



(19)
 Bundesrepublik Deutschland
 Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2005 019 143 A1** 2006.11.02

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2005 019 143.6**

(22) Anmeldetag: **20.04.2005**

(43) Offenlegungstag: **02.11.2006**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 19/00** (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)

A61B 18/18 (2006.01)

A61B 17/94 (2006.01)

F21V 8/00 (2006.01)

F21V 33/00 (2006.01)

G03B 21/00 (2006.01)

(71) Anmelder:

Karl Storz GmbH & Co. KG, 78532 Tuttlingen, DE

(74) Vertreter:

Witte, Weller & Partner, 70178 Stuttgart

(72) Erfinder:

Chatenever, David, Santa Barbara, Calif., US; Irion, Klaus M. Dr.-Ing., 78576 Emmingen-Liptingen, DE

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

DE 39 08 928 C2

DE 199 14 914 A1

DE 196 39 653 A1

FR 28 26 462 B1

US2005/00 20 926 A1

US2002/01 73 783 A1

US 61 28 525 A

US 55 14 127 A

WO 2004/1 00 789 A1

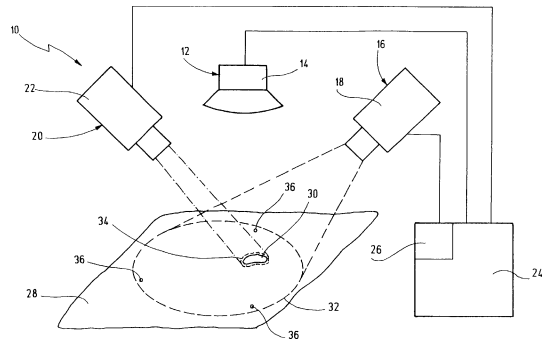
WO 01/15 592 A2

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Kombiniertes diagnose- und therapieunterstützendes System**

(57) Zusammenfassung: Ein kombiniertes diagnose- und therapieunterstützendes System weist zumindest eine Lichtquelle (12), ein Bilderfassungssystem (16) zur Erfassung von Bildinformation und ein Bildverarbeitungssystem (26) zum Verarbeiten der durch das Bilderfassungssystem (16) aufgenommenen Bildinformation, um ein Signal zu erzeugen, auf. Das diagnose- und therapieunterstützende System zeichnet sich dadurch aus, dass es ferner ein Projektionssystem (20) aufweist, mit dem das durch das Bildverarbeitungssystem (26) erzeugte Signal zumindest zum Teil lagerichtig zu einem durch das Bildverarbeitungssystem erfassten Objekt in einen Operationsbereich (28) projizierbar ist.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein kombiniertes diagnose- und therapieunterstützendes System, mit zumindest einer Lichtquelle, einem Bilderfassungssystem zur Erfassung von Bildinformation und einem Bildverarbeitungssystem zum Verarbeiten der durch das Bilderfassungssystem aufgenommenen Bildinformation, um ein Signal zu erzeugen.

Stand der Technik

[0002] Solche Systeme werden z.B. von der Anmelderin zum Einsatz bei der photodynamischen Diagnose von Tumoren vertrieben und sind in der Endo World URO Nr. 17/5-D, 2000, Seiten 1–12 beschrieben.

[0003] Bei der photodynamischen Diagnose wird einem Patienten ein geeigneter tumorspezifischer Marker, z.B. 5-Aminolävulinsäure (5-ALS) verabreicht. 5-ALS ist ein Prekursor in der Häm biosynthese. 5-ALS sammelt sich in malignem Gewebe an und kann entweder direkt oder nach einer Metabolisierung durch Bestrahlung mit Licht von gewisser Wellenlänge zur Fluoreszenz angeregt werden. Bereiche, in denen sich 5-ALS angesammelt hat, also maligne Bereiche, fluoreszieren in roter Farbe. Da als Anregungslicht blaues Licht verwendet wird, kann dieses bei der Beobachtung herausgefiltert werden und die malignen Bereiche heben sich deutlich von umgebenem gesunden Gewebe ab. Die gewonnenen Bildinformationen werden dabei im Allgemeinen elektronisch aufbereitet und das dadurch erzeugte Signal auf einem Bildschirm dargestellt.

[0004] Eine weitere Diagnose von malignem und/oder auffälligem Gewebe erfolgt mittels der sogenannten Autofluoreszenz, wobei Gewebe durch Bestrahlen mit Licht einer gewissen Wellenlänge, aber ohne Zugabe eines speziellen Fluoreszenzmarkers zur Fluoreszenz angeregt wird. Das gesunde Gewebe fluoresziert dabei deutlich stärker als malignes Gewebe, wodurch sich Tumore als dunkles Gewebe gegenüber dem gesunden Gewebe abzeichnen.

[0005] Die Autofluoreszenz des Gewebes ist jedoch relativ schwach, so dass eine Unterscheidung zwischen gesundem und malignem Gewebe in situ für den Operateur häufig schwierig ist. Daher wird die gewonnene Bildinformation im Allgemeinen mit einem Kamerasystem aufgenommen und nach Weiterbearbeitung in einem Bildverarbeitungssystem auf einem Bildschirm wiedergegeben.

[0006] Bei der Verwendung von Fluoreszenzmarkern in der PDD oder für andere Zwecke werden zwischenzeitlich außerdem auch Fluoreszenzmarker verwendet, deren Fluoreszenz in einem Wellenlän-

genbereich auftritt, der außerhalb des für das menschliche Auge sichtbaren Bereichs liegt. Auch hier ist eine Aufarbeitung der durch das Bilderfassungssystem erfassten Bildinformation zur Erzeugung eines Signals und dessen Wiedergabe z.B. auf einem Bildschirm notwendig.

[0007] Eine solche Darstellung auf einem Bildschirm hat nun allerdings den Nachteil, dass dadurch der Operateur das zu untersuchende und gegebenenfalls zu therapierende Gewebe nur indirekt über den Bildschirm sieht. Wird das Gewebe direkt beobachtet, fehlen dem Operateur wiederum wichtige Informationen. Dies erschwert sowohl die Diagnose als auch die Therapie deutlich.

Aufgabenstellung

[0008] Es ist also Aufgabe der Erfindung, ein diagnose- und therapieunterstützendes System zu schaffen, mit dem die Menge der direkt im Operationsbereich zugänglichen Information für den Operateur deutlich erhöht und somit die Diagnose bzw. die Therapie z.B. von malignem Gewebe deutlich erleichtert wird.

[0009] Erfindungsgemäß wird das Problem dadurch gelöst, dass das diagnose- und therapieunterstützende System ein Projektionssystem aufweist, mit dem das durch das Bildverarbeitungssystem erzeugte Signal zumindest zum Teil lagerichtig zu einem von dem Bildverarbeitungssystem erfassten Objekt in einen Operationsbereich projizierbar ist.

[0010] Unter dem Begriff "Signal" wie er in dieser Anmeldung verwendet wird, ist jeder Träger von Information zu verstehen, wobei die durch das Signal getragene Information durch das Projizieren für den Benutzer zugänglich wird. Ein Signal im Sinne der Anmeldung kann ein- oder mehrdimensional sein. Ein Beispiel für ein eindimensionales Signal wäre dabei ein wellenförmiges Signal und ein Beispiel für ein mehrdimensionales Signal wäre ein Bild.

[0011] Mit einem solchen System ist es nun also möglich, die durch das Bildverarbeitungssystem erhaltenen Information z.B. über die Ausdehnung von malignem Gewebe oder das Vorhandensein von Fluoreszenz in einem Wellenlängenbereich, der außerhalb des sichtbaren Wellenlängenbereichs liegt, direkt in den Operationsbereich hinein zu projizieren, wodurch sowohl der Operationsbereich als auch die weiteren Informationen direkt für den Operateur ersichtlich sind.

[0012] Somit stellt ein solches System einem Operateur zusätzliche Informationen bereit, ohne dass dieser vom Operationsfeld aufblicken muss, um sich einen Bildschirm anzusehen oder die Operation komplett über einen Bildschirm durchführen muss. Der

Operateur kann somit eine Operation in ergonomisch vorteilhafter Weise durchführen, ohne auf zusätzliche Informationen verzichten zu müssen.

[0013] In einer Ausgestaltung der Erfindung ist das Projektionssystem als LCD-Projektionssystem ausgebildet.

[0014] Diese Maßnahme hat den Vorteil, dass dadurch vollständige, auch mehrfarbige Bilder auf einfache Weise in ein Operationsfeld projiziert werden können. Es können hierzu bekannte LCD-Projektionssysteme verwendet werden, die auch als Beamer bezeichnet werden und in der Computertechnologie breite Anwendung gefunden haben. Diese stehen als preiswerte "off the shelf" Komponenten zur Verfügung.

[0015] In einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung ist das Projektionssystem zur Projektion eines punktförmigen Lichtsignals ausgestaltet.

[0016] Diese Maßnahme hat den Vorteil, dass dadurch ein Lichtsignal auf einfache Weise in den Operationsbereich projizierbar ist, ohne dass Probleme z.B. mit der Fokussierung eines Projektionsbildes auftreten.

[0017] In einer Ausgestaltung der oben genannten Maßnahme weist das punktförmige Lichtsignal inkohärentes Licht auf.

[0018] Diese Maßnahme hat den Vorteil, dass inkohärentes Licht auf einfache Weise, z.B. durch eine Xenon- oder Quecksilberdampflampe oder durch eine LED erzeugbar ist. Ferner kann mit einer inkohärenten Lichtquelle durch den Einsatz von Filtern auf einfache Weise Licht verschiedener Wellenlängen erzeugt werden.

[0019] In einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung weist das punktförmige Lichtsignal kohärentes Licht auf.

[0020] Kohärentes Licht ist Laserlicht und hat den Vorteil, dass es auch über lange Distanzen ein punktförmiges Lichtsignal ergibt, ohne dass Fokussierungsmaßnahmen notwendig sind. Kohärentes Licht hat ferner den Vorteil, dass dadurch Licht mit einer hohen Leistung auf eine kleine Fläche fokussiert in den Operationsbereich einbringbar ist und somit z.B. auch zum Abtragen von malignem Gewebe verwendet werden kann.

[0021] In einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung weist das Projektionssystem Steuerelemente auf, mit denen das punktförmige Lichtsignal über den Operationsbereich bewegbar ist, insbesondere mit einer solchen Geschwindigkeit, die Darstellung einer zweidimensionalen Struktur ermöglicht.

[0022] Durch die Bewegbarkeit des punktförmigen Lichtsignals, was auch als "Scanning" bezeichnet wird, kann mit einem Lichtsignal, das an sich nur eine kleine Fläche aufweist, auch ein größerer Operationsbereich markiert werden. Erfolgt dies mit einer gewissen Geschwindigkeit, kann das menschliche Auge diesem nicht mehr folgen und es entsteht beim Operateur der Eindruck der Darstellung einer zweidimensionalen Struktur. So kann z.B. der Randbereich eines Tumors eingekreist werden, um dem Operateur anzuzeigen, in welchem Umfang Gewebe zu entfernen ist.

[0023] Somit wird mit einem solchen System der Vorteil eines punktförmigen Lichtsignals mit der Möglichkeit kombiniert, auch komplexere Informationen in den Operationsbereich zu projizieren.

[0024] In einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung ist mit dem Projektionssystem in einem ersten Betriebsmodus Licht eines ersten Wellenlängenbereichs und in einem zweiten Betriebsmodus Licht eines zweiten Wellenlängenbereichs abgebar.

[0025] Diese Maßnahme hat den Vorteil, dass dadurch auf einfache Weise einem Operateur z.B. der Unterschied zwischen gesundem und erkranktem Gewebe darstellbar ist. So kann z.B. ein Lichtpunkt über ein Gewebe bewegt werden, wobei, sofern er sich über gesundem Gewebe befindet, dieser als grünes Licht und wenn er sich über erkranktem Gewebe befindet, als rotes Licht erscheint.

[0026] In einer Ausgestaltung der zuvor genannten Maßnahme ist in einem der Betriebsmodi mit dem Projektionssystem Licht eines Wellenlängenbereichs abgebar, der im Anregungsbereich eines Photosensitizers liegt.

[0027] Diese Maßnahme ermöglicht es, nachdem einem Patienten ein Photosensitizer verabreicht wurde und wenn das Licht des Projektionssystems sich über erkranktem Gewebe befindet, in dem sich der Photosensitizer angesammelt hat, dass dieses auf einen Wellenlängenbereich umgestellt wird, indem der Photosensitizer anregbar ist. Somit kann das System neben dem Bereitstellen von Informationen auch zur photodynamischen Therapie verwendet werden.

[0028] In einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung ist mit dem Projektionssystem in einem ersten Betriebsmodus Licht einer ersten Intensität und in einem zweiten Betriebsmodus Licht einer zweiten Intensität abgebar.

[0029] Diese Maßnahme hat den Vorteil, dass mittels der Intensität des Lichts dem Operateur Hinweise auf das Vorliegen von erkranktem Gewebe gegeben werden können.

[0030] In einer Ausgestaltung der zuvor genannten Maßnahme ist in einem der Betriebsmodi mit dem Projektionssystem Licht einer Intensität abgebbar, die dazu geeignet ist, Gewebe abzutragen und/oder zu koagulieren.

[0031] Durch diese Maßnahme können mit dem System neben dem Bereitstellen von Informationen auch therapeutische Eingriffe durchgeführt werden.

[0032] In einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung ist das Projektionssystem automatisch von einem Betriebsmodus in einen anderen Betriebsmodus umschaltbar.

[0033] Durch diese Maßnahme kann ein Operateur z.B. festlegen, welche Bereiche mit einem Anregungslicht für einen Photosensitizer bestrahlt werden sollen. Das Umschalten von einem Diagnosemodus in einen Therapiemodus kann dann automatisch erfolgen. Dies entlastet den Operateur. Außerdem kann das Umschalten, da dieses automatisch erfolgt, mit einer größeren Genauigkeit erfolgen, als dieses bei einer Intervention durch einen Operateur möglich ist.

[0034] In einer weiteren Ausgestaltung der oben genannten Maßnahme ist das Projektionssystem in Abhängigkeit der von dem Bilderfassungssystem erfassten Bildinformation automatisch umschaltbar.

[0035] Durch diese Maßnahme kann z.B. das Projektionssystem automatisch in einen Therapiemodus umgeschaltet werden, wenn durch das Bilderfassungssystem das Vorhandensein von erkranktem Gewebe erkannt wird. Das erkrankte Gewebe wird also sozusagen vollautomatisch therapiert, was die Präzision der Behandlung erhöht und den Operateur entlastet.

[0036] In einer Ausgestaltung der Erfindung ist das Bilderfassungssystem zur Erfassung von Bildinformationen im infraroten Bereich ausgelegt.

[0037] Durch diese Maßnahme kann das System auch im Zusammenhang mit Fluoreszenzmarkern verwendet werden, die im infraroten Bereich fluoreszieren. Ein Beispiel für einen solchen Fluoreszenzmarker ist IndoCyaninGrün, das zur Sichtbarmachung von Blutgefäßen verwendet wird.

[0038] In einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung weist das Bilderfassungssystem eine elektronische Kamera auf.

[0039] Diese Maßnahme hat den Vorteil, dass auf einfache Weise einem Bildverarbeitungssystem zugängliche Bildinformation erzeugt werden kann.

[0040] In einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung

weist das Bilderfassungssystem ein Mikroskop auf.

[0041] Mikroskope werden als Beobachtungssysteme häufig bei sehr kleinen Eingriffen, die jedoch als offene Eingriffe durchgeführt werden, verwendet. Durch diese Maßnahme wird einem Operateur ein vergrößerter Einblick in ein offenes Operationsfeld ermöglicht, wobei gleichzeitig direkt weitere Informationen für ihn zugänglich sind.

[0042] In einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung weist das Bilderfassungssystem ein Endoskop auf und ist insbesondere als Videoendoskop ausgebildet.

[0043] Durch diese Maßnahme ist es möglich, minimal-invasive Diagnosen und Therapien durchzuführen, wobei einem Operateur deutlich mehr Information zur Verfügung stehen, als bei einem bekannten System, ohne dass eine indirekte Beobachtung über einen Bildschirm notwendig ist.

[0044] In einer weiteren Ausgestaltung dieser Maßnahme weist das Projektionssystem eine Projektionseinheit und einen Lichtleiter auf.

[0045] Diese Maßnahme hat den Vorteil, dass das häufig relativ große und schwere Projektionssystem von einem Endoskop entfernt, z.B. zusammen mit dem Bildverarbeitungssystem angeordnet werden kann, wobei der Lichtleiter dazu dient, das projizierte "Signal" an den Operationsbereich hin zu leiten. Dadurch wird ein solches Endoskop nur geringfügig größer als ein bekanntes Videoendoskop.

[0046] In einer weiteren Ausgestaltung der oben genannten Maßnahme weist der Lichtleiter zumindest eine Lichtleitfaser auf.

[0047] Durch die Verwendung von Lichtleitfasern, z.B. anstelle eines starren Lichtleiters, kann ein solches System auch in flexiblen Endoskopen eingesetzt werden und kann dazu verwendet werden, auch schwer zugängliche Operationsbereiche zu erreichen.

[0048] In einer weiteren Ausgestaltung der oben genannten Maßnahme weist die zumindest eine Lichtleitfaser eine Scanning-Einheit auf, mit der die zumindest eine Lichtleitfaser in zumindest zwei Dimensionen bewegbar ist.

[0049] Durch diese Maßnahme ist es möglich, z.B. ein punktförmiges Lichtsignal in einen Operationsbereich einzuprojizieren und dieses dann in zwei Dimensionen zu bewegen, um somit einem Operateur den Eindruck einer zweidimensionalen Struktur zu vermitteln. Somit kann auch mit einer sehr dünnen Lichtleitfaser ein zweidimensionales Bild im Operati-

onsbereich erzeugt werden.

[0050] In einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung ist das Projektionssystem lösbar mit dem Endoskop verbunden, wobei insbesondere der Lichtleiter in einen Kanal eines Schafts des Endoskops einführbar ist.

[0051] Diese Maßnahme hat den Vorteil, dass dadurch bereits vorhandene Endoskope, die einen Kanal, z.B. zum Einführen eines Instruments, aufweisen, mit einem Projektionssystem nachgerüstet werden können.

[0052] Ferner müssen Endoskope nach ihrer Verwendung sterilisiert werden, um eine Krankheitsübertragung zwischen Patienten zu vermeiden. Das Projektionssystem weist jedoch häufig empfindliche Elektronikbauteile auf, die bei einem Sterilisiervorgang beschädigt werden können. Durch die oben genannte Maßnahme kann nun vor dem Sterilisieren das Projektionssystem von dem Endoskop getrennt werden, um gegebenenfalls getrennt und schonender sterilisiert zu werden.

[0053] Es ist ferner möglich, das Endoskop so auszubilden, dass das Projektionssystem sich während eines Diagnose- und/oder Therapievorgangs innerhalb des Endoskops befindet und daher überhaupt nicht sterilisiert werden muss.

[0054] In einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung sind die Lichtquelle, das Bilderfassungssystem und das Projektionssystem in einer OP-Leuchte vereinigt.

[0055] Diese Maßnahme hat den Vorteil, dass damit eine Einheit geschaffen wird, mit der auf einfache Weise während einer offenen Operation Informationen für den Operateur in den Operationsbereich projizierbar sind.

[0056] In einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung sind ferner Referenzmarker vorhanden, die in das Operationsfeld einbringbar sind.

[0057] Mit Hilfe solcher Referenzmarker können das Bildverarbeitungssystem und das Projektionssystem auf einfache Weise kalibriert werden.

[0058] Während einer Operation kann es außerdem zu Relativbewegungen zwischen dem Bilderfassungssystem, dem Projektionssystem und dem Operationsbereich kommen. Durch das Einbringen von Referenzmarkern in den Operationsbereich können solche Relativbewegungen nun einfach festgestellt und gegebenenfalls automatisch korrigiert werden.

[0059] Es versteht sich, dass die zuvor genannten und die nachstehend noch zu nennenden Merkmale

nicht nur in der jeweils angegebenen Kombination, sondern auch in anderen Kombinationen oder in Alleinstellung anwendbar sind, ohne den Rahmen der vorliegenden Erfindung zu verlassen.

Ausführungsbeispiel

[0060] Ausführungsbeispiele der Erfindung sind in den Zeichnungen dargestellt und werden in der nachfolgenden Beschreibung näher erläutert. Es zeigen:

[0061] [Fig. 1](#) stark schematisch ein kombiniertes diagnose- und therapieunterstützendes System,

[0062] [Fig. 2](#) schematisch ein kombiniertes diagnose- und therapieunterstützendes System für die offene Chirurgie,

[0063] [Fig. 3](#) schematisch ein kombiniertes diagnose- und therapieunterstützendes System, unter Verwendung eines Mikroskops,

[0064] [Fig. 4](#) schematisch ein endoskopisches, kombiniertes diagnose- und therapieunterstützendes System, und

[0065] [Fig. 5](#) schematisch ein weiteres endoskopisches, kombiniertes diagnose- und therapieunterstützendes System.

[0066] In [Fig. 10](#) ist ein Diagnosesystem in seiner Gesamtheit mit der Bezugsziffer **10** bezeichnet.

[0067] Das Diagnosesystem **10** weist eine Lichtquelle **12**, die hier als Xenonlampe **14** mit mehreren Filtern ausgebildet ist, ein Bilderfassungssystem **16**, das hier als elektronische Kamera **18** ausgebildet ist und ein Projektionssystem **20** auf, das hier als Beamler **22** ausgebildet ist.

[0068] Die Lichtquelle **12**, das Bilderfassungssystem **16** und das Projektionssystem **20** sind mit einer Kontrolleinheit **24** verbunden.

[0069] Diese Kontrolleinheit **24** beinhaltet ein Bildverarbeitungssystem **26**.

[0070] Die Lichtquelle **12** strahlt ein Licht einer Wellenlänge in einen Operationsbereich **28**, die dazu geeignet ist, die Fluoreszenz eines Tumormarkers anzuregen. Der Operationsbereich **28** wurde zuvor mit einem solchen Tumormarker behandelt und dieser hat sich in malignem Gewebe **30** angesammelt, welches unter dem von der Lichtquelle **12** abgegebenen Licht zu fluoreszieren beginnt.

[0071] Das Bilderfassungssystem **16** erfasst nun Bildinformationen in einem Sichtbereich **32** und leitet die erfassten Bildinformationen an das Bildverarbeitungssystem **26** weiter, das daraus ein Signal er-

zeugt.

[0072] Dieses Signal wird über die Kontrolleinheit **24** an das Projektionssystem **20** geleitet und lagerichtig in Form einer Markierung **34** um das maligne Gewebe **30** projiziert, um einem Operateur genaue Information über Lage und Ausmaß des malignen Gewebes **30** zu geben.

[0073] In dem Operationsbereich **28** sind ferner Referenzmarker **36** angeordnet. Diese Referenzmarker **36** werden im gleichen Wellenlängenbereich zur Fluoreszenz anregbar wie der Tumormarker. Die Wellenlänge des abgegebenen Fluoreszenzlichts unterscheidet sich allerdings von der des Tumormarkers, wodurch die Referenzmarker **36** einfach von dem malignen Gewebe zu unterscheiden sind.

[0074] Wird nun der Sichtbereich **32** der elektronischen Kamera **18** verschoben, kann dieses über die Referenzmarker **36** erfasst werden und die Kontrolleinheit **24** kann entweder die elektronische Kamera **18** oder den Videobeamer **22** ansteuern, um diese Abweichung auszugleichen.

[0075] In [Fig. 2](#) ist ein diagnose- und therapieunterstützendes System für die offene Chirurgie in seiner Gesamtheit mit der Bezugsziffer **40** bezeichnet.

[0076] Dieses System **40** weist eine OP-Leuchte **42** auf. Integriert in diese OP-Leuchte **42** sind mehrere Lampen **44**, **46**, **48** und **50**, die ringförmig um eine Öffnung **52** angeordnet sind. Bei den Lampen **44** und **50** handelt es sich um normale im OP-Saal verwendete Weißlichtlampen, die dazu dienen, das Operationsfeld für den Operateur zu beleuchten. Die Lampen **46** und **48** sind dazu ausgelegt, Licht einer Wellenlänge abzugeben, das die Gewebeautofluoreszenz anregt.

[0077] Innerhalb eines Gehäuses **54** der OP-Leuchte **42** ist ferner eine digitale Videokamera **58** so angeordnet, so dass sich das Sichtfeld der digitalen Videokamera **58** durch die Öffnung **52** in der Operationsleuchte **42** auf einen Patienten **60** erstreckt. Ferner ist in dem Gehäuse **54** ein Laser **62** sowie ein Spiegelsystem **64** angeordnet, die das Projektionssystem bilden. Das Spiegelsystem **64** ist dabei so angeordnet, dass damit ein durch den Laser **62** abgegebener Laserstrahl **65** auf den Patienten **60** projiziert werden kann.

[0078] Das Spiegelsystem **64** ist außerdem in der Lage, den Laserstrahl **65**, mit einer hohen Geschwindigkeit über den Patienten **60** zu bewegen, so dass für einen Operateur der Eindruck eines zweidimensionalen Bildes erzeugt wird.

[0079] Die digitale Videokamera **58**, der Laser **62** und das Spiegelsystem **64** sind mit einem Bildverar-

beitungssystem **66** verbunden. Dieses Bildverarbeitungssystem **66** weist ferner einen Bildschirm **68** und eine Eingabeeinheit **70** auf, die hier als normale alphanumerische Tastatur ausgebildet ist.

[0080] Ein von der digitalen Videokamera **58** aufgenommenes Bild wird während einer Operation an das Bildverarbeitungssystem **66** geleitet und diese erzeugt daraus ein Signal. Dieses Signal kann z.B. auf dem Bildschirm **68** dargestellt werden, wobei hier ein Bereich von malignem Gewebe **72** und mittels eines Punktes **74** die Position des Laserstrahls **65** dargestellt sind.

[0081] Basierend auf diesem Signal steuert das Bildverarbeitungssystem **66** nun das Spiegelsystem **64** an, um den Laserstrahl **65** über den Patienten **60** zu bewegen. Der Laserstrahl **65** "zeichnet" dabei sozusagen eine Markierung um das maligne Gewebe.

[0082] Das Bildverarbeitungssystem **66** ist ferner dazu ausgelegt, die Intensität des Laserstrahls **65** zu steuern. In einem ersten Betriebsmodus gibt der Laser **62** einen Laserstrahl **65** einer Intensität ab, die für Gewebe unschädlich ist. In einem weiteren Betriebsmodus gibt der Laser **62** einen Laserstrahl **65** einer Intensität ab, die dazu geeignet ist, Gewebe abzutragen.

[0083] Das System **40** ist nun in drei Modi betreibbar. In einem ersten Modus erfolgt das Umschalten zwischen der ersten für das Gewebe unschädlichen Intensität und der zweiten Intensität, die zum Abtragen von Gewebe geeignet ist, manuell, d.h. der Operateur schaltet an einer gewünschten Stelle den Laser von dem einen in den anderen Betriebsmodus.

[0084] In einem weiteren Modus erfolgt das Umschalten halbautomatisch. Hierzu kann der Operateur entweder über den Bildschirm **68**, der hier als Touchscreen ausgebildet ist, oder über die Eingabeeinheit **70** die Bereiche auswählen, die abgetragen werden sollen. Diese werden dann von dem Laser automatisch abgetragen.

[0085] In einem dritten Betriebsmodus funktioniert das System vollautomatisch, das bedeutet, mittels der digitalen Videokamera **58** wird erfasst, in welchen Bereichen malignes Gewebe vorliegt und abhängig von dieser Information werden der Laser **62** und das Spiegelsystem **64** durch das Bildverarbeitungssystem **66** so gesteuert, dass die Bereiche von malignem Gewebe automatisch mit einer Intensität bestrahlt werden, die dazu geeignet ist, Gewebe abzutragen.

[0086] In [Fig. 3](#) ist ein Mikroskop in seiner Gesamtheit mit der Bezugsziffer **80** bezeichnet.

[0087] Das Mikroskop **80** weist eine Lichtquelle **82**

auf. Diese Lichtquelle **82** weist eine Xenon-Lampe **84** auf, die teilweise von einem Reflektor **86** umgeben ist, der von der Xenon-Lampe **84** abgegebenes Licht in einer vorgegebenen Richtung reflektiert. Das von der Xenon-Lampe **84** erzeugte und vom Reflektor **86** reflektierte Licht wird mittels einer Sammellinse **88** gebündelt und in einen Operationsbereich **90** abgestrahlt.

[0088] Das von der Lichtquelle **82** erzeugte Licht wird vom Operationsbereich **90** reflektiert und tritt durch das Objektiv **92** in das Mikroskop **80** ein.

[0089] Das Objektiv **92** kann ein oder mehrere optische Elemente enthalten, wobei hier exemplarisch die Linsen **94** und **96** dargestellt sind. Hinter dem Objektiv **92** ist ein drehbarer Spiegel **98** angeordnet, der zwischen zwei Positionen hin und her bewegbar ist. Die erste Position wird hierbei durch eine durchgezogene Linie dargestellt, die zweite Position wird durch eine gestrichelte Linie dargestellt.

[0090] In der ersten Position des drehbaren Spiegels **98** wird das vom Operationsbereich **90** reflektierte Licht auf einen festen Spiegel **100** reflektiert, der das reflektierte Licht in Richtung eines Bilderfassungssystems **102** weiterleitet.

[0091] Das Bilderfassungssystem **102** weist ein Objektiv **104** auf, das ein oder mehrere optische Elemente enthalten kann, wobei hier exemplarisch die Linsen **106**, **108** dargestellt sind. Das Bildverarbeitungssystem weist ferner einen CCD-Chip **110** auf, der aus der durch das Objektiv **104** auf den CCD-Chip **110** geleiteten Bildinformation digitale Information erzeugt, die dann an ein hier nicht dargestelltes Bildverarbeitungssystem weitergeleitet wird. Das Bildverarbeitungssystem erzeugt aus dieser Information ein Signal.

[0092] Neben dem Bilderfassungssystem **102** ist an dem Mikroskop **80** ein Projektionssystem **112** angeordnet. Dieses Projektionssystem **112** weist ein Objektiv **114** auf, das ein oder mehrere optische Elemente enthalten kann, wobei hier exemplarisch die Linsen **116**, **118** dargestellt sind.

[0093] Das Projektionssystem **112** weist ferner eine Xenon-Lampe **120** auf, die teilweise von einem Reflektor **122** umgeben ist. Der Reflektor **122** reflektiert Licht, das von der Xenon-Lampe **120** erzeugt ist, in Richtung eines LCD-Elements **124**.

[0094] Das LCD-Element **124** ist ebenfalls mit dem hier nicht dargestellten Bildverarbeitungssystem verbunden. Das LCD-Element **124** dient dazu, das von dem Bildverarbeitungssystem erzeugte Signal darzustellen, wodurch dieses Signal mittels des von der Xenon-Lampe **120** erzeugten Lichts durch das Objektiv **114** in das Mikroskop **80** projiziert wird. Das so

projizierte Signal wird mittels eines festen Spiegels **126** in Richtung des drehbaren Spiegels **98** abgelenkt. In seiner zweiten Stellung ist der drehbare Spiegel **98** so angeordnet, dass das vom Projektionssystem **112** erzeugte Signal durch das Objektiv **92** in den Operationsbereich **90** projiziert wird.

[0095] Der drehbare Spiegel **98** wechselt nun mit einer solchen Frequenz zwischen der ersten und der zweiten Position, das einem menschlichen Auge das vom Projektionssystem **112** projizierte Signal als feststehendes Bild erscheint, während gleichzeitig das Bilderfassungssystem **102** mit Bildinformation aus dem Operationsbereich versorgt wird. Dieses kann z.B. mit einer Frequenz von 60 Hz erfolgen.

[0096] Das Mikroskop **80** weist ferner ein zweites Objektiv **128** auf, das ein oder mehrere optische Elemente enthalten kann, wobei hier exemplarisch die Linsen **130** und **132** dargestellt sind. Durch dieses Objektiv **128** trifft sowohl vom Operationsbereich **90** reflektiertes Licht sowie Licht aus dem durch das Projektionssystem **112** projizierten Signal in das Mikroskop **80** ein.

[0097] Dieses einfallende Licht wird durch feste Spiegel **134**, **136**, **138**, **140** und **142** in ein Okular **144** des Mikroskops **80** weitergeleitet.

[0098] Das Okular **144** kann ein oder mehrere optische Elemente aufweisen, wobei hier exemplarisch eine Linse **146** dargestellt ist. Durch das Okular **144** kann jetzt ein Operateur, der hier schematisch durch das Auge **148** dargestellt ist, den Operationsbereich **90** beobachten. Dabei sieht er sowohl den Operationsbereich **90** selbst als auch das durch das Projektionssystem **112** in den Operationsbereich **90** projizierte Signal, das durch ein Bildverarbeitungssystem auf Basis der durch das Bilderfassungssystem **102** erfassten Bildinformation erzeugt wurde.

[0099] Soll nun ein solches Mikroskop **80** z.B. zu mikrochirurgischen Eingriffen verwendet werden, bei denen die Gefahr besteht, dass Blutgefäße verletzt werden, kann einem Patienten vor der Operation ein Marker, wie z.B. IndoCyaninGrün verabreicht werden, der sich bevorzugt in Blutgefäßen ansammelt. Dieser Marker kann zur Fluoreszenz angeregt werden und fluoresziert im infraroten Bereich. Diese Fluoreszenz im infraroten Bereich ist für das menschliche Auge nicht sichtbar, kann aber vom CCD-Chip **110** detektiert werden. Die so gewonnene Bildinformation wird an ein Bildverarbeitungssystem weitergegeben und dann in Form z.B. von grünen Linien mittels des Projektionssystems **112** wieder in den Operationsbereich **90** einprojiziert und ist somit leicht für den Operateur erkennbar. Dies erleichtert es dem Operateur deutlich, Verletzungen von Blutgefäßen während eines mikrochirurgischen Eingriffs zu vermeiden.

[0100] In [Fig. 4](#) ist ein Endoskop in seiner Gesamtheit mit der Bezugsziffer **150** bezeichnet.

[0101] Das Endoskop **150** weist einen Schaft **152** mit einem distalen Ende **154** und einem proximalen Ende **156** auf. Am proximalen Ende **156** ist ein Gehäuse **158** angeordnet, in das sich ein Außenrohr **160** des Schafts **152** hineinerstreckt. Innerhalb des Außenrohrs **160** ist ein Innenrohr **162** angeordnet, das drei parallele Bohrungen **164**, **166** und **168** in Richtung seiner Längsachse aufweist. Diese Bohrungen **164**, **166** und **168** sind an ihrem distalen Ende durch ein Fenster **170** abgedeckt.

[0102] In dem ringförmigen Hohlraum zwischen dem Außenrohr **160** und dem Innenrohr **162** ist ein Glasfaserbündel **172** angeordnet, das am proximalen Ende über einen Anschluss **174** am Gehäuse **158** des Endoskops **150** mit einer Lichtquelle **176** verbunden ist. Diese Lichtquelle **176** umfasst eine inkohärente Lichtquelle mit verschiedenen Filtern, wodurch Licht verschiedener Wellenlänge erzeugt und zum distalen Ende **154** des Schafts **152** des Endoskops **150** geleitet werden kann.

[0103] In der Bohrung **164** ist am distalen Ende nahe des Fensters **170** ein CCD-Chip **178** angeordnet, mit dem Bildinformationen in digitale Information umgesetzt werden und über eine elektrische Leitung **180** zu einem weiteren Anschluss **182** am Gehäuse **158** des Endoskops **150** geleitet und von dort an ein Bildverarbeitungssystem **184** übertragen werden können.

[0104] In der Bohrung **166** ist ein Optikrohr **186** angeordnet, das mit einem Okular **188** am Gehäuse **158** des Endoskops **150** verbunden ist. Mittels dieses Okulars **188** kann ein Operateur einen zu untersuchenden Bereich direkt beobachten.

[0105] In der dritten Bohrung **168** ist ein weiteres Glasfaserbündel **190** angeordnet, das ebenfalls über den Anschluss **182** mit dem Bildverarbeitungssystem **184** verbunden ist. Das Bildverarbeitungssystem **184** ist ferner mit der Lichtquelle **176** verbunden. Durch diese Verbindung kann das Bildverarbeitungssystem **184**, z.B. die Wellenlänge des durch die Lichtquelle **176** erzeugten Lichts steuern.

[0106] Während der Verwendung wird nun das Endoskop über einen Trokar an einen zu untersuchenden Bereich im Körper eines Patienten herangeführt. Die Lichtquelle **176** erzeugt dabei Licht eines ersten Wellenlängenbereichs, z.B. Weißlicht und ermöglicht dem Operateur somit eine Weißlichtbeobachtung des zu untersuchenden Bereichs.

[0107] In einem zweiten Betriebsmodus erzeugt die Lichtquelle **176** Licht in einem Wellenlängenbereich, der im Anregungsbereich eines Fluoreszenzmarkers,

wie IndoCyaninGrün, erzeugt. IndoCyaninGrün fluoresziert im Nahinfrarotbereich, also in einem Wellenlängenbereich, der für das menschliche Auge nicht sichtbar ist. Die von dem Fluoreszenzmarker abgegebene Strahlung wird allerdings von dem CCD-Chip **178** erfasst und die so gewonnene Bildinformation an das Bildverarbeitungssystem geleitet. Das Bildverarbeitungssystem **184** erzeugt daraus ein Signal und projiziert dies für das menschliche Auge sichtbar über das Glasfaserbündel **190** in den zu untersuchenden Bereich. Der Wechsel zwischen Weißlicht und Fluoreszenzlicht erfolgt dabei so schnell, dass sich für den Operateur ein stabiles Weißlichtbild ergibt.

[0108] Während der gesamten Zeit wird das von dem Bildverarbeitungssystem **184** erzeugte Signal in den zu untersuchenden Bereich einprojiziert und steht somit über das Okular **188** dem Operateur direkt zur Verfügung.

[0109] Soll das Endoskop **150** nun sterilisiert werden, kann sowohl der CCD-Chip **178** nebst der zugehörigen elektrischen Leitung **180** als auch das Glasfaserbündel **190**, aus dem Endoskop entnommen werden und das Endoskop **150** kann ohne diese empfindlichen Bauteile sterilisiert werden. Da die Bohrungen **162** und **168**, die diese Bauteile aufnehmen, durch das Fenster **170** hermetisch verschlossen sind, besteht keine Notwendigkeit, die Bauteile selbst zu sterilisieren.

[0110] In [Fig. 5](#) ist ein endoskopisches diagnose- und therapieunterstützendes System in seiner Gesamtheit mit der Bezugsziffer **200** bezeichnet. Dieses System **200** weist ein erstes Endoskop **202** auf, das über einen Trokar **204** in den Körper **206** eines Patienten eingeführt ist.

[0111] Bei diesem Endoskop **202** handelt es sich um ein Videoendoskop, das an seinem proximalen Ende eine Videokamera **208** aufweist. Das Endoskop **202** ist ferner mit einer Lichtquelle **210** verbunden, die für die nötige Beleuchtung während der endoskopischen Untersuchung sorgt. Das Endoskop **202** weist ferner eine Projektionssystem **212** auf, das aus einer Laserlichtquelle besteht, deren Laserlicht mittels von optischen Fasern zum distalen Ende des Endoskops **202** geleitet wird.

[0112] Das distale Ende der optischen Fasern ist dabei so ausgebildet, dass es zweidimensional beweglich ist und damit das Laserlicht, wenn gewünscht über einen größeren Bereich projizieren kann.

[0113] Die Videokamera **208** und das Projektionssystem **212** sind mit einem Bildverarbeitungssystem **214** verbunden, das einen Bildschirm **216** und Steuerelemente **218** aufweist.

[0114] Das von der Videokamera **208** aufgezeich-

nete Bild wird von dem Bildverarbeitungssystem **214** auf dem Bildschirm **216** dargestellt. Ein Operateur kann nun entweder über den als Touchscreen ausgebildeten Bildschirm **216** oder die Steuerelemente **218** Markierungen an dem Bild vornehmen. Aus diesen Markierungen und der von der Videokamera **208** aufgenommenen Bildinformation erzeugt das Bildverarbeitungssystem **214** ein Signal, das an das Projektionssystem **212** weitergeleitet und von diesem in den zu untersuchenden Bereich einprojiziert wird.

[0115] In dem hier dargestellten Fall erfolgt die Gewebsuntersuchung mittels von Gewebeautofluoreszenz. Die Lichtquelle **210** erzeugt ein Licht, das gesundes Gewebe zur Fluoreszenz anregt. Erkranktes Gewebe **220** fluoresziert deutlich weniger stark und erscheint daher als dunkler Bereich, was von der Videokamera erfasst und auf dem Bildschirm **216** wiedergegeben wird. Ein Operateur kann nun mittels des Bildverarbeitungssystems **214** von ihm gewünschte Bereiche, also in diesem Fall z.B. das erkrankte Gewebe **220** markieren. Diese Markierungen werden dann von dem Projektionssystem **212** direkt in den Operationsbereich einprojiziert.

[0116] Zur direkten Beobachtung des Operationsbereichs kann nun ein zweites Endoskop **224** über einen zweiten Trokar **226** in den Körper **206** eines Patienten eingeführt werden. Bei diesem zweiten Endoskop handelt es sich um ein rein optisches Endoskop, das zur direkten Beobachtung des Operationsbereichs dient. Über das zweite Endoskop **224** kann nun ein Operateur nicht nur den erkrankten Bereich **220** in Form einer weniger starken Fluoreszenz, sondern auch mittels der von dem Projektionssystem **212** erzeugte Markierung **222** das genaue Ausmaß des erkrankten Gewebes erkennen.

[0117] Über einen dritten Trokar **228** kann nun z.B. eine endoskopische Schere **230** in den Körper **206** des Patienten eingeführt werden. Mittels der Markierung **222** kann dann das erkrankte Gewebe **220** zielgenau erkannt und entfernt werden, ohne dass dabei übermäßige Mengen an gesundem Gewebe verletzt oder entfernt werden.

Patentansprüche

1. Kombiniertes diagnose- und therapieunterstützendes System mit zumindest einer Lichtquelle (**12**; **82**; **176**; **210**), einem Bilderfassungssystem (**16**; **102**) zur Erfassung von Bildinformation und einem Bildverarbeitungssystem (**26**; **66**; **184**; **214**) zum Verarbeiten der durch das Bilderfassungssystem (**16**; **116**) aufgenommenen Bildinformation, um ein Signal zu erzeugen, **dadurch gekennzeichnet**, dass das diagnose- und therapieunterstützende System ferner ein Projektionssystem (**20**; **122**; **212**) aufweist, mit dem das durch das Bildverarbeitungssystem (**26**; **66**; **184**; **214**) erzeugte Signal zumindest zum Teil lagerichtig

zu einem von dem Bildverarbeitungssystem erfassten Objekt in einen Operationsbereich (**28**; **90**) projizierbar ist.

2. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Projektionssystem (**20**; **122**; **212**) als LCD-Projektionssystem ausgebildet ist.

3. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Projektionssystem (**20**; **122**; **212**) zur Projektion eines punktförmigen Lichtsignals ausgestaltet ist.

4. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass das punktförmige Lichtsignal inkohärentes Licht aufweist.

5. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass das punktförmige Lichtsignal kohärentes Licht aufweist.

6. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach einem der Ansprüche 3 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass das Projektionssystem (**20**; **122**; **212**) Steuerelemente aufweist, mit denen das punktförmige Lichtsignal über den Operationsbereich (**28**; **90**) bewegbar ist.

7. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass das punktförmige Lichtsignal mit einer solchen Geschwindigkeit bewegbar ist, die die Darstellung einer zweidimensionalen Struktur ermöglicht.

8. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass mit dem Projektionssystem (**20**; **122**; **212**) in einem ersten Betriebsmodus Licht eines ersten Wellenlängenbereichs und einem zweiten Betriebsmodus Licht eines zweiten Wellenlängenbereichs abgebar ist.

9. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass in einem der Betriebsmodi mit dem Projektionssystem (**20**; **122**; **212**) Licht eines Wellenlängenbereichs abgebar ist, der im Anregungsbereich eines Photosensitizers liegt.

10. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach einem der Ansprüche 5 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass mit dem Projektionssystem (**20**; **122**; **212**) in einem ersten Betriebsmodus Licht einer ersten Intensität und einem zweiten Betriebsmodus Licht einer zweiten Intensität abgebar ist.

11. Diagnose- und therapieunterstützendes Sys-

tem nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass in einem der Betriebsmodi mit dem Projektionssystem (**20**; **122**; **212**) Licht einer Intensität abgebar ist, die dazu geeignet ist, Gewebe abzutragen und/oder zu koagulieren.

12. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach einem der Ansprüche 8 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass das Projektionssystem (**20**; **122**; **212**) automatisch von einem Betriebsmodus in einen anderen Betriebsmodus umschaltbar ist.

13. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass das Projektionssystem (**20**; **122**; **212**) in Abhängigkeit der von dem Bilderfassungssystem (**16**; **102**) erfassten Bildinformation automatisch umschaltbar ist.

14. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass das Bilderfassungssystem (**16**; **102**) zur Erfassung von Bildinformation im infraroten Bereich ausgelegt ist.

15. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass das Bilderfassungssystem (**16**; **102**) eine elektronische Kamera (**18**) aufweist.

16. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass das Bilderfassungssystem (**16**; **102**) ein Mikroskop (**80**) aufweist.

17. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass das Bilderfassungssystem (**16**; **112**) ein Endoskop (**150**; **202**) aufweist.

18. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, dass das Bilderfassungssystem (**16**; **112**) als Videoendoskop ausgebildet ist.

19. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach Anspruch 17 oder 18, dadurch gekennzeichnet, dass das Projektionssystem (**20**; **122**; **212**) eine Projektionseinheit und einen Lichtleiter (**190**) aufweist.

20. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, dass der Lichtleiter (**190**) zumindest eine Lichtleitfaser aufweist.

21. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, dass die zumindest eine Lichtleitfaser eine Scanning-Einheit aufweist, mit der die zumindest eine

Lichtleitfaser in zumindest zwei Dimensionen bewegbar ist.

22. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach einem der Ansprüche 19 bis 21, dadurch gekennzeichnet, dass das Projektionssystem (**20**; **122**; **212**) lösbar mit dem Endoskop (**150**; **202**) verbunden ist.

23. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, dass der Lichtleiter (**190**) in einen Kanal eines Schafts (**152**) des Endoskops (**150**; **202**) einführbar ist.

24. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtquelle (**12**; **82**; **176**; **210**), das Bilderfassungssystem (**16**; **102**) und das Projektionssystem (**20**; **122**; **212**) in einer OP-Leuchte (**42**) vereinigt sind.

25. Diagnose- und therapieunterstützendes System nach einem der Ansprüche 1 bis 24, dadurch gekennzeichnet, dass ferner Referenzmarker (**36**) vorhanden sind, die in den Operationsbereich (**28**; **90**) einbringbar sind.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

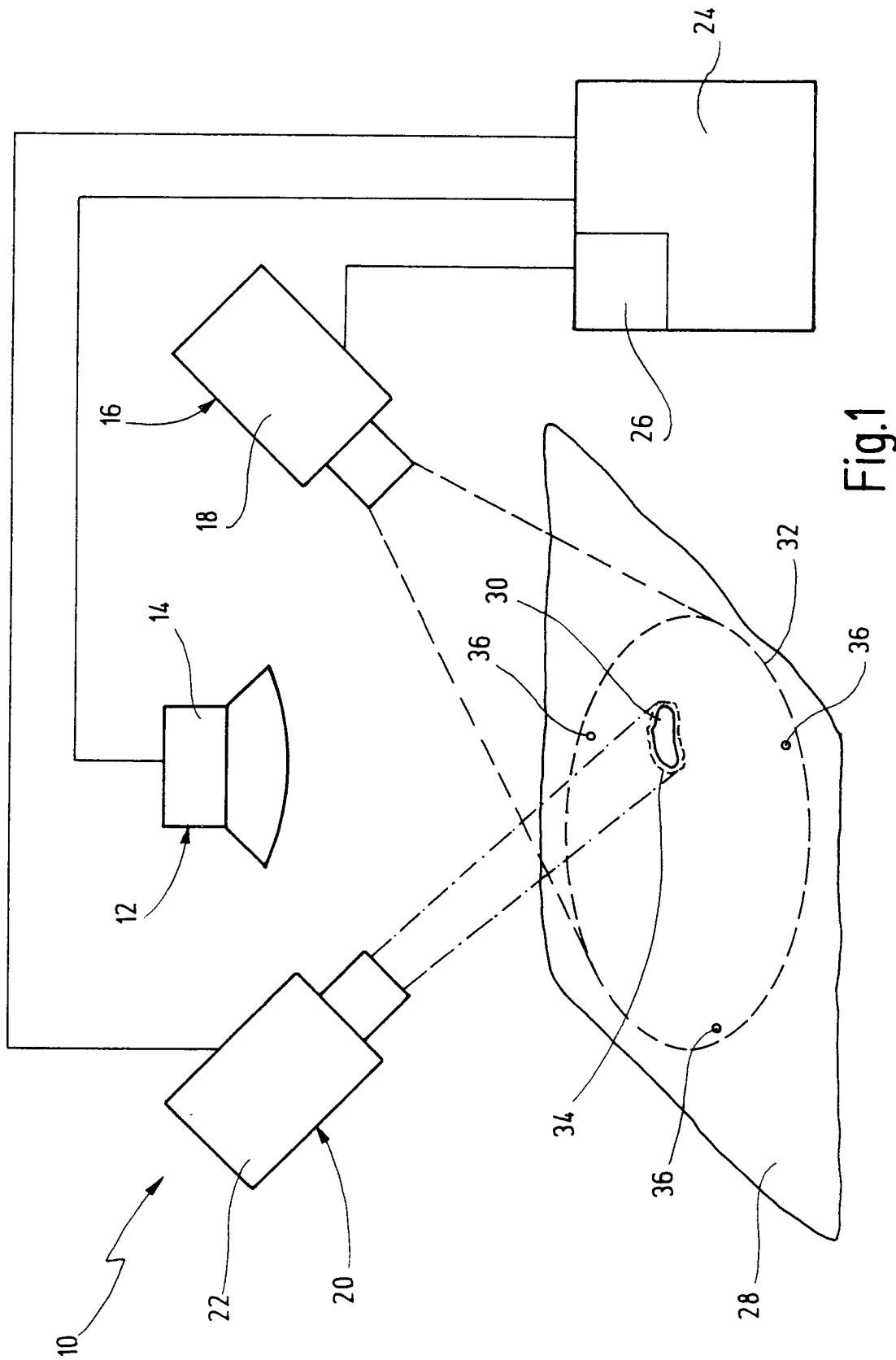


Fig.1

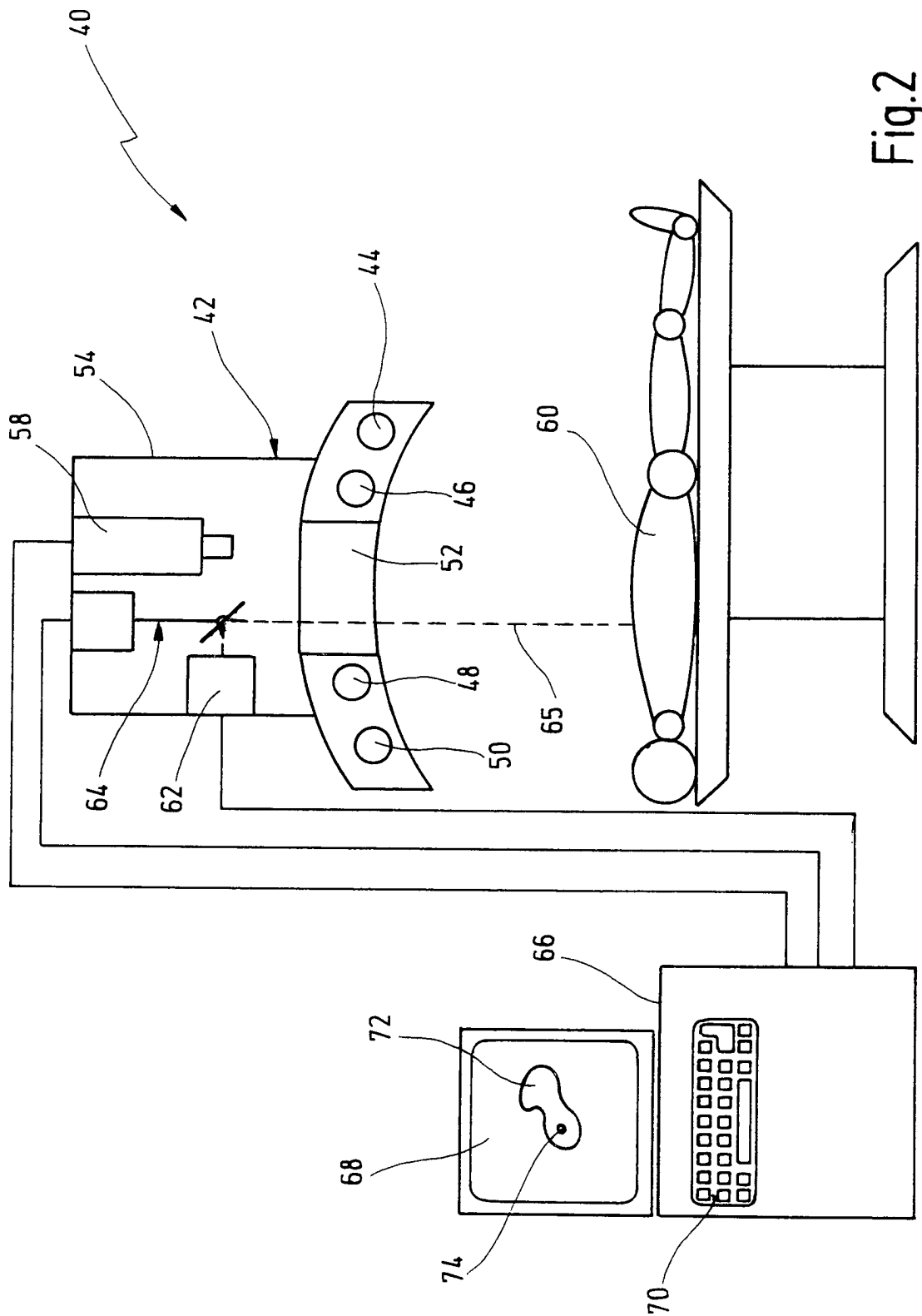


Fig. 2

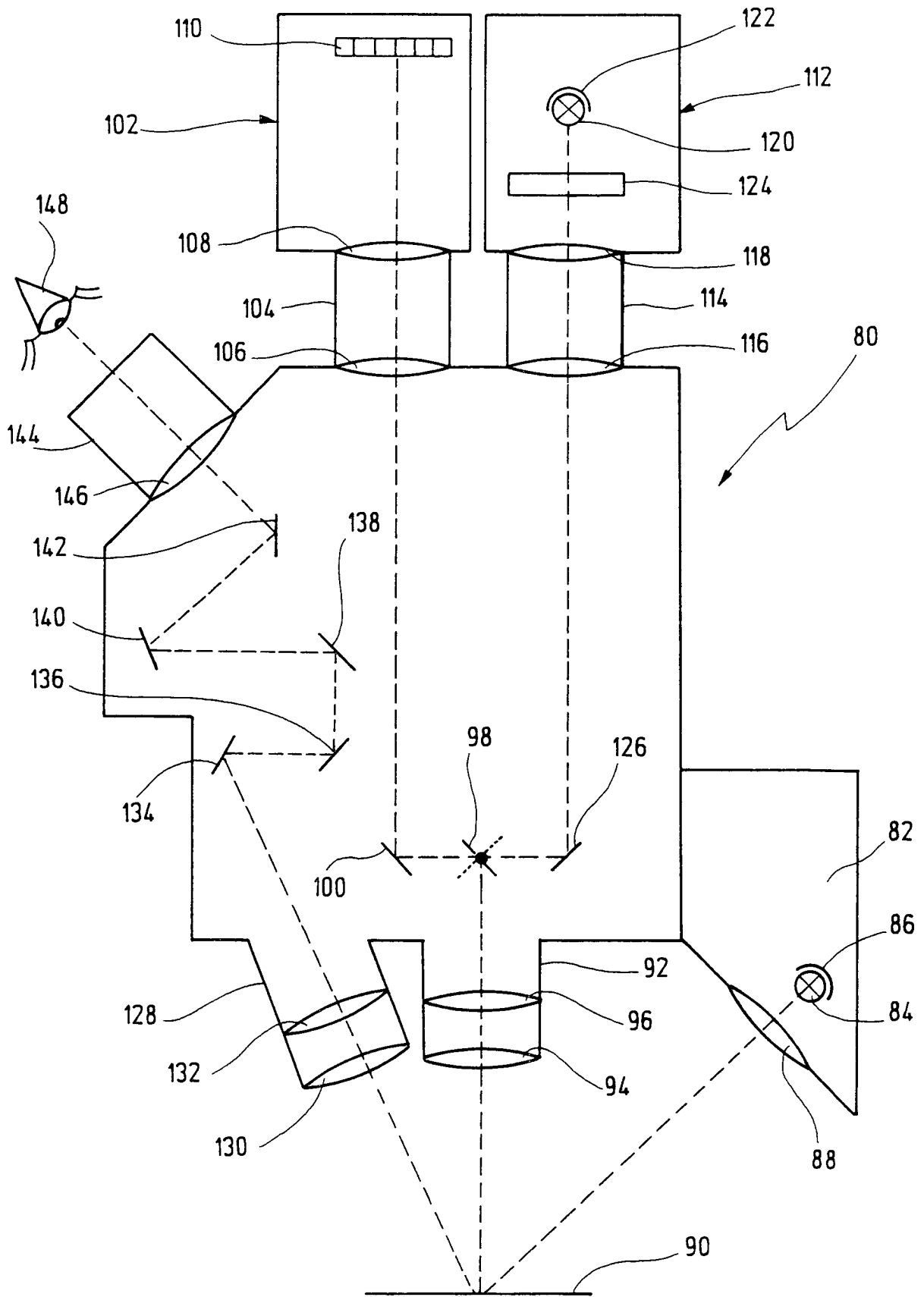
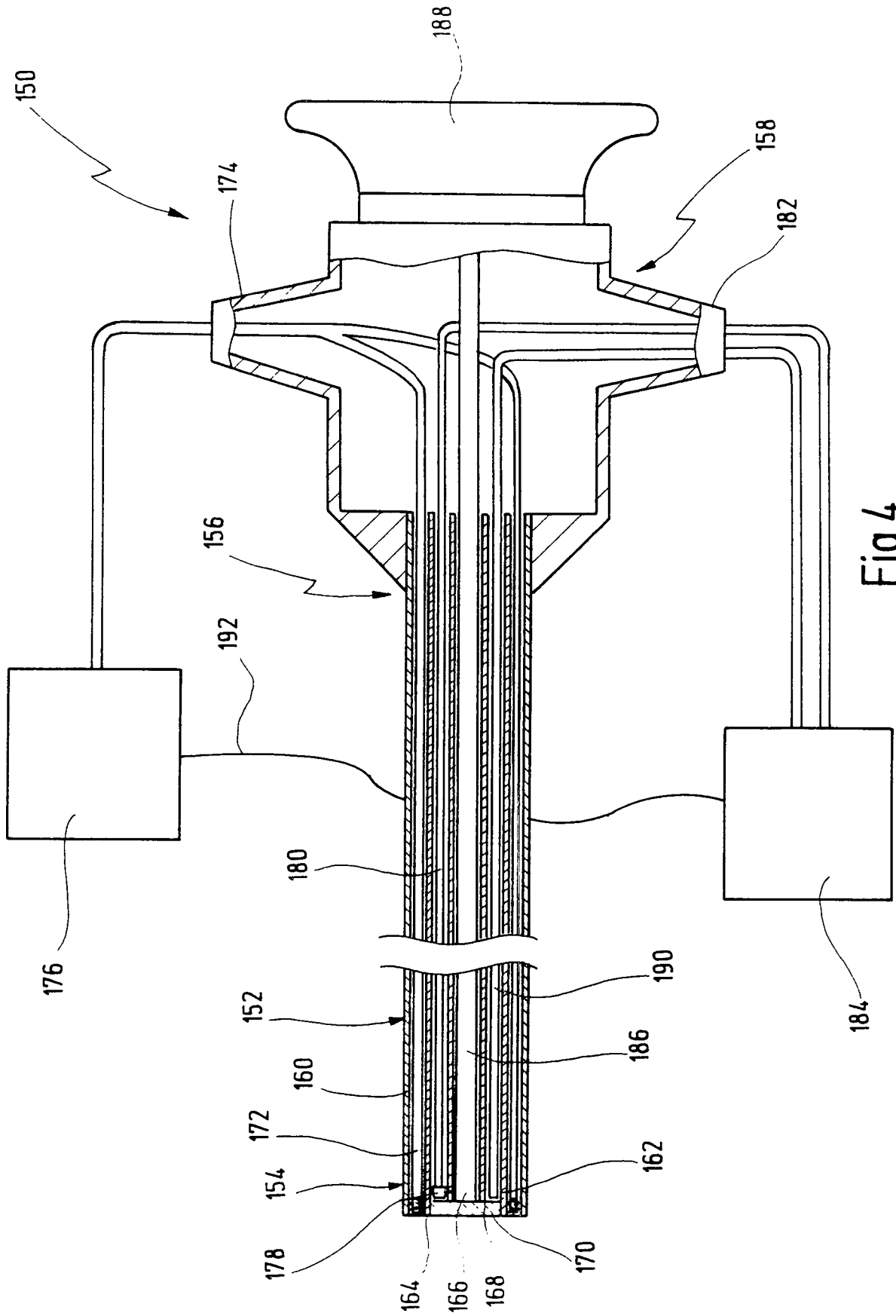


Fig.3



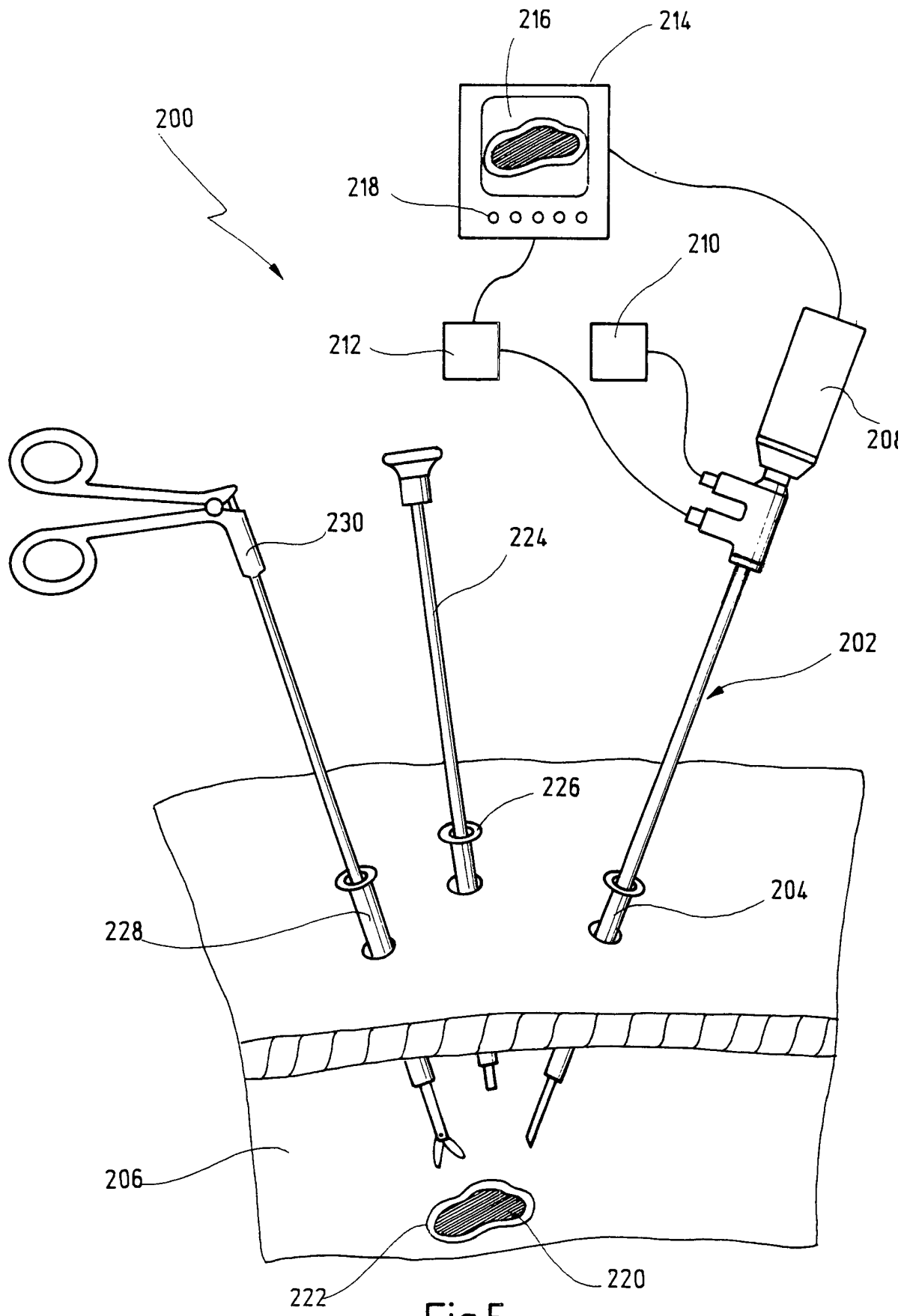


Fig.5