



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
05.06.2002 Patentblatt 2002/23

(51) Int Cl.⁷: **A61B 5/00**

(21) Anmeldenummer: **01128066.6**

(22) Anmeldetag: **26.11.2001**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU
MC NL PT SE TR
 Benannte Erstreckungsstaaten:
AL LT LV MK RO SI

- **Becker, Andreas, Dr.**
85570 Markt Schwaben (DE)
- **Eder, Norbert**
84543 Winhöring (DE)
- **Burger, Thorsten, Dr.**
80804 München (DE)
- **Töns, Christian, Dr.**
47447 Moers (DE)

(30) Priorität: **28.11.2000 DE 10059070**

(71) Anmelder: **Pulsion Medical Systems AG**
81829 München (DE)

(74) Vertreter: **Kehl, Günther, Dipl.-Phys.**
Patentanwaltskanzlei
Günther Kehl
Friedrich-Herschel-Strasse 9
81679 München (DE)

(72) Erfinder:
 • **Pfeiffer, Ulrich, J., Dr.**
81667 München (DE)

(54) **Vorrichtung zur Bestimmung von Gewebepfusion und intraoperative Verwendung**

(57) Die Sicherheitseinhausung (1), in welche die Infrarot-Laser-Lichtquelle integriert ist, bildet zusammen mit der CCD-Kamera (2) eine kompakte, einhändig tragbare und bedienbare Einheit, die netzunabhängig einsetzbar ist. Die Intensität des aus der Sicherheitseinhausung (1) austretenden aufgeweitete Laserlichts (3) hat eine flächenbezogene Intensität unter dem Grenzwert der maximal zulässigen Bestrahlung der Hornhaut des Auges, wodurch in der Umgebung der Vorrichtung keine Schutzbrillen getragen werden müssen. Das aufgeweitete Strahlbündel (3) der Infrarot-Laser-Lichtquelle bestrahlt das Operationsfeld (4). Dem Patienten (5)

zuvor intravenös injiziertes Indocyaningrün wird durch die Bestrahlung zur Fluoreszenz angeregt. Das Fluoreszenzsignal wird von der im nahinfraroten Wellenlängenbereich empfindlichen CCD-Kamera (2) detektiert, der ein Filter (6) vorgeschaltet ist. Zwischen dem Patienten (5) und der Einheit aus CCD-Kamera (2) und Sicherheitseinhausung (1) kann ein steriles Tuch angeordnet werden, so daß die Vorrichtung selbst nicht steril sein muß. Aufgrund der kompakten Bauweise und des Wegfallens von Kabelverbindungen kann die Einheit aus CCD-Kamera (2) und Sicherheitseinhausung (1) aber auch leicht steril verpackt werden.

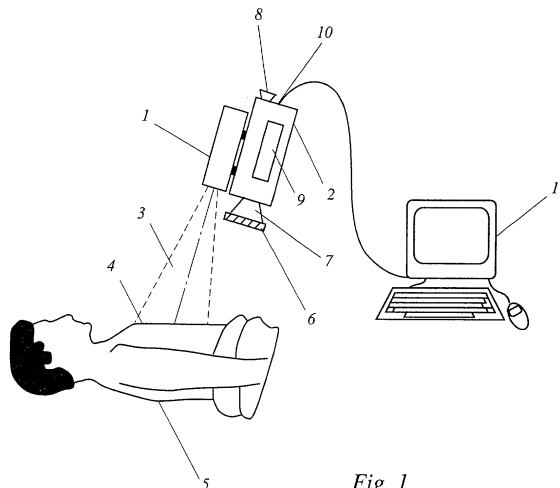


Fig. 1

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Bestimmung von Gewebepfusion bei Anwendungen, bei denen das Tragen von Schutzbrillen eine Behinderung darstellen würde, und die intraoperative Verwendung einer solchen Vorrichtung.

[0002] In "Microvascular Research" 1994, Vol. 47, S. 240-251 sind eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Angiofluorographie der Haut beschrieben. Dabei wird nach Applikation von Indocyaningrün die Durchblutung der Haut anhand des Fluoreszenzsignals beurteilt, das durch Anregung mittels Bestrahlung im nahinfraroten Bereich entsteht. Als Strahlungsquelle dient hierbei eine 2000 Watt Halogenlampe mit vorgeschaltetem Bandpassfilter sowie einem aufgrund der starken Wärmeentwicklung erforderlichen Wasserfilter. Als Detektor dient eine CCD-Kamera.

[0003] In US 5,074,306 sind eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Untersuchung von Verbrennungen mittels Fluoreszenzmessungen nach Applikation eines exogenen Chromophors offenbart. Die Bildgebungsapparatur besteht aus einer Xenon- oder Quecksilberdampf-Lampe als Anregungslichtquelle, einer intensivierten CCD-Kamera und einem Computer mit Bildbearbeitungssoftware.

[0004] Werden Halogen- oder Quecksilberdampflampen als Lichtquellen für die Anregung des Chromophors verwendet, so müssen diese eine relativ hohe Leistung aufweisen, da nur ein geringer Wellenlängenbereich der breitbandigen Abstrahlung zur Fluoreszenzanregung nutzbar ist, und das übrige erzeugte Licht mittels eines Bandpassfilters herausgefiltert werden muß. Die hohe erforderliche Lampenleistung im Kilowatt-Bereich führt zu entsprechend großer Wärmezeugung, welche Kühlmaßnahmen erforderlich macht, sowie zu einer Baugröße insbesondere der elektrischen Komponenten. Tragbare, netzunabhängige Ausführungen sind daher mit derartigen Lichtquellen nicht möglich.

[0005] Aus "Annals of Plastic Surgery" 1999, Vol. 42, S. 266-274 sind eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Messung der Durchblutung von transferierten Hautlappen bekannt, wobei nach Applikation von Indocyaningrün die durch Bestrahlung mit einem gepulsten Laser-Array angeregte Fluoreszenz mit einer CCD-Kamera detektiert wird.

[0006] In "Photochemistry and Photobiology" 1999, 70(1), S. 87-94 sind eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Tumorerkennung in tierischem Gewebe beschrieben, wobei nach Applikation von Indocyaningrün die durch Bestrahlung mit einer Laser-Diode angeregte Fluoreszenz mit einer CCD-Kamera detektiert wird.

[0007] Der Einsatz entsprechender Laser-Lichtquellen erfordert aus Sicherheitsgründen das Tragen von Schutzbrillen bei der Handhabung der Systeme sowie die Kennzeichnung der Räume, in denen sie angewendet werden, durch Warnschilder. Dies stellt für rein diagnostische Aufgaben kein wesentliches Problem dar,

macht derartige Systeme jedoch ungeeignet für die intraoperative Anwendung, da sich besondere Laserschutzmaßnahmen im chirurgischen Routineeinsatz störend auswirken würden.

[0008] In US 5,400,791 ist eine Vorrichtung für die Infrarot-Videoangiographie des Augenhintergrunds offenbart, die eine Nahinfrarot-Lichtquelle zur Anregung der Fluoreszenz von Indocyaningrün sowie eine Detektor-kamera aufweist.

[0009] Die in US 5,400,791 offenbarte Vorrichtung eignet sich jedoch aufgrund Ihrer Auslegung für die okularmedizinische Diagnostik nicht zur intraoperativen Betrachtung eines größerflächigen Operationsfeldes.

[0010] Aufgrund der mangelnden Eignung herkömmlicher auf der Fluoreszenzanregung eines Chromophors beruhender diagnostischer Vorrichtungen für die routinemäßige Anwendung im Operationsaal liegt der vorliegenden Erfindung die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung zur intraoperativen Bestimmung von Gewebepfusion zu schaffen, die bequem handhabbar ist, sich auch für nicht-mikroinvasive Eingriffe eignet und die insbesondere spezielle Schutzvorkehrungen, wie etwa das Tragen von Schutzbrillen, überflüssig macht.

[0011] Diese Aufgabe wird durch eine Vorrichtung zur Bestimmung von Gewebepfusion gelöst, die eine Strahlungsquelle, welche ein Strahlbündel in einem Wellenlängenbereich erzeugt, der dem Wellenlängenbereich der Fluoreszenzanregung eines Chromophors entspricht, und eine Aufweitungsoptik aufweist, ferner eine Sicherheitseinhausung und eine elektronische Kamera mit einem optischen Filter, der durchlässig für emittiertes Licht des angeregten Chromophors und undurchlässig für den Wellenlängenbereich des erzeugten Laserstrahls ist. Dabei sind die Strahlungsquelle und die Aufweitungsoptik so in die Sicherheitseinhausung integriert, daß nur ein aufgeweitetes Strahlbündel aus der Sicherheitseinhausung austreten kann, dessen Intensität einen die Gefährdung ohne Schutzbrillen in der Nähe der Vorrichtung sich aufhaltender Personen ausschließenden Grenzwert nicht übersteigt, und die Aufweitungsoptik ermöglicht die Ausleuchtung eines auch für nicht mikroinvasive Eingriffe hinreichend großen Operationsfeldes. Somit eignet sich die Erfindung zum Einsatz insbesondere dort, wo die Quantifizierung der Gewebedurchblutung während eines Eingriffs entscheidend sein kann, d.h. im Bereich der Viszeralchirurgie bei Linkskolon- und Rektumresektionen, bei Schluchmagentransposition nach Ösophagusresektion, bei freien Dünndarmtransplantaten zur Interposition sowie allen Roux-Y Rekonstruktionen (nach gastrektomie, als biliodigestive Anastomosen etc.) Auch eignet sich die Vorrichtung zur Erkennung sekundärer Perfusionsstörungen bei inkarzierter Hernie oder bei Bridenileus. In der Herzchirurgie kann die Vorrichtung zur Überprüfung der Effizienz koronarer Bypässe eingesetzt werden. Im Bereich der plastischen Chirurgie ist die Kontrolle der Perfusion transferierter Lappen, sowie die Beurteilung des Gewebeschadens bei Traumata (z.B. Navikular-

frakturen, Mehrfragmentfrakturen, Weichteilverletzungen sowie Schußverletzungen) möglich.

[0012] Vorzugsweise handelt es sich bei der Strahlungsquelle um eine Leuchtdiodeneinheit mit gebündelter Emission oder um eine Infrarot-Laser-Lichtquelle.

[0013] Der die Gefährdung ohne Schutzbrillen in der Nähe der Vorrichtung sich aufhaltender Personen ausschließende Grenzwert kann sich vorzugsweise aus der Europäischen Norm EN 60825-1 ableiten. Für den nahinfraroten Bereich errechnet sich hier die maximal zulässige Bestrahlung (MZB) für die Einwirkung von Laserstrahlung auf die Hornhaut des Auges bei Einwirkungsdauern in der für die medizinische Anwendung der vorliegenden Erfindung relevanten Größenordnung nach der Formel $MZB = 18 \cdot t^{0,75} \cdot C_4 \cdot C_6 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$, worin t für die Einwirkungsdauer steht und sich die Parameter C_4 und C_6 wie folgt ergeben: Für eine Peakwellenlänge λ der Infrarot-Laser-Lichtquelle zwischen 700 und 1050 nm ist $C_4 = 10^{0,002 \cdot ((\lambda_{nm} - 700))}$. Ist die Winkelausdehnung α der scheinbaren Quelle (d.h. des aufgeweiteten Laserstrahls beim Austritt aus der Sicherheitseinhausung) vom Auge des Betrachters aus in einem Abstand von mindestens 100 mm gemessen größer als $\alpha_{max} = 100$ mrad und die Einwirkungsdauer größer oder gleich 10 Sekunden, so ist $C_6 = \alpha_{max} / \alpha_{min} = 100 \text{ mrad} / 11 \text{ mrad} = 9,09$ (mit $\alpha_{min} = 11$ mrad). Folglich muß bei einer Einwirkungsdauer über zehn Sekunden der die Gefährdung in der Nähe der Vorrichtung sich aufhaltender Personen ausschließende Grenzwert für die Intensität des aus der Sicherheitseinhausung austretenden aufgeweiteten Laserstrahls kleiner als der Ausdruck $9,2 \cdot 10^{0,002 \cdot ((\lambda_{nm} - 700))} \text{ mW} \cdot \text{cm}^{-2}$ sein, womit der Grenzwert für das bevorzugte Anwendungsgebiet unterhalb etwa $13,4 \text{ mW/cm}^2$ liegt.

[0014] In einer besonders bevorzugten Ausführungsform weist die Infrarot-Laser-Lichtquelle mindestens eine Laserdiode auf, besonders geeignet ist eine Anzahl von 1 bis 10 Dioden, deren Leistung im Bereich von unter 1 mW bis 1 W, vorzugsweise zwischen unter 1 W und 300 mW liegt.

[0015] Vorteilhafterweise kann die Infrarot-Laser-Lichtquelle auch gepulst oder moduliert sein.

[0016] Vorzugsweise weist die Aufweitungsoptik mindestens eine Streulinse und mindestens eine Sammellinse auf.

[0017] Vorteilhafterweise kann ein Element der Aufweitungsoptik, vorzugsweise eine der Linsen, mattiert sein.

[0018] Die Divergenz des aus der Sicherheitseinhausung austretenden aufgeweiteten Strahlbündels beträgt vorzugsweise zwischen 0° und 40° .

[0019] Zur Erfassung einer hinreichend großen Fläche ermöglicht die Aufweitungsoptik die Bestrahlung eines vorzugsweise 10 bis 40 cm breiten Bereichs in einem Abstand von vorzugsweise 20 bis 200 cm von der Sicherheitseinhausung.

[0020] Vorzugsweise wird als Chromophor Indocyaningrün verwendet. In diesem Fall eignet sich zur

Anregung eine Infrarot-Laser-Lichtquelle mit einer Peakemission im Wellenlängenbereich zwischen 750 nm und 810 nm, vorzugsweise 780 nm.

[0021] In einer besonders vorteilhaften Weiterbildung weist die Vorrichtung einen Akkumulator auf und kann somit netzunabhängig betrieben werden. Der Wegfall eines Netzkabels vermeidet potentielle Einschränkungen der Bewegungsfreiheit des Operateurs und der anderen an einem Eingriff Beteiligten.

[0022] In einer besonders bevorzugten Ausführungsform ist die elektronische Kamera, bei der es sich um eine im Consumerbereich übliche CCD-Videokamera handeln kann, einhändig tragbar und bedienbar.

[0023] In einer vorteilhaften Weiterbildung sind die Sicherheitseinhausung und die elektronische Kamera zu einer kompakten Einheit zusammengefaßt.

[0024] In einer vorteilhaften Ausführungsform besitzt die Vorrichtung eine Schnittstelle zur, vorzugsweise digitalen, Bildübertragung, wobei die Bildübertragung auch drahtlos realisiert werden kann.

[0025] In einer weiteren vorteilhaften Ausführungsform ist die Vorrichtung fernsteuerbar und beispielsweise an der Decke über dem Operationstisch montiert. Somit kann die Bedienung durch eine Person erfolgen, die nicht direkt an der Operation beteiligt ist, so daß die Beeinträchtigung des Operationsablaufs durch die Messung minimal ist.

[0026] Vorzugsweise weist die Kamera einen Sucher oder einen integrierten LCD-Bildschirm auf, so daß ein externer Bildschirm entfallen kann, dessen Platzbedarf und erforderliche Kabelverbindung zur Kamera die Bewegungsfreiheit des Operateurs und der anderen an einem Eingriff Beteiligten einschränken könnte.

[0027] Vorzugsweise ist die Vorrichtung mit einem Speichermittel, beispielsweise in Form von Speicherschips oder einer Videokassette, ausgestattet, um Bild Daten aufzeichnen zu können.

[0028] In einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung weist die Vorrichtung ein elektronisches Bildauswertesystem auf.

[0029] Nachstehend wird ein Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung anhand der schematischen, nicht maßstäblichen Zeichnungen erläutert. Hierbei zeigt:

Fig.1: die schematische Anordnung einer erfindungsgemäßen Vorrichtung bei der intraoperativen Verwendung,

Fig.2: den schematischen Aufbau der Sicherheitseinhausung der Vorrichtung aus Fig.1 mit integrierter Laserdiode und Strahlauweitungsoptik.

[0030] In Fig.1 ist schematisch und nicht maßstäblich die Anordnung einer erfindungsgemäßen Vorrichtung im intraoperativen Einsatz dargestellt. Die Sicherheitseinhausung 1, in welche die Infrarot-Laser-Lichtquelle mit einer Peakemission von 780 nm integriert ist, bildet

zusammen mit der CCD-Kamera 2 eine kompakte, einhändig tragbare und bedienbare Einheit, die über einen Akkumulator verfügt und daher netzunabhängig einsetzbar ist.

[0031] Das aus der Sicherheitseinhausung 1 austretende aufgeweitete Laserlicht 3 hat eine flächenbezogene Intensität von unter 1 mW/cm^2 und liegt somit unter dem Grenzwert der maximal zulässigen Bestrahlung der Hornhaut des Auges (MZB), wodurch in der Umgebung der Vorrichtung keine Schutzbrillen getragen werden müssen.

[0032] Das aufgeweitete Strahlbündel 3 der Infrarot-Laser-Lichtquelle bestrahlt das etwa 30 cm breite Operationsfeld 4, das sich in etwa 70 cm Entfernung von der Sicherheitseinhausung 1 befindet. Dem Patienten 5 zuvor intravenös als Bolus in einer Dosis zwischen 0,1 und 2 mg pro kg Körpergewicht injiziertes Indocyanin wird durch die Bestrahlung zur Fluoreszenz angeregt.

[0033] Das Fluoreszenzsignal wird von der im nahinfraroten Wellenlängenbereich empfindlichen CCD-Kamera 2 detektiert, der ein Filter 6 vorgeschaltet ist. Der Filter 6 ist ein NIR-Langpassfilter (Kantenfilter), der nur für Wellenlängen größer 800 nm durchlässig ist und mittels eines Außengewindes mit dem Autofokus-Objektiv 7 der CCD-Kamera 2 verschraubt ist. Alternativ eignet sich auch ein Filter, der eine schmalbandige Transmission im Bereich des Fluoreszenzmaximums des Chromophors Indocyaningrün erlaubt. Die CCD-Kamera 2 besitzt einen Sucher 8, so daß während der Operation kein externer Monitor eingesetzt werden muß, und somit eine möglicherweise die Handhabung beeinträchtigende Kabelverbindung entfällt. Die elektronischen Bilddaten der aufgenommenen Fluoreszenz werden auf einer Videokassette 9 digital aufgezeichnet.

[0034] Zwischen dem Patienten 5 und der Einheit aus CCD-Kamera 2 und Sicherheitseinhausung 1 kann ein steriles Tuch (nicht dargestellt) angeordnet werden, so daß die Vorrichtung selbst nicht steril sein muß. Aufgrund der kompakten Bauweise und des Wegfallens von Kabelverbindungen kann die Einheit aus CCD-Kamera 2 und Sicherheitseinhausung 1 aber auch leicht steril verpackt werden.

[0035] Über eine Schnittstelle 10 nach IEEE 1394, die eine Datenübertragungsrate von bis zu 400 MBit/s erlaubt, kann ein elektronisches Bildverarbeitungs- und -auswertesystem 11 an die CCD-Kamera 2 angeschlossen werden. Die es erlaubt die Helligkeit der einzelnen Bildelemente (Pixel) quantitativ als Maß für die Fluoreszenzintensität zu erfassen. Hierzu können auf dem ersten Bild einer Bildsequenz durch den Benutzer verschiedene Bildbereiche (Regions of interest) markiert werden, um dann Bild für Bild die Helligkeit der Pixel in diesem Areal zu ermitteln und die Ergebnisse grafisch darzustellen. Dabei kann ein zu untersuchendes Gewebeareal direkt mit einem Referenzareal mit normaler Perfusion oder aber mit einem externen Standard (z.B. einer Fluoreszenzfolie) bekannter Intensität verglichen werden. Bei der Verwendung eines externen Standards

können auch Bildsequenzen, die mit unterschiedlichen Bestrahlungs- oder Detektorparametern aufgenommen wurden, direkt miteinander verglichen werden. Durch die Auswertung der gesamten Bildsequenz ist es möglich, verschiedene Kriterien, wie z. B. die Geschwindigkeit der Anflutung und Abflutung des Chromophors und die durch das Chromophor verursachte Veränderung der Fluoreszenzintensität in den Gewebearealen zur Auswertung heranzuziehen.

[0036] In Fig.2 ist schematisch der Aufbau der Sicherheitseinhausung 1 der Vorrichtung aus Fig.1 mit integrierter Laserdiode 20 und Strahlauflungsoptik gezeigt, die aus den Streulinse 21 und 22 und der matten Sammellinse 23 besteht. Das aus der Sicherheitseinhausung austretende Strahlbündel 3 weist eine Divergenz von 10° (entsprechend einem Winkel von 5° zwischen Randstrahl 24 und optischer Achse 25) auf. Durch die Aufweitungsoptik ist gewährleistet, daß aus der Sicherheitseinhausung 1 keine Strahlung austritt, die eine Gefährdung der in der Nähe der Vorrichtung sich aufhaltenden Personen auftritt, ohne daß hierfür besondere zusätzliche Schutzmaßnahmen, wie etwa das Tragen von Schutzbrillen, ergriffen werden müßten.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Bestimmung von Gewebepfusion bei Anwendungen, bei denen das Tragen von Schutzbrillen eine Behinderung darstellen würde, welche folgendes aufweist:

eine Strahlungsquelle, die ein elektromagnetisches Strahlbündel in einem Wellenlängenbereich erzeugt, der dem Wellenlängenbereich der Fluoreszenzanregung eines Chromophors entspricht,
eine Aufweitungsoptik,
eine Sicherheitseinhausung (1)
und eine elektronische Kamera (2) mit einem optischen Filter (6), der durchlässig für emittiertes Licht des angeregten Chromophors und undurchlässig für den Wellenlängenbereich des erzeugten Strahlbündels ist,

wobei die Strahlungsquelle und die Aufweitungsoptik so in die Sicherheitseinhausung (1) integriert sind, daß nur ein aufgeweitetes Strahlbündel (3) aus der Sicherheitseinhausung (1) austreten kann, dessen Intensität einen die Gefährdung in der Nähe der Vorrichtung sich aufhaltender Personen ausschließenden Grenzwert nicht übersteigt, und die Aufweitungsoptik die Ausleuchtung eines auch für nicht mikroinvasive Eingriffe hinreichend großen Operationsfeldes (4) ermöglicht.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, daß** es sich bei der Strahlungsquelle um

- eine Leuchtdiodeneinheit mit gebündelter Emission handelt.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, daß** es sich bei der Strahlungsquelle um eine Infrarot-Laser-Lichtquelle (20) handelt.
 4. Vorrichtung nach Anspruch 3, **dadurch gekennzeichnet, daß** der die Gefährdung in der Nähe der Vorrichtung sich aufhaltender Personen ausschließende Grenzwert kleiner als der Ausdruck $9,2 \cdot 10^{0,002 \cdot ((\lambda_{nm} - 700))} \text{mW} \cdot \text{cm}^{-2}$ ist, wobei mit λ die Peakwellenlänge der Infrarot-Laser-Lichtquelle (20) bezeichnet ist.
 5. Vorrichtung nach Anspruch 3, **dadurch gekennzeichnet, daß** der die Gefährdung in der Nähe der Vorrichtung sich aufhaltender Personen ausschließende Grenzwert kleiner oder gleich $13,4 \text{ mW/cm}^2$ ist.
 6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 5, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Infrarot-Laser-Lichtquelle (20) mindestens eine Laserdiode aufweist.
 7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 6, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Infrarot-Laser-Lichtquelle (20) gepulst ist.
 8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 7, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Infrarot-Laser-Lichtquelle (20) moduliert ist.
 9. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Aufweitungsoptik mindestens eine Streulinse (21, 22) und mindestens eine Sammellinse (23) aufweist.
 10. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Aufweitungsoptik ein mattiertes Element aufweist.
 11. Vorrichtung nach Anspruch 10, **dadurch gekennzeichnet, daß** das mattierte Element eine mattierte Linse (23) ist.
 12. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, daß** das aus der Sicherheitseinhausung (1) austretende Strahlbündel (3) eine Divergenz von 0° bis 40° aufweist.
 13. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Aufweitungsoptik die Bestrahlung eines 10 bis 40 cm breiten Bereichs (4) in einem Abstand von 20 bis 200 cm von der Sicherheitseinhausung (1) ermöglicht.
 14. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, daß** das Chromophor Indocyaningrün ist.
 15. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Vorrichtung einen Akkumulator aufweist und netzunabhängig betrieben werden kann.
 16. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, daß** die elektronische Kamera (2) einhändig tragbar und bedienbar ist.
 17. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Sicherheitseinhausung (1) und die elektronische Kamera (2) zu einer kompakten Einheit zusammengefaßt sind.
 18. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Vorrichtung eine Schnittstelle (10) zur Bildübertragung aufweist.
 19. Vorrichtung nach Anspruch 18, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Schnittstelle (10) zur Bildübertragung eine Schnittstelle zur digitalen Bildübertragung ist.
 20. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Vorrichtung fernsteuerbar ist.
 21. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Kamera einen Sucher (8) aufweist.
 22. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Vorrichtung einen integrierten LCD-Bildschirm aufweist.
 23. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Vorrichtung mindestens ein Speichermittel (9) zur Speicherung von Bilddaten aufweist.
 24. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Vorrichtung ein elektronisches Bildauswertesystem (11) aufweist.
 25. Verwendung einer Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche für die Bestimmung von Gewebepfusion, wobei die Bestimmung intraoperativ erfolgt.

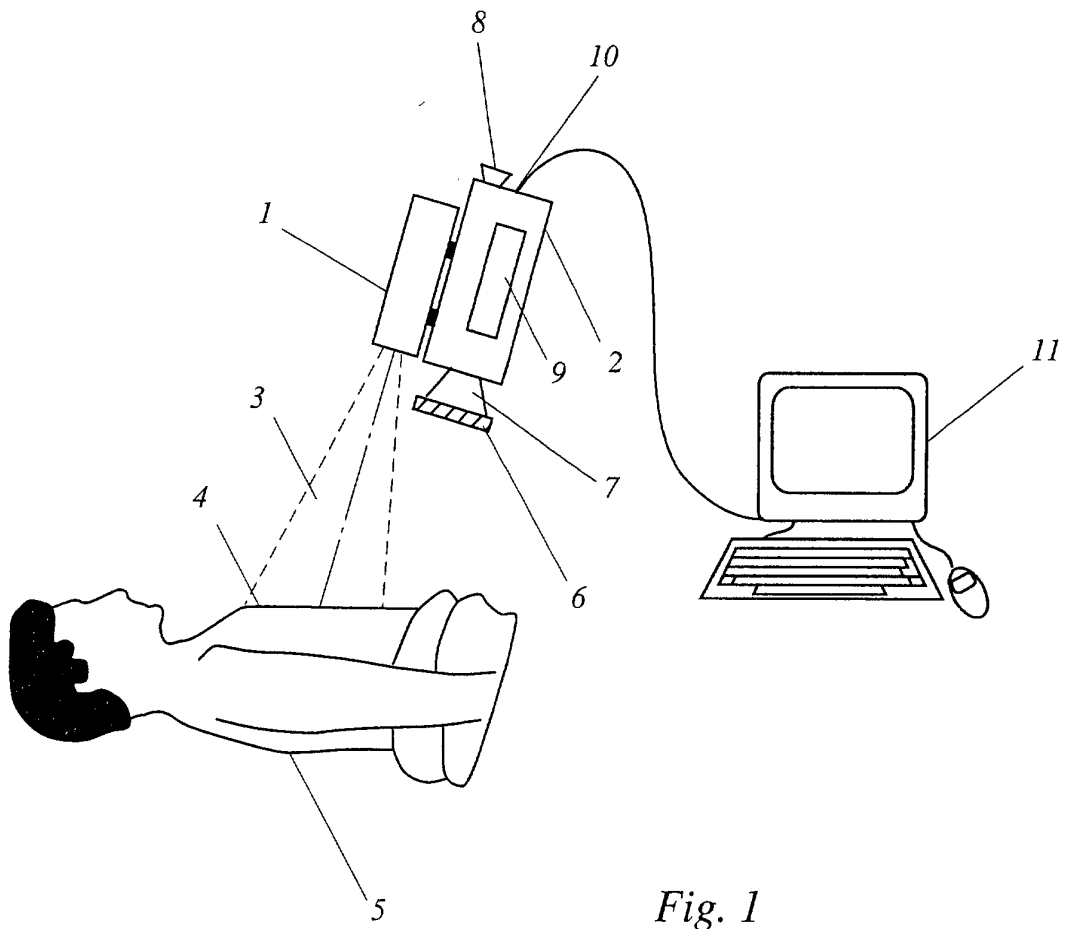


Fig. 1

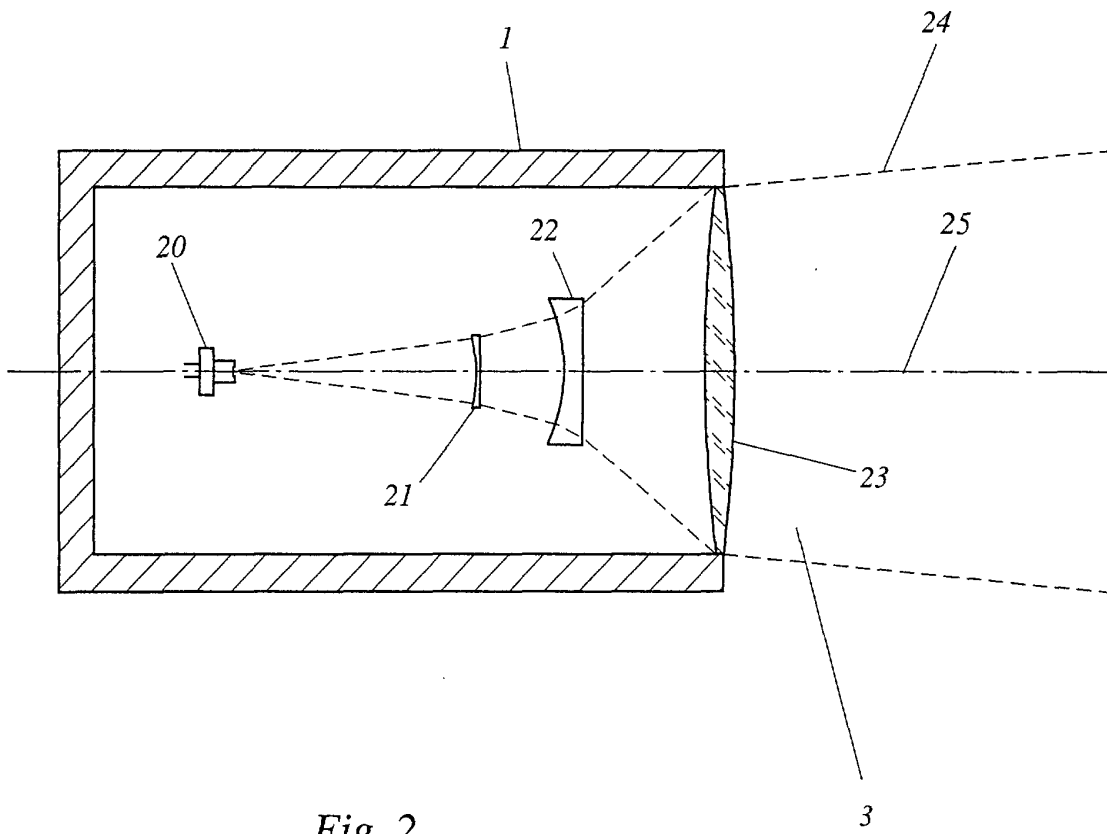


Fig. 2



Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER TEILRECHERCHENBERICHT

der nach Regel 45 des Europäischen Patent-
übereinkommens für das weitere Verfahren als
europäischer Recherchenbericht gilt

Nummer der Anmeldung

EP 01 12 8066

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.7)
X,D	STILL J., LAW E., DAWSON J,: "Evaluation of the circulation of reconstructive flaps using induced fluorescence of indocyanine green" ANNALS OF PLASTIC SURGERY, Bd. 42, Nr. 3, März 1999 (1999-03), Seiten 266-274, XP001063252 * Seite 266, Spalte 2, Zeile 6 - Seite 268, Spalte 1, Zeile 37; Abbildung 1 *	1-3,6,7, 14, 17-19, 23,24	A61B5/00
X	US 6 081 612 A (GUTKOWICZ-KRUSIN DINA ET AL) 27. Juni 2000 (2000-06-27) * Spalte 6, Zeile 4 - Spalte 11, Zeile 25; Abbildung 2 *	1,12, 16-19, 23,24	RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int.Cl.7) A61B G01N
A	US 6 032 070 A (FINK LOUIS ET AL) 29. Februar 2000 (2000-02-29) * Spalte 3, Zeile 15 - Spalte 8, Zeile 60; Abbildungen *	1-3,6,8, 12,14, 16,17, 22-24	
--- -/--			
UNVOLLSTÄNDIGE RECHERCHE			
<p>Die Recherchenabteilung ist der Auffassung, daß ein oder mehrere Ansprüche, den Vorschriften des EPU in einem solchen Umfang nicht entspricht bzw. entsprechen, daß sinnvolle Ermittlungen über den Stand der Technik für diese Ansprüche nicht, bzw. nur teilweise, möglich sind.</p> <p>Vollständig recherchierte Patentansprüche: 1-24</p> <p>Unvollständig recherchierte Patentansprüche:</p> <p>Nicht recherchierte Patentansprüche: 25</p> <p>Grund für die Beschränkung der Recherche: Artikel 52 (4) EPÜ - Diagnostizierverfahren, die am menschlichen oder tierischen Körper vorgenommen werden</p>			
Recherchenort MÜNCHEN		Abschlußdatum der Recherche 26. März 2002	Prüfer Dhervé, G
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTEN		<p>T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument</p> <p>& : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument</p>	
<p>X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : mündliche Offenbarung P : Zwischenliteratur</p>			

EPO FORM 1503 03/82 (P04/C09)



Europäisches
Patentamt

**EUROPÄISCHER
TEILRECHERCHENBERICHT**

Nummer der Anmeldung
EP 01 12 8066

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.7)
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	
A	US 5 363 854 A (MARTENS GERHARD ET AL) 15. November 1994 (1994-11-15) * Spalte 3, Zeile 51 - Spalte 5, Zeile 11; Abbildung 1 *	1,10,11, 23,24	
A	----- PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 1998, no. 13, 30. November 1998 (1998-11-30) & JP 10 201707 A (OLYMPUS OPTICAL CO LTD), 4. August 1998 (1998-08-04) * Zusammenfassung; Abbildung 6 *	1,9,12, 14,23,24	
			RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int.Cl.7)

EPO FORM 1503 03.82 (P44C12)

**ANHANG ZUM EUROPÄISCHEN RECHERCHENBERICHT
 ÜBER DIE EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG NR.**

EP 01 12 8066

In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patentedokumente angegeben.

Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am

Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

26-03-2002

Im Recherchenbericht angeführtes Patentedokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 6081612 A	27-06-2000	AU 2791099 A	15-09-1999
		DE 1058811 T1	07-06-2001
		EP 1058811 A1	13-12-2000
		WO 9944010 A1	02-09-1999
		US 6307957 B1	23-10-2001
		AU 740638 B2	08-11-2001
		AU 6340898 A	18-09-1998
		EP 1011446 A1	28-06-2000
		US 6208749 B1	27-03-2001
		WO 9837811 A1	03-09-1998
US 6032070 A	29-02-2000	AT 200020 T	15-04-2001
		AU 706419 B2	17-06-1999
		AU 5929696 A	30-12-1996
		CA 2223089 A1	19-12-1996
		DE 69612283 D1	03-05-2001
		DE 69612283 T2	08-11-2001
		DK 830077 T3	18-06-2001
		EP 1066791 A2	10-01-2001
		EP 0830077 A1	25-03-1998
		ES 2156280 T3	16-06-2001
		JP 11509748 T	31-08-1999
		WO 9639925 A1	19-12-1996
		US 6272374 B1	07-08-2001
US 2001027273 A1	04-10-2001		
US 5363854 A	15-11-1994	DE 4026821 A1	05-03-1992
		DE 59107881 D1	11-07-1996
		EP 0478026 A1	01-04-1992
		JP 5293108 A	09-11-1993
JP 10201707 A	04-08-1998	US 6293911 B1	25-09-2001

EPO FORM P0461

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr.12/82

专利名称(译)	用于确定组织灌注的装置和相关的术中使用方法		
公开(公告)号	EP1210906A1	公开(公告)日	2002-06-05
申请号	EP2001128066	申请日	2001-11-26
申请(专利权)人(译)	压出性医疗系统公司		
当前申请(专利权)人(译)	压出性医疗系统公司		
[标]发明人	PFEIFFER ULRICH J DR BECKER ANDREAS DR EDER NORBERT BURGER THORSTEN DR		
发明人	PFEIFFER, ULRICH, J., DR. BECKER, ANDREAS, DR. EDER, NORBERT BURGER, THORSTEN, DR. TÖNS, CHRISTIAN, DR.		
IPC分类号	G01N21/64 A61B5/00 A61B5/026 A61B5/0275 A61B10/00 H04N5/225 H04N5/33		
CPC分类号	H04N5/2256 A61B5/0059 A61B5/0261 A61B5/0275 H04N5/33		
优先权	10059070 2000-11-28 DE		
其他公开文献	EP1210906B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该装置具有刺激发色团荧光的电磁波源和布置在安全壳体中的扩展光学器件，使得仅在装置附近的人员的安全限度内的扩展光束强度从壳体发出。扩展光学器件能够照射足以进行非微创干预的操作区域。该装置具有波长范围内的电磁波源，该波长范围对应于发色团，扩展光学系统，安全壳体（1）和电子照相机（2）的荧光刺激，其中光学滤波器（6）透射发色团光和对刺激波长不透明。源和扩展光学器件布置在安全壳体中，使得仅对于设备附近的人员的安全限制内的强度的扩展梁（3）从壳体发出。扩展光学器件能够照射足以进行非微创干预的操作区域（4）。以下还包括独立权利要求：术中使用该安排。

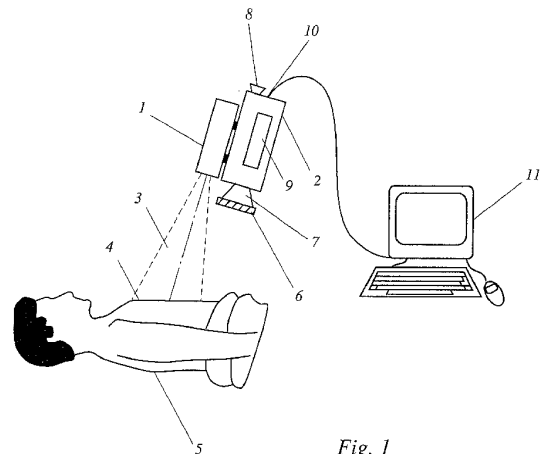


Fig. 1