



(11) **EP 2 482 113 A1**

(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:  
**01.08.2012 Patentblatt 2012/31**

(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: **12165225.9**

(22) Anmeldetag: **10.10.2007**

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
**DE ES FR GB IT**

(72) Erfinder:  
• **Reimer, Peter**  
**73479 Ellwangen (DE)**  
• **Hauger, Christoph**  
**73431 Aalen (DE)**  
• **Abele, Alfons**  
**73527 Schwäbisch Gmünd (DE)**  
• **Seeßelberg, Markus**  
**73431 Aalen (DE)**

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

(62) Dokumentnummer(n) der früheren Anmeldung(en) nach Art. 76 EPÜ:  
**07019795.9 / 1 918 755**

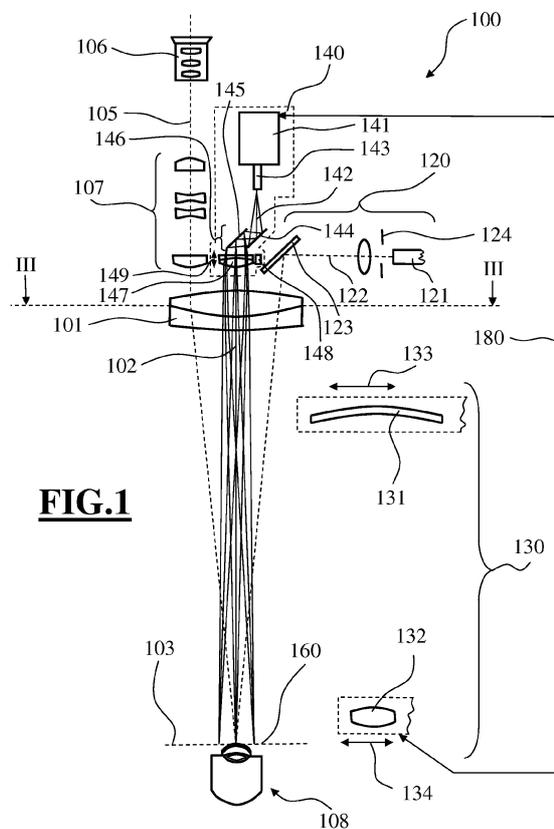
(74) Vertreter: **Carl Zeiss AG - Patentabteilung**  
**Patentabteilung / CLP-P**  
**Carl-Zeiss-Strasse 22**  
**73447 Oberkochen (DE)**

(71) Anmelder: **Carl Zeiss Meditec AG**  
**07745 Jena (DE)**

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

(57) Die Erfindung betrifft ein Ophthalamo-Operationsmikroskop mit einem Mikroskop-Hauptobjektiv 101, 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. Das OCT-System 140, 150, 700, 800 umfasst einen OCT-Abtaststrahlengang 142, 152, 702, 802, der über eine Scanspiegelanordnung 146, 156, 705, 706, 805 zum Objektbereich 108 geführt ist.

Erfindungsgemäß ist eine Ophthalmoskopierlupe 132 vorgesehen, die in den Beobachtungsstrahlengang und den OCT-Abtaststrahlengang ein- und ausgeschwenkt werden kann



**FIG.1**

**EP 2 482 113 A1**

## 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]** Die Aufgabe wird durch ein Ophthalmo-Operationsmikroskop der eingangs genannten Art gelöst, bei dem eine Ophthalmoskopierlupe vorhanden ist, die in den Beobachtungsstrahlengang und den OCT-Abtaststrahlengang ein- und ausgeschwenkt werden kann. Die Ophthalmoskopierlupe ermöglicht, den OCT-Abtaststrahlengang auf dem Hintergrund eines Patientenauges zu bündeln, um den Augenhintergrund abzutasten und gleichzeitig diesen im Okulareinblick durch die optischen Beobachtungsstrahlengänge des Operationsmikroskops sichtbar zu machen.

**[0009]** Vorzugsweise wird diese Ophthalmoskopierlupe mit einer Reduzierlinse kombiniert, wobei Ophthalmoskopierlupe und Reduzierlinse in einem Ophthalmoskopie-Vorsatzmodul angeordnet sind, welches in den OCT-Abtaststrahlengang und in den Beobachtungsstrahlengang ein- und ausgeschwenkt werden kann. Auf diese Weise kann mit dem Ophthalmo-Operationsmikroskop sowohl der vordere Abschnitt eines Patientenauges als auch dessen Augenhintergrund mit OCT-Strahlung untersucht werden.

**[0010]** In Weiterbildung der Erfindung ist das OCT-System im Ophthalmo-Operationsmikroskop für das Bereitstellen eines ersten OCT-Abtastlichtstrahls mit einer ersten Wellenlänge und für das Bereitstellen eines zweiten OCT-Abtastlichtstrahls mit einer von der ersten Wellenlänge verschiedenen zweiten Wellenlänge ausgelegt. Vorzugsweise sind ein entsprechendes erstes OCT-System und ein entsprechendes zweites OCT-System vorhanden, die OCT-Abtastlichtstrahlen unterschiedlicher Wellenlänge bereitstellen. Auf diese Weise kann Körpergewebe unterschiedlicher Absorptionscharakteristik für OCT-Strahlung mit guter Auflösung untersucht werden.

**[0011]** In Weiterbildung der Erfindung ist zwischen der Scanspiegelanordnung und dem Mikroskop-Hauptobjektiv ein Optikelement vorhanden, das den aus der Scanspiegelanordnung austretenden OCT-Abtaststrahlengang bündelt und in einen Strahlengang überführt, der das Mikroskop-Hauptobjektiv durchsetzt.

**[0012]** In Weiterbildung der Erfindung ist das Optikelement zwischen Scanspiegelanordnung und Mikroskop-Haupt-

objektiv als bewegliche Linseneinheit ausgeführt. Auf diese Weise können unterschiedliche Schnittebenen eines menschlichen Auges mit OCT-Strahlung abgetastet werden.

**[0013]** In Weiterbildung der Erfindung ist dieses Optikelement in einer Linsenwechseleinrichtung aufgenommen. Auf diese Weise wird ein schnelles Hin- und Herschalten zwischen unterschiedlichen Abtastebenen für OCT-Strahlung in einem Objektbereich möglich.

**[0014]** In Weiterbildung der Erfindung ist das Optikelement als Zoomsystem mit variabler Brennweite ausgeführt. Auf diese Weise wird eine stufenlose Variation von in einem Patientenaug untersuchten Schnittebenen mit OCT-Strahlung ermöglicht.

**[0015]** In Weiterbildung der Erfindung sind Mittel zur Einstellung der Brennweite des Hauptobjektivs vorhanden. Auf diese Weise können mit dem Ophthlmo-Operationsmikroskop unterschiedliche Ebenen eines Objektbereichs untersucht werden, ohne dass dabei das Operationsmikroskop verlagert werden muss.

**[0016]** In Weiterbildung der Erfindung umfasst die Scanspiegelanordnung für das Scannen des OCT-Abtaststrahlengangs einen ersten Scanspiegel. Vorzugsweise ist zusätzlich ein zweiter Scanspiegel vorhanden, 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.

**[0017]** 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.

**[0018]** Vorteilhafte Ausführungsformen der Erfindung sind in den Figuren dargestellt und werden nachfolgend beschrieben.

**[0019]** Es zeigen:

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

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

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

Fig. 4 einen Abschnitt des Ophthlmo-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.

**[0020]** 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.

**[0021]** 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.

**[0022]** Dem Ophthlmo-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.

**[0023]** In dem Ophthlmo-Operationsmikroskop 100 ist ein erstes OCT-System 140 vorgesehen. Das Ophthlmo-

Operationsmikroskop enthält weiter ein zweites OCT-System, das in Fig. 2 gezeigt ist. Diese OCT-Systeme ermöglichen die Aufnahme von OCT-Bildern.

**[0024]** 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.

**[0025]** 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.

**[0026]** 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 Rechereinheit ausgewertet, die aus diesem Signal eine optische Weglängendifferenz zwischen Streuzentren für OCT-Licht im Objektbereich und der Weglänge von Licht im Referenzstrahlengang bestimmt.

**[0027]** Zur Einstellung der OCT-Abtastebene 160 ist der Sammellinse 147 ein Verstellmechanismus 148 zugeordnet, mittels dessen diese entsprechend dem Doppelpfeil 149 bewegt werden kann.

**[0028]** Das erste OCT-System 140 arbeitet bei einer Wellenlänge von  $\lambda = 1310\text{nm}$ . Das zweite OCT-System im Ophthalmo-Operationsmikroskop 100 ist entsprechend dem ersten OCT-System 140 aufgebaut, hat jedoch eine Arbeitswellenlänge von  $\lambda = 800\text{nm}$ . Selbstverständlich könnten die OCT-Systeme auch für andere Arbeitswellenlängen ausgelegt werden. Arbeitswellenlängen lassen sich insbesondere im Bereich  $600\text{nm} < \lambda < 1500\text{nm}$  realisieren und sind je nach Applikation vorteilhaft.

**[0029]** Die Fig. 2 zeigt das Ophthalmo-Operationsmikroskop 100 aus Fig. 1 mit dem zweiten OCT-System 150, das entsprechend dem ersten OCT-System 140 darin aufgebaut und angeordnet ist.

**[0030]** Identische Baugruppen des Operationsmikroskops sind dabei in Fig. 2 mit denselben Bezugszeichen wie in Fig. 1 versehen.

**[0031]** 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 140 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.

**[0032]** Fig. 2 zeigt das Ophthalmo-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.

**[0033]** 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.

**[0034]** 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 Rechereinheit ausgewertet, die aus diesem Signal eine optische Weglängendifferenz zwischen Streuzentren für OCT-Licht im Objektbereich und der Weglänge von Licht im Referenzstrahlengang bestimmt.

**[0035]** 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.

**[0036]** Die optische Weglänge des OCT-Abtaststrahlengangs in dem in Fig. 2 gezeigten Betriebsmodus des Ophthalmo-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.

**[0037]** 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.

**[0038]** 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  $\lambda_2 = 800nm$ . 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.

**[0039]** 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 drehbeweglich angeordnet. Dies ermöglicht, die OCT-Abtaststrahlengänge 142, 152 unabhängig voneinander über eine Ebene zu scannen.

**[0040]** 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.

**[0041]** Fig. 5 zeigt den Frontabschnitt 502 des Lichtleiters 143 aus Fig. 1. Der Lichtleiter 143 wirkt für Licht der Wellenlänge  $\lambda_1 = 1310nm$  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  $5\mu m < d < 10\mu m$ . 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  $\theta_1$  charakterisiert ist, wobei gilt:

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

**[0042]** Für einen Faserkerndurchmesser von  $d_1 = 10\mu m$ , einen Wellenlänge  $\lambda_1 = 1310nm$  ergibt sich damit als Maß für die Strahldivergenz ein Öffnungswinkel von  $\theta_1 \approx 0,0827$  rad.

**[0043]** 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.

**[0044]** 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  $\lambda_1$  die Wellenlänge des OCT-Abtastlichtstrahls. Zwischen dem Tailleparameter  $W_{1,A}$  des Gaussbündels 600 und dem Tailleparameter  $W_1$  des in Fig. 5 gezeigten, aus dem Lichtleiter 143 austretenden Abtastlichtstrahls 501 gilt die folgende Beziehung:

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

wobei  $\beta_1$  der Vergrößerungs- bzw. Verkleinerungsparameter der oben erwähnten geometrischen Abbildung des Austrittsendes von Lichtleiter 143 aus Fig. 1 in der OCT-Abtastebene ist.  $\beta_1$  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:

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

**[0045]** 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 Tailleparameter  $W_1$  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 Wellenlänge  $\lambda_1$  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.

**[0046]** 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 Tailleparameter  $W_1$  und den konfokalen Parameter  $z_1$  definierten "Trichter" lokalisieren lässt.

**[0047]** 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.

**[0048]** Für eine bestimmte Wellenlänge  $\lambda_1$  des OCT-Abtastlichtstrahls 501 ergibt sich dann die mögliche laterale Auflösung des OCT-Systems aus Fig. 1, da die Wellenlänge  $\lambda_1$  und der Rayleighparameter  $z_1$  den Tailleparameter  $W_{1,A}$  festlegen. Die Optikeinheiten im OCT-Abtaststrahlengang 143 aus Fig. 1 und die Bemessung des Faserkerns von Lichtleiter 143 sind dann so zu wählen, dass der betreffende Tailleparameter realisiert wird.

**[0049]** Die Sammellinse 147 im Operationsmikroskop 100 ist vorzugsweise so eingestellt, dass die Fokusebene 170 des Mikroskop-Hauptobjektivs 101 für den sichtbaren Spektralbereich und OCT-Abtastebene 160 des OCT-Systems 140 zusammenfällt. Dann liegt die in Fig. 5 gezeigte Taille 502 des OCT-Abtaststrahls in der Fokusebene des Operationsmikroskops.

**[0050]** 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:

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

5 wobei  $NA_2$  die numerische Apertur der Frontfläche des Lichtleiters 153 ist. Aus dem Lichtleiter 153 tritt das wiederum der OCT-Abtastlichtstrahl 152 mit einem näherungsweise gaussförmigen Strahlungsprofil aus, das durch einen Tailienparameter  $W_2$  und einen Öffnungsparameter  $\theta_2$  charakterisiert ist:

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

15  
20 **[0051]** Für den Tailienparameter des OCT-Abtastlichtstrahls 152 in der OCT-Abtastebene 170 gilt damit:

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

25 wobei  $\beta_2$  der Vergrößerungs- bzw. Verkleinerungsparameter der geometrischen Abbildung des Austrittsendes von Lichtleiter 153 aus Fig. 2 in der OCT-Abtastebene 170 ist.

30 **[0052]**  $\beta_2$  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 Patientenauges 108 festgelegt.

**[0053]** Die Sammellinse 157 ist dabei vorzugsweise so eingestellt, dass wenn der optische Beobachtungsstrahlengang durch das Mikroskop-Hauptobjektiv 101 den Augenhintergrund 190 des Patientenauges 108 abbildet, die OCT-Abtastebene 170 für das OCT-System 150 im Operationsmikroskop 100 mit dem Augenhintergrund 190 zusammenfällt.

35 **[0054]** 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.

**[0055]** 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.

40 **[0056]** 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.

**[0057]** 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.

45 **[0058]** 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.

50 **[0059]** 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.

**[0060]** 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.

55 **[0061]** 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-Austrittende

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.

[0062] 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. Ophthamo-Operationsmikroskop,

- 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;

#### **dadurch gekennzeichnet, dass**

- eine Ophthalmoskopierlupe (132) vorhanden ist, die in den Beobachtungsstrahlengang und den OCT-Abtaststrahlengang ein- und ausgeschwenkt werden kann.

2. Ophthamo-Operationsmikroskop nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** eine Kopplung von OCT-System (140) und Ophthalmoskopierlupe (132) in der Weise vorhanden ist, dass bei Einschwenken der Ophthalmoskopierlupe (132) die optische Weglänge im Referenzstrahlengang des OCT-Systems um einen vorgegebenen Wert vergrößert wird.

3. Ophthamo-Operationsmikroskop nach einem der Ansprüche 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** eine Reduzierlinse (131) vorhanden ist, die in den Beobachtungsstrahlengang und den OCT-Abtaststrahlengang (142) ein- und ausgeschwenkt werden kann.

4. Ophthamo-Operationsmikroskop nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet, dass** ein Ophthalmoskopie-Vorsatzmodul (130) mit Ophthalmoskopierlupe (132) und/oder Reduzierlinse (131) vorhanden ist, das in den OCT-Abtaststrahlengang (142, 152) ein- und ausgeschwenkt werden kann.

5. Ophthamo-Operationsmikroskop nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet, dass** das OCT-System (700) für das Bereitstellen eines OCT-Abtastlichtstrahls, mit unterschiedlichen Wellenlängen  $\lambda_1$ , Wellenlänge  $\lambda_1$  verschiedenen zweiten Wellenlänge  $\lambda_2$  ausgelegt ist.

6. Ophthamo-Operationsmikroskop nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet, dass** ein erstes OCT-System (140) und ein zweites OCT-System (150) vorhanden sind, die OCT-Abtastlichtstrahlen (142, 152) unterschiedlicher Wellenlänge  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  bereitstellen.

7. Ophthamo-Operationsmikroskop nach einem der Ansprüche 1 bis 6, **dadurch gekennzeichnet, dass**

- zwischen der Scanspiegelanordnung (146, 156, 705, 706, 805) und dem Mikroskop-Hauptobjektiv (101) ein Optikelement (147, 157, 711, 806) vorhanden 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.

8. Ophthamo-Operationsmikroskop nach Anspruch 7, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Optikelement als bewegliche Linseneinheit (147, 157) ausgebildet ist.

9. Ophthamo-Operationsmikroskop nach Anspruch 7 oder 8, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Optikelement (711) in einer Linsenwechseleinrichtung (709) aufgenommen ist.

## EP 2 482 113 A1

10. Ophthlmo-Operationsmikroskop nach Anspruch 7, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Optikelement als Zoomsystem (806) mit variabler Brennweite ausgebildet ist.
- 5 11. Ophthlmo-Operationsmikroskop nach einem der Ansprüche 7 bis 10, **dadurch gekennzeichnet, dass** Mittel zur Einstellung der Brennweite des Mikroskop-Hauptobjektivs vorhanden sind.
- 10 12. Ophthlmo-Operationsmikroskop nach einem der Ansprüche 7 bis 11, **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.
- 15 13. Ophthlmo-Operationsmikroskop nach Anspruch 12, **dadurch gekennzeichnet, dass** ein zweiter Scanspiegel (145, 155) vorhanden 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.
- 20 14. Ophthlmo-Operationsmikroskop nach einem der Ansprüche 7 bis 13, **dadurch gekennzeichnet, dass** 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.

20

25

30

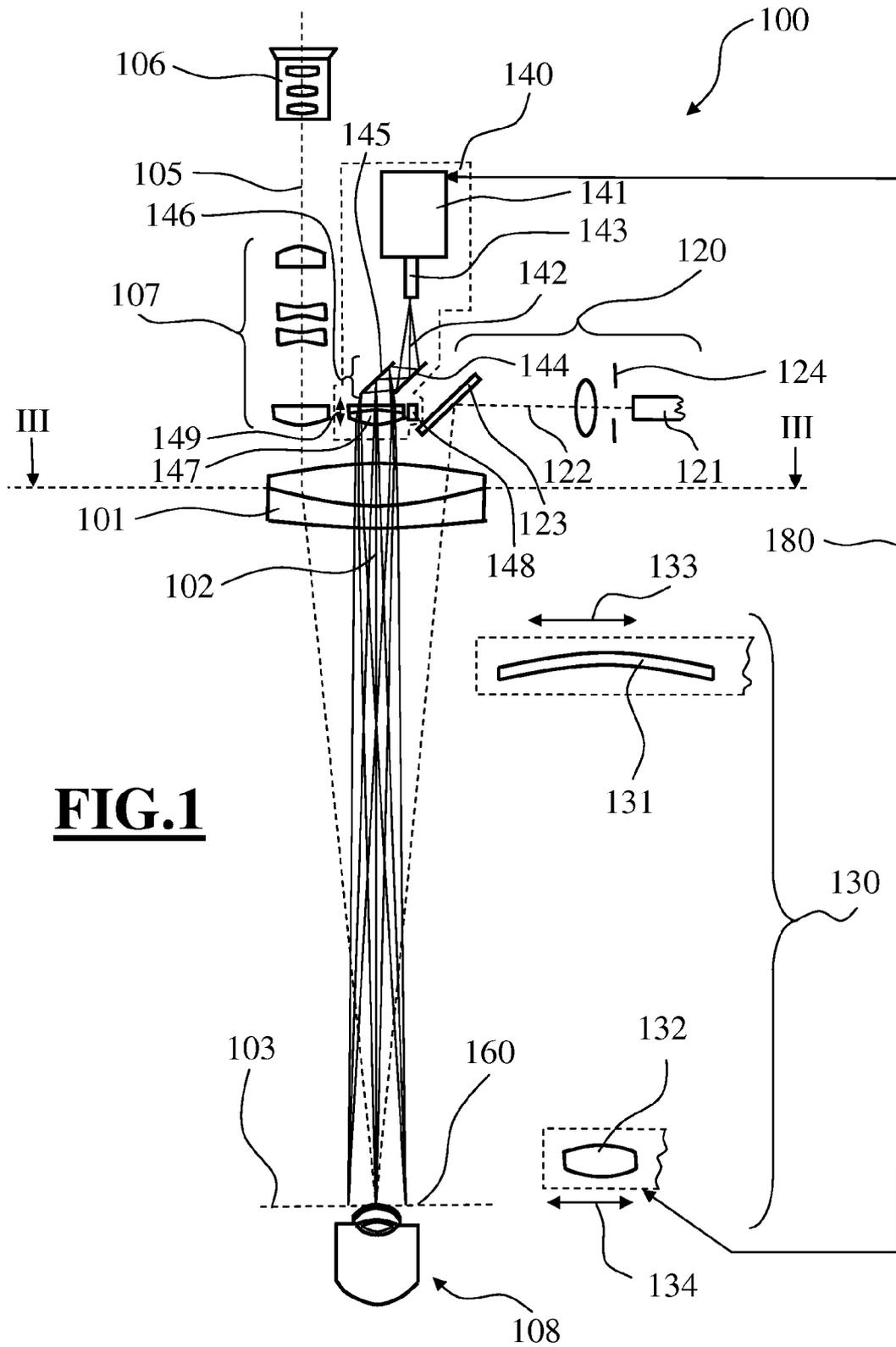
35

40

45

50

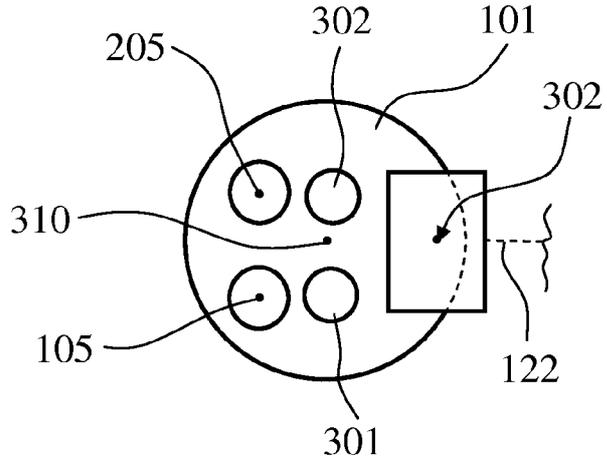
55



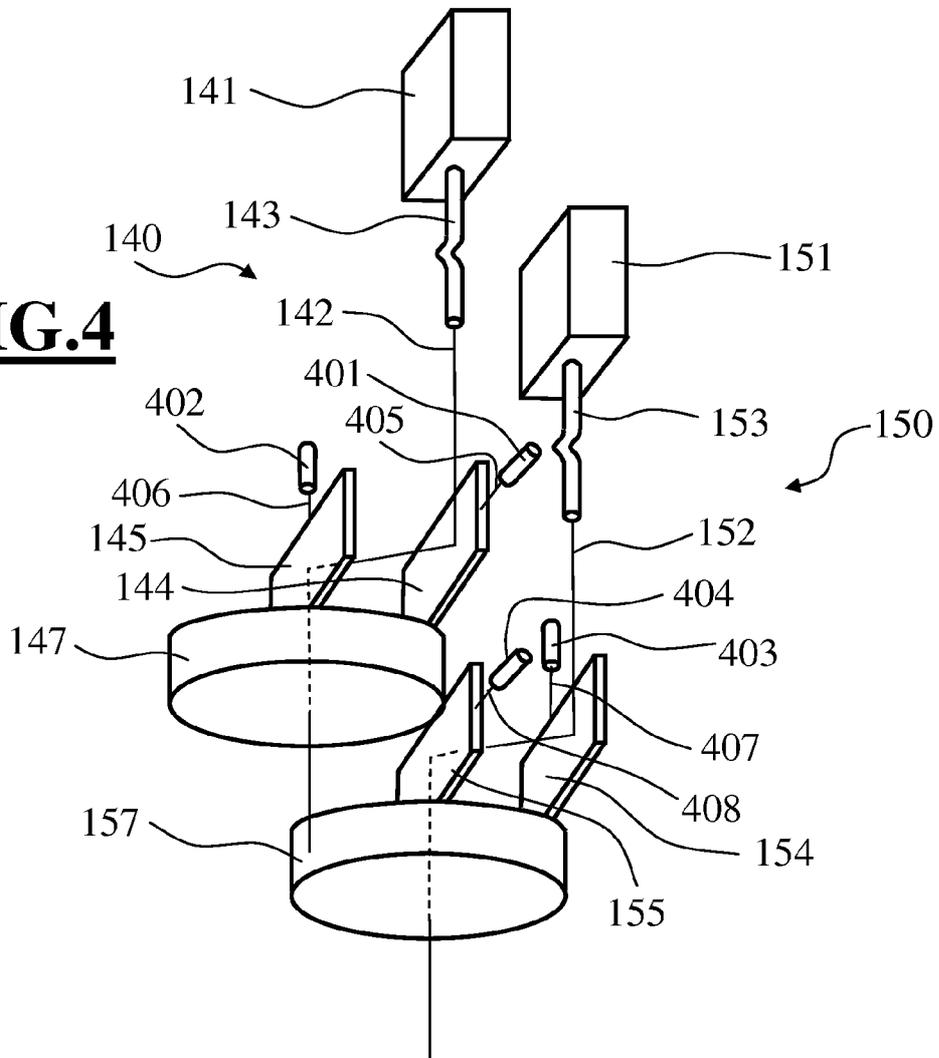
**FIG.1**



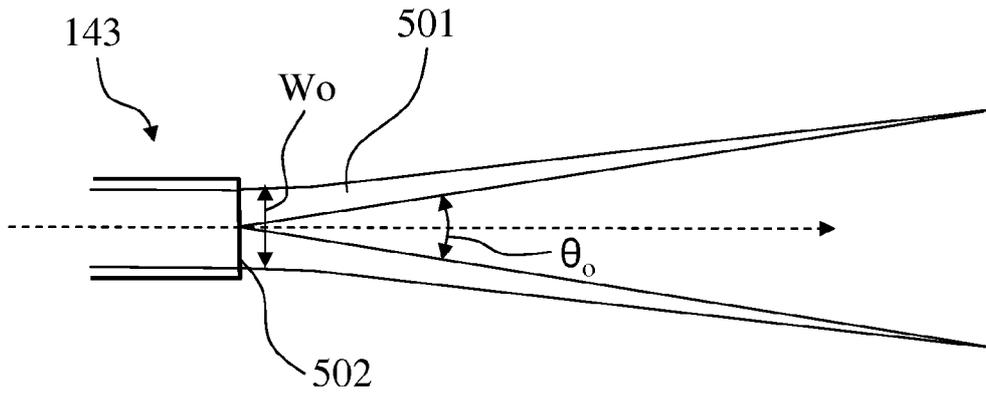
**FIG.3**



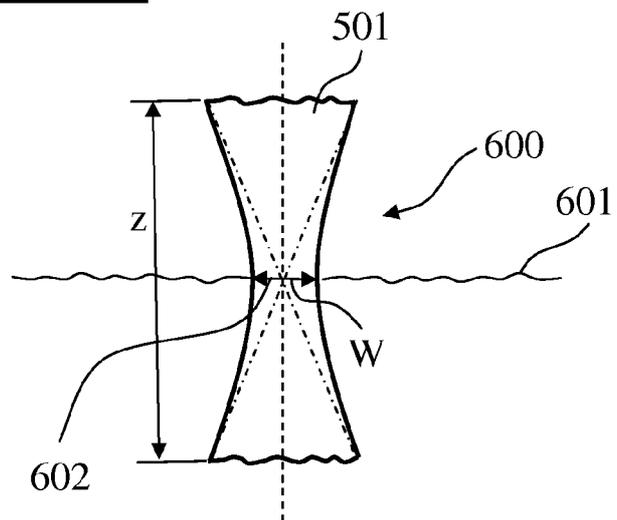
**FIG.4**



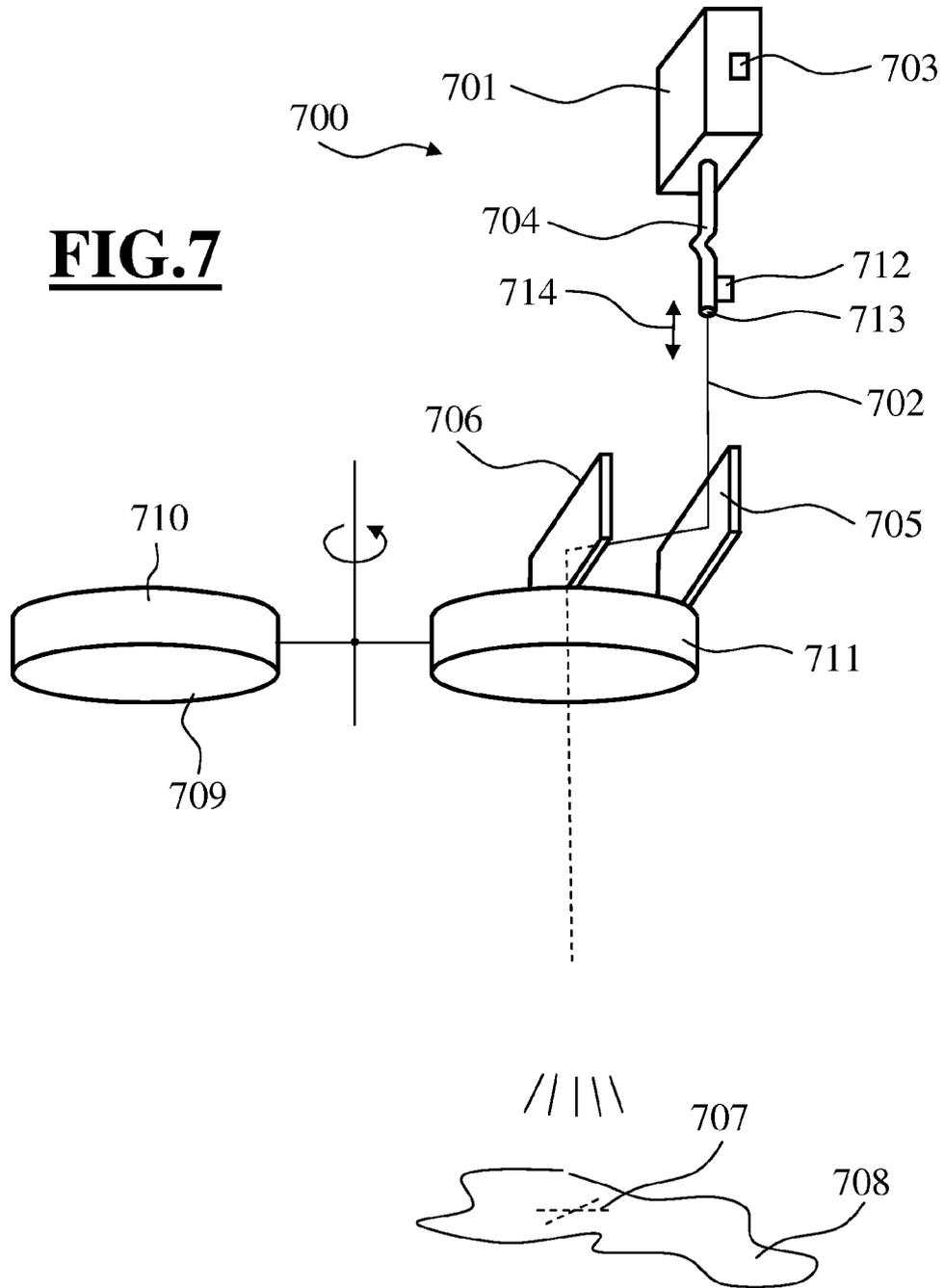
**FIG.5**

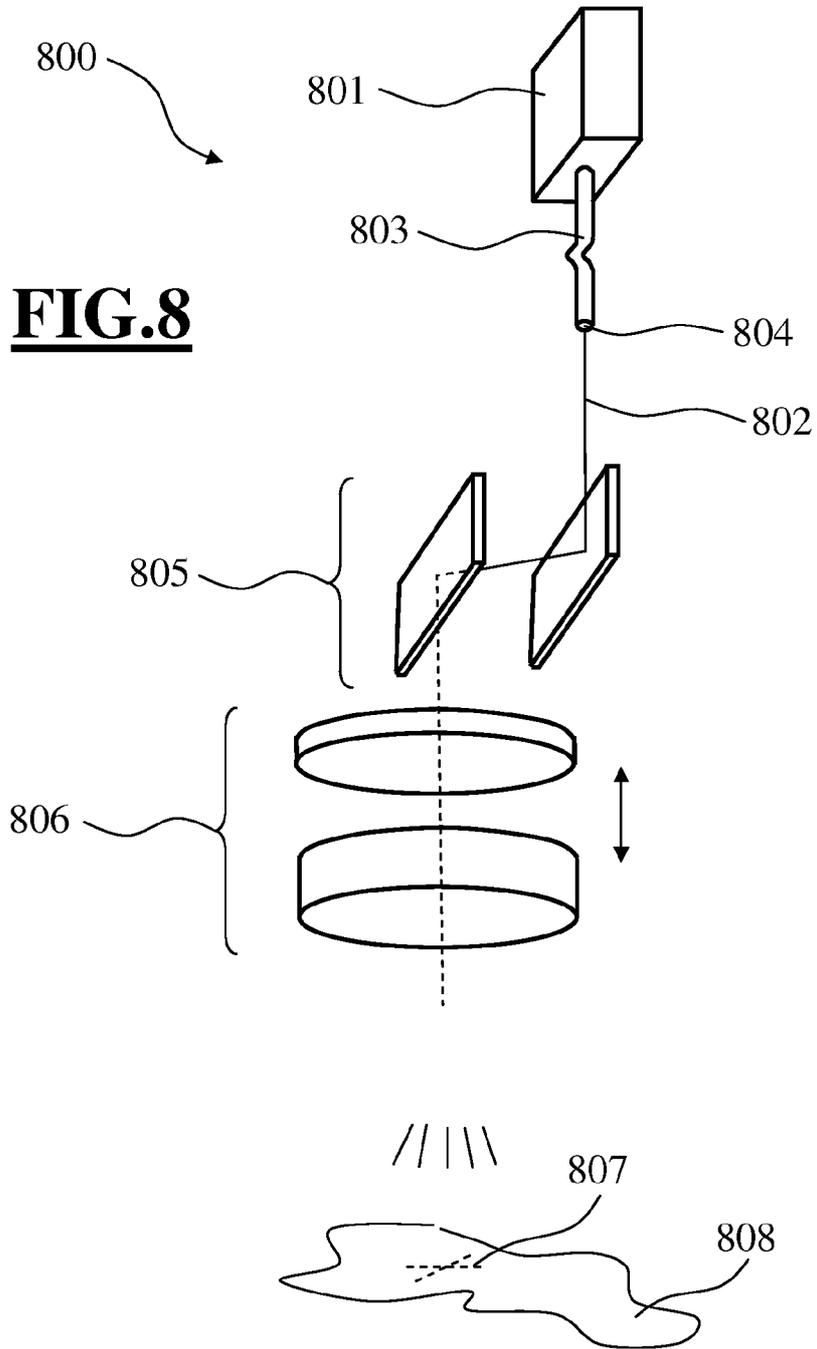


**FIG.6**



**FIG.7**







EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung  
EP 12 16 5225

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (IPC)
Y,D	EP 0 697 611 A (ZEISS CARL [DE]; ZEISS STIFTUNG [DE]) 21. Februar 1996 (1996-02-21) * Zusammenfassung * * Spalte 5, Zeile 33 - Spalte 9, Zeile 39 *	1-14	INV. G02B21/00 A61B5/00 G01B9/02 A61B19/00 A61B3/13 A61B3/12
Y	DE 94 15 219 U1 (OCULUS OPTIKGERAETE GMBH [DE]) 24. November 1994 (1994-11-24) * Seite 1, Zeilen 17-31 *	1-14	
Y	EP 0 815 801 A (ZEISS CARL [DE]; ZEISS STIFTUNG [DE]) 7. Januar 1998 (1998-01-07) * Abbildung 4 *	5,6	
Y	EP 1 326 117 A (ZEISS CARL [DE]; ZEISS STIFTUNG [DE]) 9. Juli 2003 (2003-07-09) * Zusammenfassung *	11	
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (IPC)
			G01B G02B A61B
1	Recherchenort München	Abschlußdatum der Recherche 12. Juni 2012	Prüfer Willig, Hendrik
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : mündliche Offenbarung P : Zwischenliteratur		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentedokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

EPO FORM 1503 03.82 (P04C03)

**ANHANG ZUM EUROPÄISCHEN RECHERCHENBERICHT  
 ÜBER DIE EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG NR.**

EP 12 16 5225

In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patentdokumente angegeben.  
 Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am  
 Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

12-06-2012

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 0697611 A	21-02-1996	DE 69528024 D1	10-10-2002
		DE 69528024 T2	09-10-2003
		DE 69533903 D1	03-02-2005
		DE 69533903 T2	08-12-2005
		EP 0697611 A2	21-02-1996
		ES 2180597 T3	16-02-2003
		ES 2233727 T3	16-06-2005
		JP 3789960 B2	28-06-2006
		JP 4126054 B2	30-07-2008
		JP 8066421 A	12-03-1996
		JP 2006095318 A	13-04-2006
		US 6004314 A	21-12-1999
		-----	-----
DE 9415219 U1	24-11-1994	KEINE	
-----	-----	-----	-----
EP 0815801 A	07-01-1998	DE 69724193 D1	25-09-2003
		DE 69724193 T2	17-06-2004
		EP 0815801 A2	07-01-1998
		JP 4091143 B2	28-05-2008
		JP 10071158 A	17-03-1998
		US 5795295 A	18-08-1998
-----	-----	-----	-----
EP 1326117 A	09-07-2003	KEINE	
-----	-----	-----	-----

EPO FORM P0461

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr.12/82

**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]
- US 5321501 A [0005]
- WO 200610544 A1 [0006]

专利名称(译)	带OCT系统的手术显微镜		
公开(公告)号	<a href="#">EP2482113A1</a>	公开(公告)日	2012-08-01
申请号	EP2012165225	申请日	2007-10-10
[标]申请(专利权)人(译)	卡尔蔡司医疗技术股份公司		
申请(专利权)人(译)	卡尔蔡司AG		
当前申请(专利权)人(译)	卡尔蔡司AG		
[标]发明人	REIMER PETER HAUGER CHRISTOPH ABELE ALFONS SEESSELBERG MARKUS		
发明人	REIMER, PETER HAUGER, CHRISTOPH ABELE, ALFONS 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	EP2482113B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

显微镜 ( 100 ) 具有主透镜 ( 101 ) , 其被推入监视光路 ( 106 ) , 以及光学相干断层摄影 ( OCT ) 系统 ( 120 ) , 用于验证对象区域 ( 108 ) , 其中OCT系统具有OCT扫描光路 ( 123 ) , 其被引导通过主透镜。耦合单元设置在监视光路中, 用于将扫描光路耦合到监视光路中, 并用于引导主透镜到物体区域。耦合单元设计为分束器 ( 150 ) , 例如平面镜或分隔器立方体。

