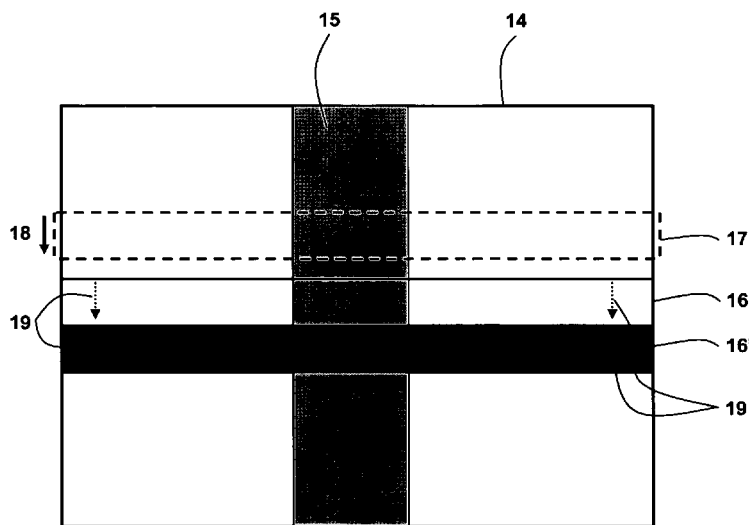


Figure 3

(57) Abstract: The present invention relates to a fundus camera for the recording of high-resolution colour images of the fundus of non-dark-adapted eyes, and without the use of a mydriatic. The fundus camera according to the invention, with strip-shaped pupil division, consists of a coherent or incoherent illumination source with illumination optics, a deflection mirror and an ophthalmoscope lens for illuminating the eye, detection optics and a detector for detecting the light reflected by the eye, and a control and evaluation unit. Furthermore, the deflection mirror has a strip shape, and the spatially resolving detector can be activated and read out in sectors. The control and evaluation unit is able to connect the data read out in sectors in the form of a bright image from the detector and produce a resulting fundus image. The present fundus camera is provided for recording images of the fundus when the eyes are not dark-adapted for this purpose and no mydriatic has been used.

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2012/059236 A1



— *Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv)*

— *vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eingehen (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe h)*

Veröffentlicht:

— *mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)*

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Funduskamera zur Aufzeichnung hochauflösender, farbiger Aufnahmen des Fundus nicht dunkeladaptierter Augen und ohne die Verwendung eines Mydriatikums. Die erfindungsgemäße Funduskamera mit streifenförmiger Pupillenteilung besteht aus einer kohärenten oder inkohärenten Beleuchtungsquelle mit einer Beleuchtungsoptik, einem Umlenkspiegel und einer Ophthalmoskoplinsse zur Beleuchtung des Auges, einer Detektionsoptik und einem Detektor zur Abbildung des vom Auge reflektierten Lichtes, sowie einer Steuer- und Auswerteeinheit. Weiterhin weist der Umlenkspiegel eine Streifenform auf und der ortsauflösende Detektor ist sektorweise aktivierund auslesbar. Die Steuer- und Auswerteeinheit in der Lage, die sektorweise aus dem Detektor ausgelesenen Daten in Form eines Hellbildes zu einem resultierenden Fundusbild zu verbinden. Die vorliegende Funduskamera ist zur Aufzeichnung von Aufnahmen des Fundus vorgesehen, wobei die Augen dafür nicht dunkeladaptiert sind und kein Mydriatikum verwendet wurde.

Funduskamera mit streifenförmiger Pupillenteilung und Verfahren zur Aufzeichnung artefaktfreier, hochaufgelöster Fundusaufnahmen

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Funduskamera mit streifenförmiger Pupillenteilung, zur Aufzeichnung hochauflösender, farbiger Aufnahmen des Fundus nicht dunkeladaptierter Augen und ohne die Verwendung eines Mydriaticums.

Die nach dem Stand der Technik bekannten Funduskameras mit denen Artefakte von nicht erwünschten Augengrenzflächen unterdrückt werden können, lassen sich im Wesentlichen in drei optische Geräteklassen einteilen.

Zur ersten Gruppe können klassische Weitfeldfunduskameras gezählt werden, die als wichtigstes Merkmal eine ringförmige Pupillenteilung verwenden. Während durch einen äußeren Beleuchtungsring der Augenhintergrund beleuchtet wird, erfolgt durch die kreisförmige, von Beleuchtungslicht freie, mittlere Zone der Augenpupille die Detektion des vom Fundus zurück gestreuten Lichtes. Zur Abgrenzung des äußeren Beleuchtungsringes vom Detektionsbereich im Zentrum der Augenpupille befindet sich zwischen beiden Bereichen eine zirka 1mm breite Übergangszone in der weder beleuchtet noch detektiert wird. Diese Übergangszone ist notwendig, um eine vollständige Trennung von Beleuchtungs- und Detektionsstrahlen nicht nur in der Korneaebene, sondern in der gesamten Augenvorderkammer, d. h. von der Frontseite der Kornea bis zur Rückseite der Augenlinse zu erreichen. Mit Weitfeldfunduskameras lassen sich zwar aufgrund der sicheren Trennung von Beleuchtung und Detektion reflexfrei Bilder vom Augenhintergrund aufzeichnen, allerdings wird dabei der erreichbare Funduswinkel durch die ringförmige Pupillenteilung begrenzt und erreicht maximal Werte von zirka 45 Grad bei Pupillendurchmessern von zirka 4...5mm. Pupillendurchmesser von 2mm wie sie bei nicht dunkeladaptierten Augen auftreten sind hierbei unmöglich.

Eine zweite Gruppe von Fundusaufnahmegeräten bilden die Ophthalmoskope, bei denen sich hauptsächlich konfokale Scanning-Laser-Ophthalmoskope (engl.: confocal scanning laser ophthalmoscope, oder kurz: CSLO) und Linien-Scanning-Laser-Ophthalmoskope (engl.: line-scanning laser ophthalmoscope, oder kurz: LSLO) durchgesetzt haben. Bei einem Scanning-Laser-Ophthalmoskop wird der Augenhintergrund mit einem fokussierten Laserstrahl abgescannt, wobei das von der Retina zurück gestreute Licht durch eine Detektionsblende auf einen Bildsensor abgebildet wird. Durch die konfokale Detektion werden Reflexe und Streulicht aus verschiedensten Ebenen des Auges, wie beispielsweise von der Kornea oder der Augenlinse, unterdrückt und es können artefaktfreie Bilder des Augenhintergrundes aufgezeichnet werden.

Da LSLOs (line scanning laser ophthalmoscope) ähnlich wie CSLOs aufgebaut sind, gelten diese Eigenschaften entsprechend. Im Unterschied zu CSLOs wird der Augenhintergrund bei LSLOs anstelle eines Laserpunktes mit einer Laserlinie abgescannt. Allerdings ist die Unterdrückung von Störsignalen im Allgemeinen nicht so gut wie bei CSLOs. Dafür sind LSLOs technisch weniger komplex, preiswerter und einfacher auf das zu untersuchende Auge einzustellen.

Wird das CSLO allerdings nicht optimal auf das zu untersuchende Auge ausgerichtet oder weicht das zu messende Auge von einem mittleren Auge, für das das CSLO optimiert wurde ab, so werden bei der Unterdrückung des unerwünschten Streulichtes auch Teile des von der Retina zurück gestreuten und zur Detektion bestimmten Lichtes unterdrückt. Aus diesem Grund werden die in der Regel recht teuren CSLO hauptsächlich als "high end"-Geräte eingesetzt, die sehr hochwertige Fundusaufnahmen ermöglichen, aber in der Einstellbarkeit auf das zu messende Auge deutlich komplizierter sind als beispielsweise die in der ersten Gruppe genannten Weitfeldfunduskameras.

Nachteilig bei Scanning-Laser-Ophthalmoskopen wirkt sich zudem aus, dass die Aufzeichnung einer farbigen Fundusaufnahme durch den Scannprozess deutlich länger dauert als bei Weitfeldsystemen. Die dadurch insbesondere bei

unruhigen Patienten entstehenden Bewegungsartefakte erschweren und/oder verschlechtern die Aufnahmen zusätzlich. Eine weiterer Einschränkung beim Einsatz von CSLOs stellt ihre hohe technische Komplexität und ihre dadurch verursachten höheren Anschaffungskosten dar, weshalb sie im „low end“-Bereich kaum zum Einsatz kommen.

Zur dritten Gruppe gehören Weitfeldfunduskameras mit transscleraler Beleuchtung. Bei diesen Funduskameras wird die Retina unter Ausnutzung der vollen Augenpupille auf einen Kamerasensor abgebildet. Die Beleuchtung erfolgt durch die Sclera des Auges. Auf diese Art und Weise kann auch eine vollständige Trennung von Beleuchtungs- und Detektionsstrahlengang sichergestellt werden. Trotz dieser eklatanten Vorteile haben sich Funduskameras mit transscleraler Beleuchtung seit ihrer Entwicklung durch Pomeratzeff (1974) im Markt nicht durchgesetzt.

Um ein artefaktfreies Bild zu erreichen wird bei diesen Funduskameras eine Beleuchtungslichtfaser direkt auf die Sclera (im Bereich der pars plana) aufgesetzt. Durch diesen direkten Kontakt zwischen Beleuchtungsfaser und Auge ergeben sich erhebliche applikative Einschränkungen. So muss die Beleuchtungsfaser beispielsweise vor jeder Diagnose gereinigt und sterilisiert werden.

Jede dieser drei Gruppen von Fundusaufnahmegeräten hat spezifische Vor- und auch Nachteile, ist aber nicht in der Lage alle geforderten Spezifikationen zu erreichen.

Der vorliegenden Erfindung liegt deshalb die Aufgabe zugrunde eine spezielle Beleuchtungsart für eine Funduskamera zu entwickeln, mit deren Hilfe es möglich ist, hochauflösende farbige Fundusaufnahmen ohne sichtbare Artefakte aufzuzeichnen. Die Funduskamera muss bei dem Verzicht auf ein Mydriatikum und bei nicht dunkeladaptierten Augen, d. h. bei einem Pupillendurchmesser von etwa 2mm, einen Funduswinkel von 45° abbilden können. Um bei der Einstellung der Funduskamera einen möglichen Kontakt mit dem Auge sicher aus-

zuschließen, sollte die Funduskamera bzw. ihre dem Auge zugewandte Grenze einen Abstand zum Auge von zirka 10-20mm nicht unterschreiten. Die Funduskamera sollte trotz geringer Herstellkosten, eines einfachen Aufbaus und einer problemlosen Einstellbarkeit auf das zu untersuchende Auge im Zentrum des Bildfeldes Auflösungen von 60lp/mm erreichen.

Erfindungsgemäß wird die Aufgabe durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche gelöst. Bevorzugte Weiterbildungen und Ausgestaltungen sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche.

Diese Aufgabe wird mit der erfindungsgemäßen Funduskamera mit streifenförmiger Pupillenteilung, bestehend aus einer Beleuchtungsquelle mit einer Beleuchtungsoptik, einem Umlenkspiegel und einer Ophthalmoskoplins zur Beleuchtung des Auges, einer Detektionsoptik und einem Detektor zur Abbildung des vom Auge reflektierten Lichtes, sowie einer Steuer- und Auswerteeinheit, dadurch gelöst, dass eine inkohärente Beleuchtungsquelle vorhanden ist, der Umlenkspiegel eine Streifenform aufweist, der Detektor mit einer ortsauflösenden Charakteristik sektorweise aktivier- und auslesbar ist und die Steuer- und Auswerteeinheit in der Lage ist, sektorweise aus dem Detektor ausgelesenen Daten in Form eines Hellbildes zu einem resultierenden Fundusbild zu verbinden.

Bei dem erfindungsgemäßen, auf einer Funduskamera mit streifenförmiger Pupillenteilung basierendem Verfahren zur Aufzeichnung artefaktfreier, hochauflösender Aufnahmen, wird das Auge von einer Beleuchtungsquelle über eine Beleuchtungsoptik, einen Umlenkspiegel und eine Ophthalmoskoplins beleuchtet und das vom Auge reflektierte Licht über die Ophthalmoskoplins und eine Detektionsoptik auf einen Detektor abgebildet und von einer zentralen Steuer- und Auswerteeinheit ausgelesen, aufgezeichnet und ausgewertet. Hierbei sendet die Beleuchtungsquelle eine inkohärente Strahlung aus, die auf eine Spaltform begrenzt und scannend über den Augenhintergrund geführt wird. Das vom Auge reflektierte Licht fallen als Abbild des Spaltes auf entsprechende

Sektoren eines ortsauflösenden Detektor und werden von der Steuer- und Auswerteeinheit als Daten sektorweise ausgelesen und zu einem resultierenden Fundusbild verbunden.

Die vorliegende Funduskamera mit streifenförmiger Pupillenteilung ist zur Aufzeichnung hochauflösender, farbiger Aufnahmen des Fundus vorgesehen, wobei die Augen dafür nicht dunkeladaptiert sind und kein Mydriatikum verwendet wurde. Neben dem nach dem Stand der Technik bekannten und zuvor beschriebenen Funduskameras stellt die vorgeschlagene Lösung eine Alternative dar, die aufgrund ihres einfachen Aufbaus und der geringen Herstellkosten eine breite Anwendung finden dürfte.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen näher beschrieben. Dazu zeigen:

- Figur 1: eine Prinzipdarstellung zur streifenförmigen Pupillenteilung,
- Figur 2: den schematischen Aufbau der Funduskamera mit Pupillenteilung,
- Figur 3: eine schematische Darstellung der Detektorfläche mit den darauf abgebildeten, vom Auge reflektierten Lichtanteilen,
- Figur 4a: den schematischen Aufbau einer Funduskamera mit streifenförmiger und konzentrischer Pupillenteilung mit zwei Beleuchtungseinheiten,
- Figur 4b: den schematischen Aufbau einer Funduskamera mit streifenförmiger und konzentrischer Pupillenteilung mit nur einer Beleuchtungseinheit und

Figur 5: eine mögliche Konfiguration für eine Funduskamera mit streifenförmiger und konzentrischer Pupillenteilung.

Die erfindungsgemäße Funduskamera mit streifenförmiger Pupillenteilung besteht aus einer Beleuchtungsquelle mit einer Beleuchtungsoptik, einem Umlenkspiegel und einer Ophthalmoskoplinsse zur Beleuchtung des Auges, einer Detektionsoptik und einem Detektor zur Abbildung des vom Auge reflektierten Lichtes, sowie einer Steuer- und Auswerteeinheit. Insbesondere ist hierbei eine kohärente oder inkohärente Beleuchtungsquelle vorhanden. Weiterhin weist der Umlenkspiegel eine Streifenform auf und der Detektor, mit einer ortsauflösenden Charakteristik, ist sektorweise aktivier- und auslesbar. Dazu ist die Steuer- und Auswerteeinheit in der Lage, die sektorweise aus dem Detektor ausgelesenen Daten in Form eines Hellbildes zu einem resultierenden Fundusbild zu verbinden.

Hierzu zeigt die **Figur 1** eine Prinzipdarstellung zur streifenförmigen Pupillenteilung des zu untersuchenden Auges. Während der helle, senkrechte Balken die Beleuchtungszone **2** kennzeichnet, stellen die beiden grauen, Kreissegmente **3** und **3'** die Detektionszonen in der Pupille **1** dar.

Die ersten vorteilhaften Ausgestaltungen betreffen die inkohärente Beleuchtungsquelle in Form einer Weitfeldlichtquelle. Neben Halogen- und Blitzlampen kommen besonders bevorzugt LEDs zum Einsatz. In der Quellebene wird eine Fläche ausgeleuchtet, die dem zu messenden Augenhintergrundsbereich (z. B. zirka $45^\circ \dots 100^\circ$) entspricht.

Weiterhin verfügt die inkohärente Beleuchtungsquelle über eine zusätzliche Spaltblende, deren Spalt in der Breite etwa einem Bereich von $1/5$ bis $1/100$ und in der Länge dem gesamten, zu messenden Fundusbereich entspricht und senkrecht zum streifenförmigen Umlenkspiegel ausgerichtet ist.

Um den Aufbau besser an verschiedene Augen und Kataraktstärken anpassen zu können ist es vorteilhaft die Breite des Spaltes zu verändern, wozu vorzugsweise ein Motor Verwendung findet.

Weiterhin ist es in einer ersten Ausführung möglich die Spaltblende der Beleuchtungsquelle zur scannenden Bewegung der Beleuchtungsstrahlung über das zu untersuchende Auge, verschiebbar auszubilden. Diese translatorische Verschiebung wird vorzugsweise durch einen Motor realisiert.

Hierbei kann es weiterhin vorteilhaft sein, dass die inkohärente Beleuchtungsquelle aus mehreren Weitfeldlichtquellen besteht und zur Überlagerung und Homogenisierung deren Strahlung über entsprechende optische Bauelemente verfügt.

Die aus mehreren Weitfeldlichtquellen bestehende inkohärente Beleuchtungsquelle stellt hierbei eine virtuelle Beleuchtungsquelle dar, die ihre überlagerte und homogenisierte Strahlung in die sogenannte Quellebene abbildet. In einer bevorzugten Variante wird das Licht mehrerer farbiger LEDs (z. B.: infrarot, grün, blau und rot) mittels Asphären kollimiert, über dichroitische Spiegel überlagert und mit einer weiteren Linse in die Quellebene der Beleuchtungsquelle abgebildet. Hierbei ist es besonders vorteilhaft einen zusätzlichen Strahlhomogenisator zu verwenden, dessen Ausgang dann die Quellebene bilden würde.

Die zweiten vorteilhaften Ausgestaltungen betreffen den streifenförmigen Umlenkspiegel, der so ausgebildet ist, dass er abgebildet in die Pupillenebene des Auges eine Breite von 0,3 bis 2mm und eine Länge von 2 bis 8mm aufweist.

Hierzu ist es in einer zweiten Ausführung möglich den streifenförmigen Umlenkspiegel zur scannenden Bewegung drehbar auszubilden. Zur Realisierung der Scanbewegung verfügt der streifenförmige Umlenkspiegel vorzugsweise über einen Galvanometerantrieb. In dieser Variante erfüllt der Streifenspiegel zwei Funktionen. Ersten beschneidet er das Beleuchtungsbündel streifenfö-

mig, wobei er Beleuchtungs- und Detektionsstrahlengang teilt und zweitens scannt er das Detektionsfeld mit dem Beleuchtungsstreifen. Es ist möglich diese beiden Funktionalitäten mittels zweier Elementen auszuführen, einem streifenförmigen Spiegel oder Prisma zum Teilen des Beleuchtungs- und Detektionsstrahlenganges und einem zweiten benachbarten, vollflächigen, vorzugsweise motorisiert drehbaren Spiegel zum Scannen des Beleuchtungsmusters im Augenhintergrund. Diese zweite Ausführung stellt eine Alternative zur translatorischen Bewegung der Spaltblende dar.

Während der Aufnahme wird der Beleuchtungsspalt über den zu messenden Fundusbereich scannend verschoben. Dazu kann wie bereits ausgeführt, entweder die vor der Beleuchtungsquelle angeordnete Spaltblende motorisch verschoben oder die Winkellage des streifenförmigen Umlenkspiegels motorisch verändert werden. Der streifenförmige Umlenkspiegel und die Spaltblende sind hierbei senkrecht zueinander ausgerichtet.

Die dritten vorteilhaften Ausgestaltungen betreffen den ortsauflösenden Detektor, der in Abhängigkeit der verwendeten inkohärenten Beleuchtungsquelle verschiedene Ausführungen aufweist. Für den Fall, dass die inkohärente Beleuchtungsquelle eine Weißlichtquelle ist, wird ein Farb-Detektor verwendet, der ebenfalls sektorweise aktivier- und auslesbar ist.

Im Gegensatz dazu findet bei einer inkohärenten Beleuchtungsquelle, die in der Lage ist, monochromatisches Licht sequentiell, vorzugsweise in den Farben „Rot“, „Grün“, „Blau“ und eventuell auch „IR“ auszustrahlen, ein monochromatischer Detektor Anwendung.

Als ortsauflösenden Detektor werden besonders bevorzugt CMOS-Detektoren verwendet, die über mehr als ein Megapixel Auflösung verfügen. Die CMOS-Detektoren haben den Vorteil, dass sie ein als "rolling shutter" bezeichnetes Ausleseverfahren ermöglichen. Bei diesem Ausleseverfahren werden die Zeilen des Detektors nacheinander für Licht empfindlich geschaltet. Nach der Belich-

tungszeit werden dann die Zeilen in gleicher Reihenfolge und Geschwindigkeit ausgelesen. Für die spezielle Anwendung in dieser erfinderischen Lösung wird der Detektor nach dem "rolling shutter"-Verfahren sektorweise aktiviert und ausgelesen, wobei die Sektoren der Breite des Beleuchtungsspaltes entsprechen und dessen Bewegung mit dem Auslesen synchronisiert wird. Auf diese Art und Weise kann die Helligkeit des vom Augenhintergrund zurück gestreuten Lichtes mit optimaler Empfindlichkeit und Geschwindigkeit vollständig registriert werden. Toleriert man Einbusen an Geschwindigkeit oder Empfindlichkeit, so kann auch der gesamte ortsauflösende Detektor verwendet werden. In diesem Fall werden dann aus dem Gesamtbild nur die Sektorwerte weiter benutzt bzw. ausgewertet.

Die vierten vorteilhaften Ausgestaltungen betreffen die Steuer- und Auswerteeinheit, die in der Lage ist, die sektorweise aus dem Detektor ausgelesenen Daten in Form eines Hellbildes zu einem resultierenden Fundusbild zu verbinden.

Weiterhin ist die Steuer- und Auswerteeinheit so ausgebildet, dass zusätzlich zu dem sektorweise ausgelesenen Hellbild mindestens ein Dunkelbild ebenfalls sektorweise, bei gleicher Belichtungszeit der jeweiligen Sektoren ausgelesen und zur Korrektur des resultierenden Fundusbildes verwendet wird.

Das Dunkelbild wird mit der selben Belichtungszeit aufgenommen wie das Hellbild, wobei der Detektor ebenfalls nach dem "rolling shutter"-Verfahren sektorweise aktiviert und ausgelesen wird und die Bewegung des Beleuchtungsspaltes mit dem Auslesevorgang synchronisiert ist.

Das zu jedem Hellbild aufgenommene, sogenannte Dunkelbild enthält jedoch keine Signale von der Retina, sondern nur die zwangsläufig auch im Hellbild enthaltenen, aus der optischen Anordnung und dem Auge resultierenden Störreflexe. Diese Störreflexe können im resultierenden Fundusbild weiter deutlich reduziert werden, indem das Dunkelbild vom Hellbild abgezogen wird. Das

Dunkelbild kann auch mit nach dem Stand der Technik bekannten Algorithmen wie z. B. zur Glättung und Filterung vorbearbeitet werden, bevor es vom Hellbild abgezogen wird.

Eine technische Alternative ist mit CMOS-Sensoren der neuesten Generation möglich. Diese bieten die Möglichkeit eines multi-ROI-Scanns (ROI = region of interest). Dabei werden zeitgleich zwei Sektoren der Kamera ausgelesen, so dass es möglich wird, das Hell- und das Dunkelbild mit einem Scandurchlauf aufzunehmen, wodurch die Messzeit deutlich reduziert werden kann.

Figur 2 zeigt den schematischen Aufbau der erfindungsgemäßen Funduskamera mit Pupillenteilung. Die Funduskamera besteht aus einer inkohärenten Beleuchtungsquelle **4** mit einer Spaltblende **5** und einer Beleuchtungsoptik **6**, einem streifenförmigen Umlenkspiegel **7** und einer Ophthalmoskoplinsse **8** zur Beleuchtung des Auges **9**, einer Detektionsoptik **10** und einem ortsauflösenden Detektor **11** zur Abbildung des vom Auge **9** reflektierten Lichtes, sowie einer (nicht dargestellten) Steuer- und Auswerteeinheit.

Die Anordnung ist hierbei so ausgebildet, dass die inkohärente Beleuchtungsquelle **4**, der Augenhintergrund **12** und der ortsauflösende Detektor **11** in konjugierten Ebenen liegen. Dies trifft ebenfalls auf die Spiegelebene des streifenförmigen Umlenkspiegels **7** und die Korneafrontseite **13** des Auges **9** zu.

In einer besonders vorteilhaften Ausgestaltung verfügt die erfindungsgemäße Funduskamera für eine konzentrische Pupillenteilung zusätzlich über eine Ringbeleuchtung, ein Lochspiegel und einen weiteren Detektor, wobei der streifenförmige Umlenkspiegel so ausgebildet ist, dass er in die Öffnung des Lochspiegels bewegt werden kann. Die Bewegung kann hierbei mechanisch, elektrisch, magnetisch o. ä. linear oder kreisförmig erfolgen.

Eine weitere Ausgestaltung sieht vor, dass nur eine Beleuchtungseinheit vorhanden ist, die über entsprechende Vorrichtungen zur Gestaltung einer Ring-

und einer Spaltbeleuchtung verfügt, wobei zusätzlich mindestens ein Shutter vorhanden ist, der verhindert, dass sowohl die Ring- als auch die Spaltbeleuchtung aktiv sind.

Hierzu zeigen die **Figuren 4a** und **4b** schematische Darstellungen der Beleuchtungsstrahlengänge der erfindungsgemäßen Funduskamera mit einer streifenförmigen und einer konzentrische Pupillenteilung.

Während die Funduskamera in **Figuren 4a** über getrennte Beleuchtungseinheiten verfügt, zeigt die **Figur 4b** eine Funduskamera mit nur einer Beleuchtungseinheit, die für die Beleuchtung sowohl bei streifenförmiger als auch bei konzentrischer Pupillenteilung geeignet ist.

Gemäß der **Figuren 4a** erfolgt die Aufzeichnung von Aufnahmen des Auges **9** mit einer Funduskamera mit konzentrischer Pupillenteilung. Hierfür ist der streifenförmige Umlenkspiegel **7** aus dem Strahlengang **20**, insbesondere der Öffnung des Lochspiegels **27** ausgefahren. Die Beleuchtung des Auges **9** erfolgt, ausgehend von der Ringbeleuchtung **24**, über die Beleuchtungsoptik **26** und den Lochspiegel **27**, wobei die Lichtquelle **4** inaktiv ist.

Im Gegensatz dazu erfolgt gemäß der **Figuren 4a** die Aufzeichnung von Aufnahmen des Auges **9** mit einer Funduskamera bei streifenförmiger Pupillenteilung. Hierfür ist der streifenförmige Umlenkspiegel **7** in den Strahlengang **20**, insbesondere in die Öffnung des Lochspiegels **27** eingefahren. Die Beleuchtung des Auges **9** erfolgt, ausgehend von der Lichtquelle **4**, über die Spaltblende **5**, die Beleuchtungsoptik **6** und den streifenförmigen Spiegel **7**. Ein drehbarer Shutter **30** verhindert, dass Licht der Lichtquelle **4** in das Faserbündel **31** eingekoppelt wird und deren Ausgang als Rindlicht **34** dient.

Die hier vorgeschlagene, vorteilhafte Ausgestaltung beschreibt eine Funduskamera, in der drei Grundtypen von Funduskameras zu einer Hybrid - Funduskamera kombiniert sind.

So verfügen klassische Weitfeld-Funduskameras, die nach dem mydriatischen oder non-mydriatischen Prinzip arbeiten, über einen festen Lochspiegel durch den der Durchmesser der Beobachtungsapertur und der Durchmesser des Beleuchtungsrings festgelegt sind. Mydriatische Funduskameras, bei denen die Augenpupille für die Untersuchung mittels bestimmter Pharmaka geweitet wird, bieten den Vorteil einer großen Beobachtungsapertur und einer damit verbundenen hohen Empfindlichkeit mit sehr guter Bildqualität. Im Gegensatz dazu können Untersuchungen mit non-mydriatischen Funduskameras bereits bei Pupillendurchmessern von ca. 3mm durchgeführt werden, was allerdings auch dazu führt, dass aufgrund der kleinen Beobachtungsapertur mit einer geringeren Empfindlichkeit bei verminderter Bildqualität zu rechnen ist. Eine Kombination der Vorteile beider Prinzipien ist nur mit erheblichen technischen Aufwendungen und verminderter Bildqualität möglich.

Weiterhin ist zu beachten, dass sehr kleine Patientenpupille (von $< 3\text{mm}$) mit einer klassischen Weitfeld-Funduskamera und Bildwinkeln $\geq 30^\circ$, die über eine ringförmige geometrisch geteilte Pupille verfügt, nicht mehr reflexfrei ausgeleuchtet werden können.

Gemäß der hier vorgeschlagenen, vorteilhaften Ausgestaltung wird eine mydriatische Funduskamera mit Antireflexpunkten und einer Beobachtungsapertur von mindestens 2,3mm Durchmesser, einem Innendurchmesser des Beleuchtungsrings von mindestens 4,5mm und einem Innendurchmesser des Lochspiegels von mindestens 6,5mm (Werte in der Augenpupille) durch einen Breitlinienscanner mit einem streifenförmigen Umlenkspiegel ergänzt, der in die Öffnung des Lochspiegels ein- und ausgefahren oder –geschwenkt wird, wobei der Breitlinienscanner über einen separaten Beleuchtungsstrahlengang verfügt.

Hierzu zeigt die **Figur 5** eine Konfiguration für eine erfindungsgemäße Funduskamera mit streifenförmiger und konzentrischer Pupillenteilung. Hierbei sind die Abmessungen der Ringbeleuchtung **24**, des Lochspiegels **27**, und des streifen-

förmigen Spiegels 7 gegenüber gestellt. Bei einem Innendurchmesser des Lochspiegels 27 von 6,5mm hat der streifenförmige Spiegel 7 beispielsweise eine Abmessung von 6mm.

Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren zur Aufzeichnung artefaktfreier, hochaufgelöster Aufnahmen mit einer Funduskamera mit streifenförmiger Pupillenteilung, wird das Auge von einer Beleuchtungsquelle über eine Beleuchtungsoptik, einen Umlenkspiegel und eine Ophthalmoskoplinsen beleuchtet und das vom Auge reflektierte Licht über die Ophthalmoskoplinsen und eine Detektionsoptik auf einen Detektor abgebildet und von einer zentralen Steuer- und Auswerteeinheit ausgelesen, aufgezeichnet und ausgewertet. Dabei sendet die Beleuchtungsquelle eine kohärente oder inkohärente Strahlung aus, die auf eine Spaltform begrenzt und scannend über den Augenhintergrund geführt wird. Dabei wird die Spaltbeleuchtung so ausgelegt, dass das resultierende Spaltbild auf dem Detektor deutlich breiter ist als die in dieser Richtung zu erreichende Auflösung im Detektorbild. Das vom Augenhintergrund reflektierte Licht fällt als Abbild des Spaltes auf entsprechende Sektoren eines ortsauflösenden Detektors und wird von der Steuer- und Auswerteeinheit sektorweise und synchronisiert zum bewegten Beleuchtungsmuster so ausgelesen, dass ein Hell- und ein Dunkelbild aufgezeichnet und beide Bilder zu einem resultierenden Fundusbild verrechnet werden.

Zur Erzeugung einer inkohärenten Strahlung werden neben Halogen- und Blitzlampen besonders bevorzugt Beleuchtungsquellen in Form von LEDs verwendet. In der Quellebene wird eine Fläche ausgeleuchtet, die dem zu messenden Augenhintergrundsbereich (von zirka 45°...100°) entspricht. Hierbei kann es weiterhin vorteilhaft sein, die inkohärente Strahlung aus mehreren Weitfeldlichtquellen zu gewinnen, indem deren Strahlung über entsprechende optische Bauelemente überlagert und homogenisiert wird.

Im Unterschied zu einer aus dem Stand der Technik bekannten Weitfeldfunduskamera, die in der Regel eine ringförmige Pupillenteilung verwenden, ba-

siert die hier beschriebene Funduskamera gemäß der **Figur 1** auf einer streifenförmigen Pupillenteilung, bei der der senkrecht über die Pupille **1** verlaufende, helle Balken die Beleuchtungszone **2** und die beiden grauen Kreissegmente **3** und **3'** die Detektionszonen darstellen. Dazu wird die von der Beleuchtungsquelle ausgesendete inkohärente Strahlung vorrangig durch eine zusätzliche Spaltblende und abschließend durch einen streifenförmigen Umlenkspiegel auf den Balken der Beleuchtungszone **2** begrenzt.

Die für die vorrangige Begrenzung der inkohärenten Strahlung vorhandene Spaltblende wird so bemessen, dass deren Breite etwa einem Bereich von $1/5$ bis $1/100$ und deren Länge dem gesamten, zu messenden Fundusbereich entspricht. Um den Aufbau besser an verschiedene Augen und Kataraktstärken anpassen zu können ist es vorteilhaft die Breite des Spaltes, vorzugsweise motorisch zu verändern.

Im Gegensatz dazu wird der für die abschließende Begrenzung der inkohärenten Strahlung vorhandene, streifenförmige Umlenkspiegel so bemessen, dass er abgebildet in die Augenpupille eine Breite von zirka $0,3$ bis 2mm und eine Länge von 2 bis 8mm aufweist.

Dabei werden der streifenförmige Umlenkspiegel und die Spaltblende senkrecht zueinander ausgerichtet. Gemäß der **Figur 2** wird dadurch erreicht, dass die inkohärente Beleuchtungsquelle **4**, der Augenhintergrund **12** und der ortsauflösende Detektor **11** in konjugierten Ebenen liegen, was auch auf die Spiegelebene des streifenförmigen Umlenkspiegels **7** und die Korneafrontseite **13** des Auges **9** zutrifft. Somit wird das Auge **9** von einer Beleuchtungsquelle **4** über eine Spaltblende **5**, eine Beleuchtungsoptik **6**, einen streifenförmigen Umlenkspiegel **7** und eine Ophthalmoskoplinsen **8** mit inkohärenter Strahlung beleuchtet. Das vom Auge **9** reflektierte Licht wird über die Ophthalmoskoplinsen **8** und eine Detektionsoptik **10** auf den ortsauflösenden Detektor **11** abgebildet und von einer (nicht dargestellten) zentralen Steuer- und Auswerteeinheit ausgelesen, aufgezeichnet und ausgewertet.

Die von der Beleuchtungsquelle **4** ausgesendete und von der Spaltblende **5** und dem streifenförmigen Umlenkspiegel **7** begrenzte inkohärente Strahlung wird für die Messung scannend über den Augenhintergrund **12** geführt. Die scannende Bewegung der Spaltbeleuchtung wird bevorzugt durch eine translatorische Bewegung der Spaltblende **5** oder durch eine rotatorische Bewegung des streifenförmigen Umlenkspiegels **7** realisiert.

Die in einer ersten Ausgestaltung des Verfahrens durch eine translatorische Bewegung der Spaltblende **5** realisierte scannende Bewegung erfolgt vorzugsweise motorisch.

Bei der eine Alternative zur translatorischen Bewegung der Spaltblende darstellenden zweiten Ausführung wird der streifenförmigen Umlenkspiegel scannend bewegt, wozu er drehbar ausgebildet ist und vorzugsweise über einen Galvanometerantrieb verfügt oder als drehbarer Polygonspiegel ausgeführt ist.

Das vom Augenhintergrund reflektierte Licht fällt als Abbild des Spaltes auf entsprechende Sektoren eines ortsauflösenden Detektors und wird von der Steuer- und Auswerteeinheit sektorweise ausgelesen und zu einem resultierenden Fundusbild verbunden.

In Abhängigkeit von der verwendeten inkohärenten Beleuchtungsquelle kann der ortsauflösende Detektor verschiedene Ausführungen aufweisen. Für den Fall, dass die inkohärente Beleuchtungsquelle eine Weißlichtquelle ist, wird ein Farb-Detektor verwendet. Im Gegensatz dazu wird bei einer inkohärenten Beleuchtungsquelle, die in der Lage ist, monochromatisches Licht sequentiell, vorzugsweise in den Farben „Rot“, „Grün“, „Blau“ und eventuell auch „IR“ auszustrahlen, ein monochromatischer Detektor verwendet.

Als ortsauflösenden Detektor werden besonders bevorzugt CMOS-Detektoren verwendet, die über mehr als ein Megapixel Auflösung verfügen. Die CMOS-

Detektoren haben den Vorteil, dass sie ein als "rolling shutter" bezeichnetes Ausleseverfahren ermöglichen. Bei diesem Ausleseverfahren werden die Zeilen des Detektors nacheinander für Licht empfindlich geschaltet. Nach der Belichtungszeit werden dann die Zeilen in gleicher Reihenfolge und Geschwindigkeit ausgelesen. Für die spezielle Anwendung in dieser erfinderischen Lösung wird der Detektor nach dem "rolling shutter"-Verfahren sektorweise aktiviert und ausgelesen, wobei die Sektoren der Breite des Beleuchtungsspalt es entsprechen und dessen Bewegung mit dem Auslesen synchronisiert wird. Auf diese Art und Weise kann die Helligkeit des vom Augenhintergrund zurück gestreuten Lichtes mit optimaler Empfindlichkeit und Geschwindigkeit vollständig registriert werden. Toleriert man Einbusen an Geschwindigkeit oder Empfindlichkeit, so kann auch der gesamte ortsauflösende Detektor verwendet werden. In diesem Fall werden dann aus dem Gesamtbild nur die Sektorwerte weiter benutzt bzw. ausgewertet.

Im weiteren Verfahren wird von der Steuer- und Auswerteeinheit zur Aufnahme des Hellbildes der jeweilige Sektor für die Zeit aktiviert wird, in der das vom Augenhintergrund reflektierte Abbild des Spaltes den Sektor vollständig überstreicht.

Wie bereits ausgeführt, wird der Detektor nach dem "rolling shutter"-Verfahren sektorweise aktiviert und ausgelesen, wobei die Sektoren der Breite des Beleuchtungsspalt es entsprechen und dessen Bewegung mit dem Auslesen synchronisiert wird.

Hierzu zeigt die **Figur 3** eine schematische Darstellung der Detektorfläche mit den darauf abgebildeten, vom Auge reflektierten Lichtanteilen. Die dargestellte Detektorfläche **14** entspricht hierbei dem zu messenden Bildfeld am Augenhintergrund. Während der senkrechte Balken den von der Spaltbeleuchtung her rührenden Korneareflex **15** charakterisiert, stellen die beiden waagerechten Balken beispielhaft zwei Sektoren **16** und **16'** der in 5 bis 100 Sektoren aufgeteilten Detektorfläche **14** dar. Der gestrichelt dargestellte Balken, der der Über-

sichtigkeit halber über die Detektorfläche **14** hinausragt, stellt hierbei das vom Augenhintergrund reflektierte Abbild des Spaltes **17** dar, wobei der Pfeil die Bewegungsrichtung **18** des Spaltes **17** über die Detektorfläche **14** zeigt. Da der verwendete, ortsauflösende Detektor bevorzugt über eine Auflösung von mehr als ein Megapixel verfügt, beinhalten die einzelnen Sektoren mehrere Zeile des Detektors, was die Pfeile **19** darstellen sollen.

Die Synchronisation zwischen Belichtung und Auslesung ist so ausgebildet, dass die erste (oberste) Zeile des Sektors **16** aktiviert wird, sobald die erste (untere) Begrenzung des Beleuchtungsspalt **17** auf diese Zeile trifft. Diese erste (oberste) Zeile des Sektors **16** wird erst wieder deaktiviert, wenn die letzte (oberste) Begrenzung des Beleuchtungsspalt **17** diese Zeile nicht mehr trifft. Da von der Steuer- und Auswerteeinheit für diese Zeit der Belichtung auch das entsprechende Auslesen erfolgt, wird das gesamte vom Augenhintergrund reflektierte Abbild des Spaltes erfasst.

Wie der schematische Darstellung der Detektorfläche nach **Figur 3** zu entnehmen ist, wird auf der Detektorfläche **14** nicht nur das vom Augenhintergrund reflektierte Abbild des Spaltes, sondern auch Störreflexe, beispielsweise in Form des Korneareflexes **15** abgebildet. Bei der Realisierung der resultierenden Fundusbilder sollte deshalb versucht werden, Störreflexe zu eliminieren. Die Reflexe von Kornearückseite und Augenlinse sind deutlich schwächer, haben aber ähnliche Eigenschaften wie der in **Figur 3** dargestellte Korneareflex **15**.

Neben optischen Einrichtungen zur Störlichtunterdrückung sind auch Verfahren unter dem Namen „strukturierte Beleuchtung“ bekannt, die das Störlicht nicht unterdrückt sondern messen, um es aus der Aufnahme eliminieren zu können. Dazu werden beispielsweise 2 Aufnahmen mit inversen Blendenmustern aufgenommen, ein Hell- und ein Dunkelbild berechnet und als Ergebnis das Differenzbild aus Hell- und Dunkelbild bestimmt. Der abzuziehende Dunkeluntergrund weist ein bestimmtes Photonenrauschen auf, das sich zwischen Dunkel

und Hellbild statistisch verändert. Damit kann zwar das Störlicht prinzipiell vollständig von den Messsignalen getrennt werden, die Messsignale werden aber vom Rauschen des abgezogenen Dunkelsignals überlagert. Dieser Effekt wird umso deutlicher sichtbar, je stärker der relative Anteil des Störlichtes ist, der aus der Aufnahme abgezogen wird. Beide Effekte, die Verschlechterung des Messbildes durch erstens einen additiven Störlichtanteils beim LSLO und zweitens einem additiven Störlichtauschanteil bei der „strukturierten Beleuchtung“ sind physikalisch unterschiedlich und ermöglichen so eine unabhängige Optimierung beider Effekte.

Deshalb wird bei dem erfindungsgemäßen Verfahren zu jedem aufgenommenen Hellbild ein zweites Bild, das sogenannte Dunkelbild aufgenommen. Das Dunkelbild enthält keine Signale von der Retina sondern nur Störreflexe aus der Optik und dem Auge. Um die Störreflexe weiter deutlich zu reduzieren wird das Dunkelbild von dem Hellbild abgezogen.

Damit Störreflexe, beispielsweise in Form des in **Figur 3** dargestellten Korneareflexes **15**, möglichst vollständig aus den resultierenden Fundusbildern eliminiert werden können, ist es wichtig das die Störreflexe die das Hellbild überlagern und die Störreflexe die im Dunkelbild gemessen werden möglichst gleiche Intensitätsverteilungen haben. Das ist nicht automatisch der Fall, besonders dann nicht, wenn sich die Störreflexe im Bild räumlich schnell ändern.

Für die Aufnahme eines Dunkelbildes ist es wichtig, dass von der Steuer- und Auswerteeinheit der jeweilige Sektor für die gleiche Zeit aktiviert wird, in der das vom Augenhintergrund reflektierte Abbild des Spaltes den Sektor vollständig überstreichen würde. Das Dunkelbild wird somit mit derselben Belichtungszeit wie das Hellbild aufgenommen und ebenfalls mit dem rolling shutter synchronisiert. Das Dunkelbild kann hierbei sowohl vor als auch nach dem Hellbild aufgenommen werden. Es können auch zwei Dunkelbilder vor und nach dem Hellbild aufgezeichnet miteinander in der Auswerteeinheit verrechnet und dann vom Hellbild abgezogen werden.

Entsprechend der **Figur 3** wird für das Dunkelbild beispielsweise die (oberste) erste Zeile des Sektors **16'** aktiviert, sobald die erste (untere) Begrenzung des Beleuchtungsspalt **17** auf die erste (oberste) Zeile des Sektors **16** trifft. Diese erste (oberste) Zeile des Sektors **16'** wird erst wieder deaktiviert, wenn die letzte (oberste) Begrenzung des Beleuchtungsspalt **17** die erste (oberste) Zeile des Sektors **16** nicht mehr trifft. Da sich der Spalt **17** entsprechend der Bewegungsrichtung **18** von oben nach unten über die Detektorfläche **14** bewegt, wird das Dunkelbild für den Sektor **16'** vor dem entsprechenden Hellbild aufgenommen.

Prinzipiell ist es jedoch auch möglich mehr als ein Dunkelbild aufzunehmen, die entsprechend gemittelt werden. Die Aufnahme der Dunkelbilder kann dabei vor und/oder nach der Aufnahme des Hellbildes erfolgen.

Um mit dem erfindungsgemäßen Verfahren vorzugsweise hochaufgelöste Farbaufnahmen des Fundus realisieren zu können, sind prinzipiell folgende zwei Varianten realisierbar:

Wird das Auge von der inkohärenten Beleuchtungsquelle mit Weißlicht beleuchtet, so ist ein Farb-Detektor zu verwenden. Im Gegensatz dazu ist bei einer sequentiellen, monochromatischen Bestrahlung des Auges, beispielsweise mit Licht der Farben „Rot“, „Grün“ und „Blau“, monochromatischer Detektor erforderlich.

Auch bei der Verwendung eines ortsauflösender Farb-Detektors wird das vom Augenhintergrund reflektierte Licht als Abbild des Spalt **17** auf entsprechende Sektoren eines ortsauflösenden Detektors abgebildet, von der Steuer- und Auswerteeinheit sektorweise ausgelesen und zu einem resultierenden Fundusbild verbunden werden. Auch bei Beleuchtung mit inkohärentem Weißlicht wird neben dem Hellbild mindestens ein Dunkelbild aufgenommen und zur Korrektur des resultierenden Fundusbildes verwendet.

Bevorzugt wird das Auge von der inkohärenten Beleuchtungsquelle jedoch mit monochromatischem Licht sequentiell, vorzugsweise in den Farben „Rot“, „Grün“, „Blau“ und „IR“ beleuchtet, so dass ein ortsauflösender, monochromatischer Detektor verwendet werden muss. Aus den farbsequentiellen Bildern des Augenhintergrundes wird ein resultierendes Farbfundusbild ermittelt. Auch hier wird neben dem Hellbild mindestens ein Dunkelbild aufgenommen und zur Korrektur des resultierenden Fundusbildes verwendet.

Farbsequentielle Aufnahmen bieten bei etwas erhöhter technischer Komplexität den Vorteil, dass sie empfindlichere Messungen ermöglichen und Farbfehler durch synchrones Nachfokussieren der Beleuchtungsoptik und der Detektionsoptik verringern. Außerdem liefern farbsequentielle Aufnahmen höhere Auflösungen und bessere Farbkontraste, da auf Farb-Interpolationen verzichtet werden kann.

Farbsequentielle Aufnahmen bieten weiterhin den Vorteil, dass sich die Anzahl der zu realisierenden Dunkelbilder reduzieren lässt. So ist es beispielsweise möglich, dass neben den monochromatischen Hellbildern, vorzugsweise in den Farben „Rot“, „Grün“ und „Blau“, nur ein Dunkelbild aufgenommen wird. Hierbei wird für jede Farbe neben einem Hellbild nur ein Drittel eines Dunkelbildes aufgenommen und zu einem kompletten Dunkelbild verbunden. Dadurch kann das gesamte Aufnahmeverfahren wesentlich beschleunigt werden.

Eine weitere Ausgestaltung des Verfahrens sieht vor, dass zur Aufzeichnung von Aufnahmen mit einer Funduskamera, mit der das Auge von einer Beleuchtungsquelle über eine Beleuchtungsoptik, einen Umlenkspiegel und eine Ophthalmoskoplinsen beleuchtet und das vom Auge reflektierte Licht über die Ophthalmoskoplinsen und eine Detektionsoptik auf einen Detektor abgebildet und von einer zentralen Steuer- und Auswerteeinheit ausgelesen, aufgezeichnet und ausgewertet wird, wobei dafür eine streifenförmige oder eine konzentrische Pupillenteilung ausgewählt wird.

Dies erfolgt dadurch, dass bei ausgewählter streifenförmiger Pupillenteilung die auf eine Spaltform begrenzte Beleuchtungsquelle aktiviert und mit Hilfe des streifenförmigen Umlenkspiegels, der dafür in die Öffnung des vorhandenen Lochspiegels verschoben wird, scannend über den Augenhintergrund geführt wird. Das vom Auge reflektierte Licht fällt als Abbild des Spaltes auf entsprechende Sektoren eines ortsauflösenden Detektor, dessen Daten von der Steuer- und Auswerteeinheit sektorweise ausgelesen und zu einem resultierenden Fundusbild verbunden werden.

Bei ausgewählter Konzentrischer Pupillenteilung wird die Ringbeleuchtung aktiviert und der Augenhintergrund über den Lochspiegel beleuchtet. Das vom Auge reflektierte Licht fällt dann durch die Öffnung des Lochspiegels auf einen Detektor, dessen Daten die Steuer- und Auswerteeinheit ausliest und zu einem resultierenden Fundusbild verbindet.

Die vorliegende Lösung bietet eine sehr gute Störlichtunterdrückung, da die Störlichtanteile zu einem Teil konfokal zu unterdrücken und zum zweiten die nichtunterdrückten Reststörlichtanteile in Form eines Dunkelbildes gemessen und vom Hellbild abgezogen werden.

Durch die Verwendung eines breiten Beleuchtungsspaltess der deutlich breiter (10 ...100 mal) ist als die zu erreichende Auflösung, bietet das Verfahren einen im Vergleich zum LSLO deutlich erhöhten (10 ... 100 mal) Lichtleitwert und ermöglicht damit die Verwendung von inkohärenten Lichtquellen. Außerdem bietet das Verfahren durch das Aufnehmen und Verrechnen eines Dunkelbildes eine deutlich verbesserte Störlichtunterdrückung.

Für bestimmte zu diagnostizierende, hochspezifische Details des Fundusgewebes ist diese deutlich verbesserte Störlicht-/Streulichtunterdrückung und die damit verbundene Signaleffizienzsteigerung extrem wichtig. Werden zum Beispiel Autofluoreszenzaufnahmen vom Augenhintergrund angefertigt, so werden

von dem im Fundusgewebe enthaltenen Fluorophoren nur sehr geringe Fluoreszenzlichtstärken reemittiert, die außerdem noch von Störlichtanteilen aus der Augenlinse überlagert werden können. In solchen Fällen kann die Beleuchtung auch mit kohärenten Quellen erfolgen. Durch das dargestellte Verfahren mit Beleuchtung eines breiten Spaltes (deutlich breiter als die in dieser Richtung zu erreichende Auflösung), der Aufnahme eines Hell- und eines Dunkelbildes und der Verrechnung der beiden Bilder zu einem resultierenden Fundusbild, kann das Verfahren aber auch in diesem Fall klar von einem klassischen Linienscanner abgegrenzt werden, bei dem zum einen immer die Auflösung und die beleuchtete Spaltbreite im wesentlichen übereinstimmen und zum anderen keine Dunkelbildkorrektur durchgeführt wird. Durch diese beiden Modifikationen kann die an einem Funduspunkt erreichte effektive Beleuchtungszeit vergrößert und damit von der Bildaufnahmezeit entkoppelt werden, wodurch eine deutlich gesteigerte Aufnahmeempfindlichkeit, insbesondere bei einer Beschränkung der Beleuchtungsintensität durch die Lasernorm 60825, erreicht werden kann. Der zweite wesentliche Vorteil des Verfahrens ist die durch den Abzug des Dunkelbildes erreichte, spezifischere Detektion von Fluoreszenzsignalen aus der Fokusebene der Detektionsanordnung.

Mit der erfindungsgemäßen Lösung werden eine Funduskamera und ein Verfahren zur Aufzeichnung von Fundusaufnahmen zur Verfügung gestellt, mit deren Hilfe es möglich ist, farbige Fundusaufnahmen hoher Auflösung ohne sichtbare Artefakte aufzuzeichnen. Die Funduskamera kann bei nicht dunkeladaptierten Augen, d. h. bei einem Pupillendurchmesser von etwa 2mm, einen Funduswinkel von 45° abbilden.

Bei der Einstellung der Funduskamera ist ein möglicher Kontakt mit dem Auge nahezu auszuschließen. Die erfindungsgemäße Funduskamera ist durch einen einfachen Aufbau bei geringen Herstellkosten charakterisiert. Zudem kann eine problemlose Einstellbarkeit auf das zu untersuchende Auge gewährleistet werden, dies gilt auch für ungeübte Ärzten und bei kritischen Patienten. Dabei kann auf eine Patientenmithilfe komplett verzichtet werden.

Patentansprüche

1. Funduskamera mit streifenförmiger Pupillenteilung, bestehend aus einer Beleuchtungsquelle mit einer Beleuchtungsoptik, einem Umlenkspiegel und einer Ophthalmoskoplinsen zur Beleuchtung des Auges, einer Detektionsoptik und einem Detektor zur Abbildung des vom Auge reflektierten Lichtes, sowie einer Steuer- und Auswerteeinheit, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine kohärente oder inkohärente Beleuchtungsquelle vorhanden ist, der Umlenkspiegel eine Streifenform aufweist, der Detektor mit einer ortsauflösenden Charakteristik sektorweise aktivier- und auslesbar ist und die Steuer- und Auswerteeinheit in der Lage ist, sektorweise aus dem Detektor ausgelesenen Daten in Form eines Hellbildes zu einem resultierenden Fundusbild zu verbinden.
2. Funduskamera nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die inkohärente Beleuchtungsquelle eine Weitfeldlichtquelle in Form einer Halogenlampe, einer Blitzlampe oder bevorzugt mehrere LEDs ist.
3. Funduskamera nach Anspruch 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, dass die inkohärente Beleuchtungsquelle über eine zusätzliche Spaltblende verfügt, deren Spalt in der Breite etwa einem Bereich von $1/5$ bis $1/100$ und in der Länge dem gesamten, zu messenden Fundusbereich entspricht und senkrecht zum streifenförmigen Umlenkspiegel ausgerichtet ist.
4. Funduskamera nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Breite des Spaltes vorzugsweise über einen Motor veränderbar ist.
5. Funduskamera nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Spaltblende der Beleuchtungsquelle zur scannenden Bewegung verschiebbar ausgebildet sein kann.

6. Funduskamera nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Spaltblende der Beleuchtungsquelle zur scannenden Bewegung über einen Motorantrieb verfügt.
7. Funduskamera nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Beleuchtungsquelle aus mehreren Weitfeldlichtquellen besteht und zur Überlagerung und Homogenisierung deren Strahlung über entsprechende optische Bauelemente verfügt.
8. Funduskamera nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der streifenförmige Umlenkspiegel so ausgebildet ist, dass er abgebildet in die Pupillenebene des Auges eine Breite von 0,3 bis 2mm und eine Länge von 2 bis 8mm aufweist.
9. Funduskamera nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der streifenförmige Umlenkspiegel zur scannenden Bewegung drehbar ausgebildet sein kann.
10. Funduskamera nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der streifenförmige Umlenkspiegel zur scannenden Bewegung über einen Galvanometerantrieb verfügt oder als Polygonspiegel ausgeführt ist.
11. Funduskamera nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der ortsauflösende Detektor ein Farb-Detektor ist, wenn die inkohärente Beleuchtungsquelle eine Weißlichtquelle ist.
12. Funduskamera nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der ortsauflösende Detektor ein monochromatischer Detektor ist, wenn die inkohärente Beleuchtungsquelle in der Lage

ist, monochromatisches Licht sequentiell, vorzugsweise in den Farben „Rot“, „Grün“, „Blau“ und „IR“ auszustrahlen.

13. Funduskamera nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuer- und Auswerteeinheit so ausgebildet ist, dass zusätzlich zu dem sektorweise ausgelesenen Hellbild mindestens ein Dunkelbild ebenfalls sektorweise, bei gleicher Belichtungszeit der jeweiligen Sektoren ausgelesen und zur Korrektur des resultierenden Fundusbildes verwendet wird.
14. Verfahren zur Aufzeichnung von Aufnahmen mit einer Funduskamera mit streifenförmiger Pupillenteilung, bei dem das Auge von einer Beleuchtungsquelle über eine Beleuchtungsoptik, einen Umlenkspiegel und eine Ophthalmoskoplinsen beleuchtet und das vom Auge reflektierte Licht über die Ophthalmoskoplinsen und eine Detektionsoptik auf einen Detektor abgebildet und von einer zentralen Steuer- und Auswerteeinheit ausgelesen, aufgezeichnet und ausgewertet wird, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Beleuchtungsquelle eine kohärente oder inkohärente Strahlung aussendet, die auf eine Spaltform begrenzt und scannend über den Augenhintergrund geführt wird, wobei der Beleuchtungsspalt so ausgelegt wird, dass das resultierende Spaltbild auf dem Detektor deutlich breiter als die in dieser Richtung zu erreichende Auflösung im Detektorbild, dass das vom Auge reflektierte Licht als Abbild des Spaltes auf entsprechende Sektoren eines ortsauflösenden Detektor fällt, und die Steuer- und Auswerteeinheit die Daten des Detektors sektorweise und synchronisiert zum bewegten Beleuchtungsmuster so ausliest, dass ein Hell- und ein Dunkelbild aufgezeichnet und beide Bilder zu einem resultierenden Fundusbild verrechnet werden.
15. Verfahren nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, dass die inkohärente Strahlung der Beleuchtungsquelle vorrangig durch eine zusätzliche Spaltblende und abschließend durch den streifenförmigen Umlenkspiegel begrenzt wird.

16. Verfahren nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, dass die Breite der Spaltblende vorzugsweise motorisch variiert werden kann.
17. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüchen 18 und 19, dadurch gekennzeichnet, dass die scannende Bewegung der Spaltbeleuchtung durch eine rotatorische Bewegung des Umlenkspiegels oder durch eine translatorische Bewegung der Spaltblende realisiert wird.
18. Verfahren nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, dass von der Steuer- und Auswerteeinheit zur Aufnahme des Hellbildes der jeweilige Sektor für die Zeit aktiviert wird, in der das vom Augenhintergrund reflektierte Abbild des Spaltes den Sektor vollständig überstreicht.
19. Verfahren nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, dass von der Steuer- und Auswerteeinheit zur Aufnahme mindestens eines Dunkelbildes der jeweilige Sektor für die gleiche Zeit aktiviert wird, in der das vom Augenhintergrund reflektierte Abbild des Spaltes den Sektor vollständig überstreichen würde, wobei das Dunkelbild zur Korrektur des resultierenden Fundusbildes verwendet wird.
20. Verfahren nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, dass die Aufnahme des oder der Dunkelbilder vor und/oder nach der Aufnahme des Hellbildes erfolgt, wobei mehrere Dunkelbilder entsprechend gemittelt werden.
21. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüchen 17 bis 23, dadurch gekennzeichnet, dass ein ortsauflösender Farb-Detektor Verwendung findet, wenn die inkohärente Beleuchtungsquelle Weißlicht ausstrahlt und neben dem Hellbild mindestens ein Dunkelbild aufgenommen wird.
22. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüchen 17 bis 24, dadurch gekennzeichnet, dass ein ortsauflösender, monochromatischer Detektor Ver-

wendung findet, wenn die inkohärente Beleuchtungsquelle monochromatisches Licht sequentiell, vorzugsweise in den Farben „Rot“, „Grün“, „Blau“ und „IR“ ausstrahlt, wobei für jede Farbe ein Hellbild und mindestens ein Dunkelbild aufgenommen wird.

23. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüchen 17 bis 25, dadurch gekennzeichnet, das ein ortsauflösender, monochromatischer Detektor Verwendung findet, wenn die inkohärente Beleuchtungsquelle monochromatisches Licht sequentiell, vorzugsweise in den Farben „Rot“, „Grün“ und „Blau“ ausstrahlt, wobei für jede Farbe neben einem Hellbild nur ein Drittel des Dunkelbildes aufgenommen und zu einem Dunkelbild verbunden wird.

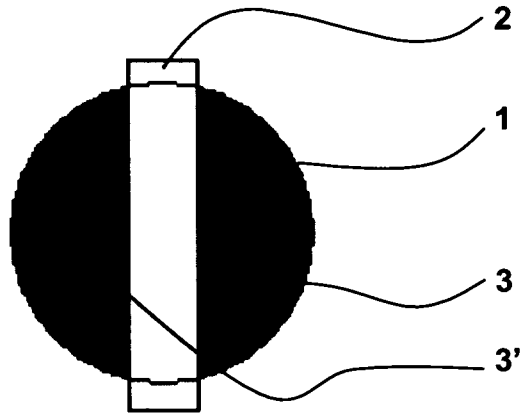


Figure 1

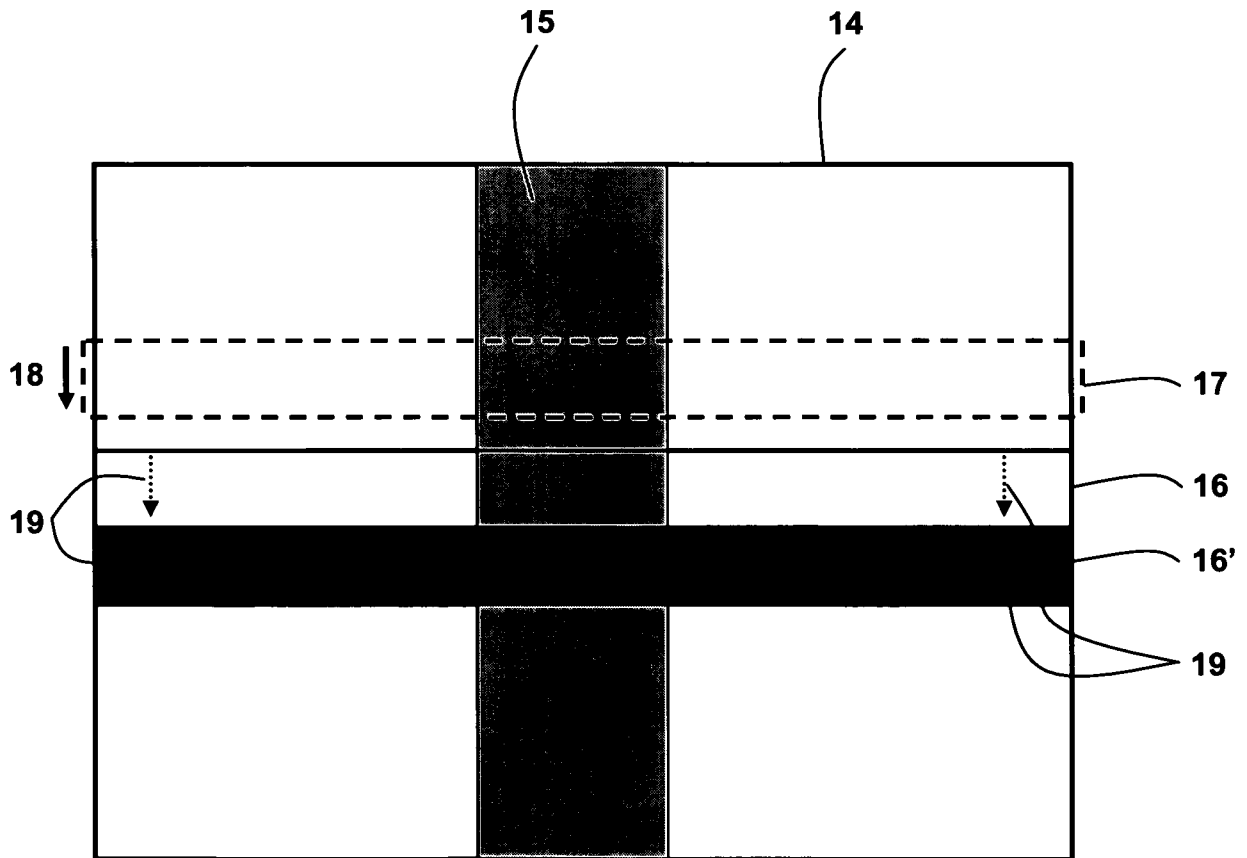
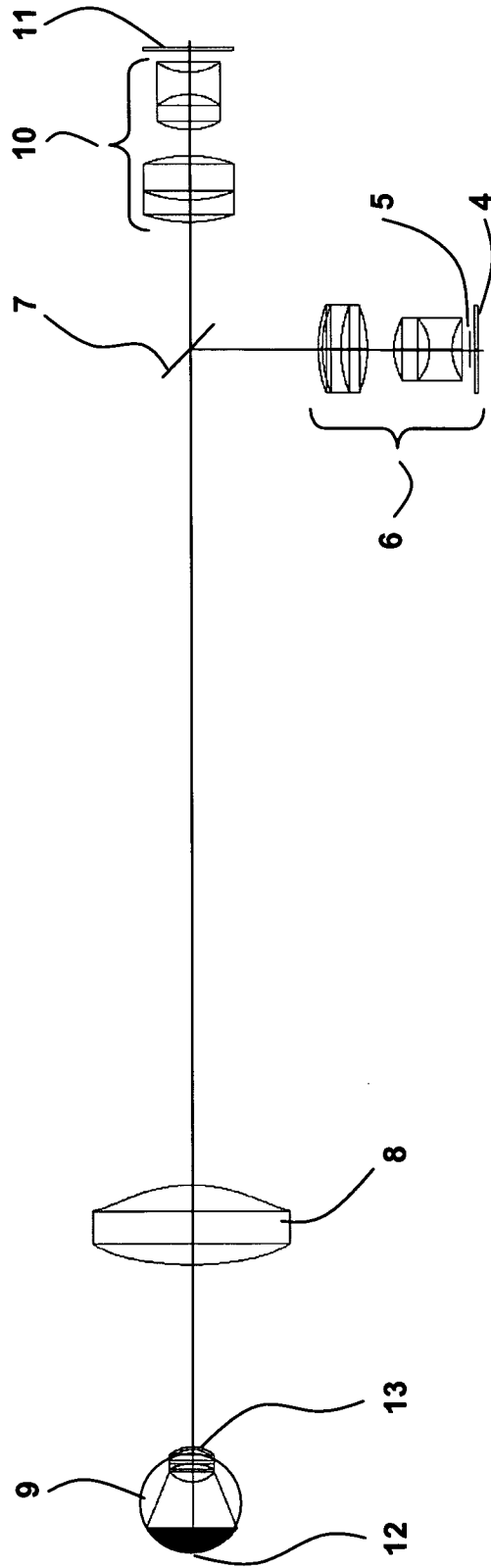


Figure 3



Figur 2

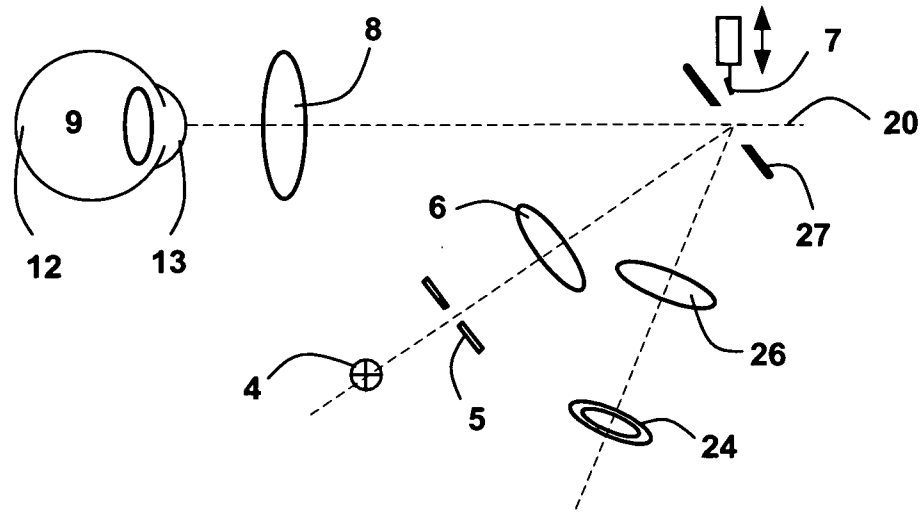


Figure 4a

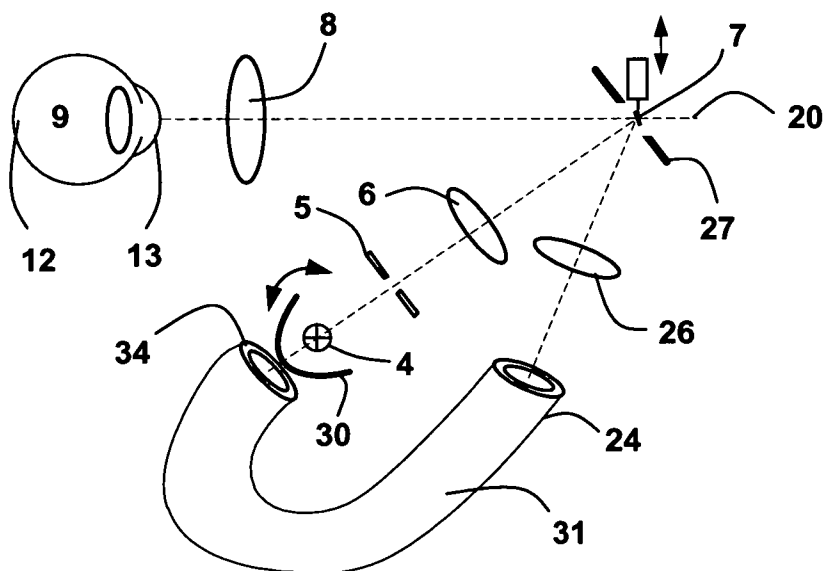
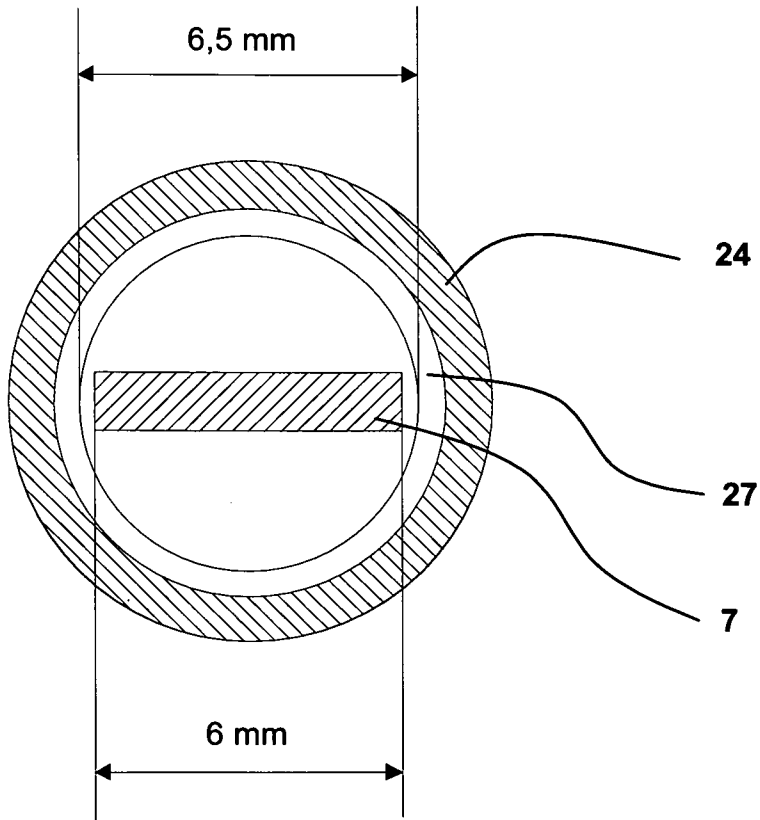


Figure 4b



Figur 5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2011/005558

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B3/12 A61B3/14 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 99/27843 A1 (LIONS EYE INST AUSTRALIA INC [AU]; EIKELBOOM ROBERT HENRY [AU]; REINHO) 10 June 1999 (1999-06-10)	1,3,9,10
Y	reference sign 4,;	2,4,5
A	page 8, line 36 - page 9, line 6; figure 1 page 10, lines 15-18	13,14
X	US 5 847 805 A (KOHAYAKAWA YOSHIMI [JP] ET AL) 8 December 1998 (1998-12-08) column 4, line 35 - line 61	1,5
Y	US 2010/123871 A1 (IWANAGA TOMOYUKI [JP] ET AL) 20 May 2010 (2010-05-20) paragraphs [0004], [0005]	2
	----- -/--	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents :		
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 28 February 2012		Date of mailing of the international search report 07/03/2012
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Fischer, Martin

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2011/005558

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 4 331 392 A (SATO MASARU) 25 May 1982 (1982-05-25) siehe Einstellknopf 25 für die Schlitzbreitefigure 4 -----	4
Y	JP 2007 151651 A (TOPCON CORP) 21 June 2007 (2007-06-21) abstract -----	5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2011/005558

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9927843	A1	10-06-1999	
		GB 2347816 A	13-09-2000
		US 6379006 B1	30-04-2002
		WO 9927843 A1	10-06-1999

US 5847805	A	08-12-1998	NONE

US 2010123871	A1	20-05-2010	
		JP 2010119448 A	03-06-2010
		US 2010123871 A1	20-05-2010
		US 2011149243 A1	23-06-2011

US 4331392	A	25-05-1982	NONE

JP 2007151651	A	21-06-2007	
		JP 4733511 B2	27-07-2011
		JP 2007151651 A	21-06-2007

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2011/005558

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
 INV. A61B3/12 A61B3/14
 ADD.

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
 A61B

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	WO 99/27843 A1 (LIONS EYE INST AUSTRALIA INC [AU]; EIKELBOOM ROBERT HENRY [AU]; REINHO) 10. Juni 1999 (1999-06-10)	1,3,9,10
Y	reference sign 4,;	2,4,5
A	Seite 8, Zeile 36 - Seite 9, Zeile 6; Abbildung 1 Seite 10, Zeilen 15-18	13,14

X	US 5 847 805 A (KOHAYAKAWA YOSHIMI [JP] ET AL) 8. Dezember 1998 (1998-12-08) Spalte 4, Zeile 35 - Zeile 61	1,5

Y	US 2010/123871 A1 (IWANAGA TOMOYUKI [JP] ET AL) 20. Mai 2010 (2010-05-20) Absätze [0004], [0005]	2

	-/--	

Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen Siehe Anhang Patentfamilie

<p>* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :</p> <p>"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist</p> <p>"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist</p> <p>"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)</p> <p>"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht</p> <p>"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist</p>	<p>"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist</p> <p>"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden</p> <p>"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist</p> <p>"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist</p>
--	---

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche	Absenddatum des internationalen Recherchenberichts
28. Februar 2012	07/03/2012

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Bevollmächtigter Bediensteter Fischer, Martin
--	--

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	US 4 331 392 A (SATO MASARU) 25. Mai 1982 (1982-05-25) siehe Einstellknopf 25 für die SchlitzbreiteAbbildung 4 -----	4
Y	JP 2007 151651 A (TOPCON CORP) 21. Juni 2007 (2007-06-21) Zusammenfassung -----	5

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2011/005558

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO 9927843	A1	10-06-1999	GB 2347816 A
			US 6379006 B1
			WO 9927843 A1

US 5847805	A	08-12-1998	KEINE

US 2010123871	A1	20-05-2010	JP 2010119448 A
			US 2010123871 A1
			US 2011149243 A1

US 4331392	A	25-05-1982	KEINE

JP 2007151651	A	21-06-2007	JP 4733511 B2
			JP 2007151651 A
