



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 11 2008 002 446 T5** 2010.06.24

(12)

Veröffentlichung

der internationalen Anmeldung mit der
(87) Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2009/036098**
in deutscher Übersetzung (Art. III § 8 Abs. 2 IntPatÜG)
(21) Deutsches Aktenzeichen: **11 2008 002 446.4**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US2008/075902**
(86) PCT-Anmeldetag: **10.09.2008**
(87) PCT-Veröffentlichungstag: **19.03.2009**
(43) Veröffentlichungstag der PCT Anmeldung
in deutscher Übersetzung: **24.06.2010**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 18/20** (2006.01)
A61B 3/12 (2006.01)
A61F 9/008 (2006.01)

(30) Unionspriorität:
60/971,177 **10.09.2007** **US**

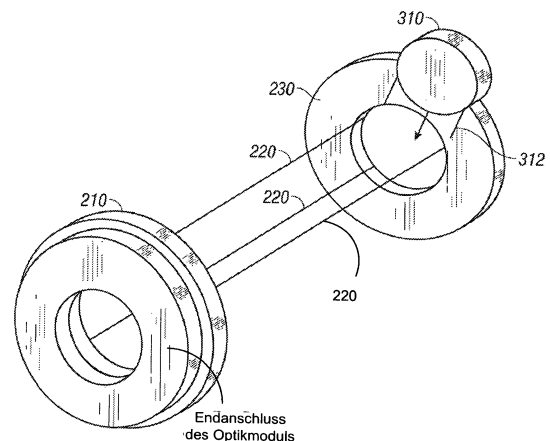
(71) Anmelder:
LenSx Lasers, Inc., Aliso Viejo, Calif., US

(74) Vertreter:
Fish & Richardson P.C., 80807 München

(72) Erfinder:
Kurtz, Ronald M., Irvine, Calif., US

(54) Bezeichnung: **Vorrichtungen, Systeme und Techniken zur Kopplung mit einem Auge in der Laserchirurgie**

(57) Hauptanspruch: Gerät zur Applanation eines Auges für Laserchirurgie, umfassend:
einen Rahmen, der ein Fixierungsende und ein Befestigungsende aufweist,
wobei das Befestigungsende konfiguriert ist, um in ein Optikmodul einzugreifen, das Licht zuführt;
einen Fixierungsring, befestigt an das Fixierungsende des Rahmens, um ein Auge zu halten, wobei der Fixierungsring einen Ringrahmen aufweist, der eine Ringöffnung hat, um Übertragung von Licht, zugeführt von dem Optikmodul, zu erlauben;
eine Mehrzahl von Führungen, die das Fixierungsende von dem Rahmen an das Befestigungsende verbinden und strukturiert sind, um eine Applanationslinse zu empfangen, und um die Applanationslinse zu der Öffnung des Fixierungsrings zu führen; und
einen Arretierungsmechanismus, um die Applanationslinse an den Fixierungsring zu arretieren.



Beschreibung

Querverweis auf verwandte Anmeldungen

[0001] Dieses Dokument beansprucht Priorität zu und den Vorteil aus der US-Patentanmeldung Nr. 60/971,177 mit dem Titel „Apparatus, Systems and Techniques for Centering and Fixating an Eye for Laser Surgery“ („Vorrichtungen, Systeme und Techniken zum Zentrieren und Fixieren eines Auges für Laserchirurgie“), eingereicht am 10. September 2007, die hiermit vollständig durch Bezugnahme aufgenommen ist.

Hintergrund der Erfindung

[0002] Diese Anmeldung betrifft Vorrichtungen, Systeme und Techniken für Laserchirurgie.

[0003] Laserchirurgie ist ein gewöhnliches medizinisches Verfahren, insbesondere in der Ophthalmologie. Obwohl eine Anzahl verschiedener Laser in der Ophthalmologie benutzt werden, haben photodisruptive Laser spezifische optische Zuführungsanforderungen, die sie einzigartig machen. Weil Photodisruption erfordert, dass die Laserimpulse auf einen relativ kleinen Punkt fokussiert werden müssen, um laser-induzierte optische Zerlegung zu erreichen, sollte der optische Pfad in das Gewebe optimiert werden, um Verzerrung zu verringern und der Laserstrahl wird auf eine gewünschte dreidimensionale Position fokussiert, um die Laserimpulse zuzuführen, die Photodisruption bewirken. Diese und andere Aspekte photodisruptiver Laserchirurgie sind unterschiedlich von anderen Laserchirurgieverfahren, die inhärente oder induzierte Gewebe Absorption von zugeführten Laserimpulsen benutzen, um chirurgische Effekte zu lindern und daher typischerweise weniger und weniger strenge optische Zuführungsanforderungen haben. Kritische Anforderungen für photodisruptive Laser beinhalten das Aufrechterhalten der Qualität des optischen Fokus des Laserstrahls, während dieser in das Ziel eintritt und angemessene Positionierung des optischen Fokus in dem Gewebe, um den chirurgischen Effekt zu lindern.

Zusammenfassung

[0004] Vorrichtungen, Techniken und Systeme zur Kopplung mit einem Auge in der Laserchirurgie werden bereitgestellt.

[0005] In einem Aspekt beinhaltet ein Gerät zur Applanation eines Auges für die Laserchirurgie einen Rahmen, der ein Fixierungsende und ein Befestigungsende aufweist, wobei das Befestigungsende konfiguriert ist, um in ein Optikmodul einzugreifen, das Licht zuführt; einen Fixierungsring, angebracht an das Fixierungsende des Rahmens, um ein Auge zu halten, wobei der Fixierungsring einen Ringrah-

men aufweist, der eine Ringöffnung hat, um Übertragung von Licht zu erlauben, das von dem Optikmodul zugeführt wird; eine Mehrzahl von Führungen, die das Fixierungsende des Rahmens mit dem Befestigungsende verbinden und die strukturiert sind, um eine Applanationslinse zu empfangen und um die Applanationslinse zu der Öffnung des Fixierungsringes zu führen; und einen Arretierungsmechanismus, um die Applanationslinse an den Fixierungsring zu arretieren.

[0006] In einem weiteren Aspekt beinhaltet ein Laserchirurgiesystem einen chirurgischen Laser, der einen chirurgischen Laserstrahl von chirurgischen Laserpulsen erzeugt, der chirurgische Veränderungen in einem in Operation befindlichen Zielgewebe bewirkt; eine Patienten-Kopplungsstellen-Befestigung, die in eine Patienten-Kopplungsstelle in Kontakt mit dem Zielgewebe eingreift, um das Zielgewebe in Position zu halten; ein Optikmodul, sich befindend zwischen dem chirurgischen Laser und der Patienten-Kopplungsstelle und konfiguriert, um den chirurgischen Laserstrahl an das Zielgewebe durch die Patienten-Kopplungsstelle zu lenken, wobei das Laserstrahlzuführungsmodul funktionsfähig ist, um den chirurgischen Laserstrahl in dem Zielgewebe entlang eines vorbestimmten chirurgischen Musters zu scannen. Die Patientenschnittstellenfassung beinhaltet ein Befestigungsende, um in ein Optikmodul einzugreifen, das Licht zuführt; ein Fixierungsende, umfassend einen Fixierungsring, der das Zielgewebe hält und eine Ringöffnung umfasst, um Übertragung von Licht zu erlauben kann, das von dem Optikmodul zugeführt wird; eine oder mehrere Führungen, die das Fixierungsende mit dem Befestigungsende verbinden und strukturiert sind, um eine Applanationslinse zu empfangen und um die Applanationslinse an die Öffnung des Fixierungsringes zu führen; und einen Arretierungsmechanismus, um die Applanationslinse an den Fixierungsring zu arretieren, um in direktem Kontakt mit dem Zielgewebe zu sein, um eine Schnittstelle für Laserchirurgie zu schaffen.

[0007] In einem weiteren Aspekt beinhaltet ein Verfahren zur Durchführung von Laserchirurgie an einem Auge Zentrieren eines Fixierungsringes an einer Zielfläche von einem Auge für Chirurgie, um eine Öffnung in dem Fixierungsring mit der Zielfläche auszurichten; Befestigen des Fixierungsringes an der Zielfläche von dem Auge, um die Zielfläche zu applanieren; Einsetzen einer Applanationslinse in starre Führungen, die mit dem Fixierungsring verbunden sind, um die Applanationslinse innerhalb der Öffnung des Fixierungsringes zu platzieren; Arretieren der Applanationslinse an den Fixierungsring; und Steuern eines gepulsten Lasers, um chirurgische Laserimpulse durch die Applanationslinse auf eine Zielfläche zuzuführen.

[0008] Diese und weitere Aspekte, einschließlich

Lasersysteme mit Merkmalen der Bildgebungssteuerung, sind sehr ausführlich in den Zeichnungen, der Beschreibung und den Ansprüchen beschrieben.

Kurzbeschreibung der Zeichnungen

[0009] [Fig. 1](#) zeigt ein Beispiel eines Laserchirurgiesystems, das den Fixierungsring, die Applanationslinse und die Zentrierung der Applanationslinse in Bezug auf den Laser-Zuführungspfad und das Auge implementieren kann.

[0010] [Fig. 2](#) zeigt ein Beispiel eines Mechanismus zum Fixieren des Optikmoduls **120** an das Auge **101** während der Operation.

[0011] [Fig. 3](#), [Fig. 4](#) und [Fig. 5](#) zeigen drei Konfigurationen einer beispielhaften Implementierung der Konstruktion in [Fig. 2](#).

[0012] [Fig. 6](#) veranschaulicht den Betrieb des Lasersystems in [Fig. 1](#), basierend auf der obigen Konstruktion des Fixierungsrings.

[0013] [Fig. 7](#) zeigt ein Beispiel eines bildgebungsgeführten Laserchirurgiesystems indem ein Bildgebungsmodul bereitgestellt ist, um Bildgebung eines Ziels an die Lasersteuerung bereitzustellen.

[0014] [Fig. 8](#) bis [Fig. 16](#) zeigen Beispiele von bildgebungsgeführten Laserchirurgiesystemen mit verschiedenen Graden an Integration eines Laserchirurgiesystems und eines Bildgebungssystems.

[0015] [Fig. 17](#) zeigt ein Beispiel eines Verfahrens zur Durchführung von Laserchirurgie durch Vernähen mit einem bildgebungsgeführten Laserchirurgiesystem.

[0016] [Fig. 18](#) zeigt ein Beispiel eines Bildes eines Auges von einem optischen Kohärenztomographie (OCT) Bildgebungsmodul.

[0017] [Fig. 19A](#), [19B](#), [19C](#) und [19D](#) zeigen zwei Beispiele von Kalibrierungsproben zur Kalibrierung eines bildgebungsgeführten Laserchirurgiesystems.

[0018] [Fig. 20](#) zeigt ein Beispiel des Anbringens eines Kalibrierungsprobenmaterials an eine Patienten-Kopplungsstelle in einem bildgebungsgeführten Laserchirurgiesystem zur Kalibrierung des Systems.

[0019] [Fig. 21](#) zeigt ein Beispiel von Referenzmarkierungen, erstellt durch einen chirurgischen Laserstrahl auf einer Glasoberfläche.

[0020] [Fig. 22](#) zeigt ein Beispiel des Kalibrierungsvorgangs und die chirurgische Operation nach der Kalibrierung für ein bildgebungsgeführtes Laserchirurgiesystem.

[0021] [Fig. 23A](#) und [Fig. 23B](#) zeigen zwei Operationsmodi eines beispielhaften bildgebungsgeführten Laserchirurgiesystems, das Bilder von laser-induzierter Photodisruptionsnebenprodukten und des Zielgewebes zur Führung der Laserausrichtung erfasst.

[0022] [Fig. 24](#) und [Fig. 25](#) zeigen Beispiel von Laserausrichtungsoperationen in bildgebungsgeführten Laserchirurgiesystemen.

[0023] [Fig. 26](#) zeigt ein beispielhaftes Laserchirurgiesystem basierend auf der Laserausrichtung durch die Bilder des Photodisruptionsnebenproduktes.

Detaillierte Beschreibung

[0024] Viele traditionelle ophthalmologische photodisruptive Lasersysteme werden verwendet, um einen einzelnen Schuss zu erzeugen oder operieren in burst modi, die eine Reihe von ungefähr drei Laserimpulsen involvieren, mit Schwellenenergien in den Hunderten von Millijoules und fokussierte Punktgrößen von ungefähr 10 bis 20 Mikrometern (wie beispielsweise Nanosekunden Nd:YAG-Laser). In solchen Systemen kann der optische Fokus beibehalten werden durch Verwenden einer Kontaktlinse, die an der Hornhaut durch Oberflächenspannung befestigt ist, mit ein wenig manueller Unterstützung, bereit gestellt durch den Chirurgen, um eine generell normale Orientierung des optischen Pfades des Laserstrahls in Bezug auf die Oberfläche der Kontaktlinse und, im Weiteren, auf die optische Achse des Auges, beizubehalten. Positionieren des optischen Fokus kann manuell erreicht werden, üblicherweise unter Verwendung eines zweiten sichtbaren Laserstrahls, der mit dem chirurgischen Laser zum Zielen ausgerichtet ist. Zentrierung der Kontaktlinse ist nicht kritisch, da Laserbehandlungen mit diesem Gerät (wie beispielsweise in YAG-Kapsulotomie oder periphere Iridotomie) brauchen nicht sehr gut mit einer bestimmten Achse des Auges ausgerichtet zu werden, wie zum Beispiel der visuellen, geometrischen oder optischen Achse des Auges. Weil diese Systeme generell erfordern, den Laserstrahl auf eine Punktgröße im Bereich der 10 bis 20 Mikrometer Punktgröße zu fokussieren, ist die Größe und das Gewicht der Fokussierungsoptik relativ klein, was relativ einfache manuell getriebene Bewegung des Strahls erlaubt. Zusätzlich erlaubt die relativ kleine Fläche der Behandlung manuelle Bewegung des Strahls und erfordert nicht Scannen des Laserstrahls innerhalb eines optischen Fokussierungssystems.

[0025] Neuere photodisruptive Lasersysteme verwenden viel höhere Wiederholungsraten von Tausenden bis Millionen von Schüssen pro Sekunde, unter Verwendung viel kleinerer fokaler Punkte, um gewünschte chirurgische Effekte bei geringen chirurgischen Energien zu schaffen. Solche Systeme erfordern generell Fokussierungsoptiken größeren Durch-

messers, um die erforderlichen kleineren fokalen Punkte zu erhalten, um optische Zerlegung zu erreichen, manchmal in der Größenordnung von nur wenigen Mikrometern. Das Beibehalten solch einer kleinen Punktgröße, während der Laserimpuls das Gewebe zu seinem Ziel durchläuft, kann eine Herausforderung sein, insbesondere an der Luft-Hornhaut-Schnittstelle auf der Oberfläche des Auges.

[0026] Deshalb kann es vorteilhaft sein, für Lasersysteme solch hohe Wiederholungsrate, niedrige Energie und kleiner Punktgröße, ein optisches Zuführungssystem zu haben, das den optischen Fokus über einen breiten möglichen Scanbereich beibehält und das Zentrum des optischen Zuführungssystems optimal im Zentrum des gewünschten Scanmusters in dem Ziel positioniert. Eine gewöhnlich verwendete Technik zur Beibehaltung des optischen Fokus über einen breiten möglichen Scanbereich ist die Verwendung einer Applanationslinse, die transparent für die Laserwellenlänge ist, um die vordere Oberfläche der Hornhaut anzudrücken. Die Applanationslinse wird in einer normalen Position in Bezug auf den Laserstrahlpfad beibehalten, um jegliche optische Abberation, die an der Augenoberfläche auftritt, streng zu kontrollieren. Diese Applanationslinse wird in einer statischen Position relativ zum Ziel während des Verfahrens gehalten. Weil die Positionierungsanforderung solcher Systeme signifikant größer sind als die bisheriger Nanosekunden-YAG-Lasern ist eine manuelle Steuerung der Applanationslinse nicht ausreichend und das Auge ist mechanisch an der Kontaktlinse auf dem Wege von einem von mehreren Mechanismen fixiert (einschließlich Koppeln an einen Saugring oder einen gezahnten Fixierungsring, der auf dem Auge platziert ist). Dies ist sogar noch kritischer, wenn die Applanationslinse als eine Referenz für die dreidimensionale Lokalisierung der Laserimpulse verwendet wird, wie beschrieben im US-Patent Nr. 5,549,632 von Lai.

[0027] Einige Systeme, die die Verwendung eines Fixierungs- und Applanationsgerätes kombinieren, sind entwickelt worden, um die Oberfläche eines Auges zu applanieren, um optische Abberationen des Laserimpulses zu verringern und die Tiefe der Laserimpulse einzugrenzen. Diese Systeme fallen generell in zwei Kategorien, so genannte einteilige oder zweiteilige Systeme.

[0028] In einteiligen Systemen ist die Applanationslinse integriert mit dem Fixierungsmechanismus, üblicherweise ein Saugring, der extern oder peripher zu der Applanationsplatte selbst ist. Beispiele solcher Systeme beinhalten Beispiele, die in verschiedenen Patentdokumenten beschrieben sind, zum Beispiel US 6254595 B1, US 6254595 B2, US 6344040 B und US 6676653 B2. Um Oberflächenkontakt über die gesamte Applanationslinse sicher zu stellen, ist der Wölbungsradius der Applanationslinse gewählt, um

flacher zu sein als der der Hornhaut. Praktisch ausgedrückt, wenn eine einzelne oder relativ wenige Kontaktlinsenformen gewünscht sind (wie wenn diese in Massen produziert werden), wird der Wölbungsradius gewählt, um flacher zu sein als die große Mehrheit von Hornhäuten und kann Planar sein. Obwohl einteilige Systeme wie diese zunächst als relativ einfach zu benutzen erscheinen, führt die Applanations der gewölbten Hornhautoberfläche, bevor das Auge fixiert ist, dazu, dass das Auge rollt, sich verschiebt, rotiert oder tiefer in den Orbit bewegt. Solche Augenbewegungen können Schwierigkeiten beim Fixieren und Applanieren des Auges in sachgemäßer Orientierung bewirken. Solche Mängel haben die obigen einteiligen Systeme unpraktisch gemacht, insbesondere wenn Applanationsdurchmesser größer als einige Millimeter sind.

[0029] Ein verbessertes einteiliges System, beschrieben in der US-Patentanmeldung, Veröffentlichungsnummer 20070093796, kann die Effekte von Augenbewegungen verringern, durch flexibles Befestigen einer Applanationslinse zwischen zwei Enden eines Rahmens, der ein Auge eines Patienten an einen Laser koppelt. Während ein solches System das Fixieren des Auges an den Laser einfacher machen kann, kompliziert die Präsenz der Applanationsplatte zwischen dem Auge dem Laser Fähigkeit, subjektive oder objektive Eingaben zum Zentrieren einer bestimmten Achse (zum Beispiel die visuelle Achse) in dem Zentrum des Saugringes und/oder der Applanationsplatte. Zusätzlich ermöglicht weder dieses noch das vorgenannte einteilige Verfahren einfache Verwendung von subjektiven oder objektiven Eingaben von dem Patienten, dessen Auge behandelt wird, um das Zentrum der visuellen Achse des Auges (oder eines anderen Merkmals) zu identifizieren und so kann man ohne einen separaten vorigen Schritt zum Markieren der Hornhaut oder des Auges nicht identifizieren und ausrichten zu einem gewünschten funktionellen oder anatomischen Merkmal.

[0030] Ein zweiteiliges Applanations-/Fixierungssystem kann konstruiert sein, um einen Fixierungsring zu beinhalten, der am Auge fixiert ist, eine separate Applanationslinseneinheit, die die Applanationslinse hält, und einen Mechanismus zum Eingreifen der Applanationslinse, die in der Applanationslinseneinheit fixiert ist, in den Fixierungsring, nachdem der Fixierungsring am Auge fixiert ist, ohne in die Applanationslinseneinheit einzugreifen. Beispiele von solchen Systemen beinhalten Konstruktionen, beschrieben in einigen Patentdokumenten, zum Beispiel US 6863667 B2, US 6899707 B2, US 7018376 B2 und USPA 2006/0195078 A1. Diese zweiteiligen System beinhalten einen separaten Fixierungsring, der ein Mittel zum Zentrieren (wie zum Beispiel Markierungen an der Kante des Rings oder einen Zentrierungseinsatz oder ein Ziel, das subjektiv durch den Patienten durch das leere Zentrum des Rings angesehen

wird) beinhalten kann. Der Fixierungsring ist in dem Auge platziert, bevor die Applanation angewendet wird. Platzierung des Fixierungsrings verhindert Bewegung des Auges während der Applanation und kann auch die Zentrierung für die Applanationslinse fixieren (wenn ein Zentrierungsgerät ebenfalls benutzt wird). Während diese Methode angemessen effektiv ist, erfordert sie, dass der Chirurg die Applanationslinse in den separaten Fixierungsring einpasst, was technisch herausfordernd sein kann, da der innere Durchmesser des Fixierungsrings oft nur wenig größer als der äußere Durchmesser der Applanationslinse sein muss, den beiden zu erlauben, starr miteinander durch ein mechanisches Klammern oder anderen Mechanismus gekoppelt zu sein. Die Applanationslinse hat eingeschränkte Bewegungsgrade, in denen sie relativ zum optischen Strahlenpfad des Lasers (zu dem sie generell normal sein muss, zum Beispiel 90°, um optische Abberationen über die Oberfläche der Applanationsplatten zu minimieren) platziert werden kann.

[0031] Die Anforderung zur Zentrierung der Applanationslinse, konzentrisch mit dem Zentrum des optischen Zuführungspfades, ist weiter von Nöten durch die Anforderung in neueren Anwendungen und Systemen, dass der Fokuspunkt gescannt wird, so dass viele Tausend oder Millionen von Schüssen für den gewünschten chirurgischen Effekt kombiniert werden. Da die gescannte Fläche groß sein kann, generell größer als 6 mm für okulare Anwendungen, ist eine Konkurrenz zwischen der Notwendigkeit, diese Anforderung zu erfüllen, und dem Wunsch, die Fokussierungsoptik so klein wie möglich zu machen und Komplexität, Gewicht und Kosten des optischen Zuführungssystems zu verringern. Daher ist der Durchmesser der Fokussierungsoptik in einigen Lasersystemen gewählt, um nur wenig größer zu sein, als der maximale Scandurchmesser, was wenig Raum für Bewegung des Strahls erlaubt (innerhalb des Durchmessers der Fokussierungsoptik), um die Zentrierung eines Lasermusters zu optimieren. Demzufolge haben solche Systeme eingeschränkte Fähigkeit, um Dezentrierung oder Falschausrichtung zu korrigieren, sobald das Auge positioniert und stabilisiert ist in Bezug auf den optischen Pfad eines Lasers, wenn die Zentrierung eines Musters in Bezug auf einige anatomische oder funktionale Merkmale des Auges kritisch ist, wie zum Beispiel die visuelle oder optische Achse des Auges. Das US-Patent Nr. 6,143,010 von Silvestrini beschreibt ein Hornhautvakuumzentrierungsgerät zur Zentrierung der Position des Auges, aber es ist schwierig, das System zu verwenden, um Zuführung von Laserimpulsen durch eine Applanationslinse zu ermöglichen, und ein solches System kann laserchirurgischen Verfahren möglicherweise nicht zuträglich sein.

[0032] Die Vorrichtungen, Systeme und Techniken, die in diesem Dokument beschrieben werden, stellen

ein Fixierungsgerät bereit, das einen Fixierungsring starr an das Auge in einer gewünschten Orientierung zu dem Strahlenpfad koppelt, das einen bequemen Einsatz der Applanationslinse in den Fixierungsring und Arretieren der Applanationslinse in dem Fixierungsring erlaubt, um die Applanationsbedingung beizubehalten, und das Ausrichten des optischen Zuführungspfades mit dem Zentrum der Applanationsoberfläche erlaubt, ohne die Präsenz der Applanationslinse in dem optischen Zuführungspfad während der Ausrichtung. Die Vorrichtungen, Systeme und Techniken, die in diesem Dokument beschrieben sind, können verwendet werden, um das Auge optimal zu fixieren und zu applanieren, während die Zentrierung der Applanationslinse konzentrisch mit der des laseroptischen Zuführungssystems beibehalten wird. Das Auge kann an den Fixierungsring vor der Applanierung fixiert werden, unter Verwendung verschiedener Mittel, einschließlich eines Saug- oder gezahnten Ringes, verwendet in einem zweiteiligen System wie oben erwähnt. Das Zentrum des Fixierungsringes kann gesteuert werden, um konzentrisch mit dem Zentrum der visuellen Achse (oder anatomischen oder funktionalen Merkmal von Interesse, das am Besten durch den Patienten oder Chirurg durch eine freie Öffnung angesehen werden kann) zu sein und mit dem Zentrum des optischen Pfades des Laserstrahls, so dass, wenn die Applanationslinse innerhalb des Fixierungsrings platziert ist, sie auch zentriert ist (und dadurch der Scanbereich des Zuführungssystems maximiert wird). Die vorliegenden Konstruktionen stellen ein technisch einfaches Verfahren bereit, um das Auge mit der Applanationslinse zu applanieren, so dass letztere in der angemessenen (normalen) Orientierung zu dem Strahlenpfad ist.

[0033] [Fig. 1](#) veranschaulicht ein Beispiel eines Laserchirurgiesystems, das den Fixierungsring, die Applanationslinse und die Zentrierung der Applanationslinse in Bezug auf den Laserzuführungspfad und das Auge, implementieren kann. Ein gepulster Laser **110** ist bereit gestellt, um gewünschte chirurgische Laserimpulse zu erzeugen, um eine Operation an einem Auge **101** durchzuführen. Der Laser **110** kann auch betrieben werden, um vorläufige Laserimpulse zu erzeugen, um einen Teil des Auges **101** vor der Zuführung der chirurgischen Laserimpulse vorzubehandeln, um Laserchirurgie durch die chirurgischen Laserimpulse zu ermöglichen. Ein Optikmodul **120** ist bereit gestellt, um den Laserstrahl auf das Auge **101** zu fokussieren und zu lenken. Das Optikmodul **120** kann eine oder mehrere Linsen beinhalten und kann weiter einen oder mehrere Reflektoren beinhalten. Ein Steuerungsaktuator ist in dem Optikmodul **120** beinhaltet, um die Strahlenfokussierung und die Strahlenrichtung zu justieren, in Reaktion auf ein Strahlsteuersignal. Ein Systemsteuerungsmodul **140** ist bereit gestellt, um sowohl einen gepulsten Laser **110** durch ein Lasersteuersignal und das Optikmodul **120** durch das Strahlensteuersignal zu steu-

ern. Ein Bildgebungsgerät **130** ist bereit gestellt, um reflektiertes oder gestreutes Licht vom Auge **101** zu sammeln, um Bilder des Auges **101** zu erfassen. Die erfassten Bildgebungsdaten werden an das Lasersystemsteuerungsmodul **140** zur Steuerung des Laserbetriebs gesendet. Diese Steuerung kann ein dynamisches Ausrichtungsverfahren während des chirurgischen Verfahrens beinhalten, um sicher zu stellen, dass der Laserstrahl angemessen an jeder Zielposition in dem Auge **101** positioniert wird. Das Bildgebungsgerät **130** kann in verschiedenen Formen implementiert sein, einschließlich eines optischen Kohärenz-Tomographie (OCT) Gerätes und ein Bildgebungssensorarray.

[0034] In einer Implementierung kann der gepulste Laser **110** ein gepulster Laser hoher Wiederholungsrate bei einer Pulswiederholungsrate von Tausenden von Schüssen pro Sekunde oder höher sein, mit relativ geringer Energie pro Puls. Solch ein Laser kann betrieben werden, um relativ wenig Energie pro Puls zu verwenden, um Gewebeeffekt bewirkt durch laser-induzierte Photodisruption zu beschränken, zum Beispiel die betroffene Gewebefläche durch Photodisruption in der Größenordnung von Mikrometern oder Zehntel Mikrometern. Dieser beschränkte Gewebeeffekt kann die Präzision der Laserchirurgie verbessern und kann in bestimmten chirurgischen Verfahren wie Laseraugenchirurgie erwünscht sein. In einem Beispiel solche Chirurgie kann die Platzierung von vielen Hunderten, Tausenden oder Millionen von kontinuierlichen oder nahezu kontinuierlichen Pulsen, die durch Mikrometer oder Zehntel Mikrometer in der Zeit separiert sein können, verwendet werden, um die Platzierung bestimmter gewünschter chirurgischer Effekte zu erreichen. Solche Verfahren, die gepulste Laser hoher Wiederholungsrate verwenden, können hohe Präzision in der Positionierung jedes Pulses auf das in Operation befindliche Zielgewebe, sowohl in einer absoluten Position in Bezug auf die Zielstelle auf dem Zielgewebe und einer relativen Position in Bezug auf vorhergegangene Pulse, erfordern. Zum Beispiel kann es in einigen Fällen erforderlich sein, dass Laserpulse nebeneinander mit einer Genauigkeit von wenigen Mikrometern zugeführt werden, innerhalb der Zeit zwischen den Pulsen, die in der Größenordnung von Mikrosekunden sein kann.

[0035] [Fig. 2](#) veranschaulicht ein Beispiel eines Mechanismus zur Fixierung des Optikmoduls **120** an das Auge **101** während eines chirurgischen Eingriffs. Das Optikmodul **120** hat ein proximales Ende, das in Verbindung mit dem Laser **110** ist, um Laserlicht von Laserpulsen von dem Laser **110** zu empfangen und ein distales Ende, das Laserlicht auf das Auge lenkt. Das distale Ende des Optikmoduls **120** ist an eine Patientenschnittstelle **200** gekoppelt, die in Kontakt mit dem Patientenauge ist, um das Auge in Position für die Laserchirurgie zu halten. Die Patientenschnittstelle **200** beinhaltet in diesem Beispiel einen Fixie-

rungsring **230** an ihrem distalen Ende, zum Halten einer Applanationslinse an das Auge und einen Befestigungsrahmen **210** an seinem proximalen Ende, der die Patientenschnittstelle **200** an das Optikmodul **120** befestigt und der an dem Fixierungsring **230** verbunden ist. Der Fixierungsring **230** ist konstruiert, um einen Linsenarretierungsmechanismus zu beinhalten, um die Applanationslinse an einer fixierten Position zu arretieren, sobald die Linse in dem Fixierungsring platziert ist. Die Applanationslinse ist nicht permanent an den Fixierungsring **230** fixiert und ist entfernbar an den Fixierungsring **230** arretiert, nachdem das Optikmodul **120** und der Fixierungsring **230** mit einer gewünschten Orientierung von dem Auge **101** ausgerichtet sind.

[0036] Starre Führungen oder Streben **220** werden in der Patientenschnittstelle **200** bereitgestellt, um den Fixierungsring **230** starr an den Befestigungsrahmen **210** eingreifen zu lassen. Zum Beispiel können drei oder mehr starre, stabartige Führungen oder Streben **220** verwendet werden, um den Rahmen **210** und den Ring **230** zu verbinden. Die starren Führungen oder Streben **220** können konstruiert sein, um ein Einsetzen der Applanationslinse zwischen dem Rahmen **210** und dem Fixierungsring **230** zu erlauben, und um die eingesetzte Applanationslinse entlang der starren stabartigen Führungen oder Streben **220** in die zentrale Öffnung des Fixierungsringes zu verschieben. Sobald die Applanationslinse innerhalb des Fixierungsringes **230** in Position ist, wird der Arretierungsmechanismus verwendet, um die Position der Applanationslinse in dem Fixierungsring **230** zu fixieren.

[0037] [Fig. 3](#), [Fig. 4](#) und [Fig. 5](#) zeigen drei Konfigurationen einer beispielhaften Implementierung der Konstruktion in [Fig. 2](#). [Fig. 3](#) zeigt die Konstruktion und die Bedingung, wenn die Applanationslinse **310** separat von den starren Führungen **320** und dem Fixierungsring **230** ist. In diesem Beispiel kann die Applanationslinse **310** in die starren Führungen **320** eingesetzt werden, durch eine Öffnung von der Seite entlang einer Richtung rechtwinklig zu den starren Führungen **320**. Ein Arretierungsmechanismus **312** ist auf dem Fixierungsring **230** bereit gestellt, um die Linse **310** an den Fixierungsring **230** zu arretieren. [Fig. 4](#) zeigt, dass die Linse **310** durch die starren Führungen **320** unterstützt wird und sich in die Öffnung des Fixierungsringes **230** verschiebt. [Fig. 5](#) zeigt, dass die Applanationslinse **310** in Position ist und durch den Arretierungsmechanismus **312** arretiert ist.

[0038] Daher, im Unterschied zu einigen der zweiteiligen Konstruktionen, ist der Fixierungsring **230** anfänglich an das Optikmodul **120** des laseroptischen Systems fixiert. Unterschiedlich zu einigen der einteiligen Konstruktionen ist die Applanationslinse **310** nicht anfänglich an den Fixierungsring **230** fixiert.

Stattdessen sind das Optikmodul **120** und der Fixierungsring **230** zunächst zu dem Auge **101** ausgerichtet und nach dieser Ausrichtung ist die Applanationslinse **310** in den Fixierungsring **230** platziert und in Position fixiert. Die Applanationslinse **310** wird dann nachfolgend erreicht, unter Verwendung der Applanationslinse **310**, die nun an den Fixierungsring **230** fixiert ist.

[0039] **Fig. 6** veranschaulicht den Betrieb des Lasersystems in **Fig. 1**, basierend auf der obigen Konstruktion des Fixierungsringes. Zuerst werden das Optikmodul **120** und der fixierte Fixierungsring **230** ohne die Applanationslinse **310** verwendet, um den Fixierungsring **230** an eine Zielfläche des Auges **101** für die Operation zentriert. Die freie Öffnung des Fixierungsringes **230** wird für diese Ausrichtung verwendet. Durch das Schauen durch eine anfänglich freie Öffnung in dem Zentrum des Fixierungsringes **230** kann der Chirurg subjektive und objektive Informationen des Patienten nutzen, um den Fixierungsring in der gewünschten Position zu zentrieren. Zweitens wird der Fixierungsring **230** nach der Fixierungsring **230**, nach der Zentrierung des Fixierungsringes **230** an die Zielfläche des Auges **101** fixiert, um die Zielfläche des Auges **101** zu applanieren.

[0040] Dann wird die Applanationslinse **310** zwischen den starren Führungen **220** platziert, um zu der offenen Öffnung des Fixierungsringes **230** geführt zu werden und in Position arretiert zu werden. Da der Fixierungsring **230** mit dem optischen Laserzuführungssystem starr gekoppelt ist durch den Rahmen **210** und die starren Führungen **220**, und da die Applanationslinse schlussendlich in den Fixierungsring bewegt wird und dann in der korrekten Orientierung fixiert wird, wird sicher gestellt, dass das Auge in der korrekten Orientierung (zentriert) relativ zum Strahlenpfad ist, sobald das Auge durch den Ring fixiert ist. Festlegung des Fixierungsringes unter Verwendung von Zentrierungshilfen und/oder kalibrierten Zielen innerhalb des Lasersystems oder Optikmoduls verbessert auch die Übereinstimmung zwischen dem Zentrum des Fixierungsringes und dem Zentrum des Laserstrahlzuführungssystems. Sobald der Fixierungsring am Auge befestigt ist, kann die Applanationslinse in die Öffnung bewegt werden, während die Führungen oder Schienen ausgenutzt werden, um die Platzierung der Applanationslinse in den Fixierungsring zu ermöglichen, wo sie dann starr gesichert werden kann, zum Beispiel mit mechanischen oder pneumatischen Klammern. Weil die Applanationslinse im Wesentlichen in dem Fixierungsring zentriert ist, ist ihr Zentrum ebenfalls konzentrisch mit der Laserzuführungssystemoptik. Als nächstes wird die Laserchirurgie durchgeführt.

[0041] In solch einem Systemen werden die Vorteile von sowohl den einteiligen als auch den zweiteiligen Systemen (wie zum Beispiel die Fähigkeit, zentrierte

Fixierung vor der Applanationslinse in den zweiteiligen Ansätzen zu erreichen, und die technisch einfache Kopplung der Applanationsplatte und des Fixierungsringes in den einteiligen) beibehalten. Während es möglich ist, solch ein bewegliches Applanationslinsensystem zu verwenden, das an das distale Ende des optischen Lasersystems fixiert ist, schon bevor der Fixierungsring angewendet wird, ist es auch möglich, das System an das Lasersystem zu befestigen, nachdem die Fixierung erreicht ist. In solch einem Fall ist es möglich, ein Fixierungsziel und Sichtsystem zu verwenden, dass mit dem optischen Zuführungspfad des Lasers ausgerichtet ist, aber kein Teil dessen ist, und daher die optischen Anforderungen des Laserzuführungssystems potenziell vereinfacht. In beiden Fällen kann das bewegliche Applanationslinsensystem ein Einwegsystem sein oder wieder verwendbar. Ein zusätzlicher Vorteil von einem solchen System relativ zu solchen mit einer fixierten oder integrierten Applanationslinse ist, dass der Einweg-Teil des Systems nur auf die bewegliche Applanationslinse beschränkt sein kann, und dadurch Einweg-Kosten verringert und/oder die Qualität, Reproduzierbarkeit der anderen, Nicht-Einweg-Komponenten erhöht.

[0042] Präzise Zentrierung in der Hauptanwendung von solchen Laser kann bis heute von einigen Chirurgen als in einigen Verfahren unnötig angesehen werden, wie zum Beispiel Hornhaut-Flap-Schaffung. Jedoch haben neuere Abwägungen der Vorteile von perfekt zentrierter Flap-Schaffung, wie auch für Anwendungen, die klarerweise von präziser Zentrierung profitieren, wie zum Beispiel refraktiv Verfahren in der Hornhaut und Linse, die Notwendigkeit für bessere Zentrierungsverfahren hervor gehoben. Zusätzlich erfordert der Wunsch, solche Zentrierung bereit zu stellen, ohne den Scanbereich (und daher die Kosten) des Systems erweitern zu müssen, dass der Fixierungsring unter Verwendung von subjektiven oder objektiven Eingaben des Patienten platziert wird, bevor die Applanationslinse angewendet wird. Ebenfalls ist, in bestimmten Laserchirurgiesystemen der Patient möglicherweise nicht in der traditionellen Rücklage und das kann die Schwierigkeit des manuellen Befestigens des Fixierungsringes an der Applanationslinse in den vorgenannten zweiteiligen Konstruktionen erhöhen. Die vorliegende Konstruktion stellt ein technisch einfaches Verfahren bereit, um die Applanationslinse an den Fixierungsring zu koppeln, das sich nicht wesentlich auf die Fähigkeiten des Chirurgen verlässt. Die vorliegende Konstruktion stellt eine Plattform bereit, die Funktionen der okularen Fixierung, Zentrierung und Lichtübertragung in einem Laserchirurgiesystem kombiniert.

[0043] In einer Implementierung der vorliegenden Konstruktion können die folgenden Merkmale in einem Laserchirurgiesystem beinhaltet sein: Mittel zur Photodisruption, üblicherweise ein kurz gepulster

Laser, aber andere Initiatoren von Photodisruption können auch verwendet werden, Mittel zur Zuführung eines geschnittenen Musters von Pulsen in einer gewünschten Reihenfolge, Mittel zur starren Kopplung eines Fixierungsringes an ein distales Ende des optischen Zuführungssystems für den Laser durch einen Rahmen, entweder vor oder nachdem die Augenfixierung erreicht ist, Mittel zur Identifizierung des Zentrums der visuellen Achse des Auges oder des optischen Zentrums oder anatomischen Zentrums oder eines anderen Merkmales von Interesse durch ein Sichtsystem, Mittel zur Fixierung des Auges relativ zu dem Zentrum der visuellen Achse oder optischen Zentrum oder anatomischen Zentrum oder Merkmal von Interesse des Auges, wie ein gezahnter Fixierungsring oder ein Saug-Fixierungsring, Mittel, um eine Applanationslinse in den optischen Pfad, gebildet durch die Öffnung des Fixierungsrings und das Sichtsystem, das zur Zentrierung des Fixierungsrings relativ zu dem Merkmal von Interesse des Auges verwendet wird, zu bewegen, Mittel, um das Auge durch Bewegen der Applanationslinse oder Platte in die Öffnung des Fixierungsrings zu applanieren, und Mittel, um den Fixierungsring und die Applanationslinse starr gekoppelt zu haben, nachdem die Applanationslinse in den Fixierungsring durch eine Führung oder Schiene platziert wird, um angemessene Platzierung der Applanationslinse und eines Arretierungsmechanismus zu ermöglichen, um die gewünschte Position der Applanationslinse in dem Fixierungsring beizubehalten.

[0044] Der Patient wird positioniert, so dass das Auge ein Fixierungslicht oder anderes Gerät sehen kann, um das Zentrum der visuellen Achse, Hornhaut, Pupille oder einige andere anatomische oder funktionale Merkmale, die wichtig für die Zentrierung des Lasermusters sind, zu identifizieren. Als nächstes wird der Fixierungsring auf das Auge angewendet. Der Fixierungsring ist entweder anfänglich frei oder bereits starr gekoppelt an das Ende des optischen Zuführungssystems durch einen Rahmen und auch gekoppelt durch eine Führung oder Schiene an eine Applanationsplatte, so dass letztere in die zentrale Öffnung des ersten bewegt werden kann und ihre Position arretiert haben kann. Die Applanationsplatte wird in den optischen Pfad der Öffnung des Fixierungsrings gebracht und die zwei werden dann zusammen gebracht, so dass die Applanationsplatte die Oberfläche des Auges kontaktiert und in der gewünschten Orientierung innerhalb des Fixierungsrings arretiert wird. Das Zentrum oder die Startposition des Lasermusters kann dann das Zentrum des Applanationsrings sein, oder der Benutzer kann einen Offset einführen, der nicht über den Scanbereich der Optik hinaus sich erstreckt. In solch einem System können verschiedene Zentrierungsziele genutzt werden, unter Verwendung einer realen oder virtuellen Markierung, die vor-ausgerichtet ist mit dem optischen Strahlenpfad des chirurgischen Lasers.

[0045] Die vorliegende Konstruktion kann implementiert werden, um zu erlauben, Zentrierung und Applanations präzise und mit weniger technischen Herausforderungen an den Chirurg, als mit vorgenannt beschriebenen ein- oder zweiteiligen Systemen zu erreichen. Die Separierung der Schritte des Fixierens und Applanierens erlaubt die Leistung von zusätzlichen diagnostischen Schritten, die nicht nach der Applanations erreicht werden können, einschließlich Messungen der hornhaut-lentikulären und okularen Leistung, Abberationen, Abmessungen und Biomechanik. Zusätzlich kann ein solches System Systemen zuträglich sein, wo der Patient nicht in Rückenlage ist, sondern in aufrechter oder sogar relativ im Verhältnis zu dem optischen Pfad der Strahlen vornüber geneigt ist, und wo der Chirurg einer asymmetrischen Gravitation während der Platzierung der Applanationslinse widerstehen muss. In solchen Systemen kann das Zentrum der Applanationsplatte als das Zentrierungsziel verwendet werden, unter Verwendung entweder einer realen oder virtuellen Markierung, die vor-ausgerichtet ist mit dem optischen Strahlenpfad des chirurgischen Lasers. Teile des Systems können wegwerfbar gemacht werden. Das kann lediglich die Applanationsplatte oder in Kombination mit dem Fixierungsring oder -rahmen beinhalten. Weil die Applanationslinse separat von dem Rahmen und Fixierungsring befestigt werden kann, kann der Teil des Gerätes, der wegwerfbar ist, beschränkt werden, um Kosten und Raumanforderungen für Lagerung der Wegwerfartikel zu verringern.

[0046] Die oben beschriebenen Merkmale können als die Patientenschnittstelle verwendet werden für verschiedene Augenlaserchirurgiesysteme. Laserchirurgiesysteme, basierend auf Bildgebung des Zielgewebes, sind Beispiele für solche Systeme. Die folgenden Abschnitte beschreiben Beispiele von solchen Systemen.

[0047] Ein wichtiger Aspekt von chirurgischen Laserbehandlungsverfahren sind exakte Steuerung und Zielen eines Laserstrahls, z. B. die Strahlage und Strahlfokussierung. Chirurgische Lasersysteme können dazu vorgesehen sein, Werkzeuge zum Steuern und Zielen eines Lasers zu beinhalten, um Laserimpulse exakt auf ein bestimmtes Ziel innerhalb des Gewebes auszurichten. Bei verschiedenen chirurgischen Lasersystemen mit Nanosekunden-Photodisruption, wie beispielsweise dem Nd:YAG-Lasersystemen, ist das erforderliche Niveau einer Zielgenauigkeit relativ gering. Dies liegt teilweise daran, dass die verwendete Laserenergie relativ hoch ist und somit der betroffene Gewebereich ebenfalls relativ groß ist, wobei oftmals ein betroffener Bereich mit einem Ausmaß von hunderten von Mikrometern abgedeckt wird. Die Zeit zwischen Laserimpulsen bei solchen Systemen scheint lang zu sein und ein manuell gesteuertes Zielen ist durchführbar und ist weit verbreitet. Ein Beispiel solcher manueller Zielmechanismen

ist ein Biomikroskop, um das Zielgewebe in Verbindung mit einer sekundären Laserquelle, die als ein Zielstrahl verwendet wird, zu visualisieren. Der Chirurg bewegt den Brennpunkt einer Laserfokussierungslinse üblicherweise mit einer Joystick-Steuerung, die mit ihrem Bild durch das Mikroskop parfokal (mit oder ohne Versatz) ist, manuell, sodass der chirurgische Strahl oder Zielstrahl sich im besten Brennpunkt des beabsichtigten Ziels befindet.

[0048] Solche Techniken, die zur Verwendung mit chirurgischen Lasersystemen niedriger Frequenz entwickelt sind, können mit Laser hoher Frequenz, die bei tausenden von Schüssen pro Sekunde und relativ geringer Energie pro Impuls arbeiten, schwierig anzuwenden sein. Bei chirurgischen Eingriffen mit Laser hoher Frequenz kann aufgrund der kleinen Auswirkungen eines jeden einzelnen Laserimpulses eine viel größere Genauigkeit erforderlich sein, und eine viel höhere Positionierungsgeschwindigkeit kann aufgrund des Bedarfs, tausende von Impulsen sehr schnell auf neue Behandlungsbereiche abzugeben, erforderlich sein.

[0049] Beispiele von gepulsten Laser hoher Frequenz für chirurgische Lasersysteme beinhalten gepulste Laser bei einer Impulsfrequenz von tausenden von Schüssen pro Sekunde oder mehr mit relativ niedriger Energie pro Impuls. Solche Laser verwenden eine relativ geringe Energie pro Impuls, um die Gewebewirkung zu lokalisieren, die durch laserinduzierte Photodisruption verursacht wird, z. B. der betroffene Gewebebereich durch Photodisruption in einer Größenordnung von Mikrometern oder einigen zehn Mikrometern. Diese lokalisierte Gewebewirkung kann die Genauigkeit der Laserchirurgie verbessern und kann bei bestimmten chirurgischen Behandlungsverfahren, z. B. Augenlaserchirurgie, wünschenswert sein. Bei einem Beispiel eines solchen chirurgischen Eingriffs kann die Platzierung von vielen hundert, tausend oder Millionen von zusammenhängenden, nahezu zusammenhängenden oder Impulsen, die in bekannten Abständen beabstandet sind, verwendet werden, um bestimmte gewünschte chirurgische Wirkungen, z. B. Gewebeeinschnitte, Zerspaltungen oder Fragmentierung, zu erreichen.

[0050] Verschiedene chirurgische Behandlungsverfahren, die photodisruptive chirurgische Lasersysteme hoher Frequenz mit geringeren Laserimpulsdauern verwenden, können eine hohe Genauigkeit bei der Positionierung jedes Impulses in dem Zielgewebe, in dem der chirurgische Eingriff durchgeführt wird, sowohl in einer absoluten Position hinsichtlich eines Zielortes auf dem Zielgewebe und einer relativen Position hinsichtlich vorangehender Impulse erfordern. Beispielsweise kann es in einigen Fällen notwendig sein, dass Laserimpulse mit einer Genauigkeit von ein paar Mikrometern innerhalb der Zeit zwischen Impulsen nebeneinander abgegeben werden, was in ei-

ner Größenordnung von Mikrosekunden sein kann. Da die Zeit zwischen zwei sequentiellen Impulsen kurz ist und die Anforderung an Genauigkeit für die Impulsausrichtung hoch ist, ist ein manuelles Zielen, wie es bei gepulsten Lasersystemen niedriger Frequenz verwendet wird, nicht länger ausreichend oder durchführbar.

[0051] Eine Technik zur Vereinfachung und Steuerung der Anforderung einer exakten Hochgeschwindigkeitspositionierung zum Abgeben von Laserimpulsen in das Gewebe ist es, eine Applanationsplatte, hergestellt aus einem transparenten Material, z. B. einem Glas mit einer vordefinierten Kontaktfläche, an dem Gewebe anzubringen, sodass die Kontaktfläche der Applanationsplatte ein klares optisches Interface mit dem Gewebe bildet. Dieses klar definierte Interface kann ein Übertragen und Fokussieren von Laserlicht in das Gewebe erleichtern, um optische Aberrationen oder Variationen (z. B. aufgrund von spezifischen optischen Eigenschaften des Auges oder Veränderungen durch Austrocknen der Oberfläche), die an dem Luft-Gewebe-Übergang am kritischsten sind, der sich im Auge auf der vorderen Oberfläche der Hornhaut befindet, zu steuern oder zu verringern. Kontaktlinsen können für verschiedene Einsatzbereiche und Ziele im Auge und anderen Geweben, einschließlich derjenigen, die wegwerfbar oder wiederverwendbar sind, konzipiert werden. Das Kontaktglas oder die Applanationsplatte auf der Oberfläche des Zielgewebes kann als eine Bezugsplatte verwendet werden, in Bezug auf welche Laserimpulse durch die Einstellung von Fokussierelementen innerhalb des Laserabgabesystems fokussiert sind. Diese Verwendung eines Kontaktglases oder einer Applanationsplatte stellt eine bessere Steuerung der optischen Eigenschaften der Geweboberfläche bereit und erlaubt daher, dass Laserimpulse bei einer hohen Geschwindigkeit an einem gewünschten Ort (Interaktionspunkt) in dem Zielgewebe in Bezug auf die Applanationsplatte mit geringer optischer Verzerrung der Laserimpulse exakt platziert werden.

[0052] Eine Art, eine Applanationsplatte auf einem Auge auszuführen ist es, die Applanationsplatte zu verwenden, um einen Bezugspunkt für eine Abgabe der Laserimpulse in ein Zielgewebe in dem Auge bereitzustellen. Diese Verwendung der Applanationsplatte als ein Bezugspunkt kann basieren auf dem bekannten gewünschten Ort von einem Laserimpulsbrennpunkt in dem Ziel mit ausreichend Genauigkeit vor einer Abgabe der Laserimpulse, und darauf, dass die relativen Positionen der Bezugsplatte und des individuellen internen Gewebeziels während der Laserabgabe konstant bleiben müssen. Dieses Verfahren kann zusätzlich erfordern, dass das Fokussieren des Laserimpulses auf den gewünschten Ort zwischen den Augen oder in verschiedenen Bereichen innerhalb des gleichen Auges vorhersagbar und wiederholbar ist. Bei praxisnahen Systemen kann es

schwierig sein, die Applanationsplatte als einen Bezugspunkt zu verwenden, um Laserimpulse innerhalb des Auges exakt zu lokalisieren, da die vorstehend genannten Gegebenheiten in praxisnahen Systemen nicht erfüllt werden können.

[0053] Beispielsweise wenn die Augenlinse das chirurgische Ziel ist, neigt der exakte Abstand von der Bezugsplatte auf der Oberfläche des Auges zu dem Ziel dazu, aufgrund der Gegenwart von faltbaren Strukturen, z. B. der Hornhaut selbst, der vorderen Augenkammer und der Iris, zu variieren. Ihre bedeutende Variabilität liegt nicht nur in dem Abstand zwischen der applanierten Hornhaut und der Linse zwischen den einzelnen Augen, sondern es kann auch Variation innerhalb des gleichen Auges geben, abhängig von der spezifischen chirurgischen und Applanationstechnik, die von dem Chirurgen verwendet wird. Zusätzlich kann es eine Bewegung des Linsengewebes, auf das gezielt wird, in Bezug auf die applanierte Oberfläche während der Abgabe der tausenden von Laserimpulsen geben, die für das Erreichen der chirurgischen Wirkung benötigt werden, was weiter die exakte Abgabe von Impulsen verkompliziert. Außerdem kann sich eine Struktur innerhalb des Auges aufgrund des Aufbaus von Nebenprodukten der Photodisruption, z. B. Kavitationsblasen, bewegen. Beispielsweise können Laserimpulse, die an die Augenlinse abgegeben werden, verursachen, dass die Linsenkapsel sich nach vorne wölbt, was eine Einstellung nötig macht, um auf dieses Gewebe für die nachfolgende Platzierung von Laserimpulsen zu zielen. Des Weiteren kann es schwierig sein, Computermodelle und -simulationen zu verwenden, um mit ausreichender Genauigkeit den tatsächlichen Ort von Zielgeweben vorherzusagen, nachdem die Applanationsplatte entfernt wurde, und um eine Platzierung von Laserimpulsen einzustellen, um die gewünschte Lokalisierung ohne Applanation zu erzielen, teilweise aufgrund der höchst variablen Natur von Applanationswirkungen, die abhängig sein können von Faktoren, die mit der einzelnen Hornhaut oder dem Auge verbunden sind, und der spezifischen chirurgischen und Applanationstechnik, die von einem Chirurgen verwendet wird.

[0054] Zusätzlich zu den physikalischen Wirkungen der Applanation, die die Lokalisierung von internen Gewebestrukturen disproportional beeinträchtigen, kann es bei einigen chirurgischen Behandlungsverfahren für ein Zielsystem wünschenswert sein, nicht-lineare Charakteristika von Photodisruption voraussehen und zu berücksichtigen, die auftreten können, wenn Laser mit kurzer Impulsdauer verwendet werden. Photodisruption ist ein nichtlinearer optischer Vorgang in dem Gewebematerial und kann Komplikationen bei der Strahlausrichtung und dem Strahlzielen verursachen. Beispielsweise ist eine der nichtlinearen optischen Wirkungen in dem Gewebematerial, wenn Laserimpulse während der Photodis-

ruption aufeinander treffen, dass der Brechungsindex des Gewebematerials, den die Laserimpulse erfahren, nicht länger eine Konstante ist, sondern mit der Intensität des Lichts variiert. Da die Intensität des Lichts in den Laserimpulsen entlang und über die Ausbreitungsrichtung des gepulsten Laserstrahls räumlich innerhalb des gepulsten Laserstrahls variiert, variiert der Brechungsindex des Gewebematerials ebenfalls räumlich. Eine Folge dieses nichtlinearen Brechungsindex ist ein Selbst-Fokussieren oder Selbst-Defokussieren in dem Gewebematerial, das den tatsächlichen Brennpunkt der Position verändert und die Position des Brennpunktes des gepulsten Laserstrahls innerhalb des Gewebes verlagert. Daher kann es eine exakte Ausrichtung des gepulsten Laserstrahls zu jeder Zielgewebe-Position in dem Zielgewebe ebenfalls erfordern, dass die nichtlinearen optischen Wirkungen des Gewebematerials auf den Laserstrahl berücksichtigt werden. Zusätzlich kann es notwendig sein, die Energie in jedem Impuls einzustellen, um die gleiche physikalische Wirkung in verschiedenen Bereichen des Ziels aufgrund von verschiedenen physikalischen Eigenschaften, z. B. Harte, oder aufgrund von optischen Erwägungen, z. B. Absorption oder Streuung von Laserimpulslicht, das zu einem bestimmten Bereich strahlt, abzugeben. In solchen Fällen können die Unterschiede bei nichtlinearen Fokussierwirkungen zwischen Impulsen mit unterschiedlichen Energiewerten ebenfalls die Laserausrichtung und das Laserzielen der chirurgischen Impulse beeinträchtigen.

[0055] Somit kann bei chirurgischen Behandlungsverfahren, bei denen auf nicht oberflächliche Strukturen abgezielt wird, die Verwendung einer oberflächlichen Applanationsplatte, basierend auf einem Bezugspunkt, bereitgestellt durch die Applanationsplatte, nicht ausreichend sein, um eine exakte Laserimpuls-Lokalisierung in internen Gewebezielen zu erreichen. Die Verwendung der Applanationsplatte als Bezug für das Lenken einer Laserabgabe kann Messungen der Dicke und Plattenposition der Applanationsplatte mit hoher Genauigkeit erfordern, da die Abweichung vom Nennwert direkt in einen Tiefenpräzisionsfehler übersetzt wird. Applanationslinsen hoher Präzision können kostspielig sein, besonders bei Applanationsplatten für den einmaligen Gebrauch zum Wegwerfen.

[0056] Die in diesem Dokument beschriebenen Techniken, Gerät und Systeme, können auf Weisen ausgeführt sein, die einen Zielmechanismus bereitstellen, um kurze Laserimpulse durch eine Applanationsplatte zu einem gewünschten Ort innerhalb des Auges mit Genauigkeit und bei einer hohen Geschwindigkeit abzugeben, ohne dass der bekannte gewünschte Ort des Laserimpulsbrennpunktes in dem Ziel mit ausreichender Genauigkeit notwendig ist, bevor die Laserimpulse abgegeben werden, und ohne dass die relativen Positionen der Bezugsplatte

und des einzelnen internen Gewebeziels während der Laserabgabe konstant bleiben. Als solches können die vorliegenden Techniken, Gerät und Systeme für verschiedene chirurgische Behandlungsverfahren verwendet werden, bei denen physikalische Gegebenheiten des in Operation befindlichen Zielgewebes dazu neigen zu variieren und schwierig zu steuern sind, und die Abmessung der Applanationslinse dazu neigt, von Linse zu Linse zu variieren. Die vorliegenden Techniken, Gerät und Systeme können ebenfalls für andere chirurgische Ziele verwendet werden, wo eine Verzerrung oder Bewegung des chirurgischen Ziels in Bezug zu der Oberfläche der Struktur vorliegt oder wo nichtlineare optische Wirkungen das exakte Zielen problematisch machen. Beispiele solcher chirurgischer Ziele, die nicht das Auge sind, beinhalten das Herz, tieferes Gewebe in der Haut und andere.

[0057] Die vorliegenden Techniken, Gerät und Systeme können auf Weisen ausgeführt sein, die die Vorteile aufrechterhalten, die durch eine Applanationsplatte bereitgestellt werden, einschließlich z. B. Steuerung der Oberflächenform und Hydratation, sowie Verringerungen bei optischer Verzerrung, während die exakte Lokalisierung von Photodisruption für interne Strukturen der applanierten Oberfläche gewährleistet wird. Dies kann durch die Verwendung eines integrierten Abbildungsgeräts erreicht werden, um das Zielgewebe in Bezug auf die Fokussieroptik des Abgabesystems zu lokalisieren. Die genaue Art von Abbildungsgerät und -verfahren kann variieren und kann von der spezifischen Natur des Ziels und dem erforderlichen Level an Genauigkeit abhängen.

[0058] Eine Applanationslinse kann mit einem weiteren Mechanismus ausgeführt werden, um das Auge zu fixieren, um eine translatorische und Drehbewegung des Auges zu verhindern. Beispiele solcher Fixierungsgeräte beinhalten die Verwendung eines Saugringes. Solch ein Fixierungsmechanismus kann ebenfalls zu einer ungewollten Verzerrung oder Bewegung des chirurgischen Ziels führen. Die vorliegenden Techniken, Gerät und Systeme können ausgeführt werden, um für chirurgische Lasersysteme hoher Frequenz, die eine Applanationsplatte und/oder Fixierungsmittel für nicht-oberflächliche chirurgische Ziele verwenden, einen Zielmechanismus bereitzustellen, um eine intraoperative Abbildung bereitzustellen, um eine solche Verzerrung oder Bewegung des chirurgischen Ziels zu überwachen.

[0059] Spezifische Beispiele von chirurgischen Lasertechniken, -gerät und -systemen sind nachstehend beschrieben, bei denen ein optisches Abbildungsmodul verwendet wird, um Abbildungen eines Zielgewebes zu erfassen, um Informationen zur Position des Zielgewebes zu erhalten, z. B. vor und während eines chirurgischen Behandlungsverfahrens. Solche erhaltenen Informationen zur Position können verwendet werden, um die Positionierung

und Fokussierung des chirurgischen Laserstrahls in dem Zielgewebe zu steuern, um eine genaue Steuerung der Platzierung der chirurgischen Laserimpulse bei Lasersystemen hoher Frequenz bereitzustellen. Bei einer Ausführungsform können die Abbildungen, die durch das optische Abbildungsmodul erhalten werden, während eines chirurgischen Behandlungsverfahrens verwendet werden, um die Position und den Brennpunkt des chirurgischen Laserstrahls dynamisch zu steuern. Außerdem neigen abgegebene Laserimpulse niedriger Energie dazu, empfindlich gegenüber optischen Verzerrungen zu sein, wobei solch ein chirurgisches Lasersystem eine Applanationsplatte mit einem flachen oder gekrümmten Interface ausführen kann, die an dem Zielgewebe angebracht wird, um ein gesteuertes und stabiles optisches Interface zwischen dem Zielgewebe und dem chirurgischen Lasersystem bereitzustellen und um optische Aberrationen an der Gewebeoberfläche abzuschwächen und zu steuern.

[0060] Als ein Beispiel zeigt [Fig. 1](#) ein chirurgisches Lasersystem basierend auf optischer Abbildung und Applanations. Dieses System beinhaltet einen gepulsten Laser **1010**, um einen chirurgischen Laserstrahl **1012** von Laserimpulsen zu erzeugen, und ein Optikmodul **1020**, um den chirurgischen Laserstrahl **1012** zu empfangen und um den fokussierten chirurgischen Laserstrahl **1022** auf ein Zielgewebe **1001**, z. B. ein Auge, zu fokussieren und zu richten, um Photodisruption in dem Zielgewebe **1001** hervorzurufen. Eine Applanationsplatte kann bereitgestellt sein, um in Kontakt mit dem Zielgewebe **1001** zu stehen, um ein Interface zur Übertragung von Laserimpulsen an das Zielgewebe **1001** und Licht, das von dem Zielgewebe **1001** durch das Interface kommt, zu erzeugen. Vor allem ist ein optisches Abbildungsgerät **1030** bereitgestellt, um Licht **1050** einzufangen, das Zielgewebeabbildungen **1050** oder Abbildungsinformationen von dem Zielgewebe **1001** trägt, um eine Abbildung von dem Zielgewebe **1001** zu erzeugen. Das Abbildungssignal **1032** von dem Abbildungsgerät **1030** wird an ein System-Steuerungsmodul **1040** gesendet. Das System-Steuerungsmodul **1040** wird betrieben, um die erfassten Abbildungen von dem Abbildungsgerät **1030** zu verarbeiten und um das Optikmodul **1020** zu steuern, um die Position und den Brennpunkt des chirurgischen Laserstrahls **1022** auf das Zielgewebe **101** basierend auf Informationen von den erfassten Abbildungen einzustellen. Das Optikmodul **120** kann eine oder mehr Linsen beinhalten und kann weiter einen oder mehr Reflektoren beinhalten. Ein Steuerungs-Aktuator kann in dem Optikmodul **1020** beinhaltet sein, um die Fokussierung und die Strahlrichtung in Antwort auf ein Stahl-Steuerungssignal **1044** von dem System-Steuerungsmodul **1040** einzustellen. Das Steuerungsmodul **1040** kann ebenfalls den gepulsten Laser **1010** mittels eines Laser-Steuerungssignals **1042** steuern.

[0061] Das optische Abbildungsgerät **1030** kann ausgeführt sein, um einen optischen Abbildungsstrahl zu erzeugen, der von dem chirurgischen Laserstrahl **1022** getrennt ist, um das Zielgewebe **1001** abzutasten, und das zurückgesendete Licht des optischen Abbildungsstrahls wird von dem optischen Abbildungsgerät **1030** erfasst, um die Abbildungen des Zielgewebes **1001** zu erhalten. Ein Beispiel eines solchen optischen Abbildungsgeräts **1030** ist ein optisches Kohärenztomographie-(OCT)-Abbildungsmodul, das zwei Abbildungsstrahlen verwendet, einen Sondenstrahl, der durch die Applanationsplatte auf das Zielgewebe **1001** gerichtet ist, und einen anderen Bezugsstrahl in einem optischen Bezugsweg, um einander optisch zu stören, um Abbildungen von dem Zielgewebe **1001** zu erhalten. Bei anderen Ausführungsformen kann das optische Abbildungsgerät **1030** von dem Zielgewebe **1001** gestreutes oder reflektiertes Licht verwenden, um Abbildungen zu erfassen, ohne einen vorgesehenen optischen Abbildungsstrahl auf das Zielgewebe **1001** zu senden. Beispielsweise kann das Abbildungsgerät **1030** eine Sensormatrix von Sensorelementen sein, z. B. CCD- oder CMS-Sensoren. Beispielsweise können die Abbildungen des Nebenproduktes der Photodisruption, die durch den chirurgischen Laserstrahl **1022** erzeugt werden, durch das optische Abbildungsgerät **1030** zur Steuerung der Fokussierung und Positionierung des chirurgischen Laserstrahls **1022** erfasst werden. Wenn das optische Abbildungsgerät **1030** so ausgelegt ist, um eine Ausrichtung eines chirurgischen Laserstrahls unter Verwendung der Abbildung des Nebenproduktes der Photodisruption zu lenken, erfasst das optische Abbildungsgerät **1030** Abbildungen des Nebenproduktes der Photodisruption, z. B. die laserinduzierten Blasen oder Kavitäten. Das Abbildungsgerät **1030** kann ebenfalls ein Ultraschall-Abbildungsgerät sein, um Abbildungen zu erfassen, die auf akustischen Abbildungen basieren.

[0062] Das System-Steuerungsmodul **1040** verarbeitet Abbildungsdaten von dem Abbildungsgerät **1030**, die Informationen zum Positionsversatz für das Nebenprodukt der Photodisruption von der Zielgewebe-Position in dem Zielgewebe **1001** beinhalten. Basierend auf den von der Abbildung erhaltenen Informationen wird das Strahl-Steuerungssignal **1044** erzeugt, um das Optikmodul **1020** zu steuern, welches den Laserstrahl **1022** einstellt. Eine digitale Verarbeitungseinheit kann in dem System-Steuerungsmodul **1040** eingeschlossen sein, um verschiedene Datenverarbeitungen für die Laserausrichtung auszuführen.

[0063] Die vorstehenden Techniken und Systeme können verwendet werden, um Laserimpulse hoher Frequenz auf Ziele unter der Oberfläche mit einer Genauigkeit abzugeben, die für eine durchgängige Impulsplatzierung notwendig ist, wie bei Schnitt- oder Volumendisruptions-Anwendungen notwendig. Dies

kann mit oder ohne die Verwendung einer Bezugsquelle auf der Oberfläche des Ziels erreicht werden, und kann eine Bewegung des Ziels im Anschluss an eine Applanations- oder während einer Platzierung von Laserimpulsen berücksichtigen.

[0064] Die Applanationsplatte ist in den vorliegenden Systemen bereitgestellt, um die Anforderung einer exakten Hochgeschwindigkeitspositionierung zur Abgabe von Laserimpulsen in das Gewebe zu erleichtern und zu steuern. Solch eine Applanationsplatte kann aus einem transparenten Material, z. B. einem Glas, mit einer vordefinierten Kontaktfläche zu dem Gewebe hergestellt sein, sodass die Kontaktfläche der Applanationsplatte ein klar definiertes optisches Interface zu dem Gewebe bildet. Dieses klar definierte Interface kann eine Übertragung und Fokussierung von Laserlicht in das Gewebe erleichtern, um optische Aberrationen oder Variationen (z. B. aufgrund von spezifischen optischen Eigenschaften des Auges oder Änderungen, die auftreten, wenn die Oberfläche austrocknet), die bei dem Luft-Gewebe-Übergang am kritischsten sind, der sich im Auge auf der vorderen Oberfläche der Hornhaut befindet, zu steuern oder zu verringern. Eine Anzahl von Kontaktlinsen, einschließlich derjenigen, die wegwerfbar oder wiederverwendbar sind, ist für verschiedene Einsatzbereiche und Ziele innerhalb des Auges und anderen Geweben entwickelt worden. Das Kontaktglas oder die Applanationsplatte auf der Oberfläche des Zielgewebes wird als Bezugsplatte verwendet, in Bezug auf welche Laserimpulse durch die Einstellung von Fokussierelementen innerhalb des bezogenen Laserabgabesystems fokussiert werden. Ein fester Bestandteil solch eines Ansatzes sind die zusätzlichen Vorteile durch das Kontaktglas oder die Applanationsplatte wie vorstehend beschrieben, einschließlich Steuerung der optischen Eigenschaften der Gewebeoberfläche. Demnach können Laserimpulse bei einer hohen Geschwindigkeit an einem gewünschten Ort (Interaktionspunkt) in dem Zielgewebe in Bezug auf die Applanationsplatte mit geringer optischer Verzerrung der Laserimpulse exakt platziert werden.

[0065] Das optische Abbildungsgerät **1030** in [Fig. 1](#) erfasst Abbildungen des Zielgewebes **1001** über die Applanationsplatte. Das Steuerungsmodul **1040** verarbeitet die erfassten Abbildungen, um Positionsinformationen der erfassten Abbildungen zu entnehmen, und verwendet die entnommenen Positionsinformationen als einen Positionsbezug oder eine Orientierung, um die Position und den Brennpunkt des chirurgischen Laserstrahls **1022** zu steuern. Diese bildgesteuerte Laserchirurgie kann ohne Vertrauen auf die Applanationsplatte als Positionsbezug ausgeführt werden, da die Position der Applanationsplatte dazu neigt, sich wie vorstehend erörtert, aufgrund von verschiedenen Faktoren zu verändern. Dadurch kann es schwierig sein, die Applanationsplatte als

Positionsbezug zu verwenden, um die Position und den Brennpunkt des chirurgischen Laserstrahls für eine exakte Abgabe von Laserimpulsen anzuordnen und zu steuern, obwohl die Applanationsplatte ein gewünschtes optisches Interface für den chirurgischen Laserstrahl zum Eintreten in das Zielgewebe und zum Erfassen von Abbildungen des Zielgewebes bereitstellt. Die bildgesteuerte Steuerung der Position und des Brennpunktes des chirurgischen Laserstrahls, basierend auf dem Abbildungsgerät **1030** und dem Steuerungsmodul **1040**, ermöglicht, dass Abbildungen des Zielgewebes **1001**, z. B. Abbildungen von Innenstrukturen eines Auges, als Positionsbezüge verwendet werden, ohne dass die Applanationsplatte als Positionsbezug verwendet wird.

[0066] Neben den physikalischen Wirkungen von Applanation, die die Lokalisierung von internen Gewebestrukturen bei einigen chirurgischen Behandlungsverfahren disproportional beeinträchtigen, kann es für ein Zielsystem wünschenswert sein, nichtlineare Charakteristika von Photodisruption vorauszusehen oder zu berücksichtigen, die auftreten können, wenn Laser mit kurzer Impulsdauer verwendet werden. Photodisruption kann Komplikationen bei Strahlausrichtung und Strahlzielen verursachen. Beispielsweise ist eine der nichtlinearen optischen Wirkungen in dem Gewebematerial bei der Interaktion mit Laserimpulsen während der Photodisruption, dass der Brechungsindex des Gewebematerials, den die Laserimpulse erfahren, nicht länger eine Konstante ist, sondern mit der Intensität des Lichts variiert. Da die Intensität des Lichts in den Laserimpulsen entlang und über die Ausbreitungsrichtung des gepulsten Laserstrahls räumlich innerhalb des gepulsten Laserstrahls variiert, variiert der Brechungsindex des Gewebematerials ebenfalls räumlich. Eine Folge dieses nichtlinearen Brechungsindex ist ein Selbst-Fokussieren oder Selbst-Defokussieren in dem Gewebematerial, das den tatsächlichen Brennpunkt der Position verändert und die Position des Brennpunktes des gepulsten Laserstrahls innerhalb des Gewebes verlagert. Daher kann es eine exakte Ausrichtung des gepulsten Laserstrahls zu jeder Zielgewebe-Position in dem Zielgewebe ebenfalls erfordern, dass die nichtlinearen optischen Wirkungen des Gewebematerials auf den Laserstrahl berücksichtigt werden. Die Energie der Laserimpulse kann eingestellt werden, um die gleiche physikalische Wirkung in unterschiedlichen Bereichen des Ziels aufgrund von verschiedenen physikalischen Charakteristika, z. B. Härte, oder aufgrund von optischen Erwägungen, z. B. Absorption oder Streuung von Laserimpulslicht, das zu einem bestimmten Bereich strahlt, abzugeben. In solchen Fällen können die Unterschiede bei nichtlinearen Fokussierungswirkungen zwischen Impulsen mit unterschiedlichen Energiewerten die Laserausrichtung und das Laserzielen der chirurgischen Impulse beeinträchtigen. In dieser Hinsicht können die direkten Abbildungen, die von dem Zielgewebe durch das Ab-

bildungsgerät **1030** erhalten werden, verwendet werden, um die tatsächliche Position des chirurgischen Laserstrahls **1022** zu überwachen, der die kombinierten Wirkungen nichtlinearer optischer Wirkungen in dem Zielgewebe wiedergibt, und stellt Positionsbezüge zur Steuerung der Strahlposition und des Strahlbrennpunktes bereit.

[0067] Die Techniken, Gerät und Systeme, die hierin beschrieben sind, können in Kombination mit einer Applanationsplatte verwendet werden, um Steuerung der Oberflächenform und Hydratation bereitzustellen, um optische Verzerrung zu verringern, und um eine exakte Lokalisierung von Photodisruption von internen Strukturen durch die applanierte Oberfläche zu ermöglichen. Die hierin beschriebene bildgesteuerte Steuerung der Strahlposition und des Brennpunktes kann auf chirurgische Systeme und Behandlungsverfahren angewendet werden, die andere Mittel als Applanationsplatten zur Fixierung des Auges verwenden, einschließlich der Verwendung eines Saugringes, die zu einer Verzerrung oder Bewegung des chirurgischen Ziels führen kann.

[0068] Die folgenden Abschnitte beschreiben zunächst Beispiele von Techniken, Gerät und Systemen für automatisierte bildgesteuerte Laserchirurgie, basierend auf variierenden Integrationsgraden von Abbildungsfunktionen in dem Laser-Steuerungsteil der Systeme. Ein optisches Abbildungsmodul oder ein anders abbildendes Modul, z. B. ein OCT-Abbildungsmodul, kann verwendet werden, um ein Sondenlicht oder andere Art von Strahl auszurichten, um Abbildungen eines Zielgewebes zu erfassen, z. B. Strukturen innerhalb eines Auges. Ein chirurgischer Laserstrahl von Laserimpulsen, z. B. Femtosekunden- oder Pikosekunden-Laserimpulse, können durch Positionsinformationen in den erfassten Abbildungen gelenkt werden, um das Fokussieren und Positionieren des chirurgischen Laserstrahls während des chirurgischen Eingriffs zu steuern.

[0069] Sowohl der chirurgische Laserstrahl als auch der Sondenlichtstrahl können während des chirurgischen Eingriffs nacheinander oder gleichzeitig auf das Zielgewebe gerichtet werden, sodass der chirurgische Laserstrahl basierend auf den erfassten Abbildungen gesteuert werden kann, um Präzision und Genauigkeit des chirurgischen Eingriffs sicherzustellen.

[0070] Solch eine bildgesteuerte Laserchirurgie kann verwendet werden, um genaues und exaktes Fokussieren und Positionieren des chirurgischen Laserstrahls während des chirurgischen Eingriffs bereitzustellen, da die Strahlsteuerung auf Abbildungen des Zielgewebes im Anschluss an Applanation oder Fixierung des Zielgewebes basiert, entweder kurz vor oder fast gleichzeitig mit einer Abgabe der chirurgischen Impulse. Besonders bestimmte Parameter

des Zielgewebes, wie beispielsweise das vor einem chirurgischen Eingriff gemessene Auge, können während eines chirurgischen Eingriffs aufgrund verschiedener Faktoren wie beispielsweise Vorbereitung des Zielgewebes (z. B. Fixierung des Auges an einer Applanationslinse) und der Veränderung des Zielgewebes durch die chirurgischen Eingriffe variieren. Deshalb können gemessene Parameter des Zielgewebes vor solchen Faktoren und/oder dem chirurgischen Eingriff nicht länger die physikalischen Gegebenheiten des Zielgewebes während des chirurgischen Eingriffs widerspiegeln. Die vorliegende bildgesteuerte Laserchirurgie kann technische Probleme in Verbindung mit solchen Änderungen für eine Fokussierung und Positionierung des chirurgischen Laserstrahls vor und während des chirurgischen Eingriffs mindern.

[0071] Die vorliegende bildgesteuerte Laserchirurgie kann wirksam für genaue chirurgische Eingriffe innerhalb eines Zielgewebes genutzt werden. Beispielsweise wird bei der Durchführung von Laserchirurgie innerhalb des Auges Laserlicht innerhalb des Auges fokussiert, um eine optische Störung des Zielgewebes zu erzielen, und solche optischen Wechselwirkungen können die interne Struktur des Auges verändern. Beispielsweise kann die Augenlinse ihre Position, Form, Dicke und ihren Durchmesser während der Einstellung nicht nur zwischen vorheriger Messung und chirurgischem Eingriff, sondern auch während des chirurgischen Eingriffs verändern. Das Anbringen des Auges an dem chirurgischen Instrument durch mechanische Mittel kann die Form des Auges auf nicht klar definierte Art und Weise verändern, und weiter kann die Veränderung während des chirurgischen Eingriffs aufgrund von verschiedenen Faktoren variieren, z. B. Bewegung des Patienten. Mittel zum Anbringen beinhalten das Fixieren des Auges mit einem Saugring und Applanieren des Auges mit einer flachen oder gekrümmten Linse. Diese Änderungen belaufen sich auf einige Millimeter. Das mechanische Herstellen von Bezügen und Fixieren der Augenoberfläche, z. B. die vordere Oberfläche der Hornhaut oder Limbus, funktioniert schlecht, wenn innerhalb des Auges Präzisionslaser-Mikrochirurgie durchgeführt wird.

[0072] Die Nachbearbeitung oder nahezu gleichzeitige Abbildung bei der vorliegenden bildgesteuerten Laserchirurgie kann verwendet werden, um dreidimensionale Positionsbezüge zwischen den inneren Merkmalen des Auges und dem chirurgischen Instrument in einer Umgebung festzulegen, wo Änderungen vor und während eines chirurgischen Eingriffs auftreten. Die Informationen des Positionsbezuges, bereitgestellt durch das Abbilden vor Applanations und/oder Fixierung des Auges oder während des tatsächlichen chirurgischen Eingriffs, spiegeln die Wirkungen von Änderungen in dem Auge wider, und stellen somit eine genaue Richtlinie zur Fokussierung

und Positionierung des chirurgischen Laserstrahls dar. Ein System, das auf der vorliegenden bildgesteuerten Laserchirurgie basiert, kann so konfiguriert sein, dass es einen einfachen Aufbau hat und kosteneffizient ist. Beispielsweise kann ein Teil der optischen Komponenten, die mit dem Lenken des chirurgischen Laserstrahls in Verbindung stehen, mit optischen Komponenten geteilt werden, um den Sondenlichtstrahl zur Abbildung des Zielgewebes zu lenken, um den Geräteaufbau und die optische Ausrichtung und Kalibrierung der Abbildungs- und chirurgischen Lichtstrahlen zu vereinfachen.

[0073] Die nachstehend beschriebenen bildgesteuerten chirurgischen Lasersysteme verwenden die OCT-Abbildung als ein Beispiel eines Abbildungsinstrumentes und andere nicht-OCT-Abbildungsgeräte können ebenfalls verwendet werden, um Abbildungen zur Steuerung der chirurgischen Laser während des chirurgischen Eingriffs zu erfassen. Wie nachstehend in den Beispielen veranschaulicht, kann eine Integration der Abbildungs- und chirurgischen Untersysteme bis zu verschiedenen Graden ausgeführt werden. In der einfachsten Form ohne Integrationshardware werden die Abbildungs- und chirurgischen Laser-Untersysteme getrennt und können über Schnittstellen miteinander kommunizieren. Solche Aufbauten können Flexibilität in den Aufbauten der beiden Untersysteme bereitstellen. Integration zwischen den beiden Untersystemen vergrößert durch einige Hardwarekomponenten, z. B. einem Patienteninterface, die Funktionalität weiter, indem eine bessere Registrierung von chirurgischem Gebiet an die Hardwarekomponenten ermöglicht wird, genauere Kalibrierung, und kann den Arbeitsablauf verbessern. Mit steigendem Grad an Integration zwischen den beiden Untersystemen kann solch ein System deutlich kostengünstiger und kompakt gestaltet werden, und eine Systemkalibrierung wird weiter vereinfacht und stabiler im Laufe der Zeit. Beispiele für bildgesteuerte Lasersysteme in [Fig. 2-Fig. 10](#) sind bei verschiedenen Graden von Integration integriert.

[0074] Eine Ausführungsform eines vorliegenden bildgesteuerten chirurgischen Lasersystems beinhaltet beispielsweise einen chirurgischen Laser, der einen chirurgischen Laserstrahl von chirurgischen Laserimpulsen erzeugt, der chirurgische Veränderungen in einem in Operation befindlichen Zielgewebe hervorruft; eine Patienteninterfacehalterung, die in ein mit dem Zielgewebe in Kontakt stehendes Patienteninterface einrastet, um das Zielgewebe in Position zu halten; und ein Laserstrahl-Abgabemodul, das zwischen dem chirurgischen Laser und dem Patienteninterface angeordnet und so konfiguriert ist, um den chirurgischen Laserstrahl durch das Patienteninterface auf das Zielgewebe zu richten. Dieses Laserstrahl-Abgabemodul wird betrieben, um den chirurgischen Laserstrahl in dem Zielgewebe entlang eines vorbestimmten chirurgischen Musters abzutasten.

Dieses System beinhaltet ebenfalls ein Laser-Steuerungsmodul, das den Betrieb des chirurgischen Lasers steuert und das Laserstrahl-Abgabemodul steuert, um das vorbestimmte chirurgische Muster zu erzeugen, und ein OCT-Modul, das in Bezug auf das Patienteninterface positioniert ist, um eine bekannte räumliche Verbindung mit Hinblick auf das Patienteninterface und das Zielgewebe, das an dem Patienteninterface befestigt ist, zu erhalten. Das OCT-Modul ist so konfiguriert, dass es einen optischen Sondenstrahl auf das Zielgewebe richtet und das zurückgesendete Sondenlicht des optischen Sondenstrahls von dem Zielgewebe empfängt, um OCT-Abbildungen von dem Zielgewebe zu erfassen, während der chirurgische Laserstrahl auf das Zielgewebe gerichtet wird, um einen chirurgischen Eingriff durchzuführen, sodass der optische Sondenstrahl und der chirurgische Laserstrahl gleichzeitig in dem Zielgewebe präsent sind. Das OCT-Modul steht in Kommunikation mit dem Laser-Steuerungsmodul, um Informationen der erfassten OCT-Abbildungen an das Laser-Steuerungsmodul zu senden.

[0075] Zusätzlich reagiert das Laser-Steuerungsmodul bei diesem besonderen System auf die Informationen der erfassten OCT-Abbildungen, um das Laserstrahl-Abgabemodul beim Fokussieren und Abtasten des chirurgischen Laserstrahls zu betreiben, und passt das Fokussieren und Abtasten des chirurgischen Laserstrahls in dem Zielgewebe basierend auf Informationen zur Positionierung in den erfassten OCT-Abbildungen an.

[0076] Bei einigen Ausführungsformen muss zum Registrieren des Ziels seitens des chirurgischen Instruments ein Erfassen einer vollständigen Abbildung eines Zielgewebes nicht notwendig sein, und es kann ausreichen, einen Teil des Zielgewebes, z. B. einige wenige Punkte aus dem Operationsbereich, wie z. B. natürliche oder künstliche Orientierungspunkte, zu erfassen. Beispielsweise hat ein Starrkörper sechs Freiheitsgrade im 3D-Raum, und sechs unabhängige Punkte würden ausreichen, um den Starrkörper zu definieren. Wenn die exakte Größe des chirurgischen Bereiches nicht bekannt ist, sind zusätzliche Punkte nötig, um den Positionsbezug bereitzustellen. In dieser Hinsicht können mehrere Punkte verwendet werden, um die Position und die Krümmung der vorderen und hinteren Oberfläche, die normalerweise unterschiedlich sind, und die Dicke und den Durchmesser der Augenlinse des menschlichen Auges zu bestimmen. Basierend auf diesen Daten kann ein aus zwei Hälften von Ellipsoidkörpern bestehender Körper mit gegebenen Parametern für praktische Zwecke einer Augenlinse annähernd entsprechen und sie veranschaulichen. Bei einer weiteren Ausführungsform können Informationen von der erfassten Abbildung mit Informationen von anderen Quellen, wie z. B. präoperativen Messungen der Linsendicke, die als Eingabe für die Steuereinheit verwendet werden, kombi-

niert werden.

[0077] [Fig. 2](#) zeigt ein Beispiel eines bildgesteuerten chirurgischen Lasersystems mit separatem chirurgischem Lasersystem **2100** und Abbildungssystem **2200**. Das chirurgische Lasersystem **2100** beinhaltet eine Laser-Einheit **2130** mit einem chirurgischen Laser, der einen chirurgischen Laserstrahl **2160** von chirurgischen Laserimpulsen erzeugt. Ein Laserstrahl-Abgabemodul **2140** ist bereitgestellt, um den chirurgischen Laserstrahl **2160** von der Laser-Einheit **2130** durch ein Patienteninterface **2150** auf das Zielgewebe **1001** zu richten und ist eingerichtet, um den chirurgischen Laserstrahl **2160** in dem Zielgewebe **1001** ein vorbestimmtes chirurgisches Muster entlang abzutasten. Ein Laser-Steuerungsmodul **2120** ist bereitgestellt, um den Betrieb des chirurgischen Lasers in der Laser-Einheit **2130** über einen Kommunikationskanal **2121** zu steuern, und es steuert das Laserstrahl-Abgabemodul **2140** über einen Kommunikationskanal **2122**, um das vorbestimmte chirurgische Muster zu erzeugen. Eine Patienteninterfacehalterung ist bereitgestellt, um das Patienteninterface **2150** mit dem Zielgewebe **1001** berührend zu koppeln, um das Zielgewebe **1001** in Position zu halten. Das Patienteninterface **2150** kann so ausgeführt sein, dass es eine Kontaktlinse oder Applanationslinse mit einer flachen oder gekrümmten Oberfläche beinhaltet, um sich an die vordere Oberfläche des Auges anpassend gekoppelt zu werden und das Auge in Position zu halten.

[0078] Das Abbildungssystem **2200** in [Fig. 2](#) kann ein OCT-Modul sein, das, bezogen auf das Patienteninterface **2150** des chirurgischen Systems **2100**, so positioniert ist, dass es einen bekannten räumlichen Bezug zu dem Patienteninterface **2150** und dem Zielgewebe **1001**, das an dem Patienteninterface **2150** befestigt ist, aufweist. Dieses OCT-Modul **2200** kann so konfiguriert sein, dass es sein eigenes Patienteninterface **2240** zum Wechselwirken mit dem Zielgewebe **1001** aufweist. Das Abbildungssystem **2200** beinhaltet ein Abbildungs-Steuerungsmodul **2220** und ein Abbildungs-Untersystem **2230**. Das Untersystem **2230** beinhaltet eine Lichtquelle zum Erzeugen von Abbildungsstrahl **2250** zum Abbilden des Ziels **1001** und ein Abbildungsstrahl-Abgabemodul, um den optischen Sondenstrahl oder Abbildungsstrahl **2250** auf das Zielgewebe **1001** zu richten und zurückgesendetes Sondenlicht **2260** des optischen Abbildungsstrahls **2250** von dem Zielgewebe **1001** zu empfangen, um OCT-Abbildungen von dem Zielgewebe **1001** zu erfassen. Sowohl der optische Abbildungsstrahl **2250** als auch der chirurgische Strahl **2160** können simultan auf das Zielgewebe **1001** gerichtet werden, um ein sequentielles oder simultanes Abbilden und eine chirurgische Operation zu ermöglichen.

[0079] Wie in [Fig. 2](#) veranschaulicht, sind Kommu-

nikationsschnittstellen **2110** und **2210** sowohl in dem chirurgischen Lasersystem **2100** als auch in dem Abbildungssystem **2200** bereitgestellt, um die Kommunikation zwischen der Lasersteuerung durch das Laser-Steuerungsmodul **2120** und die Abbildung durch das Abbildungssystem **2200** zu erleichtern, sodass das OCT-Modul **2200** Informationen von den erfassten OCT-Abbildungen an das Laser-Steuerungsmodul **2120** senden kann. Das Laser-Steuerungsmodul **2120** in diesem System reagiert auf die Informationen der erfassten OCT-Abbildungen, um das Laserstrahl-Abgabemodul **2140** beim Fokussieren und Abtasten des chirurgischen Laserstrahls **2160** zu betreiben, und stellt das Fokussieren und Abtasten des chirurgischen Laserstrahls **2160** in dem Zielgewebe **1001** auf Grundlage von Positionsinformationen in den erfassten OCT-Abbildungen dynamisch ein. Die Integration des chirurgischen Lasersystems **2100** mit dem Abbildungssystem **2200** erfolgt hauptsächlich durch Kommunikation zwischen den Kommunikationsschnittstellen **2110** und **2210** auf der Software-Ebene.

[0080] In dieses und andere Beispiele können auch verschiedene Untersysteme oder -geräte integriert werden. Beispielsweise können bestimmte diagnostische Instrumente, wie z. B. Wellenfront-Aberrometer, Hornhauttopographie-Meßgeräte, in dem System bereitgestellt werden, oder präoperative Informationen von diesen Geräten können verwendet werden, um ein intraoperatives Abbilden zu ergänzen.

[0081] [Fig. 3](#) zeigt ein Beispiel eines bildgesteuerten chirurgischen Lasersystems mit zusätzlichen Integrationsmerkmalen. Das Abbildungs- und das chirurgische System weisen ein gemeinsames Patienteninterface **3300** auf, das das Zielgewebe **1001** (z. B. das Auge) immobilisiert, ohne zwei separate Patienteninterfaces wie in [Fig. 2](#) aufzuweisen. Der chirurgische Strahl **3210** und der Abbildungsstrahl **3220** werden an dem Patienteninterface **3300** kombiniert und durch das gemeinsame Patienteninterface **3300** auf das Ziel **1001** gerichtet. Außerdem ist ein gemeinsames Steuerungsmodul **3100** bereitgestellt, um sowohl das Abbildungs-Untersystem **2230** als auch den chirurgischen Teil (die Laser-Einheit **2130** und das Strahl-Abgabesystem **2140**) zu steuern. Diese erhöhte Integration des Abbildungsteils mit dem chirurgischen Teil ermöglicht präzise Kalibrierung der beiden Untersysteme und die Stabilität der Position des Patienten und des chirurgischen Volumens. Ein gemeinsames Gehäuse **3400** ist bereitgestellt, um sowohl das chirurgische als auch das Abbildungs-Untersystem zu umschließen. Wenn die beiden Systeme nicht in ein gemeinsames Gehäuse integriert sind, kann das gemeinsame Patienteninterface **3300** entweder Teil des Abbildungs- oder des chirurgischen Untersystems sein.

[0082] [Fig. 4](#) zeigt ein Beispiel eines bildgesteuerten

chirurgischen Lasersystems, wobei das chirurgische Lasersystem und das Abbildungssystem ein gemeinsames Strahl-Abgabemodul **4100** und ein gemeinsames Patienteninterface **4200** aufweisen. Diese Integration vereinfacht die Systemstruktur und den System-Steuerungsbetrieb weiter.

[0083] Bei einer Ausführungsform kann das Abbildungssystem in den vorstehenden und anderen Beispielen ein optisches Computertomographie-(OCT)-System sein, und das chirurgische Lasersystem ist ein augenchirurgisches System auf Basis eines Femtosekunden- oder Pikosekundenlasers. Bei der OCT wird Licht von einer niederkohärenten Breitbandlichtquelle, wie z. B. einer Superlumineszenzdiode, in einen separaten Bezugs- und Signalstrahl geteilt. Der Signalstrahl ist der abbildende Strahl, der an das chirurgische Ziel gesendet wird, und das zurückgesendete Licht des Abbildungsstrahls wird gesammelt und mit dem Bezugsstrahl unter Bildung eines Interferometers kohärent rekombiniert. Ein Abtasten des Signalstrahls im rechten Winkel zu der optischen Achse des optischen Systems oder der Ausbreitungsrichtung des Lichtes stellt eine räumliche Auflösung in der x-y-Richtung bereit, während die Tiefenauflösung durch Gewinnen von Unterschieden zwischen den Weglängen des Bezugsarms und des zurückgesendeten Signalstrahls in dem Signalarm des Interferometers erhalten wird. Während der x-y-Abtaster von unterschiedlichen OCT-Ausführungsformen im Wesentlichen der gleiche ist, kann das Vergleichen der Weglängen und das Erhalten von z-Abtast-Informationen auf unterschiedliche Weisen erfolgen. Bei einer Ausführungsform, die als Time-Domain-OCT bekannt ist, wird beispielsweise der Bezugsarm kontinuierlich variiert, um seine Weglänge zu ändern, während ein Fotodetektor Interferenzmodulation in der Intensität des rekombinierten Strahls nachweist. Bei einer anderen Ausführungsform ist der Bezugsarm im Wesentlichen statisch, und das Spektrum des kombinierten Lichtes wird auf Interferenz hin analysiert. Die Fourier-Transformation des Spektrums des kombinierten Strahles stellt räumliche Informationen über die Streuung vom Inneren der Probe bereit. Dieses Verfahren ist als das Spectral-Domain- oder Fourier-OCT-Verfahren bekannt. Bei einer anderen Ausführungsform, die als eine Frequency-Swept-OCT bekannt ist (S. R. Chinn et. al., Opt. Lett. 22, 1997), wird eine schmalbandige Lichtquelle verwendet, wobei ihre Frequenz rasch einen Spektralbereich abtastet. Interferenz zwischen dem Bezugs- und Signalarm wird durch einen schnellen Detektor und einen dynamischen Signalanalysator nachgewiesen. Ein External-Cavity-Tuned-Diode-Laser oder Frequency-Tuned- oder Frequency-Domain-Mode-Locked-(FDML)-Laser, der für diesen Zweck entwickelt wurde (R. Huber et. al., Opt. Express, 13, 2005) (S. H. Yun, IEEE J. of Sel. Q. El. 3(4) S. 1087–1096, 1997) kann in diesen Beispielen als eine Lichtquelle verwendet werden. Ein Femtose-

kundenlaser, der als eine Lichtquelle in einem OCT-System verwendet wird, kann ausreichende Bandbreite aufweisen und für zusätzlichen Nutzen eines erhöhten Signal-Rausch-Verhältnisses sorgen.

[0084] Das OCT-Abbildungsgerät in den Systemen in diesem Dokument kann verwendet werden, um verschiedene Abbildungsfunktionen zu erfüllen. Beispielsweise kann die OCT verwendet werden, um komplexe Konjugate zu unterdrücken, die aus der optischen Konfiguration des Systems oder der Gegenwart der Applanationsplatte resultieren, um OCT-Abbildungen von ausgewählten Orten innerhalb des Zielgewebes zu erfassen, um dreidimensionale Positionsinformationen zum Steuern des Fokussieren und Abtastens des chirurgischen Laserstrahls innerhalb des Zielgewebes bereitzustellen oder um OCT-Abbildungen von ausgewählten Orten an der Oberfläche des Zielgewebes oder an der Applanationsplatte zu erfassen, um eine Positionsregistrierung zum Steuern von Änderungen bei der Orientierung bereitzustellen, die mit Positionsänderungen des Ziels auftreten, wie z. B. von aufrecht bis Rückenlage. Die OCT kann durch ein Positionsregistrierungsverfahren kalibriert werden, das auf einer Platzierung von Markierungen oder Markern in einer Positionsorientierung des Ziels basiert, die dann von dem OCT-Modul nachgewiesen werden können, wenn sich das Ziel in einer anderen Positionsorientierung befindet. Bei anderen Ausführungsformen kann das OCT-Abbildungssystem verwendet werden, um einen Sonden-Lichtstrahl zu erzeugen, der polarisiert wird, um die Informationen über die innere Struktur des Auges optisch zu erfassen. Der Laserstrahl und der Sonden-Lichtstrahl können in unterschiedlichen Polarisierungen polarisiert werden. Die OCT kann einen Polarisations-Steuerungsmechanismus beinhalten, der das Sondenlicht, das für die optische Tomographie verwendet wird, so steuert, dass es in eine Polarisation polarisiert wird, wenn es sich auf das Auge zubewegt, und in eine andere Polarisation polarisiert wird, wenn es sich vom Auge wegbewegt. Der Polarisations-Steuerungsmechanismus kann z. B. eine Wellenplatte oder einen Faraday-Rotator beinhalten.

[0085] Das System in [Fig. 4](#) ist als eine Spektral-OCT-Konfiguration gezeigt und kann so konfiguriert sein, dass das chirurgische System und das Abbildungssystem den Fokussieroptikteil und das Strahl-Abgabemodul gemeinsam benutzen. Die Hauptanforderungen an das optische System betreffen die Betriebswellenlänge, Abbildungsqualität, Auflösung, Verzerrung usw. Das chirurgische Lasersystem kann ein Femtosekunden-Lasersystem mit einem System hoher numerischer Apertur sein, das zur Erzielung beugungsbegrenzter Brennfleckgrößen ausgelegt ist, z. B. ungefähr 2 bis 3 Mikrometer. Verschiedene augenchirurgische Femtosekundenlaser können bei verschiedenen Wellenlängen, wie z. B.

Wellenlängen von ungefähr 1,05 Mikrometer, betrieben werden. Die Betriebswellenlänge des Abbildungsgeräts kann so gewählt werden, dass sie der Laser-Wellenlänge nahe kommt, so dass das optische System für beide Wellenlängen chromatisch ausgeglichen wird. Ein derartiges System kann einen dritten optischen Kanal, einen visuellen Beobachtungskanal, wie z. B. ein chirurgisches Mikroskop, beinhalten, um ein zusätzliches Abbildungsgerät zum Erfassen von Abbildungen des Zielgewebes bereitzustellen. Wenn der optische Weg für diesen dritten optischen Kanal das optische System mit dem chirurgischen Laserstrahl und dem Licht des OCT-Abbildungsgeräts gemein hat, kann das gemeinsam benutzte optische System mit einem chromatischen Ausgleich im sichtbaren Spektralband für den dritten optischen Kanal und in den Spektralbändern für den chirurgischen Laserstrahl und den OCT-Abbildungsstrahl konfiguriert werden.

[0086] [Fig. 5](#) zeigt ein besonderes Beispiel für den Aufbau in [Fig. 3](#), wobei der Abtaster **5100** zum Abtasten des chirurgischen Laserstrahls und der Strahlkonditionierer **5200** zum Konditionieren (Kollimieren und Fokussieren) des chirurgischen Laserstrahls von dem optischen System in dem OCT-Abbildungsmodul **5300** zum Steuern des Abbildungsstrahls für die OCT getrennt sind. Das chirurgische und das Abbildungssystem haben ein Objektivlinsenmodul **5600** und das Patienteninterface **3300** gemein. Die Objektivlinse **5600** richtet und fokussiert sowohl den chirurgischen Laserstrahl als auch den Abbildungsstrahl auf das Patienteninterface **3300**, und ihr Fokussieren wird von dem Steuerungsmodul **3100** gesteuert. Zwei Strahlteiler **5410** und **5420** sind bereitgestellt, um den chirurgischen und den Abbildungsstrahl zu richten. Der Strahlteiler **5420** wird ebenfalls verwendet, um den zurückgesendeten Abbildungsstrahl in das OCT-Abbildungsmodul **5300** zu richten. Zwei Strahlteiler **5410** und **5420** richten ebenfalls Licht von dem Ziel **1001** zu einer visuellen Beobachtungsoptikeinheit **5500**, um eine direkte Ansicht oder Abbildung des Ziels **1001** bereitzustellen. Die Einheit **5500** kann ein Linsen-Abbildungssystem für den Chirurgen sein, um das Ziel **1001** zu betrachten, oder eine Kamera, um die Abbildung oder das Video des Ziels **1001** zu erfassen. Verschiedene Strahlteiler können verwendet werden, wie z. B. dichromatische und Polarisations-Strahlteiler, ein optisches Gitter, ein holographischer Strahlteiler oder Kombinationen von diesen Geräten.

[0087] Bei einigen Ausführungsformen können die optischen Komponenten zweckmäßig mit Antireflexionsbeschichtung für sowohl die chirurgische als auch die OCT-Wellenlänge beschichtet sein, um Blendlicht von mehreren Oberflächen des optischen Strahlenweges zu verringern. Anderenfalls würden Reflexionen den Durchsatz des Systems verringern und das Signal-Rausch-Verhältnis durch Vermehren von Hin-

tergrundlicht in der OCT-Abbildungseinheit verringern. Eine Weise, Blendlicht bei der OCT zu verringern, ist es, die Polarisierung des von der Probe zurückkommenden Lichts durch eine Wellenplatte oder einen Faraday-Isolator, die bzw. der nahe bei dem Zielgewebe angeordnet wird, zu drehen und einen Polarisator vor dem OCT-Detektor zu orientieren, um vorzugsweise Licht nachzuweisen, das von der Probe zurückkommt, und Licht zu unterdrücken, das von den optischen Komponenten gestreut wird.

[0088] Bei einem chirurgischen Lasersystem kann jedes von dem chirurgischen Laser- und dem OCT-System einen Strahl-Abtaster zur Abdeckung des selben Operationsbereiches in dem Zielgewebe aufweisen. Folglich können der Strahl-Abtastvorgang für den chirurgischen Laserstrahl und der Strahl-Abtastvorgang für den Abbildungsstrahl integriert sein, um Abtastgeräte gemeinsam zu benutzen.

[0089] [Fig. 6](#) zeigt ein Beispiel für ein derartiges System im Detail. Bei dieser Ausführungsform benutzen beide Untersysteme den x-y-Abtaster **6410** und den z-Abtaster **6420** gemeinsam. Eine gemeinsame Steuerung **6100** ist bereitgestellt, um die Arbeitsvorgänge des Systems für sowohl chirurgische als auch abbildende Arbeitsvorgänge zu steuern. Das OCT-Untersystem beinhaltet eine OCT-Lichtquelle **6200**, die das Abbildungslicht erzeugt, das durch einen Strahlteiler **6210** in einen Abbildungsstrahl und einen Bezugsstrahl geteilt wird. Der Abbildungsstrahl wird am Strahlteiler **6310** mit dem chirurgischen Strahl kombiniert, um sich längs eines gemeinsamen optischen Weges, der zu dem Ziel **1001** führt, auszubreiten. Die Abtaster **6410** und **6420** und die Strahlkonditioniereinheit **6430** befinden sich dem Strahlteiler **6310** nachgeschaltet. Ein Strahlteiler **6440** wird verwendet, um den Abbildungsstrahl und den chirurgischen Strahl auf die Objektivlinse **5600** und das Patienteninterface **3300** zu richten.

[0090] Bei dem OCT-Untersystem wird der Bezugsstrahl durch den Strahlteiler **6210** zu einem optischen Verzögerungsgerät **6220** übertragen und von einem Rücksendespiegel **6230** reflektiert. Der zurückgesendete Abbildungsstrahl von dem Ziel **1001** wird auf den Strahlteiler **6310** zurückgerichtet, der zumindest einen Teil des zurückgesendeten Abbildungsstrahls an den Strahlteiler **6210** reflektiert, wo sich der reflektierte Bezugsstrahl und der zurückgesendete Abbildungsstrahl überlappen und sich gegenseitig überlagern. Ein Spektrometer-Detektor **6240** wird verwendet, um die Interferenz nachzuweisen und um OCT-Abbildungen des Ziels **1001** zu erzeugen. Die OCT-Abbildungsinformationen werden an das Steuerungssystem **6100** zum Steuern der chirurgischen Laser-Einheit **2130**, der Abtaster **6410** und **6420** und der Objektivlinse **5600** gesendet, um den chirurgischen Laserstrahl zu steuern. Bei einer Ausführungsform kann das optische Verzögerungsgerät **6220** va-

riert werden, um die optische Verzögerung zu ändern, um verschiedene Tiefen in dem Zielgewebe **1001** nachzuweisen.

[0091] Wenn es sich bei dem OCT-System um ein Time-Domain-System handelt, verwenden die beiden Untersysteme zwei verschiedene z-Abtaster, weil die beiden Abtaster auf unterschiedliche Weise arbeiten. Bei diesem Beispiel wird der z-Abtaster des chirurgischen Systems so betrieben, dass er die Abweichung des chirurgischen Strahls in der Strahlkonditioniereinheit ändert, ohne die Weglängen des Strahls in dem chirurgischen Strahlenweg zu ändern. Andererseits tastet die Time-Domain-OCT die z-Richtung ab, indem der Strahlenweg durch eine variable Verzögerung oder durch Bewegen der Position des Bezugsstrahl-Rücksendespiegels physikalisch verändert wird. Nach der Kalibrierung können die beiden z-Abtaster durch das Laser-Steuerungsmodul synchronisiert werden. Das Verhältnis zwischen den beiden Bewegungen kann zu einer linearen oder polynomischen Abhängigkeit vereinfacht werden, die von dem Steuerungsmodul gehandhabt werden kann, oder alternativ können Kalibrierungspunkte eine Nachschlagetabelle definieren, um eine korrekte Skalierung bereitzustellen. Spectral-/Fourier-Domain- und Frequency-Swept-Source-OCT-Geräte weisen keinen z-Abtaster auf; die Länge des Bezugsarmes ist statisch. Außer dass sie Kosten verringert, wird die Kreuzkalibrierung der beiden Systeme verhältnismäßig unkompliziert sein. Es besteht keine Notwendigkeit, Unterschiede auszugleichen, die durch Abbildungsverzerrungen in dem optischen Fokussiersystem oder durch die Unterschiede der Abtaster der beiden Systeme entstehen, da sie gemeinsam benutzt werden.

[0092] Bei praktischen Ausführungsformen der chirurgischen Systeme ist die fokussierende Objektivlinse **5600** verschiebbar oder beweglich auf einer Basis installiert und das Gewicht der Objektivlinse ist ausbalanciert, um den Druck auf das Auge des Patienten zu begrenzen. Das Patienteninterface **3300** kann eine Applanationslinse beinhalten, die an einer Patienteninterfacehalterung angebracht ist. Die Patienteninterfacehalterung ist an einer Befestigungseinheit angebracht, die die fokussierende Objektivlinse hält. Diese Befestigungseinheit ist gestaltet, um im Falle unvermeidbarer Bewegung des Patienten eine stabile Verbindung zwischen dem Patienteninterface und dem System sicherzustellen, und ermöglicht ein behutsameres Andocken des Patienteninterface an das Auge. Verschiedene Ausführungsformen der fokussierenden Objektivlinse können verwendet werden. Dieses Vorhandensein einer einstellbaren fokussierenden Objektivlinse kann die optische Weglänge des optischen Sondenlichtes als Teil des optischen Interferometers für das OCT-Untersystem ändern. Bewegung der Objektivlinse **5600** und des Patienteninterface **3300** kann die Weglängenunter-

schiede zwischen dem Bezugsstrahl und dem Abbildungssignalstrahl der OCT in einer unkontrollierten Weise ändern, und dies kann die OCT-Tiefeninformationen verschlechtern, die von der OCT nachgewiesen werden. Dies würde nicht nur bei Time-Domain-, sondern auch bei Spectral-/Fourier-Domain- und Frequency-Swept-OCT-Systemen erfolgen.

[0093] [Fig. 7](#) und [Fig. 8](#) zeigen beispielhafte bildgesteuerte chirurgische Lasersysteme, die das technische Problem angehen, das mit der einstellbaren fokussierenden Objektivlinse verbunden ist.

[0094] Das System in [Fig. 7](#) stellt ein Positionserfassungsgerät **7110** bereit, das mit der beweglichen fokussierenden Objektivlinse **7100** gekoppelt ist, um die Position der Objektivlinse **7100** an einer verschiebbaren Halterung zu messen, und die gemessene Position an ein Steuerungsmodul **7200** in dem OCT-System übermittelt. Das Steuerungssystem **6100** kann die Position der Objektivlinse **7100** steuern und diese bewegen, um die optische Weglänge einzustellen, die der Abbildungssignalstrahl für den OCT-Betrieb durchläuft. Ein Positionsmelder **7110** ist mit der Objektivlinse gekoppelt und konfiguriert, um eine Positionsänderung der Objektivlinse **7100** relativ zur Applanationsplatte und dem Zielgewebe oder relativ zum OCT-Gerät zu messen. Die gemessene Position der Linse **7100** wird dann der OCT-Steuerung **7200** zugeführt. Das Steuerungsmodul **7200** in dem OCT-System wendet einen Algorithmus an, wenn es beim Verarbeiten der OCT-Daten eine 3D-Abbildung zusammensetzt, um Unterschiede zwischen dem Bezugsarm und dem Signalarm des Interferometers innerhalb der OCT auszugleichen, die durch die Bewegung der fokussierenden Objektivlinse **7100** in Bezug auf das Patienteninterface **3300** hervorgerufen werden. Der richtige Betrag der Positionsänderung der Linse **7100**, der von dem OCT-Steuerungsmodul **7200** berechnet wird, wird an die Steuerung **6100** gesendet, welche die Linse **7100** steuert, um ihre Position zu ändern.

[0095] [Fig. 8](#) zeigt ein weiteres beispielhaftes System, wobei der Rücksendespiegel **6230** in dem Bezugsarm des Interferometers des OCT-Systems oder zumindest ein Teil in einer Verzögerungsanordnung der optischen Weglänge des OCT-Systems starr an der beweglichen fokussierenden Objektivlinse **7100** befestigt ist, sodass der Signalarm und der Bezugsarm den selben Betrag der Längenänderung des optischen Weges erfahren, wenn sich die Objektivlinse **7100** bewegt. Daher wird die Bewegung der Objektivlinse **7100** auf dem Schlitten ohne zusätzliche Notwendigkeit eines rechnerischen Ausgleichs automatisch hinsichtlich Weglängenunterschieden in dem OCT-System ausgeglichen.

[0096] Bei den vorstehenden Beispielen bildgesteuerter chirurgischer Lasersysteme werden bei dem

chirurgischen Lasersystem und dem OCT-System unterschiedliche Lichtquellen verwendet. Bei einer noch vollständigeren Integration des chirurgischen Lasersystems mit dem OCT-System kann ein chirurgischer Femtosekundenlaser als eine Lichtquelle für den chirurgischen Laserstrahl ebenfalls als die Lichtquelle für das OCT-System verwendet werden.

[0097] [Fig. 9](#) zeigt ein Beispiel, wobei ein Femtosekundenimpuls laser in einem Lichtmodul **9100** verwendet wird, um sowohl den chirurgischen Laserstrahl für chirurgische Operationen als auch den Sondenlichtstrahl für die OCT-Abbildung zu erzeugen. Ein Strahlteiler **9300** ist bereitgestellt, um den Laserstrahl in einen ersten Strahl sowohl als den chirurgischen Laserstrahl als auch den Signalstrahl für die OCT und einen zweiten Strahl als den Bezugsstrahl für die OCT zu teilen. Der erste Strahl wird durch einen x-y-Abtaster **6410**, der den Strahl in der x- und y-Richtung rechtwinklig zu der Ausbreitungsrichtung des ersten Strahls abtastet, und durch einen zweiten Abtaster (z-Abtaster) **6420** gerichtet, der die Abweichung des Strahls ändert, um das Fokussieren des ersten Strahls an dem Zielgewebe **1001** einzustellen. Dieser erste Strahl führt die chirurgischen Operationen an dem Zielgewebe **1001** durch, und ein Teil dieses ersten Strahls wird zu dem Patienteninterface zurückgestreut und von der Objektivlinse als der Signalstrahl für den Signalarm des optischen Interferometers des OCT-Systems gesammelt. Dieses zurückgesendete Licht wird mit dem zweiten Strahl kombiniert, der durch einen Rücksendespiegel **6230** in dem Bezugsarm reflektiert und durch ein einstellbares optisches Verzögerungselement **6220** für eine Time-Domain-OCT verzögert wird, um den Wegunterschied zwischen dem Signal- und dem Bezugsstrahl beim Abbilden verschiedener Tiefen des Zielgewebes **1001** zu steuern. Das Steuerungssystem **9200** steuert die Arbeitsvorgänge des Systems.

[0098] Die Ausübung der Chirurgie an der Hornhaut hat gezeigt, dass eine Impulsdauer von mehreren hundert Femtosekunden ausreichend sein kann, um eine gute chirurgische Leistung zu erzielen, während für eine OCT mit einer ausreichenden Tiefenauflösung eine breitere spektrale Bandbreite, die durch kürzere Impulse erzeugt wird, z. B. kürzer als mehrere zehn Femtosekunden, erforderlich ist. In diesem Zusammenhang bestimmt der Aufbau des OCT-Gerätes die Dauer der Impulse von dem chirurgischen Femtosekundenlaser.

[0099] [Fig. 10](#) zeigt ein weiteres bildgesteuertes System, bei dem ein einzelner gepulster Laser **9100** verwendet wird, um das chirurgische Licht und das Abbildungslicht zu erzeugen. Ein nichtlineares spektrales Verbreiterungsmedium **9400** ist im Ausgang des optischen Weges des gepulsten Femtosekundenlasers angeordnet, um ein optisches nichtlineares Verfahren anzuwenden, wie z. B. Weißlichterzeugung.

gung oder spektrale Verbreiterung, um die spektrale Bandbreite der Impulse von einer Laserquelle mit verhältnismäßig längeren Impulsen zu vergrößern, wobei in der Chirurgie gewöhnlich mehrere hundert Femtosekunden angewendet werden. Die Medien **9400** können beispielsweise aus einem faseroptischen Material sein. Die Anforderungen an die Lichtintensität der beiden Systeme sind unterschiedlich, und ein Mechanismus zum Einstellen von Strahlintensitäten kann installiert werden, um solchen Anforderungen in den beiden Systemen gerecht zu werden. Beispielsweise können Strahlklippspiegel, Strahlverschlüsse oder Abschwächer in den optischen Wegen der beiden Systeme bereitgestellt werden, um die Gegenwart und Intensität des Strahles in geeigneter Weise zu steuern, wenn eine OCT-Abbildung aufgenommen oder ein chirurgischer Eingriff durchgeführt wird, um den Patienten und empfindliche Instrumente vor übermäßiger Lichtintensität zu schützen.

[0100] In Betrieb können die vorstehenden Beispiele in [Fig. 2](#) bis [Fig. 10](#) verwendet werden, um eine bildgesteuerte Laserchirurgie durchzuführen. [Fig. 11](#) zeigt ein Beispiel für ein Verfahren zum Durchführen von Laserchirurgie unter Verwendung eines bildgesteuerten chirurgischen Lasersystems. Bei diesem Verfahren wird ein Patienteninterface in dem System verwendet, um in ein Zielgewebe, das einem chirurgischen Eingriff unterzogen wird, einzurasten und es in Position zu halten, und gleichzeitig wird ein chirurgischer Laserstrahl von Laserimpulsen von einem Laser in dem System und ein optischer Sondenstrahl von dem OCT-Modul in dem System auf das Patienteninterface in das Zielgewebe gerichtet. Der chirurgische Laserstrahl wird gesteuert, um einen chirurgischen Lasereingriff in dem Zielgewebe durchzuführen, und das OCT-Modul wird betrieben, um von dem Licht des optischen Sondenstrahls, der von dem Zielgewebe zurückkommt, OCT-Abbildungen vom Inneren des Zielgewebes zu erhalten. Die Positionsinformationen in den erhaltenen OCT-Abbildungen werden beim Fokussieren und Abtasten des chirurgischen Laserstrahls verwendet, um das Fokussieren und Abtasten des chirurgischen Laserstrahls in dem Zielgewebe vor oder während des chirurgischen Eingriffs zu korrigieren.

[0101] [Fig. 12](#) zeigt ein Beispiel einer OCT-Abbildung von einem Auge. Die Kontaktoberfläche der Applanationslinse in dem Patienteninterface kann so konfiguriert werden, dass sie eine Krümmung aufweist, die Verformungen oder Falten in der Hornhaut minimiert, die durch den Druck bedingt werden, der während der Applanation auf das Auge ausgeübt wird. Nachdem das Auge an dem Patienteninterface erfolgreich applaniert wurde, kann eine OCT-Abbildung erhalten werden. Wie in [Fig. 12](#) veranschaulicht, sind die Krümmung der Linse und der Hornhaut sowie die Abstände zwischen der Linse und der

Hornhaut in der OCT-Abbildung erkennbar. Feinere Merkmale, wie z. B. der Epithel-Hornhaut-Übergang, sind nachweisbar. Jedes dieser erkennbaren Merkmale kann als ein innerer Bezug der Laserkoordinaten am Auge verwendet werden. Die Koordinaten der Hornhaut und der Linse können unter Verwendung bekannter Computervision-Algorithmen, wie z. B. Kanten- oder Blob-Detektion, digitalisiert werden. Wenn die Koordinaten der Linse festgestellt sind, können sie verwendet werden, um das Fokussieren und Positionieren des chirurgischen Laserstrahls für den chirurgischen Eingriff zu steuern.

[0102] Alternativ kann ein Kalibrierungsprobenmaterial verwendet werden, um eine 3D-Anordnung von Bezugsmarken an Stellen mit bekannten Positionskoordinaten zu bilden. Die OCT-Abbildung des Kalibrierungsprobenmaterials kann erhalten werden, um eine Zuordnungsbeziehung zwischen den bekannten Positionskoordinaten der Bezugsmarken und den OCT-Abbildungen der Bezugsmarken in der erhaltenen OCT-Abbildung herzustellen. Diese Zuordnungsbeziehung wird in Form von digitalen Kalibrierungsdaten gespeichert und beim Steuern des Fokussierens und Abtastens des chirurgischen Laserstrahls während des chirurgischen Eingriffs in dem Zielgewebe auf Grundlage der OCT-Abbildungen des Zielgewebes, die während des chirurgischen Eingriffs erhalten werden, angewandt. Das OCT-Abbildungssystem wird hier als ein Beispiel verwendet, und diese Kalibrierung kann auf Abbildungen angewandt werden, die mittels anderer Abbildungstechniken erhalten werden.

[0103] Bei einem hier beschriebenen bildgesteuerten chirurgischen Lasersystem kann der chirurgische Laser verhältnismäßig große Spitzenleistungen erzeugen, die ausreichend sind, um unter Fokussierung mit hoher numerischer Apertur starke Feld-/Multiphotonen-Ionisierung innerhalb des Auges (d. h. innerhalb der Hornhaut und der Linse) zu bewirken. Unter diesen Bedingungen erzeugt ein Impuls von dem chirurgischen Laser ein Plasma innerhalb des Fokolvolumens. Kühlen des Plasmas führt zu einer gut definierten Schädigungszone oder „Blase“, die als ein Bezugspunkt verwendet werden kann. Die folgenden Abschnitte beschreiben ein Kalibrierungsverfahren zum Kalibrieren des chirurgischen Lasers gegen ein OCT-basiertes Abbildungssystem unter Verwendung der Schädigungszonen, die von dem chirurgischen Laser erzeugt werden.

[0104] Bevor ein chirurgischer Eingriff durchgeführt werden kann, wird der OCT gegen den chirurgischen Laser kalibriert, um eine relative Positionsbeziehung herzustellen, sodass der chirurgische Laser an dem Zielgewebe in Bezug auf die Position, die mit Abbildungen in der OCT-Abbildung des Zielgewebes in Zusammenhang stehen, die durch den OCT erhalten werden, in Position gesteuert werden kann. Bei einer

Weise zum Durchführen dieser Kalibrierung wird ein vorkalibriertes Ziel oder „Phantom“ verwendet, das sowohl durch den Laser beschädigt als auch mit dem OCT abgebildet werden kann. Das Phantom kann aus verschiedenen Materialien gefertigt sein, wie z. B. einem Glas oder Hartkunststoff (z. B. PMMA), so dass das Material dauerhaft optischen Schaden aufzeichnen kann, der durch den chirurgischen Laser erzeugt wird. Das Phantom kann auch so gewählt werden, dass es optische oder andere Eigenschaften (wie z. B. Wassergehalt) aufweist, die dem chirurgischen Ziel ähnlich sind.

[0105] Das Phantom kann z. B. ein zylindrisches Material mit einem Durchmesser von mindestens 10 mm (oder dem der Tastweite des Abgabesystems) sein und eine zylindrische Länge von mindestens 10 mm aufweisen, die über den gesamten Abstand des Epithels zu der Augenlinse des Auges reicht oder so lange wie die Tasttiefe des chirurgischen Systems ist. Die Oberseite des Phantoms kann gekrümmt sein, um nahtlos mit dem Patienteninterface zusammenzupassen oder das Phantommaterial kann komprimierbar sein, um eine vollständige Applanation zu ermöglichen. Das Phantom kann ein dreidimensionales Koordinatennetz aufweisen, sodass sowohl die Laserposition (in x und y) als auch der Brennpunkt (z) sowie die OCT-Abbildung gegen das Phantom referenziert werden können.

[0106] **Fig. 13A–13D** veranschaulichen zwei beispielhafte Anordnungen für das Phantom. **Fig. 13A** veranschaulicht ein Phantom, das in dünne Scheiben aufgeteilt ist. **Fig. 13B** zeigt eine einzelne Scheibe, die gemustert ist, um ein Koordinatennetz von Bezugsmarken als einen Bezug zum Bestimmen der Laserposition über das Phantom (d. h. die x- und y-Koordinaten) aufzuweisen. Die z-Koordinate (Tiefe) kann bestimmt werden, indem eine einzelne Scheibe von dem Stapel entfernt wird und indem sie unter einem konfokalen Mikroskop abgebildet wird.

[0107] **Fig. 13C** veranschaulicht ein Phantom, das in zwei Hälften geteilt werden kann. Ähnlich dem aufgeteilten Phantom in **Fig. 13A** ist dieses Phantom so aufgebaut, dass es ein Koordinatennetz von Bezugsmarken als einen Bezug zum Bestimmen der Laserposition in den x- und y-Koordinaten enthält. Tiefeninformationen können entnommen werden, indem das Phantom in die beiden Hälften geteilt wird und indem der Abstand zwischen den Schädigungszonen gemessen wird. Die kombinierten Informationen können die Parameter für einen bildgesteuerten chirurgischen Eingriff bereitstellen.

[0108] **Fig. 14** zeigt einen Teil eines chirurgischen Systems des bildgesteuerten chirurgischen Lasersystems. Dieses System beinhaltet Kippspiegel, die mittels Aktuatoren, wie beispielsweise Galvanometer oder Schwingspulen, betrieben werden können, ein

Objektiv und ein Einweg-Patienteninterface. Der chirurgische Laserstrahl wird von den Kippspiegeln durch das Objektiv reflektiert. Das Objektiv fokussiert den Strahl direkt hinter dem Patienteninterface. Ein Abtasten in den x- und y-Koordinaten wird durchgeführt, indem der Winkel des Strahls bezüglich des Objektivs verändert wird. Ein Abtasten in der z-Ebene wird ausgeführt, indem die Abweichung des einfallenden Strahls unter Verwendung eines Systems von Linsen vor den Kippspiegeln verändert wird.

[0109] Bei diesem Beispiel kann der konische Abschnitt des Einweg-Patienteninterface entweder durch Luft beabstandet oder fest sein und der mit dem Patienten in Kontakt kommende Abschnitt beinhaltet eine gekrümmte Kontaktlinse. Die gekrümmte Kontaktlinse kann aus Quarzglas oder einem anderen Material gefertigt sein, das gegenüber einer Bildung von Farbzentren resistent ist, wenn es mit ionisierender Strahlung bestrahlt wird. Der Krümmungsradius liegt an der oberen Grenze dessen, was mit dem Auge kompatibel ist, z. B. ungefähr 10 mm.

[0110] Der erste Schritt bei dem Kalibrierungsverfahren ist das Andocken des Patienteninterface an das Phantom. Die Krümmung des Phantoms stimmt mit der Krümmung des Patienteninterface überein. Nach dem Andocken beinhaltet der nächste Schritt bei dem Verfahren, dass eine optische Schädigung innerhalb des Phantoms erzeugt wird, um die Bezugsmarken herzustellen.

[0111] **Fig. 15** zeigt Beispiele tatsächlicher Schädigungszonen, die durch einen Femtosekundenlaser in Glas hergestellt wurden. Der Abstand zwischen den Schädigungszonen beträgt durchschnittlich 8 μm (die Impulsenergie beträgt 2,2 μJ mit einer Dauer von 580 fs bei voller Breite bei halbem Maximum). Die in **Fig. 15** dargestellte optische Schädigung zeigt, dass die von dem Femtosekundenlaser erzeugten Schädigungszonen eindeutig definiert und getrennt sind. Bei dem gezeigten Beispiel weisen die Schädigungszonen einen Durchmesser von ungefähr 2,5 μm auf. Optische Schädigungszonen, ähnlich der in **Fig. 14** gezeigten, werden in dem Phantom in verschiedenen Tiefen erzeugt, um eine 3-D Anordnung der Bezugsmarken zu bilden. Diese Schädigungszonen werden gegen das kalibrierte Phantom entweder durch Entnehmen der geeigneten Scheiben und Abbilden unter einem konfokalen Mikroskop (**Fig. 13A**) oder durch Teilen des Phantoms in zwei Hälften und Messen der Tiefe unter Verwendung eines Mikrometers (**Fig. 13C**) referenziert. Die x- und y-Koordinaten können aus dem vorkalibrierten Koordinatennetz erstellt werden.

[0112] Nach dem Schädigen des Phantoms mit dem chirurgischen Laser, wird an dem Phantom eine OCT durchgeführt. Das OCT-Abbildungssystem stellt eine 3D-Wiedergabe des Phantoms bereit, wobei eine Be-

ziehung zwischen dem OCT-Koordinatensystem und dem Phantom erstellt wird. Die Schädigungszonen sind mit dem Abbildungssystem nachweisbar. Die OCT und der Laser können unter Verwendung des internen Standards des Phantoms kreuzkalibriert sein. Nachdem die OCT und der Laser gegeneinander referenziert wurden, kann das Phantom verworfen werden.

[0113] Vor dem chirurgischen Eingriff kann die Kalibrierung bestätigt werden. Dieser Bestätigungsschritt beinhaltet, dass eine optische Schädigung an verschiedenen Positionen innerhalb eines zweiten Phantoms erzeugt wird. Die optische Schädigung sollte stark genug sein, damit die vielen Schädigungszonen, die ein ringförmiges Muster erzeugen, durch die OCT abgebildet werden können. Nachdem das Muster erzeugt ist, wird das zweite Phantom mit der OCT abgebildet. Ein Vergleich der OCT-Abbildung mit den Laserkoordinaten stellt die Endkontrolle der Systemkalibrierung vor dem chirurgischen Eingriff bereit.

[0114] Sobald die Koordinaten in den Laser eingegeben sind, kann ein chirurgischer Lasereingriff innerhalb des Auges durchgeführt werden. Dies beinhaltet eine Photo-Emulgierung der Linse unter Verwendung des Lasers sowie anderer Laserbehandlungen des Auges. Der chirurgische Eingriff kann jederzeit gestoppt werden und das vordere Segment des Auges ([Fig. 11](#)) kann erneut abgebildet werden, um den Fortschritt des chirurgischen Eingriffs zu überwachen; außerdem stellt ein Abbilden der Intraokularlinse (intraocular lens, IOL) (mit Licht oder ohne Applanation), nachdem diese eingesetzt wurde, Informationen bezüglich der Position der IOL in dem Auge bereit. Diese Informationen können von dem Arzt verwendet werden, um die Position der IOL zu verfeinern.

[0115] [Fig. 16](#) zeigt ein Beispiel des Kalibrierungsprozesses und des chirurgischen Eingriffs nach der Kalibrierung. Dieses Beispiel veranschaulicht ein Verfahren zur Durchführung eines chirurgischen Lasereingriffs unter Verwendung eines bildgesteuerten chirurgischen Lasersystems. Dies kann beinhalten, dass ein Patienteninterface in dem System verwendet wird, das eingerastet ist, um ein Zielgewebe während des chirurgischen Eingriffs in Position zu halten, um ein Kalibrierungsprobenmaterial während eines Kalibrierungsprozesses vor dem Durchführen eines chirurgischen Eingriffs zu halten; um einen chirurgischen Laserstrahl von Laserimpulsen von einem Laser in dem System auf das Patienteninterface in das Kalibrierungsprobenmaterial zu richten, um Bezugsmarken an ausgewählten dreidimensionalen Bezugsorten zu brennen; um einen optischen Sondenstrahl von einem optischen Kohärenztomographie-(OCT)-Modul in dem System auf das Patienteninterface in das Kalibrierungsprobenmaterial zu rich-

ten, um OCT-Abbildungen der gebrannten Bezugsmarken zu erfassen; und um eine Beziehung zwischen Positionierungskoordinaten des OCT-Moduls und den gebrannten Bezugsmarken zu erstellen. Nach dem Erstellen der Beziehung wird ein Patienteninterface in dem System verwendet, um in ein Zielgewebe einzurasten und es während eines chirurgischen Eingriffs in Position zu halten. Der chirurgische Laserstrahl von Laserimpulsen und der optische Sondenstrahl werden auf das Patienteninterface in das Zielgewebe gerichtet. Der chirurgische Laserstrahl wird gesteuert, um einen chirurgischen Lasereingriff in dem Zielgewebe durchzuführen. Das OCT-Modul wird betrieben, um OCT-Abbildungen innerhalb des Zielgewebes von Licht des optischen Sondenstrahls zu erhalten, das von dem Zielgewebe zurückkehrt, und die Positionsinformationen in den erhaltenen OCT-Abbildungen und die erstellte Beziehung werden beim Fokussieren und Abtasten des chirurgischen Laserstrahls angewandt, um das Fokussieren und Abtasten des chirurgischen Laserstrahls in dem Zielgewebe während eines chirurgischen Eingriffs einzustellen. Obwohl solche Kalibrierungen unmittelbar vor einem chirurgischen Lasereingriff durchgeführt werden können, können sie ebenfalls zu verschiedenen Intervallen vor einem Behandlungsverfahren unter Verwendung von Kalibrierungsbestätigungen durchgeführt werden, die einen Mangel an Derivation oder Veränderung bei der Kalibrierung während solcher Intervalle aufwies.

[0116] Die folgenden Beispiele beschreiben bildgesteuerte chirurgische Lasertechniken und -systeme, die Abbildungen von Nebenprodukten einer laserinduzierten Photodisruption zur Ausrichtung des chirurgischen Laserstrahls verwenden.

[0117] [Fig. 17A](#) und [17B](#) veranschaulichen eine weitere Ausführungsform der vorliegenden Technik, bei der tatsächliche Nebenprodukte der Photodisruption in dem Zielgewebe verwendet werden, um eine weitere Laserplatzierung zu lenken. Ein gepulster Laser **1710**, wie beispielsweise ein Femtosekunden- oder Pikosekundenlaser, wird verwendet, um einen Laserstrahl **1712** mit Laserimpulsen zu erzeugen, um eine Photodisruption in einem Zielgewebe **1001** hervorzurufen. Das Zielgewebe **1001** kann ein Teil eines Körperteils **1700** eines Individuums sein, z. B. ein Teil der Linse eines Auges. Der Laserstrahl **1712** wird von einem Optikmodul für den Laser **1710** auf eine Zielgewebe-Position in dem Zielgewebe **1001** fokussiert und gerichtet, um eine bestimmte chirurgische Wirkung zu erzielen. Die Zielfläche ist optisch an das Laseroptikmodul durch eine Applanationsplatte **1730** gekoppelt, die die Wellenlänge des Lasers sowie Abblendwellenlängen von dem Zielgewebe überträgt. Die Applanationsplatte **1730** kann eine Applanationslinse sein. Ein Abbildungsgerät **1720** wird bereitgestellt, um reflektiertes oder gestreutes Licht oder Schall von dem Zielgewebe **1001** zu sammeln,

um Abbildungen des Zielgewebes **1001** zu erfassen, entweder bevor oder nachdem (oder beides) die Applanationsplatte angewandt wird. Die erfassten Abbildungsdaten werden dann durch das Lasersystem-Steuerungsmodul verarbeitet, um die gewünschte Zielgewebe-Position zu bestimmen. Das Lasersystem-Steuerungsmodul bewegt oder stellt optische oder Laserelemente basierend auf optischen Standardmodellen ein, um sicherzustellen, dass die Mitte des Nebenprodukts **1702** der Photodisruption und die Zielgewebe-Position überlappen. Dies kann ein dynamischer Ausrichtungsprozess sein, bei dem die Abbildungen des Nebenprodukts **1702** der Photodisruption und des Zielgewebes **1001** kontinuierlich während des chirurgischen Prozesses überwacht werden, um sicherzustellen, dass der Laserstrahl bei jeder Zielgewebe-Position richtig positioniert ist.

[0118] Bei einer Ausführungsform kann das Lasersystem in zwei Modi betrieben werden: zuerst in einem diagnostischen Modus, bei dem der Laserstrahl **1712** anfangs unter Verwendung von Ausrichtungs-Laserimpulsen ausgerichtet wird, um ein Nebenprodukt **1702** der Photodisruption zur Ausrichtung zu erzeugen, und dann in einem chirurgischen Modus, bei dem chirurgische Laserimpulse erzeugt werden, um den tatsächlichen chirurgischen Eingriff durchzuführen. Bei beiden Modi werden die Abbildungen des Nebenproduktes **1702** der Disruption und des Zielgewebes **1001** überwacht, um die Strahlausrichtung zu steuern. **Fig. 17A** zeigt den diagnostischen Modus, bei dem die Ausrichtungs-Laserimpulse in dem Laserstrahl **1712** bei einem anderen Energieniveau festgelegt werden können als das Energieniveau der chirurgischen Laserimpulse. Beispielsweise können die Ausrichtungs-Laserimpulse weniger energetisch sein als die chirurgischen Laserimpulse, aber ausreichend, um eine maßgebliche Photodisruption in dem Gewebe hervorzurufen, um das Nebenprodukt **1702** der Photodisruption in dem Abbildungsgerät **1720** zu erfassen. Die Auflösung dieses groben Ziels kann nicht ausreichen, um die gewünschte chirurgische Wirkung bereitzustellen. Basierend auf den erfassten Abbildungen, kann der Laserstrahl **1712** richtig ausgerichtet werden. Nach dieser anfänglichen Ausrichtung kann der Laser **1710** gesteuert werden, um die chirurgischen Laserimpulse bei einem höheren Energieniveau zu erzeugen, um den chirurgischen Eingriff durchzuführen. Da die chirurgischen Laserimpulse ein anderes Energieniveau haben als die Ausrichtungs-Laserimpulse, können die nichtlinearen Wirkungen in dem Gewebematerial bei der Photodisruption dazu (ihnen, dass der Laserstrahl **1712** während des diagnostischen Modus auf eine andere Position als die Strahlposition fokussiert wird. Daher ist die während des diagnostischen Modus erzielte Ausrichtung eine grobe Ausrichtung und eine zusätzliche Ausrichtung kann weiter durchgeführt werden, um jeden chirurgischen Laserimpuls während des chirurgischen Modus exakt

zu positionieren, wenn die chirurgischen Laserimpulse den tatsächlichen chirurgischen Eingriff durchführen. Bezugnehmend auf **Fig. 17A**, erfasst das Abbildungsgerät **1720** die Abbildungen von dem Zielgewebe **1001** während des chirurgischen Modus und das Lasersteuerungsmodul stellt den Laserstrahl **1712** ein, um die Brennpunktposition **1714** des Laserstrahls **1712** auf der gewünschten Zielgewebe-Position in dem Zielgewebe **1001** zu platzieren. Dieser Prozess wird für jede Zielgewebe-Position durchgeführt.

[0119] **Fig. 18** zeigt eine Ausführungsform der Laserausrichtung, bei der der Laserstrahl zuerst ungefähr auf das Zielgewebe zielt und dann die Abbildung des Nebenproduktes der Photodisruption erfasst und verwendet wird, um den Laserstrahl auszurichten. Die Abbildung des Zielgewebes des Körperteils als das Zielgewebe und die Abbildung eines Bezugs auf dem Körperteil werden überwacht, um den gepulsten Laserstrahl auf das Zielgewebe zu richten. Die Abbildungen des Nebenproduktes der Photodisruption und des Zielgewebes werden verwendet, um den gepulsten Laserstrahl einzustellen, sodass der Ort des Nebenproduktes der Photodisruption und das Zielgewebe überlappen.

[0120] **Fig. 19** zeigt eine Ausführungsform des Verfahrens zur Laserausrichtung basierend auf dem Abbilden eines Nebenproduktes der Photodisruption in dem Zielgewebe bei einem chirurgischen Lasereingriff. Bei diesem Verfahren wird ein gepulster Laserstrahl auf einen Zielgewebe-Ort innerhalb des Zielgewebes gerichtet, um eine Abfolge anfänglicher Ausrichtungs-Laserimpulse an den Zielgewebe-Ort abzugeben. Die Abbildungen des Zielgewebe-Ortes und eines durch die anfänglichen Ausrichtungs-Laserimpulse hervorgerufenen Nebenproduktes der Photodisruption werden überwacht, um einen Ort des Nebenproduktes der Photodisruption bezüglich des Zielgewebe-Ortes zu erhalten. Der Ort des Nebenproduktes der Photodisruption, das durch chirurgische Laserimpulse bei einem chirurgischen Impulsenergieniveau, die sich von den anfänglichen Ausrichtungs-Laserimpulsen unterscheiden, hervorgerufen wurde, wird bestimmt, wenn der gepulste Laserstrahl der chirurgischen Laserimpulse auf dem Zielgewebe-Ort platziert wird. Der gepulste Laserstrahl wird gesteuert, um chirurgische Laserimpulse bei dem chirurgischen Impulsenergieniveau zu tragen. Die Position des gepulsten Laserstrahls wird bei dem chirurgischen Impulsenergieniveau eingestellt, um den Ort des Nebenproduktes der Photodisruption an dem bestimmten Ort zu platzieren. Während Abbildungen des Zielgewebes und des Nebenproduktes der Photodisruption überwacht werden, wird die Position des gepulsten Laserstrahls bei dem chirurgischen Impulsenergieniveau eingestellt, um den Ort eines Nebenproduktes der Photodisruption an einem entsprechenden bestimmten Ort zu platzieren, wenn der ge-

pulste Laserstrahl auf einen neuen Zielgewebe-Ort innerhalb des Zielgewebes bewegt wird.

[0121] [Fig. 20](#) zeigt ein beispielhaftes chirurgisches Lasersystem, das auf der Laserausrichtung unter Verwendung der Abbildung des Nebenproduktes der Photodisruption basiert. Ein Optikmodul **2010** wird bereitgestellt, um den Laserstrahl auf das Zielgewebe **1700** zu fokussieren und zu richten. Das Optikmodul **2010** kann eine oder mehr Linsen beinhalten und kann weiter einen oder mehr Reflektoren beinhalten. Ein Steuerungs-Aktuator ist in dem Optikmodul **2010** eingeschlossen, um das Fokussieren und die Strahlrichtung in Antwort auf ein Strahl-Steuerungssignal einzustellen. Ein System-Steuerungsmodul **2020** wird bereitgestellt, um sowohl den gepulsten Laser **1010** über ein Laser-Steuerungssignal als auch das Optikmodul **2010** über das Strahl-Steuerungssignal zu steuern. Das System-Steuerungsmodul **2020** verarbeitet Abbildungsdaten von dem Abbildungsgerät **2030**, die die Positions-Versatzinformationen für das Nebenprodukt **1702** der Photodisruption von der Zielgewebe-Position in dem Zielgewebe **1700** beinhaltet. Basierend auf den von der Abbildung erhaltenen Informationen, wird das Strahl-Steuerungssignal erzeugt, um das Optikmodul **2010** zu steuern, das den Laserstrahl einstellt. Eine digitale Verarbeitungseinheit ist in dem System-Steuerungsmodul **2020** enthalten, um verschiedene Datenverarbeitungen zur Laserausrichtung durchzuführen.

[0122] Das Abbildungsgerät **2030** kann in verschiedenen Formen ausgeführt sein, einschließlich einem optischen Kohärenztomographie-(OCT)-Gerät. Zusätzlich kann ebenfalls ein Ultraschall-Abbildungsgerät verwendet werden. Die Position des Laserbrennpunktes wird derart bewegt, dass er grob an dem Ziel bei der Auflösung des Abbildungsgerätes angeordnet ist. Der Fehler bei der Referenzierung des Laserbrennpunktes auf das Ziel und mögliche nichtlineare optische Wirkungen, wie beispielsweise Selbstfokussierung, die es schwer machen, den Ort des Laserbrennpunktes und anschließende Photodisruptions-Ereignisse genau vorherzusagen. Verschiedene Kalibrierungsverfahren, einschließlich der Verwendung eines Modellsystems oder -softwareprogramms, um ein Fokussieren des Lasers innerhalb eines Materials vorherzusagen, können verwendet werden, um ein grobes Zielen des Lasers innerhalb des abgebildeten Gewebes zu erhalten. Das Abbilden des Ziels kann sowohl vor als auch nach der Photodisruption durchgeführt werden. Die Position der Nebenprodukte der Photodisruption bezüglich des Ziels wird verwendet, um den Brennpunkt des Lasers zu verlagern, um den Laserbrennpunkt und den Photodisruptionsprozess an dem oder bezüglich des Ziels besser anzuordnen. Somit wird das tatsächliche Photodisruptions-Ereignis verwendet, um ein exaktes Zielen zur Platzierung nachfolgender chirurgischer Impulse bereitzustellen.

[0123] Eine Photodisruption zum Zielen während des diagnostischen Modus kann bei einem Energieniveau durchgeführt werden, das geringer, höher oder genauso wie dasjenige ist, das für das spätere chirurgische Verfahren im chirurgischen Modus des Systems erforderlich ist. Eine Kalibrierung kann verwendet werden, um die Lokalisierung des photodisruptiven Ereignisses, das im diagnostischen Modus bei einer anderen Energie durchgeführt wird, mit der vorhergesagten Lokalisierung bei der chirurgischen Energie in Beziehung zu setzen, da das optische Impulsenergieniveau den genauen Ort des photodisruptiven Ereignisses beeinflussen kann. Sobald diese anfängliche Lokalisierung und Ausrichtung durchgeführt ist, kann ein Volumen oder Muster von Laserimpulsen (oder ein einzelner Impuls) bezüglich dieser Positionierung abgegeben werden. Zusätzliche Probe-Abbildungen können im Verlauf des Abgebens der zusätzlichen Laserimpulse gemacht werden, um eine richtige Lokalisierung des Lasers sicherzustellen (die Probe-Abbildungen können mit Verwendung von Impulsen geringerer, höherer oder der gleichen Energie erhalten werden). Bei einer Ausführungsform wird ein Ultraschallgerät verwendet, um die Kavitationsblase oder Schockwelle oder ein anderes Nebenprodukt der Photodisruption nachzuweisen. Die Lokalisierung davon kann dann mit einem Abbilden des Ziels, das über Ultraschall oder auf eine andere Art und Weise erhalten wurde, in Beziehung gesetzt werden. Bei einer weiteren Ausführungsform ist das Abbildungsgerät einfach ein Biomikroskop oder eine andere optische Sichtbarmachung des Photodisruptions-Ereignisses durch den Bediener, wie beispielsweise optische Kohärenztomographie. Mit der anfänglichen Beobachtung wird der Laserbrennpunkt zu der gewünschten Zielposition bewegt und danach wird ein Muster oder Volumen von Impulsen bezüglich dieser anfänglichen Position abgegeben.

[0124] Als spezielles Beispiel kann ein Lasersystem zur exakten Tiefen-Photodisruption Mittel beinhalten, um Laserimpulse zu erzeugen, die in der Lage sind, eine Photodisruption bei Frequenzen von 100–1000 Millionen Impulsen pro Sekunde zu erzeugen, Mittel, um Laserimpulse unter Verwendung einer Abbildung des Ziels und einer Kalibrierung des Laserbrennpunktes auf diese Abbildung ohne eine chirurgische Wirkung zu erzeugen, grob auf ein Ziel unterhalb einer Oberfläche zu fokussieren, Mittel, um unterhalb einer Oberfläche nachzuweisen oder sichtbar zu machen, um eine Abbildung oder Sichtbarmachung eines Ziels bereitzustellen, wobei der benachbarte Platz oder das Material um das Ziel und die Nebenprodukte von zumindest einem photodisruptiven Ereignis grob in der Nähe des Ziels angeordnet sind, Mittel, um die Position der Nebenprodukte einer Photodisruption zumindest einmal mit denjenigen des Ziels unter der Oberfläche in Beziehung zu setzen und den Brennpunkt des Laserimpulses zu bewegen, um die Nebenprodukte einer Photodisruption an dem

Ziel unter der Oberfläche oder an einer entsprechenden Position bezüglich des Ziels zu positionieren, Mittel, um einen anschließenden Zug von zumindest einem zusätzlichen Laserimpuls in Muster bezüglich der Position abzugeben, die durch die vorstehende genaue Zuordnung der Nebenprodukte einer Photodisruption mit denjenigen des Ziels unter der Oberfläche angegeben ist, und Mittel, um die photodisruptiven Ereignisse während der Platzierung des anschließenden Zuges von Impulsen weiter zu überwachen, um die Position der anschließenden Laserimpulse bezüglich des gleichen oder verbesserten abzubildenden Ziels feineinzustellen.

Zusammenfassung

[0129] Vorrichtungen, Techniken und Systeme zur Kopplung mit einem Auge in der Laserchirurgie werden bereitgestellt.

[0125] Die vorstehenden Techniken und Systeme können verwendet werden, um Laserimpulse hoher Frequenz auf Ziele unter der Oberfläche mit einer Genauigkeit abzugeben, die für eine durchgängige Impulsplatzierung erforderlich sind, wie bei Schnitt- oder Volumendisruptions-Anwendungen notwendig. Dies kann mit oder ohne die Verwendung einer Bezugsquelle auf der Oberfläche des Ziels erreicht werden und kann eine Bewegung des Ziels im Anschluss an eine Applanation oder während einer Platzierung von Laserimpulsen berücksichtigen.

[0126] Obwohl dieses Dokument viele Details beinhaltet, sollten diese nicht als Einschränkungen des Umfangs einer Erfindung oder dessen, was beansprucht wird, sondern eher als Beschreibungen von Merkmalen, die den bestimmten erfindungsgemäßen Ausführungsformen spezifisch sind, gedeutet werden. Bestimmte Merkmale, die in diesem Dokument im Zusammenhang mit getrennten Ausführungsformen beschrieben sind, können ebenfalls in Kombination mit einer einzelnen Ausführungsform ausgeführt sein. Umgekehrt können verschiedene Merkmale, die im Zusammenhang mit einer einzelnen Ausführungsform beschrieben sind, ebenfalls bei mehreren Ausführungsformen getrennt oder in jeder geeigneten Unterkombination ausgeführt sein. Außerdem können, obwohl Merkmale vorstehend als in bestimmten Kombinationen wirkend beschrieben und sogar zunächst als solche beansprucht sein können, ein oder mehr Merkmale von einer beanspruchten Kombination in einigen Fällen von der Kombination entnommen werden und die beanspruchte Kombination kann auf eine Unterkombination oder eine Variation einer Unterkombination ausgerichtet werden.

[0127] Eine Anzahl von Ausführungsformen von bildgebungsgeführten chirurgischen Lasertechniken, -gerät und -systemen wird offenbart. Es können jedoch Variationen und Verbesserungen der beschriebenen Ausführungsformen und weitere Ausführungsformen basierend auf dem, was beschrieben ist, gemacht werden.

[0128] Es wird beansprucht, was beschrieben und dargestellt ist, einschließlich:

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

- US 5549632 [0026]
- US 6254595 B1 [0028]
- US 6254595 B2 [0028]
- US 6344040 B [0028]
- US 6676653 B2 [0028]
- US 6863667 B2 [0030]
- US 6899707 B2 [0030]
- US 7018376 B2 [0030]
- US 2006/0195078 A1 [0030]
- US 6143010 [0031]

Zitierte Nicht-Patentliteratur

- S. R. Chinn et. al., Opt. Lett. 22, 1997 [0083]
- R. Huber et. al., Opt. Express, 13, 2005 [0083]
- S. H. Yun, IEEE J. of Sel. Q. El. 3(4) S. 1087–1096, 1997 [0083]

Patentansprüche

1. Gerät zur Applanation eines Auges für Laserchirurgie, umfassend:
 einen Rahmen, der ein Fixierungsende und ein Befestigungsende aufweist,
 wobei das Befestigungsende konfiguriert ist, um in ein Optikmodul einzugreifen, das Licht zuführt;
 einen Fixierungsring, befestigt an das Fixierungsende des Rahmens, um ein Auge zu halten, wobei der Fixierungsring einen Ringrahmen aufweist, der eine Ringöffnung hat, um Übertragung von Licht, zugeführt von dem Optikmodul, zu erlauben;
 eine Mehrzahl von Führungen, die das Fixierungsende von dem Rahmen an das Befestigungsende verbinden und strukturiert sind, um eine Applanationslinse zu empfangen, und um die Applanationslinse zu der Öffnung des Fixierungsrings zu führen; und
 einen Arretierungsmechanismus, um die Applanationslinse an den Fixierungsring zu arretieren.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei der Fixierungsring einen Saugmechanismus umfasst, der das Auge durch eine Saugaktivität hält.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei der Fixierungsring Fixierungszähne umfasst, um das Auge zu halten.

4. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei mindestens ein Teil des Rahmens, des Fixierungsrings und der Führungen Wegwerfartikel sind.

5. Laserchirurgiesystem, umfassend:
 einen chirurgischen Laser, der einen chirurgischen Laserstrahl von chirurgischen Laserimpulsen erzeugt, die chirurgische Änderungen in einem in Operation befindlichen Zielgewebe bewirken;
 eine Patientenschnittstellenhalterung, die eine Patientenschnittstelle in Kontakt mit dem Zielgewebe einrastet, um das Zielgewebe in Position zu halten;
 ein Optikmodul, das sich zwischen dem chirurgischen Laser und der Patientenschnittstelle befindet und konfiguriert ist, um den chirurgischen Laserstrahl auf das Zielgewebe durch die Patientenschnittstelle zu lenken, wobei das Laserstrahlzuführungsmodul funktionsfähig ist, um den chirurgischen Laserstrahl in dem Zielgewebe entlang eines vorbestimmten chirurgischen Musters zu scannen,
 wobei die Patientenschnittstellenhalterung umfasst:
 ein Befestigungsende, um in ein Optikmodul, das Licht zuführt, einzugreifen,
 ein Fixierungsende, umfassend einen Fixierungsring, der das Zielgewebe hält und eine Ringöffnung umfasst, um Übertragung von Licht, zugeführt von dem Optikmodul, zu erlauben;
 eine oder mehrere Führungen, die das Fixierungsende an das Befestigungsende verbinden und strukturiert sind, um eine Applanationslinse zu empfangen und die Applanationslinse zu der Öffnung des Fixie-

rungsrings zu führen; und
 einen Arretierungsmechanismus, um die Applanationslinse an den Fixierungsring zu arretieren, um in direktem Kontakt mit dem Zielgewebe zu sein, um eine Schnittstelle für Laserchirurgie zu schaffen.

6. Vorrichtung nach Anspruch 5, umfassend:
 eine Steuerungseinheit, die den chirurgischen Laser und das Optikmodul steuert, um die chirurgischen Laserimpulse auf eine Stelle in dem Zielgewebe zu fokussieren, auf die abgezielt wird.

7. Vorrichtung nach Anspruch 6, wobei die Steuerung den chirurgischen Laser und das Optikmodul steuert, um die chirurgischen Laserimpulse auf die Hornhaut des Auges zu lenken.

8. Vorrichtung nach Anspruch 6, wobei die Steuerung den chirurgischen Laser und das Optikmodul steuert, um die chirurgischen Laserimpulse auf das kristalline Linsengewebe oder Linsenkapselgewebe des Auges zu lenken.

9. Vorrichtung nach Anspruch 6, wobei die Steuerung den chirurgischen Laser und das Optikmodul steuert, um die chirurgischen Laserimpulse auf die Hornhaut und das kristalline Linsengewebe oder Linsenkapselgewebe des Auges zu lenken, um Referenzmarkierungen für nachfolgende chirurgische Manipulationen bereitzustellen.

10. Verfahren zur Durchführung von Laserchirurgie an einem Auge, umfassend:
 Zentrieren eines Fixierungsrings auf einer Zielfläche eines Auges für Chirurgie, um eine Öffnung in dem Fixierungsring mit der Zielfläche auszurichten;
 Befestigen des Fixierungsrings an der Zielfläche von dem Auge, um die Zielfläche zu applanieren;
 Einsetzen einer Applanationslinse in starre Führungen, verbunden mit dem Fixierungsring, um die Applanationslinse innerhalb der Öffnung des Fixierungsrings zu platzieren;
 Arretieren der Applanationslinse an dem Fixierungsring; und
 Steuern eines gepulsten Lasers, um chirurgische Laserimpulse durch die Applanationslinse auf eine Zielfläche zuzuführen.

11. Verfahren nach Anspruch 10, umfassend:
 Lenken der Laserimpulse durch die Applanationslinse auf die Hornhaut des Auges.

12. Verfahren nach Anspruch 10, umfassend:
 Lenken der Laserimpulse durch die Applanationslinse auf kristallines Linsengewebe oder Linsenkapselgewebe des Auges.

13. Verfahren nach Anspruch 10, umfassend:
 Lenken der Laserimpulse durch die Applanationslinse auf die Hornhaut und das kristalline Linsengewebe

oder Linsenkapselfgewebe des Auges, um Referenzmarkierungen für nachfolgende chirurgische Manipulationen bereitzustellen.

14. Verfahren nach Anspruch 10, umfassend:
nach der Vollendung einer Operation, Ersetzen des Fixierungsrings und der Applanationslinse mit einem neuen Fixierungsring und einer neuen Applanationslinse, um die nächste Operation durchzuführen.

Es folgen 26 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

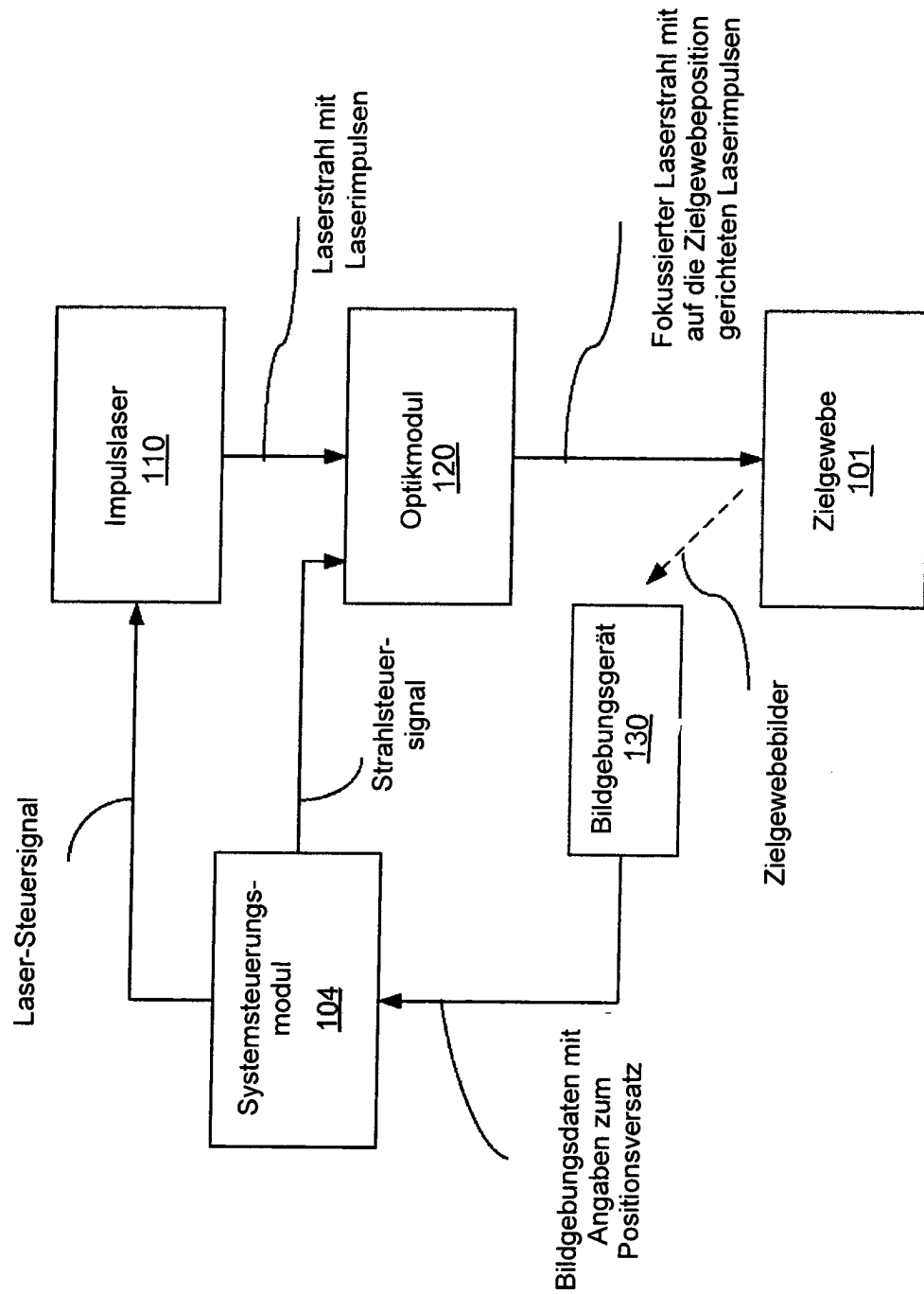
FIG. 1

FIG. 2

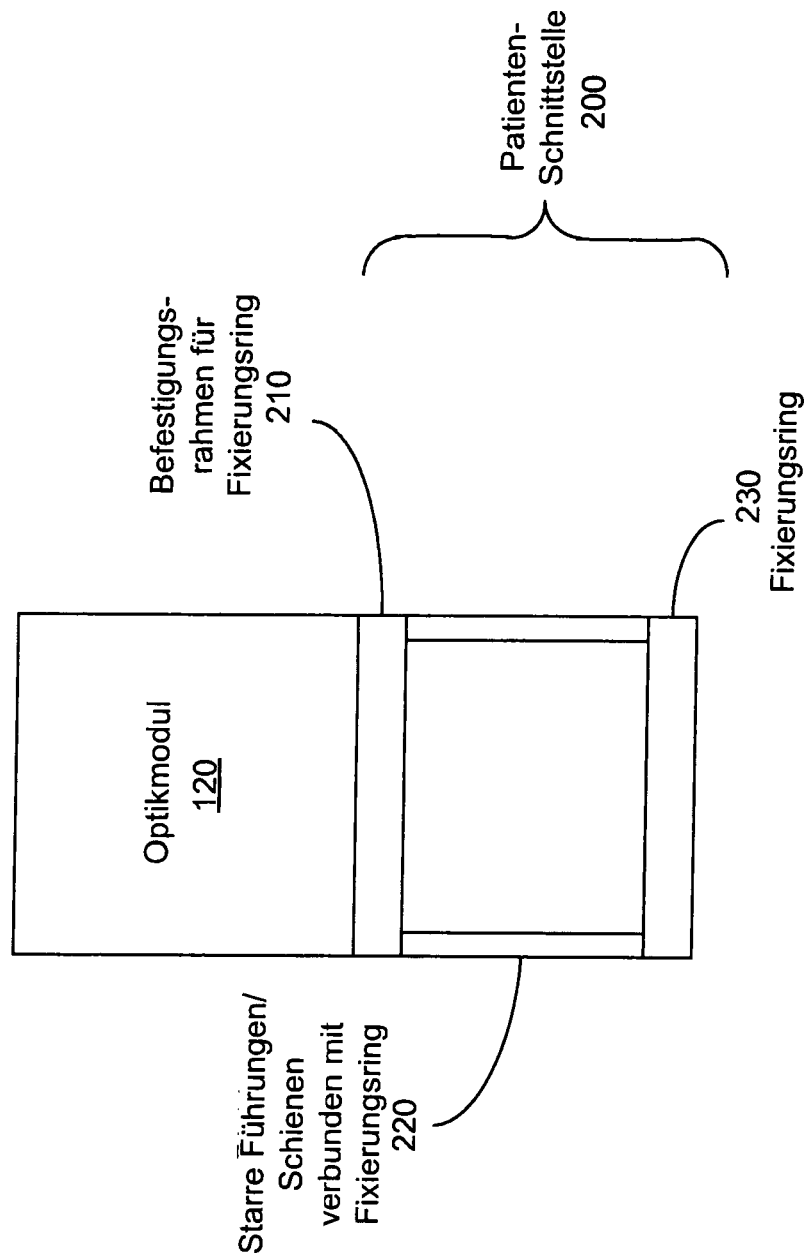
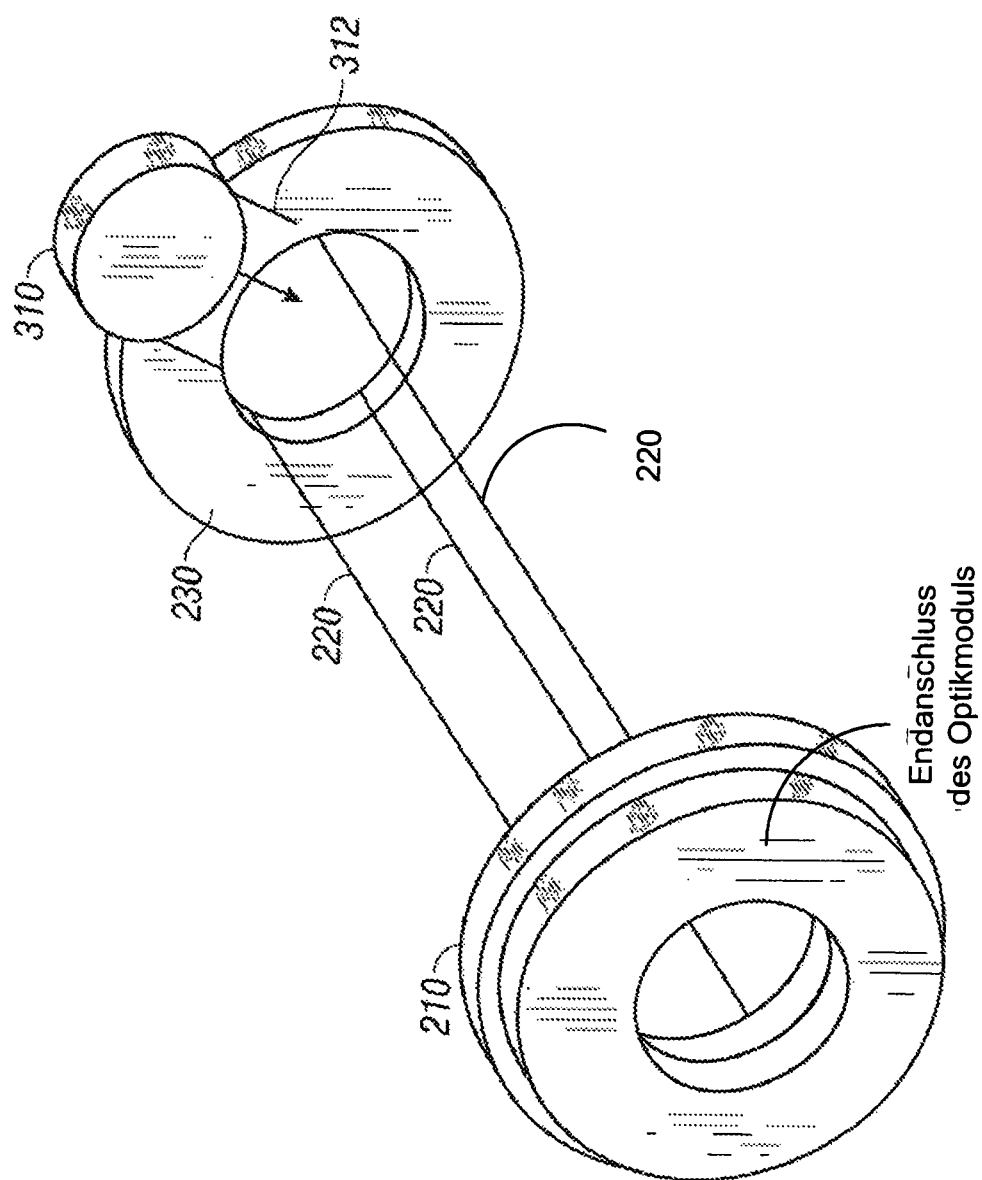


FIG. 3



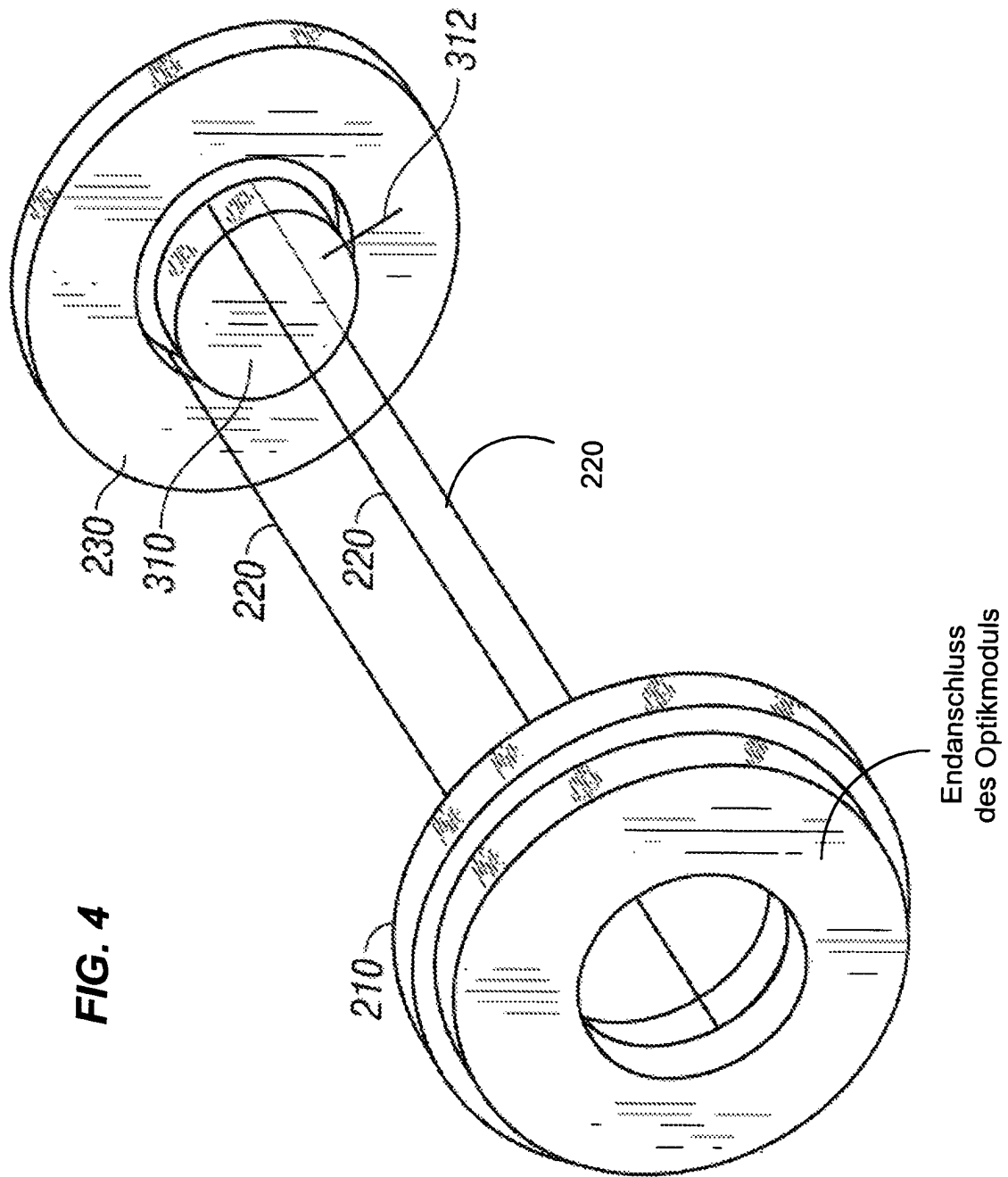


FIG. 5

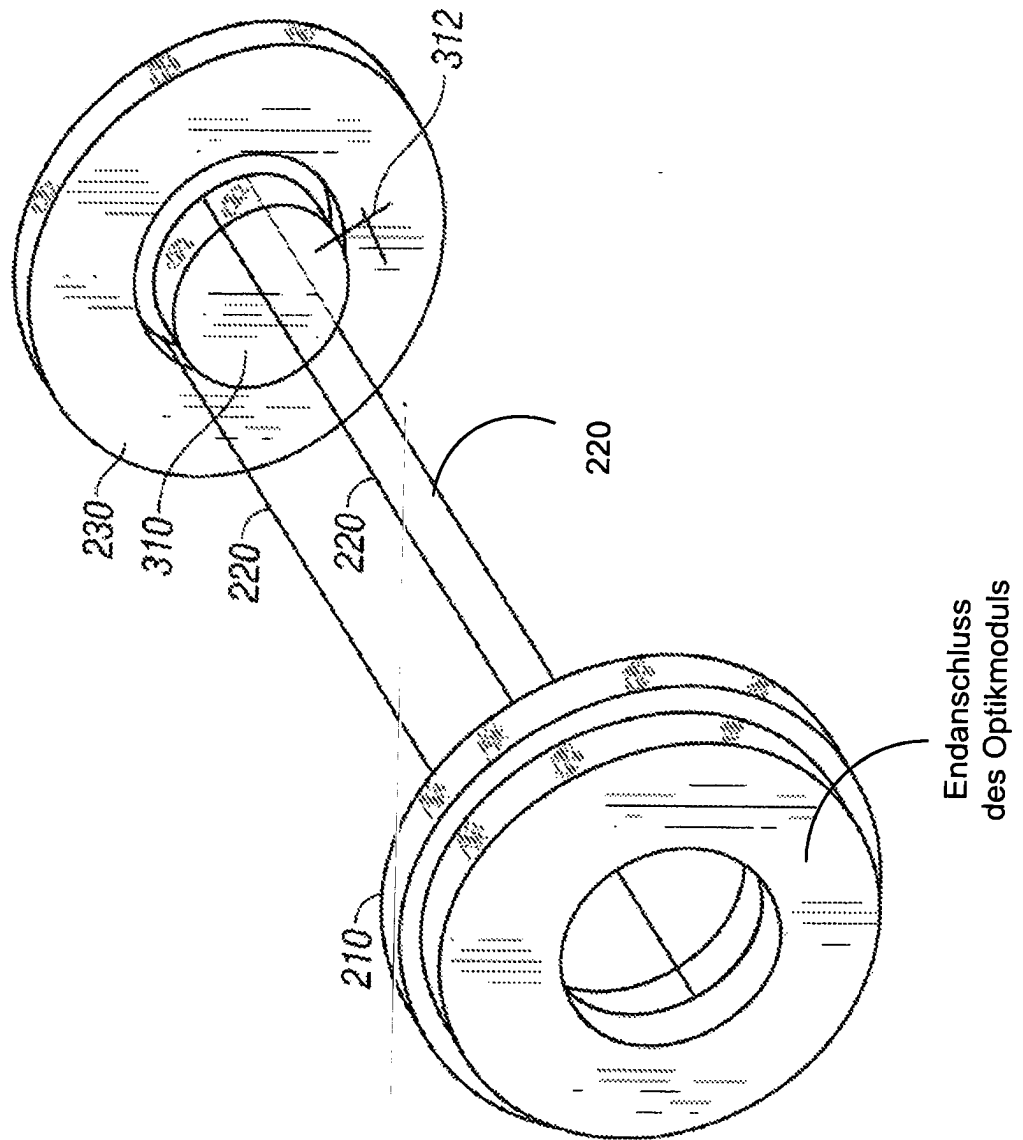


FIG. 6

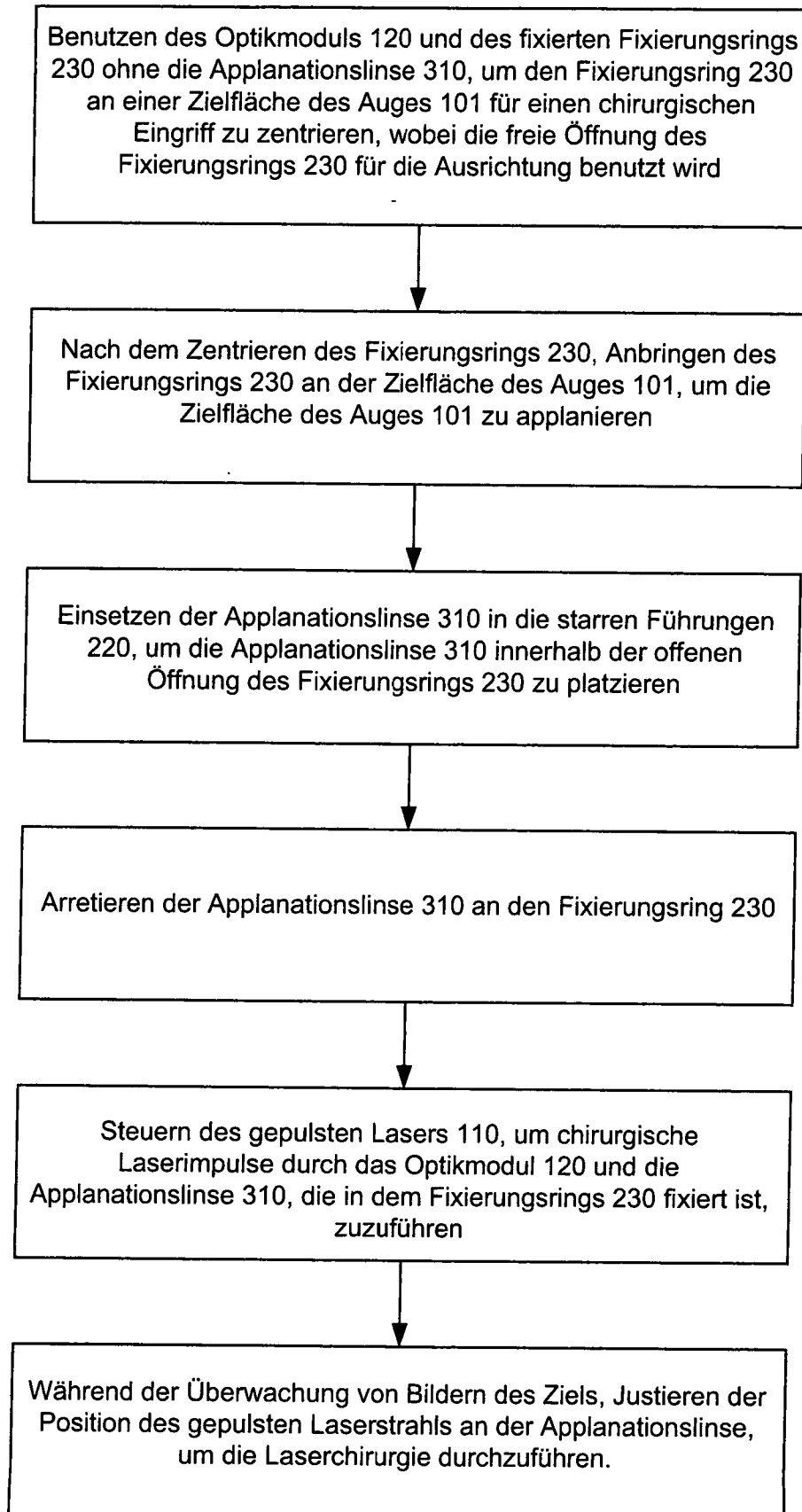


FIG. 7

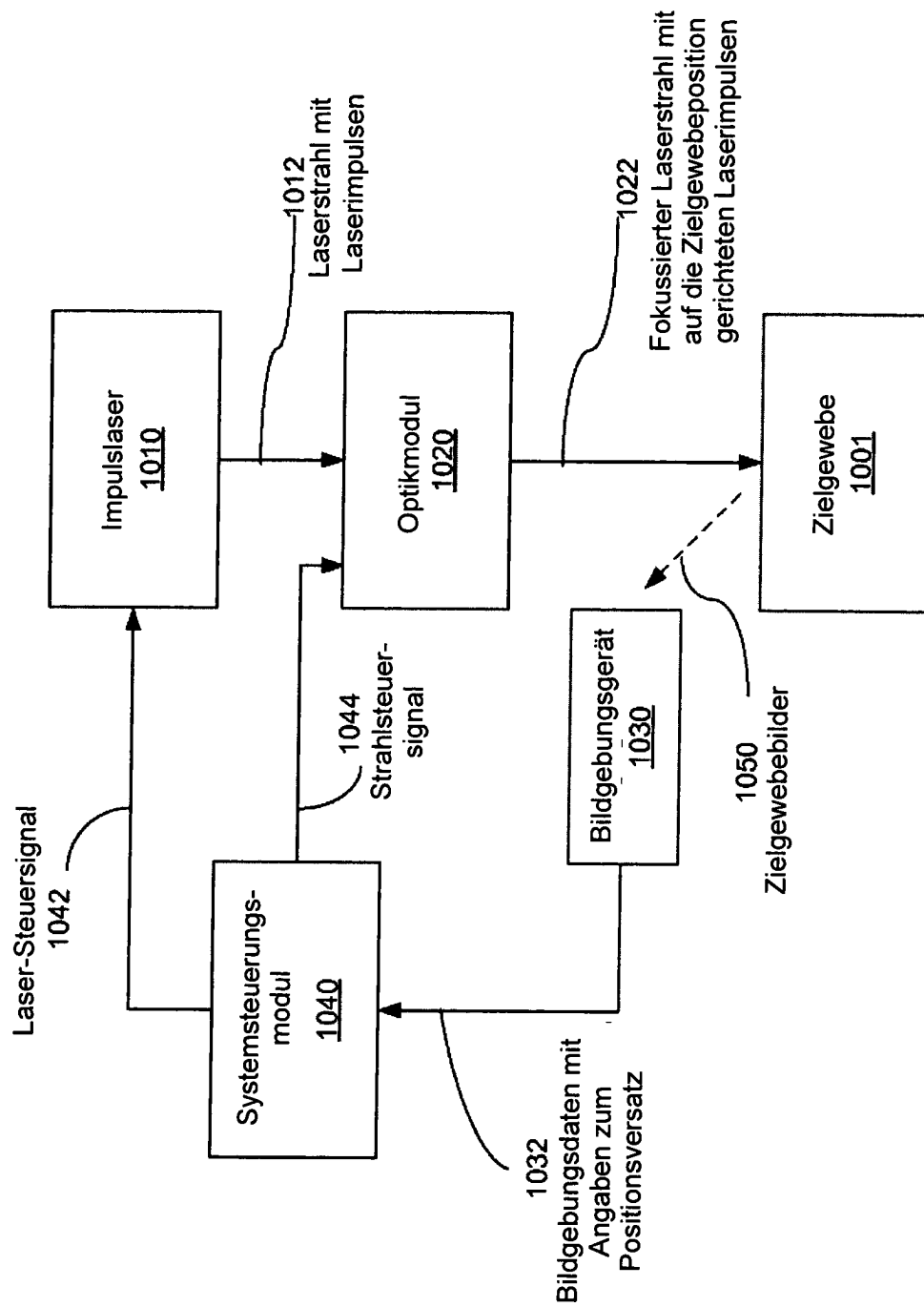


FIG. 8

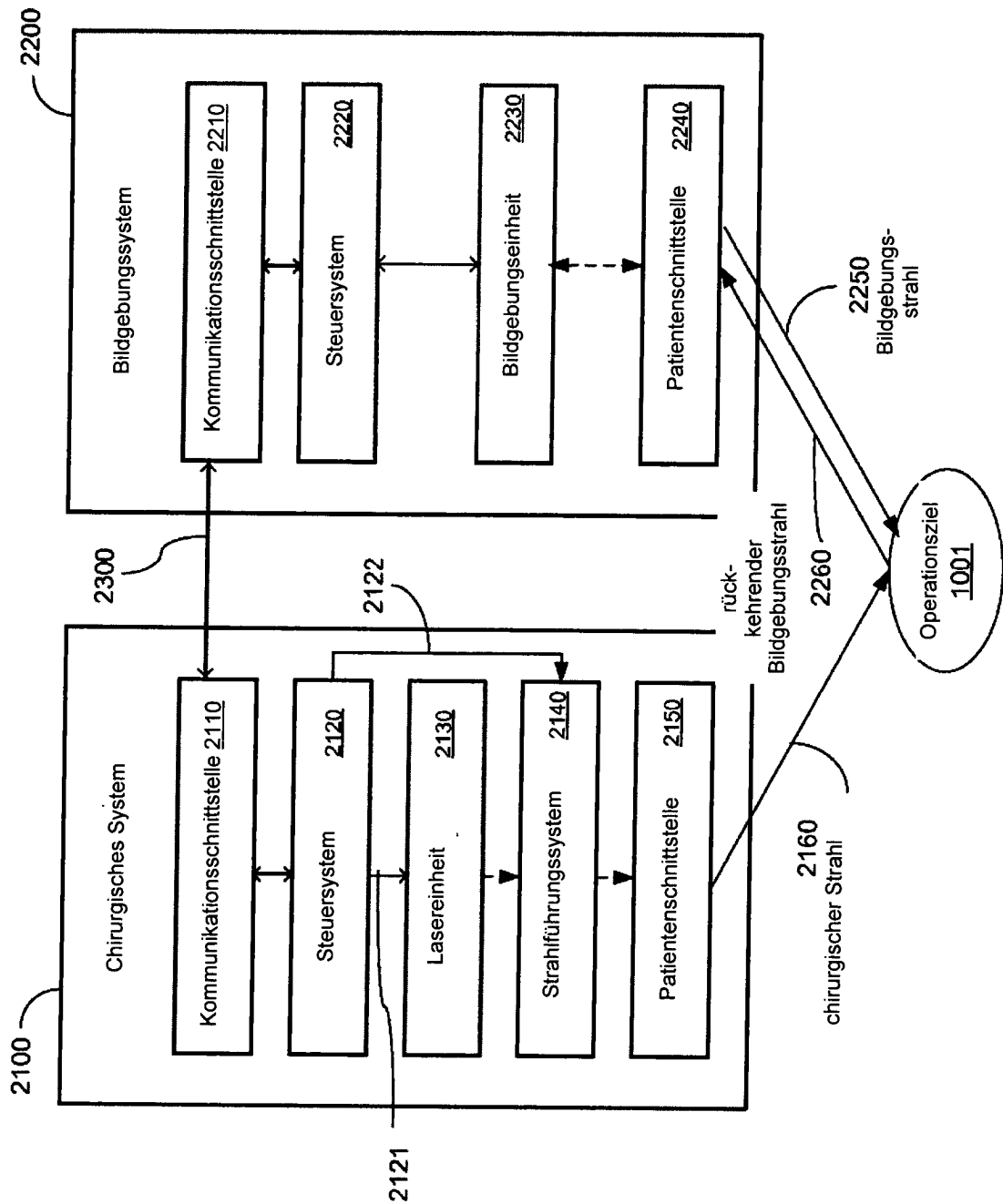


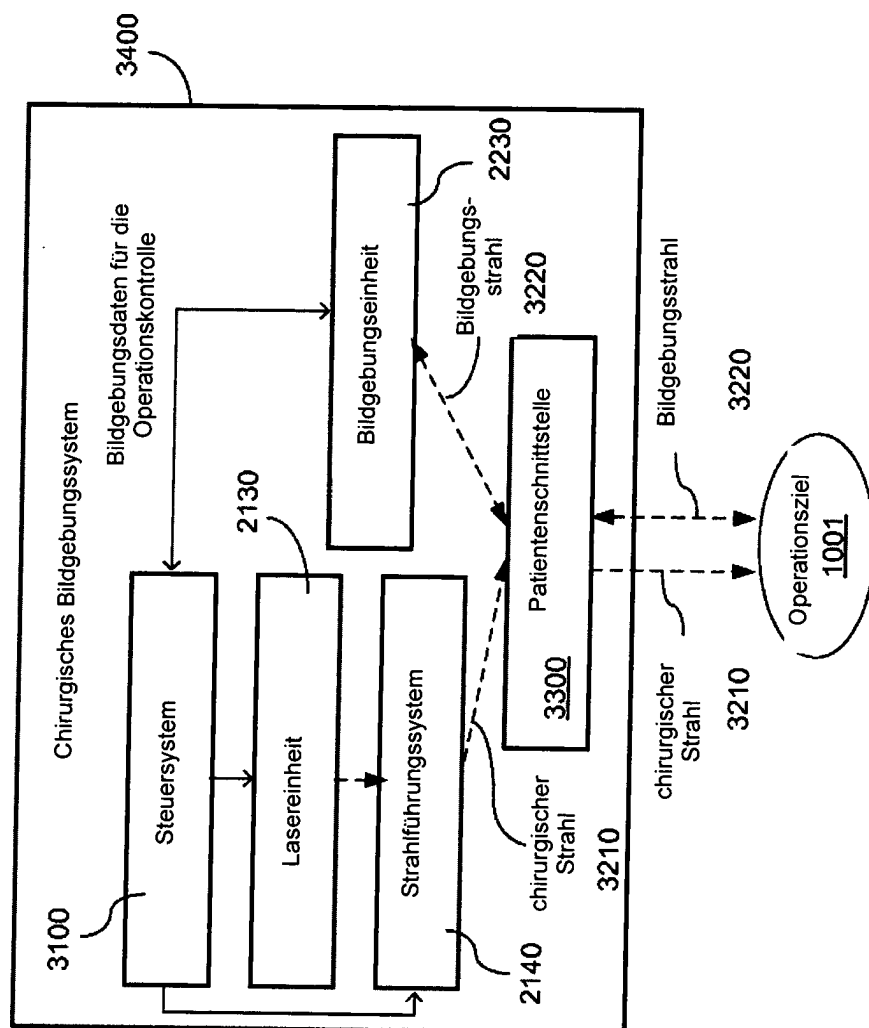
FIG. 9

FIG. 10

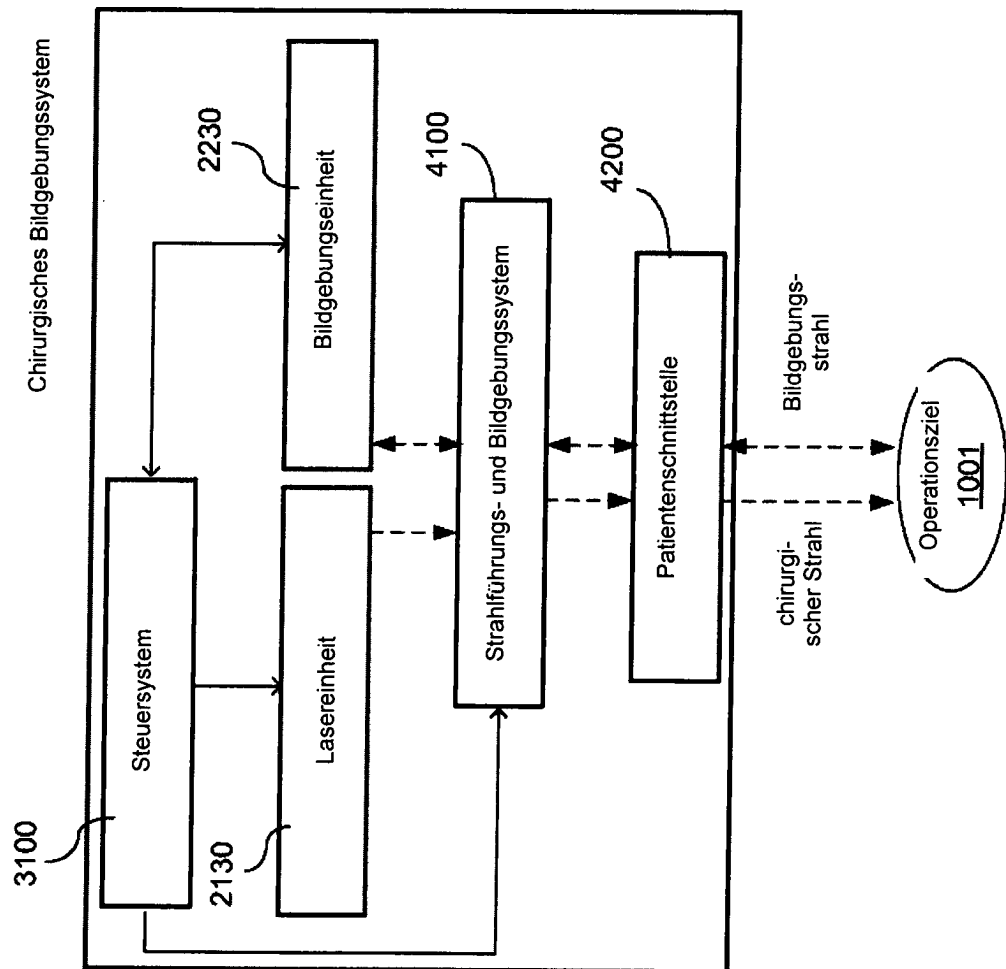


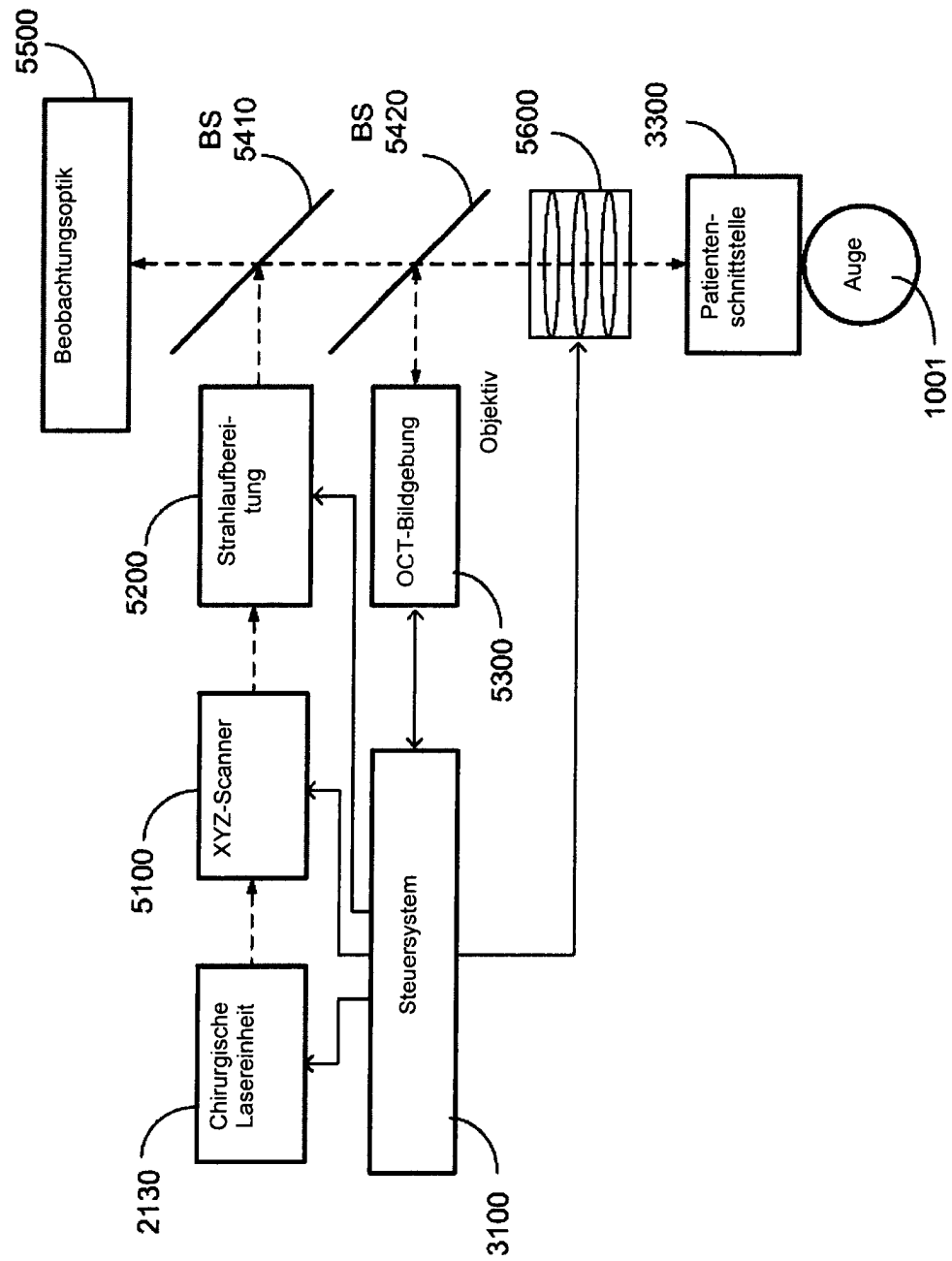
FIG. 11

FIG. 12

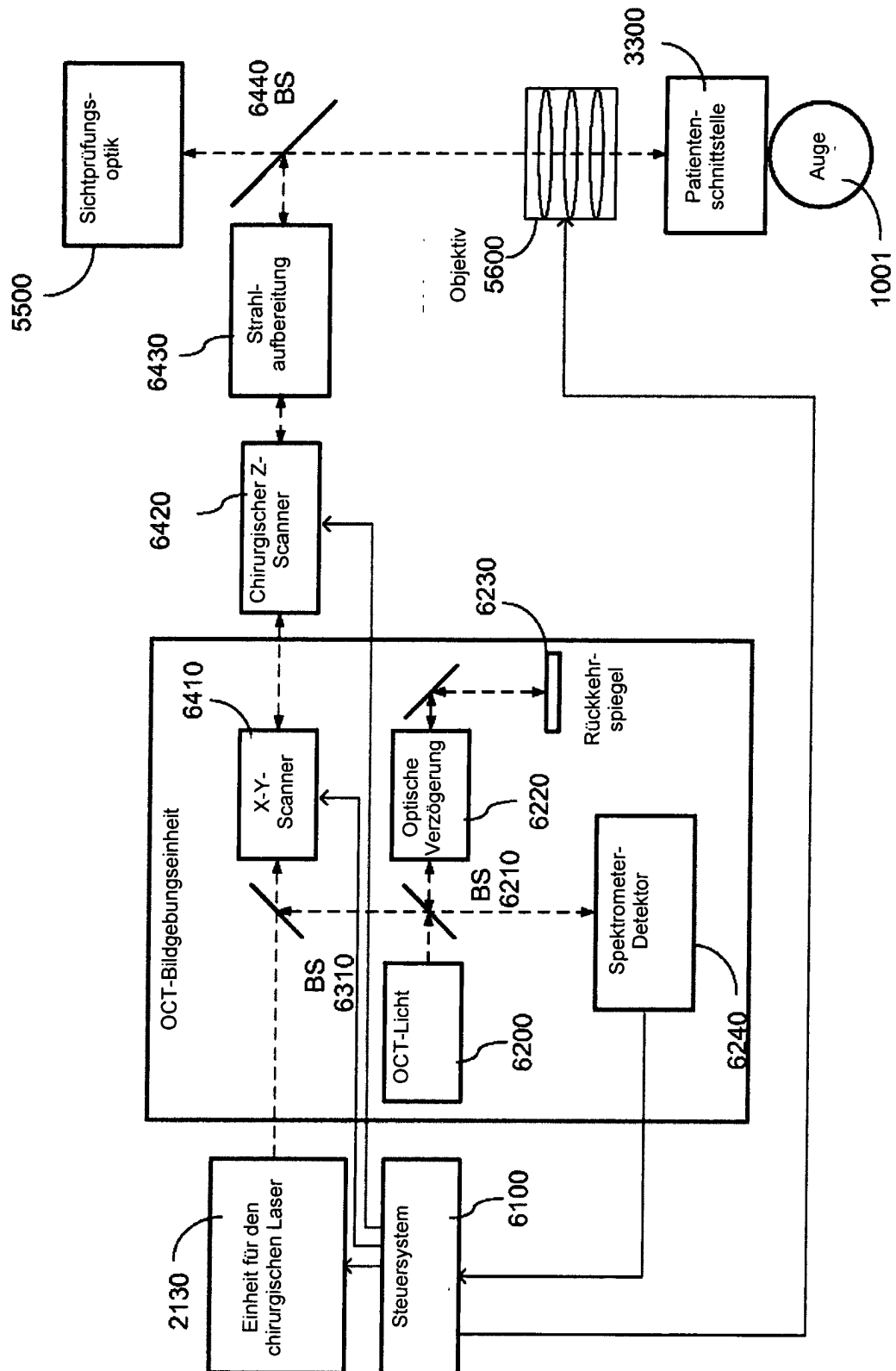


FIG. 13

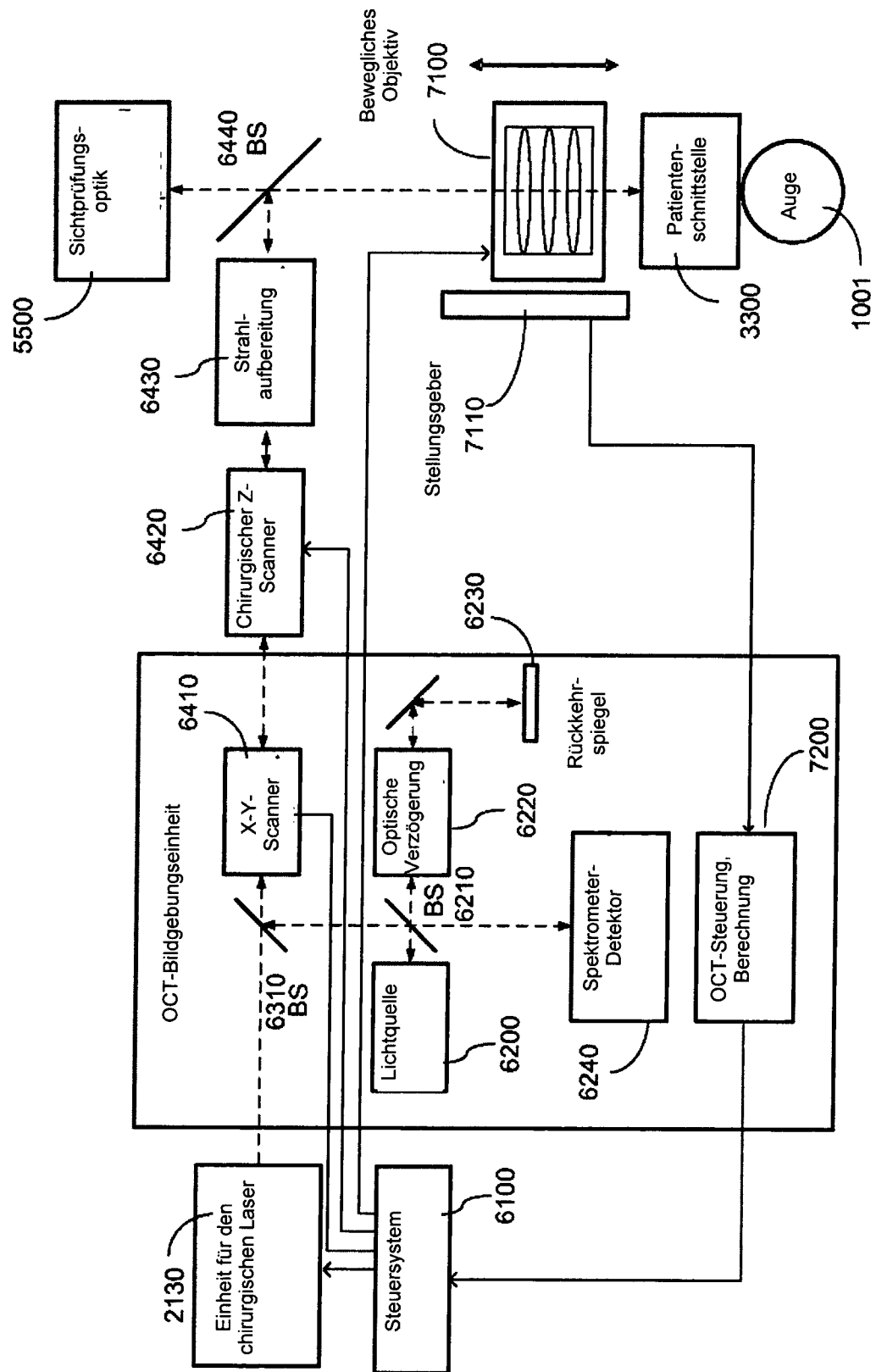


FIG. 14

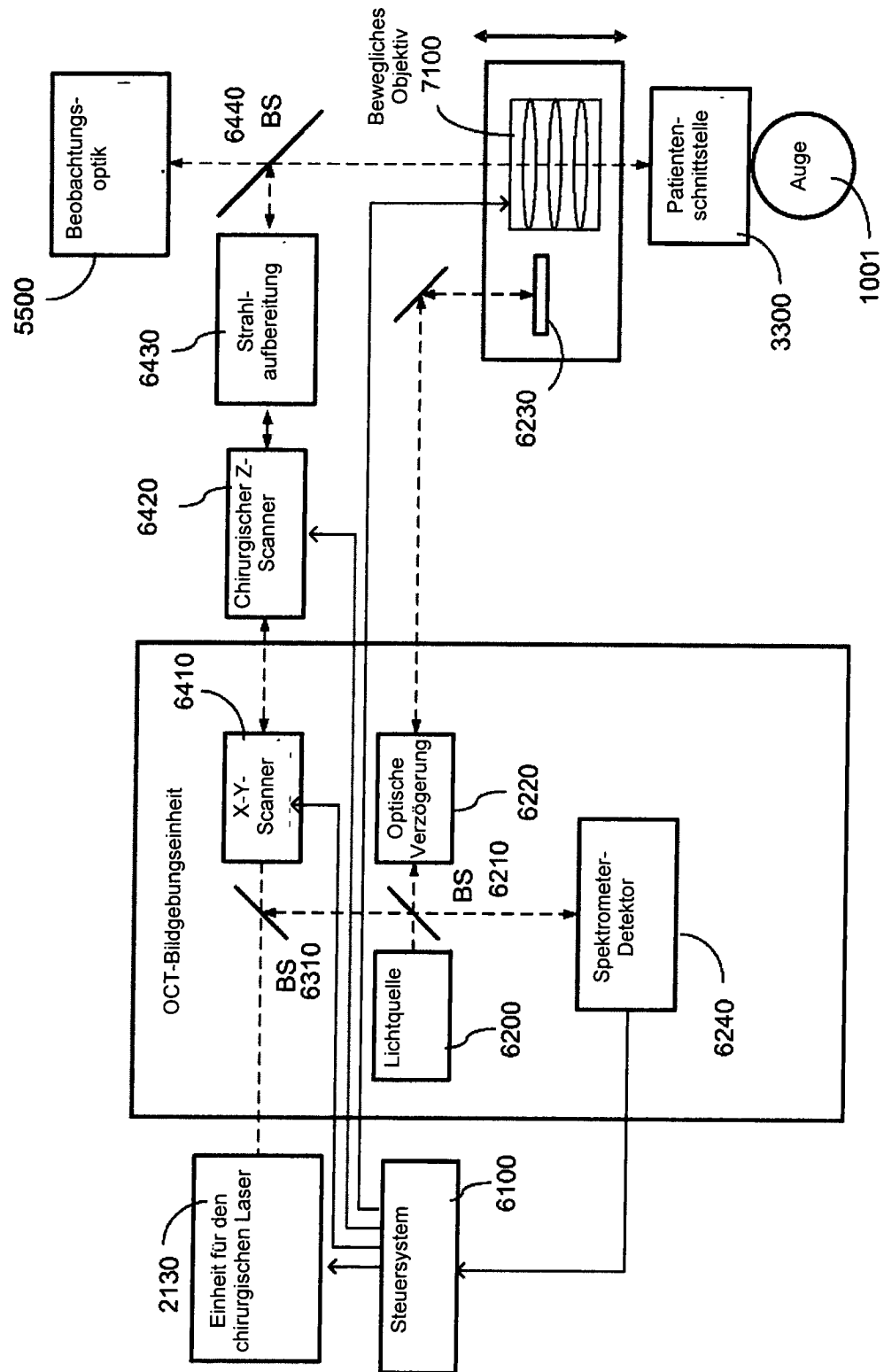


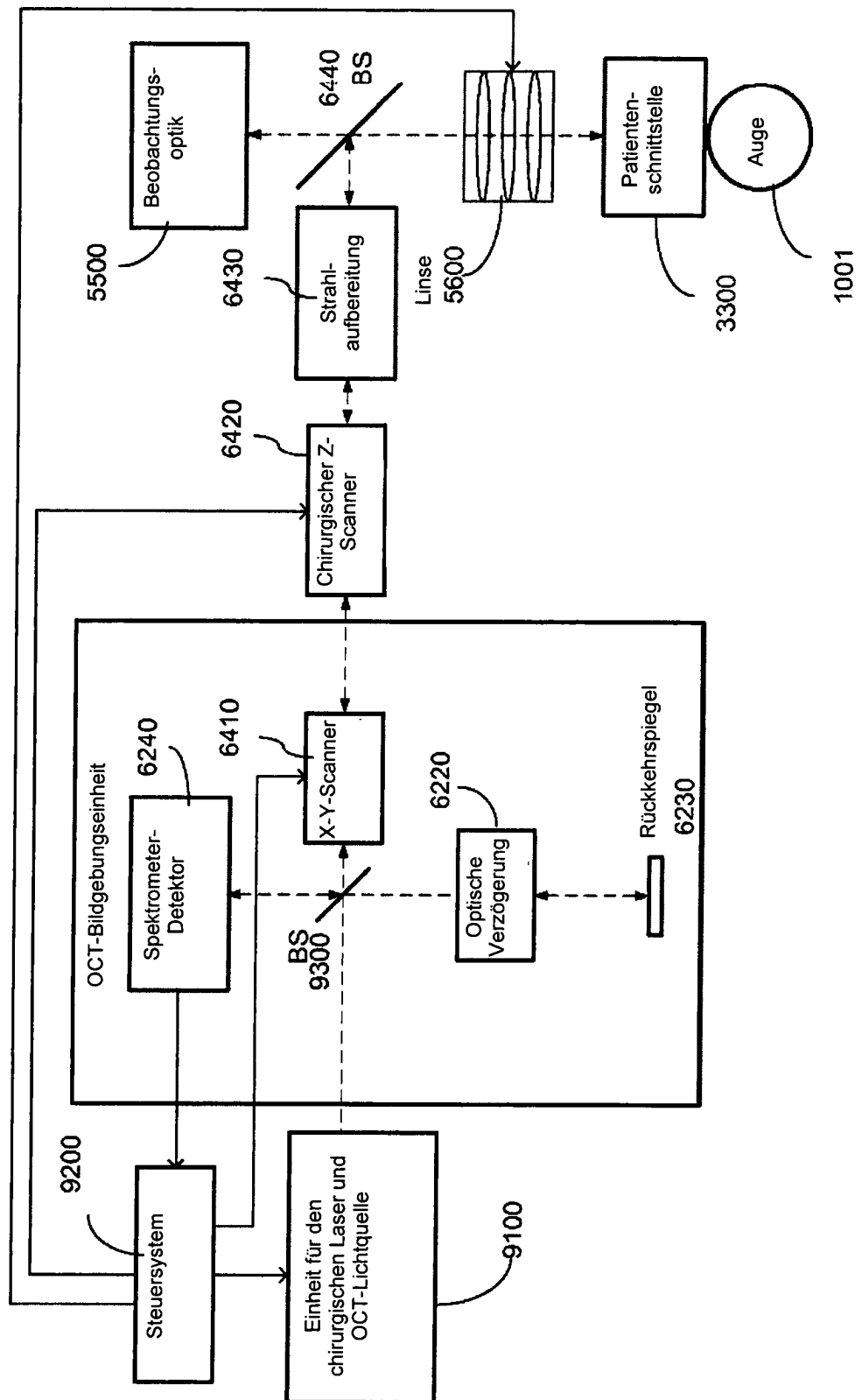
FIG. 15

FIG. 16

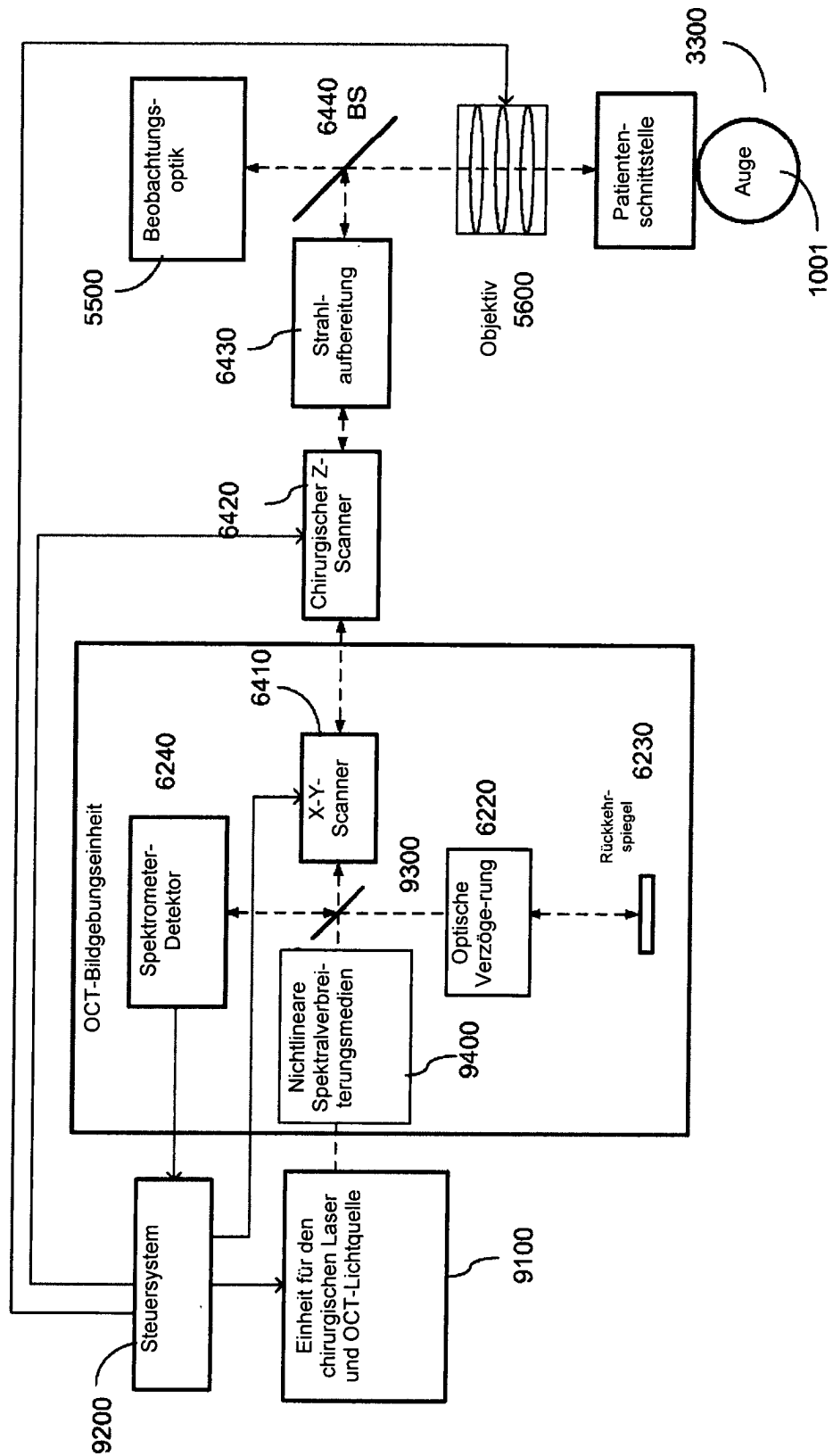


FIG. 17

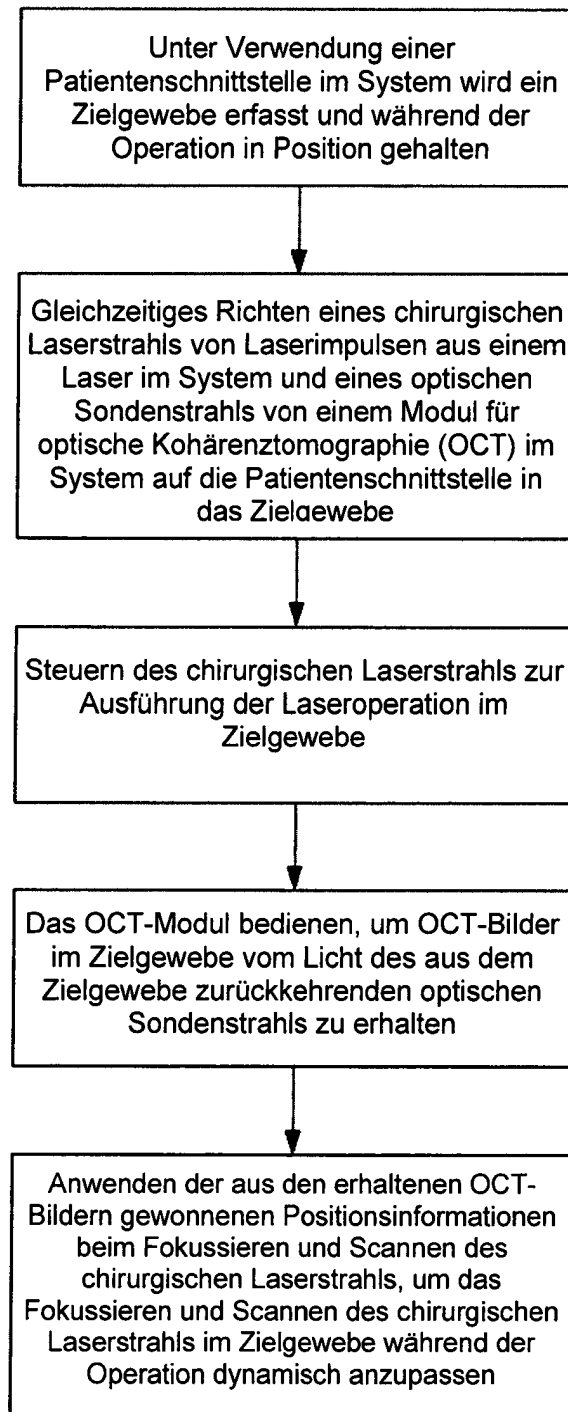


FIG. 18

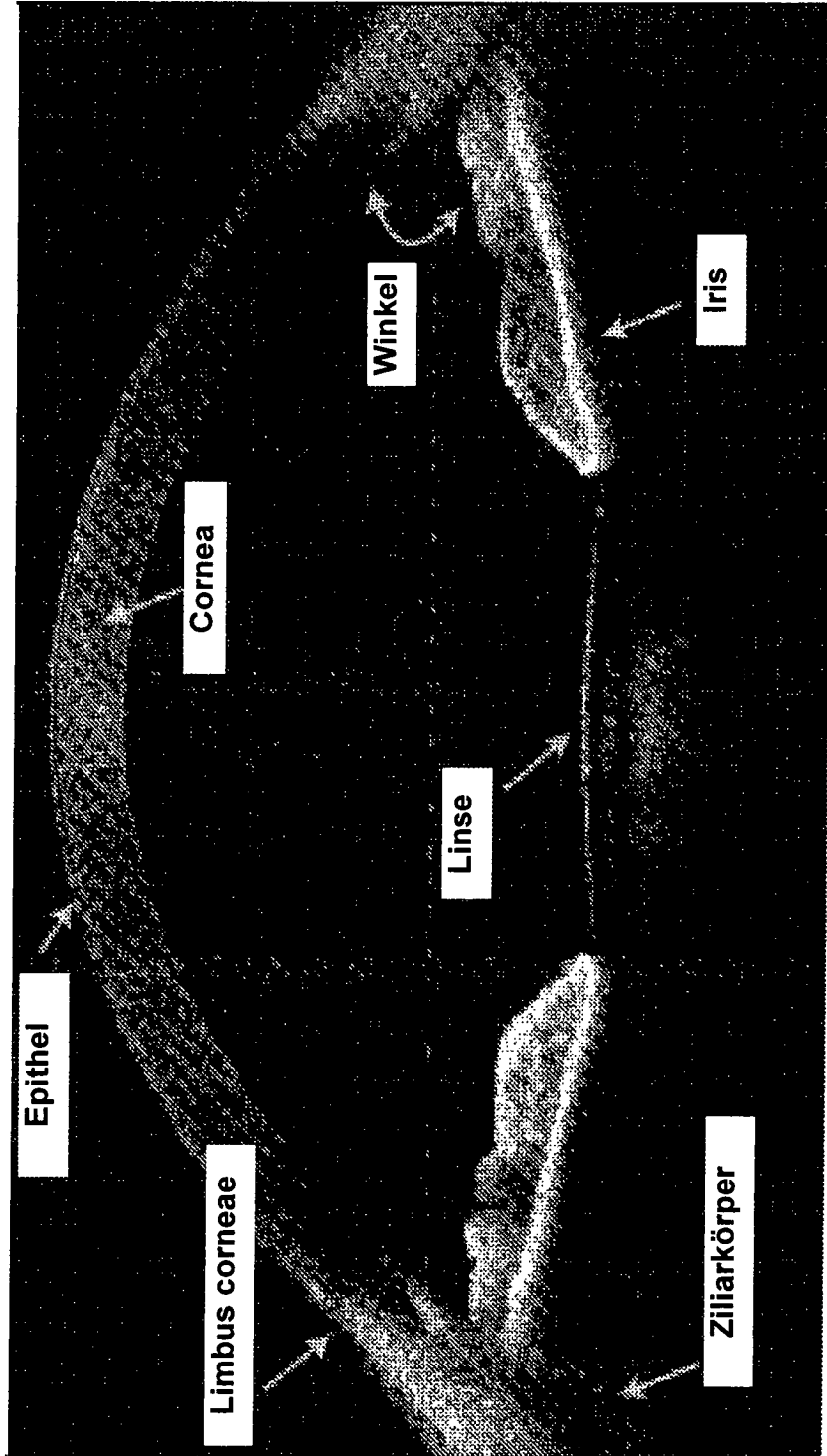


FIG. 19

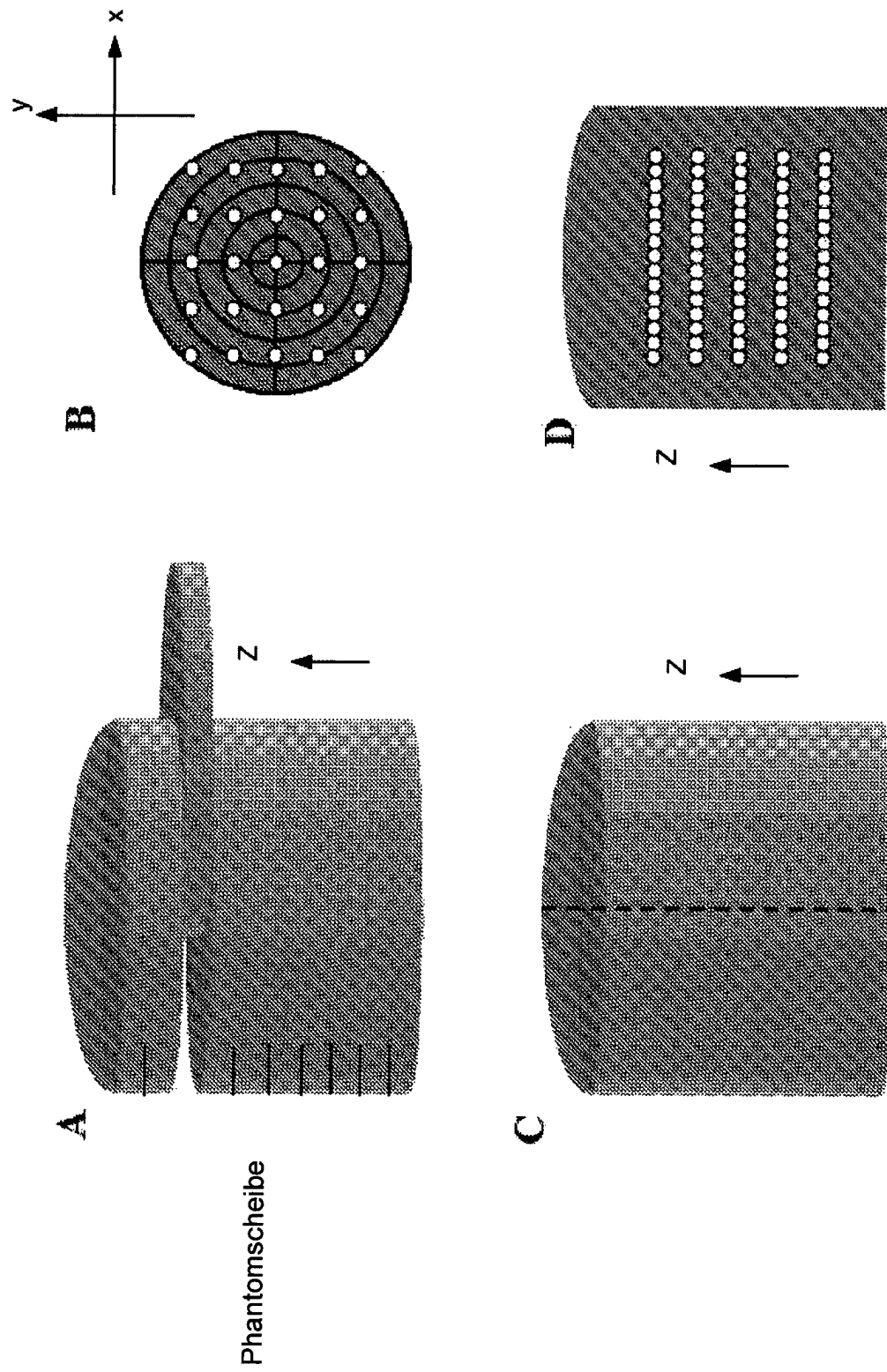


FIG. 20

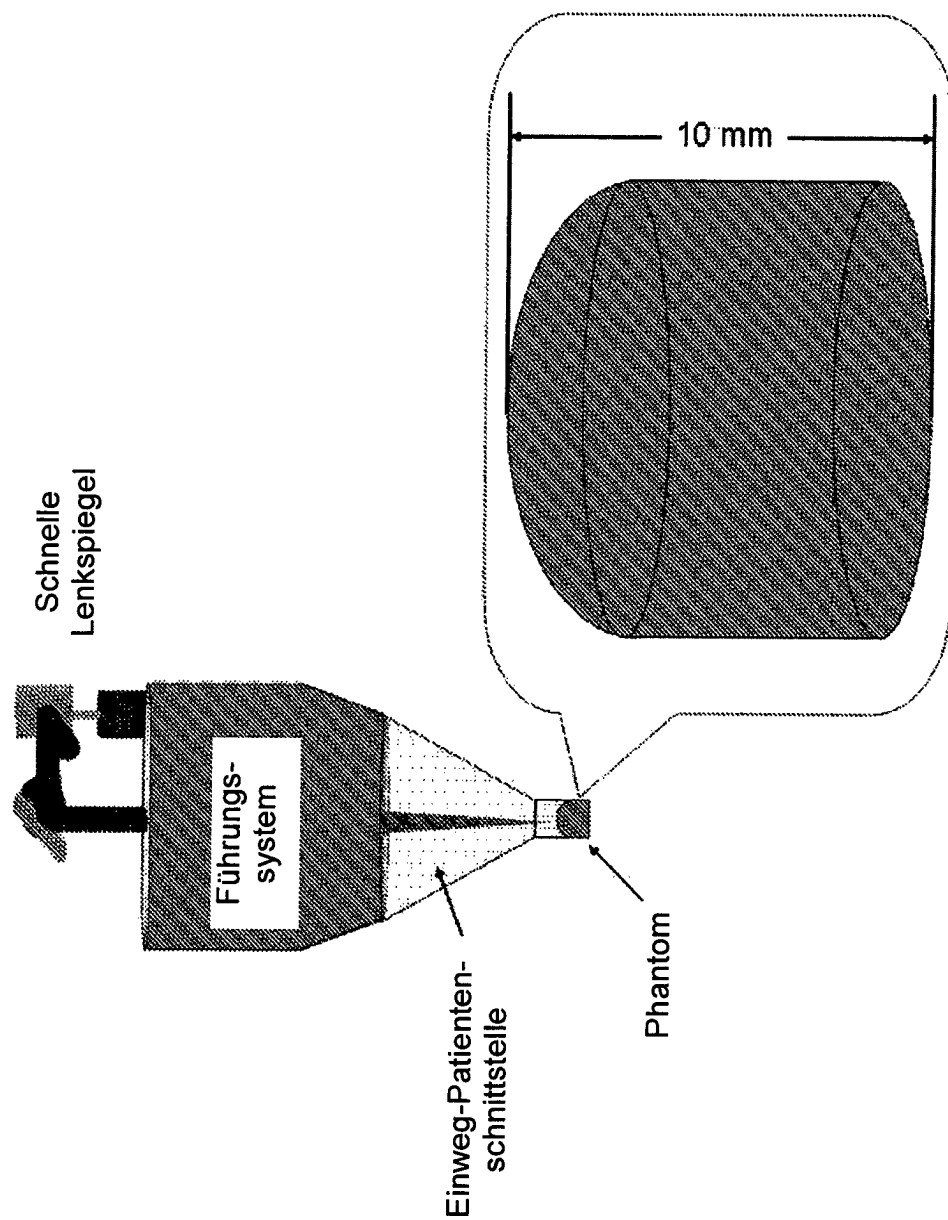


FIG. 21

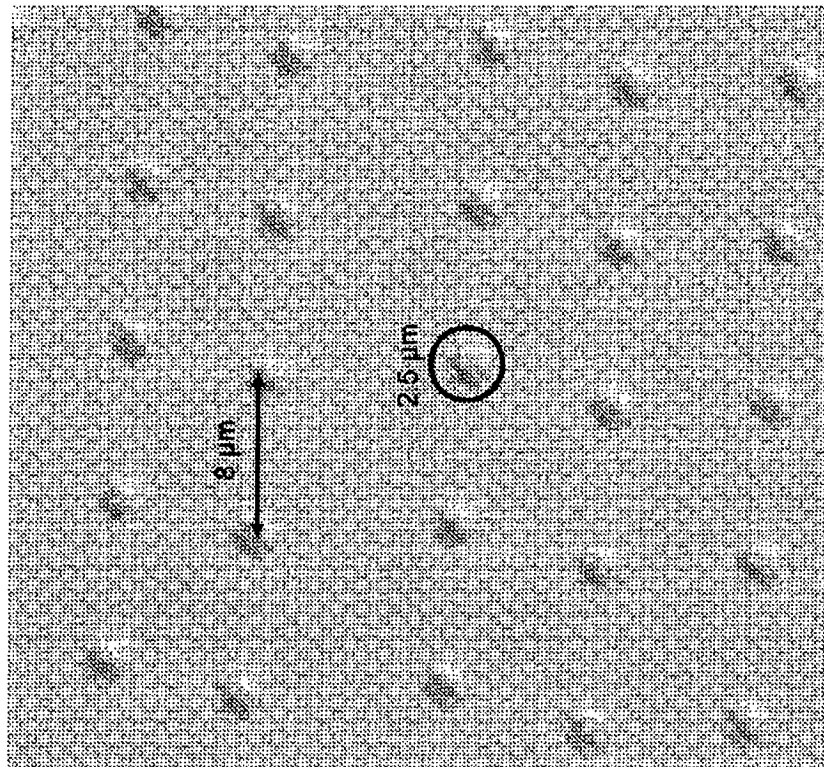


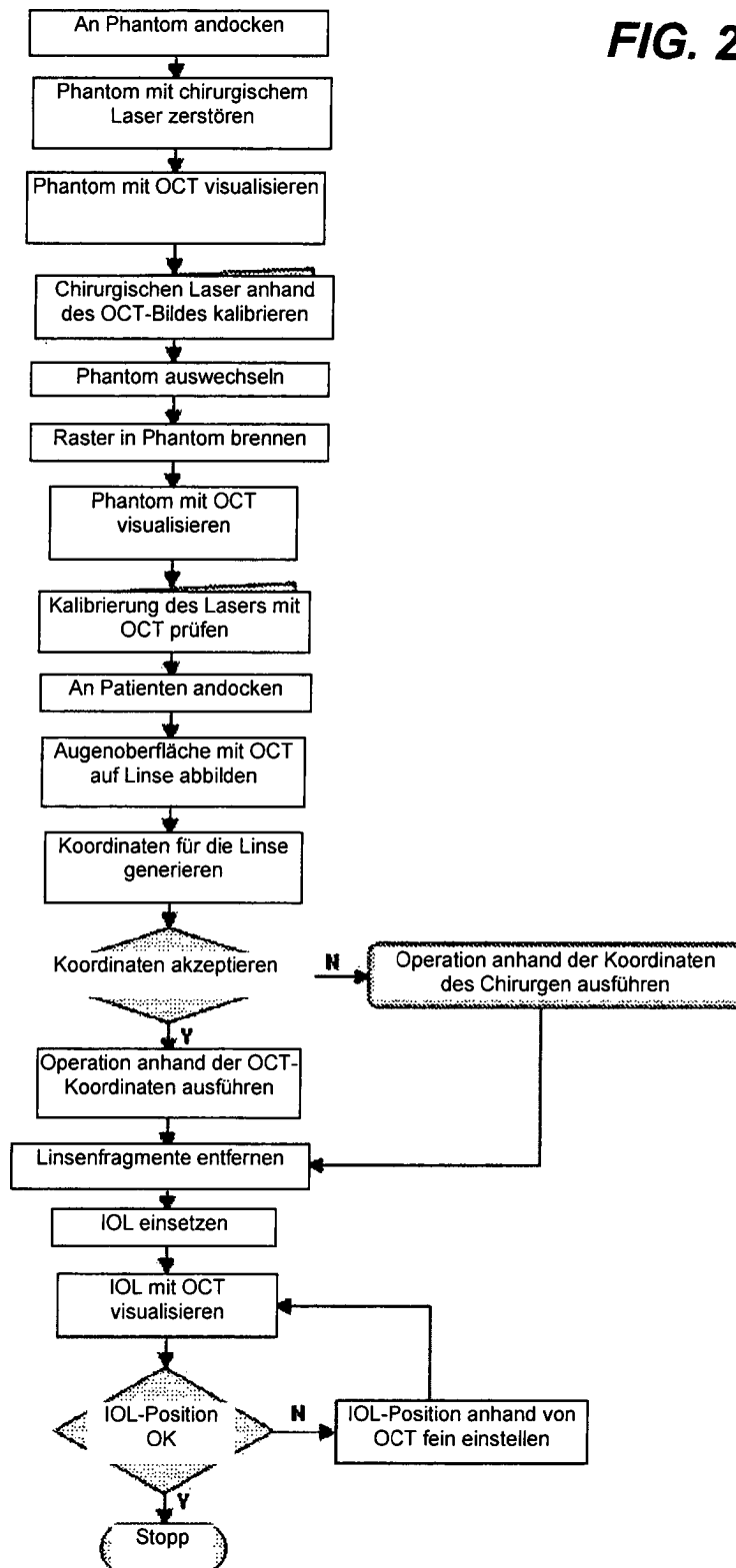
FIG. 22

FIG. 23A

Diagnosemodus

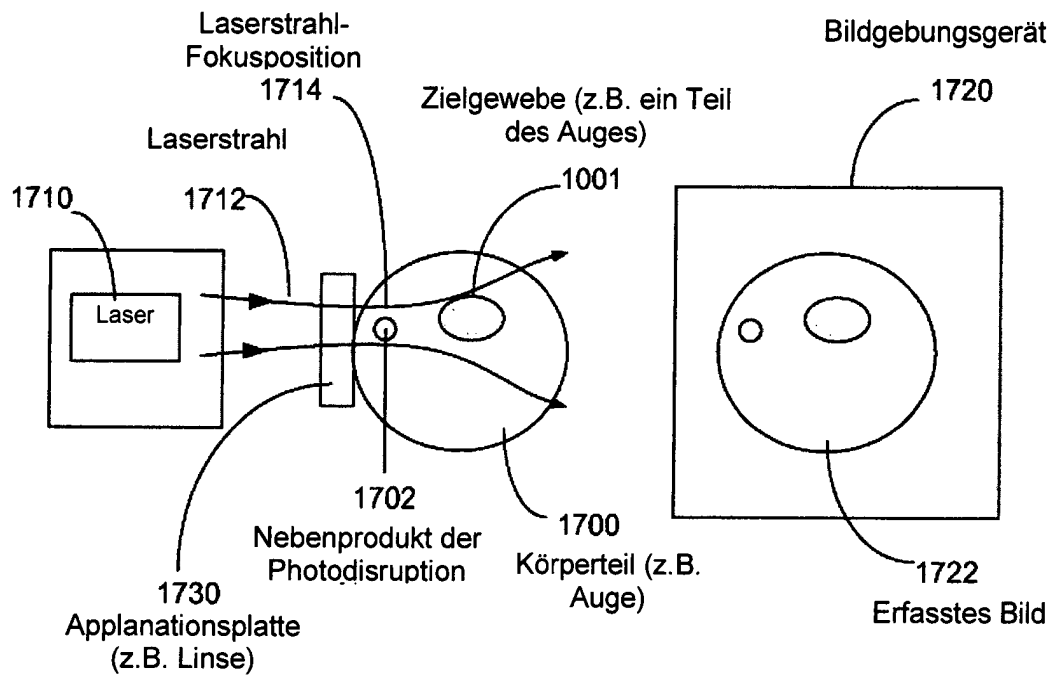


FIG. 23B

Operationsmodus

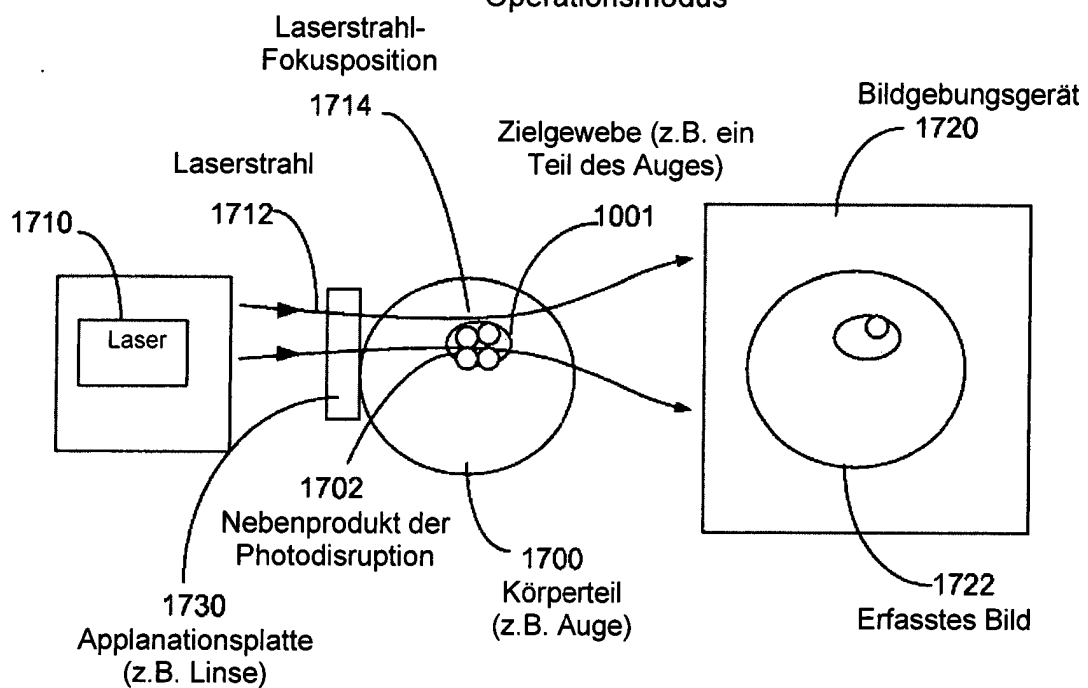


FIG. 24

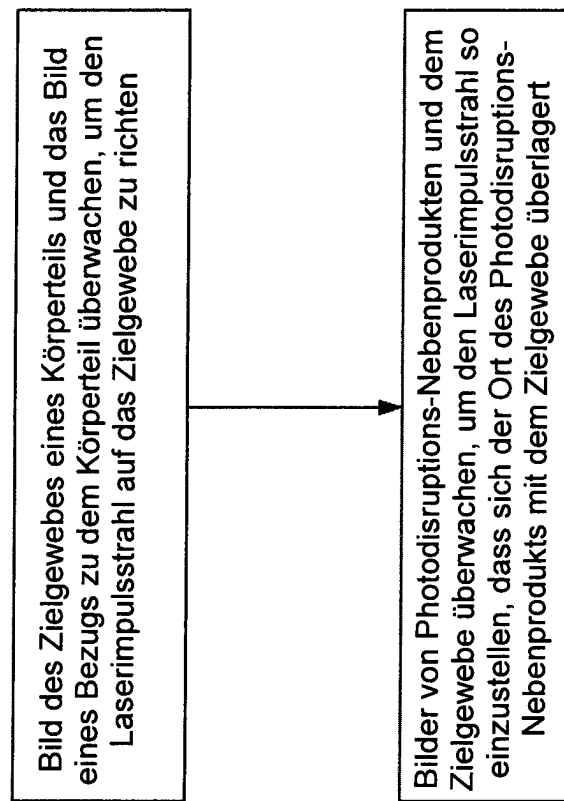


FIG. 25

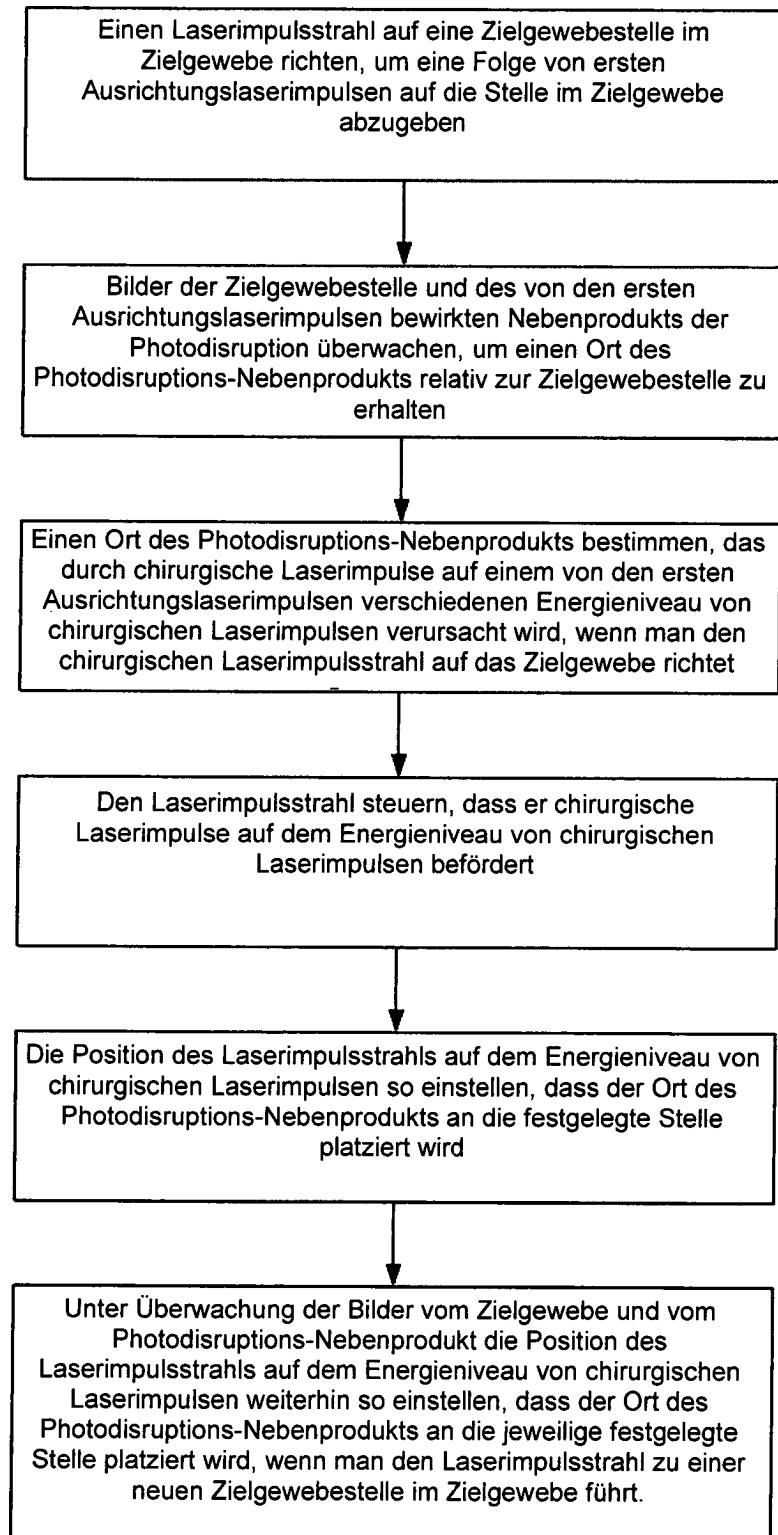


FIG. 26