

(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
8. Februar 2007 (08.02.2007)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2007/014661 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 3/00 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2006/007232

(22) Internationales Anmeldedatum:
22. Juli 2006 (22.07.2006)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2005 035 870.5 30. Juli 2005 (30.07.2005) DE

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

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **GERLACH, Mario**
[DE/DE]; Schirnwitz 42, 07768 Altenberga (DE).

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

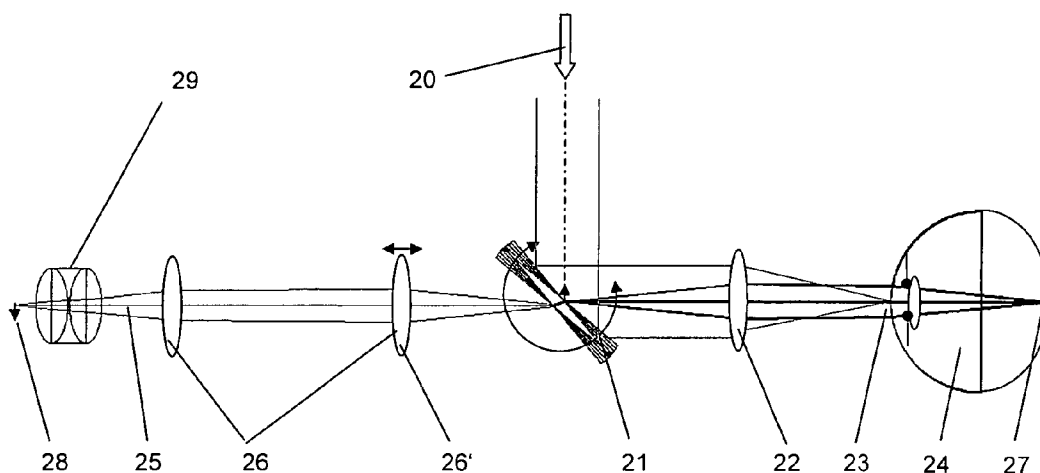
(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,
AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH,
CN, CO, CR, CU, CZ, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI,
GB, GD, GE, GH, GM, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP,
KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA,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

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

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: OPTICAL SCANNING SYSTEM

(54) Bezeichnung: OPTISCHES SCAN-SYSTEM



(57) Abstract: The present application relates to an optical scanning system for medical applications, preferably in ophthalmology, which can be employed for a multiplicity of diagnosis and therapy applications. The optical scanning system comprises at least one controllable reflector (21) - arranged in a first imaging beam path - for the scanning deflection of at least one therapy and/or diagnosis beam (20) over a working zone, a second imaging beam path for a fixation beam (25), which is imaged onto the working zone in a positionally invariable manner with respect to the optical axis of the system, and also a central control unit. The movable reflector (21) is used for combining the two imaging beam paths, said reflector having dichroic properties for this purpose, with the result that it is transmissive to the fixation beam (25) and is reflective to the therapy and/or diagnosis beam(s) (20). The second radiation source, serving for generating the fixation beam (25), is controlled synchronously with the position of the movable reflector (21).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2007/014661 A1

**Erklärung gemäß Regel 4.17:**

— *Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv)*

Veröffentlicht:

— *mit internationalem Recherchenbericht*

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 vorliegende Anmeldung betrifft ein optisches Scan-System für medizinische Anwendungen, vorzugsweise in der Augenheilkunde, welches für eine Vielzahl von Diagnose- und Therapieanwendungen anwendbar ist. Das optische Scan-System besteht aus mindestens einem, in einem ersten Abbildungsstrahlengang angeordneten steuerbaren Reflektor (21) zur scannenden Ablenkung mindestens eines Therapie- und/oder Diagnosestrahls (20) über ein Arbeitsfeld, einem zweiten Abbildungsstrahlengang für einen Fixationsstrahl (25), der ortsunveränderlich zur optischen Achse des Systems auf das Arbeitsfeld abgebildet wird, sowie einer zentralen Steuereinheit. Zur Vereinigung der beiden Abbildungsstrahlengänge wird der bewegliche Reflektor (21) verwendet, der dafür dichroitische Eigenschaften aufweist, so dass er für den Fixationsstrahl (25) transmissiv und den/die Therapie- und/oder Diagnosestrahl(en) (20) reflektiv ist. Die zweite, zur Erzeugung des Fixationsstrahls (25) dienende Strahlungsquelle wird synchron zur Position des beweglichen Reflektors (21) gesteuert.

Optisches Scan-System

Die vorliegende Erfindung betrifft ein optisches Scan-System für medizinische Anwendungen, vorzugsweise in der Augenheilkunde. Das optische Scan-System kann hierbei für eine Vielzahl von Diagnose- und Therapieanwendungen eingesetzt werden.

Als Anwendungen auf dem Gebiet der Diagnose sind hierbei unter anderem Retinascanner, OCT-Systeme und Systeme zur Topografierung der Kornea zu nennen. Beim Retinascanner handelt es sich um ein bildgebendes Verfahren zur hochaufgelösten Darstellung der Netzhaut um die Physiologie und Krankheitsbilder darstellen zu können. Die OCT-Systeme (optische Kohärenz Tomografie) dienen zur dreidimensionalen Darstellung der transparenten optischen Medien und erlauben, verschiedenste Querschnitte des Auges, wie beispielsweise Kornea, Vorderkammer oder Augelinse betrachten und insbesondere auch die Augenlänge exakt vermessen zu können. Das Messprinzip der OCT-Systeme beruht darauf, einen interferometrischen Strahlengang zur Längenmessung in transparenten Medien über die gesamte Pupillenfläche zu scannen. Aus der Vielzahl der lokalen Entfernungsdaten an jedem Pupillenort kann die räumliche Struktur des Auges reproduziert werden. Mit Topografiegeräten zur Vermessung der Kornea wird ein räumliches Bild der Korneageometrie bestimmt, um chirurgische Eingriffe an der Kornea, wie beispielsweise für LASIK, LASEK, PRK o. ä. vorzubereiten.

Scannende Systeme werden aber auch zur Therapie verschiedener Augenerkrankungen eingesetzt. Die Mehrzahl der Anwendungen befasst sich mit der refraktiven Chirurgie zur Korrektur von Fehlsichtigkeiten des menschlichen Auges. Hier sind insbesondere die Verfahren LASIK, PRK und LASEK zu nennen. Hierbei wird mit Hilfe von Laserstrahlung eine gezielte Änderung der Krümmung der Hornhaut herbeigeführt um Fehlsichtigkeit des Auges zu kompensieren. Bei den genannten Verfahren kommt ein Therapielaserstrahl zum Einsatz, welcher scannend über die zu korrigierende Pupillenfläche geführt wird.

Die meisten der im Stand der Technik bekannten optischen Scan-Systeme haben die Gemeinsamkeit, dass die Sehachse des Auges bestimmt und/oder beibehalten werden muss. Hierzu wird dem Auge ein Fixationsobjekt angeboten, auf welches der Patient im Verlauf der Behandlung oder Diagnose blickt und so das Auge fixiert. Als Fixationsobjekt kann dabei eine Abbildung mit Pivot oder ein kleiner Lichtpunkt verwendet werden. Da das menschliche Auge das Pivot in das Zentrum des schärfsten Sehens (Fovea) rückt, richtet sich die Sehachse des Auges zur optischen Achse des externen Diagnose- oder Therapiesystems aus. Beispielhaft zeigt hierzu:

Figur 1 der prinzipiellen Aufbau eines nach dem Stand der Technik bekannten optischen Systems zum scannen der Kornea.

Der erzeugte Mess- oder Therapiestrahl **1** wird in Abhängigkeit der Anzahl der Scan- Richtungen durch mindestens einen beweglichen Reflektoren **2** entsprechend dem gewünschten Scanfeld abgelenkt und trifft auf eine erste fokussierende Scanneroptik **3**, die eine Zwischenabbildung **4** des Scanfeldes erzeugt. Mit Hilfe einer kollimierenden Scanneroptik **5** wird das Scanfeld nach unendlich abgebildet und an einem fest stehenden dichroitischen Umlenkspiegel **6** auf das Objektiv **7** gerichtet. Dieses dient zur Fokussierung des Mess- oder Therapiestrahls **1** auf die gewünschte Abbildungsebene **8** im Auge **9** (hier die Kornea). Um das zu untersuchende/behandelnde Auge zu fixieren wird dem Patienten ein Fixationsobjekt **11** auf die Netzhaut fokussiert. Das Fixationsobjekt **11** wird dazu über eine Abbildungsoptik **13** in die Spiegelebene des dichroitischen Umlenkspiegels **6** als Zwischenbild **12** abgebildet. Das Zwischenbild **12** wird vom Objektiv **7** nach unendlich auf die Kornea abgebildet und durch die optische Wirkung von Kornea und Augenlinse auf die Retina **10** fokussiert.

Abweichend vom gezeigten Aufbau kann das Fixationsobjekt durch einen zusätzlichen dichroitischen Strahlteiler oder teildurchlässigen Spiegel in den Strahlengang eingekoppelt werden.

Im dargestellten Beispiel liegt das Zwischenbild des Fixationsobjektes auf der Fläche des dichroitischen Umlenkspiegels. Beim Durchgang konvergenter bzw. divergenter Strahlenbündel durch das Medium des Umlenkspiegels entstehen signifikante optische Abbildungsfehler (Astigmatismus), welche die Schärfe und Punktgröße des Fixationsobjektes limitieren. Durch die stark wirksamen Abbildungsfehler ist es nicht möglich komplexe Fixationsobjekte mit feinen Strukturen auf der Retina zu erzeugen.

Die Nachteile der nach dem Stand der Technik bekannten Lösungen ergeben sich aus der Komplexität der notwendigen Aufbauten. Durch die Kombination von Fixations- mit Mess- und Therapiestrahlangang ist eine Zwischenabbildung des Scanfeldes erforderlich, wodurch sich die Anzahl optischer Bauelemente und deren Anforderungen an Korrekturmaßnahmen wesentlich erhöht. Die Folge ist ein enorm hoher Entwicklungs-, Herstellungs- und Justieraufwand.

Ein weiterer, aus der Zwischenabbildung des Scanfeldes resultierender Nachteil ist die unerwünschte Entstehung nichtlinearer optischer Effekte, wie statistischer optischer Durchbruch, Phasenmodulation o. ä.. Dies kann insbesondere bei Therapiestrahlen hoher Spitzenleistungen zur Verringerung der Reproduzierbarkeit der Behandlungsergebnisse führen.

Der vorliegenden Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein optisches Scan-System zur Verfügung zu stellen, welches durch Beseitigung der Nachteile des Standes der Technik eine qualitativ hochwertige Kombination des Fixations- mit dem Mess- und Therapiestrahlangang erreicht. Weiterhin soll die Lösung ermöglichen einen weiteren Strahlengang, insbesondere für die Beobachtung und Dokumentation zu integrieren.

Erfindungsgemäß wird die Aufgabe durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche gelöst. Bevorzugte Weiterbildungen und Ausgestaltungen sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche.

Obwohl die vorliegende Erfindung als optisches Scan-System vorzugsweise für Diagnose- und Therapie-Anwendungen auf das Gebiet der Augenheilkunde vorgesehen ist, kann es auch auf anderen Gebieten der Medizin Anwendung finden. Hierbei sind beispielsweise Anwendungen für dermatologische Behandlungen denkbar.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen näher beschrieben. Dazu zeigen

Figur 2: eine Prinzipdarstellung des optischen Scan-Systems mit zwei Beleuchtungsstrahlengängen,

Figur 3: Steuersignale für die zweite Beleuchtungsquelle in bezug auf die Bewegung des Reflektors,

Figur 4: ein erstes optisches Scan-System mit zwei Beleuchtungs- und einem Beobachtungsstrahlengang und

Figur 5: ein zweites optisches Scan-System mit zwei Beleuchtungs- und einem Beobachtungsstrahlengang

Das erfindungsgemäße optische Scan-System für medizinische Anwendungen, vorzugsweise in der Augenheilkunde, besteht aus mindestens einem, in einem ersten Abbildungsstrahlengang angeordneten steuerbaren, über einen Aktuator verfügenden Reflektor zur scannenden Ablenkung mindestens eines, von einer ersten Strahlungsquelle erzeugten Therapie- und/oder Diagnosestrahls in mindestens einer Richtung über ein Arbeitsfeld, einem zweiten Abbildungsstrahlengang für einen, von einer zweiten Strahlungsquelle ausgehenden Fixationsstrahlengang, der ortsunveränderlich im Arbeitsfeld abgebildet wird sowie einer zentralen Steuereinheit.

Zur Vereinigung der beiden Strahlengänge für den Fixationsobjektabbildung und den/die Therapie- und/oder Diagnosestrahl(en) wird erfindungsgemäß der bewegliche Reflektor verwendet, der dichroitische Eigenschaften aufweist, so dass das optische Element für das Fixationsstrahlenbündel transmissiv und den/die Therapie- und/oder Diagnosestrahl(en) reflektiv ist. Die zweite, zur Erzeugung des Fixationsstrahlenbündels dienende Strahlungsquelle wird von der zentralen Steuereinheit synchron zur Position des beweglichen Reflektors gesteuert.

Um den von der ersten Strahlungsquelle erzeugten Therapie- und/oder Diagnosestrahl in zwei Richtung über das Arbeitsfeld scannend abzulenken, sind im ersten Abbildungsstrahlengang zwei bewegliche, steuerbare, über Aktuatoren verfügbare Reflektoren angeordnet. Die optischen Einfalls- und Ablenkungsebenen der beiden Reflektoren sind dabei vorzugsweise um 90° zueinander angeordnet. Der Einfachheit halber beschränkt sich die folgende Beschreibung auf Lösungen mit nur einem beweglichen Reflektor.

In einer vorteilhaften Ausgestaltung verfügt das optische Scan-System über zusätzliche Mittel zur Astigmatismuskorrektur und zum Dioptrienausgleich.

Während die erste Strahlungsquelle zur Erzeugung des/der Therapie- und/oder Diagnosestrahles/en vorzugsweise eine Laserquelle ist, wird für die zweite Strahlungsquelle zur Erzeugung unterschiedlicher Fixationsobjekte vorzugsweise ein selbstleuchtendes Beleuchtungselement verwendet. Es ist aber auch möglich vor der zweiten Strahlungsquelle ein zusätzliches nicht selbstleuchtendes optisches Element zur Erzeugung unterschiedlicher Fixationsobjekte anzuordnen.

Zur besseren Veranschaulichung zeigt **Figur 2** eine Prinzipdarstellung des optischen Scan-Systems mit zwei Abbildungsstrahlengängen. Ausgehend von der nicht dargestellten ersten Strahlungsquelle wird der Therapie- und/oder Diagnosestrahl **20** auf einen beweglichen, steuerbaren, Reflektor **21** gelenkt und

über ein Objektiv **22** in den vorderen Augenabschnitt **23** des Auges **24** fokussiert. Der Reflektor **21** dient zur scannenden Ablenkung des Therapie- und/oder Diagnosestrahls **20** in einer Richtung über ein Arbeitsfeld und verfügt über einen Aktuator, wobei der Reflektor **21** vorzugsweise um eine Mittenlage pendelt/schwingt.

Ausgehend von der nicht dargestellten zweiten Strahlungsquelle wird das Fixationsstrahlenbündel **25** über eine Abbildungsoptik **26**, den Reflektor **21** und das ein Objektiv **22** ortsunveränderlich und parallel zur optischen zur optischen Achse des Systems nach unendlich abgebildet und anschließend vom vorderen Augenabschnitt **23** bestehend aus Kornea, Kammerwasser und Augenlinse auf die Retina **27** des Auges **24** fokussiert.

Die Vereinigung der beiden Abbildungsstrahlengänge erfolgt über den Reflektor **21**, der dafür dichroitische Eigenschaften aufweist, so dass er für das Fixationsstrahlenbündel **25** transmissiv und den Therapie- und/oder Diagnosestrahl **20** reflektiv ist.

Die zweite, das Fixationsstrahlenbündel **25** erzeugende Strahlungsquelle wird von der nicht dargestellten zentralen Steuereinheit synchron zur Position des Reflektors **21** gesteuert, indem sie periodisch bei Erreichen der gleichen Stellung des Reflektors **21** für eine bestimmte Zeit eingeschaltet wird und so ein stroboskopisches Fixationsobjekt **28** erzeugt. Das Fixationsobjekt **28** selbst kann dabei direkt durch ein selbstleuchtendes Beleuchtungselement, wie einzelne LEDs oder Laserdioden, LED- oder Laserdiodenarrays, LCD, TFT o. ä. erzeugt werden.

Es ist aber auch möglich, nicht selbstleuchtende Elemente / Strukturen zur Erzeugung unterschiedlicher Fixationsobjekte **28** zu verwenden, welche vorzugsweise durch eine oder mehrere LEDs, Laserdiode/n oder Blitzlampe/n beleuchtet werden.

Das Fixationsobjekt **28** wird hierbei mit Hilfe der Abbildungsoptik **26** in den Drehpunkt des Reflektors **21** zwischenabgebildet. Um einen Dioptrienausgleich bei fehlsichtigen Augen realisieren zu können, sind im zweiten Beleuchtungsstrahlengang zusätzliche Mittel vorhanden. Die Abbildungsoptik **26** verfügt dazu über verschiebbares optisches Element **26'**.

Analog der beschriebenen Lösung des Standes der Technik, entstehen beim Durchgang konvergenter bzw. divergenter Strahlenbündel durch eine geneigte Planplatte optische Abbildungsfehler, insbesondere Astigmatismus. Dieser ist dadurch charakterisiert, dass hinter der Planplatte die Krümmungsradien der Wellenfronten in zwei zueinander orthogonalen Richtungen ungleich sind, so dass astigmatische Strahlenbündel nach der Fokussierung mit sphärischen Optiken in der jeweiligen Ausbreitungsrichtung unterschiedliche Fokuspositionen besitzen.

Um diesen Astigmatismus zu korrigieren, können entweder nicht achsensymmetrische optische Elemente, wie beispielsweise Zylinderoptiken o. ä. eingesetzt werden. Es ist aber auch möglich den entstehenden Astigmatismus mit Hilfe einer Kompensationsplatte **29**, deren Einfallsebene gegenüber der Einfallsebene des Reflektors **21** vorzugsweise um 90° um die optische Achse rotiert ist, zu korrigieren. Die Kompensationsplatte **29** wird dazu in der Nähe der ersten Beleuchtungsquelle angeordnet. Der Neigungswinkel der Kompensationsplatte **29** ist dabei abhängig von deren jeweiligen Dicke und Brechzahl, sowie von den optischen Eigenschaften des verwendeten Reflektors **21** (Dicke und Brechzahl). Die Kompensationsplatte **29** ist so bemessen, dass der astigmatische Abbildungsfehler des optischen Scan-Systems in der Ruhelage des Reflektors **21** korrigiert ist.

Durch diese Astigmatismus-Kompensation lassen sich feiner strukturierte Fixationsobjekte **28** auf die Retina **27** des Auges **24** abbilden, deren Pivots die Aufmerksamkeit des Auges während des Behandlungszeitraumes erhalten.

Eine zweite Problematik ergibt sich aus der Tatsache, dass beim Durchgang optischer Strahlung durch geneigte Planplatten ein seitlicher Versatz der Strahlung auftritt, wobei die Stärke des Versatzes von den geometrischen (Dicke und Einfallswinkel) und den optischen Eigenschaften (Brechzahl) der Planplatte abhängig sind. Da der auftretende Versatz nichtlinear vom Einfallswinkel abhängt, ist eine einfache Kompensation nur bei konstantem Einfallswinkel möglich. Wird der Versatz nicht kompensiert, kommt es aufgrund der schnellen Dreh- bzw. Kippbewegung des Reflektors **21** zu einer „Verschmierung“ des Abbildes des Fixationsobjektes **28** parallel zur Einfallsebene des Reflektors **21**.

Zur Korrektur dieser „Verschmierung“ des Abbildes des Fixationsobjektes **28** wird von der zentralen Steuereinheit die zweite Beleuchtungsquelle zur Erzeugung des Fixationsstrahls **25** synchron zur Position des Reflektors **21** gesteuert, indem sie periodisch bei Erreichen der gleichen Stellung des Reflektors **21** für eine bestimmte Zeit eingeschaltet wird und so eine stroboskopische Fixationsobjekt **28** erzeugt.

Figur 3 zeigt dazu die Steuersignale für die zweite Strahlungsquelle in Bezug auf die Bewegung des Reflektors **21**. Dargestellt sind hierbei der beispielhafte Bewegungsverlauf $s(t)$ des Reflektors **21** und die Zeitpunkte der daraus abgeleiteten Steuerimpulse $I(t)$ für die zweite Strahlungsquelle. Der Drehwinkel des mit dem Reflektor **21** verbundenen Aktuators ändert sich proportional zur angelegten Steuerspannung. Für die Anwendung in scannenden Systemen oszilliert der Reflektor **21** vorzugsweise um eine definierte Mittenlage.

Diese zentrale Mittenlage ist zum Beispiel durch einen Nulldurchgang der Steuerspannung gekennzeichnet. Nutzt man keine kontinuierliche Beleuchtung, sondern triggert die Beleuchtungsspannung auf diesen Nulldurchgang, kann durch einen induzierten Stroboskopeffekt des Fixationsobjektes **28** ohne Abbildungsfehler auf die Retina **27** des Auges **24** fokussiert werden. Je kürzer die Beleuchtungszeit, desto kleiner werden die Abbildungsfehler, wobei sich die

Beleuchtungszeit nach der erforderlichen Bildqualität des Fixationsobjekts **28** richtet.

Die Länge der Beleuchtungsimpulse hängt von der jeweiligen Geschwindigkeit Reflektors **21** im Nulldurchgang ab und wird direkt durch die zentrale Steuereinheit permanent angepaßt. Da die Frequenz des Reflektors **21** deutlich höher ist als das menschliche Auge registriert, vernimmt der Patient ein scheinbar kontinuierlich leuchtendes Fixationsobjekt **28**.

Es ist aber auch möglich die Triggersignale für die zweite Strahlungsquelle bei maximaler Elongation zu generieren, was den Vorteil der niedrigsten Spiegelgeschwindigkeit mit sich bringt. Die aktive Beleuchtungspulsdauer kann daher deutlich längere Zeiten einnehmen.

In einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung wird die zweite Strahlungsquelle zur Erzeugung des Fixationsstrahls so gesteuert, dass die Strahlungsquelle nur bei jedem n-ten Erreichen der gleichen Stellung des beweglichen Reflektors **21** für eine bestimmte Anzahl von Zyklen getriggert wird und so ein stroboskopisches Fixationsobjekt **28** mit geringerer Modulationsfrequenz erzeugt. Dies hat den Vorteil, dass die niederfrequente, sichtbare Modulation des Fixationsobjekts **28** zu einer Verbesserung der Aufmerksamkeit des Patienten führt.

Neben der Vereinigung der beiden Beleuchtungsstrahlengänge für den Fixationsstrahl und den Therapie- und/oder Diagnosestrahl kann zusätzlich ein weiterer optischer Strahlengang zugefügt werden. Dieser dient vorzugsweise der Beobachtung und/oder Dokumentation.

Figur 4 zeigt dazu ein erstes optisches Scan-System mit einem Therapie-/ Diagnosestrahlengang, einem Fixationsstrahlengang sowie einem zusätzlichen Beobachtungsstrahlengang.

Bei dem optischen Scan-System wird ein weiterer optischer Strahlengang zur Beobachtung und/oder Dokumentation ebenfalls über den beweglichen Reflektor **21** mit den beiden Abbildungsstrahlengängen für den Fixationsstrahl **25** und den Therapie- und/oder Diagnosestrahl **20** vereint.

Soll die Beobachtung während des Scanvorgangs stattfinden, ist es erforderlich einen schnellen optischen Schalter **30**, zur Sperrung und Freigabe des Strahlenganges zur Beobachtung und/oder Dokumentation vorzusehen, wobei die Sperrung und Freigabe ebenfalls in Abhängigkeit von der Position des steuerbaren Reflektors **21** gesteuert wird.

Als optischer Schalter **30** werden hierbei vorzugsweise LCD-Modulator, EO-Modulator, MEMS, DMD o. ä. verwendet, der den Strahlengang zur Beobachtung und/oder Dokumentation bei durchlaufendem Spiegel gezielt unterbricht.

Der Triggerzeitpunkt kann, analog der bereits beschriebenen getriggerten Beleuchtungsspannung der zweiten Beleuchtungsquelle auf die Nulldurchgänge des Bewegungsverlauf $s(t)$ des Reflektors **21** bzw. dessen Maximalwerte gelegt werden.

Ein zweites optisches Scan-System mit zwei Abbildungs- und einem Beobachtungsstrahlengang zeigt **Figur 5**.

Auf den im vereinten Strahlengang des optischen Scan-Systems nach **Figur 4** angeordneten optischen Schalter **30**, kann hierbei verzichtet werden, wenn eine zusätzliche dritte Strahlungsquelle **31** zur diskontinuierlichen stroboskopischen Beleuchtung des Arbeitsfeldes außerhalb des vereinten Strahlenganges vorgesehen ist. Auch hier erfolgt die Steuerung deren Beleuchtungsintervalle in Abhängigkeit von der Position des steuerbaren Reflektors **21**.

Ein sehr kurzes Beleuchtungsintervall führt zu einem verzerrungsfreien Beobachtungsbild. Analog der bisherigen Erläuterungen kann der Triggerzeitpunkt

vorteilhafterweise im Nulldurchgang des Bewegungsverlauf $s(t)$ des Reflektors 21 bzw. dessen Maximalwerte gelegt werden.

Vorzugsweise kommen Strahlungsquellen zur Anwendung, welche in kurzen Zeitintervallen ihre Beleuchtungsstärke ändern können, wie beispielsweise Laserdioden, LEDs oder Blitzlampen. Kontinuierliche Beleuchtungsquellen sind verwendbar, wenn zwischen der Strahlungsquelle und dem Arbeitsfeldes ein schneller optischer Schalter vorgesehen ist, welcher die Beleuchtungsstärke, wie beschrieben, moduliert.

Mit der erfindungsgemäßen Anordnung wird ein optisches Scan-System für medizinische Anwendungen, vorzugsweise in der Augenheilkunde zur Verfügung gestellt, welche durch eine Doppelfunktion des scannend bewegten Reflektors einen wesentlich vereinfachten optischen Aufbau aufweist. Es wird eine Lösung vorgeschlagen, die die Vereinigung von drei oder mehr optischen Strahlengängen auf kleinstem Raum ermöglicht.

Durch die Reduktion der Anzahl benötigter optischer Bauelemente wird eine wesentliche Kosteneinsparung bei Entwicklung, Herstellung und Justage erreicht. Vorteilhafter Weise ist mit der vorgeschlagenen technischen Lösung sowohl eine Astigmatismuskorrektur als auch eine Dioptrienausgleich des Fixationstrahlengangs bei fehlsichtigen Augen möglich.

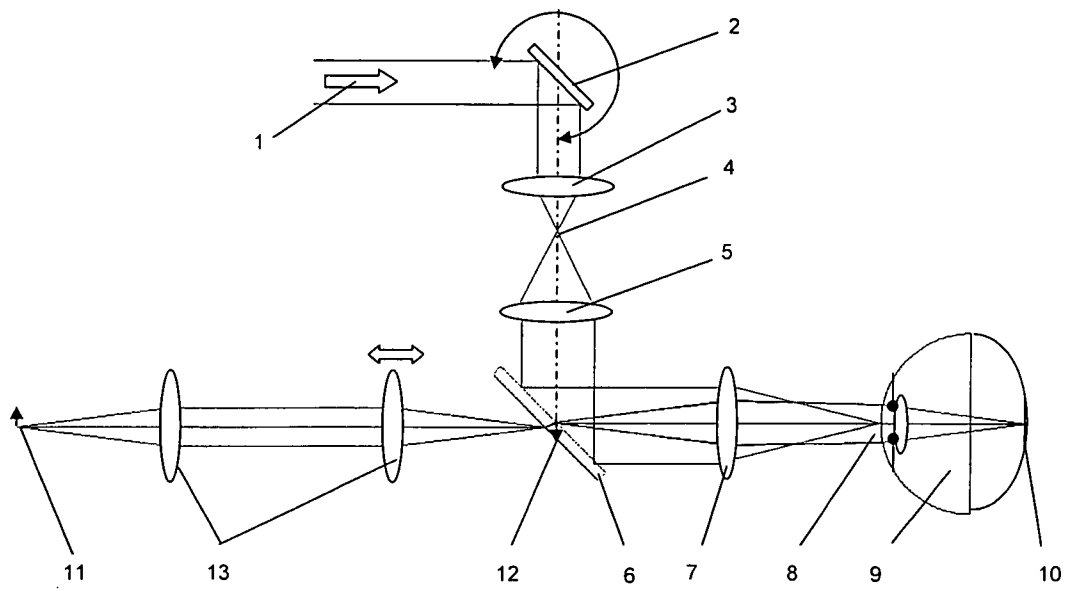
Der Aufbau des erfindungsgemäßen optischen Scan-System ermöglicht zudem die Verwendung von Lasern mit höchsten Impulsspitzenleistungen, da keine fokussierenden Zwischenabbildungen genutzt werden, in denen ein statistischer optischer Durchbruch auftreten kann. Dadurch kann gegenüber den bekannten Lösungen des Standes der Technik eine wesentlich verbesserte Bildqualität erreicht werden.

Patentansprüche

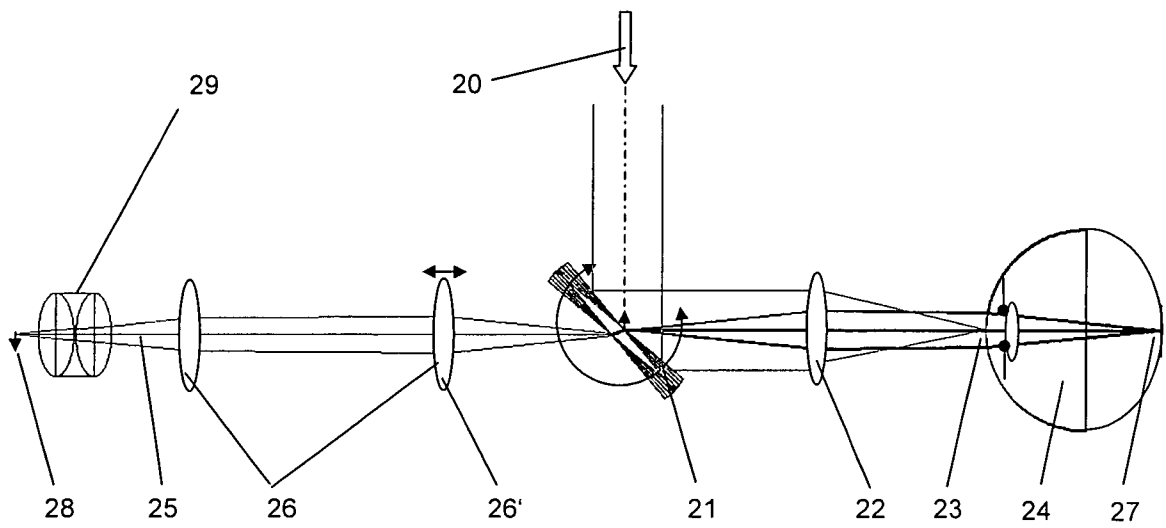
1. Optisches Scan-System für medizinische Anwendungen, vorzugsweise in der Augenheilkunde, bestehend aus mindestens einem, in einem ersten Abbildungsstrahlengang angeordneten steuerbaren, über einen Aktuator verfügenden Reflektor (21) zur scannenden Ablenkung mindestens eines, von einer ersten Strahlungsquelle erzeugten Therapie- und/oder Diagnosestrahls (20) in mindestens einer Richtung über ein Arbeitsfeld, einem zweiten Abbildungsstrahlengang für einen, von einer zweiten Strahlungsquelle erzeugten Fixationsstrahl (25), der ortsunveränderlich zur optischen Achse des Systems auf das Arbeitsfeld abgebildet wird, sowie einer zentralen Steuereinheit, bei dem zur Vereinigung der beiden Abbildungsstrahlengänge für den Fixationsstrahl (25) und den/die Therapie- und/oder Diagnosestrahl(en) (20) der bewegliche Reflektor (21) verwendet wird, der dafür dichroitische Eigenschaften aufweist, so dass der Reflektor (21) für den Fixationsstrahl (25) transmissiv und den/die Therapie- und/oder Diagnosestrahl(en) (20) reflektiv ist, die zweite, zur Erzeugung des Fixationsstrahls (25) dienende Strahlungsquelle synchron zur Position des beweglichen Reflektors (21) gesteuert wird.
2. Optisches Scan-System nach Anspruch 1, bei dem im ersten Abbildungsstrahlengang mindestens zwei steuerbare, über Aktuatoren verfügende Reflektoren (21) zur scannenden Ablenkung mindestens eines, von einer ersten Strahlungsquelle erzeugten Therapie- und/oder Diagnosestrahls (20) in zwei Richtung über ein Arbeitsfeld angeordnet sind.
3. Optisches Scan-System nach Anspruch 1, bei dem zusätzliche Mittel zur Astigmatismuskorrektur (29) und/oder zum Dioptrienausgleich (26') vorgesehen sind.

4. Optisches Scan-System nach Anspruch 1, bei dem die erste Strahlungsquelle zur Erzeugung des/der Therapie- und/oder Diagnosestrahles/en (20) eine Laserquelle ist.
5. Optisches Scan-System nach Anspruch 1, bei dem die zweite Strahlungsquelle als selbstleuchtendes Beleuchtungselement, zur Erzeugung unterschiedlicher Fixationsobjekte (28) ausgebildet ist, oder nicht selbstleuchtendes optisches Elemente zur Erzeugung unterschiedlicher Fixationsobjekte (28) angeordnet sind, die durch die zweite Strahlungsquelle beleuchtet werden.
6. Optisches Scan-System nach mindestens einem der Ansprüche 1 und 5, bei dem die Steuerung der zweiten, zur Erzeugung des Fixationsstrahls (25) dienende Strahlungsquelle derart erfolgt, dass diese periodisch bei Erreichen der gleichen Stellung des beweglichen Reflektors (21) für eine bestimmte Zeit eingeschaltet wird und so ein stroboskopisches Fixationsobjekt (28) erzeugt.
7. Optisches Scan-System nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei dem die Steuerung der zweiten, zur Erzeugung des Fixationsstrahls (25) dienende Strahlungsquelle derart erfolgt, dass diese periodisch bei jedem n-ten Erreichen der gleichen Stellung des beweglichen Reflektors (21) für eine bestimmte Anzahl von Zyklen eingeschaltet wird und so ein stroboskopisches Fixationsobjekt (28) mit sichtbarer Modulationsfrequenz erzeugt.

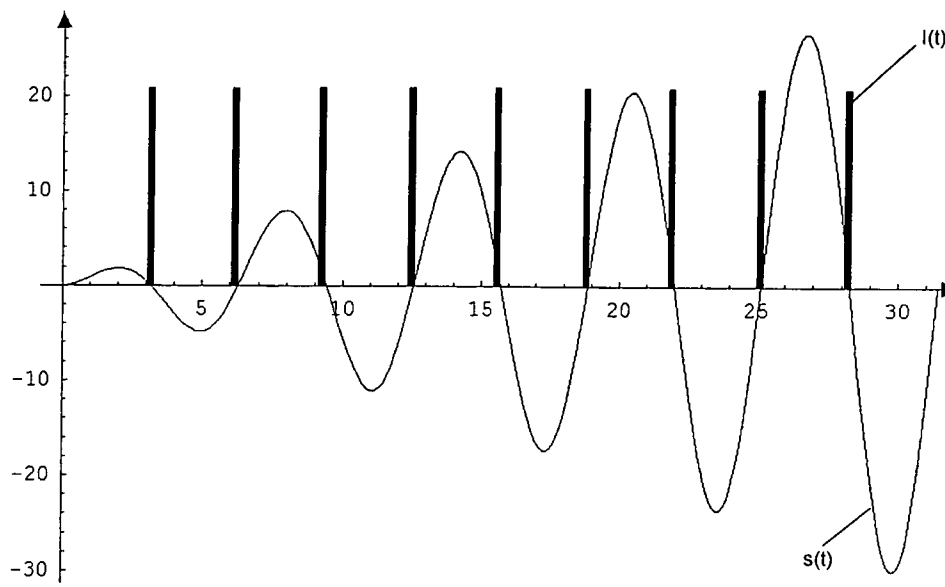
8. Optisches Scan-System nach mindestens einem der der vorgenannten Ansprüche, bei dem der Fixationsstrahl (25) in den Drehpunkt des beweglichen dichroitischen Reflexionselement (21) fokussiert wird.
9. Optisches Scan-System nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei dem mindestens ein weiterer optischer Strahlengang zur Beobachtung und/oder Dokumentation vorhanden ist, der über den beweglichen Reflektor (21) mit den beiden Abbildungsstrahlengängen für den Fixationsstrahl (25) und den/die Therapie- und/oder Diagnosestrahl(en) (20) vereint wird und bei dem im vereinten Strahlengang ein optischer Schalter (30), zur Sperrung und Freigabe des Strahlenganges zur Beobachtung und/oder Dokumentation, angeordnet ist, wobei die Sperrung und Freigabe in Abhängigkeit von der Position des steuerbaren Reflektors (21) gesteuert wird.
10. Optisches Scan-System nach Anspruch 9, bei dem auf den im vereinten Strahlengang angeordneten optischer Schalter (30), zur Sperrung und Freigabe des Strahlenganges zur Beobachtung und/oder Dokumentation verzichtet werden kann, wenn eine zusätzliche dritte Strahlungsquelle (31) zur diskontinuierlichen Beleuchtung des Arbeitsfeldes außerhalb des vereinten Strahlenganges vorgesehen ist, wobei deren Beleuchtungsintervalle in Abhängigkeit von der Position des steuerbaren Reflektors (21) gesteuert wird.



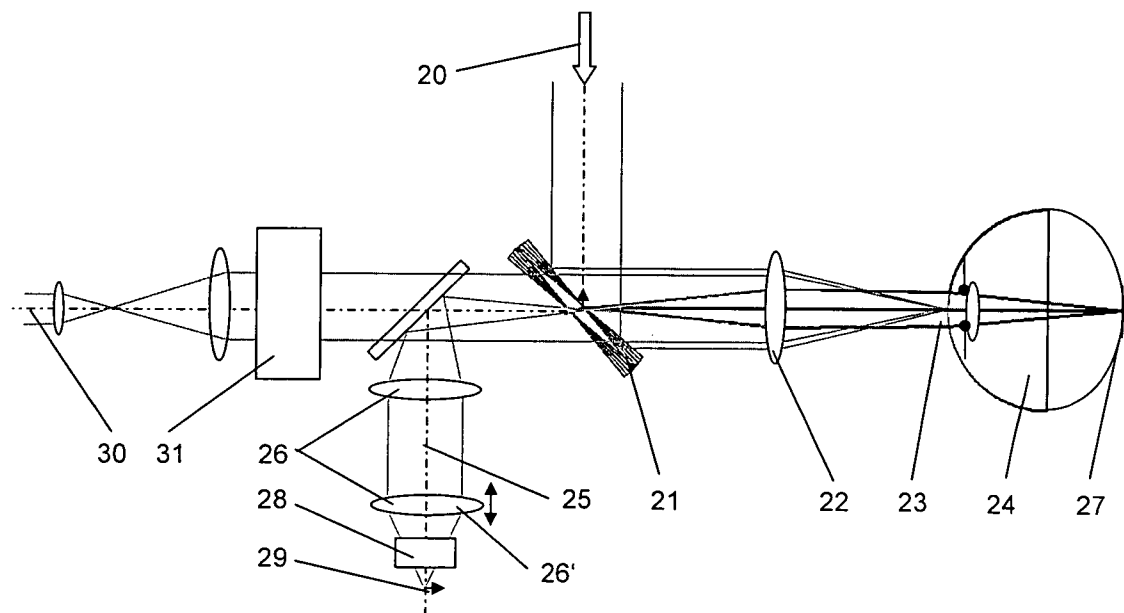
Figur 1



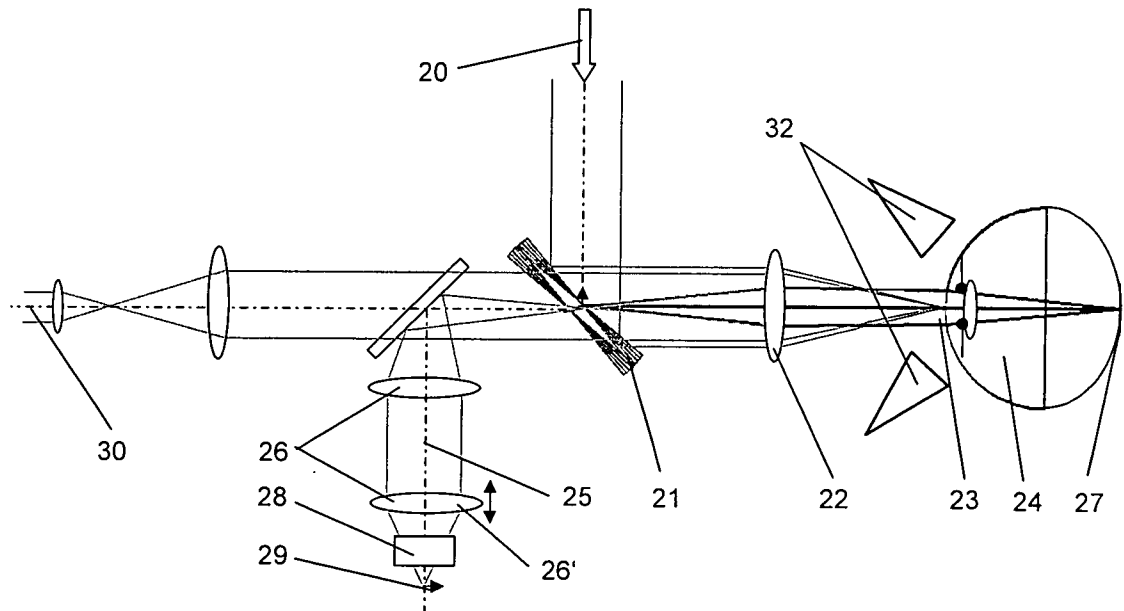
Figur 2



Figur 3



Figur 4



Figur 5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2006/007232

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B3/00

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)
A61B

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	US 6 267 477 B1 (KARPOL AVNER ET AL) 31 July 2001 (2001-07-31) column 2, line 11 - line 52 column 4, line 13 - column 7, line 23 figures 1-3	1,3-5, 8-10 2
Y	US 2003/163122 A1 (SUMIYA TOSHIFUMI) 28 August 2003 (2003-08-28) paragraphs [0035], [0036] figure 7	2
A	US 6 585 723 B1 (SUMIYA TOSHIFUMI) 1 July 2003 (2003-07-01) column 1, line 61 - column 2, line 38 figure 2	1



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family 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.

* & * document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

2 October 2006

Date of mailing of the international search report

13/10/2006

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

Abraham, Volkhard

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2006/007232

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6267477	B1	31-07-2001	AU 1731897 A WO 9730627 A1 IL 117241 A	10-09-1997 28-08-1997 28-09-2000
US 2003163122	A1	28-08-2003	EP 1369078 A2 JP 2003245300 A	10-12-2003 02-09-2003
US 6585723	B1	01-07-2003	EP 0983757 A2 JP 2000139996 A	08-03-2000 23-05-2000

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
INV. A61B3/00

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

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole) -
A61B

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

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X Y	US 6 267 477 B1 (KARPOL AVNER ET AL) 31. Juli 2001 (2001-07-31) Spalte 2, Zeile 11 - Zeile 52 Spalte 4, Zeile 13 - Spalte 7, Zeile 23 Abbildungen 1-3	1, 3-5, 8-10 2
Y	US 2003/163122 A1 (SUMIYA TOSHIFUMI) 28. August 2003 (2003-08-28) Absätze [0035], [0036] Abbildung 7	2
A	US 6 585 723 B1 (SUMIYA TOSHIFUMI) 1. Juli 2003 (2003-07-01) Spalte 1, Zeile 61 - Spalte 2, Zeile 38 Abbildung 2	1



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 erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

Y Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer 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

* & * Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

2. Oktober 2006

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

13/10/2006

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

Abraham, Volkhard

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2006/007232

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
US 6267477	B1	31-07-2001	AU	1731897 A	10-09-1997
			WO	9730627 A1	28-08-1997
			IL	117241 A	28-09-2000
US 2003163122	A1	28-08-2003	EP	1369078 A2	10-12-2003
			JP	2003245300 A	02-09-2003
US 6585723	B1	01-07-2003	EP	0983757 A2	08-03-2000
			JP	2000139996 A	23-05-2000