



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 602 05 408 T2** 2006.06.01

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 468 322 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **602 05 408.7**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/FR02/04481**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **02 805 803.0**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 03/056378**

(86) PCT-Anmeldetag: **20.12.2002**

(87) Veröffentlichungstag  
der PCT-Anmeldung: **10.07.2003**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **20.10.2004**

(97) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung beim EPA: **03.08.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **01.06.2006**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **G02B 23/24** (2006.01)  
**A61B 1/00** (2006.01)

(30) Unionspriorität:

**0116980**      **28.12.2001**      **FR**

(73) Patentinhaber:

**Mauna Kea Technologies, Paris, FR**

(74) Vertreter:

**GRAMM, LINS & PARTNER GbR, 38122  
Braunschweig**

(84) Benannte Vertragsstaaten:

**AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB,  
GR, IE, IT, LI, LU, MC, NL, PT, SE, SI, SK, TR**

(72) Erfinder:

**VIELLEROBE, Bertrand, F-94130 Nogent sur  
Marne, FR; GENET, Magalie, F-78280 Guyancourt,  
FR; BERIER, Frederic, F-92400 Courbevoie, FR;  
LACOMBE, François, F-92370 Chaville, FR;  
PERCHANT, Aymeric, F-75013 Paris, FR; LE  
GOUALHER, Georges, F-35520 La Meziere, FR;  
MARTI, Sandra, F-92000 Nanterre, FR;  
BOURRIAUX, Stephane, F-77420 Champs sur  
Marne, FR**

(54) Bezeichnung: **KONFOKALE ABBILDUNGSGERÄTE INSBESONDERE FÜR EIN ENDOSKOP**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

## Beschreibung

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft ein konfokales Abbildungsgerät insbesondere für Endoskop, das ein Bündel von flexiblen optischen Fasern benutzt. Das Merkmal der Konfokalität liegt in der Verwendung ein und desselben Wegs bei der Beleuchtung und bei der Erfassung und in der räumlichen Filterung des Signals, das von der unter der Oberfläche liegenden Analyseebene zurückkommt.

**[0002]** Die Anwendungsbereiche der Erfindung sind die in-vivo-Analyse von biologischen Geweben bei Menschen und Tieren, und zwar von externen Geweben beispielsweise im Bereich der Dermatologie oder von internen Geweben, die mit Hilfe eines Endoskop-Operationskanals zugänglich sind, in den man das Bündel von flexiblen optischen Fasern einführen kann, sowie auch die ex-vivo-Analyse von Gewebeproben, die von Biopsieentnahmen stammen, und die in-vitro-Analyse von Kulturen in der Zellbiologie. Außerdem kann die Vorrichtung auch zur Analyse des Inneren einer angefertigten Vorrichtung dienen.

**[0003]** Gegenwärtig kommen die medizinischen Bereiche Gastroenterologie, Pneumologie, Gynäkologie, Urologie, HNO, Dermatologie, Ophthalmologie, Kardiologie und die Neurologie in Betracht.

**[0004]** Der Einsatz eines Bündels von flexiblen optischen Fasern kleinen Durchmessers (mehrere hundert Mikron) ist für eine Kopplung mit dem Operationskanal eines Endoskops erforderlich, aber kann auch für automatische Testsysteme vorteilhaft sein, bei denen das optische Faserbündel mit einem optischen Fokussierungskopf an seinem Ende wie ein Messarm an einer Probenmatrix automatisch manipuliert wird. Im übrigen ist auch unabhängig von einer endoskopischen Anwendung eine Miniaturisierung des optischen Kopfs vorteilhaft, um die Genauigkeit der Positionierung zu erhöhen und auch bei automatisierten Anwendungen die mechanische Trägheit zu minimieren.

**[0005]** Das erfindungsgemäße Gerät ist insbesondere von dem Typ, der eine Strahlung mit einer gegebenen Wellenlänge sendet, die ein paralleles Beleuchtungsstrahlenbündel erzeugt. Dieses Beleuchtungsstrahlenbündel wird dann beispielsweise durch eine Trennplatte getrennt, um den Beleuchtungsweg vom Erfassungsweg zu trennen. Dann wird es winkelmäßig in zwei Richtungen des Raums durch ein optomechanisches Spiegelsystem abgelenkt (Ablenkung). Ein optisches Mittel nimmt dann das winkelmäßig abgelenkte Bündel auf und speist es in einen in seiner Brennebene gelegenen Bildleiter ein, der aus einem geordneten Bündel von mehreren zehntausend flexiblen optischen Fasern besteht. Man speist auf diese Weise zu einem gegebenen Zeitpunkt eine der optischen Fasern des Bildleiters bei ei-

ner gegebenen Winkelstellung des Bündels. Im Lauf der Zeit speist man nacheinander die den Bildleiter bildenden optischen Fasern, indem man das Bündel mit Hilfe der Spiegel ablenkt, und zwar Punkt für Punkt bei einer gegebenen Zeile und Zeile nach Zeile, um das Bild zu bilden. Das Strahlenbündel, das in den (ggf. zuvor im Operationskanal eines Endoskops angeordneten) Bildleiter eingespeist wurde, wird bei seinem Austritt geführt und von einem optischen Mittel aufgenommen, das die Beleuchtung der Stelle, die man beobachten möchte, Punkt für Punkt gestattet. Zu jedem Zeitpunkt wird der das Gewebe beleuchtende Fleck zurückgestreut und folgt dem zum einfallenden Bündel umgekehrten Weg. Dieser zurückgestreute Fluss wird also wieder in den Bildleiter eingespeist, erreicht bei seinem Austritt das Abtastsystem, wird dann auf dem Erfassungsweg mit Hilfe der Trennplatte zurückgesendet und dann in einem Filterloch fokussiert. Dann wird es beispielsweise durch einen Photovervielfacher oder eine Lawinenphotodiode erfasst. Das aus dem Photodetektor austretende Signal wird dann integriert und dann digitalisiert, um auf einem Bildschirm visualisiert zu werden.

**[0006]** Eine Vorrichtung dieses Typs ist insbesondere in der internationalen Patentanmeldung WO 00/16151 beschrieben.

**[0007]** Im Fall der Analyse eines biologischen Gewebes sind die angetroffenen Schwierigkeiten mit dem kleinen Verhältnis des zurückgestreuten Nutzsignals zu dem Störsignal verbunden, das, damit das erzeugte Bild akzeptabel ist, eine bestmögliche Beleuchtungsstrahlqualität erfordert, die auf dem ganzen optischen Weg beibehalten wird, und zwar insbesondere im Bereich der Qualität der Wellenfront und der räumlichen Verteilung der Stärke des Fokalflecks, der möglichst nahe bei dem Kerndurchmesser einer Faser liegen muss. Auf der Seite des proximalen Endes des Lichtleiters ist die Beeinträchtigung des Beleuchtungsstrahls sowohl in energetischer Hinsicht als auch in räumlicher Hinsicht insbesondere auf die Störreflexionen, die am Eintritt des Bildleiters auftreten, und auf die optischen Übertragungsfehler im Bereich der Abtast- und Einspeisesystem (Feldverformung, Fehler der Wellenfront) zurückzuführen.

**[0008]** In der oben erwähnten internationalen Patentanmeldung WO 00/16151 umfasst das Abtastsystem optomechanische und/oder galvanometrische Resonanzspiegel, und das System zur Einspeisung in den Bildleiter umfasst eine Fokussierungslinse L4 oder ein Mikroskopobjektiv.

**[0009]** Die Schrift US 5 995 867 beschreibt ein System zur Durchführung von Zellenchirurgie, das einen Laserstrahl und optische Konfokalmittel umfasst, um den Strahl abzulenken und im Gewebe zu fokussieren und zurückkehrend konfokale Bilder zu erzeugen. Dieses System umfasst keinen Bildleiter, der

aus flexiblen optischen Fasern besteht, und beschreibt erst recht nicht Mittel zur Einspeisung des abgelenkten Strahls nacheinander in eine Faser.

**[0010]** Ziel der vorliegenden Erfindung ist es, ein Gerät zu schaffen, dessen Qualität des Beleuchtungsstrahls am Eintritt des Bildleiters verbessert ist und dessen Bildqualität infolgedessen ebenfalls verbessert ist. Ziel der Erfindung ist ferner, hierfür eine Lösung zu geringen Kosten vorzuschlagen, die einfach durchzuführen, miniaturisierbar und industriell herstellbar ist.

**[0011]** Sie schlägt ein konfokales Abbildungsgerät nach dem Anspruch 1 vor.

**[0012]** Dank dieser optischen Mittel kann man eine Qualität des Beleuchtungsstrahls und einen homogenen und optimalen Grad der Kopplung von Faser zu Faser gewährleisten.

**[0013]** Gemäß einem besonderen Beispiel umfasst ein optisches Afokalsystem vier Linsen, darunter ein bezüglich der Bildebene symmetrisch angeordnetes Korrekturdublett, das die Korrektur der Feldkrümmung und die Minimierung des Fehlers der Wellenfront gestattet.

**[0014]** Um die Restaberrationen noch zu minimieren, umfassen die Mittel zur Einspeisung in den Bildleiter einen Linsensatz zur Umwandlung der Winkelablenkung des Beleuchtungsstrahls in eine Translationsablenkung des Lichtleiters, der stromauf ein Dublett umfasst, das dafür ausgelegt ist, die Restfeldkrümmung dieses Linsensatzes zu korrigieren.

**[0015]** Die elektronischen Mittel zur Steuerung, zur Analyse und zur digitalen Verarbeitung des erfassten Signals und zur Sichtdarstellung umfassen erfindungsgemäß vorteilhafterweise eine Synchronisationskarte, die insbesondere dafür ausgelegt ist, die Bewegung der Zeilen- und Rasterspiegel synchron zu steuern, und dafür ausgelegt ist, zu jedem Zeitpunkt die Kenntnis der Stellung des abgelenkten Beleuchtungsstrahls zu gestatten.

**[0016]** Zum besseren Verständnis der Erfindung und weiterer Vorteile folgt eine Beschreibung eines Ausführungsbeispiels unter Bezugnahme auf [Fig. 1](#), in der ein Gerät gemäß diesem Beispiel schematisch dargestellt ist.

**[0017]** In [Fig. 1](#) ist ein Gerät zur Herstellung eines Bilds einer Stelle vorgeschlagen, die in einer gegebenen Tiefe in einer Ebene P eines Schnitts XY senkrecht zur optischen Achse gelegen ist, wobei dieses Gerät einen Bildleiter **1** umfasst, der aus mehreren zehntausend flexiblen optischen Fasern besteht, mit:

- auf der Seite des proximalen Endes des Bildleiters **1**: einer einen Beleuchtungsstrahl erzeugen-

den Quelle **2**, Mitteln **3** zur Winkelablenkung des Strahls, Mitteln **4** zur Einspeisung des nacheinander abgelenkten Strahls in eine der Bildleitfasern **1**, Mitteln **5** zur Trennung des Beleuchtungsstrahls und des zurückgesendeten Signals, Mitteln **6** zur räumlichen Filterung, Mitteln **7** zur Erfassung des Signals, elektronischen Mitteln **8** zur Steuerung, zur Analyse und zur digitalen Verarbeitung des erfassten Signals und zur Sichtdarstellung; und – auf der Seite des distalen Endes des Bildleiters **1**: einem Optikkopf **9**, der dafür ausgelegt ist, den aus der beleuchteten Faser des Bildleiters austretenden Beleuchtungsstrahl in einem fokussierten Punkt **10** in der Ebene P unter der Kontaktzone **11** des Optikkopfs **9** zu fokussieren.

**[0018]** Alle diese Mittel werden im nachstehenden ausführlich beschrieben.

**[0019]** Der Bildleiter **1** gestattet den Zugang zur unter der Obefläche liegenden Analysezone, indem die Quelle **2** verlagert wird. Wenn er dazu bestimmt ist, mit dem Optikkopf **9** in den Operationskanal des Endoskops eingeführt zu werden, muss er Abmessungen besitzen, die kompatibel sind (einige Millimeter Durchmesser je nach klinischer Anwendung). Er besteht aus einem geordneten Bündel von flexiblen optischen Fasern, das von einer Hülle umgeben ist. Man kann jeden Leiter benutzen, der genügend Fasern und einen geringen Abstand zwischen Kernen aufweist, um eine gute räumliche Auflösung zu erhalten. Beispielsweise kann man einen Leiter der Marke Sumitom<sup>®</sup> verwenden, der aus 30 000 Fasern mit einem Kerndurchmesser von 2,5 µm und einem Abstand zwischen Kernen von 4 µm besteht, oder einen Leiter der Marke Fujikura<sup>®</sup>, der aus 30 000 Fasern mit einem Kerndurchmesser von 2 µm und einem Abstand zwischen Kernen von 3,7 µm besteht. Erfindungsgemäß werden die Fasern nacheinander auf adressierte Weise mit Hilfe der Ablenkmittel **3** und der Einspeisemittel **4** beleuchtet. Der Nutzdurchmesser des Bildleiters entspricht also dem Kerndurchmesser einer beleuchteten Faser.

**[0020]** Der Bildleiter **1** ist an seinen beiden Enden mit einer Glasplatte ausgestattet (in der Figur nicht dargestellt), die dick genug ist, um die Störreflexionen bei der Reflexion, die am Eintritt des Faserbündels stattfindet, aus den Filtermitteln **6** und bei der Reflexion, die am Austritt des Lichtleiters auftritt, aus der beleuchteten optischen Faser heraus ausgeschaltet wird. Die Glasplatten sind antireflexbehandelt, um das reflektierte Licht zu minimieren.

**[0021]** Die Quelle **2** besteht aus einer Laserdiode mit 683 nm, die eine sehr gute Wellenfrontqualität von weniger als oder gleich  $\lambda/10$  aufweisen muss. Erfindungsgemäß ist diese Diode gepulst, um durch synchrone Erfassung das Nutzsignal von der Störreflexion zu trennen, die am Eintritt des Bildleiters **1**

auftritt. Gemäß einer Abwandlung kann man einen Festkörperlaser oder einen Gaslaser verwenden, die Wahl der Wellenlänge im Band von 600–800 nm, in dem die Absorption in den Geweben geringer ist, ist jedoch weniger ausgedehnt; außerdem sind die Kosten bei äquivalenter Leistung natürlich höher.

**[0022]** Die Mittel **5** zum Trennen des Beleuchtungsstrahls und des zurückkehrenden Signals bestehen im vorliegenden Fall zur Erleichterung der Regelung aus einem Trennwürfel 50/50.

**[0023]** Die Ablenkmittel **3** haben die Aufgabe, eine Diodenmatrix derselben optischen Qualität wie die Laserdiode der Quelle **2** zu reproduzieren, die man Faser für Faser einspeist. Dies erfordert eine Kombination von Mitteln, die nicht Standard sind, die die Korrektur der Aberrationen gestatten, die im System zum Transport und zur Duplizierung der Quelle vorhanden sind, um den Signalleiter Faser für Faser zu beleuchten. Das Ablensystem besteht aus zwei Spiegeln M1 und M2 und aus zwei optischen Systemen. Der Spiegel M1 ist ein "Zeilen"-Spiegel, der mit einer Frequenz von 4 kHz resoniert, und der Spiegel M2 ist ein galvanometrischer "Raster"-Spiegel mit einer zwischen 0 und 300 Hz veränderlichen Frequenz. Jedes optische System besteht jeweils aus vier Linsen, und zwar L1–L4 bzw. L5–L8, die in einem ersten Takt die Koppelung der beiden Spiegel und dann in einem zweiten Takt des Spiegels M2 und des Eintritts des Bildleiters gestatten. Diese optischen Systeme dürfen keine Aberrationen aufweisen, die

- die räumliche Verteilung der Stärke des Fokalflecks (FEP: Punktausbreitungsfunktion oder PSF: "Point Spread Function" englisch) hinter den Einspeisemitteln **4** erweitern und auf diese Weise die Kopplung in dem Bildleiter **1** beeinträchtigen könnten;
- den Fluss in der Hülle des Bildleiters sich fortpflanzen lassen könnte, der die PSF am Leiterende und damit die Auflösung des Bilds beeinträchtigen würde.

**[0024]** Die Linsen L2–L3 und L6–L7 sind identische Korrekturdubletts, die bezüglich der Bildebene symmetrisch angeordnet sind. Diese gestattet die Homogenisierung der Einspeisung in den Bildleiter, indem die Feldkrümmung korrigiert und der Fehler der Wellenfront minimiert wird, die durch die Verwendung von Afokalsystemen außerhalb von Axen (L1–L4 und L5–L8) verursacht werden.

**[0025]** Die Einspeisemittel **4**: Sie müssen das Minimum an Aberrationen aufweisen und dürfen die Qualität der Wellenfront nicht beeinträchtigen, um einen Fokussierungsfleck nahe der Beugungsgrenze zu erzeugen, um auf diese Weise eine optimale Kopplung mit der adressierten Faser zu erreichen (Eine PSF gleich dem Kerndurchmesser einer Faser). Sie umfassen ein Dublett L9 nach Maß und ein Standard-Tri-

plet L10. Das Dublett L9 gestattet die Korrektur der Restaberrationen des Triplett L10, und zwar der Feldkrümmung.

**[0026]** Die Mittel **6** zur räumlichen Filterung umfassen eine Linse L11 und ein Filterloch T, das gestattet, nur die Beleuchtungsfaser und nicht die benachbarten Fasern zu wählen, die ein Störsignal erzeugen können. Die Größe des Filterlochs ist so gewählt, dass sie dem Kerndurchmesser einer Faser entspricht, und zwar abgesehen von der Vergrößerung des optischen Systems zwischen dem Eintritt des Faserbündels und dem Filterloch.

**[0027]** Der Optikkopf **9** umfasst mehrere optische Mittel, die es gestatten, den aus der beleuchteten optischen Faser austretenden Strahl konvergieren zu lassen, und zwei Glasplatten, deren eine die oben beschriebene am Austritt des Bildleiters ist und deren andere ein Fenster ist, das dafür ausgelegt ist, mit der Stelle in Kontakt zu kommen, und eine Indexanpassung vornimmt. Die optischen Mittel besitzen die folgenden Merkmale:

- sie gestatten eine Analyse des Gewebes in einer Tiefe von mehreren zehn bis mehreren hundert Mikron;
- sie minimieren die Aberrationen, um die PSF am Austritt des Bildleiters auf das Gewebe zu transkribieren, sie zu verbreitern oder zu verformen;
- sie optimieren den Kopplungsgrad auf dem Rückweg in dem Bildleiter, indem die Qualität der Wellenfront optimiert wird;
- ggf. besitzen sie Abmessungen, die mit denen des Operationskanals eines Endoskops kompatibel sind.

**[0028]** Die optischen Mittel umfassen beispielsweise ein Linsensystem das ein Objektiv nach Maß bildet.

**[0029]** Die Erfassungsmittel **7** umfassen als Signaldetektor eine Lawinenphotodiode, die das Signal kontinuierlich erfasst, wobei das von den beiden Enden des Signalleiters kommende Störsignal auf dieselbe Größenordnung wie das Nutzsignal zurückgebracht wird, um den Detektor nicht zu sättigen. Die Unterdrückung des Störreflexionsrests am Eintritt des Bildleiters wird dann durch eine digitale zeitliche Filterung vorgenommen.

**[0030]** Die elektronischen Mittel **8** zur Steuerung, zur Analyse und zur digitalen Verarbeitung des erfassten Signals und zur Sichtdarstellung umfassen die folgenden Karten:

- eine Karte **20** zur Modulation der Laserquelle. Diese Karte gestattet eine Modulation der Quelle mit einer relativ hohen Frequenz (etwa 100 MHz), um Impulse ( $10 \text{ ns} \leq T \leq 100 \text{ ns}$ ) in regelmäßigen Intervallen (Zyklusverhältnis von etwa 4) zu erzeugen.

- eine Synchronisationskarte **21**, die folgende Funktionen hat:
  - synchronisierte Steuerung der Ablenkung, d.h. der Bewegung des Zeilenspiegels M1 und des Rasterspiegels M2;
  - Kenntnis der Stellung des auf diese Weise abgelenkten Laserflecks zu jedem Zeitpunkt;
  - Synchronisierung des Emission der Impulse der Laserquelle vor der Erfassung;
  - Verwaltung aller anderen Karten über einen Mikrorechner, der seinerseits gesteuert sein kann;
  - eine Detektionskarte **22**, die eine analoge Schaltung, die insbesondere eine Impedanzanpassung und eine Integrierung vornimmt, einen Analog-Digital-Wandler und eine programmierbare logische Komponente (beispielsweise eine FGPA-Schaltung) aufweist, die das Signal in Form bringt;
  - eine digitale Erfassungskarte **23**, die die Behandlung eines Stroms von digitalen Daten mit veränderlicher Frequenz und seine Anzeige auf einem Bildschirm **24** gestattet;
  - eine Graphikkarte.

**[0031]** Die Bildverarbeitung geht folgendermaßen vor sich: Die Rohinformation am Detektorkartenausgang wird in Form gebracht und behandelt, um visualisierbar und dann interpretierbar zu werden. Das Verfahren zur Erfassung der Bilder über den Bildleiter, der aus mehreren zehntausend optischen Fasern besteht, und durch dessen Ablenkung induziert Spezifitäten im Bild und eine geeignete Behandlung.

**[0032]** Zwei Gruppen von Behandlungen sind vorgesehen:

1. Die erste Gruppe besteht aus Signalbehandlungsverfahren, die zur Kalibrierung des erfassten Signals dienen. Man kann auf diese Weise Kopplungsfehler Laser/Leiter, die dem Erfassungsverfahren inhärent sind, sowie Fehler durch gewisse Geräusche des Systems ausschalten. Die Kalibrierung kann je nach der Genauigkeit der Ablenkungssteuerung und ihrer Stabilität in der Zeit verschiedene Formen annehmen. Diese Behandlungen sind im wesentlichen eindimensional.
2. Die zweite Gruppe gestattet die Verbesserung der Interpretation, indem dem optomechanischen Verfahren spezielle Bildbehandlungen (2D und 2D + Zeit) eingegliedert werden. Diese Behandlungen bestehen aus einem Bildwiederherstellungsverfahren, worauf ein Schnellkorrekturverfahren folgt, das kleine Bewegungen ausschaltet. Diese Behandlungen sind bezüglich der Erfassungsdauer schnell. Diese Algorithmen sind vollautomatisch und passen sich an die Natur des Bilds an.

**[0033]** Natürlich sind Ausführungsvarianten möglich, und zwar insbesondere hinsichtlich des Zeilenspiegels M1, der mit einer anderen Frequenz, beispielsweise mit 8 kHz, resonieren kann, und hinsichtlich der optischen Afokalsysteme, die ganz nach Maß

ausgeführt sein können oder andere Sätze von angepassten Korrekturlinsen aufweisen können.

### Patentansprüche

1. Konfokales Abbildungsgerät insbesondere für Endoskop, umfassend einen aus biegsamen optischen Fasern bestehenden Bildleiter (1) mit:

- auf der Seite des proximalen Endes des Bildleiters (1): einer einen Beleuchtungsstrahl erzeugenden Quelle (2), Mitteln (3) zur Winkelablenkung des Strahls, Mitteln (4) zur Einspeisung des nacheinander abgelenkten Strahls in eine der Fasern des Bildleiters (1), Mitteln (5) zur Trennung des Beleuchtungsstrahls und des zurückgesendeten Signals, Mitteln (6) zur räumlichen Filterung, Mitteln (7) zur Erfassung des Signals, elektronischen Mitteln (8) zur Steuerung, zur Analyse und zur digitalen Verarbeitung des erfassten Signals und zur Sichtdarstellung; und
- auf der Seite des distalen Endes des Bildleiters (1): einem Optikkopf (9), der dafür ausgelegt ist, den aus der beleuchteten Faser austretenden Beleuchtungsstrahl zu fokussieren,

**dadurch gekennzeichnet**, dass die Winkelablenkungsmittel (3) einen Zeilen-Resonanzspiegel (M1) und einen galvanometrischen Raster-Spiegel (M2) mit einer veränderlichen Frequenz und zwei optische Afokalsysteme umfassen, die dafür ausgelegt sind, in einem ersten Takt die beiden Spiegel (M1, M2) und dann in einem zweiten Takt den Raster-Spiegel (M2) und das Mittel (4) zur Einspeisung in den Bildleiter zu koppeln, wobei jedes optische System die ursprüngliche Qualität der Wellenfront (WFE) wahrt und eine räumliche Verteilung der Intensität des Brennflecks (PSF) gleich dem Kerndurchmesser einer Faser aufweist, und dass ein optisches Afokalsystem Standardlinsen und Korrekturlinsen umfasst, die dafür ausgelegt sind, die Restaberrationen der Standardlinsen zu korrigieren.

2. Gerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das optische Afokalsystem vier Linsen (L1–L4; L5–L8) umfasst, darunter ein bezüglich der Bildebene symmetrisch angeordnetes Korrekturdublett (L2, L3; L6, L7), das die Korrektur der Feldkrümmung und die Minimierung der Abweichung der Wellenfront gestattet.

3. Gerät nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Einspeisungsmittel (4) einen Linsensatz (L10), der dafür ausgelegt ist, die Winkelablenkung in eine Translationsablenkung des Bildleiters umzuwandeln, und stromaufwärts ein Dublett (L9) umfassen, das dafür ausgelegt ist, die Restfeldkrümmung dieses Linsensatzes (L10) zu korrigieren.

4. Gerät nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass der Linsensatz (L10) ein Triplett ist.

5. Gerät nach einem der vorhergehenden An-

sprüche, dadurch gekennzeichnet, dass es eine am Eintritt des Bildleiters angeordnete Glasplatte aufweist, die dazu bestimmt ist, die Störreflexionen aus den Filtermitteln **(6)** heraus auszuscheiden.

6. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass es eine am Austritt des Bildleiters angeordnete Glasplatte aufweist, die dazu bestimmt ist, die Störreflexionen aus der beleuchteten optischen Faser heraus auszuscheiden.

7. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Zeilen-Spiegel (M1) ein mit einer Frequenz von 4 kHz resonierender Spiegel ist.

8. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Raster-Spiegel (M2) eine zwischen 0 und 300 Hz veränderliche Frequenz hat.

9. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die elektronischen Mittel **(8)** zur Steuerung, zur Analyse und zur digitalen Verarbeitung des erfassten Signals und zur Sichtdarstellung eine Synchronisationskarte **(21)** umfassen, die insbesondere dafür ausgelegt ist, die Bewegung des Zeilen-Spiegels (M1) und des Raster-Spiegels (M2) synchron zu steuern, und dafür ausgelegt ist, zu jedem Zeitpunkt die Kenntnis der Stellung des abgelenkten Beleuchtungsstrahls zu gestatten.

Es folgt ein Blatt Zeichnungen

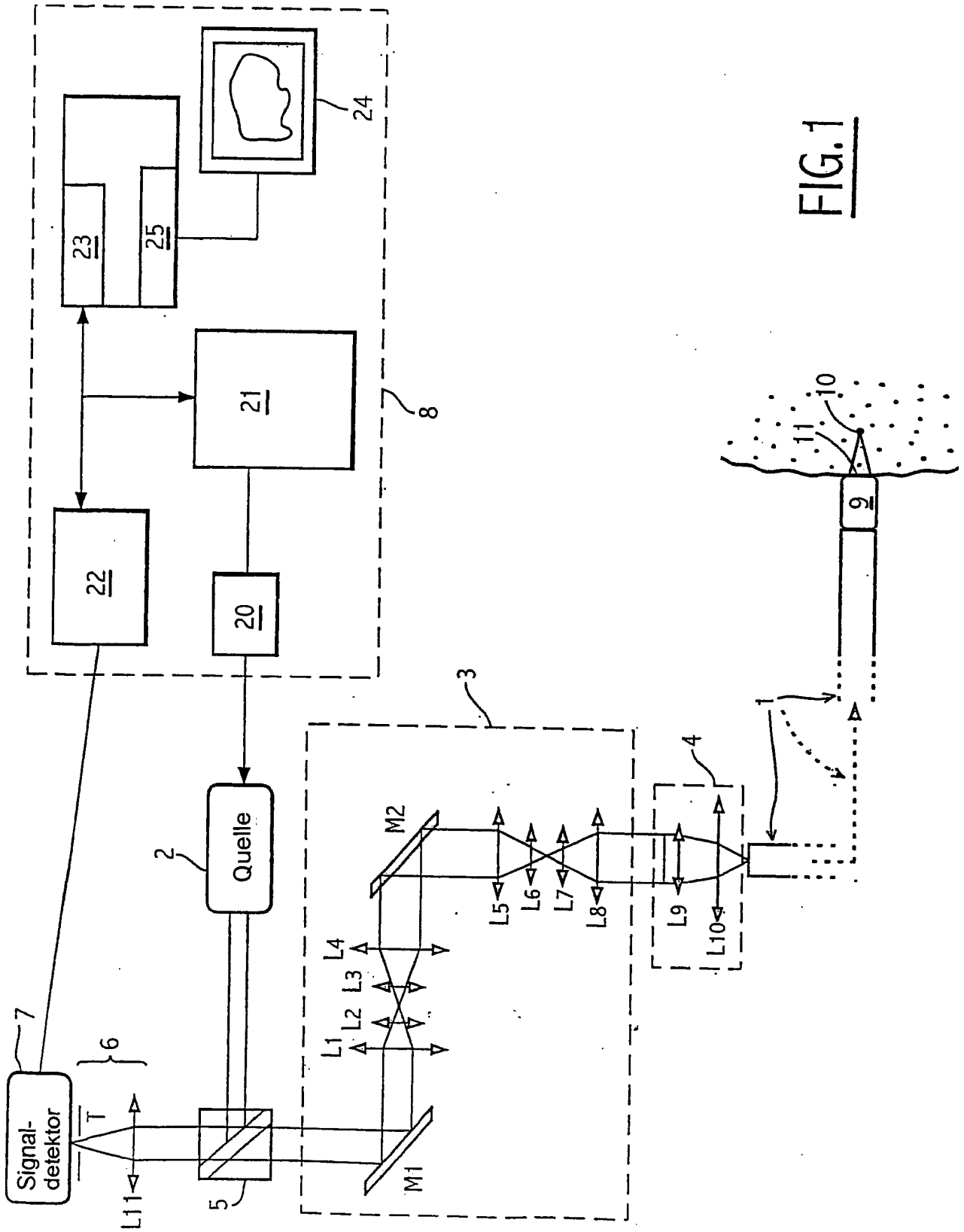


FIG. 1