



(10) **DE 10 2009 021 604 A1** 2010.11.18

(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2009 021 604.9**

(22) Anmeldetag: **15.05.2009**

(43) Offenlegungstag: **18.11.2010**

(51) Int Cl.⁸: **A61F 9/008** (2006.01)
A61B 18/20 (2006.01)

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

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

(72) Erfinder:
**Kunath-Fandrei, Gerald, Dr., 07743 Jena, DE;
Dünger, Jenny, 07745 Jena, DE; Fuchs, Rico,
07745 Jena, DE; Dick, Manfred, Dr., 07926 Gefell,
DE**

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

DE	10 2008 011836	A1
DE	10 2005 055885	A1
US	2008/01 67 642	A1
US	2008/00 33 406	A1
US	2008/00 15 553	A1
US	2006/01 61 145	A1
US	2006/01 00 677	A1
WO	09/0 45 286	A1
WO	07/0 51 061	A2
WO	07/0 35 855	A2

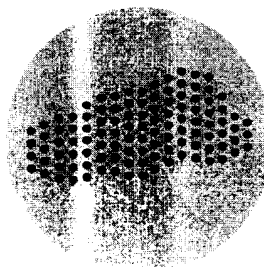
Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

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

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Markierung von Koagulationsstellen auf einer Retina sowie System zur Koagulation der Retina**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung befasst sich mit einem Verfahren zur Markierung von Koagulationsstellen auf einer Retina mittels einer Lichtquelle mit folgenden Schritten: Projektion einer seriellen Spotsequenz der Lichtquelle aus einer sequentiellen, eindimensionalen Abfolge von Einzel-Spots auf die Retina mittels einer Strahlableinheit, wobei die Einzel-Spots die Koagulationsstellen bezeichnen; Abwarten der Bestätigung der Abfolge von Einzel-Spots mittels Eingabe eines Bestätigungssignals; nach Bestätigung der Abfolge der Einzel-Spots Neuberechnung einer automatisierten Schrittfolge mit einer weiteren seriellen Spotsequenz und Projektion derselben auf die Retina gemäß dem ersten Schritt; nachfolgende Wiederholungen des zweiten und dritten Schritts.

Außerdem befasst sich die Erfindung mit einem System zur Koagulation der Retina zur Durchführung eines oben genannten Verfahrens mit einer bildgebenden Diagnoseeinheit, einem Therapiestrahls zur Koagulation von Koagulationsstellen, einem Pilotstrahl zur Markierung der Koagulationsstellen mittels einer Spotsequenz, einer Strahlableinheit zur Erzeugung der Spotsequenz und zur Positionierung des Therapiestrahls, einer elektronischen Steuerungseinheit zur Steuerung der vorgenannten Vorrichtungen, einem Software-Interface und einer interaktiven Schnittstelle.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung befasst sich mit einem Verfahren zur Markierung von Koagulationsstellen auf einer Retina mittels einer Lichtquelle sowie mit einem System zur Koagulation der Retina zur Durchführung eines solchen Verfahrens.

[0002] Die Verwendung von fokussiertem Licht einer axialen Hochdrucklampe zur Behandlung verschiedener Erkrankungen der Netzhaut, beispielsweise der diabetischen Retinopathie, mit Hilfe der Lichtkoagulation ist seit Jahrzehnten bekannt. Bei der Lichtkoagulation wird heutzutage mittels eines Laserstrahls die Netzhaut erwärmt beziehungsweise koaguliert, indem die Energie des Laserstrahls durch den dunklen Farbstoff im Pigmentepithel innerhalb der Netzhaut absorbiert wird. 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] Problematisch ist hierbei jedoch, dass auch erhaltungswürdiges Gewebe, insbesondere die in Strahlrichtung vor dem retinalen Pigmentepithel befindliche Photorezeptorschicht, zerstört wird. Deshalb wurden Lösungen erdacht, bei denen die Zerstörung dieses erhaltungswürdigen Gewebes minimiert wird, indem bei Erreichen einer definierten Temperatur im Koagulationspunkt die lokale Behandlung abgebrochen wird. Dies erfolgt durch ein temperaturgesteuertes Koagulationssystem mit einem kontinuierlichen Koagulationslaser und einem gepulsten Messlaser sowie einem Detektor, einer Steuerungseinrichtung und einem Unterbrecher. Der Koagulationslaser ist dabei so eingerichtet, dass ein Koagulationsstrahl emittiert wird und der Messlaser im Zielgebiet des Koagulationslasers ein temperaturabhängiges Messsignal für den Detektor generiert. Der Detektor weist dabei einen Temperatursensor auf, der ein Signal detektiert, das Rückschlüsse auf die Temperatur im Koagulationspunkt zulässt. Das vom Detektor detektierte Signal wird an die Steuerungseinrichtung weitergeleitet, die bei Erreichen einer vorgegebenen Temperatur den Unterbrecher aktiviert, so dass der Strahl des Koagulationslasers unterbrochen wird.

[0004] Regelmäßig werden die einzelnen Koagulationspunkte manuell vom Operator eingerichtet und der Koagulationsstrahl von diesem einzeln ausgelöst. Da dies sehr zeitaufwendig ist und der Erfolg der Behandlung stark von den Fähigkeiten des Operators abhängt, wurde beispielsweise in der WO 2007/035855 A2 vorgeschlagen, ein System und ein Verfahren vorzusehen, bei dem ein Pattern von Koagulationspunkten zur Verfügung gestellt wird, aus denen der Operator vorab auswählen und die verschiedenen Pattern auch miteinander kombinieren kann. Als Pattern werden dabei zweidimensionale Anord-

nungen von Koagulationspunkten angesehen, die beispielsweise eine Matrix von 2×2 , 3×3 , 4×4 , 5×5 usw. aufweisen, wobei die Abstände von zueinander benachbarten Koagulationspunkten gleichbleibend sind. Dieser Stand der Technik stellt auch andere zweidimensionale Patterns für Koagulationspunkte zur Verfügung, wie beispielsweise Anordnungen auf einem Kreis bzw. auf konzentrischen Kreisen, elliptische und sektorförmige Anordnungen.

[0005] Solche festen Pattern regulärer Geometrie sind jedoch nachteilig, da sie häufig nicht den morphologischen Gegebenheiten der physiologischen Anomalien entsprechen. Deshalb ist häufig ein Nachkoagulieren mit einem zweiten oder dritten Koagulationsmuster bis hin zur eigentlich durch ein solches Verfahren zu überwindenden Einzelschuss-Koagulation notwendig, um eine vollständig wirksame Panretinale Photokoagulation wirksam ausführen zu können. Außerdem wird zwar durch den genannten Stand der Technik die Möglichkeit gegeben, ein großflächiges Muster zu erzielen, was zu einer Erhöhung der Behandlungsgeschwindigkeit führt, allerdings ergibt sich hierbei auch das Risiko einer Über- bzw. Unterkoagulation durch den veränderlichen Fokus aufgrund der Netzhautkrümmung bzw. variierenden Absorptionsverhaltens der vorliegenden okularen Medien.

[0006] Aufgabe der Erfindung ist es deshalb, bei möglichst hoher Behandlungsgeschwindigkeit eine Laserbehandlung, vorzugsweise Netzhautkoagulation oder Laser-Trabekuloplastie, besonders bevorzugt eine optimierte Panretinale Photokoagulation zu ermöglichen, bei der nur pathologische Areale, gesunde Areale jedoch nicht, koaguliert werden. Hierzu soll zum einen für den Operator sichtbar vor der Behandlung die Markierung von Koagulationsstellen mittels eines Verfahrens gewährleistet werden und zum anderen ein System zur Koagulation, mit dem eine solche Markierung durchgeführt werden kann, zur Verfügung gestellt werden.

[0007] Diese Aufgabe wird durch ein Verfahren zur Markierung von Koagulationsstellen auf einer Retina mittels einer Lichtquelle mit den Merkmalen des Anspruchs 1 gelöst. Hierbei erfolgt eine Projektion einer seriellen Spotsequenz der Lichtquelle aus einer sequentiellen, eindimensionalen Abfolge von Einzel-Spots auf die Retina mittels einer Strahlableitenheit, wobei die Einzel-Spots die Koagulationsstellen bezeichnen. Damit wird dem Operator vorab, also bevor die tatsächliche Koagulation erfolgt, angezeigt, an welchen Stellen die Koagulation erfolgen soll. Dadurch, dass eine Bestätigung der Abfolge dieser Einzel-Spots abgewartet wird, die mittels einer Eingabe eines Bestätigungssignals erfolgt, wird verhindert, dass Koagulationsstellen bearbeitet werden, die ausgespart werden sollten, beispielsweise weil sie gesundes Gewebe betreffen. Erfindungsgemäß

wird nach dem Vorliegen der Bestätigung der Abfolge der Einzel-Spots eine Neuberechnung einer automatisierten Schrittfolge mit einer weiteren seriellen Spotsequenz und Projektion derselben auf die Retina durchgeführt. Durch die Verwendung einer sequentiellen, eindimensionalen Abfolge von Einzel-Spots, die automatisch kreiert werden, wird eine bedeutende Geschwindigkeitszunahme im Gegensatz zur händischen Bestimmung dieser Einzel-Spots durch den Operator erzielt. Im Gegensatz zu der sehr komplexen zweidimensionalen und großflächigen Pattern-Zurverfügungstellung hat das erfindungsgemäße Verfahren den Vorteil, dass für jede einzelne sequentielle, eindimensionale Abfolge eine Bestätigung durch den Operator erfolgen muss, um daran anschließend – was nicht Gegenstand des erfindungsgemäßen Verfahrens ist – die Koagulation an diesen Stellen durchzuführen. Somit kann vermieden werden, dass gesundes Gewebe koaguliert wird und nur solche Koagulationsstellen akzeptiert werden, die tatsächlich für den Heilungsprozess nötig sind. Durch die erfindungsgemäße Wiederholung der vorgenannten Schritte besteht die Möglichkeit, in kurzer Zeit einen großen Bereich auf der Retina mit Koagulationspunkten zu kennzeichnen.

[0008] Eine vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass die sequentielle, eindimensionale Abfolge von Einzel-Spots äquidistante Abstände aufweist, deren Verlauf gerade oder gekrümmt sowie stetig oder unterbrochen ist. Durch die verschiedenen angegebenen Möglichkeiten der Platzierung der Einzel-Spots kann den Gegebenheiten hinsichtlich der pathologischen Bereiche der Retina sowie der vorliegenden okulären Medien, wie beispielsweise Hornhautverkrümmung oder andere Fehlsichtigkeiten des zu behandelnden Auges, Rechnung getragen werden.

[0009] Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass die zeitliche Abfolge der Spotsequenz zwischen 1 ns und 5 s liegt, bevorzugt zwischen 1 µs und 1 s, besonders bevorzugt zwischen 40 ms und 0,5 s. Die vorgenannten zeitlichen Ober- und Untergrenzen sind vorteilhaft, um eine zügige Durchführung des Verfahrens bei gleichzeitig guter Überwachung durch den Operator zu gewährleisten.

[0010] Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass eine automatisierte Schrittfolge eine äquidistante Translation und/oder Rotation vorgibt. Dadurch kann eine Vielzahl von Mustern, die sich aus einem sehr einfach gelagerten Grundmuster, nämlich der sequentiellen, eindimensionalen Abfolge, herleiten lassen, erzeugt werden. Auch hierdurch ist es möglich, die individuellen Gegebenheiten der zu behandelnden Retina in Betracht zu ziehen.

[0011] Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der

Erfindung sieht vor, dass die Lichtquelle Laserlicht, insbesondere im roten Bereich, abstrahlt. Die Verwendung von Laserlicht im roten Bereich hat den Vorteil, dass dies zu Einzel-Spots führt, die vom Operator gut auf der Retina erkannt werden können.

[0012] Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass eine aktive Einflussnahme des Operators durch Variation einer oder mehrerer Laserparameter vor der Bestätigung der nächsten Spotsequenz erfolgt. Dadurch kann eine optimale Einstellung der benötigten Parameter in möglichst kurzer Zeit erreicht werden, ohne dass der Operator abwarten muss, bis ihm vom System die gerade benötigte Spotsequenz angezeigt wird.

[0013] Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass die Bestätigung mittels eines Joysticks, einer Spracherkennung oder eines Fußschalters, insbesondere eines multimodalen Fußschalters, erfolgt. Mittels der genannten Vorrichtung kann eine einfache und genaue Eingabe zur Bestätigung der vom System vorgeschlagenen Abfolge von Einzel-Spots durch den Operator erfolgen.

[0014] Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass die Bestätigung erst nach Änderung der Positionen der Neuberechneten Spotsequenz erfolgt. Dadurch kann den individuellen Gegebenheiten der zu behandelnden Retina besonders gut entsprochen werden, da einzelne der Abfolgen von Einzel-Spots, die vom System vorgeschlagen werden, abgelehnt werden können, so dass an den nicht gewollten Stellen keine Koagulation erfolgt, sondern nur an neu berechneten Einzel-Spots, die die Voraussetzungen für eine gewollte Koagulation erfüllen.

[0015] Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass der Abstand der nächsten Spotsequenz von der vorherigen Spotsequenz zwischen dem Null- und Zehnfachen des Spotdurchmessers, besonders bevorzugt zwischen dem 0,8- und 1,5-fachen des Spotdurchmessers des ersten Einzel-Spots der vorherigen Spotsequenz liegt. Dadurch ist eine Variation möglich, die von einer Überlagerung der Spots – also einer Vergrößerung der Spotfläche – bis zu einem Abstand, der genügend Raum zwischen den Einzel-Spots lässt, reicht. Eine gute individuelle Behandlung der Retina ist damit möglich.

[0016] Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass eine Änderung des Abstands der Startposition, der Orientierung, der Länge, des Inner-Sequenz-Abstands, der Art der Spotsequenz, der Rotation, der Translation und/oder der Schrittlänge der Spotsequenz bezogen auf die vorhergehende Spotsequenz durch einen Operator und/oder aufgrund von vorher gewonnenen Untersu-

chungsdaten der Retina erfolgt. Durch diese sehr umfassende Möglichkeit, die Einzel-Spots zu ändern – sowohl in ihrer einzelnen Ausgestaltung als auch in ihrer räumlichen Anordnung zueinander –, wird wiederum die bestmögliche Behandlung nur an den nötigen Stellen ermöglicht. Dadurch, dass die konkrete Bestimmung und Festlegung der oben genannten Merkmale der Spotsequenz aufgrund vorher gewonnener Untersuchungsdaten der Retina möglich ist, kann eine vollständig automatisierte und auf die gerade behandelte Retina angepasste Koagulation ausschließlich an den tatsächlich notwendigen Stellen automatisch durchgeführt werden. Unter dem Inner-Sequenz-Abstand wird verstanden, dass der Abstand zwischen zwei benachbarten Einzel-Spots innerhalb der Sequenz nicht konstant gehalten wird, sondern sich dieser von Einzel-Spot zu Einzel-Spot verändert.

[0017] Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass eine Temperaturbestimmung des Einzel-Spots während des Einsatzes eines Therapiestrahls erfolgt. Damit wird erreicht, dass nur eine kurzzeitige Koagulation des retinalen Pigmentepithels realisiert wird, ohne dabei die darüberliegende Photorezeptorenschicht zu schädigen. Bevorzugt wird dabei der Therapiestrahls abgeschaltet, wenn eine vorbestimmte Temperatur erreicht wird, die insbesondere für alle Einzel-Spots gleich ist.

[0018] Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass die Einzel-Spots die Koagulationsstellen umranden. Hiermit kann der Operator genau sehen, wie das Behandlungsgebiet, das einer Koagulation durch den Therapiestrahls unterzogen werden soll, aussieht und ob eine Koagulation wirklich über das gesamte Gebiet stattfinden soll.

[0019] Die Aufgabe wird auch durch ein System zur Koagulation der Retina zur Durchführung eines oben angegebenen Verfahrens mit den Merkmalen des Anspruchs 14 gelöst. Mittels der bildgebenden Diagnoseeinheit kann der Operator vor Durchführung der Koagulation erkennen, an welcher konkreten Stelle der Retina diese durchgeführt werden soll, da damit die vom Pilotstrahl markierten Spotsequenzen betrachtet werden können. Der Therapiestrahls dient zur Koagulation der Koagulationsstellen, die vorab mit dem Pilotstrahl markiert wurden. Sowohl Therapiestrahls als auch Pilotstrahl werden anhand einer Strahlableinheit so gesteuert, dass die Spotsequenzen des Pilotstrahls auf die Retina projiziert werden und nach Freigabe durch die Bestätigung mittels Bestätigungssignals der Therapiestrahls an den gekennzeichneten Einzel-Spots die Koagulation durchführt. Das gesamte Verfahren wird durch eine elektronische Steuerungseinheit gesteuert, die insbesondere die Auslösung des Therapiestrahls, sowie die Strahlableitung innerhalb der Strahlableitungseinheit steuert. Das Ganze geschieht über ein Softwa-

re-Interface. Mittels der interaktiven Schnittstelle erfolgt die Bestätigung mittels des Bestätigungssignals, das nötig ist, um den Therapiestrahls auszulösen, nachdem mittels des Pilotstrahls die Markierung der Einzel-Spots der Koagulationsstellen dem Operator angezeigt wurde.

[0020] Bevorzugt ist die bildgebende Diagnoseeinheit eine Laserspaltlampe, eine Funduskamera oder ein Scanning Laser Ophthalmoskop.

[0021] Als Therapiestrahls eignet sich eine ganze Reihe von Lichtquellen, wie beispielsweise LEDs, Superlumineszenzioden, Gasentladungslampen und insbesondere Laser. Bevorzugt wird dabei ein Multiwellenlängenlaser verwendet, der im sichtbaren Bereich verschiedene Farben emittieren kann. Besonders bevorzugt handelt es sich bei diesen Farben um Grün, Gelb und Rot. Darüber hinaus wird auch noch bevorzugt, wenn der Multiwellenlängenlaser im nahen Infrarotbereich emittiert. Durch die angegebenen verschiedenen Wellenlängen ist es möglich, verschiedene Koagulationstiefen zu erreichen. Im grünen Wellenlängenbereich (von 514–550 nm) erfolgt nämlich die höchste Absorption durch das Photopigment Melanin; im gelben Spektralbereich (550–580 nm) wird die höchste Absorption des Blutfarbstoffes Hämoglobin erreicht; dagegen erfolgt eine Koagulation bei hoher Eindringtiefe anhand der roten Wellenlängen (630–690 nm) oder mittels einer Wellenlänge im nahen Infrarot-Bereich (beispielsweise bei 810 nm).

[0022] Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass der Pilotstrahl eine Laserdiode ist, die vorzugsweise im roten Bereich strahlt. Die dadurch entstehenden Markierungen auf der Retina sind – wie oben schon ausgeführt – durch den Operator gut zu erkennen.

[0023] Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass die Strahlableinheit den Pilotstrahl und den Therapiestrahls koaxial auf die Retina abbildet. Dadurch wird gewährleistet, dass die Koagulation mittels des Therapiestrahls an exakt der Position stattfindet, die vorab durch den Pilotstrahl dem Operator angezeigt wurde und die dieser mittels eines Bestätigungssignals freigegeben hat. Dadurch wird vermieden, dass die Retina an Stellen koaguliert wird, an denen dies nicht erfolgen sollte, weil dort beispielsweise noch intaktes Gewebe gegeben ist.

[0024] Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass die Strahlableinheit bewegliche Linsen, Spiegel oder diffraktive Strahlteiler im Strahlengang aufweist. Dies sind im Stand der Technik gut bekannte zuverlässig arbeitende Vorrichtungen zur Strahlableitung. Bevorzugt erfolgt die Steuerung der Linsen oder Spiegel über Motoren, insbesondere handelt es sich dabei um galvanomet-

risch getriebene Spiegel, Piezo-Scanner oder Mikrospiegel-Arrays.

[0025] Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass die Steuerungseinheit ein Mikro-Controller ist, der mindestens eine Eingabe- und eine Ausgabeschnittstelle aufweist und der programmierbar ist. Damit ist es möglich, vorab ermittelte Werte über die zu behandelnde Retina sowie die vorliegenden okulären Medien in die Steuerungseinheit einzugeben, so dass diese die individuell für die gerade anstehende Behandlung nötigen Daten kennt und somit die jeweilige Abfolge von Einzel-Spots auf die konkret vorliegenden Gegebenheiten einstellen kann. Dadurch wird es regelmäßig nicht notwendig sein, dass der Operator die Freigabe der ihm angezeigten Abfolge von Einzel-Spots verweigert und das System eine alternative Abfolge berechnen und dem Operator anzeigen muss. Vielmehr wird der Operator jede der angezeigten Abfolgen freigeben können, was zu einer Beschleunigung der Behandlung sowie einer Steigerung der Zuverlässigkeit der Behandlung führt.

[0026] Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass zusätzlich ein Unterbrecher vorhanden ist, der zumindest einen bestimmten Wellenlängenbereich des Therapiestrahls an der Koagulationsstelle nicht auftreffen lässt. Wie oben schon ausgeführt, kann durch die Verwendung verschiedener Wellenlängen die Eindringtiefe der Strahlung des Therapiestrahls und somit der Koagulation gesteuert werden. Der Unterbrecher dient somit dazu, an einem vorgegebenen Einzel-Spot oder auch an einer ganzen Abfolge von Einzel-Spots verschiedene Eindringtiefen des Therapiestrahls vorzugeben. Bevorzugt kann es sich bei dem Unterbrecher um ein Filter handeln, das in den Therapiestrahл einbringbar ist.

[0027] Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass der Unterbrecher eine Vorrichtung ist, die den Therapiestrahл abschaltet, insbesondere in Form einer Blende in dem Bereich, durch den der Therapiestrahл hindurchgeht. Damit kann die Koagulation insgesamt beendet werden und nicht nur selektiv in einer oder verschiedenen Tiefen, wie dies bei dem vorbeschriebenen Filter der Fall ist.

[0028] Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass es zusätzlich eine Temperaturbestimmungsvorrichtung aufweist zur Bestimmung der Temperatur der Koagulationsstelle während der Therapiestrahл auf diese gerichtet ist. Wie oben schon ausgeführt, kann damit die über dem zu behandelnden Pigmentepithel angeordnete Photorezeptorschicht von Schädigung ausgeschlossen werden. Bevorzugt erfolgt die Temperaturbestimmung mittels eines Detektors innerhalb der Temperaturbestimmungsvorrichtung, der Druckwellen erfasst, die von der Koagulationsstelle stammen. Dadurch, dass

die Temperaturbestimmungsvorrichtung mit dem Unterbrecher verbunden ist, kann sofort bei Erreichen der vorgegebenen Temperatur der Therapiestrahл abgeschaltet werden, so dass die oben angegebene Wirkung, dass die Photorezeptorenschicht nicht geschädigt wird, erzielt wird. Hierbei kann neben der unmittelbaren Verbindung der Temperaturbestimmungsvorrichtung mit dem Unterbrecher auch eine mittelbare Verbindung über die Steuerungseinheit vorgesehen sein.

[0029] Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass das System vorbereitet ist, jeden Einzel-Spot der seriellen Spotsequenz mit einer individuellen Größe, Form, Wellenlänge und Dauer durch den Therapiestrahл zu bestrahlen. Auch damit kann jede Stelle der Retina individuell behandelt werden. Mittels der Größe und Form kann der an der jeweiligen Stelle sich befindliche Behandlungsbe- reich genau auf die benötigte Größe und Form eingestellt werden. Mittels der Wellenlängeneinstellung kann eine bestimmte Tiefe der Koagulation innerhalb der Retina erreicht werden, wie dies oben schon beschrieben wurde. Somit ist über die gesamten Koagulationsstellen eine tiefenmodulierte Laserkoagulation möglich. Durch die Einstellung der Dauer kann die Temperatur der einzelnen Koagulationsstellen variiert werden, was den Koagulationsgrad der Retina nach sich zieht. Somit ist über die gesamten Koagulationsstellen eine Koagulationsgrad-modulierte Laserkoagulation möglich. Die Größe der Einzel-Spots kann in einem großem Bereich variiert werden, bevorzugt liegen die Durchmesser im Bereich zwischen 50–1000 μm . Die Größe der Einzel-Spots kann dabei innerhalb einer Abfolge von Einzel-Spots (die insbesondere als eine gerade Linie ausgebildet sein kann) oder auch durch eine Änderung der Größen der Einzel-Spots von Linie zu Linie moduliert werden.

[0030] Neben der möglichst homogenen Lasertherapie der Retina mit einem vorbestimmten äquidistanten Raster, einer vorbestimmten gleichen Temperatur und einer vorbestimmten gleichen Behandlungstiefe infolge der eingesetzten Wellenlänge ist mit einem erfindungsgemäßen System, das einen monochromatischen Laser oder ein polychromatisches Lasersystem, ein ophthalmologisches Scansystem und ein Temperaturmeßsystem aufweist, auch eine mehrdimensionale Modulation des Behandlungsgrades der Retina möglich. Damit kann z. B. ein gleicher therapeutischer Nutzen beim Patienten entstehen, ohne dass übermäßig große Areale der Retina vollständig koaguliert werden müssen und damit für das Sehvermögen verloren gehen. Gleichzeitig wird jedoch ein Ablösen der Retina und damit ein verschärfter Krankheitsverlauf vermieden.

[0031] Das wird z. B. dadurch möglich, dass in einem groben Raster klassische Koagulationsspot gesetzt werden und in den Zwischenräumen subkoa-

gulatorisch ohne Schädigung der Photorezeptoren gearbeitet wird. Dabei ist diese Arbeitsweise sowohl zeilenweise oder auch innerhalb eines Patterns möglich.

[0032] Eine selektive Retina-Therapie kann auf der Basis von μ -Sekunden-Laserimpulsen erfolgen. Dabei wird die selektive Absorption des insbesondere grünen Laserlichts innerhalb des retinalen Pigmentepithels genutzt und sorgt mittels der zeitlich begrenzten Exposition im μ -Sekunden-Zeitbereich dafür, dass innerhalb der thermischen Relaxationszeit nahezu die gesamte Wärme im selektiv absorbierenden Pigmentepithel verbleibt und nicht in die Photorezeptorschicht gelangt. Damit wird das geschädigte Pigmentepithel zur Regeneration angeregt, ohne sichtbare Schäden auf dem Fundusbild erkennen zu können.

[0033] Eine andere selektive Retinatherapie erfolgt flächig mit Hilfe eines gescannten CW-Laserstrahls. Dabei wird die Expositionszeit durch die Scangeschwindigkeit entsprechend innerhalb der thermischen Relaxationszeit begrenzt.

[0034] Bei einer geregelten selektiven Retinakoagulation werden unterschiedliche Absorptionseigenschaften im retinalen Pigmentepithel und unterschiedliche lokale Transmissionen der okulären Medien berücksichtigt. Damit können lokal unterschiedliche Schädigungszonen des retinalen Pigmentepithels behandelt werden.

[0035] Als Temperaturmesssystem wird beispielsweise ein optoakustisches Messsystem oder auch ein optisches Messsystem verwendet. Durch die Wahl einer Wellenlänge im gelben, grünen, roten oder infraroten Spektralbereich kann dabei eine homogene Koagulations- oder Hyperthermietiefe eingestellt werden. Durch die Wahl äquidistanter Einzel-Spotabstände und deren Durchmesser kann die Homogenität innerhalb der Fläche strukturiert werden.

[0036] Es kann eine gezielte Planung der Behandlung zur bestmöglichen patientenindividuellen Therapie aufgrund vorab erhobener diagnostischer Daten erfolgen. Solche Daten sind insbesondere aufgrund von Fundusbildern (Farbbilder, Angiographiebilder, Autofluoreszenzbilder, usw.), OCT-Bildern (Optische-Kohärenz-Tomographie) oder konfokal gescannten Bildern erhoben worden. Die Behandlung erfolgt dann mittels teil- oder vollautomatisierter Generierung von Behandlungsparametern und einem teil- oder vollautomatisierten Ablauf der Behandlung.

[0037] Als Laser werden beispielsweise eingesetzt: Argonlaser, Dioden-Laser, diodengepumpte Festkörperlaser, diodengepumpte Halbleiterlaser, Faserlaser und frequenzverdoppelte Nd:YAG-Laser. Die Laser

können sowohl gepulst als auch als CW-Laser eingesetzt werden.

[0038] Die programmierte Steuerungseinheit ist vorzugsweise als eine verbindungsprogrammierte oder speicherprogrammierte Steuerung ausgebildet. Die Steuerung weist vorzugsweise eine Prozessarchitektur auf.

[0039] Die Positionierung des fokussierten Laserstrahls erfolgt automatisch oder halbautomatisch mittels Ablenkelementen, die den Strahl zweidimensional ablenken können. Dies geschieht beispielsweise durch galvanometrische Spiegelscanner, piezoelemente optische Elemente, akustooptische Elemente, elektrooptische Elemente oder lateralbewegte Linsen. Dabei können die Strahlpositionierelemente den Strahl translativ, torsional, verkippt oder rotierend bewegen. Diese Elemente können sowohl reflektierend als auch in Transmission brechend sein.

[0040] Der Therapiestrahls ist entweder parallel oder gebündelt ausgebildet. Er weist beispielsweise eine elliptische, dann vorzugsweise zirkulare, Polarisierung auf. Es ist jedoch genauso gut möglich, linear polarisierte Therapiestrahlen oder auch unpolarisierte zu verwenden.

[0041] Weitere Einzelheiten der Erfindung werden anhand der beiliegenden Figuren im Folgenden beschrieben. Es zeigen:

[0042] [Fig. 1](#) eine Folge von Mustern von Einzel-Spots, die durch Translation auseinander hervorgehen,

[0043] [Fig. 2](#) eine Folge von Mustern von Einzel-Spots, die durch Rotation auseinander hervorgehen,

[0044] [Fig. 3](#) eine Folge von Mustern von Einzel-Spots, die durch Translation und Änderung der Anfangsposition sowie das Auslassen einer Spotsequenz hervorgehen,

[0045] [Fig. 4](#) zwei Muster von Einzel-Spots, die durch Translation und Änderung der Sequenzlänge entstehen,

[0046] [Fig. 5](#) ein Muster von Einzel-Spots, das durch Translation, Änderung des Anfangspunkts und der Sequenzlänge entsteht,

[0047] [Fig. 6](#) ein Muster von Koagulationsstellen, das durch laterale Änderung, Änderung der Größe, Änderung der Sequenzlänge und des Inner-Sequenz-Abstands entsteht,

[0048] [Fig. 7](#) eine Folge von Koagulationsstellen, die mit unterschiedlichen Wellenlängen koaguliert

werden,

[0049] [Fig. 8](#) eine Folge von Koagulationsstellen, die durch verschiedene Temperaturen koaguiert werden.

[0050] In [Fig. 1](#) ist in der ersten Darstellung von links die Grundform einer sequentiellen, eindimensionalen Abfolge von Einzel-Spots dargestellt, die dann als Ausgangspunkt für die weiteren Darstellungen der [Fig. 1](#) und deren mehrfache Anwendung – wie dies im Folgenden beschrieben wird – dient.

[0051] Die Abfolge besteht aus acht Einzel-Spots, die äquidistant zueinander angeordnet sind und in vertikaler Richtung verlaufen. Der erste Einzel-Spot ist der an oberster Stelle dargestellte Einzel-Spot. Von diesem ausgehend wird die Sequenz fortlaufend nach unten in der dargestellten Reihenfolge erzeugt.

[0052] Ausgehend von dieser Grundform erhält man das in der mittleren Abbildung dargestellte Muster einer im 7×8 Matrix von äquidistant zueinander angeordneten Einzel-Spots durch eine Translation der grundlegenden vertikal verlaufenden Abfolge der linken Darstellung.

[0053] Die rechte Darstellung wird aus der Grunddarstellung durch weitere horizontale, mehrfache Translationen erreicht.

[0054] In der linken Darstellung der [Fig. 2](#) ist eine gegenüber der acht Einzel-Spots der [Fig. 1](#) umfassenden Grundsequenz verkürzte, vier Einzel-Spots umfassende Ausgangssequenz dargestellt. Das in der zweiten Darstellung von links wiedergegebene Muster wird ausgehend von der in der linken Darstellung angegebenen Grundsequenz dadurch erhalten, dass von links nach rechts fortschreitend jeweils eine Rotation um ein nicht gezeigtes Rotationszentrum mit jeweils alternierender Sequenzlänge zwischen drei und vier Einzel-Spots erzielt wird, wobei die jeweiligen Sequenzen mit drei Einzel-Spots auf Lücke zu den jeweils vier Einzel-Spots aufweisenden Sequenzen stehen. Dies wird dadurch erreicht, dass neben der jeweiligen Rotation auch eine Translation des Anfangseinzel-Spots in schräger Richtung durchgeführt wird.

[0055] In der zweiten Darstellung von rechts der [Fig. 2](#) wird dagegen eine reine Rotation zwischen der ersten Abfolge von Einzel-Spots, die in vertikaler Richtung verläuft, und der dadurch im Gegenuhrzeigersinn leicht gedrehten zweiten Abfolge dargestellt. Die Ausgangsabfolge weist – wie die in der [Fig. 1](#) – ebenfalls acht Einzel-Spots auf, die jedoch zwischen dem vierten und fünften Einzel-Spot einen deutlich vergrößerten Abstand aufweist. Dieser Abstand ist so gewählt, dass innerhalb eines dargestellten Kreises keine Einzel-Spots vorhanden sind. Das Rotations-

zentrum ist gleichzeitig der Mittelpunkt des dargestellten Kreises. Bei einer fortwährenden und wiederholten Drehung um denselben Drehwinkel, der in der zweiten Darstellung von rechts der [Fig. 2](#) angegeben ist, kommt man zu der strahlenförmigen rechten Darstellung der [Fig. 2](#).

[0056] In der linken und mittleren Darstellung der [Fig. 3](#) wird jeweils eine unregelmäßige Translation (die man auch als eine Modifikation der Anfangsposition bezeichnen kann) durchgeführt. Dabei ist in der linken Darstellung eine vertikale Ausgangsabfolge von fünf Einzel-Spots vorhanden.

[0057] In der mittleren Darstellung handelt es sich um eine vertikale Anfangsabfolge von sechs Einzel-Spots, die – vergleichbar zu den beiden rechten Darstellungen der [Fig. 2](#) – einen vergrößerten Abstand zwischen der oberen Hälfte und der unteren Hälfte (Inner-Sequenz-Abstand) der jeweils drei Einzel-Spots aufweist.

[0058] In der rechten Darstellung der [Fig. 3](#) wird dagegen eine vertikale Abfolge von sieben Einzel-Spots durch eine gleichmäßige Translation zu einem Muster ergänzt, das jedoch hinsichtlich der Form der Einzel-Spots zwischen der ersten und zweiten (ebenso der fünften und sechsten) Abfolge gegenüber der dritten und vierten (ebenso siebten) Abfolge dadurch verändert ist, dass die zweitgenannten Spot-Positionen vom Operator ausgelassen werden können, also keine Koagulationen darstellen.

[0059] In den beiden Darstellungen der [Fig. 4](#) sind jeweils Translationen und Änderungen der Sequenzlänge bei vertikaler Mittensymmetrie der Spotsequenz überlagert. In der rechten Darstellung führt dies dazu, dass ein Muster erreicht wird, das ein Dreieck mit abnehmender Sequenzlänge von links nach rechts darstellt.

[0060] In [Fig. 5](#) ist schließlich ein Muster dargestellt, das unregelmäßig ausgebildet ist und durch die ganz links dargestellte Ausgangsabfolge von vier vertikalen Einzel-Spots durch Variation der Sequenz-Länge, Translation und Änderung der Anfangsorte erreicht wird.

[0061] Die in den [Fig. 1](#) bis [Fig. 5](#) dargestellten Muster sind lediglich exemplarisch und können in jeder beliebigen Form modifiziert werden, so dass ein beliebiges Muster erzeugt werden kann. Dadurch ist es möglich, exakt auf den zur Behandlung anstehenden Einzelfall einzugehen und das Muster genau so zu setzen, dass eine Koagulation nur an den nötigen Koagulationspunkten stattfindet. Die in den [Fig. 1](#) bis [Fig. 5](#) dargestellten Einzel-Spots werden durch den Pilotstrahl erzeugt und an diesen Stellen nimmt der Therapiestrahle danach die Koagulationen vor.

[0062] In [Fig. 6](#) ist ausgehend von einer horizontal verlaufenden Abfolge von Einzel-Spots ein Muster dargestellt, bei dem die oberste Reihe durch eine Modifikation sowohl der Sequenz-Länge als auch der Inner-Sequenz-Abstände geändert wurde. Hierbei handelt es sich jedoch nicht um die durch den Pilotstrahl markierten Punkte, sondern um die danach mit dem Therapiestrahle vorgenommenen Koagulationsstellen. Die Koagulationsstellen sind hierbei in ihrem Durchmesser in Abhängigkeit des jeweiligen, für den Einzelfall nötigen Größe der Koagulationsstelle variiert. Bevorzugt liegen die Durchmesser solcher Koagulationsstellen zwischen 50 und 500 μm .

[0063] Zwischen der untersten und der zweituntersten (bzw. dann auch zwischen der zweituntersten und zweitobersten) Abfolge von Einzel-Spots wurde zusammen mit der Translation in vertikaler Richtung auch eine Änderung des Durchmessers des Einzel-Spots vorgenommen. Zwischen der zweiten Abfolge von oben und der obersten Abfolge fand dagegen nicht nur eine teilweise Änderung des Durchmessers der Einzel-Spots (nämlich jeder zweite Einzel-Spot wurde von der Größe in der zweiten Abfolge von oben auf eine Größe gemäß der zweiten Abfolge von unten reduziert), sondern hierbei wurde auch noch eine Verlängerung der Sequenz von vier auf sieben Einzel-Spots sowie eine Änderung der Inner-Sequenz-Abstände durchgeführt.

[0064] [Fig. 7](#) zeigt ein Raster von Koagulationspunkten mit gleichem Durchmesser, die jedoch mit unterschiedlichen Wellenlängen bestrahlt wurden. Hierbei wurden für gelbes Licht (550–580 nm) eine Wellenlänge von 577 nm, für grünes Licht (514–550 nm) eine Wellenlänge von 532 nm und für rotes Licht (630–680 nm) eine Wellenlänge von 659 nm verwendet. Die Abfolge von links nach rechts ist: gelb, grün, rot, grün, gelb, grün, rot. Aufgrund der verschiedenen verwendeten Wellenlängen erfolgt die hauptsächliche Energieaufnahme in der Retina in unterschiedlichen Tiefen. So erfolgt aufgrund der höchsten Absorption des Blutfarbstoffes Hämoglobin im gelben Spektralbereich die Koagulation im oberen Bereich der Retina. Dagegen ist die höchste Absorption im grünen Wellenlängenbereich durch das Photopigment Melanin gegeben, und die Koagulation erfolgt in der mittleren Tiefe der Retina. Schließlich dringen rote Wellenlängen am tiefsten in die Retina ein, so dass dort der höchste Koagulationsgrad gegeben ist.

[0065] Durch die gezielte Bestrahlung verschiedener Koagulationsstellen mit unterschiedlichen Wellenlängen (Farben) kann somit eine Tiefenmodulation erreicht werden. Dadurch kann der individuell nötigen Behandlung Rechnung getragen werden.

[0066] In [Fig. 8](#) ist das gleiche Raster von Koagulationsstellen wie in [Fig. 7](#) dargestellt. Jedoch wird in [Fig. 8](#) keine Modulation mit unterschiedlichen Licht-

wellenlängen vorgenommen, sondern mit unterschiedlichen Koagulationstemperaturen. Die Koagulation findet hierbei monochromatisch bei einer Wellenlänge von beispielsweise 532 nm (also im grünen Wellenlängenbereich) statt. Aufgrund der unterschiedlichen Koagulationstemperaturen von beispielsweise 45°, 50°, 60°, werden unterschiedliche Koagulationsgrade innerhalb der dargestellten Koagulationsstellen erreicht. Die Länge der Pfeile verdeutlicht dabei den Koagulationsgrad in der Retina, wobei lange Pfeile einen höheren Koagulationsgrad darstellen als kurze. Man erhält somit eine äquidistante, monochromatische Koagulationsgrad-modulierte Laserkoagulation bzw. Hyperthermie.

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

- WO 2007/035855 A2 [[0004](#)]

Patentansprüche

1. Verfahren zur Markierung von Koagulationsstellen auf einer Retina mittels einer Lichtquelle mit den folgenden Schritten:

- Projektion einer seriellen Spotsequenz der Lichtquelle aus einer sequentiellen, eindimensionalen Abfolge von Einzel-Spots auf die Retina mittels einer Strahlableinheits, wobei die Einzel-Spots die Koagulationsstellen bezeichnen;
- Abwarten der Bestätigung der Abfolge von Einzel-Spots mittels Eingabe eines Bestätigungssignals;
- nach Bestätigung der Abfolge der Einzel-Spots Neuberechnung einer automatisierten Schrittfolge mit einer weiteren seriellen Spotsequenz und Projektion derselben auf die Retina gemäß dem ersten Schritt;
- nachfolgende Wiederholungen des zweiten und dritten Schritts.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die sequentielle, eindimensionale Abfolge von Einzel-Spots äquidistante Abstände aufweist, deren Verlauf gerade oder gekrümmt sowie stetig oder unterbrochen ist.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die zeitliche Abfolge der Spotsequenz zwischen 1 ns und 5 s liegt, bevorzugt zwischen 1 ns und 1 s, besonders bevorzugt zwischen 40 ms und 0,5 s.

4. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass eine automatisierte Schrittfolge eine äquidistante Translation und/oder Rotation vorgibt.

5. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtquelle Laserlicht, insbesondere im roten Bereich, abstrahlt.

6. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass eine aktive Einflussnahme des Operators durch Variation einer oder mehrerer Laserparameter vor der Bestätigung der nächsten Spotsequenz erfolgt.

7. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Bestätigung mittels eines Joysticks, einer Spracherkennung oder eines Fußschalters, insbesondere eines multimodalen Fußschalters, erfolgt.

8. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Bestätigung erst nach Änderung der Positionen der neu berechneten Spotsequenz erfolgt.

9. Verfahren nach einem der vorstehenden An-

sprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Abstand der nächsten Spotsequenz von der vorherigen Spotsequenz zwischen dem Null- und Zehnfachen, besonders bevorzugt zwischen dem 0,8- und 1,5-fachen des Spotdurchmessers des ersten Einzel-Spots der vorherigen Spotsequenz liegt.

10. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass eine Änderung des Abstands der Startposition, der Orientierung, der Länge, des Inner-Sequenz-Abstands, der Art der Spotsequenz, der Rotation, der Translation und/oder der Schrittlänge der Spotsequenz bezogen auf die vorhergehende Spotsequenz durch einen Operator und/oder aufgrund von vorher gewonnenen Untersuchungsdaten der Retina erfolgt.

11. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass eine Temperaturbestimmung des Einzel-Spots während des Einsatzes eines Therapiestrahls erfolgt.

12. Verfahren nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass der Therapiestrahls abgeschaltet wird, wenn eine vorbestimmte Temperatur erreicht wird, die insbesondere für alle Einzel-Spots gleich ist.

13. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Einzel-Spots die Koagulationsstellen umranden.

14. System zur Koagulation der Retina zur Durchführung eines Verfahrens nach einem der vorstehenden Ansprüche mit

- einer bildgebenden Diagnoseeinheit,
- einem Therapiestrahls zur Koagulation von Koagulationsstellen,
- einem Pilotstrahl zur Markierung der Koagulationsstellen mittels einer Spotsequenz,
- einer Strahlableinheits zur Erzeugung der Spotsequenz und zur Positionierung des Therapiestrahls,
- einer elektronischen Steuerungseinheit zur Steuerung der vorgenannten Vorrichtungen,
- einem Software-Interface und
- einer interaktiven Schnittstelle.

15. System nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass die bildgebende Diagnoseeinheit eine Laserspaltlampe, eine Funduskamera oder ein Scanning Laser Ophthalmoskop ist.

16. System nach Anspruch 14 oder 15, dadurch gekennzeichnet, dass der Therapiestrahls aus der Gruppe folgender Lichtquellen kommt: LEDs, Superlumineszenzioden, Gasentladungslampen, Laser.

17. System nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, dass der Laser ein Multiwellenlängenlaser im sichtbaren Bereich, insbesondere mit den Farben grün, gelb und rot, und/oder im nahen Infrarotbereich

ist.

18. System nach einem der Ansprüche 14 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass der Pilotstrahl eine Laserdiode ist, die vorzugsweise im roten Bereich strahlt.

19. System nach einem der Ansprüche 14 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass die Strahlenablenkeinheit den Pilotstrahl und den Therapiestrahls koaxial auf die Retina abbildet.

20. System nach einem der Ansprüche 14 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass die Strahlenablenkeinheit bewegliche Linsen, Spiegel oder diffraktive Strahlteiler im Strahlengang aufweist.

21. System nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, dass die Linsen oder Spiegel über Motoren gesteuert werden, es sich insbesondere um galvanometrisch getriebene Spiegel, Piezo-Scanner oder Mikrospiegel-Array handelt.

22. System nach einem der Ansprüche 14 bis 21, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuerungseinheit ein Mikro-Controller ist, der mindestens eine Eingabe- und eine Ausgabeschnittstelle aufweist und der programmierbar ist.

23. System nach einem der Ansprüche 14 bis 22, dadurch gekennzeichnet, dass zusätzlich ein Unterbrecher vorhanden ist, der zumindest einen bestimmten Wellenlängenbereich des Therapiestrahls an der Koagulationsstelle nicht auftreffen lässt.

24. System nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, dass der Unterbrecher ein Filter ist, das in den Therapiestrahls einbringbar ist.

25. System nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, dass der Unterbrecher eine Vorrichtung ist, die den Therapiestrahls abschaltet, insbesondere in Form einer Blende in dem Bereich, durch den der Therapiestrahls hindurchgeht.

26. System nach einem der Ansprüche 14 bis 25, dadurch gekennzeichnet, dass es zusätzlich eine Temperaturbestimmungsvorrichtung aufweist zur Bestimmung der Temperatur der Koagulationsstelle während der Therapiestrahls auf diese gerichtet ist.

27. System nach Anspruch 26, dadurch gekennzeichnet, dass die Temperaturbestimmungsvorrichtung einen Detektor aufweist, der Druckwellen erfasst, die von der Koagulationsstelle stammen.

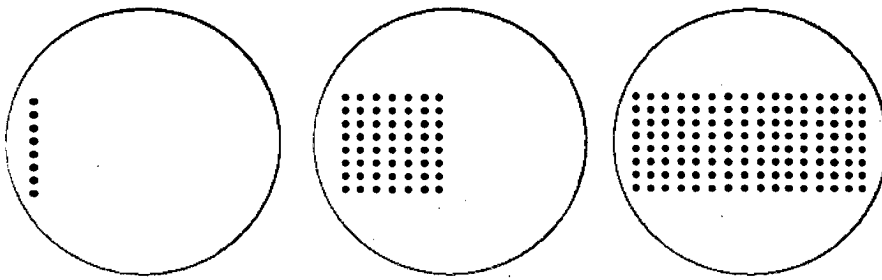
28. System nach einem der Ansprüche 25 oder 28, dadurch gekennzeichnet, dass die Temperaturbestimmungsvorrichtung mit dem Unterbrecher verbunden ist, auch mittelbar über die Steuerungsein-

heit.

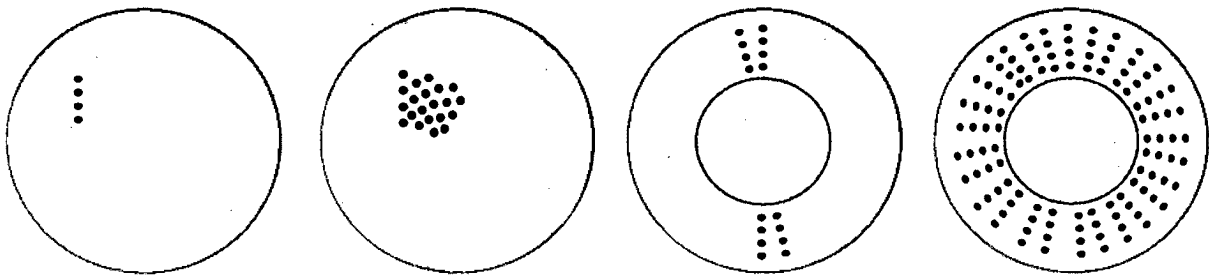
29. System nach einem der Ansprüche 14 bis 28, dadurch gekennzeichnet, dass es vorbereitet ist, jeden Einzel-Spot der seriellen Spotsequenz mit einer individuellen Größe, Form, Wellenlänge und Dauer durch den Therapiestrahls zu bestrahlen.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

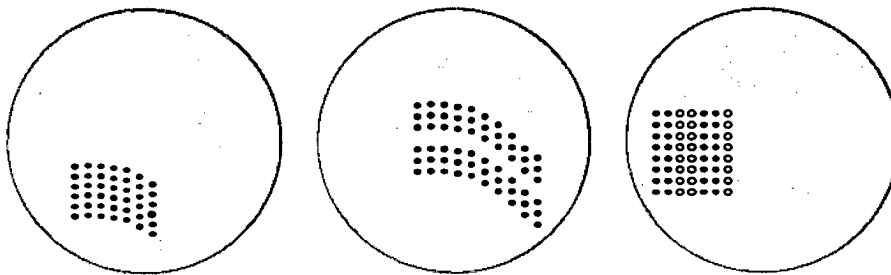
Anhängende Zeichnungen



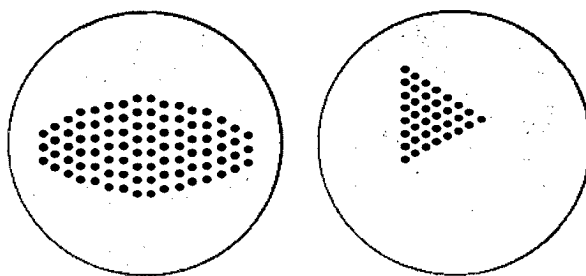
Figur 1



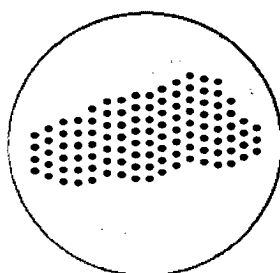
Figur 2



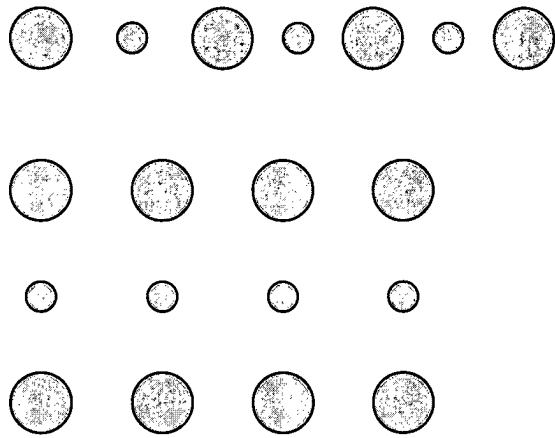
Figur 3



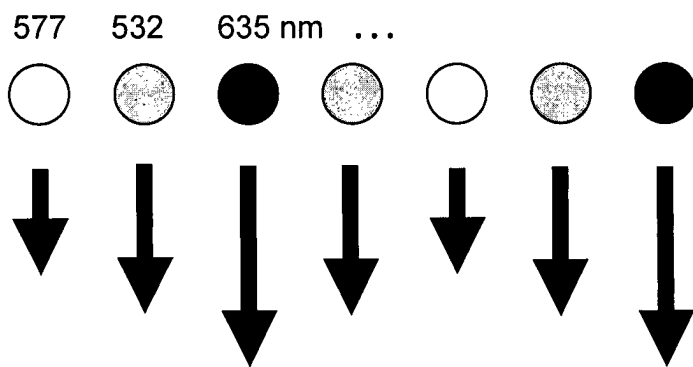
Figur 4



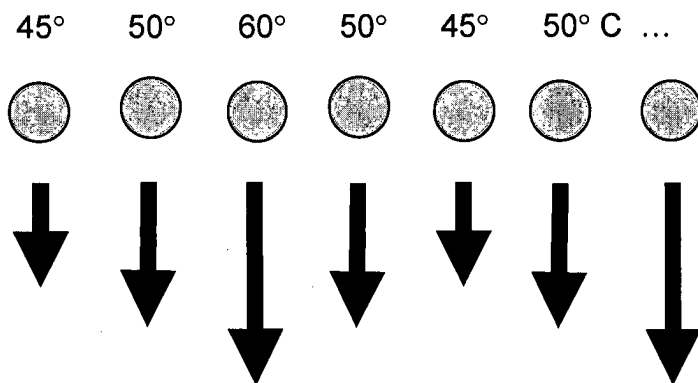
Figur 5



Figur 6



Figur 7



Figur 8