

(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
7. Oktober 2010 (07.10.2010)

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2010/112209 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61F 9/008 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2010/002048

(22) Internationales Anmeldedatum:
31. März 2010 (31.03.2010)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2009 016 184.8 3. April 2009 (03.04.2009) 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): **DICK, Manfred** [DE/DE]; Birkenweg 9, 07926 Gefell (DE). **DENNER, René** [DE/DE]; Obergasse 67, 99518 Reisdorf (DE). **KNOKE, Stefan** [DE/DE]; Magdelstieg 137, 07745 Jena (DE).

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

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, 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.

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

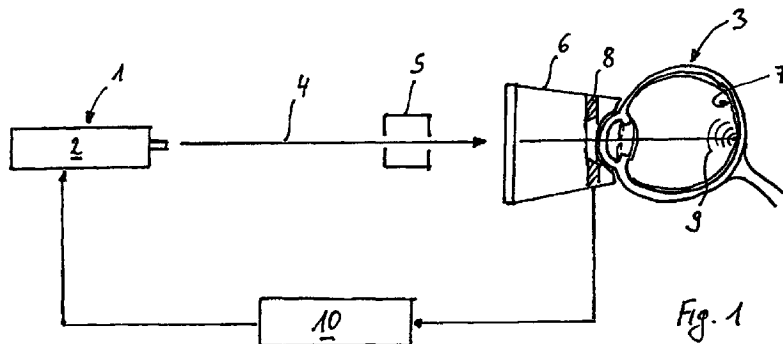
Erklärungen gemäß Regel 4.17:

— Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv)

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: METHOD AND DEVICE FOR NON-INVASIVE TEMPERATURE DETERMINATION IN BIOLOGICAL TISSUE TREATED WITH TREATMENT RADIATION

(54) Bezeichnung : VERFAHREN UND VORRICHTUNG ZUR NICHTINVASIVEN TEMPERATURBESTIMMUNG AN MIT EINER BEHANDLUNGSSTRAHLUNG BEHANDELTEM BIOLOGISCHEN GEWEBE



(57) Abstract: The invention relates to a method for non-invasive temperature determination in biological tissue treated with treatment radiation, in particular in an ocular fundus (7) treated by means of laser radiation, wherein a reaction by means of measurement radiation pulses (11), which depends on the treatment temperature, in particular a shock wave, is generated and is detected by means of detectors (8). According to the invention, measurement radiation pulses (11) and pulses (12) of the treatment radiation are supplied to the tissue to be treated successively, in particular in an alternating way, from the same radiation source (1). A device suitable for realizing the invention has a radiation source (1), an irradiation lens system (5), detectors (8) for determining a reaction, in particular a shock wave, and a system control (10) suitable for controlling treatment radiation and measurement radiation pulses (11), wherein the system control (10) is provisioned to generate successive, in particular alternating, pulses (12) of treatment radiation and measurement radiation pulses (11) from one radiation source (1) only, in particular a laser which can be modulated. By generating treatment radiation and measurement radiation pulses by means of a single radiation source only, the construction effort is reduced without reducing measurement accuracy. Furthermore, treatment radiation and measurement radiation pulses are adjusted to the same target volume in the tissue to be treated without any further assistance.

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2010/112209 A1



Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur nichtinvasiven Temperaturbestimmung an mit einer Behandlungsstrahlung behandeltem biologischen Gewebe, insbesondere an einem mittels Laserstrahlung behandelten Augenhintergrund (7), bei welchem mittels Messstrahlungspulsen (11) eine von der Behandlungstemperatur abhängige Reaktion, insbesondere eine Druckwelle, erzeugt und mittels Detektoren (8) erfasst wird. Erfindungsgemäß ist vorgesehen, dass Messstrahlungspulse (11) und Pulse (12) der Behandlungsstrahlung dem zu behandelnden Gewebe aus der gleichen Strahlungsquelle (1) aufeinander folgend, insbesondere alternierend zugeführt werden. Eine zur Durchführung der Erfindung geeignete Vorrichtung weist eine Strahlungsquelle (1), eine Bestrahlungsoptik (5), Detektoren (8) zur Bestimmung einer Reaktion, insbesondere einer Druckwelle, sowie eine zur Steuerung von Behandlungsstrahlung und Messstrahlungspulsen (11) geeigneten Systemsteuerung (10) auf, wobei die Systemsteuerung (10) zur Erzeugung von aufeinander folgenden, insbesondere alternierenden Pulsen (12) von Behandlungsstrahlung und Messstrahlungspulsen (11) aus nur einer Strahlungsquelle (1), insbesondere einem modulierbaren Laser, vorgesehen ist. Durch die Erzeugung von Behandlungsstrahlung und Messstrahlungspulsen mittels nur einer einzigen Strahlungsquelle wird der Bauaufwand ohne Verringerung der Messgenauigkeit reduziert. Darüber hinaus sind Behandlungsstrahlung und Messstrahlungspuls ohne weiteres Zutun auf dasselbe Zielvolumen im zu behandelnden Gewebe justiert.

**Verfahren und Vorrichtung zur nichtinvasiven
Temperaturbestimmung an mit einer Behandlungsstrahlung
behandeltem biologischen Gewebe**

5

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur nichtinvasiven Temperaturbestimmung an mit einer Behandlungsstrahlung behandeltem biologischen Gewebe, insbesondere an einem
10 mittels Laserstrahlung behandelten Augenhintergrund, bei welchem mittels Messstrahlungspulsen eine von der Behandlungstemperatur abhängige Reaktion, insbesondere eine Druckwelle, erzeugt und mittels Detektoren erfasst wird. Die Erfindung betrifft ferner eine Vorrichtung zur nichtinvasiven
15 Temperaturbestimmung an mit einer Behandlungsstrahlung behandeltem biologischen Gewebe, insbesondere an einem mittels Laserstrahlung behandelten Augenhintergrund, mit einer Strahlungsquelle, einer Bestrahlungsoptik, Detektoren zur Bestimmung einer Reaktion, insbesondere einer Druckwelle,
20 sowie einer zur Steuerung von Behandlungsstrahlung und Messstrahlungspulsen geeigneten Systemsteuerung.

Stand der Technik

25 Der Einsatz von hochenergetischem Licht, beispielsweise gebündeltem Sonnenlicht, der Strahlung einer Xenon-Bogenlampe oder von Laserstrahlen in der Augenheilkunde, zum Beispiel zur Koagulation von retinalem Gewebe am Augenhintergrund, ist allgemein bekannt. Die Verwendung eines Laser als
30 Strahlungsquelle hat dabei eine besondere Bedeutung erlangt, da sich einerseits die spektrale Wellenlänge des Laserlichts exakt festlegen lässt (monochromatisch, wahlweise definierte Wellenlängen im grünen, gelben, roten oder infraroten Spektralbereich) und andererseits eine präzise Lenkung des
35 Laserlichts möglich ist.

In Abhängigkeit von dem verwendeten Lasertyp werden Laserpulse (z. B. beim Nd:YAG Laser, Wellenlänge 1064 nm, bzw. 532nm-frequenzverdoppelt) oder ein kontinuierlicher Laserstrahl (continuous wave = cw Laser, z. B. Argonlaser mit Wellenlängen von Blau = 488 nm und Grün = 514 nm, oder ebenfalls der frequenzverdoppelte Nd:YAG-Laser bei 532 nm) erzeugt. Argonlaser, Farbstoff- und Festkörper-Laser werden in der Regel zur Koagulation der Netzhaut bei diabetischer Retinopathie, bei peripherer Netzhautdegeneration, zur Behandlung von Netzhautlöchern sowie bei der Laser-Trabekuloplastik zur Verringerung des Augeninnendrucks eingesetzt. CO₂-Laser dienen hingegen üblicherweise dem Durchtrennen von Gewebe.

Bei der thermischen Behandlung von Gewebe kommt der Temperaturführung eine besondere Bedeutung zu. Üblich sind bei der Laserphotokoagulation Bestrahlungszeiten von 20 ms bis 500 ms, insbesondere etwa 100 ms, zur Erzeugung von Temperaturen, die über 60 °C liegen. Die Laserleistung beträgt dabei in der Regel 100 mW bis 500 mW. Bei zu geringen Temperaturen ist der Koagulationseffekt unzureichend, bei zu hohen Temperaturen hingegen können unerwünschte Gewebeschädigungen auftreten.

Ein Verfahren und eine Vorrichtung der eingangs genannten Art, bei welchen eine Kontrolle der Behandlungstemperatur erfolgt, sind aus der Patentschrift DE 101 35 944 C2 bekannt. Die dort offenbarte Behandlungseinrichtung besteht aus einer Strahlungsquelle in Form eines kontinuierlich arbeitenden Lasers (cw-Laser), dessen Laserstrahl mittels einer Koppeloptik in einen Lichtleiter eingespeist und einer Bestrahlungsoptik und von dort dem zu behandelnden Auge zugeführt wird. Der Laserstrahl tritt dabei durch ein auf dem Auge aufsitzendes Kontaktglas hindurch, welches mit einem akustischen oder optischen Detektor ausgestattet ist.

Nach einem ersten Ausführungsbeispiel ist eine zusätzliche gepulste Strahlungsquelle vorgesehen, welche in vorgegebenen oder gesteuerten Zeitabständen kurze Strahlungsimpulse erzeugt. Diese Lichtimpulse weisen eine hinsichtlich

5 Pulsdauer und Energie von der Behandlungsstrahlung abweichende Charakteristik auf und werden über die Koppeloptik als Messstrahlung gleichfalls in den Lichtleiter eingespeist. Die Impulse der Messstrahlung führen im Auge zu einer thermischen Gewebeexpansion, welche von der vom
10 Behandlungslaser verursachten Temperatur abhängig und mittels der zuvor genannten, beispielsweise piezoelektrischen Detektoren optoakustisch auswertbar ist. Die von der Messstrahlung hervorgerufene thermische Expansion ist dabei von der Temperatur linear abhängig, wobei die Abhängigkeit
15 mittels einer Eichmessung bestimmt werden kann (Grüneisenkoeffizient).

Nach einem alternativen Vorschlag wird auf die zusätzliche Strahlungsquelle verzichtet und stattdessen der
20 Behandlungsstrahl für einige Nanosekunden unterbrochen. Hierdurch wird eine Kontraktion des behandelten Gewebes am Augenhintergrund hervorgerufen, dessen Druckwelle ebenfalls zur Temperaturbestimmung herangezogen werden kann. Ein gesonderter Messstrahl ist in diesem Fall nicht vorgesehen.

25 Hinsichtlich des grundsätzlichen Aufbaus und der Verwendung von Laserstrahlung in der Augenheilkunde sowie von zur Erfassung der Expansion geeigneten Detektoren wird ausdrücklich auf die in der Patentschrift DE 101 35 944 C2
30 beschriebenen Ausführungsbeispiele verwiesen.

In der Offenlegungsschrift DE 199 16 653 A1 wird eine Vorrichtung zur individuellen Laserstrahlungsdosierung bei der transskleralen Laser-Zyklophotokoagulation offenbart, bei
35 welcher im Zielgewebe der Behandlung Drucktransienten erzeugt werden, mittels derer vorab eine Behandlungsplanung erfolgt. Darüber hinaus können diese Informationen im weiteren

Behandlungsverlauf zur Steuerung der Therapie genutzt werden. Dabei werden simultan zur Behandlungsstrahlung Diagnoseimpulse mit niedriger Energie erzeugt, welche dem Behandlungslaserpuls aufmoduliert oder vorweggeschickt werden. Die Messstrahlung kann dabei entweder von einer zusätzlichen Strahlungsquelle vorweggeschickt oder aber durch eine Modulation während der Koagulationsbestrahlung mit der Behandlungsstrahlungsquelle erzeugt werden.

10 Aus der Patentschrift DE 30 24 169 C2 sind ein weiteres Verfahren und eine weitere Vorrichtung zum Betreiben eines Photokoagulators für biologisches Gewebe insbesondere in der Augenheilkunde bekannt. Hierbei ist eine Einrichtung vorgesehen, welche den zeitlichen Verlauf der an der
15 Koagulationsstelle herrschenden Leuchtdichte misst, welche durch die Behandlungsstrahlungsquelle oder einen von einer zusätzlichen Strahlungsquelle erzeugten Messstrahl hervorgerufen wird. Der zeitliche Verlauf der Leuchtdichte während der Strahlungsbehandlung wird dabei zur Regelung der
20 Expositionsparameter herangezogen.

Aufgabe

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, den apparativen
25 Aufwand zu verringern und dennoch eine besonders genaue Temperaturführung bei der Bestrahlungsbehandlung zu ermöglichen.

Lösung

30 Die erfindungsgemäße Aufgabe wird hinsichtlich des gattungsgemäßen Verfahrens dadurch gelöst, dass Messstrahlungspulse und Pulse der Behandlungsstrahlung dem zu behandelnden Gewebe aus der gleichen Strahlungsquelle
35 aufeinander folgend zugeführt werden. In Bezug auf eine Vorrichtung der eingangs genannten Art erfolgt die Lösung dadurch, dass die Systemsteuerung zur Erzeugung von

aufeinander folgenden Pulsen der Behandlungsstrahlungen und Messstrahlungspulsen aus nur einer Strahlungsquelle, insbesondere einem modulierbaren cw-Laser, vorgesehen ist. Zusätzliche interne oder externe Modulatoren kommen dabei
5 vorzugsweise nicht zum Einsatz.

Die Abfolge ist vorzugsweise alternierend ausgebildet, wobei auf genau einen Messstrahlungspuls genau ein Puls der Behandlungsstrahlung vorgesehen ist. Grundsätzlich ist es
10 jedoch auch vorstellbar, zur Kontrolle des Messergebnisses zwei oder mehrere Messstrahlungspulse aufeinander folgen zu lassen oder den Puls der Behandlungsstrahlung zu unterbrechen, sofern im Verlauf der Behandlung wenigstens einem Messstrahlungspuls ein Puls der Behandlungsstrahlung
15 und/oder wenigstens einem Puls der Behandlungsstrahlung ein Messstrahlungspuls folgt.

Durch die Erzeugung von Behandlungsstrahlung und Messstrahlungspulsen mittels nur einer einzigen Strahlungsquelle
20 wird der Bauaufwand ohne Verringerung der Messgenauigkeit reduziert. Darüber hinaus sind Behandlungsstrahlung und Messstrahlungspuls ohne weiteres Zutun auf dasselbe Zielvolumen im zu behandelnden Gewebe justiert.

25 Nach einer besonderen Ausbildung des erfindungsgemäßen Verfahrens werden Messstrahlungspulse und die Pulse der Behandlungsstrahlung von einem cw-Laser erzeugt, welcher durch eine entsprechende Modulation in besonderer Weise zur Erzeugung von schnell aufeinander folgenden Strahlungspulsen
30 unterschiedlicher Charakteristik geeignet ist.

Der Messstrahlungspuls besitzt vorzugsweise eine Pulsenergie von 1 μJ bis 20 μJ , vorzugsweise größer 5 μJ , und/oder eine Pulslänge von 0,2 μs bis 2 μs . Hierdurch wird eine für eine
35 genaue Messung besonders geeignete Druckwelle erzeugt, ohne dass der Messstrahlungspuls seinerseits signifikant zur Koagulation des Gewebes beiträgt. Mit besonderem Vorteil

beträgt die Pulsspitzenleistung des Messstrahlungspulses dabei das 1,5 bis 5fache der Pulsleistung der Behandlungsstrahlung. Weiterhin ist eine Pulsfolge besonders günstig, bei welcher die Pulslänge des Behandlungsstrahles
5 das 100fache bis 1000fache der Pulslänge des Messstrahlungspulses beträgt.

Mit Vorteil wird der Messstrahlungspuls mit einer Repetitionsrate von 500 Hz bis 10 kHz, vorzugsweise kleiner 1
10 kHz, erzeugt. Bei zu hohen Repetitionsraten würden sich die optisch erzeugten akustischen Wellen innerhalb des Auges und/oder des Detektors überlagern und zu einer Verfälschung oder zum Verlust von Primärinformation führen.

15 Ein besonders genaues Messergebnis wird erzielt, wenn die ansteigende Flanke des Messstrahlungspulses steiler als die ansteigende Flanke des Pulses des Behandlungsstrahles und/oder die abfallende Flanke des Messstrahlungspulses steiler als die abfallende Flanke des Pulses des
20 Behandlungsstrahles eingestellt werden. Die Anstiegs- und/oder Abfallzeit des Messstrahlungspulses beträgt besonders bevorzugt etwa das 0,01fache bis 0,1fache, insbesondere etwa das 0,05fache, der Anstiegs- und/oder Abfallzeit des Pulses der Behandlungsstrahlung. Ebenfalls ist bevorzugt vorgesehen,
25 dass zwischen Messstrahlungspuls und dem darauf folgenden Puls der Behandlungsstrahlung eine Phase vollständiger oder insbesondere unvollständiger Leistungsreduzierung über einen Zeitraum von 0,5 μ s bis 100 μ s und/oder zwischen Puls der Behandlungsstrahlung und dem darauf folgenden
30 Messstrahlungspuls eine Phase einer Leistungsreduzierung über einen Zeitraum von 50 μ s bis 350 μ s erfolgt.

Der zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens und zur Verwendung in der genannten Vorrichtung vorzugsweise
35 vorgesehene modulierbare Laser weist mit Vorteil ein aktives Medium auf, welches die beim Pumpprozess zugeführte Energie für einen gewissen Zeitraum beispielsweise in Form einer

Besetzungsinversion speichert und bei einem Anschwingen des Lichtfeldes im Laserresonator im Wesentlichen als Einzelimpuls / Erstimpuls abgibt. Ein geeignetes Medium weist beispielsweise Festkörperlaser auf, deren energetische Speicherzeit (auch Fluoreszenzlebensdauer oder Lebensdauer im oberen Laserniveau) üblicherweise im Bereich von 50 μ s bis 1 ms liegt. Eine Besetzungsinversion liegt vor, wenn die Besetzung des energetisch höheren, am Laserverstärkungsprozess beteiligten oberen Laserniveaus größer ist als die des beteiligten unteren Laserniveaus.

Bevorzugt erfolgt die Modulation des Lasers in der Weise, dass zunächst eine Auszeit der Laserpumpquelle eingestellt wird, welche in etwa der genannten Speicherzeit des aktiven Lasermediums entspricht, um das vorhandene Strahlungsfeld im Laserresonator zu löschen und eine restliche Besetzungsinversion durch spontanen Zerfall abzubauen.

Durch ein schnelles Einschalten der Laserpumpquelle innerhalb von ca. 1-10 μ s wird infolge des mangelnden Strahlungsfeldes im Resonator zunächst ein überhöhter Aufbau der Inversion induziert, welche sich nach der dann folgenden Einstellung eines Strahlungsfeldes im Resonator (Anschwingvorgang) schlagartig wieder abbaut, wobei ein kurzer, intensiver Puls (Erstimpuls) entsteht, der Impulsdauern von etwa 1 μ s und Leistungsspitzenwerte von etwa 10 W (Pulsenergie 10 μ J), bei einer maximalen cw-Laserleistung des Lasers von ca. 2 W, erreicht. Diese so erzeugten Pulse sind geeignet, ein auswertbares, optoakustisches Signal zu erzeugen.

Um insbesondere die fallende Flanke des Erstimpulses für die optoakustische Wirkung zu optimieren, wird bevorzugt die Laserpumpleistung anschließend kurzzeitig (z.B. für etwa 2 μ s) unter die danach folgende cw -Leistung geregelt.

Nach diesem Modulationszyklus bis höchstens zum Ende der durch die Repetition bestimmten Periodendauer wird die

Laserpumpquelle kontinuierlich auf das für die Photokoagulation notwendige Niveau (z.B. für eine Laserausgangsleistung von 2W) geregelt, bis ein erneuter Modulationszyklus einsetzt. Diese Regelung erfolgt bevorzugt
5 über eine Steuereinrichtung.

Bevorzugt werden dabei die Anstiegs- und Abfallzeiten des Koagulationsimpulses möglichst lange gewählt, damit diese keine zusätzliche detektierbare optoakustische
10 Drucktransiente generieren. Bevorzugt werden dazu Zeiten im Bereich von 10µs - 50µs eingestellt.

Die periodische Ansteuerung des Lasers wird bevorzugt so lange fortgesetzt, bis das durch die erzeugte
15 Photokoagulation bestimmte Abschaltkriterium erreicht ist und der Koagulationsprozess kontrolliert abgebrochen wird.

Zur Umsetzung der Erfindung besonders bevorzugt ist ein diodengepumpter Festkörperlaser, insbesondere ein Neodym-
20 Yttrium-Vanadat-Festkörperlaser mit einer Wellenlänge von 1064 nm und Frequenzkonversion zur Wellenlänge 532 nm. Aufgrund der relativ kurzen Fluoreszenzlebensdauer des laseraktiven Mediums von 100 µs lässt sich die Ausschaltdauer bei der Modulation auf eine entsprechend geringe Zeitdauer
25 begrenzen. Die Erzeugung und Steuerung der Strahlungspulse kann bei einem diodengepumpten Laser auf einfache Weise durch Modulation der Pumpquelle mittels geeigneter Beeinflussung des Diodenstroms durch die Systemsteuerung erfolgen.

30 Weiterhin kann mit Vorteil ein diodengepumpter Scheibenlaser, insbesondere ein Neodym-Yttrium-Vanadat-Scheibenlaser mit Frequenzverdopplung, zur Anwendung kommen. Durch die Ausbildung des Lasermediums als sehr dünne, in axialer Richtung gekühlte Scheibe wird der Aufbau einer thermischen
35 Linse minimiert. Dies stellt insbesondere sicher, dass sich die Strahlungsparameter bei zeitlich variierender Ansteuerung während der Modulation und der Koagulationsdauer nicht

verändern und somit der erfindungsgemäße Vorteil der Übereinstimmung von Mess- und Koagulationsvolumen in besonderer Weise zum Tragen kommt.

5 Weitere geeignete Strahlungsquellen können beispielsweise Diodenlaser, YAG-Laser oder diodengepumpte Halbleiterlaser sein. Weiterhin ist in nicht abschließender Aufzählung auch der Einsatz fokussierten Lichtes einer Xenonlampe, von Licht emittierenden Dioden (LED) oder Superlumineszenzdiode (SLD)
10 möglich.

Grundsätzlich werden auch beispielsweise aus DE 10 2006 019 127 A1 bekannte Multiwellenlängen-Lasersysteme mit mehreren Strahlungsquellen von der beanspruchten Erfindung erfasst,
15 sofern eine dieser Strahlungsquellen sowohl einen Messstrahlpuls als auch einen darauf folgenden Puls der Behandlungsstrahlung erzeugt. Die übrigen Strahlungsquellen werden dabei beispielsweise nur zusätzlich zur Koagulation verwendet und können die gleiche oder aber auch verschiedene
20 Wellenlängen aufweisen.

Figuren

Die Figuren stellen beispielhaft und schematisch eine
25 Ausführung der Erfindung dar.

Es zeigen:

Fig. 1 eine Prinzipskizze des Aufbaus einer Vorrichtung
30 gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung;

Fig. 2 ein Diagramm der Strahlungsleistung über die Zeit
bei der Durchführung eines erfindungsgemäßen
35 Verfahrens.

Die in Fig. 1 dargestellte Vorrichtung besteht aus einer Strahlungsquelle 1 in Form eines diodengepumpten cw-Lasers 2, welcher einen zur Behandlung eines Auges 3 vorgesehenen Laserstrahl 4 erzeugt. Der Laserstrahl 4 wird dem Auge 3
5 üblicherweise mittels eines nicht dargestellten Lichtleiters und einer Bestrahlungsoptik 5 durch ein Kontaktglas 6 hindurch zugeführt und trifft auf dem Augenhintergrund 7 auf.

Das Kontaktglas 6 ist mit einem Detektor 8 ausgestattet, der
10 durch das Auftreffen des Laserstrahls 4 auf den Augenhintergrund 7 erzeugte Druckwellen 9 erfasst und die ermittelten Informationen an die Systemsteuerung 10 weiterleitet. Die Systemsteuerung 10 ist ihrerseits mit der Strahlungsquelle 1 wirkverbunden.

15 Bei Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens zur nichtinvasiven Temperaturbestimmung an dem im Ausführungsbeispiel mit dem Laserstrahl 4 behandelten Augenhintergrund 7 werden von der an diesem Vorgang einzig
20 beteiligten Strahlungsquelle 1, wie aus Fig. 2 ersichtlich, in alternierender Folge Messstrahlungspulse 11 und Pulse 12 der Behandlungsstrahlung erzeugt, welche am Augenhintergrund 7 dasselbe Zielvolumen treffen.

25 Jeder Messstrahlungspuls 11 weist eine Impulsbreite von etwa 1 μ s und eine Impulsspitzenleistung von rund 10 W bei einer Impulsenergie von etwa 10 μ J auf, wobei die mittlere Leistung des cw-Lasers nur rund 2 W betragen muss. Die ansteigende Flanke 13 und die abfallende Flanke 14 des Messstrahlungspulses
30 11 verlaufen steil, so dass die Anstiegs- und/oder Abfallzeit des Messstrahlungspulses 11 entsprechend kurz sind.

Die Anstiegs- und Abfallzeiten des auf den Messstrahlungspuls 11 folgenden Pulses 12 des Behandlungsstrahles sind deutlich
35 länger und betragen vorzugsweise 10 μ s bis 50 μ s. Ihre Dauer ist damit im Ausführungsbeispiel rund 20mal höher als

Anstiegs- und/oder Abfallzeit des Messstrahlpulses 11, wodurch die ansteigende Flanke 15 und die abfallende Flanke 16 vergleichsweise flach verlaufen. Diese Ausbildung ist für den Koagulationsprozess besonders vorteilhaft. Die Leistung der Behandlungsstrahlung liegt im Ausführungsbeispiel bei 2 W, wobei der Puls 12 des Behandlungsstrahles über die Systemsteuerung 10 auf Wunsch zusätzlich unterbrochen werden kann. Zur Unterbrechung kann beispielsweise eine nicht dargestellte, von der Systemsteuerung angesteuerte Blende dienen.

Zwischen dem Messstrahlpuls 11 und dem darauf zeitlich folgenden Puls 12 der Behandlungsstrahlung ist eine Phase 17 reduzierter Laserleistung vorgesehen, in welcher der cw-Laser 2 aber weiterhin mit einer Restleistung (> 0 W) betrieben wird. Der Laserpumpstrom ist dabei so bemessen, dass er eine Stromstärke > 0 A aufweist, aber unterhalb der Laserschwelle des cw-Lasers 2 liegt. Eine weitere Phase 18 einer entsprechenden Reduzierung der Laserleistung wird über einen etwas längeren Zeitraum zwischen dem Puls 12 der Behandlungsstrahlung und dem darauf zeitlich folgenden Messstrahlpuls 11 eingeleitet.

Dieser Vorgang wiederholt sich vorzugsweise mit einer Repetitionsfrequenz von 1 kHz (Periodendauer 1000 μ s). Jeder Modulationszyklus besteht dabei beispielsweise aus einer Abfolge von Verfahrensschritten folgender Dauer:

100 μ s	Auszeit der Pumpquelle des cw-Lasers 2 als Löschzeit des Strahlungsfelds, führt zu Inversionszerfall;
-------------	---

10 μ s	Einschalten der Pumpquelle (Anschwingen des Messstrahlpulses 11);
------------	---

1 μ s	Dauer des Messstrahlpulses 11;
-----------	--------------------------------

- 20 μ s Nachregelzeit (Phase 17) mit reduzierter Pumpleistung;
- 5 869 μ s Dauer des Pulses 12 der Behandlungsstrahlung (Koagulationsdauer) mit einer kontinuierlichen Pumpleistung für eine Laser-Ausgangsleistung von 2 W und Anstiegs- und Anfallzeiten von je 50 μ s.
- 10 Die periodische Ansteuerung der Strahlungsquelle 1 wird fortgesetzt, bis das durch die Photokoagulation bestimmte Abschaltschaltkriterium erreicht ist und der Koagulationsprozess von der Systemsteuerung 10 kontrolliert abgebrochen wird. Die Dauer der Koagulationszeit verlängert
- 15 sich gegenüber einer nicht erfindungsgemäß temperaturgeregelten Behandlung um rund 10%. Dieser zeitliche Mehraufwand wird jedoch durch die mit der Erfindung erzielten Vorteile überkompensiert.

Bezugszeichenliste

1	Strahlungsquelle
2	cw-Laser
3	Auge
4	Laserstrahl
5	Bestrahlungsoptik
6	Kontaktglas
7	Augenhintergrund
8	Detektor
9	Druckwelle
10	Systemsteuerung
11	Messstrahlungspuls
12	Puls (der Behandlungsstrahlung)
13	Flanke (des Messstrahlungspulses, ansteigend)
14	Flanke (des Messstrahlungspulses, abfallend)
15	Flanke (Behandlungsstrahlpuls, ansteigend)
16	Flanke (Behandlungsstrahlpuls, abfallend)
17, 18	Phase (Strahlungsreduzierung)
A	Ampere
P	Leistung (der Strahlungsquelle)
s	Sekunde
t	Zeit
W	Watt

Patentansprüche

1. Verfahren zur nichtinvasiven Temperaturbestimmung an mit
einer Behandlungsstrahlung behandeltem biologischen
Gewebe, insbesondere an einem mittels Laserstrahlung
behandelten Augenhintergrund (7), bei welchem mittels
Messstrahlungspulsen (11) eine von der
Behandlungstemperatur abhängige Reaktion, insbesondere
eine Druckwelle, erzeugt und mittels Detektoren (8)
erfasst wird, dadurch gekennzeichnet, dass
Messstrahlungspulse (11) und Pulse (12) der
Behandlungsstrahlung dem zu behandelnden Gewebe aus der
gleichen Strahlungsquelle (1) aufeinander folgend,
insbesondere alternierend zugeführt werden.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass
Messstrahlungspulse (11) und Pulse (12) der
Behandlungsstrahlung von einem modulierten Cw-Laser
erzeugt werden.
3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass
der modulierte Cw-Laser eine alternierende
Erstimpulserzeugung in Kombination mit einer zeitlich
dominanten cw-Emission nutzt.
4. Verfahren nach Anspruch 1, 2 oder 3, dadurch
gekennzeichnet, dass der Messstrahlungspuls (11) eine
Pulsenergie von 1 μJ bis 20 μJ , vorzugsweise größer 5 μJ ,
und/oder eine Pulslänge von 0,2 μs bis 2 μs besitzt.
5. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass
die Pulsspitzenleistung des Messstrahlungspulses (11) das
1,5 bis 5fache der Spitzenleistung des Pulses (12) der
Behandlungsstrahlung beträgt.
6. Verfahren nach Anspruch 4 oder 5, dadurch gekennzeichnet,
dass die Länge des Pulses (12) des Behandlungsstrahles

das 100fache bis 1000fache der Pulslänge des
Messstrahlungspulses (11) beträgt.

- 5 7. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet, dass der Messstrahlungspuls (11)
mit einer Repetitionsrate von 500 Hz bis 10 kHz,
vorzugsweise kleiner 1 kHz, erzeugt wird.
- 10 8. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet, dass die ansteigende Flanke (13)
des Messstrahlungspulses (11) steiler als die ansteigende
Flanke (15) des Pulses (12) des Behandlungsstrahles
eingestellt wird.
- 15 9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet, dass die abfallende Flanke (14)
des Messstrahlungspulses (11) steiler als die abfallende
Flanke (16) des Pulses (12) des Behandlungsstrahles
eingestellt wird.
- 20 10. Verfahren nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet,
dass die Anstiegs- und/oder Abfallzeit des
Messstrahlungspulses (11) etwa das 0,01fache bis 0,1fache,
insbesondere etwa das 0,05fache, der Anstiegs- und/oder
25 Abfallzeit des Pulses (12) der Behandlungsstrahlung
beträgt.
- 30 11. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet, dass zwischen Messstrahlungspuls
(11) und dem darauf folgenden Puls (12) der
Behandlungsstrahlung eine Phase (17) einer
Leistungsreduzierung über einen Zeitraum von 0,5 μ s bis
100 μ s erfolgt.
- 35 12. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet, dass zwischen Puls (12) der
Behandlungsstrahlung und dem darauf folgenden

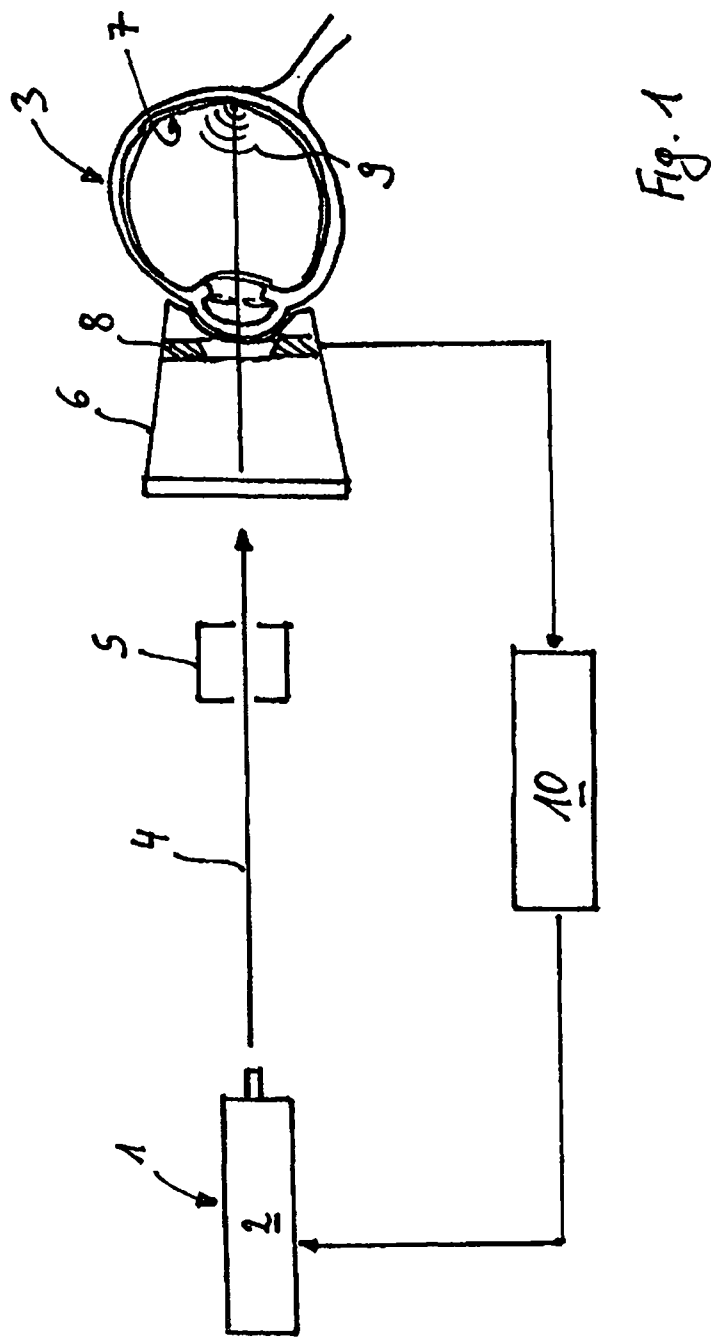
Messstrahlungspuls (11) eine Phase (18) einer Leistungsreduzierung über einen Zeitraum von 50 μ s bis 350 μ s erfolgt.

- 5 13. Vorrichtung zur nichtinvasiven Temperaturbestimmung an mit einer Behandlungsstrahlung behandeltem biologischen Gewebe, insbesondere an einem mittels Laserstrahlung behandelten Augenhintergrund (7), mit einer Strahlungsquelle (1), einer Bestrahlungsoptik (5),
10 Detektoren (8) zur Bestimmung einer Reaktion, insbesondere einer Druckwelle, sowie einer zur Steuerung von Behandlungsstrahlung und Messstrahlungspulsen (11) geeigneten Systemsteuerung (10), dadurch gekennzeichnet, dass die Systemsteuerung (10) zur Erzeugung von
15 aufeinander folgenden, insbesondere alternierenden Pulsen (12) von Behandlungsstrahlung und Messstrahlungspulsen (11) aus nur einer Strahlungsquelle (1), insbesondere einem modulierbaren Laser, vorgesehen ist.
- 20 14. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass die Strahlungsquelle (1) ein cw-Laser (continuous wave laser 12), ist.
15. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet,
25 dass die Strahlungsquelle (1) ein modulierter cw-Laser (continuous wave laser 12), ist, der insbesondere eine alternierende Erstimpulserzeugung in Kombination mit einer zeitlich dominanten cw-Laseremission nutzt.
- 30 16. Vorrichtung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass der cw-Laser (12) ein vorzugsweise diodengepumpter Festkörperlaser ist.
17. Vorrichtung nach Anspruch 14, durch gekennzeichnet, dass
35 der cw-Laser (12) ein diodengepumpter Scheibenlaser, insbesondere ein Neodym-Yttrium-Vanadat-Scheibenlaser, ist.

18. Vorrichtung nach Anspruch 14, durch gekennzeichnet, dass der cw-Laser (12) ein diodengepumpter Halbleiterlaser ist.

5

19. Vorrichtung nach Anspruch 14, durch gekennzeichnet, dass der cw-Laser (12) ein elektrisch gepumpter Halbleiterlaser ist.



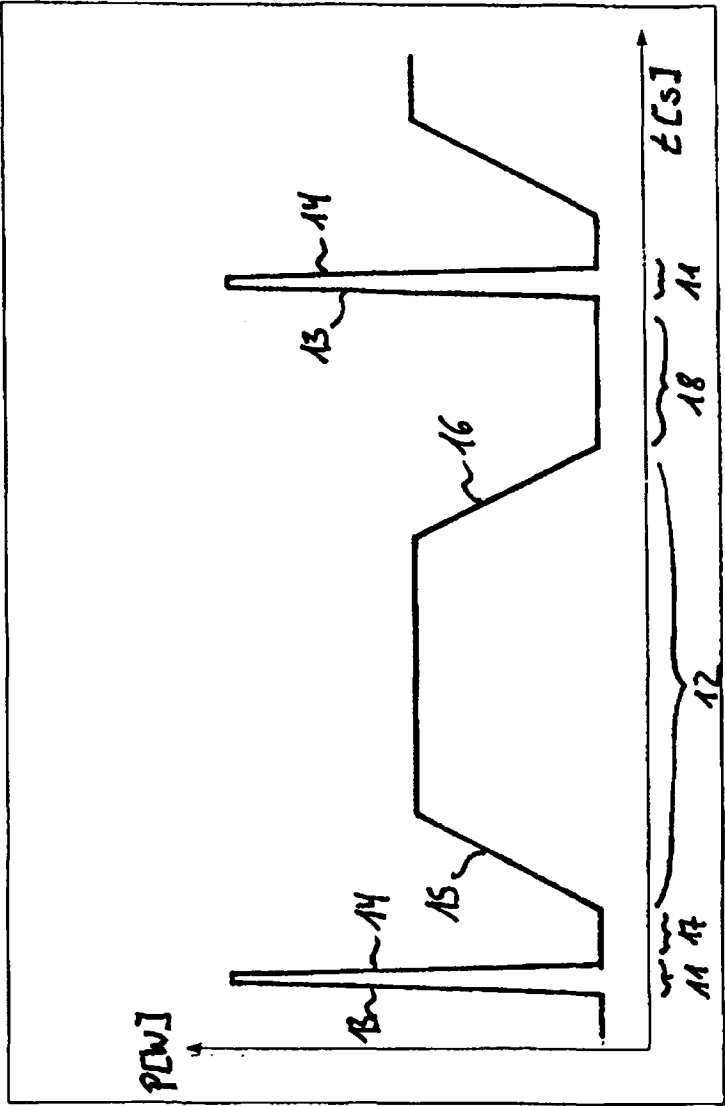


Fig. 2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2010/002048

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61F9/008

ADD. A61B5/00

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61F A61B

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

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

EP0-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	EP 1 279 385 A1 (MEDIZINISCHES LASERZENTRUM LUE [DE]) 29 January 2003 (2003-01-29) cited in the application paragraph [0030]; figures 1-3	13-19
Y	DE 199 16 653 A1 (LUBATSCHOWSKI HOLGER [DE]) 19 October 2000 (2000-10-19) cited in the application column 3, lines 3-24 column 4, lines 24-29 claim 3	13-19
A	WO 02/21646 A1 (LUMENIS INC [US]; HUNZIKER LUKAS [US]; FRANGINEAS GEORGE [US]) 14 March 2002 (2002-03-14) page 1, lines 13-20 claims 5,6	16-19
	----- -/-	



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

10 June 2010

Date of mailing of the international search report

17/06/2010

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

Lohmann, Stefan

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2010/002048

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X,P	WO 2009/056099 A2 (MEDIZINISCHES LASERZENTRUM LUE [DE]; BRINKMANN RALF [DE]) 7 May 2009 (2009-05-07) page 7, lines 24-30 -----	13-15
A	DE 199 32 477 A1 (MEDIZINISCHES LASERZENTRUM LUE [DE]) 8 February 2001 (2001-02-08) the whole document -----	13-19

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/EP2010/002048

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.: **1-12**
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/EP2010/002048

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 1279385	A1	29-01-2003	DE 10135944 A1 US 2003032949 A1	20-02-2003 13-02-2003
DE 19916653	A1	19-10-2000	NONE	
WO 0221646	A1	14-03-2002	AU 9452901 A	22-03-2002
WO 2009056099	A2	07-05-2009	DE 102007052103 A1	07-05-2009
DE 19932477	A1	08-02-2001	US 6671043 B1	30-12-2003

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2010/002048

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

INV. A61F9/008

ADD. A61B5/00

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

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

A61F A61B

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

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

EP0-Internal

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	EP 1 279 385 A1 (MEDIZINISCHES LASERZENTRUM LUE [DE]) 29. Januar 2003 (2003-01-29) in der Anmeldung erwähnt Absatz [0030]; Abbildungen 1-3 -----	13-19
Y	DE 199 16 653 A1 (LUBATSCHOWSKI HOLGER [DE]) 19. Oktober 2000 (2000-10-19) in der Anmeldung erwähnt Spalte 3, Zeilen 3-24 Spalte 4, Zeilen 24-29 Anspruch 3 -----	13-19
A	WO 02/21646 A1 (LUMENIS INC [US]; HUNZIKER LUKAS [US]; FRANGINEAS GEORGE [US]) 14. März 2002 (2002-03-14) Seite 1, Zeilen 13-20 Ansprüche 5,6 ----- -/-	16-19



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

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

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

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

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

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

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

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

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

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

10. Juni 2010

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

17/06/2010

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

Lohmann, Stefan

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X, P	WO 2009/056099 A2 (MEDIZINISCHES LASERZENTRUM LUE [DE]; BRINKMANN RALF [DE]) 7. Mai 2009 (2009-05-07) Seite 7, Zeilen 24-30 -----	13-15
A	DE 199 32 477 A1 (MEDIZINISCHES LASERZENTRUM LUE [DE]) 8. Februar 2001 (2001-02-08) das ganze Dokument -----	13-19

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2010/002048

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. 1-12
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 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.

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2010/002048

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
EP 1279385	A1	29-01-2003	DE	10135944 A1	20-02-2003
			US	2003032949 A1	13-02-2003
DE 19916653	A1	19-10-2000	KEINE		
WO 0221646	A1	14-03-2002	AU	9452901 A	22-03-2002
WO 2009056099	A2	07-05-2009	DE	102007052103 A1	07-05-2009
DE 19932477	A1	08-02-2001	US	6671043 B1	30-12-2003

专利名称(译)	用治疗放射治疗的生物组织中的非侵入性温度测定的方法和装置		
公开(公告)号	EP2413854A1	公开(公告)日	2012-02-08
申请号	EP2010712354	申请日	2010-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	卡尔蔡司医疗技术股份公司		
申请(专利权)人(译)	卡尔蔡司AG		
当前申请(专利权)人(译)	卡尔蔡司AG		
[标]发明人	DICK MANFRED DENNER RENE KNOKE STEFAN		
发明人	DICK, MANFRED DENNER, RENÉ KNOKE, STEFAN		
IPC分类号	A61F9/008 A61B5/00		
CPC分类号	A61F9/008 A61B5/0095 A61B5/01 A61B2017/00084 A61B2017/00128 A61F9/00727 A61F9/00821 A61F2009/00863		
代理机构(译)	BECK , BERNARD		
优先权	102009016184 2009-04-03 DE		
其他公开文献	EP2413854B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用治疗辐射治疗的生物组织中的非侵入性温度测定方法，特别是在通过激光辐射处理的眼底（7）中，其中通过测量辐射脉冲（11）进行反应，其中取决于处理温度，特别是冲击波，产生并通过检测器（8）检测。根据本发明，治疗辐射的测量辐射脉冲（11）和脉冲（12）被连续地，特别是以交替的方式从相同的辐射源（1）供应到待治疗的组织。适用于实现本发明的装置具有辐射源（1），辐照透镜系统（5），探测器（8）确定反应，特别是冲击波，以及适于控制治疗辐射和测量辐射脉冲的系统控制器（10），其中系统控制器（10）用于产生连续的，特别是交替的脉冲（12）仅来自一个辐射源（1）的辐射和测量辐射脉冲（11），特别是可以调制的激光。通过仅通过单个辐射源产生治疗辐射和测量辐射脉冲，减少了构造工作而不降低测量精度。此外，治疗辐射和测量辐射脉冲被调整到待治疗组织中的相同目标体积，而不再进一步帮助。