(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
25. März 2010 (25.03.2010)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2010/031395 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 3/117 (2006.01) *G01N 29/24* (2006.01)
G01N 21/17 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE2009/001349

(22) Internationales Anmeldedatum:
17. September 2009 (17.09.2009)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2008 049 692.8
19. September 2008 (19.09.2008) DE

(71) Anmelder *(für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US)*: **FRAUNHOFER-GESELLSCHAFT ZUR FÖRDERUNG DER ANGEWANDTEN FORSCHUNG E.V.** [DE/DE]; Hansastrasse 27c, 80686 München (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder *(nur für US)*: **WINDISCH, Thomas** [DE/DE]; Pestitzer Strasse 16, 01187 Dresden (DE). **KÖHLER, Bernd** [DE/DE]; Lilienweg 5, 01259 Dresden (DE). **SCHUBERT, Frank** [DE/DE]; Marienberger Strasse 80, 01279 Dresden (DE). **HAUPT, Lothar** [DE/DE]; Gorkwitzer Strasse 33a, 01257 Dresden (DE).

(74) Anwalt: **RIESS, T.**; Pfenning, Meinig & Partner, An der Frauenkirche 20, 01067 Dresden (DE).

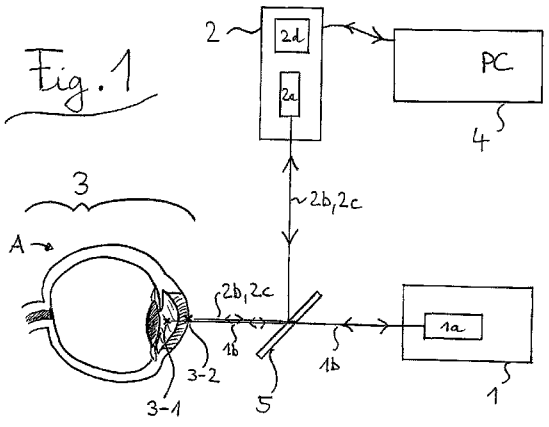
(81) Bestimmungsstaaten *(soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart)*: AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, 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, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: LASER-BASED APPARATUS AND METHOD FOR THE NON-CONTACT SCANNING OF EYES

(54) Bezeichnung : LASERBASIERTE VORRICHTUNG UND VERFAHREN ZUR BERÜHRUNGSLOSEN ABTASTUNG VON AUGEN



(57) Abstract: The present invention relates to a laser-based apparatus for the non-contact scanning of human eyes and/or animal eyes, particularly of human eyes in vivo, comprising a first laser system (1), which includes an excitation laser (1a) and by which a first exciting laser radiation (1b) can be focused into a first target region (3-1) inside a target volume (3), in which an eye (A) to be examined can be placed and/or is placed, and a second laser system (2), which includes a detection laser (2a) and a detector (2d), with the detection laser of which a second scanning laser radiation (2b) can be irradiated, particularly focused, into a second target region (3-2) inside the target volume (3), and with the detector of which a portion (2c) of the second laser radiation reflected, deflected and/or scattered by the eye that can be placed or is placed in the target volume, particularly the portion of the eye that can be placed or is placed in the second target region (3-2), can be detected.

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2010/031395 A1

SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— *mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)*

— *vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eingehen (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe h)*

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf eine Laserbasierte Vorrichtung zur berührungslosen Abtastung von menschlichen Augen und/oder von tierischen Augen, insbesondere von menschlichen Augen in vivo, umfassend ein erstes, einen Anregungslaser (1a) umfassendes Lasersystem (1), mit dem eine erste, anregende Laserstrahlung (1b) in einen ersten Zielbereich (3-1) innerhalb eines Zielvolumens (3), in dem ein zu untersuchendes Auge (A) platzierbar ist und/oder platziert ist, fokussierbar ist, und ein zweites, einen Nachweislaser (2a) und einen Detektor (2d) umfassendes Lasersystem (2), mit dessen Nachweislaser eine zweite, abtastende Laserstrahlung (2b) in einen zweiten Zielbereich (3-2) innerhalb des Zielvolumens (3) einstrahlbar, insbesondere fokussierbar ist und mit dessen Detektor ein vom im Zielvolumen platzierbaren und/oder platzierten Auge, insbesondere von dem im zweiten Zielbereich (3-2) platzierbaren und/oder platzierten Teil des Auges, reflektierter, abgelenkter und/oder gestreuter Anteil (2c) der zweiten Laserstrahlung erfassbar ist.

LASERBASIERTE VORRICHTUNG UND VERFAHREN ZUR BERÜHRUNGSLOSEN ABTASTUNG VON AUGEN

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf eine laserbasierte Vorrichtung zur berührungslosen Abtastung von menschlichen Augen und/oder von tierischen Augen, die insbesondere auch die Abtastung der Augen in vivo erlaubt. Die vorliegende Erfindung bezieht sich darüber hinaus auf ein entsprechendes Abtastverfahren.

Mit zunehmendem Alter nimmt die Härte der Augenlinse des Menschen zu. Durch den damit zusammenhängenden Verlust an Akkomodationsfähigkeit des Auges entsteht beispielsweise die Alterssichtigkeit. Die Härte der Augenlinse scheint maßgeblich für die Deformationseigenschaften der Augenlinse verantwortlich zu sein und stellt somit eine zentrale Größe in der Beschreibung der optischen Eigenschaften sowie der Funktionsfähigkeit des gesamten menschlichen Auges dar.

Alle bisherigen, aus dem Stand der Technik bekannten Vorrichtungen und/oder Verfahren zur Bestimmung der Linsenhärte setzen ein Extrahieren der Linse voraus (die Linse kann somit nicht in vivo untersucht werden, sondern es muss bei Verstorbenen eine Extraktion der Linse und eine in vitro-Untersuchung der Linse durchgeführt werden) oder schädigen das Gewebe des Auges: Zur Bestimmung der Linsenhärte wurden Methoden wie die Messung der Kräfte beim Einstechen von Nadeln (K.R. Heyes, molecular vision 2004, 10, S. 956-963) oder die Deformation der Linsen durch Fliehkräfte infolge schneller Rotation (R.F. Fischer, J. physiol., 212, S. 147-180) genutzt. Weiterhin wird von Untersuchungen berichtet, bei denen eine externe Belastung über Zangen in die Linse eingebracht und gleichzeitig die entstehenden Kräfte wie auch die Deformation der Linse erfasst werden (B.K. Pierscionek „in vitro ulteration of human lense curvatures by radial stretching", Exp. Eye Res., 1993, 57, S. 629-635). Darüber hinaus existieren auch Ansätze, bei denen Leistungsultraschall verwendet wird. Leistungsultraschall ist jedoch für lebendes Gewebe kritisch zu bewerten. Daneben existieren noch zahlreiche Verfahren, bei denen die elastischen Eigenschaften, insbesondere die Viskosität der unterschiedlichen Augengewebsarten mittels Ultraschall bestimmt werden. Auch diese Verfahren erfordern jedoch ein spezielles Präparieren der (entnommenen) Augen.

Basierend auf dem Stand der Technik ist es daher die Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine laserbasierte Vorrichtung und ein entsprechendes Abtastverfahren zur berührungslosen Abtastung von menschlichen und/oder tierischen Augen zur Verfügung zu stellen, mit der/dem die zerstörungsfreie und schädigungsfreie

Prüfung der Härte der Augenlinse, insbesondere also eine Prüfung am lebenden Objekt, möglich ist.

Diese Aufgabe wird durch eine laserbasierte Vorrichtung nach Patentanspruch 1 sowie ein laserbasiertes Verfahren nach Anspruch 12 gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungsformen der Vorrichtung sowie des Verfahrens lassen sich jeweils den abhängigen Ansprüchen entnehmen. Erfindungsgemäße Verwendungen sind im Anspruch 16 beschrieben.

Nachfolgend wird die vorliegende Erfindung zunächst allgemein beschrieben, dem schließt sich ein Ausführungsbeispiel zur Realisierung einer erfindungsgemäßen laserbasierten Vorrichtung (sowie des entsprechenden Verfahrens) an. Die in der allgemeinen Beschreibung sowie im Ausführungsbeispiel erwähnten bzw. beschriebenen Kombinationen von Merkmalen müssen dabei im Rahmen der vorliegenden Erfindung nicht in den beschriebenen Merkmalskombinationen realisiert werden, sondern können im Rahmen der Patentansprüche und basierend auf dem Fachwissen des Fachmannes auch in anderen Kombinationen realisiert sein bzw. verwendet werden.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung verbindet ultraschallbasierte Messmethoden mit den Vorzügen der laserbasierten Anregung und der laserbasierten Detektion. Als Anregungsprinzip dient der laserakustische Effekt: Im Zentrum des von einem mindestens einen Laser umfassenden Lasersystem (beispielsweise von einem Anregungslaser eines ersten Lasersystems) in einen Zielbereich innerhalb des Auges fokussierten Strahls wird für extrem kurze Sekundenbruchteile ein lokal begrenztes Mikroplasma gebildet. Die sich dadurch im untersuchten Auge ausbreitenden Wellenfronten werden

an den Grenzflächen der unterschiedlichen Gewebearten im Auge (z. B. an der Grenzfläche zwischen der vorderen Augenkammer und der Linse, an der Grenzfläche zwischen der hinteren Linsenfläche und dem Glaskörper oder an der Grenze zwischen dem Glaskörper und der Netzhaut) teilweise reflektiert und/oder gestreut und in Abhängigkeit vom durchlaufenen Gewebe in ihren Signaleigenschaften (z. B. in ihrem Frequenzspektrum, in ihren Laufzeiten etc.) beeinflusst. Die reflektierten und/oder gestreuten Wellenanteile werden mittels eines Lasersystems (beispielsweise kann es sich hierbei um das gleiche, oben erwähnte Lasersystem handeln, es ist aber auch ein separates, weiteres energiearmes Lasersystem, das einen vom Anregungslaser getrennten Nachweislaser umfasst und nachfolgend auch als zweites Lasersystem bezeichnet wird, hierzu einsetzbar), als Schwingungen der einzelnen Gewebe wie z. B. der Hornhaut berührungslos erfasst. Eine gezielte Auswertung der durch das Auge gewanderten Wellen ermöglicht es, die Lage und Bewegung der Grenzflächen sowie daraus die viskoelastischen Eigenschaften des Gewebes selbst (und somit z. B. auch die Linsenhärte) zu charakterisieren.

Bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung wird somit der laserakustische Effekt im Auge gezielt zur Emission von Ultraschall eingesetzt: Mittels des laserakustischen Effektes werden im Auge berührungslos Ultraschallwellen erzeugt, indem die lokal im Auge vom Laser bzw. Anregungslaser erzeugte Energiedichte so eingestellt wird, dass eine Fotodisruption stattfindet (eine Fotodisruption, auch als optischer Durchbruch bezeichnet, tritt dann auf, wenn es im Fokuspunkt der Anregungslaserstrahlung zu sehr hohen Intensitäten von im Bereich von über 1 TW/cm^2 kommt; durch solche Energiedichten wird eine auf den Fokus

begrenzte Materialtrennung induziert). Wird hierbei die Anregungsenergie mittels des Lasers bzw. Anregungslasers in geeigneter (z. B. in gepulster Form mit ausreichend kurzer Impulsdauer) zugeführt, und wird die Fotodisruption innerhalb geeigneter Gewebe des Auges durchgeführt (insbesondere innerhalb der vorderen Augenkammer), so lassen sich bleibende Schäden am Auge vermeiden, so dass die vorgestellte laserbasierte Vorrichtung bzw. das entsprechende Abtastungsverfahren auch in vivo eingesetzt werden kann.

Von der lokalen Fotodisruption bzw. Plasmablase geht dann im weiteren Verlauf eine Schockwelle hoher Beschleunigung aus, die dann in akustische Ultraschallwellen übergeht, die wiederum an den entsprechenden Grenzflächen reflektiert werden und schließlich mittels des Nachweislasersystems wie nachfolgend noch genauer beschrieben erfasst bzw. detektiert werden können. Bei geeigneter Wahl der Lasereinstellung und des Anregungsortes bleiben keine Beeinträchtigungen der Sehleistung zurück.

Ein besonders vorteilhafter Aspekt der vorliegenden Erfindung ist dabei die Kombination zweier Lasersysteme, eines ersten, den Anregungslaser umfassenden Lasersystems, mit dem lokal definiert ein hoher Energieeintrag in einem geeigneten Gewebe im Auge realisiert wird und eines zweiten, einen Nachweislaser und einen Detektor umfassenden Lasersystems, mit dem die vom ersten Lasersystem über die Fotodisruption ausgelösten akustischen Ultraschallwellen abgetastet werden können (alternativ dazu ist aber auch ein einzelner Laser einsetzbar, dessen Strahlung in zwei Teilstrahlen aufgespalten wird, wobei dann jeder Teilstrahl hinsichtlich seiner Strahleigenschaften (z. B. Intensität, Frequenz,…) so aufbereitet wird, dass ein

Teilstrahl die Rolle der anregenden Laserstrahlung und ein Teilstrahl die Rolle der abtastenden Laserstrahlung übernimmt). Diese Abtastung der an den Gewebegrenzflächen im Auge reflektierten oder abgelenkten Wellen wird dann dazu genutzt, um aus den Eigenschaften der Reflexion bzw. Ablenkung Informationen über die Viskosität beispielsweise der Augenlinse abzuleiten: Erhöht sich beispielsweise die Viskosität der Augenlinse (was einer Verhärtung der Linse entspricht) so verringert dies die Amplitude der Linsenechos bzw. der an der Linse reflektierten Signalanteile. Ein solches Verhalten lässt sich im Rahmen der vorliegenden Erfindung auswerten und zur Charakterisierung der Augenlinse nutzen.

Erfindungsgemäß kann mit der laserbasierten Vorrichtung der mit dem für den Nachweis ausgebildeten Teil des Aufbaus oder dem Nachweislasersystem erfasste, im Auge reflektierte, abgelenkte und/oder gestreute Anteil im Zeitbereich (z. B. hinsichtlich der Laufzeit, der Lage, der Amplitude und/oder der Form von Impulsspitzen und/oder von Wellenfronten oder auch hinsichtlich von Laufzeitunterschieden von erfassten Impulsen relativ zu auslösenden Impulsen, also Impulsen, die durch das Anregungslasersystem eingestrahlt wurden) oder auch im Frequenzbereich (z. B. hinsichtlich der Lage, Amplitude und/oder der Form von Frequenzspitzen) ausgewertet werden. Dies kann in einer Auswerteeinheit durchgeführt werden, die beispielsweise auf Basis eines handelsüblichen Rechnersystems (z. B. PC) mit geeigneter Software ausgebildet sein und mit dem Detektor des Nachweislasersystems zum Datenaustausch verbunden sein kann.

Aus den durch diesen Teil des Aufbaus oder das Nachweislasersystem erfassten Signalanteilen können dann

physikalische Kenngrößen abgeleitet werden (hierbei kann es sich z. B. um Schwingungsgeschwindigkeiten oder Auslenkungen von Gewebegrenzflächen des Auges oder um Elastizitätsmodule von Geweben im Auge handeln), aus denen schließlich auf den Linsenzustand bzw. die viskoelastischen Linseneigenschaften rückgeschlossen werden kann.

Die Erfassung im Auge reflektierter oder abgelenkter Signalanteile mittels des Nachweisteils des Aufbaus oder Nachweislasersystems kann zu einer Vielzahl unterschiedlicher Zeitpunkte durchgeführt werden, so dass sich über ein definiertes Zeitintervall ein Signalverlauf ergibt, der sowohl im Zeitbereich, als auch im Frequenzbereich (letzteres z. B. mittels FFT) ausgewertet werden kann. Ebenso ist es möglich, Messungen unter identischen Anregungs- und Nachweisbedingungen vielfach zu wiederholen, so dass auf dem Fachmann bekannte Art und Weise die Messgenauigkeit der einzelnen Messungen erhöht werden kann.

Wie nachfolgend noch näher beschrieben, kann der Nachweisteil des Aufbaus oder das Nachweislasersystem in Form eines Interferometers, beispielsweise in Form eines Laser-Doppler-Vibrometers ausgebildet sein. Dieses führt dann, aufgrund der hohen Frequenzen des Laserlichtes, eine Demodulation nicht direkt durch, sondern nutzt eine kohärente Überlagerung des am Augengewebe reflektierten Lichtanteils mit einem Referenzstrahl (der genaue Aufbau eines Interferometers bzw. eines Laser-Doppler-Vibrometers ist hierbei dem Fachmann bekannt). Der Detektor des Nachweislasersystems misst in diesem Falle die Intensität des überlagerten Lichtes, dessen Schwebungsfrequenz der Differenzfrequenz zwischen dem Referenzstrahl und dem Messstrahl (bzw. dem reflektierten Strahlanteil) ent-

spricht. So kann der Detektor die zeitabhängige Intensität I(t) am Überlagerungspunkt des Messstrahls und des Referenzstrahls erfassen. Wird dann eine Grenzfläche im Auge durch die vom Anregungslasersystem lokal erzeugte Energiedichte bzw. die Fotodisruption und die hiervon ausgehenden Ultraschallwellen in Schwingung versetzt, so bewirkt das an der schwingenden Grenzfläche reflektierte Signal des Nachweislasers eine Schwankung der bestimmten Lichtintensität I(t). Anhand der Schwankungsparameter dieser Schwankung lässt sich dann beispielsweise die Auslenkung der Grenzfläche und/oder deren Geschwindigkeit bestimmen, was wie vorbeschrieben Rückschlüsse auf die Gewebeparameter zulässt.

Besonders vorteilhaft werden im Rahmen des Nachweisteils oder des Nachweislasersystems (z. B. also eines Laser-Doppler-Vibrometers) Geräte eingesetzt, die den Frequenzbereich mit einer Bandbreite von > 20 MHz abtasten können. Als obere Grenzfrequenz der Geräte sollten mindestens 12, besonders bevorzugt mindestens 30 MHz erreicht werden. Entsprechende Vibrometerbausteine sind dem Fachmann bekannt und stehen ihm zum Einsatz bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung zur Verfügung.

Vorteilhafterweise wird der Laser oder der Anregungslaser der erfindungsgemäßen Vorrichtung in gepulster Form mit Pulsdauern im Nano-, Piko- oder Femtosekundenbereich betrieben. Pulsdauer und Pulsform sollten beispielsweise bei Nanosekunden-Pulsen so eingestellt werden, dass die mittlere Energie pro Puls, die dann im Fokus in den entsprechenden Gewebebereich eingetragen wird, im Bereich von 1µJ bis 50 mJ, besonders bevorzugt im Bereich von 1 bis 10 mJ liegt. Dieser Energiebereich ermöglicht es einerseits, einen zur

Ausbildung von Fotodisruptionen ausreichenden Energieeintrag zu realisieren, verhindert aber auf der anderen Seite Schädigungen aufgrund eines zu hohen Energieeintrages. Vorteilhafterweise wird darüber hinaus der anregende Laserstrahl des Anregungslasers mit einem mittleren Strahldurchmesser im Bereich von < 50 µm, bevorzugt < 20 µm und besonders bevorzugt < 10 µm erzeugt. Die Wellenlänge des Anregungslasers kann bevorzugt zwischen 1064 und 2900 nm gewählt werden, da hier die Absorption in Wasser stark zunimmt und entsprechende, zugelassene Medizinlaser verfügbar sind. Die durch diese Pulsdauern, Energieeinträge und Strahlparameter im Augengewebe angeregten Ultraschallwellen liegen dann im vorbeschriebenen Frequenzbereich, also im Bereich von unter einem bis zu mehreren 10 MHz, so dass eine Ortsauflösung im Submillimeterbereich möglich ist.

Neben der vorbeschriebenen Erzeugung von Fotodisruptionen können die Strahlparameter jedoch auch so eingestellt werden, dass es zu einer thermoelastischen Anregung im Augengewebe durch den Anregungslaser kommt.

Erfindungsgemäß ist es nun auf der einen Seite möglich, den Ort der Fokussierung der anregenden Laserstrahlung oder des Anregungslasers (nachfolgend auch als erster Zielbereich bezeichnet) und den Ort, auf den die abtastende Laserstrahlung oder der Laserstrahl des Nachweislasers fokussiert wird (nachfolgend auch als zweiter Zielbereich bezeichnet) an unterschiedlichen Stellen innerhalb des zu untersuchenden Auges zu platzieren: So kann beispielsweise der erste Zielbereich in die vordere Augenkammer gelegt werden (siehe vorstehend genannten Grund, dass insbesondere hier Fotodisruptionen erzeugt werden können,

welche keine bleibenden Schäden beim Auge verursachen), wohingegen der zweite Zielbereich auf die Oberfläche der Hornhaut oder auch auf die vordere Linsenfläche der Augenlinse gelegt werden kann.

Auf diese Art und Weise lassen sich erfindungsgemäß der Anregungsort und der Nachweisort voneinander trennen (dies kann beispielsweise mit geeigneten Strahlführungssystemen für die Laserstrahlung bzw. für die Laserstrahlung des Anregungslasers und für die Laserstrahlung des Nachweislasers realisiert werden, es ist jedoch auch ganz einfach möglich z. B. den Nachweislaser und den Anregungslaser z. B. bezüglich der Abstände zum Auge und/oder der Einstrahlungswinkel unterschiedlich so zu positionieren, dass die beiden Zielbereiche beabstandet voneinander angeordnet sind).

Als Strahlführungsoptiken können hierbei insbesondere Ablenkoptiken wie beispielsweise klappbare oder halbtransparente Spiegel, oder auch regelbare Fokussieroptiken eingesetzt werden. So können beispielsweise mithilfe eines halbtransparenten Spiegels, der im Strahlengang der beiden Laser (Anregungs- und Nachweislaser) angeordnet wird, die Strahlen des Anregungs- und des Nachweislasers auf eine gemeinsame optische Achse gebracht und auf das Auge eingestrahlt werden. Über eine unterschiedliche Wahl der Vorfokussierung mittels einer regelbaren Fokussieroptik können dann der Endfokus der Anregungslaserstrahlung und der Endfokus der Nachweislaserstrahlung in verschiedenen Tiefen des Auges zum Liegen gebracht werden (Trennung des Anregungs- und des Nachweis- bzw. Analyseortes).

Alternativ dazu ist es im Rahmen der Erfindung auch möglich, den ersten und den zweiten Zielbereich identisch zu wählen.

Alternativ zu den vorbeschrieben angedeuteten Anwendungsbereichen lässt sich die erfindungsgemäße Vorrichtung auch zur Therapiekontrolle einsetzen: Die mittels des Anregungslasers durch Fotodisruption in der Augenlinse erzeugten kleinen Gasblasen hinterlassen nach ihrem Kollabieren (und den dadurch ausgelösten Schockwellen) nämlich eine elastisch weichere Matrix. Auf diese Art und Weise kann die Akkomodationsfähigkeit teilweise oder möglicherweise sogar vollständig wiederhergestellt werden.

Im Rahmen der vorliegenden Erfindung ist es auch möglich, die Vorrichtung zur Detektion von Fremdkörpern im Auge zu verwenden: Wird dem Nachweislasersystem (beispielsweise mithilfe von ablenkbaren Spiegeln oder einem Galvano-Scanner) eine geeignete Strahlablenkoptik vorgeschaltet, so ist es möglich, mit dem Nachweislaserstrahl Flächenbereiche des Auges abzurastern und anhand der empfangenen und ausgewerteten reflektierten oder abgelenkten Strahlanteile eine ortsaufgelöste Darstellung vorzunehmen. Anhand geeigneter Auswertungen der Echosignale ist es dann möglich, eingedrungene Fremdkörper (welche in der Regel deutlich höhere Echoamplituden auslösen) festzustellen.

Gegenüber den aus dem Stand der Technik bekannten Vorrichtungen und Verfahren bietet die Erfindung eine Reihe wesentlicher Vorteile:

- Durch die Verwendung eines geeignet ausgebildeten Lasersystems mit einem Laser oder zweier Lasersys-

teme, des Anregungslasersystems und des Nachweislasersystems, bietet die Erfindung den Vorteil eines berührungslosen Vorgehens. Die anregende Laserstrahlung oder der Anregungslaser ist dabei in der Art ausgestaltet, dass durch die Bestrahlung vor oder auch im Auge optisch-akustische Wirkungen hervorgerufen werden können.

- Die beispielsweise in der Augenvorkammer durch Fotodisruption ausgelösten kugelartigen Schockwellen wandern durch das Auge und regen an einer Vielzahl von Grenzflächen im Auge Reflexionen an, die dann aufgrund der Ausbreitung der reflektierten Wellenanteile durch das biologische Gewebe des Auges nach deren Austritt mittels des Nachweisteils bzw. des Nachweislasersystems erfasst werden können: Die sich ausbreitenden, reflektierten Wellenanteile werden durch die Eigenschaften der durchlaufenen biologischen Gewebe in ihren Signaleigenschaften verändert, was auf eine Vielzahl möglicher Arten detektiert und ausgewertet werden kann. So können zum Beispiel Laufzeitunterschiede bestimmt werden, Amplitudenverhältnisse bestimmt werden, Abschwächungen der Amplituden in Abhängigkeit vom durchlaufenen Weg ausgewertet werden usw. Diese Vielzahl möglicher Auswertungsvarianten ermöglicht es, unterschiedliche physikalische Kenngrößen der Augengewebe abzuleiten. Aus diesen physikalischen Kenngrößen kann dann auf Eigenschaften des Auges wie zum Beispiel die Stabilität und/oder Festigkeit der Linse rückgeschlossen werden.

- Durch den Einsatz z. B. eines Laser-Doppler-Vibrometers ist auf zuverlässige und genaue Art und Weise eine Erfassung und nachfolgende Auswertung der reflektierten Signalanteile möglich.

- Neben der berührungslosen Arbeitsweise zeichnet sich die vorliegende Erfindung auch durch das gewebeschonende Anregungs- und Nachweisvorgehen aus. Damit können am Menschen (auch am Tier) Augen zerstörungsfrei, schädigungslos und berührungslos untersucht werden.

- Durch die definierte Strahlführung von Laserstrahlen ist die vorliegende Erfindung insbesondere auch dazu geeignet, kleine Strukturen wie beispielsweise lokale Bereiche in der Augenlinse zu bewerten.

Nachfolgend wird die vorliegende Erfindung nun anhand zweier Ausführungsbeispiele beschrieben.

Hierzu zeigt Figur 1 einen möglichen Aufbau einer beispielhaften erfindungsgemäßen laserbasierten Vorrichtung zur berührungslosen Abtastung von Augen, der zwei Laser verwendet,

Figur 2 ein Beispiel für ein mit der Vorrichtung nach Figur 1 erfasstes Messsignal und dessen Auswertung, und

Figur 3 einen weiteren möglichen Aufbau mit nur einem Laser, der zur Anregung und zum Nachweis benutzt wird.

Wie Figur 1 skizziert, weist eine erfindungsgemäße laserbasierte Vorrichtung zur berührungslosen Abtastung von Augen ein erstes Lasersystem 1 auf, das einen Anregungslaser 1a umfasst. Die mit diesem Anregungslaser 1a erzeugte Laserstrahlung 1b wird mithilfe einer geeigneten Strahlformungsoptik (nicht ge-

zeigt, es kann sich hierbei beispielsweise um eine regelbare Fokussieroptik handeln) und über einen halbtransparenten Spiegel 5 auf einen ersten Zielbereich 3-1 innerhalb eines zu untersuchenden Auges A, das innerhalb eines Zielvolumens 3 platziert wurde, fokussiert. Der im Zielvolumen 3 liegende erste Zielbereich 3-1 wurde so gewählt, dass er innerhalb der vorderen Augenkammer des Auges A liegt.

Als Anregungslaser 1a wird ein Therapielaser eingesetzt, wie er dem Fachmann bekannt ist. Es kann sich hierbei beispielsweise um einen Nd:YAG-Laser handeln.

Der Therapielaser 1a wird gepulst mit einer Pulsdauer im Nano-, Pikosekunden- oder auch im Femtosekundenbereich betrieben. Die Energiedichte, die pro Puls in der vorderen Augenkammer absorbiert wird, wird mittels geeigneter Steuer- und Regelsysteme des Lasers 1a so eingestellt, dass lokal pro Puls 1 bis etwa 10 mJ im Zielbereich 3-1 appliziert werden. Der Strahldurchmesser auf Höhe des Fokus bzw. der Fokusdurchmesser beträgt 5 bis 10 µm. Mithilfe der variablen Fokussieroptik ist es möglich, eine variable Fokustiefe einzustellen bzw. die Lage des ersten Zielbereiches 3-1 innerhalb des Auges nahezu beliebig einzustellen. Aus den vorbeschriebenen Gründen ist jedoch eine Lage dieses Zielbereiches innerhalb der vorderen Augenkammer bevorzugt.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung weist desweiteren ein zweites Lasersystem (Nachweislasersystem 2) auf, das einen Nachweislaser 2a und einen Detektor 2d umfasst. Dieses Nachweislasersystem ist hier als Laser-Doppler-Vibrometer ausgebildet, dessen genauer Aufbau dem Fachmann bekannt ist, so dass das Nachweislasersystem 2 in Figur 1 nur grob skizziert ist. Mit dem

Nachweislaser 2a wird die zweite, abtastende Laserstrahlung 2b in einen zweiten Zielbereich 3-2 innerhalb des Zielvolumens 3 eingestrahlt. Der zweite Zielbereich 3-2 ist hier so gewählt, dass er auf der äußeren Oberfläche der Hornhaut des Auges A liegt. Alternativ dazu kann (ebenfalls mittels geeigneter, nicht gezeigter regelbarer Fokussieroptiken) der Fokus bzw. der zweite Zielbereich 3-2 der Nachweislaserstrahlung 2b jedoch auch z. B. auf die augenvorderseitige Linsenoberfläche des Auges A gerichtet sein). In den oder am zweiten Zielbereich 3-2 reflektierte, abgelenkte oder gestreute Signalteile 2c der eingestrahlten Nachweisstrahlung 2b können dann mit dem Detektor 2d erfasst werden.

Im vorbeschriebenen Beispiel werden der Anregungslaserstrahl 1b und der Nachweislaserstrahl 2b mithilfe des halbtransparenten Spiegels 5 auf eine gemeinsame optische Achse gelenkt und parallel zueinander auf das Auge A im Zielvolumen 3 eingestrahlt (der rückreflektierte Strahlanteil 2c , siehe nachfolgend, wird am Spiegel 5 in Richtung des Detektors 2d umgelenkt und von diesem erfasst). Der Einsatz eines solchen Spiegels 5 ist jedoch nicht notwendig: Alternativ dazu können der Anregungslaserstrahl 1b und der Nachweislaserstrahl 2b auch von unter unterschiedlichen Winkeln zum Zielvolumen 3 positionierten Lasern 1a, 2a und somit unter unterschiedlichem Einstrahlungswinkel auf das Auge A gerichtet werden.

Wie vorbeschrieben wird nun durch die lokale Disruption im ersten Zielbereich 3-1 eine Schockwelle ausgelöst, die in akustische Ultraschallwellen übergeht, welche dann die einzelnen Bestandteile des Auges, unter anderem auch die Hornhaut, zu entsprechenden Schwingungen anregen.

Im Fokus 3-2 des Nachweislasersystems 2 wird somit die an der beobachteten Grenzfläche (äußere Hornhautfläche) anliegende Schwingung interferometisch vermessen. Die entsprechend an der äußeren Hornhaut reflektierten oder gestreuten, durch die Schwingung der Hornhaut in ihrer Frequenz veränderten Anteile 2c der eingestrahlten zweiten Laserstrahlung 2b werden mithilfe des Detektors 2d des Laser-Vibrometers 2 erfasst und zwischengespeichert.

Mit dem Detektor 2d des Nachweislasersystems 2 ist eine Auswertevorrichtung 4 in Form eines PC mit geeignet ausgebildeter Soft- und Hardware verbunden. Mit dieser Auswerteeinheit können die zurücklaufenden, reflektierten und/oder gestreuten Anteile 2c der eingestrahlten Nachweislaserstrahlung 2b dann wie vorbeschrieben ausgewertet werden. Die Abtastbandbreite des Vibrometers beträgt hier etwa 30 MHz: Sowohl kleinere Frequenzen im Bereich
oberhalb von etwa 100 KHz, als auch höhere Frequenzen bis zur Grenzfrequenz von mindestens 30 MHz lassen sich somit auswerten. Auch höhere Frequenzen von bis zu einigen hundert MHz, z. B. von bis zu 300 MHz sind auswertbar. Die höheren Frequenzen im Megahertzbereich (die zugehörigen Wellenlängen letzterer sind sehr viel kleiner als die Abstände im Auge) lassen sich insbesondere über Laufzeitmessungen auswerten. Die kleineren Frequenzen (Bereich von einigen hundert kHz) lassen sich insbesondere auswerten, indem mittels FFT (Fast-Fourier-Transformation) in der Auswerteeinheit 4 ein Spektrum erstellt und auf Maximal- bzw. Signalspitzen untersucht wird. Die Signalspitzen bzw. Maxima entsprechen Eigenschwingungsmoden unterschiedlicher Bestandteile im Auge und lassen daher Rückschlüsse auf die entsprechenden Gewebe zu (so

sind zum Beispiel die elastischen Eigenschaften der Augenlinse frequenzabhängig).

Darüber hinaus ist es auch möglich, mithilfe geeigneter gesteuerter Ablenkspiegel (beispielsweise in Form eines Galvano-Scanners) den Nachweislaserstrahl 2b rasterförmig über einen entsprechenden Flächenbereich im oder am Auge A zu bewegen. Es ist dann eine ortsaufgelöste Detektion möglich.

In der vorliegenden Erfindung wird somit im Fokus des Nachweislasersystems die an der beobachteten Grenzfläche anliegende Schwingung (mit Frequenzen im kHz- oder MHz-Bereich) mithilfe der Laserstrahlung des Nachweislasersystems abgetastet. Auf diese Art und Weise kann durch Messen der entsprechend ausgelösten Echowellen die Bewegung von Grenzflächen im Auge erfasst und ausgewertet werden.

Hierbei ist es sowohl möglich, die Gewebegrenzflächen über Einzelpulsanregung in Schwingung zu versetzen, als auch über Einstrahlung von Impulszügen (also von Signalen, die aus einer Vielzahl einzelner, aneinander gereihter Impulse bestehen). Messungen können unter identischen Bedingungen wiederholt werden, um die Messstatistik zu verbessern (so kann unter identischen Anregungsbedingungen und Auswertebedingungen, also bei fester Geräteeinstellung, eine Einzelpulsanregung z. B. mehrere hundert Male wiederholt werden).

Puls-Echo-Signale sowie mittels Vibrometrie aufgezeichnete Schwingungsgzustände der Grenzflächen innerhalb des Auges können parallel ausgewertet werden. Eine Signalkorrelation ist möglich, ebenso Laufzeitenbestimmung, Bestimmung der spektralen Zusammensetzung oder statistische Auswertungen.

Figur 2 zeigt ein Beispiel für eine Laufzeitbestimmung auf Basis einer Einzelpulsanregung: Zum Zeitpunkt t=0 wurde im Zielbereich 3-1 eine Fotodisruption erzeugt. Die hierdurch (durch Reflexion an Gewebegrenzflächen) ausgelösten Streuimpulse 2c erreichen den Nachweisdetektor 2d aufgrund ihrer Laufzeitunterschiede im Auge zu unterschiedlichen Zeiten. So erreicht der an der Hornhaut ausgelöste Impuls den Detektor zum Zeitpunkt S1, der an der Linsenvorderseite ausgelöste Impuls den Detektor zur Zeit S2 und der an der Linsenrückseite reflektierte Impuls den Detektor zum Zeitpunkt S3. S4 kennzeichnet den an der Augenrückwand reflektierten Impuls. Wie Figur 2 (bei der die vom Detektor empfangene Intensität I(t) über der Zeitachse t aufgetragen ist) deutlich zeigt, können anhand der bis zum Empfang des Impulssignals vergangenen Zeiten die einzelnen Gewebegrenzflächen des Auges deutlich voneinander unterschieden werden. Eine Auswertung der entsprechenden Impulsform bzw. ihrer Einhüllenden ermöglicht es darüber hinaus, Aussagen über die einzelnen durchlaufenen Augengewebe zu treffen (so hängt die Pulsform bzw. die Form der Einhüllenden stark von den elastischen Eigenschaften der einzelnen Gewebearten ab).

Figur 3 zeigt ein weiteres Beispiel für einen erfindungsgemäßen Aufbau. Die wesentlichen Merkmale des in Figur 3 gezeigten Aufbaus entsprechen dabei dem in Figur 1 gezeigten Aufbau, so dass nachfolgend nur die Unterschiede beschrieben werden: Beim in Figur 3 gezeigten Aufbau wird statt des Anregungslasers 1a und des Nachweislasers 2a nur ein einziger Laser, der hier ebenfalls mit dem Bezugszeichen 1a bezeichnet ist, verwendet (das Bezugszeichen 1 bezeichnet hier dann den eigentlichen Laser 1a und die Steuer- und

Regelelektronik dieses Lasers).

Wie die Figur zeigt, wird hier der Rechner 4 auch zur Ansteuerung des Lasers 1a verwendet.

Die Strahlung des Lasers 1a wird durch den Strahlteiler 6 in zwei Teilstrahlen aufgespalten: Ein erster Teilstrahl wird mithilfe eines Intensitätsverstärkers 7 in seiner Intensität verstärkt und mithilfe einer Frequenzveränderungseinheit 8 auf eine zur Anregung geeignete Frequenz gebracht. Dieser Teilstrahl wird dann als anregende Laserstrahlung 1b auf das Auge eingestrahlt. Die Freqenzveränderungseinheit 8 kann im Strahlengang nicht nur nach, sondern auch vor dem Intensitätsverstärker 7 angeordnet sein.

Der mittels des Strahlteilers 6 abgetrennte zweite Teilstrahl bzw. Strahlanteil wird über einen ersten Umlenkspiegel 9′ einem Intensitätsabschwächer 7′ zugeführt und von diesem über eine weitere Frequenzänderungseinheit 8′ und einen zweiten Umlenkspiegel 9′′ auf einen halbtransparenten Spiegel 5 (vergleiche den Aufbau in Figur 1) gelenkt. Dieser zweite Strahlanteil wird somit durch die Einheiten 7′ und 8′ so geformt, dass er zur Abtastung geeignet ist. Im vorliegenden Fall können somit die Einheiten 1a, 6, 7′ und 8′ als „Nachweislaser" des Systems angesehen werden.

Auch beim zweiten Strahlanteil ist es möglich, die Frequenzänderungseinheit 8′ vor dem Intensitätsabschwächer 7′ anzuordnen.

Alternativ zum vorbeschriebenen Fall in Figur 3 ist es auch möglich, mit einem energiearmen Laser 1a zu arbeiten: Der erste Teilstrahl wird dann wie vorbeschrieben mit einem Verstärker 7 verstärkt, es ist

jedoch dann für den zweiten Teilstrahl keine Intensitätsabschwächung notwendig. Ebenso ist es möglich mit einem hochenergetischen Laser 1a zu arbeiten, mit dem für den ersten Teilstrahl keiner Verstärkung 7, jedoch für den zweiten Teilstrahl eine Abschwächung 7' benötigt wird.

Patentansprüche

1. Laserbasierte Vorrichtung zur berührungslosen Abtastung von menschlichen Augen und/oder von tierischen Augen, insbesondere von menschlichen Augen in vivo, umfassend

ein mindestens einen Laser (1a,2a) und einen Detektor (2d) umfassendes Lasersystem (1,2), mit dem eine erste, anregende Laserstrahlung (1b) in einen ersten Zielbereich (3-1) innerhalb eines Zielvolumens (3), in dem ein zu untersuchendes Auge (A) platzierbar ist und/oder platziert ist, fokussierbar ist, und

mit dem eine zweite, abtastende Laserstrahlung (2b) in einen zweiten Zielbereich (3-2) innerhalb des Zielvolumens (3) einstrahlbar, insbesondere fokussierbar ist, wobei mit dem Detektor ein vom im Zielvolumen platzierbaren und/oder platzierten Auge, insbesondere von dem im zweiten Zielbereich (3-2) platzierbaren und/oder platzierten Teil des Auges, reflektierter, abgelenkter und/oder gestreuter Anteil (2c) der zweiten Laserstrahlung erfassbar ist.

2. Vorrichtung nach dem vorhergehenden Anspruch,

dadurch gekennzeichnet, dass

das Lasersystem (1,2) ein erstes, einen Anregungslaser (1a) umfassendes Lasersystem (1) zur Erzeugung der ersten, anregenden Laserstrahlung (1b), und ein zweites, einen Nachweislaser (2a)

und den Detektor (2d) umfassendes Lasersystem (2) zur Erzeugung der zweiten, abtastenden Laserstrahlung (2b) und zur Erfassung des Anteils (2c), aufweist.

3. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche

gekennzeichnet durch

eine mit dem Detektor verbundene und/oder integriert mit dem Detektor ausgebildete Auswerteeinheit (4),

mit der der erfasste Anteil (2c) im Zeitbereich, im Frequenzbereich und/oder hinsichtlich der Phasenlage auswertbar ist, insbesondere

- hinsichtlich einer Frequenzverschiebung,
- hinsichtlich der Lage, Amplitude und/oder Form von Frequenzspitzen im Frequenzspektrum,
- hinsichtlich der Laufzeit, Lage, Amplitude und/oder Form von Impulsspitzen und/oder von Wellenfronten im Zeitbereich,
- hinsichtlich der Form von Einhüllenden über mehrere Frequenzspitzen im Frequenzspektrum und/oder über mehrere Impulsspitzen und/oder Wellenfronten im Zeitbereich, und/oder
- hinsichtlich eines Laufzeitunterschiedes eines mit dem zweiten Lasersystem erfassten und/oder in ihm induzierten Messimpulses relativ zu einem mittels des ersten Lasersystems auf den ersten Zielbereich fokussierten Anregungsimpuls der ersten Laserstrahlung

auswertbar ist,

und/oder

mit der basierend auf dem erfassten Anteil (2c) mindestens eine zumindest einen Teilabschnitt und/oder eine Gewebeeigenschaft des zu untersuchenden Auges kennzeichnende physikalische Kenngröße,insbesondere mindestens ein viskoelastischer Parameter eines Gewebes des Auges und/oder ein Elastizitätsmodul eines Gewebes im Auge, bestimmbar ist.

4. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche

dadurch gekennzeichnet, dass

ein reflektierter, abgelenkter und/oder gestreuter Anteil (2c) der zweiten Laserstrahlung zu einer Vielzahl unterschiedlicher Zeitpunkte erfassbar und der hierdurch erfasste Signalverlauf, bevorzugt durch die Auswerteeinheit (4), im Zeitbereich und/oder im Frequenzbereich auswertbar ist.

5. Vorrichtung nach einem der beiden vorhergehenden Ansprüche

dadurch gekennzeichnet, dass

der Frequenzbereich mit einer Bandbreite von größer als 10 MHz, bevorzugt von größer als 20 MHz, und/oder im Bereich von 10 kHz bis mindestens 12 MHz, bevorzugt im Bereich von 10 kHz bis mindestens 30 MHz, auswertbar ist.

6. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche

dadurch gekennzeichnet, dass

der erfasste Anteil (2c) interferometrisch auswertbar ist

und/oder

dass zumindest ein Teil des Lasersystems (1,2), insbesondere das zweite Lasersystem (2) als Interferometer, beispielsweise als Laser-Doppler-Vibrometer ausgebildet ist.

7. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche

dadurch gekennzeichnet, dass

der Laser (1a) und/oder der Anregungslaser (1a) als gepulster Laser mit einer bevorzugt im Nano-, Piko- oder Femtosekundenbereich liegenden und/oder einstellbaren Pulsdauer und/oder mit einer mittleren Energie pro Puls im Bereich von 1µJ bis 50 mJoule, insbesondere von 1 bis 10 mJoule, ausgebildet ist

und/oder

dass der Laser und/oder der Anregungslaser (1a) als Festkörperlaser, beispielsweise als Titan-Saphir-Laser, als Nd:YAG-Laser oder als Er:YAG-Laser, als Halbleiterlaser, als Gaslaser oder als Excimerlaser ausgebildet ist,

und/oder

dass die Wellenlänge des Lasers und/oder des Anregungslasers im Bereich von 180 nm bis 10 µm, bevorzugt von 780 nm bis 2940 nm liegt

und/oder

dass der Laser und/oder Anregungslaser (1a) so ausgebildet ist, dass mit ihm im zu untersuchenden Auge im Fokus der anregenden Laserstrahlung eine zur Ausbildung lokaler Photodisruptionen ausreichende Energiedichte erzeugbar ist

und/oder

dass der doppelte mittlere Strahlradius, insbesondere der zweifache Abstand von der optischen Achse, an dem die Intensität auf $1/e^2$ gefallen ist, der vom Laser und/oder Anregungslaser (1a) erzeugbaren und/oder erzeugten ersten Laserstrahlung kleiner als 50 µm, bevorzugt kleiner als 20 µm, bevorzugt kleiner als 10 µm , bevorzugt kleiner als 5 µm, bevorzugt kleiner als 2 µm ist.

8. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche und Anspruch 2

dadurch gekennzeichnet, dass

der Nachweislaser (2a) ein schaltbarer nicht gepulster Dauerstrahl-Laser und/oder ein Laser mit einer mittleren Leistung von 1 mW und/oder ein Laser mit einem Fokusdurchmesser von ≤25 µm, bevorzugt ≤5µm und/oder mit einer Wellenlänge von 633 nm ist.

9. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche

dadurch gekennzeichnet, dass

der erste Zielbereich (3-1) mit dem zweiten Zielbereich (3-2) zusammenfällt

und/oder

dass das Lasersystem oder das erste und/oder das zweite Lasersystem eine Strahlführungsoptik, insbesondere eine Ablenkoptik und/oder eine regelbare Fokussieroptik aufweist, mittels derer die Lage des Fokus der ersten und/oder der zweiten Laserstrahlung im Zielvolumen und/oder die Lage des ersten und/oder zweiten Zielbereichs im Zielvolumen, insbesondere der Abstand des Fokus und/oder des ersten und/oder zweiten Zielbereichs vom Laser und/oder vom Anregungslaser und/oder vom Nachweislaser, einstellbar ist, bevorzugt stufenlos einstellbar ist.

10. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche

gekennzeichnet durch

einen Spiegel, insbesondere einen klappbaren oder einen halbtransparenten Spiegel (5), der im Strahlengang des Lasers oder des Anregungslasers und des Nachweislasers so angeordnet ist, dass die erste und die zweite Laserstrahlung parallel zu oder entlang einer gemeinsamen optischen Achse auf das Zielvolumen (3) einstrahlbar sind.

11. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche

dadurch gekennzeichnet, dass

der Laser und/oder der Anregungslaser zur laserakustischen Signalanregung ausgebildet ist.

12. Laserbasiertes Verfahren zur berührungslosen Abtastung von menschlichen Augen und/oder von tierischen Augen, insbesondere von Säugetieraugen,

wobei eine erste, anregende Laserstrahlung (1b) in einen ersten Zielbereich (3-1) innerhalb eines Zielvolumens (3), in dem ein zu untersuchendes Auge (A) platziert worden ist, fokussiert wird, und

wobei eine zweite, abtastende Laserstrahlung (2b) in einen zweiten Zielbereich (3-2) innerhalb des Zielvolumens (3) eingestrahlt wird, insbesondere fokussiert wird und ein vom im Zielvolumen platzierten Auge, insbesondere von dem im zweiten Zielbereich (3-2) platzierten Teil des Auges, reflektierter, abgelenkter und/oder gestreuter Anteil (2c) der zweiten Laserstrahlung erfasst wird.

13. Verfahren nach dem vorhergehenden Anspruch

dadurch gekennzeichnet, dass

mit dem Verfahren ein menschliches Auge und/oder ein tierisches Auge, insbesondere ein Säugetierauge, in vivo abgetastet wird.

14. Verfahren nach Anspruch 12

dadurch gekennzeichnet, dass

mit dem Verfahren ein menschliches Auge und/oder ein tierisches Auge, insbesondere ein Säugetierauge, in vitro abgetastet wird.

15. Verfahren nach einem der drei vorhergehenden Ansprüche

dadurch gekennzeichnet, dass

zur Durchführung des Verfahrens eine Vorrichtung nach einem der Ansprüche 2 bis 11 eingesetzt wird.

16. Verwendung einer Vorrichtung und/oder eines Verfahrens nach einem der vorhergehenden Ansprüche zur Bestimmung von Linseneigenschaften von menschlichen Augen und/oder von tierischen Augen, insbesondere zur Bestimmung von Akkomodationseigenschaften der Linsen, zur Presbyopiediagnose beim Menschen und/oder zur Bestimmung des Vorhandenseins und/oder der Lage von Fremdkörpern im menschlichen Auge und/oder im tierischen Auge und/oder zur Therapiekontrolle nach einer Laserbehandlung.

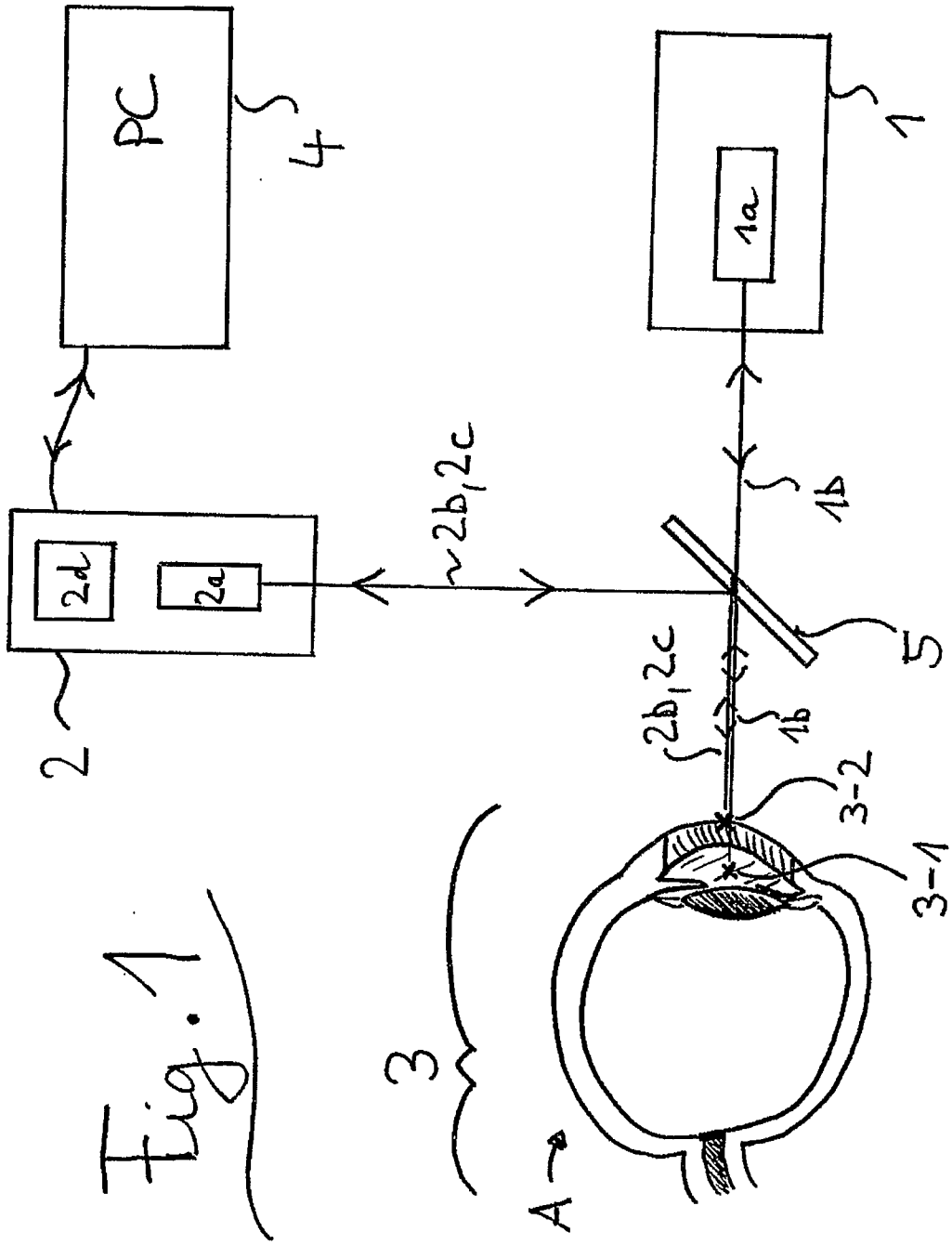


Fig. 1

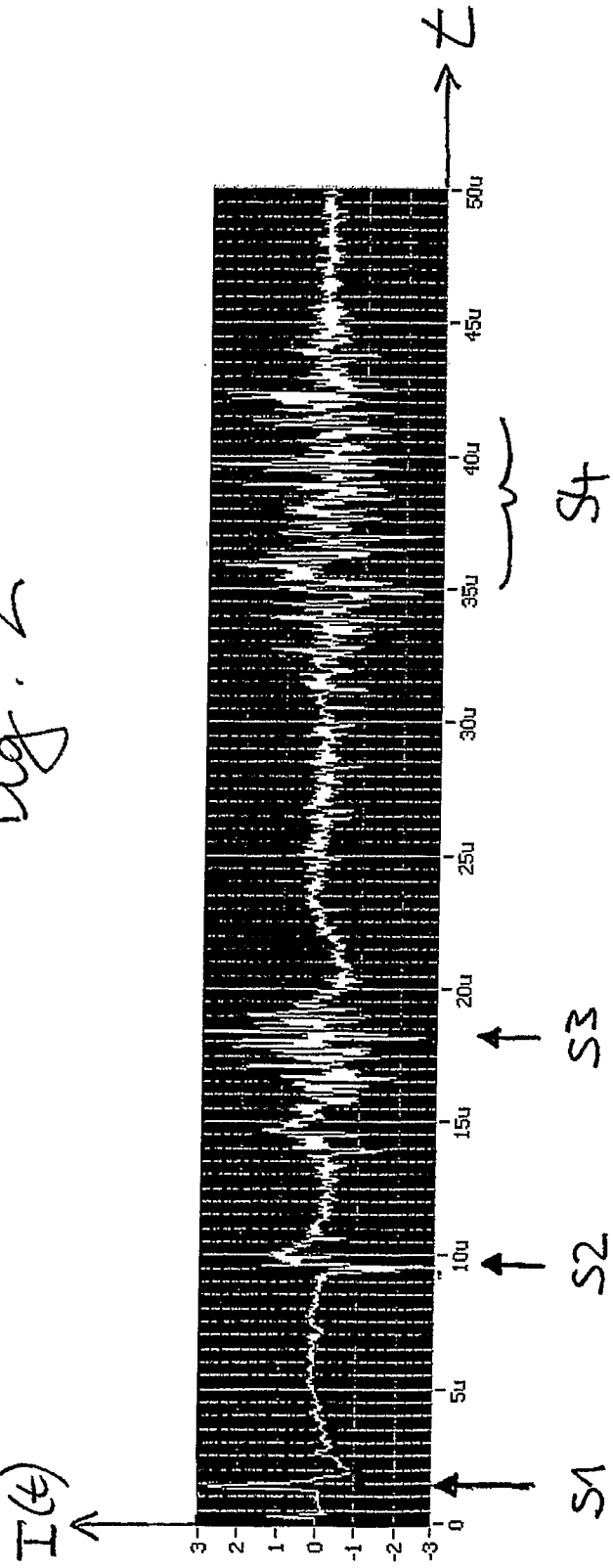


Fig. 2

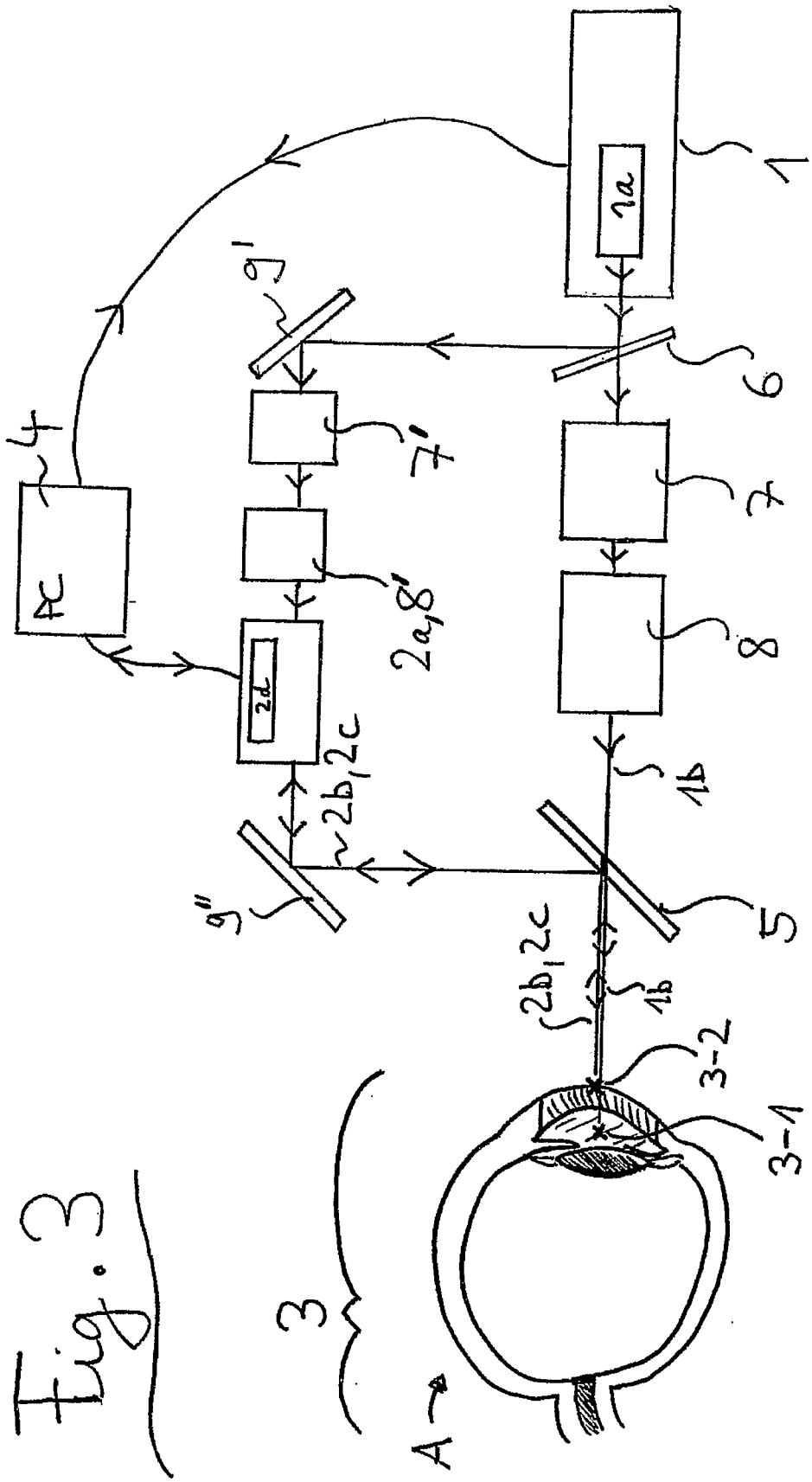


Fig. 3

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/DE2009/001349

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B3/117 G01N21/17 G01N29/24

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 G01N

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 01/91661 A1 (GEN HOSPITAL CORP [US]; LIN CHARLES P [US]) 6 December 2001 (2001-12-06) figure 1 page 2, line 18 - line 25 page 3, line 25 - line 28 page 4, line 18 - page 5, line 15 page 6, line 21 - line 26 page 9, line 30 - page 10, line 5 page 11, line 13 - line 17 page 14, line 23 - line 25 page 15, line 25 - line 27 page 16, line 14 - line 18 ----- -/--	1-11

[X] Further documents are listed in the continuation of Box C.

[X] 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	Date of mailing of the international search report
4 January 2010	11/01/2010

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Albrecht, Ronald

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/DE2009/001349

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 1 279 385 A1 (MEDIZINISCHES LASERZENTRUM LUE [DE]) 29 January 2003 (2003-01-29) figures 1,3,13 paragraphs [0006] - [0010] paragraph [0021] paragraphs [0024] - [0027]	1-11
X	WO 95/18563 A1 (VELDE FRANS J VAN DE [US]) 13 July 1995 (1995-07-13) figure 1 Kapitel "Background"; page 1 Kapitel "The Scanning Laser Ophthalmoscope Proper"; pages 5-6	1-11
Y	WO 01/35881 A1 (BENDE THOMAS [DE]; JEAN BENEDIKT [DE]) 25 May 2001 (2001-05-25) page 4, line 4 - line 5 page 7, line 9 - line 16 page 14, line 22 - page 15, line 10	1-11
Y	US 2003/187342 A1 (CUZZANI OSCAR [CA] ET AL) 2 October 2003 (2003-10-02) paragraph [0029]	1-11
Y	DE 43 00 378 A1 (JEAN BENEDIKT PROF DR MED [DE]; BENDE THOMAS DR RER NAT [DE]; MATALLAN) 22 July 1993 (1993-07-22) column 1, line 1 - column 2, line 56; claim 1	1-11
Y	US 6 405 069 B1 (ORAEVSKY ALEXANDER A [US] ET AL) 11 June 2002 (2002-06-11) column 2, line 13 - line 35	1-11
Y	WO 01/97692 A1 (DEWHURST RICHARD JAMES [GB]; PAYNE PETER ALFRED [GB]; ROSEN EMMANUEL [ ) 27 December 2001 (2001-12-27) page 2, line 1 - line 8	1-11
Y	US 2007/121120 A1 (SCHACHAR RONALD A [US]) 31 May 2007 (2007-05-31) paragraph [0021] paragraph [0070]	1-11
Y	WO 96/32054 A1 (VISIONET GES FUER MIKROTECHNIS [DE]; STORK WILHELM [DE]; KREINER CHRIS) 17 October 1996 (1996-10-17) page 3, line 33 - page 4, line 25	1-11
Y	DE 196 47 114 A1 (UNIV ILMENAU TECH [DE]) 28 May 1998 (1998-05-28) page 3, line 5 - line 10	1-11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/DE2009/001349

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: **12-16**
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

PCT Rule 39.1(iv) - method for treatment of the human or animal body by surgery.

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.

3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.

☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/DE2009/001349

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 0191661 A1	06-12-2001	AU 7512901 A	11-12-2001
		CA 2410962 A1	06-12-2001
		EP 1289440 A1	12-03-2003
EP 1279385 A1	29-01-2003	DE 10135944 A1	20-02-2003
		US 2003032949 A1	13-02-2003
WO 9518563 A1	13-07-1995	DE 69534116 D1	04-05-2005
		DE 69534116 T2	11-05-2006
		EP 0738123 A1	23-10-1996
		US 5543866 A	06-08-1996
WO 0135881 A1	25-05-2001	AU 1521201 A	30-05-2001
US 2003187342 A1	02-10-2003	NONE	
DE 4300378 A1	22-07-1993	NONE	
US 6405069 B1	11-06-2002	NONE	
WO 0197692 A1	27-12-2001	AU 7428101 A	02-01-2002
US 2007121120 A1	31-05-2007	WO 2007059292 A2	24-05-2007
WO 9632054 A1	17-10-1996	DE 19512711 C1	12-12-1996
DE 19647114 A1	28-05-1998	NONE	

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/DE2009/001349

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
INV. A61B3/117 G01N21/17 G01N29/24

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

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
A61B G01N

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

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	WO 01/91661 A1 (GEN HOSPITAL CORP [US]; LIN CHARLES P [US]) 6. Dezember 2001 (2001-12-06) Abbildung 1 Seite 2, Zeile 18 - Zeile 25 Seite 3, Zeile 25 - Zeile 28 Seite 4, Zeile 18 - Seite 5, Zeile 15 Seite 6, Zeile 21 - Zeile 26 Seite 9, Zeile 30 - Seite 10, Zeile 5 Seite 11, Zeile 13 - Zeile 17 Seite 14, Zeile 23 - Zeile 25 Seite 15, Zeile 25 - Zeile 27 Seite 16, Zeile 14 - Zeile 18 ----- -/--	1-11

[X] Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen [X] 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	Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
4. Januar 2010	11/01/2010

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde	Bevollmächtigter Bediensteter
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Albrecht, Ronald

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/DE2009/001349

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	EP 1 279 385 A1 (MEDIZINISCHES LASERZENTRUM LUE [DE]) 29. Januar 2003 (2003-01-29) Abbildungen 1,3,13 Absätze [0006] - [0010] Absatz [0021] Absätze [0024] - [0027]	1-11
X	WO 95/18563 A1 (VELDE FRANS J VAN DE [US]) 13. Juli 1995 (1995-07-13) Abbildung 1 Kapitel "Background"; Seite 1 Kapitel "The Scanning Laser Ophthalmoscope Proper"; Seiten 5-6	1-11
Y	WO 01/35881 A1 (BENDE THOMAS [DE]; JEAN BENEDIKT [DE]) 25. Mai 2001 (2001-05-25) Seite 4, Zeile 4 - Zeile 5 Seite 7, Zeile 9 - Zeile 16 Seite 14, Zeile 22 - Seite 15, Zeile 10	1-11
Y	US 2003/187342 A1 (CUZZANI OSCAR [CA] ET AL) 2. Oktober 2003 (2003-10-02) Absatz [0029]	1-11
Y	DE 43 00 378 A1 (JEAN BENEDIKT PROF DR MED [DE]; BENDE THOMAS DR RER NAT [DE]; MATALLAN) 22. Juli 1993 (1993-07-22) Spalte 1, Zeile 1 - Spalte 2, Zeile 56; Anspruch 1	1-11
Y	US 6 405 069 B1 (ORAEVSKY ALEXANDER A [US] ET AL) 11. Juni 2002 (2002-06-11) Spalte 2, Zeile 13 - Zeile 35	1-11
Y	WO 01/97692 A1 (DEWHURST RICHARD JAMES [GB]; PAYNE PETER ALFRED [GB]; ROSEN EMMANUEL [ ) 27. Dezember 2001 (2001-12-27) Seite 2, Zeile 1 - Zeile 8	1-11
Y	US 2007/121120 A1 (SCHACHAR RONALD A [US]) 31. Mai 2007 (2007-05-31) Absatz [0021] Absatz [0070]	1-11
Y	WO 96/32054 A1 (VISIONET GES FUER MIKROTECHNIS [DE]; STORK WILHELM [DE]; KREINER CHRIS) 17. Oktober 1996 (1996-10-17) Seite 3, Zeile 33 - Seite 4, Zeile 25	1-11
Y	DE 196 47 114 A1 (UNIV ILMENAU TECH [DE]) 28. Mai 1998 (1998-05-28) Seite 3, Zeile 5 - Zeile 10	1-11

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/DE2009/001349

Feld Nr. II Bemerkungen zu den Ansprüchen, die sich als nicht recherchierbar erwiesen haben (Fortsetzung von Punkt 2 auf Blatt 1)

Gemäß Artikel 17(2)a) wurde aus folgenden Gründen für bestimmte Ansprüche kein internationaler Recherchenbericht erstellt:

1. [X] Ansprüche Nr. 12-16
weil sie sich auf Gegenstände beziehen, zu deren Recherche diese Behörde nicht verpflichtet ist, nämlich

Regel 39.1(iv) PCT - Verfahren zur chirurgischen Behandlung des menschlichen oder tierischen Körpers

2. [ ] Ansprüche Nr.
weil sie sich auf Teile der internationalen Anmeldung beziehen, die den vorgeschriebenen Anforderungen so wenig entsprechen, dass eine sinnvolle internationale Recherche nicht durchgeführt werden kann, nämlich

3. [ ] Ansprüche Nr.
weil es sich dabei um abhängige Ansprüche handelt, die nicht entsprechend Satz 2 und 3 der Regel 6.4 a) abgefasst sind.

Feld Nr. III Bemerkungen bei mangelnder Einheitlichkeit der Erfindung (Fortsetzung von Punkt 3 auf Blatt 1)

Diese Internationale Recherchenbehörde hat festgestellt, dass diese internationale Anmeldung mehrere Erfindungen enthält:

1. [ ] Da der Anmelder alle erforderlichen zusätzlichen Recherchengebühren rechtzeitig entrichtet hat, erstreckt sich dieser internationale Recherchenbericht auf alle recherchierbaren Ansprüche.

2. [ ] Da für alle recherchierbaren Ansprüche die Recherche ohne einen Arbeitsaufwand durchgeführt werden konnte, der zusätzliche Recherchengebühr gerechtfertigt hätte, hat die Behörde nicht zur Zahlung solcher Gebühren aufgefordert.

3. [ ] Da der Anmelder nur einige der erforderlichen zusätzlichen Recherchengebühren rechtzeitig entrichtet hat, erstreckt sich dieser internationale Recherchenbericht nur auf die Ansprüche, für die Gebühren entrichtet worden sind, nämlich auf die Ansprüche Nr.

4. [ ] Der Anmelder hat die erforderlichen zusätzlichen Recherchengebühren nicht rechtzeitig entrichtet. Dieser internationale Recherchenbericht beschränkt sich daher auf die in den Ansprüchen zuerst erwähnte Erfindung; diese ist in folgenden Ansprüchen erfasst:

Bemerkungen hinsichtlich eines Widerspruchs

[ ] Der Anmelder hat die zusätzlichen Recherchengebühren unter Widerspruch entrichtet und die gegebenenfalls erforderliche Widerspruchsgebühr gezahlt.

[ ] Die zusätzlichen Recherchengebühren wurden vom Anmelder unter Widerspruch gezahlt, jedoch wurde die entsprechende Widerspruchsgebühr nicht innerhalb der in der Aufforderung angegebenen Frist entrichtet.

[ ] Die Zahlung der zusätzlichen Recherchengebühren erfolgte ohne Widerspruch.

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen
PCT/DE2009/001349

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO 0191661 A1	06-12-2001	AU 7512901 A	11-12-2001
		CA 2410962 A1	06-12-2001
		EP 1289440 A1	12-03-2003
EP 1279385 A1	29-01-2003	DE 10135944 A1	20-02-2003
		US 2003032949 A1	13-02-2003
WO 9518563 A1	13-07-1995	DE 69534116 D1	04-05-2005
		DE 69534116 T2	11-05-2006
		EP 0738123 A1	23-10-1996
		US 5543866 A	06-08-1996
WO 0135881 A1	25-05-2001	AU 1521201 A	30-05-2001
US 2003187342 A1	02-10-2003	KEINE	
DE 4300378 A1	22-07-1993	KEINE	
US 6405069 B1	11-06-2002	KEINE	
WO 0197692 A1	27-12-2001	AU 7428101 A	02-01-2002
US 2007121120 A1	31-05-2007	WO 2007059292 A2	24-05-2007
WO 9632054 A1	17-10-1996	DE 19512711 C1	12-12-1996
DE 19647114 A1	28-05-1998	KEINE	