



(11) **EP 1 918 755 B1**

(12) **EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT**

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des Hinweises auf die Patenterteilung:
05.12.2012 Patentblatt 2012/49

(51) Int Cl.:
G02B 21/00 (2006.01) **A61B 5/00** (2006.01)
G01B 9/02 (2006.01) **A61B 19/00** (2006.01)
A61B 3/13 (2006.01) **A61B 3/12** (2006.01)

(21) Anmeldenummer: **07019795.9**

(22) Anmeldetag: **10.10.2007**

(54) **Ophthalamo-Operationsmikroskop mit OCT-System**

Ophthalmic operation microscope with OCT system

Microscope d'opération ophtalmique doté d'un système OCT

(84) Benannte Vertragsstaaten:
DE ES FR GB IT

(30) Priorität: **06.11.2006 DE 102006052513**
24.04.2007 DE 102007019680

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
07.05.2008 Patentblatt 2008/19

(60) Teilanmeldung:
12165225.9 / 2 482 113

(73) Patentinhaber: **Carl Zeiss Meditec AG**
07745 Jena (DE)

(72) Erfinder:
• **Reimer, Peter**
73479 Ellwangen (DE)

- **Abele, Alfons**
73527 Schwäbisch Gmünd (DE)
- **Hauger, Christoph**
73431 Aalen (DE)
- **Seesselberg, Markus**
73431 Aalen (DE)

(74) Vertreter: **Gauss, Nikolai**
c/o Carl Zeiss AG
Patentabteilung
Carl-Zeiss-Strasse 22
73447 Oberkochen (DE)

(56) Entgegenhaltungen:
EP-A- 0 697 611 EP-A- 0 815 801
EP-A- 1 326 117 DE-U1- 9 415 219

EP 1 918 755 B1

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents im Europäischen Patentblatt kann jedermann nach Maßgabe der Ausführungsordnung beim Europäischen Patentamt gegen dieses Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist. (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Ophthalmo-Operationsmikroskop mit einem Mikroskop-Hauptobjektiv, mit einem Beobachtungsstrahlengang, der das Mikroskop-Hauptobjektiv durchsetzt, und mit einem OCT-System zur Aufnahme von Bildern eines Objektbereichs, wobei das OCT-System einen OCT-Abtaststrahlengang umfasst, der über eine Scanspiegelanordnung zum Objektbereich geführt ist.

[0002] Ein Operationsmikroskop der eingangs genannten Art ist aus der EP 0 697 611 B1 bekannt. Dieses Operationsmikroskop enthält ein OCT-System, das einen Abtaststrahlengang aus kurzkohärenter Laserstrahlung erzeugt. Das OCT-System enthält eine Analyseeinheit zur Auswertung von Interferenzsignalen. Es umfasst eine Einrichtung zum Scannen des OCT-Abtaststrahlengangs mit zwei Scanspiegeln, die um zwei Bewegungsachsen verstellt werden können. Der OCT-Abtaststrahlengang in dem Operationsmikroskop ist über einen Teilerspiegel in den Beleuchtungsstrahlengang des Operationsmikroskops eingekoppelt. Er wird mit diesem durch das Mikroskop-Hauptobjektiv hindurch zum Objektbereich gelenkt.

[0003] Ein OCT-System erlaubt mittels optischer Kohärenztomographie die nichtinvasive Darstellung und Messung von Strukturen innerhalb eines Gewebes. Als optisches bildgebendes Verfahren ermöglicht die optische Kohärenztomographie insbesondere Schnitt- oder Volumenbilder von biologischem Gewebe mit Mikrometerauflösung zu erzeugen. Ein entsprechendes OCT-System umfasst eine Quelle für zeitlich inkohärentes und räumlich kohärentes Licht mit einer Kohärenzlänge l_c , die einem Probenstrahlengang und einem Referenzstrahlengang zugeführt wird. Der Probenstrahlengang ist auf das zu untersuchende Gewebe gerichtet. Laserstrahlung, die aufgrund von Streuzentren im Gewebe in den Probenstrahlengang zurückgestrahlt wird, überlagert das OCT-System mit Laserstrahlung aus dem Referenzstrahlengang. Durch die Überlagerung entsteht ein Interferenzsignal. Aus diesem Interferenzsignal lässt sich die Position von Streuzentren für die Laserstrahlung im untersuchten Gewebe bestimmen.

[0004] Für OCT-Systeme ist das Bauprinzip des "Time-Domain OCT" und des "Fourier-Domain OCT" bekannt.

[0005] Der Aufbau eines "Time-Domain OCT" ist beispielsweise in der US 5,321,501 anhand von Fig. 1a auf Sp. 5, Z. 40 - Sp. 11, Z. 10 beschrieben. In einem solchen System wird die optische Weglänge des Referenzstrahlenganges über einen schnell beweglichen Referenzspiegel fortlaufend variiert. Das Licht aus Proben- und Referenzstrahlengang wird auf einem Photodetektor überlagert. Wenn die optischen Weglängen von Proben- und Referenzstrahlengang übereinstimmen, entsteht auf dem Photodetektor ein Interferenzsignal.

[0006] Ein "Fourier-Domain OCT" ist beispielsweise in der WO 2006/10544 A1 erläutert. Um die optische Weglänge eines Probenstrahlenganges zu vermessen, wird wiederum Licht aus dem Probenstrahlengang Licht aus einem Referenzstrahlengang überlagert. Im Unterschied zu einem "Time-Domain OCT" wird jedoch für eine Messung der optischen Weglänge des Probenstrahlenganges das Licht aus Proben- und Referenzstrahlengang nicht direkt einem Detektor zugeführt, sondern zunächst mittels eines Spektrometers spektral zerlegt. Die so erzeugte spektrale Intensität des überlagerten Signals aus Proben- und Referenzstrahlengang wird dann mit einem Detektor erfasst. Durch Auswerten des Detektorsignals kann wiederum die optische Weglänge des Probenstrahlenganges ermittelt werden.

[0007] Aufgabe der Erfindung ist es, ein kompakt aufgebautes Ophthalmo-Operationsmikroskop bereitzustellen, das die Aufnahme von OCT-Schnittbildern des menschlichen Auges ermöglicht, wobei der OCT-Abtaststrahlengang ohne Intensitätsverluste zu einer OCT-Abtastebene geführt werden kann.

[0008] Diese Aufgabe wird wie bei dem aus EP 0 697 611 B1 bekannten Ophthalmo-Operationsmikroskop dadurch gelöst, dass zwischen der Scanspiegelanordnung und dem Mikroskop-Hauptobjektiv ein Optikelement vorgesehen ist, das den aus der Scanspiegelanordnung austretenden OCT-Abtaststrahlengang bündelt und in einen Strahlengang überführt, der das Mikroskop-Hauptobjektiv durchsetzt.

[0009] Das Optikelement ist erfindungsgemäß als bewegliche Linseneinheit ausgebildet oder in einer Linsenwechseleinrichtung aufgenommen oder als Zoomsystem mit variabler Brennweite ausgebildet, so dass ein Versatz von einer OCT-Abtastebene, in der eine Intensitätsverteilung des OCT-Abtaststrahlengangs eine kleinste Einschnürung aufweist, und einer Fokusebene im Operationsmikroskop einstellbar ist.

[0010] Bei einer Ausführung des Optikelements als bewegliche Linseneinheit können unterschiedliche Schnittebenen eines menschlichen Auges mit OCT-Strahlung abgetastet werden.

[0011] Eine Aufnahme des Optikelements in einer Linsenwechseleinrichtung ermöglicht ein schnelles Hin- und Herschalten zwischen unterschiedlichen Abtastebenen für OCT-Strahlung in einem Objektbereich.

[0012] Eine Ausführung des Optikelements als Zoomsystem mit variabler Brennweite ermöglicht eine stufenlose Variation von in einem Patientenauge untersuchten Schnittebenen mit OCT-Strahlung.

[0013] In Weiterbildung der Erfindung sind Mittel zur Einstellung der Brennweite des Hauptobjektivs vorgesehen. Auf diese Weise können mit dem Ophthalmo-Operationsmikroskop unterschiedliche Ebenen eines Objektbereichs untersucht werden, ohne dass dabei das Operationsmikroskop verlagert werden muss.

[0014] In Weiterbildung der Erfindung umfasst die Scanspiegelanordnung für das Scannen des OCT-Abtaststrahlengangs einen ersten Scanspiegel. Vorzugsweise ist zusätzlich ein zweiter Scanspiegel vorgesehen, wobei der erste Scanspiegel um eine erste Drehachse bewegt werden kann und der zweite Scanspiegel um eine zweite Drehachse

bewegt werden kann, und wobei die erste Drehachse und die zweite Drehachse seitlich versetzt in einem rechten Winkel zueinander stehen. Auf diese Weise kann ein Objektbereich mit einem zueinander senkrecht verlaufenden Rastermuster abgetastet werden.

[0015] In Weiterbildung der Erfindung umfasst das OCT-System einen Lichtleiter, der einen Lichtaustrittsabschnitt für den OCT-Abtaststrahlengang hat, dem Mittel zum Bewegen zugeordnet sind. Auf diese Weise kann das OCT-System für die Verwendung von OCT-Strahlung unterschiedlicher Wellenlänge angepasst werden.

[0016] Vorteilhafte Ausführungsformen der Erfindung sind in den Figuren dargestellt und werden nachfolgend beschrieben.

[0017] Es zeigen:

Fig. 1 ein Ophtho-Operationsmikroskop mit Ophthalmoskopie-Vorsatzmodul und einem ersten OCT-System;

Fig. 2 das Ophtho-Operationsmikroskop aus Fig. 1 mit einem zweiten OCT-System, wobei das Ophthalmoskopie-Vorsatzmodul in den Beobachtungsstrahlengang des Ophtho-Operationsmikroskops eingeschwenkt ist;

Fig. 3 einen Schnitt des Mikroskop-Hauptobjektivs entlang der Linie III - III aus Fig. 1;

Fig. 4 einen Abschnitt des Ophtho-Operationsmikroskops mit einem ersten und einem zweiten OCT-System;

Fig. 5 eine Intensitätsverteilung des aus dem Lichtleiter des OCT-Systems im Operationsmikroskop austretenden OCT-Abtastlichtstrahls; und

Fig. 6 eine Intensitätsverteilung des OCT-Abtastlichtstrahls in der OCT-Abtastebene im Objektbereich des Operationsmikroskops.

Fig. 7 und Fig. 8 modifizierte Ausführungsformen für ein OCT-System in dem Operationsmikroskop.

[0018] Das Operationsmikroskop 100 in Fig. 1 hat ein Mikroskop-Hauptobjektiv 101 mit einer optischen Achse 102 sowie einer Fokusebene 103. Das Mikroskop-Hauptobjektiv 101 wird von stereoskopischen Beobachtungsstrahlengängen 105 eines Binokulartubus 106 durchsetzt.

[0019] Zur Beleuchtung des Objektbereichs in Form eines Patientenauges 108 hat das Operationsmikroskop 100 als Beleuchtungseinrichtung ein Beleuchtungsmodul 120. Dieses Beleuchtungsmodul 120 umfasst einen ersten Lichtleiter 121, der Beleuchtungslicht 122 von einer nicht weiter dargestellten Lichtquelle bereitstellt. Mit dem aus dem Lichtleiter 121 austretenden Beleuchtungslicht 122 wird eine verstellbare Leuchtfeldblende 124 ausgeleuchtet. Mit einem Umlenkspiegel 123, der auf der objektabgewandten Seite des Mikroskop-Hauptobjektivs 101 angeordnet ist, wird das aus dem Lichtleiter 121 austretende Beleuchtungslicht durch das Mikroskop-Hauptobjektiv 101 hindurch in den Objektbereich 108 gelenkt.

[0020] Dem Ophtho-Operationsmikroskop 100 ist ein Ophthalmoskopie-Vorsatzmodul 130 mit einer Reduzierlinse 131 und einer Ophthalmoskopierlupe 132 zugeordnet, die in den stereoskopischen Beobachtungsstrahlengang 105 des Operationsmikroskops 100 entsprechend der Doppelpfeile 133, 134 ein- und ausgeschwenkt werden können.

[0021] In dem Ophtho-Operationsmikroskop 100 ist ein erstes OCT-System 140 vorgesehen. Das Ophtho-Operationsmikroskop enthält weiter ein zweites OCT-System, das in Fig. 2 gezeigt ist. Diese OCT-Systeme ermöglichen die Aufnahme von OCT-Bildern.

[0022] Das OCT-System 140 aus Fig. 1 umfasst eine Einheit 141 für die Erzeugung und Analyse eines OCT-Abtaststrahlengangs 142. Die Einheit 141 ist in das Operationsmikroskop 100 integriert. Sie kann aber auch außerhalb des Operationsmikroskops 100 in einer entsprechenden Stativkonsole angeordnet werden. Die Einheit 141 ist mit einem Lichtleiter 143 verbunden, der den OCT-Abtaststrahlengang 142 bereitstellt.

[0023] Der aus dem Lichtleiter 143 austretende OCT-Abtaststrahlengang 142 wird mit divergentem Strahlengang auf einen ersten Scanspiegel 144 und einen zweiten Scanspiegel 145 einer OCT-Scaneinheit 146 geführt. Von dort gelangt er zu einem Optikelement in Form einer Sammellinse 147, um darauf das Mikroskop-Hauptobjektiv 101 zu durchsetzen. Der OCT-Abtaststrahlengang 142 wird in einer OCT-Abtastebene 160 im Frontabschnitt des Patientenauges 108 gebündelt.

[0024] Das in den OCT-Abtaststrahlengang aus dem Objektbereich in Form eines Patientenauges 108 zurückgestreute OCT-Licht gelangt über das Mikroskop-Hauptobjektiv 101, die Sammellinse 147 und die OCT-Scaneinheit 146 zurück in die Einheit 141. Dort wird das aus dem Objektbereich zurückgestreute OCT-Abtastlicht mit OCT-Strahlung aus einem

Referenzstrahlengang interferiert. Das Interferenzsignal wird mittels eines Detektors erfasst und durch eine Rechneinheit ausgewertet, die aus diesem Signal eine optische Weglängendifferenz zwischen Streuzentren für OCT-Licht im Objektbereich und der Weglänge von Licht im Referenzweig bestimmt.

[0025] Zur Einstellung der OCT-Abtastebene 160 ist der Sammellinse 147 ein Verstellmechanismus 148 zugeordnet, mittels dessen diese entsprechend dem Doppelpfeil 149 bewegt werden kann.

[0026] Das erste OCT-System 140 arbeitet bei einer Wellenlänge von $\lambda = 1310nm$. Das zweite OCT-System im Ophthamo-Operationsmikroskop 100 ist entsprechend dem ersten OCT-System 140 aufgebaut, hat jedoch eine Arbeitswellenlänge von $\lambda = 800nm$. Selbstverständlich könnten die OCT-Systeme auch für andere Arbeitswellenlängen ausgelegt werden. Arbeitswellenlängen lassen sich insbesondere im Bereich $600nm < \lambda < 1500nm$ realisieren und sind je nach Applikation vorteilhaft.

[0027] Die Fig. 2 zeigt das Ophthamo-Operationsmikroskop 100 aus Fig. 1 mit dem zweiten OCT-System 150, das entsprechend dem ersten OCT-System 140 darin aufgebaut und angeordnet ist.

[0028] Identische Baugruppen des Operationsmikroskops sind dabei in Fig. 2 mit denselben Bezugszeichen wie in Fig. 1 versehen.

[0029] Das OCT-System 150 hat eine Einheit 151 zur Erzeugung und Analyse eines OCT-Abtaststrahlengangs 152 des OCT-Systems 150. Es generiert am Austrittsende eines Lichtleiters 153 OCT-Abtaststrahlung 152. Diese OCT-Abtaststrahlung 152 ist wie die OCT-Abtaststrahlung 142 des OCT-Systems 190 aus Fig. 1 durch eine OCT-Scaneinheit 156 mit erstem Scanspiegel 154 und zweitem Scanspiegel 155 über ein als Sammellinse 157 ausgebildetes Optikelement durch das Mikroskop-Hauptobjektiv 101 geführt.

[0030] Fig. 2 zeigt das Ophthamo-Operationsmikroskop 100 in einem Betriebsmodus, bei dem die Reduzierlinse 131 und die Ophthalmoskopierlupe 132 des Ophthalmoskopie-Vorsatzmoduls 130 in den Beobachtungsstrahlengang 205 des Operationsmikroskops 100 eingeschwenkt ist. Dies ermöglicht eine Untersuchung des Hintergrundes 190 des Patientenauges 108 durch Licht, das vom Augenhintergrund 190 zurück in die Beobachtungsstrahlengänge des Operationsmikroskops gelangt und mit OCT-Abtastlicht.

[0031] Die Sammellinse 157 bündelt den OCT-Abtaststrahlengang und lenkt ihn zum Mikroskop-Hauptobjektiv 101. Durch das Mikroskop-Hauptobjektiv 101, die Reduzierlinse 131 und die Ophthalmoskopierlupe 132 gelangt die OCT-Abtaststrahlung in das Patientenaug 108 und wird in der OCT-Abtastebene 170 am Augenhintergrund 190 des Patientenauges 108 gebündelt.

[0032] Das in den OCT-Abtaststrahlengang aus dem Objektbereich in Form eines Patientenauges 108 zurückgestreute OCT-Licht wird über das Mikroskop-Hauptobjektiv 101, die Sammellinse 157 und die OCT-Scaneinheit 156 zurück in die Einheit 151 zur Erzeugung und Analyse eines OCT-Abtaststrahlengangs geführt. Dort wird das aus dem Objektbereich zurückgestreute OCT-Abtastlicht wiederum mit OCT-Strahlung aus einem Referenzstrahlengang interferiert. Wie bei dem OCT-System 140 wird auch im OCT-System 150 das Interferenzsignal mittels eines Detektors erfasst und durch eine Rechneinheit ausgewertet, die aus diesem Signal eine optische Weglängendifferenz zwischen Streuzentren für OCT-Licht im Objektbereich und der Weglänge von Licht im Referenzweig bestimmt.

[0033] Der Sammellinse 157 ist ein Verstellmechanismus 157 zugeordnet, mittels dessen diese entsprechend dem Doppelpfeil 159 bewegt werden kann. Auf diese Weise kann auch für die OCT-Abtaststrahlung aus dem OCT-System 150 eine Fokusebene eingestellt werden.

[0034] Die optische Weglänge des OCT-Abtaststrahlengangs in dem in Fig. 2 gezeigten Betriebsmodus des Ophthamo-Operationsmikroskops 100 ist länger als in dem Betriebsmodus nach Fig. 1. Dies macht eine Anpassung der optischen Weglänge im Referenzstrahlengang des OCT-Systems 150 erforderlich. Dazu ist eine Kopplung 180 von Ophthalmoskopierlupe 132 und OCT-System 150 vorgesehen, die bewirkt, dass bei Einschwenken der Ophthalmoskopierlupe 132 in den Beobachtungs- und OCT-Strahlengang die optische Weglänge des Referenzstrahlenganges im OCT-System entsprechend einem bestimmten Wert vergrößert wird. Dieser Wert ist vorzugsweise einstellbar gehalten. Ein festgelegter Wert orientiert sich günstigerweise an der Durchschnittslänge eines Patientenauges.

[0035] Fig. 3 ist ein Schnitt entlang der Linie III - III aus Fig. 1. Diese Figur erläutert den Verlauf der stereoskopischen Beobachtungsstrahlengänge 105, 205 des Operationsmikroskops 100 aus Fig. 1. Das Mikroskop-Hauptobjektiv 101 wird von zwei stereoskopischen Teilstrahlengängen 105, 205 durchsetzt. Die optische Achse 102 des Mikroskop-Hauptobjektivs liegt in dessen Zentrum 310. Der OCT-Abtaststrahlengang 142 des OCT-Systems 140 aus Fig. 1 durchsetzt das Mikroskop-Hauptobjektiv 101 im Bereich 301. Im Bereich 302 wird es vom OCT-Abtaststrahlengang 152 des OCT-Systems 150 aus Fig. 2 und im Bereich 303 von dem Beleuchtungslicht 122 durchsetzt.

[0036] Fig. 4 zeigt das erste OCT-System 140 und das zweite OCT-System 150 im Operationsmikroskop 100 aus Fig. 1 bzw. Fig. 2. Der Wellenlängenbereich der OCT-Abtaststrahlengänge der beiden OCT-Systeme 140, 150 ist allerdings unterschiedlich: Das erste OCT-System basiert auf OCT-Abtaststrahlung der Wellenlänge $\lambda_1 = 1310nm$. Das zweite OCT-System 320 arbeitet mit OCT-Abtaststrahlung der Wellenlänge $\lambda_2 = 800 nm$. Zur Bezeichnung der Baugruppen der OCT-Systeme 140 und 150 in Fig. 4 sind die gleichen Bezugszeichen wie in Fig. 1 bzw. Fig. 2 verwendet.

[0037] Der erste Scanspiegel 144, 154 und der zweite Scanspiegel 145, 155 der OCT-Systeme 140, 150 sind mittels Stellantrieben 401, 402, 403, 404 um zwei zueinander senkrecht verlaufende Achsen 405, 406, 407 und 408 drehbe-

weglich angeordnet. Dies ermöglicht, die OCT-Abtaststrahlengänge 142, 152 unabhängig voneinander über eine Ebene zu scannen.

[0038] Der OCT-Abtaststrahlengang 142 des ersten OCT-Systems 140 wird über die Sammellinse 147 zu dem Mikroskop-Hauptobjektiv 101 geführt. Der OCT-Abtaststrahlengang 152 des zweiten OCT-Systems 150 gelangt über die

Sammellinse 157 durch das Mikroskop-Hauptobjektiv 101.
[0039] Fig. 5 zeigt den Frontabschnitt 502 des Lichtleiters 143 aus Fig. 1. Der Lichtleiter 143 wirkt für Licht der Wellenlänge $\lambda_1 = 1310\text{nm}$ als Monomodenfaser. Der Durchmesser d_1 des Faserkerns des Lichtleiters 143 genügt der Beziehung

$$\frac{d_1}{2} < 2.4 \frac{\lambda_1}{2\pi NA_1},$$

wobei NA_1 die numerische Apertur der Frontfläche des Lichtleiters ist. Vorzugsweise liegt der Durchmesser d des Faserkerns des Lichtleiters 122 im Bereich $5\mu\text{m} < d < 10\mu\text{m}$. In diesem Parameterbereich führt der Lichtleiter 143 das Licht mit gaussförmigen Wellenmoden. Aus dem Lichtleiter 143 tritt der OCT-Abtastlichtstrahl 501 mit einem näherungsweise gaussförmigen Strahlungsprofil aus, das durch einen Tailenparameter W_1 und einem Öffnungsparameter θ_1 charakterisiert ist, wobei gilt:

$$\theta_1 = \frac{\lambda_1}{\pi W_1}$$

[0040] Für einen Faserkerndurchmesser von $d_1 = 10\mu\text{m}$, einen Wellenlänge $\lambda_1 = 1310\text{nm}$ ergibt sich damit als Maß für die Strahldivergenz ein Öffnungswinkel von $\theta_1 \approx 0,0827$ rad.

[0041] Die Frontfläche 502 des Lichtleiters 143 wird über die Scanspiegel 144 und 145 im Operationsmikroskop 100 aus Fig. 1, die Sammellinse 147 durch das Mikroskop-Hauptobjektiv in eine OCT-Abtastebene abgebildet.

[0042] Die Fig. 6 zeigt den Verlauf der Intensitätsverteilung des OCT-Abtastlichtstrahls 501 senkrecht zur OCT-Abtastebene 601. In der OCT-Abtastebene 601 hat die Intensitätsverteilung der OCT-Abtaststrahlung eine kleinste Einschnürung. Außerhalb der OCT-Abtastebene nimmt der Durchmesser des OCT-Abtaststrahlengangs zu. Da der OCT-Abtastlichtstrahl 501 aus dem Lichtleiter 143 aus Fig. 5 mit einem näherungsweise gaussförmigen Strahlungsprofil austritt, bewirken die Sammellinse 147 und das Mikroskop-Hauptobjektiv 101 des Operationsmikroskops 100 aus Fig. 1 für den OCT-Abtastlichtstrahl im Bereich der OCT-Abtastebene 160 ein sogenanntes Gaussbündel 600 des OCT-Abtastlichtstrahls 501. Dieses Gaussbündel 600 ist durch den konfokalen Parameter z_1 als Maß für die longitudinale Ausdehnung der Taille des Gaussbündels, sowie den Tailenparameter $W_{1,A}$ als Maß für den Durchmesser der kleinsten Einschnürung 602 des OCT-Abtastlichtstrahls 501 in der OCT-Abtastebene, d.h. für den Durchmesser von dessen Taille charakterisiert, wobei gilt:

$$z_1 = 2 \frac{W_{1,A}^2 \pi}{\lambda_1},$$

dabei ist λ_1 die Wellenlänge des OCT-Abtastlichtstrahls. Zwischen dem Tailenparameter $W_{1,A}$ des Gaussbündels 600 und dem Tailenparameter W_1 des in Fig. 5 gezeigten, aus dem Lichtleiter 143 austretenden Abtastlichtstrahls 501 gilt die folgende Beziehung:

$$W_{1,A} = \beta_1 W_1,$$

wobei β_1 der Vergrößerungs- bzw. Verkleinerungsparameter der oben erwähnten geometrischen Abbildung des Austrittsendes von Lichtleiter 143 aus Fig. 1 in der OCT-Abtastebene ist. β_1 ist mit der Brennweite f_{147} der Sammellinse 147 aus Fig. 1 und der Brennweite f_2 des Mikroskop-Hauptobjektivs über die folgende Beziehung verknüpft:

$$\frac{f_2}{f_{147}} = \beta_1$$

5

[0043] Die Größe von Strukturen, die sich mit dem OCT-Abtastlichtstrahl 501 auflösen lassen, ist durch dessen Durchmesser in der OCT-Abtastebene 601, d.h. durch den Tailenparameter W_1 bestimmt. Erfordert beispielsweise eine Applikation eine Lateralauflösung des OCT-Systems im Operationsmikroskop von ca. $40 \mu\text{m}$, muss nach dem Nyquist-Theorem der Querschnitt des OCT-Abtastlichtstrahls 501 in der OCT-Abtastebene ca. $20 \mu\text{m}$ betragen. Bei gegebener

10

Wellenlänge λ_1 für den OCT-Abtastlichtstrahl 143 aus Fig. 1 müssen daher für eine gewünschte Auflösung des OCT-Systems 140 die Vergrößerung der optischen Abbildung im OCT-Strahlengang und der Durchmesser des Faserkerns im Lichtleiter 143 geeignet gewählt werden.

15

[0044] Der konfokale Parameter z_1 als Maß für die longitudinale Ausdehnung der Taille des Gaussbündels bestimmt den axialen Tiefenbereich, aus dem in dem OCT-Abtaststrahlengang 143 aus Fig. 1 zurückgestreutes Licht detektiert werden kann: Je kleiner der konfokale Parameter z_1 , desto größer ist der Verlust des OCT-Systems an lateraler Auflösung bei Entfernung eines im OCT-Abtaststrahlung abgetasteten Objekts von der OCT-Abtastebene 601, da sich der Ort von Streuzentren nur innerhalb des durch den Tailenparameter W_1 und den konfokalen Parameter z_1 definierten "Trichter" lokalisieren lässt.

20

[0045] Nachdem die axiale Auflösung eines OCT-Systems einerseits durch die Kohärenzlänge l_c des Lichts der im OCT-System eingesetzten Lichtquelle begrenzt ist, andererseits die laterale Auflösung des OCT-Systems abnimmt, wenn dessen Tiefenhub den konfokalen Parameter übersteigt, ist das Einstellen des konfokalen Parameters z_1 auf die Kohärenzlänge l_c der im OCT-System eingesetzten Lichtquelle günstig.

25

[0046] Für eine bestimmte Wellenlänge λ_1 des OCT-Abtastlichtstrahls 501 ergibt sich dann die mögliche laterale Auflösung des OCT-Systems aus Fig. 1, da die Wellenlänge λ_1 und der Rayleighparameter z_1 den Tailenparameter $W_{1,A}$ festlegen. Die Optikeinheiten im OCT-Abtaststrahlengang 143 aus Fig. 1 und die Bemassung des Faserkerns von Lichtleiter 143 sind dann so zu wählen, dass der betreffende Tailenparameter realisiert wird.

30

[0047] Die Sammellinse 147 im Operationsmikroskop 100 ist vorzugsweise so eingestellt, dass die Fokusebene 170 des Mikroskop-Hauptobjektivs 101 für den sichtbaren Spektralbereich und die OCT-Abtastebene 160 des OCT-Systems 140 zusammenfallen. Dann liegt die in Fig. 5 gezeigte Taille 502 des OCT-Abtaststrahls in der Fokusebene des Operationsmikroskops.

35

[0048] Für den OCT-Abtaststrahlengang 152 des OCT 150 aus Fig. 2 wirkt der Lichtleiter 153 für Licht der Wellenlänge $\lambda_2 = 800 \text{ nm}$ als Monomodenfaser. Der Durchmesser d_2 des Faserkerns des Lichtleiters 153 genügt deshalb der Beziehung:

$$\frac{d_2}{2} < 2.4 \frac{\lambda_2}{2\pi NA_2},$$

40

wobei NA_2 die numerische Apertur der Frontfläche des Lichtleiters 153 ist. Aus dem Lichtleiter 153 tritt dann wiederum der OCT-Abtastlichtstrahl 152 mit einem näherungsweise gaussförmigen Strahlungsprofil aus, das durch einen Tailenparameter W_2 und einen Öffnungsparameter θ_2 charakterisiert ist:

45

$$\theta_2 = \frac{\lambda_2}{\pi W_2}$$

50

[0049] Für den Tailenparameter des OCT-Abtastlichtstrahls 152 in der OCT-Abtastebene 170 gilt damit:

55

$$W_{2,A} = \beta_2 W_2,$$

wobei β_2 der Vergrößerungs- bzw. Verkleinerungsparameter der geometrischen Abbildung des Austrittsendes von Lichtleiter 153 aus Fig. 2 in der OCT-Abtastebene 170 ist.

[0050] β_2 ist durch die Brennweite der Sammellinse 157 aus Fig. 2, die Brennweite des Mikroskop-Hauptobjektivs 101 sowie durch die Reduzierlinse 131, die Ophthalmoskopierlupe 132 und die Cornea und Linse des Patienten Auges 108 festgelegt.

[0051] Die Sammellinse 157 ist dabei vorzugsweise so eingestellt, dass, wenn der optische Beobachtungsstrahlengang durch das Mikroskop-Hauptobjektiv 101 den Augenhintergrund 190 des Patienten Auges 108 abbildet, die OCT-Abtastebene 170 für das OCT-System 150 im Operationsmikroskop 100 mit dem Augenhintergrund 190 zusammenfällt.

[0052] Alternativ zu der beschriebenen Auslegung der OCT-Systeme im Operationsmikroskop kann auch ein Versatz von OCT-Abtastebene und Fokusebene im Operationsmikroskop vorgesehen sein. Vorzugsweise ist dieser Versatz nicht größer als der konfokale Parameter z des OCT-Abtastlichtstrahls im Bereich der OCT-Abtastebene.

[0053] Indem die OCT-Abtastebene um den konfokalen Parameter z weiter vom Mikroskop-Hauptobjektiv 101 aus Fig. 1 entfernt ist, lässt sich der Tiefenhub für das OCT-System im Objektbereich maximieren.

[0054] In Fig. 7 ist eine modifizierte Ausführungsform für ein OCT-System gezeigt, das in dem Ophthalmo-Operationsmikroskop 100 nach Fig. 1 und Fig. 2 eingesetzt werden kann.

[0055] Das OCT-System 700 umfasst entsprechend dem OCT-System 140 aus Fig. 1 eine Einheit 701 für die Erzeugung und Analyse eines OCT-Abtaststrahlengangs 702. Die Einheit 701 ist dabei so ausgelegt, dass OCT-Abtaststrahlengänge mit unterschiedlicher Wellenlänge erzeugt und ausgewertet werden können. Für das Einstellen der Wellenlänge des OCT-Systems 700 ist ein Steuergerät 703 vorgesehen.

[0056] Der OCT-Abtaststrahlengang 702 tritt aus einem Lichtleiter 704 aus, der mit der Einheit 701 verbunden ist. Er gelangt zu zwei Scanspiegeln 705, 706 die mittels nicht weiter dargestellten Antrieben derart beweglich sind, dass in einer OCT-Abtastebene 707 ein Objektbereich 708 abgetastet werden kann.

[0057] Für die Einstellung unterschiedlicher OCT-Abtastebenen ist bei dem OCT-System 700 einerseits ein Vergrößerungswechsler 709 als Linsenwechseinrichtung vorgesehen, der Sammellinsen unterschiedlicher Brechkraft 710, 711 enthält. Diese Sammellinsen 710, 711 können in den OCT-Abtaststrahlengang 702 ein- und ausgeschwenkt werden. Weiter ist dem Lichtleiter 704 eine Antriebseinheit 712 zugeordnet, die es ermöglicht, dass Lichtleiter-Austrittsende 713 entsprechend der Doppelpfeile 714 zu bewegen, um auf diese Weise die Position der OCT-Abtastebene 707 im Objektbereich variieren zu können.

[0058] In die OCT-Abtastebene gelangt der OCT-Abtaststrahlengang 707 durch die Sammellinse 709, welche den Abtaststrahlengang bündelt und zum Mikroskop-Hauptobjektiv des entsprechenden Operationsmikroskops weiterleitet.

[0059] Fig. 8 zeigt eine weitere Ausführungsform eines OCT-Systems für ein Ophthalmo-Operationsmikroskop. Das OCT-System hat wie das OCT-System 700 eine Einheit 801 für die Erzeugung und Analyse eines OCT-Abtaststrahlengangs 802, der aus dem einen Lichtleiter 803 austritt. In dem OCT-System 800 wird der aus dem Lichtleiter-Austrittsende 804 austretende OCT-Abtaststrahlengang 802 über ein entsprechendes Scanspiegelsystem 805 durch eine Linseneinheit 806 mit einstellbarer Brechkraft geführt, welche als Zoomsystem wirkt. So ist es wiederum möglich, die Position der OCT-Abtastebene 807 in einem Objektbereich 808 zu variieren.

[0060] Eine weitere modifizierte Ausführungsform des anhand von Fig. 1 erläuterten Operationsmikroskops 100 enthält ein fokussierbares Mikroskop-Hauptobjektiv mit einstellbarer Brennweite. Auch diese Maßnahme ermöglicht das Verlagern einer OCT-Abtastebene und das Verändern der geometrischen Abbildung des Lichtleiter-Austrittsendes in die OCT-Abtastebene.

Patentansprüche

1. Ophthalmo-Operationsmikroskop (100)

- mit einem Mikroskop-Hauptobjektiv (101);
- mit einem Beobachtungsstrahlengang (105, 205), der zur Visualisierung eines Objektbereichs (108) das Mikroskop-Hauptobjektiv (101) durchsetzt; und
- mit einem OCT-System (140, 150, 700, 800) zur Aufnahme von Bildern des Objektbereichs (108), wobei das OCT-System (140, 150, 700, 800) einen OCT-Abtaststrahlengang (142, 152, 702, 802) umfasst, der über eine Scanspiegelanordnung (146, 156, 705, 706, 805) zum Objektbereich (108) geführt ist;
- wobei zwischen der Scanspiegelanordnung (146, 156, 705, 706, 805) und dem Mikroskop-Hauptobjektiv (101) ein Optikelement (147, 157, 711, 806) vorgesehen ist, das den aus der Scanspiegelanordnung (146, 156, 705, 706, 805) austretenden OCT-Abtaststrahlengang (142, 152, 702, 802) bündelt und in einen Strahlengang überführt, der das Mikroskop-Hauptobjektiv (101) durchsetzt,

dadurch gekennzeichnet, dass

- das Optikelement als bewegliche Linseneinheit (147, 157) ausgebildet ist oder in einer Linsenwechseinrich-

tung (709) aufgenommen ist oder als Zoomsystem (806) mit variabler Brennweite ausgebildet ist, so dass ein Versatz von einer OCT-Abtastebene, in der eine Intensitätsverteilung des OCT-Abtaststrahlengangs eine kleinste Einschnürung aufweist, und einer Fokusebene im Operationsmikroskop einstellbar ist

- 5 2. Ophthlmo-Operationsurikroskop nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Versatz nicht größer ist als ein konfokaler Parameter (z) des OCT-Abtaststrahlengangs im Bereich der OCT Abtastebene.
- 10 3. Ophthlmo-Operationsmikroskop nach einem der Ansprüche 1 bis 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** Mittel zur Einstellung der Brennweite des Mikroskop-Hauptobjektivs vorgesehen sind.
- 15 4. Ophthlmo-Operationsmikroskop nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Scanspiegelanordnung (146, 156) für das Scannen des OCT-Abtaststrahlengangs einen ersten Scanspiegel (144, 154) umfasst, der um eine erste Drehachse (301, 303) bewegt werden kann.
- 20 5. Ophthlmo-Operationsmikroskop nach Anspruch 4, **dadurch gekennzeichnet, dass** ein zweiter Scanspiegel (145,155) vorgesehen ist, der um eine zweite Drehachse (302, 304) bewegt werden kann, wobei die erste Drehachse (301, 303) und die zweite Drehachse (302, 304) seitlich versetzt in einem rechten Winkel zueinander stehen.
6. Ophthlmo-Operationsmikroskop nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet, dass** das das OCT-System einen Lichtleiter (704) umfasst, der einen Lichtaustrittsabschnitt (713) für den OCT-Abtaststrahlengang aufweist, wobei Mittel (712) zum Bewegen des Lichtaustrittsabschnitts (713) des Lichtleiters (704) vorgesehen sind.

Claims

- 25 1. Ophthalmic operation microscope (100)
- comprising a microscope main objective (101);
 - comprising an observation beam path (105, 205), which passes through the microscope main objective (101) for visualizing an object region (108); and
 - comprising an OCT system (140, 150, 700, 800) for recording images of the object region (108), the OCT system (140, 150, 700, 800) comprising an OCT scanning beam path (142, 152, 702, 802) which is routed to the object region (108) via a scanning mirror arrangement (146, 156, 705, 706, 805);
 - with provision being made between the scanning mirror arrangement (146, 156, 705, 706, 805) and the microscope main objective (101) for an optical element (147, 157, 711, 806), which focuses the OCT scanning beam path (142, 152, 702, 802) emerging from the scanning mirror arrangement (146, 156, 705, 706, 805) and transmits it into a beam path which passes through the microscope main objective (101),
- 30
- 35
- 40 **characterized in that**
- the optical element is embodied as moveable lens unit (147, 157) or is held in a lens interchange apparatus (709) or is embodied as zoom system (806) with a variable focal length such that it is possible to set an offset from an OCT scanning plane, in which an intensity distribution of the OCT scanning beam path has a smallest waist, and a focus plane in the operation microscope.
- 45
- 50 2. Ophthalmic operation microscope according to Claim 1, **characterized in that** the offset is no greater than a confocal parameter (z) of the OCT scanning beam path in the region of the OCT scanning plane.
3. Ophthalmic operation microscope according to either Claim 1 or 2, **characterized in that** provision is made for means for setting the focal length of the microscope main objective.
- 55 4. Ophthalmic operation microscope according to one of Claims 1 to 3, **characterized in that** the scanning mirror arrangement (146, 156) for scanning the OCT scanning beam path comprises a first scanning mirror (144, 154) which can be moved about a first rotational axis (301, 303).
5. Ophthalmic operation microscope according to Claim 4, **characterized in that** provision is made for a second scanning mirror (145, 155), which can be moved about a second rotational axis (302, 304), with the first rotational axis (301, 303) and the second rotational axis (302, 304) being laterally offset at right angles to one another.

6. Ophthalmic operation microscope according to one of Claims 1 to 5, **characterized in that** the OCT system comprises an optical waveguide (704) which has a light-emergence section (713) for the OCT scanning beam path, with provision being made for means (712) for moving the light-emergence section (713) of the optical waveguide (704).

5

Revendications

1. Microscope chirurgical ophtalmique (100)

- 10 - comportant un objectif principal de microscope (101) ;
 - comportant un chemin de faisceau d'observation (105, 205) qui passe à travers l'objectif principal de microscope (101) pour la visualisation d'une région d'objet (108) ; et
 - comportant un système OCT (Tomographie par Cohérence Optique) (140, 150, 700, 800) destiné à l'enregistrement d'images de la région d'objet (108), dans lequel le système OCT (140, 150, 700, 800) comprend un
 15 chemin de faisceau de balayage OCT (142, 152, 702, 802) qui est guidé vers la région d'objet (108) par l'intermédiaire d'un ensemble à miroirs de balayage (146, 156, 705, 706, 805) ;
 - dans lequel il est prévu entre l'ensemble à miroirs de balayage (146, 156, 705, 706, 805) et l'objectif principal de microscope (101) un élément optique (147, 157, 711, 806) qui concentre le chemin de faisceau de balayage OCT (142, 152, 702, 802) sortant de l'ensemble à miroirs de balayage (146, 156, 705, 706, 805) et le guide sur
 20 un chemin de faisceau qui passe à travers l'objectif principal de microscope (101),

caractérisé en ce que

l'élément optique est réalisé sous la forme d'une unité à lentille mobile (147, 157) ou est reçu dans un dispositif de changement de lentilles (709) ou est réalisé sous la forme d'un système de zoom (806) à focal variable, de manière
 25 à pouvoir ajuster un décalage d'un plan de balayage OCT dans lequel une distribution d'intensité du chemin de faisceau de balayage OCT présente le col le plus petit, et d'un plan de focalisation dans le microscope chirurgical.

2. Microscope chirurgical ophtalmique selon la revendication 1, **caractérisé en ce que** le décalage n'est pas supérieur à un paramètre confocal (z) du chemin de faisceau de balayage OCT dans la région du plan de balayage OCT.
 30 3. Microscope chirurgical ophtalmique selon l'une quelconque des revendications 1 à 2, **caractérisé en ce que** des moyens sont prévus pour l'ajustement de la distance focale de l'objectif principal de microscope.
4. Microscope chirurgical ophtalmique selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, **caractérisé en ce que** l'ensemble à miroirs de balayage (146, 156) comprend un premier miroir de balayage (144, 154) pour le balayage du chemin de faisceau de balayage OCT, lequel miroir peut être mis en mouvement autour d'un premier axe de rotation (301, 303).
 35 5. Microscope chirurgical ophtalmique selon la revendication 4, **caractérisé en ce qu'il** est prévu un second miroir de balayage (145, 155) qui peut être mis en mouvement autour d'un second axe de rotation (302, 304), le premier axe de rotation (301, 303) et le second axe de rotation (302, 304) étant décalés latéralement l'un par rapport à l'autre d'un angle droit.
- 40 6. Microscope chirurgical ophtalmique selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, **caractérisé en ce que** le système OCT comprend un guide de lumière (704) qui présente une partie de sortie de lumière (713) pour le chemin de faisceau de balayage OCT, des moyens (712) étant prévus pour déplacer la partie de sortie de lumière (713) du guide de lumière (704).
 45

50

55

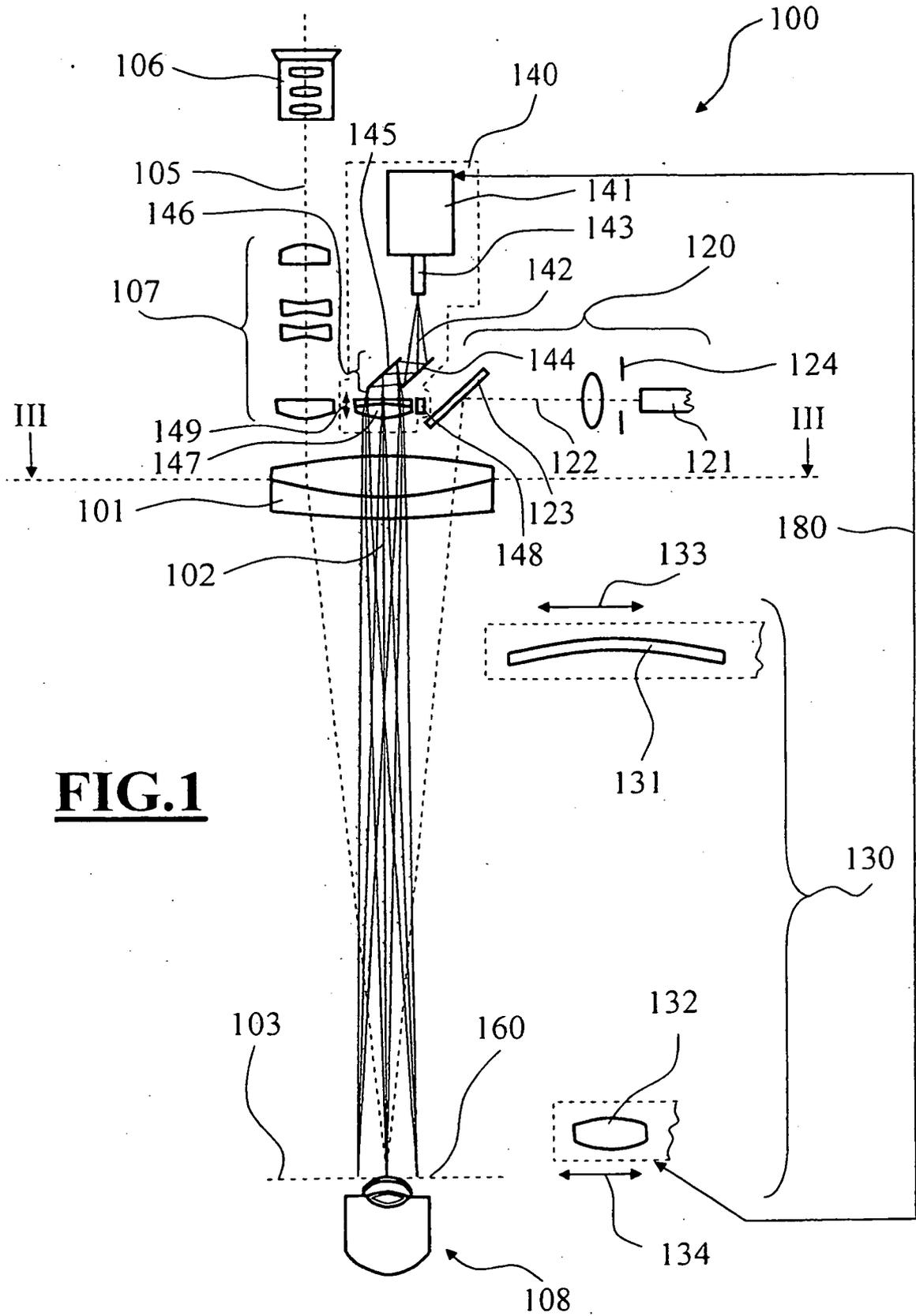


FIG.1

FIG.3

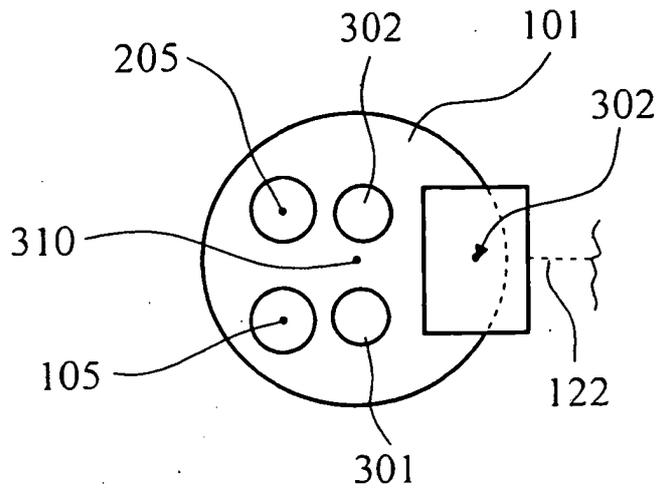


FIG.4

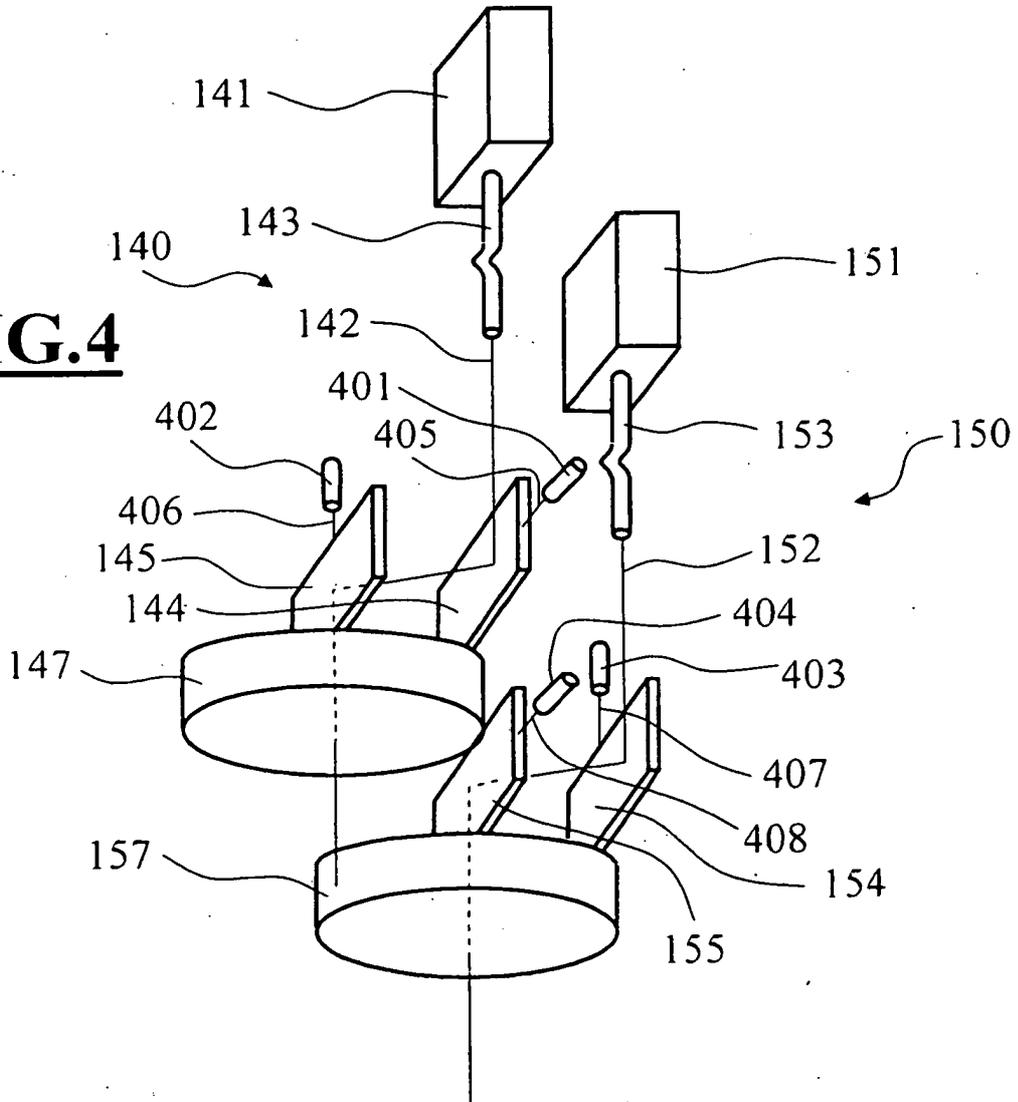
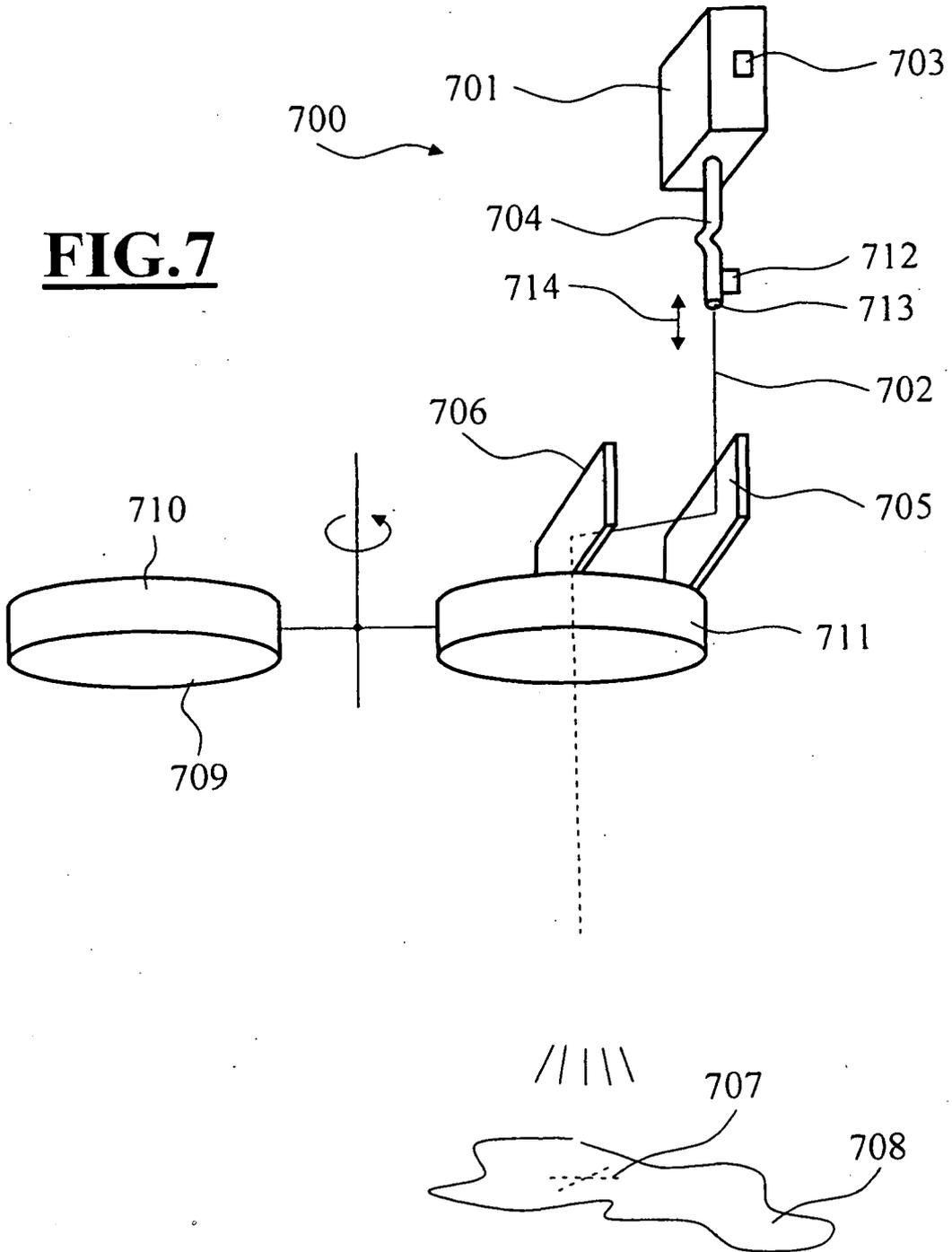
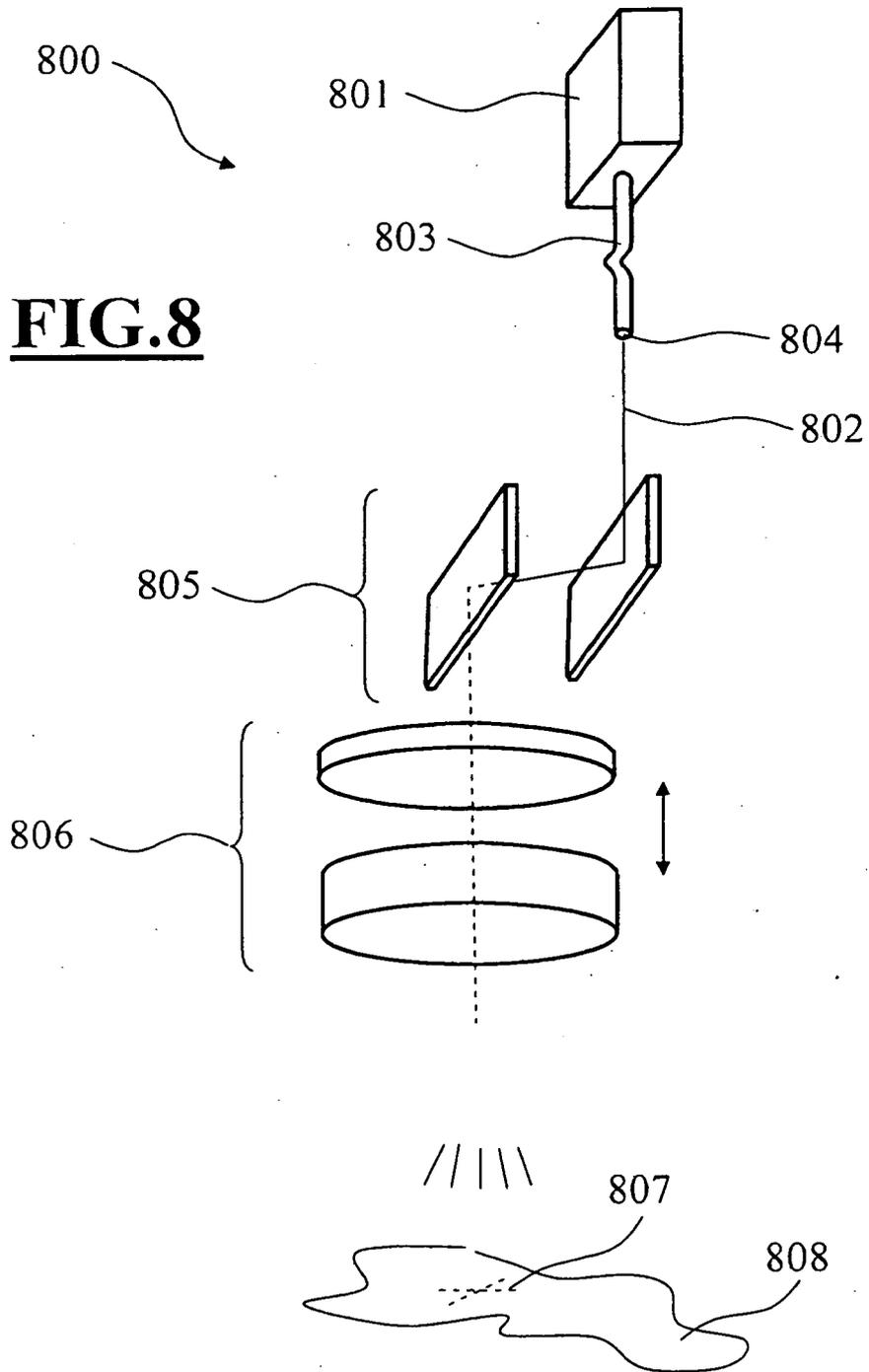


FIG. 7





IN DER BESCHREIBUNG AUFGEFÜHRTE DOKUMENTE

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde ausschließlich zur Information des Lesers aufgenommen und ist nicht Bestandteil des europäischen Patentdokumentes. Sie wurde mit größter Sorgfalt zusammengestellt; das EPA übernimmt jedoch keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

In der Beschreibung aufgeführte Patentdokumente

- EP 0697611 B1 [0002] [0008]
- US 5321501 A [0005]
- WO 200610544 A1 [0006]

专利名称(译)	OCT系统的眼科手术显微镜		
公开(公告)号	EP1918755B1	公开(公告)日	2012-12-05
申请号	EP2007019795	申请日	2007-10-10
[标]申请(专利权)人(译)	卡尔蔡司外科器械有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	CARL ZEISS手术GMBH		
当前申请(专利权)人(译)	卡尔蔡司AG		
[标]发明人	REIMER PETER ABELE ALFONS HAUGER CHRISTOPH SEESSELBERG MARKUS		
发明人	REIMER, PETER ABELE, ALFONS HAUGER, CHRISTOPH SEESSELBERG, MARKUS		
IPC分类号	G02B21/00 A61B5/00 G01B9/02 A61B19/00 A61B3/13 A61B3/12		
CPC分类号	A61B3/13 A61B3/102 A61B90/20 G01B9/02007 G01B9/02027 G01B9/02035 G01B9/02091 G02B21/0028 G02B21/0032 G02B21/0036 G02B21/008		
优先权	102006052513 2006-11-06 DE 102007019680 2007-04-24 DE		
其他公开文献	EP1918755A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

显微镜 (100) 具有穿透主透镜 (101) 的监视光路 (105) , 用于使物体区域 (108) 可视化 , 以及光学相干断层摄影 (OCT) 系统 (140) , 用于记录该区域的图像。OCT系统具有OCT扫描光路 (142) , 其被引导到扫描镜装置 (146) 上方的区域。光学单元 (147) 设置在该装置和透镜之间 , 其中光学单元捆束扫描光路并转移到监视光路中 , 其中扫描光路从该装置中逸出。

$$\frac{d_1}{2} < 2.4 \frac{\lambda_1}{2\pi NA_1},$$