

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

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
3. November 2005 (03.11.2005)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2005/102148 A1

(51) Internationale Patentklassifikation⁷: **A61B 3/10**

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE2005/000758

(22) Internationales Anmeldedatum:
22. April 2005 (22.04.2005)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2004 020 663.5 24. April 2004 (24.04.2004) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme
von US): **CARL ZEISS MEDITEC AG** [DE/DE];
Göschwitzer Str. 51-52, 07745 Jena (DE).

[DE/DE]; Birkenweg 9, 07926 Gefell (DE). **MOHR,**
Thomas [DE/DE]; Herderstr. 30, 07743 Jena (DE).

(74) Gemeinsamer Vertreter: **BECK, Bernard**; Carl Zeiss
Jena GmbH, Carl-Zeiss-Promenade 10, 07745 Jena (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,
AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH,
CN, CO, CR, CU, CZ, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI,
GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE,
KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA,
MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM,
PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY,
TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU,
ZA, ZM, ZW.

(72) Erfinder; und

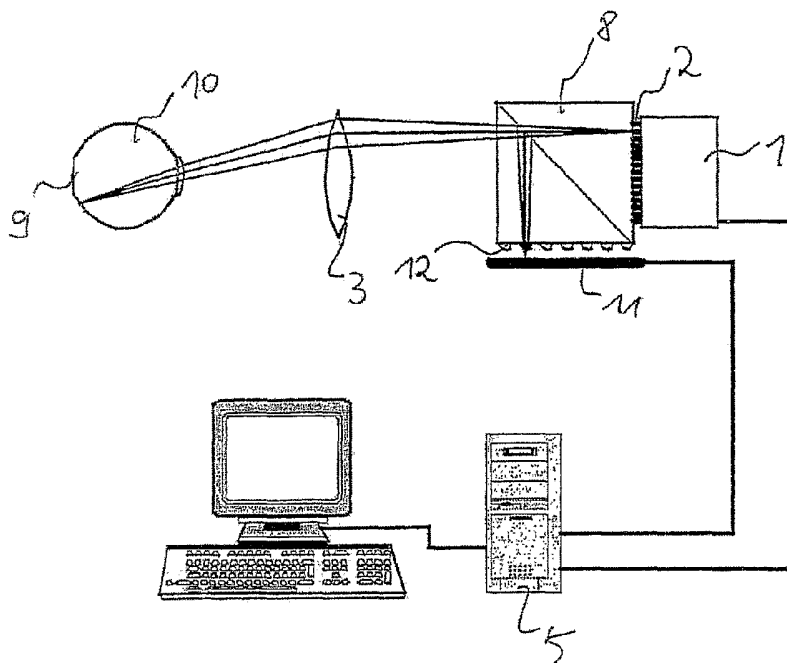
(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **DICK, Manfred**

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: DEVICE FOR ILLUMINATING ORGANIC OBJECTS

(54) Bezeichnung: EINRICHTUNG ZUR BELEUCHTUNG ORGANISCHER OBJEKTE



(57) Abstract: The invention relates to a device for illuminating organic objects, particular organic objects of the eye. Preferably, the device can be used in an ophthalmological diagnosis or therapy device. According to the invention, an array (1) of miniaturized light sources (2) is arranged in a spatially defined manner on a plane or a curved surface such that the light sources achieve a packing density that is as high as possible and can be electronically controlled individually in a very quick manner. The light source array is imaged onto the biological object (10) by means of an optical system (3).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2005/102148 A1



GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht

— vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eintreffen

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft eine Einrichtung zur Beleuchtung organischer Objekte, insbesondere des Auges. Sie ist bevorzugt einsetzbar in einem Ophthalmologischen Diagnose- oder Therapiegerät. Erfindungsgemäß wird ein Array (1) von miniaturisierten Lichtquellen (2) räumlich definiert geordnet derart auf einer Ebene oder gekrümmten Fläche zusammengestellt, dass diese Lichtquellen eine möglichst hohe Packungsdichte erreichen und einzeln sehr schnell elektronisch ansteuerbar sind. Dieses Lichtquellenarray wird mittels eines optischen Systems (3) auf das biologische Objekt (10) abgebildet.

Einrichtung zur Beleuchtung organischer Objekte

Die Erfindung betrifft eine Einrichtung zur Beleuchtung organischer Objekte, insbesondere des Auges. Sie ist bevorzugt einsetzbar in einem Ophthalmologisches Diagnose- oder Therapiegerät.

In der Augenheilkunde wird sowohl bei der Diagnose als auch bei der Therapie häufig mit Licht gearbeitet. Dieses bietet sich insbesondere deswegen an, da das Auge weitgehend transparent ist und damit praktisch in seiner Gesamtheit für Lichtstrahlen erreichbar ist. Als Licht wird im Folgenden das gesamte Spektrum von Ultraviolett bis Infrarot bezeichnet.

Als Diagnosegeräte, welche mit Licht arbeiten, sind insbesondere sogenannte Spaltlampen, Funduskameras und Laser-Scan-Ophthalmoskope bekannt.

Bei einer Spaltlampe wird mittels einer Spaltbildprojektion in dem zu untersuchenden Auge ein veränderlicher Lichtschnitt erzeugt, aus der Form, Lage und Intensität des Streulichtes des Schnittbildes können Rückschlüsse auf den Zustand der einzelnen Medien des Auges gezogen werden. Üblicherweise werden die Spaltbilder mechanisch mittels in der Breite und Lage veränderlicher Spalte erzeugt. Aus der DE 101 51 314, auf deren gesamte Offenbarung hiermit Bezug genommen wird, ist es auch bekannt, den Lichtschnitt durch eine entsprechende Lichtverteilung mittels eines aus DMDs (Digital Mirror Device), LEDs (Light Emitting Diode), LCDs (Liquid Crystal Display) oder OLEDs (Organic Light Emitting Diodes) aufgebauten Microdisplays zu erzeugen. Allen diesen Lichtquellen ist gemeinsam, dass sie nur eine relativ geringe Bildfrequenz erlauben, da sie entweder über mechanisch bewegte Teile (DMD) oder eine lange Nachleuchtdauer aufweisen.

Bei einer Funduskamera, wie z.B. aus DE 298 08 351 U1 bekannt ist, wird der Augenhintergrund mit einer klassischen Lichtquelle wie einer Halogen- oder Quecksilberdampflampe ausgeleuchtet und anschließend fotografische oder digitale Aufnahmen der Retina erzeugt. Dabei ist es auch bekannt, diese Aufnahmen nur in bestimmten Spektralgebieten anzufertigen, um die mittels entsprechender Beleuchtung erzeugte Fluoreszenz interessierender Moleküle nachzuweisen. Zu besonderen Zwecken werden auch Blitzlichtaufnahmen durchgeführt, um schnell ablaufende Vorgänge erkennen zu können. Dafür sind zusätzliche Blitzlampen notwendig, die über entsprechende zusätzliche Optiken in den Strahlengang eingekoppelt werden müssen. Auch sind diese Blitzlichtlampen in ihrer Bildfolgefrequenz limitiert.

Bei einem Laser-Scan-Ophthalmoskop, wie es beispielsweise aus der DE 198 35 967 C2 bekannt ist, wird das Augeninnere mittels eines von einem mechanischen Scanner in 2 oder 3 Dimensionen positionierten Laserstrahl abgetastet und auftretende Fluoreszenzen detektiert. Wegen der mechanischen Bewegung der Scanner ist hier die Bildaufnahmefrequenz begrenzt, so dass schnelle Vorgänge nicht verfolgt werden können, außerdem kommt es wegen der unwillkürlichen Augenbewegungen zu geometrischen Störungen im Inhalt des Ergebnisbildes. Mit Licht arbeitende Therapiegeräte sind in der Augenheilkunde ebenfalls bekannt. So wird zur Behandlung von Sehfehlern mittels Laserstrahlung gezielt Material aus der Cornea abgetragen. Ein solches Gerät ist z.B. in der WO 01/66029 beschrieben, auf deren kompletten Inhalt hiermit Bezug genommen wird. Dabei wird der Strahl eines Behandlungslasers mittels eines mechanischen Scanners, welcher über bewegte Spiegel verfügt, gezielt über das Behandlungsgebiet geführt. Auch hier ist die Mechanik des Scanners der limitierende Faktor für die Erhöhung der Behandlungsgeschwindigkeit und damit der Verringerung der Behandlungszeit.

Die während der Behandlung auftretenden unwillkürlichen Augenbewegungen führen dazu, dass es zu Abweichungen zwischen dem vorgesehenen und dem tatsächlichen Ort des Materialabtrags kommt. Um die daraus resultierenden Fehler zu vermeiden wird in dieser Schrift ein Eye-Tracker eingesetzt, welcher die momentane Position/Blickrichtung des Auges detektiert und damit diese Bewegungen erkennen kann. Diese Bewegungen werden dann bei der Steuerung des Materialabtrags berücksichtigt und damit ausgeglichen.

In der US 6,179,422, auf deren gesamten Inhalt hiermit verwiesen wird, ist ein solcher Eye-Tracker beschrieben, welcher seinerseits mittels eines solchen Scanners einen IR-Laserstrahl schnell über Pupille und Limbus des Auges führt. Die reflektierte Strahlung wird mittels einer schnellen Photodiode detektiert und aus den Verschiebungen der Kontrastflanken von Pupille und Limbus zwischen den einzelnen Abtastungen lässt sich die Bewegung des Auges bestimmen. Auch diese Lösung ist durch die Geschwindigkeit des mechanischen Scanners in ihrer Genauigkeit limitiert.

Auch bei anderen Verfahren zur Untersuchung biologischer Objekte wie z.B. der konfokalen Mikroskopie ist die Erfindung anwendbar.

Aus der EP 485 803 B1, auf deren gesamten Inhalt hiermit Bezug genommen wird, ist ein konfokales Mikroskop bekannt, welches zur Beleuchtung der Probe ein LED- oder ein LCD-Array benutzt und das von der Probe beeinflusste Licht mittels eines Detektorarrays analysiert. Dieses Mikroskop ist damit nicht zur Untersuchung schneller Vorgänge geeignet. Auch die z.B. aus der DE 197 33 195 A1 bekannten Laser Scanning Mikroskope benutzen zur Ab-

lenkung des zur Beleuchtung der Probe dienenden Laserstrahlen mechanische Scanner und sind deshalb ebenfalls nicht zur Untersuchung sehr schneller Vorgänge geeignet. Gerade in den letzten Jahren ist aber das Interesse an der Untersuchung der extrem schnell ablaufenden molekularen Wechselwirkungen in der Biologie wesentlich gestiegen.

Aufgabe der Erfindung ist es, die Nachteile des Standes der Technik zu umgehen und eine extrem schnell veränderliche Beleuchtung anzugeben.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch die unabhängigen Ansprüche gelöst, vorteilhafte Weiterentwicklungen sind in den abhängigen Ansprüchen beschrieben.

Erfindungsgemäß wird ein Array von miniaturisierten Lichtquellen räumlich definiert geordnet derart auf einer Ebene oder gekrümmten Fläche zusammengestellt, dass diese Lichtquellen eine möglichst hohe Packungsdichte erreichen und einzeln sehr schnell elektronisch ansteuerbar sind. Dabei kann die Anordnung der einzelnen Lichtquellen sowohl regelmäßig, z.B. als dicht gepacktes Rechteck, als auch in beliebigen anderen, z.B. einer Auswertung angepassten Formen erfolgen.

Dieses Lichtquellenarray wird mittels eines optischen Systems auf das biologische Objekt abgebildet.

Im Falle einer Diagnose-Vorrichtung oder eines Mikroskopes besteht die erfindungsgemäße Einrichtung weiterhin aus einem Detektor, der die reflektierten, gestreuten oder fluoreszierenden Strahlungsanteile des Diagnoseobjektes registriert und einer Auswerteeinheit zuführt, wobei dieser Detektor selbst ggf. auch wellenlängenselektiv detektieren kann.

Der Vorteil der Erfindung ist, dass ohne bewegte Teile sehr schnell und spektral variabel eine räumlich hochaufgelöste strukturierte Beleuchtung realisierbar ist. Bei einem Eye-Tracker kann mittels schneller Einzeldetektoren nahezu online die Augenposition bestimmt werden, da die räumliche Auflösung bereits durch das abgebildete Lichtquellenarray gegeben, die Benutzung von bildverarbeitenden CCD-Sensoren ist nicht notwendig.

Wenn die durch die räumliche Anordnung der Lichtquellen gegebene Auflösung nicht ausreicht, kann diese in der erfindungsgemäßen Vorrichtung durch eine verkleinernde Abbildung auf das Objekt angepasst werden. Bei einer Diagnosevorrichtung ist es vorteilhaft, die Beleuchtungseinrichtung z.B. über ein homogenes Objekt zu kalibrieren. Bei einer Therapievorrichtung ist es von Vorteil wenn die abgegebene Strahlung durch eine homogenisierende Zwischenoptik (z.B. auf der Basis mikrooptischer Elemente) homogenisiert wird.

Durch die Möglichkeit der räumlich strukturierten Intensitätswahl und Farb/Wellenlängenwahl der einzelnen Lichtquellen, lassen sich zeitlich und spektral variable Intensitätsprofile generieren, die den jeweiligen Anwendungsaufgaben angepasst sind. Es ist von Vorteil, wenn die Einrichtung zur Beleuchtung ein miniaturisiertes Lichtquellenarray aus kompakten lichtemittierenden Halbleiterdioden oder Halbleiterdiodenlasern möglichst geringer Emissionsdivergenz und schnellen Schaltzeiten besteht, deren Emissionsintensität elektronisch regelbar ist. Eine besonders geeignete Bauform der Lichtquellen stellen die Vertical Cavity Surface Emitting Laser (VCSEL) dar, welche z.B. aus der Literatur K.J. Ebeling „Integrierte Optoelektronik“, Springer-Verlag Berlin 1992, bekannt sind. Beispielsweise wird in der EP 905 835 A1 ein zweidimensionales Array aus VCSEL-Lichtquellen beschrieben, welche einzeln adressierbar oder ansteuerbar sind. In der US 6,174,749 ist ein Herstellverfahren für in verschiedenen Wellenlängen/Farben abstrahlende VCSELs angegeben, aus der Literatur Connie J. Chag-Hasnain „Tunable VCSEL“, IEEE J. Selected Topics in Quantum Electronics Vol. 6(2000) Nr. 6, S. 978 ff. sind auch durchstimbare VCSELs bekannt.

Zur Steigerung der Homogenität oder Struktur der Objektbeleuchtung können die Emissionsprofile der einzelnen Strahlquellen entsprechend ausgewählt sein, um in der projizierten Überlappung ein möglichst gleichförmiges/strukturiertes Intensitätsprofil zu erzielen. Dabei sind gaußförmige Intensitätsprofile günstig für eine homogene Ausleuchtung. Zur Erhöhung des Auflösungsvermögens der erfindungsgemäßen Einrichtung kann eine zeitliche und/oder intensitätsabhängige Modulation einzelner, z. B. benachbarter Lichtquellen des Lichtquellenarrays durchgeführt werden.

Die Erfindung wird im Folgenden an Hand der schematischen Zeichnungen näher erläutert.

Fig. 1 zeigt das Grundprinzip der Erfindung

Fig. 2 zeigt die Anwendung der Erfindung als ultraschneller Scanner

Fig. 3 zeigt eine multispektrale Beleuchtung

Fig. 4 zeigt eine Ausführungsform eines konfokalen Detektors

Fig. 5 zeigt eine Ausführungsform eines Aberrometers

Fig. 6 zeigt eine Ausführungsform eines Perimeters

Fig. 7 zeigt eine Ausführungsform einer Fluoreszenzkamera

In Fig. 1 ist ein Array 1 aus einzelnen Lichtquellen 2, welche z.B. VCSEL-Elemente sein können so angeordnet, dass es über eine Projektionsoptik 3 auf eine biologische Probe 4

abgebildet wird. Die einzelnen Lichtquellen 2 des Arrays 1 sind mittels eines Computers 5 ansteuerbar, wobei sie in ihrer Intensität, Farbe (Wellenlänge) und/oder Leuchtdauer gesteuert werden können. Eine hierzu notwendige Ansteuerschaltung ist hier nicht dargestellt. Das von der Probe zurückgeworfene, gestreute, anderweitig beeinflusste oder von einer Fluoreszenz der Probe ausgehende Licht wird mittels einer Abbildungsoptik 6 auf einen Detektor 7 abgebildet, welcher wiederum mit dem Computer 5 verbunden ist. Die Auswertung der vom Detektor 7 empfangenen Informationen kann dann im Computer 5 nach an sich bekannten und dem vorgesehenen Einsatzzweck angepassten Verfahren erfolgen.

In Fig. 2 wird unter Steuerung des Computers 5 auf dem Array 1 nacheinander und in ultrakurzen Zeitabständen (z.B. einige ns bis μ s) eine Folge von Lichtquellen 2 ein- bzw. wieder ausgeschaltet. Durch die Projektion auf die Probe 4 wird dadurch diese Probe entsprechend schnell und ohne dass mechanische Elemente bewegt werden müssen gescannt. Von dem Detektor 7 wird das von der Probe 4 abgestrahlte Licht aufgefangen und im Computer 5 analysiert. Eine solche Ausführungsform ist z.B. als Eye-Tracker, Digitale Spaltlampe, in der Pupillometrie oder einer Scanning Funduskamera anwendbar.

Ebenfalls lässt sich ein Laser Scanning Mikroskop nach diesem Grundaufbau realisieren.

In Fig. 3 ist eine Anwendung dargestellt, bei der die einzelnen Lichtquellen 2, 2', 2'' des Arrays 1 unterschiedliche Wellenlängen abstrahlen. Damit lässt sich ein Wellenlängenprofil der Probe 4 detektieren, wie es z.B. auch in Scanning Funduskameras angewendet wird.

In Fig. 4 ist die Anwendung der erfindungsgemäße Vorrichtung in der konfokalen Mikroskopie gezeigt, indem der gescannte Laserstrahl durch das Lichtquellen-Array und den konfokalen Detektor durch ein Mikrolinsen-Array mit gekoppeltem Empfänger-Chip, z.B. CCD-Chip (analog Shack-Hartmann-Sensor) ersetzt wird. Dabei wird die aus dem x-y-VCSEL-Array 1 emittierte Strahlung durch einen z.B. 50% Teilerspiegel (Strahlteilerwürfel 8) über eine Projektionsoptik 3 in eine Bildebene auf der Retina 9 eines Auges 10 projiziert. Das dort entstehende Raster sekundärer Lichtquellen wird wiederum über den Teilerspiegel (Strahlteilerwürfel 8) auf ein Sensor-Array 11 z.B. mit Mikrolinsen 12 und elektronischer Auswertung projiziert. Dabei nimmt das Sensorarray die Funktion des konventionellen Detektors mit Lochblende in einer vervielfachten Arrayausführung wahr. Eine 1.

Ausführungsform des Sensor-Arrays 1 kann ein der räumlichen Struktur des VCSEL-Arrays angepasstes Mikrolinsen-Array in Kopplung mit einem CCD-Chip sein. Dabei übernimmt jede einzelne Miniaturlinse des Mikrolinsenarrays die Funktion der Abbildungsoptik 6. Die Blendenfunktion des konventionellen Detektors mit Lochblende wird dadurch realisiert, dass z.B. bezüglich der reflektierten Intensität nur das jeweils mittig zur jeweils vorgeschalteten

Mikrolinse liegende Pixel des Sensorarrays 11 auswertet, und die anderen nicht detektiert. Dabei können jedoch die jeweils außermittigen Pixel benutzt werden um den durch die Struktur der erfindungsgemäßen Vorrichtung vorgegebene Rasterung zu glätten.

Eine 2. Ausführungsform kann auch eine Lochmaske und zugehörige einzelne Empfangsdioden verwenden, wobei hier wiederum die Struktur und Rasterung durch das Lichtquellenarray 1 zu beachten ist.

Jede dieser Anordnungen kann auch in Verbindung mit einem Mikroskop zur Untersuchung biologischer Präparate genutzt werden. Außerdem lässt sich mit dieser Anordnung und entsprechenden Auswertelgorithmen auch ein Wellenfrontsensor nach Hartmann-Shack realisieren.

Dieses neuartige konfokale Scanning-Mikroskop lässt sich in einer sehr kompakten und robusten Bauform ohne bewegliche Teile ausführen und daher in der beispielsweise Anwendung am Auge mit geringerem Aufwand als bisher einsetzen. Dabei kann man sich die scannende Funktion dadurch verdeutlichen, dass man nacheinander benachbarte VCSEL's ein- und ausschaltet und somit zeitlich entsprechend des konventionellen Prinzips scanned. Allerdings ist diese Nachahmung nicht unbedingt mehr nötig, wenn das Sensor Array 11 eine entsprechend hohe Auswertekapazität besitzt, indem die Lichtquellen 2 alle gleichzeitig eingeschaltet werden und die Empfangssignale gleichzeitig ausgewertet werden. Dabei kann die Einschaltdauer der optimalen Empfangsintensität angepasst werden. Weiterhin lassen sich durch die pulsierende Betriebsweise des Systems auch extrem schnelle dynamische Vorgänge untersuchen.

In Fig.5 ist die Anwendung der erfindungsgemäße Vorrichtung in einem Aberrometer gezeigt, wobei der optische Aufbau weitgehend dem in Fig. 4 dargestellten entspricht. Dabei wird die aus dem x-y-VCSEL-Array 1 emittierte Strahlung durch einen z.B. 50% Teilerspiegel (Strahlteilerwürfel 8) über eine Projektionsoptik 3 auf die Retina 9 eines Auges 10 projiziert. Das dort entstehende Raster sekundärer Lichtquellen wird wiederum über den Teilerspiegel (Strahlteilerwürfel 8) auf ein Sensor-Array 11 z.B. mit Mikrolinsen 12 und elektronischer Auswertung projiziert. Schematisch sind die Augenlinsenformen für ein normalsichtiges (emmetropes) Auge (Bezugszeichen 13) und für ein fehlsichtiges (ametropes) Auge (Bezugszeichen 14) dargestellt. Ein von dem VCSEL-Array 1 ausgehender Lichtstrahl 16 trifft durch die unterschiedliche Brechung an der Augenlinse 13 bzw. 14 unterschiedliche Stellen der Retina 9. Die Reflexion an der Retina 9 führt im Fall des normalsichtigen Auges zum reflektierten Strahl 16, welcher vom Teilerspiegel des Teilerwürfels 8 auf das Sensorelement 18 des Sensorarrays 11 gelenkt wird. Für das fehlsichtige Auge erfolgt die

Reflexion in den Strahl 17, welcher auf ein anderes Sensorelement 19 trifft. Aus dem unterschiedlichen Ort des Auftreffens des reflektierten Strahles auf das Sensor-Array 11, welcher elektronisch detektiert und an den Computer 5 übermittelt wird, lässt sich damit das Abbildungsverhalten des Auges 10 bestimmen.

In Fig. 6 ist die erfindungsgemäße Vorrichtung in einem Perimeter dargestellt, welches dazu dient, das Gesichtsfeld eines Patienten zu bestimmen.

Dabei wird die aus dem x-y-VCSEL-Array 1 emittierte Strahlung über eine Projektionsoptik 3 auf die Retina 9 eines Auges 10 projiziert, wobei Strahlen S1, S2, S3 von unterschiedlichen Elementen des VCSEL-Arrays 1 an unterschiedlichen Stellen R1, R2, R3 der Retina 9 auftreffen. Ein zusätzlich vorhandener Zielpunkt 20, der z. B. eine gelbe LED oder ein spezifisches, durch das VCSEL-Array 1 dargestelltes Muster sein kann, dient der Ausrichtung des Auges. Der Sinneseindruck, welcher durch das Auftreffen der Strahlen S1, S2, S3 auf der Retina hervorgerufen wird, kann dann in an sich bekannter Art und Weise entweder durch Interaktion des Patienten subjektiv oder durch Auswertung von Nervenimpulsen, Hirnströmen o.ä. objektiv bestimmt werden. Entsprechende Anordnungen und Auswerteverfahren sind beispielsweise in den Dokumenten DE 198 55 848, DE 199 61 323, DE 101 40 871 und DE 101 46 330 angegeben, deren gesamte Offenbarung hiermit eingeschlossen wird.

In Fig. 6 ist die erfindungsgemäße Vorrichtung in einer Fluoreszenzkamera dargestellt.

Dabei wird die aus dem x-y-VCSEL-Array 1 emittierte Strahlung mit einer bestimmten Anregungswellenlänge λ_1 durch einen z.B. 50% Teilerspiegel (Strahlteilerwürfel 8) über eine Projektionsoptik 3 auf die Retina 9 eines Auges 10 projiziert und das dort befindliche Gewebe eventuell mittels eines eingebrachten Fluoreszenzfarbstoffs zur Fluoreszenz mit der Wellenlänge λ_2 angeregt. Das Fluoreszenzlicht gelangt über den Strahlteiler 8 auf einen Empfänger 11, welcher mit dem Computer 5 elektrisch verbunden ist. Um zu verhindern, dass das Anregungslicht auf den Empfänger trifft ist diesem ein Sperrfilter 21 für die Wellenlänge λ_1 vorgeschaltet. Durch Auswertung der örtlichen Verteilung des Fluoreszenzlichtes lassen sich z.B. Gewebeeigenschaften zuverlässig detektieren. Wenn das VCSEL-Array 1 gemäß dem in Fig. 2 angegebenen Ausführungsbeispiel mehrere Wellenlängen emittieren kann lassen sich auch entsprechend verschiedene Fluoreszenzen anregen und detektieren.

In gleicher Art lässt sich mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung auch die Cornea oder die Augenlinse spektral untersuchen.

Die Realisierung der Erfindung ist nicht an die dargestellten Ausführungsbeispiele gebunden, fachmännische Weiterentwicklungen führen nicht zu einem Verlassen des Schutzbereichs.

So kann jeder Lichtquelle ein unmittelbar benachbarter Detektor zum Monitoring der Intensität und/oder Farbe zugeordnet sein, wie in EP 829 933 A2 beschrieben ist. Im Rahmen dieser Darstellung und der erfindungsgemäßen Einrichtung können unter dem Begriff einer VCSEL-Lichtquelle sämtliche Diodenlaser verstanden sein, deren Abstrahlungsrichtung senkrecht zur Fläche des Arrays oder ihrer aktiven Zone liegt. Es kann sich dabei insbesondere auch um NECSEL (Novalux extended-cavity surface-emitting laser) handeln oder um Diodenlaser, deren Resonator im Wesentlichen parallel zur aktiven Zone liegt und die mit einer beugenden oder reflektierenden Struktur versehen sind, welche die Laserstrahlung senkrecht aus dem Array oder der aktiven Zone auskoppelt.

Patentansprüche

1. Einrichtung zur Beleuchtung organischer Objekte, insbesondere des Auges, welche eine steuerbare Lichtquelle und eine Abbildungsoptik aufweist, wobei die steuerbare Lichtquelle aus einer Vielzahl einzelner Lichtquellen besteht, deren Intensität und/oder Farbe mit einer Frequenz, die größer als 100 Hertz ist, geändert werden kann.
2. Einrichtung zur Beleuchtung organischer Substanz nach Anspruch 1, wobei die Frequenz größer als 1000 Hertz ist.
3. Einrichtung zur Beleuchtung organischer Substanz nach Anspruch 1, wobei die Frequenz größer als 10.000 Hertz ist.
4. Einrichtung zur Beleuchtung organischer Substanz nach Anspruch 1, wobei die Frequenz größer als 100.000 Hertz ist.
5. Einrichtung zur Beleuchtung organischer Substanz nach Anspruch 1, wobei die Frequenz größer als 1.000.000 Hertz ist.
6. Einrichtung zur Beleuchtung organischer Substanz nach Anspruch 1, wobei die Frequenz größer als 10.000.000 Hertz ist.
7. Einrichtung zur Beleuchtung organischer Substanz nach einem der vorigen Ansprüche, wobei die einzelnen Lichtquellen in einem vorzugsweise regelmäßigen ein- oder zweidimensionalen Array angeordnet sind.
8. Einrichtung zur Beleuchtung organischer Substanz nach Anspruch 7, wobei die einzelnen Lichtquellen in einer Ebene oder einer gekrümmten Fläche angeordnet sind.
9. Einrichtung zur Beleuchtung organischer Substanz nach Anspruch 7 oder 8, wobei das von der organischen Substanz reflektierte, gestreute oder anderweitig beeinflusste Licht von mindestens einem Detektor aufgefangen wird.

10. Einrichtung zur Beleuchtung organischer Substanz nach Anspruch 9, wobei das von dem Detektor aufgefangene Licht räumlich, zeitlich und/oder spektral analysiert wird.
11. Einrichtung zur Beleuchtung organischer Substanz nach einem der Ansprüche 7 bis 10, wobei die Lichtquellen aus lichtemittierenden Halbleiterdioden oder Halbleiterdiodenlasern bestehen, deren Intensität und/oder Farbe vorzugsweise elektronisch steuerbar ist.
12. Einrichtung zur Beleuchtung organischer Substanz nach einem der Ansprüche 7 bis 11, wobei vor den Lichtquellen ein oder mehrere mikrooptischen Elemente angeordnet sind.
13. Einrichtung zur Beleuchtung organischer Substanz nach einem der Ansprüche 7 bis 11, wobei mindestens einer der Lichtquellen ein Detektor zur Überwachung der Intensität und/oder Farbe der Lichtquelle zugeordnet ist.
14. Ophthalmologisches Diagnosegerät dadurch gekennzeichnet, dass das ophthalmologische Diagnosegerät wenigstens eine Einrichtung zur Beleuchtung organischer Objekte nach einem der Ansprüche 1 bis 13 aufweist.
15. Ophthalmologisches Therapiegerät dadurch gekennzeichnet, dass das ophthalmologische Therapiegerät wenigstens eine Einrichtung zur Beleuchtung organischer Objekte nach einem der Ansprüche 1 bis 13 aufweist.
16. Konfokales Mikroskop dadurch gekennzeichnet, dass das konfokale Mikroskop wenigstens eine Einrichtung zur Beleuchtung organischer Objekte nach einem der Ansprüche 1 bis 13 aufweist.
17. Spaltlampe, dadurch gekennzeichnet, dass die Spaltlampe wenigstens eine Einrichtung zur Beleuchtung organischer Objekte nach einem der Ansprüche 1 bis 13 aufweist.
18. Funduskamera, dadurch gekennzeichnet, dass die Funduskamera wenigstens eine Einrichtung zur Beleuchtung organischer Objekte nach einem der Ansprüche 1 bis 13

aufweist.

19. Laserophthalmoskop, dadurch gekennzeichnet, dass das Laserophthalmoskop wenigstens eine Einrichtung zur Beleuchtung organischer Objekte nach einem der Ansprüche 1 bis 13 aufweist.
20. Eye-Tracker, dadurch gekennzeichnet, dass der Eye-Tracker wenigstens eine Einrichtung zur Beleuchtung organischer Objekte nach einem der Ansprüche 1 bis 13 aufweist.
21. Wellenfrontsensor, insbesondere Shack-Hartmann-Sensor, dadurch gekennzeichnet, dass der Wellenfrontsensor wenigstens eine Einrichtung zur Beleuchtung organischer Objekte nach einem der Ansprüche 1 bis 13 aufweist.
22. Aberrometer, dadurch gekennzeichnet, dass das Aberrometer wenigstens eine Einrichtung zur Beleuchtung organischer Objekte nach einem der Ansprüche 1 bis 13 aufweist.
23. Perimeter, dadurch gekennzeichnet, dass das Perimeter wenigstens eine Einrichtung zur Beleuchtung organischer Objekte nach einem der Ansprüche 1 bis 13 aufweist.

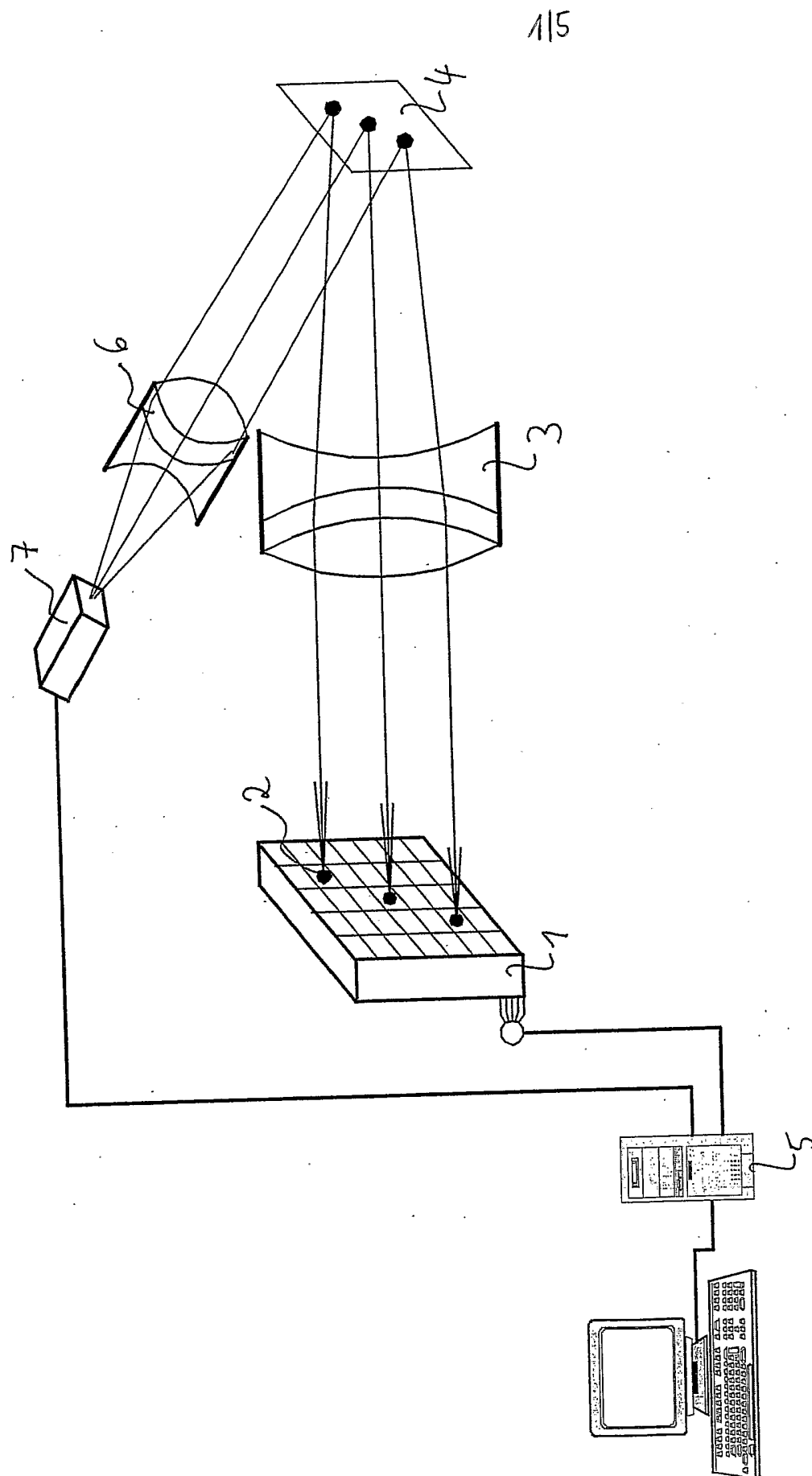
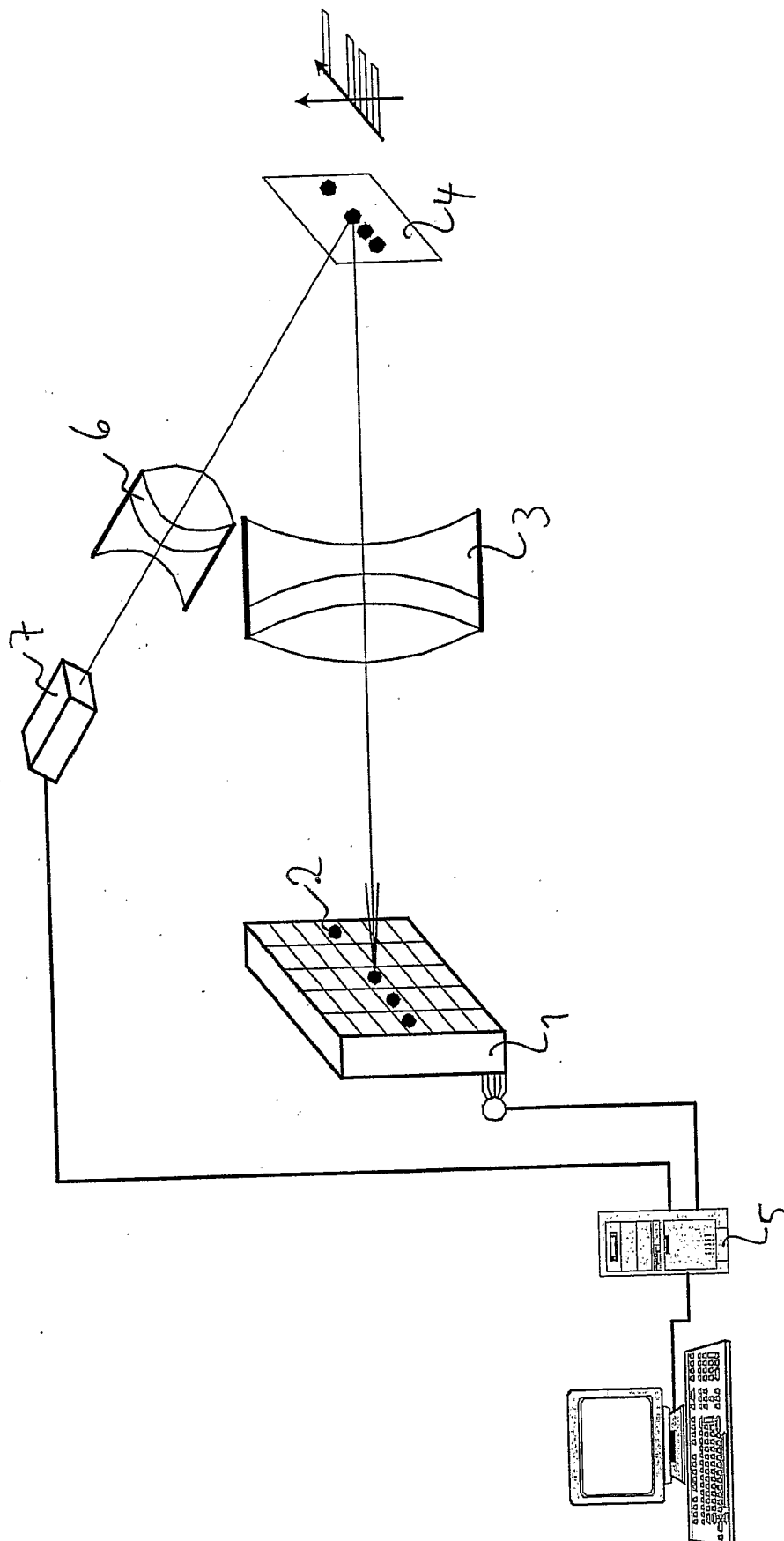


Fig. 1

2/5

Fig. 2



3/5

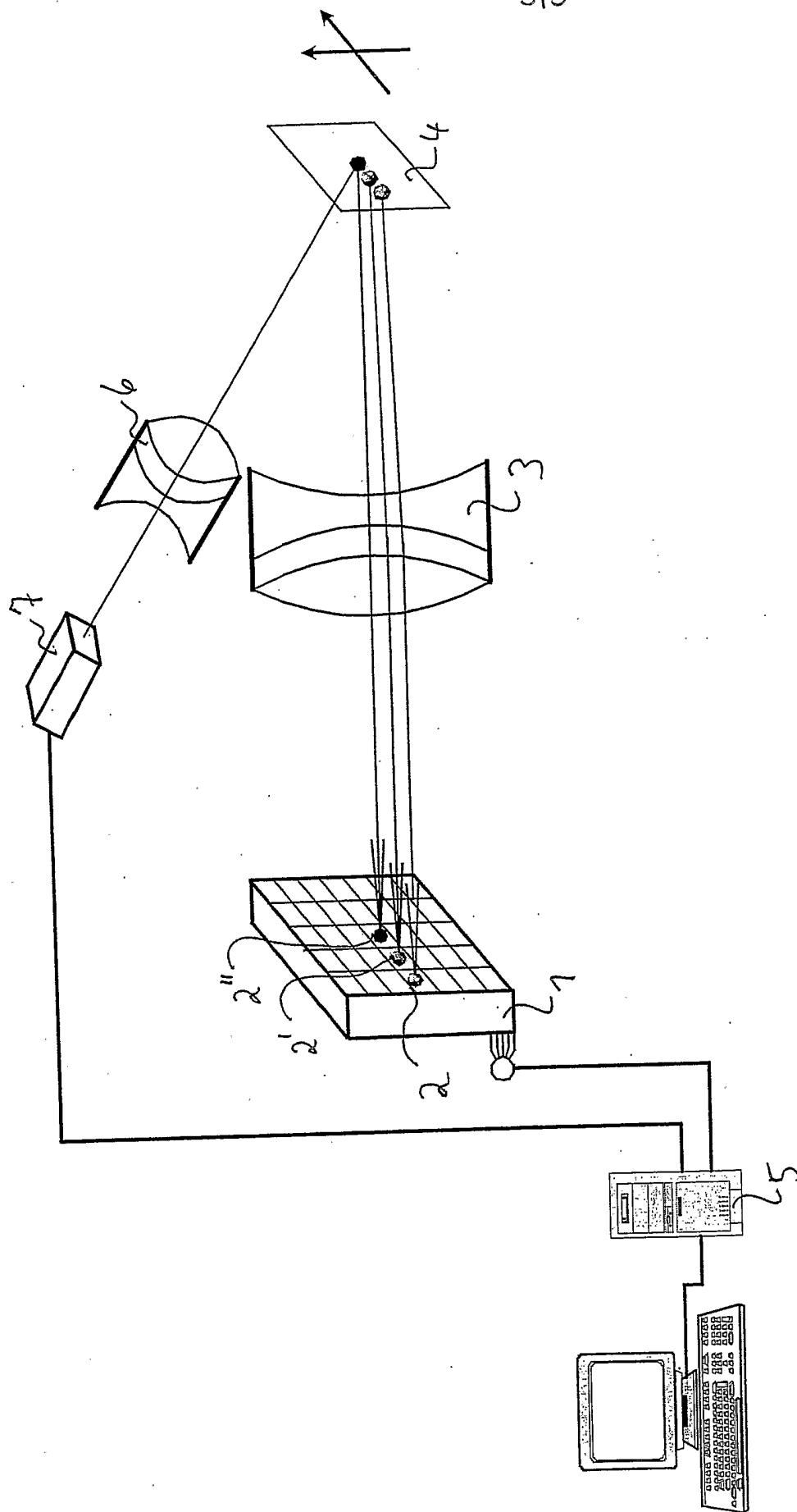


Fig. 3

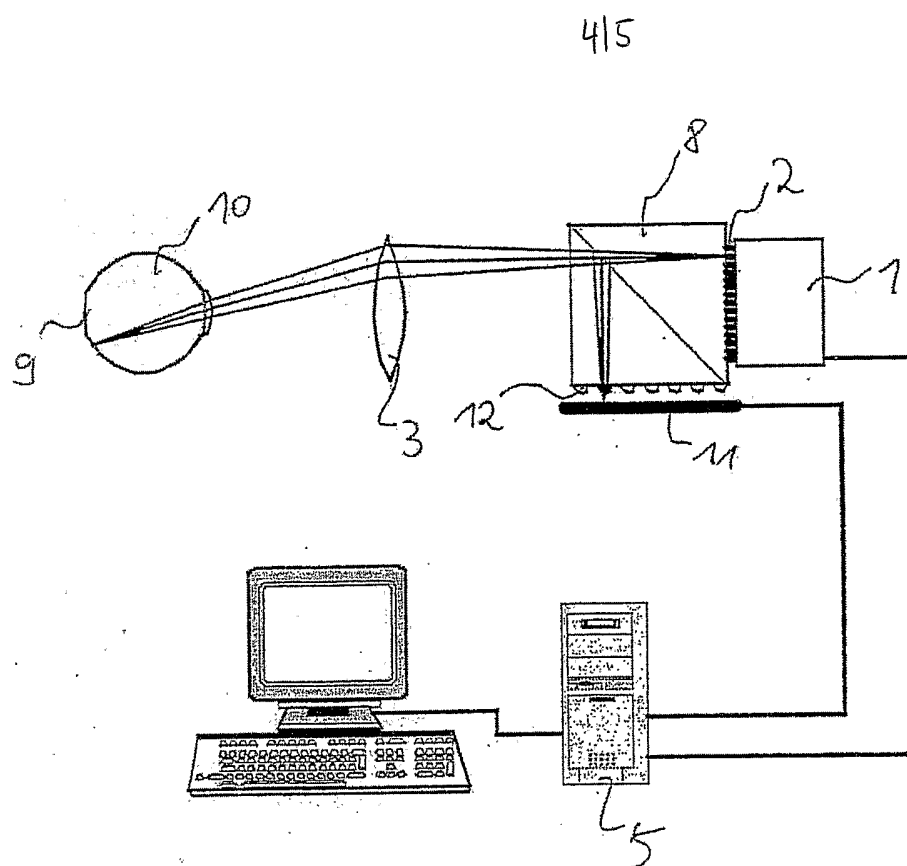


Fig. 4

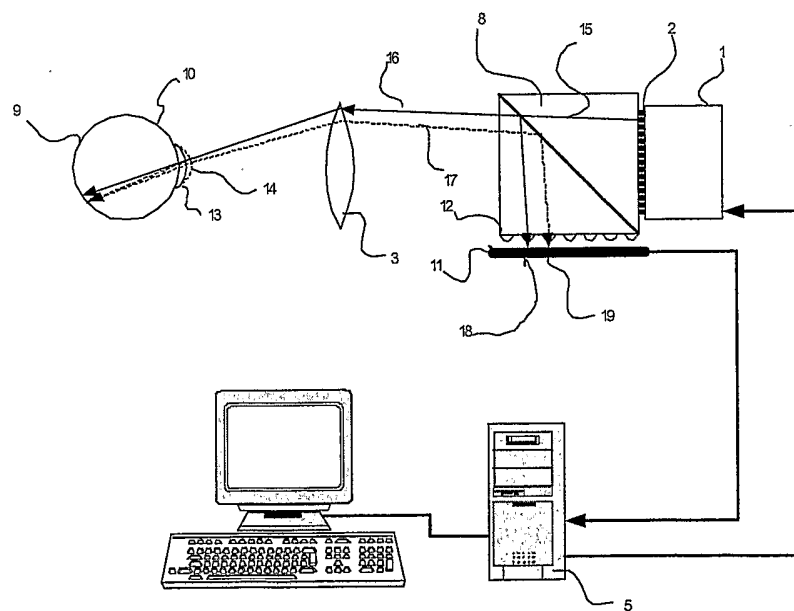


Fig. 5

ZM144

5/5

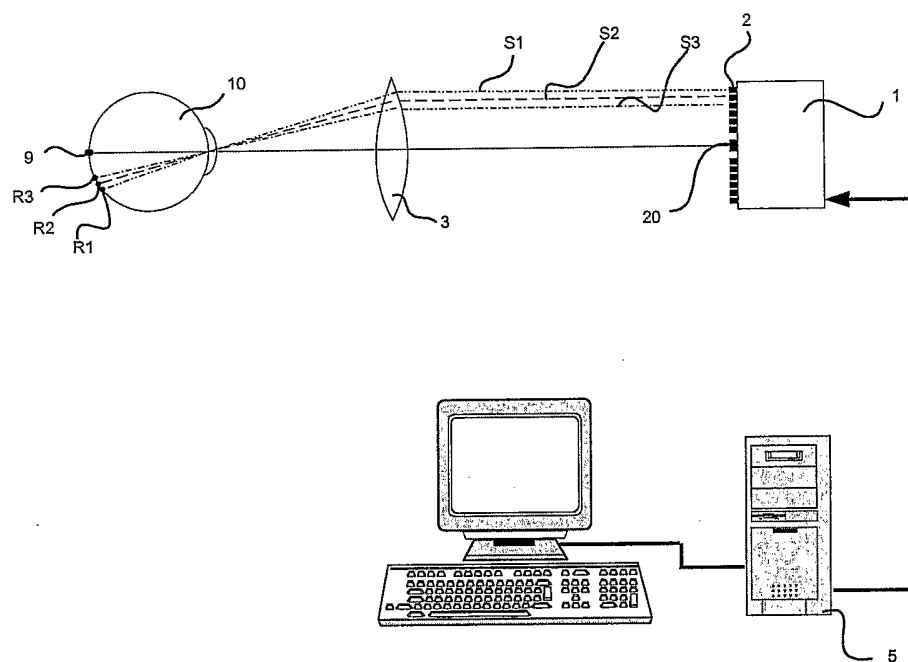


Fig. 6

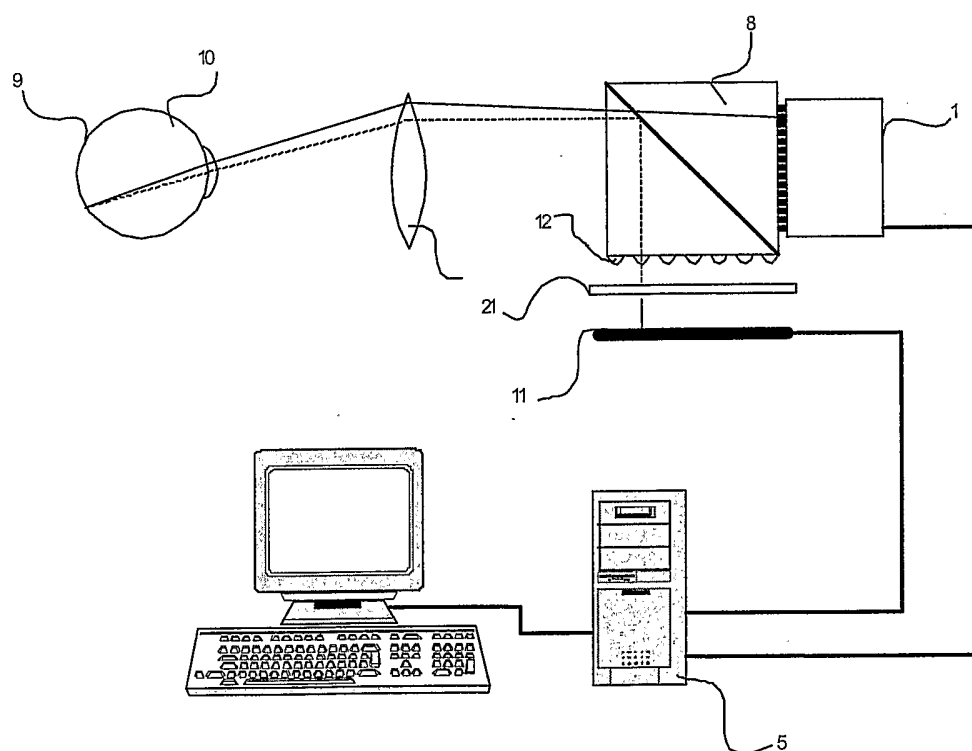


Fig. 7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/DE2005/000758

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC 7 A61B3/10

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 7 A61B G02B H01S

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data, PAJ, BIOSIS, INSPEC

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No
X	EP 0 615 721 A (KOWA COMPANY LTD) 21 September 1994 (1994-09-21) column 14, line 49 - column 17, line 15; figures	1-23
X	EP 0 485 803 A (FIRMA CARL ZEISS; CARL-ZEISS-STIFTUNG, HANDELND ALS CARL ZEISS; GROSSK) 20 May 1992 (1992-05-20) cited in the application column 8, line 16 - column 9, line 21; figures 1-3 -/--	1,2, 7-12, 14-23

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

° Special categories of cited documents:

- *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- *E* earlier document but published on or after the international filing date
- *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- *X* document of particular relevance, the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
- *G* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

29 September 2005

Date of mailing of the international search report

13/10/2005

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Ruff, C

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/DE2005/000758

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	& DONNELLY J P ET AL INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING: "TWO-DIMENSIONAL SURFACE-EMITTING ARRAYS OF GAAS/ALGAAS DIODE LASERS" LASER DIODE TECHNOLOGY AND APPLICATIONS LOS ANGELES, JAN. 18 - 20, 1989, PROCEEDINGS OF SPIE:, BELLINGHAM, SPIE, US, vol. VOL. 1043, 18 January 1989 (1989-01-18), pages 92-99, XP000129171 ----- ELSNER A E ET AL: "MULTIPLY SCATTERED LIGHT TOMOGRAPHY VERTICAL CAVITY SURFACE EMITTING LASER ARRAY USED FOR IMAGING SUBRETINAL STRUCTURES" October 1998 (1998-10), LASERS AND LIGHT IN OPHTHALMOLOGY, KUGLER PUBLICATIONS, AMSTERDAM, NL, PAGE(S) 193-202 , XP001051491 ISSN: 0922-5307 "Material and methods" -----	1,2, 14-23
X	US 2003/028115 A1 (THOMAS DAVID) 6 February 2003 (2003-02-06) paragraph '0001! paragraph '0032! - paragraph '0037! -----	1,14-23

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/DE2005/000758

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0615721	A	21-09-1994	JP 3369623 B2	20-01-2003
			JP 6261862 A	20-09-1994
			US 5430509 A	04-07-1995
EP 0485803	A	20-05-1992	AT 137588 T	15-05-1996
			CA 2054928 A1	11-05-1992
			JP 4265918 A	22-09-1992
US 2003028115	A1	06-02-2003	US 2003223039 A1	04-12-2003

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE2005/000758

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

IPK 7 A61B3/10

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

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

IPK 7 A61B G02B H01S

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

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

EPO-Internal, WPI Data, PAJ, BIOSIS, INSPEC

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie°	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	EP 0 615 721 A (KOWA COMPANY LTD) 21. September 1994 (1994-09-21) Spalte 14, Zeile 49 - Spalte 17, Zeile 15; Abbildungen	1-23
X	EP 0 485 803 A (FIRMA CARL ZEISS; CARL-ZEISS-STIFTUNG, HANDELND ALS CARL ZEISS; GROSSK) 20. Mai 1992 (1992-05-20) in der Anmeldung erwähnt Spalte 8, Zeile 16 - Spalte 9, Zeile 21; Abbildungen 1-3 -/-	1,2, 7-12, 14-23



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

° Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

A Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

E älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

L Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

O Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

P Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

T Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

X Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden

Y Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

G Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

29. September 2005

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

13/10/2005

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Ruff, C

C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	& DONNELLY J P ET AL INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING: "TWO-DIMENSIONAL SURFACE-EMITTING ARRAYS OF GAAS/ALGAAS DIODE LASERS" LASER DIODE TECHNOLOGY AND APPLICATIONS LOS ANGELES, JAN. 18 - 20, 1989, PROCEEDINGS OF SPIE:, BELLINGHAM, SPIE, US, Bd. VOL. 1043, 18. Januar 1989 (1989-01-18), Seiten 92-99, XP000129171 ----- ELSNER A E ET AL: "MULTIPLY SCATTERED LIGHT TOMOGRAPHY VERTICAL CAVITY SURFACE EMITTING LASER ARRAY USED FOR IMAGING SUBRETINAL STRUCTURES" Oktober 1998 (1998-10), LASERS AND LIGHT IN OPHTHALMOLOGY, KUGLER PUBLICATIONS, AMSTERDAM, NL, PAGE(S) 193-202 , XP001051491 ISSN: 0922-5307 "Material and methods" -----	1,2, 14-23
X	US 2003/028115 A1 (THOMAS DAVID) 6. Februar 2003 (2003-02-06) Absatz '0001! Absatz '0032! - Absatz '0037! -----	1,14-23

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE2005/000758

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 0615721 A	21-09-1994	JP 3369623 B2 JP 6261862 A US 5430509 A	20-01-2003 20-09-1994 04-07-1995
EP 0485803 A	20-05-1992	AT 137588 T CA 2054928 A1 JP 4265918 A	15-05-1996 11-05-1992 22-09-1992
US 2003028115 A1	06-02-2003	US 2003223039 A1	04-12-2003