

(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
29. Dezember 2010 (29.12.2010)

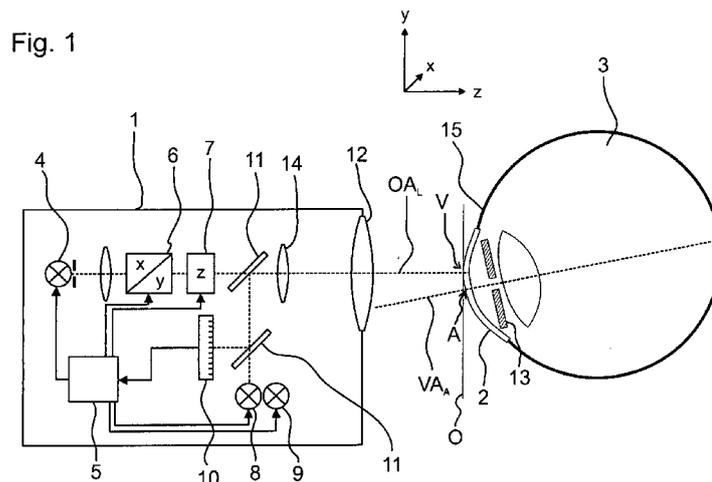
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2010/149300 A1

- (51) Internationale Patentklassifikation: **A61F 9/01** (2006.01) (DE). **BISCHOFF, Mark** [DE/DE]; Im Krämer 12, 07749 Jena (DE).
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2010/003605 (74) **Anwalt: BECK, Bernard**; Carl Zeiss AG, Standort Jena, Carl-Zeiss-Promenade 10, 07745 Jena (DE).
- (22) Internationales Anmeldedatum: 16. Juni 2010 (16.06.2010) (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, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität: 10 2009 030 464.9 23. Juni 2009 (23.06.2009) DE
- (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): **CARL ZEISS MEDITEC AG** [DE/DE]; Göschwitzer Str. 51 - 52, 07745 Jena (DE).
- (72) Erfinder; und
- (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **SLUYTERMAN VAN LANGEWYDE, Georg** [DE/DE]; Wilhelm-Stade-Str. 14, 07749 Jena (DE). **BERGST, Michael** [DE/DE]; Hohe-Str. 4a, 07745 Jena (DE). **STOBRAWA, Gregor** [DE/DE]; Ricarda-Huch-Weg 1A, 07743 Jena
- (84) **Bestimmungsstaaten** (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: LASER DEVICE AND METHOD, IN PARTICULAR OPERATING METHOD FOR A LASER DEVICE, FOR GENERATING IRRADIATION CONTROL DATA FOR A PULSED LASER

(54) Bezeichnung : LASERGERÄT UND VERFAHREN, INSBESONDERE BETRIEBSVERFAHREN FÜR EIN LASERGERÄT, ZUR ERSTELLUNG VON BESTRAHLUNGSSTEUERDATEN FÜR EINEN GEPULSTEN LASER



(57) Abstract: 2.1 It is known in laser ablation to correct the irradiation control data determined from a target ablation profile with respect to the energy of the laser pulses for refractive surgical treatment of the cornea depending on the impingement angle of the laser beam. The shape of the beam profile and the surface inclination of the cornea can be taken into consideration. The invention is to enable an even better agreement of the actually created shape with the target ablation profile. 2.2 A position of a (current) vertex of the surface to be ablated relative to an optical axis of the laser is determined and used for generating the irradiation control data. According to the invention, it was found that by considering the actual position of the vertex relative to the optical axis of the laser, the accuracy of a surface ablation, in particular of a laser surgical treatment of the cornea, can be improved, if said vertex and an ocularly fixed reference point, such as the puncture point of the optical axis through the surface of the cornea, do not coincide. 2.3 The invention can be used in ophthalmology.

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2010/149300 A1



IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO,
SE, SI, 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)

Erklärungen gemäß Regel 4.17:

— *Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv)*

1. Lasergerät und Verfahren, insbesondere Betriebsverfahren für ein Lasergerät, zur Erstellung von Bestrahlungssteuerdaten für einen gepulsten Laser. 2.1. Bei der Laserablation ist es bekannt, die aus einem Soll-Ablationsprofil ermittelten Bestrahlungssteuerdaten hinsichtlich der Energie der Laserpulse zur refraktiv-chirurgischen Behandlung der Cornea in Abhängigkeit vom Auftreffwinkel des Laserstrahls zu korrigieren. Dabei kann die Form des Strahlprofils und die Oberflächenneigung der Cornea berücksichtigt werden. Die Erfindung soll eine noch bessere Übereinstimmung der tatsächlich erzeugten Form mit dem Soll-Ablationsprofil ermöglichen. 2.2. Es wird eine Lage eines (momentanen) Vertex der zu ablatierenden Oberfläche bezüglich einer optischen Achse des Lasers ermittelt und bei der Erstellung der Bestrahlungssteuerdaten verwendet. Erfindungsgemäß wurde erkannt, dass durch Berücksichtigung der tatsächlichen Lage des Vertex bezüglich der optischen Achse des Lasers die Genauigkeit einer Oberflächenablation, insbesondere einer laserchirurgischen Behandlung der Cornea, verbessert werden kann, wenn dieser Vertex und ein augenfester Referenzpunkt wie der Durchstoßpunkt der Sehachse durch die Corneaoberfläche nicht zusammenfallen. 2.3. Ophthalmologie.

Lasengerät und Verfahren, insbesondere Betriebsverfahren für ein Lasengerät, zur Erstellung von Bestrahlungssteuerdaten für einen gepulsten Laser

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Erstellung von Bestrahlungssteuerdaten für die Ablation von Material von einer gekrümmten Oberfläche (sei sie asphärisch oder sphärisch), insbesondere einer Cornea, gemäß einem vorgegebenen Soll-Ablationsprofil mittels eines gepulsten Lasers, ein Verfahren zur Ablation von Material von einer gekrümmten Oberfläche (asphärisch oder sphärisch), insbesondere einer Cornea, gemäß einem vorgegebenen Soll-Ablationsprofil und ein Lasengerät zur Durchführung dieser Verfahren mit einem Laser für einen gepulsten Betrieb.

Die Ablation, das heißt, die Abtragung von Material von einer Oberfläche eines Körpers, mittels eines gepulsten Laserstrahls ist grundsätzlich bekannt. Dabei wird ein Laserstrahl auf die zu ablatierende Oberfläche gelenkt, wo Material des Körpers wenigstens einen Teil der Laserstrahlung absorbiert. Bei hinreichendem Energieeintrag wird Material von der Oberfläche entfernt. Diese Laserablation kann daher dazu eingesetzt werden, einen Körper berührungslos mit hoher Genauigkeit, insbesondere auch bei nur geringen Abtragstiefen, zu formen.

Zur Formgebung sind verschiedene Verfahren der Laserablation bekannt. Bei einem Verfahren mit einem beweglichen Laserlichtfleck (engl. „flying spot“) wird Material von der Oberfläche abgetragen, indem ein gepulster Laserstrahl gemäß vorgegebenen Bestrahlungssteuerdaten mittels einer Abtasteinheit (engl. „scanner“) über die Oberfläche geführt wird (engl. „scanning“). Die Bestrahlungssteuerdaten umfassen dabei eine Folge von Lagen von Zielorten auf der Oberfläche, auf die jeweils wenigstens ein Puls des Laserstrahls gelenkt werden soll. Sind die Strahl- und/oder Pulseigenschaften des verwendeten Laserstrahls einstellbar, können die Bestrahlungssteuerdaten zusätzlich wenigstens eine Angabe enthalten, die für die Bestrahlung eine Strahl- oder Pulseigenschaft, insbesondere die Energie eines oder mehrerer Pulse oder die Fluenz, das heißt die Energie eines oder mehrerer Pulse bezogen auf die bestrahlte Fläche ermittelt auf einer orthogonal zu der Richtung des Laserstrahls an der Oberfläche des Körpers angeordneten Ebene, vorgibt. Die Vorgaben für die Energie/Fluenz kann, muss zwischen zwei aufeinanderfolgenden

Pulsen geändert werden. Arbeitet der Laser während einer Ablation mit einer konstanten Pulsenergie oder Fluenz, brauchen hinsichtlich der Pulsenergie oder Fluenz keine Bestrahlungssteuerdaten vorgegeben zu werden.

Die Bestrahlungssteuerdaten werden ausgehend von einem vorgegebenen Soll-Ablationsprofil ermittelt. Es handelt sich dabei um eine Menge gewünschter Materialabträge in Abhängigkeit des Ortes auf der Oberfläche. Typischerweise wird dabei für mehrere Orte (nachfolgend als Zielort bezeichnet) die zu ablatierende Materialtiefe vorgegeben. Das Soll-Ablationsprofil kann in beliebiger Weise dargestellt werden. Beispielsweise kann es durch Punkte auf einem vorgegebenen Punktraster in einer Bezugsebene und den Punkten jeweils zugeordnete Ablationstiefen gegeben sein. Es ist jedoch auch möglich, das Soll-Ablationsprofil durch wenigstens eine durch wenigstens einen Funktionsparameter parametrisierte Funktion und einen Wert des Funktionsparameters anzugeben, wobei die Funktion und der Wert des Funktionsparameters so gewählt sind, dass die Funktion in Abhängigkeit von dem Wert des Funktionsparameters und vom Ort in der Bezugsebene die Ablationstiefe angibt. Bei einer Darstellung durch Funktionen können beispielsweise Polynome wie Zernike-Polynome oder Splines verwendet werden.

Zur Erstellung der Bestrahlungssteuerdaten wird in der Regel davon ausgegangen, dass jeder Puls ein Einzelpuls-Ablationsvolumen abträgt, das durch den Querschnitt des Laserstrahls an der für diesen Zweck als orthogonal zur der Strahlrichtung angenommenen Oberfläche und durch die Ablationstiefe gegeben ist. Treffen mehrere Pulse an demselben Zielort auf, akkumulieren sich die Ablationstiefen, so dass insgesamt eine größere Tiefe erzielt wird. Die Bestrahlungssteuerdaten werden nun so bestimmt, dass die durch den Eintrag der Pulse an den durch die Bestrahlungssteuerdaten vorgegebenen Zielorten erzielten Ablationsvolumina möglichst gut mit dem gewünschten Soll-Ablationsprofil übereinstimmen. Dabei ist zu berücksichtigen, dass die an einem Zielort tatsächlich erzielte Ablation von dem effektiven Energieeintrag abhängt, der sich im allgemeinen von der vom Laser abgegebenen Pulsenergie unterscheidet und seinerseits von den Oberflächeneigenschaften am jeweiligen Zielort abhängt. Beispielsweise hängt die Fluenz an einem bestimmten Zielort von der Oberflächenneigung des zu

behandelnden Körpers an dieser Stelle ab, weil der Auftreffwinkel des Laserstrahls einerseits die effektiv bestrahlte Fläche und andererseits den Grad der (absorptionsmindernden) Reflexion bestimmt. Aus diesem Grunde müssen die Bestrahlungssteuerdaten ortsabhängig korrigiert werden, um ein vorgegebenes Soll-Ablationsprofil möglichst genau erzeugen zu können.

Im Stand der Technik sind solche Maßnahmen bekannt: US 2003/0105457 A1 beschreibt die Korrektur der Energie der Laserpulse zur refraktiv-chirurgischen Behandlung der Cornea in Abhängigkeit vom Auftreffwinkel des Laserstrahls, wobei die obengenannten Auswirkungen des Auftreffwinkels auf die Fluenz am Zielort berücksichtigt werden. Eine verbesserte Korrektur von Bestrahlungssteuerdaten für die Cornea beschreibt US 2008/058781 A1, deren Offenbarungsgehalt hier in vollem Umfang einbezogen wird. In dieser Korrektur der Bestrahlungssteuerdaten (dort als Ablationsprogramm bezeichnet) werden die Form des Strahlprofils und die Oberflächenneigung der Cornea berücksichtigt. Zu diesem Zweck werden anhand des Soll-Ablationsprofils vorläufige Bestrahlungssteuerdaten ermittelt und durch Simulation der Bestrahlung anhand der zu ermittelnden Oberflächenneigung iterativ dem Soll-Ablationsprofil angenähert. Auch US 2004/0019346 A1 beschreibt die Korrektur der Bestrahlungssteuerdaten in Abhängigkeit der lokalen Oberflächenneigung. Das Soll-Ablationsprofil wird dabei um die Pupille zentriert, deren Lage zu diesem Zweck ermittelt wird.

Problematisch ist, dass das menschliche Auge sich während einer laserchirurgischen Behandlung bewegen kann, insbesondere sogenannte Sakkadenbewegungen mit einer Geschwindigkeit bis zu etwa 800° pro Sekunde durchführen kann, so dass im Extremfall drastische Abweichungen der momentanen Bestrahlungsposition innerhalb kurzer Zeit auftreten können. Es ist daher notwendig, Bewegungen des Auges zu ermitteln und bei der Ermittlung der Bestrahlungssteuerdaten die momentane Lage des Auges zu berücksichtigen. Dies wird auch als Nachführen des Laserstrahls bezeichnet. Derartige Maßnahmen sind beispielsweise aus US 2005/0278004 A1 bekannt, worin Rotations- und Translationsbewegungen des Auges verfolgt werden. Nach dem in EP 1 923 027 A1 beschriebenen Verfahren wird die momentane Stellung des Auges ermittelt, indem das Zentrum der Pupille identifiziert wird. Darüber hinaus wird eine Abweichung des ermittelten

Pupillenzentrums von der korrespondierenden Stelle an der Hornhautoberfläche korrigiert.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, die eingangs genannten Verfahren und ein Lasergerät der eingangs genannten Art weiter zu verbessern, so dass die tatsächlich erzeugte Form besser mit dem Soll-Ablationsprofil übereinstimmt.

Die Aufgabe wird gelöst durch ein Verfahren, welches die in Anspruch 1 angegebenen Merkmale aufweist, und durch ein Lasergerät, welches die in Anspruch 12 angegebenen Merkmale aufweist.

Vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen angegeben.

Erfindungsgemäß ist für ein Verfahren zur Erstellung von Bestrahlungssteuerdaten vorgesehen, dass eine Lage eines (momentanen) Vertex der zu ablatierenden Oberfläche bezüglich einer optischen Achse des Lasers ermittelt und bei der Erstellung der Bestrahlungssteuerdaten verwendet wird. Darüber hinaus ist für ein Lasergerät eine Einrichtung zur Ermittlung einer Lage des (momentanen) Vertex der zu bestrahlenden gekrümmten Oberfläche bezüglich einer optischen Achse des Lasers und eine Steuereinheit zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens vorgesehen, wobei die Einrichtung eine Lichtquelle und einen ortsauflösenden Lichtempfänger zur Aufnahme von an der Oberfläche reflektiertem Licht aufweist und zur Datenübertragung mit der Steuereinheit verbunden ist. Zweckmäßigerweise erfolgt die Ermittlung der Lage im Koordinatensystem des Lasers (typischerweise kartesische Koordinaten $x/y/z$ mit z in Richtung der optischen Achse des Lasers). Die Ermittlung der Lage des momentanen Vertex bezüglich der optischen Achse des Lasers erfolgt aber in besonders vorteilhaften Ausgestaltungen unabhängig von einer Fixation auf eine vorgegebene Blickrichtung (für allgemeine Oberflächen: unabhängig von der momentanen Orientierung der Oberfläche).

Im Sinne der Erfindung ist der Vertex bezüglich der optischen Achse des Lasers derjenige Punkt der zu ablatierenden Oberfläche, der längs dieser optischen Achse (also in Nullposition des Laserstrahls) dem Laser am nächsten liegt. Als optische Achse des Lasers ist dabei die optische Achse derjenigen Optik anzusehen, die das

Lasergerät zur zu ablatierenden Oberfläche hin abschließt. Mit anderen Worten, der Vertex bezüglich der optischen Achse des Lasers ist derjenige Punkt der Oberfläche, dessen Orthogonalprojektion auf die optische Achse die kleinste Entfernung zum Lasergerät aufweist. Alternativ kann er als Gipfelpunkt (höchster Punkt) in Blickrichtung der optischen Achse des Lasers oder als lokales Maximum oder Extremum bezüglich der optischen Achse des Lasers definiert werden. Dieser im Sinne der Erfindung als Vertex bezüglich der optischen Achse des Lasers bezeichnete Punkt weicht im Falle der Cornea im allgemeinen von dem Durchstoßpunkt der Sehachse (auch als visuelle Achse bezeichnet) durch die Corneaoberfläche, von dem Mittelpunkt der Corneaoberfläche (also dem Durchstoßpunkt der optischen Achse des Auges) und von dem höchsten Punkt der Cornea bei Fixierung (der näherungsweise identisch zum Durchstoßpunkt der Sehachse ist) ab. Je nach individueller Form der Cornea, Platzierung des Auges und Blickrichtung kann er jedoch zufällig mit einem dieser Punkte zusammenfallen. Der momentane Vertex bezüglich der optischen Achse des Lasers ist nicht oberflächenfest, er bewegt sich (sowohl bei sphärischen als auch bei asphärischen Oberflächen) im allgemeinen bei Rollbewegungen der Oberfläche in einem oberflächenfesten Bezugssystem relativ zu oberflächenfesten Punkten (wie dem Durchstoßpunkt der Sehachse durch die Corneaoberfläche, dem Durchstoßpunkt der Symmetrieachse des Auges durch die Corneaoberfläche). Im Falle von reinen Rollbewegungen einer sphärischen Oberfläche weist der momentane Vertex im Bezugssystem des Lasers eine konstante Lage auf, bewegt sich aber in einem oberflächenfesten Bezugssystem. Im Falle einer asphärischen Oberfläche bewegt er sich auch im Bezugssystem des Lasers. Bei Translationsbewegungen bewegt er sich (unabhängig von der Oberflächenform) im Bezugssystem des Lasers, nicht aber im oberflächenfesten Bezugssystem. Bei kombinierten Translations- und Rollbewegungen bewegt er sich in beiden Bezugssystemen.

Bei der Ablation gekrümmter Oberflächen wie beispielsweise cornealem Gewebe treten typischerweise radial variierende Ablationseffizienzen auf, die zu einer Verzerrung des resultierenden Ablationsprofils führen. In der Folge einer laserchirurgischen Behandlung der Cornea kommt es, wenn diese Verzerrung nicht berücksichtigt wird, zur Ausbildung eines suboptimalen Visus. Die lokalen Variationen der Ablationseffizienz können unterschiedliche Ursachen haben und sich

auf verschiedene Referenzpunkte beziehen. Beispielsweise ist das Referenzzentrum (der Referenzpunkt) für Projektionsverluste (verminderter effektiver Energieeintrag) durch die Oberflächenneigung gerade der Vertex bezüglich der optischen Achse des Lasers, da diese Verluste ausschließlich vom Auftreffwinkel abhängen.

Ähnlich verhält es sich gemäß einem Ablationseffizienz-Modell, bei dem die Cornea eine parallel zur Oberfläche verlaufende, radialsymmetrische Schichtstruktur aufweist. Dabei kommen Wirkungsverluste (verminderter effektiver Energieeintrag) durch Änderung des Ablationsverhaltens (auch als Ätzrate bezeichnet) in Abhängigkeit vom Neigungswinkel zustande. Auch hier ist der Referenzpunkt, hier der Durchstoßpunkt der Symmetrieachse des Ablationseffizienz-Modells durch die zu ablatierende Oberfläche, der momentane Vertex bezüglich der optischen Achse des Lasers. Im Gegensatz dazu hat der sogenannte Apex, der im Falle einer rotationssymmetrischen Fläche wie der Cornea der Durchstoßpunkt ihrer Symmetrieachse durch die Fläche ist, eine feste relative Lage bezüglich der zu ablatierenden Oberfläche. Im Falle der Cornea kann der Apex als augenfester Referenzpunkt bezeichnet werden.

Erfindungsgemäß wurde erkannt, dass durch Berücksichtigung der tatsächlichen Lage des Vertex bezüglich der optischen Achse des Lasers die Genauigkeit einer Oberflächenablation, insbesondere einer laserchirurgischen Behandlung der Cornea, verbessert werden kann, wenn dieser Vertex und ein augenfester Referenzpunkt wie der Durchstoßpunkt der Sehachse durch die Corneaoberfläche nicht zusammenfallen. Ein solcher Zustand liegt im Fall der Cornea beispielsweise bei nicht optimaler Fixation des Auges vor (aufgrund der Abweichung von optischer Achse des Lasers und Sehachse muss das zu fixierende Ziel abseits der optischen Achse des Lasers liegen). Durch Messung und Berücksichtigung der Lage des Vertex bezüglich der optischen Achse des Lasers bei der Erstellung der Bestrahlungssteuerdaten wird eine bessere Übereinstimmung eines resultierenden Ablationsprofils mit dem vorgegebenen Soll-Ablationsprofil erreicht, da lokale Ablationseffizienzvariationen, die von diesem nicht-augenfesten Vertex als Referenzpunkt abhängen, mit höherer Genauigkeit kompensiert werden können als bisher.

Besonders bevorzugt sind Ausgestaltungen, in denen die Lage des momentanen Vertex während einer Bestrahlung (insbesondere wiederholt) ermittelt und der Laser bezüglich des momentanen Vertex nachgeführt wird, indem beispielsweise die Kompensation von Ablationseffizienzvariationen zumindest eines Teilmodells relativ zu dem momentanen Vertex als Referenzpunkt erfolgt. Dadurch wird bei Bewegungen der zu ablatierenden Oberfläche, im Falle der Cornea beispielsweise willkürliche oder unwillkürliche Augenbewegungen, zu jedem Zeitpunkt zumindest näherungsweise eine genauere Positionierung und Energieeinstellung des Laserstrahls erreicht. Zweckmäßigerweise wird zusätzlich in herkömmlicher Weise die Lage eines augenfesten Merkmals (eines augenfesten Referenzpunkts) wie dem Apex, der Pupille (Mittelpunkt; Schwerpunkt) oder dem Limbus ermittelt, verfolgt und zur Nachführung des Lasers herangezogen. Falls die zu verwendende Laserenergie vorgegeben ist, kann nicht nur der Auftreffpunkt des Lasers nachgeführt werden, sondern es kann zusätzlich das Soll-Ablationsprofil angepasst werden. Es ist auch denkbar, eine iterative Annäherung durch Vergleich zwischen einer neuen Sollfunktion und dem bereits ablatierten Profil durchzuführen und in jeder Iteration zu entscheiden, ob aufgrund der verbleibenden Abweichung an der aktuellen Position ein Schuss abgegeben wird oder nicht. Hierzu ist das Soll-Ablationsprofil in das Profil der gewünschten Korrektur mal eine Effizienz-Kompensations-Funktion zu zerlegen. Diese beiden Komponenten haben unterschiedliche Zentren (Referenzpunkte). Das Zentrum des Profils der gewünschten Korrektur kann beispielsweise die Pupillenmitte, das der Effizienz-Kompensations-Funktion der momentanen Vertex sein.

Zweckmäßigerweise werden zum Nachführen des Lasers die Bestrahlungssteuerdaten in Abhängigkeit der Lage des momentanen Vertex neu berechnet. Dies schließt die Berücksichtigung von Ablationseffizienzvariationen in Abhängigkeit des momentanen Vertex bezüglich der optischen Achse des Lasers (und, soweit ermittelt, weiteren Bezugspunkten) ein. Dadurch werden Bewegungen der zu ablatierenden Oberfläche, beispielsweise im Falle der Cornea willkürliche oder unwillkürliche Augenbewegungen, automatisch bei der Erstellung der Bestrahlungssteuerdaten berücksichtigt. Insbesondere eine iterative Annäherung des tatsächlichen Ablationsprofils an das Soll-Ablationsprofil gelingt auf diese Weise mit geringem Aufwand und hoher Genauigkeit.

Vorteilhafterweise kann beim Erstellen der Bestrahlungssteuerdaten ein Modell einer Ablationseffizienzverteilung verwendet werden, das zum Nachführen des Lasers in Abhängigkeit der Lage des momentanen Vertex bezüglich der optischen Achse des Lasers dynamisch ermittelt wird. Dadurch wird bei Bewegungen der zu ablatierenden Oberfläche, im Falle der Cornea beispielsweise willkürliche oder unwillkürliche Augenbewegungen, (zumindest näherungsweise) zu jedem Zeitpunkt eine hochgenaue Kompensation vertexbezogener Ablationseffizienzvariationen ermöglicht.

In einer weiteren, bevorzugten Ausgestaltung werden beim Erstellen der Bestrahlungssteuerdaten mindestens zwei Teilmodelle einer jeweiligen Ablationseffizienzverteilung insbesondere akkumuliert zur Korrektur der Bestrahlungssteuerdaten verwendet, wobei das erste Teilmodell auf einen augenfesten Punkt, insbesondere einen Apex oder einen Vertex bezüglich einer optischen Achse eines Auges oder die Pupille oder den Limbus, als Referenzpunkt bezogen ist und das zweite Teilmodell auf den insbesondere momentanen Vertex bezüglich der optischen Achse des Lasers als Referenzpunkt bezogen ist.

Diese Ausgestaltung beruht auf der Erkenntnis, dass Ursachen von Variationen der Ablationseffizienz möglich sind, die zu anderen Bezugszentren (Referenzpunkten) als dem Vertex bezüglich der optischen Achse des Lasers führen. Beispielsweise kann eine Variation aufgrund biomechanischer Umstände auftreten, beispielsweise als Reaktion auf die aktuelle oder eine frühere (laser)chirurgische Behandlung. Der Referenzpunkt ist hier die Symmetrieachse des Soll-Ablationsprofils (der aktuellen beziehungsweise der früheren Behandlung), also ein augenfester Punkt. Bezüglich der Cornea ortsfeste Strukturänderungen des cornealen Gewebes, beispielsweise pathologischer Art, haben als Referenzpunkt typischerweise den Apex der Cornea. Die verschiedenen Effekte führen jeweils zu einer eigenen Ablationseffizienzverteilung, die zwar für sich betrachtet in der Regel näherungsweise radialsymmetrisch beschrieben werden können, aber jeweils verschiedene Referenzzentren (allgemeiner für nicht-radialsymmetrische Variationen: Referenzpunkte) aufweisen können. Erfindungsgemäß wurde erkannt, dass im allgemeinen Fall des Zusammenkommens mehrerer Variationseffekte die

Referenzpunkte auseinanderfallen, so dass die insgesamt resultierende Ablationseffizienzverteilung aus der Perspektive des ablatierenden Lasers nicht radialsymmetrisch ist, was bei nicht exakter Fixation des Auges die Genauigkeit der Kompensation von lokalen Ablationseffizienzvariationen vermindert.

Erfindungsgemäß wird daher das herkömmliche Ablationseffizienz-Modell in mehrere radialsymmetrische Teil-Effizienzfunktionen (Teilmodelle) zerlegt. Dadurch wird in Verbindung mit der Ermittlung der Lage des Vertex der Cornea bezüglich der optischen Achse des Lasers eine mehrfache Kompensation von lokalen Ablationseffizienzvariationen ermöglicht und somit die Genauigkeit der laserchirurgischen Behandlung verbessert.

Vorteilhafterweise sind das erste Teilmodell und das zweite Teilmodell bezüglich des betreffenden Referenzpunktes jeweils radialsymmetrisch. Dadurch kann die Erstellung der Bestrahlungssteuerdaten mit geringem Aufwand und damit in kurzer Zeit erfolgen. Die Bestrahlungsdauer (Behandlungsdauer) wird minimiert.

Vorzugsweise wird das Soll-Ablationsprofil vor dem Erstellen der Bestrahlungssteuerdaten anhand des ersten Teilmodells mit dem augenfesten Referenzpunkt ablationseffizienzkorrigiert. Dies reduziert den Aufwand für die Erstellung der Bestrahlungsdaten und damit die benötigte Bestrahlungsdauer, da die Kompensation anhand des ersten Teilmodells nur einmal durchgeführt zu werden braucht.

In einer möglichen Ausprägung der Erfindung werden während der Bestrahlung Bestrahlungssteuerdaten der tatsächlich abgegebenen Laserpulse protokolliert und insbesondere bei einer iterativen Erstellung von Bestrahlungssteuerdaten berücksichtigt. Durch Protokollierung der bisherigen „Schüsse“ gelingt eine iterative Annäherung an das Soll-Ablationsprofil durch Wiederholung eines oder mehrerer Schüsse, ohne dass die Pulsenergie verändert zu werden braucht. Dies verbessert die Genauigkeit der Ablation.

Vorteilhafterweise kann eine Veränderung der Lage des Vertex bezüglich der optischen Achse des Lasers mittels einer Einrichtung zur Messung einer Bewegung der Oberfläche, insbesondere zur Messung einer Augenbewegung, ermittelt werden.

Ein Lasergerät, das diesen Vorteil erzielt, weist zur Ermittlung der Lage des momentanen Vertex eine Einrichtung zur Messung einer Bewegung der Oberfläche, insbesondere zur Messung einer Augenbewegung, auf. Beispielsweise werden Rotationsbewegungen um zwei oder drei Achsen und optional auch Translationsbewegungen längs zwei oder drei Achsen gemessen.

In einer weitergehenden Ausführungsform kann eine Wellenfrontinformation der Oberfläche, insbesondere einer okularen Wellenfront, ermittelt und zum Ermitteln des Soll-Ablationsprofil verwendet werden, beispielweise gemäß US 6,848,790 B1. Dabei erfolgt vorzugsweise die Ermittlung der Wellenfrontinformation und des Vertex mittels derselben Vorrichtung. Die Ermittlung der Wellenfrontinformation kann durch Messen oder Entgegennehmen eines entsprechenden Datensatzes erfolgen. In einer solchen Ausgestaltung kann beispielsweise der Vertex bezüglich der optischen Achse im Zustand der Fixation des Auges auf ein Fixierziel längs der optischen Achse der verwendeten Wellenfrontmessvorrichtung ermittelt und als Bezugspunkt zur Registrierung eines Ablationseffizienz-Modells für von Wellenfrontanteile einer laserchirurgischen Operation verwendet werden. Alternativ oder zusätzlich kann der momentane Vertex zur Nachführung des Lasers ermittelt und verwendet werden.

Als Ausgangspunkt für die Ermittlung der Lage des momentanen Vertex einer zu ablatierenden Cornea bezüglich der optischen Achse des Lasers mittels Bewegungsverfolgung kann eine ursprüngliche Lage eines Vertex der Cornea bezüglich der optischen Achse des Lasers vorzugsweise in einem fixierten Zustand des betreffenden Auges ermittelt werden, da er bei korrekter Fixation mit dem augenfesten Durchstoßpunkt der Sehachse durch die Corneaoberfläche zusammenfällt. Dies gelingt vorteilhafterweise, indem das Lasergerät eine Einrichtung zur Identifikation einer Fixation eines Auges aufweist. In Verbindung mit einer Bewegungsmessung gelingt die Ermittlung der Lage des momentanen Vertex beispielsweise durch Akkumulation der einzelnen Änderungen auf die Ausgangslage des Vertex bezüglich der optischen Achse des Lasers. Eine höhere Genauigkeit dieser Ermittlung gelingt, indem zwischenzeitlich (beispielsweise in regelmäßigen Abständen) eine Zwischenreferenzierung durch Messung der absoluten Lage des Vertex bezüglich der optischen Achse des Lasers erfolgt. Beispielsweise kann zur

Zwischenreferenzierung ein Fixierlicht blinkend geschaltet werden, so dass der Patient zur Fixation angehalten wird.

Die erfindungsgemäße Erstellung von Bestrahlungssteuerdaten wird zweckmäßigerweise vor oder während einer Ablation von Material von einer Oberfläche, insbesondere einer Cornea, mittels eines gepulsten Lasers gemäß einem vorgegebenen Soll-Ablationsprofil durchgeführt, wobei zur Erzeugung eines tatsächlichen Ablationsprofils Pulse des Lasers entsprechend den erstellten Bestrahlungssteuerdaten auf die Oberfläche abgegeben werden.

Die Erfindung umfasst auch Steuereinheiten und Computerprogramme, die zur Durchführung eines erfindungsgemäßen Verfahrens eingerichtet sind.

Nachfolgend wird die Erfindung anhand von Ausführungsbeispielen näher erläutert.

In den Zeichnungen zeigen:

Fig. 1 schematisch ein erstes Lasergerät und ein Auge mit Referenzpunkten für Ablationseffizienzvariationen,

Fig. 2 ein zweites Lasergerät mit externer Fixierlichtquelle und

Fig. 3 ein Ablaufdiagramm eines Verfahrens zur Erstellung von Bestrahlungssteuerdaten und zur Ablation von Material von einer Oberfläche.

In allen Zeichnungen tragen übereinstimmende Teile gleiche Bezugszeichen.

Gemäß der Erfindung können zur Erstellung von Bestrahlungssteuerdaten und zur Ablation von Material von einer Oberfläche beispielsweise dem Prinzip nach die in DE 10 2005 006 897 A1 beschriebene Verfahren und die dort beschriebene Anordnung in erfindungsgemäß erweiterter Form verwendet werden. Auch die Anwendung anderer Verfahren und die Verwendung anderer Anordnung sind möglich.

Fig. 1 zeigt eine schematische Darstellung eines Lasergeräts 1 für die Ablation von Material von einer gekrümmten Oberfläche 2, in diesem Fall einer Cornea eines Auges 3, mit einem gepulsten Laser 4, beispielsweise einem Excimerlaser. Der Laser wird von einer Steuereinheit 5 gesteuert. Ebenso werden eine x-y-Abtasteinheit 6, eine z-Abtasteinheit 7, eine erste Beleuchtungslichtquelle 8 und eine zweite Beleuchtungslichtquelle 9 von der Steuereinheit 5 gesteuert. Ein ortsauflösender Detektor 10, beispielsweise eine CCD-Videokamera oder ein CMOS-Detektor, ist über einen farbneutralen Strahlteiler 11 in den Beleuchtungsstrahlengang der Beleuchtungslichtquellen 8, 9 eingekoppelt. Sowohl der Laser 4 als auch die Beleuchtungslichtquellen 8, 9 werden von einer Fokussieroptik 12 abgebildet, die gleichzeitig das Lasergerät 1 zur Oberfläche 2 hin abschließt.

Die visuelle Achse VA_A des Auges 3 durchstößt die Oberfläche der Cornea 2 am Durchstoßpunkt A. Dargestellt ist auch die optische Achse OA_L des Lasers 4 sowie eine Orthogonale O zu dieser, die den höchsten Punkt V der Cornea 2 in Blickrichtung der optischen Achse OA_L markiert. Dieser Punkt V der Cornea 2, der dem Lasergerät 1 am nächsten liegt (hier lediglich zufällig auf der optischen Achse OA_L des Lasers 4 gelegen), ist der Vertex V bezüglich der optischen Achse OA_L des Lasers 4. Da das Auge 3 nicht auf das Lasergerät 1 ausgerichtet ist (keine Fixation des hier nicht abgebildeten Fixierlichts), fallen die beiden optischen Achsen OA_A und OA_L nicht zusammen, sondern sind unter einem Winkel zueinander orientiert. Auch bei korrekter Fixierung fallen die Achsen nicht zwangsläufig zusammen, beispielsweise aufgrund einer lateralen Versetzung des Auges 3. Aufgrund einer Überlagerung unterschiedlicher Ursachen kommt es auf der Cornea 2 zu einer nicht radialsymmetrischen Variation der Ablationseffizienz.

Der Beleuchtungsstrahlengang der Beleuchtungslichtquellen 8, 9 ist über einen weiteren Strahlteiler 11 mit dem Beleuchtungsstrahlengang des Lasers 4 so gekoppelt, dass der Laser 4 und die erste Beleuchtungslichtquelle 8 koaxiale optische Achsen aufweisen. Die zweite Beleuchtungslichtquelle 9 ist so abseits der optischen Achse angeordnet, dass sie zur reflexfreien Aufnahme eines Bildes der Cornea und beispielsweise der dahinterliegenden Pupille 13 mittels des Detektors 10 geeignet ist. Dies dient der Ermittlung und Verfolgung der Lage des Apex A oder der Pupille 13 (deren Mitte oder Schwerpunkt) oder des Limbus (nicht dargestellt). Die

zweite Beleuchtungslichtquelle 9 kann auch zur Identifikation einer Fixation durch das Auge 3 dienen, beispielsweise durch Auswertung der Bilder des Detektors 10 mittels Bildverarbeitung. Im Gegensatz zur zweiten Beleuchtungslichtquelle 9 bewirkt die erste Beleuchtungslichtquelle 8, deren Licht durch die Optiken 12, 14 so aufgeweitet wird, dass das gesamte Auge 3 ausgeleuchtet wird, bei einer Bildaufnahme mittels des Detektors 10 aufgrund ihrer koaxialen, mit der Nullposition des Lasers 4 übereinstimmenden Anordnung einen Spiegelreflex auf der Oberfläche 2 der Cornea oder der Sklera 15. Der Ort dieses Reflexes im aufgenommenen Bild gibt im einfachsten denkbaren Fall einer glatten Oberfläche 2 die Lage des Vertex V der Cornea bezüglich der optischen Achse OA_L des Lasers 4 in Laserkoordinaten wieder und dient der Ermittlung und Verfolgung dieser Lage.

Zur Berücksichtigung einer Rauheit der Oberfläche 2 der Cornea kann eine Schwerpunktbildung über das gestörte Spiegelbild der ersten Beleuchtungslichtquelle 8 auf der rauen Oberfläche 2 per Bildverarbeitung erfolgen. Zusätzlich werden mehrere zum Beobachtungsstrahlengang des Detektors 10 nicht-koaxiale Beleuchtungslichtquellen 9, deren Spiegelbilder außerhalb des zu ablatierenden Bereiches der Oberfläche 2 oder außerhalb eines Bereiches einer Hornhautklappe (engl. „corneal flap“) liegen, die aber scharf abgebildet werden, verwendet. Vor der Ablation oder dem Öffnen einer Hornhautklappe wird die Lage des Vertex V aus den Spiegelbildern der koaxialen ersten Beleuchtungslichtquelle 8 relativ zu den Spiegelbildern der nicht-koaxialen zweiten Beleuchtungsquellen 9 bestimmt. Während der laserchirurgischen Behandlung wird nur aus den Spiegelbildern der nichtkoaxialen zweiten Beleuchtungslichtquellen auf die Lage des momentanen Vertex V geschlossen. Das geschieht unter der Annahme einer näherungsweise sphärischen Geometrie der Cornea.

Im Fall einer asphärischen Hornhaut oder jedenfalls einer Hornhaut, für die eine sphärische Näherung nicht ausreichend ist, wird vor dem Öffnen zunächst eine komplette Topographie des Auges 3 ermittelt (Mittel dazu sind der Einfachheit halber nicht abgebildet), beispielsweise in bekannter Weise mittels Abbildung von Placido-Ringen und Ableitung von Oberflächenneigungen und daraus Ermittlung der Höhe der Cornea. Während der chirurgischen Behandlung erfolgt eine Nachverfolgung der Augenorientierung und der lateralen Bewegung und hieraus Berechnung des

momentan höchsten Punktes (Vertex V). Die Nachverfolgung gelingt beispielsweise durch eine oder mehrere Videokameras 10, die den Limbus des Auges aufnehmen, wobei aus dem Zentrum des Limbus der laterale Versatz und aus seiner Elliptizität die Orientierung des Auges 3 bestimmt wird. Alternativ ist ein Mehrpunkt-Sensor denkbar, der die Bewegungsrichtung und Geschwindigkeit des Auges 3 an mehreren Punkten des Auges 3 analysiert und der nach dem Prinzip einer optischen Maus funktioniert, beispielsweise unter Auswertung von Laser-Interferenzflecken (engl. „speckles“). Aus den unterschiedlichen Geschwindigkeiten und Richtungen lässt sich die Bewegung und Orientierungsänderung des Auges 3 verfolgen. Die Punkte des Sensors liegen hierbei optimaler Weise auf der Sklera 15 oder auf der Iris 13, da diese nicht-transparent sind.

Fig. 2 zeigt eine alternative Anordnung, bei dem die zweite Beleuchtungslichtquelle 9 außerhalb des Lasergeräts 1 angeordnet ist. In diesem Beispiel liegt der (momentane) Vertex V, der wiederum als höchster Punkt V der Cornea durch eine Orthogonale O zur optischen Achse OA_L des Lasers 4 markiert ist, weder auf der optischen Achse OA_L des Lasers 4 noch auf der Sehachse VA_A des Auges 3.

In **Fig. 3** ist die Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens anhand eines Flussdiagramms verdeutlicht. Ein entsprechendes Computerprogramm wird beispielsweise von der Steuereinheit 5 ausgeführt. Als aktuelle Bestrahlungssteuerdaten werden dabei die Bestrahlungssteuerdaten des jeweils behandelten Zielorts bezeichnet, wobei die Zielorte sequentiell behandelt werden.

Der Steuereinheit 5 ist ein Soll-Ablationsprofil vorzugeben, anhand dessen sie beispielsweise einen eine Vielzahl von entsprechenden Zielorten umfassenden Satz von Bestrahlungssteuerdaten erstellt. Bezüglich der für die Erstellung der Bestrahlungssteuerdaten konkret verwendeten Algorithmen wird auf DE 10 2005 006 897 A1 verwiesen. Die Korrektur der Bestrahlungssteuerdaten durch Kompensation von Ablationseffizienzvariationen erfolgt ebenfalls mit dem Algorithmus gemäß DE 10 2005 006 897 A1, jedoch mehrfach mit jeweils einem anderen Teilmodell, das sich auf einen jeweiligen Referenzpunkt A beziehungsweise V bezieht. Beispielsweise kann für eine Kompensation (Korrektur) einer Ablationseffizienzvariation biologischen Ursprungs ein Teilmodell gemäß

DE 10 2005 013 252 A1 verwendet werden. Weitere Teilmodelle mit anderen Referenzpunkten können in alternativen Ausgestaltungen (nicht abgebildet) berücksichtigt werden.

Die Nachführung und Steuerung des Lasers 4 und die Ermittlung der Lage des momentanen Vertex V und des augenfesten Referenzpunkts können wie oben beschrieben oder auf andere Weise erfolgen. Als augenfester Punkt A kann beispielsweise ein Schwerpunkt/Mittelpunkt der Pupille oder des Limbus (oder der Apex) verwendet werden. Die augenfesten Profianteile, die bei der Nachführung der Schussposition anhand einer Lageänderung des augenfesten Referenzpunktes korrigiert werden, sind beispielsweise eine Grund-Korrektur und ein Teilmodell der Ablationseffizienzverteilung. Die Reihenfolge der Schritte ist nicht auf die gezeigte Reihenfolge festgelegt. Beispielsweise kann die Ermittlung der Lage des momentanen Vertex V und die zugehörige Kompensation der Ablationseffizienz vor der Ermittlung der Lage des augenfesten Punktes A (Apex oder Pupille oder Limbus) und der zugehörigen Kompensation der Ablationseffizienz durchgeführt werden. Es ist auch denkbar, zunächst die Lage beider Referenzpunkte A, V zu ermitteln und erst danach die Bestrahlungssteuerdaten zur Kompensation der Ablationseffizienzvariationen zu korrigieren. Anstelle von radialsymmetrischen, um die Referenzpunkte A, V zentrierten Teilmodellen kann eines der beiden oder können beide Teilmodelle nicht radialsymmetrisch ausgebildet sein.

Die Steuerung der Ablation erfolgt beispielsweise gemäß dem momentanen Abstand des momentanen Vertex V durch Variation der Schussanzahl pro Zielort des Soll-Ablationsprofils, also pro Bestrahlungspunkt auf der Oberfläche 2, oder durch Variation der Energie des dem jeweiligen Zielort zugeordneten individuellen Einzelschusses. Im Fall der Variation der Schussanzahl pro Zielort erfolgt durch Speicherung während des Verfahrens eine Protokollierung, wie viele Schüsse bereits auf jeden Zielort abgegeben wurden, wobei für jeden Schuss die Position (Abstand) relativ zur momentanen Lage des momentanen Vertex V aufgezeichnet wird. Die zu diesem Zielort gehörigen Bestrahlungssteuerdaten wie beispielsweise Energie, Laserfleckgröße (engl. „spot size“) und -form werden ebenfalls protokolliert. Der tatsächliche Vertexabstand, der insbesondere von zwischenzeitlichen Augenbewegungen abhängt, und die Bestrahlungssteuerdaten dienen zur

Bestimmung eines erfolgten effektiven Ablationsvolumens des Einzelschusses, das die Ablationseffizienz modelliert. Diese Einzelvolumina werden zu einer aktuellen Ablationskarte addiert, die den effektiven Abtrag wiedergibt. Anhand der Ablationskarte erfolgt jeweils vor Durchführung des nächsten Einzelschusses die Entscheidung, ob dieser noch appliziert wird, oder bereits genug Ablation erreicht wurde, um das Soll-Ablationsprofil zu erfüllen. In letzterem Fall wird der Schuss nicht getätigt, sondern mit dem nächsten Zielort fortgefahren. Die iterative Wiederholung einschließlich Neuvermessung der Lage des aktuellen Vertex V kann entweder nach jedem Schuss oder nach Vollendung eines Zielortes erfolgen.

Alternativ zur obengenannten Erstellung von Bestrahlungssteuerdaten kann die Steuereinheit 5 eine Liste von zufällig verteilten Zielorten erstellen, die das Gebiet der Ablation ausreichend dicht abdecken. Sie kann diese Liste sukzessiv mehrfach abarbeiten und für jeden Zielort einen einzelnen Schuss berechnen und über die Abgabe entscheiden wie zuvor beschrieben, beispielsweise bis das Soll-Ablationsprofil mit einer Abweichung von weniger als einem einzelnen, kleinstmöglichen Ablationsvolumen erreicht wurde.

Eine weitere Alternative stellt die sogenannte Zwiebschalen-Ablation dar. Hier wird beispielsweise pro Zielort und Schuss jeweils 1/10 der zu erzielenden Gesamtablation in Art einer Zwiebschale erzeugt und die Prüfung auf ausreichende Erfüllung des Soll-Ablationsprofil nach jeder Schale durchgeführt, nicht nach jedem Schuss.

Bezugszeichenliste

- 1 Lasergerät
 - 2 Oberfläche
 - 3 Auge
 - 4 Laser
 - 5 Steuereinheit
 - 6 x-y-Abtasteinheit
 - 7 z-Abtasteinheit
 - 8 Erste Beleuchtungslichtquelle
 - 9 Zweite Beleuchtungslichtquelle
 - 10 Detektor
 - 11 Strahlteiler
 - 12 Fokussieroptik
 - 13 Pupille
 - 14 Optik
 - 15 Sklera
-
- VA_A Sehachse des Auges
- OA_L Optische Achse des Lasers
- V Vertex bezüglich der optischen Achse des Lasers
- A Augenfester Referenzpunkt

Patentansprüche

1. Verfahren, insbesondere Betriebsverfahren für ein Lasergerät (1), zur Erstellung von Bestrahlungssteuerdaten für die Ablation von Material von einer gekrümmten Oberfläche (2), insbesondere einer Cornea, gemäß einem vorgegebenen Soll-Ablationsprofil mittels eines gepulsten Lasers (4), **dadurch gekennzeichnet**, dass eine Lage eines Vertex (V) der Oberfläche (2) bezüglich einer optischen Achse (OA_L) des Lasers (4) ermittelt und bei der Erstellung der Bestrahlungssteuerdaten verwendet wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die Lage des momentanen Vertex (V) während einer Bestrahlung insbesondere wiederholt ermittelt und der Laser (4) bezüglich des momentanen Vertex (V) nachgeführt wird.
3. Verfahren nach Anspruch 2, wobei zum Nachführen des Lasers (4) die Bestrahlungssteuerdaten in Abhängigkeit der Lage des momentanen Vertex (V) neu berechnet werden.
4. Verfahren nach Anspruch 2 oder 3, wobei beim Erstellen der Bestrahlungssteuerdaten ein Modell einer Ablationseffizienzverteilung verwendet wird, das zum Nachführen des Lasers (4) in Abhängigkeit der Lage des momentanen Vertex (V) ermittelt wird.
5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei beim Erstellen der Bestrahlungssteuerdaten mindestens zwei Teilmodelle einer jeweiligen Ablationseffizienzverteilung insbesondere akkumuliert zur Korrektur der Bestrahlungssteuerdaten verwendet werden, wobei das erste Teilmodell auf einen augenfesten Punkt (A) als Referenzpunkt bezogen ist und das zweite Teilmodell auf den insbesondere momentanen Vertex (V) bezüglich der optischen Achse (OA_L) des Lasers (4) als Referenzpunkt bezogen ist.
6. Verfahren nach Anspruch 5, wobei das erste Teilmodell und das zweite Teilmodell bezüglich des betreffenden Referenzpunktes (A, V) jeweils radialsymmetrisch sind.

7. Verfahren nach Anspruch 5 oder 6, wobei das Soll-Ablationsprofil vor dem Erstellen der Bestrahlungssteuerdaten anhand des ersten Teilmodells mit dem augenfesten Referenzpunkt (A) ablationseffizienzkorrigiert wird.
8. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei während der Bestrahlung Bestrahlungssteuerdaten der tatsächlich abgegebenen Laserpulse protokolliert und insbesondere bei einer iterativen Erstellung von Bestrahlungssteuerdaten berücksichtigt werden.
9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei eine Veränderung der Lage des Vertex (V) bezüglich der optischen Achse des Lasers mittels einer Einrichtung zur Messung einer Bewegung der Oberfläche (2), insbesondere zur Messung einer Augenbewegung, ermittelt wird.
10. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei eine Wellenfrontinformation der Oberfläche (2), insbesondere einer okularen Wellenfront, ermittelt und zum Ermitteln des Soll-Ablationsprofil verwendet wird, insbesondere mit Ermittlung der Wellenfrontinformation und des Vertex mittels derselben Vorrichtung.
11. Verfahren zur Ablation von Material von einer Oberfläche (2), insbesondere einer Cornea, mittels eines gepulsten Lasers (4) gemäß einem vorgegebenen Soll-Ablationsprofil, wobei anhand des Soll-Ablationsprofils Bestrahlungssteuerdaten gemäß einem der vorhergehenden Ansprüche erstellt werden und Pulse des Lasers (4) entsprechend den Bestrahlungssteuerdaten auf die Oberfläche (2) abgegeben werden.
12. Steuereinheit oder Computerprogramm, eingerichtet zur Durchführung eines Verfahrens nach einem der Verfahrensansprüche.
13. Lasergerät (1) für die Ablation von Material von einer gekrümmten Oberfläche (2), insbesondere einer Cornea, mit einem Laser (4) für einen gepulsten Betrieb, **gekennzeichnet durch** eine Einrichtung zur Ermittlung einer Lage eines

Vertex (V) der Oberfläche bezüglich einer optischen Achse (OA_L) des Lasers (4), wobei die Einrichtung eine Lichtquelle (8, 9) und einen ortsauflösenden Lichtempfänger (10) zur Aufnahme von an der Oberfläche reflektiertem Licht aufweist, und durch eine Steuereinheit (5) nach dem vorhergehenden Anspruch, wobei die Einrichtung und die Steuereinheit (5) zur Datenübertragung miteinander verbunden sind.

14. Lasergerät (1) nach dem vorhergehenden Anspruch, wobei die Einrichtung zur Ermittlung der Lage des momentanen Vertex (V) eine Einrichtung zur Messung einer Bewegung der Oberfläche (2), insbesondere zur Messung einer Augenbewegung, umfasst.
15. Lasergerät (1) nach dem vorhergehenden Anspruch, aufweisend eine Einrichtung zur Identifikation einer Fixation eines Auges (3).

1 / 3

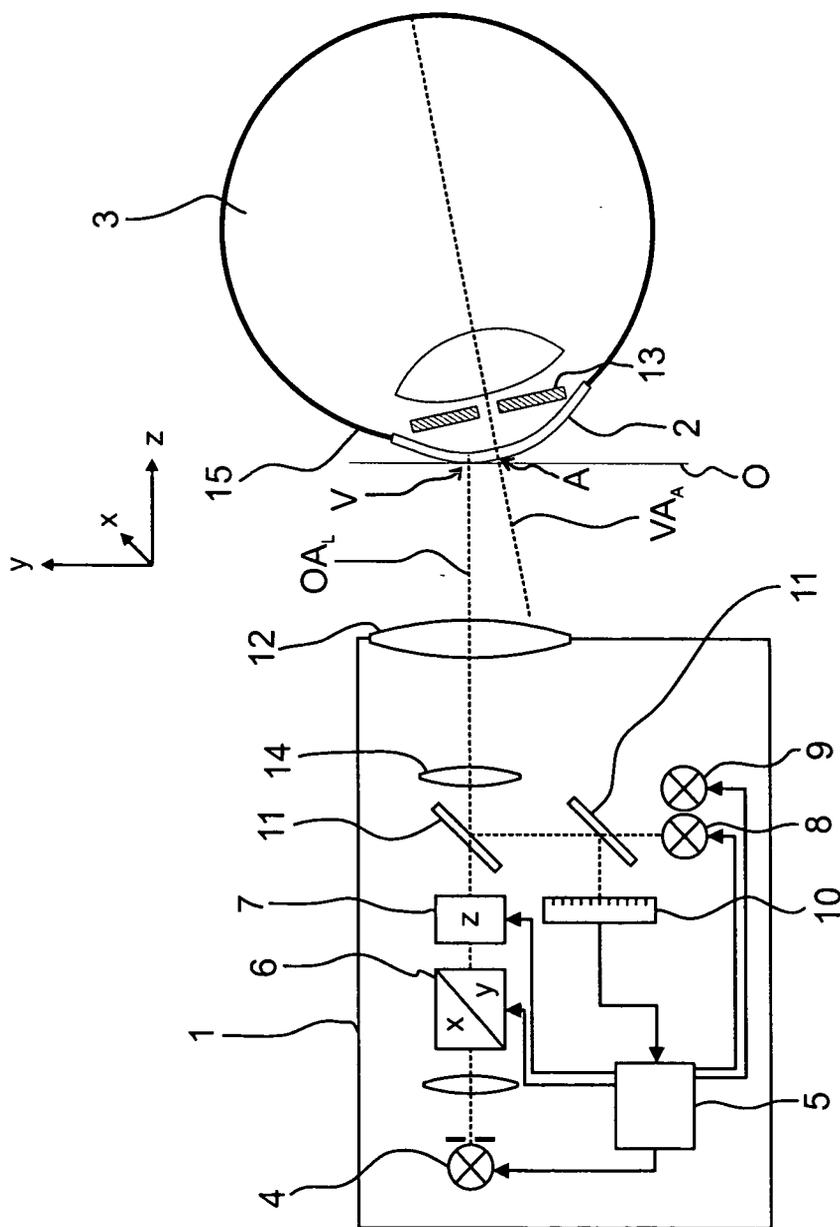


Fig. 1

3 / 3

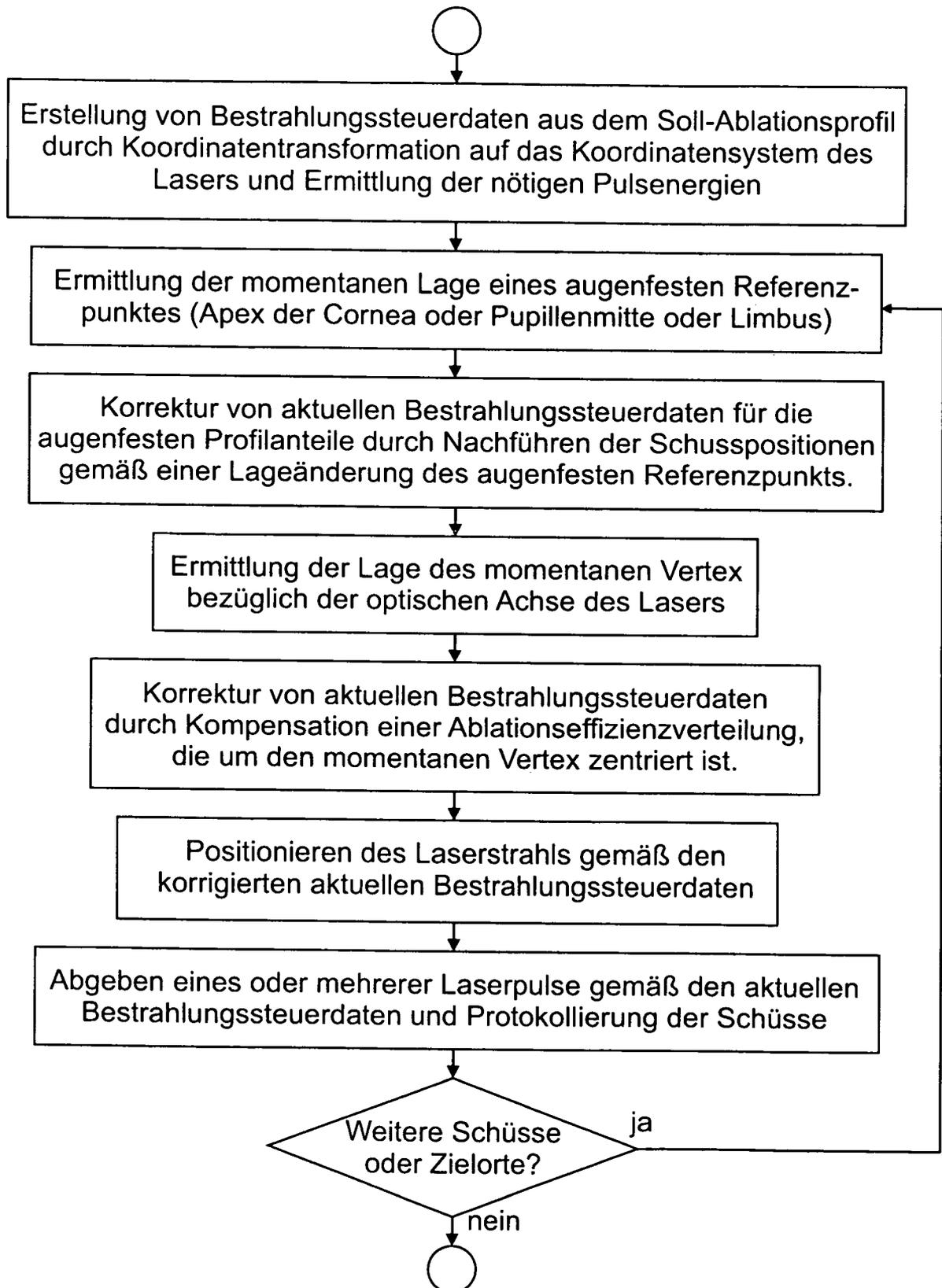


Fig. 3

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2010/003605

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61F9/01
ADD.

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)
A61F

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	US 2002/198516 A1 (KNOPP CARL F [US] ET AL) 26 December 2002 (2002-12-26) * abstract paragraphs [0030], [0075], [0081]	12-15
X	WO 2007/143111 A2 (UNIV SOUTHERN CALIFORNIA [US]; HUANG DAVID [US]; SONG JONATHAN C [US];) 13 December 2007 (2007-12-13) * abstract paragraphs [0051], [0081], [0082], [0101], [0104]	12, 13

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	"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
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"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
"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)	"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.
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 21 September 2010	Date of mailing of the international search report 01/10/2010
--	--

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

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2010/003605

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2005/099639 A1 (STEINERT ROGER F [US]; OVERBECK JAMES W [US]) 27 October 2005 (2005-10-27) * abstract page 1, line 18 - line 23 page 7, line 15 - line 20 page 12, line 8 - line 18 -----	12-15

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.: **1-11**
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

see extra sheet
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.

Continuation of Box II.1**Claims 1-11**

The method for the creation of radiation control data for the ablation of material from a curved surface, in particular a cornea, according to a predefined target ablation profile by means of a pulsed laser, involving the determination of a position of a vertex of the surface in relation to an optical axis of the laser and use thereof for the creation of the radiation control data, as defined in claim 1, is considered a method for treatment of the human or animal body by surgery because it interferes with the structure of the organism. The method is in particular considered a method for treatment by surgery because the description and all dependent claims are exclusively directed to the determination of the vertex during ablation and, therefore, the calculation cannot be dissociated from the emission of laser pulses onto the cornea, which is considered a surgical procedure. According to PCT Rule 39.1(iv), said method is thus excluded from patentability.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2010/003605

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2002198516 A1	26-12-2002	US 2002173778 A1 US 2004059321 A1	21-11-2002 25-03-2004
WO 2007143111 A2	13-12-2007	US 2007282313 A1	06-12-2007
WO 2005099639 A1	27-10-2005	EP 1758531 A1 US 2005278004 A1	07-03-2007 15-12-2005

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES		
INV. A61F9/01		
ADD.		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC		
B. RECHERCHIERTE GEBIETE		
Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)		
A61F		
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	US 2002/198516 A1 (KNOPP CARL F [US] ET AL) 26. Dezember 2002 (2002-12-26) * Zusammenfassung Absätze [0030], [0075], [0081]	12-15
X	WO 2007/143111 A2 (UNIV SOUTHERN CALIFORNIA [US]; HUANG DAVID [US]; SONG JONATHAN C [US];) 13. Dezember 2007 (2007-12-13) * Zusammenfassung Absätze [0051], [0081], [0082], [0101], [0104]	12,13
-/--		
<input checked="" type="checkbox"/> Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen <input checked="" type="checkbox"/> 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
21. September 2010		01/10/2010
Name und Postanschrift der internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Bevollmächtigter Bediensteter Jansen, Birte

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	WO 2005/099639 A1 (STEINERT ROGER F [US]; OVERBECK JAMES W [US]) 27. Oktober 2005 (2005-10-27) * Zusammenfassung Seite 1, Zeile 18 - Zeile 23 Seite 7, Zeile 15 - Zeile 20 Seite 12, Zeile 8 - Zeile 18 -----	12-15

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. Ansprüche Nr. 1-11
weil sie sich auf Gegenstände beziehen, zu deren Recherche diese Behörde nicht verpflichtet ist, nämlich
siehe BEIBLATT PCT/ISA/210
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 Recherchegebühren 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 Recherchegebühr gerechtfertigt hätte, hat die Behörde nicht zur Zahlung solcher Gebühren aufgefordert.
3. Da der Anmelder nur einige der erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren 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 Recherchegebühren 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 Recherchegebühren unter Widerspruch entrichtet und die gegebenenfalls erforderliche Widerspruchsgebühr gezahlt.
- Die zusätzlichen Recherchegebühren wurden vom Anmelder unter Widerspruch gezahlt, jedoch wurde die entsprechende Widerspruchsgebühr nicht innerhalb der in der Aufforderung angegebenen Frist entrichtet.
- Die Zahlung der zusätzlichen Recherchegebühren erfolgte ohne Widerspruch.

WEITERE ANGABEN

PCT/ISA/ 210

Fortsetzung von Feld II.1

Ansprüche Nr.: 1-11

Das Verfahren zur Erstellung von Bestrahlungssteuerdaten für die Ablation von Material von einer gekrümmten Oberfläche, insbesondere einer Cornea, gemäß einem vorgegebenen Soll-Ablationsprofil mittels eines gepulsten Lasers, beinhaltend die Ermittlung einer Lage eines Vertex der Oberfläche bezüglich einer optischen Achse des Laser und Verwendung dieser bei der Erstellung der Bestrahlungssteuerdaten, wie in Anspruch 1 definiert, wird als eine Methode zur chirurgischen Behandlung des menschlichen oder tierischen Körpers angesehen, da sie in die Struktur des Organismus eingreift. Die Methode wird insbesondere als chirurgisch betrachtet, da die Beschreibung und alle abhängigen Ansprüche ausschließlich auf die Ermittlung des Vertex während der Ablation gerichtet sind und die Berechnung daher nicht von der als chirurgisch betrachteten Abgabe von Laserpulsen auf die Kornea entkoppelt werden kann. Besagte Methode ist deshalb nach Regel 39.1(iv) PCT von der Patentierbarkeit ausgeschlossen.

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2010/003605

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2002198516 A1	26-12-2002	US 2002173778 A1 US 2004059321 A1	21-11-2002 25-03-2004
WO 2007143111 A2	13-12-2007	US 2007282313 A1	06-12-2007
WO 2005099639 A1	27-10-2005	EP 1758531 A1 US 2005278004 A1	07-03-2007 15-12-2005