



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:  
21.11.2001 Patentblatt 2001/47

(51) Int Cl.7: **A61B 5/00**

(21) Anmeldenummer: **00110768.9**

(22) Anmeldetag: **19.05.2000**

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

(72) Erfinder:  
• **Hohla, Alexander**  
**80789 München (DE)**  
• **Leipert, Gunther**  
**82205 Gilching (DE)**

(71) Anmelder: **Tuilaser AG**  
**82166 Gräfeling (DE)**

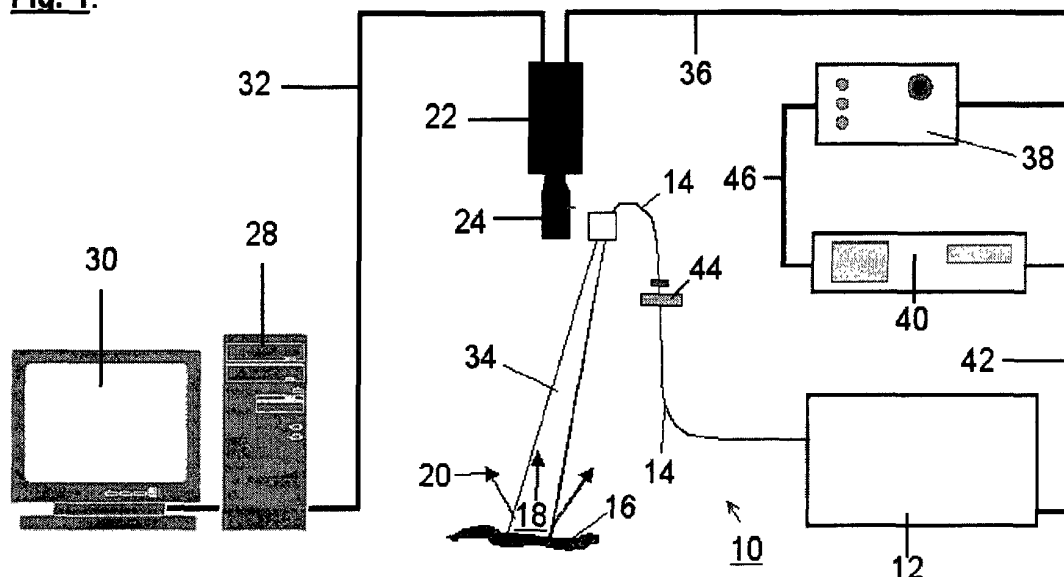
(74) Vertreter: **Hofstetter, Alfons J., Dr.rer.nat. et al**  
**Hofstetter, Schurack & Skora**  
**Balanstrasse 57**  
**81541 München (DE)**

(54) **Vorrichtung und Verfahren zur Erkennung von tumorösem Gewebe**

(57) Die vorliegende Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Erkennung von tumorösem Gewebe mit mindestens einer ersten Anregungslichtquelle 12, wobei die erste Anregungslichtquelle 12 ein erstes Anregungslicht 34 einer Wellenlänge zwischen 300 - 314 nm aussendet und mindestens einem Lichtleiter 14 zur Führung des ersten Anregungslichts 34 an ein Objektfeld 18 des zu untersuchenden Gewebes 16 aufweist und mit mindestens einem Objektiv 24 zur Abbildung eines mittels des ersten Anregungslichts 34 generierten Autofluoreszenzsignals und/oder Remissionssignals 20 des Gewebes 16 auf einen CCD-Chip oder ICCD-Chip einer Kamera 22 sowie mindestens eine Datenverarbeitungsanlage 28 zur Verarbeitung der von der Kamera 22 übermittelten Signale, wobei das Objektiv 24 geeignet ist UV-Licht zu verarbeiten und derart ausgestaltet ist, dass mindestens zwei Bilder 48, 50 aus unterschiedlichen Spektralbereichen des fluoreszierenden Objektfelds 18 generiert und auf den CCD-Chip oder ICCD-Chip abgebildet werden, wobei mindestens jeweils ein Bild 48, 50 den UV-Bereich und einen anderen, davon verschiedenen Wellenlängen-Bereich des Autofluoreszenzsignals und/oder des Remissionssignals 20 des Objektfelds 18 darstellen. Die Erfindung betrifft zudem ein Verfahren zur Erkennung von tumorösem Gewebe.

mera 22 sowie mindestens eine Datenverarbeitungsanlage 28 zur Verarbeitung der von der Kamera 22 übermittelten Signale, wobei das Objektiv 24 geeignet ist UV-Licht zu verarbeiten und derart ausgestaltet ist, dass mindestens zwei Bilder 48, 50 aus unterschiedlichen Spektralbereichen des fluoreszierenden Objektfelds 18 generiert und auf den CCD-Chip oder ICCD-Chip abgebildet werden, wobei mindestens jeweils ein Bild 48, 50 den UV-Bereich und einen anderen, davon verschiedenen Wellenlängen-Bereich des Autofluoreszenzsignals und/oder des Remissionssignals 20 des Objektfelds 18 darstellen. Die Erfindung betrifft zudem ein Verfahren zur Erkennung von tumorösem Gewebe.

**Fig. 1:**



## Beschreibung

**[0001]** Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung zur Erkennung von tumorösem Gewebe mit mindestens einer ersten Anregungslichtquelle, wobei die erste Anregungslichtquelle ein erstes Anregungslicht einer Wellenlänge zwischen 300 - 314 nm aussendet und mindestens einem Lichtleiter zur Führung des ersten Anregungslichts an ein Objektfeld des zu untersuchenden Gewebes aufweist und mit mindestens einem Objektiv zur Abbildung eines mittels des ersten Anregungslichts generierten Autofluoreszenzsignals und/oder Remissionssignals des Gewebes auf einen CCD-Chip oder ICCD-Chip einer Kamera sowie mindestens eine Datenverarbeitungsanlage zur Verarbeitung der von der Kamera übermittelten Signale. Die Erfindung betrifft zudem ein Verfahren zur Erkennung von tumorösem Gewebe.

**[0002]** Die Früherkennung von Tumoren ist die bedeutendste Voraussetzung zu ihrer wirksamen Bekämpfung. Die Heilungschancen von Tumorpatienten werden dadurch entscheidend verbessert. Bekannte Vorrichtungen und Verfahren zur Erkennung von tumorösem Gewebe beziehen sich auf zwei unterschiedliche Diagnosemethoden. Einerseits wird auf der Basis der laserinduzierten Fluoreszenz unter Verabreichung von synthetischen Fluoreszenzfarbstoffen oder synthetischen Porphyringemischen versucht entsprechende Tumore zu markieren und darzustellen. Diese Methode weist jedoch den Nachteil auf, daß durch die genannten synthetischen Substanzen eine Hautsensibilisierung erfolgt, so daß die Patienten über mehrere Wochen vor intensiver Lichteinstrahlung geschützt werden müssen. Zudem verhindert ein geringer Fluoreszenzquantenwirkungsgrad eine gesicherte Unterscheidung zwischen gesunden und kranken Gewebe.

Es wurde daher versucht über die gewebeeigene UV-angeregte Autofluoreszenz Informationen zur Unterscheidung zwischen gesunden und tumorösem Gewebe zu erhalten. So wird in der US 5,131,398 und der WO 97/06724 die spektroskopische Erkennung von Tumoren und Neoplasien mit UV-Licht zwischen 300 und 312 nm ausführlich beschrieben. Dabei wird mittels UV-Licht in dem genannten Wellenlängenbereich die gewebeeigene Fluoreszenz erzeugt und über einen Spektrometer spektral aufgelöst und dargestellt. Das Gewebe wird dabei punktuell mit einer entsprechenden Lichtsonde abgetastet. Die US 5,131,398 offenbart als signifikantes Merkmal zur Unterscheidung zwischen normalem, gesundem Gewebe und tumorösem Gewebe das Intensitätsverhältnis der Autofluoreszenz in den Fluoreszenzmaxima bei 340 nm und 440 nm.

**[0003]** Die bekannten Vorrichtungen und Verfahren zur Darstellung von tumorösem Gewebe mit Hilfe der Autofluoreszenz des Gewebes weisen jedoch den Nachteil auf, daß man keinen visuellen Eindruck des gesamten Tumorareals bzw. des gesamten untersuchten Gewebeareals erhält.

**[0004]** Es ist daher Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine gattungsgemäße Vorrichtung und ein gattungsgemäßes Verfahren bereitzustellen, das eine Visualisierung des gesamten untersuchten Gewebereichs bei einer deutlichen Unterscheidung von normalem, gesundem Gewebe von tumorösem Gewebe gewährleistet.

**[0005]** Gelöst wird diese Aufgabe durch eine gattungsgemäße Vorrichtung mit den Merkmalen des Anspruchs 1 sowie ein gattungsgemäßes Verfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 6.

**[0006]** Vorteilhafte Ausgestaltungen sind in den Unteransprüchen beschrieben.

**[0007]** Eine erfindungsgemäßen Vorrichtung zur Erkennung von tumorösem Gewebe weist ein Objektiv auf, welches geeignet ist UV-Licht zu verarbeiten und derart ausgestaltet ist, daß mindestens zwei Bilder aus unterschiedlichen Spektralbereichen eines fluoreszierenden Objektfelds generiert und auf einen CCD-Chip oder ICCD-Chip einer Kamera abgebildet werden, wobei mindestens jeweils ein Bild den UV-Bereich und einen anderen, davon verschiedenen Wellenlängen-Bereich des Autofluoreszenzsignals und/oder des Remissionssignals des Objektfelds darstellen. Damit ist gewährleistet, dass eine Visualisierung des gesamten untersuchten Gewebereichs bei einer deutlichen Unterscheidung von normalem, gesundem Gewebe von tumorösem Gewebe erfolgt.

**[0008]** In einer vorteilhaften Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung weist das Objektiv ein Dachkantprisma sowie mindestens eine achromatische UV-Linse auf. Eine derartige Anordnung gewährleistet die exakte Auftrennung und Darstellung des beleuchteten Objektfelds in mehrere Bilder unterschiedlicher Wellenlängen-Bereiche des Autofluoreszenzsignals und/oder des Remissionssignals des Objektfelds.

**[0009]** In einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung weist die Vorrichtung eine zweite Anregungslichtquelle zur Aussendung von einem zweiten Anregungslicht mit einer Wellenlänge zwischen 312 - 340 nm und/oder 350 - 410 nm auf. Durch die Zuschaltung einer zweiten Anregungslichtquelle mit einem zum ersten Anregungslicht unterschiedlichen zweiten Anregungslicht ist es möglich, daß weitere Bildinformationen des Objektfelds ermittelt und verarbeitet werden können. Dies erhöht in bestimmten Fällen die Selektivität der Vorrichtung bei der Unterscheidung von normalem Gewebe und tumorösem Gewebe.

**[0010]** Ein erfindungsgemäßes Verfahren zur Erkennung von tumorösem Gewebe weist folgende Verfahrensschritte auf: (a) Bestrahlung von Gewebe mit einem ersten Anregungslicht einer Wellenlänge zwischen 300 - 314 nm einer ersten Anregungslichtquelle und Generierung einer Autofluoreszenz und/oder Remission eines Objektfelds des bestrahlten Gewebes; (b) Generierung von mindestens zwei Bildern aus unterschiedlichen Spektralbereichen des fluoreszierenden Objektfelds mittels eines Objektivs einer Kamera und Abbil-

dung auf einen CCD-Chip oder ICCD-Chip der Kamera, wobei mindestens jeweils ein Bild den UV-Bereich und einen anderen, davon verschiedenen Wellenlängen-Bereich des Autofluoreszenzsignals und/oder des Remissionssignals des Objektfelds darstellen; (c) Übermittlung der in der Kamera generierten Bild-/Videosignale an eine Datenverarbeitungsanlage; (d) Subtraktion von Backgroundsignalen von den generierten Bild-/Videosignalen; (e) Einlesen und Verrechnen des UV-Bildes in und mit einem Blaukanal und Einlesen und Verrechnen des anderen Bildes in und mit einem Grün- und/oder Rotkanal; (f) Verstärkung oder Abschwächung der einzelnen Farbkanäle zur Erzielung einer Standard-Farbeinstellung für normales, nicht-tumoröses Gewebe; und (g) Auswertung der farbcodierten Bilder bzw. deren farbcodierten Bild-/Videosignalen zur Unterscheidung von normalem, gesundem Gewebe von tumorösem Gewebe. Damit ist wiederum gewährleistet, dass eine Visualisierung des gesamten untersuchten Gewebereichs bei einer deutlichen Unterscheidung von normalem, gesundem Gewebe von tumorösem Gewebe erfolgt.

**[0011]** In einer vorteilhaften Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens werden im Verfahrensschritt (b) zwei Bilder generiert, wobei ein Bild den UV-Bereich und das andere Bild den sichtbaren Wellenlängen-Bereich des Autofluoreszenzsignals und/oder des Remissionssignals des Objektfelds darstellt. Durch die anschließend erfolgende Farbkodierung der beiden Bilder ergibt sich eine genaue Darstellung und Quantifizierung der unterschiedlichen Gewebearten.

**[0012]** In einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens wird im Verfahrensschritt (a) das Gewebe mit der ersten Anregungslichtquelle und einer zweiten Anregungslichtquelle zur Aussendung von einem zweiten Anregungslicht mit einer Wellenlänge zwischen 312 - 340 nm und/oder 350 - 410 nm bestrahlt. Durch die Bestrahlung mit einer zweiten Anregungslichtquelle mit einem zum ersten Anregungslicht unterschiedlichen zweiten Anregungslicht ist es möglich, daß weitere Bildinformationen des Objektfelds ermittelt und verarbeitet werden können. Dies erhöht in bestimmten Fällen die Selektivität der Vorrichtung bei der Unterscheidung von normalem Gewebe und tumorösem Gewebe. So können zum Beispiel im Verfahrensschritt (b) zwei Bilder generiert werden, wobei ein erstes Bild den UV-Bereich und ein anderes Bild den Infrarot-Bereich des Autofluoreszenzsignals und/oder des Remissionssignals des Objektfelds darstellt. Es wird dadurch aber auch möglich, daß im Verfahrensschritt (b) drei Bilder generiert werden, wobei ein erstes Bild den UV-Bereich, das zweite Bild den sichtbaren Wellenlängen-Bereich und das dritte Bild den Infrarot-Bereich des Autofluoreszenzsignals und/oder des Remissionssignals des Objektfelds darstellt.

**[0013]** Der weiteren vorteilhaften Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens erfolgt die Auswertung der farbcodierten Bilder bzw. farbcodierten Bild-/Video-

signale im Verfahrensschritt (g) durch Vergleich und Darstellung der generierten Standard-Farbeinstellung für normales, nicht-tumoröses Gewebe mit den generierten Farbeinstellungen für tumoröses Gewebe. Dadurch ist eine Visualisierung des gesamten untersuchten Gewebereichs bei einer deutlichen Unterscheidung zwischen normalem und tumorösem Gewebe gewährleistet.

**[0014]** In einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens umfasst die Auswertung der farbcodierten Bilder bzw. farbcodierten Bild-/Videosignale im Verfahrensschritt (g) folgende Schritte: (g1) Aufheben der Gammakorrektur durch eine Korrekturfunktion und Linearisierung der Farbkanäle; (g2) Verhältnisbildung der Intensitäten der Farbkanäle und Logarithmierung des Ergebnisses, wobei eine Charakterisierung des Gewebes dahingehend erfolgt, daß positive Werte tumoröses Gewebe und negative Werte normales, gesundes Gewebe darstellen; und (g3) Mittelung der Helligkeitswerte der Farbkanäle und Verrechnung mit einem in Verfahrensschritt (g2) erstelltem Ratiobild zur Darstellung der Geometrie der Verteilung der Gewebearten. Diese Art der Darstellung und Auswertung ermöglicht eine sehr genaue Quantifizierung der unterschiedlichen Gewebearten.

**[0015]** Weitere Aufgaben, Vorteile und Merkmale der vorliegenden Erfindung ergeben sich aus den folgenden, in den Zeichnungen dargestellten Ausführungsbeispielen.

Figur 1 ist eine schematische Darstellung der erfindungsgemäßen Vorrichtung;

Figur 2 zeigt eine vereinfachte Darstellung des Strahlengangs in einem Teil der erfindungsgemäßen Vorrichtung;

Figur 3 zeigt ein Ablaufdiagramm eines Ausführungsbeispiels des erfindungsgemäßen Verfahrens; und

Figur 4 zeigt ein Ablaufdiagramm eines weiteren Ausführungsbeispiels des erfindungsgemäßen Verfahrens.

**[0016]** Die Figur 1 zeigt in einer schematischen Darstellung eine Vorrichtung 10 zur Erkennung von tumorösem Gewebe mit einer ersten Anregungslichtquelle 12, welche über einen Lichtleiter 14 ein erstes Anregungslicht 34 einer Wellenlänge zwischen 300 - 314 nm aussendet. Das erste Anregungslicht 34 wird dabei an ein Objektfeld 18 eines zu untersuchenden Gewebes 16 geführt. Ein durch das erste Anregungslicht 34 generiertes Autofluoreszenzsignal und/oder Remissionssignal 20 wird über ein Objektiv 24 auf einen CCD-Chip oder ICCD-Chip einer Kamera 22 abgebildet. Über eine Datenleitung 32 ist die Kamera 22 mit einer Datenverarbeitungsanlage 28 verbunden. In der Datenverarbeitungs-

anlage 28 werden die von der Kamera 22 generierten Signale verarbeitet und auf einem Bildschirm 30 dargestellt. Es ist aber auch möglich, andere Vorrichtungen zur bildgebenden Darstellung mit der Datenverarbeitungsanlage 28 zu verbinden.

**[0017]** Des weiteren erkennt man, daß dem Lichtleiter 14 ein Faserrüttler 44 zwischengeschaltet ist. Die erste Anregungslichtquelle 12 ist in dem Ausführungsbeispiel ein XeCl-Laser. Es ist aber auch möglich, daß die Anregungslichtquelle ein XeF-Laser oder ein HeCd-Laser ist. Mit dem XeCl-Laser wird das Gewebe 16 zur Autofluoreszenz angeregt. Zeitgleich mit dem Laserimpuls wird ein Sync-out-Signal erzeugt, welches über eine Signalleitung 42 zu einem Pulsgenerator 40 übertragen wird. Der Pulsgenerator 40 verzögert das Sync-out-Signal und überträgt das verzögerte Signal über eine Datenleitung 46 an eine Steuereinheit 38 der Kamera 22. Das verzögerte Sync-out-Signal wird dabei als Triggersignal über die Triggersignalleitung 36 an die Kamera 22 übermittelt. Das Bild-/Videosignal der Kamera 22 wird dann über die Datenleitung 32 an eine Videokarte der Datenverarbeitungsanlage 28 für die Bildverarbeitung weitergeleitet.

**[0018]** In einem nicht dargestellten weiteren Ausführungsbeispiel ist es möglich, daß die Vorrichtung 10 eine zweite Anregungslichtquelle zur Aussendung von einem zweiten Anregungslicht mit einer Wellenlänge zwischen 312 - 340 nm und/oder 350 - 410 nm aufweist. Als Anregungslichtquelle hierfür kann eine Xe-, Hg- oder Deuterium-Lampe oder ein N<sub>2</sub>-Laser dienen.

**[0019]** Figur 2 zeigt eine vereinfachte Darstellung des Strahlengangs in einem Teil der Vorrichtung 10. Man erkennt, daß das Objektiv 24 der Kamera 22 ein Dachkantprisma 26 und ein achromatisches UV-Linsenpaar 52, 54 aufweist. Dadurch wird die vom Objektfeld 18 ausgehende Autofluoreszenz und/oder Remission 20 des Gewebes 16 in zwei Bilder 48,50 unterteilt. Die beiden Bilder 48,50 werden aus unterschiedlichen Spektralbereichen des fluoreszierenden Objektfelds 18 generiert. Das Bild 48 stellt dabei den UV-Bereich des Autofluoreszenzsignals und/oder Remissionssignals 20 des Objektfelds 18 dar. Das Bild 50 spiegelt in dem Ausführungsbeispiel den sichtbaren Bereich des Autofluoreszenzsignals und/oder Remissionssignals 20 wieder. Das Objektiv 24 ist dabei geeignet UV-Licht zu verarbeiten. Es ist aber auch möglich, daß die Aufteilung in zwei Bilder unter Verwendung anderer optisch abbildender Elemente erfolgt. Es ist auch denkbar, daß die Aufteilung rechnerisch direkt im CCD-Chip oder ICCD-Chip der Kamera erfolgt.

**[0020]** Figur 3 zeigt ein Ablaufdiagramm eines Ausführungsbeispiels des erfindungsgemäßen Verfahrens. Man erkennt, daß nach einem ersten Verfahrensschritt (a), nämlich der Bestrahlung des Gewebes 16 mit dem ersten Anregungslicht 34 und der Generierung der Autofluoreszenz und/oder Remission des Objektfelds 18 zwei Bilder 48, 50 als Schwarz/Weiß-Doppelbild 56 generiert werden. Das Bild 48 stellt dabei den UV-Bereich

und das Bild 50 den sichtbaren Wellenlängen-Bereich des Autofluoreszenzsignals und/oder Remissionssignals 20 dar. Die Abbildung erfolgt dabei auf den CCD-Chip oder ICCD-Chip der Kamera 22. Die Signaldaten werden dann aus den Chips ausgelesen und an die Datenverarbeitungsanlage 28 übertragen. Dabei werden die Backgroundsignale Y1 und Y2 von den generierten Bild-/Videosignalen der Einzelbilder jeweils abgezogen. Dann erfolgt die Einlesung und Verrechnung der Bilder 48, 50 in den Blau- bzw. Grünkanal sowie eine Verstärkung oder Abschwächung der einzelnen Farbkanäle zur Erzielung einer Standardfarbeinstellung für normales, nicht-tumoröses Gewebe. Bei gleicher Intensität der beiden Farbkanäle würde nämlich die Mischfarbe Zyan im verrechneten Bild entstehen. Da aber auch für normales Gewebe unterschiedliche Intensitätsverhältnisse von UV- und sichtbarer Fluoreszenz und/oder Remission vorliegen, muß eine Verstärkung und Abschwächung erfolgen, sodaß für normales Gewebe das genannte zyanfarbige Bild entsteht. Es werden Bilder V1 und V2 generiert. Ein vorliegendes Tumorgewebe demarkiert sich dann bei dieser Standardeinstellung als bläuliches Areal, da hier der UV-Anteil erhöht bzw. der sichtbare Anteil erniedrigt ist. Die Auswertung der farbcodierten Bilder bzw. farbcodierten Bild-/Videosignale erfolgt daher im Verfahrensschritt (g) durch Vergleich und Darstellung der generierten Standard-Farbeinstellung für normales Gewebe mit den generierten Farbeinstellungen für tumoröses Gewebe.

**[0021]** Figur 4 zeigt ein Ablaufdiagramm eines weiteren Ausführungsbeispiels des erfindungsgemäßen Verfahrens. Hierbei erfolgt die Auswertung der farbcodierten Bilder bzw. farbcodierten Bild-/Videosignale im Verfahrensschritt (g) mittels der Aufhebung der Gammakorrektur durch eine Korrekturfunktion und Linearisierung der Farbkanäle (Verfahrensschritt (g1)). Zudem erfolgt im Verfahrensschritt (g2) eine Verhältnisbildung der Intensitäten der Farbkanäle und Logarithmierung des Ergebnisses, wobei eine Charakterisierung des Gewebes dahingehend erfolgt, daß positive Werte tumoröses Gewebe und negative Werte normales, gesundes Gewebe darstellen. Parallel dazu erfolgt im Verfahrensschritt (g3) eine Mittelung der Helligkeitswerte der Farbkanäle und eine Verrechnung mit einem in Verfahrensschritt (g2) erstellten Ratiobild zur Darstellung der Geometrie der Verteilung der Gewebearten.

#### Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Erkennung von tumorösem Gewebe mit mindestens einer ersten Anregungslichtquelle (12), wobei die erste Anregungslichtquelle (12) ein erstes Anregungslicht (34) einer Wellenlänge zwischen 300 - 314 nm aussendet und mindestens einem Lichtleiter (14) zur Führung des ersten Anregungslichts (34) an ein Objektfeld (18) des zu untersuchenden Gewebes (16) aufweist und mit min-

- destens einem Objektiv (24) zur Abbildung eines mittels des ersten Anregungslichts (34) generierten Autofluoreszenz-signals und/oder Remissionssignals (20) des Gewebes (16) auf einen CCD-Chip oder ICCD-Chip einer Kamera (22) sowie mindestens eine Datenverarbeitungsanlage (28) zur Verarbeitung der von der Kamera (22) übermittelten Signale,
- dadurch gekennzeichnet,**  
**daß** das Objektiv (24) geeignet ist UV-Licht zu verarbeiten und derart ausgestaltet ist, dass mindestens zwei Bilder (48, 50) aus unterschiedlichen Spektralbereichen des fluoreszierenden Objektfelds (18) generiert und auf den CCD-Chip oder ICCD-Chip abgebildet werden, wobei mindestens jeweils ein Bild (48, 50) den UV-Bereich und einen anderen, davon verschiedenen Wellenlängen-Bereich des Autofluoreszenzsignals und/oder des Remissionssignals (20) des Objektfelds (18) darstellen.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**daß** das Objektiv (24) ein Dachkantprisma (26) sowie mindestens eine achromatische UV-Linse (52, 54) aufweist.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**daß** die Vorrichtung (10) eine zweite Anregungslichtquelle zur Aussendung von einem zweiten Anregungslicht mit einer Wellenlänge zwischen 312 - 340 nm und/oder 350-410 nm aufweist.
4. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
**dadurch gekennzeichnet** traktiert,  
**daß** die erste Anregungslichtquelle (12) ein XeF-, XeCl- oder HeCd-Laser ist.
5. Vorrichtung nach Anspruch 3 oder 4,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**daß** die zweite Anregungslichtquelle eine Xe-, Hg- oder Deuterium-Lampe oder ein N<sub>2</sub>-Laser ist.
6. Verfahren zur Erkennung von tumorösem Gewebe,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**daß** das Verfahren folgende Schritte aufweist:
- a) Bestrahlung von Gewebe (16) mit einem ersten Anregungslicht (34) einer Wellenlänge zwischen 300 - 314 nm einer ersten Anregungslichtquelle (12) und Generierung einer Autofluoreszenz und/oder Remission eines Objektfelds (18) des bestrahlten Gewebes (16);
- b) Generierung von mindestens zwei Bildern (48, 50) aus unterschiedlichen Spektralbereichen des fluoreszierenden Objektfelds (18) mittels eines Objektivs (24) einer Kamera (22) und Abbildung auf einen CCD-Chip oder ICCD-Chip der Kamera (22), wobei mindestens jeweils ein Bild (48, 50) den UV-Bereich und einen anderen, davon verschiedenen Wellenlängen-Bereich des Autofluoreszenz-signals (20) und/oder des Remissionssignals des Objektfelds (18) darstellen;
- c) Übermittlung der in der Kamera (22) generierten Bild-/Videosignale an eine Datenverarbeitungsanlage (28);
- d) Subtraktion von Backgroundsignalen von den generierten Bild-/Videosignalen;
- e) Einlesen und Verrechnen des UV-Bildes (48) in und mit einem Blaukanal und Einlesen und Verrechnen des anderen Bildes (50) in und mit einem Grün- und/oder Rotkanal;
- f) Verstärkung oder Abschwächung der einzelnen Farbkanäle zur Erzielung einer Standard-Farbeinstellung für normales, nicht-tumoröses Gewebe; und
- g) Auswertung der farbcodierten Bilder (48, 50) bzw. deren farbcodierten Bild/Videosignalen (32) zur Unterscheidung von normalem, gesundem Gewebe von tumorösem Gewebe.
7. Verfahren nach Anspruch 6,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**daß** im Verfahrensschritt b) zwei Bilder generiert werden, wobei ein Bild (48) den UV-Bereich und das andere Bild (50) den sichtbaren Wellenlängen-Bereich des Autofluoreszenzsignals und/oder des Remissionssignals (20) des Objektfelds (18) darstellt.
8. Verfahren nach Anspruch 6,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**daß** im Verfahrensschritt a) das Gewebe (16) mit der ersten Anregungslichtquelle (34) und einer zweiten Anregungslichtquelle zur Aussendung von einem zweiten Anregungslicht mit einer Wellenlänge zwischen 312 - 340 nm und/oder 350 - 410 nm bestrahlt wird.
9. Verfahren nach Anspruch 8,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**daß** im Verfahrensschritt b) zwei Bilder generiert werden, wobei ein erstes Bild (48) den UV-Bereich und ein anderes Bild den Infrarot-Bereich des Autofluoreszenzsignals und/oder des Remissionssignals (20) des Objektfelds (18) darstellt.
10. Verfahren nach Anspruch 8,  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**daß** im Verfahrensschritt b) drei Bilder generiert werden, wobei ein erstes Bild (48) den UV-Bereich, das zweite Bild (50) den sichtbaren Wellenlängen-

Bereich und das dritte Bild den Infrarot-Bereich des Autofluoreszenzsignals und/oder des Remissions-signals (20) des Objektfelds (18) darstellt.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 6 bis 10, 5  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**daß** die Auswertung der farbcodierten Bilder bzw. farbcodierten Bild-/Videosignale im Verfahrensschritt g) durch Vergleich und Darstellung der generierten Standard-Farbeinstellung für normales, 10  
nicht-tumoröses Gewebe mit den generierten Farbeinstellungen für tumoröses Gewebe erfolgt.
12. Verfahren nach einem der Ansprüche 6 bis 10, 15  
**dadurch gekennzeichnet,**  
**daß** die Auswertung der farbcodierten Bilder bzw. farbcodierten Bild-/Videosignale im Verfahrensschritt g) folgende Schritte umfasst:
- g1) Aufheben der Gammakorrektur durch eine 20  
Korrekturfunktion und Linearisierung der Farbkanäle;
- g2) Verhältnisbildung der Intensitäten der Farbkanäle und Logarithmierung des Ergebnisses, 25  
wobei eine Charakterisierung des Gewebes dahingehend erfolgt, daß positive Werte tumoröses Gewebe und negative Werte normales, 30  
gesundes Gewebe darstellen; und  
g3) Mittelung der Helligkeitswerte der Farbkanäle und Verrechnung mit einem in Verfahrensschritt g2) erstellten Ratiobild zur Darstellung der Geometrie der Verteilung der Gewebear- 35  
ten.

35

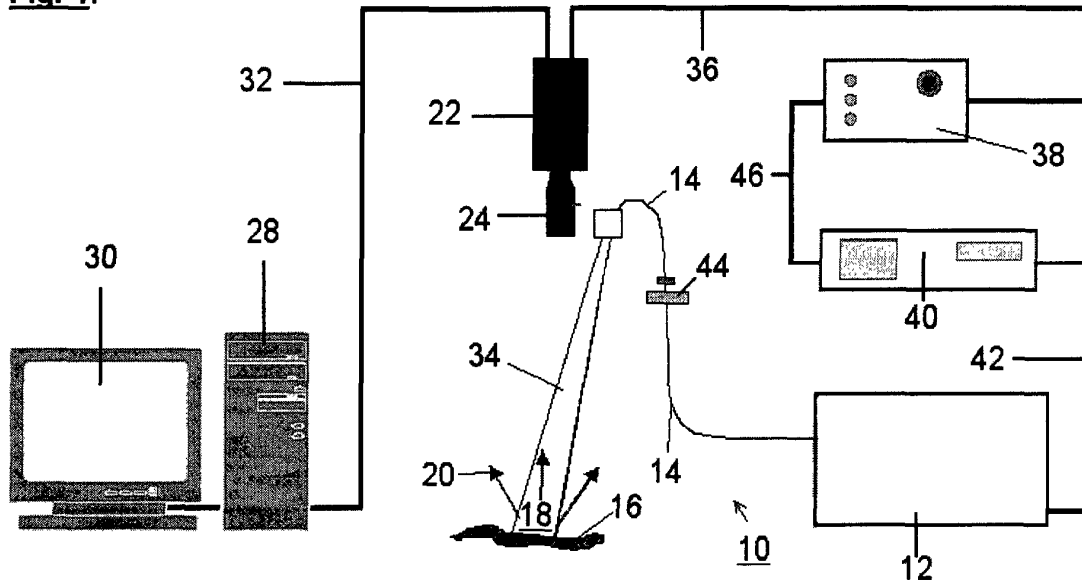
40

45

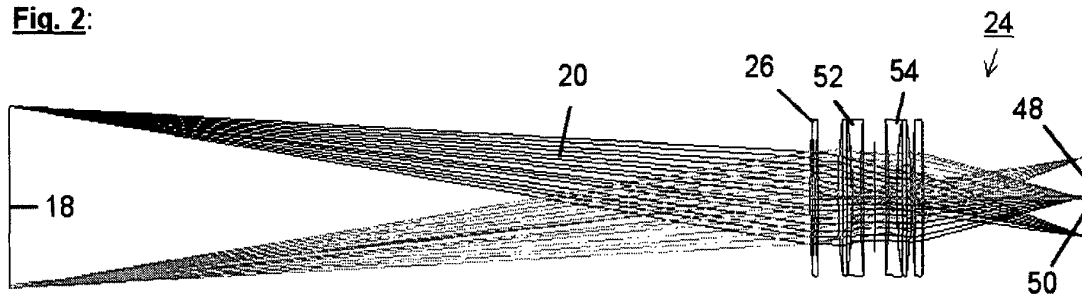
50

55

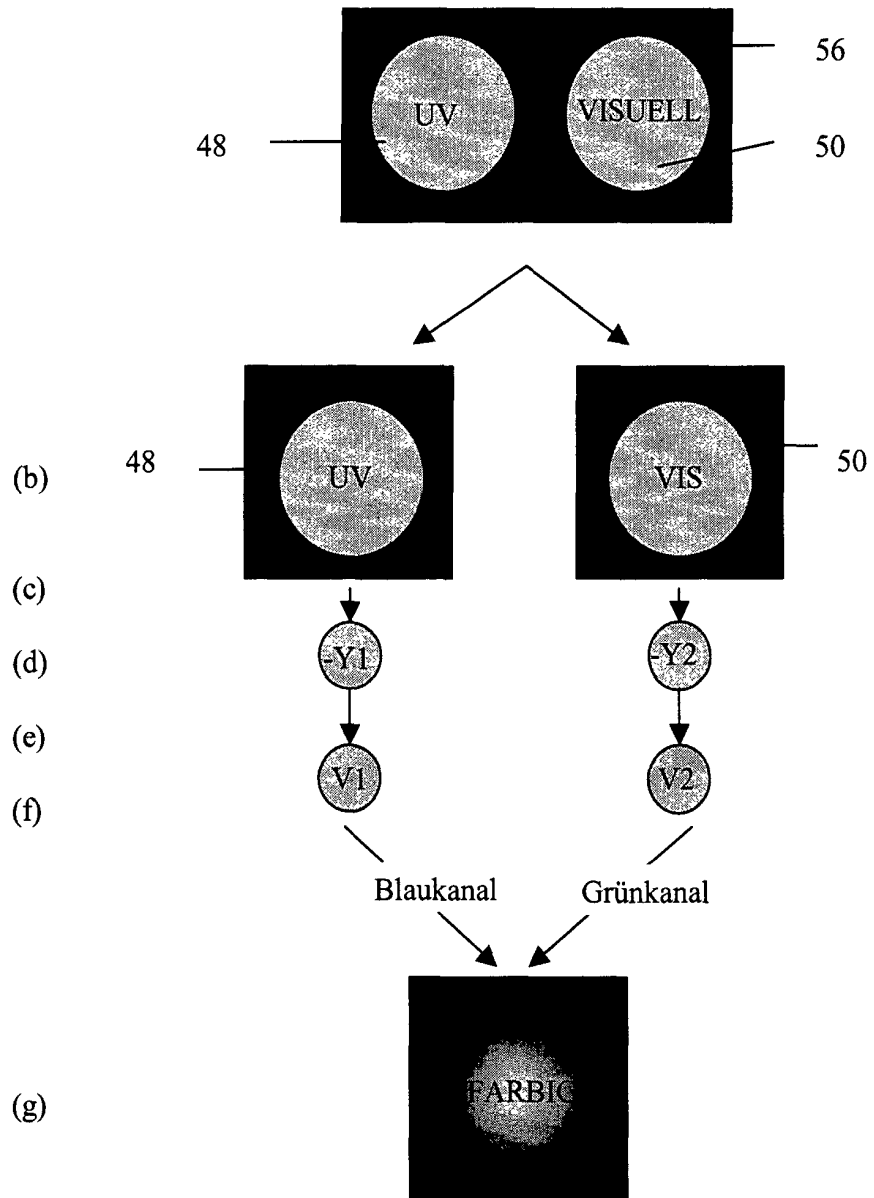
**Fig. 1:**



**Fig. 2:**



**Fig. 3:**







Europäisches  
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung  
EP 00 11 0768

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.7)
Y A	EP 0 512 965 A (XILLIX TECHNOLOGIES CORP) 11. November 1992 (1992-11-11) * Spalte 6, Zeile 41 - Spalte 9, Zeile 32 * * Spalte 4, Zeile 20 - Zeile 25; Tabellen 2,4B,4C *	1,2,6,7, 9-11 4,12	A61B5/00
D,Y	US 5 131 398 A (ALFANO ROBERT R ET AL) 21. Juli 1992 (1992-07-21) * Spalte 7, Zeile 13 - Spalte 8, Zeile 24; Tabellen 11,12 *	1,2,6,7, 9-11	
A	ZONIOS G I ET AL: "MORPHOLOGICAL MODEL OF HUMAN COLON TISSUE FLUORESCENCE" IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING,US,IEEE INC. NEW YORK, Bd. 43, Nr. 2, 1. Februar 1996 (1996-02-01), Seiten 113-122, XP000628420 ISSN: 0018-9294	1	
Y	* Seite 115, linke Spalte, Zeile 34 - Seite 116, linke Spalte, Zeile 20; Tabellen 2,3 *	6	RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int.Cl.7)
A	US 4 786 813 A (SVANBERG SUNE ET AL) 22. November 1988 (1988-11-22) * Spalte 2, Zeile 41 - Spalte 3, Zeile 43; Tabelle 1 *	1,3-7	A61B G01N G02B
A	US 4 449 535 A (RENAULT GUY) 22. Mai 1984 (1984-05-22) * Spalte 3, Zeile 62 - Spalte 4, Zeile 61; Tabellen 1,2 *	1,6	
-/-			
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort	Abschlußdatum der Recherche	Prüfer	
BERLIN	6. September 2000	Wehs, J	
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze	
X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet		E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist	
Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie		D : in der Anmeldung angeführtes Dokument	
A : technologischer Hintergrund		L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument	
O : mündliche Offenbarung			
P : Zwischenliteratur		& : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

EPO FORM 1503 03.82 (P04C03)



Europäisches  
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung  
EP 00 11 0768

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.7)
A	WO 90 10219 A (ANDERSSON ENGELS STEFAN ;JOHANSSON JONAS (SE); STENRAM UNNE (SE);) 7. September 1990 (1990-09-07) * Seite 9, Zeile 26 - Seite 10, Zeile 9; Tabellen 12,13 *	1,6	
A	GB 2 203 831 A (ACADEMY OF APPLIED SCIENCES) 26. Oktober 1988 (1988-10-26) * Seite 4, Zeile 13 - Seite 6, Zeile 9; Tabellen 1,2 *	1,6	
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			RECHERCHIERTER SACHGEBIETE (Int.Cl.7)
Recherchenort	Abschlußdatum der Recherche	Prüfer	
BERLIN	6. September 2000	Weih, J	
KATEGORIE DER GENANNTE DOKUMENTE		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentedokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	
X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur			

EPO FORM 1503 03.82 (P04C03)

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

EP 00 11 0768

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

06-09-2000

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 0512965 A	11-11-1992	CA 2042075 A	09-11-1992
		US 5507287 A	16-04-1996
		AT 140600 T	15-08-1996
		DE 69212382 D	29-08-1996
		JP 6054792 A	01-03-1994
		US 5769792 A	23-06-1998
US 5131398 A	21-07-1992	KEINE	
US 4786813 A	22-11-1988	SE 455646 B	25-07-1988
		AT 68266 T	15-10-1991
		AU 585288 B	15-06-1989
		AU 5065485 A	15-05-1986
		CA 1265232 A	30-01-1990
		DE 3584367 A	14-11-1991
		EP 0199767 A	05-11-1986
		JP 6090134 B	14-11-1994
		JP 62500803 T	02-04-1987
		SE 8405276 A	23-04-1986
		WO 8602730 A	09-05-1986
US 4449535 A	22-05-1984	FR 2502783 A	01-10-1982
		FR 2521727 A	19-08-1983
		DE 3210593 A	28-10-1982
		JP 1588724 C	19-11-1990
		JP 2007653 B	20-02-1990
		JP 57188242 A	19-11-1982
WO 9010219 A	07-09-1990	AU 638978 B	15-07-1993
		AU 5193790 A	26-09-1990
		CA 2027561 A	23-08-1990
		DE 69015916 D	23-02-1995
		DE 69015916 T	10-08-1995
		EP 0411104 A	06-02-1991
		ES 2067021 T	16-03-1995
		JP 3504280 T	19-09-1991
		US 5115137 A	19-05-1992
GB 2203831 A	26-10-1988	KEINE	

EPO FORM P0461

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

专利名称(译)	用于区分癌组织的装置和方法		
公开(公告)号	<a href="#">EP1155657A1</a>	公开(公告)日	2001-11-21
申请号	EP2000110768	申请日	2000-05-19
[标]申请(专利权)人(译)	TUILASER		
申请(专利权)人(译)	TUILASER AG		
当前申请(专利权)人(译)	相干GMBH		
[标]发明人	HOHLA ALEXANDER LEIPERT GUNTHER		
发明人	HOHLA, ALEXANDER LEIPERT, GUNTHER		
IPC分类号	A61B5/00 G01N21/64		
CPC分类号	G01N21/6486 A61B5/0071 A61B5/0084 A61B5/0086 G01N21/645		
其他公开文献	EP1155657B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

该装置具有发射波长在300-314nm之间的刺激光源，将光携带到物场的光导体，形成自发荧光和/或缓解信号的图像的物镜在相机芯片和数据处理系统上。该物镜适用于处理紫外光，并且设计成使得从荧光物场的两个不同光谱区域产生图像。该装置具有至少一个发射波长在300-314nm之间的刺激光源 (12)，至少一个用于将光 (34) 传送到物场 (18) 的光导体 (14)，至少一个物镜 (24) 用于形成由光产生的自发荧光信号和/或缓解信号 (20) 的图像到相机的CCD或ICCD芯片和至少一个用于处理来自相机的信号的数据处理系统。该物镜适合于处理紫外光，并且被设计成使得从荧光物场的两个不同光谱区域产生至少两个图像，一个在自发荧光信号和/或缓解信号的紫外范围和另一个波长范围内。。以下还包括独立权利要求：检测肿瘤组织的方法。

