



SCHWEIZERISCHE EIDGENOSSENSCHAFT
EIDGENÖSSISCHES INSTITUT FÜR GEISTIGES EIGENTUM

(11) **CH 711 778 B1**

Erfindungspatent für die Schweiz und Liechtenstein

Schweizerisch-liechtensteinischer Patentschutzvertrag vom 22. Dezember 1978

(51) Int. Cl.: **A61B 3/10** (2006.01)
A61B 3/12 (2006.01)
A61B 3/13 (2006.01)
G01B 9/02 (2006.01)

(12) **PATENTSCHRIFT**

(21) Anmeldenummer: 00325/17

(22) Anmeldedatum: 21.09.2015

(43) Anmeldung veröffentlicht: 24.03.2016

(30) Priorität: 19.09.2014
DE 10 2014 014 182.9

(24) Patent erteilt: 14.06.2019

(45) Patentschrift veröffentlicht: 14.06.2019

(73) Inhaber:
Carl Zeiss Meditec AG, Göschwitzer Strasse 51–52
07745 Jena (DE)

(72) Erfinder:
Artur Högele, 73447 Oberkochen (DE)
Joachim Steffen, 73463 Westhausen (DE)
Christoph Hauger, 73431 Aalen (DE)
Holger Matz, 73485 Unterschneidheim (DE)

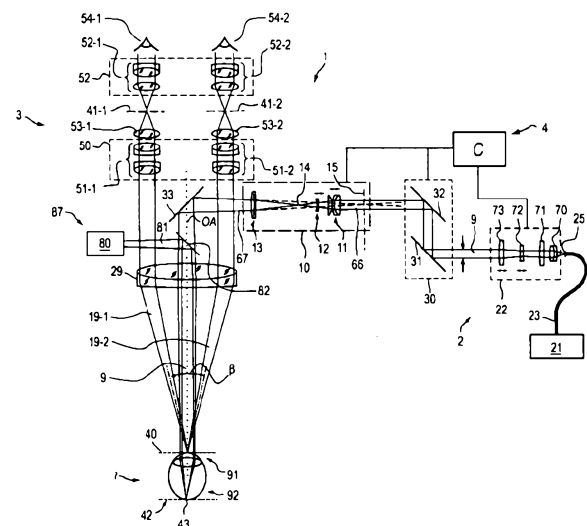
(74) Vertreter:
LUCHS & PARTNER AG PATENTANWÄLTE,
Schulhausstrasse 12
8002 Zürich (CH)

(86) Internationale Anmeldung:
PCT/EP 2015/001872

(87) Internationale Veröffentlichung:
WO 2016/041640

(54) **System zur optischen Kohärenztomographie, umfassend ein zoombares Kepler-System.**

(57) Die Erfindung betrifft ein optisches System (1) zur Untersuchung eines Auges mittels optischer Kohärenztomographie. Das OCT-System (2) ist so ausgebildet, dass mittels einer Ansteuerung der variablen Optik (10) zumindest ein erster und ein zweiter Zustand des optischen Systems wahlweise einstellbar sind. Im ersten Zustand weist der OCT-Messstrahl einen Messfokus an einem Objektstand vom Objektiv auf, wobei der Objektstand einen Wert zwischen 50 Millimeter und 400 Millimeter aufweist. Im zweiten Zustand weist der Messstrahl am gleichen Objektstand eine Defokussierung auf, wobei die Defokussierung einem Abstand eines virtuellen oder reellen Fokus von einer Position des Objektstandes entspricht, welcher grösser ist als 100 Millimeter.



Beschreibung

Gebiet der Erfindung

[0001] Die vorliegende Offenbarung betrifft ein optisches System zur Augenuntersuchung mittels optischer Kohärenztomographie. Insbesondere betrifft die vorliegende Offenbarung ein System zur optischen Kohärenztomographie, welches eine variable Optik aufweist, durch welches eine Position des Messfokus entlang seiner Strahlachse kontrolliert einstellbar ist.

Hintergrund

[0002] Die optische Kohärenztomographie (OCT) hat sich zu einer bedeutenden nichtinvasiven Diagnosetechnik am Auge entwickelt. Zunehmend wird diese Methode auch in den operativen Prozess eingebunden. Durch OCT können Schnitt- oder Volumenbilder des vorderen und des hinteren Augenabschnitts mit einer vergleichsweise hohen Auflösung und nahezu in Echtzeit erzeugt werden.

[0003] Ein Beispiel für den häufigen Einsatz von OCT am hinteren Augenabschnitt ist die Diagnose von Glaukomen, Makulaveränderungen und Netzhauterkrankungen. Im vorderen Augenabschnitt wird OCT beispielsweise angewandt für die prä-, intra- und postoperative Diagnostik bei Katarakt-Operationen.

[0004] Die vielfältigen Einsatzmöglichkeiten von OCT-Systemen haben zur Entwicklung von optischen Systemen geführt, in welchen sowohl ein Mikroskopiesystem als auch ein OCT-System integriert ist. Solche Systeme erlauben eine OCT-Analyse im Sichtfeld des Mikroskopiesystems, so dass der Chirurg mit Hilfe des Mikroskopiesystems den OCT-Scanbereich navigieren kann. Die erzeugten OCT-Bilder können die intraoperative Orientierung und Diagnose für den Chirurgen verbessern und daher einen optimalen Verlauf der Operation sicherstellen.

[0005] Solche optischen Systeme können typischerweise in zwei Konfigurationen betrieben werden, wobei die erste Konfiguration zur Untersuchung des Vorderabschnitts des Auges dient und die zweite Konfiguration zur Untersuchung der Retina dient. In der zweiten Konfiguration wird üblicherweise eine zusätzliche Optik im Strahlengang des Mikroskops und des OCT-Systems zwischen dem Objektiv und dem Auge angeordnet.

[0006] In typischen Systemen ist diese Optik ein Fundusabbildungssystem oder ein Kontaktglas. Ein Fundusabbildungssystem besteht aus einer Ophthalmoskopierlupe und einer Reduzierlinse. Durch die Ophthalmoskopierlupe wird ein Zwischenbild der Retina zwischen der Reduzierlinse und der Ophthalmoskopierlupe erzeugt. Mit Hilfe einer Positioniereinrichtung kann die Ophthalmoskopierlupe so positioniert werden, dass der Fundus des Auges scharf abgebildet wird. Fundusabbildungssysteme haben speziell den Nachteil, dass während der Operation ein unerwünschter Augenkontakt durch die Ophthalmoskopierlupe stattfinden kann. Darüber hinaus sind Möglichkeiten, das OP-Feld mittels Beleuchtung aus dem Operationsmikroskop zu beleuchten, beim Einsatz des Fundusabbildungssystems stark eingeschränkt. Üblicherweise wird daher bei Operationen im Hinterabschnitt die Beleuchtung des Mikroskopiesystems ausgeschaltet.

[0007] Im Gegensatz hierzu werden Kontaktgläser mit Hilfe eines Kontaktgels auf der Hornhaut fixiert. Das Kontaktglas bewirkt, dass die Brechkraft der Hornhaut aufgehoben wird. Dies ermöglicht es, die Objektebene des Mikroskops durch eine Abstandsveränderung auf der Retina zu positionieren. Während der Operation kann es jedoch zu einer Destabilisierung des Kontaktglases kommen. Es können Luftblasen, Blut und Flüssigkeit zwischen Hornhaut und Kontaktglas eindringen. Die Folge ist, dass der chirurgische Eingriff unterbrochen werden muss, um einen zeitraubenden Reinigungsprozess vorzunehmen.

[0008] Bei Fundusabbildungssystemen als auch bei Kontaktgläsern ist ein aufwändiger Umrüstvorgang erforderlich, um zwischen der Konfiguration zur Abbildung des Vorderabschnitts und der Konfiguration zur Abbildung der Retina zu wechseln. Des Weiteren ist bei Verwendung dieser Systeme die Objektebene des Mikroskops wie auch die Scanebene des OCT-Systems zusammen jeweils entweder nur im Vorderabschnitt des Auges oder im Hinterabschnitt des Auges angeordnet. Es gibt jedoch chirurgische Eingriffe, bei welchen es sich als vorteilhaft erwiesen hat, dass eine Untersuchung der Retina mittels OCT erforderlich ist, wobei jedoch der Vorderabschnitt des Auges mit dem Mikroskopiesystem weiter beobachtet werden sollte. Ein Beispiel für solch einen chirurgischen Eingriff ist die Kataraktoperation.

[0009] Es besteht daher ein Bedarf an optischen Systemen, mit welchen eine effiziente und präzise Durchführung einer Untersuchung oder eines Eingriffs am Auge ermöglicht wird.

Zusammenfassung

[0010] Ausführungsformen stellen ein optisches System zur Untersuchung eines Auges mittels optischer Kohärenztomographie (OCT) bereit. Das System kann ein OCT-System aufweisen, welches konfiguriert ist, einen Messstrahl zu erzeugen, welcher auf das Auge auftrifft. Das OCT-System kann ein Objektiv und eine variable Optik aufweisen. Die variable Optik kann, gesehen relativ zu einem objektgerichteten Lichtweg des Messstrahls, stromaufwärts des Objektivs angeordnet sein.

[0011] Die Erfindung stellt einerseits ein optisches System zur Untersuchung eines Auges bereit, mit einem OCT-System, welches konfiguriert ist, einen Messstrahl zu erzeugen, welcher auf das Auge auftrifft;

wobei das OCT-System ein Objektiv und eine variable Optik aufweist, wobei die variable Optik, gesehen relativ zu einem objektgerichteten Lichtweg des Messstrahls, stromaufwärts des Objektivs angeordnet ist;
wobei die variable Optik eine erste optische Komponente aufweist, welche eine optisch wirksame Eintrittsfläche aufweist, durch welche der Messstrahl, im objektgerichteten Lichtweg, in die variable Optik eintritt und wobei die erste optische Komponente ferner eine Brennebene einer Hauptebene eines objektseitigen Strahlausgangs der ersten optischen Komponente aufweist;
wobei die variable Optik steuerbar in eine erste Konfiguration konfigurierbar ist, in welcher sich eine Position der Brennebene der ersten optischen Komponente innerhalb der variablen Optik befindet; und wobei die variable Optik steuerbar in eine zweite Konfiguration konfigurierbar ist, in welcher sich die Position der Brennebene der ersten optischen Komponente ausserhalb der variablen Optik befindet.

[0012] Die Erfindung stellt andererseits ein optisches System zur Untersuchung eines Auges bereit, mit einem OCT-System, welches konfiguriert ist, einen Messstrahl zu erzeugen, welcher auf das Auge auftrifft;
wobei das OCT-System ein Objektiv und eine variable Optik aufweist, wobei die variable Optik, gesehen relativ zu einem objektgerichteten Lichtweg des Messstrahls, stromaufwärts des Objektivs angeordnet ist;
wobei die variable Optik eine erste optische Komponente aufweist, welche eine optisch wirksame Eintrittsfläche aufweist, durch welche der Messstrahl, im objektgerichteten Lichtweg, in die variable Optik eintritt und wobei die erste optische Komponente ferner eine Brennebene einer Hauptebene eines objektseitigen Strahlausgangs der ersten optischen Komponente aufweist;
wobei die variable Optik eine erste Konfiguration aufweist, in welcher sich eine Position der Brennebene der ersten optischen Komponente innerhalb der variablen Optik befindet; und wobei die erste optische Komponente eine steuerbar veränderbare Brennweite aufweist.

[0013] Das OCT-System kann so ausgebildet sein, dass mittels einer Ansteuerung der variablen Optik oder verursacht durch die Ansteuerung der variablen Optik ein erster und ein zweiter Zustand des optischen Systems wahlweise einstellbar sind. Im ersten Zustand kann der Messstrahl einen Messfokus an einem Objektstand vom Objektiv aufweisen. Der Objektstand kann im ersten und im zweiten Zustand jeweils einen Wert zwischen 50 Millimeter und 400 Millimeter aufweisen. Im zweiten Zustand kann der Messstrahl am gleichen Objektstand eine Defokussierung aufweisen. Die Defokussierung kann einem Abstand eines virtuellen oder reellen Fokus von einer Position des Objektstandes entsprechen, welcher grösser ist als 100 Millimeter. Ein Messstrahl, welcher in der Objektebene parallel ist, repräsentiert einen Abstand eines virtuellen oder reellen Fokus von der Objektebene, welcher unendlich ist, und daher grösser ist als 100 Millimeter.

[0014] Gemäss einer weiteren Ausführungsform ist der Abstand des reellen oder virtuellen Fokus im zweiten Zustand grösser als 130 Millimeter, grösser als 150 Millimeter, grösser als 170 Millimeter, oder grösser als 200 Millimeter, oder grösser als 300 Millimeter, oder grösser als 500 Millimeter. Gemäss einer weiteren Ausführungsform ist der Messstrahl im zweiten Zustand am Objektstand parallel oder im Wesentlichen parallel. Gemäss einer weiteren Ausführungsform kann die variable Optik steuerbar so einstellbar sein, dass die variable Optik und das Objektiv zusammen ein afokales oder ein im Wesentlichen afokales System bilden. Im zweiten Zustand kann die variable Optik und das Objektiv zusammen ein afokales oder im Wesentlichen afokales System bilden.

[0015] Im ersten und im zweiten Zustand weist der Objektstand einen gleichen Wert auf. Das Auge, insbesondere die Hornhaut des Auges oder die Vorderfläche der Hornhaut, kann am Objektstand anordenbar sein. Der Objektstand kann eine Position relativ zum Objektiv und/oder eine Position auf der Objektseite des Objektivs definieren. Die Position des Objektstandes kann relativ zu einem ortsfesten Bezugspunkt gemessen sein. Alternativ oder zusätzlich kann eine Position des Objektivs gemessen relativ zum ortsfesten Bezugspunkt, im ersten und im zweiten Zustand gleich oder im Wesentlichen gleich sein. Der Objektstand kann entlang einer optischen Achse des Objektivs und/oder relativ zu einem objektseitigen Scheitelpunkt des Objektivs gemessen sein. Der Objektstand kann einen Wert in einem Bereich zwischen 50 Millimeter und 300 Millimeter, oder in einem Bereich zwischen 100 Millimeter und 300 Millimeter oder in einem Bereich zwischen 100 Millimeter und 250 Millimeter aufweisen, oder in einem Bereich zwischen 150 Millimeter und 250 Millimeter aufweisen. Beispielsweise kann der Objektstand 150 Millimeter oder 200 Millimeter oder 250 Millimeter betragen.

[0016] Dadurch wird ein optisches System bereitgestellt, welches eine effiziente und präzise Untersuchung des Auges ermöglicht. Insbesondere können dadurch innerhalb kurzer Zeit OCT-Daten sowohl vom Vorderabschnitt des Auges als auch vom Hinterabschnitt des Auges, wie beispielsweise der Retina, erfasst werden. Zum Vorderabschnitt des Auges können die Bindehaut, die Hornhaut, die Linse und die Iris gezählt werden. Zur Untersuchung des Hinterabschnitts ist dabei weder der Einsatz eines Kontaktglases, noch die Verwendung eines Fundusabbildungssystems erforderlich. Das optische System kann so konfiguriert sein, dass im ersten Zustand ein Messfokus des Messstrahls in der Hornhaut des Auges angeordnet ist und/oder dass im zweiten Zustand der Messfokus in der Retina des Auges angeordnet ist. Die Hornhaut kann an der Position des Objektstandes angeordnet sein. Das Auge kann ein rechtsichtiges Auge sein in einem nichtakkommodierten Zustand.

[0017] Der Messfokus des Messstrahls kann eine Strahltaile aufweisen. Die Strahltaile kann definiert werden als diejenige axiale Position entlang einer Achse des Messstrahls, an welcher der Messstrahl den geringsten Durchmesser aufweist. Der Messfokus, insbesondere die Strahltaile des Messfokus, kann sich innerhalb des axialen Messbereiches des OCT-Systems befinden. Der axiale Messbereich kann ein Bereich entlang der Strahlachse des Messstrahls sein, über welchen während eines Scans des OCT-Systems Streuintensitäten erfassbar sind. Die Erfassung von Messdaten über den axia-

len Messbereich kann beispielsweise durch eine Veränderung der optischen Weglänge des Referenzarms erfolgen. Die Veränderung der optischen Weglänge des Referenzarms kann beispielsweise durch eine Positionsveränderung eines Referenzspiegels erfolgen, welcher im Referenzarm angeordnet ist.

[0018] Des Weiteren ermöglicht das OCT-System eine Kombination mit einer weiteren optischen Komponente in effizienter Weise. Solch eine weitere optische Komponente kann konfiguriert sein, einen Lichtstrahl oder einen Strahlengang zu erzeugen, welcher das Objektiv durchsetzt. Der Lichtstrahl oder der Strahlengang kann auf das Auge gerichtet sein. Die weitere optische Komponente kann beispielsweise ein Mikroskop oder ein Aberrometer sein.

[0019] Das OCT-System kann ein time-domain OCT-System (TD-OCT) und/oder ein frequency-domain OCT-System (FD-OCT) sein. Das OCT-System kann ein spectral-domain OCT-System (SD-OCT) und/oder ein swept-source OCT-System (SS-OCT) sein.

[0020] Die variable Optik kann so ausgebildet sein, dass ein Übergang zwischen dem ersten Zustand und dem zweiten Zustand durch die Ansteuerung der variablen Optik erzeugbar ist. In anderen Worten kann die Änderung von optischen Eigenschaften, weiterer Komponenten des OCT-Systems, wie Brennweiten, Brennebenenpositionen, Brechwerte und/oder Krümmungsradien, nicht erforderlich sein, um zwischen dem ersten Zustand und dem zweiten Zustand zu wechseln.

[0021] Das optische System kann eine Steuerung aufweisen. Die Steuerung kann mit der variablen Optik in Signalverbindung stehen. Abhängig von Steuersignalen, welche von der Steuerung an die variable Optik übermittelt werden, kann die Ansteuerung der variablen Optik erfolgen.

[0022] Das Objektiv kann eine Brennweite aufweisen, welche grösser ist als 100 Millimeter, oder grösser ist als 150 Millimeter, oder grösser ist als 200 Millimeter. Die Brennweite des Objektivs kann geringer sein als 500 Millimeter, oder geringer sein als 400 Millimeter, oder geringer sein als 300 Millimeter. Das Objektiv kann eine veränderbare Brennweite aufweisen. Die Position des Objektabstandes kann im ersten und im zweiten Zustand jeweils eine Brennebene des Objektivs sein.

[0023] Im ersten Zustand ist der Messfokus am Objektstand angeordnet. Die Strahltaile des Messfokus kann sich am Objektstand befinden. Die Position des Messfokus oder des reellen oder virtuellen Fokus können ohne die Anwesenheit des Auges oder eines Objekts gemessen sein. Der Abstand des reellen oder virtuellen Fokus repräsentiert also einen Abstand durch Luft.

[0024] Der Ausdruck, dass eine Komponente konfiguriert ist, dass ein Parameter der Komponente steuerbar einstellbar ist, kann im Rahmen der vorliegenden Offenbarung so definiert sein, dass das optische System eine Steuerung aufweist, welche in Signalverbindung mit der Komponente steht. Die Steuerung kann so konfiguriert sein, dass abhängig von Steuersignalen der Steuerung an die Komponente der Parameter einstellbar ist.

[0025] Das OCT-System kann einen Interferometer aufweisen. Das OCT-System kann ausgebildet sein, den Messstrahl und einen Referenzstrahl zu erzeugen. Das OCT-System kann so konfiguriert sein, dass der Messstrahl mit dem Referenzstrahl zur Interferenz gebracht wird. Das optische System kann so ausgebildet sein, dass die Interferenz mit einem Detektor des OCT-Systems erfassbar ist.

[0026] Das OCT-System kann ferner so konfiguriert sein, dass ein axialer Messbereich im ersten Zustand unterschiedlich ist zum axialen Messbereich im zweiten Zustand. Im ersten Zustand kann der Messfokus im axialen Messbereich angeordnet sein. Im zweiten Zustand kann die Retina des Auges sich im axialen Messbereich befinden. Die Veränderung des axialen Messbereiches kann eine Veränderung der optischen Weglänge des Referenzstrahls und/oder des Messstrahls umfassen.

[0027] Ein Abschnitt des Messstrahls kann sich in einem Lichtleiter erstrecken. Der Lichtleiter kann eine optische Faser sein. Die optische Faser kann eine Multimodefaser und/oder eine Monomodefaser sein. Der Lichtleiter kann einen Lichtaustritt aufweisen. Der Lichtleiter kann so ausgebildet sein, dass durch den Lichtaustritt der Messstrahl in eine Messstrahl-Optik emittiert wird. Der Lichtaustritt kann daher einen Lichteintritt in die Messstrahl-Optik bilden. Die Messstrahl-Optik kann eine abbildende Optik sein. Der Lichteintritt kann daher ein Übergang zwischen einer nichtabbildenden Optik und einer abbildenden Optik sein. Die Messstrahl-Optik kann so ausgebildet und/oder konfigurierbar sein, dass im Objektbereich ein Bild des Lichteintritts erzeugbar ist. Der Objektbereich kann sich im Auge befinden. Der Messfokus des Messstrahls kann ein Bild des Lichteintritts sein. Alternativ oder zusätzlich kann der reelle oder virtuelle Fokus, dessen Abstand von der Position des Objektstandes die Defokussierung repräsentiert, ein Bild des Lichteintritts sein. Die Messstrahl-Optik kann die variable Optik und das Objektiv umfassen. Die Messstrahl-Optik kann eines oder eine Kombination folgender Komponenten umfassen: ein Scansystem, eine Kollektroptik und ein Umlenkelement.

[0028] Die variable Optik kann Linsen, Kittglieder und/oder Spiegel aufweisen. Eine optische Achse, welche sich durch die variable Optik erstreckt, kann geradlinig oder abgewinkelt sein.

[0029] Die variable Optik kann, relativ zu einem objektgerichteten Lichtweg des Messstrahls, stromaufwärts oder stromabwärts eines Umlenkelements angeordnet sein. Das Umlenkelement kann einen Spiegel und/oder einen Strahlteiler aufweisen. Eine Achse eines Abschnitts des Messstrahls, welcher vom Umlenkelement ausfällt, kann parallel oder im Wesentlichen parallel zur optischen Achse des Objektivs verlaufen. Die Achse des ausfallenden Abschnitts kann entlang oder im Wesentlichen entlang der optischen Achse des Objektivs verlaufen.

[0030] Gemäss einer weiteren Ausführungsform weist das optische System ferner ein Scansystem auf. Das Scansystem kann zu einem eindimensionalen oder zweidimensionalen Scannen des Messstrahls oder des Messfokus ausgebildet sein. Der Messfokus kann sich im Auge befinden. Das Scannen kann ein laterales Scannen sein, also ein Scannen senkrecht relativ zu einer Achse des Messstrahls. Das Scansystem kann konfiguriert sein, den Messfokus, insbesondere die Strahl-taille, in einer Scanebene zu scannen. Die Scanebene kann sich senkrecht oder im Wesentlichen senkrecht zur Achse des Messstrahls erstrecken. Das Scansystem kann einen, zwei oder mehr Scanspiegel aufweisen. Jeder der Scanspiegel kann um eine oder zwei Achsen steuerbar verschwenkbar sein. Die variable Optik kann konfiguriert sein, einen Punkt auf das Umlenkelement abzubilden, wobei dieser Punkt sich bei zumindest einer Scanposition des Scansystems auf einem Scanspiegel des Scansystems befindet. Alternativ kann sich dieser Punkt bei der zumindest einen Scanposition auf der Achse eines Abschnitts des Messstrahls befinden, welcher sich zwischen zwei Scanspiegeln des Scansystems erstreckt.

[0031] Das Scansystem kann, relativ zu einem objektgerichteten Lichtweg des Messstrahls, stromaufwärts des Objektivs angeordnet sein. Zusätzlich oder alternativ kann das Scansystem stromaufwärts oder stromabwärts der variablen Optik angeordnet sein. Das Scansystem kann stromaufwärts oder stromabwärts des Umlenkelements angeordnet sein. Das Scansystem kann stromabwärts des Lichteintritts in die Messstrahl-Optik und/oder stromabwärts des Lichtaustritts aus dem Lichtleiter angeordnet sein. Das Scansystem kann stromaufwärts oder stromabwärts der Kollektoroptik angeordnet sein.

[0032] Das OCT-System kann so ausgebildet sein, dass im ersten und/oder im zweiten Zustand der Messstrahl parallel oder im Wesentlichen parallel auf das Scansystem einfällt. Der Messstrahl kann im ersten und/oder im zweiten Zustand parallel, oder im Wesentlichen parallel lichtquellenseitig auf die variable Optik einfallen. Alternativ kann der Messstrahl im ersten und/oder im zweiten Zustand lichtquellenseitig konvergent oder divergent einfallen. Das OCT-System kann so ausgebildet sein, dass der Messstrahl steuerbar wahlweise parallel, konvergent oder divergent auf die variable Optik einfällt.

[0033] Gemäss einer weiteren Ausführungsform ist eine gesamte optische Wirkung, welche der Messstrahl auf dem Weg erfährt, welcher sich beginnend von einem Ausfall von der variablen Optik bis zu einem Einfall am Objektabstand erstreckt, im ersten Zustand gleich oder im Wesentlichen gleich wie im zweiten Zustand. Unter der gesamten optischen Wirkung kann die Veränderung der Wellenfront des Messstrahls am Ende des Weges verglichen mit der Wellenfront am Beginn des Weges verstanden werden. Gemäss einer weiteren Ausführungsform ist die gesamte optische Wirkung, welche der Messstrahl auf dem Weg erfährt, welcher sich beginnend von einem Ausfall vom Objektiv bis zu einem Einfall am Objektabstand erstreckt, im ersten Zustand gleich oder im Wesentlichen gleich wie im zweiten Zustand. Gemäss einer weiteren Ausführungsform ist die gesamte optische Wirkung, welche der Messstrahl auf dem Weg erfährt, welcher sich beginnend von einem Ausfall vom Objektiv bis zu einem Einfall am Objektabstand erstreckt, im ersten und im zweiten Zustand null oder im Wesentlichen null. Gemäss einer weiteren Ausführungsform verläuft der Messstrahl im ersten und im zweiten Zustand auf dem Weg, welcher sich beginnend vom Ausfall vom Objektiv bis zum Einfall am Objektabstand erstreckt, durch Luft. Im ersten Zustand und im zweiten Zustand kann eine gesamte optische Wirkung entlang eines Weges, welcher sich beginnend vom Lichteintritt in die Messstrahl-Optik, beginnend vom Lichtaustritt aus dem Lichtleiter und/oder beginnend vom Einfall auf die Kollektoroptik bis hin zum Einfall auf die variable Optik erstreckt, im ersten Zustand gleich oder im Wesentlichen gleich sein wie im zweiten Zustand. Eine Brennweite und/oder eine Brennebenenposition einer oder beider Hauptebenen des Objektivs können im ersten Zustand gleich oder im Wesentlichen gleich sein wie im zweiten Zustand. Die kombinierte optische Wirkung aller optisch wirksamen Flächen des Objektivs, welche vom Messstrahl durchsetzt werden, können im Rahmen der paraxialen Optik beschrieben werden durch diese zwei Hauptebenen des Objektivs.

[0034] Das optische Teilsystem desjenigen optischen Weges, welcher sich beginnend von einem Ausfall von der variablen Optik bis zum Einfall auf den Objektabstand erstreckt, kann eine Hauptebene eines objektseitigen Strahlausgangs und eine Hauptebene eines lichtquellenseitigen Strahleingangs aufweisen. Die kombinierte optische Wirkung aller optisch wirksamen Flächen dieses optischen Teilsystems, welche vom Messstrahl durchsetzt werden, können im Rahmen der paraxialen Optik durch diese zwei Hauptebenen beschrieben werden. Das optische Teilsystem kann beispielsweise aus dem Umlenkelement und dem Objektiv bestehen. Im ersten und im zweiten Zustand kann die Brennweite und/oder die Brennebenen-Position der Hauptebene des objektseitigen Strahlausgangs und/oder die Brennweite und/oder die Brennebenen-Position des lichtquellenseitigen Strahleingangs einen gleichen oder im Wesentlichen gleichen Wert aufweisen. Die Brennebenen-Position kann relativ zu einem ortsfesten Bezugspunkt gemessen werden.

[0035] Ausführungsformen stellen ein System zur Untersuchung eines Auges mittels optischer Kohärenztomographie bereit. Das optische System kann ein OCT-System aufweisen, welches konfiguriert ist, einen Messstrahl zu erzeugen, welcher auf das Auge auftrifft. Das OCT-System kann ein Objektiv und eine variable Optik aufweisen. Die variable Optik kann, gesehen relativ zu einem objektgerichteten Lichtweg des Messstrahls, stromaufwärts des Objektivs angeordnet sein. Das OCT-System kann so ausgebildet sein, dass an einem gleichen Objektabstand vom Objektiv, mittels einer Ansteuerung der variablen Optik oder verursacht durch die Ansteuerung der variablen Optik, der Messstrahl wahlweise (a) im Wesentlichen parallel oder parallel einstellbar ist; oder (b) auf eine Defokussierung einstellbar ist, welche einem Abstand eines reellen oder virtuellen Fokus des Messstrahls vom Objektabstand entspricht, welcher geringer ist als 300 Millimeter. Der Objektabstand weist in der Einstellung (a) und in der Einstellung (b) einen gleichen Wert auf. Der Objektabstand kann in der Einstellung (a) und der Einstellung (b) einen Wert zwischen 50 Millimeter und 400 Millimeter aufweisen.

[0036] Dadurch wird ein optisches System bereitgestellt, durch welches es möglich ist, die Retina zu untersuchen, und zwar sowohl bei rechtsichtigen Augen, als auch bei Augen mit einer Fehlsichtigkeit. Die Fehlsichtigkeit kann eine sphärische Fehlsichtigkeit sein. Die Fehlsichtigkeit kann in Dioptrien gemessen sein. Je grösser der Betrag der Fehlsichtigkeit ist, desto geringer muss der Abstand des reellen oder virtuellen Fokus von der Position des Objektabstandes sein, um auf der Retina einen Messfokus zu erzeugen, wenn die Hornhaut des Auges am Objektabstand angeordnet ist.

[0037] Ist der Abstand des virtuellen oder reellen Fokus um 200 Millimeter grösser als der Objektabstand, so kann bei Augen mit einer Fehlsichtigkeit von +5 dpt der Messstrahl auf die Retina fokussiert werden. Ist der Abstand des virtuellen oder reellen Fokus vom Objektiv um 200 Millimeter geringer als der Objektabstand, so kann bei Augen mit einer Fehlsichtigkeit von -5 dpt der Messstrahl auf die Retina fokussiert werden. Die Position des Objektabstandes, gemessen relativ zu einem ortsfesten Bezugspunkt, kann in der Einstellung (a) und in der Einstellung (b) gleich oder im Wesentlichen gleich sein. Alternativ oder zusätzlich kann eine Position des Objektivs gemessen relativ zum ortsfesten Bezugspunkt, in der Einstellung (a) und der Einstellung (b) gleich oder im Wesentlichen gleich sein.

[0038] Gemäss einer weiteren Ausführungsform kann der Abstand des reellen oder virtuellen Fokus in der Einstellung (b) geringer sein als 200 Millimeter, oder geringer sein als 180 Millimeter, oder geringer sein als 150 Millimeter, oder geringer sein als 130 Millimeter, oder geringer sein als 100 Millimeter, oder geringer sein als 80 Millimeter, oder geringer sein als 70 Millimeter. In der Einstellung (a) und/oder in der Einstellung (b) kann der Messstrahl jeweils parallel oder im Wesentlichen parallel auf die variable Optik einfallen. Das optische System kann ein Scansystem aufweisen. Das OCT-System kann so ausgebildet sein, dass in der Einstellung (a) und/oder in der Einstellung (b) der Messstrahl parallel oder im Wesentlichen parallel auf das Scansystem einfällt.

[0039] Das optische System kann so ausgebildet sein, dass mittels der Ansteuerung der variablen Optik die Defokussierung am Objektabstand kontinuierlich und/oder diskret über einen Defokussierungsbereich verstellbar ist. Der Defokussierungsbereich kann die Einstellungen (a) und/oder (b) aufweisen. Die Ansteuerung der variablen Optik kann die diskrete und/oder die kontinuierliche Verstellung verursachen.

[0040] Die variable Optik kann so ausgebildet sein, dass ein Übergang zwischen der Einstellung (a) und der Einstellung (b) durch die Ansteuerung der variablen Optik erzeugbar ist. In anderen Worten kann die Änderung von optischen Eigenschaften weiterer Komponenten des OCT-Systems nicht erforderlich sein, um zwischen der Einstellung (a) und der Einstellung (b) zu wechseln. Gemäss einer weiteren Ausführungsform ist eine gesamte optische Wirkung, welche der Messstrahl auf dem Weg erfährt, welcher sich beginnend von einem Ausfall von der variablen Optik bis hin zu einem Einfall am Objektabstand erstreckt, in der Einstellung (a) gleich oder im Wesentlichen gleich, wie in der Einstellung (b). Gemäss einer weiteren Ausführungsform ist die gesamte optische Wirkung, welche der Messstrahl entlang des Weges, welcher sich beginnend von einem Ausfall vom Objektiv bis hin zum Einfall am Objektabstand erstreckt, in der Einstellung (a) gleich oder im Wesentlichen gleich wie in der Einstellung (b). Gemäss einer weiteren Ausführungsform ist die gesamte optische Wirkung, welche der Messstrahl auf dem Weg erfährt, welcher sich beginnend vom Ausfall vom Objektiv bis hin zum Einfall am Objektabstand erstreckt, in der Einstellung (a) und der Einstellung (b) jeweils null oder im Wesentlichen null. Gemäss einer weiteren Ausführungsform verläuft der Messstrahl in der Einstellung (a) und der Einstellung (b), beginnend vom Ausfall vom Objektiv bis hin zum Einfall am Objektabstand, durch Luft. Eine Brennweite und/oder eine Brennebenenposition einer oder beider Hauptebenen des Objektivs können in der Einstellung (a) gleich oder im Wesentlichen gleich sein wie in der Einstellung (b).

[0041] In der Einstellung (a) kann eine gesamte optische Wirkung, welche der Messstrahl auf dem Weg erfährt, welcher sich beginnend vom Lichtaustritt aus dem Lichtleiter, beginnend vom Lichteintritt in die Messstrahl-Optik und/oder beginnend vom Einfall auf die Kollektroptik bis zum Einfall auf die variable Optik erstreckt, gleich oder im Wesentlichen gleich sein wie in der Einstellung (b).

[0042] Das optische Teilsystem desjenigen optischen Weges, welcher sich beginnend von einem Ausfall von der variablen Optik bis zum Einfall auf den Objektabstand erstreckt, kann eine Hauptebene eines objektseitigen Strahlausgangs und eine Hauptebene eines lichtquellenseitigen Strahleingangs aufweisen. Die kombinierte optische Wirkung aller optisch wirkenden Flächen des optischen Teilsystems, welche vom Messstrahl durchsetzt werden, können im Rahmen der paraxialen Optik beschrieben werden durch diese zwei Hauptebenen. Das optische Teilsystem kann beispielsweise aus dem Umlenkelement und dem Objektiv bestehen. In der Einstellung (a) und der Einstellung (b) kann die Brennweite und/oder die Brennebenen-Position der Hauptebene des objektseitigen Strahlausgangs und/oder die Hauptebene und/oder die Brennebenen-Position des lichtquellenseitigen Strahleingangs einen gleichen oder im Wesentlichen gleichen Wert aufweisen.

[0043] Gemäss einer weiteren Ausführungsform ist mittels der Ansteuerung der variablen Optik die Defokussierung am Objektabstand ferner wahlweise so einstellbar, dass der Abstand des reellen oder virtuellen Fokus vom Objektiv zwischen 50 Millimeter und 150 Millimeter grösser ist als der Objektabstand, oder zwischen 25 Millimeter und 150 Millimeter grösser als der Objektabstand, oder zwischen 20 Millimeter und 150 Millimeter grösser als der Objektabstand.

[0044] Die Ansteuerung der variablen Optik kann den Abstand des reellen oder virtuellen Fokus verursachen. Der Abstand des reellen oder virtuellen Fokus vom Objektiv kann entlang der optischen Achse des Objektivs und/oder relativ zu einem objektseitigen Scheitelpunkt des Objektivs gemessen sein.

[0045] Ausführungsformen stellen ein optisches System zur Untersuchung eines Auges bereit. Das System kann ein OCT-System aufweisen. Das OCT-System kann konfiguriert sein, einen Messstrahl zu erzeugen, welcher auf das Auge auftrifft. Das OCT-System kann ein Objektiv aufweisen, eine variable Optik und eine Kollektroptik. Die variable Optik kann im Messstrahl zwischen dem Objektiv und der Kollektroptik angeordnet sein. Die Kollektroptik kann eine steuerbar veränderbare Brennweite aufweisen. Mittels der steuerbar veränderbaren Brennweite oder verursacht durch die steuerbar veränderbare Brennweite kann ein Durchmesser eines Abschnitts des Messstrahls, welcher von der Kollektroptik ausfällt, veränderbar sein. Der Abschnitt des Messstrahls kann vor und nach der Veränderung des Durchmessers parallel oder im Wesentlichen parallel sein. Das OCT-System kann so ausgebildet sein, dass mittels einer Ansteuerung der variablen Optik oder verursacht durch die Ansteuerung der variablen Optik eine Defokussierung des Messstrahls an einem gleichen Objektstand vom Objektiv steuerbar einstellbar ist. Der Objektstand kann einen Wert zwischen 50 und 400 Millimeter aufweisen.

[0046] Die Defokussierung kann gemessen werden als ein Abstand eines reellen oder virtuellen Fokus des Messstrahls von einer Position des Objektstandes. In anderen Worten ist mittels der Ansteuerung der variablen Optik oder verursacht durch die Ansteuerung der variablen Optik der Abstand des reellen oder virtuellen Fokus des Messstrahls von der Position des Objektstandes steuerbar einstellbar.

[0047] Ein Verhältnis eines Maximalwertes (δ_{\max}) des Durchmessers des Abschnitts des Messstrahls, welcher von der Kollektroptik ausfällt, zu einem Minimalwert (δ_{\min}) des Durchmessers (also der Wert $\delta_{\max}/\delta_{\min}$), wobei die Durchmesser mittels oder verursacht durch eine Ansteuerung der Kollektroptik einstellbar sind, kann grösser sein als 1,5, grösser sein als 1,7, oder grösser sein als 1,8, oder grösser sein als 2 oder grösser sein als 3 oder grösser sein als 3,5. Das Verhältnis kann geringer sein als 10 oder geringer sein als 20 oder geringer sein als 30.

[0048] Die Kollektroptik kann eine Hauptebeine eines lichtquellenseitigen Strahleingangs und eine Hauptebeine eines objektseitigen Strahlausgangs aufweisen. Die kombinierte optische Wirkung aller optisch wirksamen Flächen der Kollektroptik, welche vom Messstrahl durchsetzt werden, können im Rahmen der paraxialen Optik beschrieben werden durch diese zwei Hauptebeinen. Die Kollektroptik kann so konfiguriert sein, dass vor und nach der steuerbaren Veränderung der Brennweite eine Position einer Brennebene der Hauptebeine des lichtquellenseitigen Strahleingangs gleich oder im Wesentlichen gleich ist. An der Position der Brennebene kann ein Lichteintritt in die OCT-Messstrahl-optik angeordnet sein. An der Position der Brennebene kann ein Lichtaustritt eines Lichtleiters des OCT-Systems angeordnet sein.

[0049] Gemäss einer weiteren Ausführungsform weist das OCT-System ein Scansystem auf, welches sich im Messstrahl zwischen der Kollektroptik und der variablen Optik befindet. Das OCT-System kann so konfiguriert sein, dass ein Abschnitt des Messstrahls, welcher auf das Scansystem eintrifft, parallel oder im Wesentlichen parallel ist oder parallel oder im Wesentlichen parallel einstellbar ist. Der auf das Scansystem eintreffende Abschnitt des Messstrahls kann parallel oder im Wesentlichen parallel sein für die unterschiedlichen Einstellungen der Defokussierung am Objektstand, welche mittels oder verursacht durch die Ansteuerung der variablen Optik einstellbar sind.

[0050] Gemäss einer weiteren Ausführungsform weist die Kollektroptik eine erste bewegbare optische Einheit auf, welche eine negative Brechkraft aufweist.

[0051] Im Rahmen der vorliegenden Offenbarung kann der Ausdruck Brechkraft eine sphärische Brechkraft bezeichnen. Zusätzlich zur sphärischen Brechkraft kann eine oder keine zylindrische Brechkraft vorhanden sein. Die Brechkraft kann eine lokale Brechkraft oder eine nichtlokale Brechkraft sein. Die Brechkraft kann mittels rotationssymmetrischer sphärischer und/oder rotationssymmetrischer asphärischer optisch wirksamer Flächen erzeugt sein. Die optisch wirksamen Flächen, welche die Brechkraft erzeugen, können eine oder mehrere optisch wirksame Flächen aufweisen, welche eine zylindrische Brechkraft aufweisen. Die optisch wirksamen Flächen, welche die Brechkraft erzeugen, können frei von einer zylindrischen Brechkraft und/oder frei von asphärischen Flächen sein. Ferner werden im Rahmen der vorliegenden Offenbarung die Bezeichnungen erste, zweite, dritte, und vierte optische Einheit oder bewegbare optische Einheit verwendet, um die Einheiten voneinander zu unterscheiden. Daher gibt die Bezeichnung «dritte optische Einheit» beispielsweise nicht an, dass eine erste und eine zweite optische Einheit vorhanden sein müssen.

[0052] Im Rahmen der vorliegenden Offenbarung kann eine bewegbare optische Einheit definiert werden als eine Komponente, bei welcher alle optisch wirksamen Flächen der Komponente gemeinsam als Einheit bewegt werden unter Beibehaltung ihrer Anordnung relativ zueinander. In anderen Worten führen die optisch wirksamen Flächen der bewegbaren Einheit bei der gemeinsamen Bewegung keine Relativbewegung relativ zueinander aus.

[0053] Eine oder mehrere der bewegbaren optischen Einheiten können so konfiguriert sein, dass sie eine Bewegung entlang und/oder schräg zu einer optischen Achse der Kollektroptik ausführen. Beispielsweise kann die Kollektroptik eine oder mehrere Alvarez-Linsen aufweisen. Alternativ oder zusätzlich können eine oder mehrere der bewegbaren optischen Einheiten so konfiguriert sein, dass sie in den Messstrahl wahlweise einbringbar und entfernbar sind.

[0054] Alternativ oder zusätzlich kann die Kollektroptik eine oder mehrere optische Einheiten aufweisen, welche eine steuerbar veränderbare Form einer refraktiven oder reflektiven Fläche und/oder einen steuerbar veränderbaren Brechungsindex aufweisen. Eine optische Einheit kann beispielsweise eine oder eine Kombination aus einer Linse, ein Kittglied und ein Spiegel sein. Beispielsweise kann die Kollektroptik eine oder mehrere Flüssiglinsen aufweisen.

[0055] Gemäss einer weiteren Ausführungsform weist die Kollektoroptik eine zweite bewegbare optische Einheit auf. Die zweite bewegbare optische Einheit kann eine positive Brechkraft aufweisen. Der Messstrahl kann im objektgerichteten Lichtweg durch die zweite bewegbare optische Einheit die Kollektoroptik verlassen. In anderen Worten kann die zweite bewegbare optische Einheit eine optisch wirksame Austrittsfläche aufweisen, durch welche der Messstrahl im objektgerichteten Lichtweg aus der Kollektoroptik austritt.

[0056] Gemäss einer weiteren Ausführungsform weist die Kollektoroptik eine erste und eine zweite bewegbare optische Einheit auf. Die erste bewegbare optische Einheit kann eine negative Brechkraft aufweisen und die zweite bewegbare optische Einheit kann eine positive Brechkraft aufweisen. Gesehen entlang eines objektgerichteten Lichtweges des Messstrahls kann die zweite bewegbare optische Einheit stromabwärts der ersten bewegbaren optischen Einheit angeordnet sein.

[0057] Gemäss einer weiteren Ausführungsform weist die Kollektoroptik eine dritte optische Einheit auf. Die dritte optische Einheit kann, gesehen relativ zu einem objektgerichteten Lichtweg des Messstrahls, stromaufwärts einer ersten bewegbaren optischen Einheit der Kollektoroptik angeordnet sein. Die erste bewegbare optische Einheit kann eine negative Brechkraft aufweisen. Alternativ oder zusätzlich kann die dritte optische Einheit stromaufwärts einer zweiten bewegbaren optischen Einheit der Kollektoroptik angeordnet sein. Die zweite bewegbare optische Einheit kann eine positive Brechkraft aufweisen. Alternativ oder zusätzlich kann die dritte optische Einheit zwischen der ersten bewegbaren optischen Einheit und einer vierten optischen Einheit angeordnet sein. Alternativ oder zusätzlich kann die dritte optische Einheit zwischen der zweiten bewegbaren optischen Einheit und der vierten optischen Einheit angeordnet sein. Alternativ oder zusätzlich kann die dritte optische Einheit eine positive Brechkraft aufweisen.

[0058] Gemäss einer weiteren Ausführungsform weist die Kollektoroptik eine vierte optische Einheit auf. Die vierte optische Einheit kann, gesehen relativ zu einem objektgerichteten Lichtweg des Messstrahls, stromaufwärts einer ersten bewegbaren optischen Einheit der Kollektoroptik angeordnet sein. Die erste bewegbare optische Einheit kann eine negative Brechkraft aufweisen. Alternativ oder zusätzlich kann die vierte optische Einheit stromaufwärts einer zweiten bewegbaren optischen Einheit der Kollektoroptik angeordnet sein. Die zweite bewegbare optische Einheit kann eine positive Brechkraft aufweisen. Alternativ oder zusätzlich kann die vierte optische Einheit stromaufwärts einer dritten optischen Einheit der Kollektoroptik angeordnet sein. Die dritte optische Einheit kann eine positive Brechkraft aufweisen. Alternativ oder zusätzlich kann ein Abschnitt des Messstrahls, welcher im objektgerichteten Lichtweg von der vierten optischen Einheit ausfällt, parallel oder im Wesentlichen parallel sein. Alternativ oder zusätzlich kann die vierte optische Einheit eine positive Brechkraft aufweisen. Alternativ oder zusätzlich kann der Messstrahl im objektgerichteten Lichtweg durch die vierte optische Einheit in die Kollektoroptik eintreten. In anderen Worten kann die vierte optische Einheit eine optisch wirksame Eintrittsfläche aufweisen, durch welche der Messstrahl, im objektgerichteten Lichtweg, in die Kollektoroptik eintritt. Alle refraktiven Flächen der Kollektoroptik, welche vom Messstrahl durchsetzt werden, können durch die Flächen der ersten bewegbaren optischen Einheit, der zweiten bewegbaren optischen Einheit, der dritten und der vierten optischen Einheit repräsentiert sein.

[0059] Ausführungsformen stellen ein optisches System zur Untersuchung eines Auges bereit. Das System kann ein OCT-System aufweisen, welches konfiguriert ist, einen Messstrahl zu erzeugen, welcher auf das Auge auftrifft. Das OCT-System kann ein Objektiv und eine variable Optik aufweisen. Die variable Optik kann, gesehen relativ zu einem objektgerichteten Lichtweg des Messstrahls, stromaufwärts des Objektivs angeordnet sein. Die variable Optik kann eine erste optische Komponente aufweisen. Die erste optische Komponente kann eine optisch wirksame Eintrittsfläche aufweisen, durch welche der Messstrahl, im objektgerichteten Lichtweg, in die variable Optik eintritt. Die erste optische Komponente kann eine Brennebene einer Hauptebe eines objektseitigen Strahlausgangs der ersten optischen Komponente aufweisen. Die variable Optik kann eine erste Konfiguration aufweisen und/oder steuerbar in eine erste Konfiguration konfigurierbar sein, wobei in der ersten Konfiguration sich eine Position der Brennebene der ersten optischen Komponente innerhalb der variablen Optik befindet. Alternativ oder zusätzlich kann die variable Optik steuerbar in eine zweite Konfiguration konfigurierbar sein. In der zweiten Konfiguration kann sich die Position der Brennebene der ersten optischen Komponente ausserhalb der variablen Optik befinden. Die erste optische Komponente kann eine steuerbar veränderbare Brennweite aufweisen. Mittels oder verursacht durch die steuerbar veränderbare Brennweite kann die variable Optik zwischen der ersten und der zweiten Konfiguration umschaltbar sein. Die steuerbar veränderbare Brennweite kann eine Brennweite einer Hauptebe eines objektseitigen Strahlausgangs der ersten optischen Komponente sein. Alternativ oder zusätzlich kann mittels oder verursacht durch die steuerbare veränderbare Brennweite der ersten Komponente für eine Hauptebe eines objektseitigen Strahlausgangs der variablen Optik eine Vielzahl unterschiedlicher Brennebenen-Positionen einstellbar sein. Alternativ oder zusätzlich kann mittels oder verursacht durch die steuerbar veränderbare Brennweite der ersten Komponente eine Defokussierung des Messstrahls am Objektstand einstellbar sein. Alternativ oder zusätzlich kann mittels oder verursacht durch die steuerbar veränderbare Brennweite der ersten Komponente das optische System zwischen dem ersten und dem zweiten Zustand umschaltbar sein. In der ersten Konfiguration der variablen Optik, in der zweiten Konfiguration der variablen Optik, im ersten Zustand des optischen Systems und/oder im zweiten Zustand des optischen Systems kann der Messstrahl parallel oder im Wesentlichen parallel auf die variable Optik eintreffen.

[0060] Die erste optische Komponente kann eine Hauptebe eines objektseitigen Strahlausgangs und eine Hauptebe eines lichtquellenseitigen Strahleingangs aufweisen. Die kombinierte optische Wirkung aller optisch wirksamen Flächen der ersten optischen Komponente, welche vom Messstrahl durchsetzt werden, können im Rahmen der paraxialen Optik

beschrieben werden durch diese zwei Hauptebenen. Die Brennebenen-Position und/oder die Brennweite einer Hauptebene des objektseitigen Strahlausgangs der ersten optischen Komponente können steuerbar variabel sein.

[0061] Die optisch wirksame Eintrittsfläche kann beispielsweise die Oberfläche einer Linse, eines Kittgliedes oder eines Spiegels sein. In anderen Worten, weist die erste optische Komponente eine optisch wirksame Fläche auf, durch welche der Messstrahl im objektgerichteten Lichtweg in die variable Optik eintritt. Optisch wirksame Flächen können beispielsweise refraktive oder reflektive Flächen sein.

[0062] In der ersten Konfiguration ist die Brennebenen-Position der ersten optischen Komponente innerhalb der variablen Optik angeordnet. Die Brennebenen-Position kann eine Position eines reellen Fokus sein, welcher erzeugt wird, wenn ein paralleler Strahl auf die variable Optik einfällt. Der reelle Fokus kann zwischen zwei optischen Elementen oder innerhalb eines optischen Elements angeordnet sein.

[0063] Der Ausdruck «innerhalb der variablen Optik» kann so definiert sein, dass die Brennebenen-Position auf der optischen Achse zwischen einem Scheitelpunkt der optisch wirksamen Eintrittsfläche und einem Scheitelpunkt einer optisch wirksamen Austrittsfläche der variablen Optik angeordnet ist. Die optisch wirksame Eintrittsfläche und Austrittsfläche können relativ zum objektgerichteten Lichtweg definiert sein. Der Messstrahl kann im objektgerichteten Lichtweg durch die optisch wirksame Austrittsfläche aus der variablen Optik austreten. In der ersten Konfiguration kann der Messstrahl einen reellen Fokus innerhalb der variablen Optik bilden. Der reelle Fokus des Messstrahls kann zwischen zwei optischen Elementen oder innerhalb eines optischen Elements angeordnet sein. Ein optisches Element kann beispielsweise eine Linse oder ein Kittglied sein.

[0064] In der zweiten Konfiguration ist die Brennebenenposition der objektseitigen Hauptebene der ersten optischen Komponente ausserhalb der variablen Optik angeordnet. Gemäss einer Ausführungsform befindet sich in der zweiten Konfiguration die Brennebene der ersten optischen Komponente auf der Objektseite der variablen Optik. Die zweite Konfiguration der variablen Optik kann so ausgebildet sein, dass bei einem einfallenden parallelen Strahl oder bei einem einfallenden parallelen Strahlenbündel dieser Strahl oder dieses Strahlenbündel die variable Optik durchlaufen, ohne einen reellen Fokus innerhalb der variablen Optik zu bilden. Der Messstrahl muss in der zweiten Konfiguration nicht notwendigerweise parallel auf die variable Optik einfallen.

[0065] Die erste optische Komponente kann aus einer oder aus mehreren optisch wirksamen Flächen bestehen. Insbesondere kann die erste optische Komponente aus einer oder mehreren Linsen und/oder Kittgliedern bestehen. Die erste optische Komponente kann eine erste und/oder eine zweite bewegbare optische Einheit aufweisen. Die erste bewegbare optische Einheit kann eine negative Brechkraft aufweisen. Die zweite bewegbare optische Einheit kann eine positive Brechkraft aufweisen. Die zweite bewegbare optische Einheit kann, gesehen relativ zum objektgerichteten Lichtweg des Messstrahls, stromaufwärts der ersten bewegbaren optischen Einheit angeordnet sein.

[0066] Gemäss einer Ausführungsform ist im ersten Zustand des optischen Systems die variable Optik in der ersten Konfiguration. Gemäss einer weiteren Ausführungsform ist im zweiten Zustand des optischen Systems die variable Optik in der zweiten Konfiguration.

[0067] Ein Übergang von der ersten Konfiguration der variablen Optik zur zweiten Konfiguration der variablen Optik kann ein steuerbares Verändern der veränderbaren Brennweite der ersten Komponente umfassen. Alternativ oder zusätzlich kann ein Übergang vom ersten Zustand des optischen Systems zum zweiten Zustand des optischen Systems ein steuerbares Verändern der veränderbaren Brennweite der ersten Komponente umfassen. Die steuerbar veränderbare Brennweite kann die Brennweite einer Hauptebene eines objektseitigen Strahlausgangs der ersten Komponente sein. Gemäss einer weiteren Ausführungsform ist die veränderbare Brennweite der ersten Komponente in der zweiten Konfiguration grösser, oder grösser als ein 1,5faches, oder grösser als ein Zweifaches oder grösser als ein 2,5faches oder grösser als ein Dreifaches als in der ersten Konfiguration.

[0068] Gemäss einer Ausführungsform ist in der ersten Konfiguration die variable Optik ein afokales oder ein im Wesentlichen afokales System.

[0069] Gemäss einer weiteren Ausführungsform weist die variable Optik eine zweite optische Komponente auf. Die zweite optische Komponente kann, relativ zu einem objektgerichteten Lichtweg des Lichtstrahls, stromabwärts der ersten optischen Komponente angeordnet sein. Die zweite optische Komponente kann eine positive Brechkraft aufweisen. Die zweite optische Komponente kann so ausgebildet sein, dass sie in der ersten Konfiguration einen Punkt an der Brennebenen-Position der Brennebene der ersten optischen Komponente objektseitig nach unendlich oder nach im Wesentlichen unendlich abbildet. Die zweite optische Komponente kann, gesehen relativ zum objektgerichteten Lichtweg, die optisch wirksame Austrittsfläche der variablen Optik aufweisen. In anderen Worten kann der Messstrahl im objektgerichteten Lichtweg durch die optisch wirksame Austrittsfläche die variable Optik verlassen.

[0070] Gemäss einer Ausführungsform ist in der ersten Konfiguration eine Brennweite einer Hauptebene eines lichtquellenseitigen Strahleingangs der zweiten optischen Komponente grösser oder grösser als ein 1,5faches, oder grösser als ein 2faches, oder grösser sein als ein 2,5faches, oder grösser sein als ein 3faches, oder als ein Vierfaches der Brennweite der Hauptebene des objektseitigen Strahlausgangs der ersten optischen Komponente.

[0071] Die zweite optische Komponente, kann eine Hauptebene eines objektseitigen Strahlausgangs und eine Hauptebene eines lichtquellenseitigen Strahleingangs aufweisen. Die kombinierte optische Wirkung aller optisch wirksamen

Flächen der zweiten optischen Komponente, welche vom Messstrahl durchsetzt werden, können im Rahmen der paraxialen Optik beschrieben werden durch diese zwei Hauptebenen.

[0072] Gemäss einer weiteren Ausführungsform weist das optische System eine Fixierlicheinrichtung auf. Die Fixierlicheinrichtung kann zur Erzeugung eines Fixierpunktes für ein Auge konfiguriert sein, wobei das Auge, insbesondere eine Hornhaut des Auges, an der Position des Objektabstandes vom Objektiv angeordnet ist. Der Objektabstand kann einen Wert zwischen 50 Millimeter und 400 Millimeter aufweisen.

[0073] Ein Fixierpunkt kann definiert werden als ein Objektpunkt, welcher durch das Auge anblickbar ist. Durch das Anblicken wird der Fixierpunkt zentral fixiert. Durch die zentrale Fixierung wird ein Bild des Fixierpunktes in der Foveolamitte erzeugt. Das Erzeugen des Fixierpunktes kann ein Erzeugen eines reellen oder virtuellen Bildes umfassen. Das reelle oder virtuelle Bild kann den Fixierpunkt definieren oder enthalten.

[0074] Gemäss einer weiteren Ausführungsform ist die Fixierlicheinrichtung ausgebildet, ein Fixierlicht zu erzeugen, welches an der Position des Objektabstandes einfällt. Das Fixierlicht kann an der Position des Objektabstandes defokussiert sein. Die Defokussierung des Fixierlichtes kann einem Abstand einer reellen oder virtuellen Bildebene von der Position des Objektabstandes entsprechen, welcher grösser ist als 100 Millimeter oder grösser ist als 200 Millimeter oder grösser ist als 300 Millimeter. Das reelle oder virtuelle Bild und/oder der reelle oder virtuelle Fixierpunkt können sich in der Bildebene befinden. Das Fixierlicht kann das Objektiv und/oder die variable Optik durchsetzen.

[0075] Das optische System kann so konfiguriert sein, dass bei einer Scaneinstellung des Scansystems eine Achse eines Abschnitts des Messstrahls, welcher am Objektabstand einfällt, parallel oder im Wesentlichen parallel zur Sehachse des Auges verläuft, wobei das Auge sich am Objektabstand befindet und den Fixierpunkt zentral fixiert.

[0076] Die Sehachse kann definiert sein als die Verbindungsgerade zwischen dem Fixierpunkt und dem Bildpunkt des Fixierpunktes auf der Retina, wobei der Fixierpunkt durch das Auge zentral fixiert wird. Der Bildpunkt befindet sich dann in der Foveolamitte. Alternativ oder zusätzlich kann die Sehachse definiert oder im Wesentlichen definiert sein durch eine Richtung von Lichtstrahlen des Fixierlichtes am Objektabstand, also an einer Position, an welcher die Lichtstrahlen auf die Hornhaut des Auges auftreffen.

[0077] Gemäss einer weiteren Ausführungsform weist das optische System ein Mikroskopiesystem auf, welches konfiguriert ist, einen Beobachtungskanal zu erzeugen. Mit Hilfe des Beobachtungskanals kann ein Bild in einer Bildebene erzeugbar sein von einem Objektbereich des Auges, welcher in einer Objektebene angeordnet ist. Der Beobachtungskanal kann das Objektiv durchsetzen. Die Objektebene kann sich an der Position des Objektabstandes befinden. Die Objektebene kann zur Bildebene optisch konjugiert sein. Die Objektebene kann eine Brennebene des Objektivs sein. Das optische System kann so ausgebildet sein, dass Strahlenbündel des Beobachtungskanals, welche von einem Punkt in der Objektebene ausgehen, durch das Objektiv nach unendlich oder im Wesentlichen nach unendlich abgebildet werden. In anderen Worten können die Strahlenbündel parallel oder im Wesentlichen parallel stromabwärts des Objektivs sein. Die variable Optik kann frei von Lichtstrahlen sein, welche zur Erzeugung eines Bildes in einer Bildebene vom Objektbereich in der Objektebene verwendet werden. Insbesondere kann die variable Optik ausserhalb eines linken und eines rechten stereoskopischen Beobachtungskanals des Mikroskopiesystems angeordnet sein. Insbesondere kann die variable Optik lediglich vom Messstrahl und/oder von Lichtstrahlen eines Fixierlichtes durchsetzt sein.

[0078] Da die Objektebene am Objektabstand angeordnet ist, und mittels der variablen Optik verschiedene Defokussierungen am Objektabstand einstellbar sind, kann ein Chirurg den Vorderabschnitt des Auges kontinuierlich mit dem Mikroskop beobachten, während mit dem OCT-System Gewebestrukturen sowohl im Vorderabschnitt des Auges als auch im Hinterabschnitt des Auges untersuchbar sind. Insbesondere kann durch das OCT-System die axiale Länge des Auges vermessen werden, während Bereiche des Vorderabschnitts kontinuierlich durch das Mikroskopiesystem abbildbar sind. Es hat sich gezeigt, dass dies insbesondere bei der Durchführung von Kataraktoperationen vorteilhaft ist.

[0079] Das Mikroskopiesystem kann ein monoskopisches Mikroskopiesystem oder ein stereoskopisches Mikroskopiesystem sein. Das stereoskopische Mikroskopiesystem kann einen linken und einen rechten Beobachtungskanal aufweisen. Mittels des linken und des rechten Beobachtungskanals kann eine stereoskopische Abbildung des Objektbereiches erzeugbar sein, welcher in der Objektebene angeordnet ist. Die stereoskopische Abbildung kann zwei stereoskopische Teilbilder aufweisen. Jedes der stereoskopischen Teilbilder kann ein Bild vom Objektbereich in einer Bildebene sein. Das Objektiv kann vom linken und vom rechten Beobachtungskanal durchsetzt sein.

[0080] Gemäss einer Ausführungsform können mittels oder verursacht durch die Ansteuerung der variablen Optik für eine Hauptebene eines objektseitigen Strahlausgangs der variablen Optik eine Vielzahl unterschiedlicher Brennebenen-Positionen steuerbar einstellbar sein. Mittels oder verursacht durch die unterschiedlichen Brennebenen-Positionen ist der Messfokus zwischen der Hornhaut und der Retina des Auges verstellbar.

[0081] Die variable Optik kann eine Hauptebene eines objektseitigen Strahlausgangs und eine Hauptebene eines lichtquellenseitigen Strahleingangs aufweisen. Den Hauptebenen kann jeweils eine Brennebene zugeordnet sein. Die zwei Hauptebenen können die optische Wirkung repräsentieren, durch welche der Abschnitt des Messstrahls, welcher auf die variable Optik einfällt, umgeformt wird in den Abschnitt des Messstrahls, welcher von der variablen Optik ausfällt. Die Hauptebenen der variablen Optik sowie deren jeweilige Brennweite können zusammen alle optisch wirksamen Flächen der variablen Optik repräsentieren, welche vom Messstrahl durchsetzt werden. In anderen Worten kann die optische Wir-

kung aller optisch wirksamen Flächen der variablen Optik, welche vom Messstrahl durchsetzt werden, im Rahmen der paraxialen Optik beschrieben werden durch die zwei Hauptebenen und ihre jeweiligen Brennweiten.

[0082] Die Brennebene einer Hauptebene kann definiert werden als eine Ebene senkrecht zur optischen Achse, welche den Brennpunkt dieser Hauptebene enthält. Die Brennebene kann eine reelle oder eine virtuelle Brennebene sein. Eine virtuelle Brennebene kann als eine Ebene definiert werden, welche einen virtuellen Brennpunkt enthält.

[0083] Ein lichtquellenseitig auf die variable Optik einfallendes paralleles Strahlenbündel kann durch die variable Optik so in ein von der variablen Optik ausfallendes Strahlenbündel umgeformt werden, dass das ausfallende Strahlenbündel einen reellen oder virtuellen Fokus in einer Brennebene der Hauptebene des objektseitigen Strahlausgangs aufweist. Entsprechend kann ein lichtquellenseitig einfallendes Strahlenbündel, welches einen virtuellen oder reellen Fokus in einer Brennebene der Hauptebene des lichtquellenseitigen Strahleingangs aufweist, durch die variable Optik in ein paralleles Strahlenbündel umgeformt werden, welches objektseitig von der variablen Optik ausfällt.

[0084] Die Brennebenen-Position kann eine axiale Position der Brennebene sein, gemessen relativ zur optischen Achse. Die Brennebenen-Position kann relativ zu einem ortsfesten Bezugspunkt gemessen sein. Die Position der Hauptebene kann sich verändern, ohne dass sich die Brennebenen-Position verändert. Dadurch ist es auch möglich, dass sich die Brennweite der Hauptebene ändert, ohne dass sich die Brennebenen-Position verändert.

[0085] Eine axiale Position eines Messfokus des Messstrahls, gemessen relativ zur Strahlachse des Messstrahls, kann abhängig sein von der Brennebenen-Position für die Hauptebene des objektseitigen Strahls ausgangs der variablen Optik. Diese Brennebene kann durch einen Teil der Messstrahl-Optik und/oder durch optisch wirksame Bestandteile des Auges abgebildet werden in eine Ebene, in welcher der Messfokus, insbesondere die Strahltaille, angeordnet ist. Die optisch wirksamen Bestandteile können die Hornhaut und/oder die natürliche Linse des Auges aufweisen. Mittels der steuerbaren Einstellung der Brennebenen-Position der Hauptebene des objektseitigen Strahlausgangs der variablen Optik oder verursacht durch die steuerbare Einstellung der Brennebenen-Position kann die Defokussierung des Messstrahls am Objektstand, insbesondere der Abstand des reellen oder virtuellen Fokus vom Objektstand, steuerbar einstellbar sein, welcher die Defokussierung repräsentiert. Alternativ oder zusätzlich kann dadurch der Messfokus am Objektstand positionierbar sein. Insbesondere kann die Ansteuerung der variablen Optik zur wahlweisen Einstellung des ersten Zustandes des zweiten Zustandes, der Einstellung (a), der Einstellung (b) und/oder unterschiedlicher Defokussierungen am Objektstand die steuerbare Einstellung der Brennebenen-Position umfassen.

[0086] Gemäss einer weiteren Ausführungsform kann das optische System so konfiguriert sein, dass eine Brennweite einer Hauptebene eines objektseitigen Strahlausgangs der variablen Optik auf unterschiedliche Werte steuerbar einstellbar ist. Bei jedem der Werte der Brennweite kann eine Brennebenen-Position der Hauptebene gleich oder im Wesentlichen gleich sein. Die variable Optik kann als variabler Strahlaufweiter konfiguriert sein.

[0087] Bei einer gleichen oder im Wesentlichen gleichen Brennebenen-Position der Hauptebene des objektseitigen Strahlausgangs kann ein geringerer absoluter Wert (d.h. ein geringerer Betrag) der Brennweite bewirken, dass sich der Öffnungswinkel des objektseitig von der variablen Optik austretenden Messstrahls vergrössert. Dies kann zur Folge haben, dass der Messstrahl am Messfokus eine grössere numerische Apertur aufweist. Die grössere numerische Apertur kann wiederum zur Folge haben, dass der Durchmesser der Strahltaille im Messfokus abnimmt. Mit einem geringeren Durchmesser der Strahltaille ist es möglich, OCT-Daten mit einer höheren lateralen Auflösung zu erfassen. Die laterale Auflösung kann die Auflösung in einer Ebene senkrecht zur Achse des Messstrahls sein.

[0088] Gemäss einer weiteren Ausführungsform kann die variable Optik in eine Vielzahl afokaler oder Wesentlichen afokaler Konfigurationen steuerbar einstellbar sein. Die afokalen Konfigurationen können unterschiedliche Werte einer afokalen Strahlaufweitung aufweisen.

[0089] Die afokale Strahlaufweitung kann bezogen sein auf einen objektgerichteten Lichtweg. In anderen Worten kann die afokale Strahlaufweitung definiert sein als ein Verhältnis eines Durchmessers eines von der variablen Optik objektseitig ausfallenden parallelen Strahlenbündels (D) zu einem Durchmesser eines zur variablen Optik lichtquellenseitig einfallenden parallelen Strahlenbündels (d). Das heisst, die afokale Strahlaufweitung kann sich zu D/d berechnen.

[0090] Das optische System kann so ausgebildet sein, dass die afokale Strahlaufweitung über einen Einstellbereich kontinuierlich und/oder diskret einstellbar ist, welcher Werte aufweist, welche geringer sind als 4 und grösser sind als 4,5. Alternativ kann der Einstellbereich Werte aufweisen, welche geringer sind als 3 und grösser sind als 4,5. Alternativ kann der Einstellbereich Werte aufweisen, welche geringer sind als 2,5 und grösser sind als 4,5. Alternativ kann der Einstellbereich Werte aufweisen, welche geringer sind als 2 und grösser sind als 5. Alternativ kann der Einstellbereich Werte aufweisen, welche geringer sind als 6 und grösser sind als 7. Alternativ kann der Einstellbereich Werte aufweisen, welche geringer sind als 5 und grösser sind als 8. Alternativ kann der Einstellbereich Werte aufweisen, welche geringer sind als 4,5 und grösser sind als 9.

[0091] Das optische System kann so konfiguriert sein, dass mittels oder verursacht durch die Ansteuerung der variablen Optik eine numerische Apertur des auf den Messfokus zulaufenden Abschnitts des Messstrahls über einen Einstellbereich kontinuierlich und/oder diskret einstellbar ist, welcher Werte geringer oder gleich 0,02 aufweist und Werte grösser oder gleich 0,03 aufweist. Alternativ kann der Einstellbereich Werte geringer oder gleich 0,01 aufweisen und Werte grösser

oder gleich 0,04 aufweisen. Alternativ kann der Einstellbereich Werte geringer oder gleich 0,005 aufweisen und Werte grösser oder gleich 0,08 aufweisen.

[0092] Ein Verhältnis eines Maximalwertes (α_{\max}) der numerischen Apertur, zu einem Minimalwert (α_{\min}) der numerischen Apertur (also der Wert $\alpha_{\max}/\alpha_{\min}$), welcher mittels oder verursacht durch eine Ansteuerung der variablen Optik einstellbar ist, kann grösser sein als 1,5, grösser sein als 1,7 oder grösser sein als 1,8 oder grösser sein als 2 oder grösser sein als 4. Das Verhältnis kann geringer sein als 10 oder geringer sein als 20 oder geringer sein als 30.

[0093] Gemäss einer weiteren Ausführungsform ist das optische System so konfiguriert oder konfigurierbar, dass der Messstrahl als paralleler oder im Wesentlichen paralleler Strahl auf die variable Optik einfällt.

[0094] Gemäss einer Ausführungsform weist die variable Optik eine erste bewegbare optische Einheit auf. Die erste bewegbare optische Einheit kann eine negative Brechkraft aufweisen.

[0095] Jede der bewegbaren optischen Einheiten der variablen Optik kann so konfiguriert sein, dass sie eine Bewegung entlang und/oder schräg zu einer optischen Achse der variablen Optik ausführt. Beispielsweise kann die variable Optik eine oder mehrere Alvarez-Linsen aufweisen. Alternativ oder zusätzlich können eine oder mehrere der bewegbaren optischen Einheiten so konfiguriert sein, dass sie in den Messstrahl wahlweise einbringbar und entfernbar sind. Die bewegbaren optischen Einheiten können jeweils bewegbar sein abhängig von Steuersignalen einer Steuerung. Jede der bewegbaren optischen Einheiten kann mit einem oder mehreren Aktuatoren antriebsverbunden sein. Das optische System kann eine Steuerung aufweisen, welche mit den Aktuatoren in Signalverbindung steht. Abhängig von Steuersignalen, welche von der Steuerung an den einen oder an die mehreren Aktuatoren übermittelt werden, können die bewegbaren optischen Einheiten bewegbar sein.

[0096] Eine Bewegung der bewegbaren optischen Einheiten kann insbesondere erfolgen (a) bei der Einstellung der unterschiedlichen Brennebenen-Positionen der Hauptebene des objektseitigen Strahlausgangs der variablen Optik, (b) bei der Einstellung der Brennweite dieser Hauptebene und/oder (c) bei der Einstellung der variablen Optik in eine der afokalen Konfigurationen. Hierbei können mehrere bewegbare optische Einheiten eine Relativbewegung relativ zueinander ausführen.

[0097] Alternativ oder zusätzlich kann die variable Optik eine oder mehrere optische Einheiten aufweisen, welche eine steuerbar veränderbare Form einer refraktiven oder reflektiven Fläche und/oder einen steuerbar veränderbaren Brechungsindex aufweisen. Eine optische Einheit kann beispielsweise eine oder eine Kombination aus einer Linse, ein Kittglied und ein Spiegel sein. Beispielsweise kann die variable Optik eine oder mehrere Flüssiglinsen aufweisen.

[0098] Gemäss einer weiteren Ausführungsform weist die variable Optik eine erste und eine zweite bewegbare optische Einheit auf. Die erste und die zweite bewegbare optische Einheit können steuerbar relativ zueinander bewegbar sein.

[0099] Gemäss einer weiteren Ausführungsform weist die erste bewegbare optische Einheit eine negative Brechkraft und die zweite bewegbare optische Einheit eine positive Brechkraft auf. Unter der Brechkraft kann eine sphärische Brechkraft verstanden werden.

[0100] Gemäss einer weiteren Ausführungsform tritt der Messstrahl im objektgerichteten Lichtweg durch die zweite bewegbare optische Einheit in die variable Optik ein. In anderen Worten weist die zweite bewegbare optische Einheit eine optisch wirksame Eintrittsfläche auf, durch welche der Messstrahl in die variable Optik eintritt.

[0101] Gemäss einer weiteren Ausführungsform ist die erste bewegbare optische Einheit, gesehen relativ zu einem objektgerichteten Lichtweg des Messstrahls, stromabwärts der zweiten bewegbaren optischen Einheit angeordnet.

[0102] Gemäss einer weiteren Ausführungsform weist die variable Optik eine dritte optische Einheit auf. Die dritte optische Einheit kann, gesehen relativ zu einem objektgerichteten Lichtweg des Messstrahls, stromabwärts einer ersten bewegbaren optischen Einheit angeordnet sein. Die erste bewegbare optische Einheit kann eine negative Brechkraft aufweisen. Alternativ oder zusätzlich kann die dritte optische Einheit stromabwärts einer zweiten bewegbaren optischen Einheit angeordnet sein. Die zweite bewegbare optische Einheit kann eine positive Brechkraft aufweisen. Alternativ oder zusätzlich kann der Messstrahl entlang des objektgerichteten Lichtweges die variable Optik durch die dritte optische Einheit verlassen. Alternativ oder zusätzlich kann die dritte optische Einheit eine positive Brechkraft aufweisen. Alternativ oder zusätzlich kann eine Position einer Brennebene einer Hauptebene eines lichtquellenseitigen Strahleingangs der dritten optischen Einheit innerhalb der variablen Optik angeordnet sein. Die dritte optische Einheit kann eine optisch wirksame Austrittsfläche aufweisen, durch welche der Messstrahl im objektgerichteten Lichtweg die variable Optik verlässt.

[0103] Die variable Optik kann eine vierte optische Einheit aufweisen. Die vierte optische Einheit kann zwischen der ersten bewegbaren optischen Einheit und der dritten optischen Einheit angeordnet sein. Die vierte optische Einheit kann eine positive oder negative Brechkraft aufweisen. Die vierte optische Einheit kann eine Feldlinse sein.

[0104] Gemäss einer weiteren Ausführungsform weist die zweite bewegbare optische Einheit zwei separate optische Untereinheiten auf. Die separaten Untereinheiten können jeweils eine positive optische Brechkraft aufweisen. Die Untereinheiten können beabstandet voneinander sein.

[0105] Eine Untereinheit kann beispielsweise eine oder eine Kombination aus einer Linse, ein Kittglied oder ein Spiegel sein. Die lichtquellenseitige optische Untereinheit kann als Kittglied ausgebildet sein. Die objektseitige optische Untereinheit kann als Linse ausgebildet sein.

Kurze Beschreibung der Figuren

[0106] Die vorstehenden, sowie weitere vorteilhafte Merkmale werden durch die nachfolgende detaillierte Beschreibung der beispielhaften Ausführungsformen unter Bezugnahme auf die beigefügten Zeichnungen noch deutlicher hervorgehen. Es wird betont, dass nicht alle möglichen Ausführungsformen notwendigerweise alle oder einige der hier angegebenen Vorteile erzielen.

- Fig. 1 ist eine schematische Ansicht eines optischen Systems gemäss einem Ausführungsbeispiel;
- Fig. 2A illustriert die Beobachtungskanäle des Mikroskopiesystems im Bereich der Objektebene bei der Untersuchung des Vorderabschnitts durch das in der Fig. 1 gezeigte Mikroskopiesystem;
- Fig. 2B illustriert, wie der Messfokus des OCT-Strahls mittels der Ansteuerung der variablen Optik, welche in der Fig. 1 gezeigt ist, wahlweise an der Objektebene oder auf der Retina des Auges positioniert werden kann;
- Fig. 3 illustriert den Messfokus des OCT-Systems des in der Fig. 1 gezeigten optischen Systems;
- Fig. 4A und 4B illustrieren, wie durch eine Veränderung einer Brennweite bei konstanter Brennebenen-Position für eine objektseitige Hauptebene der in der Fig. 1 gezeigten variablen Optik die numerische Apertur des OCT-Messstrahls am Messfokus einstellbar ist;
- Fig. 4C und 4D illustrieren unterschiedliche Konfigurationen der in der Fig. 1 gezeigten variablen Optik des OCT-Systems, mit welchen unterschiedliche Werte einer afokalen Strahlaufweitung erzeugt werden;
- Fig. 5 illustriert den Aufbau der variablen Optik des in der Fig. 1 gezeigten OCT-Systems;
- Fig. 6A und 6B illustrieren unterschiedliche afokale Konfigurationen der variablen Optik des in der Fig. 1 gezeigten OCT-Systems, mit welchen unterschiedliche Werte der numerischen Apertur in der Objektebene erzeugbar sind;
- Fig. 7A bis 7C illustrieren unterschiedliche Konfiguration der variablen Optik des in der Fig. 1 gezeigten OCT-Systems, mit welchen unterschiedliche Defokussierungen des OCT-Messstrahls in der Objektebene erzeugbar sind;
- Fig. 8 illustriert den Aufbau der in der Fig. 1 gezeigten Kollektoroptik;
- Fig. 9A bis 9C illustrieren verschiedene Einstellungen der in der Fig. 8 gezeigten Kollektoroptik, mit welchen unterschiedliche Durchmesser des ausfallenden parallelen Messstrahls erzeugbar sind;
- Fig. 10A und 10B illustrieren die Messung von anatomischen Parametern des Auges im Zustand der zentralen Fixierung mit dem in der Fig. 1 gezeigten optischen System; und
- Fig. 11A und 11B illustrieren die Überprüfung des Zustandes der zentralen Fixierung abhängig von OCT-Daten, welche von der Retina erfasst wurden.

Beschreibung exemplarischer Ausführungsbeispiele

[0107] Die Fig. 1 ist eine schematische Darstellung eines optischen Systems 1 gemäss einem Ausführungsbeispiel. Das optische System 1 weist ein OCT-System 2 und ein Mikroskopiesystem 3 auf. Das Mikroskopiesystem 3 ist als stereoskopisches Mikroskop ausgebildet. Es ist jedoch auch denkbar, dass das Mikroskopiesystem 3 als monoskopisches Mikroskop ausgebildet ist. Das Mikroskopiesystem 3 ist konfiguriert, zwei Beobachtungskanäle 19-1, 19-2 zu erzeugen, deren Achsen sich in der Objektebene 40 unter einem Stereowinkel β schneiden. Jeder der stereoskopischen Beobachtungskanäle 19-1, 19-2 erzeugt in einer Bildebene 41-1, 41-2 des jeweiligen Beobachtungskanals 19-1, 19-2 ein stereoskopisches Teilbild des Objektbereiches, welcher in der Objektebene 40 des Mikroskopiesystems 3 angeordnet ist.

[0108] Ein Strahlenbündel des ersten oder des zweiten Beobachtungskanals 19-1, 19-2, welches von einem Punkt in der Objektebene 40 ausgeht, wird durch ein Objektiv 29 des Mikroskopiesystems 3 in ein Strahlenbündel übergeführt, welches parallel oder im Wesentlichen parallel ist. Das Mikroskopiesystem 3 weist ferner eine variable Optik 50 auf, welche im Strahlengang der Beobachtungskanäle 19-1, 19-2 stromabwärts des Objektivs 29 angeordnet ist. Die variable Optik 50 weist zwei Zoomkomponenten 50-1, 50-2 auf, welche jeweils von den Strahlen eines der Beobachtungskanäle 19-1, 19-2 durchsetzt werden. Jeder der zwei Zoomkomponenten 50-1, 50-2 kann als afokales optisches System ausgebildet sein.

[0109] Für jeden der Beobachtungskanäle 19-1, 19-2 weist das Mikroskopiesystem 3 jeweils eine Fokussieroptik 53-1, 53-2 auf. Für jeden der Beobachtungskanäle 19-1, 19-2 ist die Fokussieroptik 53-1, 53-2 konfiguriert, Strahlenbündel des jeweiligen Beobachtungskanals 19-1, 19-2, welche von einem Punkt in der Objektebene 40 emittiert wurden, auf einen

Punkt in der Bildebene 41-1, 41-2 zu fokussieren. Die Bildebenen 41-1, 41-2 sind daher optisch konjugiert zur Objektebene 40.

[0110] Das Mikroskopiesystem 3 weist ferner für jeden der Beobachtungskanäle 19-1, 19-2 ein Okular 52-1, 52-2 auf. Durch die Okulare 52-1, 52-2 hindurch sind für einen Beobachter die in den Bildebenen 41-1, 41-2 erzeugten Teilbilder mit den Augen 54-1, 54-2 betrachtbar. Zusätzlich oder alternativ ist es denkbar, dass das optische System 1 einen oder mehrere Bildsensoren (nicht gezeigt in der Fig. 1) aufweist. Der Bildsensor kann in einer der Bildebenen 41-1, 41-2 oder in einer zu dazu optisch konjugierten Ebene angeordnet sein. Der Bildsensor kann konfiguriert sein, eines der erzeugten Teilbilder zu erfassen.

[0111] Das OCT-System 2 weist einen Interferometer auf, welcher einen Messarm und einen Referenzarm erzeugt. Durch das Interferometer wird Licht, welches den Messarm durchlaufen hat, zur Interferenz gebracht mit Licht, welches den Referenzarm durchlaufen hat.

[0112] Das OCT-System 2 erzeugt einen Messstrahl 9, welcher entlang des Messarmes in einer objektgerichteten Lichtrichtung zum Auge 7 geführt wird. Gestreutes Licht des Messstrahls 9 wird entlang des Messarmes in einer umgekehrten Richtung zurückgeleitet, welche umgekehrt ist relativ zur objektgerichteten Lichtrichtung. Das zurückgeleitete Licht wird mit dem Licht, welches den Referenzarm durchlaufen hat, zur Interferenz gebracht.

[0113] Eine Messstrahl-Optik des OCT-Systems 2 formt den Messstrahl 9 so, dass der Messstrahl im Auge 7 einen Messfokus 43 bildet. In einer OCT-Einheit 21 wird das Licht des Messstrahls 9 erzeugt und über einen Lichtleiter 23 zur Messstrahl-Optik transportiert. Durch eine Lichtaustrittsfläche 25, welche sich an einem Ende des Lichtleiters 23 befindet, wird das Licht des Messstrahls 9 in die Messstrahl-Optik emittiert. Die Lichtaustrittsfläche 25 bildet somit einen Lichteintritt in die Messstrahl-Optik. Die Messstrahl-Optik ist eine abbildende Optik, welche so konfiguriert ist, dass der Abschnitt des Messstrahls 9, welcher auf das Auge 7 einfällt, als paralleler Strahl, im Wesentlichen paralleler Strahl, als konvergenter Strahl, und/oder als divergenter Strahl einstellbar ist. Dadurch kann der Messfokus 43 des Messstrahls an einer ausgewählten Stelle im Inneren des Auges 7 erzeugt werden, um OCT-Daten von einem ausgewählten Ort des Augeninneren zu erfassen. Der Messfokus ist ein Bild des Lichteintritts.

[0114] Insbesondere ist es dadurch möglich, dass der Messfokus in einem Mittenbereich zwischen der Hornhaut und der Retina positioniert werden kann. Durch Einstellung des axialen Messbereiches so, dass dieser sich von der Hornhaut bis zu Retina erstreckt, können dann OCT-Daten erfasst werden. Abhängig von diesen OCT-Daten kann die axiale Länge des zu untersuchenden Auges bestimmbar sein.

[0115] Alternativ kann die axiale Länge des Auges dadurch bestimmt werden, dass zunächst OCT-Daten vom Vorderabschnitt des Auges erfasst werden. Dann wird, bewirkt durch die Ansteuerung der variablen Optik, der Messfokus vom Vorderabschnitt auf die Retina verschoben. Danach werden OCT-Daten von der Retina erfasst. Abhängig von den OCT-Daten des Vorderabschnitts, den OCT-Daten der Retina und ferner abhängig von der Strecke, über welche der Messfokus verschoben wurde, kann dann die axiale Länge des Auges bestimmt werden.

[0116] Die präzise Vermessung der axialen Länge des Auges unter Verwendung eines Fundusabbildungssystems oder eines Kontaktglases ist hingegen nur erschwert möglich, da der Gangunterschied zwischen Referenzarm und Messarm, welcher sich durch die zusätzlich eingefügten optischen Elemente ergibt, berücksichtigt werden muss. Zudem kann es durch optische Fehler dieser Elemente zu höheren Messungenauigkeiten kommen.

[0117] Die Vorderkammertiefe ist ein weiterer Parameter, welcher mit Hilfe des OCT-Systems mit hoher Genauigkeit messbar ist, und dessen Bestimmung häufig zur Bestimmung der Intraokularlinse herangezogen wird. Auch dieser Parameter ist durch die axiale Verschiebbarkeit des Messfokus mit hoher Präzision messbar. Die Positionierbarkeit des Messfokus 43 auf der Retina 77 des Auges 7 ermöglicht ferner, dass Messlicht, welches an der Retina 77 gestreut wird, zu aberrometrischen Messungen verwendet werden kann. Hierzu kann das optische System ein aberrometrisches Messsystem aufweisen (nicht gezeigt in der Fig. 1).

[0118] Die Messstrahl-Optik weist eine Kollektroptik 22, ein Scansystem 30, eine variable Optik 10, ein Umlenkelement 33 und das Objektiv 29 auf. Die Kollektroptik 22 ist so konfiguriert oder so steuerbar konfigurierbar, dass ein Abschnitt 10 des Messstrahls, welcher von der Kollektroptik 22 ausfällt, parallel oder im Wesentlichen parallel ist. Die Kollektroptik 22 kann als Kollimatorlinse ausgeführt sein. Alternativ kann die Kollektroptik 22 als variable Optik ausgeführt sein, wobei eine Konvergenz oder Divergenz eines Abschnitts des Messstrahls 9, welcher von der Kollektroptik 22 ausfällt, einstellbar ist. Alternativ oder zusätzlich kann die Kollektroptik 22 so konfiguriert sein, dass ein Durchmesser eines parallelen oder im Wesentlichen parallelen Abschnitts des Messstrahls 9, welcher von der Kollektroptik 22 ausfällt durch die Kollektroptik 22 steuerbar einstellbar ist, sodass vor und nach der Veränderung des Durchmessers der Abschnitt des Messstrahls 9 parallel oder im Wesentlichen parallel ist. Der Aufbau der Kollektroptik 22 wird mit Bezug auf die Fig. 8 und 9 erläutert.

[0119] Das Scansystem 30 ist konfiguriert, den Messfokus 43 zweidimensional lateral zu scannen. Dadurch wird der Messfokus 43 in einer Scanebene 42 bewegt. Das Scansystem 30 weist zwei Scanspiegel 31, 32 auf, welche jeweils verschwenkbar gelagert sind. Die Spiegel können antriebsverbunden sein mit einem Piezoantrieb und/oder einem Galvanometerantrieb.

[0120] Die Fig. 2A illustriert für das in der Fig. 1 gezeigte optische System 1 im Detail die Verläufe der Beobachtungskanäle 19-1 und 19-2 des Mikroskopiesystems am Auge 7. Die Objektebene 40 des Mikroskops ist auf der vorderen Oberfläche

der Hornhaut 76 angeordnet. Die Objektebene 40 entspricht der vorderen Brennebene des Objektivs 29 (gezeigt in der Fig. 1). Die vordere Brennebene des Objektivs 29 ist diejenige Brennebene, welche sich auf derjenigen Seite befindet, welche dem Objekt zugewandt ist. Die Strahlenbündel der Beobachtungskanäle 19-1 und 19-2 gehen von der Objektebene 40 aus, sodass die Achsen der Beobachtungskanäle 19-1 und 19-2 einen Stereowinkel β bilden.

[0121] Wie im Detail mit Bezug auf die nachfolgenden Figuren beschrieben ist, ist das OCT-System so konfiguriert, dass, verursacht durch eine Ansteuerung der variablen Optik 10 (gezeigt in der Fig. 1), die axiale Position des Messfokus des Messstrahls, gemessen relativ zur Achse des Messstrahls, und der Strahltaillen-Durchmesser des Messfokus steuerbar veränderbar ist. Es hat sich gezeigt, dass dies sehr vorteilhaft ist. Erstens kann dadurch eine Einstellung der axialen Position des Messfokus und des Strahltaillen-Durchmessers unabhängig von der Position der Objektebene des Mikroskopiesystems vorgenommen werden. Dadurch kann das OCT-System für eine Untersuchung eines bestimmten Bereiches des Auges angepasst werden, wobei die Objektebene im Vorderabschnitt des Auges verbleiben kann. Insbesondere kann dadurch der Messfokus wahlweise im Vorderabschnitt des Auges oder auf der Retina des Auges positioniert werden. Dadurch wird eine effiziente Untersuchung unterschiedlicher Bereiche des Auges ermöglicht, wobei der Vorderabschnitt des Auges unter ständiger Beobachtung durch den Arzt bleiben kann. Es hat sich gezeigt, dass dies insbesondere bei der Durchführung von Kataraktoperationen sehr vorteilhaft sein kann.

[0122] Es hat sich insbesondere gezeigt, dass anatomische Parameter des Auges, welche während einer Kataraktoperation gemessen werden, nachdem die natürliche Linse entfernt wurde und bevor die Intraokularlinse eingesetzt wird, dazu verwendet werden können, die Wirkung der einzusetzenden Intraokularlinse mit hoher Zuverlässigkeit zu bestimmen.

[0123] Des Weiteren ermöglicht das optische System, auf den Einsatz von Kontaktgläsern und Fundusabbildungssystemen zu verzichten, wodurch die Nachteile, welche der Einsatz solcher Systeme mit sich bringt, vermieden werden.

[0124] Die Verstellung der axialen Position des Messfokus wird mit Bezug auf die Fig. 2B erläutert. Verursacht durch eine Ansteuerung der variablen Optik ist das OCT-System in einen ersten und einen zweiten Zustand bringbar. In der Fig. 2B ist der Messstrahl im ersten Zustand mit dem Bezugszeichen 9-1 gekennzeichnet und der Messfokus im ersten Zustand mit dem Bezugszeichen 43-1 gekennzeichnet. Im ersten Zustand ist der Messfokus 43-1 in der Objektebene 40 angeordnet. Der Messfokus 43-1 befindet sich dann in der vorderen Brennebene des Objektivs 29 (gezeigt in der Fig. 1). Die Scanebene 42-1 des Messfokus 43-1 befindet sich in der Objektebene 40. Hierzu muss die variable Optik so konfiguriert sein, dass der Messstrahl als paralleler oder im Wesentlichen paralleler Strahl auf das Objektiv einfällt. Da der Abschnitt 66 (gezeigt in der Fig. 1) des Messstrahls 9, welcher auf die variable Optik einfällt, als paralleler Strahl konfiguriert ist, so muss die variable Optik im ersten Zustand als konfokales System konfiguriert sein. In diesem ersten Zustand ist es beispielsweise möglich, OCT-Messungen von einem Teil des Bereichs vorzunehmen, welcher durch das Mikroskopiesystem abgebildet wird. Beispielsweise können dadurch OCT-Daten erfasst werden, welche einen Querschnitt eines Bereichs der Hornhaut repräsentieren.

[0125] In der Fig. 2B ist der Messstrahl im zweiten Zustand mit dem Bezugszeichen 9-2 gekennzeichnet und der Messfokus im zweiten Zustand mit dem Bezugszeichen 43-2 gekennzeichnet. Im zweiten Zustand weist der Messstrahl 9-2 in der Objektebene 40 eine Defokussierung auf. Die Defokussierung entspricht einem Abstand eines virtuellen oder reellen Fokus von der Objektebene 40. Der Abstand des virtuellen oder reellen Fokus wird gemessen als Wegstrecke durch Luft, das heisst ohne die Anwesenheit des Auges. Im zweiten Zustand, welcher in der Fig. 2B illustriert ist, ist dieser Abstand unendlich, das heisst, der Messstrahl 9-2 trifft als paralleler Strahl auf die Objektebene 40 ein. Ist das Auge 7 rechtsichtig und nicht akkommodiert, so wird der Messstrahl 9-2 auf die Retina 77 des Auges 7 fokussiert. Dies ermöglicht es, OCT-Daten von Bereichen der Retina 77 zu erfassen. Die Objektebene 40 verbleibt dabei an der Hornhaut 76. Der Vorderbereich des Auges 7 kann daher auch bei der Erfassung von OCT-Daten von der Retina 77 unter ständiger weiterer Beobachtung durch das Mikroskopiesystem verbleiben.

[0126] Da der Messstrahl als paralleler Strahl auf die variable Optik einfällt, muss für den in der Fig. 2B gezeigten zweiten Zustand die Brennebene 15 (gezeigt in der Fig. 1) der Hauptebene des objektseitigen Strahlausgangs der variablen Optik 10 sich in der hinteren Brennebene des Objektivs 29 befinden. Dadurch fällt der Messstrahl 9 parallel auf die Objektebene 40 ein. Die hintere Brennebene ist diejenige Brennebene des Objektivs 29, welche sich auf derjenigen Seite befindet, welche vom Auge 7 abgewandt ist.

[0127] Ist das Auge 7 fahrsichtig oder nicht akkommodiert, so muss der Messstrahl in der Objektebene 40 eine Defokussierung aufweisen, welche einem endlichen Abstand des reellen oder virtuellen Fokus von der Objektebene 40 entspricht. Hat das Auge beispielsweise eine Fehlsichtigkeit von +5 dpt oder -5 dpt, so muss der Abstand des reellen oder virtuellen Fokus von der Objektebene 40 einen Wert von 200 Millimeter aufweisen.

[0128] Um nicht nur eine Untersuchung rechtsichtiger Augen zu ermöglichen, sondern auch Augen verschiedener Fehlsichtigkeiten, ist das OCT-System so ausgebildet, dass das OCT-System wahlweise zwischen einem parallelen Strahlverlauf in der Objektebene 40 und einer Defokussierung in der Objektebene 40 einstellbar ist, wobei die Defokussierung einem Abstand eines virtuellen oder reellen Fokus von der Objektebene 40 entspricht, welcher geringer ist als 300 Millimeter, geringer ist als 200 Millimeter, oder geringer ist als 180 Millimeter, geringer ist als 150 Millimeter, geringer ist als 130 Millimeter oder geringer ist als 100 Millimeter oder geringer ist als 80 Millimeter oder geringer ist als 70 Millimeter. Je grösser der Betrag der Fehlsichtigkeit des zu untersuchenden Auges ist, desto geringer muss der Abstand des reellen oder virtuellen Fokus von der Objektebene sein.

[0129] Um während der Kataraktoperation OCT-Daten von der Retina des aphaken Auges zu erhalten, ist das OCT-System ferner ausgebildet, die Defokussierung so einzustellen, dass der Abstand des reellen oder virtuellen Fokus vom Objektiv um einen Wert zwischen 50 Millimeter und 150 Millimeter grösser ist als der Abstand der Objektebene vom Objektiv. Der virtuelle oder reelle Fokus des Messstrahls befindet sich dann auf derjenigen Seite der Objektebene, welche dem Objektiv abgewandt ist. Diese Defokussierung ermöglicht es, bei einem aphaken Auge den Messfokus auf der Retina anzuordnen. Es hat sich gezeigt, dass durch die Vermessung des aphaken Auges die einzusetzende Intraokularlinse mit einer grösseren Zuverlässigkeit vermessen werden kann.

[0130] Der Messfokus 43 des Messstrahls 9 ist im Detail in der Fig. 3 dargestellt. Diejenige axiale Position, relativ zur Achse A des Messstrahls 9, an welcher der Messfokus 43 eine engste Einschnürung aufweist, ist als Strahltaille 13 definiert. An der Strahltaille 13 weist der Messstrahl 9 einen Strahltaillen-Durchmesser W auf. Durch das laterale Scannen des Messfokus 43 wird die Strahltaille 13 in der Scanebene 42 bewegt. Der Laserstrahl weist einen Öffnungswinkel α im Fernfeld auf, mit welchem der Messstrahl 9 auf den Messfokus 43 zuläuft. Der Öffnungswinkel α im Fernfeld ist ein Mass für die numerische Apertur des Messstrahls am Messfokus. Der Messfokus 43, insbesondere die Strahltaille 13, befindet sich innerhalb eines axialen Messbereiches B des OCT-Systems, über welchen die Streuintensitäten durch das OCT-System erfasst werden.

[0131] Wie bereits mit Bezug auf die Fig. 2A diskutiert wurde, ist die variable Optik so konfiguriert, dass eine axiale Position des Messfokus 43 entlang der Achse A des Messstrahls 9 steuerbar einstellbar ist. Dadurch ist es möglich, den Messfokus 43 innerhalb des Augeninneren an eine gewünschte Position anzuordnen.

[0132] Die Messstrahl-Optik ist ferner so konfiguriert, dass für den ersten und für den zweiten Zustand (gezeigt in der Fig. 2B) der Öffnungswinkel α des Messstrahls 9 steuerbar einstellbar ist. Der Strahltaillen-Durchmesser W ist abhängig vom Öffnungswinkel α im Fernfeld. Dadurch ist es möglich, dass für ausgewählte Messpositionen im Augeninneren die laterale Auflösung des OCT-Systems in der Strahltaille einstellbar ist. Wie in der Fig. 2B zu erkennen ist, muss hierfür im zweiten Zustand der Durchmesser d des auf die Objektebene 40 einfallenden, parallelen oder im Wesentlichen parallelen Messstrahls 9-2 variiert werden. Die Verstellung des Öffnungswinkels, bzw. des Strahldurchmessers, ist näher mit Bezug auf die Fig. 4A und 4B erläutert.

[0133] Es hat sich gezeigt, dass dies besonders vorteilhaft ist, da es dadurch möglich ist, ausgedehnte Strukturen im Inneren des Auges effektiv mit Hilfe des OCT-Systems auszumessen. Insbesondere wird dadurch ermöglicht, dass zunächst mit einem geringen Öffnungswinkel α OCT-Daten eines vergleichsweise grossen Bereiches innerhalb des Augeninneren erfassbar sind. Ein geringer Öffnungswinkel α im Fernfeld reduziert die laterale Auflösung in der Strahltaille, ermöglicht jedoch die Verwendung eines grossen axialen Messbereiches, da die Zunahme des Strahldurchmessers mit zunehmendem Abstand von der Strahltaille 13 durch den geringen Öffnungswinkel α geringer ist.

[0134] Aus den OCT-Daten des erfassten grossen Bereiches kann dann ein Zielbereich bestimmt werden, von welchem dann mit geringem Strahltaillen-Durchmesser W, das heisst mit hoher lateraler Auflösung in der Strahltaille 13, OCT-Daten mit geringem axialen Messbereich B (gezeigt in der Fig. 3) erfasst werden. Das optische System gemäss dem gezeigten Ausführungsbeispiel ermöglicht es dabei, die laterale Auflösung in der Strahltaille zu verändern, ohne die Strahltaille 13 entlang der Achse A des Messstrahls 9 zu verschieben.

[0135] Der Aufbau und die Funktionsweise der variablen Optik 10 werden im Detail mit Bezug auf die Fig. 4A bis 7C erläutert.

[0136] Die variable Optik 10 ist so konfiguriert, dass für eine Hauptebene eines objektseitigen Strahlausgangs der variablen Optik eine Vielzahl unterschiedlicher Brennebenen-Positionen steuerbar einstellbar sind. Die Brennebenen-Positionen werden hierbei relativ zu einem ortsfesten Bezugspunkt gemessen.

[0137] Wie in der Fig. 4A gezeigt ist, kann die Brennebene zumindest in einigen der Konfigurationen der variablen Optik eine virtuelle Brennebene FP sein. In der Konfiguration der variablen Optik 10, welche in der Fig. 4A gezeigt ist, erzeugt ein paralleles eingehendes Strahlenbündel 60 ein divergentes ausgehendes Strahlenbündel 61. Das ausgehende Strahlenbündel 61 wird daher nicht in einem reellen Fokus fokussiert, sondern scheint aus einem virtuellen Divergenzpunkt DP zu kommen, welcher in der virtuellen Brennebene FP der Hauptebene des objektseitigen Strahlausgangs angeordnet ist. Die Brennebene FP wird bestimmt unter der Annahme eines parallelen einfallenden Strahlenbündels 60, welches auf die variable Optik 10 einfällt.

[0138] Der Abschnitt des Messstrahls 66 (gezeigt in der Fig. 1), welcher auf die variable Optik 10 einfällt, kann als konvergenter, divergenter Strahl, paralleler oder im Wesentlichen paralleler Strahl konfiguriert sein. Daher muss der Divergenzpunkt des ausfallenden Abschnitts des Messstrahls 67, welcher von der variablen Optik 10 ausfällt, nicht unbedingt mit dem virtuellen Divergenzpunkt DP (gezeigt in der Fig. 4A) übereinstimmen, welcher sich unter der Annahme des parallel einfallenden Strahlenbündels 60 ergibt.

[0139] Wie durch den Vergleich der Fig. 4A und 4B illustriert ist, ist die variable Optik 10 ferner so konfiguriert, dass für zumindest eine der Vielzahl an Brennebenen-Positionen die zugehörige Brennweite auf unterschiedliche Werte steuerbar einstellbar ist, wobei die Brennebenen-Position der Brennebene FP gleich oder im Wesentlichen gleich bleibt. In jeder der Fig. 4A und 4B ist die variable Optik 10 so konfiguriert, dass die Brennebene FP eine gleiche Position aufweist, gemessen relativ zu einem ortsfesten Bezugspunkt. Die zugehörigen Brennweiten f_1 und f_2 sind jedoch unterschiedlich.

[0140] In der Konfiguration der Fig. 4B weist die Hauptebene PP2 des objektseitigen Strahlausgangs einen geringeren Abstand zur Brennebene FP auf, verglichen mit der Konfiguration der Fig. 4A. Die Verschiebung der Hauptebene wird durch eine Bewegung von bewegbaren optischen Einheiten 11 und 12 bewirkt, welche weiter unten mit Bezug auf die Fig. 5 genauer beschrieben werden. Da sich die Brennweite aus dem Abstand zwischen Hauptebene und Brennebene FP berechnet, ist der absolute Wert der Brennweite f_1 der Konfiguration der Fig. 4A grösser als der absolute Wert der Brennweite f_2 der Konfiguration der Fig. 4B.

[0141] Der verringerte absolute Wert der Brennweite der Konfiguration der Fig. 4B verglichen mit der Konfiguration der Fig. 4A hat zur Folge, dass das ausgehende Strahlenbündel 61, welche durch das parallele einfallende Strahlenbündel 60 erzeugt wird, in der Konfiguration der Fig. 4B einen grösseren Öffnungswinkel θ_2 aufweist, verglichen mit dem Öffnungswinkel θ_1 der Konfiguration der Fig. 4A. Das ausgehende Strahlenbündel 61 ist jedoch in beiden Konfigurationen so, dass es aus einem Divergenzpunkt DP mit gleicher Position zu kommen scheint, welcher in der Brennebene der objektseitigen Hauptebene angeordnet ist.

[0142] Dies hat für den Messstrahl zur Folge, dass sich der Öffnungswinkel α im Fernfeld (gezeigt in der Fig. 3) des auf den Messfokus 43 zulaufenden Messstrahls 9 verändert, wobei jedoch die axiale Messfokus-Position gleich bleibt. Bei feststehender Brennebenen-Position der Brennebene FP kann durch die unterschiedlichen Einstellungen der Brennweite also bewirkt werden, dass sich die laterale Auflösung in der Scanebene 42 verändert, ohne dass jedoch die Scanebene 42 in ihrer axialen Position relativ zur Achse A des Messstrahls 9 verschoben wird. Dies ermöglicht es dem Chirurgen, während der Operation einfach und zeiteffizient zwischen Übersichtsaufnahmen und Detailaufnahmen zu wechseln.

[0143] Das OCT-System ist ferner so konfiguriert, dass die variable Optik in eine Vielzahl afokaler oder im Wesentlichen afokaler Konfigurationen steuerbar einstellbar ist, welche unterschiedliche Werte einer afokalen Strahlaufweitung aufweisen. Dies ist nachfolgend beschrieben mit Bezug auf die Fig. 4C und 4D.

[0144] Ein afokales System formt aus einem einfallenden parallelen Strahlenbündel 60 ein paralleles ausfallendes Strahlenbündel 61. Die Brennebenen eines afokalen Systems liegen daher im Unendlichen. Die afokale Strahlaufweitung kann relativ zum objektgerichteten Lichtweg definiert werden. Insbesondere kann die Strahlaufweitung als Verhältnis des Durchmessers des objektseitig parallelen Strahlbündels zum Durchmesser des lichtquellenseitig parallelen Strahlbündels definiert werden.

[0145] Die Fig. 4C und 4D zeigen jeweils eine afokale Konfiguration, in welcher die variable Optik 10 steuerbar einstellbar ist. In der zweiten Konfiguration, welche in der Fig. 4D dargestellt ist, ist die variable Optik 10 so konfiguriert, dass das Verhältnis zwischen dem Durchmesser D_2 des ausfallenden Strahlenbündels und dem Durchmesser des einfallenden Strahlenbündels d_2 (also die Grösse D_2/d_2) grösser ist als das Verhältnis zwischen dem Durchmesser D_1 des ausfallenden Strahlenbündels und dem Durchmesser d_1 des einfallenden Strahlenbündels der ersten Konfiguration (also die Grösse D_1/d_1), welche in der Fig. 4C dargestellt ist. Daher ist die afokale Strahlaufweitung in der zweiten Konfiguration grösser als in der ersten Konfiguration.

[0146] Insbesondere wenn der einfallende Abschnitt des Messstrahls 66 (gezeigt in der Fig. 1), welcher auf die variable Optik 10 einfällt, als paralleler Lichtstrahl konfiguriert ist, hat die grössere konfokale Strahlaufweitung zur Folge, dass der Messstrahl mit einem grösseren Öffnungswinkel α im Fernfeld (gezeigt in der Fig. 3) auf den Messfokus 43 zuläuft. Der Messstrahl hat dann am Messfokus eine grössere numerische Apertur. In dem optischen System, welches in der Fig. 1 gezeigt ist, wird der parallel auf das Objektiv 29 einfallende Messstrahl in der Objektebene 40 des Objektivs 29 fokussiert, welche gleichzeitig die Brennebene des Objektivs 29 ist.

[0147] Die veränderbare konfokale Strahlaufweitung kann daher dazu benutzt werden, die laterale Auflösung des Messstrahls 9 in der Brennebene des Objektivs zu verändern, ohne die Strahltaile 42 (gezeigt in der Fig. 3) entlang der Achse des Messstrahls 9 zu verschieben.

[0148] Die Fig. 5 ist eine schematische Ansicht der Messstrahl-Optik des optischen Systems 1, welches in der Fig. 1 wiedergegeben ist. Zur Vereinfachung der Darstellung ist der Messstrahl 9 in der Fig. 5 mit einer geradlinigen Strahlachse gezeigt. Der Messstrahl 9 wird durch eine Lichtaustrittsfläche 25, welche sich am Ende einer optischen Faser 23 befindet, in die Messstrahl-Optik 22 emittiert. Der Abschnitt des Messstrahls 9, welcher aus der Lichtaustrittsfläche 25 austritt, trifft auf eine Kollektroptik 22 auf, welche als Kollimatoroptik konfiguriert ist. Der Messstrahl 9 tritt als paralleler oder im Wesentlichen paralleler Strahl aus der Kollektroptik 22 aus. Der Abschnitt des Messstrahls 9, welcher aus der Kollektroptik 22 austritt, tritt in das Scansystem 30 ein, welches die Scanspiegel 31 und 32 aufweist, welche in der Fig. 5 nur grob schematisch wiedergegeben sind.

[0149] Der aus dem Scansystem 30 austretende Abschnitt des Messstrahls 9 trifft auf eine zweite bewegbare optische Einheit 11. Eine bewegbare optische Einheit kann so definiert werden, dass sie eine oder mehrere optisch wirksame Flächen aufweist, wobei alle optisch wirksamen Flächen der Einheit als Einheit bewegbar sind unter Beibehaltung ihrer Anordnung relativ zueinander. In anderen Worten führen bei der Bewegung der bewegbaren optischen Einheit die optisch wirksamen Flächen keine Bewegung relativ zueinander aus. Die zweite bewegbare optische Einheit 11 weist die optisch wirksamen Flächen S1 bis S5 auf. Die zweite bewegbare optische Einheit 11 weist eine erste und eine zweite optische Untereinheit 26, 27 auf, die jeweils eine positive optische Brechkraft aufweisen und welche beabstandet voneinander

angeordnet sind. Die erste optische Untereinheit 26 ist als Kittglied ausgebildet, die zweite optische Untereinheit 27 ist als Linse ausgebildet.

[0150] Der aus der zweiten bewegbaren optischen Einheit 11 austretende Abschnitt des Messstrahls 9 trifft auf eine erste bewegbare optische Einheit 12 auf. Die erste bewegbare optische Einheit 12 ist als Bikonvexlinse ausgebildet und weist die optisch wirksamen Flächen S6 und S7 auf.

[0151] Die zweite bewegbare optische Einheit 11 weist eine positive optische Brechkraft auf. Die erste bewegbare optische Einheit 12 weist eine negative optische Brechkraft auf. In der afokalen Konfiguration der variablen Optik 10, welche in der Fig. 5 dargestellt ist, bildet der Abschnitt des Messstrahls 14, welcher aus der ersten bewegbaren optischen Einheit 12 austritt, einen reellen Fokus 14. Der reelle Fokus 14 befindet sich zwischen der ersten bewegbaren optischen Einheit 12 und der dritten optischen Einheit 13. Der aus dem reellen Fokus 14 divergierende Abschnitt des Messstrahls 9 trifft auf die dritte optische Einheit 13 auf. Die dritte optische Einheit 13 weist die optisch wirksamen Flächen S8 bis S10 auf. Die dritte optische Einheit 13 ist eine stationäre optische Einheit. Es ist jedoch auch denkbar, dass die dritte optische Einheit 13 eine bewegbare optische Einheit ist. Der aus der dritten optischen Einheit 13 austretende Abschnitt des Messstrahls trifft auf das Umlenkelement 33 auf, welches in der Fig. 5 ebenfalls nur grob schematisch wiedergegeben ist. Der vom Umlenkelement 33 ausfallende Abschnitt des Messstrahls trifft auf das Objektiv 29 auf. Das Objektiv 29 weist die optisch wirksamen Flächen S11 bis S13 auf. Insbesondere in den afokalen Konfigurationen der variablen Optik 10 ist die Brennweite der dritten optischen Einheit 13 grösser oder grösser als ein 1,5faches, oder grösser als ein zweifaches, oder grösser als ein Dreifaches der Brennweite der optischen Komponente, welche aus der ersten und der zweiten bewegbaren optischen Einheit 12, 11 gebildet wird.

[0152] Die Fig. 6A bis 7C zeigen jeweils einen Teil der Messstrahl-Optik, wobei die variable Optik 10 in unterschiedlichen Konfigurationen gezeigt ist, in welchen die variable Optik steuerbar einstellbar ist. In den Fig. 6A und 6B ist die variable Optik 10 in Konfigurationen dargestellt, in welchen der Messfokus 43 (gezeigt in der Fig. 3) des Messstrahls 9 auf die Objektebene 40 des Mikroskopiesystems fokussiert wird. Die Strahltille 13 (gezeigt in der Fig. 3) befindet sich dann in der Objektebene 40. Für jeden der Beobachtungskanäle 19-1 und 19-2 (gezeigt in der Fig. 1) des Mikroskopiesystems ist der Strahlengang stromabwärts des Objektivs 29 parallel oder im Wesentlichen parallel. Daher muss auch der Abschnitt des Messstrahls 9, welcher auf das Objektiv 29 einfällt, parallel oder im Wesentlichen parallel sein, damit die Strahltille des Messstrahls 9 in der Objektebene 40 angeordnet ist.

[0153] In den Konfigurationen, welche in den Fig. 6A und 6B gezeigt sind, ist die variable Optik 10 jeweils als afokales System konfiguriert, welches einen parallel oder im Wesentlichen parallel einfallenden Abschnitt 66 des Messstrahls in einen parallelen oder im Wesentlichen parallelen ausfallenden Abschnitt 67 des Messstrahls umformt. Der ausfallende Abschnitt 67 weist einen grösseren Durchmesser auf als der einfallende Abschnitt 66. Dadurch wird eine Vergrösserung der numerischen Apertur des Abschnitts des Messstrahls 9 bewirkt, welcher auf die Objektebene 40 zuläuft. Der ausfallende Abschnitt 67 des Messstrahls 9 trifft auf das Objektiv 29 auf und wird in der Brennebene des Objektivs fokussiert, welche gleichzeitig die Objektebene 40 des Mikroskopiesystems ist.

[0154] In beiden afokalen Konfigurationen der variablen Optik erzeugt eine erste optische Komponente, welche aus der ersten und der zweiten bewegbaren optischen Einheit 11, 12 besteht, aus dem einfallenden Abschnitt 66 des Messstrahls 9 einen reellen Fokus 14 innerhalb der variablen Optik. Daher ist eine Brennebenen-Position einer Hauptebebene des objektseitigen Strahlausgangs dieser ersten optischen Komponente innerhalb der variablen Optik angeordnet. Ferner ist diese Brennebene der ersten optischen Komponente angeordnet in einer Brennebene einer Hauptebebene eines lichtquellenseitigen Strahleingangs einer zweiten optischen Komponente, welche aus der dritten optischen Einheit 13 besteht. Diese Brennebene der zweiten optischen Komponente weist in beiden Konfigurationen einen Abstand f_3 von der Hauptebebene des lichtquellenseitigen Strahleingangs der dritten optischen Einheit 13 auf.

[0155] In der Konfiguration der Fig. 6B weist die variable Optik 10 eine geringere Strahlaufweitung auf, verglichen mit der Konfiguration der Fig. 6A. Folglich ist der Öffnungswinkel α_2 des Messstrahls, mit welchem der Messstrahl 9 auf die Objektebene 40 zuläuft, geringer als der entsprechende Öffnungswinkel α_1 in der Konfiguration der Fig. 6A. Die Öffnungswinkel α_1 und α_2 beziehen sich auf das Fernfeld des Messstrahls 9. Die numerische Apertur des Abschnitts des Messstrahls, welcher auf den Messfokus zuläuft, wird in Abhängigkeit des Öffnungswinkels α_1 , beziehungsweise α_2 , bestimmt. Für die Konfiguration der Fig. 6A ergibt sich dadurch eine numerische Apertur von 0,04 und für die Konfiguration der Fig. 6B ergibt sich dadurch eine numerische Apertur von 0,02. Daher kann durch die Konfiguration der Fig. 6A eine höhere laterale Auflösung in der Strahltille erhalten werden, verglichen mit der Konfiguration der Fig. 6B. Dafür können jedoch mit der Konfiguration der Fig. 6B durch die geringe numerische Apertur OCT-Scans mit einer hohen Scantiefe durchgeführt werden, da die Zunahme des Strahldurchmessers mit zunehmendem Abstand von der Strahltille durch den geringen Öffnungswinkel α_2 geringer ist, verglichen mit der Konfiguration der Fig. 6A.

[0156] Die Fig. 7A bis 7C zeigen Konfigurationen, mit welchen der Messfokus des Messstrahls 9 in der Retina des Auges erzeugt wird. In der Konfiguration der Fig. 7A ist die variable Optik 10 so konfiguriert, dass der auf die variable Optik 10 einfallende Abschnitt 66 des Messstrahls, welcher parallel oder im Wesentlichen parallel ist, einen Abschnitt des Messstrahls 68 erzeugt, welcher aus dem Objektiv 29 ausfällt, wobei dieser ausfallende Abschnitt 68 parallel oder im Wesentlichen parallel ist. Die variable Optik 10 und das Objektiv 29 zusammen bilden dadurch ein afokales oder ein im Wesentlichen afokales System. Der Lichteintritt in die Messstrahl-Optik wird durch die Messstrahl-Optik daher nach unendlich oder im

Wesentlichen nach unendlich abgebildet. Der Messstrahl 9 fällt daher als paralleler oder im Wesentlichen paralleler Strahl auf die Objektebene 40 ein und erzeugt bei einem rechtsichtigen, nichtakkommodierten Auge einen Messfokus auf der Retina.

[0157] In der Konfiguration der Fig. 7B führt ein parallel oder im Wesentlichen parallel konfigurierter Abschnitt 66 des Messstrahls, welcher auf die variable Optik 10 einfällt, dazu, dass der Messstrahl 9 als divergenter Strahl auf die Objektebene 40 eintrifft. Bei der in der Fig. 7B dargestellten Konfiguration wird ein reeller Fokus 16 im Bereich zwischen dem Objektiv 29 und der Objektebene 40 erzeugt. Der reelle Fokus 16 ist ein Divergenzpunkt, von welchem der Messstrahl 9 bis zur Objektebene 40 frei propagiert. Dadurch hat der Messstrahl in der Objektebene 40 eine Defokussierung, welche einem Fokusabstand s_1 zwischen dem reellen Fokus 16 und der Objektebene 40 entspricht.

[0158] In der Konfiguration, welche in der Fig. 7B dargestellt ist, weist der Fokusabstand s_1 eine Länge von 200 Millimeter auf. Daher ist die Divergenz des Messstrahls 9 in der Objektebene 40 so, dass bei einem nichtakkommodierten, fehlsichtigen Auge mit einer Fehlsichtigkeit von -5 dpt der Messstrahl auf die Retina fokussiert wird. Um auch eine Fokussierung auf der Retina bei Augen zu ermöglichen, welche eine Fehlsichtigkeit in einem Bereich zwischen 0 dpt und -5 dpt aufweisen, ist die variable Optik so steuerbar konfigurierbar, dass der Messstrahl 9 in der Objektebene 40 eine geringere Divergenz aufweist, das heisst, ein entsprechender Abstand eines reellen oder virtuellen Fokus von der Objektebene 40 grösser ist als der Abstand s_1 der Konfiguration der Fig. 7B. Hierzu kann sich ein reeller Fokus des Messstrahls, gesehen relativ zum objektgerichteten Lichtweg, auch im Objektiv 29 oder stromaufwärts des Objektivs 29 befinden. In diesem Fall propagiert der Messstrahl 9 nicht mehr frei zwischen dem reellen Fokus und der Objektebene 40. Folglich ist der Abstand zwischen dem reellen Fokus und der Objektebene 40 nicht mehr identisch mit dem Abstand des entsprechenden virtuellen Fokus, welcher die Defokussierung in der Objektebene repräsentiert. In anderen Worten entspricht dann die Defokussierung in der Objektebene 40 einem beabstandeten virtuellen Fokuspunkt. Bei einem einfallenden Abschnitt 66 des Messstrahls 9, welcher als paralleler Strahl konfiguriert ist, entspricht dieser virtuelle Fokuspunkt dem virtuellen Brennpunkt der Hauptebene des objektseitigen Strahlausgangs eines optischen Systems, welches aus der variablen Optik 10 und dem Objektiv 29 gebildet wird.

[0159] In der Konfiguration der Fig. 7C fällt der Messstrahl 9 konvergent auf die Objektebene 40 ein. Der Messstrahl 9 ist so konfiguriert, dass bei einem nichtakkommodierten, fehlsichtigen Auge mit einer sphärischen Fehlsichtigkeit von $+6$ dpt der Messfokus sich auf der Retina befindet. Ohne die Anwesenheit des Auges 7 erzeugt der konvergente Messstrahl auf derjenigen Seite der Objektebene 40, welche dem Objektiv 29 abgewandt ist, einen Fokus, der einen Fokusabstand s_2 zur Objektebene 40 aufweist. Entsprechend der Fehlsichtigkeit von $+6$ dpt hat dieser Fokusabstand eine Länge von 160 Millimeter. Der Fokusabstand s_2 ist durch den in der Fig. 7C gezeigten gestrichelten Pfeil nur schematisch angedeutet. Daher entspricht die Defokussierung des Messstrahls in der Fig. 7C einem Abstand eines reellen Fokus von der Objektebene 40 von der Grösse s_2 .

[0160] Um auch eine Fokussierung auf der Retina bei Augen zu ermöglichen, welche eine Fehlsichtigkeit in einem Bereich zwischen 0 dpt und $+6$ dpt aufweisen, ist die variable Optik so steuerbar konfigurierbar, dass der Messstrahl 9 in der Objektebene 40 eine geringere Konvergenz aufweist, das heisst ein entsprechender Fokusabstand s_2 grösser ist.

Fläche	Krümmungs- Radius mm	Konfig. Fig. 6A	Konfig. Fig. 6B	Konfig. Fig. 7A	Konfig. Fig. 7B	Konfig. Fig. 7C
–	–	20,435	14,21	23,9	24,5	23,4
S1	30	2,3	2,3	2,3	2,3	2,3
S2	$-7,7$	1	1	1	1	1
S3	$-12,2$	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
S4	8	1,8	1,8	1,8	1,8	1,8
S5	–	4,514	2,39	1,055	0,455	1,555
S6	$-9,5$	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
S7	9,5	1,35	9,83	1,35	1,35	1,35
–	–	96,75	96,75	96,75	96,75	96,75
S8	176,4	1	1	1	1	1
S9	52,2	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5
S10	$-59,85$	46	46	46	46	46

CH 711 778 B1

S11	111,5	8	8	8	8	8
S12	-75,6	2	2	2	2	2
S13	-187,4	195,15	195,15	195,15	195,15	195,15
Bild						

Tabelle 1

[0161] Die optisch wirksamen Flächen der Konfigurationen, welche in den Fig. 6A bis 7C wiedergegeben sind, weisen die in der Tabelle 1 wiedergegebenen Krümmungsradien und Abstände auf. Wie mit Bezug auf die Fig. 5 dargelegt wurde, weist die zweite bewegbare optische Einheit 11 die optisch wirksamen Flächen S1 bis S5 auf. Die erste bewegbare optische Einheit weist die optisch wirksamen Flächen S6 und S7 auf. Die dritte optische Einheit weist die optisch wirksamen Flächen S8 bis S10 auf. Das Objektiv weist die optisch wirksamen Flächen S11 bis S13 auf.

Fläche	Durchmesser mm	Medium	Brechzahl bei 1060 nm
S1	9	PSK52	1,5919
S2	9	SF57	1,8119
S3	9	AIR	
S4	9	PSK52	1,5919
S5	9	AIR	
S6	5	LASF11	1,7813
S7	5	AIR	
S8	20	SF57	1,5919
S9	20	PSK52	1,8119
S10	20	AIR	
S11	50	CAF2	1,4285
S12	50	BAF3	1,5687
S13	50	AIR	

Tabelle 2

[0162] Die Durchmesser der optisch wirksamen Flächen, die Materialien der optischen Elemente sowie die Brechzahl, welche diese Materialien bei einer Wellenlänge des Messstrahls von 1060 Nanometer aufweisen, sind in der Tabelle 2 wiedergegeben.

[0163] In der Konfiguration der Fig. 7B erzeugt die erste optische Komponente, welche aus der ersten bewegbaren optischen Einheit 11 und der zweiten bewegbaren optischen Einheit 12 besteht, innerhalb der variablen Optik weder einen reellen Fokus noch einen virtuellen Fokus. In der Konfiguration der Fig. 7B ist die variable Optik so konfiguriert, dass die Brennebenen-Position der Hauptebeine des objektseitigen Strahlausgangs der ersten optischen Komponente ausserhalb der variablen Optik angeordnet ist. Hingegen ist in den Konfigurationen der Fig. 7A, 6A, 6B, 7A und 7C diese Brennebene innerhalb der variablen Optik angeordnet.

[0164] Diese grosse Verschiebbarkeit der Brennebenen-Position ermöglicht es, die Defokussierung des Messstrahls 9 in der Objektebene 40 an einen grossen Bereich an Fehlsichtigkeiten des Auges anzupassen. Insbesondere ist es dadurch möglich, den in der Fig. 7B dargestellten divergenten Messstrahl in der Objektebene 40 zu erzeugen, welcher eine Untersuchung von Augen erlaubt, welche eine Fehlsichtigkeit von -5 dpt aufweisen.

[0165] Die Fig. 8 illustriert den Aufbau der Kollektroptik 22 für das OCT-System des in der Fig. 1 dargestellten optischen Systems 1. Die Kollektroptik 22 weist eine veränderbare Brennweite auf. Die Brennweite der Kollektroptik 22 ist so steuerbar veränderbar, dass für verschiedene Werte der Brennweite der Abschnitt 69 des Messstrahls 9, welcher von der Kollektroptik 22 ausfällt, jeweils parallel ist. Für die verschiedenen Werte der Brennweite ist ein Durchmesser des Ab-

schnitts 69 jeweils verschieden. Daher verursachen die verschiedenen Werte der Brennweite der Kollektroptik verschiedene Werte der numerischen Apertur des auf den Messfokus 43 zulaufenden Abschnitts des Messstrahls 9.

[0166] Diese Ausführung der Kollektroptik 22 ermöglicht es, die variable Optik für die Funktion der Verstellung der axialen Messfokus-Position zu optimieren, da die variable Optik nicht mehr die Funktion der Einstellung der numerischen Apertur übernehmen muss. Die Verschiebung des Messfokus entlang der Achse des Messstrahls wird dann durch die Ansteuerung der variablen Optik bewirkt, die Einstellung der numerischen Apertur des Messstrahls am Messfokus jedoch durch die Ansteuerung der Kollektroptik bewirkt. Durch die Aufteilung dieser zwei Funktionen auf zwei getrennte optische Systeme können erweiterte Bereiche für die Einstellung der axialen Messfokusposition und/oder der numerischen Apertur erhalten werden. Des Weiteren wird dadurch ermöglicht, die variable Optik kompakter aufzubauen, wodurch eine Platzersparnis im Umgebungsbereich des Objektivs bewirkt wird. Des Weiteren wird dadurch erreicht, dass der Messstrahl 9 als paralleler Strahl durch das Scansystem 30 geführt wird, anstatt als konvergenter oder divergenter Strahl. Dadurch wird verhindert, dass die Bildqualität der OCT-Daten durch Doppler-Effekte beeinträchtigt wird, wenn die Scanspiegel nicht perfekt relativ zueinander ausgerichtet sind. Ferner wird dadurch vermieden, dass die Beziehung zwischen der Scanposition und dem Drehwinkel der Spiegel unterschiedlich ist für die Scanspiegel.

[0167] Die Fig. 8 zeigt den Aufbau der Kollektroptik 22. Die Kollektroptik 22 formt einen Abschnitt des Messstrahls, welcher aus der Lichtaustrittsfläche 25 der optischen Faser 23 austritt, in einen Abschnitt 69 des Messstrahls 9 um, welcher von der Kollektroptik 22 ausfällt und welcher für verschiedene Werte einer einstellbaren Brennweite der Kollektroptik 22 parallel ist.

[0168] Wie in der Fig. 8 gezeigt ist, weist die Kollektroptik 22 eine erste bewegbare optische Einheit 72 und eine zweite bewegbare optische Einheit 73 auf. Die erste bewegbare optische Einheit 72 weist eine negative Brechkraft auf. Die zweite bewegbare optische Einheit 73 weist eine positive Brechkraft auf. Die zweite bewegbare optische Einheit 73 ist, gesehen im objektgerichteten Lichtweg des Messstrahls 9, stromabwärts der ersten bewegbaren Einheit 72 angeordnet. Durch die zweite bewegbare Einheit 73 verlässt der Messstrahl 9 die Kollektroptik 22. Für verschiedene Werte der einstellbaren Brennweite der Kollektroptik 22 ist der Abschnitt 69 des ausfallenden Messstrahls 9 jeweils parallel.

Fläche	Radius (mm)	Dicke (mm)			Durchmesser (mm)	Glass	Brechungsindex bei 1060 nm
		Zoom 1	Zoom 2	Zoom 3			
–	–	4,52	4,52	4,52		Luft	1,0000
S15	5,54	0,50	0,50	0,50	2,00	SF57	1,8119
S16	2,30	0,80	0,80	0,80	2,00	PSK52	1,5919
S17	–3,80	1,00	1,00	1,00	2,00	AIR	1,0000
S18	12,65	0,80	0,80	0,80	3,20	PSK52	1,5919
S19	–25,00	7,171	4,95	0,511	3,20	AIR	1,0000
S20	–7,32	0,50	0,50	0,50	2,00	SF57	1,8119
S21	7,32	0,511	4,95	7,171	2,00	AIR	1,0000
S22	25,00	0,80	0,80	0,80	3,20	PSK52	1,5919
S23	–12,65	2,218	0	2,218	3,20	AIR	1,0000

Tabelle 3

[0169] Die Kollektroptik 22 weist eine dritte optische Einheit 71 auf, welche stromaufwärts der ersten bewegbaren Einheit 72 angeordnet ist. Die dritte optische Einheit 71 weist eine positive Brechkraft auf. Des Weiteren weist die Kollektroptik 22 eine vierte optische Einheit 70 auf. Die vierte optische Einheit 70 ist stromaufwärts der dritten optischen Einheit 71 angeordnet und weist ebenfalls eine positive Brechkraft auf. Durch die vierte optische Einheit 70 tritt der Messstrahl 9 in die Kollektroptik 22 ein. Ein Abschnitt 75 des Messstrahls 9, welcher von der vierten optischen Einheit 70 ausfällt, ist parallel. Zwischen der vierten optischen Einheit 70 und der dritten optischen Einheit 71 ist eine Blende 74 angeordnet.

[0170] Die Kollektroptik 22 ist so konfiguriert, dass für verschiedene Werte der Brennweite der Kollektroptik ein Durchmesser des Abschnitts 69 des Messstrahls 9, welcher von der Kollektroptik 22 ausfällt, auf verschiedene Werte steuerbar einstellbar ist. Für die verschiedenen Werte des Durchmessers ist der Abschnitt 69 des Messstrahls 9, welcher von der Kollektroptik 22 ausfällt, parallel. Dadurch sind verschiedene Werte der numerischen Apertur am Messfokus einstellbar,

wobei für jeden der verschiedenen Werte der Messstrahl 9 als paralleler Strahl durch die Scaneinrichtung 30 (gezeigt in der Fig. 1) durchtritt.

[0171] Die optisch wirksamen Flächen der Kollektoroptik 22, welche in der Fig. 8 wiedergegeben sind, weisen die in der Tabelle 3 wiedergegebenen Krümmungsradien, Abstände und Durchmesser auf. Ferner sind in der Tabelle 3 die Materialien der optischen Elemente sowie die Brechzahlen wiedergegeben, welche diese optischen Elemente bei einer Wellenlänge des Messstrahls von 1060 Nanometer aufweisen. Die erste bewegbare optische Einheit 72 weist die optisch wirksamen Flächen S20 und S21 auf. Die zweite bewegbare optische Einheit 73 weist die optisch wirksamen Flächen S22 und S23 auf. Die dritte optische Einheit 71 weist die optisch wirksamen Flächen S18 und S19 auf. Die vierte optische Einheit 70 weist die optisch wirksamen Flächen S15, S16 und S17 auf. Die vierte optische Einheit 70 kann als Kittglied ausgeführt werden.

[0172] Die Fig. 9A bis 9C zeigen drei Konfigurationen der Kollektoroptik 22, um unterschiedliche Durchmesser des parallelen ausfallenden Abschnitts 69 des Messstrahls zu erzeugen. Die in der Fig. 9A gezeigte Konfiguration der Kollektoroptik 22 erzeugt einen Durchmesser p_1 mit einem Wert von 0,36 Millimeter. Die in der Fig. 9B gezeigte Konfiguration der Kollektoroptik 22 erzeugt einen Durchmesser p_2 mit einem Wert von 0,72 Millimeter. Die in der Fig. 9C gezeigte Konfiguration der Kollektoroptik 22 erzeugt einen Durchmesser p_3 mit einem Wert von 1,44 Millimeter.

[0173] Wie in der Fig. 1 gezeigt ist, weist das optische System 1 eine Fixierlicheinrichtung 87 auf zur Erzeugung eines reellen oder virtuellen Fixierpunktes für das Auge. Der reelle oder virtuelle Fixierpunkt ist durch den Patienten mit dem zu untersuchenden Auge 7 anblickbar, insbesondere wenn das Auge so positioniert ist, dass sich die Hornhaut in der Objektebene 40 befindet. Durch das Anblicken des Fixierpunktes erfolgt eine zentrale Fixierung des Fixierpunktes durch das Auge 7. Bei der zentralen Fixierung befindet sich das Bild des Fixierpunktes in der Foveolamitte des Auges 7. Mikrobewegungen des Auges werden hierbei vernachlässigt. Die Foveola ist das Gebiet des schärfsten Sehens innerhalb der Fovea. Der Durchmesser der Foveola beträgt etwa 0,33 Millimeter.

[0174] Der Fixierpunkt kann durch ein reelles oder virtuelles Bild definiert sein, welches durch die Fixierlicheinrichtung 87 erzeugt wird. Das reelle oder virtuelle Bild kann beispielsweise ein Fadenkreuz oder ein Kreis sein. Der Fixierpunkt kann dann beispielsweise das Zentrum des Fadenkreuzes oder das Zentrum des Kreises sein.

[0175] Die Fixierlicheinrichtung 87 umfasst eine Fixierlicheinheit 80. Die Fixierlicheinheit 80 weist eine Fixierlichtquelle auf, welche ein Fixierlicht 81 erzeugt, welches durch ein Umlenkelement 82 auf das Objektiv 29 gelenkt wird. Das Fixierlicht 81 durchsetzt das Objektiv 29. Es ist denkbar, dass das Fixierlicht auch die variable Optik 10 durchsetzt. Die Fixierlichtquelle kann beispielsweise eine LED und/oder einen Laser aufweisen. Das Fixierlicht 81 kann eine Lichtwellenlänge des sichtbaren Spektrums aufweisen, durch welche das Fixierlicht 81 für den Patienten gut vom Beleuchtungslicht einer Objektebenen-Beleuchtung (nicht gezeigt in der Fig. 1) des optischen Systems 1 unterscheidbar ist. Beispielsweise kann diese Lichtwellenlänge im grünen Spektralbereich liegen. Alternativ oder zusätzlich kann das optische System 1 so konfiguriert sein, dass sich die Intensität des Fixierlichts 81 entsprechend einem zeitlichen Muster verändert. Beispielsweise kann die Intensität des Fixierlichts 81 zeitlich periodisch an- und abschwellen, und/oder das Fixierlicht 81 kann zeitlich getriggert sein. Ein zeitlich getriggertes Fixierlicht kann beispielsweise ein blinkendes Fixierlicht sein.

[0176] Der reelle oder virtuelle Fixierpunkt, welcher von der Fixierlicheinrichtung 87 erzeugt wird, weist einen grossen Abstand von der Objektebene 40 auf. Daher erfolgt bei zentraler Fixierung des Fixierpunktes eine Ausrichtung der Sehachse des Auges 7 entlang einer definierten Sehachsenrichtung, und zwar im Wesentlichen unabhängig von der Position des Auges in einer Richtung senkrecht zur Sehachsenrichtung.

[0177] In dem optischen System 1, welches in der Fig. 1 dargestellt ist, ist das Fixierlicht 81 so konfiguriert, dass diese definierte Sehachsenrichtung parallel zur optischen Achse OA des Objektivs 29 verläuft. Ferner ist das OCT-System 2 so konfiguriert, dass die Achse des Messstrahls 9 entlang der optischen Achse OA des Objektivs 29 verläuft.

[0178] Dadurch wird eine präzise Vermessung der Vorderkammertiefe, der Linsendicke und der axialen Länge des Auges ermöglicht. Dies wird nachfolgend mit Bezug auf die Fig. 10A und 10B erläutert.

[0179] Die Fig. 10A zeigt das Auge 7 in einem Zustand, in welchem der Fixierpunkt zentral fixiert wird. Die Fixierungs-Sehachse des Auges, das heisst die Sehachse des Auges im Zustand der zentralen Fixierung, ist mit dem Bezugszeichen FA gekennzeichnet. In diesem Zustand befindet sich das Bild 79 des Fixierpunktes in der Foveolamitte 78. Die Fixierungs-Sehachse FA ist definiert als die Verbindungslinie zwischen der Foveolamitte 78 und dem Fixierpunkt, wenn sich das Auge im Zustand der zentralen Fixierung befindet.

[0180] Das Auge ist relativ zum optischen System so positioniert, dass bei einer Scaneinstellung des Scansystems eine Achse des einfallenden Abschnitts des Messstrahls 9 entlang oder im Wesentlichen entlang der Fixierungs-Sehachse FA verläuft. Dies ermöglicht es, durch OCT-Messungen eine Vielzahl anatomischer Parameter mit hoher Präzision zu ermitteln, wie beispielsweise die Vorderkammertiefe 82, die Linsendicke 83, der Abstand 84 zwischen der hinteren Linsenkapsel 85 und der Retina 77 sowie die axiale Länge 86 des Auges 7.

[0181] Die Fig. 10B stellt im Vergleich zur Fig. 10A das Auge in einem Zustand dar, in welchem der Fixierpunkt nicht zentral fixiert wird. Das Bild 79 des Fixierpunktes befindet sich dann ausserhalb der Foveolamitte 78. Wie an der Fig. 10B zu erkennen ist, weichen dann die entlang der Achse des Messstrahls 9 gemessenen Längen 88a, 89a, 90a und 86a

ab von den in der Fig. 10A dargestellten anatomischen Parametern der Vorderkammertiefe 82, der Linsendicke 83, des Abstandes 84 zwischen der hinteren Linsenkapsel 85 und der Retina 77, und der axialen Länge 86 des Auges 7.

[0182] Wie mit Bezug auf die Fig. 11A und 11B erläutert wird, ist das optische System so ausgebildet, dass der Zustand der zentralen Fixierung überprüfbar ist abhängig von OCT-Daten, welche von der Retina erfasst werden.

[0183] Die Fig. 11A zeigt einen ersten B-Scan, welcher einen Querschnitt durch die oberen Schichten 91, 92, 93, 94 der Retina wiedergibt. Die OCT-Daten der Fig. 11A wurden in dem Zustand erfasst, welcher in der Fig. 10A wiedergegeben ist, das heisst in einem Zustand, in welchem der Fixierpunkt durch das Auge zentral fixiert wird. Der B-Scan kann einen Teil eines Volumenscans repräsentieren. Der Querschnitt ist so konfiguriert, dass er das Bild der Foveolamitte enthält. Daher ist in dem B-Scan die Einsenkung 95 der Fovea zu erkennen, welche die Foveola repräsentiert. Die Foveolamitte befindet sich bei einer Scanposition SP.

[0184] Die Fig. 11B zeigt einen zweiten B-Scan bei den gleichen Scanpositionen wie in der Fig. 11A. Die OCT-Daten der Fig. 11B wurden jedoch in dem Zustand des Auges erfasst, welcher in der Fig. 11B wiedergegeben ist, und in welchem der Fixierpunkt durch das Auge nicht zentral fixiert wird.

[0185] In den OCT-Daten, welche in der Fig. 11B wiedergegeben sind, erscheint daher an der Scanposition SP nicht die Foveolamitte, wie dies in den OCT-Daten der Fig. 11A wiedergegeben ist. Folglich ist anhand der OCT-Daten überprüfbar, ob sich das Auge in einem Zustand befindet, in welchem der Fixierpunkt zentral fixiert wird.

[0186] Das optische System ist ausgebildet, abhängig von den OCT-Daten zu bestimmen, ob sich das Bild der Foveolamitte an der Scanposition SP befindet und/oder ob eine Abweichung des Bildes der Foveolamitte von der Scanposition SP sich innerhalb einer vorbestimmten Grenze befindet. Dadurch ist es möglich, zu bestimmen, ob Parameter, welche durch Messungen am Auge erfasst wurden, innerhalb einer geforderten Genauigkeit liegen. Die OCT-Daten können einen zweidimensionalen Scan oder einen Volumenscan repräsentieren.

[0187] Die Scanposition SP kann beispielsweise dadurch bestimmt werden, dass OCT-Daten von der Retina über einen längeren Zeitraum erfasst werden, bei welchem das Fixierlicht aktiviert ist. Bei aktiviertem Fixierlicht befindet sich das Auge überwiegend in einem Zustand der zentralen Fixierung. Ist das Auge rechtsichtig und nicht akkommodiert, so ist die Scanposition SP diejenige, in welcher die Achse des auf das Auge einfallenden Abschnitts des Messstrahls parallel zur Fixierungs-Sehachse verläuft. In dem System, welches in der Fig. 1 dargestellt ist, ist dies dann die Scanposition, bei welcher der Messstrahl 9 entlang der optischen Achse verläuft.

[0188] Folglich wird durch das optische System in einfacher Weise ermöglicht, abhängig von OCT-Daten, welche von der Retina erfasst werden, den Zustand der zentralen Fixierung zu überprüfen.

[0189] Insbesondere können dadurch die in der Fig. 10A dargestellten anatomischen Parameter zuverlässig während einer Kataraktoperation bestimmt werden.

[0190] Bei der Überprüfung des Zustandes der zentralen Fixierung abhängig von den OCT-Daten muss sich der Messfokus nicht unbedingt im Bereich der Retina befinden. Es ist denkbar, OCT-Daten von auszumessenden anatomischen Strukturen innerhalb des Auges gleichzeitig mit OCT-Daten von der Retina zu erfassen. Eine solche anatomische Struktur kann beispielsweise die natürliche Linse sein. Der Messfokus kann sich hierbei ausserhalb der Retina befinden, wie beispielsweise in der natürlichen Linse oder im Bereich zwischen der natürlichen Linse und der Retina, wobei der axiale Messbereich jedoch bis zur Retina reicht.

[0191] Abhängig von den OCT-Daten kann dann einerseits die anatomische Struktur ausgemessen werden und andererseits geprüft werden, ob sich das Auge im Zustand der zentralen Fixierung befindet. Das optische System gemäss dem Ausführungsbeispiel erlaubt es hierbei, durch die Ansteuerung der variablen Optik und/oder durch die Ansteuerung der Kollektroptik die axiale Position des Messfokus und/oder die numerische Apertur am Messfokus entsprechend zu konfigurieren.

[0192] Zur Vermessung der Augenlänge ist es alternativ auch denkbar, dass OCT-Daten zu unterschiedlichen Zeitpunkten zu erfassen, sodass die Daten unterschiedliche Zustände des Auges repräsentieren.

[0193] Bei entsprechender Wahl der Anzahl und der zeitlichen Distanz der unterschiedlichen Zeitpunkte repräsentieren dann die Messwerte die axiale Länge 86 (gezeigt in der Fig. 10A) im Zustand der zentralen Fixierung 86 und andererseits Messwerte in Zuständen, welche von der zentralen Fixierung abweichen, wie den Messwert 86a (gezeigt in der Fig. 10B). Es hat sich gezeigt, dass im Zustand der zentralen Fixierung die gemessenen Werte maximal sind. Werden also Messwerte über einen längeren Zeitraum erfasst, so repräsentieren die Maximalwerte die axiale Länge des Auges. Zur Erfassung von Vergleichswerten, in welchen das Auge sich nicht im Zustand der zentralen Fixierung befindet, kann das Fixierlicht ausgeschaltet werden.

Patentansprüche

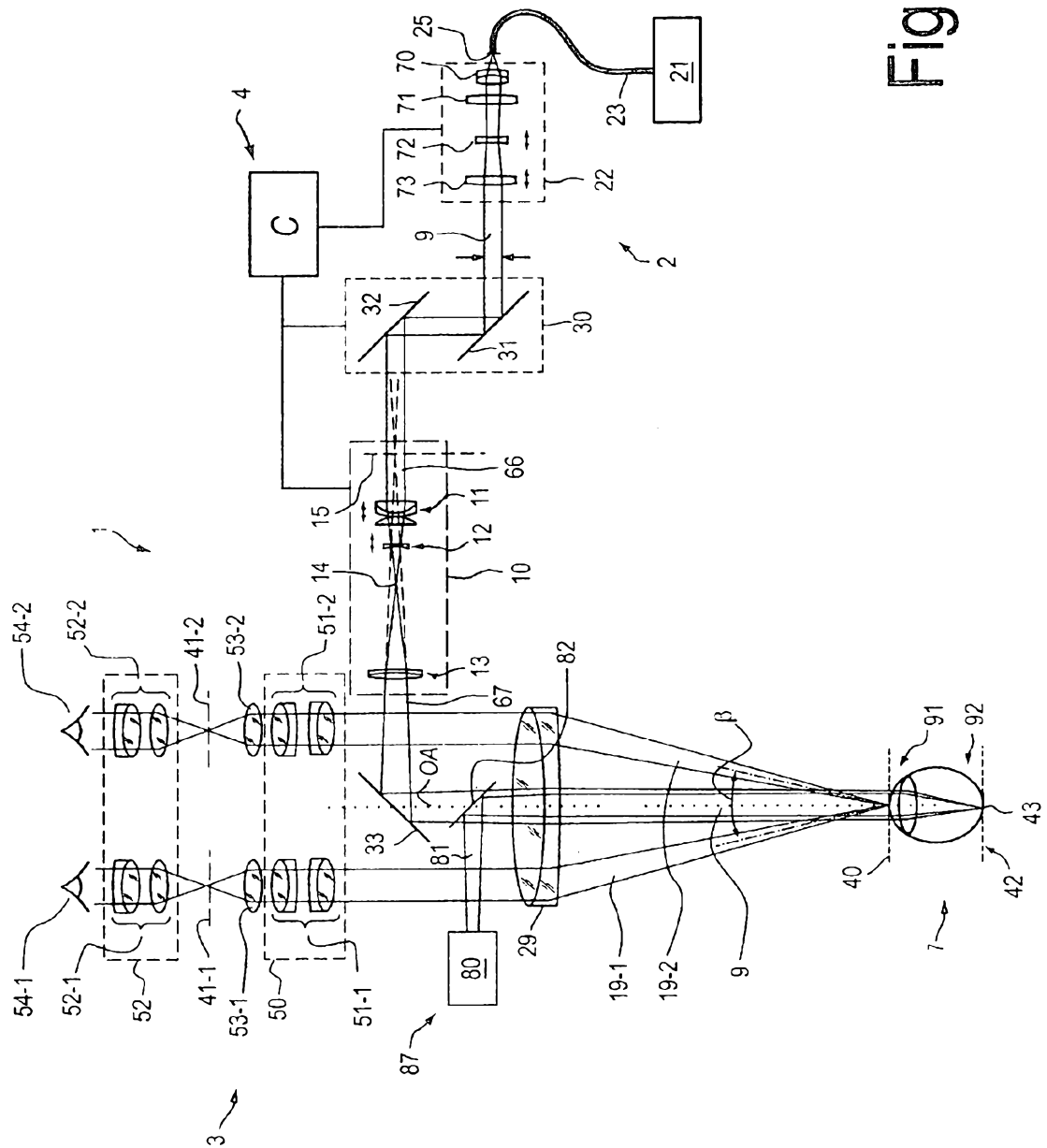
1. Optisches System (1) zur Untersuchung eines Auges (7), wobei das optische System (1) aufweist:
ein OCT-System (2), welches konfiguriert ist, einen Messstrahl (9) zu erzeugen, welcher auf das Auge (7) auftrifft;

wobei das OCT-System (2) ein Objektiv (29) und eine variable Optik (10) aufweist, wobei die variable Optik (10), gesehen relativ zu einem objektgerichteten Lichtweg des Messstrahls (9), stromaufwärts des Objektivs (29) angeordnet ist; wobei die variable Optik (10) eine erste optische Komponente aufweist, welche eine optisch wirksame Eintrittsfläche aufweist, durch welche der Messstrahl (9), im objektgerichteten Lichtweg, in die variable Optik (10) eintritt und wobei die erste optische Komponente ferner eine Brennebene einer Hauptebene eines objektseitigen Strahlausgangs der ersten optischen Komponente aufweist;

wobei die variable Optik (10) steuerbar in eine erste Konfiguration konfigurierbar ist, in welcher sich eine Position der Brennebene der ersten optischen Komponente innerhalb der variablen Optik (10) befindet; und die variable Optik steuerbar in eine zweite Konfiguration konfigurierbar ist, in welcher sich die Position der Brennebene der ersten optischen Komponente ausserhalb der variablen Optik (10) befindet.

2. Optisches System (1) gemäss Anspruch 1, wobei die erste optische Komponente eine steuerbar veränderbare Brennweite aufweist.
3. Optisches System (1) zur Untersuchung eines Auges (7), wobei das optische System (1) aufweist:
ein OCT-System (2), welches konfiguriert ist, einen Messstrahl (9) zu erzeugen, welcher auf das Auge (7) auftrifft;
wobei das OCT-System (2) ein Objektiv (29) und eine variable Optik (10) aufweist, wobei die variable Optik (10), gesehen relativ zu einem objektgerichteten Lichtweg des Messstrahls (9), stromaufwärts des Objektivs (29) angeordnet ist; wobei die variable Optik (10) eine erste optische Komponente aufweist, welche eine optisch wirksame Eintrittsfläche aufweist, durch welche der Messstrahl (9), im objektgerichteten Lichtweg, in die variable Optik (10) eintritt und wobei die erste optische Komponente ferner eine Brennebene einer Hauptebene eines objektseitigen Strahlausgangs der ersten optischen Komponente aufweist; wobei die variable Optik (10) eine erste Konfiguration aufweist, in welcher sich eine Position der Brennebene der ersten optischen Komponente innerhalb der variablen Optik (10) befindet; und wobei die erste optische Komponente eine steuerbar veränderbare Brennweite aufweist.
4. Optisches System (1) gemäss einem der vorangehenden Ansprüche, wobei in der ersten Konfiguration die variable Optik (10) ein im Wesentlichen afokales System ist.
5. Optisches System (1) gemäss einem der vorangehenden Ansprüche, wobei in der ersten Konfiguration eine zweite optische Komponente der variablen Optik (10) einen Punkt an der Position der Brennebene der ersten optischen Komponente objektseitig im Wesentlichen nach unendlich abbildet.
6. Optisches System (1) gemäss einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei die variable Optik (10) ferner eine zweite optische Komponente aufweist, welche, relativ zu einem objektgerichteten Lichtweg des Messstrahls (9), stromabwärts der ersten optischen Komponente angeordnet ist;
wobei in der ersten Konfiguration eine Brennweite einer Hauptebene eines lichtquellenseitigen Strahleingangs der zweiten optischen Komponente grösser ist als ein 1,5faches einer Brennweite der Hauptebene des objektseitigen Strahlausgangs der ersten Komponente.
7. Optisches System (1) gemäss einem der vorangehenden Ansprüche,
wobei die variable Optik (10) ferner steuerbar in eine zweite Konfiguration konfigurierbar ist, in welcher sich die Position der Brennebene der ersten Komponente ausserhalb der variablen Optik (10) befindet;
wobei eine Brennweite der Hauptebene des objektseitigen Strahlausgangs der ersten optischen Komponente in der zweiten Konfiguration grösser ist als in der ersten Konfiguration.
8. Optisches System (1) gemäss einem der vorangehenden Ansprüche, wobei das optische System (1) eine Fixierlicheinrichtung aufweist zur Erzeugung eines Fixierpunktes für ein Auge, welches an einer Position eines Objektabstandes vom Objektiv angeordnet ist, wobei der Objektabstand einen Wert zwischen 50 Millimeter und 400 Millimeter aufweist.
9. Optisches System (1) gemäss Anspruch 8, wobei das OCT-System (10) ein Scansystem (30) aufweist, wobei bei einer Scaneinstellung des Scansystems (30) eine Achse des Messstrahls (9) im Wesentlichen parallel zu einer Sehachse des Auges (7) verläuft, wenn das Auge (7) den Fixierpunkt zentral fixiert.
10. Optisches System (1) gemäss einem der vorangehenden Ansprüche, ferner aufweisend ein Mikroskopiesystem (3), welches konfiguriert ist, einen Beobachtungskanal (19-1) zu erzeugen, wobei mit Hilfe des Beobachtungskanals (19-1) ein Bild in einer Bildebene (41-1) erzeugbar ist von einem Objektbereich des Auges, welcher in einer Objektebene (40) angeordnet ist;
wobei der Beobachtungskanal (19-1) das Objektiv (29) durchsetzt und die Objektebene (40) sich an der Position des Objektabstandes befindet.
11. Optisches System (1) gemäss einem der vorangehenden Ansprüche, wobei mittels einer Ansteuerung der variablen Optik (10) für eine Hauptebene eines objektseitigen Strahlausgangs der variablen Optik (10) eine Vielzahl unterschiedlicher Brennebenen-Positionen steuerbar einstellbar sind.
12. Optisches System (1) gemäss einem der vorangehenden Ansprüche, wobei eine Brennweite einer Hauptebene eines objektseitigen Strahlausgangs der variablen Optik (10) auf unterschiedliche Werte steuerbar einstellbar ist, wobei bei jedem der Werte eine Brennebenen-Position der Hauptebene im Wesentlichen gleich ist.

13. Optisches System (1) gemäss einem der vorangehenden Ansprüche, wobei die variable Optik (10) in eine Vielzahl im Wesentlichen afokaler Konfigurationen steuerbar einstellbar ist, welche unterschiedliche Werte einer afokalen Strahlaufweitung aufweisen.
14. Optisches System (1) gemäss Anspruch 3, wobei mittels einer Ansteuerung der variablen Optik (10), für eine Hauptebene eines objektseitigen Strahlausgangs der variablen Optik (10) eine Vielzahl unterschiedlicher Brennebenen-Positionen steuerbar einstellbar sind; und wobei das optische System ferner so konfiguriert ist, dass
 - für zumindest eine der Brennebenen-Positionen die Brennweite der Hauptebene des objektseitigen Strahlausgangs der variablen Optik (10) auf unterschiedliche Werte steuerbar einstellbar ist, wobei bei jedem der Werte die Brennebenen-Position im Wesentlichen gleich ist; und/oder dass
 - die variable Optik (10) in eine Vielzahl im Wesentlichen afokaler Konfigurationen steuerbar einstellbar ist, welche unterschiedliche Werte einer afokalen Strahlaufweitung aufweisen.
15. Optisches System (1) gemäss einem der vorangehenden Ansprüche, wobei das optische System (1) so konfiguriert ist oder konfigurierbar ist, dass der Messstrahl (9) als im Wesentlichen paralleler Strahl auf die variable Optik (10) einfällt.
16. Optisches System (1) gemäss einem der Ansprüche 1 bis 8 oder 10 bis 15, wobei das OCT-System (2) ein Scansystem (30) zum Scannen des Messstrahls (9) aufweist, wobei das Scansystem (30), gesehen relativ zu einem objektgerichteten Lichtweg des Messstrahls (9), stromaufwärts der variablen Optik (10) angeordnet ist.
17. Optisches System (1) gemäss einem der Ansprüche 1 bis 8 oder 10 bis 15, wobei das OCT-System ein Scansystem (30) zum Scannen des Messstrahls (9) aufweist, wobei das Scansystem (30), gesehen relativ zu einem objektgerichteten Lichtweg des Messstrahls (9), stromabwärts der variablen Optik (10) angeordnet ist.
18. Optisches System (1) gemäss einem der vorangehenden Ansprüche, wobei die variable Optik (10) eine erste bewegbare optische Einheit (12) aufweist.
19. Optisches System (1) gemäss Anspruch 18, wobei die erste bewegbare optische Einheit (12) eine negative Brechkraft aufweist.
20. Optisches System (1) gemäss einem der vorangehenden Ansprüche, wobei die variable Optik (10) eine zweite bewegbare optische Einheit (11) aufweist, wobei
 - die zweite bewegbare optische Einheit (11) eine positive Brechkraft aufweist, und/oder
 - der Messstrahl durch die zweite bewegbare optische Einheit (11) in die variable Optik eintritt.
21. Optisches System (1) gemäss einem der vorangehenden Ansprüche, wobei die variable Optik (10) eine erste bewegbare optische Einheit (12) und eine zweite bewegbare optische Einheit (11) aufweist, wobei die erste bewegbare optische Einheit (12) eine negative Brechkraft aufweist und die zweite bewegbare optische Einheit (11) eine positive optische Brechkraft aufweist; wobei, gesehen relativ zum objektgerichteten Lichtweg des Messstrahls (9), die erste bewegbare optische Einheit (12) stromabwärts der zweiten bewegbaren optischen Einheit (11) angeordnet ist.
22. Optisches System gemäss einem der vorangehenden Ansprüche, wobei die variable Optik eine weitere optische Einheit (13) aufweist, wobei die weitere optische Einheit, gesehen relativ zu einem objektgerichteten Lichtweg des Messstrahls (9),
 - stromabwärts einer ersten bewegbaren optischen Einheit (12) der variablen Optik angeordnet ist, welche eine negative Brechkraft aufweist, und/oder
 - stromabwärts einer zweiten bewegbaren optischen Einheit (11) der variablen Optik angeordnet ist, welche eine positive Brechkraft aufweist; und/oder
 - der Messstrahl (9) die variable Optik (10) durch die weitere optische Einheit (13) verlässt; und/oder
 - die weitere optische Einheit (13) eine positive Brechkraft aufweist; und/oder
 - eine Position einer Brennebene einer Hauptebene eines lichtquellenseitigen Strahleingangs der weiteren optischen Einheit innerhalb der variablen Optik (10) angeordnet ist.



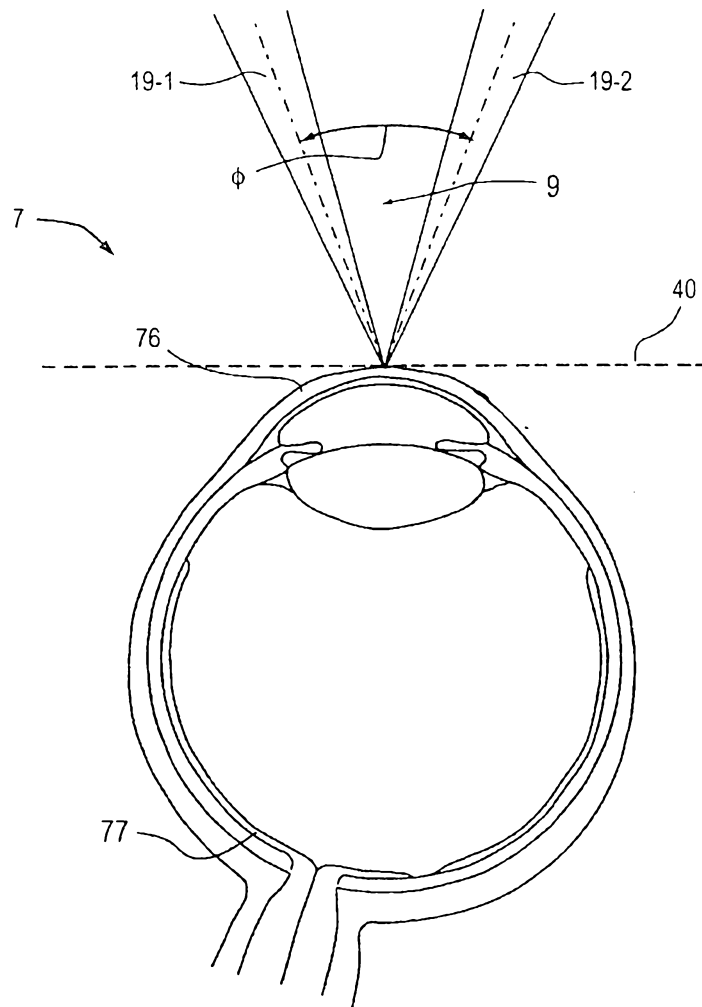


Fig. 2A

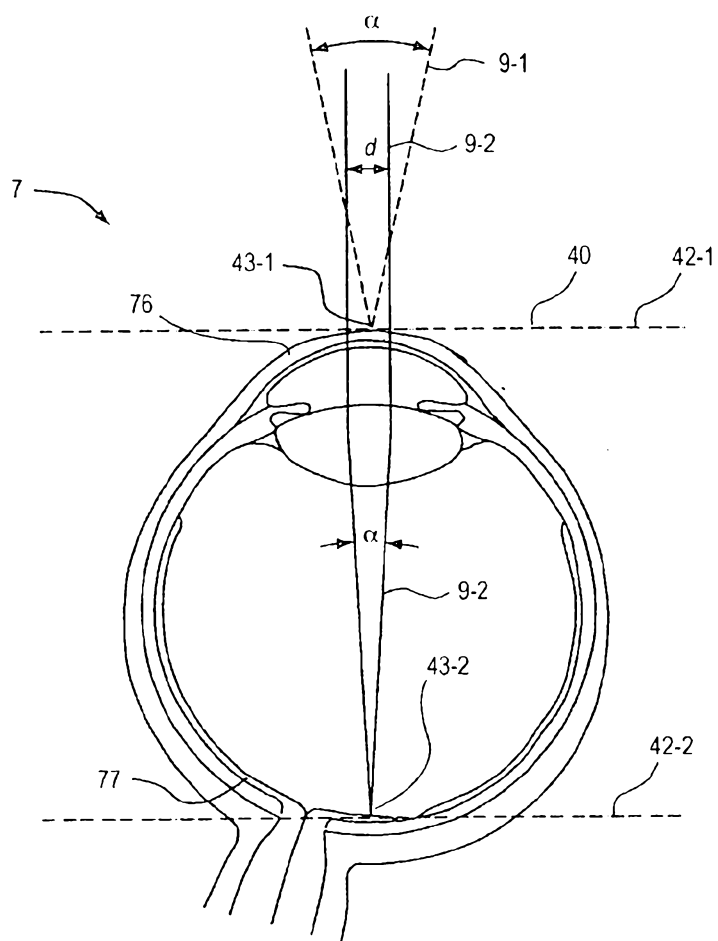


Fig. 2B

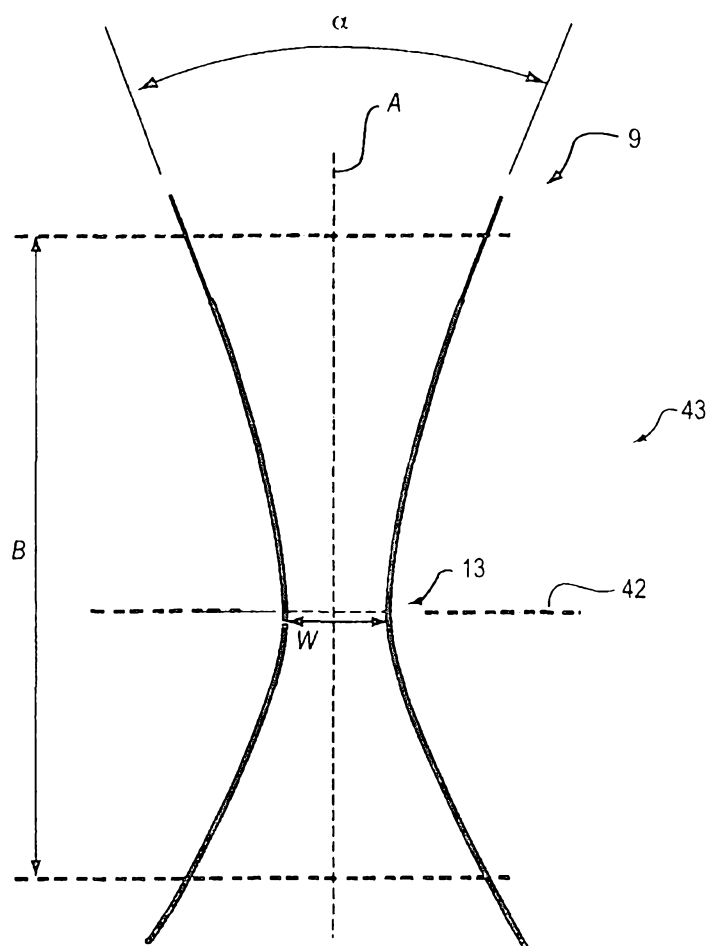


Fig. 3

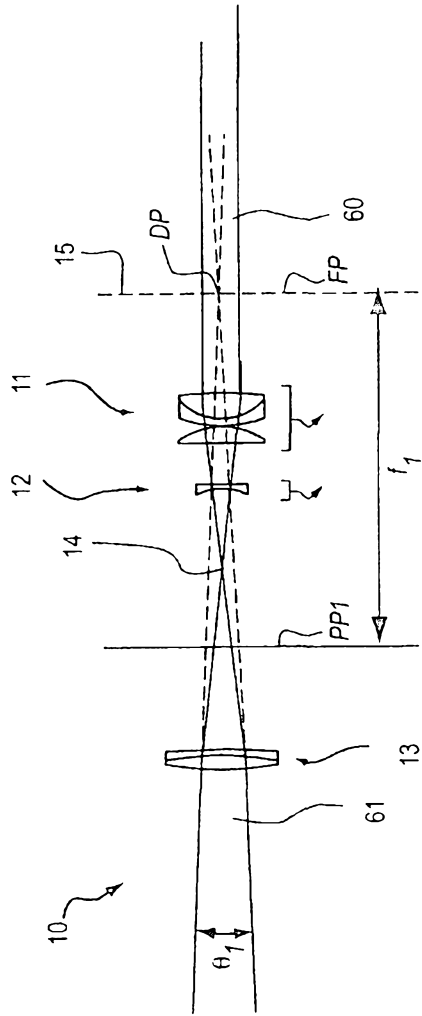


Fig. 4A

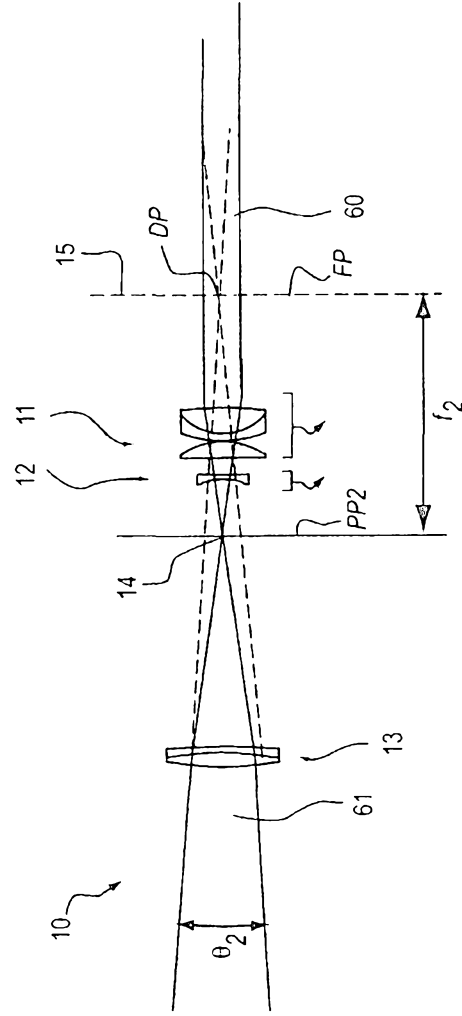


Fig. 4B

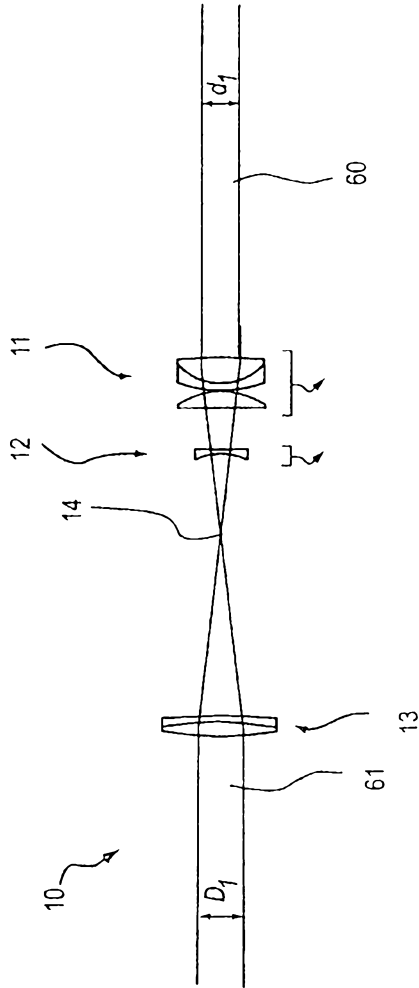


Fig. 4C

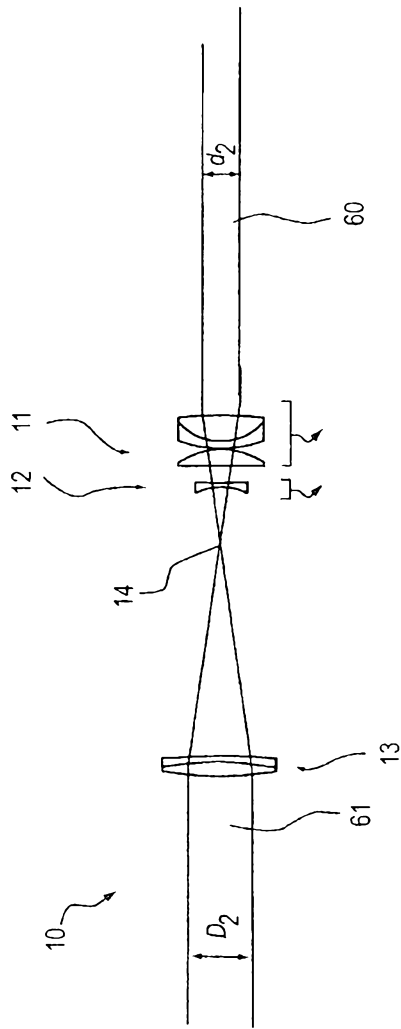


Fig. 4D

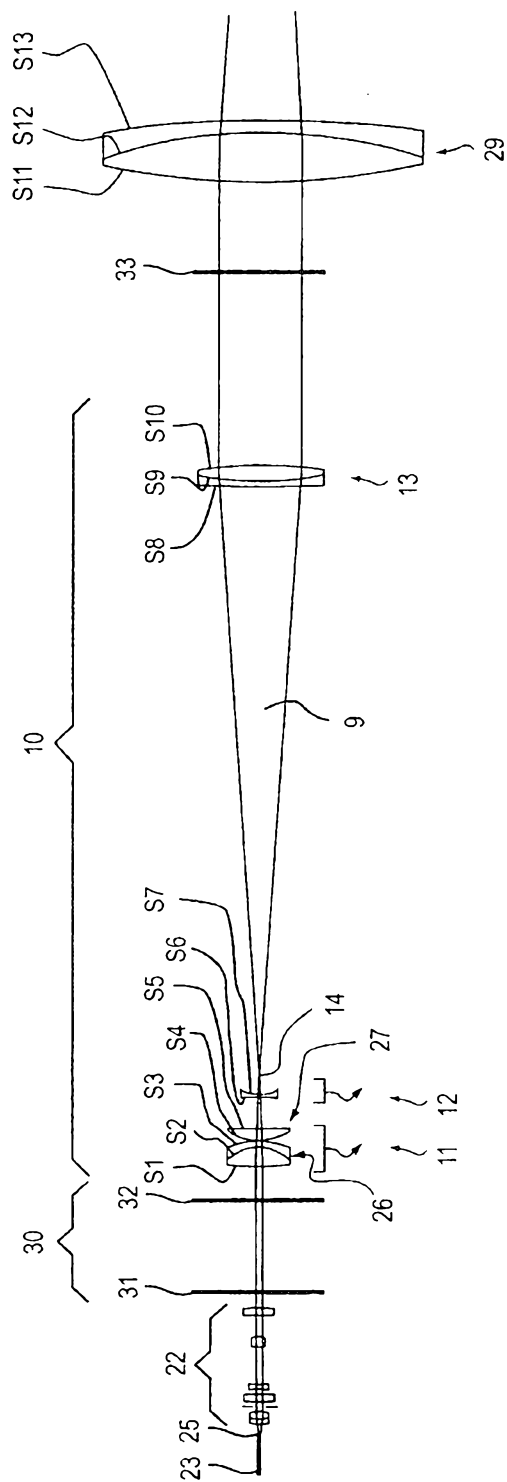


Fig. 5

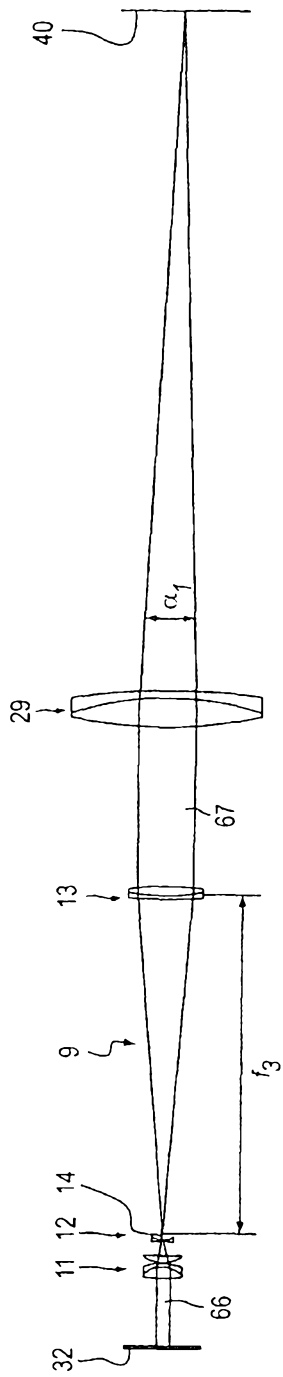


Fig. 6A

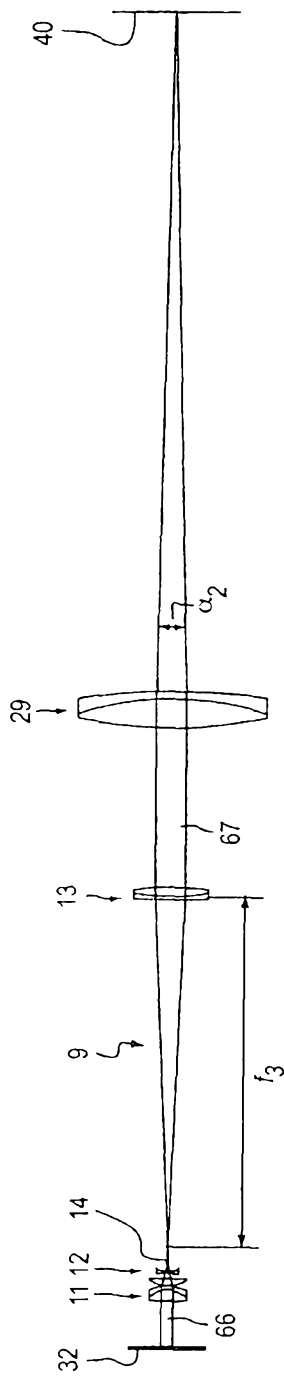


Fig. 6B

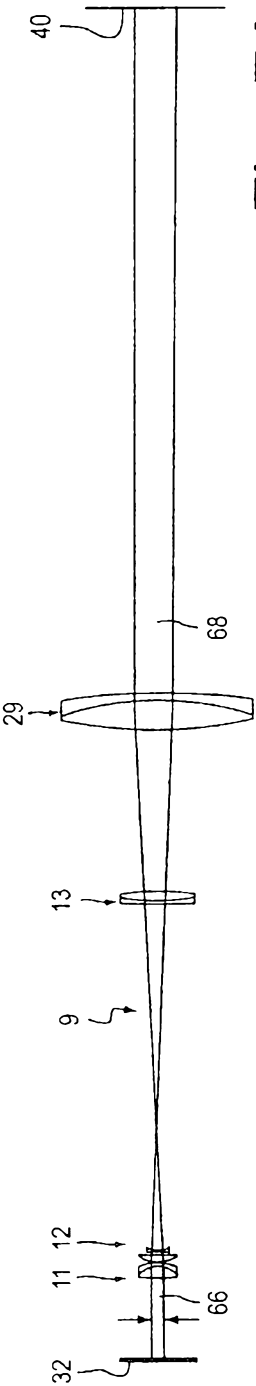


Fig. 7A

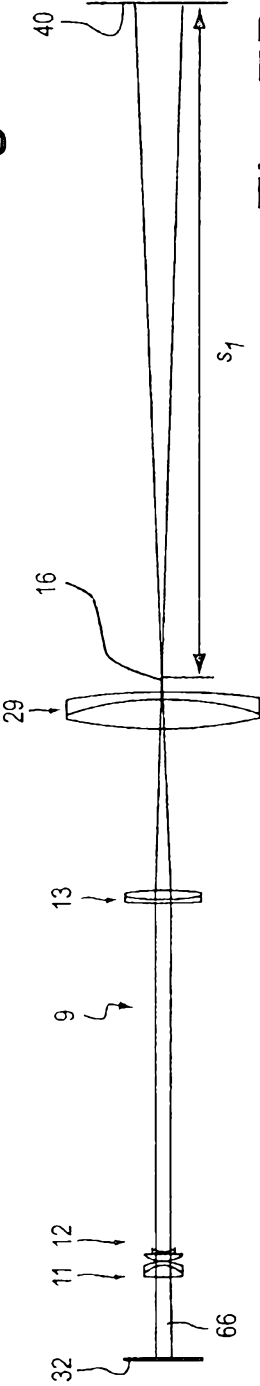


Fig. 7B

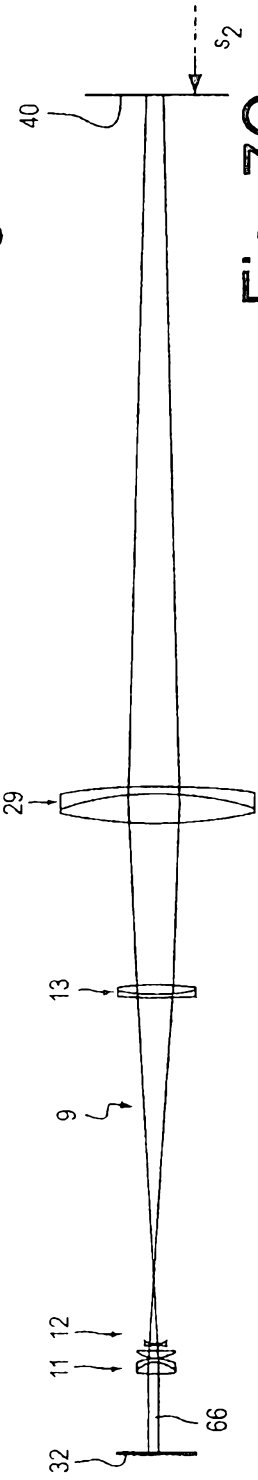


Fig. 7C

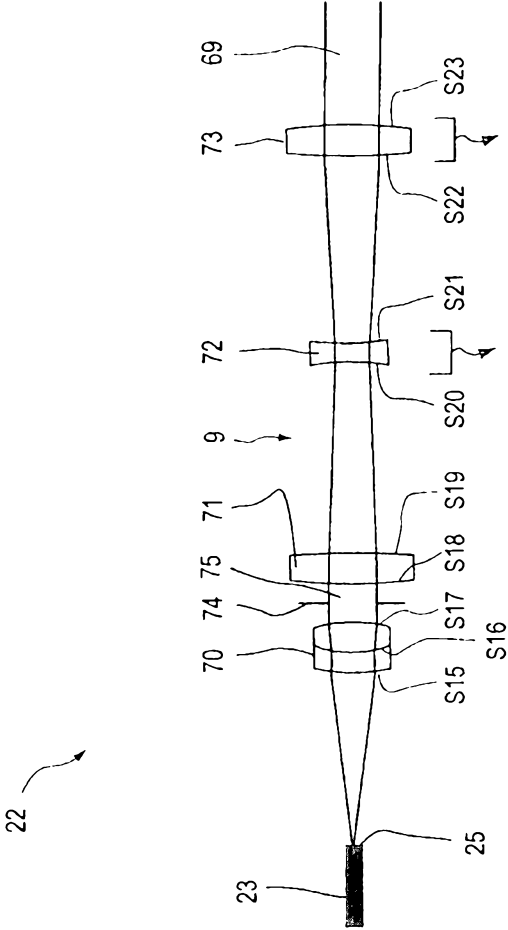


Fig. 8

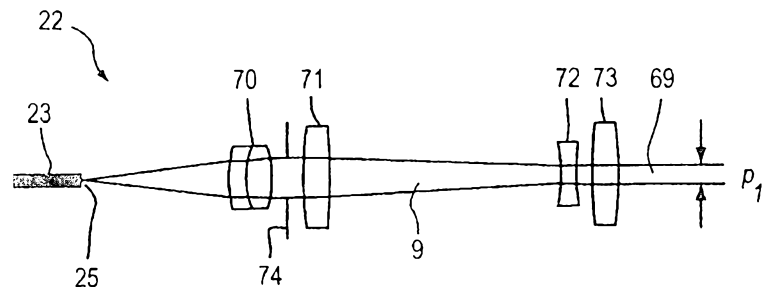


Fig. 9A

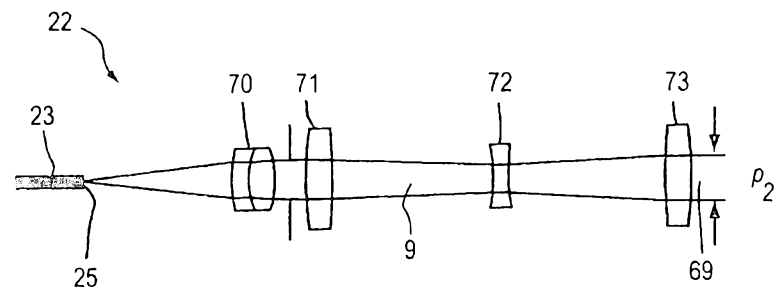


Fig. 9B

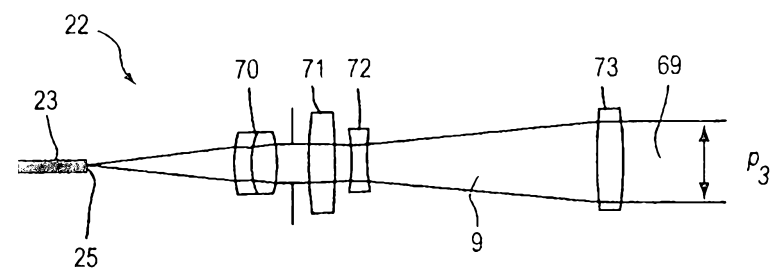


Fig. 9C

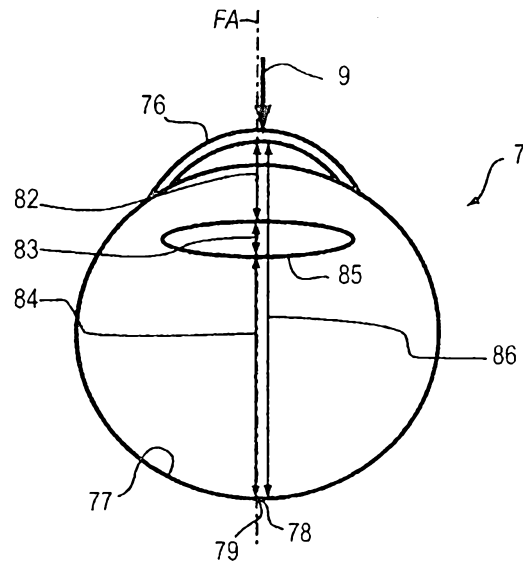


Fig. 10A

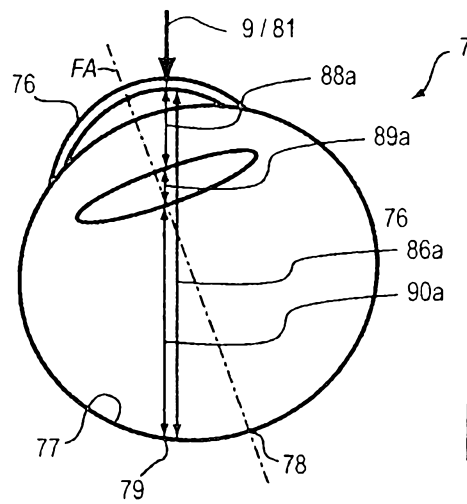


Fig. 10B

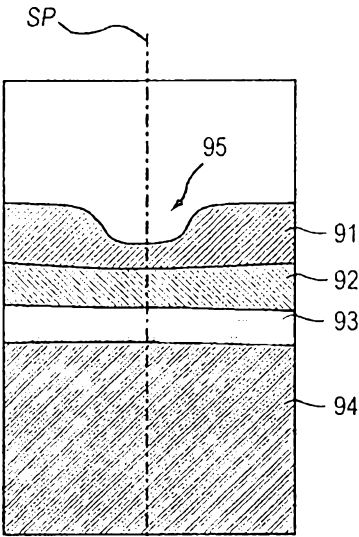


Fig. 11A

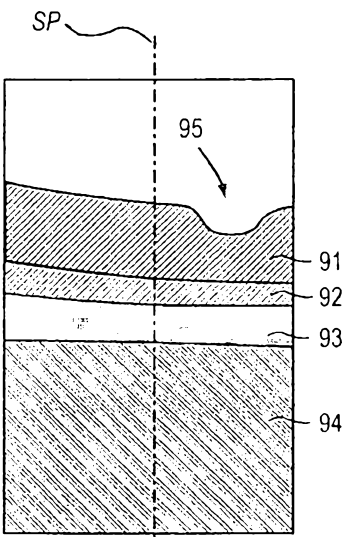


Fig. 11B