(19) Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 11 2020 003 751 T5** 2022.04.28

(12) # Veröffentlichung

der internationalen Anmeldung mit der
(87) Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2021/026148**
in der deutschen Übersetzung (Art. III § 8 Abs. 2 IntPatÜbkG)
(21) Deutsches Aktenzeichen: **11 2020 003 751.7**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US2020/044875**
(86) PCT-Anmeldetag: **04.08.2020**
(87) PCT-Veröffentlichungstag: **11.02.2021**
(43) Veröffentlichungstag der PCT Anmeldung in deutscher Übersetzung: **28.04.2022**

(51) Int Cl.: ***A61B 1/06*** (2006.01)
A61B 18/24 (2006.01)
A61B 18/26 (2006.01)
A61B 1/07 (2006.01)
A61B 1/307 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
A61N 5/06 (2006.01)
G02B 23/26 (2006.01)

(30) Unionspriorität:

62/882,837	**05.08.2019**	**US**
62/894,043	**30.08.2019**	**US**
63/027,022	**19.05.2020**	**US**

(71) Anmelder:
Gyrus ACMI, Inc. d/b/a Olympus Surgical Technologies America, Southborough, MA, US

(74) Vertreter:
Noack, Andreas, 20354 Hamburg, DE

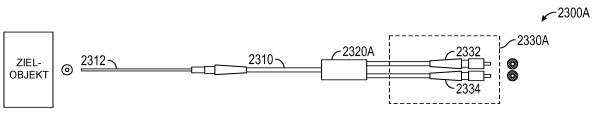
(72) Erfinder:
Talbot, Brian M., Southborough, MA, US; Bukesov, Sergey A., Southborough, MA, US; Shelton, Kurt G., Southborough, MA, US; McLoughlin, Anne G., Southborough, MA, US

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen.

(54) Bezeichnung: **LICHTWELLENLEITERANORDNUNG**

(57) Zusammenfassung: Eine Multifaseranordnung und Verfahren zum Verwenden derselben in einem endoskopischen Verfahren zum Übertragen von Beleuchtungslicht an ein Zielobjekt und eines von diesem reflektierten Antwortsignals werden offenbart. Eine beispielhafte Vorrichtung weist ein proximales Ende, ein distales Ende und einen Übergangsabschnitt zwischen dem proximalen und dem distalen Ende auf. Das proximale Ende umfasst einen ersten Anschluss, der mit einer Lichtquelle verbunden werden kann, und einen zweiten Anschluss, der so konfiguriert ist, dass er mit einem Spektrometer verbunden werden kann. Das distale Ende umfasst einen Schaft mit mindestens zwei ersten Lichtwellenleitern zum Übertragen von Licht und mindestens einem zweiten Lichtwellenleiter zum Übertragen eines spektroskopischen Signals. Der Übergangsabschnitt kann den ersten Anschluss mit den mindestens zwei ersten Lichtwellenleitern koppeln und den zweiten Anschluss mit dem mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter koppeln.



Beschreibung

INANSPRUCHNAHME DER PRIORITÄT

[0001] Diese Anmeldung beansprucht den Nutzen der Priorität gemäß 35 U.S.C. § 119 (e) der vorläufigen US-Patentanmeldung mit der Seriennummer 62/882,837, eingereicht am 5. August 2019, und der vorläufigen US-Patentanmeldung mit der Seriennummer 62/894,043, eingereicht am 30. August 2019, und der vorläufigen US-Patentanmeldung mit der Seriennummer 63/027,022, eingereicht am 19. Mai 2020, die hierin in ihrer Gesamtheit durch Bezugnahme mit aufgenommen werden.

TECHNISCHES GEBIET

[0002] Dieses Dokument bezieht sich allgemein auf endoskopische Systeme und insbesondere auf eine Multifaseranordnung zur Verwendung in einem endoskopischen Verfahren zum Übertragen von Beleuchtungslicht zu einem Zielobjekt und eines reflektierten Antwortsignals von einem Zielobjekt.

HINTERGRUND

[0003] Endoskope werden in der Regel verwendet, um Zugang zu einer inneren Stelle eines Patienten zu erhalten, so dass ein Arzt visuellen Zugang erhält. Ein Endoskop wird normalerweise in den Körper eines Patienten eingeführt, gibt Licht an ein zu untersuchendes Ziel (z. B. eine zu untersuchende Anatomie oder ein Objekt) ab und erfasst das vom Objekt reflektierte Licht. Das reflektierte Licht enthält Informationen über das untersuchte Objekt. Einige Endoskope verfügen über einen Arbeitskanal, durch den der Operateur eine Absaugung durchführen oder Instrumente wie Bürsten, Biopsienadeln oder Pinzetten einführen oder eine minimalinvasive Operation durchführen kann, um unerwünschtes Gewebe oder Fremdkörper aus dem Körper des Patienten zu entfernen.

[0004] Laser- oder Plasmasysteme werden für die Abgabe von chirurgischer Laserenergie an verschiedene Zielbereiche wie Weich- oder Hartgewebe verwendet. Beispiele für die Lasertherapie sind Ablation, Koagulation, Vaporisation, Fragmentierung usw. Bei der Lithotripsie wird der Laser zur Zertrümmerung von Calculi--Strukturen in Niere, Gallenblase, Harnleiter und anderen steinbildenden Regionen oder zur Ablation großer Calculi in kleinere Fragmente verwendet.

ZUSAMMENFASSUNG

[0005] Das vorliegende Dokument beschreibt eine Multifaseranordnung und Verfahren zum Verwenden einer solchen Anordnung in einem endoskopischen Verfahren zum Übertragen von Beleuchtungslicht an ein Zielobjekt und eines von diesem reflektierten Antwortsignals. Eine beispielhafte Vorrichtung weist ein proximales Ende, ein distales Ende und einen Übergangsabschnitt zwischen dem proximalen und dem distalen Ende auf. Das proximale Ende umfasst einen ersten Anschluss, der an eine Lichtquelle angeschlossen werden kann, und einen zweiten Anschluss, der so konfiguriert ist, dass er an ein Spektrometer angeschlossen werden kann. Das distale Ende umfasst einen Schaft mit mindestens zwei ersten Lichtwellenleitern zum Übertragen von Licht und mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter zum Übertragen eines spektroskopischen Signals. Der Übergangsabschnitt kann den ersten Anschluss mit den mindestens zwei ersten Lichtwellenleitern koppeln und den zweiten Anschluss mit dem mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter koppeln.

[0006] Beispiel 1 ist eine optische Übertragungsvorrichtung, umfassend: ein proximales Ende, das einen ersten Anschluss umfasst, der so konfiguriert ist, dass er an eine Lichtquelle angeschlossen werden kann, und einen zweiten Anschluss, der so konfiguriert ist, dass er an ein Spektrometer angeschlossen werden kann; ein distales Ende, das einen Schaft umfasst, wobei der Schaft mindestens zwei erste Lichtwellenleiter umfasst, die so konfiguriert sind, dass sie Licht übertragen, und mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter, der so konfiguriert ist, dass er ein spektroskopisches Signal überträgt; und einen Übergangsabschnitt, um den ersten Anschluss mit den mindestens zwei ersten Lichtwellenleiter zu koppeln und um den zweiten Anschluss mit dem mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter zu koppeln.

[0007] In Beispiel 2 umfasst der Gegenstand von Beispiel 1 optional einen länglichen Kanal, wobei der Schaft so bemessen und geformt ist, dass er sich durch diesen hindurch erstreckt, um mindestens zwei erste Lichtwellenleiter und den mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter aufzunehmen.

[0008] Im Beispiel 3 umfasst der Gegenstand von Beispiel 2 optional, dass der längliche Kanal einen Arbeitskanal eines Endoskops umfasst.

[0009] Im Beispiel 4 umfasst der Gegenstand optional eines oder mehrerer der Beispiele 1-3, dass die mindestens zwei ersten Lichtwellenleiter radial innerhalb des Schafts positioniert sind und den mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter umgeben.

[0010] In Beispiel 5 umfasst der Gegenstand von Beispiel 4 optional, dass die mindestens zwei ersten Lichtwellenleiter radial innerhalb des Schafts an gegenüberliegenden Seiten des mindestens einen zweiten Lichtwellenleiters positioniert sind.

[0011] Im Beispiel 6 umfasst der Gegenstand eines oder mehrerer der Beispiele 1-5 optional, dass sich der mindestens eine zweite Lichtwellenleiter entlang einer im Wesentlichen zentralen Längsachse des Schafts erstreckt.

[0012] Im Beispiel 7 umfasst der Gegenstand eines oder mehrerer der Beispiele 1-6 optional, dass der Übergangsabschnitt so konfiguriert ist, dass er einen Übergang der mindestens zwei ersten Lichtwellenleiter und des mindestens einen zweiten Lichtwellenleiters von dem ersten bzw. dem zweiten Anschluss in den Schaft bereitstellt.

[0013] Im Beispiel 8 umfasst der Gegenstand eines oder mehrerer der Beispiele 1-7 optional, dass das proximale Ende ferner einen dritten Anschluss umfasst, der so konfiguriert ist, dass er eine Laserquelle mit mindestens einem der mindestens zwei ersten Lichtwellenleiter oder dem mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter verbindet, wodurch die von der Laserquelle erzeugte Laserenergie auf ein Zielobjekt eines Patienten gerichtet wird.

[0014] In Beispiel 9 umfasst der Gegenstand von Beispiel 8 optional, dass der dritte Anschluss an den mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter angeschlossen ist.

[0015] Im Beispiel 10 umfasst der Gegenstand eines oder mehrerer der Beispiele 1-9 optional, dass der Schaft ferner eine Laserfaser umfasst, die sich von den mindestens zwei ersten Lichtwellenleitern und dem mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter unterscheidet, und, dass das proximale Ende ferner einen dritten Anschluss umfasst, der so konfiguriert ist, dass er eine Laserquelle mit der Laserfaser verbindet, wobei die Laserfaser so konfiguriert ist, dass sie von der Laserquelle erzeugte Laserenergie auf ein Zielobjekt eines Patienten richtet.

[0016] Beispiel 11 ist ein Endoskop, umfassend: ein proximales Ende, das einen Griff für einen Benutzer bildet, wobei das proximale Ende einen ersten Anschluss umfasst, der so konfiguriert ist, dass er mit einer Lichtquelle verbunden werden kann, und einen zweiten Anschluss, der so konfiguriert ist, dass er mit einem Spektrometer verbunden werden kann; und einen Schaft, der einen durch ihn hindurch verlaufenden Arbeitskanal umfasst, wobei der Schaft einen distalen Teil umfasst, der so konfiguriert ist, dass er in ein Zielobjekt eines Patienten eingeführt werden kann; wobei der Schaft mindestens zwei erste Lichtwellenleiter umfasst, die so konfiguriert sind, dass sie mit dem ersten Anschluss gekoppelt werden können, um Licht von der Lichtquelle auf das Zielobjekt zu übertragen, und mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter, der so konfiguriert ist, dass er mit dem zweiten Anschluss gekoppelt werden kann, um ein spektroskopisches Signal von dem Zielobjekt in das Spektrometer zu übertragen.

[0017] In Beispiel 12 umfasst der Gegenstand von Beispiel 11 optional, dass der Arbeitskanal so bemessen und geformt ist, dass er die mindestens zwei ersten Lichtwellenleiter und den mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter aufnehmen kann.

[0018] In Beispiel 13 umfasst der Gegenstand eines oder mehrerer der Beispiele 11-12 optional, dass die mindestens zwei ersten Lichtwellenleiter radial innerhalb des Schafts positioniert sind und den mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter umgeben.

[0019] In Beispiel 14 umfasst der Gegenstand eines oder mehrerer der Beispiele 11-13 optional, dass die mindestens zwei ersten Lichtwellenleiter radial innerhalb des Schafts an gegenüberliegenden Seiten des mindestens einen zweiten Lichtwellenleiters positioniert sind.

[0020] In Beispiel 15 umfasst der Gegenstand eines oder mehrerer der Beispiele 11-14 optional, dass sich der mindestens eine zweite Lichtwellenleiter entlang einer im Wesentlichen zentralen Längsachse des Schafts erstreckt.

[0021] In Beispiel 16 umfasst der Gegenstand eines oder mehrerer der Beispiele 11-15 optional einen Übergangsabschnitt, der so konfiguriert ist, dass er den ersten Anschluss mit den mindestens zwei ersten Lichtwellenleitern koppelt und den zweiten Anschluss mit dem mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter koppelt.

[0022] In Beispiel 17 umfasst der Gegenstand von Beispiel 16 optional, dass der Übergangsabschnitt so konfiguriert ist, dass er einen Übergang der mindestens zwei ersten Lichtwellenleiter und des mindestens einen zweiten Lichtwellenleiters von dem ersten bzw. dem zweiten Anschluss in den Schaft bereitstellt.

[0023] In Beispiel 18 umfasst der Gegenstand eines oder mehrerer der Beispiele 11-17 optional, dass das proximale Ende ferner einen dritten Anschluss umfasst, der so konfiguriert ist, dass er eine Laserquelle mit einer in dem Schaft angeordneten Laserfaser verbindet, und, dass die Laserfaser, die sich von den mindestens zwei ersten Lichtwellenleitern und dem mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter unterscheidet, so konfiguriert ist, dass sie von der Laserquelle erzeugte Laserenergie auf ein Zielobjekt eines Subjekts richtet.

[0024] In Beispiel 19 umfasst der Gegenstand von Beispiel 18 optional, dass der dritte Anschluss an den mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter angeschlossen ist.

[0025] In Beispiel 20 umfasst der Gegenstand eines oder mehrerer der Beispiele 11-19 optional, dass der Schaft ferner eine Laserfaser umfasst, die sich von den mindestens zwei ersten Lichtwellenleitern und dem mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter unterscheidet, und, dass das proximale Ende ferner einen dritten Anschluss umfasst, der so konfiguriert ist, dass er eine Laserquelle mit der Laserfaser verbindet, wobei die Laserfaser so konfiguriert ist, dass sie von der Laserquelle erzeugte Laserenergie auf ein Zielobjekt eines Patienten richtet.

[0026] Diese Zusammenfassung ist ein Überblick über einige der Lehren der vorliegenden Anmeldung und soll keine ausschließliche oder erschöpfende Behandlung des vorliegenden Gegenstands sein. Weitere Einzelheiten über den vorliegenden Gegenstand sind in der detaillierten Beschreibung und den beigefügten Patentansprüchen zu finden. Andere Aspekte der Offenbarung werden dem Fachmann beim Lesen und Nachvollziehen der folgenden detaillierten Beschreibung und beim Betrachten der Zeichnungen, die einen Teil davon bilden, ersichtlich sein, wobei weder die Beschreibung noch die Zeichnungen in einem einschränkenden Sinne zu verstehen sind. Der Umfang der vorliegenden Offenbarung wird durch die beigefügten Patentansprüche und ihre gesetzlichen Entsprechungen definiert.

Figurenliste

[0027] In den Figuren der beigefügten Zeichnungen sind verschiedene Ausführungsformen beispielhaft dargestellt. Diese Ausführungsformen dienen der Veranschaulichung und sind nicht als erschöpfende oder ausschließliche Ausführungsformen des vorliegenden Gegenstandes gedacht.

Fig. 1 zeigt eine schematische Darstellung eines beispielhaften Laserbehandlungssystems mit einem Laserrückkopplungssteuerungssystem.

Fig. 2A-2B zeigen Beispiele für Absorptionsspektren verschiedener Gewebearten, einschließlich Hämoglobin (Hb) und Oxyhämoglobin (HbO_2).

Fig. 3A-3C zeigen Beispiele für Absorptionsspektren verschiedener Gewebetypen, darunter normales Gewebe und karbonisiertes Gewebe, Hb, HbO_2 und Melanin.

Fig. 4 ist ein Diagramm, das die Eindringtiefe eine Laserausgabe zeigt.

Fig. 5 ist ein Blockdiagramm, das ein Laserrückkopplungssteuerungssystem zur Bereitstellung einer Laserausgabe zeigt.

Fig. 6-7 sind Flussdiagramme, die Beispiele für Algorithmen zur Steuerung eines oder mehrerer Lasersysteme auf der Grundlage der von einem Laserrückkopplungssteuerungssystem erzeugten Rückkopplung veranschaulichen.

Fig. 8 zeigt ein Zeitdiagramm eines beispielhaften dualen Lasersystems, das Gewebeablation und -koagulation mit zwei optischen Wellenlängen ermöglicht.

Fig. 9A-9B zeigen ein Beispiel eines Endoskops mit einer eingeführten Laserfaser.

Fig. 10A-10B zeigen Beispiele für rückkopplungsgesteuerte Laserbehandlungssysteme.

Fig. 11A-11B sind Diagramme, die Beispiele für ein endoskopisches System zum Identifizieren eines Ziels unter Verwendung eines Diagnosestrahls, wie z. B. eines Laserstrahls, zeigen.

Fig. 12 und **Fig. 13A-13B** sind Diagramme, die Reflexionsspektren zum Identifizieren von Zieltypen darstellen, z. B. zum Identifizieren von Zusammensetzungen verschiedener Arten von Nierensteinen.

Fig. 14-15 zeigen Lichtspitzen, die verschiedenen Abschnitten der UV-Wellenlänge entsprechen, und die Reflexionsspektren der verschiedenen Steintypen in **Fig. 13A-13B**.

Fig. 16A-16B zeigen Beispiele von Reflexionsspektren, die mit einem UV-VIS-Spektrometer von verschiedenen weichen und harten Gewebezusammensetzungen aufgenommen wurden.

Fig. 16C zeigt Beispiele von FTIR-Spektren typischer Steinzusammensetzungen.

Fig. 16D zeigt Beispiele von FTIR-Spektren einiger Weich- und Hartgewebezusam mensetzungen.

Fig. 17-18 zeigen schematische Darstellungen eines Laserbehandlungssystems.

Fig. 19A-19B zeigen Beispiele für eine kombinierten Laserpulsfolge, die mit einer Anzahl von (z. B. X) Laserpulsfolgen erzeugt wird.

Fig. 20 zeigt eine schematische Darstellung eines beispielhaften spektroskopischen Systems mit spektroskopischer Rückkopplung.

Fig. 21A-21 D zeigen Beispiele für ein endoskopisches Lasersystem mit Multifaserkonfiguration.

Fig. 22 ist ein Blockdiagramm, das ein Beispiel für ein Multifasersystem darstellt, wie es in einem spektroskopischen Fasertransportsystem verwendet wird.

Fig. 23A-23B zeigen Beispiele für ein Multifaser-Zubehörteil mit Lichtquelleneingang und Spektroskopierückkopplungssignal.

Fig. 24A-24D sind Diagramme, die beispielhafte Verfahren zum Berechnen eines Abstands zwischen dem distalen Ende des Laserabgabesystems (z. B. einer Lichtwellenleiter) und dem Zielobjekt darstellen.

Fig. 25A-25B veranschaulichen die Auswirkungen der Abstände zwischen dem Gewebe und dem distalen Ende der spektroskopischen Sonde auf die Spektren des vom Zielobjekt reflektierten Lichts.

Fig. 26 veranschaulicht ein Beispiel für ein Endoskopsystem zum Identifizieren eines Ziels mit Hilfe eines Diagnosestrahls, z. B. eines Laserstrahls.

Fig. 27 veranschaulicht ein Diagramm einer Abfolge von Laserpulsen mit unterschiedlichen gepulsten Energie- oder Leistungsniveaus zur Verwendung bei der Laserbehandlung von Zielgewebe oder Calculi-Strukturen.

Fig. 28 ist ein Blockdiagramm, das eine beispielhafte Maschine veranschaulicht, auf der eine oder mehrere der hier erörterten Techniken (z. B. Methodologien) ausgeführt werden können.

AUSFÜHRLICHE BESCHREIBUNG

[0028] Das hier beschriebene System umfasst unter anderem eine Multifaseranordnung und Verfahren zum Verwenden einer solchen Anordnung in einem endoskopischen Verfahren zum Übertragen von Beleuchtungslicht an ein Zielobjekt und eines von diesem reflektierten Antwortsignals. Eine beispielhafte Vorrichtung weist ein proximales Ende, ein distales Ende und einen Übergangsabschnitt zwischen dem proximalen und dem distalen Ende auf. Das proximale Ende umfasst einen ersten Anschluss, der mit einer Lichtquelle verbunden werden kann, und einen zweiten Anschluss, der so konfiguriert ist, dass er mit einem Spektrometer verbunden werden kann. Das distale Ende umfasst einen Schaft mit mindestens zwei ersten Lichtwellenleitern zum Übertragen von Licht und mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter zum Übertragen eines spektroskopischen Signals. Der Übergangsabschnitt kann den ersten Anschluss mit den mindestens zwei ersten Lichtwellenleitern koppeln und den zweiten Anschluss mit dem mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter koppeln.

[0029] Bei der endoskopischen Lasertherapie ist es wünschenswert, verschiedene Gewebe zu erkennen, die Laserenergie nur auf die zu behandelnden Strukturen (z. B. Krebsgewebe oder eine bestimmte Art von Cal-

culi) anzuwenden und die Exposition von nicht zu behandelndem Gewebe (z. B. normalem Gewebe) gegenüber der Laserbestrahlung zu vermeiden oder zu reduzieren. Herkömmlicherweise wird die Erkennung einer interessierenden Zielbehandlungsstruktur von einem Operateur manuell durchgeführt, z. B. indem er die zu behandelnde Stelle und ihre Umgebung durch ein Endoskop betrachtet. Ein solcher manueller Ansatz kann zumindest in einigen Fällen ungenau sein, z. B. wenn der Zugang zu einer Operationsstelle eng ist und nur eine eingeschränkte chirurgische Sicht bietet, und die Zusammensetzung des Zielobjekts kann möglicherweise nicht bestimmt werden. Mit Hilfe von Biopsietechniken wird die Zielstruktur (z. B. Gewebe) aus dem Körper entnommen, um ihre Zusammensetzung in vitro zu analysieren. Bei vielen klinischen Anwendungen ist es jedoch wünschenswert, die Gewebezusammensetzung in vivo zu bestimmen, um die Operationszeit und -komplexität zu reduzieren und die Wirksamkeit der Therapie zu verbessern. Bei der Laserlithotripsie zum Beispiel, bei der ein Laser eingesetzt wird, um Calculi zu zertrümmern oder zu zerstäuben, würde die automatische und In-vivo-Erkennung von Calculi eines bestimmten Typs (z. B. die chemische Zusammensetzung eines Nieren-, Bauchspeicheldrüsen- oder Gallenblasensteins) und die Unterscheidung von umliegendem Gewebe es dem Arzt ermöglichen, die Lasereinstellung (z. B. Leistung, Belichtungszeit oder Beschusswinkel) so anzupassen, dass der Zielstein effektiver abgetragen wird, während gleichzeitig die Bestrahlung von nicht behandeltem Gewebe in der Nähe des Zielsteins vermieden wird.

[0030] Die konventionelle endoskopische Lasertherapie hat auch die Einschränkung, dass der Gewebetyp (z. B. die Zusammensetzung) während eines Verfahrens nicht kontinuierlich überwacht werden kann. Während eines endoskopischen Eingriffs gibt es viele bewegliche Teile und das vom Endoskop betrachtete Gewebe kann sich während des Eingriffs verändern. Da die herkömmlichen Biopsietechniken die Entnahme einer Gewebeprobe erfordern, um die Zusammensetzung zu bestimmen, können sie die Zusammensetzung des Gewebes nicht während des gesamten Verfahrens überwachen. Die kontinuierliche Überwachung und Erkennung des Strukturtyps (z. B. weicher oder harter Gewebetyp, normales Gewebe im Vergleich zu krebsartigem Gewebe oder die Zusammensetzung von Calculi-Strukturen) an der Spitze des Endoskops kann Ärzten mehr Informationen geben, um die Behandlung während des Eingriffs besser anzupassen. Wenn ein Arzt beispielsweise einen Nierencalculus zerstäubt, der eine harte Oberfläche, aber einen weichen Kern hat, kann er mit Hilfe der kontinuierlichen Informationen über die Gewebezusammensetzung durch das Endoskop die Lasereinstellung auf der Grundlage der kontinuierlich erfassten Zusammensetzung der Steinoberfläche anpassen, z. B. von einer ersten Einstellung, die besser auf die harte Oberfläche des Steins einwirkt, zu einer zweiten unterschiedlichen Einstellung, die besser auf den weichen Kern des Steins einwirkt.

[0031] Einige der hier beschriebenen Merkmale können Methoden und Geräte bereitstellen, mit denen die Zusammensetzung verschiedener Zielobjekte, z. B. in medizinischen Anwendungen (z. B. Weich- oder Hartgewebe) in vivo durch ein Endoskop identifiziert werden kann. Dies kann es dem Benutzer ermöglichen, die Zusammensetzung des durch das Endoskop betrachteten Ziels während des gesamten Verfahrens kontinuierlich zu überwachen. Dies kann auch in Kombination mit einem Lasersystem verwendet werden, wobei das Verfahren eine Rückkopplung an das Lasersystem senden kann, um die Einstellungen auf der Grundlage der Zusammensetzung des Zielobjekts anzupassen. Diese Funktion ermöglicht die sofortige Anpassung der Lasereinstellungen innerhalb eines bestimmten Bereichs der ursprünglichen, vom Benutzer ausgewählten Lasereinstellung.

[0032] Einige der hier beschriebenen Merkmale können verwendet werden, um ein System und ein Verfahren bereitzustellen, das Unterschiede, wie zum Beispiel die chemische Zusammensetzung eines Zielobjekts, in vivo misst und Lasereinstellungen vorschlägt oder die Lasereinstellungen automatisch anpasst, um die gewünschte Wirkung zu erzielen. Beispiele für Zielobjekte und Anwendungen sind die Laserlithotripsie von Nierencalculi und die Laserinzision oder -vaporisation von Weichgewebe. In einem Beispiel sind drei Hauptkomponenten vorgesehen: der Laser, das Spektroskopiesystem und der Rückkopplungsanalysator. In einem Beispiel kann eine Steuerung des Lasersystems die Lasertherapie automatisch mit geeigneten Laserparametereinstellungen basierend auf der Zielzusammensetzung programmieren. In einem Beispiel kann der Laser auf der Grundlage eines maschinellen Lernalgorithmus gesteuert werden, der mit Spektroskopdaten trainiert wurde. Zusätzlich oder alternativ kann ein Benutzer (z. B. ein Arzt) während des Verfahrens kontinuierlich eine Anzeige des Zieltyps erhalten und aufgefordert werden, die Laserparameter anzupassen. Durch die Anpassung der Lasereinstellungen und die Anpassung der Lasertherapie an die Zusammensetzung von Teilen eines einzelnen Calculusziels kann die Steinablation oder Zerstäubung schneller und energieeffizienter durchgeführt werden.

[0033] Einige der hier beschriebenen Merkmale können Systeme und Verfahren zur Bereitstellung von Dateneingaben für den Rückkopplungsanalysator bereitstellen, einschließlich Internetkonnektivität und Konnektivität zu anderen chirurgischen Vorrichtungen mit einer Messfunktion. Darüber hinaus kann das Laser-

system Eingabedaten an ein anderes System, wie z. B. einen Bildprozessor, liefern, so dass der Operationsmonitor dem Benutzer Informationen anzeigt, die für den medizinischen Eingriff relevant sind. Ein Beispiel hierfür ist die klarere Identifizierung verschiedener Weichteile im Sichtfeld während eines Eingriffs, von Gefäßen, Kapselgewebe und verschiedenen chemischen Zusammensetzungen im selben Ziel, wie z. B. einem Stein.

[0034] Einige der hier beschriebenen Merkmale können Systeme und Verfahren zum Identifizieren verschiedener Zieltypen, wie z. B. verschiedener Gewebetypen oder verschiedener Calculustypen, bereitstellen. In einigen Fällen kann eine einzelne Calculusstruktur (z. B. ein Nieren-, Blasen-, Bauchspeicheldrüsen- oder Gallenblasenstein) in seinem gesamten Volumen) zwei oder mehr unterschiedliche Zusammensetzungen aufweisen, wie z. B. Brushit, Calciumphosphat (CaP), Dihydrat-Calciumoxalat (COD), Monohydrat-Calciumoxalat (COM), Magnesium-Ammonium-Phosphat (MAP) oder eine Calculusstruktur auf Cholesterin- oder Harnsäurebasis. Eine Zielcalculusstruktur kann zum Beispiel einen ersten Teil von COD und einen zweiten Teil von COM umfassen. Einem Aspekt zufolge beschreibt das vorliegende Dokument ein System und ein Verfahren zum kontinuierlichen Identifizieren verschiedener Zusammensetzungen, die in einem einzigen Zielobjekt (z. B. einem einzigen Stein) enthalten sind, auf der Grundlage der kontinuierlichen Erfassung und Analyse von spektroskopischen Daten in vivo. Die Behandlung (z. B. Lasertherapie) kann je nach identifizierter Zielzusammensetzung angepasst werden. Wird beispielsweise eine erste Zusammensetzung (z. B. CSB) in einem Zielstein identifiziert, kann das Lasersystem mit einer ersten Laserparametereinstellung (z. B. Leistung, Belichtungszeit oder Beschusswinkel usw.) programmiert werden und dementsprechend Laserstrahlen abgeben, um den ersten Teil abzutragen oder zu zerstäuben. Spektroskopische Daten können während der Lasertherapie kontinuierlich erfasst und analysiert werden. Als Reaktion auf die Identifizierung einer zweiten Zusammensetzung (z. B. COM), die sich von der ersten Zusammensetzung in demselben zu behandelnden Zielstein unterscheidet, kann die Lasertherapie angepasst werden, z. B. durch Programmieren des Lasersystems mit einer zweiten Laserparametereinstellung, die sich von der Laserparametereinstellung unterscheidet (z. B. Differenzleistung, Belichtungszeit oder Beschusswinkel usw.), und dementsprechend Laserstrahlen abgeben, um den zweiten Teil desselben Zielsteins abzutragen oder zu zerstäuben. In einigen Beispielen kann das Lasersystem mehrere unterschiedliche Laserquellen enthalten. Steinabschnitte mit unterschiedlicher Zusammensetzung können mit verschiedenen Laserquellen behandelt werden. Der zu verwendende Laser kann durch die Identifizierung des Steintyps bestimmt werden.

[0035] Einige der hier beschriebenen Merkmale können in Verbindung mit einem Lasersystem für verschiedene Anwendungen verwendet werden, bei denen es vorteilhaft sein kann, verschiedene Arten von Laserquellen zu verwenden. Zum Beispiel können die hier beschriebenen Merkmale in industriellen oder medizinischen Umgebungen geeignet sein, wie z. B. in medizindiagnostischen, therapeutischen und chirurgischen Verfahren. Die hier beschriebenen Merkmale können mit einem Endoskop, in der Laserchirurgie, Laserlithotripsie, bei den Lasereinstellungen und/oder in Spektroskopie verwendet werden.

[0036] **Fig. 1** zeigt eine schematische Darstellung eines beispielhaften Laserbehandlungssystems mit einem Laserrückkopplungssteuerungssystem 100 gemäß veranschaulichten Beispielen der vorliegenden Offenbarung. Zu den Anwendungsbeispielen für das Laserrückkopplungssteuerungssystem 100 gehört die Integration in Lasersysteme für zahlreiche Anwendungen, wie etwa industrielle und/oder medizinische Anwendungen zur Behandlung von weichem (z. B. nicht verkalktem) oder hartem (z. B. verkalktem) Gewebe oder von Steinstrukturen in den Nieren, dem pankreatobiliären System oder der Gallenblase. Die hierin offengelegten Systeme und Verfahren können beispielsweise für eine präzise gesteuerte therapeutische Behandlung, wie Ablation, Koagulation, Vaporisation und dergleichen, oder für die Ablation, Fragmentierung oder Zerstäubung von Calculusstrukturen nützlich sein.

[0037] Wie in **Fig. 1** dargestellt, kann das Laserrückkopplungssteuerungssystem 100 im Betrieb mit einem oder mehreren Lasersystemen kommunizieren. Während **Fig. 1** das Laserrückkopplungssystem zeigt, das mit einem ersten Lasersystem 102 und optional (in gestrichelten Linien dargestellt) einem zweiten Lasersystem 104 verbunden ist, sind im Rahmen der vorliegenden Offenbarung auch weitere Lasersysteme denkbar.

[0038] Das erste Lasersystem 102 kann eine erste Laserquelle 106 und zugehörige Komponenten wie Stromversorgung, Anzeige, Kühlsysteme und dergleichen umfassen. Das erste Lasersystem 102 kann auch einen ersten Lichtwellenleiter 108 umfassen, der mit der ersten Laserquelle 106 gekoppelt ist. Der erste Lichtwellenleiter 108 kann für die Übertragung der Laserausgabe von der ersten Laserquelle 106 zum Zielgewebe 122 konfiguriert sein.

[0039] In einem Beispiel kann die erste Laserquelle 106 so konfiguriert sein, dass sie eine erste Ausgabe 110 bereitstellt. Die erste Ausgabe 110 kann sich über einen ersten Wellenlängenbereich erstrecken. Gemäß einigen Aspekten der vorliegenden Offenbarung kann der erste Wellenlängenbereich einem Teil des Absorptionsspektrums des Zielgewebes 122 entsprechen. Das Absorptionsspektrum stellt Absorptionskoeffizienten in einem Bereich von Laserwellenlängen dar. **Fig. 2A** zeigt als Beispiel ein Absorptionsspektrum von Wasser 210. **Fig. 2B** zeigt beispielhaft ein Absorptionsspektrum von Oxyhämoglobin 221 und ein Absorptionsspektrum von Hämoglobin 222. In solchen Beispielen kann die erste Ausgabe 110 vorteilhaft für eine effektive Ablation und/oder Karbonisierung des Zielgewebes 122 sorgen, da sich die erste Ausgabe 110 über einen Wellenlängenbereich erstreckt, der dem Absorptionsspektrum des Gewebes entspricht.

[0040] Beispielsweise kann die erste Laserquelle 106 so konfiguriert sein, dass die erste Ausgabe 110, die im ersten Wellenlängenbereich emittiert wird, einer hohen Absorption (z. B. mehr als etwa 250 cm^{-1}) der einfallenden ersten Ausgabe 110 durch das Gewebe entspricht. In Beispielaspekten kann die erste Laserquelle 106 eine erste Ausgabe 110 zwischen etwa 1900 Nanometern und etwa 3000 Nanometern (z. B. entsprechend einer hohen Absorption durch Wasser) und/oder zwischen etwa 400 Nanometern und etwa 520 Nanometern (z. B. entsprechend einer hohen Absorption durch Oxyhämoglobin und/oder Desoxyhämoglobin) emittieren. Nennenswert ist, dass es zwei Hauptmechanismen der Lichtinteraktion mit einem Gewebe gibt: Absorption und Streuung. Wenn die Absorption eines Gewebes hoch ist (Absorptionskoeffizient über 250 cm^{-1}), dominiert der erste Absorptionsmechanismus, und wenn die Absorption niedrig ist (Absorptionskoeffizient unter 250 cm^{-1}), zum Beispiel bei Lasern im Wellenlängenbereich von 800-1100 nm, dominiert der Streuungsmechanismus.

[0041] Für die erste Laserquelle 106 können verschiedene handelsübliche medizinische Lasersysteme geeignet sein. Zum Beispiel Halbleiterlaser wie $InxGa_1$-xN-Halbleiterlaser, die die erste Ausgabe 110 im ersten Wellenlängenbereich von etwa 515 Nanometern und etwa 520 Nanometern oder zwischen etwa 370 Nanometern und etwa 493 Nanometern bereitstellen, können verwendet werden. Alternativ können auch Infrarot-(IR)-Laser verwendet werden, wie unten in Tabelle 1 aufgeführt.

Tabelle 1 - Beispielliste der geeigneten IR-Laser für die erste Laserquelle 106

Laser	Wellenlänge λ (nm)	Absorptionskoeffizient μ_a (cm^{-1})	Optische Eindringtiefe δ (µm)
Thulium Faserlaser:	1908	88 / 150	114/67
Thulium Faserlaser:	1940	120/135	83 / 75
Thulium: YAG:	2010	62 / 60	161 /167
Holmium: YAG:	2120	24 / 24	417/417
Erbium: YAG:	2940	12.000 / 1.000	1 110

[0042] Wie in **Fig. 1** dargestellt, kann das Laserbehandlungssystem der vorliegenden Offenbarung optional ein zweites Lasersystem 104 umfassen. Das zweite Lasersystem 104 umfasst, wie bereits erwähnt, eine zweite Laserquelle 116 zur Bereitstellung einer zweiten Ausgabe 120 sowie zugehörige Komponenten wie Stromversorgung, Display, Kühlsysteme und dergleichen. Das zweite Lasersystem 104 kann entweder im Betrieb von der ersten Laserquelle 106 getrennt oder alternativ im Betrieb mit dieser gekoppelt sein. In einigen Beispielen kann das zweite Lasersystem 104 einen zweiten Lichtwellenleiter 118 (getrennt vom ersten Lichtwellenleiter 108) umfassen, der mit der zweiten Laserquelle 116 gekoppelt ist, um die zweite Ausgabe 120 zu übertragen. Alternativ kann der erste Lichtwellenleiter 108 so konfiguriert sein, dass er sowohl die erste Ausgabe 110 als auch die zweite Ausgabe 120 überträgt.

[0043] In bestimmten Fällen kann sich die zweite Ausgabe 120 über einen zweiten Wellenlängenbereich erstrecken, der sich vom ersten Wellenlängenbereich unterscheidet. Dementsprechend kann es keine Überlappung zwischen dem ersten Wellenlängenbereich und dem zweiten Wellenlängenbereich geben. Alternativ dazu können sich der erste Wellenlängenbereich und der zweite Wellenlängenbereich zumindest teilweise überschneiden. Gemäß einigen Aspekten der vorliegenden Offenbarung entspricht der zweite Wellenlängenbereich möglicherweise nicht den Teilen des Absorptionsspektrums des Zielgewebes 122, in denen die einfallende Strahlung durch Gewebe, das zuvor nicht abgetragen oder karbonisiert wurde, stark absorbiert wird (z. B. wie in **Fig. 2** dargestellt). Bei einigen dieser Aspekte kann die zweite Ausgabe 120 vorteilhafterweise kein nicht karbonisiertes Gewebe abtragen. In einem anderen Beispiel kann darüber hinaus die zweite Ausgabe 120 karbonisiertes Gewebe abtragen, das zuvor abgetragen wurde. In weiteren Beispielen kann die

zweite Ausgabe 120 zusätzliche therapeutische Wirkungen erzielen. Zum Beispiel kann der zweite Ausgabe 120 besser geeignet sein, um Gewebe oder Blutgefäße zu koagulieren.

[0044] Eine Laserstrahlung kann von weichem oder hartem Gewebe, Stein usw. stark absorbiert werden. **Fig. 3A-3C** zeigen beispielhaft die Absorptionsspektren verschiedener Gewebetypen. **Fig. 3A** zeigt das Absorptionsspektrum von normalem Gewebe (vor der Ablation) 311 und das von karbonisiertem Gewebe (nach der Ablation) 312. **Fig. 3B** zeigt, dass das Absorptionsspektrum innerhalb eines bestimmten Wellenlängenbereichs (z. B. 450-850 nm) exponentiell mit der Laserwellenlänge abnimmt. (Quelle der in **Fig. 3A** und **Fig. 3B** gezeigten Daten: http://omlc.org/spectra/hemoglobin/). **Fig. 3C** zeigt die optischen Absorptionsspektren, die in verschiedenen Medien gemessen wurden, einschließlich Spektren für Wasser 331 A-331 C (bei 75 %, 100 % bzw. 4 % Konzentration), Spektren für Hämoglobin (Hb) 332, Spektren für Oxyhämoglobin (HbO_2) 333 und Spektren für Melanin 334A-334D (für Volumenfraktionen von Melanosomen in 2 %, 13 %, 30 % bzw. 100 %). (Quelle der in **Fig. 3C** gezeigten Daten: http://www.americanlaserstudyclub.org/laser-surgery-education/). Die Wellenlängen für die Wasserabsorption liegen im Bereich von 1900 nm bis 3000 nm. Die Wellenlängen für Oxyhämoglobin und/oder Oxyhämoglobin liegen im Bereich von 400 nm bis 520 nm. Obwohl viele chirurgische Laser von Wasser oder Hämoglobin stark absorbiert werden, gibt es im Inneren eines Endoskops nur wenige Medien, die Wasser absorbieren können, was ein Grund dafür sein kann, dass das Innere eines Endoskops durch Laserenergie beschädigt werden kann.

[0045] **Fig. 4** veranschaulicht die Eindringtiefe einer Laserausgabe wie der zweiten Ausgabe 120. (Quelle der in **Fig. 4** gezeigten Daten: http://www. americanlaserstudyclub.org/laser-surgery-education/). Wie dort zu sehen ist, kann die zweite Ausgabe 120 aufgrund einer Eindringtiefe, die mit den charakteristischen Abmessungen einer kleinen Kapillare vergleichbar ist (z. B. zwischen etwa 5 und etwa 10 µm), für eine effektive Koagulation geeignet sein. Darüber hinaus kann in bestimmten Beispielen, die sich auf **Fig. 3A** und **Fig. 3B** beziehen, der zweite Wellenlängenbereich einer geringen Absorption der zweiten Ausgabe 120 durch nicht karbonisiertes Gewebe, aber hoher Absorption durch karbonisiertes Gewebe (z. B. durch Ablation der ersten Ausgabe 110) entsprechen. Nennenswert ist hier, dass die spektralen Eigenschaften der zweiten Ausgabe 120 einer hohen (z. B. mehr als etwa 250 cm^{-1}) Absorption der einfallenden zweiten Ausgabe 120 durch karbonisiertes Gewebe entsprechen. Beispiele für geeignete zweite Laserquellen sind unter anderem $Ga_XAl_{1-X}As$ mit einer zweiten Ausgabe 120 im zweiten Wellenlängenbereich zwischen etwa 750 Nanometern und etwa 850 Nanometern oder $In_XGa_{1-X}As$ mit der zweiten Ausgabe 120 im zweiten Wellenlängenbereich zwischen etwa 904 Nanometern und etwa 1065 Nanometern.

[0046] Während vorstehend zwei Lasersysteme mit teilweise überlappenden Spektren, die für die Absorption durch (normales und/oder karbonisiertes) Gewebe geeignet sind, beschrieben werden, kann in alternativen Beispielen anstelle des zweiten Lasersystems 104 das erste Lasersystem 102 die zweite Ausgabe 120 bereitstellen. In einem Beispiel kann das erste Lasersystem 102 eine erste Ausgabe 110 über den ersten Wellenlängenbereich, der für eine hohe Absorption durch „normales“ Gewebe geeignet ist, das zuvor nicht abgetragen wurde (z. B. wie in **Fig. 2** dargestellt), bereitstellen und eine zweite Ausgabe 120 über den zweiten Wellenlängenbereich, der einer geringen Absorption durch das Gewebe vor der Karbonisierung entspricht und/oder besser für die Koagulation geeignet ist (z. B. wie in **Fig. 3A** und **Fig. 3B** dargestellt). Das erste Lasersystem 102 kann zusätzliche Ausgaben in weiteren Wellenlängenbereichen bereitstellen.

[0047] Es wird erneut auf **Fig. 1** verwiesen. Gemäß Beispielen umfasst das Laserbehandlungssystem ein Laserrückkopplungssteuerungssystem 100. Bezugnehmend auf **Fig. 5** kann das Laserrückkopplungssteuerungssystem 100, wie zuvor beschrieben, Rückkopplungssignale 130 von einem Zielgewebe 122 analysieren und das erste Lasersystem 102 und/oder das zweite Lasersystem 104 steuern, um geeignete Laserausgaben zum Erzielen einer gewünschten therapeutischen Wirkung zu erzeugen. So kann das Laserrückkopplungssteuerungssystem 100 beispielsweise die Eigenschaften des Zielgewebes 122 während eines therapeutischen Verfahrens (z. B. Ablation) überwachen, um festzustellen, ob das Gewebe vor einem anderen therapeutischen Verfahren (z. B. Koagulation von Blutgefäßen) in geeigneter Weise abgetragen wurde. Dementsprechend kann das Laserrückkopplungssteuerungssystem 100 einen Rückkopplungsanalysator 140 umfassen.

[0048] Unter weiterer Bezugnahme auf **Fig. 5** kann der Rückkopplungsanalysator 140 gemäß einem Beispiel die spektroskopischen Eigenschaften des Gewebes überwachen. Zu den spektroskopischen Eigenschaften können Merkmale wie Reflexionsvermögen, Absorptionsindex und dergleichen gehören. Dementsprechend kann der Rückkopplungsanalysator 140 einen spektroskopischen Sensor 142 umfassen. Der spektroskopische Sensor 142 kann ein Fourier-Transformations-Infrarot-Spektrometer (FTIR), ein Raman-Spektrometer, ein UV-VIS-Reflexionsspektrometer, ein Fluoreszenzspektrometer und ähnliches umfassen. Der FTIR ist ein

Verfahren für die routinemäßige, einfache und schnelle Materialanalyse. Diese Technik hat eine relativ gute räumliche Auflösung und liefert Informationen über die chemische Zusammensetzung des Materials. Die Raman-Spektroskopie bietet eine gute Genauigkeit beim Identifizieren von harten und weichen Gewebebestandteilen. Da es sich um eine Technik mit hoher räumlicher Auflösung handelt, ist sie auch für die Bestimmung der Verteilung von Komponenten innerhalb eines Ziels nützlich. Die UV-VIS-Reflexionsspektroskopie ist ein Verfahren, das Informationen aus dem von einem Objekt reflektierten Licht erfasst, ähnlich wie die Informationen, die das Auge oder ein von einer hochauflösenden Kamera aufgenommenes Farbbild liefert, jedoch quantitativer und objektiver. Die Reflexionsspektroskopie liefert Informationen über das Material, da die Lichtreflexion und -absorption von seiner chemischen Zusammensetzung und den Oberflächeneigenschaften abhängt. Es ist auch möglich, mit dieser Technik eindeutige Informationen sowohl über die Oberflächen- als auch die Volumeneigenschaften der Probe zu erhalten. Die Reflexionsspektroskopie kann eine wertvolle Technik sein, um die Zusammensetzung von hartem oder weichem Gewebe zu erkennen. Die Fluoreszenzspektroskopie ist eine Art der elektromagnetischen Spektroskopie, die die Fluoreszenz einer Probe analysiert. Dabei wird ein Lichtstrahl verwendet, in der Regel Ultraviolett, der eine Materialverbindung anregt und bewirkt, dass die Materialverbindung Licht aussendet, typischerweise im sichtbaren oder IR-Bereich. Das Verfahren ist für die Analyse einiger organischer Komponenten wie Hart- und Weichgewebe geeignet.

[0049] Der Rückkopplungsanalysator 140 kann optional einen Bildsensor 144 (z. B. eine CCD- oder CMOS--Kamera, die für ultraviolette (UV), sichtbare (VIS) oder infrarote (IR) Wellenlängen empfindlich ist) umfassen. In einigen Beispielen kann der spektroskopische Sensor 142 mehr als eine der hier aufgeführten Arten von Spektrometern oder bildgebenden Kameras umfassen, um die Erfassung und Erkennung verschiedener Merkmale (z. B. karbonisiertes und nicht-karbonisiertes Gewebe, Gefäße und ähnliches) zu verbessern.

[0050] In einigen Beispielen kann der spektroskopische Sensor 142 (auch als Spektrometer bezeichnet) eines der hier aufgeführten Spektrometer umfassen und sich zusätzlich auf die Bildgebungsfähigkeiten eines Endoskops stützen, das während eines therapeutischen Eingriffs verwendet wird. Ein Endoskop kann zum Beispiel zur Visualisierung von anatomischen Merkmalen während eines therapeutischen Eingriffs (z. B. Laserablation eines Tumors) verwendet werden. In solchen Fällen können die Bildgebungsfähigkeiten des Endoskops durch den spektroskopischen Sensor 142 erweitert werden. So können herkömmliche Endoskope eine Schmalband-Bildgebung liefern, die für eine verbesserte Visualisierung anatomischer Merkmale (z. B. Läsionen, Tumore, Gefäße und dergleichen) geeignet ist. Durch die Kombination des spektroskopischen Sensors 142 mit der endoskopischen Bildgebung (Weißlicht und/oder Schmalband-Bildgebung) kann die Erkennung von Gewebeeigenschaften, wie z. B. des Karbonisierungsgrads, verbessert werden, um die Verabreichung einer therapeutischen Behandlung präzise zu steuern.

[0051] Wiederum unter Bezugnahme auf **Fig. 5** kann der spektroskopische Sensor 142 mit einem Lichtwellenleiter zur Signalerkennung 150 gekoppelt sein. In solchen Beispielen kann der Lichtwellenleiter zur Signalerkennung 150 optische Eigenschaften aufweisen, die für die Übertragung von spektroskopischen Signalen aus dem Gewebe zum spektroskopischen Sensor 142 geeignet sind. Alternativ kann der spektroskopische Sensor 142 im Betrieb mit dem ersten Lichtwellenleiter 108 des ersten Lasersystems 102 und/oder dem zweiten Lichtwellenleiter 118 des zweiten Lasersystems 104 gekoppelt sein und dadurch spektroskopische Signale über den ersten Lichtwellenleiter 108 und/oder den zweiten Lichtwellenleiter 118 erfassen.

[0052] Unter fortgesetzter Bezugnahme auf **Fig. 1** und **Fig. 5** umfasst das Laserrückkopplungssteuerungssystem 100 eine Lasersteuerung 160, die mit dem spektroskopischen Sensor 142, dem ersten Lasersystem 102 und optional dem zweiten Lasersystem 104 im Betrieb verbunden ist. Die Lasersteuerung 160 kann ein oder mehrere Lasersysteme (z. B. das erste Lasersystem 102, das zweite Lasersystem 104 und/oder zusätzliche Lasersysteme), die im Betrieb mit diesen verbunden sind, gemäß einem oder mehreren hierin beschriebenen Steuerungsalgorithmen steuern, um die Laserausgabe von dem einen oder den mehreren Lasersystemen so zu steuern, dass eine gewünschte therapeutische Wirkung im Zielgewebe 122 erzielt wird.

[0053] Die Lasersteuerung 160 kann Prozessoren wie Mikroprozessoren, digitale Signalprozessoren (DSPs), anwendungsspezifische integrierte Schaltungen (ASICs), feldprogrammierbare Gate-Arrays (FPGAs) oder andere gleichwertige integrierte oder diskrete Logikschaltungen sowie beliebige Kombinationen solcher Komponenten zur Ausführung einer oder mehrerer der Funktionen, die der Lasersteuerung 160 zugeordnet sind, umfassen. Optional kann die Lasersteuerung 160 über drahtgebundene oder drahtlose Verbindungen mit dem spektroskopischen Sensor 142 und einem oder mehreren Lasersystemen (z. B. dem ersten Lasersystem 102, dem zweiten Lasersystem 104 und optionalen, hier nicht abgebildeten Lasersystemen) gekoppelt sein.

[0054] Die Lasersteuerung 160 kann mit dem Rückkopplungsanalysator 140 kommunizieren (z. B. über drahtgebundene oder drahtlose Verbindungen), um ein oder mehrere Rückkopplungssignale vom Rückkopplungsanalysator 140 zu empfangen. Die Lasersteuerung 160 kann eine oder mehrere Eigenschaften des Zielgewebes 122 auf der Grundlage des/der Rückkopplungssignals/-e bestimmen, wie hierin weiter beschrieben wird. Die Lasersteuerung 160 kann beispielsweise die Amplitude der Rückkopplungssignale mit den vorhandenen minimalen und maximalen Amplituden vergleichen und eine Eigenschaft des Gewebes (z. B. karbonisiert, koaguliert usw.) bestimmen.

[0055] In einigen Beispielen kann der Rückkopplungsanalysator 140 das Zielgewebe 122 kontinuierlich überwachen und kontinuierlich mit der Lasersteuerung 160 kommunizieren, um Rückkopplungssignale zu liefern. Dementsprechend kann die Lasersteuerung 160 die Lasersysteme so lange in einem oder mehreren Zuständen halten, bis eine Änderung der Amplitude des Rückkopplungssignals erkannt wird. Wenn eine Amplitudenänderung des spektroskopischen Signals festgestellt wird, kann die Lasersteuerung 160 mit dem einen oder den mehreren Lasersystemen kommunizieren und deren Zustand/Zustände ändern, um eine gewünschte therapeutische Wirkung zu erzielen. Alternativ oder zusätzlich kann die Lasersteuerung 160 mit einem Operateur (z. B. einer medizinischen Fachkraft) kommunizieren und eine oder mehrere Ausgaben über ein oder mehrere Ausgabesysteme anzeigen, die auf das Rückkopplungssignal hinweisen, und kann optional den Operateur anweisen, eine oder mehrere Behandlungsverfahren mit dem ersten Lasersystem und/oder dem zweiten Lasersystem durchzuführen, um eine gewünschte therapeutische Wirkung zu erzielen.

[0056] In den hier beschriebenen Beispielen zur Veranschaulichung kann die Lasersteuerung 160 das eine oder die mehreren Lasersysteme steuern, indem sie den Zustand der Lasersysteme ändert. Gemäß einem Aspekt kann die Lasersteuerung 160 jedes Lasersystem unabhängig steuern. So kann die Lasersteuerung 160 beispielsweise ein eigenes Steuersignal an jedes Lasersystem senden, um jedes Lasersystem unabhängig von den anderen Lasersystemen zu steuern. Alternativ dazu kann die Lasersteuerung 160 ein gemeinsames Signal zur Steuerung eines oder mehrerer Lasersysteme senden.

[0057] In einigen Beispielen kann jedes der Lasersysteme zwei verschiedenen Zuständen zugeordnet sein: einem ersten Zustand, in dem das Lasersystem eine Laserausgabe erzeugt, und einem zweiten Zustand, in dem ein Lasersystem keine Laserausgabe erzeugt. Zum Beispiel kann das erste Lasersystem 102 einen ersten Zustand aufweisen, in dem eine erste Ausgabe 110 (z. B. über den ersten Wellenlängenbereich) erzeugt wird, und einen zweiten Zustand, in dem die erste Ausgabe 110 nicht erzeugt wird. In ähnlicher Weise kann das zweite Lasersystem 104 einen ersten Zustand aufweisen, in dem eine zweite Ausgabe 120 (z. B. über den zweiten Wellenlängenbereich) erzeugt wird, und einen zweiten Zustand, in dem die zweite Ausgabe 120 nicht erzeugt wird. In solchen Beispielen kann die Lasersteuerung 160 das eine oder die mehreren Lasersysteme durch Senden von Steuersignalen steuern, die den Zustand des Lasersystems vom ersten Zustand in den zweiten Zustand oder vom zweiten Zustand in den ersten Zustand ändern. Ferner kann jedes Lasersystem optional zusätzliche Zustände aufweisen, z. B. einen dritten Zustand, in dem eine Laserausgabe über einen anderen Wellenlängenbereich erzeugt wird. Dementsprechend können zusätzliche Steuersignale von der Lasersteuerung 160 an das/die Lasersystem(e) gesendet werden, um deren Zustände von ihrem aktuellen Zustand in einen oder mehrere zusätzliche Zustände zu ändern (z. B. erster Zustand in den dritten Zustand, zweiter Zustand in den dritten Zustand, dritter Zustand in den ersten Zustand und dritter Zustand in den zweiten Zustand), um die Laserausgaben zu erzeugen, die eine gewünschte therapeutische Wirkung erzielen.

Beispielhafte Algorithmen zur Steuerung des Lasersystems

[0058] **Fig. 6** und **Fig. 7** sind Flussdiagramme, die Beispiele für Algorithmen zur Steuerung eines oder mehrerer Lasersysteme unter Verwendung des Laserrückkopplungssteuerungssystems 100 gemäß einigen in dieser Offenbarung beschriebenen Beispielen veranschaulichen. In Übereinstimmung mit dem in **Fig. 6** gezeigten Steuerungsalgorithmus 600 kann in Schritt 602 ein erstes Signal (z. B. ein spektroskopisches Signal) vom Rückkopplungsanalysator 140 (z. B. dem spektroskopischen Sensor 142 oder dem Bildsensor 144) erfasst werden. In Schritt 604 kann die Lasersteuerung 160 das erste Signal vom Rückkopplungsanalysator 140 empfangen. Das erste Signal kann einer ersten Eigenschaft entsprechen. In Schritt 606 kann die Lasersteuerung 160 feststellen, ob das erste Signal im Allgemeinen einem ersten voreingestellten Wert entspricht. Zum Beispiel kann die Lasersteuerung 160 die Amplitude des ersten Signals mit einem Zielwert oder voreingestellten Extrema (z. B. maximale oder minimale Amplituden) vergleichen und die erste Eigenschaft des Zielgewebes 122 bestimmen. Die erste Eigenschaft kann ein Indikator für die Eigenschaften des Gewebes nach einer therapeutischen Behandlung sein (z. B. abgetragenes oder karbonisiertes Gewebe). Die Lasersteuerung 160 kann auf der Grundlage der ersten Eigenschaft (Vergleich zwischen dem ersten Signal und

dem ersten voreingestellten Wert) feststellen, ob die gewünschte therapeutische Wirkung erzielt wurde, und kann in Schritt 608 ein erstes Steuersignal an das erste Lasersystem 102 senden, um von einem ersten Zustand des ersten Lasersystems 102 in einen zweiten Zustand des ersten Lasersystems 102 zu wechseln. Gemäß einem Beispiel kann dies dazu führen, dass das erste Lasersystem 102 die erste Ausgabe 110 nicht mehr erzeugt, weil die therapeutische Wirkung (z. B. die Ablation) zufriedenstellend erzielt wurde. Wenn alternativ in Schritt 606 festgestellt wird, dass das erste Signal im Allgemeinen nicht dem ersten voreingestellten Wert entspricht (keine ausreichende Ablation), kann die Lasersteuerung keine Steuersignale senden, und der Rückkopplungsanalysator kann die Überwachung des ersten Signals fortsetzen.

[0059] Optional kann der Rückkopplungsanalysator 140 in Schritt 612 ein zweites Signal empfangen, das sich von dem ersten Signal unterscheidet. Das zweite Signal kann anzeigen, ob die erste Eigenschaft des Zielgewebes einen zweiten voreingestellten Wert hat. Zum Beispiel kann die Amplitude des vom Gewebe reflektierten Lichts im zweiten Signal anders als im ersten Signal sein. Im optionalen Schritt 614 kann das zweite Signal von der Lasersteuerung 160 empfangen werden. Im optionalen Schritt 616 kann die Lasersteuerung 160 feststellen, ob das zweite Signal im Allgemeinen der zweiten Voreinstellung entspricht. Beispielsweise kann das zweite Signal (z. B. ein spektroskopisches Signal oder Bild) darauf hinweisen, dass das Zielgewebe 122 nicht durch Absorption der ersten Ausgabe 110 (z. B. gemessene Signalamplitude, die geringer ist als eine voreingestellte maximale Amplitude eines spektroskopischen Signals oder eines Bildes von abgetragenem Gewebe) karbonisiert wurde. In manchen Fällen kann ein solcher Zustand auf eine unzureichende Ablation oder eine andere unbefriedigende therapeutische Wirkung hindeuten, und es kann wünschenswert sein, die Laserausgabe fortzusetzen, damit das Gewebe abgetragen werden kann. Dementsprechend kann in einem optionalen Schritt 618 die Lasersteuerung 160 mit dem ersten Lasersystem 102 kommunizieren, um ein zweites Steuersignal zu senden. Das zweite Steuerungssystem kann das erste Lasersystem 102 im ersten Zustand halten (z. B. um die erste Ausgabe 110 fortzusetzen). Wenn sich das erste Lasersystem im zweiten Zustand befindet (z. B. ausgeschaltet), kann alternativ das zweite Steuersignal in einem optionalen Schritt 620 den Zustand des ersten Lasersystems in den ersten Zustand (z. B. eingeschaltet) versetzen, um z. B. eine weitere Abtragung des Zielgewebes zu erreichen.

[0060] Im optionalen Schritt 620 kann die Lasersteuerung 160, nachdem sie die zufriedenstellende Erreichung des therapeutischen Zustands festgestellt hat, zusätzliche Steuervorgänge durchführen, um zusätzliche Laserausgaben (z. B. mit einer anderen Wellenlänge) für zusätzliche therapeutische Wirkungen zu erbringen.

[0061] Fig. 7 zeigt einen Steuerungsalgorithmus für die Steuerung eines dualen Lasersystems. Der Algorithmus 700 kann für Fälle geeignet sein, in denen die Lasersteuerung 160 im Betrieb mit zwei oder mehr Lasersystemen kommuniziert. In einigen Beispielen kann das erste Lasersystem 102 so konfiguriert sein, dass es eine erste Ausgabe 110 (z. B. in einem ersten Wellenlängenbereich) liefert, und das zweite Lasersystem 104 kann so konfiguriert sein, dass es eine zweite Ausgabe 120 (z. B. in einem zweiten Wellenlängenbereich, der sich von dem ersten Wellenlängenbereich unterscheidet) liefert, wie zuvor beschrieben. Der Steuerungsalgorithmus 700 kann das erste Lasersystem 102, das zweite Lasersystem 104 und optional weitere Lasersysteme steuern.

[0062] In Übereinstimmung mit dem Steuerungsalgorithmus 700 kann in Schritt 702 ein erstes Signal (z. B. ein spektroskopisches Signal oder ein Bild) vom Rückkopplungsanalysator 140 erfasst werden. In Schritt 704 kann die Lasersteuerung 160 das erste Signal vom Rückkopplungsanalysator 140 empfangen. In Schritt 706 kann die Lasersteuerung 160 feststellen, ob das erste Signal im Allgemeinen gleich einem ersten voreingestellten Wert ist (z. B. innerhalb einer bestimmten Toleranzspanne des ersten voreingestellten Wertes). Zum Beispiel kann die Lasersteuerung 160 die Amplitude des ersten Signals mit einem Zielwert oder voreingestellten Extrema (z. B. maximale oder minimale Amplituden) vergleichen und die erste Eigenschaft des Zielgewebes 122 feststellen. Die erste Eigenschaft kann ein Hinweis auf die Eigenschaften des Gewebes nach einer therapeutischen Behandlung sein (z. B. abgetragenes oder karbonisiertes Gewebe). Die Lasersteuerung 160 kann auf der Grundlage der ersten Eigenschaft, die den Zielwert oder voreingestellte Kriterien erfüllt, feststellen, ob die gewünschte therapeutische Wirkung erzielt wurde, und kann in Schritt 708 ein erstes Steuersignal an das erste Lasersystem 102 senden, um von einem ersten Zustand des ersten Lasersystems 102 in einen zweiten Zustand des ersten Lasersystems 102 zu wechseln. Beispielsweise kann die Lasersteuerung 160 anhand des vom abgetragenen Gewebe reflektierten Lichts feststellen, ob die Abtragung zufriedenstellend war, und ein erstes Steuersignal an das erste Lasersystem senden, um das erste Lasersystem in den AUS-Zustand zu versetzen. Alternativ dazu kann in veranschaulichten Beispielen die Lasersteuerung 160 eine Ausgabe an einen Operateur (z. B. eine medizinische Fachkraft) liefern, um anzuzeigen, ob die

gewünschte therapeutische Wirkung erreicht wurde, und/oder den Operateur darauf hinweisen, den Zustand des ersten Lasersystems in den Zustand „AUS“ zu versetzen.

[0063] Im Schritt 708 kann die Lasersteuerung 160 auch ein viertes Signal an ein zweites Lasersystem 104 senden, um von einem zweiten Zustand des zweiten Lasersystems 104 in einen ersten Zustand des zweiten Lasersystems 104 zu wechseln. Beispielsweise kann das zweite Lasersystem 104 für die Ablation von karbonisiertem Gewebe besser geeignet sein. Dementsprechend kann die Lasersteuerung 160 in einigen Fällen, wenn sie feststellt, dass das Gewebe ausreichend karbonisiert wurde (z. B. in Schritt 708), das erste Steuersignal senden, um das erste Lasersystem 102 auszuschalten, und das vierte Steuersignal senden, um das zweite Lasersystem 104 einzuschalten. Ein Beispiel für ein Zeitdiagramm der Zustände des ersten Lasersystems und des zweiten Lasersystems ist in **Fig. 8** dargestellt.

[0064] In einigen Beispielen können das erste Steuersignal und das vierte Steuersignal gleichzeitig gesendet werden. Alternativ dazu können das erste Steuersignal und das vierte Steuersignal nacheinander gesendet werden.

[0065] Zurück zu **Fig. 7**: Im optionalen Schritt 710 kann der Rückkopplungsanalysator 140 ein zweites Signal (z. B. ein spektroskopisches Signal oder Bild) erkennen, das sich vom ersten Signal unterscheidet. Das zweite Signal kann beispielsweise darauf hinweisen, dass das Zielgewebe 122 nicht durch Absorption der ersten Ausgabe 110 karbonisiert wurde (z. B. gemessene Signalamplitude größer als eine voreingestellte maximale Amplitude eines spektroskopischen Signals von abgetragenem Gewebe). In einigen Fällen kann ein solcher Zustand auf eine unzureichende Abtragung oder eine andere unbefriedigende therapeutische Wirkung hinweisen und es kann wünschenswert sein, die Laserausgabe fortzusetzen, damit das Gewebe abgetragen werden kann. Im optionalen Schritt 712 kann die Lasersteuerung das zweite Signal empfangen und im optionalen Schritt 714 das zweite Signal mit einem zweiten voreingestellten Wert vergleichen. Wenn das zweite Signal im Allgemeinen gleich dem zweiten voreingestellten Wert ist (wie z. B. innerhalb einer bestimmten Toleranzspanne des zweiten voreingestellten Wertes), kann die Lasersteuerung 160 im optionalen Schritt 716 das zweite Steuersignal an das erste Lasersystem und das dritte Steuersignal an das zweite Lasersystem senden. Ein Beispiel für ein Zeitdiagramm der Zustände des ersten Lasersystems und des zweiten Lasersystems ist in **Fig. 8** dargestellt.

[0066] Das zweite Steuersignal kann in einigen Beispielen das erste Lasersystem vom zweiten Zustand (z. B. AUS) in den ersten Zustand (z. B. EIN) versetzen. Alternativ kann das zweite Steuersignal, wenn sich das erste Lasersystem im ersten Zustand (z. B. EIN) befindet, das erste Lasersystem 102 im ersten Zustand halten (z. B. um den ersten Ausgabe 110 fortzusetzen). Optional kann die Lasersteuerung 160 in Schritt 716 ein drittes Steuersignal an das zweite Lasersystem 104 senden, wodurch das zweite Lasersystem 104 von dem ersten Zustand (z. B. EIN) des zweiten Lasersystems 104 in den zweiten Zustand (z. B. AUS) des zweiten Lasersystems 104 wechselt, wenn sich das zweite Lasersystem 104 in seinem ersten Zustand befindet. Alternativ dazu kann das dritte Steuersignal das zweite Lasersystem 104 im zweiten Zustand (z. B. AUS) halten, wenn sich das zweite Lasersystem im zweiten Zustand befindet.

[0067] Gemäß einigen Beispielen kann der erste Zustand des ersten Lasersystems 102 und des zweiten Lasersystems 104 der Erzeugung einer ersten Ausgabe 110 durch die erste Laserquelle 106 bzw. einer zweiten Ausgabe 120 durch eine zweite Laserquelle 116 entsprechen. Dementsprechend kann der erste Zustand des ersten Lasersystems 102 und des zweiten Lasersystems 104 einen „Ein“-Zustand darstellen. In einigen Beispielen kann der zweite Zustand des ersten Lasersystems 102 und des zweiten Lasersystems 104 einem „Aus“-Zustand entsprechen.

[0068] Bezugnehmend auf **Fig. 5** kann das Laserrückkopplungssteuerungssystem 100 ein oder mehrere Ausgabesysteme 170 umfassen. Das eine oder die mehreren Ausgabesysteme 170 können mit Benutzern und/oder anderen Systemen, wie z. B. einem für eine therapeutische Behandlung verwendeten Saug-/Pumpsystem für die Spülung oder einer optischen Anzeigesteuerung oder anderen Systemen, kommunizieren und/oder Signale an diese liefern. Das Ausgabesystem 170 kann in einigen Beispielen ein Display 172 umfassen. Das Display 172 kann ein Bildschirm sein (z. B. ein Touchscreen), oder alternativ kann es sich einfach um eine optische Anzeige handeln (z. B. LED-Leuchten in einer oder mehreren Farben). In weiteren Beispielen kann das Ausgabesystem 170 akustische Ausgabesysteme 174 umfassen, die in der Lage sind, akustische Signale zu liefern (z. B. Lautsprecher, ein Alarmsystem und dergleichen). Das/die Ausgabesystem(e) 170 können eine oder mehrere Ausgaben bereitstellen (z. B. LED-Leuchten einer ersten Farbe, eine erste Nachricht auf dem Bildschirm, ein Alarmgeräusch eines ersten Tons), um anzuzeigen, dass eine gewünschte therapeutische Wirkung erzielt wurde. Die Ausgabe(n) können z. B. in Schritt 610 und optional

in Schritt 620 bereitgestellt werden. In weiteren optionalen Beispielen kann das/die Ausgabesystem(e) 170 eine oder mehrere unterschiedliche Ausgaben bereitstellen, wenn die gewünschten therapeutischen Wirkungen nicht erreicht wurden. Zum Beispiel kann das/die Ausgabesystem(e) 170 eine oder mehrere Ausgaben (z. B. LED-Leuchten einer zweiten Farbe, eine zweite Nachricht auf dem Bildschirm, ein Alarmgeräusch eines zweiten Tons) bereitstellen, um anzuzeigen, dass eine gewünschte therapeutische Wirkung nicht erreicht wurde. Solche Ausgaben können den Operateur (eine medizinische Fachkraft) dazu veranlassen, einen oder mehrere Schritte zu unternehmen (z. B. weitere Behandlungsschritte mit dem einen oder den mehreren Lasersystemen durchzuführen, um zusätzliche Laserausgaben bereitzustellen).

[0069] **Fig. 8** zeigt ein Zeitdiagramm eines dualen Lasersystems mit einem Laserrückkopplungssteuerungssystem 100 gemäß einem Beispiel für die Gewebeablation und -koagulation unter Verwendung von zwei optischen Wellenlängen. Wie bereits beschrieben, kann das Laserrückkopplungssteuerungssystem 100 jedoch mit einem einzelnen oder mehreren optischen Wellenlängensystemen verwendet werden, um die Abgabe der Lasertherapie oder anderer Arten therapeutischer Wirkungen an das Zielgewebe 122 zu optimieren. Die therapeutischen Wirkungen können in beliebiger Reihenfolge, auch gleichzeitig, abgegeben werden. Alternativ können die therapeutischen Wirkungen zu unterschiedlichen Zeitpunkten abgegeben werden.

[0070] Gemäß einem Beispiel kann die Laserenergie aus einem ersten Lasersystem 102 und dem zweiten Lasersystem 104 auf ein Zielobjekt (z. B. eine Gewebeoberfläche) gerichtet werden, in einem Beispiel kontinuierlich. Das erste und das zweite Lasersystem können die jeweilige Laserenergie über denselben Lichtwellenleiter abgeben. Alternativ können das erste und das zweite Lasersystem die jeweilige Laserenergie über jeweils unterschiedliche Lichtwellenleiter abgeben. Optische Rückkopplungssignale 810 mit der Amplitude Amax werden von der Gewebeoberfläche reflektiert und können vom Rückkopplungsanalysator 140 erfasst und analysiert werden. Das erste und das zweite Lasersystem können ihre jeweiligen Betriebszustände (z. B. einen EIN-Zustand oder einen AUS-Zustand) abwechseln. Wie in **Fig. 8** dargestellt, kann das erste Lasersystem 102 in seinen ersten Zustand geschaltet oder in seinem ersten Zustand (z. B. EIN) 820A gehalten werden, während das zweite Lasersystem 104 in einen zweiten Zustand (z. B. AUS) geschaltet oder in diesem gehalten werden kann. Der erste Laser kann zur Ablation und Karbonisierung von Gewebe verwendet werden. Während des Betriebs des ersten Lasersystems 102 kann das erste Signal von der Lasersteuerung 160 empfangen werden und eine hohe Absorption durch das Gewebe anzeigen, bis seine Amplitude auf einen Schwellenwert, Amin, abfällt. Die Wellenlänge der Ausgabe des ersten Lasersystems 102 kann in einem ersten Wellenlängenbereich in einem Absorptionsspektrum des Zielgewebes liegen, z. B. bei einer Wellenlänge, die für eine wirksame Karbonisierung des Zielgewebes geeignet ist. Das Gewebe weist eine hohe Absorption der Laserenergie auf. In einem Beispiel liegt die erste Laserausgabe in einem UV-VIS- oder Tiefinfrarot-Wellenlängenbereich.

[0071] Die Lasersteuerung 160 kann dann den Zustand des Lasersystems ändern, so dass sich das erste Lasersystem 102 im zweiten Zustand (z. B. AUS) und das zweite Lasersystem 104 im ersten Zustand (z. B. EIN) 830A befindet. Die Ausgabe des zweiten Lasersystems 104 kann von dem karbonisierten Gewebe stark absorbiert werden, so dass das karbonisierte Gewebe abgetragen wird und die Karbonisierung effektiv entfernt wird. Die Wellenlänge der Ausgabe des zweiten Lasersystems 104 kann in einem zweiten Wellenlängenbereich in einem Absorptionsspektrum des Zielobjekts liegen. Der zweite Wellenlängenbereich kann sich von dem ersten Wellenlängenbereich der Ausgabe des ersten Lasersystems 102 unterscheiden. Die Wellenlänge der Ausgabe des zweiten Lasersystems 104 kann ebenfalls für eine wirksame Koagulation geeignet sein. In einem Beispiel liegt die zweite Laserausgabe in einem infraroten Wellenlängenbereich (z. B. 100-300 µm). Durch den Dekarbonisierungsprozess kehrt die Amplitude des Signals (z. B. des zweiten Signals) in die Nähe des anfänglichen Werts Amax zurück. Die Lasersteuerung 160 kann den Zustand der Laser entsprechend ändern, so dass sich das erste Lasersystem 102 im ersten Zustand (z. B. EIN) und das zweite Lasersystem 104 im zweiten Zustand (z. B. AUS) befindet. Der Vorgang kann wiederholt werden, so dass das erste Lasersystem 102 und das zweite Lasersystem 104 wiederholt abwechselnd in ihre EIN-Zustände 820B bzw. 830B geschaltet werden, wie in **Fig. 8** dargestellt, bis die gewünschte Gewebeablation und/oder - koagulation erreicht ist. In einigen Beispielen können die hier beschriebenen optischen Rückkopplungssignale 810 einem elektrochirurgischen System bereitgestellt werden, das die elektrochirurgische Energie, die sich von der Laserenergie unterscheidet, steuerbar einstellen und optimieren kann.

Beispiel eines endoskopischen Systems mit Zielidentifizierung

[0072] **Fig. 9-11** zeigen, wie die Analyse der Zielzusammensetzung vollständig innerhalb eines Endoskops durchgeführt werden. Die Analyse der Zielzusammensetzung kann mittels Spektroskopie durch die Laserfaser und möglicherweise eine Kamera an der distalen Spitze eines digitalen Endoskops durchgeführt werden.

[0073] Fig. 9A-9B veranschaulichen ein Beispiel eines Endoskops mit einer eingeführten Laserfaser. Ein länglicher Körperabschnitt eines beispielhaften Endoskops 910 umfasst verschiedene Komponenten, darunter eine Laserfaser 912, eine Beleuchtungsquelle 914 und eine Kamera 916. Die Laserfaser 912 ist ein Beispiel für den optischen Pfad 108 des Lasersystems 102 oder des Lasersystems 202. Die Laserfaser 912 kann sich entlang eines Arbeitskanals 913 innerhalb des länglichen Körpers des Endoskops 910 erstrecken. In einigen Beispielen kann die Laserfaser 912 getrennt vom Endoskop sein. Beispielsweise kann die Laserfaser 912 vor der Verwendung durch einen Arbeitskanal des Endoskops geführt und nach der Verwendung wieder aus dem Arbeitskanal des Endoskops herausgezogen werden.

[0074] Die Beleuchtungsquelle 914 kann Teil eines Visualisierungssystems sein, das es einem Operateur ermöglicht, die Zielstruktur (z. B. Gewebe oder Calculi-Strukturen) anzuzeigen. Beispiele für die Beleuchtungsquelle können eine oder mehrere LEDs umfassen, die so konfiguriert sind, dass sie Licht distal vom distalen Ende des länglichen Körpers des Endoskops ausstrahlen, um das Feld der Zielstruktur zu beleuchten. In einem Beispiel kann die Beleuchtungsquelle 914 weißes Licht emittieren, um die Zielstruktur zu beleuchten. Weißes Licht kann es dem Arzt ermöglichen, Verfärbungen oder andere farbliche Effekte auf die Calculi oder auf das Gewebe in der Nähe des distalen Endoskopkörpers zu beobachten. In einem Beispiel kann die Beleuchtungsquelle 914 blaues Licht ausstrahlen, um die Zielstruktur zu beleuchten. Blaues Licht ist gut geeignet, um die thermische Ausbreitung des Gewebes zu zeigen und dadurch Schäden im Gewebe zu erkennen. Andere Farben und/oder Farbbänder, wie z. B. rot, bernsteinfarben, gelb, grün oder andere, können ebenfalls verwendet werden.

[0075] Die Kamera 916 ist ein Teil des Visualisierungssystems. Die Kamera 916 ist ein Beispiel für den Bildsensor 244. Die Kamera 916 kann ein Videobild oder ein oder mehrere statische Bilder der beleuchteten Zielstruktur und der Umgebung aufnehmen. Das Videobild kann in Echtzeit oder nahezu in Echtzeit mit einer relativ kurzen Latenzzeit für die Verarbeitung erstellt werden, so dass der Arzt die Zielstruktur beobachten kann, während er das Endoskop bedient. Die Kamera 916 kann ein Objektiv und einen Multi-Pixel-Sensor umfassen, der sich in der Brennebene des Objektivs befindet. Der Sensor kann ein Farbsensor sein, z. B. ein Sensor, der Intensitätswerte für rotes, grünes und blaues Licht für jedes Pixel im Videobild liefert. Die Leiterplatte kann ein digitales Videosignal erzeugen, das das erfasste Videobild der beleuchteten Calculi darstellt. Das digitale Videosignal kann eine Bildwiederholfrequenz von 10 Hz, 20 Hz, 24 Hz, 25 Hz, 30 Hz, 40 Hz, 50 Hz, 60 Hz oder eine andere geeignete Bildwiederholfrequenz aufweisen.

[0076] Fig. 10A-10B zeigen Beispiele für rückkopplungsgesteuerte Laserbehandlungssysteme. In **Fig. 10A** ist ein Laserbehandlungssystem 1000A mit einem Endoskop 910 dargestellt, das in ein rückkopplungsgesteuertes Laserbehandlungssystem 1010 integriert ist, das die Kamerarückkopplung empfängt. Das Laserbehandlungssystem 1000A, das ein Beispiel für ein Laserbehandlungssystem 100 ist, umfasst das Endoskop 910, das rückkopplungsgesteuerte Laserbehandlungssystem 1010, eine Laserquelle 1020 und eine Lichtquelle 1030. In verschiedenen Beispielen kann ein Teil oder die Gesamtheit des rückkopplungsgesteuerten Laserbehandlungssystems 1010 in das Endoskop 910 eingebettet sein.

[0077] Das rückkopplungsgesteuerte Laserbehandlungssystem 1010, das ein Beispiel für das Laserrückkopplungssteuerungssystem 200 ist, umfasst ein Spektrometer 1011 (ein Beispiel für den spektroskopischen Sensor 242), einen Rückkopplungsanalysator 1012 (ein Beispiel für mindestens einen Teil des Rückkopplungsanalysators 240) und eine Lasersteuerung 1013 (ein Beispiel für die Lasersteuerung 260). Die Laserquelle 1020 ist ein Beispiel für ein Lasersystem 202 und kann mit der Laserfaser 912 gekoppelt werden. Faserintegrierte Lasersysteme können für endoskopische Verfahren verwendet werden, da sie Laserenergie durch ein flexibles Endoskop leiten und Hart- und Weichgewebe effektiv behandeln können. Diese Lasersysteme erzeugen einen Laserausgabestrahl in einem breiten Wellenlängenbereich vom UV- bis zum IR-Bereich (200 nm bis 10000 nm). Einige faserintegrierte Laser erzeugen eine Ausgabe in einem Wellenlängenbereich, der von weichem oder hartem Gewebe stark absorbiert wird, z. B. 1900-3000 nm für die Wasserabsorption oder 400-520 nm für die Absorption von Oxyhämoglobin und/oder Desoxyhämoglobin. Die obige Tabelle 1 ist eine Zusammenfassung von IR-Lasern, die im hohen Wasserabsorptionsbereich von 1900-3000 nm emittieren.

[0078] Einige faserintegrierte Laser erzeugen eine Ausgabe in einem Wellenlängenbereich, der vom weichen oder harten Zielgewebe nur minimal absorbiert wird. Diese Lasertypen bieten eine effektive Gewebekoagulation aufgrund einer Eindringtiefe, die dem Durchmesser einer kleinen Kapillare von 5-10 µm entspricht. Beispiele für Laserquellen 1020 können UV-VIS-emittierende $In_XGa_{1-X}N$-Halbleiterlaser wie GaN-Laser mit einer Emission bei 515-520 nm, $In_XGa_{1-X}N$-Laser mit einer Emission bei 370-493 nm, $Ga_XAl_{1-X}As$-La-

ser mit einer Emission bei 750-850 nm oder $In_XGa_{1-X}As$-Laser mit einer Emission bei 904-1065 nm sein, um nur einige zu nennen.

[0079] Die Lichtquelle 1030 kann ein elektromagnetisches Strahlungssignal erzeugen, das über einen ersten optischen Pfad, der sich entlang des länglichen Körpers des Endoskops erstreckt, an die Zielstruktur 122 übertragen werden kann. Der erste optische Pfad kann sich innerhalb des Arbeitskanals 913 befinden. In einem Beispiel kann der erste optische Pfad ein von der Laserfaser 912 getrennter Lichtwellenleiter sein. In einem anderen Beispiel, wie in **Fig. 10A** dargestellt, kann das elektromagnetische Strahlungssignal durch die gleiche Laserfaser 912 übertragen werden, die auch für die Übertragung von Laserstrahlen verwendet wird. Die elektromagnetische Strahlung tritt am distalen Ende des ersten optischen Pfads aus und wird auf die Zielstruktur und die Umgebung projiziert. Wie in **Fig. 10A** dargestellt, befindet sich die Zielstruktur im Sichtfeld der endoskopischen Kamera 916, so dass die endoskopische Kamera 916, z. B. eine CCD- oder CMOS-Kamera, als Reaktion auf die auf die Zielstruktur und die Umgebung projizierte elektromagnetische Strahlung das von der Zielstruktur 122 reflektierte Signal erfassen, ein Bildgebungssignal 1050 der Zielstruktur erzeugen und das Bildgebungssignal an das rückkopplungsgesteuerte Laserbehandlungssystem 1010 liefern kann. In einigen Beispielen kann ein anderes Bildgebungssystem als die CCD- oder CMOS-Kamera, wie z. B. Laserabtastung, zur Erfassung der spektroskopischen Reaktion verwendet werden.

[0080] Zusätzlich zu oder anstelle des Rückkopplungssignals (z. B. des Bildgebungssignals), das durch das Kamerasystem 916 erzeugt und übertragen wird, kann in einigen Beispielen das von der Zielstruktur reflektierte Signal zusätzlich oder alternativ über einen separaten Faserkanal oder eine Laserfaser, wie sie mit dem Endoskop 910 verbunden ist, gesammelt und an das Rückkopplungsgesteuerte Laserbehandlungssystem 1010 übertragen werden. **Fig. 10B** zeigt ein Beispiel für ein Laserbehandlungssystem 1000B mit dem Endoskop 910, das in das rückkopplungsgesteuerte Laserbehandlungssystem 1010 integriert und so konfiguriert ist, dass es Rückkopplung des spektroskopischen Sensors empfängt. Ein reflektiertes spektroskopisches Signal 1070 (das ein Beispiel für die Rückkopplungssignale 130 von **Fig. 1** und **Fig. 2** ist) kann über denselben optischen Pfad, z. B. die Laserfaser 912, der für die Übertragung der elektromagnetischen Strahlung von der Lichtquelle 1030 zur Zielstruktur verwendet wird, zum rückkopplungsgesteuerten Laserbehandlungssystem 1010 zurückgeführt werden. In einem anderen Beispiel kann das reflektierte spektroskopische Signal 1070 zum rückkopplungsgesteuerten Laserbehandlungssystem 1010 über einen zweiten optischen Pfad, z. B. über einen separaten Lichtwellenleiterkanal von der ersten Lichtwellenleiter, der die elektromagnetische Strahlung von der Lichtquelle 1030 zur Zielstruktur überträgt, gelangen.

[0081] Das rückkopplungsgesteuerte Laserbehandlungssystem 1010 kann ein oder mehrere Rückkopplungssignale (z. B. das Bildgebungssignal 1050 der Zielstruktur oder das reflektierte spektroskopische Signal 1070) analysieren, um einen Betriebszustand für die Laserquelle 1020 zu bestimmen. Das Spektrometer 1011 kann eine oder mehrere spektroskopische Eigenschaften aus dem einen oder den mehreren Rückkopplungssignalen erzeugen, z. B. durch Verwendung eines oder mehrerer FTIR-Spektrometer, Raman-Spektrometer, UV-VIS-Spektrometer, UV-VIS-IR-Spektrometer oder Fluoreszenzspektrometer, wie oben unter Bezugnahme auf den spektroskopischen Sensor 242 beschrieben. Der Rückkopplungsanalysator 1012 kann so konfiguriert sein, dass er die Zielstruktur als eine aus einer Vielzahl von Strukturkategorien oder Strukturtypen identifiziert oder klassifiziert, z. B. durch Verwendung des Zieldetektors 246 oder des Zielklassifizierers 248 oder mehrerer davon. Die Lasersteuerung 1013 kann so konfiguriert sein, dass sie einen Betriebsmodus des Lasersystems 1020 bestimmt, wie oben in ähnlicher Weise unter Bezugnahme auf **Fig. 2** beschrieben.

[0082] Die Lichtquelle 1030 kann elektromagnetische Strahlung in einem optischen Bereich von UV bis IR erzeugen. Die nachstehende Tabelle 2 enthält Beispiele für Lichtquellen 1030 für das spektroskopische System, die für die hier erörterten Beispiele anwendbar sind.

Tabelle 2: Lichtquellen für das spektroskopische System

Anwendung	Wellenlängenbereich	Typ
Farbe / VIS / NIR	360-2500 nm	Wolfram-Halogen
DUV	190-400 nm	Deuterium
UV	215-400 nm	Deuterium
UV/VIS/NIR Reflexion/Absorption	215-2500 nm	Deuterium/Halogen
UV/VIS/NIR Absorption	200-2500 nm	Deuterium/Halogen
UV/VIS	200-1000 nm	Xenon

Anwendung	Wellenlängenbereich	Typ
FTIR	2000-25000 nm	Siliziumkarbid
UV/VIS/IR Fluoreszenz	mehrere, schmal emittierend	LED, Laserdiode

[0083] In einigen Beispielen kann der Rückkopplungsanalysator 1012 einen Abstand 1060 (wie in **Fig. 10A** gezeigt) zwischen dem distalen Ende der Laserfaser 912 und der Zielstruktur 122 oder zwischen dem distalen Ende des optischen Pfads zum Empfangen und Zurücksenden des reflektierten Signals an das Spektrometer 1011 und die Zielstruktur 122 bestimmen. Der Abstand 1060 kann anhand einer spektroskopischen Eigenschaft, wie z. B. einem Reflexionsspektrum, die vom Spektrometer 1011 erzeugt wird, berechnet werden. Die Lasersteuerung 1013 kann die Laserquelle 1020 so steuern, dass sie Laserenergie an die Zielstruktur 122 abgibt, wenn der Abstand 1060 eine Bedingung erfüllt, z. B. unter einen Schwellenwert (d_{th}) fällt oder innerhalb eines bestimmten Laserbeschussbereichs liegt. Wird die Zielstruktur 122 beispielsweise als beabsichtigter Behandlungsstrukturtyp identifiziert (z. B. ein bestimmter Weichgewebetyp oder ein bestimmter Calculustyp), aber liegt die Zielstruktur 122 nicht innerhalb der Reichweite des Lasers (z. B. $d > d_{th}$), kann die Lasersteuerung 1013 ein Steuersignal erzeugen, um die Laserquelle 1020 zu „sperren“ (d. h. um zu verhindern, dass die Laserquelle 1020 ‚beschießt). Informationen über den Abstand 1060 und ein Hinweis darauf, dass sich die Zielstruktur außerhalb der Reichweite des Lasers befindet ($d > d_{th}$), können dem Arzt angezeigt werden, der dann das Endoskop 910 anpassen kann, z. B. indem er das distale Ende der Laserfaser 912 neu positioniert, um näher an das Zielobjekt zu gelangen. Der Abstand 1060 sowie die Art der Zielstruktur können kontinuierlich überwacht, bestimmt und dem Arzt angezeigt werden. Wenn das Zielobjekt als der beabsichtigte Behandlungsstrukturtyp erkannt wird und sich innerhalb der Reichweite des Lasers befindet ($d <= d_{th}$), kann die Lasersteuerung 1013 ein Steuersignal erzeugen, um die Laserquelle 1020 „freizuschalten“, und die Laserquelle 1020 kann entsprechend dem Laserbetriebsmodus (z. B. der Leistungseinstellung) auf die Zielstruktur 122 zielen und diese beschießen. Beispiele für Verfahren zum Berechnen des Abstands 1060 aus spektroskopischen Daten werden im Folgenden erörtert, z. B. mit Bezug auf **Fig. 24A-24D**.

[0084] In einigen Beispielen kann das Spektrometer 1011 so konfiguriert sein, dass es die spektroskopischen Eigenschaften (z. B. Reflexionsspektren) unter Verwendung von Informationen über die Geometrie und Positionierung des optischen Pfads, der die elektromagnetische Strahlung von der Lichtquelle zum Zielobjekt überträgt, erzeugt. Beispielsweise kann ein Außendurchmesser der Laserfaser 912 oder ein Außendurchmesser eines separaten optischen Pfads zum Übertragen des vom Zielobjekt reflektierten spektroskopischen Signals an das Spektrometer 1011 oder ein Vorsprungswinkel der Faser oder des Pfads vom Endoskop 910 die Intensität des reflektierten Signals beeinflussen. Der Außendurchmesser und/oder der Vorsprungswinkel kann gemessen und dem Spektrometer 1011 zur Verfügung gestellt werden, um die Daten des Reflexionsspektrums zu erhalten. Der Abstand 1060 zwischen der Zielstruktur und dem distalen Ende der Faser kann, wie oben beschrieben, anhand der Spektrendaten, des gemessenen Außendurchmessers der Faser oder des optischen Pfads und ihres Vorsprungswinkels und/oder der Eingangssignale des endoskopischen Bildprozessors berechnet werden.

[0085] **Fig. 11A-11B** sind Diagramme, die Beispiele für ein endoskopisches System zum Identifizieren eines Ziels unter Verwendung eines Diagnosestrahls zahlen. Wie in **Fig. 11A** dargestellt, kann ein endoskopisches System 1100A ein Endoskop 1110 und einen Lichtwellenleiter 1120A umfassen, der durch einen Arbeitskanal 1112 des Endoskops 1110 eingeführt werden kann. Das Endoskop 1110 kann mindestens eine endoskopische Beleuchtungsquelle 1130 enthalten oder anderweitig über einen Endoskop-Anschluss 1114 mit ihr gekoppelt sein. Die mindestens eine endoskopische Beleuchtungsquelle 1130 kann steuerbar unterschiedliche Beleuchtungsstärken liefern. Der Lichtwellenleiter 1120A kann, wenn er durch den Arbeitskanal 1112 eingeführt ist, mit einer nicht-endoskopischen Beleuchtungsquelle 1140 gekoppelt werden, beispielsweise über den Endoskop-Anschluss 1114. Die nicht-endoskopische Beleuchtungsquelle 1140 kann sich von der mindestens einen endoskopischen Beleuchtungsquelle 1130 unterscheiden. Die nicht-endoskopische Beleuchtungsquelle 1140 kann einen Diagnosestrahl 1142 durch den Lichtwellenleiter 1120A und in die Nähe eines distalen Endes 1116 des Endoskops 1110 aussenden. Der Lichtwellenleiter 1120A kann den Diagnosestrahl 1142 auf ein Zielobjekt 1001 richten. In einem Beispiel kann die nicht-endoskopische Beleuchtungsquelle 1140 eine Laserquelle sein, die so konfiguriert ist, dass sie den Diagnosestrahl einschließlich eines Laserstrahls ausstrahlt. In verschiedenen Beispielen können Weißlichtlampen, LED-Lichtquellen oder Fluoroskopie-Lichtquellen durch den Arbeitskanal des Endoskops oder durch einen anderen Port, z. B. einen laparoskopischen Port, eingeführt werden.

[0086] Das endoskopische System 1100A kann eine Steuerung 1150 umfassen. Die Steuerung 1150 kann die mindestens eine endoskopische Beleuchtungsquelle 1130 in verschiedenen Betriebsmodi steuern, beispielsweise in einem ersten Modus mit einer ersten Beleuchtungsstärke und in einem zweiten Modus mit einer zweiten Beleuchtungsstärke, die geringer ist als die erste. In einem Beispiel kann die Steuerung 1150 ein solches Steuersignal erzeugen, um den Beleuchtungsmodus (z. B. vom ersten Modus in den zweiten Modus) als Reaktion auf ein Auslösesignal zu ändern. In einem Beispiel umfasst das Endoskop ein Bildgebungssystem 1160, das ein Bild des Zielobjekts 1001 aufnehmen kann, und die Steuerung 1150 kann ein Steuersignal für das Endoskop erzeugen, um den Beleuchtungsmodus als Reaktion auf eine Änderung der Helligkeit oder Intensität eines Bildes des Zielobjekts zu ändern (z. B. vom ersten Modus in den zweiten Modus). Der erste Modus wird im Folgenden als Hochbeleuchtungsmodus und der zweite Modus als Schwachbeleuchtungsmodus bezeichnet. In einem Beispiel können der Hochbeleuchtungsmodus und der Schwachbeleuchtungsmodus von jeweils unterschiedlichen endoskopischen Beleuchtungsquellen bereitgestellt werden, wie z. B. von einer ersten endoskopischen Beleuchtungsquelle, die so konfiguriert ist, dass sie Beleuchtungslicht im Hochbeleuchtungsmodus emittiert, und einer anderen zweiten endoskopischen Beleuchtungsquelle, die so konfiguriert ist, dass sie Beleuchtungslicht im Schwachbeleuchtungsmodus emittiert. Das Beleuchtungslicht kann in der Nähe des distalen Endes 1116 des Endoskops 1110 emittiert werden. In einem Beispiel kann das Beleuchtungslicht durch einen optischen Pfad, der sich von dem Lichtwellenleiter 1120A unterscheidet, innerhalb des Arbeitskanals 1112 geführt werden. Der optische Pfad kann das Beleuchtungslicht 1132 auf dasselbe Zielobjekt 1001 richten, auf das der Diagnosestrahl projiziert wird.

[0087] Die Steuerung 1150 kann ein Steuersignal für die nicht-endoskopische Beleuchtungsquelle 1140 erzeugen, um einen Diagnosestrahl 1142 zu emittieren (z. B. einen Laserstrahl mit einem niedrigeren als dem therapeutischen Energieniveau), wenn die mindestens eine endoskopische Beleuchtungsquelle 1130 vom Hochbeleuchtungsmodus in den Schwachbeleuchtungsmodus wechselt. In einem Beispiel umfasst der Schwachbeleuchtungsmodus das Abschalten der Beleuchtung des Endoskops. Durch Dimmen der Beleuchtung am Zielort im Schwachbeleuchtungsmodus kann die Reflexion des auf das Zielobjekt auftreffenden Diagnosestrahls vom Zielobjekt verstärkt werden, was zu einer besseren Zielidentifizierung beitragen kann.

[0088] In einigen Beispielen kann die Steuerung 1150 ein Steuersignal für ein Display erzeugen, um ein Bild des Zielobjekts anzuzeigen, während sich der Beleuchtungsmodus im zweiten Modus befindet, wobei das Bild entweder ein früheres Bild oder ein modifiziertes Bild eines aktuellen Bildes des Zielobjekts ist. Die Steuerung 1150 kann eine Zusammensetzung eines Ziels auf der Grundlage des auf das Zielobjekt einfallenden Diagnosestrahls und des vom Zielobjekt reflektierten Lichts des Diagnosestrahls bestimmen. In einem Beispiel kann die Steuerung 1150 eine erste Zusammensetzung eines ersten Teils des Calculus-Ziels bestimmen und eine andere zweite Zusammensetzung eines zweiten Teils des Calculus-Ziels bestimmen. Auf der Grundlage der identifizierten Zusammensetzung der verschiedenen Teile des Zielobjekts kann die Steuerung 1150 eine erste Lasereinstellung programmieren oder eine Empfehlung für die Programmierung der ersten Lasereinstellung generieren, um den ersten Teil des Calculus-Ziels anzuvisieren. Die Steuerung 1150 kann ferner eine zweite Lasereinstellung programmieren, die sich von der ersten Lasereinstellung unterscheidet, oder eine Empfehlung zur Programmierung der zweiten Lasereinstellung generieren, um den zweiten Teil des Calculus-Ziels anzuvisieren.

[0089] Nachdem die nicht-endoskopische Beleuchtungsquelle 1140 aufgehört hat, den Diagnosestrahl 1142 auszusenden, kann die Steuerung 1150 in einem Beispiel ein Steuersignal für das Endoskop erzeugen, um den Beleuchtungsmodus vom Schwachbeleuchtungsmodus wieder in den Hochbeleuchtungsmodus zu ändern.

[0090] **Fig. 11B** zeigt ein Beispiel für das endoskopische System 1100B, das eine Variante des endoskopischen Systems 1100A ist. In diesem Beispiel kann der Diagnosestrahl 1142 durch einen Lichtwellenleiter 1120B übertragen werden. Im Gegensatz zum Lichtwellenleiter 1120A, der in den Arbeitskanal 1112 des Endoskops 1110 eingeführt wird, kann der Lichtwellenleiter 1120B in einem vom Arbeitskanal 1112 getrennten Bereich angeordnet sein. In einigen Beispielen, wie in **Fig. 11B** dargestellt, kann der Diagnosestrahl 1142 durch einen sekundären Port 1115, wie z. B. einen laparoskopischen Port in einem Beispiel, getrennt von dem Endoskop-Anschluss 1114, der für die Übertragung des endoskopischen Beleuchtungslichts verwendet wird, abgegeben werden. Der Lichtwellenleiter 1120B kann so positioniert werden, dass das distale Ende 116 des Endoskops 1110 und das distale Ende des Lichtwellenleiters 1120B beide auf das Zielobjekt 1001 gerichtet sind.

[0091] **Fig. 12** und **Fig. 13A-13B** sind Diagramme, die Reflexionsspektrendaten zum Identifizieren verschiedener Arten von Zielobjekten zeigen, z. B. zum Identifizieren von Zusammensetzungen mehrerer verschiede-

ner Arten von Nierensteinen mittels UV-VIS-Spektroskopie oder UV-VIS-IR-Spektroskopie. Die Reflexionsspektrendaten wurden erfasst, indem ein UV-VIS-Spektrometer oder UV-VIS-IR-Spektrometer auf jedes der Bilder der fünf Haupttypen von Nierensteinen gerichtet wurde, darunter Calciumoxalatstein (Monohydrat), Calciumoxalatstein (Dihydrat), Calciumphosphatstein, Struvitstein und Harnsäurestein. In einem Beispiel kann die elektromagnetische Strahlung eine oder mehrere ultraviolette Wellenlängen zwischen 10 nm und 400 nm umfassen. In einem anderen Beispiel, wie in **Fig. 12** dargestellt, können die Reflexionsspektren, die zum Identifizieren der verschiedenen Zieltypen verwendet werden, vom Spektrometer in einem Wellenlängenbereich von 200-1100 nm aufgezeichnet werden. Abgebildet sind Reflexionsspektren von Nierensteinzusammensetzungen, einschließlich Ammonium-Magnesium-(AM MAG)-Phosphat-Hydrat, Calcium-(CA)-Oxalat-Monohydrat, Calcium-(CA)-Oxalat-Hydrat, Calcium-(CA)-Phosphat und Harnsäure. Die Reflexionsspektren dieser Steinzusammensetzungen sind im unteren Wellenlängenbereich (z. B. unter 400 nm) deutlicher zu erkennen als im oberen Wellenlängenbereich (z. B. über 400). **Fig. 13A** zeigt einen Teil der in **Fig. 12** gezeigten Reflexionsspektren im Wellenlängenbereich von 200-400 nm, einschließlich der Ammonium-Magnesium-Phosphat-Hydrat-Spektren 1310, Calcium-Oxalat-Monohydrat-Spektren 1320, Calcium-Oxalat-Hydrat-Spektren 1330, Calcium-Phosphat-Spektren 1340 und Harnsäure-Spektren 1350. Dieser UV-Wellenlängenbereich ist ein Bereich, in dem die Unterschiede in den Spektren der Steinbilder identifiziert werden können. **Fig. 13B** zeigt Reflexionsspektren verschiedener Nierensteinzusammensetzungen im Wellenlängenbereich von 400-700 nm, darunter Cystin-Spektren 1360, Harnsäure-Spektren 1370 und Calcium-Oxalat-Monohydrat-Spektren 1380. Mit der UV-VIS-Spektroskopie oder der UV-VIS-IR-Spektroskopie ist es möglich, zwischen verschiedenen Arten von Zielobjekten, wie z. B. verschiedenen Arten von Nierensteinen, zu unterscheiden.

[0092] Da der UV-Wellenlängenbereich vielversprechend für die Unterscheidung verschiedener Zielzusammensetzungen ist, wie z. B. von Nierensteinen, besteht Bedarf an einer Lichtquelle innerhalb des Systems, die eine Analyse dieses Bereichs ermöglicht. **Fig. 14** zeigt die Lichtspitzen 1410, 1420, 1430 und 1440, die jeweils Abschnitte des UV-Wellenlängenbereichs um 250 nm, 280 nm, 310 nm bzw. 340 nm abdecken. In **Fig. 15** sind diese Lichtspitzen 1410-1440 mit den normalisierten Reflexionsspektren der verschiedenen Steintypen aus **Fig. 13A-13B** überlagert. Diese Lichtspitzen 1410-1440 zeigen eine potenzielle Lichtquelle, die es einem Spektrometer ermöglichen würde, die Zusammensetzung des Zielobjekts im UV-Wellenlängenbereich zu analysieren.

[0093] **Fig. 16A** zeigt ein Beispiel für normalisierte Reflexionsspektren, die mit einem UV-VIS-Spektrometer von verschiedenen Gewebetypen aufgenommen wurden, darunter Knorpelspektren 1610, Knochenspektren 1620, Muskelspektren 1630, Fettspektren 1640 und Lebergewebespektren 1650. **Fig. 16B** zeigt ein weiteres Beispiel für normalisierte Reflexionsspektren, die mit einem UV-VIS-Spektrometer von verschiedenen Weich- und Hartgeweben aufgenommen wurden, einschließlich Knorpelspektren 1610, Knochenspektren 1620, Muskelspektren 1630, Fettspektren 1640, Lebergewebespektren 1650 und Blutgefäßspektren 1660. Die in **Fig. 16A-16B** gezeigten Reflexionsspektrendaten demonstrieren die Durchführbarkeit der Analyse der Zusammensetzung eines Ziels mit einer Methode, die innerhalb des Arbeitskanals eines Endoskops eingesetzt werden könnte. Ähnlich wie bei den Spektren, die aus den Steinbildern gewonnen wurden, kann der UV-VIS-Bereich zum Identifizieren verschiedener Arten von Zielobjekten verwendet werden. **Fig. 16C** zeigt ein Beispiel für FTIR-Spektren typischer Steinzusammensetzungen, und **Fig. 16D** zeigt Beispiele für FTIR--Spektren einiger Weich- und Hartgewebezusam mensetzungen.

Beispiel eines Laserbehandlungssystems

[0094] Die hier beschriebenen Merkmale können in Verbindung mit einem Lasersystem für verschiedene Anwendungen verwendet werden, bei denen es von Vorteil sein kann, verschiedene Arten von Laserquellen zu verwenden. So können die hier beschriebenen Merkmale beispielsweise in der Industrie oder im medizinischen Bereich eingesetzt werden, etwa bei der medizinischen Diagnose, bei therapeutischen und chirurgischen Verfahren.

[0095] Die hier beschriebenen Merkmale können mit einem Spektroskopiesystem verwendet werden, das in Kombination mit einem faserintegrierten Lasersystem und einem Endoskop eingesetzt werden kann.

[0096] **Fig. 17** bis **Fig. 18** zeigen schematische Darstellungen eines Laserbehandlungssystems gemäß verschiedenen in dieser Offenbarung beschriebenen Beispielen. Ein Laserbehandlungssystem kann ein Lasersystem umfassen, das so konfiguriert ist, dass es auf ein Zielobjekt gerichtete Laserenergie abgibt, sowie ein Laserrückkopplungssteuerungssystem, das so konfiguriert ist, dass es mit dem Lasersystem gekoppelt werden kann. Das Lasersystem kann ein oder mehrere Lasermodule 1710A-1710N (z. B. Festkörperlasermo-

dule) umfassen, die ähnliche oder unterschiedliche Wellenlängen von UV bis IR emittieren können. Die Anzahl der integrierten Lasermodule, ihre Ausgabeleistungen, Emissionsbereiche, Pulsformen und Pulsfolgen werden so ausgewählt, dass ein Gleichgewicht zwischen den Systemkosten und der Leistung besteht, die erforderlich ist, um die gewünschte Wirkung auf die Zielobjekte zu erzielen.

[0097] Das eine oder die mehreren Lasermodule 1710A-1710N können mit einer Faser integriert und in ein Laserkopplungssystem aufgenommen sein. Faserintegrierte Laser Systeme können für endoskopische Eingriffe verwendet werden, da sie Laserenergie durch ein flexibles Endoskop leiten und Hart- und Weichgewebe wirksam behandeln können. Diese Lasersysteme erzeugen einen Laserausgangsstrahl in einem breiten Wellenlängenbereich vom UV- bis zum IR-Bereich (z. B. 200 nm bis 10000 nm). Einige faserintegrierte Laser erzeugen einen Ausgangsstrahl in einem Wellenlängenbereich, der von weichem oder hartem Gewebe stark absorbiert wird, z. B. 1900-3000 nm für die Wasserabsorption oder 400-520 nm für die für Oxyhämoglobin- und/oder Desoxyhämoglobinabsorption. Bei endoskopischen Eingriffen können verschiedene IR-Laser als Laserquelle verwendet werden, wie die oben unter Bezugnahme auf Tabelle 1 beschriebenen.

[0098] Die Lasermodule 1710A-1710N können jeweils aus einer Reihe von Festkörperlaserdioden bestehen, die in einen Lichtwellenleiter integriert sind, um die Ausgabeleistung zu erhöhen und die Emission an das Zielobjekt zu liefern. Einige faserintegrierte Laser erzeugen eine Ausgabe in einem Wellenlängenbereich, der vom weichen oder harten Zielgewebe nur minimal absorbiert wird. Diese Lasertypen ermöglichen eine wirksame Gewebekoagulation aufgrund einer Eindringtiefe, die dem Durchmesser einer kleinen Kapillare von 5-10 µm entspricht. Die faserintegrierten Lasermodule 1710A-1710N, wie sie in verschiedenen Beispielen in dieser Offenbarung beschrieben werden, haben mehrere Vorteile. In einem Beispiel weist das von einem Lasermodul emittierte Licht eine symmetrische Strahlqualität sowie ein kreisförmiges und glattes (homogenisiertes) Intensitätsprofil auf. Die kompakten Kühlvorrichtungen sind in ein Lasermodul integriert und machen das gesamte System kompakt. Die faserintegrierten Lasermodule 1710A-1710N können einfach mit anderen faseroptischen Komponenten kombiniert werden. Darüber hinaus unterstützen die faserintegrierten Lasermodule 1710A-1710N Standardanschlüsse für Lichtwellenleiter, die es ermöglichen, die Module mit den meisten optischen Modulen ohne Ausrichtung zu betreiben. Außerdem können die faserintegrierten Lasermodule 1710A-1710N leicht ausgetauscht werden, ohne die Ausrichtung des Laserkopplungssystems zu verändern.

[0099] In einigen Beispielen kann ein Lasermodul eine Laserausgabe in einem Wellenlängenbereich erzeugen, der von einigen Materialien, wie z. B. Weich- oder Hartgewebe, Stein, Knochen, Zähnen usw. stark absorbiert wird, z. B. 1900-3000 nm für Wasserabsorption oder 400-520 nm für Oxyhämoglobin- und/oder Desoxyhämoglobinabsorption, wie in **Fig. 3C** dargestellt. In einigen Beispielen kann ein Lasermodul eine Laserausgabe in einem Wellenlängenbereich erzeugen, der von dem Ziel, wie z. B. Weich- oder Hartgewebe, Stein, Knochen, Zahn usw., wenig absorbiert wird. Diese Art von Laser bietet eine effektivere Gewebekoagulation aufgrund einer Eindringtiefe, die dem Durchmesser einer kleinen Kapillare entspricht (z. B. 5-10 µm), wie in **Fig. 3C** dargestellt. Handelsübliche Festkörperlaser sind potenzielle Strahlungsquellen für die Lasermodule. Beispiele für Laserquellen für die Lasermodule können UV-VIS-emittierende $In_XGa_{1-X}N$-Halbleiterlaser sein, wie GaN (Emission 515-520 nm) oder $In_XGa_{1-x}N$ (Emission 370-493 nm), $Ga_XAl_{1-X}As$-Laser (Emission 750-850 nm) oder $In_XGa_{1-X}As$-Laser (Emission 904-1065 nm). Diese Laserquellen können auch für Anwendungen zur Gewebekoagulation eingesetzt werden.

[0100] Das Laserrückkopplungssteuerungssystem kann ein oder mehrere Teilsysteme umfassen, darunter beispielsweise ein Spektroskopiesystem 1720, einen Rückkopplungsanalysator 1730 und eine Lasersteuerung 1740.

Spektroskopiesystem 1720

[0101] Das Spektroskopiesystem 1720 kann ein Steuerlichtsignal von einer Lichtquelle an ein Zielobjekt senden, wie z. B. einen Calculus, weiches oder hartes Gewebe, eine Verbindung, einen Zahn oder industrielle Zielobjekte und erfasst die vom Zielobjekt reflektierten spektralen Antwortdaten. Die Reaktion kann über eine separate Faser, eine Laserfaser oder ein Endoskopsystem an ein Spektrometer übermittelt werden. Das Spektrometer kann die digitalen Spektraldaten an den Rückkopplungsanalysator 1730 des Systems senden. Beispiele für Lichtquellen für das Spektroskopiesystem, die einen optischen Bereich von UV bis IR abdecken, können die oben unter Bezugnahme auf Tabelle 2 beschriebenen sein. **Fig. 20** zeigt ein schematisches Diagramm des Spektroskopiesystem 1720 mit dem Rückkopplungsanalysator 1730 in einem Beispiel.

[0102] Die optische Spektroskopie ist eine leistungsfähige Methode, die zur einfachen und schnellen Analyse von organischen und anorganischen Materialien eingesetzt werden kann. Gemäß den verschiedenen in dieser Offenbarung beschriebenen Beispielen kann eine spektroskopische Lichtquelle in einen separaten Faserkanal, eine Laserfaser oder ein Endoskopsystem integriert werden. Ein vom Zielobjekt reflektiertes Lichtquellensignal kann von einem Bildgebungssystem mit einem Detektor wie z. B. einem CCD- oder CMOS-Sensor, der in ein digitales Endoskop integriert sein kann, schnell erfasst und an das Spektrometer weitergeleitet werden. Andere bildgebende Systeme wie Laserabtastung können ebenfalls zur Erfassung der spektroskopischen Reaktion verwendet werden. Die optische Spektroskopie hat mehrere Vorteile. Sie kann leicht in ein Laserabgabesystem 1701 integriert werden. Es handelt sich um eine zerstörungsfreie Technik zum Nachweis und zur Analyse der chemischen Zusammensetzung von Materialien, und die Analyse kann in Echtzeit durchgeführt werden. Die optische Spektroskopie kann zur Analyse verschiedener Arten von Materialien verwendet werden, z. B. von hartem und weichem Gewebe, Calculi-Strukturen usw.

[0103] Verschiedene spektroskopische Techniken können allein oder in Kombination verwendet werden, um die chemische Zusammensetzung des Zielobjekts zu analysieren und die spektroskopische Rückkopplung zu erstellen. Beispiele für solche spektroskopischen Techniken sind u. a. die UV-VIS-Reflexionsspektroskopie, die Fluoreszenzspektroskopie, die Fourier-Transform-Infrarotspektroskopie (FTIR) oder die Raman-Spektroskopie. In Tabelle 2 oben sind Beispiele für Lichtquellen für das Spektroskopiesystem aufgeführt, die einen optischen Bereich von UV bis IR abdecken und auf ein Beispiel anwendbar sind. Wolfram-Halogen-Lichtquellen werden in der Regel für spektroskopische Messungen im sichtbaren und nahen IR-Bereich verwendet. Deuterium-Lichtquellen sind für ihre stabile Leistung bekannt und werden für UV-Absorptions- oder Reflexionsmessungen verwendet. Die Mischung von Halogen- und Deuteriumlicht ergibt eine Lichtquelle mit einem breiten Spektralbereich, die ein gleichmäßiges Spektrum von 200-2500 nm liefert. Ein Xenon-Lichtquelle wird bei Anwendungen eingesetzt, bei denen eine lange Lebensdauer und eine hohe Ausgabeleistung erforderlich sind, wie z. B. bei Fluoreszenzmessungen. LED- und Laserdioden-Lichtquellen liefern eine hohe Leistung bei einer präzisen Wellenlänge; sie weisen eine lange Lebensdauer, eine kurze Aufwärmzeit und eine hohe Stabilität auf. Eine spektroskopische Lichtquelle kann in einen separaten Faserkanal, eine Laserfaser oder ein Endoskopsystem integriert werden. Ein vom Zielobjekt reflektiertes Lichtquellensignal kann schnell erkannt und über einen separaten Faserkanal oder eine Laserfaser an das Spektrometer weitergeleitet werden.

Rückkopplungsanalysator 1730

[0104] Der Rückkopplungsanalysator 1730 kann Eingaben aus verschiedenen Quellen empfangen, einschließlich spektroskopischer Antwortdaten von einem Spektrometer, um Betriebsparameter des Lasersystems vorzuschlagen oder direkt anzupassen. In einem Beispiel kann der Rückkopplungsanalysator 1730 die spektroskopischen Antwortdaten mit einer verfügbaren Datenbankbibliothek abgleichen, die Daten über die Zusammensetzung des Zielobjekts enthält. Auf der Grundlage der Rückkopplung des spektroskopischen Systems erkennt der Signalanalysator die Zusammensetzung des Zielmaterials und schlägt einen Laserbetriebsmodus (auch als Laser-Setup bezeichnet) vor, z. B. Betriebsparameter für mindestens ein Lasermodul, um wirksame Gewebebehandlungen für die identifizierte Gewebezusammensetzung zu erzielen. Zu den Betriebsparametern gehören beispielsweise mindestens eine Laserwellenlänge, ein Emissionsmodus gepulster oder kontinuierlicher Wellen (CW), Pulsspitzenleistung, Pulsenergie, Pulsrate, Pulsformen und die gleichzeitige oder sequenzierte Emission von Pulsen aus mindestens einem Lasermodul. Auch wenn dies nicht ausdrücklich beschrieben wird, umfassen sequenzierte Pulse Bursts von Pulsen, die zusammen die ausgewählte Pulsenergie liefern. Hierin beschriebene Pulse beziehen sich im Allgemeinen auf die Zeit zwischen dem Beginn und dem Ende einer Laseremission aus einem Lasermodul. Die Intensität der Laserenergie kann während jedes Pulses variieren und die Form einer ansteigenden oder abfallenden Rampe oder eines sinusförmigen Profils annehmen, oder jede andere Form, allein oder in Kombination mit einer Folge von Pulsen, solange die ausgewählte durchschnittliche Laserleistung beibehalten wird. Eine Einstellung von 2 W durchschnittlicher Leistung mit einer Pulsenergie von 1 J erfolgt beispielsweise mit einer Frequenz von 2 Hz, wenn nur ein Puls abgegeben wird. Die Energie kann jedoch auch in Form von zwei schnell aufeinanderfolgenden 0,5-J-Pulsen mit einer Frequenz von 2 Hz abgegeben werden. Jeder dieser Pulse kann eine ähnliche oder eine andere Pulsform aufweisen. Der Rückkopplungsanalysator 1730 verwendet Algorithmen und Eingabedaten, um Laserbetriebsparameter wie die im obigen Beispiel beschriebenen direkt anzupassen oder vorzuschlagen.

[0105] In einigen Beispielen kann der Rückkopplungsanalysator 1730 Eingabedaten verwenden, um den Abstand zwischen dem distalen Ende des Laserabgabesystems 1701 (Faser) und einem Zielobjekt auf der Grundlage eines speziell entwickelten Algorithmus zu berechnen und zu steuern. Im Falle eines beweglichen

Ziels (z. B. Calculi) kann der Rückkopplungsanalysator 1730 die Betriebsparameter des Lasers so einstellen oder vorschlagen, dass mit Hilfe von Dampfblasen im Wasser ein Saugeffekt entsteht, der Zielobjekte, die sich jenseits einer bestimmten Schwelle befinden, näher an das distale Ende der Faser zieht. Diese Funktion minimiert den Aufwand, der dem Benutzer entsteht, um einen effektiven Behandlungsabstand zu beweglichen Zielobjekten einzuhalten. Der Abstand zwischen dem Zielobjekt und dem distalen Ende der Faser kann anhand von Spektraldaten, des bekannten Außendurchmessers jeder Faser und des Winkels, in dem sie aus dem Endoskop herausragt, und/oder von Eingangssignalen des endoskopischen Bildprozessors berechnet werden. **Fig. 24A-24D** veranschaulichen beispielhaft Methoden zum Berechnen des Abstands zwischen dem distalen Ende des Laserabgabesystems 1701 (Faser) und dem Zielobjekt. Die Abhängigkeit eines spektroskopisch reflektierten Signals vom Abstand zwischen dem Zielobjekt und dem Laserabgabesystem 1701 ist in den **Fig. 24A-24B** dargestellt. **Fig. 24A** zeigt ein Beispiel für die Intensität des reflektierten Signals bei 730 nm, gemessen bei verschiedenen Abständen zwischen dem Gewebe und dem distalen Ende der spektroskopischen Sonde. **Fig. 24B** zeigt ein Beispiel für die Intensität des reflektierten Signals bei 450 nm, gemessen bei unterschiedlichen Abständen zwischen dem Gewebe und dem distalen Ende der spektroskopischen Sonde. Diese Abhängigkeit kann anhand von Spektraldaten und Informationen über die Geometrie des Laserabgabesystems bestimmt werden. Die Analyse eines spektroskopischen Signals ermöglicht eine schnelle Abschätzung des Abstands und die Weitergabe dieser Information an den Benutzer.

[0106] Fig. 24C ist ein beispielhafter Algorithmus zum Berechnen des Abstands zwischen der Faser und einem Gewebeziel. In einem Beispiel sendet ein spektroskopisches System ein Steuerlichtsignal von einer Lichtquelle an das Ziel, sammelt spektrale Antwortdaten vom Ziel, liefert das Antwortsignal an das Spektrometer und sendet die digitalen Spektraldaten vom Spektrometer an den Rückkopplungsanalysator. Eine Kalibrierungskurve 1000, wie in **Fig. 24C** gezeigt, stellt eine Beziehung zwischen einer spektroskopischen reflektierten Signalintensität (z. B. spektroskopisches Signal, das von der Zielstruktur als Reaktion auf die elektromagnetische Strahlung reflektiert wird) und dem Abstand 1060 zwischen einem distalen Ende einer Faser und einer Zielstruktur unter Verwendung des von der Zielstruktur reflektierten Rückkopplungssignals dar, wie in **Fig. 10-11** veranschaulicht. Die Kalibrierungskurve 1000 kann durch Messung der Intensität des reflektierten Signals bei unterschiedlichen Abständen zwischen dem Gewebe und dem distalen Ende der spektroskopischen Sonde erstellt werden, wenn die Zielstruktur durch elektromagnetische Strahlung mit einer bestimmten Wellenlänge (z. B. 450 nm oder 730 nm) projiziert wird. Durch den Bezug auf die Kalibrierungskurve ermöglicht die Analyse eines spektroskopischen Signals eine schnelle Abschätzung des Abstands.

[0107] Ein beispielhafter Prozess zur Erstellung der Kalibrierungskurve sieht wie folgt aus. Zunächst kann ein Referenzwert für jeden Abstand berechnet werden. Die Kalibrierungskurve selbst kann nicht zum Identifizieren des Abstands verwendet werden, da die Lichtreflexionsintensität vom Reflexionsgrad der Probe usw. abhängt. Ein Beispiel für einen Referenzwert, der den Effekt der Reflexion der Probe aufhebt, lautet wie folgt:

$$\text{Referenzwert}=dI/dx*1/I \qquad (1)$$

[0108] Während eines In-vivo-Eingriffs kann ein Operateur die Faser oder das Endoskop mit kontinuierlicher Aufzeichnung der spektroskopischen Rückkopplung bewegen, bis die Reflexionsspektren der Zusammensetzung des Zielgewebes erkannt werden können.

[0109] Unter Bezugnahme auf **Fig. 24C** kann ein erstes Spektrum im Abstand $_{X1}$ gemessen werden, wobei die reflektierte Signalintensität I_1 ist. Zu diesem Zeitpunkt ist der tatsächliche Wert von x_1 und die Kurve der reflektierten Signalintensität unbekannt. Dann kann das distale Ende der Faser oder des Endoskops (Detektor für reflektiertes Licht) kontinuierlich bewegt werden, und die nächste Intensität des reflektierten Lichts I_2, die dem Abstand $_{x2}$ entspricht, kann gemessen werden. $_{X2}$ kann nahe an $_{X1}$ liegen, so dass die Kurve zwischen $_{X1}$ und $_{X2}$ linear angenähert werden kann. Zu diesem Zeitpunkt sind $_{X1}$, $_{X2}$ und die Kurve der reflektierten Signalintensität unbekannt. Unter Verwendung von I_1, I_2 und Delta (x_2-x_1) kann ein Vergleichswert wie folgt berechnet werden:

$$\text{Vergleichswert}=\text{Delta}(I_1-I_2)/\text{Delta}(x_1-x_2)*1/I_1 \qquad (2)$$

[0110] Dann wird unter den Referenzwerten nach einem Wert gesucht, der mit dem Vergleichswert identisch ist. Wenn nur ein Referenzwert (x_r) gefunden wird, der mit dem in Gleichung (2) angegebenen Vergleichswert identisch ist, kann $_{Xr}$ als Abstand von x_i bestimmt werden. Wenn es zwei Referenzwerte (x_{r1}, x_{r2}) gibt, kann die Faser oder das distale Ende des Endoskops (Reflexionslichtdetektor) weiterbewegt werden und die nächste Reflexionslichtintensität 13, die dem Abstand x_3 entspricht, kann gemessen werden. x_3 kann nahe

an x_2 liegen, so dass die Kurve zwischen x_2 und x_3 als linear angenähert werden kann. Zu diesem Zeitpunkt sind x_1, x_2, x_3 und die Kurve der reflektierten Signalintensität unbekannt. Ein neuer Vergleichswert kann wie folgt berechnet werden: I_1, I_2, I_3, Delta (x_2-x_1) und Delta (x_3-X2).

$$\text{Vergleichswert}=\text{Delta}(I_3-I_2)/\text{Delta}(x_3-x_2)*1/I_2 \qquad (3)$$

[0111] Dann wird in den Referenzwerten nach einem Wert gesucht, der mit x_{r1} + Delta (x_2-x_1) und x_{r2} + Delta (x_2-x_1) identisch ist. Die Referenzwerte können mit dem in Gleichung (3) angegebenen Vergleichswert verglichen werden. Der Abstand, dessen Referenzwert dem Vergleichswert am ähnlichsten ist, wird als tatsächlicher Abstand geschätzt.

[0112] Wie in **Fig. 24D** dargestellt, kann eine beispielhafte Methode während einer In-vivo-Operation das Bewegen der Faser oder des Endoskops mit kontinuierlicher Aufzeichnung der spektroskopischen Rückkopplung umfassen, bis die Reflexionsspektren die Zusammensetzung des Zielobjekts erkannt werden. Im Hauptfall, wenn sich das spektroskopische distale Ende auf das Zielobjekt zubewegt, ist die Intensität des detektierten reflektierten Lichts zunächst schwach und nimmt mit der Verringerung des Abstands zwischen dem Zielobjekt und einem Faserende zu. Zum Beispiel wurde das erste Spektrum bei einem Abstand d_1 gemessen, wo die reflektierte Signalintensität I_1 ist. Wird das distale Ende der Faser oder des Endoskops weiter leicht in Richtung des Zielobjekts bewegt, wobei die Reflexionsdaten kontinuierlich erfasst werden, kann das Verfahren die nächste Reflexionslichtintensität I_2 messen, die dem Abstand d_2 entspricht. Das Verfahren kann dann die Berechnung des Wertes der Steigung der Änderung der reflektierten Signalintensität = Delta (I_2-I_1) / Delta (d_2-d_1) umfassen. Um den Wert der berechneten Steigung unabhängig von der reflektierten Signalintensität zu machen, kann die berechnete Steigung normalisiert werden. Die endgültige Formel zum Berechnen der Steigung der Änderung der reflektierten Signalintensität bei gemessenem Abstand lautet wie folgt:

$$\text{Steigung}(\text{normalisiert})=\left[\text{Delta}(I_2-I_1)/\text{Delta}(d_2-d_1)\right]/I_0 \qquad (3)$$

mit: I_0 = DURCHSCHNITT (I_2, I_1)

[0113] Das Verfahren kann dann die berechnete Steigung mit derjenigen der Kalibrierungskurve in einer Bibliothek vergleichen, um den erforderlichen Abstand abzuschätzen. Alle Berechnungen können mit Hilfe von Software schnell durchgeführt werden.

[0114] **Fig. 25A-25B** veranschaulichen die Auswirkungen der Abstände zwischen dem Gewebe und dem distalen Ende der spektroskopischen Sonde auf die Spektren des vom Zielobjekt reflektierten Lichts. **Fig. 25A** zeigt beispielhafte normalisierte UV-VIS-Reflexionsspektren verschiedener Weichgewebetypen, einschließlich Blasenendothel-Spektren 2511, Magenendothel-Spektren 2512, Magenglattmuskulatur-Spektren 2513, Unter-Ureter-Spektren 2514, Ureter-Endothel-Spektren 2515, Kelch-Spektren 2516, Blasenmuskel-Spektren 2517 und Medulla-Spektren 2518. **Fig. 25B** zeigt beispielhafte UV-VIS-Reflexionsspektren eines bestimmten Gewebes, die in unterschiedlichen Abständen zwischen dem Gewebe und dem distalen Ende der spektroskopischen Sonde, z. B. von 0,5 bis 0,25 Zoll, aufgenommen wurden. **Fig. 25A** zeigt einige Beispiele für Spektren von tierischem Weichgewebe. **Fig. 25B** zeigt beispielhafte UV-VIS-Reflexionsspektren eines Gewebes, die in unterschiedlichen Abständen zwischen dem Gewebe und dem distalen Ende der spektroskopischen Sonde aufgenommen wurden. In diesem Beispiel wurde die reflektierte Signalintensität bei zwei Spektralmaxima von 450 nm und 730 nm bei verschiedenen Abständen zwischen dem Zielgewebe und dem distalen Ende der spektroskopischen Sonde gemessen, wie oben unter Bezugnahme auf die **Fig. 24A-24B** beschrieben.

Lasersteuerung 1740

[0115] Die Lasersteuerung 1740 kann in ein Laserkopplungssystem integriert werden. Das Laserkopplungssystem koppelt ein oder mehrere Lasermodule (z. B. Festkörperlasermodule) in eine Faser ein. Die Lasersteuerung 1740 kann mit dem Rückkopplungsanalysator 1730 gekoppelt werden, der das optimierte Signal mit den vorgeschlagenen Einstellungen direkt an die Lasersteuerung 1740 sendet (automatischer Modus) oder die Zustimmung des Operateurs zur Anpassung der Lasereinstellungen einholt (halbautomatischer Modus). **Fig. 17** ist ein schematisches Diagramm eines vollautomatischen Lasersystems. **Fig. 18** ist ein schematisches Diagramm eines halbautomatischen Lasersystems, bei dem das System die Zustimmung des Benutzers anfordert, z. B. über eine Benutzerschnittstelle mit einer mit einer Eingabe 1850 und einem Display 1860. In einem Beispiel können die Lasereinstellungen innerhalb eines bestimmten Bereichs eingestellt werden, der in einem Beispiel vom Benutzer zu Beginn des Verfahrens vorgegeben werden kann.

[0116] In einigen Beispielen kann die Lasersteuerung 1740 zwei oder mehr Laserpulsfolgen kombinieren, um eine kombinierte Laserpulsfolge zu erzeugen. **Fig. 19A** veranschaulicht ein Beispiel, bei dem die Lasersteuerung 1740 eine Anzahl von (z. B. X) Laserpulsfolgen 1910A-1910N erzeugen, die Laserpulsfolgen 1910A-1910N zu einer kombinierten Pulsfolge 1920 kombinieren und das Zielobjekt mit dem kombinierter Pulsfolge 1930 belichten kann. **Fig. 19B** ist ein Diagramm, das ein Beispiel für eine Ausgabelaserpulsfolge 1942 veranschaulicht, die aus den drei verschiedenen Laserfolgen 1941A, 1941B und 1941C kombiniert wurde, die von verschiedenen Lasermodulen emittieren. Wie darin veranschaulicht, können die Laserfolgen 1941A, 1941B und 1941C entsprechend dem Signal des Rückkopplungsanalysators zu unterschiedlichen Zeiten ein- und/oder ausgeschaltet werden. In dem darin dargestellten Beispiel kann die kombinierte Ausgabelaserpulsfolge 1942 Abschnitte umfassen, in denen sich zwei oder mehr der Laserfolgen 1941A, 1941B und 1941C zeitlich überschneiden.

[0117] Mit der Kombination aus den Lasermodulen 1910A-1910N, dem Spektroskopiesystem 1720 und dem Rückkopplungsanalysator 1730 kann das hier beschriebene Laserrückkopplungssystem 1740 kontinuierlich die Zusammensetzung eines Ziels durch ein Endoskop identifizieren und die Lasereinstellungen während eines Eingriffs aktualisieren.

[0118] Die Hauptkomponenten des Lasersystems können je nach dem angestrebten medizinischen Verfahren leicht angepasst werden. Zum Beispiel unterstützt die Lasersteuerung 1740 verschiedene Lasertypen und deren Kombination. Dies ermöglicht eine breitere Palette von Ausgabesignaloptionen, einschließlich Leistung und Wellenlänge, Pulsraten, Pulsform und -profil, einzelne Laserpulsfolgen und kombinierte Laserpulsfolgen. Die Betriebsart des Lasersystems kann automatisch eingestellt oder für jeden gewünschten optischen Effekt vorgeschlagen werden. Das Spektroskopiesystem erfasst Informationen über die Zielmaterialien, die für Diagnosezwecke und zur Bestätigung, dass die Laserparameter für das Zielobjekt optimal sind, nützlich sind. Der Rückkopplungsanalysator 1730 kann den Betriebsmodus des Lasersystems automatisch optimieren und reduziert das Risiko menschlicher Fehler.

Internet-der-Dinge-System Internet of Things, IoT) 1750

[0119] In einigen Beispielen kann das Lasersystem ein optionales IoT-System 1750 umfassen, das das Speichern der Spektrendatenbank-Bibliothek in einer Cloud 1752, den schnellen Zugriff auf die Spektren und die optimale Einrichtungsdatenbank-Bibliothek unterstützt und die Kommunikation zwischen der Cloud 1752 und dem Rückkopplungsanalysator 1730 ermöglicht. Die Speicherung der Daten in der Cloud unterstützt die Verwendung von Techniken der künstlichen Intelligenz (KI) zur Bereitstellung von Eingaben für den Rückkopplungsanalysator 1730 und unterstützt den unmittelbaren Zugang zu Algorithmus- und Datenbankverbesserungen.

[0120] Gemäß verschiedenen hier beschriebenen Beispielen kann das IoT-System 1750 ein Netzwerk umfassen, in dem die Komponenten des Lasersystems über das Internet miteinander kommunizieren und interagieren können. Das IoT unterstützt den schnellen Zugriff auf die in einer Cloud 1752 gespeicherten Spektrendatenbankbibliothek und führt die Kommunikation zwischen der Cloud 1752 und dem Rückkopplungsanalysator 1730 durch. Darüber hinaus können alle Komponenten des Lasersystems bei Bedarf über das Netzwerk fernüberwacht und gesteuert werden. Ein Beispiel für eine solche erfolgreiche Verbindung ist das Internet der medizinischen Dinge (auch Internet of Health Things genannt), eine verfügbare Anwendung des IoT für medizinische und gesundheitsbezogene Zwecke, zu denen die Sammlung und Analyse von Daten für die Forschung und die Überwachung gehören.

[0121] In verschiedenen Beispielen kann das IoT-System 1750 den Zugriff auf verschiedene Cloud-Ressourcen unterstützen, einschließlich Cloud-basierter Detektion, Erkennung oder Klassifizierung einer Zielstruktur (z. B. von Calculi-Strukturen oder anatomischem Gewebe). In einigen Beispielen kann eine Maschine für maschinelles Lernen (ML) in der Cloud 1752 implementiert werden, um Dienste zur cloudbasierten Zielerkennung, -identifizierung oder -klassifizierung bereitzustellen. Die ML-Engine kann ein geschultes ML-Modell enthalten (z. B. maschinenlesbare Anweisungen, die auf einem oder mehreren Mikroprozessoren ausgeführt werden können). Die ML-Engine kann Zielspektroskopiedaten vom Lasersystem empfangen oder in der Cloud 1752 gespeicherte Zielspektroskopiedaten abrufen, eine Zielerkennung, -identifizierung oder - klassifizierung durchführen und ein Ausgabe wie z. B. ein Etikett erzeugen, das einen Gewebetyp (z. B. normales Gewebe oder eine Krebsläsion oder Gewebe an einer bestimmten anatomischen Stelle) oder einen Steintyp (z. B. Nieren-, Blasen-, Pankreas- oder Gallenblasenstein mit einer bestimmten Zusammensetzung) darstellt. Die spektroskopischen Zieldaten können zusammen mit anderen klinischen Daten, die vor oder während eines Eingriffs vom Patienten erfasst wurden, am Ende des Eingriffs oder zu einem anderen geplanten Zeit-

punkt automatisch in die Cloud 1752 hochgeladen werden. Alternativ dazu kann ein Systembenutzer (z. B. ein Kliniker) kann dazu aufgefordert werden, die Daten in die Cloud 1752 hochzuladen. In einigen Beispielen kann der Ausgabe zusätzlich eine Wahrscheinlichkeit enthalten, mit der das Zielobjekt als Gewebe oder Calculus identifiziert wird, oder eine Wahrscheinlichkeit, mit der das Zielobjekt als ein bestimmter Gewebetyp oder ein Calculustyp klassifiziert wird. Ein Systembenutzer (z. B. ein Kliniker) kann solche Cloud-Dienste nutzen, um nahezu in Echtzeit Informationen über das Zielgewebe oder Calculi in vivo zu erhalten, z. B. bei der Durchführung eines endoskopischen Laserverfahrens.

[0122] In einigen Beispielen kann die ML-Engine ein Trainingsmodul umfassen, das so konfiguriert ist, dass es ein ML-Modell anhand von Trainingsdaten trainiert, die beispielsweise in der Cloud 1752 gespeichert sind. Die Trainingsdaten können spektroskopische Daten umfassen, die mit Zielinformationen verknüpft sind, wie z. B. ein Markierungszeichen, das Zieltypen identifiziert (z. B. Calculustypen oder Gewebetypen). Die Trainingsdaten können Labordaten umfassen, die auf der spektroskopischen Analyse einer Vielzahl von Gewebetypen und/oder Calculustypen basieren. Zusätzlich oder alternativ können die Trainingsdaten klinische Daten umfassen, die in vitro oder in vivo von mehreren Patienten erfasst wurden. In einigen Beispielen können patientenidentifizierende Informationen aus den klinischen Patientendaten (z. B. den spektroskopischen Daten) entfernt werden, bevor diese Daten verwendet bzw. in die Cloud 1752 hochgeladen werden, um das ML-Modell zu trainieren oder die Zielerkennung, -identifizierung oder -klassifizierung mithilfe eines geschulten ML-Modells durchzuführen. Das System kann die entidentifizierten klinischen Patientendaten mit einem Markierungszeichen verknüpfen, das die Datenquelle identifiziert (z. B. Krankenhaus, Lasersystemkennung, Verfahrenszeit). Der Kliniker kann den Zieltyp (z. B. Calculi oder Gewebetyp) während oder nach dem Eingriff analysieren und bestätigen, und den Zieltyp mit den entidentifizierten klinischen Patientendaten verknüpfen, um die Trainingsdaten zu bilden. Die Verwendung der entidentifizierten klinischen Patientendaten kann die Robustheit des Cloud-basierten ML-Modells erhöhen, da zusätzliche Daten aus einer großen Patientenpopulation zum Trainieren des ML-Modells herangezogen werden können. Dies kann auch die Leistung des ML-Modells bei der Erkennung von seltenen Calculi verbessern, da die spektroskopischen Daten von seltenen Calculustypen klinisch oder im Labor schwer zu erhalten sind.

[0123] Es können verschiedene ML-Modellarchitekturen und -algorithmen verwendet werden, wie z. B. Entscheidungsbäume, neuronale Netze, Deep-Learning-Netze, Support-Vector-Maschinen usw. In einigen Beispielen kann das Trainieren des ML-Modells kontinuierlich oder periodisch oder nahezu in Echtzeit durchgeführt werden, wenn zusätzliche spektroskopische Daten zur Verfügung gestellt werden. Das Training beinhaltet die algorithmische Anpassung eines oder mehrerer ML-Modellparameter, bis das zu trainierende ML-Modell ein bestimmtes Trainingskonvergenzkriterium erfüllt. Das daraus resultierende trainierte ML-Modell kann bei der cloudbasierten Zielerfassung, -erkennung oder -klassifizierung verwendet werden. Mit einem ML-Modell, das unter Nutzung großer Datenmengen, die in der Cloud 1752 gespeichert sind, geschult wird, und zusätzlichen Daten, die ständig oder regelmäßig hinzugefügt werden, kann die hier beschriebene MLbasierte Zielerkennung mit Cloud-Verbindung die Genauigkeit und Robustheit der In-vivo-Zielerfassung, -erkennung und -klassifizierung verbessern.

Beispiel eines endoskopischen Lasersystems

[0124] **Fig. 21A-21D** zeigen Beispiele für ein endoskopisches Lasersystem 2100A und 2100B, das ein Endoskop 2110 mit einem integriertem Multifaser-Zubehörteil umfasst, und ein chirurgisches Lasersystem mit dem rückkopplungsgesteuerten Laserbehandlungssystem 1010 und der Laserquelle 1020, wie in **Fig. 10A** dargestellt. Alternativ kann eine spektroskopische Antwort von einem Bildgebungssystem mit einem Detektor, wie z. B. einem CCD- oder CMOS-Sensor, erfasst und an das Spektrometer weitergeleitet werden. Die Analyse der Zusammensetzung des Zielobjekts kann mittels Spektroskopie durch einen oder mehrere der Kerne des Multifaser-Zubehörteils durchgeführt werden, während das Zielobjekt mit einer Lichtquelle beleuchtet wird, die durch einen oder mehrere der anderen Kerne des Multifaser-Zubehörteils übertragen wird.

[0125] Wie in **Fig. 21A** dargestellt, umfasst das endoskopische Lasersystem 2100A ein Multifaser-Zubehörteil, das einen optischen Pfad 2116 enthält, der für die Übertragung des spektroskopischen Signals zurück zum Spektrometer 1011 sowie für die Abgabe der chirurgischen Laserenergie von der Laserquelle 1020 an die Zielstruktur verwendet wird. In einem Beispiel umfasst der optische Pfad 2116 einen Lichtwellenleiter, der im länglichen Körper des Endoskops 2110 eingebettet ist und sich entlang dieses Körpers erstreckt. In einem anderen Beispiel umfasst der optische Pfad 2116 zwei oder mehr Lichtwellenleiter, die sich entlang eines länglichen Körpers des Endoskops 2110 erstrecken. Die Lasersteuerung 1013 kann das Timing des

Laserbeschusses so steuern, dass die Übertragung des spektroskopischen Signals und die Abgabe der Laserenergie zu unterschiedlichen Zeiten oder gleichzeitig erfolgen.

[0126] Das Multifaser-Zubehörteil kann zwei oder mehr Lichtquellenfasern 2114 enthalten, die in einen länglichen Körper des Endoskops 2110 eingebettet sind und sich entlang dieses Körpers erstrecken. **Fig. 21C** zeigt beispielhaft und ohne Einschränkung eine radiale Querschnittsansicht des länglichen Körpers des Endoskops 2110, in dem eine Anzahl von Lichtquellenfasern 2114 und der optische Pfad 2116 in Längsrichtung innerhalb des länglichen Körpers des Endoskops angeordnet und die Lichtquellenfasern 2114 radial um den optischen Pfad 2116 herum verteilt sind, beispielsweise entlang eines Umfangs in Bezug auf den optischen Pfad 2116 auf dem radialen Querschnitt des länglichen Körpers des Endoskops. In dem in **Fig. 21C** gezeigten Beispiel kann sich der optische Pfad 2116 im Wesentlichen an der zentralen Längsachse des länglichen Körpers des Endoskops 2110 befinden. Beispielhaft und ohne Einschränkung können sechs Lichtquellenfasern um den optischen Pfad 2116 herum positioniert werden, wie in **Fig. 21C** gezeigt. Eine andere Anzahl von Lichtquellenfasern und/oder andere Positionen der Lichtquellenfasern in Bezug auf den optischen Pfad 2116 können verwendet werden. **Fig. 2ID** zeigt zum Beispiel zwei Lichtquellenfasern 2114, die radial auf gegenüberliegenden Seiten des optischen Pfads 2116 positioniert sind. Die Lichtquellenfasern 2114 können mit der Lichtquelle 1030 gekoppelt sein. Alternativ können die Lichtquellenfasern 2114 mit der Beleuchtungsquelle 914 gekoppelt sein, wie in **Fig. 9A-9B** gezeigt. Licht von der Endoskoplichtquelle, entweder der Beleuchtungsquelle 914 (z. B. eine oder mehrere LEDs) oder der entfernten Lichtquelle 1030, z. B. außerhalb des Endoskops, kann dazu dienen, das Zielobjekt zu beleuchten und ein von der Zieloberfläche reflektiertes spektroskopisches Signal zu erzeugen, das zur spektroskopischen Analyse erfasst werden kann. Der Rückkopplungsanalysator 1012 kann den Abstand 1060 zwischen dem distalen Ende des Endoskops 2110 und der Zielstruktur 122 bestimmen, wie in ähnlicher Weise in den **Fig. 10-11** gezeigt.

[0127] Fig. 21B zeigt ein endoskopisches Lasersystem 2100B, das ein Multifaser-Zubehörteil umfasst. Anstatt Laserenergie durch den optischen Pfad 2116 abzugeben, kann eine separate Laserfaser 2120 verwendet werden, um chirurgische Laserenergie von der Laserquelle 1020 an die Zielstruktur zu liefern. Der optische Pfad 2116 wird als dedizierte Spektroskopiesignalfaser zum Übertragen des Spektroskopiesignals zurück zum Spektrometer 1011 verwendet.

[0128] Fig. und 22 und 23A-23B veranschaulichen Beispiele für das Multifasersystem, das in einem spektroskopischen Faserabgabesystem verwendet werden kann, wie z. B. dasjenige, das oben unter Bezugnahme auf **Fig. 21A-21D** beschrieben wird. In dem in **Fig. 22** dargestellten Beispiel umfasst ein Multifasersystem 2200 eine erste Faser 2210, die mit der Lichtquelle gekoppelt und so konfiguriert ist, dass sie Beleuchtungslicht auf das Zielobjekt richtet, und eine separate zweite Faser 2220, die mit dem Spektrometer gekoppelt und so konfiguriert ist, dass sie das reflektierte Signal (z. B. das vom Zielobjekt reflektierte Licht, das die spektroskopischen Eigenschaften des Ziels anzeigt, an das Spektrometer überträgt.

[0129] Fig. 23A-23B sind Diagramme eines beispielhaften Multifaser-Zubehörteils mit Lichtquelleneingang und Spektroskopierückkopplungssignal. Wie in **Fig. 23A** gezeigt, kann ein Multifaser-Zubehörteil 2300A einen distalen Teil 2310, einen Übergangsabschnitt 2320A und einen proximalen Teil 2330A umfassen. Der distale Teil 2310 umfasst einen Schaft, der so bemessen und geformt sein kann, dass er die erste Faser 2210 und die zweite Faser 2220 umschließt, sowie einen Übergangsabschnitt 2320A proximal zum distalen Teil 2310. Die erste Faser 2210 und die zweite Faser 2220 können in einen Längsschaft des distalen Teils 2310 eingebettet sein und sich entlang dieses erstrecken. Der Schaft kann so bemessen und geformt sein, dass er sich durch einen Arbeitskanal eines Endoskops erstreckt. In einigen Beispielen kann die erste Faser 2210 zwei oder mehr Lichtwellenleiter umfassen, die jeweils mit der Lichtquelle gekoppelt sind, und/oder die zweite Faser 2220 kann eine oder mehrere Lichtwellenleiter umfassen. In einigen Beispielen, wie in **Fig. 21C-21D** dargestellt, kann die zweite Faser 2220 radial verteilt sein und die ersten Lichtwellenleiter 2210 umgeben. In einem Beispiel kann sich mindestens eine der zweiten Lichtwellenleiter 2220 entlang einer im Wesentlichen zentralen Längsachse des Schafts erstrecken. Die zwei oder mehr ersten Lichtwellenleiter 2210 können radial an gegenüberliegenden Seiten der zweiten Lichtwellenleiter 2220 angeordnet sein, die sich entlang der zentralen Längsachse des Schafts erstreckt.

[0130] Der proximale Teil 2330A umfasst einen ersten Anschluss 2332, der so konfiguriert ist, dass er mit der Lichtquelle verbunden werden kann, und einen zweiten Anschluss 2334, der konfiguriert ist, um an ein Spektrometer angeschlossen zu werden. Der Übergangsabschnitt 2320A verbindet den distalen Teil 2310 und den proximalen Teil 2330A miteinander und kann so konfiguriert werden, dass er den ersten Anschluss 2332 mit der ersten Faser 2210 und den zweiten Anschluss 2334 mit der zweiten Faser 2220 verbindet. So

sorgt der Übergangsabschnitt 2320A für einen Übergang der Lichtwellenleiter 2210 und 2220 von den jeweiligen ersten und zweiten Anschlüssen 2332 und 2334 in den einzelnen Schaft.

[0131] Der Schaft kann ein einführbares distales Ende 2312 aufweisen, das sich distal von dem distalen Teil 2310 erstreckt. Das einführbare distale Ende 2312 kann konfiguriert sein, um in einen Patienten eingeführt zu werden. Der proximale Teil 2300A kann mit einem Griff verbunden (z. B. darin enthalten) sein, mit dem ein Benutzer das Multifaser-Zubehörteil 2300A bedienen kann. In einem Beispiel kann mindestens ein Teil des Multifaser-Zubehörteils 2300A (z. B. einer oder mehrere des distalen Teils 2310, des Übergangsabschnitts 2320A oder des proximalen Teils 2330A) in einen Arbeitskanal eines Endoskops integriert oder in diesen eingeführt werden.

[0132] **Fig. 23B** zeigt ein weiteres Beispiel für das Multifaser-Zubehörteil 2300B, das eine Variante des Multifaser-Zubehörteils 2300A ist. In dem in **Fig. 23B** dargestellten Beispiel kann der proximale Teil 2330B ferner einen dritten Anschluss 2336 umfassen, der so konfiguriert ist, dass er eine Laserquelle mit einem der Lichtwellenleiter 2210 oder 2220 koppelt. Ähnlich wie in **Fig. 23A** verbindet ein Übergangsabschnitt 2320B den distalen Teil 2310 und den proximalen Teil 2330B miteinander. Die von der Laserquelle erzeugte Laserenergie kann vom proximalen Teil 2330B über einen der Lichtwellenleiter 2210 oder 2220 zum distalen Teil 2310 übertragen und über das einführbare distale Ende 2312 an den Zielort der Behandlung geleitet werden. In einigen Beispielen kann das Multifaser-Zubehörteil 2300B außerdem eine Laserfaser enthalten, die sich von den Lichtwellenleitern 2210 oder 2220 unterscheidet. Die Laserfaser kann im Arbeitskanal des Endoskops, beispielsweise im Schaft, positioniert sein. Die von der Laserquelle erzeugte Laserenergie kann über die Laserfaser an den distalen Teil 2310 übertragen werden.

Beispielhafte Anwendungen des Lasersystems

[0133] Das Lasersystem, wie es in verschiedenen Beispielen in diesem Dokument beschrieben ist, kann in vielen Anwendungen wie beispielsweise der endoskopischen Hart- oder Weichteilchirurgie verwendet werden, um die Effektivität der Ablation, Koagulation, Verdampfung oder anderer Lasereffekte zu verbessern.

[0134] Eine Anwendung des Lasersystems für gewebechirurgische Zwecke besteht in der Verwendung des Lasersystems zur effektiven Gewebeablation und - koagulation anstelle der Verwendung von zwei verschiedenen Fußpedalen, wie es bei kommerziellen Geräten wie Lasern und Plasmageräten häufig der Fall ist. Ein Beispielsystem verwendet zwei oder mehr Festkörperlasermodule, die mit zwei verschiedenen Wellenlängen emittieren und über die Fasern in die Lasersteuerung gekoppelt sind, sowie ein UV-VIS-Reflexionsspektroskopiesystem, das Spektralsignale an den Rückkopplungsanalysator liefert, der dem Benutzer vor dem Anpassen alternative Einstellungen vorschlägt.

[0135] In einem Beispiel können zwei Lasermodule bereitgestellt werden, darunter ein erstes Lasermodul, das für effizientere Ablations-/Karbonisierungsprozesse bei einer optischen Wellenlänge mit hoher Gewebeabsorption emittieren kann, und ein zweites Lasermodul, das für eine effizientere Koagulation bei einer optischen Wellenlänge mit geringerer Gewebeabsorption emittieren kann, beispielsweise aufgrund einer Eindringtiefe, die dem Durchmesser einer kleinen Kapillare entspricht. Beispiele für das erste Lasermodul können einen UV-VIS-emittierenden $In_xGa_{1-x}N$-Halbleiterlaser umfassen: GaN-Emission 515-520 nm; In_x-$Ga_{1-x}N$-Laser-Emission 370-493 nm oder IR-Laser, die im Bereich hoher Wasserabsorption, 1900-3000 nm, emittieren und in Tabelle 1 zusammengefasst sind. Beispiele für das zweite Lasermodul können $Ga_xAl_{1-x}As$ mit einer Emission von 750-850 nm oder $In_xGa_{1-x}As$ mit einer Emission von 904 nm1065 sein. Sowohl das erste als auch das zweite Lasermodul können mit einem Laserkopplungssystem in die Lasersteuerung eingekoppelt werden.

[0136] Eine spektroskopische Lichtquelle kann in einen separaten Faserkanal, eine Laserfaser oder ein Endoskopsystem integriert werden. Ein vom Zielobjekt reflektiertes Signal der spektroskopischen Lichtquelle kann schnell erfasst und über einen separaten Faserkanal oder eine Laserfaser an das Spektrometer weitergeleitet werden. Alternativ könnte das Spektroskopiesystem spektroskopische Signale von einem bildgebenden System erfassen, das einen Detektor wie einen CCD- oder CMOS-Sensor enthält. Auf der Grundlage der Rückkopplung des Spektroskopiesystems kann der Signalanalysator die Zusammensetzung des Zielmaterials erkennen und die Einstellung eines ersten oder zweiten Lasermoduls vorschlagen, um eine effektive Gewebebehandlung zu erreichen und Signale an ein Ausgabesystem liefern, das dem Benutzer die vorgeschlagene Einstellung mitteilt.

[0137] Dieses Beispiel ermöglicht die Gewebeablation und -koagulation durch die Verwendung von zwei oder mehr Laserpulsen mit optischen Wellenlängen, die von einem Rückkopplungsanalysesystem gesteuert werden. Die Rückkopplungssteuerung kann jedoch auch mit einem einzelnen oder mehreren optischen Wellenlängensystemen verwendet werden, um die gleichzeitige Abgabe bestimmter Wirkungen auf Zielobjekte zu optimieren. Diese Wirkungen können nur aus der Sicht des Benutzers gleichzeitig sein. Die hier beschriebenen Merkmale sind nicht darauf beschränkt, die Wellenlängen genau zur gleichen Zeit zu liefern.

[0138] Ein Beispiel für ein Zeitdiagramm dieses Lasers mit spektroskopischer Rückkopplung ist in **Fig. 8** dargestellt. Wie dort beschrieben, werden optische Rückkopplungssignale mit der Amplitude Amax kontinuierlich an die Zieloberfläche abgegeben und von dieser reflektiert und vom Signalanalysator erfasst und analysiert. Dann kann der Benutzer den ersten Laser einschalten oder den ersten Laser nach der Auswahl zum Abtragen von Weichgewebe eingeschaltet lassen, während der zweite Laser ausgeschaltet ist. Während des Betriebs des ersten Lasers wird das optische Rückkopplungssignal vom karbonisierten Gewebe stark absorbiert, bis seine Amplitude auf einen Schwellenwert Amin sinkt. Der Signalanalysator ändert dann den Zustand der Laser so, dass der erste Laser ausgeschaltet und der zweite Laser eingeschaltet wird. Der zweite Laser wird von karbonisiertem Gewebe stark absorbiert, so dass das karbonisierte Gewebe abgetragen und die Karbonisierung effektiv entfernt wird. Die Wellenlänge des zweiten Lasers sorgt außerdem für eine effektive Koagulation. Aufgrund des Dekarbonisierungsprozesses kehrt die Amplitude der optischen Rückkopplungspulse in die Nähe des ursprünglichen Niveaus Amax zurück. Wenn dies geschieht, ändert der Signalanalysator den Zustand der Laser zurück, so dass der erste Laser eingeschaltet und der zweite Laser ausgeschaltet wird. Der oben beschriebene Vorgang kann so lange wiederholt werden, bis das gewünschte Maß an Gewebeabtragung und -koagulation erreicht ist.

[0139] Eine weitere Anwendung des Lasersystems betrifft den effizienten LaserLithotripsie-Prozess zur Fragmentierung eines Nieren- oder Blasensteins bei einem Patienten. Die Anwendung bezieht sich auf ein Verfahren, bei dem Energie von Lasern mit mehreren Wellenlängen verwendet wird, wie eine Wellenlänge mit geringerer Absorption durch ein Zielobjekt, um das Zielobjekt zuerst zu erwärmen, und dann eine Wellenlänge mit stärkerer Absorption, um das Zielobjekt, wie zum Beispiel einen Nierenstein, zu fragmentieren. Bei der Laserlithotripsie kann die Zertrümmerung des Nieren- oder Blasensteins durch einen photothermischen Effekt erfolgen. Hohe Laserenergie kann vom Stein absorbiert werden, wodurch ein rascher Temperaturanstieg über den Schwellenwert für den chemischen Abbau verursacht wird, der zur Zersetzung und Fragmentierung des Steins führt. In einem Beispiel kann eine Laserlithotripsie ein zweistufiges Verfahren umfassen. Die erste Stufe ist eine Vorwärmstufe, in der der Stein mit Laserenergie einer ersten Wellenlänge erhitzt wird, die eine geringere Absorption der Laserenergie durch den Stein bewirkt. In einer anschließenden zweiten Stufe wird Laserenergie mit einer zweiten Wellenlänge eingesetzt, die eine stärkere Absorption der Laserenergie durch den Stein bewirkt als die erste Wellenlänge. Ein solcher mehrstufiger Prozess ermöglicht eine bessere Steuerung der Dampfblasenbildung und eine Verringerung der Stärke der während des Fragmentierungsprozesses erzeugten Stoßwellen (verringert den Retropulsionseffekt des Steins).

[0140] In einem Beispiel verwendet das Lasersystem zwei oder mehr Festkörperlasermodule, die bei zwei verschiedenen Wellenlängen emittieren und durch die Fasern in die Lasersteuerung gekoppelt sind, sowie ein Spektroskopiesystem, das Spektralsignale an den Rückkopplungsanalysator liefert, der dem Benutzer vor dem Anpassen alternative Einstellungen vorschlägt. Ein erstes Lasermodul kann bei einer niedrigeren optischen Wellenlänge der Stein-/Wasserabsorption emittieren, um eine effiziente Vorwärmung zu erreichen, und ein zweites Lasermodul kann bei einer hohen optischen Wellenlänge der Stein-/Wasserabsorption emittieren, um eine effizientere Steinfragmentierung zu erreichen. Das erste Lasermodul in dieser Anwendung kann eine Ausgabe bei einer niedrigeren Stein- oder Wasserabsorptionswellenlänge erzeugen. Dieser Laser sorgt für eine effektive und gleichmäßige Vorwärmung des Steins. Beispiele für die erste Laserquelle für das erste Lasermodul können $Ga_xAl_{1-x}As$ mit einer Emission von 750-850 nm oder $In_xGa_{1-x}As$ mit einer Emission von 904-1065 nm sein. Beispiele für die zweite Laserquelle können einen UV-VIS-Laser mit $In_xGa_{1-x}N$-Halbleiterlaser umfassen, z. B. einen GaN-Laser mit einer Emission von 515-520 nm oder einen $In_xGa_{1-x}N$-Laser mit einer Emission von 370-493 nm, oder IR-Laser, die im hohen Wasser- und Steinabsorptionsbereich (1900-3000 nm) emittieren und in Tabelle 1 zusammengefasst sind.

[0141] Sowohl das erste als auch das zweite Lasermodul können in die Lasersteuerung mit Laserkopplungssystem eingekoppelt werden. Eine spektroskopische Lichtquelle kann in einen separaten Faserkanal, eine Laserfaser oder ein Endoskopsystem integriert werden. Ein vom Zielobjekt reflektiertes Signal der spektroskopischen Lichtquelle kann schnell erfasst und über einen separaten Faserkanal oder eine Laserfaser an das Spektrometer weitergeleitet werden. Alternativ kann das Spektroskopiesystem spektroskopische Signale von einem Bildgebungssystem mit einem Detektor wie einem CCD- oder CMOS-Sensor erfassen.

[0142] Basierend auf der Rückkopplung des Spektroskopiesystems kann der Signalanalysator die Zusammensetzung des Zielmaterials erkennen und die Einstellung des ersten oder zweiten Lasermoduls vorschlagen, um einen effektiven mehrstufigen Steinbehandlungsprozess zu erreichen, und Signale an ein Ausgabesystem liefern, das verwendet wird, um dem Benutzer Informationen über die vorgeschlagene Einstellung zu liefern. Das Lasersystem kann gleichzeitig eine effektive Vorwärmung und Fragmentierung des Steins durch Verwendung von zwei oder mehr Laserpulsen von Lasermodulen mit optischen Wellenlängen durchführen, die von einem Rückkopplungsanalysatorsystem gesteuert werden. Die Rückkopplungssteuerung kann jedoch auch mit einem oder mehreren optischen Wellenlängensystemen verwendet werden, um die gleichzeitige Abgabe spezifischer Wirkungen auf die Zielsteinzusammensetzung zu optimieren.

[0143] Eine weitere Anwendung des Lasersystems betrifft die Abtragung von hartem Gewebe, z. B. Zähnen, Knochen usw., wo eine hohe Ausgabeleistung des Lasers erforderlich ist. Die Effektivität der Laserchirurgie bei Weichgewebe basiert auf der Niedrigtemperaturwasserverdampfung bei 100 °C. Das Schneiden von Hartgewebe erfordert jedoch sehr hohe Ablationstemperaturen von bis zu 5.000 °C. Um eine höhere Ausgabeleistung zu erzielen, kann das Lasersystem eine größere Anzahl von Lasermodulen koppeln, um die integrierte Ausgabeleistung auf ein Niveau zu erhöhen, das für die Behandlung des Ziels ausreicht. Die folgenden Laser können als Emissionsquellen verwendet werden: UV-VIS emittierende $In_xGa_{1-x}N$-Halbleiterlaser: GaN - Emission 515-520 nm; $In_xGa_{1-x}N$ - Emission 370-493 nm oder IR-Laser mit einer Emission von 1900-3000 nm, wie in Tabelle 1 zusammengefasst. Die Laserquellen für die Lasermodule, die in diesem Beispiel zum Einsatz kommen, können zum Beispiel $Ga_xAl_{1-x}As$-Laser mit einer Emission von 750-850 nm oder $In_xGa_{1-x}As$-Laser mit einer Emission von 904-1065 nm sein.

[0144] Die Lasermodule können in die Lasersteuerung mit Laserkopplungssystem integriert werden. Um die benötigte hohe Leistung zu archivieren, kann eine große Anzahl von Lasermodulen in das System eingekoppelt werden. Eine spektroskopische Lichtquelle kann in einen separaten Faserkanal, eine Laserfaser oder ein Endoskopsystem integriert werden. Ein vom Zielobjekt reflektiertes Signal der spektroskopischen Lichtquelle kann schnell detektiert und über einen separaten Faserkanal oder eine Laserfaser an das Spektrometer weitergeleitet werden. Alternativ könnte das Spektroskopiesystem spektroskopische Signale von einem bildgebenden System erfassen, das einen Detektor, wie einen CCD- oder CMOS-Sensor, enthält.

[0145] Basierend auf der Rückkopplung des Spektroskopiesystems kann der Signalanalysator die Zusammensetzung des Zielmaterials erkennen und die Einstellung der Lasermodule und Anzahl der Lasermodule vorschlagen, um die erforderliche Ausgabeleistung und einen effektiven mehrstufigen Behandlungsprozess zu erreichen, und Signale an ein Ausgabesystem liefern, das dem Benutzer Informationen über die vorgeschlagenen Einstellungen liefert. Das Lasersystem kann gleichzeitig die erforderliche hohe Ausgabeleistung des Lasers liefern, indem es die Anzahl der am Behandlungsprozess beteiligten Lasermodule erhöht und dabei zwei oder mehr Laserpulse mit optischen Wellenlängen nutzt, die von einem Rückkopplungsanalysatorsystem gesteuert werden. Die Rückkopplungssteuerung kann mit einem einzigen oder mehreren optischen Wellenlängensystemen verwendet werden, um die gleichzeitige Abgabe von bestimmten Wirkungen auf die Zielsteinzusammensetzung zu optimieren. Diese Wirkungen können nur aus der Sicht des Benutzers gleichzeitig sein. Sie sind jedoch nicht darauf beschränkt, die Wellenlängen genau zur gleichen Zeit zu liefern.

[0146] Die hier beschriebenen Merkmale können verwendet werden, um ein Verfahren zum Identifizieren der Zusammensetzung eines Zielobjekts bereitzustellen. Das Zielobjekt kann in einigen Fällen ein medizinisches Zielobjekt sein, wie in vivo Weich- und Hartgewebe aus dem Einsatz eines chirurgischen Zubehörs. Dieses Zubehör kann endoskopisch oder laparoskopisch verwendet werden. Das Zubehör kann aus einer einzigen Vorrichtung bestehen, die mehrere Lichtwellenleiter enthält, wobei mindestens eine Faser eine Beleuchtungsquelle liefert und mindestens eine Faser das reflektierte Licht zu einem Spektrometer leitet. Dies ermöglicht es dem Benutzer, kontinuierlich die Zusammensetzung eines Gewebes oder eines Zielobjekts mit oder ohne direkte(r) endoskopische(r) Visualisierung während eines Verfahrens zu überwachen. Es kann auch in Kombination mit einem Lasersystem verwendet werden, wobei das Zubehör Rückkopplung an das Lasersystem senden kann, um die Einstellungen auf der Grundlage der Zusammensetzung des Gewebes oder des Zielobjekts anzupassen. Diese Funktion ermöglicht die sofortige Anpassung der Lasereinstellungen innerhalb eines bestimmten Bereichs der ursprünglichen, vom Benutzer gewählten Lasereinstellung. Die hier beschriebenen Merkmale können mit einem Spektroskopiesystem genutzt werden, das mit einem faserintegrierten Lasersystem verwendet werden kann. Eine spektroskopische Lichtquelle kann durch mindestens eine der Fasern des Multifaser-Zubehörteils übertragen werden. Ein vom Zielobjekt reflektiertes Lichtquellensignal kann schnell gesammelt und über eine weitere Faser in der Multifaser an das Spektrometer weitergeleitet werden.

[0147] Ein Beispielverfahren kann spektroskopische Eingangsdaten verwenden, um den Abstand zwischen einem distalen Ende des Laserabgabesystems 1701 (z. B. einer Faser) und einem Gewebe oder Zielobjekt auf der Grundlage eines Algorithmus zu berechnen und zu steuern. Das Verfahren kann sowohl für weiches als auch für hartes Gewebe bei In-vivo-Operationen angewendet werden. Der Abstand zwischen dem Zielobjekt und dem distalen Ende der Faser kann anhand von Analysen der Spektraldaten berechnet werden. Der Außendurchmesser jeder Faser und der Winkel, in dem sie aus dem Endoskop herausragt, beeinflussen die Intensität des reflektierten Lichts, die gemessen wird, um Spektraldaten zu erhalten. Mit den hier beschriebenen Merkmalen kann ein Abstand berechnet werden, ohne sequentiell durch die Lichter mit unterschiedlichen Werten der numerischen Apertur zu beleuchten.

[0148] Bei beweglichen Calculi kann das Verfahren den Abstand steuern und Laserbetriebsparameter einstellen oder vorschlagen, die einen Saugeffekt mit Hilfe von Dampfblasen im Wasser erzeugen, um Zielobjekte, die sich jenseits eines vorbestimmten Schwellenwerts befinden, näher an das distale Ende der Faser zu ziehen. Dieses Merkmal minimiert den Aufwand, den der Benutzer betreiben muss, um einen wirksamen Behandlungsabstand zu beweglichen Zielobjekten einzuhalten.

[0149] Die UV-VIS-IR-Reflexionsspektroskopie gemäß den in diesem Dokument beschriebenen Beispielen kann allein oder in Kombination mit anderen spektroskopischen Techniken verwendet werden, um die spektroskopische Rückkopplung zu erhalten, einschließlich der Analyse der chemischen Zusammensetzung von Materialien und der Messung der Intensität des reflektierten Lichts während diagnostischer oder therapeutischer In vivo-Verfahren. Das reflektierte Licht kann die gleichen Informationen liefern wie das von einer hochauflösenden Kamera aufgenommene Augen- oder Farbbild, jedoch quantitativ und objektiv. Die Reflexionsspektroskopie liefert Informationen über das Material, da Lichtreflexion und -absorption von der chemischen Zusammensetzung und den Oberflächeneigenschaften abhängen. Mit dieser Technik ist es auch möglich, eindeutige Informationen sowohl über die Oberflächen- als auch die Volumeneigenschaften der Probe zu erhalten.

[0150] Eine weitere Anwendung des Lasersystems betrifft ein Verfahren zum Identifizieren des Zieltyps, wie z. B. die Bestimmung der Zusammensetzung eines Calculusziels während der Laserlithotripsie. Gemäß einigen hier diskutierten Beispielen hat ein Endoskopsystem eine Lichtquelle, und die Lichtquelle liefert durch einen Lichtleiter des Endoskops ein Beleuchtungslicht an das Zielobjekt in einem menschlichen Körper. Ein Arzt verwendet das Lasersystem zum Zertrümmern von Steinen unter dem Beleuchtungslicht des Endoskopsystems. Diese Situation kann zu Problemen führen, wenn das Lasersystem zur Erkennung der Steinzusammensetzung verwendet wird. Das von den Steinen reflektierte Licht ist schwach, während das Beleuchtungslicht des Endoskopsystems stark ist. Daher kann es schwierig sein, die Zusammensetzung der Steine unter der Beleuchtung durch das Endoskopsystem zu analysieren.

[0151] **Fig. 26** zeigt ein Beispiel für ein Endoskopsystem 2600, das so konfiguriert ist, dass es ein Zielobjekt (z. B. die Zusammensetzung eines Calculusziels) unter Verwendung eines Diagnosestrahls, wie eines Laserstrahls, identifizieren kann. Das System 2600 kann eine Steuerung 2650 enthalten, die sowohl eine endoskopische Lichtquelle 2630 als auch ein Lasergeneratormodul 2640 steuern kann. Die Steuerung 2650 kann die Eingabe eines Befehls zur Aktivierung des Modus zur Erkennung der Steinzusammensetzung durch den Arzt über das Lasersystem erkennen. Die Steuerung 2650 kann dann einen Befehl an die endoskopische Lichtquelle 2630 senden, um die Beleuchtung zu beenden oder von einem Modus mit starker Beleuchtung in einen Modus mit geringerer Beleuchtung zu wechseln, bei dem für eine bestimmte Zeit eine geringere Beleuchtungsmenge auf das Zielobjekt projiziert wird. Während eines solchen Zeitraums mit geringer Beleuchtung oder ohne Beleuchtung kann das Lasersystem 2640 einen Laserstrahl auf das Zielobjekt senden und das vom Stein reflektierte Licht empfangen. Der Detektor 2660 kann eine Zielidentifizierung anhand des reflektierten Lichts durchführen. Durch Dimmen der Beleuchtung am Zielort im Modus mit geringer Beleuchtungsstärke (oder Ausschalten der Beleuchtung) kann die Reflexion des auf das Zielobjekt auftreffenden Laserstrahls vom Zielobjekt verstärkt werden, was zu einer besseren Zielerkennung beitragen kann.

[0152] Sobald der Detektor 2660 feststellt, dass die Zielidentifikation abgeschlossen ist, kann der Detektor 2660 einen Beendigungsbefehl an die Steuerung 2650 senden. Die Steuerung 2650 kann dann einen Befehl zur erneuten Beleuchtung des Zielobjekts oder zum Wechsel von dem Modus mit geringer Beleuchtung zurück in den Modus mit hoher Beleuchtung senden. In einem Beispiel kann ein Bildprozessor 2670 im Endoskopsystem 2600 ein Standbild des Zielobjekts aufnehmen und das Standbild während des Zeitraums auf dem Monitor des Endoskopsystems anzeigen, wenn die endoskopische Lichtquelle 2630 den Befehl zum Beenden der Beleuchtung oder zum Umschalten vom Modus mit hoher Beleuchtung in den Modus mit niedri-

ger Beleuchtung erhält. Es wurden verschiedene Varianten des Endoskopsystems 2600 zur Identifizierung eines Zielobjekts in Betracht gezogen, wie die oben unter Bezugnahme auf **Fig. 11A-11B** beschriebenen.

[0153] **Fig. 27** illustriert ein Diagramm 2700 einer Folge von Laserpulsen mit unterschiedlichen gepulsten Energie- oder Leistungsniveaus, die beispielsweise eine erste Pulsfolge 2710 und eine zweite Pulsfolge 2720 umfassen können. Die Pulse der zweiten Pulsfolge 2720 weisen eine höhere Energie oder Leistung auf als die Pulse der ersten Pulsfolge 2710. Die erste Pulsfolge 2710 und die zweite Pulsfolge 2720 können von entsprechenden Laserquellen erzeugt werden und werden jeweils von einem distalen Ende eines Endoskops in Form von entsprechenden Laserstrahlen emittiert. Die erste Pulsfolge 2710 kann zeitlich im Wesentlichen konstant erzeugt werden, beispielsweise über einen bestimmten Zeitraum (z. B. gesteuert durch einen Benutzer). Die zweite Pulsfolge 2720 kann zeitlich intermittierend erzeugt werden, z. B. über den spezifischen Zeitraum, in dem die erste Pulsfolge 2710 abgegeben wird. Beispielsweise kann die zweite Pulsfolge 2720 zwischen zwei Pulsen der ersten Pulsfolge 2710 oder zwischen zwei Folgen der ersten Pulsfolge 2710 abgegeben werden. In dem in **Fig. 27** gezeigten Beispiel weisen die Pulse in der ersten Pulsfolge 2710 eine konstante Energie oder Leistung auf, und die zweite Pulsfolge 2720 enthält nur einen Puls mit einer höheren Energie oder Leistung als die erste Pulsfolge 2710. In einigen Beispielen kann die zweite Pulsfolge 2720 zwei oder mehr Pulse enthalten, von denen jeder einen höheren Energie- oder Leistungspegel aufweist als die erste Pulsfolge 2710.

[0154] Die in **Fig. 27** gezeigte Sequenz von Laserpulsen kann von einem LaserLithotripsie-System zur Zertrümmerung und Fragmentierung einer Calculusstruktur, z. B. in der Niere, verwendet werden. Wie in **Fig. 27** dargestellt, stellt die Sequenz die Zeit in X-Richtung des Diagramms dar, ist aber auch mit den Orten „A“ und „B“ auf dem Stein oder einem anderen Zielobjekt vermerkt. Die Sequenz der Laserpulse stellt somit ein räumlich-zeitliches Muster von Laserpulsen mit unterschiedlicher Pulsenergie oder Leistung dar. In diesem Beispiel befindet sich der Ort „A“ im oder in der Nähe der Mitte des Steins oder eines anderen Zielobjekts und der Ort „B“ am oder in der Nähe des Randes des Steins oder eines anderen Zielobjekts. Die zwischen den Orten „A“ und „B“ abgegebenen Laserpulse stellen Pulse dar, die abgegeben werden, während die Laserfaser 140 von dem Ort „A“ zu dem Ort „B“ oder von dem Ort „B“ zu dem Ort „A“ bewegt wird, was auch die Verwendung des Aktuators einschließen kann. Die erste Pulsfolge 2710 kann so ausgewählt werden, dass ein Riss im Zielstein entsteht, ohne dass der Zielstein fragmentiert wird. So kann in **Fig. 27** eine solche erste Pulsfolge ausgegeben werden, die an dem Ort „A“ in der Mitte des Steins beginnt, dann in Richtung des Ortes „B“ am Rand des Steins verläuft und dann zu dem Ort „A“ in der Mitte des Steins zurückkehrt, wobei ein Puls 2720 mit höherer Energie in einem ersten Versuch abgegeben werden kann, den Zielstein zu fragmentieren. Wenn eine solche Fragmentierung durch den Puls 2720 mit höherer Energie nicht erfolgreich ist, kann eine weitere erste Pulsfolge 2710 abgegeben werden, die von Orten in Richtung des Zentrums des Steins zu einem Ort „B“ in Richtung der Peripherie des Steins verläuft und dann zu dem Ort „A“ in der Mitte des Steins zurückkehrt, wobei zu diesem Zeitpunkt ein weiterer Puls 2720 mit höherer Energie in einem zweiten Versuch abgegeben werden kann, den Zielstein zu fragmentieren. Weitere Iterationen sind ebenfalls möglich. Für die verschiedenen Iterationen kann derselbe oder ein anderer Ort „B“ am Rand des Steins verwendet werden, wobei verschiedene Orte „B“ in verschiedenen Iterationen mehrere Risse entlang der Wege von dem Ort „A“ zu dem anderen peripheren Ort „B“ erzeugen. Es kann bevorzugt werden, den Puls 2720 mit höherer Energie nur in der Mitte des Steins zu verwenden, um die Auswirkungen der zweiten Pulsfolge 2720 auf das umliegende Gewebe zu minimieren.

[0155] In einigen Beispielen kann die in **Fig. 27** gezeigte Sequenz von Laserpulsen mit unterschiedlichen gepulsten Energie- oder Leistungspegeln von einem endoskopischen System verwendet werden, das eine Hämostase oder Koagulation an einer Zielstelle bewirkt. In einem Beispiel können die erste Pulsfolge 2710 und die zweite Pulsfolge 2720 in einem räumlich-zeitlichen Muster, z. B. abwechselnd, an die Zielstelle abgegeben werden, um einen effizienten Blutstillungs- oder Koagulationsprozess zu ermöglichen.

[0156] Die Pulse mit unterschiedlichen Energie- oder Leistungsniveaus, wie z. B. die erste Pulsfolge 2710 und die zweite Pulsfolge 2720, können über einen vom Benutzer bedienbaren Aktuator, wie z. B. eine Taste oder ein Fußpedal, steuerbar aktiviert werden. Zum Beispiel kann der Benutzer ein erstes Aktivierungsmuster verwenden (z. B. ein einmaliges Drücken der Taste oder des Fußpedal), um die Abgabe der ersten Pulsfolge 2710 zu aktivieren, und ein zweites Aktivierungsmuster (z. B. einen doppelten Druck auf die Taste oder das Fußpedal), um die Abgabe der zweiten Pulsfolge 2720 zu aktivieren. In einem Beispiel können die erste Pulsfolge 2710 und die zweite Pulsfolge 2720 über jeweils separate Aktoren gesteuert werden. Zusätzlich oder alternativ können die erste Pulsfolge 2710 und die zweite Pulsfolge 2720 automatisch aktiviert werden, z. B. auf der Grundlage eines Rückkopplungssignals vom Zielobjekt. Beispielsweise kann ein Spektrometer spektroskopische Daten des Zielobjekts erfassen, und ein Rückkopplungsanalysator kann die spektroskopischen

Daten analysieren, um die Zusammensetzung verschiedener Teile einer Calculusstruktur zu ermitteln. Zumindest auf der Grundlage dieser Identifizierung können verschiedene Energiepulse, wie die erste Pulsfolge 2710 oder die zweite Pulsfolge 2720, an verschiedene Teile des Zielobjekts mit jeweils identifizierten Zusammensetzungen abgegeben werden.

[0157] Fig. 28 zeigt allgemein ein Blockdiagramm einer beispielhaften Maschine 2800, auf der eine oder mehrere der hier erörterten Techniken (z. B. Methoden) ausgeführt werden können. Teile dieser Beschreibung können für die Computerstruktur verschiedener Teile des Laserbehandlungssystems gemäß den in diesem Dokument erörterten Beispielen gelten.

[0158] In alternativen Ausführungsformen kann die Maschine 2800 als eigenständiges Gerät arbeiten oder mit anderen Maschinen verbunden (z. B. vernetzt) sein. In einem vernetzten Einsatz kann die Maschine 2800 in der Funktion eines Server-Rechners, eines Client-Rechners oder beides in Server-Client-Netzwerkumgebungen arbeiten. In einem Beispiel kann die Maschine 2800 als Peer-Rechner in einer Peer-to-Peer (P2P) (oder anderen verteilten) Netzwerkumgebung fungieren. Die Maschine 2800 kann ein Personal Computer (PC), ein Tablet-PC, eine Set-Top-Box (STB), ein persönlicher digitaler Assistent (PDA), ein Mobiltelefon, eine Web-Appliance, ein Netzwerk-Router, ein Switch, eine Brücke oder jede Maschine sein, die in der Lage ist, Anweisungen (sequentiell oder anderweitig) auszuführen, die die von dieser Maschine auszuführenden Aktionen spezifizieren. Auch wenn nur eine einzige Maschine veranschaulicht ist, umfasst der Begriff „Maschine“ auch eine beliebige Ansammlung von Maschinen, die einzeln oder gemeinsam einen Satz (oder mehrere Sätze) von Anweisungen ausführen, um eine oder mehrere der hier erörterten Methoden durchzuführen, wie Cloud Computing, Software-as-a-Service (SaaS) oder andere Computer-Cluster-Konfigurationen.

[0159] Die hier beschriebenen Beispiele können eine Logik oder eine Reihe von Komponenten oder Mechanismen enthalten oder damit arbeiten. Schaltungssätze sind eine Sammlung von Schaltungen, die in greifbaren Einheiten mit Hardware (z. B. einfache Schaltungen, Gatter, Logik usw.) implementiert sind. Die Zugehörigkeit zu einem Schaltungssatz kann im Laufe der Zeit und aufgrund der zugrunde liegenden Hardware-Variabilität flexibel sein. Die Schaltungssätze enthalten Elemente, die einzeln oder in Kombination bestimmte Operationen ausführen können, wenn sie in Betrieb sind. In einem Beispiel kann die Hardware des Schaltungssatzes unveränderlich so ausgelegt sein, dass sie eine bestimmte Operation (z. B. fest verdrahtet) ausführt. In einem Beispiel kann die Hardware des Schaltungssatzes variabel verbundene physische Komponenten (z. B. Ausführungseinheiten, Transistoren, einfache Schaltungen usw.) einschließlich eines computerlesbaren Mediums umfassen, das physisch modifiziert ist (z. B. magnetisch, elektrisch, bewegliche Platzierung von Partikeln mit unveränderlicher Masse usw.), um Anweisungen für die spezifische Operation zu kodieren. Beim Verbinden der physikalischen Komponenten werden die zugrunde liegenden elektrischen Eigenschaften einer Hardwarekomponente geändert, z. B. von einem Isolator zu einem Leiter oder umgekehrt. Die Anweisungen ermöglichen es der eingebetteten Hardware (z. B. den Ausführungseinheiten oder einem Lademechanismus), Elemente des Schaltungssatzes in der Hardware über die variablen Verbindungen zu erzeugen, um im Betrieb Teile der spezifischen Operation auszuführen. Dementsprechend ist das computerlesbare Medium kommunikativ mit den anderen Komponenten des Schaltungssatzes verbunden, wenn das Gerät in Betrieb ist. In einem Beispiel kann jede der physischen Komponenten in mehr als einem Element von mehr als einem Schaltungssatz verwendet werden. Zum Beispiel können im Betrieb Ausführungseinheiten in einer ersten Schaltung eines ersten Schaltungssatzes zu einem bestimmten Zeitpunkt verwendet und von einer zweiten Schaltung im ersten Schaltungssatz oder von einer dritten Schaltung in einem zweiten Schaltungssatz zu einem anderen Zeitpunkt wiederverwendet werden.

[0160] Die Maschine 2800 (z. B. das Computersystem) kann einen Hardware-Prozessor 2802 (z. B. eine Zentraleinheit (CPU), eine Grafikverarbeitungseinheit (GPU), einen Hardware-Prozessorkern oder eine beliebige Kombination davon), einen Hauptspeicher 2804 und einen statischen Speicher 2806 umfassen, von denen einige oder alle über eine Zwischenverbindung 2808 (z. B. einen Bus) miteinander kommunizieren können. Die Maschine 2800 kann ferner eine Anzeigeeinheit 2810 (z. B. eine Rasteranzeige, eine Vektoranzeige, eine holografische Anzeige usw.), ein alphanumerisches Eingabegerät 2812 (z. B. eine Tastatur) und eine User-Interface (UI)-Navigationsvorrichtung 2814 (z. B. eine Maus) umfassen. In einem Beispiel können die Anzeigeeinheit 2810, das Eingabegerät 2812 und die UI-Navigationsvorrichtung 2814 ein Touchscreen--Display sein. Die Maschine 2800 kann zusätzlich eine Speichervorrichtung 2816 (z. B. Laufwerk), eine Signalerzeugungsvorrichtung 2818 (z. B. einen Lautsprecher), eine Netzwerkschnittstellenvorrichtung 2820 und einen oder mehrere Sensoren 2821, wie ein globales Positionierungssystem (GPS), einen Kompass, einen Beschleunigungsmesser oder andere Sensoren umfassen. Die Maschine 2800 kann eine Ausgabesteuerung 2828 umfassen, wie z. B. eine serielle (z. B. Universal Serial Bus (USB)), parallele oder andere verdrahtete

oder drahtlose (z. B. Infrarot (IR), Nahfeldkommunikationsverbindung (NFC) usw.) zum Kommunizieren oder zum Steuern eines oder mehrerer Peripheriegeräte (z. B. eines Druckers, Kartenlesers usw.).

[0161] Die Speichervorrichtung 2816 kann ein maschinenlesbares Medium 2822 umfassen, auf dem ein oder mehrere Sätze von Datenstrukturen oder Anweisungen 2824 (z. B. Software) gespeichert sind, die eine oder mehrere der hier beschriebenen Techniken oder Funktionen verkörpern oder von diesen verwendet werden. Die Anweisungen 2824 können sich während ihrer Ausführung durch die Maschine 2800 auch vollständig oder zumindest teilweise im Hauptspeicher 2804, im statischen Speicher 2806 oder im Hardware--Prozessor 2802 befinden. In einem Beispiel kann eines davon oder eine beliebige Kombination aus dem Hardware-Prozessor 2802, dem Hauptspeicher 2804, dem statischen Speicher 2806 oder dem Speichergerät 2816 ein maschinenlesbares Medium darstellen.

[0162] Während das maschinenlesbare Medium 2822 als einzelnes Medium dargestellt ist, kann der Begriff „maschinenlesbares Medium“ ein einzelnes Medium oder mehrere Medien (z. B. eine zentrale oder verteilte Datenbank und/oder zugehörige Caches und Server) umfassen, die so konfiguriert sind, dass sie die eine oder mehrere Anweisungen 2824 speichern.

[0163] Der Begriff „maschinenlesbares Medium“ kann jedes Medium umfassen, das in der Lage ist, Anweisungen zur Ausführung durch die Maschine 2800 zu speichern, zu kodieren oder zu übertragen, und das die Maschine 2800 veranlassen, eine oder mehrere der Techniken der vorliegenden Offenbarung auszuführen, oder das in der Lage ist, Datenstrukturen zu speichern, zu kodieren oder zu übertragen, die von solchen Anweisungen verwendet werden oder mit ihnen verbunden sind. Nicht einschränkende Beispiele für maschinenlesbare Medien können Festkörperspeicher sowie optische und magnetische Medien umfassen. In einem Beispiel weist ein maschinenlesbares Massenmedium ein maschinenlesbares Medium mit einer Vielzahl von Partikeln auf, die eine unveränderliche Masse (z. B. Ruhemasse) aufweisen. Dementsprechend handelt es sich bei maschinenlesbaren Massenmedien um nicht-transitorische, sich ausbreitende Signale. Spezifische Beispiele für maschinenlesbare Massenmedien lesbare Medien sind unter anderem: nichtflüchtige Speicher wie Halbleiterspeicher (z. B. elektrisch programmierbare Festwertspeicher (EPROM), elektrisch löschbare programmierbare Festwertspeicher (EPSOM)) und Flash-Speicher; magnetische Festplatten wie interne Festplatten und Wechselplatten; magnetooptische Festplatten und CD-ROM und DVD-ROM Festplatten.

[0164] Die Anweisungen 2824 können ferner über ein Kommunikationsnetz 2826 unter Verwendung eines Übertragungsmediums über die Netzwerkschnittstellenvorrichtung 2820 mithilfe eines beliebigen Übertragungsprotokolls (z. B. Frame Relay, Internetprotokoll (IP), Übertragungssteuerungsprotokoll (Transmission Control Protocol, TCP), Benutzerdatenprotokoll (User Datagram Protocol, UDP), Hypertext-Übertragungsprotokoll (Hypertext Transfer Protocol, HTTP) usw.) übertragen oder empfangen werden. Beispiele für Kommunikationsnetze sind unter anderem ein lokales Netz (Local Area Network, LAN), ein Weitverkehrsnetz (Wide Area Network, WAN), ein Paketdatennetz (z. B. das Internet), Mobilfunknetze (z. B. zellulare Netze), analoge Fernsprechnetze (POTS-Netze) und drahtlose Datennetze (z. B. die Normenfamilie 802.11 des Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), bekannt als WiFi®, die IEEE-Normenfamilie 802.16 (z. B. WiMax®), die IEEE 802.15.4-Normenfamilie, Peer-to-Peer-Netzwerke (P2P) und andere. In einem Beispiel kann die Netzwerkschnittstellenvorrichtung 2820 eine oder mehrere physische Buchsen (z. B. Ethernet-, Koaxial- oder Telefonbuchsen) oder eine oder mehrere Antennen für die Verbindung mit dem Kommunikationsnetz 2826 enthalten. In einem Beispiel kann die Netzwerkschnittstellenvorrichtung 2820 eine Vielzahl von Antennen enthalten, um drahtlos zu kommunizieren, wobei mindestens eine der Techniken SIMO (Single-Input Multiple-Ausgabe), MIMO (Multiple-Input Multiple-Ausgabe) oder MISO (Multiple-Input Single-Ausgabe) verwendet wird. Der Begriff „Übertragungsmedium“ soll so verstanden werden, dass er jedes immaterielle Medium umfasst, das in der Lage ist, Anweisungen zur Ausführung durch die Maschine 2800 zu speichern, zu kodieren oder zu übertragen, und umfasst digitale oder analoge Kommunikationssignale oder andere immaterielle Medien zur Erleichterung der Kommunikation einer solchen Software.

Zusätzliche Hinweise

[0165] Die obige detaillierte Beschreibung enthält Verweise auf die beigefügten Zeichnungen, die einen Teil der detaillierten Beschreibung bilden. Die Zeichnungen zeigen zur Veranschaulichung spezifische Ausführungsformen, in denen die Erfindung angewendet werden kann. Diese Ausführungsformen werden hier auch als „Beispiele“ bezeichnet. Solche Beispiele können zusätzlich zu den gezeigten oder beschriebenen Elementen weitere Elemente enthalten. Die Erfinder der vorliegenden Erfindung ziehen jedoch auch Beispiele in Betracht, in denen nur die gezeigten oder beschriebenen Elemente vorgesehen sind. Darüber hinaus ziehen die Erfinder der vorliegenden Erfindung auch Beispiele in Betracht, bei denen eine beliebige Kombination

oder Permutation der gezeigten oder beschriebenen Elemente (oder eines oder mehrerer Aspekte davon) verwendet wird, entweder mit in Bezug auf ein bestimmtes Beispiel (oder einen oder mehrere Aspekte davon) oder in Bezug auf andere Beispiele (oder einen oder mehrere Aspekte davon), die hier gezeigt oder beschrieben werden.

[0166] In diesem Dokument werden die Begriffe „ein“, „eine“, „eines“ wie in Patentdokumenten üblich, verwendet, um eines oder mehr als eines einzuschließen, unabhängig von allen anderen Fällen oder Verwendungen von „mindestens einem“ oder „einem oder mehreren“. In diesem Dokument bezieht sich der Begriff „oder“ auf ein nicht ausschließliches oder, so dass „A oder B“ „A, aber nicht B“, „B, aber nicht A“ und „A und B“ umfasst, sofern nicht anders angegeben. In diesem Dokument werden die Begriffe „einschließlich“ und „in dem/in denen“ als einfache Entsprechungen der jeweiligen Begriffe „umfassend“ und „wobei“ verwendet. Ferner sind in den folgenden Ansprüchen die Begriffe „einschließlich“ und „umfassend“ offen, d. h., dass ein System, eine Vorrichtung, ein Gegenstand, eine Zusammensetzung, eine Formulierung oder ein Verfahren, das zusätzlich zu den Elementen, die nach dem Begriff in einem Anspruch aufgeführt sind, Elemente enthält, immer noch in den Anwendungsbereich des Anspruchs fällt. Darüber hinaus werden in den folgenden Ansprüchen die Begriffe „erster“, „zweiter“, „dritter“ usw. lediglich als Kennzeichnung verwendet und sind nicht dazu gedacht, numerische Anforderungen an ihre Gegenstände zu stellen.

[0167] Die obige Beschreibung dient der Veranschaulichung und ist nicht einschränkend gedacht. Zum Beispiel können die oben beschriebenen Beispiele (oder ein oder mehrere Aspekte davon) in Kombination miteinander verwendet werden. Andere Ausführungsformen können verwendet werden, z. B. von einem Durchschnittsfachmann auf dem Gebiet, der die obige Beschreibung gelesen hat. Die Zusammenfassung wird gemäß 37 C.F.R. §1.72(b) zur Verfügung gestellt, um es dem Leser zu ermöglichen, die Art der technischen Offenbarung schnell zu erfassen. Sie wird unter der Voraussetzung vorgelegt, dass sie nicht zur Auslegung oder Einschränkung des Umfangs oder der Bedeutung der Ansprüche verwendet wird. In der obigen detaillierten Beschreibung können auch verschiedene Merkmale zusammengefasst werden, um die Offenbarung zu straffen. Dies ist nicht so zu verstehen, dass ein nicht beanspruchtes offenbartes Merkmal für einen Anspruch wesentlich ist. Vielmehr kann der Erfindungsgegenstand in weniger als allen Merkmalen einer bestimmten offengelegten Ausführungsform liegen. Daher werden die folgenden Ansprüche hiermit als Beispiele oder Ausführungsformen in die ausführliche Beschreibung aufgenommen, wobei jeder Anspruch für sich genommen eine separate Ausführungsform darstellt, und es wird in Betracht gezogen, dass diese Ausführungsformen in verschiedenen Kombinationen oder Permutationen miteinander kombiniert werden können. Der Umfang der Erfindung sollte unter Bezugnahme auf die beigefügten Ansprüche bestimmt werden, zusammen mit dem vollen Umfang der Äquivalente, auf die diese Ansprüche berechtigt sind.

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Zitierte Patentliteratur

- US 62/882837 [0001]
- US 62/894043 [0001]
- US 63/027022 [0001]

Patentansprüche

1. Optische Übertragungsvorrichtung, umfassend:
ein proximales Ende, das einen ersten Anschluss umfasst, der so konfiguriert ist, dass er mit einer Lichtquelle verbunden werden kann, und einen zweiten Anschluss, der so konfiguriert ist, dass er mit einem Spektrometer verbunden werden kann;
ein distales Ende, das einen Schaft umfasst, wobei der Schaft mindestens zwei erste Lichtwellenleiter umfasst, die so konfiguriert sind, dass sie Licht übertragen, und mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter, der so konfiguriert ist, dass er ein spektroskopisches Signal überträgt; und
einen Übergangsabschnitt, um den ersten Anschluss mit den mindestens zwei ersten Lichtwellenleiter zu koppeln und um den zweiten Anschluss mit dem mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter zu koppeln.

2. Optische Übertragungsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei der Schaft so bemessen und geformt ist, dass sich ein länglicher Kanal durch ihn hindurch erstreckt, um mindestens zwei erste Lichtwellenleiter und den mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter aufzunehmen.

3. Optische Übertragungsvorrichtung nach Anspruch 2, wobei der längliche Kanal einen Arbeitskanal eines Endoskops umfasst.

4. Optische Übertragungsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1-3, wobei die mindestens zwei ersten Lichtwellenleiter radial innerhalb des Schafts positioniert sind und den mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter umgeben.

5. Optische Übertragungsvorrichtung nach Anspruch 4, wobei die mindestens zwei ersten Lichtwellenleiter radial innerhalb des Schafts an gegenüberliegenden Seiten des mindestens einen zweiten Lichtwellenleiters positioniert sind.

6. Optische Übertragungsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1-5, wobei sich der mindestens eine zweite Lichtwellenleiter entlang einer im Wesentlichen zentralen Längsachse des Schafts erstreckt.

7. Optische Übertragungsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1-6, wobei der Übergangsabschnitt so konfiguriert ist, dass er einen Übergang der mindestens zwei ersten Lichtwellenleiter und des mindestens einen zweiten Lichtwellenleiters von dem ersten bzw. dem zweiten Anschluss in den Schaft bereitstellt.

8. Optische Übertragungsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1-7, wobei das proximale Ende ferner einen dritten Anschluss umfasst, der so konfiguriert ist, dass er eine Laserquelle mit mindestens einem der mindestens zwei ersten Lichtwellenleiter oder dem mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter verbindet, wodurch die von der Laserquelle erzeugte Laserenergie auf ein Zielobjekt eines Patienten gerichtet wird.

9. Optische Übertragungsvorrichtung nach Anspruch 8, wobei der dritte Anschluss mit dem mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter verbunden ist.

10. Optische Übertragungsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1-9, wobei der Schaft ferner eine Laserfaser umfasst, die sich von den mindestens zwei ersten Lichtwellenleitern und dem mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter unterscheidet, und wobei das proximale Ende ferner einen dritten Anschluss umfasst, der so konfiguriert ist, dass er eine Laserquelle mit der Laserfaser verbindet, wobei die Laserfaser so konfiguriert ist, dass sie von der Laserquelle erzeugte Laserenergie auf ein Zielobjekt eines Patienten richtet.

11. Endoskop umfassend:
ein proximales Ende, das einen Griff für einen Benutzer bildet, wobei das proximale Ende einen ersten Anschluss umfasst, der so konfiguriert ist, dass er mit einer Lichtquelle verbunden werden kann, und einen zweiten Anschluss, der so konfiguriert ist, dass er mit einem Spektrometer verbunden werden kann; und
einen Schaft, der einen durch ihn hindurch verlaufenden Arbeitskanal umfasst, wobei der Schaft einen distalen Teil umfasst, der so konfiguriert ist, dass er in ein Zielobjekt eines Patienten eingeführt werden kann;
wobei der Schaft mindestens zwei erste Lichtwellenleiter umfasst, die so konfiguriert sind, dass sie mit dem ersten Anschluss gekoppelt werden können, um Licht von der Lichtquelle zu dem Zielobjekt zu übertragen, und mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter, der so konfiguriert ist, dass er mit dem zweiten Anschluss gekoppelt werden kann, um ein spektroskopisches Signal von dem Zielobjekt zu dem Spektrometer zu übertragen.

12. Endoskop nach Anspruch 11, wobei der Arbeitskanal so bemessen und geformt ist, dass er die mindestens zwei ersten Lichtwellenleiter und den mindestens eine zweiten Lichtwellenleiter aufnehmen kann.

13. Endoskop nach einem der Ansprüche 11-12, wobei die mindestens zwei ersten Lichtwellenleiter radial innerhalb des Schafts positioniert sind und den mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter umgeben.

14. Endoskop nach einem der Ansprüche 11-13, wobei die mindestens zwei ersten Lichtwellenleiter radial innerhalb des Schafts an gegenüberliegenden Seiten des mindestens einen zweiten Lichtwellenleiters positioniert sind.

15. Endoskop nach einem der Ansprüche 11-14, wobei sich der mindestens eine zweite Lichtwellenleiter entlang einer im Wesentlichen zentralen Längsachse des Schafts erstreckt.

16. Endoskop nach einem der Ansprüche 11-15, wobei der Schaft einen Übergangsabschnitt umfasst, der so konfiguriert ist, dass er den ersten Anschluss mit den mindestens zwei ersten Lichtwellenleitern koppelt und den zweiten Anschluss mit dem mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter koppelt.

17. Endoskop nach Anspruch 16, wobei der Übergangsabschnitt so konfiguriert ist, dass er einen Übergang der mindestens zwei ersten Lichtwellenleiter und des mindestens einen zweiten Lichtwellenleiters von dem ersten bzw. dem zweiten Anschluss in den Schaft bereitstellt.

18. Das Endoskop nach einem der Ansprüche 11-17, wobei:
das proximale Ende ferner einen dritten Anschluss umfasst, der so konfiguriert ist, dass er eine Laserquelle mit einer in dem Schaft angeordneten Laserfaser verbindet; und
die Laserfaser, die sich von den mindestens zwei ersten Lichtwellenleitern und dem mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter unterscheidet, so konfiguriert ist, dass sie von der Laserquelle erzeugte Laserenergie auf ein Zielobjekt eines Patienten richtet.

19. Endoskop nach Anspruch 18, wobei der dritte Anschluss mit dem mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter verbunden ist.

20. Das Endoskop nach einem der Ansprüche 11-19, wobei:
der Schaft ferner eine Laserfaser umfasst, die sich von den mindestens zwei ersten Lichtwellenleitern und dem mindestens einen zweiten Lichtwellenleiter unterscheidet; und
das proximale Ende ferner einen dritten Anschluss umfasst, der so konfiguriert ist, dass er eine Laserquelle mit der Laserfaser verbindet, wobei die Laserfaser so konfiguriert ist, dass sie von der Laserquelle erzeugte Laserenergie auf ein Zielobjekt eines Patienten richtet.

Es folgen 36 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

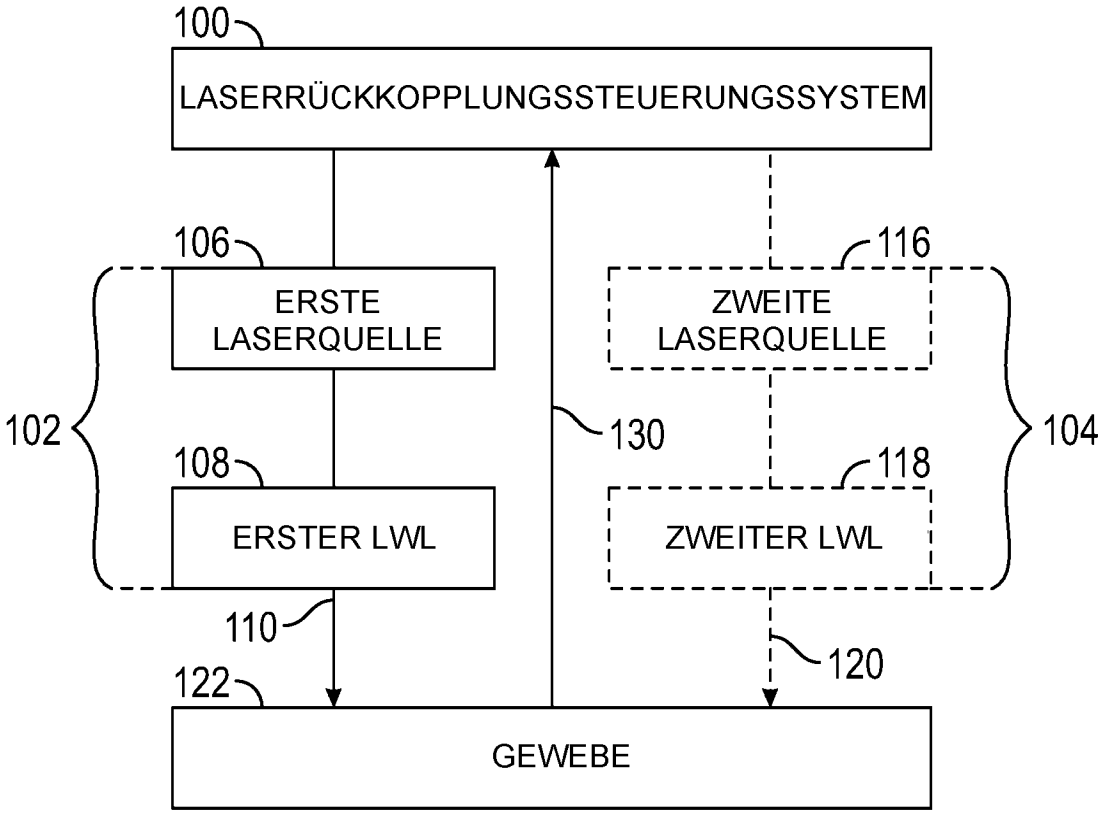


FIG. 1

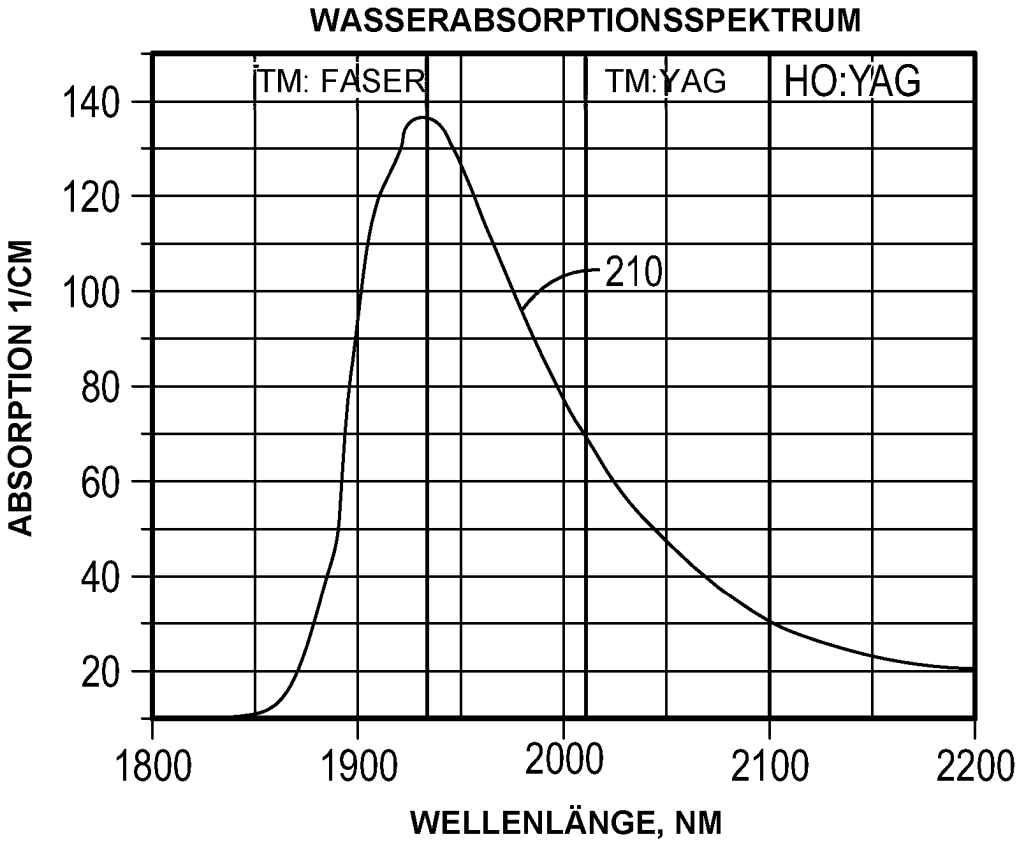

WASSERABSORPTIONSSPEKTRUM
TM: FASER
TM:YAG
HO:YAG
210
ABSORPTION 1/CM
140
120
100
80
60
40
20
1800
1900
2000
2100
2200
WELLENLÄNGE, NM

FIG. 2A

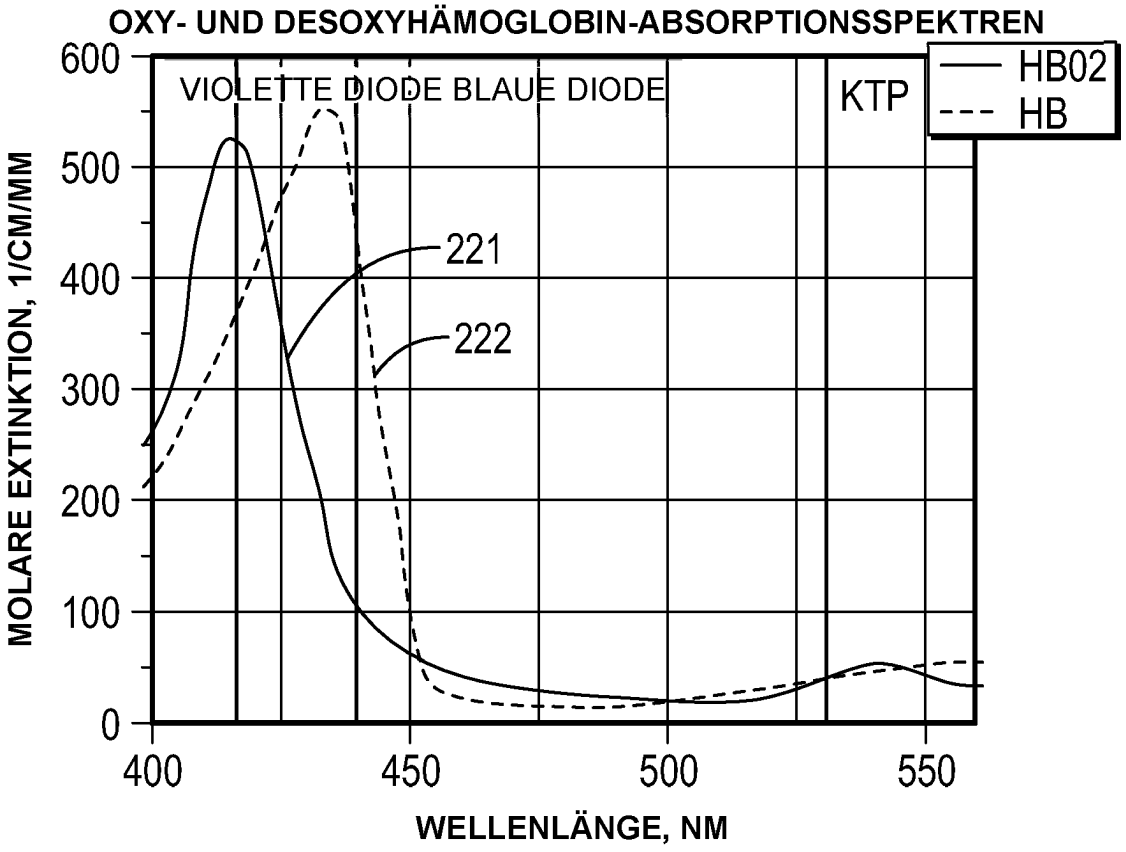

OXY- UND DESOXYHÄMOGLOBIN-ABSORPTIONSSPEKTREN
VIOLETTE DIODE
BLAUE DIODE
KTP
HB02
HB
221
222
MOLARE EXTINKTION, 1/CM/MM
600
500
400
300
200
100
0
400
450
500
550
WELLENLÄNGE, NM

FIG. 2B

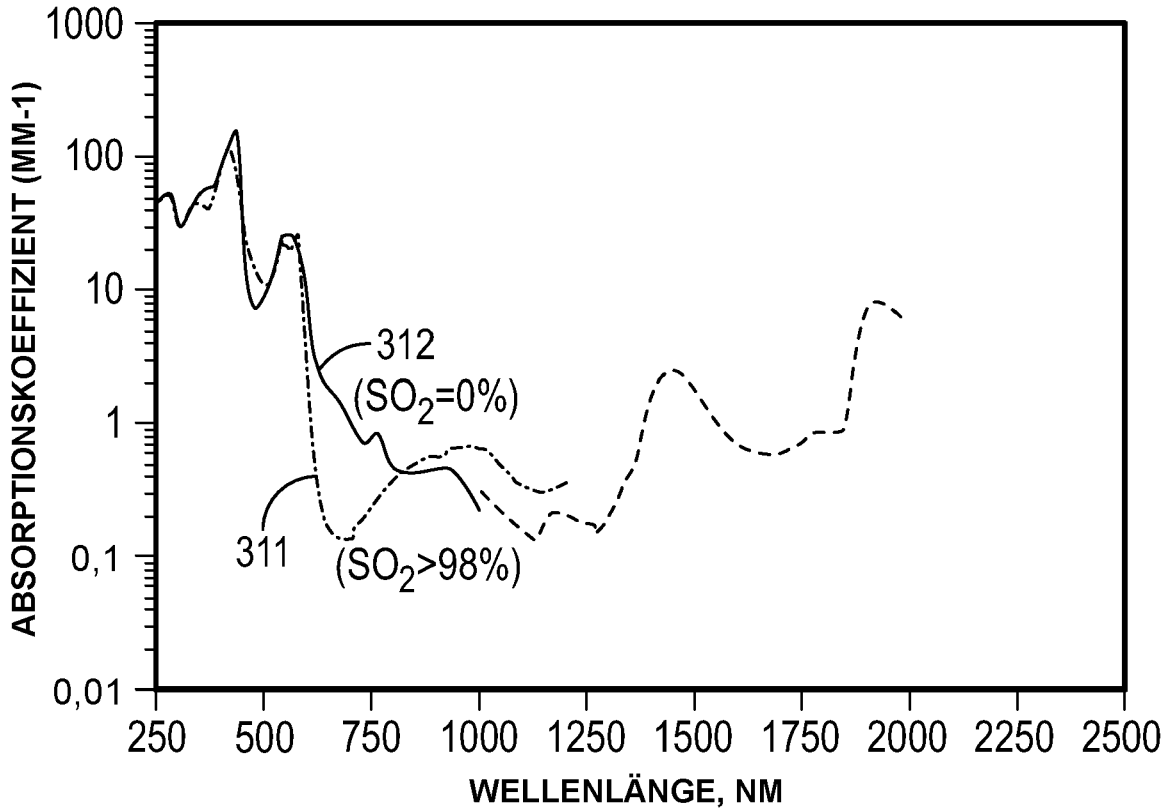

1000
100
10
1
0,1
0,01
ABSORPTIONSKOEFFIZIENT (MM-1)
312
(SO2=0%)
311
(SO2>98%)
250
500
750
1000
1250
1500
1750
2000
2250
2500
WELLENLÄNGE, NM

FIG. 3A

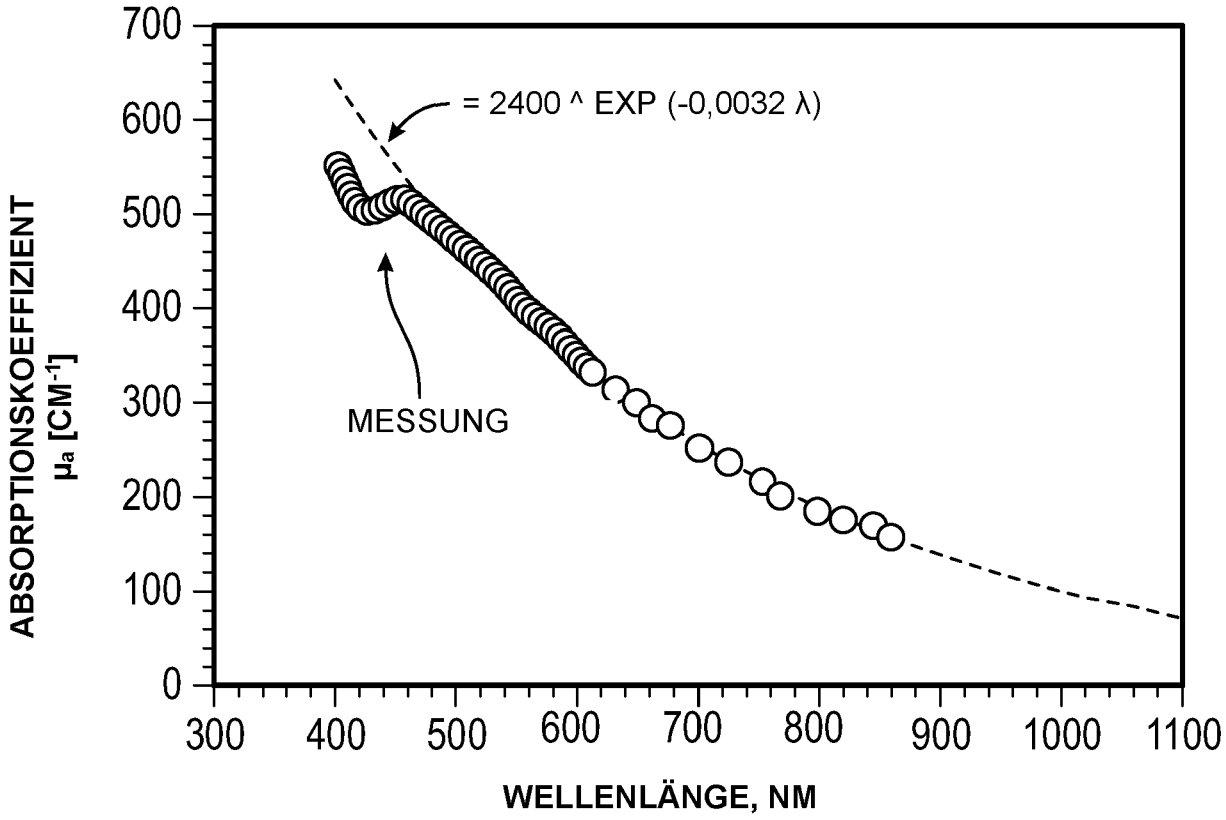

700
600
500
400
300
200
100
0
ABSORPTIONSKOEFFIZIENT
μa [CM-1]
= 2400 ^ EXP (-0,0032 λ)
MESSUNG
300
400
500
600
700
800
900
1000
1100
WELLENLÄNGE, NM

FIG. 3B

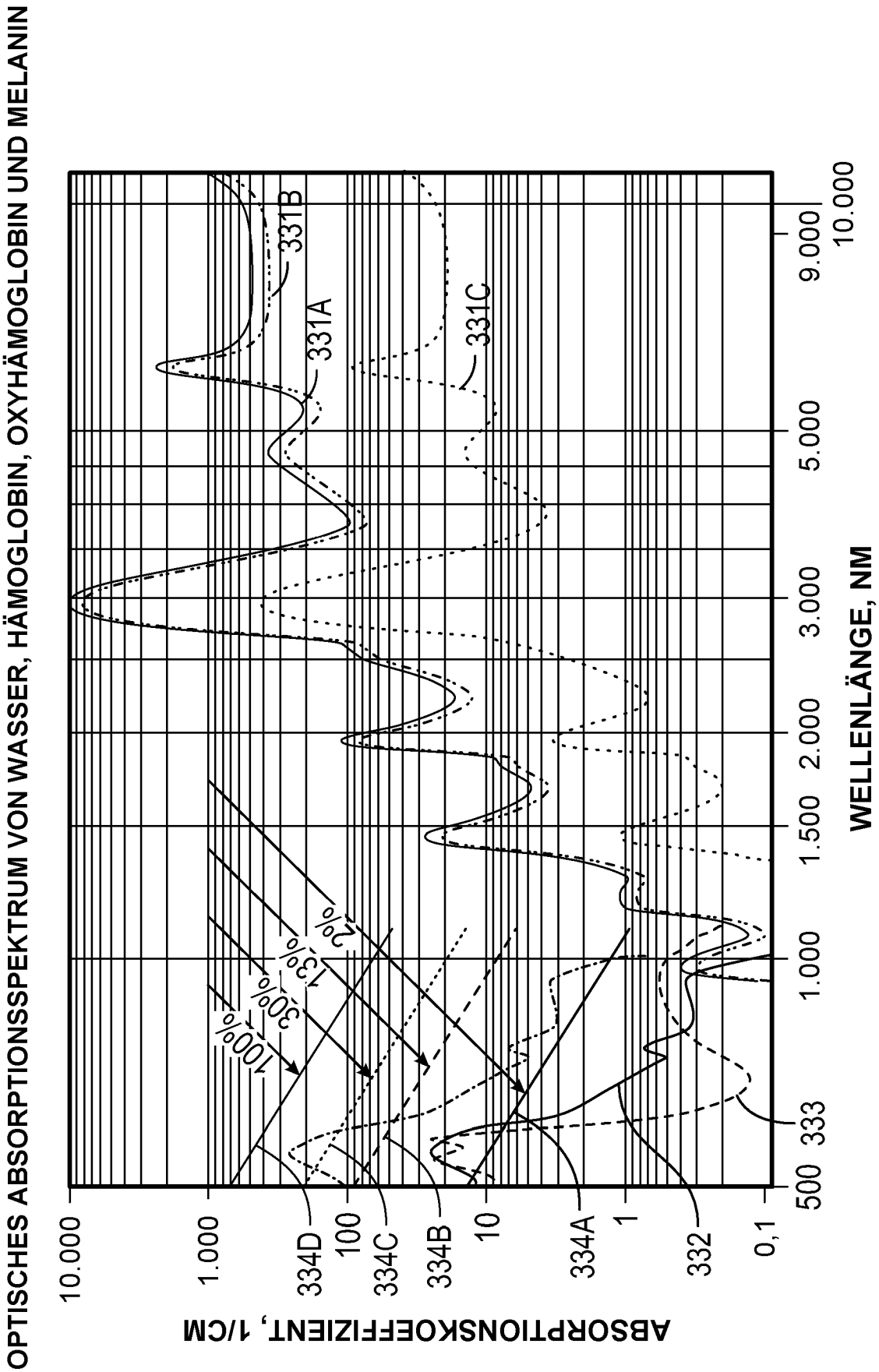

OPTISCHES ABSORPTIONSSPEKTRUM VON WASSER, HÄMOGLOBIN, OXYHÄMOGLOBIN UND MELANIN
ABSORPTIONSKOEFFIZIENT, 1/CM
10.000
1.000
100
10
1
0,1
334D
334C
334B
334A
332
331B
331A
331C
100%
30%
13%
2%
500
333
1.000
1.500
2.000
3.000
5.000
9.000
10.000
WELLENLÄNGE, NM

FIG. 3C

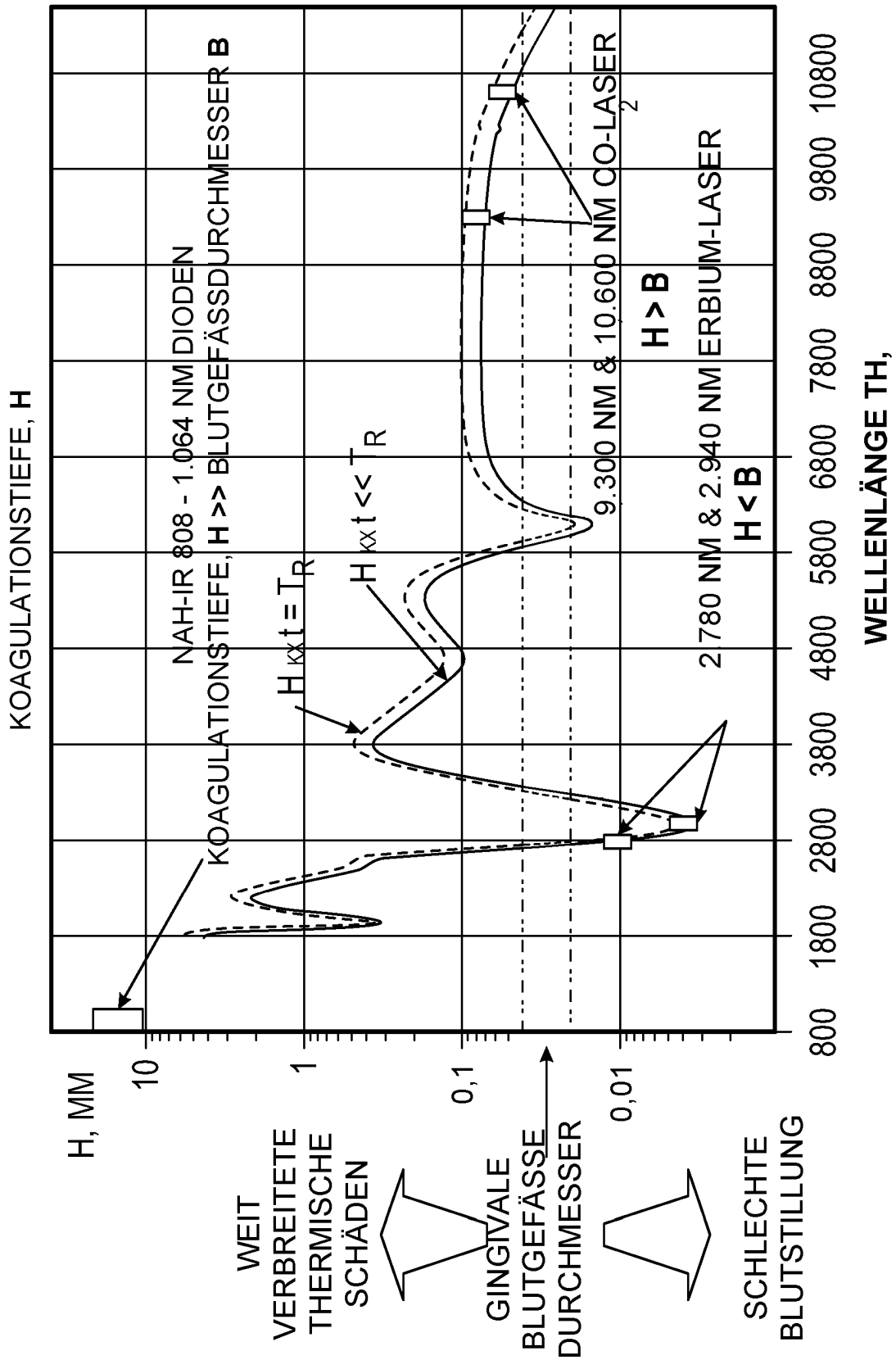

KOAGULATIONSTIEFE, H
H, MM
10
1
0,1
0,01
800
1800
2800
3800
4800
5800
6800
7800
8800
9800
10800
WELLENLÄNGE TH,
NAH-IR 808 - 1.064 NM DIODEN
KOAGULATIONSTIEFE, H >> BLUTGEFÄSSDURCHMESSER B
H κ x t = T_R
H κ x t << T_R
9.300 NM & 10.600 NM CO-LASER 2
H > B
2.780 NM & 2.940 NM ERBIUM-LASER
H < B
WEIT VERBREITETE THERMISCHE SCHÄDEN
GINGIVALE BLUTGEFÄSSE DURCHMESSER
SCHLECHTE BLUTSTILLUNG

FIG. 4

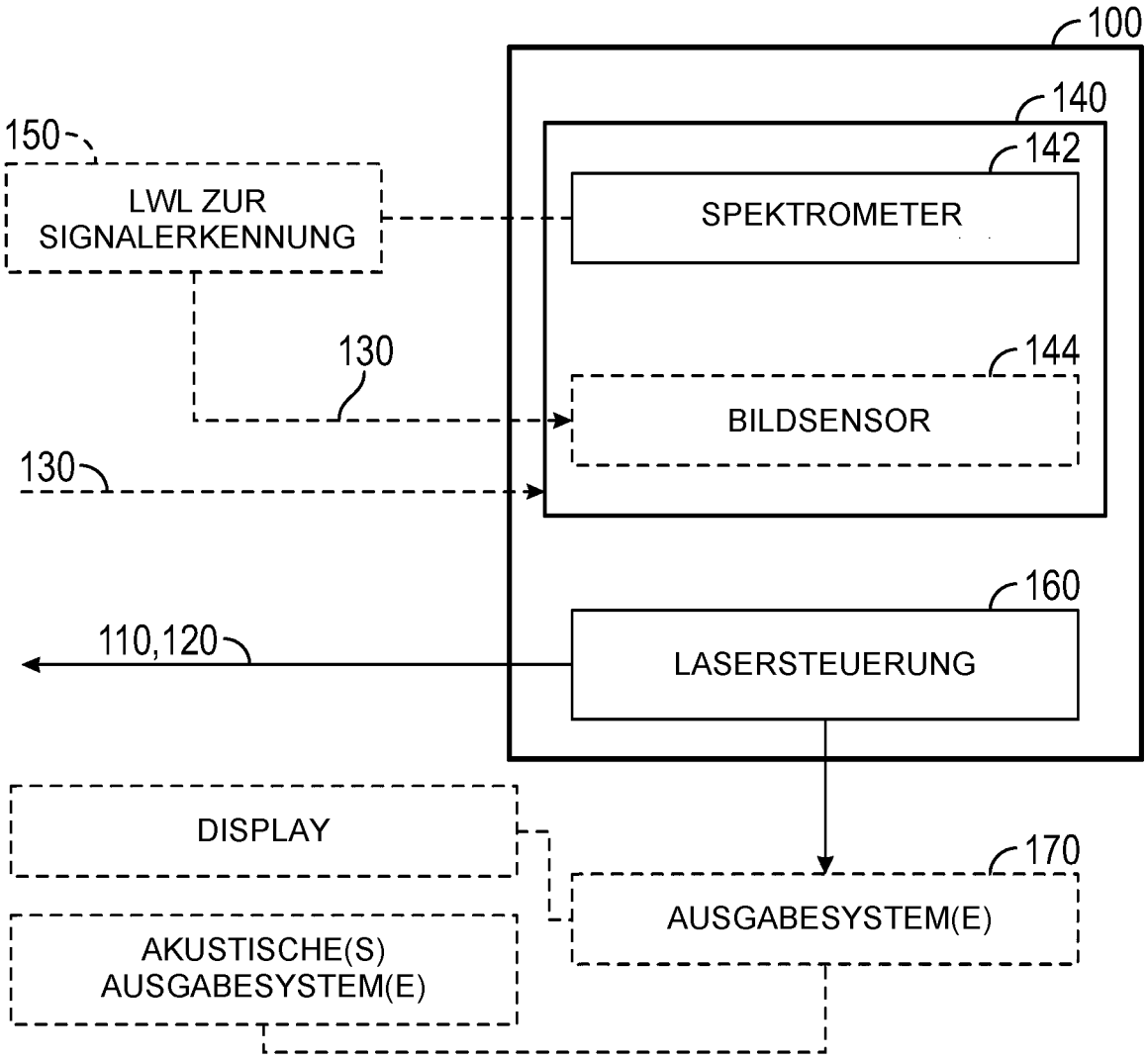

100
140
142
150
LWL ZUR SIGNALERKENNUNG
SPEKTROMETER
130
144
BILDSENSOR
130
160
110,120
LASERSTEUERUNG
DISPLAY
170
AUSGABESYSTEM(E)
AKUSTISCHE(S) AUSGABESYSTEM(E)

FIG. 5

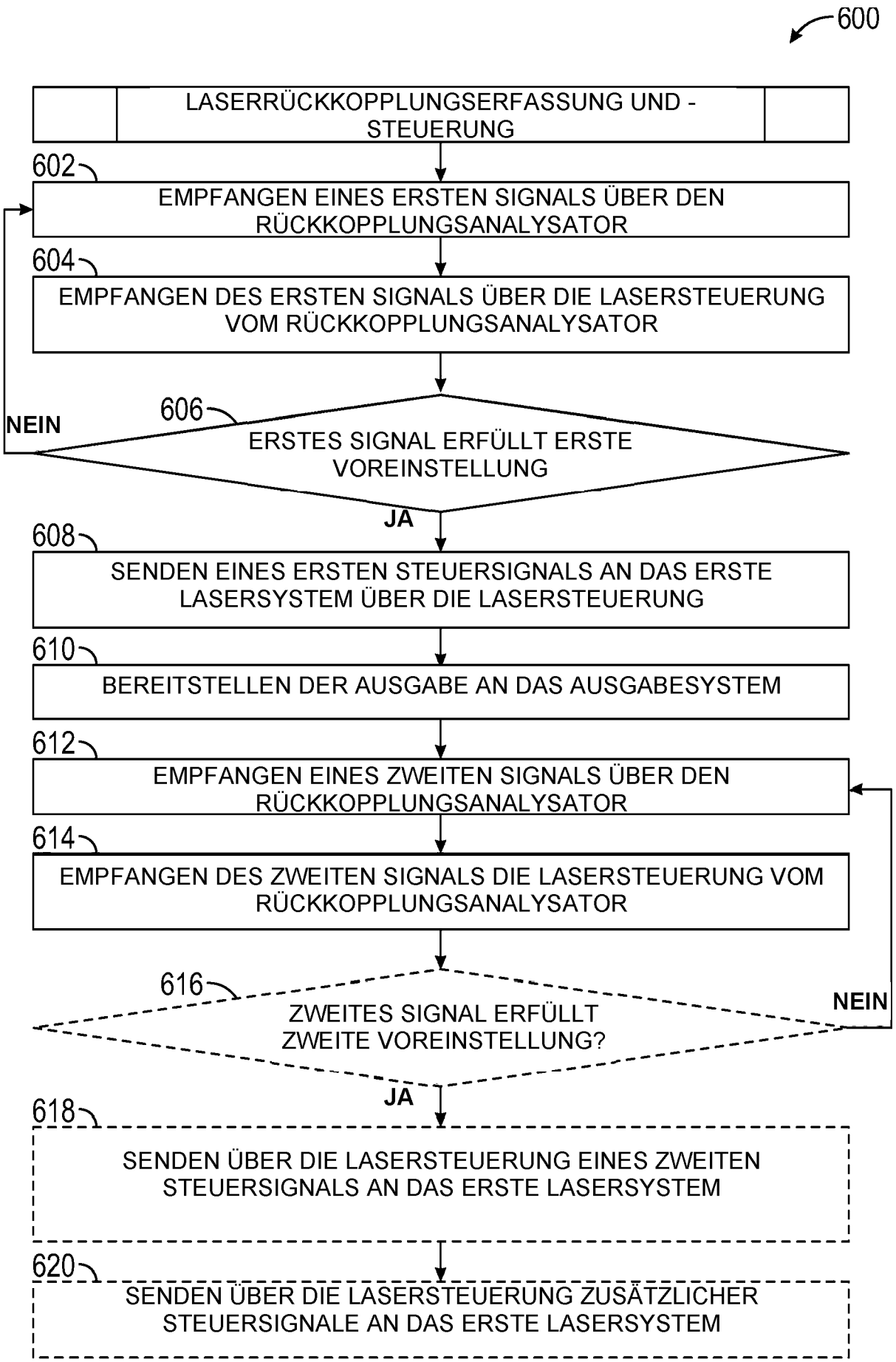

600
LASERRÜCKKOPPLUNGSERFASSUNG UND - STEUERUNG
602
EMPFANGEN EINES ERSTEN SIGNALS ÜBER DEN RÜCKKOPPLUNGSANALYSATOR
604
EMPFANGEN DES ERSTEN SIGNALS ÜBER DIE LASERSTEUERUNG VOM RÜCKKOPPLUNGSANALYSATOR
606
ERSTES SIGNAL ERFÜLLT ERSTE VOREINSTELLUNG
NEIN
JA
608
SENDEN EINES ERSTEN STEUERSIGNALS AN DAS ERSTE LASERSYSTEM ÜBER DIE LASERSTEUERUNG
610
BEREITSTELLEN DER AUSGABE AN DAS AUSGABESYSTEM
612
EMPFANGEN EINES ZWEITEN SIGNALS ÜBER DEN RÜCKKOPPLUNGSANALYSATOR
614
EMPFANGEN DES ZWEITEN SIGNALS DIE LASERSTEUERUNG VOM RÜCKKOPPLUNGSANALYSATOR
616
ZWEITES SIGNAL ERFÜLLT ZWEITE VOREINSTELLUNG?
NEIN
JA
618
SENDEN ÜBER DIE LASERSTEUERUNG EINES ZWEITEN STEUERSIGNALS AN DAS ERSTE LASERSYSTEM
620
SENDEN ÜBER DIE LASERSTEUERUNG ZUSÄTZLICHER STEUERSIGNALE AN DAS ERSTE LASERSYSTEM

FIG. 6

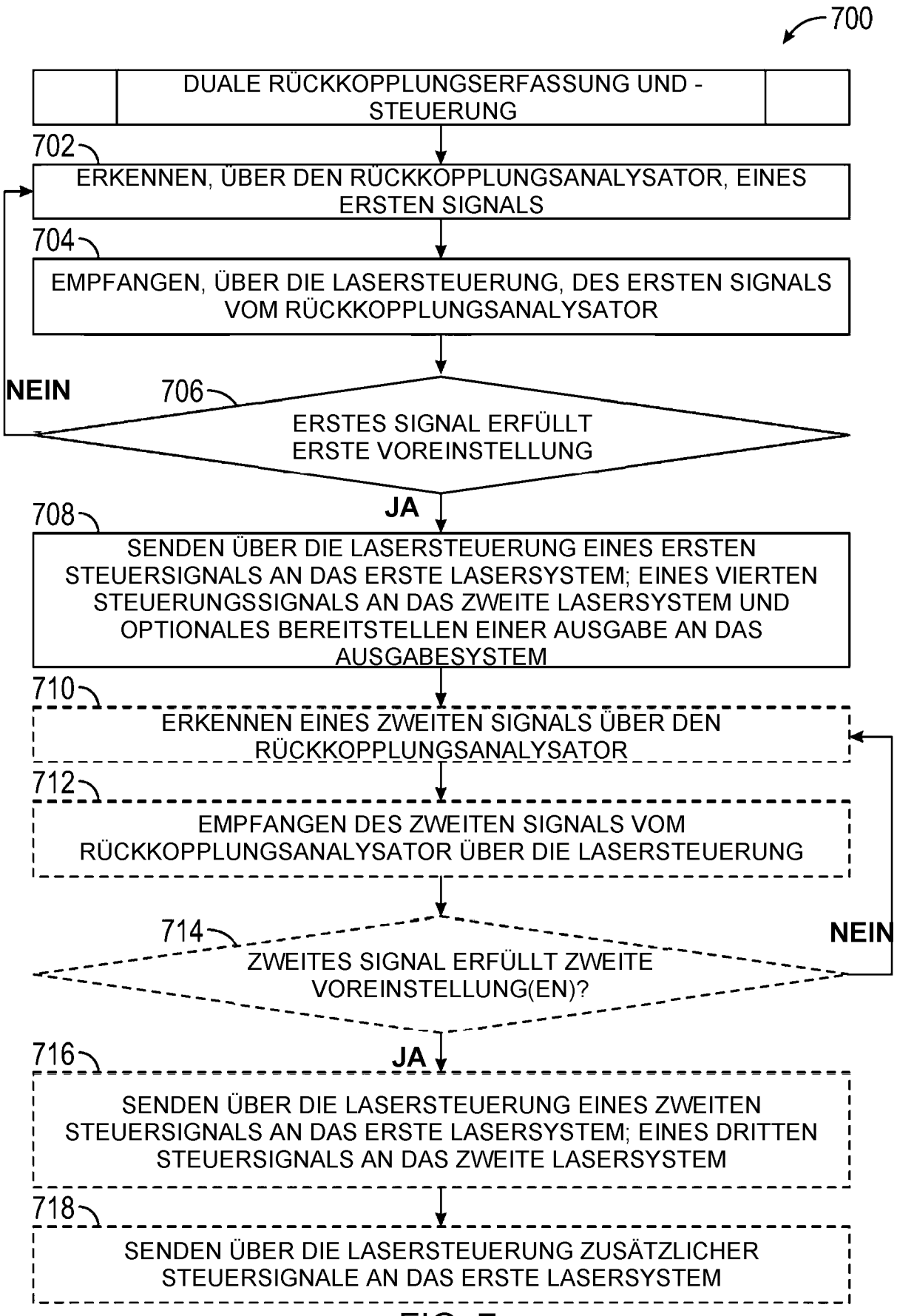

700
DUALE RÜCKKOPPLUNGSERFASSUNG UND - STEUERUNG
702
ERKENNEN, ÜBER DEN RÜCKKOPPLUNGSANALYSATOR, EINES ERSTEN SIGNALS
704
EMPFANGEN, ÜBER DIE LASERSTEUERUNG, DES ERSTEN SIGNALS VOM RÜCKKOPPLUNGSANALYSATOR
706
NEIN
ERSTES SIGNAL ERFÜLLT ERSTE VOREINSTELLUNG
JA
708
SENDEN ÜBER DIE LASERSTEUERUNG EINES ERSTEN STEUERSIGNALS AN DAS ERSTE LASERSYSTEM; EINES VIERTEN STEUERUNGSSIGNALS AN DAS ZWEITE LASERSYSTEM UND OPTIONALES BEREITSTELLEN EINER AUSGABE AN DAS AUSGABESYSTEM
710
ERKENNEN EINES ZWEITEN SIGNALS ÜBER DEN RÜCKKOPPLUNGSANALYSATOR
712
EMPFANGEN DES ZWEITEN SIGNALS VOM RÜCKKOPPLUNGSANALYSATOR ÜBER DIE LASERSTEUERUNG
714
NEIN
ZWEITES SIGNAL ERFÜLLT ZWEITE VOREINSTELLUNG(EN)?
JA
716
SENDEN ÜBER DIE LASERSTEUERUNG EINES ZWEITEN STEUERSIGNALS AN DAS ERSTE LASERSYSTEM; EINES DRITTEN STEUERSIGNALS AN DAS ZWEITE LASERSYSTEM
718
SENDEN ÜBER DIE LASERSTEUERUNG ZUSÄTZLICHER STEUERSIGNALE AN DAS ERSTE LASERSYSTEM

FIG. 7

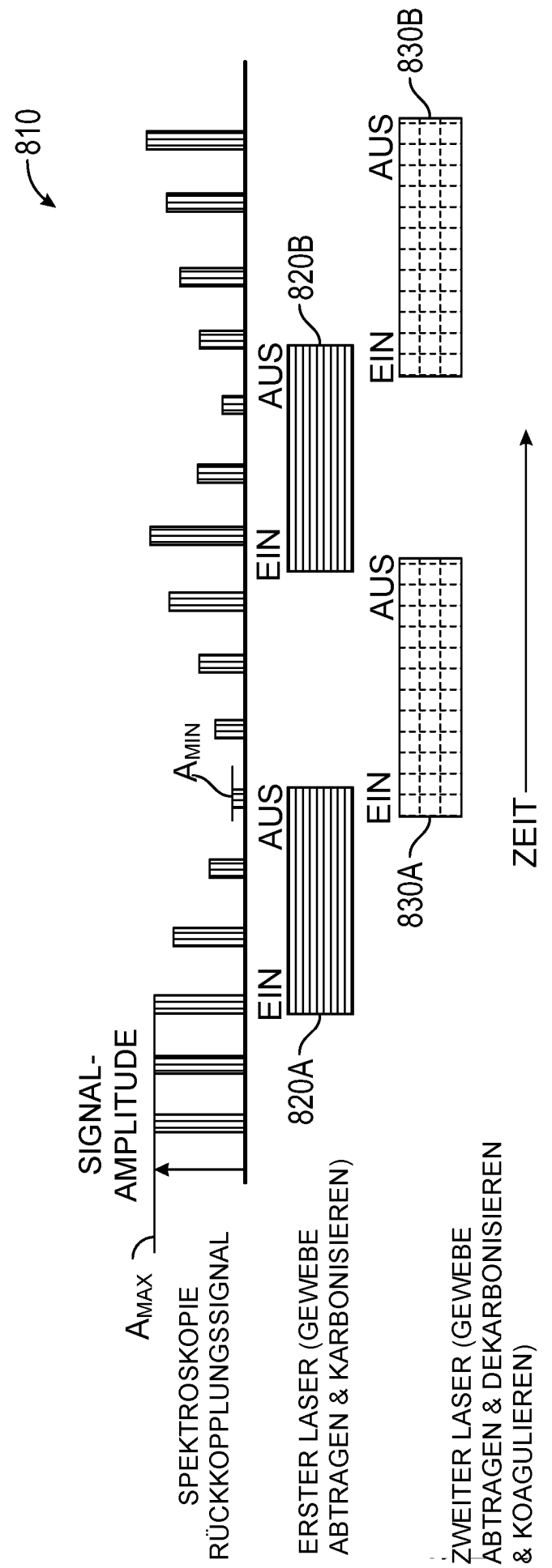

810
SIGNAL-AMPLITUDE
AMAX
AMIN
SPEKTROSKOPIE RÜCKKOPPLUNGSSIGNAL
EIN
AUS
820A
ERSTER LASER (GEWEBE ABTRAGEN & KARBONISIEREN)
830A
820B
830B
ZWEITER LASER (GEWEBE ABTRAGEN & DEKARBONISIEREN & KOAGULIEREN)
ZEIT

FIG. 8

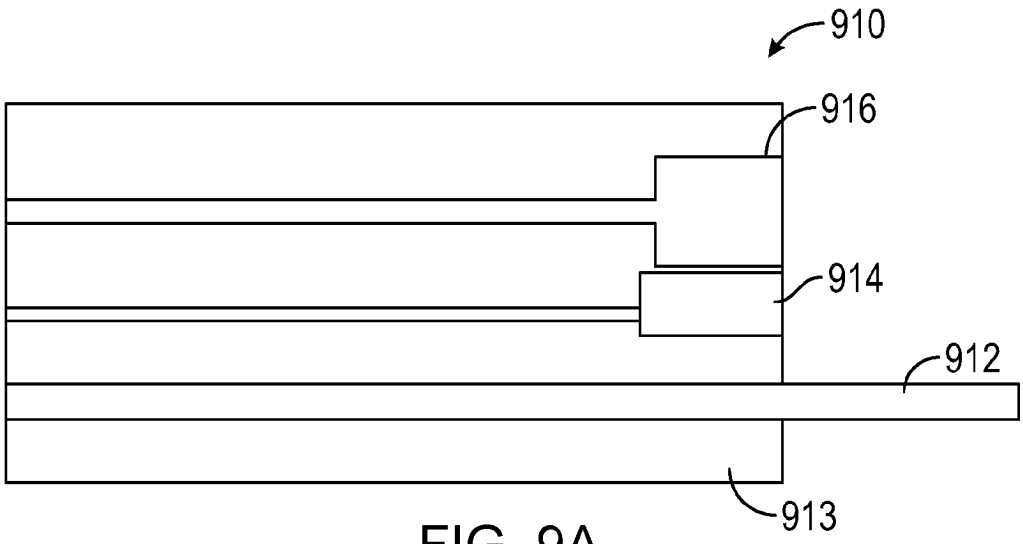


FIG. 9A

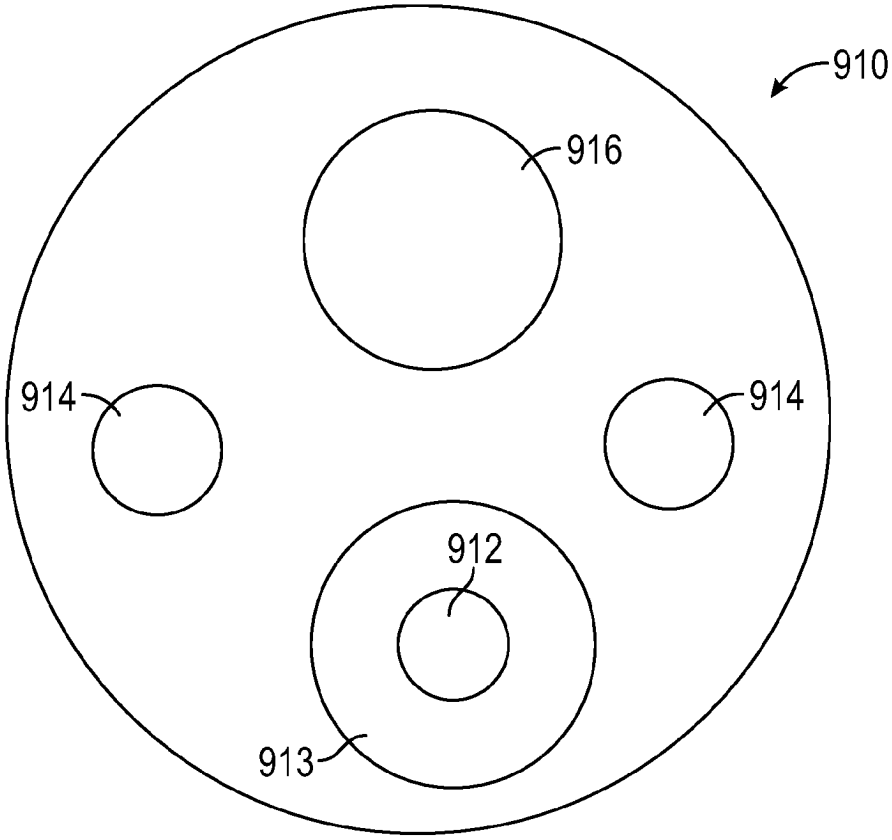


FIG. 9B

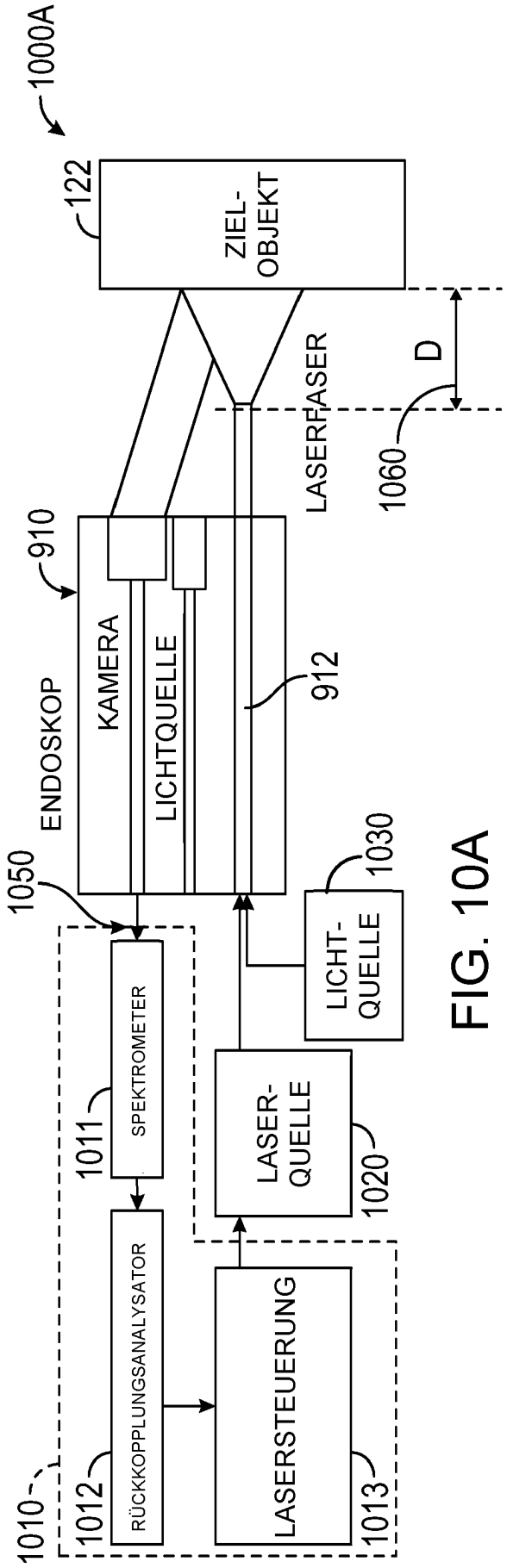


FIG. 10A

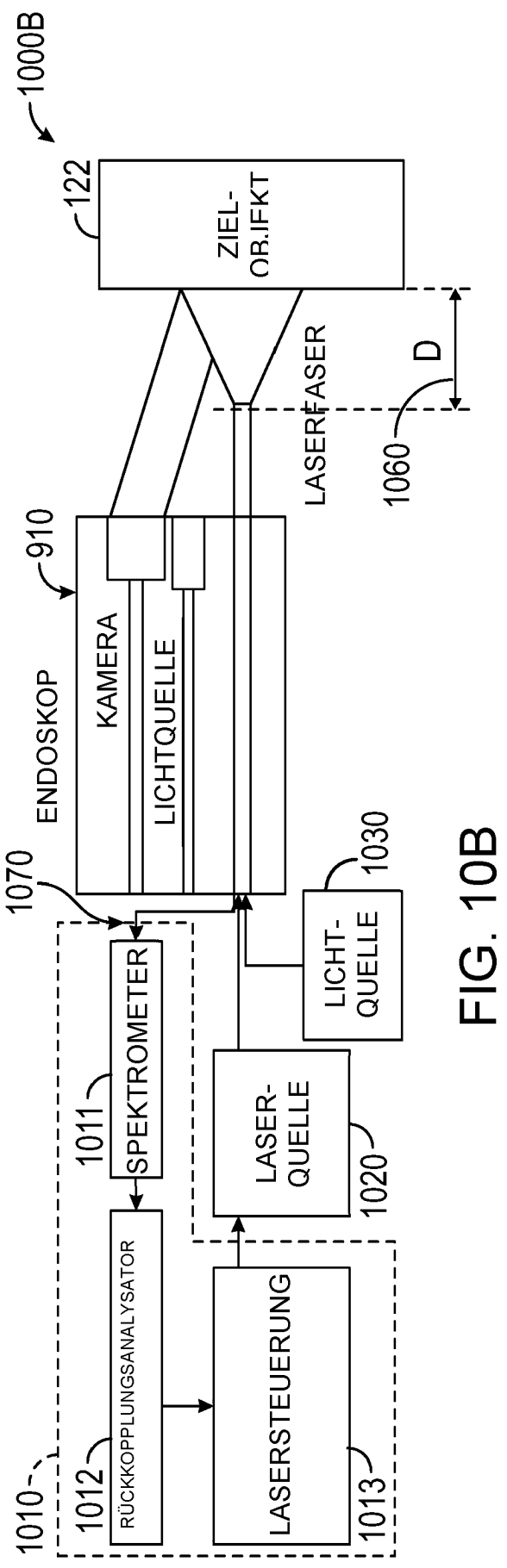


FIG. 10B

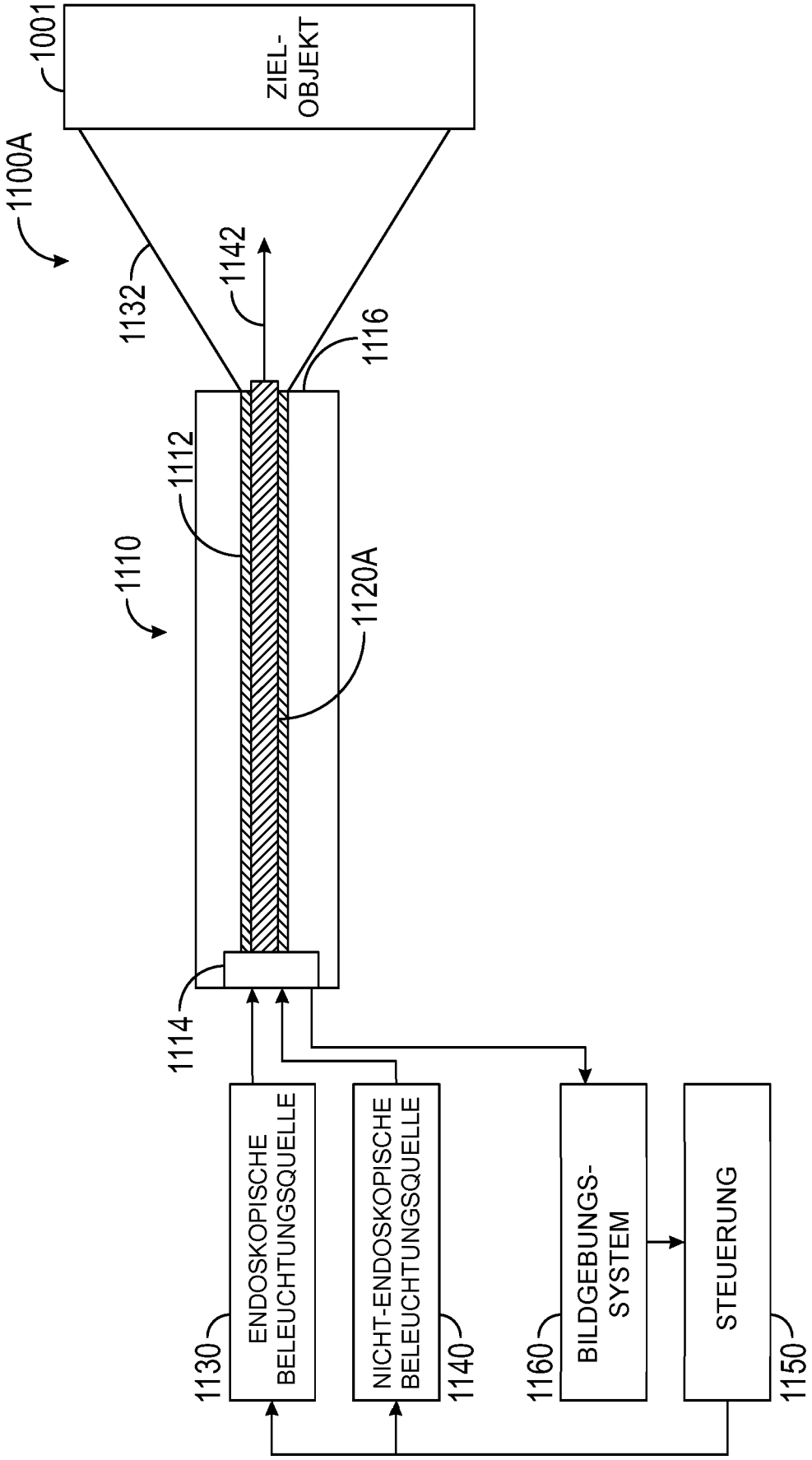

1001
ZIEL-OBJEKT
1100A
1132
1142
1116
1112
1110
1120A
1114
1130
ENDOSKOPISCHE BELEUCHTUNGSQUELLE
1140
NICHT-ENDOSKOPISCHE BELEUCHTUNGSQUELLE
1160
BILDGEBUNGS-SYSTEM
1150
STEUERUNG

FIG. 11A

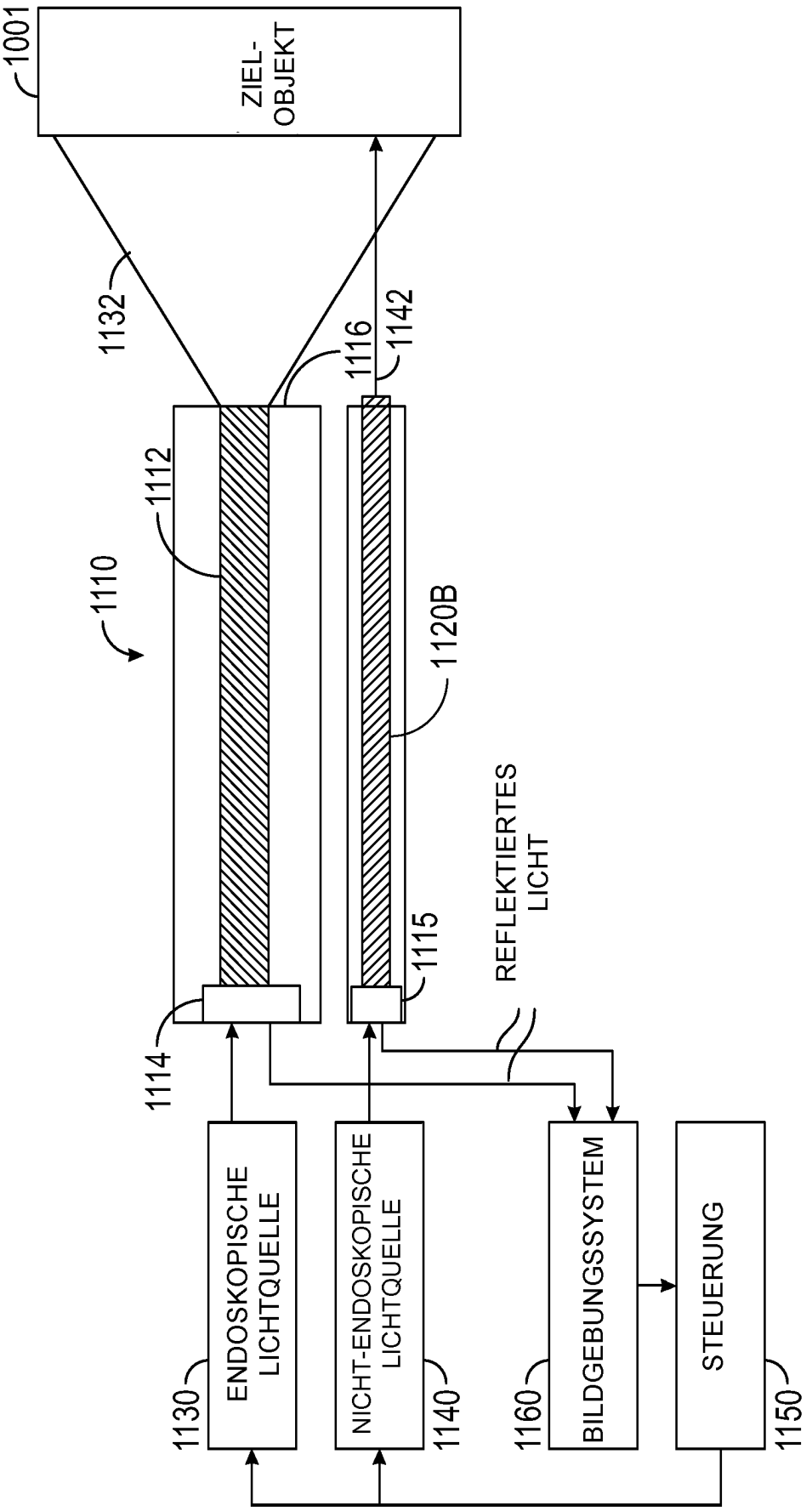

1001
ZIEL-OBJEKT
1132
1116
1142
1112
1110
1120B
1115
REFLEKTIERTES LICHT
1114
1130
ENDOSKOPISCHE LICHTQUELLE
NICHT-ENDOSKOPISCHE LICHTQUELLE
1140
1160
BILDGEBUNGSSYSTEM
STEUERUNG
1150

FIG. 11B

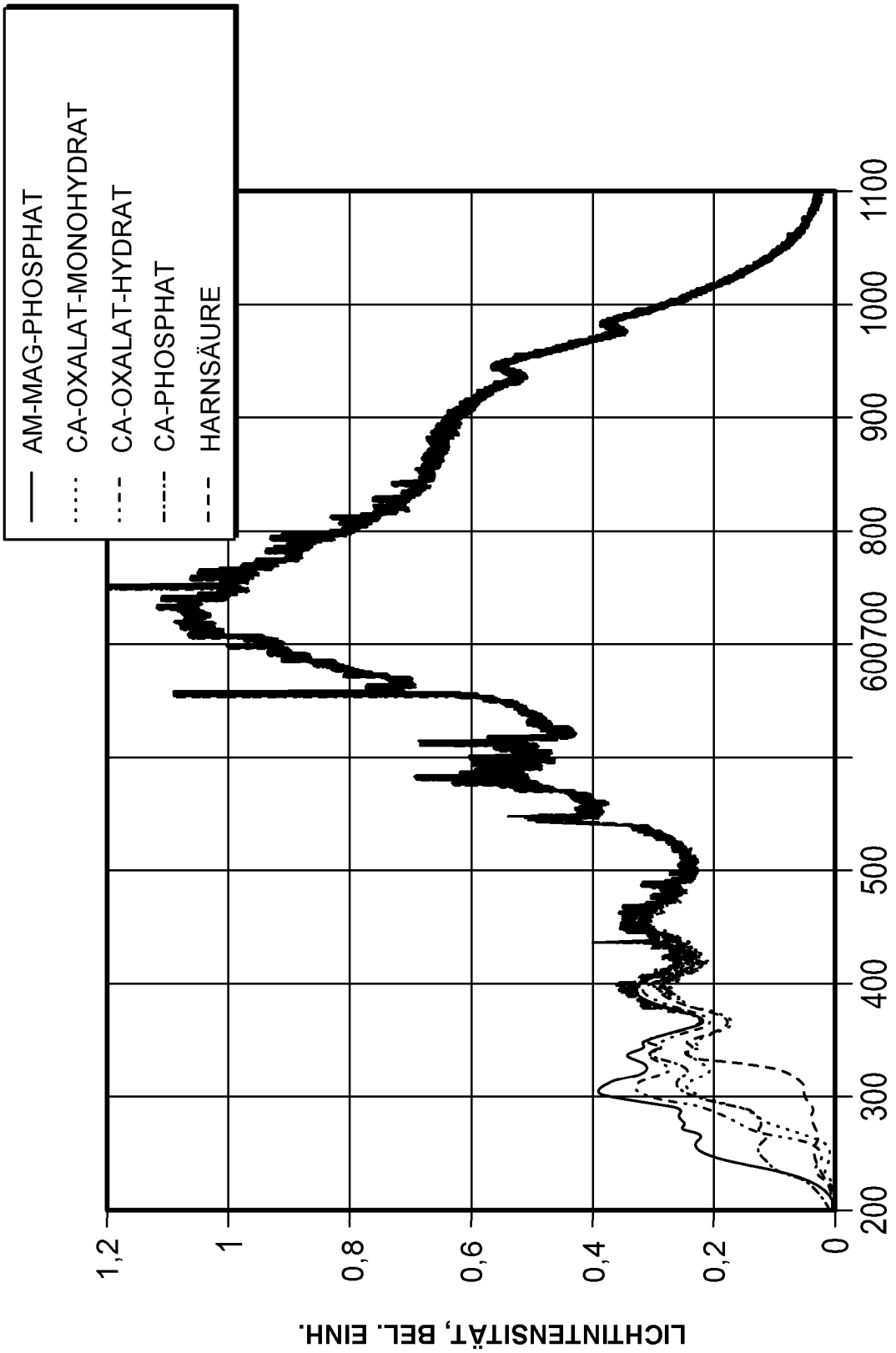

AM-MAG-PHOSPHAT
CA-OXALAT-MONOHYDRAT
CA-OXALAT-HYDRAT
CA-PHOSPHAT
HARNSÄURE
LICHTINTENSITÄT, BEL. EINH.
0
0,2
0,4
0,6
0,8
1
1,2
200
300
400
500
600
700
800
900
1000
1100
WELLENLÄNGE, NM

FIG. 12

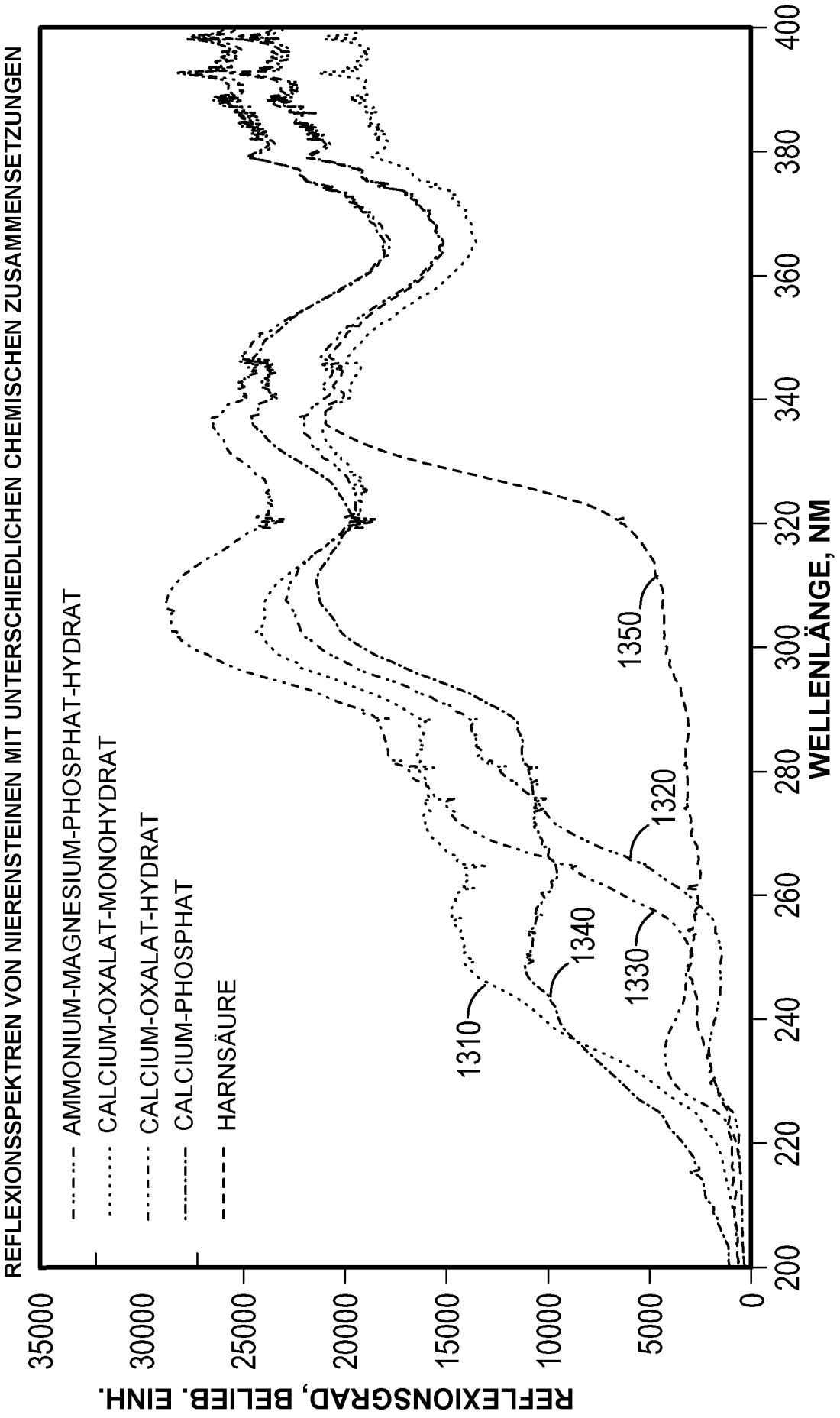

REFLEXIONSSPEKTREN VON NIERENSTEINEN MIT UNTERSCHIEDLICHEN CHEMISCHEN ZUSAMMENSETZUNGEN
AMMONIUM-MAGNESIUM-PHOSPHAT-HYDRAT
CALCIUM-OXALAT-MONOHYDRAT
CALCIUM-OXALAT-HYDRAT
CALCIUM-PHOSPHAT
HARNSÄURE
REFLEXIONSGRAD, BELIEB. EINH.
35000
30000
25000
20000
15000
10000
5000
0
200
220
240
260
280
300
320
340
360
380
400
WELLENLÄNGE, NM
1310
1320
1330
1340
1350

FIG. 13A

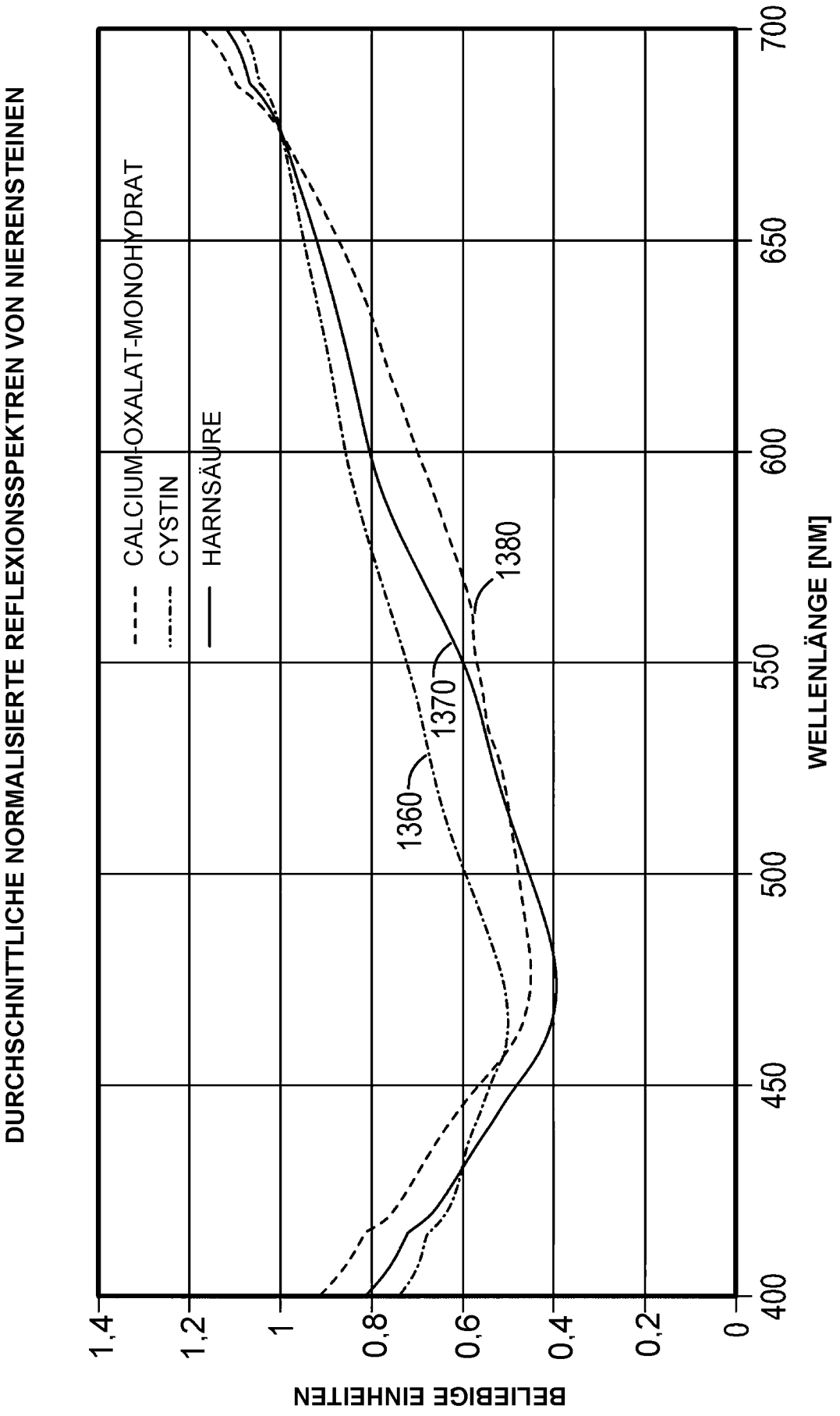

DURCHSCHNITTLICHE NORMALISIERTE REFLEXIONSSPEKTREN VON NIERENSTEINEN
CALCIUM-OXALAT-MONOHYDRAT
CYSTIN
HARNSÄURE
1360
1370
1380
BELIEBIGE EINHEITEN
1,4
1,2
1
0,8
0,6
0,4
0,2
0
400
450
500
550
600
650
700
WELLENLÄNGE [NM]

FIG. 13B

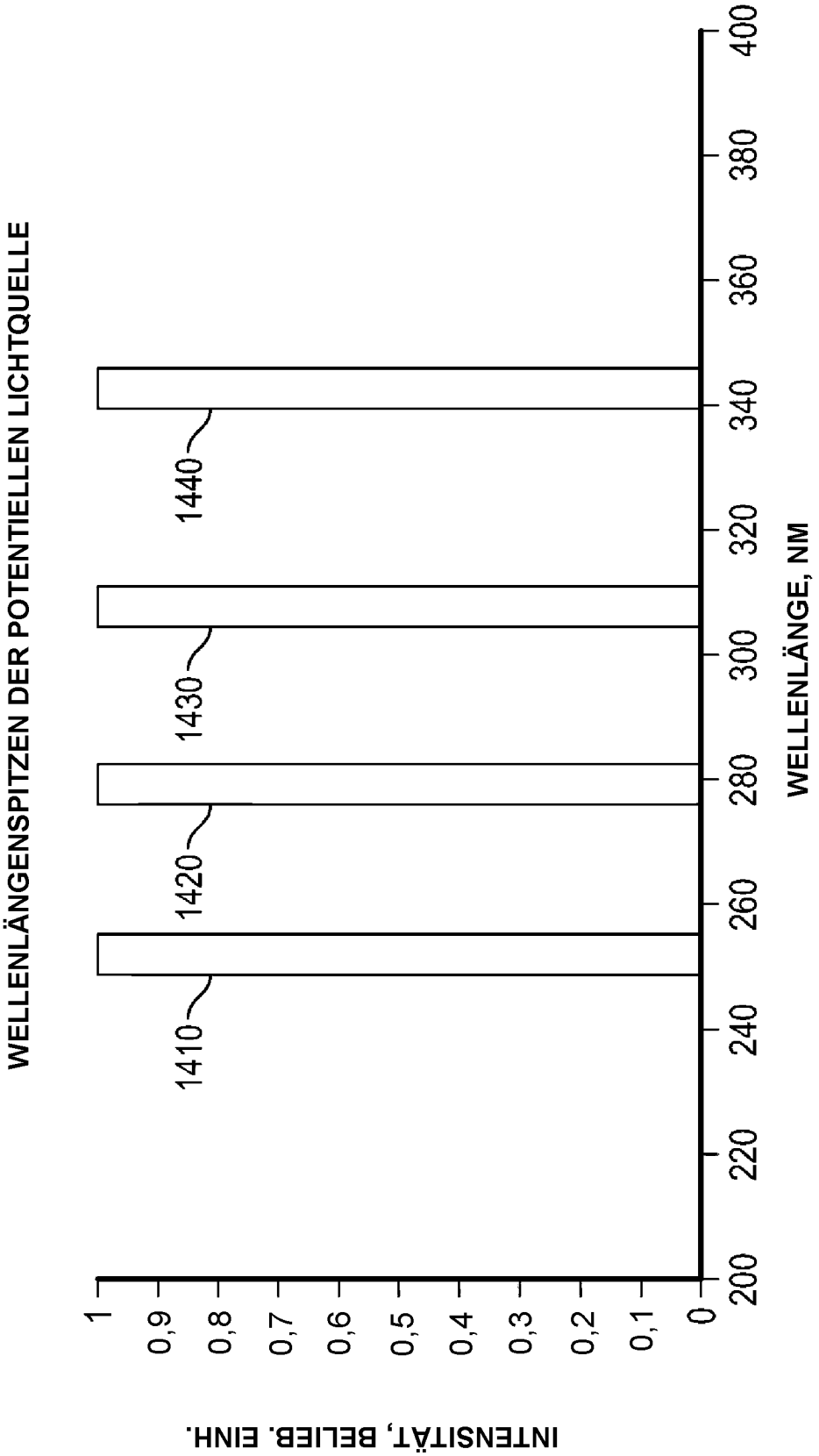

WELLENLÄNGENSPITZEN DER POTENTIELLEN LICHTQUELLE
1410
1420
1430
1440
INTENSITÄT, BELIEB. EINH.
0
0,1
0,2
0,3
0,4
0,5
0,6
0,7
0,8
0,9
1
200
220
240
260
280
300
320
340
360
380
400
WELLENLÄNGE, NM

FIG. 14

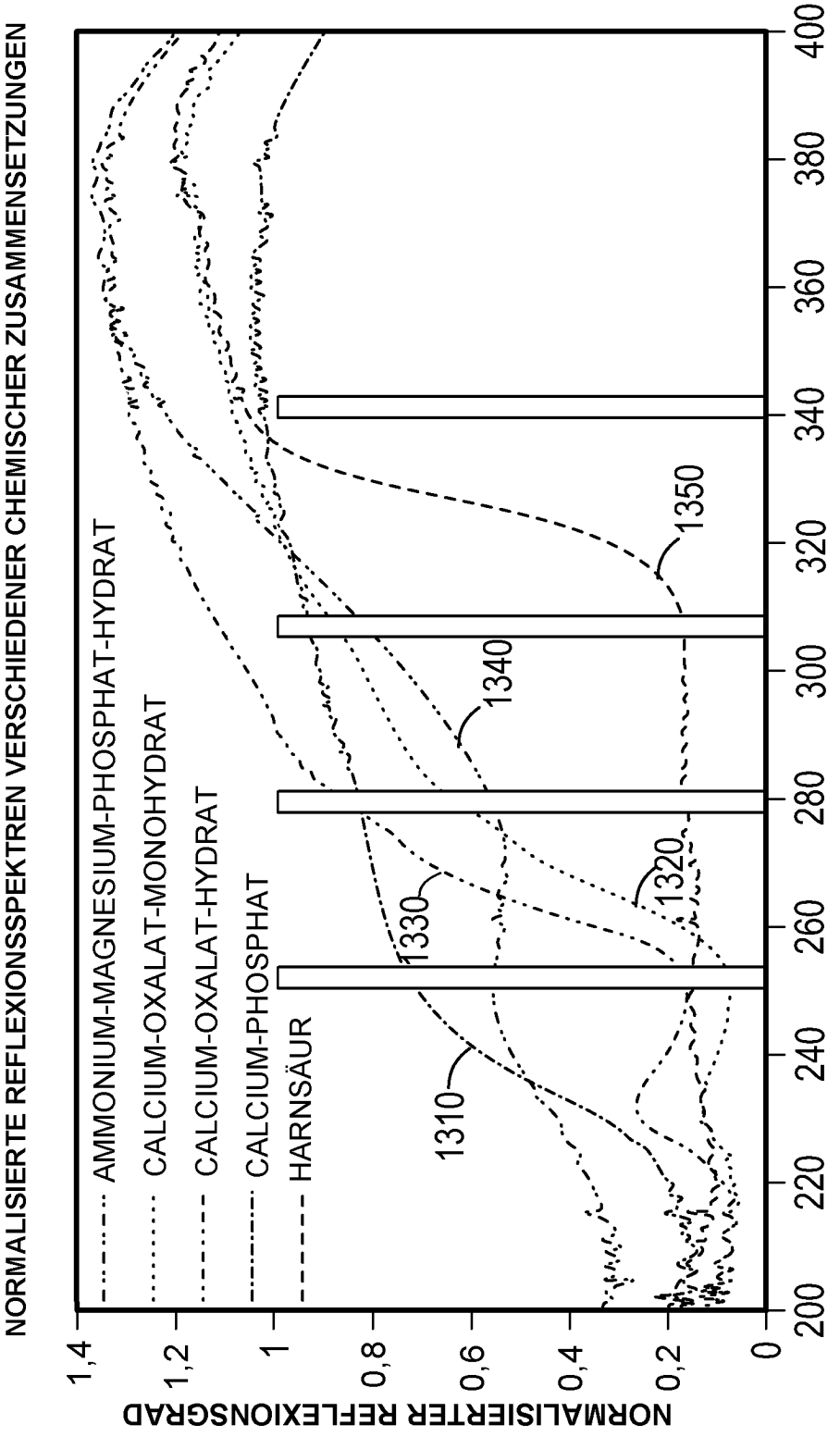

NORMALISIERTE REFLEXIONSSPEKTREN VERSCHIEDENER CHEMISCHER ZUSAMMENSETZUNGEN
AMMONIUM-MAGNESIUM-PHOSPHAT-HYDRAT
CALCIUM-OXALAT-MONOHYDRAT
CALCIUM-OXALAT-HYDRAT
CALCIUM-PHOSPHAT
HARNSÄUR
1310
1320
1330
1340
1350
NORMALISIERTER REFLEXIONSGRAD
0
0,2
0,4
0,6
0,8
1
1,2
1,4
200
220
240
260
280
300
320
340
360
380
400
WELLENLÄNGE, NM

FIG. 15

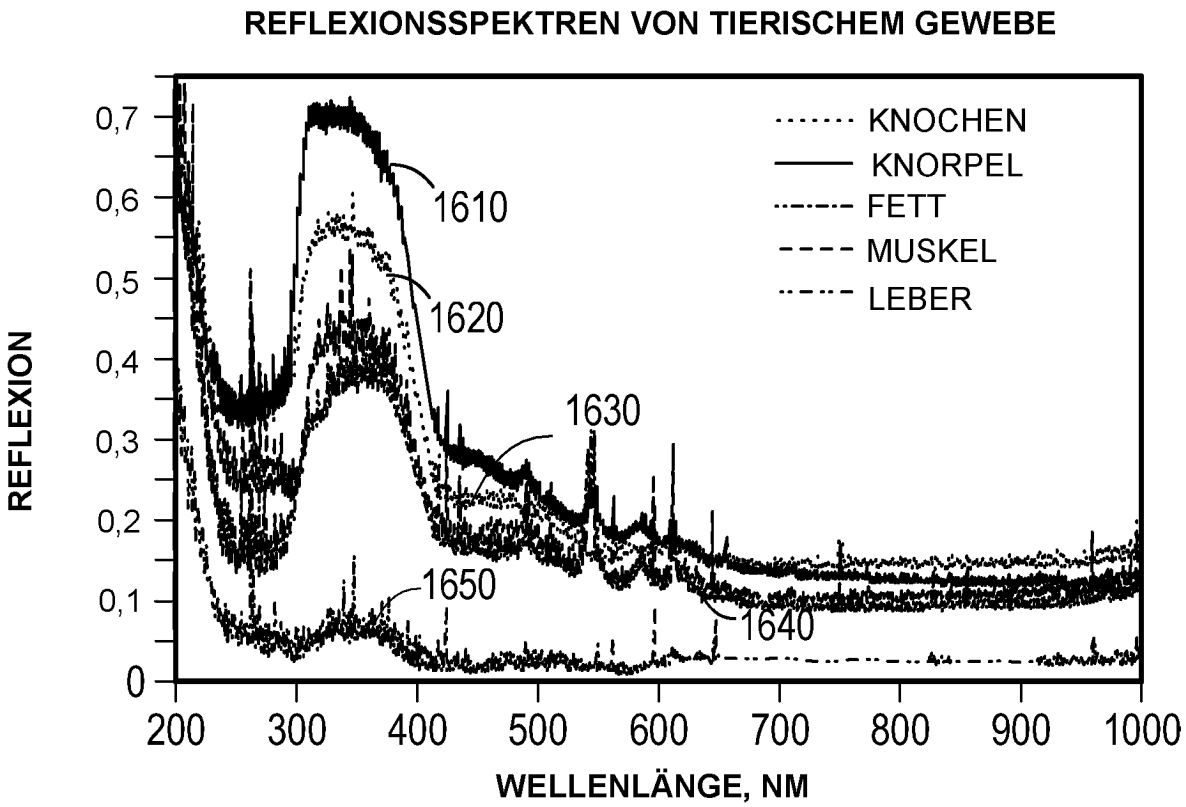


FIG. 16A

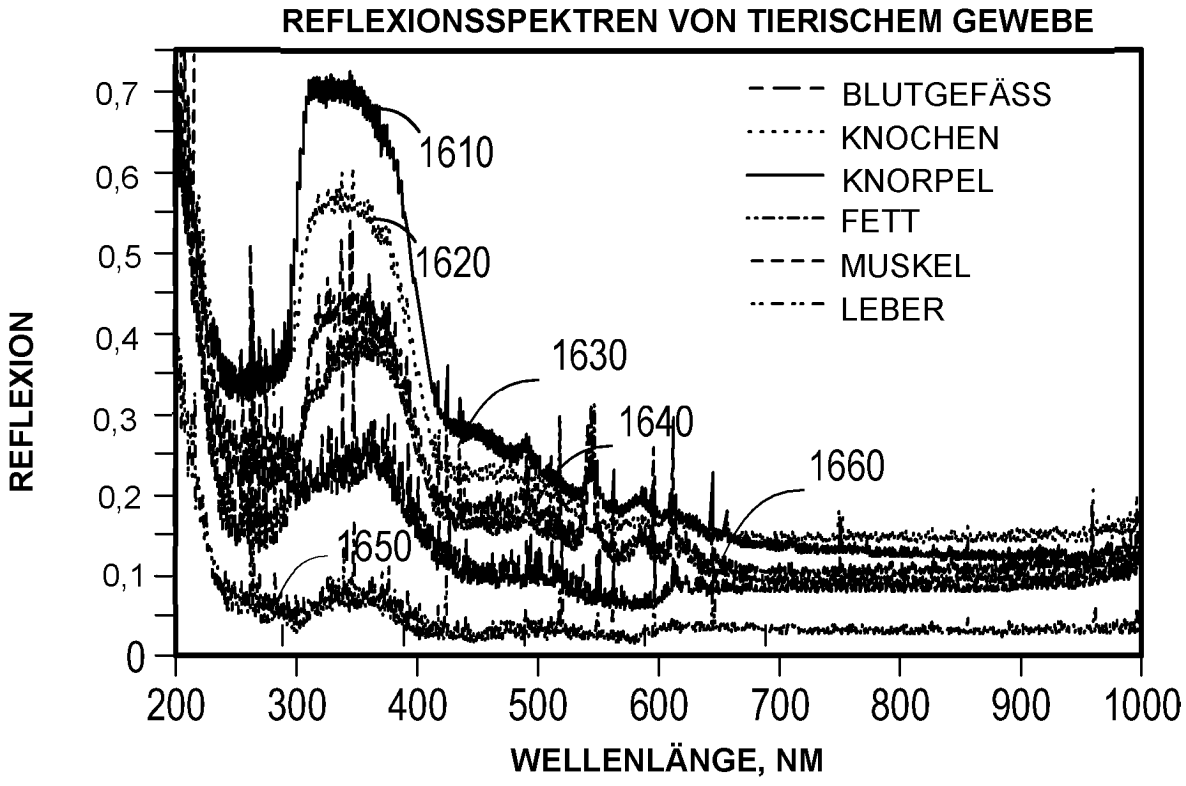


FIG. 16B

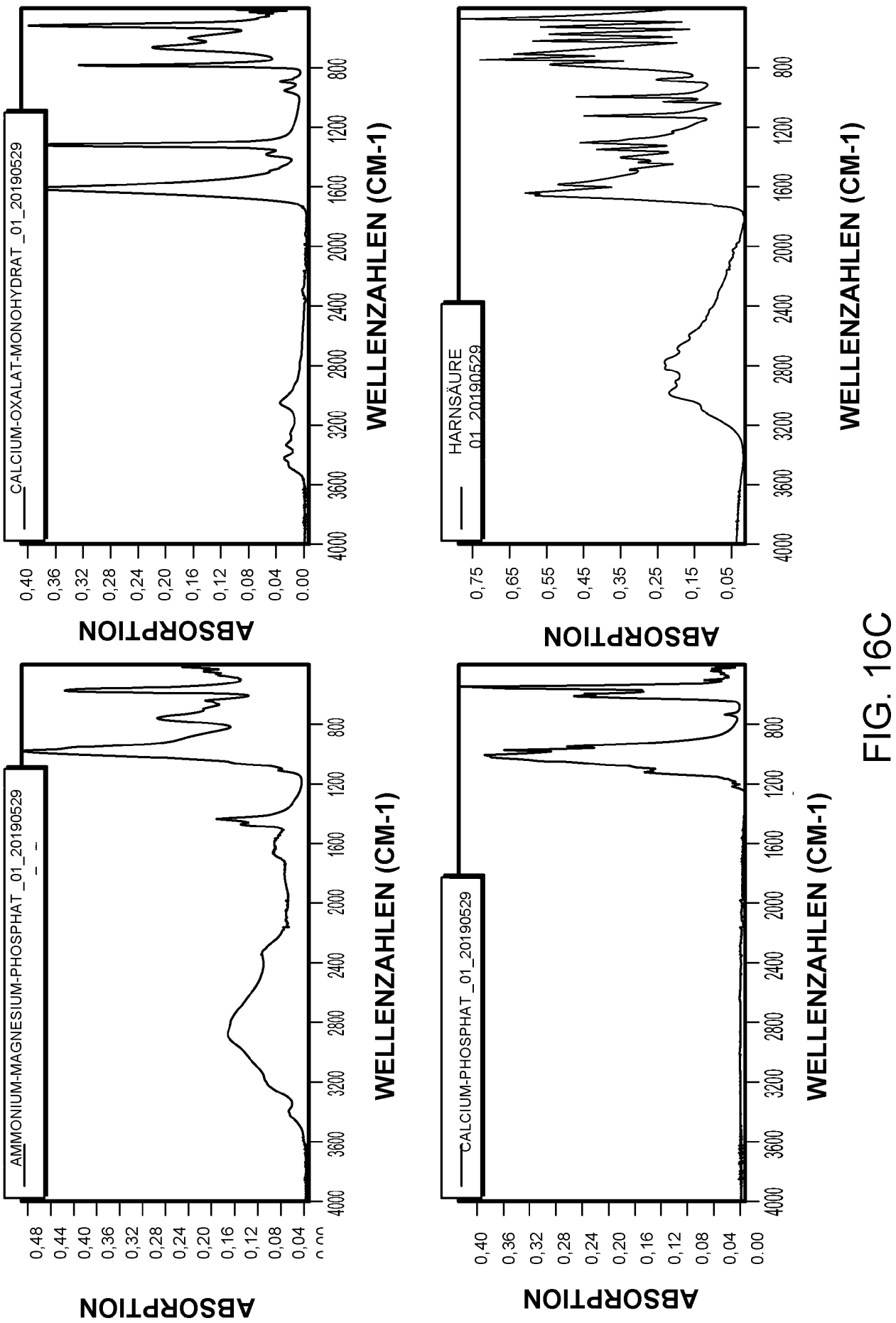

CALCIUM-OXALAT-MONOHYDRAT_01_20190529
ABSORPTION
WELLENZAHLEN (CM-1)
HARNSÄURE
01_20190529
ABSORPTION
WELLENZAHLEN (CM-1)
AMMONIUM-MAGNESIUM-PHOSPHAT_01_20190529
ABSORPTION
WELLENZAHLEN (CM-1)
CALCIUM-PHOSPHAT_01_20190529
ABSORPTION
WELLENZAHLEN (CM-1)

FIG. 16C

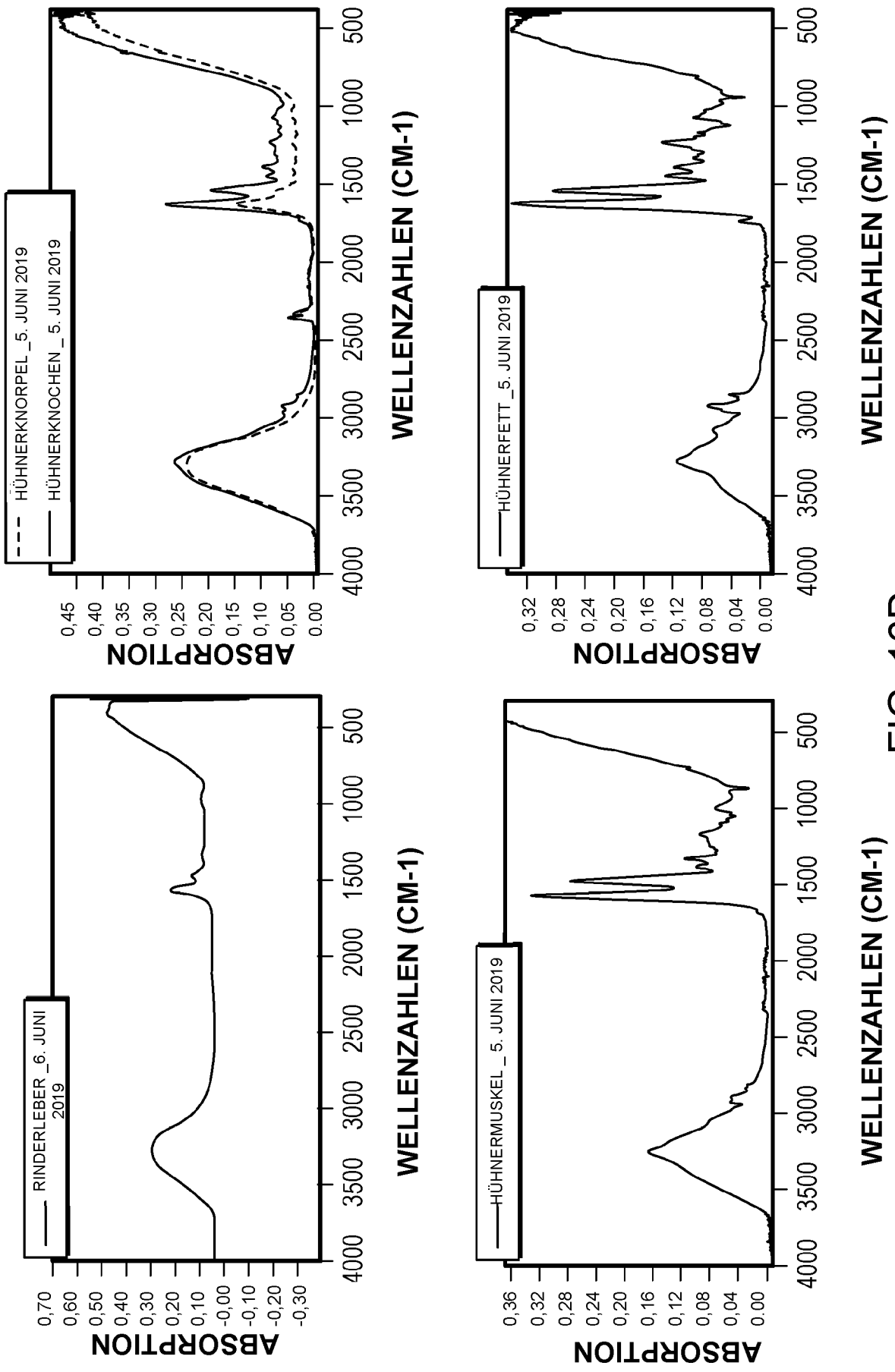

HÜHNERKNORPEL_5. JUNI 2019
HÜHNERKNOCHEN_5. JUNI 2019
ABSORPTION
WELLENZAHLEN (CM-1)
HÜHNERFETT_5. JUNI 2019
ABSORPTION
WELLENZAHLEN (CM-1)
RINDERLEBER_6. JUNI 2019
ABSORPTION
WELLENZAHLEN (CM-1)
HÜHNERMUSKEL_5. JUNI 2019
ABSORPTION
WELLENZAHLEN (CM-1)

FIG. 16D

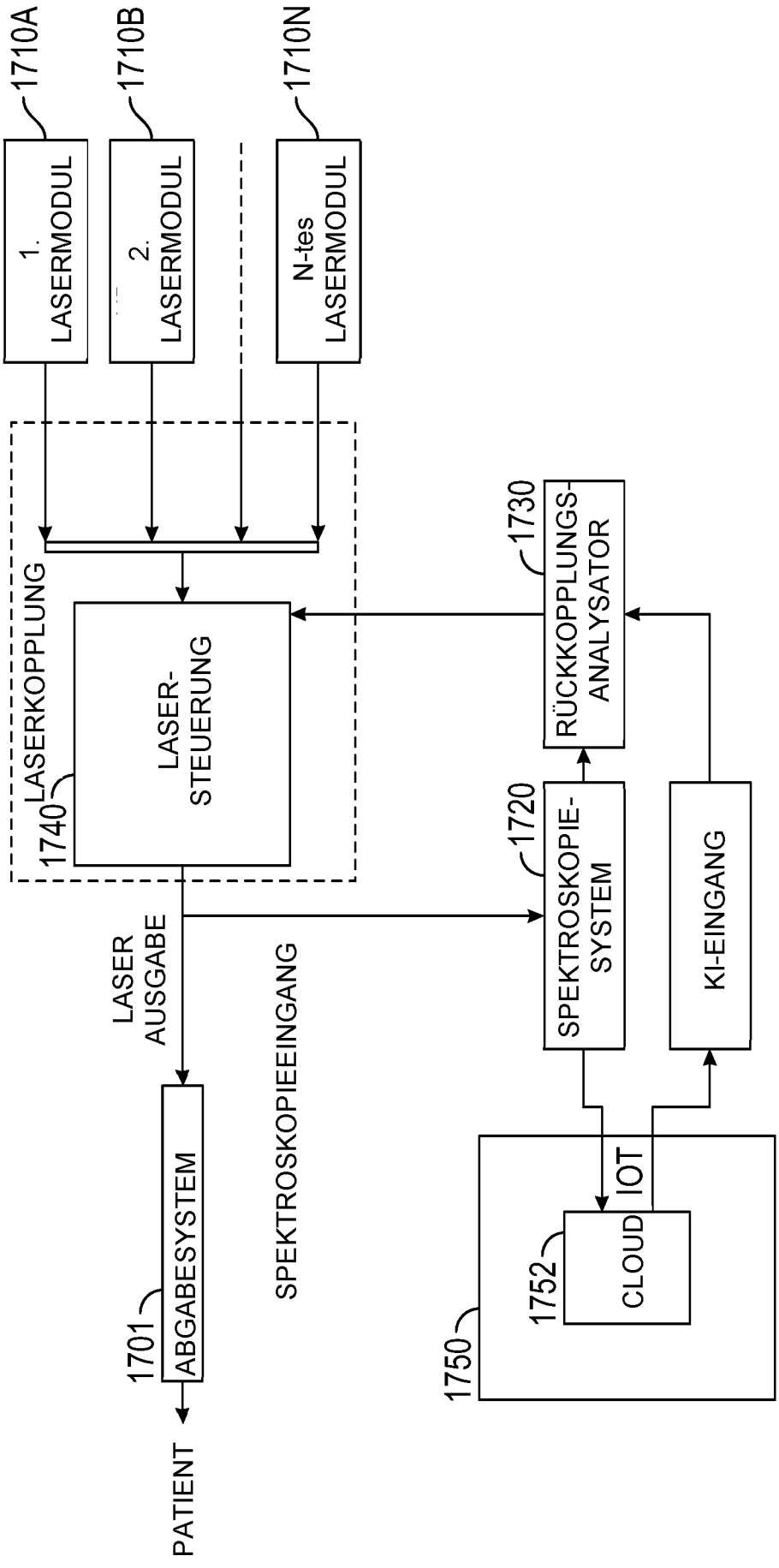

1710A
1710B
1710N
1. LASERMODUL
2. LASERMODUL
N-tes LASERMODUL
LASERKOPPLUNG
1740
LASER-STEUERUNG
1730
RÜCKKOPPLUNGS-ANALYSATOR
1720
SPEKTROSKOPIE-SYSTEM
KI-EINGANG
LASER AUSGABE
SPEKTROSKOPIEEINGANG
1701
ABGABESYSTEM
PATIENT
1750
1752
CLOUD
IOT

FIG. 17

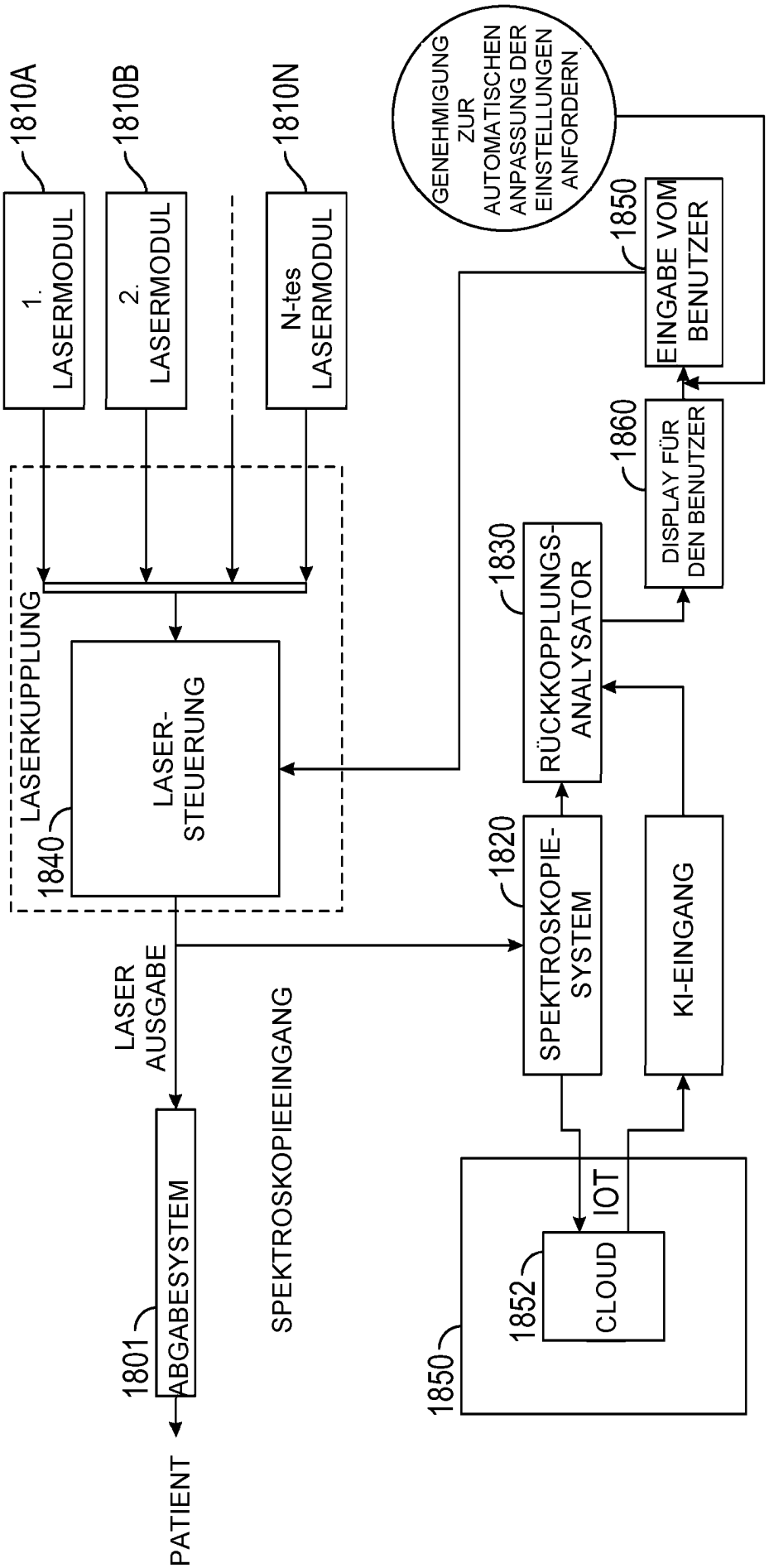

1810A
1. LASERMODUL
1810B
2. LASERMODUL
1810N
N-tes LASERMODUL
LASERKUPPLUNG
1840
LASER-STEUERUNG
LASER AUSGABE
1801
ABGABESYSTEM
PATIENT
SPEKTROSKOPIEEINGANG
1820
SPEKTROSKOPIE-SYSTEM
1830
RÜCKKOPPLUNGS-ANALYSATOR
KI-EINGANG
1850
CLOUD
1852
IOT
1860
DISPLAY FÜR DEN BENUTZER
1850
EINGABE VOM BENUTZER
GENEHMIGUNG ZUR AUTOMATISCHEN ANPASSUNG DER EINSTELLUNGEN ANFORDERN

FIG. 18

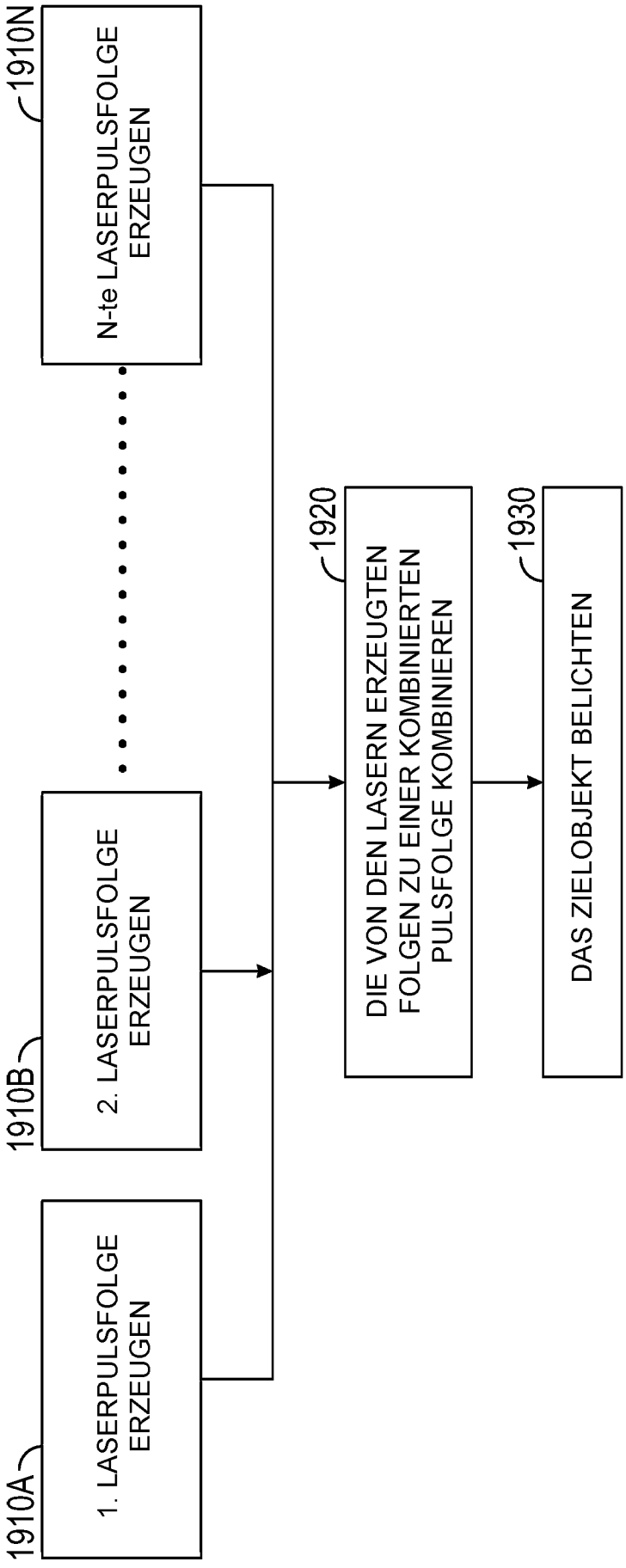

1910N
N-te LASERPULSFOLGE ERZEUGEN
1910B
2. LASERPULSFOLGE ERZEUGEN
1910A
1. LASERPULSFOLGE ERZEUGEN
1920
DIE VON DEN LASERN ERZEUGTEN FOLGEN ZU EINER KOMBINIERTEN PULSFOLGE KOMBINIEREN
1930
DAS ZIELOBJEKT BELICHTEN

FIG. 19A

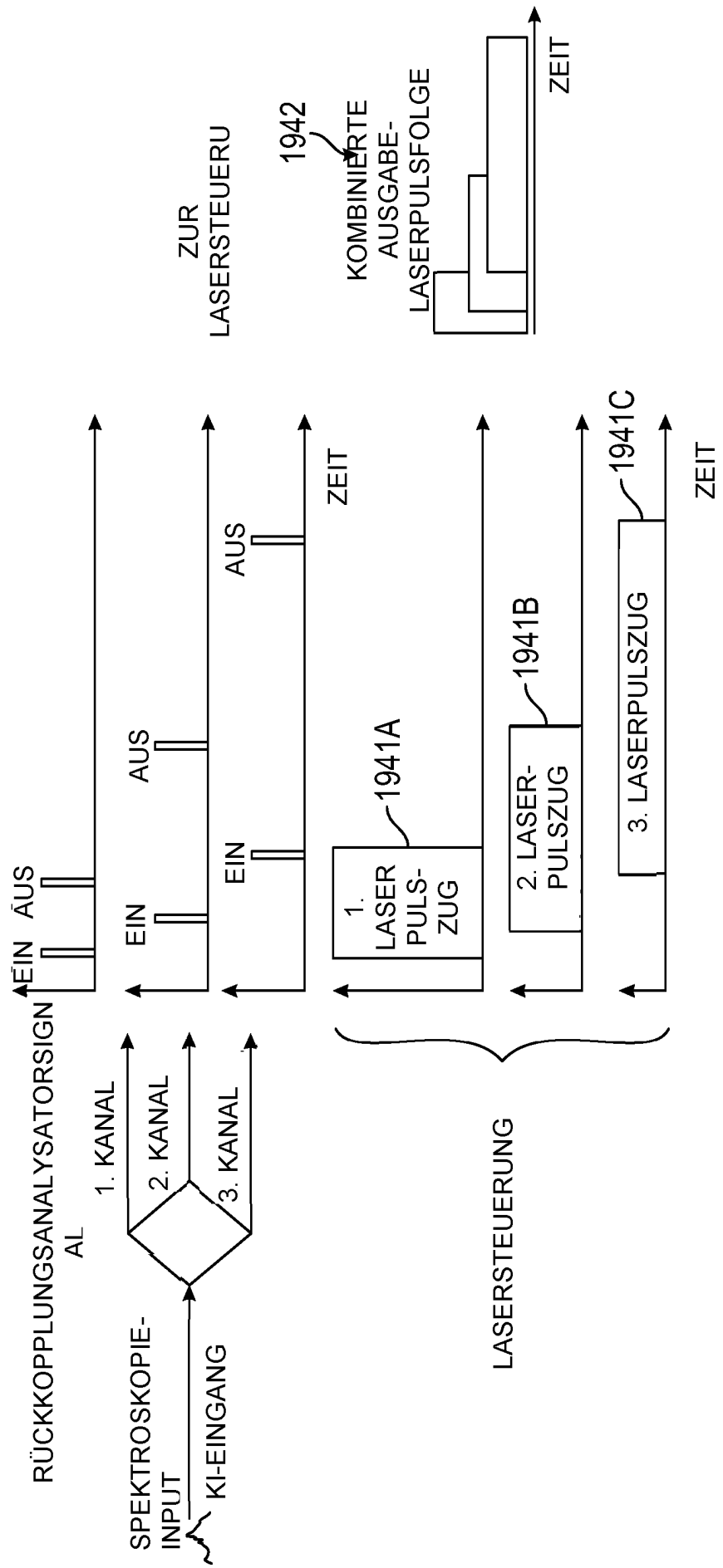

SPEKTROSKOPIE-INPUT
KI-EINGANG
1. KANAL
2. KANAL
3. KANAL
RÜCKKOPPLUNGSANALYSATORSIGNAL
EIN
AUS
EIN
AUS
EIN
AUS
ZEIT
LASERSTEUERUNG
1. LASER PULS-ZUG
1941A
2. LASER-PULSZUG
1941B
3. LASERPULSZUG
1941C
ZEIT
ZUR LASERSTEUERU
1942
KOMBINIERTE AUSGABE-LASERPULSFOLGE
ZEIT

FIG. 19B

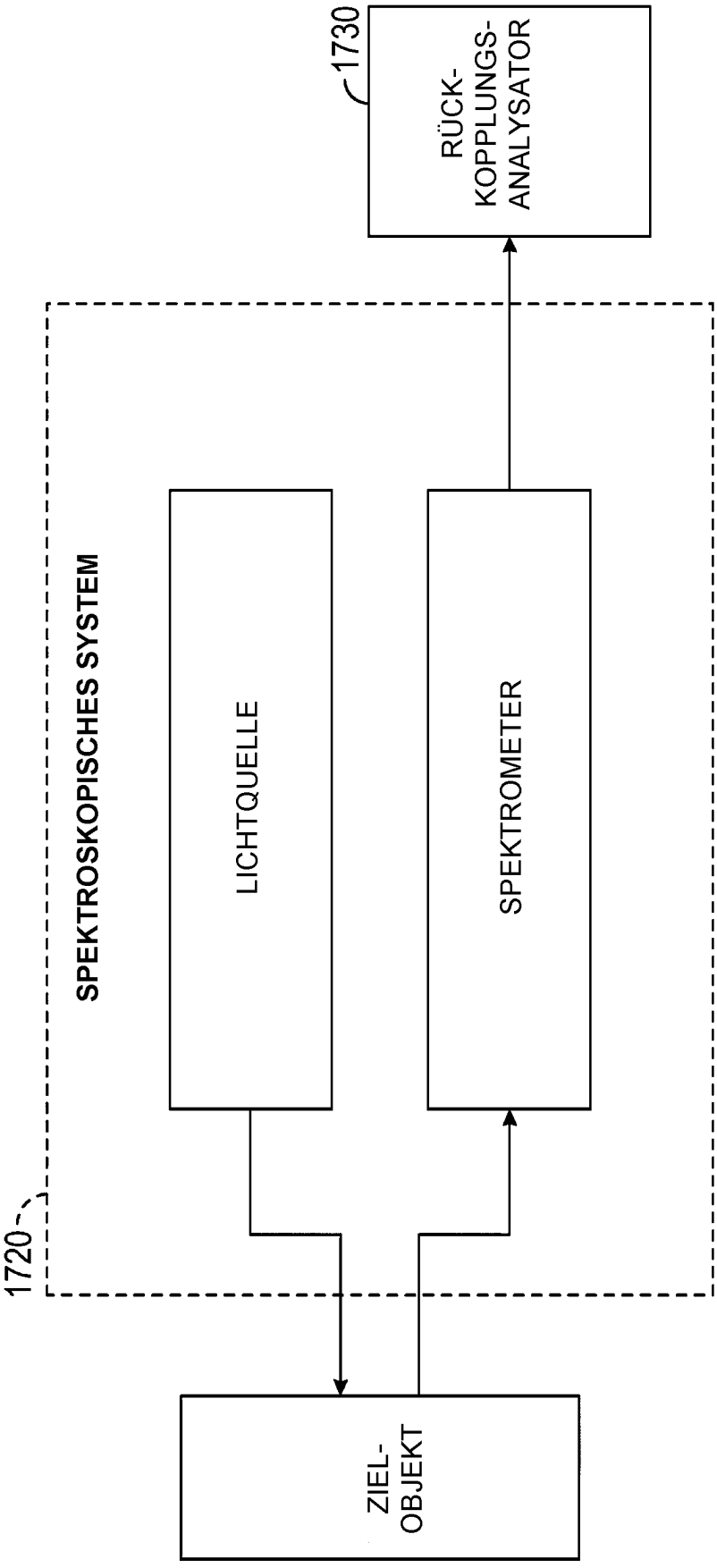

1730
RÜCK-
KOPPLUNGS-
ANALYSATOR
SPEKTROSKOPISCHES SYSTEM
LICHTQUELLE
SPEKTROMETER
1720
ZIEL-
OBJEKT

FIG. 20

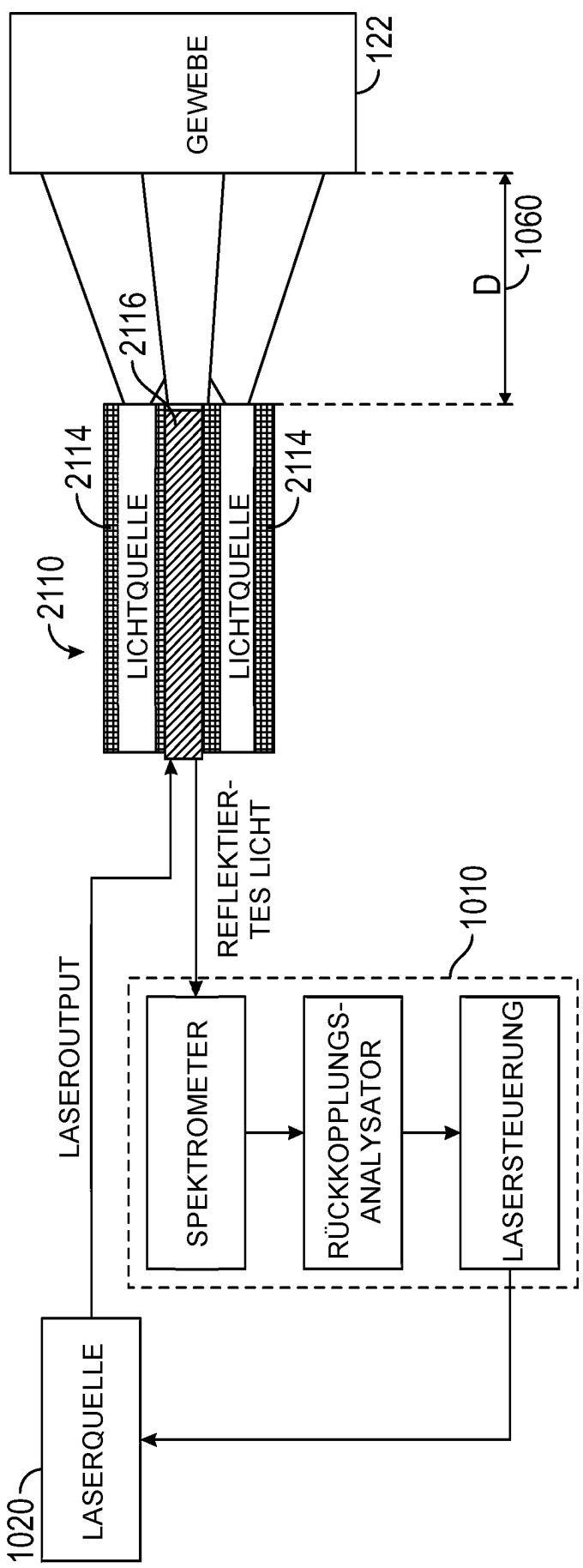

2100A
GEWEBE
122
D
1060
2116
2114
LICHTQUELLE
LICHTQUELLE
2114
2110
REFLEKTIER-
TES LICHT
1010
LASEROUTPUT
SPEKTROMETER
RÜCKKOPPLUNGS-
ANALYSATOR
LASERSTEUERUNG
LASERQUELLE
1020

FIG. 21A

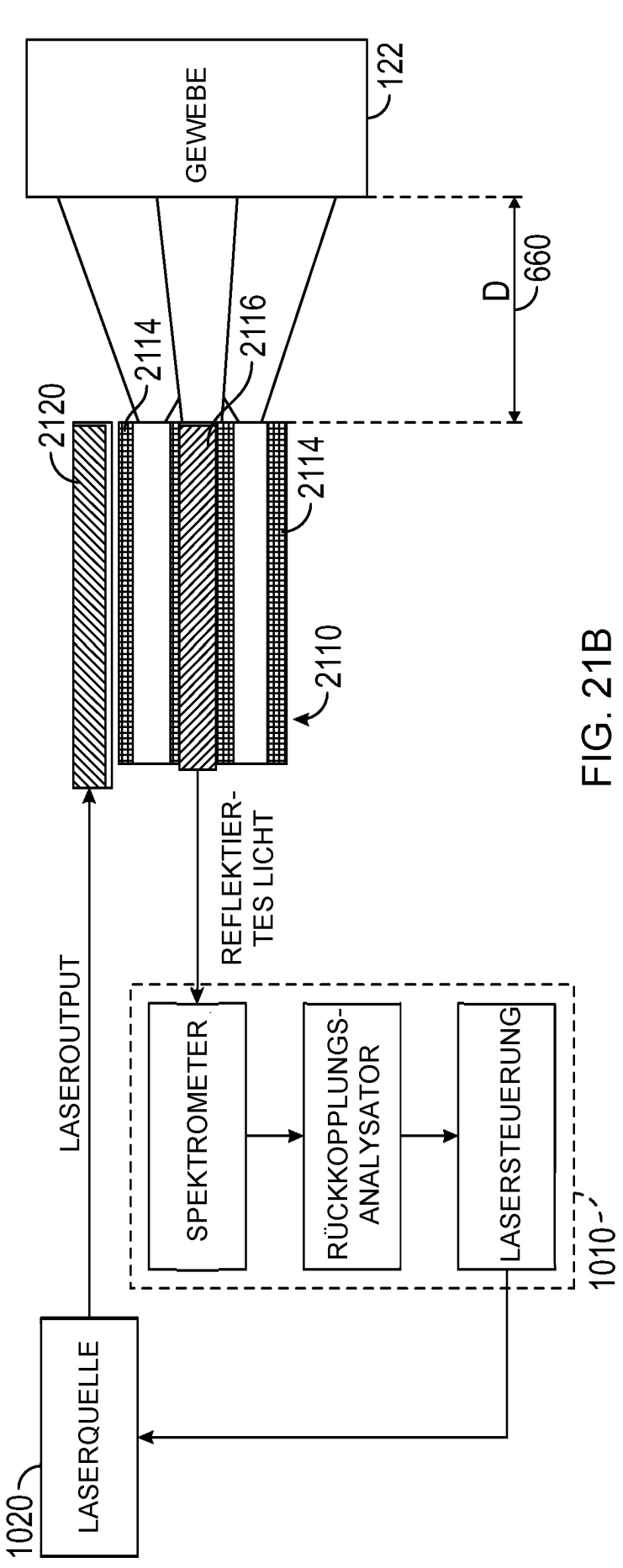


FIG. 21B

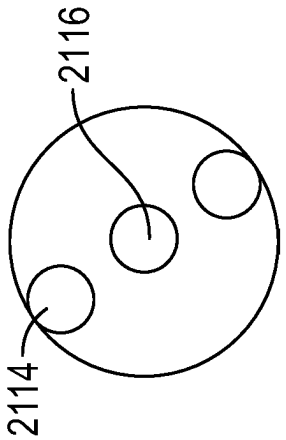


FIG. 21D

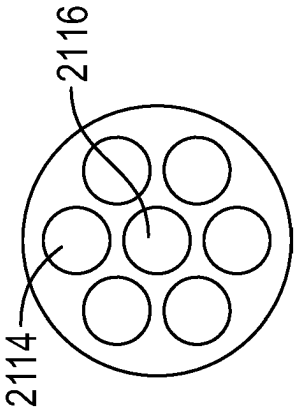


FIG. 21C

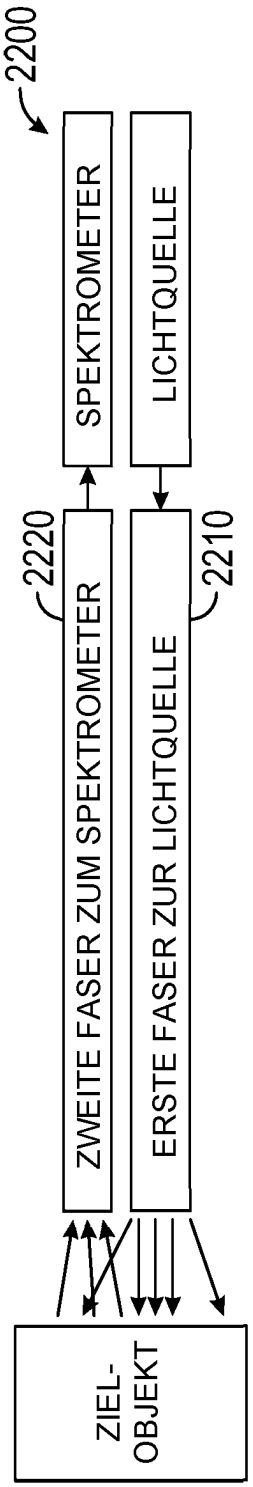


FIG. 22

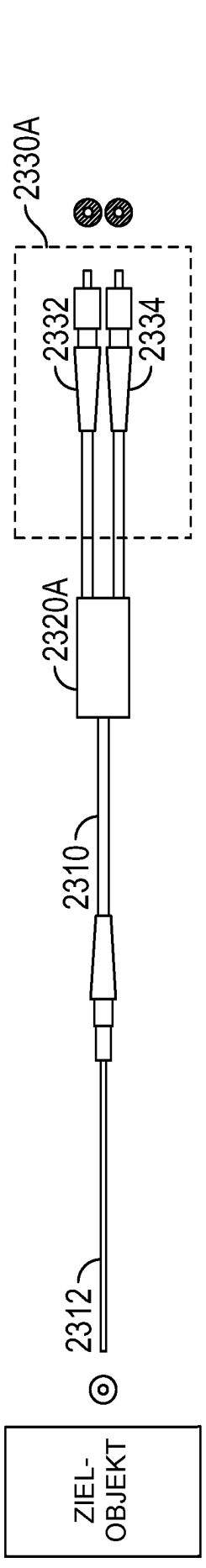


FIG. 23A

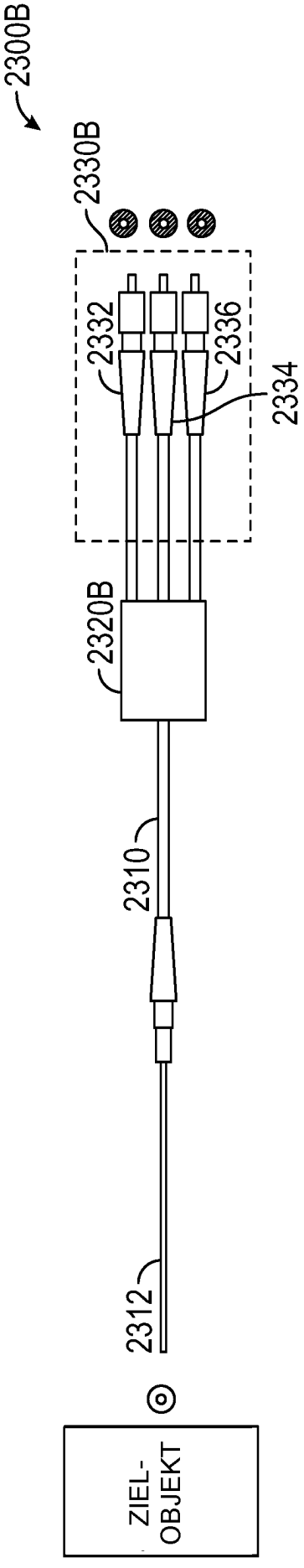


FIG. 23B

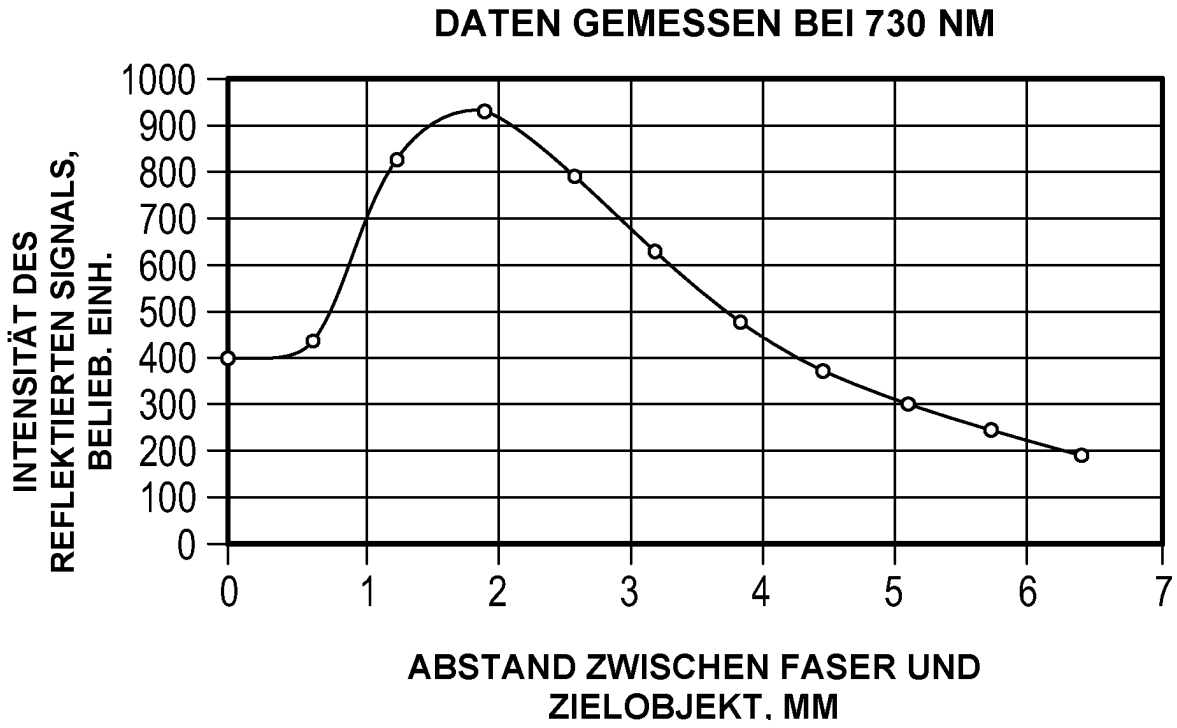


FIG. 24A

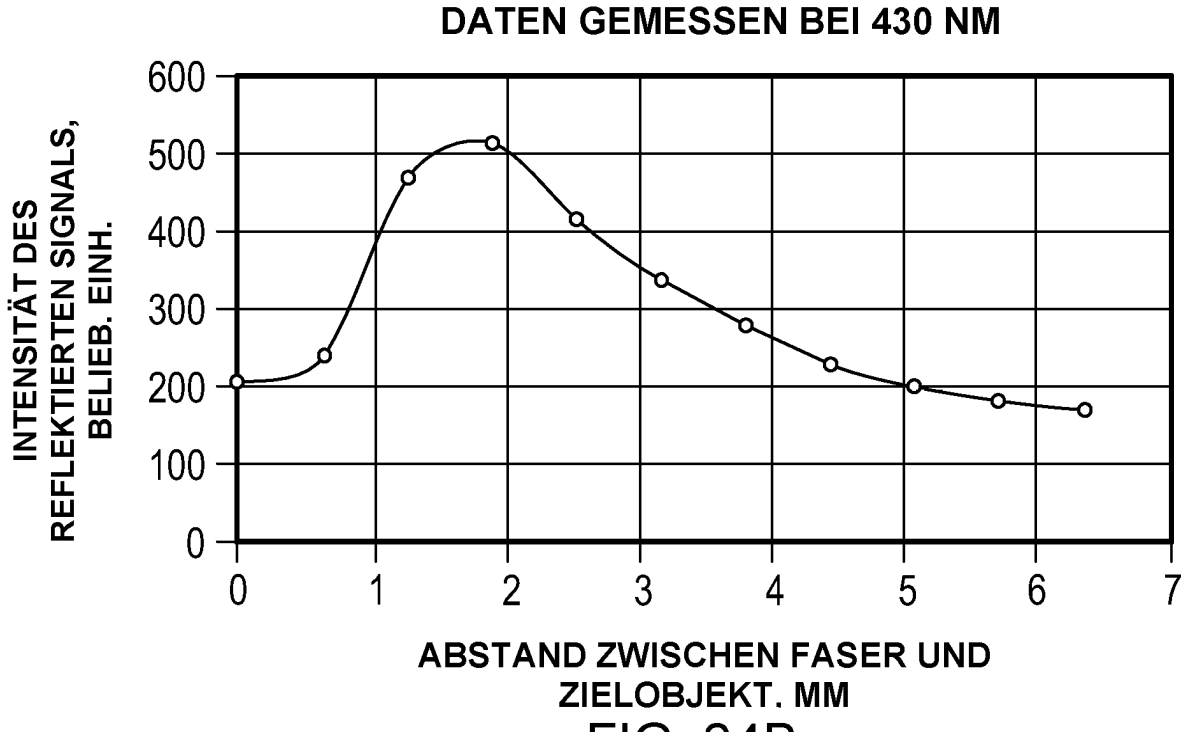


FIG. 24B

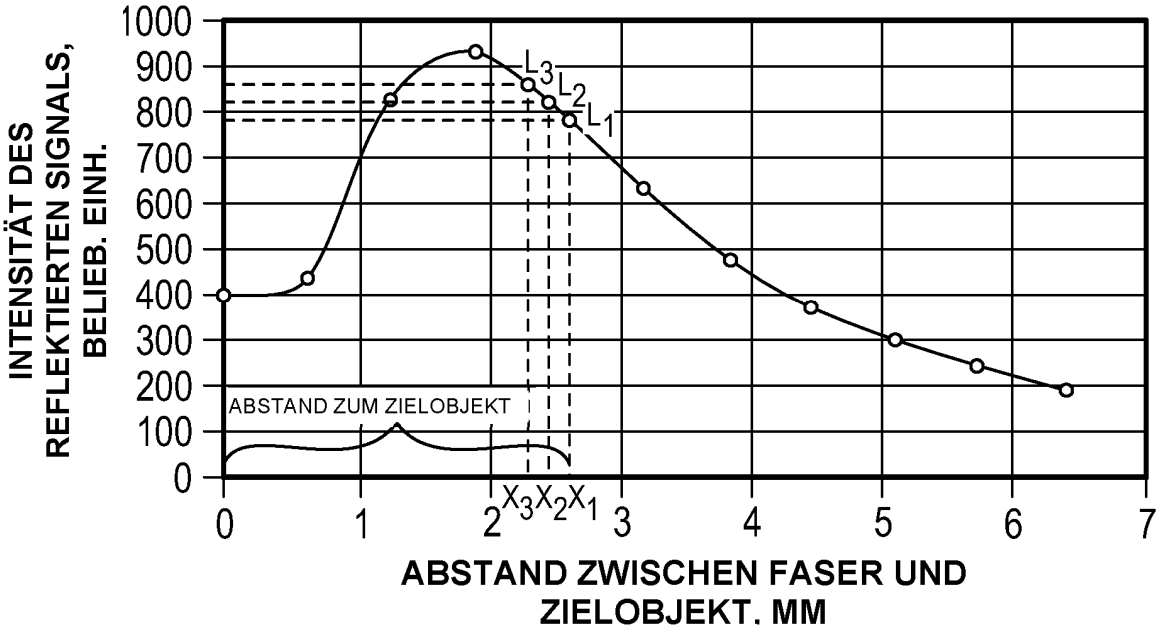


FIG. 24C

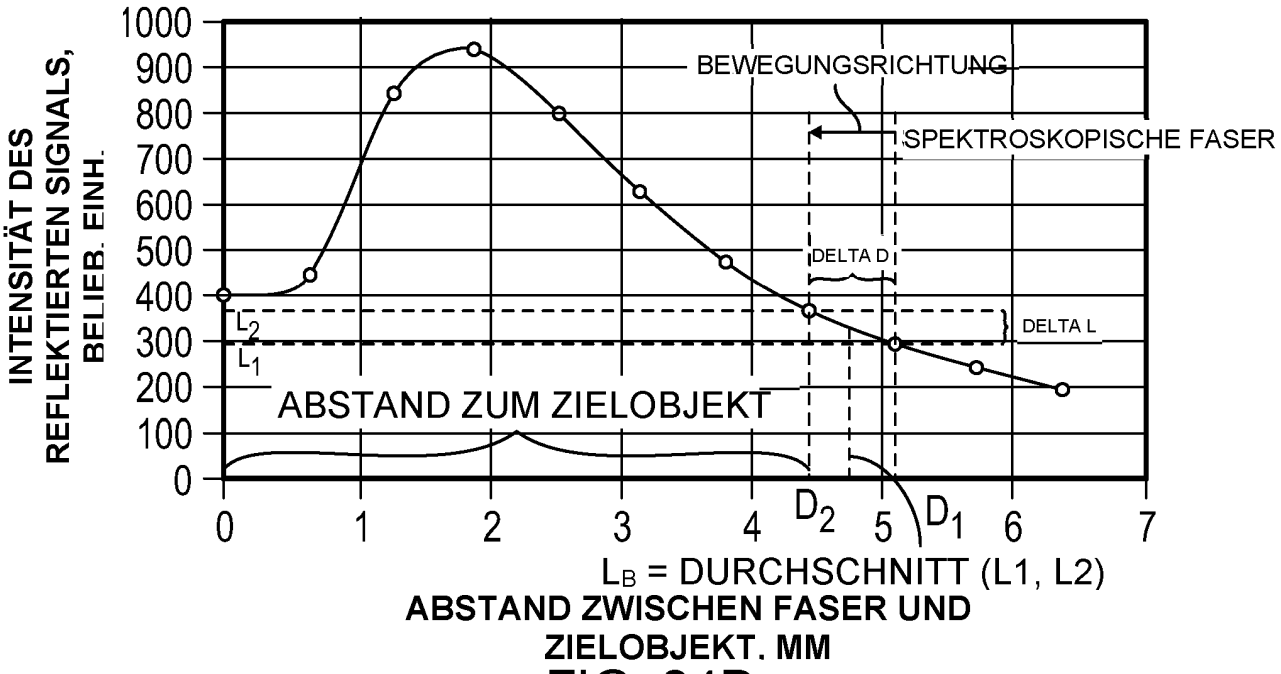


FIG. 24D

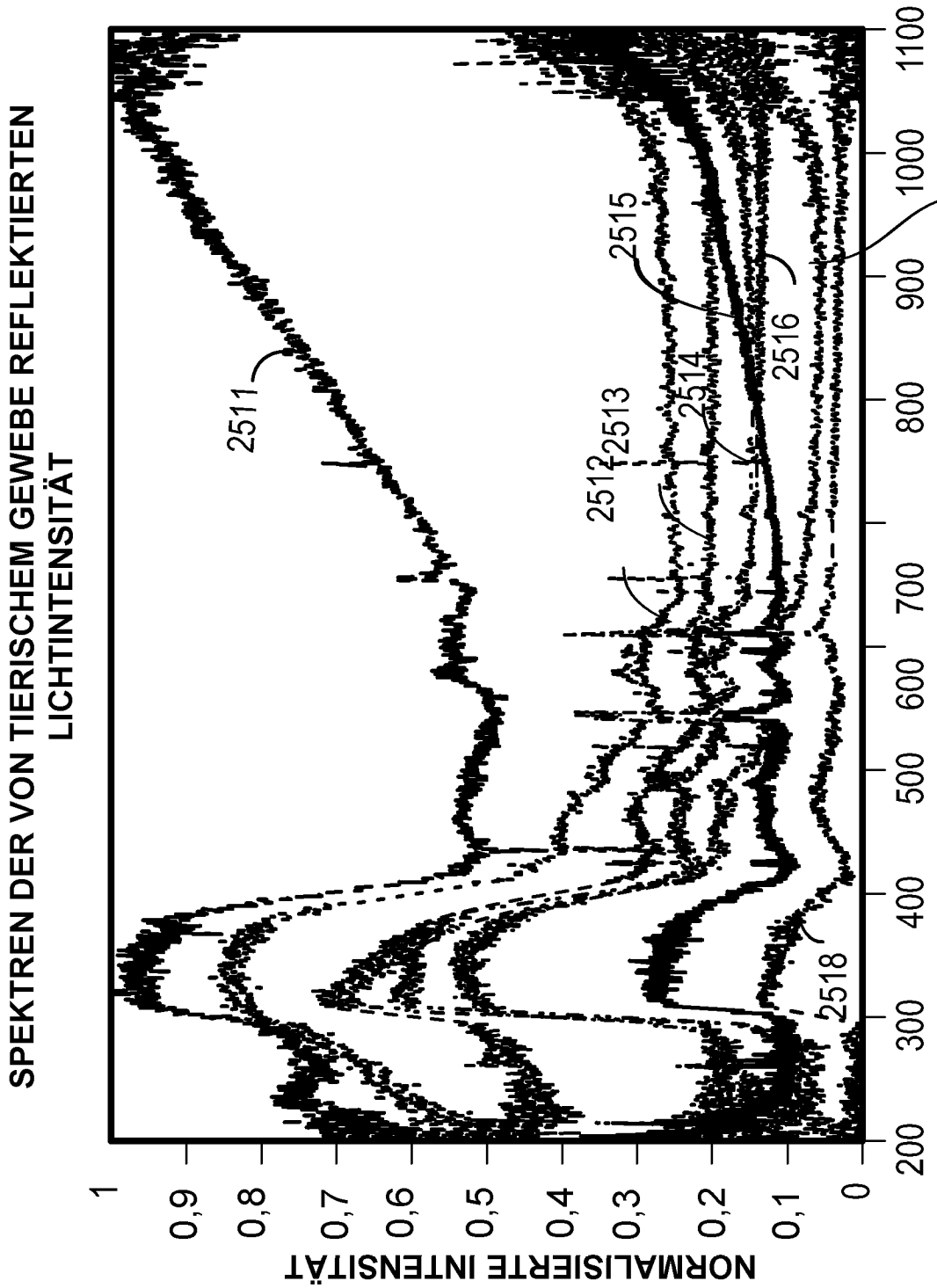

SPEKTREN DER VON TIERISCHEM GEWEBE REFLEKTIERTEN LICHTINTENSITÄT
NORMALISIERTE INTENSITÄT
1
0,9
0,8
0,7
0,6
0,5
0,4
0,3
0,2
0,1
0
200
300
400
500
600
700
800
900
1000
1100
WELLENLÄNGE, NM
2511
2512
2513
2514
2515
2516
2517
2518

FIG. 25A

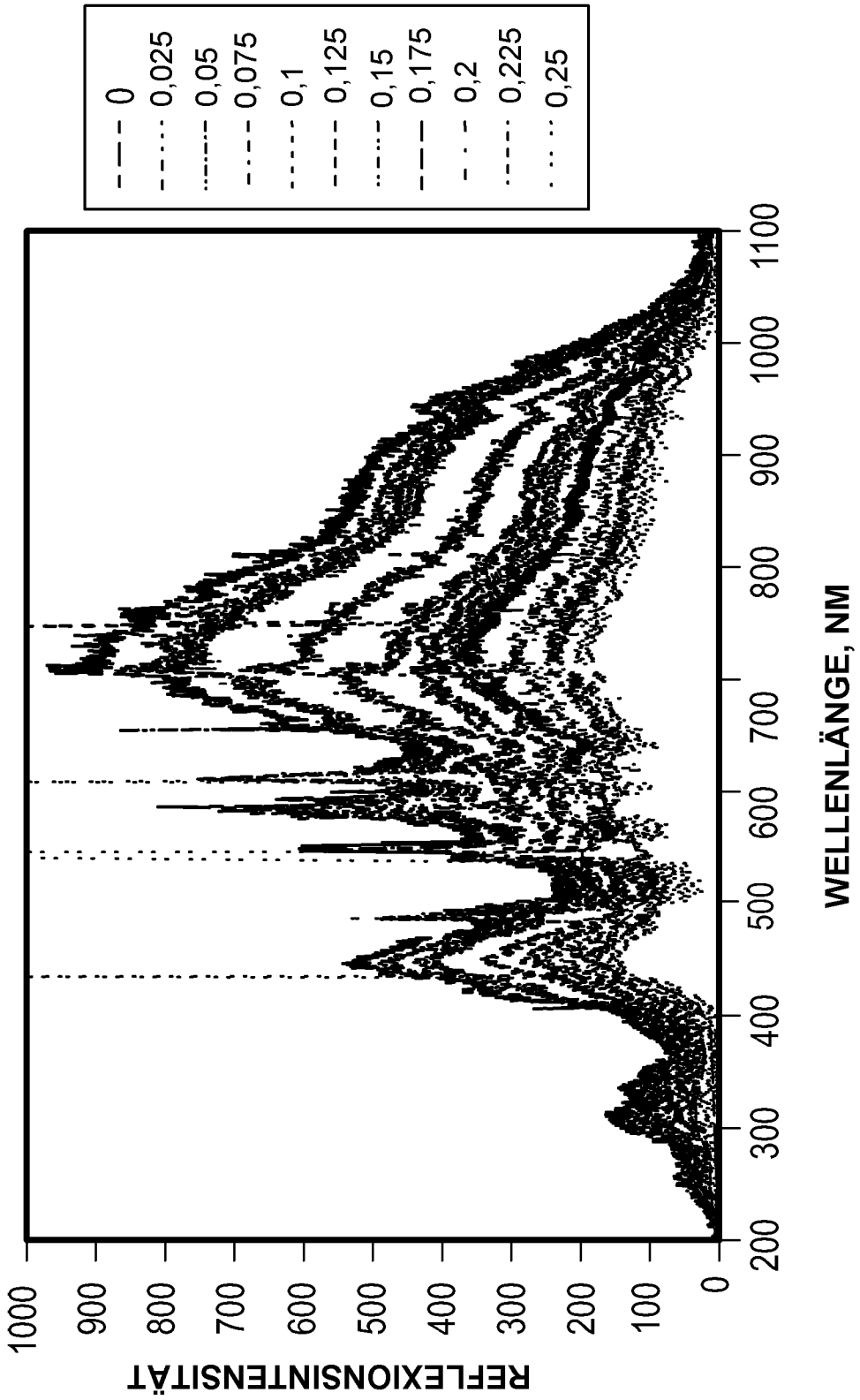

0
0,025
0,05
0,075
0,1
0,125
0,15
0,175
0,2
0,225
0,25
REFLEXIONSINTENSITÄT
1000
900
800
700
600
500
400
300
200
100
0
200
300
400
500
600
700
800
900
1000
1100
WELLENLÄNGE, NM

FIG. 25B

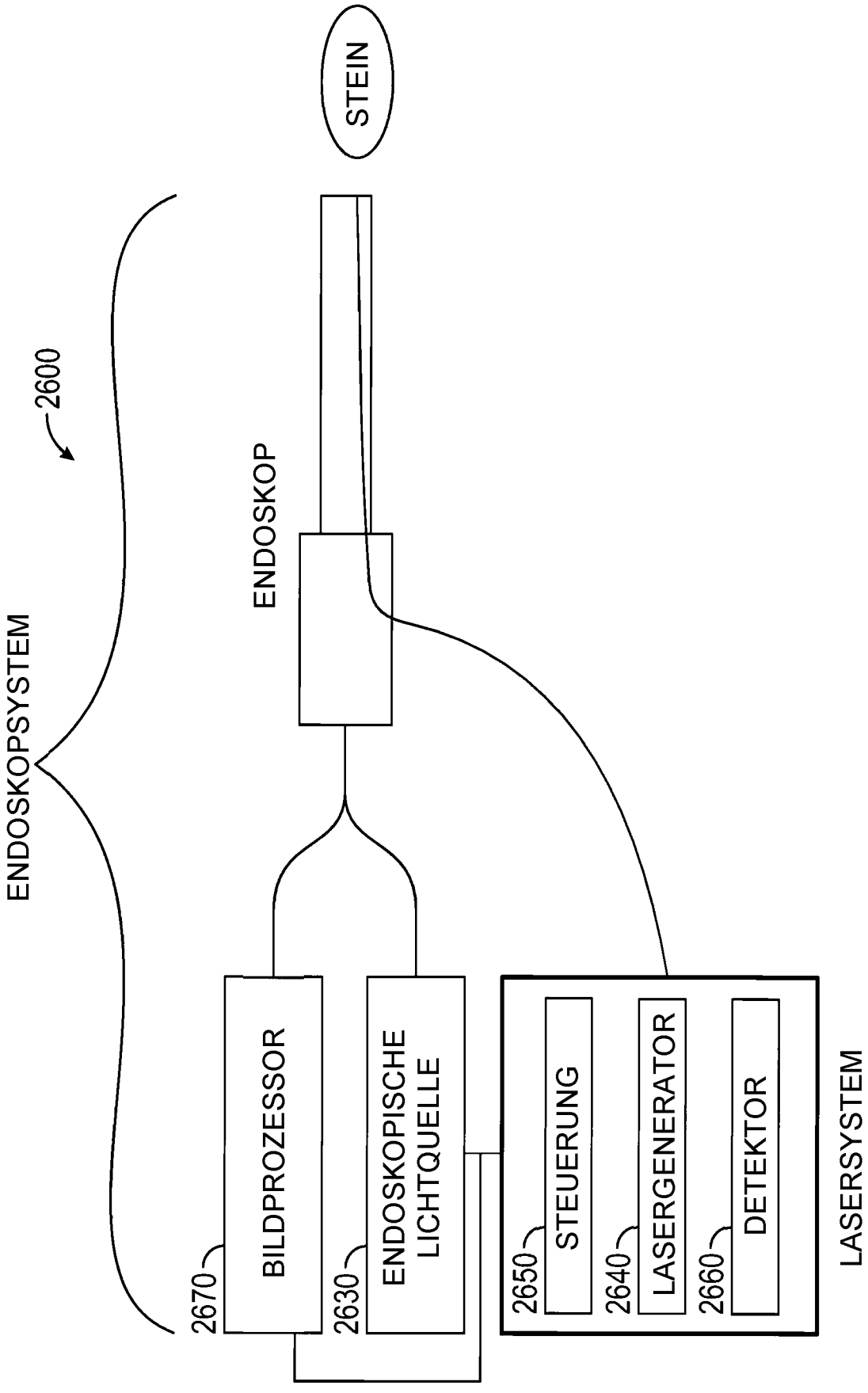

STEIN
2600
ENDOSKOP
ENDOSKOPSYSTEM
BILDPROZESSOR
ENDOSKOPISCHE LICHTQUELLE
STEUERUNG
LASERGENERATOR
DETEKTOR
2670
2630
2650
2640
2660
LASERSYSTEM

FIG. 26

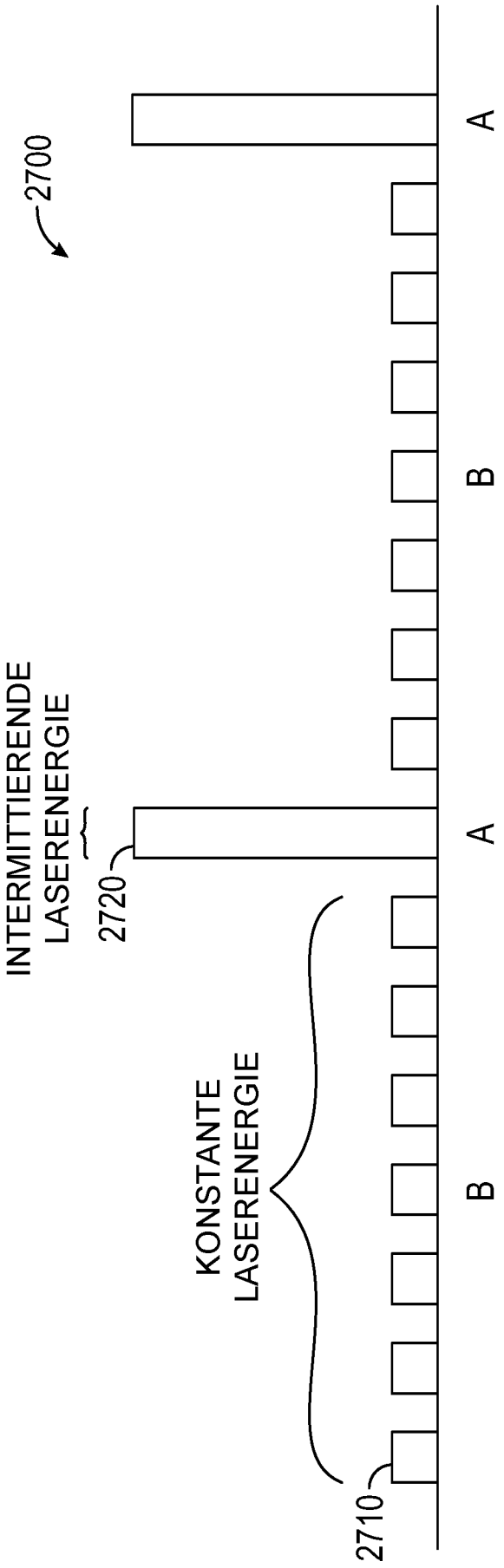

2700
A
B
A
B
INTERMITTIERENDE LASERENERGIE
2720
KONSTANTE LASERENERGIE
2710

FIG. 27

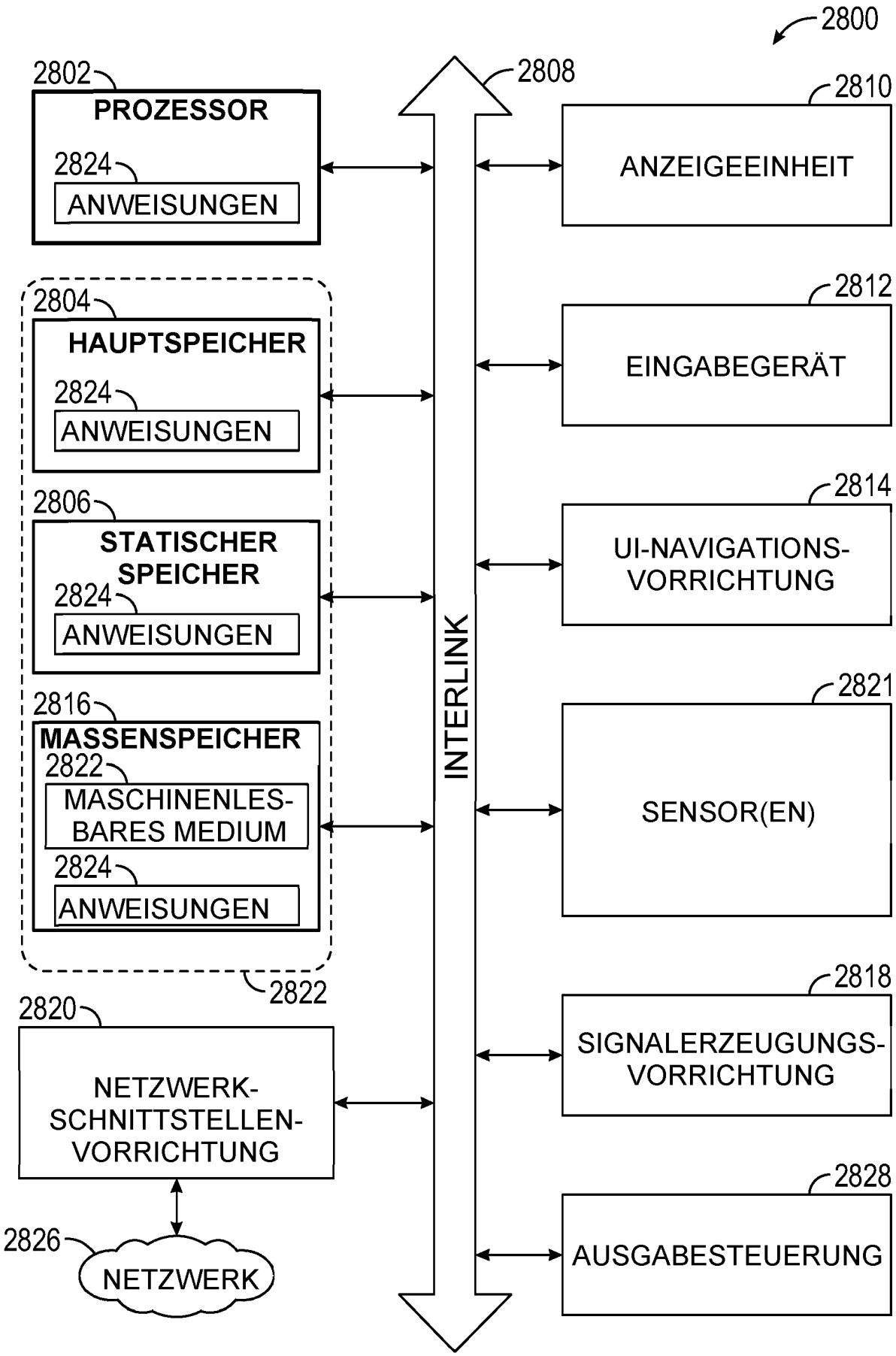


FIG. 28

 Das Dokument wurde durch die Firma Luminess hergestellt.