



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2007 005 699 A1** 2008.08.07

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2007 005 699.2**

(22) Anmeldetag: **05.02.2007**

(43) Offenlegungstag: **07.08.2008**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 18/20** (2006.01)

A61F 9/008 (2006.01)

A61B 3/10 (2006.01)

G01N 21/39 (2006.01)

(71) Anmelder:
Carl Zeiss Meditec AG, 07745 Jena, DE

(74) Vertreter:
DTS München Patent- und Rechtsanwälte, 80538 München

(72) Erfinder:
Zimare, Diego, 07952 Pausa, DE; Dick, Manfred, Dr., 07926 Gefell, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht zu ziehende Druckschriften:

DE 196 35 998 C1

DE 39 36 716 A1

DE 30 24 169 A1

US 59 43 117 A

US 47 58 081

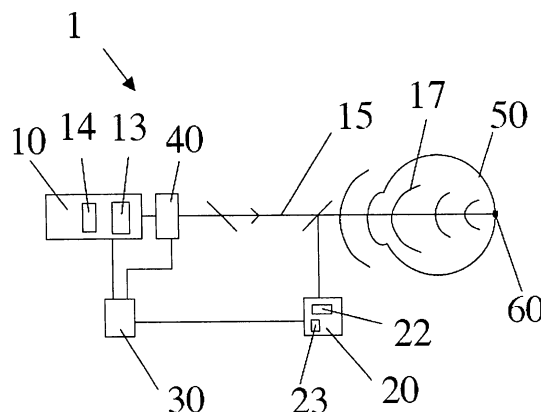
EP 06 97 611 A2

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Rechercheantrag gemäß § 43 Abs. 1 Satz 1 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Koagulationssystem**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Koagulationssystem zur Koagulation von organischen Geweben, insbesondere der Retina, aufweisend einen Laser, einen Detektor, eine Steuerungseinrichtung und einen Unterbrecher, wobei der Laser eingerichtet ist, einen Arbeitsstrahl zu emittieren, der Detektor einen Dimensionsmesser aufweist und eingerichtet ist, ein Signal zu detektieren, das zu einem Koagulationsgrad des Gewebes korrespondiert, und die Detektion des Signals an die Steuerungseinrichtung weiterzuleiten, die Steuerungseinrichtung eingerichtet ist, einen Unterbrecher zu aktivieren, und der Unterbrecher eingerichtet ist, das Emittieren von Strahlung mit mindestens einer Wellenlänge des Arbeitsstrahls des Lasers zu unterbrechen.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Koagulationssystem zur Koagulation von organischen Geweben.

[0002] Die Lichtkoagulation wurde erstmals Ende der 40er Jahre durch das fokussierte Licht einer axialen Hochdrucklampe zur Behandlung verschiedener Erkrankungen der Netzhaut – beispielsweise der diabetischen Retinopathie – eingesetzt. Durch Absorption des Laserstrahls insbesondere im Pigmentepithel, einer in der Netzhaut liegenden, einen dunklen Farbstoff, insbesondere Melanin tragenden Schicht, wird die Netzhaut erwärmt und koaguliert. Dadurch wird der Stoffwechsel auf die noch gesunden Bereiche der Netzhaut fokussiert. Außerdem werden biochemische Kofaktoren stimuliert. Der Krankheitsverlauf wird so deutlich verlangsamt oder gestoppt.

[0003] In der DE 30 24 169 ist ein Verfahren zum Betreiben eines Fotokoagulators für biologisches Gewebe beschrieben. In der DE 39 36 716 ist eine Vorrichtung zur thermischen Veränderung von biologischem Gewebe beschrieben.

[0004] Nachteilig bei den in den beiden Druckschriften beschriebenen Vorrichtungen ist jedoch, dass bei deren Anwendung erhaltungswürdiges Gewebe, insbesondere die in Strahlrichtung vor dem retinalem Pigmentepithel befindliche Photorezeptorenschicht zerstört wird. Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, ein Koagulationssystem zur Koagulation von organischen Geweben bereitzustellen, das die Zerstörung erhaltungswürdigen Gewebes minimiert.

[0005] Die Aufgabe wird gelöst durch ein Koagulationssystem zur Koagulation von organischen Geweben, insbesondere der Retina, aufweisend einen Laser, einen Detektor, eine Steuerungseinrichtung und einen Unterbrecher, wobei der Laser eingerichtet ist, einen Arbeitsstrahl zu emittieren, der Detektor einen Dimensionsmesser aufweist und eingerichtet ist, ein Signal zu detektieren und die Detektion eines Signals an die Steuerungseinrichtung weiterzuleiten, die Steuerungseinrichtung eingerichtet ist, einen Unterbrecher zu aktivieren, der Unterbrecher eingerichtet ist, das Emittieren von Strahlung mit mindestens einer Wellenlänge des Arbeitsstrahls des Lasers zu unterbrechen, und das Signal zu einem Koagulationsgrad oder Veränderungsgrad des Gewebes korrespondiert. Vorzugsweise ist die Steuerungseinrichtung eingerichtet, den Unterbrecher zu schalten, wenn die Detektorsignale vorgegebene Grenzwerte überschreiten.

[0006] Bevorzugt werden Argonlaser, Dioden-Laser, diodengepumpte Festkörperlaser, diodengepumpte Halbleiterlaser, frequenzverdoppelte Nd:YAG-Laser, etc. eingesetzt. Die Laser können gepulst oder als CW-Laser eingesetzt werden. Dane-

ben sind auch weitere Lichtquellen denkbar, wie beispielsweise fokussiertes Licht einer Xenonlampe, von Licht emittierenden Dioden (LED's), Superlumineszenzdioden (SLD's), etc. Vorzugsweise werden Lasersysteme, besonders bevorzugt Multilängensysteme eingesetzt, die eingerichtet sind, Wellen mit grüner, gelber, roter und infraroter Wellenlänge zu emittieren. Zur Koagulation insbesondere eingesetzte Wellenlängen liegen im grünen Wellenlängenbereich (514 nm, 532 nm) wo die vergleichsweise höchste Absorption des Photopigmentes Melanin vorliegt oder im gelben Spektralbereich (561–580 nm) wo die Absorption des Blutfarbstoffes Hämoglobin maximal ist. Für Koagulationen hoher Eindringtiefe nutzt man rote Wellenlängen (630–690 nm) oder infrarote Wellenlängen wie z. B. 810 nm.

[0007] Als Detektor ist jede Einrichtung geeignet, die das Vorhandensein von Strahlung erfassen kann. Vorzugsweise ist der Detektor geeignet, Strahlungsdichte und/oder Strahlungsrichtung und/oder eine Wellenlänge der Strahlung festzustellen. Vorzugsweise ist der Detektor ein Smartsensor, der einen Mikroprozessor aufweist. Vorzugsweise wird als Detektor eine Fozelle, eine Fotodiode oder ein Fotomultiplier, besonders bevorzugt ein Halbleiterdetektor, vorzugsweise aus Silizium oder Germanium, wie beispielsweise ein Charge-coupled Device, besonders bevorzugt ein Bolometer oder Pyrometer, eingesetzt. Die Detektoren sind vorzugsweise in einem Detektionssystem angeordnet. Vorzugsweise ist das Detektionssystem ein Interferometer.

[0008] Als Steuerungseinrichtung ist jede Einrichtung geeignet, die ein Gerät abhängig von einer Eingangsgröße steuern kann. Die Steuerung weist vorzugsweise sowohl mindestens eine Eingabe- als auch mindestens eine Ausgabeschnittstelle auf. Vorzugsweise ist die Steuerung programmierbar. Vorzugsweise wird eine verbindungsprogrammierte Steuerung, besonders bevorzugt eine speicherprogrammierte Steuerung, eingesetzt. Vorzugsweise weist die Steuerung eine Prozessorarchitektur auf.

[0009] Als Unterbrecher ist jede Einrichtung geeignet, die dazu eingerichtet ist, den Arbeitsstrahl eines Lasers ganz oder teilweise zu unterbrechen. Vorzugsweise wird als Unterbrecher eine Einrichtung eingesetzt, die den Laser abschaltet. Besonders bevorzugt wird eine Blende eingesetzt, die geeignet ist, den Arbeitsstrahl eines Lasers zu begrenzen oder zu unterbrechen. Dazu wird die Blende vorzugsweise in einem Bereich positioniert, durch den Laserstrahl hindurchgeht. Besonders bevorzugt wird als Unterbrecher ein Filter eingesetzt. Zum Unterbrechen ist der Filter vorzugsweise in den Arbeitsstrahl führbar. Der Filter unterbricht insbesondere nur einen Teil des Arbeitsstrahls, vorzugsweise unterbricht der Filter nur Wellen des Arbeitsstrahls, die eine bestimmte Länge aufweisen, besonders bevorzugt unterbricht

der Filter den Arbeitsstrahl vollständig.

[0010] Der Unterbrecher ist vorzugsweise eingerichtet, die Emission einzelner Wellen mit bestimmten Wellenlängen eines Lasers bzw. Lasersystems, der bzw. das vorzugsweise Wellen mit Wellenlängen im sichtbaren Bereich, besonders bevorzugt Wellen mit Wellenlängen im Infrarotbereich emittiert, zu unterbrechen. Vorzugsweise werden dabei Wellen mit Wellenlängen im sichtbaren Bereich, besonders bevorzugt Wellen mit Wellenlängen im Infrarotbereich unterbrochen. Besonders bevorzugt ist der Unterbrecher auch dazu eingerichtet, Wellen unabhängig von einer detektierten Koagulation zu unterbrechen. So können patientenindividuell vorgewählte Koagulationszeiten mit Hilfe des Unterbrechers auch serienhaft geschaltet werden.

[0011] Dadurch wird vorzugsweise während der Bestrahlung die Intensität von Wellen mit bestimmten Wellenlängen, mit denen die organischen Gewebe bestrahlt werden, geändert. Besonders bevorzugt wird die Emission von Wellen, die eine bestimmte Wellenlänge, oder eine von mehreren bestimmten Wellenlängen aufweisen, über die gesamte Bestrahlungsdauer unterbrochen. So wird es ermöglicht, die Bestrahlung in Abhängigkeit des Detektionssignals zu stoppen. Außerdem ist es möglich, die Bestrahlung zeitabhängig zu verändern. Dadurch wird insbesondere die Eindringtiefe der Strahlung gesteuert. Auf diese Weise ist es möglich, das Gewebe über die Bestrahlungsdauer hinweg gezielt jeweils mit den Wellenlängen zu bestrahlen, die zur Hervorrufung einer Koagulation und zur Vermeidung einer Schädigung des umliegenden Gewebes am besten geeignet sind. Vorzugsweise wird die Emission von Strahlung mit Wellenlängen im Infrarotbereich unterbrochen, um ein Eindringen in die Tiefe des Gewebes zu begrenzen. Infrarotstrahlung weist Wellenlängen von 780 nm bis 1 mm auf.

[0012] Der Arbeitsstrahl ist vorzugsweise parallel, besonders bevorzugt gebündelt. Der Arbeitsstrahl ist vorzugsweise unpolarisiert, besonders bevorzugt polarisiert. Ein polarisierter Arbeitsstrahl ist elliptisch, vorzugsweise zirkular, besonders bevorzugt linear. Der Arbeitsstrahl weist eine Wellenlänge, bevorzugt mehrere unterschiedliche Wellenlängen auf. Diese Wellenlängen liegen vorzugsweise im sichtbaren und/oder Infrarotbereich.

[0013] Als Dimensionsmesser kann jede Einrichtung eingesetzt werden, die eingerichtet ist, um Dimensionen bzw. entsprechende Wirkungen der Strahlungseinwirkung zu messen. Vorzugsweise ist der Dimensionsmesser eingerichtet, die Wirkung der applizierten Strahlung zu bewerten. Vorzugsweise wird ein Messmikroskop, besonders bevorzugt eine interferometrische Einrichtung, eine konfokale Einrichtung oder eine Optische Kohärenztomogra-

phie-Einrichtung bzw. OCT-Einrichtung eingesetzt. Die OCT-Einrichtung arbeitet vorzugsweise nach dem „time domain Prinzip“, besonders bevorzugt nach dem „spectral domain (Fourier) Prinzip“. Eine interferometrische Einrichtung ist jede Einrichtung, durch die ein Interferenzmuster erzeugbar ist. Als interferometrische Einrichtung wird ein Twyman-Green-Interferometer, vorzugsweise ein Mach-Zehnder-Interferometer, besonders bevorzugt ein Fabry-Pérot-Interferometer oder ein Michelson-Interferometer eingesetzt. Als konfokale Einrichtung wird vorzugsweise eine Einrichtung eingesetzt, die ein Objektiv zum Fokussieren von Licht in die Probe aufweist. Besonders bevorzugt weist die konfokale Einrichtung eine Lichtquelle, einen Strahlteiler und zwei Lochblenden auf. Vorzugsweise wird Licht aus der Lichtquelle durch die Lochblende, den Strahlteiler und das Objektiv in die Probe geleitet, und von dort durch das Objektiv wieder auf den Strahlteiler und die Lochblende geleitet. Als OCT-Einrichtung wird vorzugsweise eine Einrichtung eingesetzt, die eine Lichtquelle, einen Strahlteiler, einen Messarm, einen Referenzarm mit Spiegel und einen Detektor aufweist. Vorzugsweise werden durch den Strahlteiler Strahlen der Lichtquelle zu dem Spiegel, dem Messarm und dem Detektor geleitet. Dabei wird vorzugsweise die Laufzeit des Lichts auf dem Referenzarm und dem Messarm verglichen. Besonders bevorzugt wird die Interferenz der einzelnen spektralen Komponenten erfasst. Als Lichtquelle bzw. Strahlungsquelle werden vorzugsweise Lichtquellen eingesetzt, die eine kurze Kohärenzlänge bereitstellen. Vorzugsweise werden breitbandige Superlumineszenzdiolen, fs-Laser oder sweptsource Systeme eingesetzt. Ein OCT-Signal beruht vorzugsweise auf Streuung, besonders bevorzugt auf Absorption.

[0014] Das Signal ist insbesondere reflektiert und/oder gestreut, vorzugsweise fluoreszierend und besonders bevorzugt thermisch oder akustisch generiert. Das Signal entsteht vorzugsweise durch die Überschreitung eines Grenzwertes für bestimmte Eigenschaften der von dem organischen Gewebe zurückgeworfenen Strahlung. Vorzugsweise ist das Signal das Überschreiten eines bestimmten Helligkeitswertes oder eines Wertes für die Streuung, besonders bevorzugt das Überschreiten eines bestimmten Temperaturwertes, eines akustischen Druckgradienten oder einer Wellenlänge.

[0015] Wellen sind hier sich ausbreitende Schwingungen. Vorzugsweise sind sie Stoßwellen, besonders bevorzugt periodische Wellen.

[0016] Die Wellenlänge ist hier der kleinste Abstand zweier Punkte gleicher Phase einer Welle. Die beiden Punkte gleicher Phase haben im zeitlichen Ablauf die gleiche Auslenkung und die gleiche Bewegungsrichtung.

[0017] Der Veränderungsgrad des Gewebes entspricht vorzugsweise einer Änderung der spektralen Eigenschaften (Farbänderung) oder einer Änderung der mechanischen Eigenschaften wie beispielsweise Härte oder Elastizität, besonders bevorzugt einer Temperaturänderung des Gewebes oder deren akustischer Effekte.

[0018] Vorzugsweise weist der Laser einen Taktgeber zum Takten des Arbeitsstrahls über einen Zeitraum, der zwischen 10 ms und 10.000 ms liegt, auf. Besonders bevorzugt werden Taktgeber bzw. schnelle Schalter für Emissionsdauern im Bereich von 0,1 μ s bis 10 ms eingesetzt. Vorzugsweise wird als Taktgeber die elektrische Schaltung der Pumpenergie zur Taktung oder schnellen Schaltung der Laseremission genutzt. Besonders bevorzugt werden elektromechanische, akustooptische (Bragg-Zellen) oder elektrooptische Schalter (Pockels-Zellen) zur Unterbrechung des resonatorinternen oder resonatorexternen Strahlenganges eingesetzt.

[0019] Getaktete Leistung bedeutet hier, dass in wiederkehrenden gleichen Zeitabständen eine bestimmte Leistung abgegeben wird. Dabei ist vorzugsweise auch der Zeitraum, in dem die Leistung abgegeben wird jeweils gleich.

[0020] Bei der traditionellen Laserkoagulation setzt man vorzugsweise voreingestellte Bestrahlungszeiten im Zeitbereich von vorzugsweise 10 ms bis 10 000 ms besonders bevorzugt ca. 100 ms ein. Dabei wird der Puls vorzugsweise im Einzelschußbetrieb vom Arzt zur Emission ausgelöst, wenn er mit Hilfe des Zielstrahles die Position am Augenhintergrund gefunden hat. Bei der schonenderen Selektiven Retina Therapie (SRT) setzt man vorzugsweise Pulslängen im Bereich von 0,1 μ s bis ca 10 ms, besonders bevorzugt 1–5 μ s ein. Die Bestrahlungszeiten sind ebenfalls fest voreingestellt. Dabei wird der Puls im Einzelschußbetrieb vom Arzt zur Emission ausgelöst, wenn er ebenfalls mit Hilfe des Zielstrahles die Position am Augenhintergrund gefunden hat.

[0021] Während der Arzt bei der traditionellen Laserkoagulation auch bei Nachuntersuchungen visuell leicht die gesetzten Koagulationsherde erkennen kann, ist dies bei einer schonenden SRT-Behandlung nur noch in einem Angiografiebild möglich. Im Farbbild einer normalen Spaltlampendiagnose mit Kontakttglas oder einer Funduskamera ist keine ausreichende Sichtbarkeit vorangegangener Behandlungsareale erkennbar.

[0022] Der Laser weist vorzugsweise einen Pulsgeber zum Pulsen des Arbeitsstrahls mit einer Pulsdauer zwischen 2 und 10 μ s, vorzugsweise zwischen 3 und 7 μ s, besonders bevorzugt 5 μ s auf.

[0023] Als Pulsgeber wird vorzugsweise ein Dämpfer

in den optischen Resonator eingesetzt. Besonders bevorzugt wird als Pulsgeber ein akustooptischer Modulator oder ein sättigbarer Absorber eingesetzt.

[0024] Der Dämpfer der in den Resonator eingesetzt wird, verhindert im eingeschalteten Zustand, dass Licht, das emittiert wird, zurückgeworfen wird. Dadurch wird keine Strahlung abgegeben.

[0025] Als akusto-optischer Modulator wird vorzugsweise ein Schalter eingesetzt, der sehr schnell (< 10 ns) zwischen Blockieren und Durchlassen schalten kann. Vorzugsweise wird in einem transparenten Festkörper ein optisches Gitter erzeugt, an dem der Lichtstrahl gebeugt wird. Besonders bevorzugt werden die dafür verantwortlichen Schallwellen über den Piezoeffekt elektrisch erzeugt. Dadurch ist eine sehr rasche elektrische Beeinflussung des Lichtstrahls möglich.

[0026] Als sättigbarer Absorber wird vorzugsweise ein Material, das für die gewünschte Wellenlänge einen Übergang besitzt, dessen Grundzustand normalerweise besetzt ist, eingesetzt. Im Laser eingebaut absorbiert dieses Material vorzugsweise einen Teil der Laserstrahlung. Gerät der Absorber in die Sättigung, sind also viele Zustände angeregt, sinkt vorzugsweise die Absorption, die Güte des Resonators übersteigt die Laserschwelle und es tritt für kurze Zeit Laseraktivität ein.

[0027] Die Pulsdauer ist der Zeitraum, in dem Strahlung abgegeben wird. Vorzugsweise beginnt dieser Zeitraum mit dem Einsetzen einer Strahlungserhöhung und endet, wenn keine Strahlung mehr emittiert wird. Die Pulsdauer beträgt 10 bis 10000 ms, vorzugsweise 1 bis 10 μ s, besonders bevorzugt 1 ms.

[0028] Vorzugsweise weist der Laser eine Eigenschaftssteuerung zur Emission einer Strahlung im Wellenlängenbereich von 500–1064 nm auf.

[0029] Als Eigenschaftssteuerung wird vorzugsweise ein Resonator, besonders bevorzugt in Kombination mit einer Temperaturregeleinrichtung oder einem elektrischen Strom eingesetzt.

[0030] Durch die Temperatur und/oder den Strom wird eine optische Wellenlänge des Resonators eingestellt, die die Wellenlänge der Welle bestimmt.

[0031] In einer bevorzugten Ausführungsform ist das Signal durch den Arbeitsstrahl erzeugbar. So wird auf einfache Weise ein Signal erzeugt. Außerdem wird das Signal unmittelbar durch den Strahl, der auch die Koagulation bewirkt, erzeugt.

[0032] Das Signal wird hier vorzugsweise durch Reflexion von dem organischen Gewebe und/oder

Streuung des Arbeitsstrahls zu dem Detektor geleitet. Durch die Veränderung des organischen Gewebes bei der Koagulation wird vorzugsweise die Art und Weise der Reflexion und/oder Streuung, besonders bevorzugt mindesten eine Eigenschaft des reflektierten und/oder gestreuten Strahls, geändert.

[0033] In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist das Signal durch einen Hilfsstrahl erzeugbar. Dadurch wird das Signal vorzugsweise unabhängig von dem Arbeitsstrahl erzeugt. Außerdem ist es bei Verwendung einer Strahlung als Signal möglich, die Richtung des Signals festzulegen. Weiterhin können durch die Eigenschaften des Hilfsstrahls die Eigenschaften des Signals festgelegt werden. Hier ist keine Begrenzung auf die Eigenschaften des Arbeitsstrahls erforderlich. Es können andere Wellenlängen und/oder Amplituden und/oder Frequenzen benutzt werden.

[0034] Ein Hilfsstrahl ist ein Strahl, der vorzugsweise ausschließlich zur Erzeugung des Signals genutzt wird.

[0035] Vorzugsweise ist der Hilfsstrahl durch eine andere Quelle als der Arbeitsstrahl erzeugbar. Dadurch ist es möglich, den Hilfsstrahl unabhängig von dem Arbeitsstrahl zu erzeugen. Es ist möglich, den Hilfsstrahl zu erzeugen, ohne dass ein Arbeitsstrahl vorhanden ist oder umgekehrt. Außerdem bestehen so besonders große Freiheiten bei der Festlegung der Eigenschaften des Hilfsstrahls. Die Eigenschaften des Hilfsstrahls können besonders gezielt festgelegt werden. So können sowohl die Richtung des Hilfsstrahls als auch dessen Wellenlänge oder eine Zusammensetzung von Wellen aus verschiedenen Wellenlängen, Amplitude und Frequenz unabhängig festgelegt werden.

[0036] Als Quelle kann jeder Gegenstand eingesetzt werden, der Wellen oder Teilchen aussendet. Vorzugsweise werden Lichtquellen, wie Lampen, besonders bevorzugt Laser eingesetzt.

[0037] Vorzugsweise ist das Signal ein durch Streuung und/oder Reflexion und/oder Fluoreszenzanregung und/oder thermische Anregung erzeugbares Signal. Dadurch kann das Signal auf einfache Weise erzeugt werden. Das Signal wird unmittelbar durch die Veränderungen des organischen Gewebes erzeugt.

[0038] Streuung ist die Ablenkung des Strahls durch Wechselwirkung mit anderen Objekten. Sie wird hier insbesondere durch die Linse, den Glaskörper und/oder die Netzhaut erzeugt. Eine Veränderung in einem dieser Objekte erzeugt vorzugsweise eine Änderung der Streuung. Vorzugsweise wird eine Änderung der Streuung durch eine Änderung an der Netzhaut, insbesondere im Zielareal der therapeutischen

Laserstrahlung als Signal genutzt.

[0039] Reflexion ist das Zurückwerfen einer Welle von einer Oberfläche. Auch an der Grenzschicht zweier Medien mit stark unterschiedlichen Wellenwiderständen kommt es zu Reflexionen. Die Reflexion ist hier vorzugsweise diffus, besonders bevorzugt gerichtet. Bei einer gegen die Wellenlänge kleinen Unebenheit der Oberfläche bzw. Grenzschicht wird eine gerichtete Reflexion erreicht, andernfalls ist die Reflexion diffus. Vorzugsweise wird das Signal hier durch Reflexion an der Retina erzeugt. Eine Veränderung der Retina bzw. ihrer Oberfläche ändert vorzugsweise die Eigenschaften des reflektierten Strahls. Durch eine Änderung der Rauigkeit und/oder Geometrie der Oberfläche der Retina wird die Richtung der Reflexion beeinflusst. Durch die Änderung des Gewebes der Retina werden vorzugsweise Eigenschaften des reflektierten Strahls, wie beispielsweise die Wellenlänge oder Amplitude, verändert.

[0040] Bei der Fluoreszenzanregung werden Objekte mit Strahlen von bestimmten Wellenlängen bestrahlt. Dies führt dazu, dass die bestrahlten Objekte zu einer Fluoreszenzstrahlung angeregt werden. Durch die Veränderung der Retina bei der Koagulation wird vorzugsweise auch deren Fluoreszenzstrahlung verändert. Aus der Veränderung der Fluoreszenzstrahlung lässt sich der Koagulationsgrad bestimmen. Das Signal wird vorzugsweise durch das Überschreiten einer Intensität oder Eigenschaft der Fluoreszenzstrahlung erzeugt.

[0041] Durch thermische Anregung wird vorzugsweise Licht abgegeben. Beim Erhitzen emittieren Körper Licht. Unter bestimmten Voraussetzungen zeigen Festkörper bereits bei tieferen Temperaturen zusätzliche Lichtemissionen. Diese zusätzliche Strahlung tritt nur bei erstmaligem Erhitzen auf. Besonders bevorzugt wird Gewebe durch thermische Einflussnahme verändert. Diese Veränderungen sind vorzugsweise optisch erkennbar, besonders bevorzugt durch akustische Auswirkungen ermittelbar. Das Signal wird jeweils durch die Überschreitung eines Grenzwertes für eine bestimmte Eigenschaft erzeugt.

[0042] Vorzugsweise weist der Arbeitsstrahl und/oder Hilfsstrahl Wellen mit einer Wellenlänge im VIS-Spektralbereich und/oder IR-Spektralbereich auf.

[0043] Dadurch können die Eigenschaften des Arbeitsstrahls bzw. des Hilfsstrahls gezielt gesteuert werden. Besonders bevorzugt weist der Arbeitsstrahl Wellen mit einer Wellenlänge sowohl im VIS-Spektralbereich als auch im IR-Spektralbereich auf. Dadurch kann ein Eindringen der Wellen in die Tiefe der Retina erzeugt werden und die Bestrahlung der Retina über deren Tiefe gezielt vorgenommen werden.

Besonders bevorzugt weist der Hilfsstrahl Wellen mit einer Wellenlänge im VIS-Spektralbereich und nicht im IR-Spektralbereich auf. Dadurch wird verhindert, dass der Hilfsstrahl in die Retina eindringt und durch Wellen mit Wellenlängen im IR-Spektralbereich die Retina unnötig aufgeheizt wird.

[0044] Der VIS-Spektralbereich weist Wellen mit Wellenlängen von 380 bis 750 nm auf. Der IR-Spektralbereich umfasst Wellen mit Wellenlängen von 780 nm bis 1 mm.

[0045] Durch den Dimensionsmesser ist vorzugsweise eine lateral und/oder in Tiefenrichtung definierte Behandlungszone scanbar. Dadurch kann der Zustand des Gewebes in jedem Bereich der Behandlungszone bestimmt werden. Beim Scannen wird die Behandlungszone berührungsfrei abgetastet, vorzugsweise werden Messwerte aufgenommen und besonders bevorzugt abgespeichert.

[0046] Vorzugsweise weist der Dimensionsmesser einen OCT Detektor auf.

[0047] Als OCT Detektor wird vorzugsweise ein Detektor eingesetzt, bei dem zeitlich kurzkohärentes Licht mit Hilfe eines Interferometers vorzugsweise eines Michelson-Interferometers zur Entfernungsmessung genutzt wird. Das Michelson-Interferometer weist vorzugsweise einen Strahlteiler bzw. halbdurchlässigen Spiegel auf, in dem Strahlung aufgespalten und wieder vereinigt wird. Vorzugsweise wird ein Photodetektor, besonders bevorzugt ein Zeilensensor eingesetzt. Vorzugsweise wird bei der Entfernungsmessung ein time- oder ein spectral-domain bzw. frequency-domain Verfahren eingesetzt.

[0048] Der Dimensionsmesser weist vorzugsweise einen konfokalen Detektor auf.

[0049] Als konfokaler Detektor wird vorzugsweise ein Detektor mit einer Lichtquelle, zwei Lochblenden, einem Strahlteiler und einem Objektiv eingesetzt. Das Anregungslicht wird durch eine der Lochblenden, den Strahlteiler und das Objektiv in die Probe hineinfokussiert. Dieses Anregungslicht wird vorzugsweise von der Probe reflektiert und auf eine Lochblende abgebildet. Hinter der Lochblende befindet sich vorzugsweise eine Auswerteeinheit. Vorzugsweise wird das durch die Lochblende hindurchtretende Licht ausgewertet. Vorzugsweise wird die Probe abgerastert und aus den Ergebnissen ein Bild zusammengesetzt.

[0050] Der konfokale Detektor ist in dem erfindungsgemäßen Koagulationssystem dazu eingerichtet, auf ein Behandlungsareal des retinalen Gewebes ausgerichtet zu werden. Ein Detektionssignal, welches durch einen einzelnen Photodetektor registriert wird und von der Streuung bzw. Absorption in diesem

Punkt direkt abhängt, ist erfindungsgemäß nutzbar, um den Koagulationsfortschritt online zu bewerten. Eine Änderung des Detektionssignals kann somit direkt dem Koagulationsfortschritt zugeordnet werden. Entspricht die Änderung des Detektionssignales einem vorbestimmten Wert, der dem gewünschten Koagulationsgrad entspricht, kann online die Laserexposition des retinalen Gewebes gestoppt werden.

[0051] Vorzugsweise weist der Dimensionsmesser einen konfokalen OCT Detektor auf. Es ist vorzugsweise vorgesehen, einen konfokalen Detektor und einen OCT Detektor kombiniert zu nutzen, um die Signifikanz des Signals zu erhöhen, also das Signal-Rausch-Verhältnis zu verbessern. In dieser konfokalen OCT-Anordnung ist die Änderung des Detektionssignales ebenfalls bewertbar und zur online Abschaltung der Laserexposition des retinalen Gewebes nutzbar.

[0052] Vorzugsweise weist der Dimensionsmesser ein Laservibrometer auf. Mit Hilfe eines Laservibrometers werden Akustische Effekte, die den Veränderungsgrad des Gewebes beispielsweise während einer Lasertherapie am Augenhintergrund widerspiegeln detektiert.

[0053] Laser-Vibrometer arbeiten nach dem Prinzip der Dopplerfrequenzverschiebung. Dabei liefert das von einem vibrierenden Objekt rückgestreute Laserlicht alle Informationen für die Bestimmung von Objektgeschwindigkeit und absoluten Schwingamplituden.

[0054] Dem Anwender stehen, dabei je nach Aufgabenschwerpunkt verschiedenen Arten von Laservibrometern zur Verfügung. Ein Scanning-Vibrometer erfasst die Bewegung mehrerer Meßpunkte gleichzeitig. Ein Einpunkt-Vibrometer erfasst die Bewegung eines einzigen Messpunktes. Ein 3D Laser Vibrometer erfasst simultan alle drei Beschleunigungsrichtungen an einem Meßpunkt. Dabei nutzt die Laservibrometrie in einem Einpulsbestrahlungsmodus das akustische Signal einer gedämpften Schwingung, oder in einer getakteten Mehrpulsbestrahlung die dadurch auftretenden induzierten Gewebeschwingungen zur Analyse.

[0055] Vorzugsweise wird der Pilotstrahl des therapeutischen Lasersystems, der an der Stelle der Therapie am Augenhintergrund zwangsläufig positioniert ist, neben seiner Zielfunktion gleichzeitig zur Laservibrometrie benutzt. Hierzu ist das beschriebene Einpunkt-Vibrometer ausreichend.

[0056] In einer weiteren Ausführungsform wird ein Teil des reflektierten Therapielaserlichtes zur Laservibrometrie verwendet. Besonders bevorzugt wird eine weitere unabhängige Laserwellenlänge für die Laservibrometrie eingesetzt.

[0057] Besonders vorteilhaft ist die Anwendung dieser Detektionstechnik im non Kontakt Verfahren. Vorteilhafterweise wird es bei einer Funduskamera mit Ophthalmoskoplinsse als Trägersystem des Therapielasers eingesetzt. Besonders bevorzugt wird es bei einer Spaltlampe mit Kontaktglas verwendet.

[0058] Vorzugsweise weist der Dimensionsmesser ein Laservibrometer in einer optisch konfokalen Anordnung zum Behandlungsareal auf. Dadurch werden Störsignale, die von nicht im Fokusbereich des Therapiespots des Lasers gelegenen Stellen herrühren unterdrückt und das Signal-Rausch-Verhältnis verbessert.

[0059] Das Koagulationssystem weist vorzugsweise ein Lokalisierungssystem zur Lokalisierung der Behandlungszone/n und/oder einer Zuordnung der Behandlungszone/n zu einem Fundusbild auf. Dadurch kann bestimmt werden, an welchen Stellen ein organisches Gewebe behandelt worden ist. Dies ist für eine spätere Koagulationsbehandlung von organischen Geweben nach einer Erstbehandlung hilfreich.

[0060] Als Lokalisierungssystem wird vorzugsweise ein Koordinatensystem eingesetzt, auf dem die Behandlungszonen markiert sind. Das Koordinatensystem ist vorzugsweise ein karthisches Koordinatensystem, besonders bevorzugt ein Polarkoordinatensystem.

[0061] Als Fundusbild wird vorzugsweise die Aufnahme einer Retina eingesetzt. Besonders bevorzugt wird eine Aufnahme der Retina des behandelten Patienten eingesetzt.

[0062] Vorzugsweise nutzt das erfindungsgemäße Lokalisierungssystem Positionsdaten des Scanner-systems welches den therapeutischen Laserstrahl und den zugehörigen konfokalen und/oder OCT Detektor auf den jeweiligen Behandlungspunkt am Augenhintergrund ausrichtet. Der Bezug dieser Positionsdaten zum individuellen Augenfundus des Patienten wird vorzugsweise dadurch hergestellt, dass man am Beginn der Behandlung den Bezug zu einem retinalen Koordinatensystem derart herstellt, dass man signifikante Punkte wie die Fovea und die Papille zentrisch mit dem Zielstrahl positioniert, der die entsprechenden Positionsdaten der Scannereinheit registriert. Weiterhin werden vorzugsweise zugehörige Systemparameter, vorzugsweise das verwendete Kontaktglas und/oder die Vergrößerung und/oder der Bildwinkel koregistriert. Dementsprechend hat man auch bei späteren Eingriffen den Behandlungsdaten-satz zur Verfügung und kann eine Zielgerichtete Nachbehandlung durchführen bzw. den Therapieerfolg sicher bewerten.

[0063] Vorzugsweise bietet das erfindungsgemäße Lokalisierungssystem die Möglichkeit, bereits behan-

deltete Areale intraoperativ bei einer Nachuntersuchung und/oder Nachbehandlung flächig z. B. mit einem entsprechend gescanntem Pilot- oder Zielstrahl zu markieren und/oder zu umranden.

[0064] Vorzugsweise ist in dem Lokalisierungssystem eine Skalierung für unterschiedliche Bildaufnahmemodalitäten vorgesehen.

[0065] Vorzugsweise ist eine Registrierung anhand signifikanter Merkmale vorzugsweise des Nervenfaserkopfes und/oder der Makula, besonders bevorzugt der Blutgefäße am Augenfundus zur zielgenauen Bildüberlagerung vorgesehen.

[0066] Vorzugsweise ist eine Kalibrierung der Positionsdaten der Laserscannereinheit auf das jeweilige Zielbild vorgesehen um schließlich eine eindeutige Zuordnung aller Daten sicherzustellen.

[0067] Vorzugsweise weist das Lokalisierungssystem einen Speicher zur nachträglichen Lokalisierung der Behandlungszonen aufweist.

[0068] Als Speicher können beispielsweise Halbleiterspeicher, wie Flashspeicher, magnetische Speicher, wie Festplatten, oder optische Speicher, wie CDs, verwendet werden.

[0069] Die Erfindung soll nun anhand von Figuren veranschaulicht werden, in denen weitere vorteilhafte Ausführungsformen dargestellt sind. In den Figuren zeigt:

[0070] [Fig. 1](#) eine schematische Ansicht eines erfindungsgemäßen Koagulationssystems.

[0071] [Fig. 2](#) eine schematische Ansicht einer zweiten Ausführungsform eines erfindungsgemäßen Koagulationssystems.

[0072] In [Fig. 1](#) ist ein erfindungsgemäßes Koagulationssystem **1** dargestellt. Das Koagulationssystem **1** weist einen Laser **10** mit einem akustooptischen Modulator **13** und einem Resonator **14** auf, an dessen Ausgangsende ein Unterbrecher **40** angeordnet ist. Sowohl der Laser **10** als auch der Unterbrecher **40** sind mit einer Steuerungseinrichtung **30** verbunden. Die Steuerungseinrichtung **30** ist wiederum mit einem Detektor **20** verbunden. Im eingeschalteten Zustand des Lasers **10** emittiert der Laser **10** einen Arbeitsstrahl **15**. Der Arbeitsstrahl **15** ist auf die Behandlungszone **60** einer Retina **50** eines menschlichen Auges gerichtet. Von der Retina **50** wird der Arbeitsstrahl als Kugelwelle **17** reflektiert. Ein Teil der Kugelwelle **17** wird zu dem Detektor **20** umgeleitet. In einer konfokalen Anordnung des Detektors **20**, die zu der Behandlungszone **60** ausgerichtet ist, wird mit einer Ringblende das indirekt zurückgestreute Laserlicht bzw. Fluoreszenzlicht detektiert.

[0073] Der Laser **10** emittiert wahlweise Strahlung mit einer Wellenlänge oder mit bis zu vier unterschiedlichen Wellenlängen. Der akustooptische Modulator **13** schaltet sehr schnell zwischen Blockieren und Durchlassen, so dass die Wellen gepulst werden. Der Resonator **14** ist modular aufgebaut und kann wahlweise vier unterschiedliche Wellenlängen zur Emission bringen (z. B. gelb, grün, rot, infrarot).

[0074] Diese Laserstrahlung ruft auf der Retina eine Koagulationswirkung hervor. Dadurch werden hier u. a. Blutgefäße der Retina geschlossen. Die Retina ist in verschiedene Bereiche unterteilt, denen verschiedene Therapiezonen zugeordnet sind. In den verschiedenen Therapiezonen werden unterschiedliche Bestrahlungsprofile, d. h. Abfolgen von Bestrahlung mit Wellen, die bestimmte Wellenlängen im VIS- und/oder IR-Bereich aufweisen, angewandt. Die Leistungsabgabe der Quelle ist zur Durchführung der Selektiven Retina Therapie (SRT) gepulst. Die Pulsdauer, in der Leistung abgegeben wird, beträgt 5 μ s. Diese Kurzpulsstrahlung von 5 μ s kann mit einer Folgefrequenz von 100 Hz (10–10000 Hz) appliziert werden. Hier wird bereits durch das Prinzip der selektiven Thermolyse weitestgehend die Photorezeptorenschicht geschont und nur das retinale Pigmentepithel (RPE) lokal koaguliert. Erfindungsgemäß wird in diesem Betriebsregime mit Hilfe des Detektors **20** eine individuell angepasste Impulszuglänge erzeugt. So wird bei vorbestimmter Änderung des Detektionssignales auf einen Grenzwert der z. B. mit 100 Hz/5 μ s quasikontinuierliche Impulszug mit Hilfe des Unterbrechers **40** oder auch des akustooptischen Modulators **13** unterbrochen.

[0075] Die Lichtenergie wird vom Gewebe der Retina absorbiert, in Wärme umgewandelt und führt dadurch zu einer Denaturierung bzw. Koagulation des Gewebes. Durch eine vollständige Koagulation wird die Retina verfärbt. Der Bereich der Retina, in dem eine vollständige Koagulation vorliegt, unterstützt das Sehen nicht mehr. Wenn der Bereich der Retina, auf den der Laser gerichtet ist, eine Koagulation aufweist, verändert sich die reflektierte Kugelwelle **17**. Diese veränderte Kugelwelle **17** wird zu einem Detektor **20** umgelenkt. Der Detektor **20** weist einen OCT-Detektor **23** auf, der seine Messstrahlung koaxial zum Therapielaser **10** auf die Behandlungszone **60** einstrahlt und gleichzeitig das rückgestreute Signal mit einem internen Referenzsignal bzgl. der Behandlungszone positionsgenau überlagert. Wenn eine vorher festgelegte Änderung des OCT Signals erreicht ist, sendet der Detektor **20** diese Information an die Steuerungseinrichtung **30**. Daraufhin schaltet die Steuerungseinrichtung **30** den Laser **10** ab. Der Laser **10** wird online schon bei ersten Gewebeveränderungen abgeschaltet, um kollaterale Gewebeschädigung, insbesondere der Photorezeptorenschicht zu vermeiden. Um die unterschiedlichen Behandlungsbedürfnisse und die unterschiedlichen optischen und

thermischen Eigenschaften der verschiedenen Gewebsschichten der Retina zu berücksichtigen, ist das Koagulationssystem eingerichtet, unterschiedliche Behandlungswellenlängen im visuellen und infraroten Bereich unabhängig voneinander unterbrechen zu können. Die Einwirkung auf das Gewebe kann daher sowohl zeitlich als auch spektral gesteuert werden. Hier werden Wellen mit Wellenlängen im Infrarotbereich unterbrochen, wenn in tieferen Gewebeschichten der Retina eine ausreichende Koagulation erfolgt ist.

[0076] Die Schädigung des umliegenden Gewebes kann mit diesem Koagulationssystem weitestgehend verhindert werden.

[0077] [Fig. 2](#) zeigt eine zweite Ausführungsform eines erfindungsgemäßen Koagulationssystems. In [Fig. 2](#) wird das Signal im Unterschied zu dem in [Fig. 1](#) dargestellten Koagulationssystem durch einen Hilfsstrahl **16** erzeugt. Der Hilfsstrahl **16** weist hier eine Wellenlänge im visuellen Spektralbereich auf. Er wird auf die Retina **50** geleitet, von dort als Kugelwelle reflektiert und auf einen Detektor **20** geleitet. Der Detektor **20** weist einen konfokalen Detektor **24** auf, durch den die Wellenlänge des Strahls bestimmt werden kann. Durch eine Veränderung der Richtung des Hilfsstrahls **16** wird der Bereich der Retina **50**, auf dem der Hilfsstrahl **16** auftrifft, verändert. So kann der Detektor **20** den Zustand der Retina in verschiedenen Bereichen überprüfen.

[0078] Dabei wird der Messpunkt dieses OCT-Detektors **23** auf den „Koagulations“-Spot des Lasers bzw. Therapielasers **10** ausgerichtet. Ein Detektionssignal welches durch einen einzelnen Photodetektor bzw. einen Zeilensensor registriert wird und von der Streuung bzw. Absorption in diesem Punkt direkt abhängt wird erfindungsgemäß genutzt, um den Koagulationsfortschritt online zu bewerten. Die Änderung des Detektionssignales kann somit direkt dem Koagulationsfortschritt zugeordnet werden. Entspricht die Änderung des Detektionssignales einem vorbestimmten Wert, der dem gewünschten Koagulationsgrad entspricht, wird die Laserexposition des retinalen Gewebes online gestoppt.

[0079] Ein weiterer Unterschied zu dem in [Fig. 1](#) dargestellten Koagulationssystem besteht darin, dass die Steuerungseinrichtung **30** mit einem Aufzeichnungssystem **31** verbunden ist. Dieses Aufzeichnungssystem zeichnet den Ort und die Intensität der Behandlung auf. Es ist eingerichtet, die Behandlungsorte auf einem vorher aufgenommenen Fundusbild anzuzeigen. Dadurch ermöglicht es eine nachträgliche Lokalisierung der Behandlungszonen. Dies ist für Folgebehandlungen hilfreich.

Bezugszeichenliste

1	Koagulationssystem
10	Laser
11	Kontinuierlich abstrahlende Quelle
12	Taktgeber
13	Akustooptischer Modulator
14	Resonator
15	Arbeitsstrahl
16	Hilfsstrahl
17	Kugelstrahl
20	Detektor
22	Dimensionsmesser
23	OCT-Detektor
24	Konfokaler Detektor
30	Steuerungseinrichtung
31	Aufzeichnungssystem
40	Unterbrecher
41	Wellenlängenunterbrecher
50	Retina
60	Behandlungszone
70	Lokalisierungssystem
71	Speicher

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- DE 3024169 [\[0003\]](#)
- DE 3936716 [\[0003\]](#)

Patentansprüche

1. Koagulationssystem (1) zur Koagulation von organischen Geweben, insbesondere der Retina (50), aufweisend einen Laser (10), einen Detektor (20), eine Steuerungseinrichtung (30) und einen Unterbrecher (40), wobei der Laser (10) eingerichtet ist, einen Arbeitsstrahl (15) zu emittieren, der Detektor (20) einen Dimensionsmesser (22) aufweist und eingerichtet ist, ein Signal zu detektieren, das zu einem Koagulationsgrad oder Veränderungsgrad des Gewebes korrespondiert und die Detektion des Signals an die Steuerungseinrichtung (30) weiterzuleiten, die Steuerungseinrichtung (30) eingerichtet ist, einen Unterbrecher (40) zu aktivieren, und der Unterbrecher (40) eingerichtet ist, das Emittieren von Strahlung mit mindestens einer Wellenlänge des Arbeitsstrahls (15) des Lasers (10) zu unterbrechen.

2. Koagulationssystem (1) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Laser (10) einen Taktgeber (12) zum Takten des Arbeitsstrahls über einen Zeitraum, der zwischen 10 ms und 10.000 ms liegt, aufweist.

3. Koagulationssystem (1) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Laser (10) einen Pulsgeber (13) zum Pulsen des Arbeitsstrahls mit einer Pulsdauer zwischen 2 und 10 μ s, vorzugsweise zwischen 3 und 7 μ s, besonders bevorzugt 5 μ s aufweist.

4. Koagulationssystem (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Laser (10) eine Eigenschaftssteuerung (14) zur Emission einer Strahlung im Wellenlängenbereich von 500–1064 nm aufweist.

5. Koagulationssystem (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Unterbrecher (40) einen Wellenlängenunterbrecher (41), der eingerichtet ist, die Emission des Lasers (10) von Wellen mit bestimmten Wellenlängen, vorzugsweise Wellenlängen im Infrarotbereich, unabhängig von einer detektierten Koagulation zu unterbrechen, aufweist.

6. Koagulationssystem (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Signal durch den Arbeitsstrahl (15) erzeugbar ist.

7. Koagulationssystem (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass das Signal durch einen Hilfsstrahl (16) erzeugbar ist.

8. Koagulationssystem (1) nach Anspruch 7, da-

durch gekennzeichnet, dass der Hilfsstrahl (16) durch eine andere Quelle als der Arbeitsstrahl (15) erzeugbar ist.

9. Koagulationssystem (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Signal ein durch Streuung und/oder Reflexion und/oder Fluoreszenzanregung und/oder thermische Anregung erzeugbares Signal ist.

10. Koagulationssystem (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Arbeitsstrahl (15) und/oder Hilfsstrahl (16) Wellen mit einer Wellenlänge im VIS-Spektralbereich und/oder IR-Spektralbereich aufweist.

11. Koagulationssystem (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass durch den Dimensionsmesser (22) eine lateral und/oder in Tiefenrichtung definierte Behandlungszone (60) scanbar ist.

12. Koagulationssystem (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Dimensionsmesser (22) einen OCT Detektor (23) aufweist.

13. Koagulationssystem (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass der Dimensionsmesser (22) einen konfokalen Detektor (24) aufweist.

14. Koagulationssystem (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass der Dimensionsmesser (22) einen konfokalen OCT Detektor (24) aufweist.

15. Koagulationssystem (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass der Dimensionsmesser (22) ein Laservibrometer aufweist.

16. Koagulationssystem (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass der Dimensionsmesser (22) ein Laservibrometer in einer optisch konfokalen Anordnung zum Behandlungsareal aufweist.

17. Koagulationssystem (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass es ein Lokalisierungssystem (70) zur Lokalisierung der Behandlungszone/n (60) und/oder einer Zuordnung der Behandlungszone/n (60) zu einem Fundusbild aufweist.

18. Koagulationssystem (1) nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass das Lokalisierungssystem (70) einen Speicher (71) zur nachträglichen Lokalisierung der Behandlungszonen (60) aufweist.

Es folgt ein Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

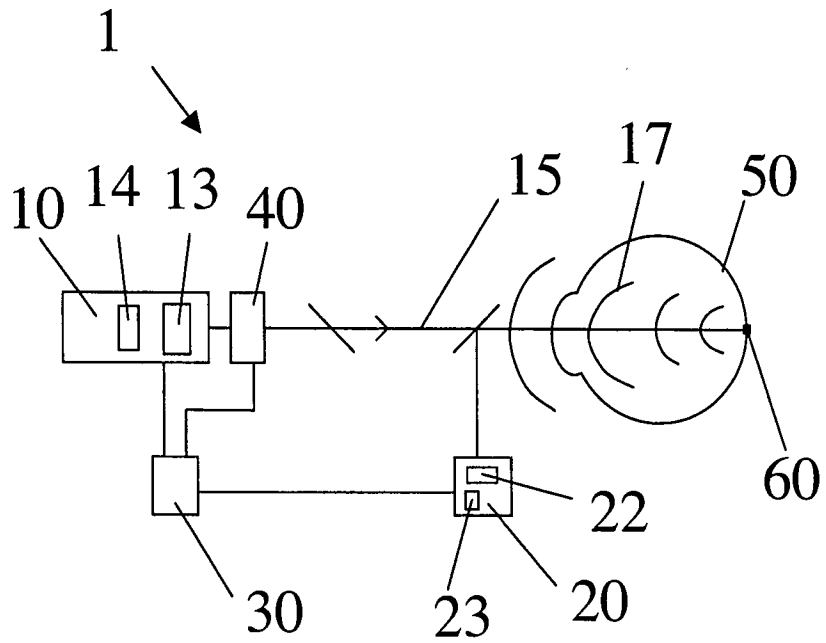


Fig. 1

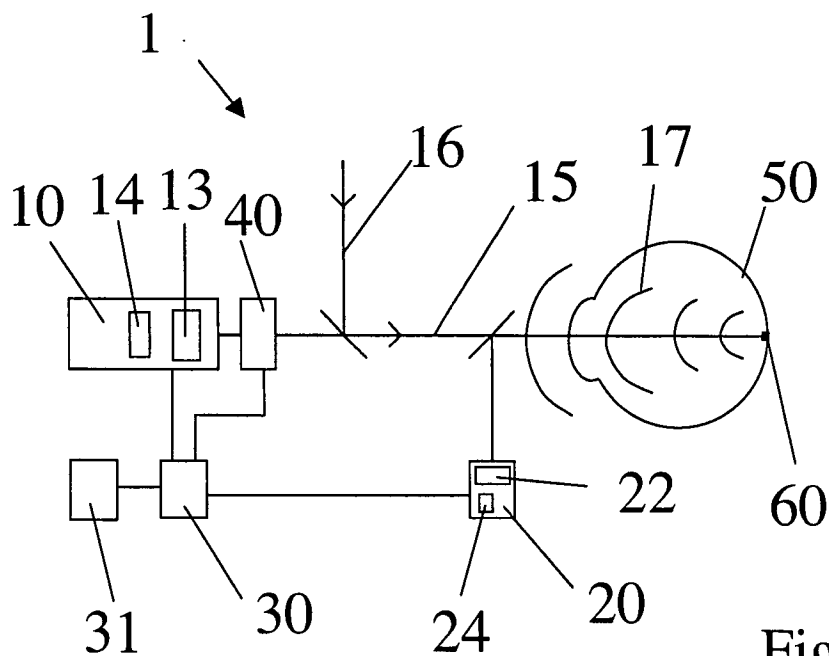


Fig. 2