

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft eine medizinische Kamera gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

[0002] Derartige medizinische Kameras mit einem elektronischen Bildwandler finden in der Medizin zunehmend Verbreitung, um medizinische Befunde rasch darstellen zu können, die Bilder einer Bildbearbeitung unterwerfen zu können und so mehr Information zu erhalten oder um die Bilder preisgünstig und rasch archivieren zu können.

[0003] Es ist bekannt, daß eine Vielzahl von Bakterien unter optischer Anregung mit Licht eine Fluoreszenz zeigt, welche als qualitatives oder gar quantitatives Merkmal einer Erkrankung dienen kann. Die spektralen Eigenschaften der Fluoreszenz werden dabei von bestimmten Molekülen, die in den Bakterien vorkommen und z.B. beim Stoffwechsel der Bakterien entstehen, bestimmt. So entstehen in vielen Bakterien als Stoffwechselprodukte Porphyrine, welche Absorptionsbanden im Bereich von 350 - 450 nm (Soret-Band) sowie von 500 - 640 nm (Q-Banden) und Emissionsbanden bei 630 ± 50 nm besitzen.

[0004] Zum Nachweis durch solche Bakterien verursachter Erkrankungen wird auf den erkrankten Bereich mit Licht einer Längenwelle eingestrahlt, welche zu einem jeweiligen Fluoreszenzmolekül des Bakteriums paßt. Das vom Bakterium emittierte Licht wird mit einem Detektor, welcher nur auf die Lichtsignale bei der entsprechenden Emissionslängenwelle reagiert, nachgewiesen.

[0005] Durch die vorliegende Erfindung soll eine medizinische Kamera der eingangs angesprochenen Art geschaffen werden, welche kompakten Aufbau aufweist und sich insbesondere zur Untersuchung von Gewebeoberflächen in Körperhöhlen, z.B. im Mund, eignet.

[0006] Diese Aufgabe ist erfindungsgemäß gelöst durch eine medizinische Kamera mit dem im Anspruch 1 angegebenen Merkmalen.

[0007] Bei der erfindungsgemäßen Kamera ist sichergestellt, daß anregendes UV-Licht nicht direkt das Eintrittsfenster erreichen kann. Auf diese Weise ist der durch Anregungslicht bedingte Untergrund im erhaltenen Bild klein. Daher wird auch schwaches Fluoreszenzlicht gut sichtbar dargestellt.

[0008] Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind in Unteransprüchen angegeben.

[0009] Mit der Weiterbildung der Erfindung gemäß Anspruch 2 wird erreicht, daß das UV-Licht vom Bildwandler fern gehalten wird, das Fluoreszenzlicht dagegen in allen Anteilen für die Bilderzeugung genutzt wird.

[0010] Kantenfilter, wie sie, in den Ansprüchen 3 und 4 angegeben sind, eignen sich besonders gut für medizinische Zwecke.

[0011] Bei einer Kamera gemäß Anspruch 5 erzielt man eine hohe Intensität des UV-Lichtes bei geringer Wärmeentwicklung. Letztere wird vom Patienten als unangenehm empfunden und könnte auch zu Gewebebeschädigungen führen.

[0012] Mit der Weiterbildung der Erfindung gemäß Anspruch 6 wird eine gleichförmige Ausleuchtung des Gesichtsfeldes erhalten.

[0013] Die Weiterbildung der Erfindung gemäß Anspruch 7 gestattet es, eine Beobachtungsstelle intensiv mit UV-Licht zu bestrahlen und eine entsprechend hohe Intensität des Fluoreszenzlichtes zu erhalten. Dabei ist aber insgesamt über das Tastverhältnis des Betriebs der UV-Lichtquelle gewährleistet, daß keine Gewebebeschädigungen entstehen.

[0014] Bei einer Kamera gemäß Anspruch 8 kann der Benutzer die Dauer und den Abstand der einzelnen von der UV-Lichtquelle abgegebenen Lichtimpulse nach Bedarf einstellen.

[0015] Eine Kamera gemäß Anspruch 9 gestattet es, den zu untersuchenden Gewebebereich auch mit Weißlicht zu betrachten, was oft zur Ergänzung der Fluoreszenzbetrachtung gewünscht wird.

[0016] Auch die Weiterbildung der Erfindung gemäß Anspruch 10 dient der gleichförmigen Ausleuchtung des Gesichtsfeldes.

[0017] Bei einer Kamera gemäß Anspruch 11 erhält man ein besonders kontrastreiches Bild erkrankter Gewebestellen, da das Untergrundbild abgezogen wird.

[0018] Eine Kamera gemäß Anspruch 12 gestattet es, den zu untersuchenden Gewebebereich mit UV-Licht unterschiedlicher Wellenlänge zu beleuchten. Hierdurch erhält man eine zusätzliche Möglichkeit der Unterscheidung von gesundem und krankem Gewebe bzw. unterschiedlich erkrankten Gewebebereichen.

[0019] Dabei ist wieder die Maßnahme gemäß Anspruch 13 im Hinblick auf ein besonders kontrastreiches Bild von Vorteil.

[0020] Die Weiterbildung der Erfindung gemäß Anspruch 14 ist im Hinblick auf die Untersuchung von schlecht zugänglichen Gewebebereichen von Vorteil.

[0021] Mit der Maßnahme gemäß Anspruch 15 wird erreicht, daß der zu untersuchende Bereich von Verunreinigungen wie Blut freigehalten wird.

[0022] Bei handelsüblichen Kameras ist die Optik wie generell bei Kameras als telezentrische Optik aufgebaut. Um bei einer solchen Optik gute Abbildungseigenschaften zu gewährleisten, müssen die objektseitige Linsenordnung, die mittlere Linsenordnung und die wandlerseitige Linsenordnung aus mehreren (in der Regel zwei) Einzellinsen aufgebaut werden. Aus diesem Grunde sind die Optiken für derartige Kameras teuer.

[0023] Eine Kamera gemäß Anspruch 16 kann bei weiterhin guten Abbildungseigenschaften preiswerter hergestellt

werden kann.

[0024] Bei nicht telezentrischem Strahlengang, kann man bei medizinischen Kameras auch Linsenordnungen verwenden, die jeweils für sich genommen keine besonders guten Abbildungseigenschaften aufweisen. Insbesondere kann man die einzelnen Linsenordnungen auch durch einzelne Linsen realisieren. Hierdurch wird eine beträchtliche Kostenersparnis erhalten, da weniger Linsen benötigt werden und auch die Montage der Optik vereinfacht ist.

[0025] Legt man die Gesichtsfeldblende so, wie im Anspruch 17 angegeben, so hat man besonders gute Abbildungseigenschaften. Die dritte Linsenordnung wird in ihrem mittleren Bereich genutzt, wo die Verzeichnungsfehler klein sind. Die mittlere Linsenordnung wird auch in ihren Randbereichen genutzt. Sie braucht aber keine stark gekrümmten Oberflächen aufzuweisen, so dass auch die Nutzung der Randbereiche dieser Linsenordnung nicht zu nicht akzeptablen Verzeichnungsfehlern führt.

[0026] Gemäß Anspruch 18 kann man die erste Linsenordnung aus nur einer optischen Komponente aufbauen, die sehr einfache Geometrie aufweist.

[0027] Auch die Weiterbildungen der Erfindung gemäß den Ansprüchen 19 und 20 geben besonders einfache Möglichkeiten an, die mittlere Linsenordnung bzw. die wandlerseitige Linsenordnung zu realisieren.

[0028] Eine Kamera, wie sie in Anspruch 21 angegeben ist, eignet sich besonders gut zur Verwendung für dentale Zwecke, da die Betrachtungsrichtung zur Achse des Handstückes geneigt ist, insbesondere senkrecht auf dieser steht.

[0029] Die Weiterbildung der Erfindung gemäß Anspruch 22 ist im Hinblick auf ein einfaches Reinigen und sterilisieren der Kamera von Vorteil.

[0030] Eine Kamera gemäß Anspruch 23 kann sowohl zur Betrachtung eines Gegenstandes aus unmittelbarer Nähe als auch zur Betrachtung eines Gegenstandes aus größerer Entfernung verwendet werden. Bei einer dentalen Kamera kann der Arzt zum Beispiel Einzelheiten eines Zahnes oder einen Gesamtüberblick über das Gebiss aufnehmen.

[0031] Anspruch 24 gibt eine besonders einfache Möglichkeit der Einstellung des Aufnahmeabstandes.

[0032] Bei einer Kamera gemäß Anspruch 25 ist die Einstellung des Aufnahmeabstandes möglich, ohne dass ein bewegtes Teil durch die Wand des Kameragehäuses hindurchgeführt werden muss.

[0033] Nachstehend wird die Erfindung anhand von Ausführungsbeispielen unter Bezugnahme auf die Zeichnung näher erläutert. In dieser zeigen:

Figur 1: eine axiale Schnitt durch eine dentale Kamera;

Figur 2: eine schematische Ansicht der Optik der dentalen Kamera nach Figur 1;

Figur 3: eine ähnliche Ansicht wie Figur 1, in welcher jedoch eine abgewandelte Verstellmechanik für den Bildwandler gezeigt ist;

Fig. 4: eine Aufsicht auf den Kopf einer Diagnosekamera sowie eine schematische Darstellung der mit dem Bildwandler der Kamera zusammen arbeitenden Betriebseinheit; und

Fig. 5: eine schematische Darstellung einer abgewandelten Kamera, die an optisch schwer zugänglichen Stellen verwendet wird.

[0034] Die in der Zeichnung wiedergegebene dentale Kamera hat ein Gehäuse 10, das als Plastikspritze hergestellt ist. Das Gehäuse 10 ist als einstückiges Gehäuse wiedergegeben; es versteht sich, dass der Fachmann es je nach den Herstellungserfordernissen als mehrteiliges Gehäuse konstruieren kann, wobei die verschiedenen Gehäuseteile dann unter Zwischenschaltung von Dichtungen dicht miteinander verbunden werden oder miteinander verklebt oder verschweißt werden.

[0035] Das Gehäuse 10 hat einen Griffabschnitt 12, der im wesentlichen die Form einer an den Enden geschlossenen zylindrischen Hülse hat. Der Griffabschnitt 12 trägt an seinem freien Ende einen sich verjüngenden und abgewinkelten Gehäuseabschnitt 14, dessen nach unten gewandtes Ende durch ein Eintritts-Fenster 16 und ein danebenliegendes Lichtaustritts-Fenster 17 bündig und dicht verschlossen ist.

[0036] Das Eintrittsfenster 16 ist zugleich als Kantenfilter ausgebildet. Es kann sich hierbei um ein Farbglasfilter mit einer Kante bei etwa 550 nm handeln, wie es von der ITOS-Gesellschaft für technische Optik mbH unter der Bezeichnung OG 550 vertrieben wird. Ein Farbglasfilter mit einer näher bei der Wellenlänge des UV-Lichtes liegenden Kante ist z.B. das Filter GG 495 der Firma Schott.

[0037] In dem Gehäuse 10 ist eine insgesamt mit 4 bezeichnete Optik angeordnet, die ein schematisch angedeutetes Objekt 6 (Zahn oder Kieferbogen) auf einen Bildwandler 8 abbildet. Bei dem Bildwandler 8 kann es sich um ein Farb-CCD handeln.

[0038] In dem abgewinkelten Teil des Gehäuseabschnittes 14 ist ein Umlenkspiegel 18 angeordnet, der unter 45 Grad zur Achse des Griffabschnittes 12 und zur Achse des Fensters 16 angestellt ist und auch als Umlenkprisma, beispiels-

EP 2 338 410 A1

weise als Rechtwinkel- oder Pentaprisma, ausgebildet sein kann.

[0039] Im Strahlengang hinter dem Umlenkspiegel 28 ist eine Linse 22 angeordnet, die eine konkave vordere Stirnfläche 24 und eine konvexe hintere Stirnfläche 26 aufweist.

[0040] Unter größerem Abstand von der Linse 22 ist eine Zwischenlinse 28 angeordnet, welche eine konvexe objektseitige Stirnfläche 30 und eine konvexe wandlerseitige Stirnfläche 32 aufweist.

[0041] Wiederum eine größere Strecke hinter der Zwischenlinse 24 ist eine wandlerseitige Linse 34 vorgesehen, die eine konvexe objektseitige Stirnfläche 36 und eine konvexe wandlerseitige Stirnfläche 38 aufweist.

[0042] Der Bildwandler 8 ist auf einem Schlitten 40 angeordnet, der durch auf der Innenseite des Gehäuses 10 vorgesehene Führungsrippen 42, 44 längs der Achse der Optik 4 bewegbar geführt ist. Auf der einen Längsfläche des Schlittens 40 ist eine Zahnstange 46 ausgebildet, die mit einem Zahnrad 48 kämmt, welches drehbar am Gehäuse 10 gelagert ist und mit einem Zahnradabschnitt durch das Gehäuse 10 nach außen übersteht. Durch Drehen des Zahnrades 48 kann somit der Bildwandler 8 längs der Achse der Optik 4 verstellt werden.

[0043] In dem Gehäuse 10 ist ein im wesentlichen in axialer Richtung verlaufender Kanal 50 vorgesehen, in welchem ein Lichtleiter 52 vorgesehen ist.

[0044] Hinter dem vom Fenster 17 abgelegenen Ende des Lichtleiters 52 sitzt eine UV-LED 55, die ultraviolettes Licht mit einer Wellenlänge zwischen 390 und 410 nm emittiert. Derartige UV-LEDs werden z.B. von der Firma ETG unter der Typ-Bezeichnung ETG-3UV400-30 vertrieben. Das Halbleitermaterial ist ein InGaN, welches im blauen UV emittiert. In die LED ist eine Linse integriert, so daß man insgesamt ein sehr schmales Lichtbündel erhält.

[0045] Ein Endabschnitt des Kanals 50 und des Lichtleiters 52 sind so abgewinkelt, dass auf den Lichtleiter 52 gegebenes Licht den Lichtleiter 52 leicht geneigt zur Achse des Fensters 17 verlässt, wie bei 54 gezeigt.

[0046] Der Bildwandler 8 und der Lichtleiter 52 sind über eine in der Zeichnung nicht wiedergegebene (dort rechts zu denkende) Steckverbindung mit einer Bildauswerteelektronik verbunden.

[0047] Der Strahlengang der Optik 4 ist in Figur 2 nochmals genauer gezeigt. Der besseren Darstellbarkeit halber wurden die Verhältnisse so gezeigt, wie sie bei einer Geradsicht-Kamera bestehen würde, die man aus der Kamera nach Figur 1 erhält, wenn man den als Umlenkprisma ausgebildeten Umlenkspiegel 18 durch eine planparallele Glasplatte gleicher optischer Dicke ersetzt und das Fenster 16 auf der Achse des Griffabschnittes 12 vorsieht. Die verschiedenen optischen Komponenten sind wieder so bezeichnet wie in Figur 1. Zusätzlich sind verschiedene Strahlen eingezeichnet, die von unterschiedlichen Punkten des Objektes 6 zu zugeordneten Punkten auf der Oberfläche des Bildwandlers 8 führen.

[0048] Man erkennt, dass bei der in Figur 2 gezeigten Optik der Gesichtsfeldblende B^* ein Bild B konjugiert ist, welches in der Nähe der Linse 22 angeordnet ist. Man erkennt, dass bei solcher Lage der Gesichtsfeldblende B^* bzw. des Bildes B derselben die objektseitige Linse 22 im wesentlichen in ihrem mittleren Bereich genutzt wird, die Zwischenlinse 28 auch in ihren Randbereichen genutzt wird und die wandlerseitige Linse 34 wieder nur in ihrem zentralen Bereich genutzt wird.

[0049] Aufgrund der gezeigten Anordnung der drei Linsen, bei welcher die Zwischenlinse 28 sowohl von der objektseitigen Linse 22 als auch von der wandlerseitigen Linse 34 deutlich beabstandet ist, braucht die Zwischenlinse 28 keine scharf gekrümmten Oberflächen zu haben. Hierdurch werden optische Aberrationen reduziert. Die Tatsache, dass in der Zwischenlinse 28 auch die Randbereiche genutzt werden, führt somit nicht zu einer nicht hinnehmbaren Verzeichnung des Bildes.

[0050] Die nachstehende Tabelle gibt ein konkretes Ausführungsbeispiel für eine Möglichkeit der Realisierung der Optik 4 an. Die Verhältnisse entsprechen der Darstellung von Figur 2.

[0051] Dabei ist jeweils aufgeführt die Nummer der Stirnfläche (Bezugszeichen von Figur 1 bzw. 2), der Krümmungsradius der entsprechenden Stirnfläche, die Dicke der Materialschicht, die sich an die Stirnfläche anschließt, und die Art des optischen Mediums (Glasart; L = Luft), welches hinter der entsprechenden Fläche liegt. In der letzten Spalte ist der Durchmesser der jeweiligen Stirnfläche angegeben. Längeneinheit ist jeweils 1 mm.

Fläche	Radius	Dicke	Glas	Durchmesser
Objekt	∞	9	L	13, 21
19	∞	4	SF8	3,80
21	∞	0, 76	L	1,54
24	-2,31	4,00	N-LASP30	3,00
26	-2,65	11,83	L	3,00
30	24,30	4	N-LASF30	7,50
32	-11,94	20,84	L	7,50
36	12,15	4,00	N-ZK7	7,50
38	-8,82	0,56	L	7,50

EP 2 338 410 A1

(fortgesetzt)

	Fläche	Radius	Dicke	Glas	Durchmesser
5	Blende B*	∞	15,13	L	0,98
	Wandler	∞			4,85

[0052] Soweit in der Spalte Glas "L" angegeben ist, handelt es sich um Luftstrecken. Die Glastypeen entsprechen dem Katalog für optische Gläser der Firma Schott.

[0053] Das Ausführungsbeispiel nach Figur 3 entspricht weitgehend demjenigen nach Figur 1; entsprechende Komponenten sind wieder mit denselben Bezugszeichen versehen und werden nicht nochmals im einzelnen beschrieben.

[0054] Beim Ausführungsbeispiel nach Figur 3 ist der Schlitten 40 mit einer Gewindebohrung 58 versehen, in welcher eine Gewindespindel 60 läuft. Die Gewindespindel 60 wird von einem Elektromotor 62 angetrieben, der vom Gehäuse 10 getragen ist. Die Versorgungsleitungen für den Elektromotor 62 gehen genauso über die rechts von Figur 3 zu denkende Steckverbindung zu einem Versorgungsschlauch wie die Anschlussleitungen des Bildwandlers 8 und der Lichtleiter 52.

[0055] Auf diese Weise kann der Wandler 8 längs der Achse der Optik 4 verstellt werden, ohne dass eine mechanische Durchführung durch die Wand des Gehäuses 10 vorgesehen werden müsste.

[0056] In Abwandlung der oben beschriebenen Ausführungsbeispiele kann man das Eintrittsfenster 16 auch als vollständig transparentes Fenster ausbilden und ein zusätzliches Farbfilter 59 auf den Umlenkspiegel 18 setzen, was den Vorteil hat, daß das Filter zweimal vom Beobachtungslicht durchsetzt wird. Nochmals alternativ kann man auch das Farbfilter 59 vor den Schlitten 50 setzen, wie gestrichelt dargestellt, oder direkt über den Bildwandler 8 legen.

[0057] Beim Ausführungsbeispiel nach Fig. 4 sind Bauelemente, die obenstehend unter Bezugnahme auf die Fig. 1 bis 3 schon erläutert wurden, wieder mit denselben Bezugszeichen versehen. Sie brauchen nachstehend nicht nochmals detailliert beschrieben werden.

[0058] Um das kreisförmige Eintrittsfenster 16 herum sind in Umfangsrichtung gleich verteilt vier Weißlicht-LEDs 64 verteilt. Zwischen diesen liegen ebenfalls in Umfangsrichtung gleich verteilt vier UV-LEDs 66.

[0059] Die Weißlicht-LEDs 64 sind mit dem Ausgang einer Betriebsschaltung 68 verbunden, welche die Weißlicht-LEDs 64 jeweils nach Wahl durchgehend oder für Zeitspannen einschaltet.

[0060] Ähnlich sind die UV-LEDs 55 mit einer Betriebsschaltung 70 verbunden, welche die UV-LEDs jeweils für kurze Zeitspannen aktiviert.

[0061] Die Steuerung der Betriebsschaltung 70 erfolgt durch einen Taktgeber 72, der neben erste und zweiten Aktivierungsimpulsen für die Betriebsschaltung 70 und ggf. 68 (falls getaktet, was hier angenommen wird) noch gegenüber diesen beiden phasenverschobene Steuerimpulse bereitstellt. Diese werden somit zu Zeitpunkten erzeugt, in denen die UV-LEDs (und ggf. die Weißlicht-LEDs, falls getaktet) nicht arbeiten.

[0062] Mit den beiden Taktimpulsen und den Steuerimpulsen des Taktgebers 72 ist ein Rechenkreis 74 beaufschlagt. Dieser ist an seinem Eingang mit dem Ausgang des Bildwandlers 8 verbunden.

[0063] Jedesmal dann, wenn der Taktgeber 72 einen ersten Aktivierungsimpuls erhält, lädt er aus einem mit ihm verbundenen Bildspeicher 76 das bisher auf integrierte Fluoreszenz-Bild und zählt amplitudenmäßig das gerade vom Bildwandler 8 geladene Bild hinzu. Dann speichert er das so erhaltene Gesamtbild wieder in den Bildspeicher 76 zurück.

[0064] Jedesmal dann, wenn der Taktgeber 72 einen zweiten Aktivierungsimpuls erhält, lädt er aus einem mit ihm verbundenen Bildspeicher 76 das bisher auf integrierte Weißlicht-Bild und zählt amplitudenmäßig das gerade vom Bildwandler 8 geladene Bild hinzu. Dann speichert er das so erhaltene Gesamtbild wieder in den Bildspeicher 76 zurück.

[0065] Erhält der Rechenkreis 74 einen Steuerimpuls, so lädt er ebenfalls den Inhalt des Bildspeichers 76 (Fluoreszenz-Bild und Weißlicht-Bild) und zieht von diesem das vom Bildwandler 8 erhaltene Bild amplitudenmäßig ab und speichert das so erhaltene neue Gesamtbild wieder in den Bildspeicher 76 zurück.

[0066] Man erkennt, daß auf diese Weise der Bildspeicher 76 ein Fluoreszenz-Bild enthält, welches nur die von Bakterien erzeugte Fluoreszenz zeigt, bei der jedoch das durch Umgebungslicht erzeugte Hintergrundbild abgezogen ist.

[0067] Gleiches gilt für das Weißlicht-Bild.

[0068] Der Inhalt des Bildspeichers 76 kann auf einem Bildschirm 78 dargestellt werden.

[0069] In Abwandlung des Ausführungsbeispiels nach Fig. 4 kann man die Weißlicht-LEDs 64 auch durch weitere UV-LEDs ersetzen, die bei einer anderen Wellenlänge arbeiten als die UV-LEDs 66. Auch kann man sowohl Weißlichtdioden als auch mehrere Sätze bei unterschiedlichen Wellenlängen arbeitender UV-LEDs vorsehen. Die Ansteuerung der verschiedenen LEDs wie oben beschrieben.

[0070] Dabei erfolgt für die weiteren Sätze von UV-LEDs das Abziehen des Hintergrundbildes genauso wie oben beschrieben.

[0071] Zusätzlich kann man die mit den verschiedenen Sätzen von UV-LEDs erhaltenen Bilder additiv oder subtraktiv

zusammensetzen, um zusätzliche Strukturen in den Kranken Geweben zu erkennen.

[0072] Beim Ausführungsbeispiel nach Fig. 5 sind Bauelemente, die obenstehend schon beschrieben wurden, wieder mit denselben Bezugszeichen versehen.

[0073] Die Kamera ist nur in ihren wichtigsten Bestandteilen gezeigt. Zum Beobachten sehr schlecht zugänglicher Bereiche, wie eines tiefen Spaltes, wie den Nasennebenhöhlen, dem Ohr oder einem Zahnwurzelspalt, findet anstelle einer Linsenoptik eine Faseroptik Verwendung. Diese ist schematisch bei 80 wiedergegeben.

[0074] Die UV-LED 55 beleuchtet das hintere Ende der Faseroptik 80 über einen dichroitischen Strahlteiler 82 mit einer wellenlängendispersiven Schicht 84, und das durch die Faseroptik 80 zurückkehrende Beobachtungslicht wird über den Strahlteiler 82 auf einen Bildwandler 8 gegeben, der nur noch ein Pixel zum Erfassen des Lichtes braucht, z.B. durch eine lichtempfindliche Diode oder einen Fototransistor gebildet sein kann.

[0075] Bei der in Fig. 5 gezeigten Kamera wird das UV-Licht durch die für sie durchlässige Schicht 84 und die Faseroptik 60 zu dem zu untersuchenden Bereich geleitet.

[0076] Das zurücklaufende Beobachtungslicht läuft durch die Faseroptik 80 zurück und gelangt über die dichroitische Schicht 84 auf den Bildwandler 8.

[0077] Die Faseroptik 80 kann, falls gewünscht, zwei getrennte Teilbündel umfassen, von denen das eine das zum zu untersuchenden Bereich laufende UV-Licht und das andere das von dem zu untersuchenden Bereich zurücklaufende Beobachtungslicht leitet.

[0078] Im Falle von Verunreinigungen an der Untersuchungsstelle, z.B. im Wurzelspalt, kann es zweckmäßig sein, den zu untersuchenden Bereich von Verschmutzungen wie Blutz freizuhalten. Man kann dann parallel zur Faseroptik 80 eine Hohlleiter 86 vorsehen, durch welche eine Spülflüssigkeit zum zu untersuchenden Bereich bepumpt wird.

[0079] In weiterer Abwandlung kann man auch die Faseroptik 80 selbst so auslegen, daß sie zugleich als Fluidkanal dient, durch welchen eine Spülflüssigkeit zum zu untersuchenden Bereich geleitet wird.

[0080] Das Einspeisen der Flüssigkeit erfolgt dann durch eine transversale Bohrung am Einkoppelende der Faseroptik.

[0081] Die oben beschriebene Kamera ist aufgrund ihrer hohen Empfindlichkeit dazu geeignet, die Eigenfluoreszenz von Bakterien nutzend gesunde und kranke Gewebereiche zu unterscheiden. Es versteht sich, daß man diese Kamera aber auch dann verwenden kann, wenn die Bakterien durch einen zusätzlich applizierten Fluoreszenzmarker markiert worden sind. Solche Marker werden vorzugsweise vor der Untersuchung in flüssiger Lösung dem zu untersuchenden Bereich zugeführt und reichern sich spezifisch an den zu untersuchenden Bakterien an. Verwendet man eine Fasersensor-Kamera, kann der Fluoreszenzmarker vor der Untersuchung durch deren Fluidkanal (Hohlräume der Faseroptik oder zusätzliche Hohlleiter) zugeführt werden.

[0082] Folgende weitere Abwandlungen der Erfindung sind möglich:

Da die Fluoreszenz in der Intensität sehr schwach sein kann und weiterhin breitbandiges Störlicht z.B. durch andere fluoreszierende Zellen oder Umgebungslicht vorhanden sein kann, kann es zweckmäßig sein, mit mehreren Photodetektoren, welche bei unterschiedlichen Wellenlängen empfindlich sind, sowohl die Intensität des Störsignals als auch die Intensität des Fluoreszenzsignals, welches mit dem Störsignal ebenfalls überlagert ist, zu messen und durch Differenzbildung das Fluoreszenzsignal zu gewinnen.

[0083] Eine andere Möglichkeit, ein Störsignal durch Umgebungslicht zu unterdrücken, kann darin bestehen, das Anregungslicht zu pulsen und während dieser Zeit und der Abklingzeit des Fluoreszenzsignals die abgestrahlte Intensität zu integrieren und während eines späteren vorzugsweise gleich lang dauernden Zeitintervalls die Störlichtintensität zu integrieren, so daß ebenfalls aus der Differenz der beiden Signale das Fluoreszenzsignal gewonnen wird.

[0084] Beispielsweise wird mit einer ultravioletten bis blauen Halbleiter- oder Halbleiterlaserdioden ein zu untersuchender Bereich beleuchtet, und mit einer CCD-Kamera wird die Fluoreszenz beobachtet. Hierzu wird die Beleuchtungseinrichtung der oben beschriebenen Kamera mit entsprechenden UV-Leucht- bzw. Laserdioden ausgestattet, und in den Strahlengang der Optik ein Farbglasfilter mit Kantencharakteristik (z.B. GG495 von Schott) eingefügt, welches das Anregungslicht vollständig absorbiert und das Fluoreszenzlicht zum CCD-Bildwandler durchläßt. Das Umgebungslicht oder anderes Störlicht kann analog zu obigem Verfahren durch Zeittaktung von Anregungslicht und gleichzeitige sowie ungleichzeitige Detektion des Fluoreszenz- und des Störlichtbildes bzw. im Spektralbereich durch Durchschalten zweier optischer Filter zum Messen der Störlicht- und Emissionslichtintensität erfolgen.

[0085] Auch kann eine Auswertung der Farbverschiebung bei einem Farb-CCD-Bildwandler erfolgen.

[0086] Auch kann die Fluoreszenz der Bakterien durch bestimmte Substanzen, mit welchen zuvor der Mundraum gespült worden ist, verstärkt werden. So ist z.B. aus der photodynamischen Krebstherapie bekannt, daß Aminolävulin säure und Derivate hiervon in Krebszellen in Porphyrine umgewandelt werden, welche dort nur schwer wieder abgebaut werden. Das gleiche ist in vielen Bakterien der Fall. Also kann Mundspülung mit einer solchen Substanz das Fluoreszenzsignal erhöhen.

[0087] In dem geschilderten Anwendungsbeispiel mit einer Kamera ist die Untersuchung eines gesamten Ortsbereiches simultan möglich. So können z.B. beginnende Karieserkrankungen an Zahnoberflächen sichtbar gemacht werden.

[0088] Aber es ist auch möglich Hauterkrankungen, wie Akne, die durch optisch anregbare Bakterien verursacht wird, oder Hautmelanome, in denen die Porphyrin-Konzentration durch erhöhten Stoffwechsel gegenüber Leberflecken deutlich vergrößert ist, sichtbar zu machen.

[0089] Zur Abschottung des Meßbereiches gegen Störlicht kann man eine zylindrisch oder kegelförmig geformte Kappe auf das Eintrittsfenster der Kamera stecken.

[0090] Da die durch die Lichtintensitäten ausgelösten Ströme im CCD-Bildwandler gegenüber dem Dunkelstrom des Bildwandlers gering sein können, ist für einen sehr empfindlichen Nachweis der CCD-Bildwandler z.B. mit einem Peltierelement zu kühlen.

[0091] Möchte man in einem schwer optisch zugänglichen Spalt, wie z.B. den Nasennebenhöhlen, dem Ohr, oder dem Zahnwurzelspalt, eine Erkrankung diagnostizieren, ist der Bereich entweder mit einem Endoskop, welches eine oben beschriebene Videokamera mit Beleuchtungsquelle enthält, zu beleuchten und abzufilmen oder man beschränkt sich auf die lokale Anwendung mit einem nicht bildgebenden System.

[0092] Dieses kann so ausgelegt sein, daß das LED- oder Laserlicht durch eine Lichtleitfaser zu dem zu untersuchenden Bereich geleitet wird. Parallel zu dieser Faser kann eine zweite Faser verlaufen, welche die von dem Bereich emittierte Fluoreszenz aufnimmt und an einen Photodetektor weiterleitet.

[0093] Weiterhin kann es im Falle von Messungen im Wurzelspalt z.B. zweckmäßig sein, den zu untersuchenden Bereich von Verschmutzungen wie Blut freizuhalten, um einen optischen Zugang zum Untersuchungsfeld zu haben. In diesem Fall kann eine weitere Hohlleiter angewendet werden, durch welche eine Spülflüssigkeit zu dem zu untersuchenden Bereich gepumpt wird.

[0094] Eine weitere Ausgestaltung der Erfindung besteht darin, mit nur einer Faser sowohl das Anregungslicht zuzuführen als auch das Fluoreszenzlicht abzunehmen. In diesem Fall ist auf der Einkopplenseite des Laserlichtes bzw. Detektionsseite des Fluoreszenzlichtes ein Strahlteiler vorzusehen, der z.B. wellenlängendispersiv beschichtet sein kann, so daß das blaue Laserlicht transmittiert, das Fluoreszenzlicht jedoch um 90° reflektiert wird.

[0095] Auch ist es möglich, die Faser teilweise als Hohlleiter auszuliegen, so daß die Spülflüssigkeit durch die Faser zu der zu untersuchenden Oberfläche geleitet wird. In diesem Fall muß in dem Laser zugewandten Endbereich die Flüssigkeit durch eine seitliche Bohrung eingespeist werden.

[0096] Die oben aufgeführten erfindungsgemäßen Diagnostik-Kameras können auch angewendet werden, wenn die Bakterien durch einen zusätzlich applizierten Fluoreszenzmarker markiert worden sind. Solche Marker werden vorzugsweise vor der Untersuchung in flüssiger Lösung dem zu untersuchenden Bereich zugeführt und reichern sich spezifisch an den zu untersuchenden Bakterien an. Im Falle eines Faserbildwandlers kann der Fluoreszenzmarker vor der Untersuchung durch die Spülfaser zugeführt werden.

[0097] Bei hohem Anreicherungsgrad des Fluoreszenzmarkers in dem Untersuchungsgebiet ist es weiterhin möglich, nicht die Fluoreszenz nachzuweisen, sondern die Absorption des Fluoreszenzmarkers in dem Untersuchungsgebiet. Diese Nachweismethode ist jedoch i.a. unempfindlicher als der Fluoreszenznachweis. Apparativ ist er möglich, indem die optischen Komponenten für farbliche Trennung des Emissionssignals in dem Diagnostikgerät entfernt werden.

[0098] Mittels dieser Methode wäre zum Beispiel auch eine Detektion des verfärbten Zahnsteines auf der Zahnwurzel in der Zahntasche möglich. Dies Verfahren ist z.B. zur Analyse des Reinigungsgrades der Zahnwurzel von Zahnstein bei einer Vektorbehandlung angebracht.

[0099] Da das absolute Fluoreszenzsignal u.a. von der Ankoppeffizienz der Optik, dem Abstand der Beleuchtung und der Oberflächenrauigkeit sowie an die Region angrenzenden Restaurationsmaterialien abhängt, ist der Erkrankungsgrad oft nicht ohne weiteres aus der absoluten Fluoreszenzintensität feststellbar.

[0100] In diesem Fall, bietet sich eine weitere Ausgestaltung der Erfindung an. Dazu wird die Eigenschaft ausgenutzt, daß bei UV-Anregung gesundes Zahnmaterial ebenfalls fluoresziert, aber mit einem anderen Emissionsspektrum. Tritt ein Erkrankungszustand ein, verändert sich das Emissionsspektrum dadurch, daß ein Teil des Anregungslichtes in den Bakterien bzw. befallenen Zellen in ein Emissionslicht anderer Wellenlänge umgewandelt wird. Diese Veränderung des Spektrums gegenüber dem gesunden Zustand kann mit einem farbempfindlichen Bildwandler in Form einer Farbveränderung erkannt werden. Diese Farbveränderung kann z.B. mit Farbkameras orts aufgelöst erfasst und auf einem Monitor zur Anzeige des Krankheitszustands wiedergegeben werden. Damit ist nicht mehr die absolute Intensität für die Diagnose relevant.

[0101] Generell, kann also erfindungsgemäß das Verhältnis der Intensitäten verschiedener Spektralanteile verwendet werden, um ein Maß für die Erkrankung zu erhalten. Dabei repräsentiert der eine Spektralanteil das von der Erkrankung nicht beeinflusste Referenzsignal und der andere spektralanteil das vorwiegend durch die Erkrankung beeinflusste Signal.

Patentansprüche

1. Medizinische Kamera, mit einem Gehäuse (10), mit einer Lichtquelle (55), einer Optik (22, 28, 34; 80) und einem Bildwandler (8), wobei das Gehäuse (10) ein Eintritts-

EP 2 338 410 A1

fenster (16) für vom Untersuchungsbereich zurücklaufendes Beobachtungslicht aufweist, welches nicht direkt von von der Lichtquelle abgegebene Licht erreicht werden kann, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Lichtquelle (55) eine UV-Lichtquelle ist und daß das Eintrittsfenster (16) als Filter ausgebildet ist oder im Strahlengang zwischen dem Eintrittsfenster (16) und dem Bildwandler (8) ein Filter (59; 84) angeordnet ist.

- 5 2. Kamera nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, daß** das Filter (16; 59; 64) ein Kantenfilter ist.
- 10 3. Kamera nach Anspruch 2, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Filterkante bei einer wellenlänge von 450 nm oder mehr liegt.
- 15 4. Kamera nach Anspruch 3, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Filterkante des Kantenfilters bei 470 nm oder mehr, vorzugsweise bei 550 nm oder mehr liegt.
- 20 5. Kamera nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet, daß** die UV-Lichtquelle mindestens eine UV-LED (55) umfaßt.
- 25 6. Kamera nach Anspruch 5, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Lichtquelle einen Satz von UV-LEDs (55) umfaßt, die regelmäßig verteilt das Eintrittsfenster (16) umgeben.
- 30 7. Kamera nach einem der Ansprüche 1 bis 6, **dadurch gekennzeichnet, daß** die UV-Lichtquelle (55) getaktet betrieben wird.
- 35 8. Kamera nach Anspruch 7, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Dauer und/oder der Abstand der Taktimpulse einstellbar ist.
- 40 9. Kamera nach einem der Ansprüche 1 bis 8, **dadurch gekennzeichnet, daß** zusätzlich eine Weißlichtquelle (64) vorgesehen ist.
- 45 10. Kamera nach Anspruch 9, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Weißlichtquelle eine Mehrzahl von Weißlicht-LEDs (64) umfaßt, welche regelmäßig um das Eintrittsfenster (16) herum verteilt sind und vorzugsweise getaktet betrieben werden.
- 50 11. Kamera nach einem der Ansprüche 7 bis 10, **dadurch gekennzeichnet, daß** ein Taktgeber (72) neben ersten Aktivierungsimpulsen, die zur Ansteuerung der UV-Lichtquelle (55) dienen, Steuerimpulse bereitstellt, welche zu den ersten Taktimpulsen phasenverschoben sind und daß die ersten Taktimpulse und die Steuerimpulse auf einen Rechenkreis (74) gegebene werden, der mit einem Integration-Bildspeicher (76) zusammenarbeitet, wobei der Rechenkreis (72) bei Erhalt eines ersten Taktsignales das Ausgangssignal des Bildwandlers (8) zum Inhalt des Bildspeichers (76) hinzu addiert, während er bei Erhalt eines Steuerimpulses das vom Bildwandler (8) bereitgestellte Bild vom im Bildspeicher (76) gehaltenen integrierten Bild abzieht.
- 55 12. Kamera nach einem der Ansprüche 1 bis 11, **dadurch gekennzeichnet, daß** sie mehrere UV-Lichtquellen (55, 65) umfaßt, die mit unterschiedlicher wellenlänge arbeiten.
- 60 13. Kamera nach Anspruch 12, **dadurch gekennzeichnet, daß** ein Taktgeber (72) erste Taktimpulse zur Aktivierung der ersten UV-Lichtquelle (55) und zweite Taktimpulse zur Aktivierung der zweiten UV-Lichtquelle (64) bereit stellt, die in der Phasenlage zu den ersten Taktimpulsen verschoben sind, und Steuerimpulse bereitstellt, die zu beiden Taktimpulsen in der Phase und ein Rechenkreis (72) mit beiden Taktimpulsen beaufschlagt ist, welcher mit einem Integrations-Bildspeicher (76) zusammenarbeitet und bei Erhalt eines ersten Taktimpulses bzw. eines zweiten Taktimpulses den Inhalt des Bildwandlers (8) zum Inhalt des Bildspeichers (76) addiert oder abzieht und bei Erhalt eines Steuerimpulses den Inhalt des Bildwandlers (8) zum Inhalt des Bildspeichers (76) von diesem abzieht.
- 65 14. Kamera nach einem der Ansprüche 1 bis 13, **dadurch gekennzeichnet, daß** die Optik (80) eine Faseroptik umfaßt.
- 70 15. Kamera nach einem der Ansprüche 1 bis 14, **gekennzeichnet durch** eine Einrichtung (86) zum Zuführen eines

EP 2 338 410 A1

Behandlungs- oder Spülfluids zu dem zu untersuchenden Bereich.

5 16. Kamera nach einem der Ansprüche 1 bis 15, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Messbereich durch eine zylindrisch oder kegelförmig geformte Kappe gegen Störlicht abgeschottet ist, welches auf das Eintrittsfenster (16) gesteckt ist.

10 17. Kamera nach einem der Ansprüche 1 bis 16, **dadurch gekennzeichnet, dass** ein Teil des Anregungslichtes in den Bakterien bzw. befallenen Zellen in ein Emissionslicht anderer Wellenlänge umgewandelt wird und diese Veränderung des Spektrums gegenüber dem gesunden Zustand mit einem farbempfindlichen Bildwandler in Form einer Farbveränderung erkannt wird.

15 18. Kamera nach Anspruch 17, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Verhältnis der Intensitäten verschiedener Spektralanteile verwendet wird, um ein Maß für die Erkrankung zu erhalten.

20

25

30

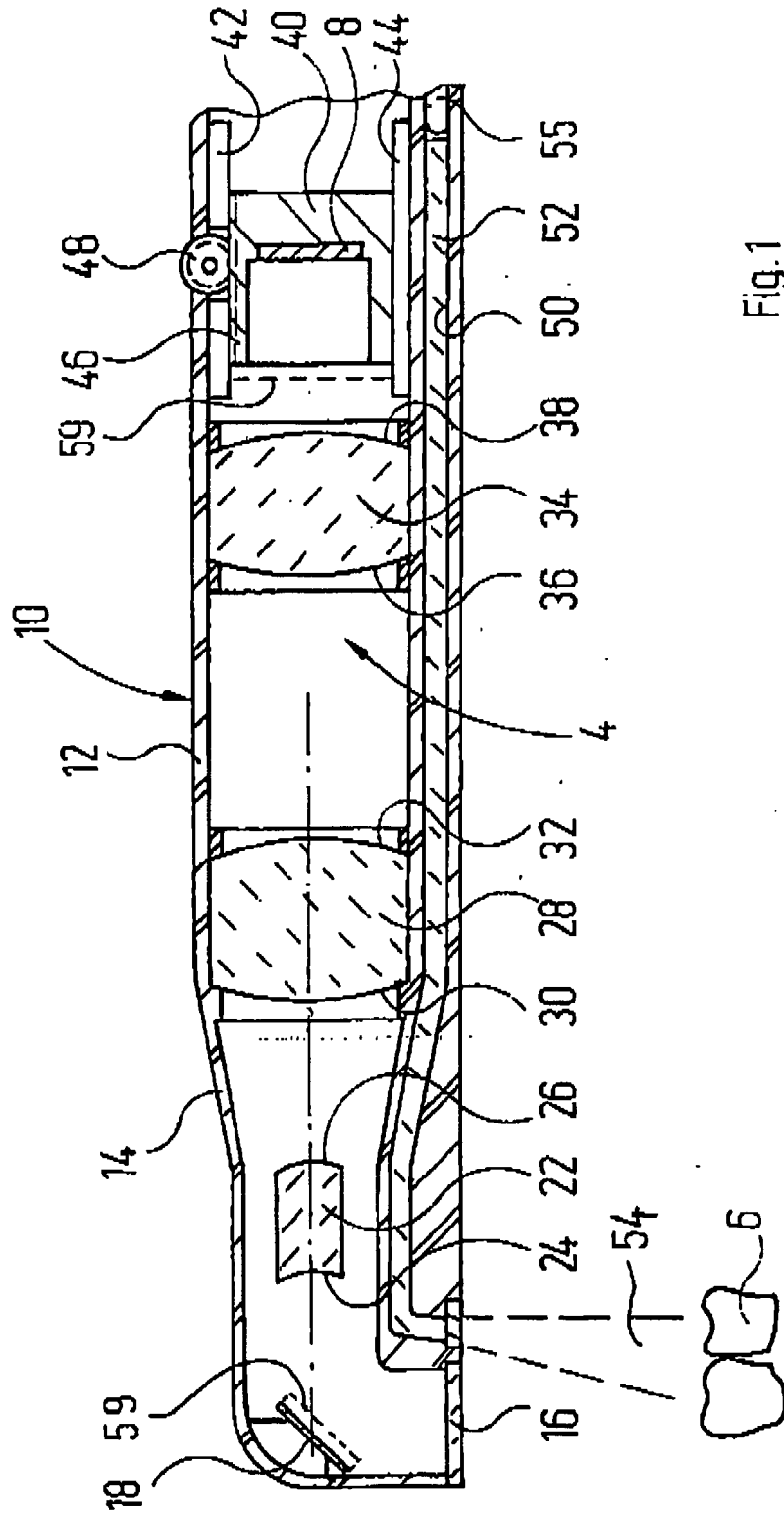
35

40

45

50

55



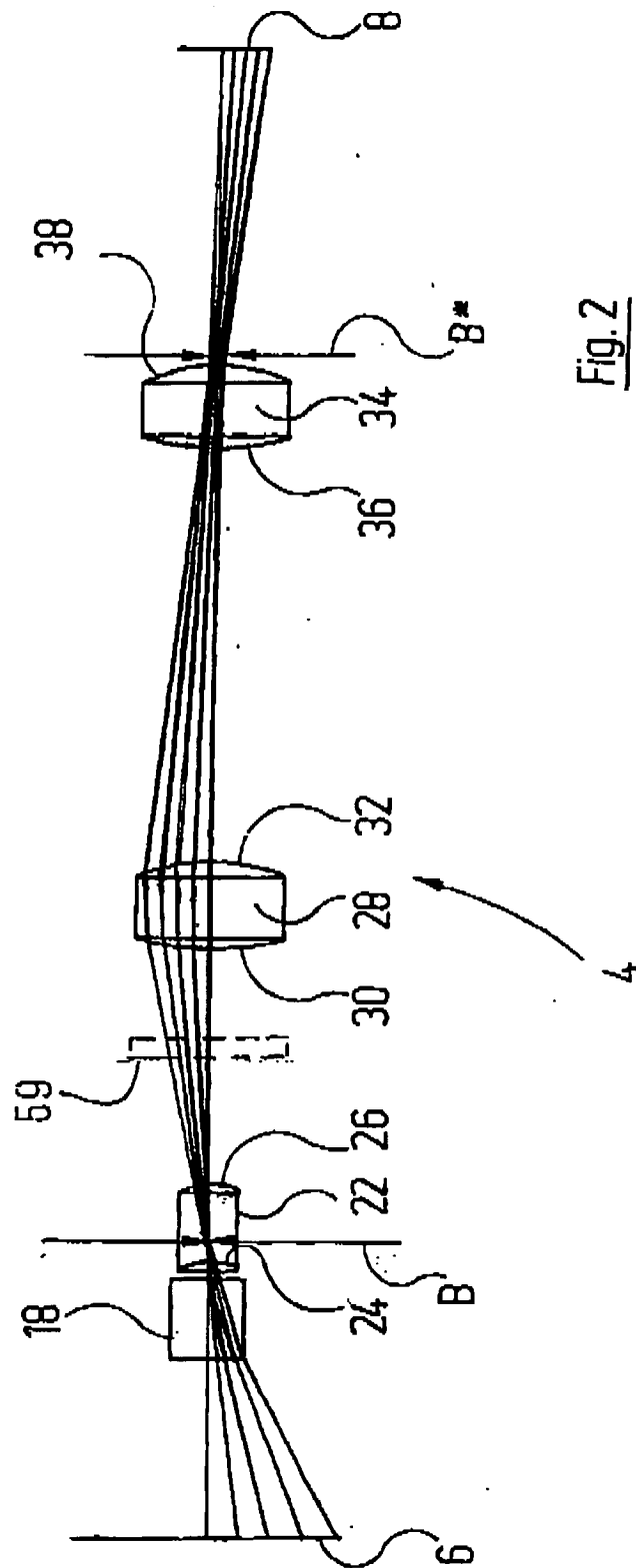


Fig. 2

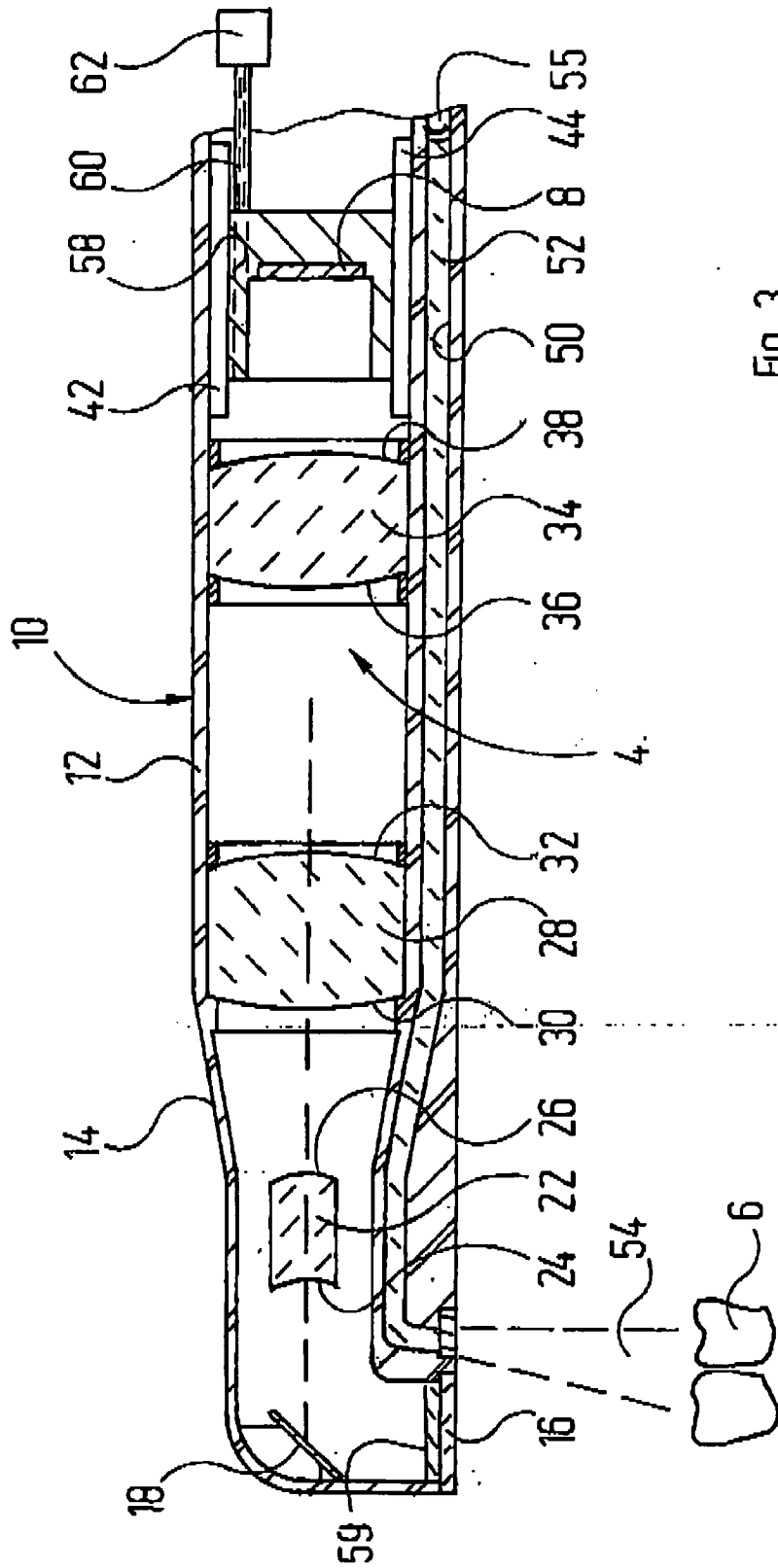


Fig. 3

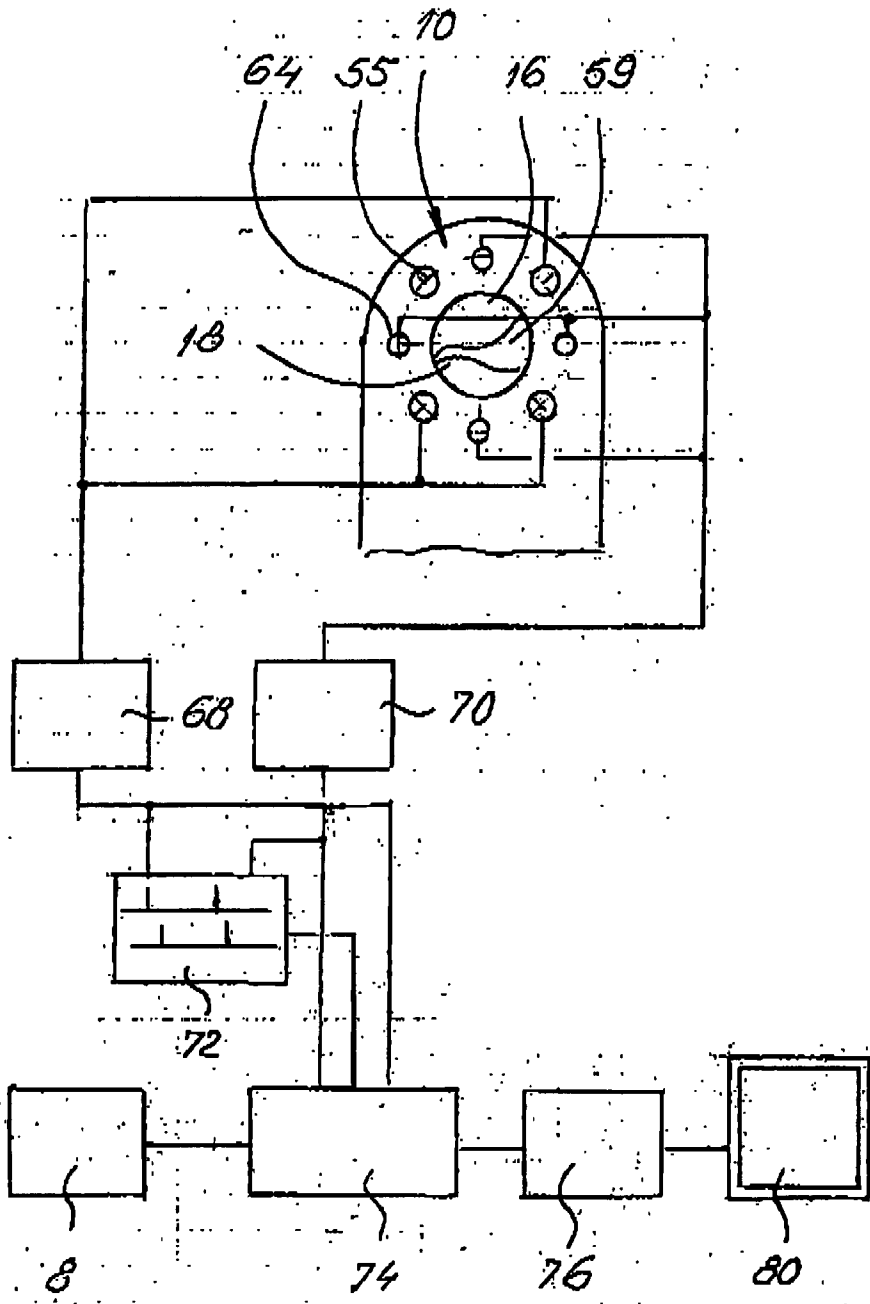


Fig. 4

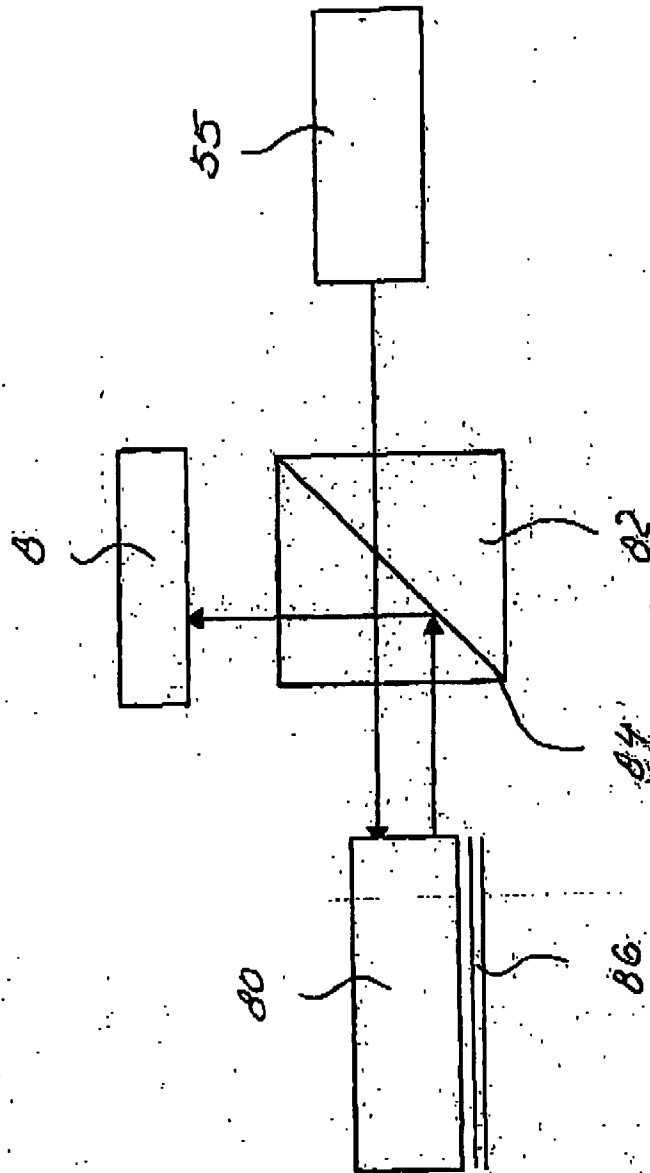


Fig. 5



EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung
EP 11 00 2027

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (IPC)
X	EP 1 099 405 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD) 16. Mai 2001 (2001-05-16) * Absätze [0114] - [0122], [0148], [0149] * * Abbildungen 17-23 * -----	1,14, 16-18	INV. A61B5/00
X	US 6 697 657 B1 (SHEHADA RAMEZ E. N ET AL) 24. Februar 2004 (2004-02-24) * Spalte 5, Zeile 46 - Spalte 7, Zeile 12 * * Spalte 15, Zeile 60 - Spalte 16, Zeile 9 * * Abbildungen 1,2 * -----	1,2,5,7, 14,16-18 3,4,6, 8-10,12, 15	
Y	US 6 697 666 B1 (RICHARDS-KORTUM REBECCA ET AL) 24. Februar 2004 (2004-02-24) * Seite 1, Spalte 4, Zeile 27 - Spalte 5, Zeile 2 * * Spalte 6, Zeilen 45-52 * * Spalte 7, Zeilen 42-44 * * Abbildungen 1,4A,4B,6-8 * -----	3,4,12, 15	
Y	US 6 537 211 B1 (WANG THOMAS D ET AL) 25. März 2003 (2003-03-25) * Spalte 22, Zeilen 18-26 * * Spalte 25, Zeile 56 - Spalte 26, Zeile 13 * * Abbildungen 13,14 * -----	8,9	RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (IPC) A61B
Y	WO 01/26576 A (BRITESMILE, INC) 19. April 2001 (2001-04-19) * Zusammenfassung * * Abbildungen 6,11-17 * -----	6,10	
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort München		Abschlußdatum der Recherche 11. Mai 2011	Prüfer Willig, Hendrik
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE 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		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 & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

2
EPO FORM 1503 03.82 (P/04C03)

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

EP 11 00 2027

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.

11-05-2011

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 1099405	A	16-05-2001	DE 60021679 D1	08-09-2005
			DE 60021679 T2	08-06-2006
			WO 0069324 A1	23-11-2000
			US 6902527 B1	07-06-2005
			US 2004143157 A1	22-07-2004
			US 2008021272 A1	24-01-2008

US 6697657	B1	24-02-2004	AU 752061 B2	05-09-2002
			AU 7830698 A	08-02-1999
			DE 69829664 D1	12-05-2005
			EP 0995095 A2	26-04-2000
			JP 2001509589 T	24-07-2001
			US RE39672 E1	05-06-2007
			WO 9902956 A2	21-01-1999
			US 6124597 A	26-09-2000

US 6697666	B1	24-02-2004	KEINE	

US 6537211	B1	25-03-2003	US 2003191368 A1	09-10-2003

WO 0126576	A	19-04-2001	AU 7867200 A	23-04-2001
			BR 0014588 A	24-06-2003
			CA 2386808 A1	19-04-2001
			CN 1390112 A	08-01-2003
			EP 1229852 A1	14-08-2002
			JP 4559684 B2	13-10-2010
			JP 2003511148 T	25-03-2003
			JP 2010057937 A	18-03-2010
			MX PA02003474 A	10-03-2004
			NO 20021660 A	10-06-2002
			NZ 518224 A	27-01-2006
			NZ 542400 A	31-05-2007
			NZ 554362 A	24-12-2008
			US 2006110700 A1	25-05-2006
			US 2005048434 A1	03-03-2005

EPO FORM P0461

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

专利名称(译)	医用相机		
公开(公告)号	EP2338410A1	公开(公告)日	2011-06-29
申请号	EP2011002027	申请日	2005-05-12
[标]申请(专利权)人(译)	杜尔牙科股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	杜尔牙科AG		
当前申请(专利权)人(译)	杜尔牙科AG		
[标]发明人	THOMS MICHAEL		
发明人	THOMS, MICHAEL		
IPC分类号	A61B5/00 A61B1/005 A61B1/24 A61B19/00 A61C13/00 A61C19/00		
代理机构(译)	奥斯特塔格, 莱因哈德		
优先权	102004024494 2004-05-16 DE		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于医疗牙科目的的照相机具有壳体 (10) , 壳体 (10) 包括白色LED (64) 和布置在滤色器 (16) 前面的窗口 (16) 周围的紫外LED (55) 。滤光片吸收紫外LED产生的光。穿过滤光器的光到达图像转换器 (8) 。通过信号评估电路 (74,76) 去除背景图像, 并且将得到的图像呈现在屏幕 (80) 上。

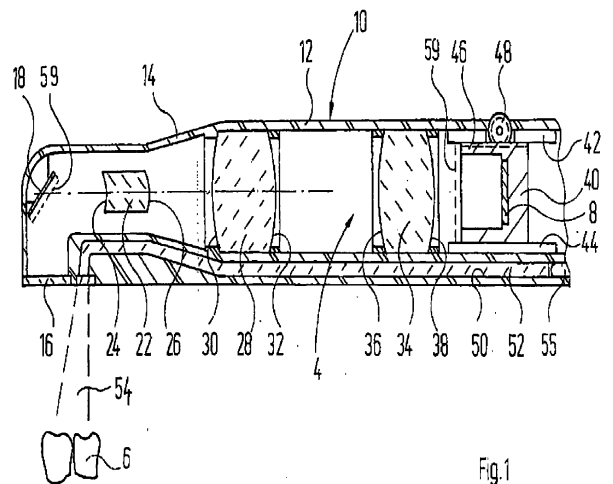


Fig.1