

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum  
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum  
24. November 2005 (24.11.2005)

PCT

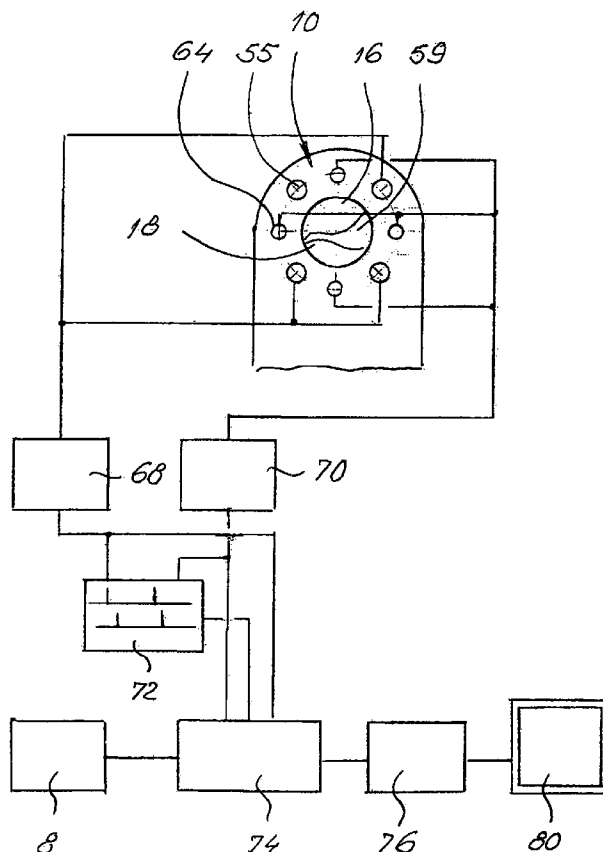
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer  
**WO 2005/110206 A1**

- (51) Internationale Patentklassifikation<sup>7</sup>: **A61B 5/00**
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2005/005133
- (22) Internationales Anmeldedatum:  
12. März 2005 (12.03.2005)
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität:  
10 2004 024 494.4 16. Mai 2004 (16.05.2004) DE
- (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): **DÜRR DENTAL GMBH & CO. KG** [DE/DE]; Höpfigheimer Str. 17, 74321 Bietigheim-Bissingen (DE).
- (72) Erfinder; und
- (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **THOMS, Michael** [DE/DE]; Ernst-Essich-Weg 14, 74321 Bietigheim-Bissingen (DE).
- (74) Anwälte: **OSTERTAG, Reinhard** usw.; Ostertag & Partner, Eibenweg 10, 70597 Stuttgart (DE).
- (81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: MEDICAL CAMERA

(54) Bezeichnung: MEDIZINISCHE KAMERA



(57) Abstract: The invention relates to a camera for medical purposes which comprises a housing (10) in which white light LEDs (64) and UV LEDs (55) are evenly arranged around an entrance window (16). A color filter (59) is disposed behind the entrance window (16) and absorbs the light produced by the UV LEDs. The light permitted to pass reaches an image converter (8), is rid from the background image by means of an evaluation circuit (74, 76) and output on a screen (80).

(57) Zusammenfassung: Eine Kamera für medizinische Zwecke umfasst ein Gehäuse (10), in welchem umein Eintrittsfenster (16) gleich verteilt Weisslicht-LEDs (64) und UV-LEDs (55) angeordnet sind. Hinter dem Eintrittsfenster (16) ist ein Farbfilter (59) angeordnet, welches von den UV-LEDs erzeugtes Licht absorbiert. Das durchgelassene Licht gelangt auf einen bildwandler (8), wird in einer Auswerteschaltung (74, 76) vom Hintergrundbild befreit und auf einem Bildschirm (80) ausgegeben.

WO 2005/110206 A1



TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

- (84) **Bestimmungsstaaten** (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

**Veröffentlicht:**

- mit internationalem Recherchenbericht
- vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eintreffen

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

## Medizinische Kamera

=====

Die Erfindung betrifft eine medizinische Kamera gemäß  
05 dem Oberbegriff des Anspruches 1.

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

Es ist bekannt, daß eine Vielzahl von Bakterien unter  
15 optischer Anregung mit Licht eine Fluoreszenz zeigt,  
welche als qualitatives oder gar quantitatives Merkmal  
einer Erkrankung dienen kann. Die spektralen Eigen-  
schaften der Fluoreszenz werden dabei von bestimmten  
Molekülen, die in den Bakterien vorkommen und z.B. beim  
20 Stoffwechsel der Bakterien entstehen, bestimmt. So ent-  
stehen 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  $630 \pm 50$  nm besitzen.

25.

Zum Nachweis durch solche Bakterien verursachter Er-  
krankungen wird auf den erkrankten Bereich mit Licht  
einer Längswelle eingestrahlt, welche zu einem jeweili-  
gen Fluoreszenzmolekül des Bakteriums paßt. Das vom  
30 Bakterium emittierte Licht wird mit einem Detektor,  
welcher nur auf die Lichtsignale bei der entsprechen-  
den Emissionslängswelle reagiert, nachgewiesen.

Durch die vorliegende Erfindung soll eine medizinische  
35 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.

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

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

15 Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind in Un-  
teransprüchen angegeben.

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

Kantenfilter, wie sie in den Ansprüchen 3 und 4 ange-  
25 geben sind, eignen sich besonders gut für medizinische  
Zwecke.

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

Mit der Weiterbildung der Erfindung gemäß Anspruch 6  
wird eine gleichförmige Ausleuchtung des Gesichtsfeldes  
35 erhalten.

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

10 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.

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

Auch die Weiterbildung der Erfindung gemäß Anspruch  
20 10 dient der gleichförmigen Ausleuchtung des Gesichtsfeldes.

Bei einer Kamera gemäß Anspruch 11 erhält man ein besonders kontrastreiches Bild erkrankter Gewebestellen,  
25 da das Untergrundbildabgezogen wird.

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

Dabei ist wieder die Maßnahme gemäß Anspruch 13 im Hinblick auf ein besonders kontrastreiches Bild von Vorteil.  
35

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

05

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

10 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  
15 Linsenordnung und die wandlerseitige Linsenordnung aus mehreren (in der Regel zwei) Einzellinsen aufgebaut werden. Aus diesem Grunde sind die Optiken für derartige Kameras teuer.

Eine Kamera gemäß Anspruch 16 kann bei weiterhin guten  
20 Abbildungseigenschaften preiswerter hergestellt werden kann.

Bei nicht telezentrischem Strahlengang, kann man bei  
25 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  
30 auch die Montage der Optik vereinfacht ist.

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  
35

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  
05 nicht akzeptablen Verzeichnungsfehlern führt.

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

10

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.

15

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.

20

Die Weiterbildung der Erfindung gemäß Anspruch 22 ist im Hinblick auf ein einfaches Reinigen und Sterilisieren der Kamera von Vorteil.

25 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  
30 Gesamtüberblick über das Gebiss aufnehmen.

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

35 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.

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

10    Figur 1: eine axiale Schnitt durch eine dentale Kamera;

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

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

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

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

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

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.

10

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.

20 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.

25 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, beispielsweise als Rechtwinkel- oder Pentaprisma, ausgebildet sein kann.

30

Im Strahlengang hinter dem Umlenkspiegel 18 ist eine Linse 22 angeordnet, die eine konkave vordere Stirnfläche 24 und eine konvexe hintere Stirnfläche 26 aufweist.

35

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.

05

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.

10

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 15 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 20 Optik 4 verstellt werden.

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

25

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 30 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.

35 Ein Endabschnitt des Kanales 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.

- 05 Der Bildwandler 8 und der Lichtleiter 52 sind über eine in der Zeichnung nicht wiedergegebene (dort rechts zu denkende) Steckverbindung mit einer Bildauswerteelektronik verbunden.
- 10 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 ausge-
- 15 bildeten 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
- 20 eingezeichnet, die von unterschiedlichen Punkten des Objektes 6 zu zugeordneten Punkten auf der Oberfläche des Bildwandlers 8 führen.

Man erkennt, dass bei der in Figur 2 gezeigten Optik

25 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,

30 die Zwischenlinse 28 auch in ihren Randbereichen genutzt wird und die wandlerseitige Linse 34 wieder nur in ihrem zentralen Bereich genutzt wird.

Aufgrund der gezeigten Anordnung der drei Linsen, bei

35 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  
 05 der Zwischenlinse 28 auch die Randbereiche genutzt werden, führt somit nicht zu einer nicht hinnehmbaren Verzeichnung des Bildes.

Die nachstehende Tabelle gibt ein konkretes Ausführungs-  
 10 beispiel für eine Möglichkeit der Realisierung der Optik 4 an. Die Verhältnisse entsprechen der Darstellung von Figur 2.

Dabei ist jeweils aufgeführt die Nummer der Stirnfläche  
 15 (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  
 20 Spalte ist der Durchmesser der jeweiligen Stirnfläche angegeben. Längeneinheit ist jeweils 1 mm.

	Fläche	Radius	Dicke	Glas	Durchmesser
25	Objekt	$\infty$	9	L	13,21
	19	$\infty$	4	SF8	3,80
	21	$\infty$	0,76	L	1,54
	24	-2,31	4,00	N-LASF30	3,00
	26	-2,65	11,83	L	3,00
30	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
	Blende B*	$\infty$	15,13	L	0,98
35	Wandler	$\infty$			4,85

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

05

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.

10

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.

20

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.

25

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 Beobachtungslight 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.

35

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.

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.

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.

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

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.

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.

Jedesmal dann, wenn der Taktgeber 72 einen ersten Akti-

vierungsimpuls 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  
05 Gesamtbild wieder in den Bildspeicher 76 zurück.

Jedesmal dann, wenn der Taktgeber 72 einen zweiten Akti-  
vierungsimpuls erhält, lädt er aus einem mit ihm verbundenen  
Bildspeicher 76 das bisher auf integrierte Weißlicht-  
10 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.

Erhält der Rechenkreis 74 einen Steuerimpuls, so lädt er  
15 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.

20

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.

25

Gleiches gilt für das Weißlicht-Bild.

Der Inhalt des Bildspeichers 76 kann auf einem Bild-  
schirm 78 dargestellt werden.

30

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 Weißlicht-  
35 dioden als auch mehrere Sätze bei unterschiedlichen Wellen-

längen arbeitender UV-LEDs vorsehen. Die Ansteuerung der verschiedenen LEDs wie oben beschrieben.

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

Zusätzlich kann man die mit den verschiedenen Sätzen von UV-LEDs erhaltenen Bilder additiv oder subtraktiv  
10 zusammensetzen, um zusätzliche Strukturen in den Kranken Geweben zu erkennen.

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

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.  
20 Diese ist schematisch bei 80 wiedergegeben.

Die UV-LED 55 beleuchtet das hintere Ende der Faseroptik  
25 80 über einen dichroitischen Strahlteiler 82 mit einer wellenlängendispersiven Schicht 84, und das durch die Faseroptik 80 zurückkehrende Beobachtungslight wird über den Strahlteiler 82 auf einen Bildwandler 8 gegeben, der nur noch ein Pixel zum Erfassen des Lichtes braucht, z.B.  
30 durch eine lichtempfindliche Diode oder einen Fototransistor gebildet sein kann.

Bei der in Fig. 5 gezeigten Kamera wird das UV-Licht durch durch die für sie durchlässige Schicht 84 und die  
35 Faseroptik 80 zu dem zu untersuchenden Bereich geleitet.

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

05 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.

10

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 15 80 eine Hohlfaser 86 vorsehen, durch welche eine Spülflüssigkeit zum zu untersuchenden Bereich bepumpt wird.

In weiterer Abwandlung kann man auch die Faseroptik 80 selbst so auslegen, daß sie zugleich als Fluidkanal 20 dient, durch welchen eine Spülflüssigkeit zum zu untersuchenden Bereich geleitet wird.

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

25

Die oben beschriebene Kamera ist aufgrund ihrer hohen Empfindlichkeit dazu geeignet, die Eigenfluoreszenz von Bakterien nutzend gesunde und kranke Gewebebereiche zu unterscheiden. Es versteht sich, daß man diese Kamera 30 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 35 zu untersuchenden Bakterien an. Verwendet man eine

Fasersensor-Kamera, kann der Fluoreszenzmarker vor der Untersuchung durch deren Fluidkanal (Hohlräume der Faseroptik oder zusätzliche Hohlfasern) zugeführt werden.

Folgende weitere Abwandlungen der Erfindung sind möglich:

Da die Fluoreszenz in der Intensität sehr schwach sein kann und weiterhin breitbandiges Störlicht z.B. durch  
5 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  
10 mit dem Störsignal ebenfalls überlagert ist, zu messen und durch Differenzbildung das Fluoreszenzsignal zu gewinnen.

Eine andere Möglichkeit, ein Störsignal durch Umgebungslicht zu unterdrücken, kann darin bestehen, das Anregungslicht zu pulsen und während dieser Zeit und der  
15 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  
20 der Differenz der beiden Signale das Fluoreszenzsignal gewonnen wird.

Beispielsweise wird mit einer ultravioletten bis blauen Halbleiter- oder Halbleiterlaserdiode ein zu untersu-  
25 chender 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 Kanten-  
30 charakteristik (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 gleich-  
35 zeitige sowie ungleichzeitige Detektion des Fluoreszenz- und des Störlichtbildes bzw. im Spektralbereich durch Durchschalten zweier optischer Filter zum Messen der

Störlicht- und Emissionslicht-intensität erfolgen.

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

5

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 Aminolävulinsäure 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.

15

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.

20

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.

25

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

30

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.

35

Möchte man in einem schwer optisch zugänglichen Spalt, wie

z.B. den Nasennebenhöhlen, dem Ohr, oder dem Zahnwurzel-  
spalt, eine Erkrankung diagnostizieren, ist der Bereich  
entweder mit einem Endoskop, welches eine oben beschriebenen  
Videokamera mit Beleuchtungsquelle enthält, zu beleuchten  
5 und abzufilmen oder man beschränkt sich auf die lokale  
Anwendung mit einem nicht bildgebenden System.

Dieses kann so ausgelegt sein, daß das LED- oder Laser-  
licht durch eine Lichtleitfaser zu dem zu untersuchenden  
10 Bereich geleitet wird. Parallel zu dieser Faser kann eine  
zweite Faser verlaufen, welche die von dem Bereich emit-  
tierte Fluoreszenz aufnimmt und an einen Photodetektor  
weiterleitet.

15 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  
20 eine Spülflüssigkeit zu dem zu untersuchenden Bereich  
gepumpt wird.

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

Auch ist es möglich, die Faser teilweise als Hohlleiter  
auszulegen, so daß die Spülflüssigkeit durch die Faser zu  
der zu untersuchenden Oberfläche geleitet wird. In diesem  
35 Fall muß in dem Laser zugewandten Endbereich die Flüssig-  
keit durch eine seitliche Bohrung eingespeist werden.

Die oben aufgeführten erfindungsgemäßen Diagnostik-Kameras können auch angewendet werden, wenn die Bakterien durch einen zusätzlich applizierten Fluoreszenzmarker markiert  
5 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  
10 Untersuchung durch die Spülfaser zugeführt werden.

Bei hohem Anreicherungsgrad des Fluoreszenzmarkers in dem Untersuchungsgebiet ist es weiterhin möglich, nicht die Fluoreszenz nachzuweisen, sondern die Absorption des  
15 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.

20 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  
25 einer Vektorbehandlung angebracht.

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

In diesem Fall, bietet sich eine weitere Ausgestaltung der  
35 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 Emissions-  
spektrum dadurch, daß ein Teil des Anregungslichtes in den  
Bakterien bzw. befallenen Zellen in ein Emissionslicht  
anderer Wellenlänge umgewandelt wird. Diese Veränderung  
5 des Spektrums gegenüber dem gesunden Zustand kann mit  
einem farbempfindlichen Bildwandler in Form einer Farbver-  
änderung erkannt werden. Diese Farbveränderung kann z.B.  
mit Farbkameras orts aufgelöst erfasst und auf einem  
Monitor zur Anzeige des Krankheitszustands wiedergegeben  
10 werden. Damit ist nicht mehr die absolute Intensität für  
die Diagnose relevant.

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

20

## Patentansprüche

=====

1. Medizinische Kamera, mit einem Gehäuse (10), mit  
05 einer Lichtquelle (55), einer Optik (22, 28, 34; 80)  
und einem Bildwandler (8), wobei das Gehäuse (10) ein  
Eintrittsfenster (16) für vom Untersuchungsbereich zurück-  
laufendes Beobachtungslicht aufweist, welches nicht direkt  
von von der Lichtquelle abgegebene Licht erreicht werden  
10 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.

15

2. Kamera nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet,  
daß das Filter (16; 59; 84) ein Kantenfilter ist.

3. Kamera nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet,  
20 daß die Filterkante bei einer Wellenlänge von  
450 nm oder mehr liegt.

4. Kamera nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet,  
daß die Filterkante des Kantenfilters bei 470 nm  
25 oder mehr, vorzugsweise bei 550 nm oder mehr liegt.

5. Kamera nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch  
gekennzeichnet, daß die UV-Lichtquelle mindestens  
eine UV-LED (55) umfaßt.

30

6. Kamera nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet,  
daß die Lichtquelle einen Satz von UV-LEDs (55) umfaßt,  
die regelmäßig verteilt das Eintrittsfenster (16) um-  
geben.

35

7. Kamera nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die UV-Lichtquelle (55) getaktet betrieben wird.
- 05 8. Kamera nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Dauer und/oder der Abstand der Taktimpulse einstellbar ist.
9. Kamera nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch  
10 gekennzeichnet, daß zusätzlich eine Weißlicht-  
quelle (64) vorgesehen ist.
10. Kamera nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet,  
daß die Weißlichtquelle eine Mehrzahl von Weißlicht-  
15 LEDs (64) umfaßt, welche regelmäßig um das Eintritts-  
fenster(16) herum verteilt sind und vorzugsweise getaktet  
betrieben werden.
11. Kamera nach einem der Ansprüche 7 bis 10, dadurch  
20 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 Rechen-  
25 kreis (74) gegeben werden, der mit einem Integrations-  
Bildspeicher (76) zusammenarbeitet, wobei der Rechen-  
kreis (72) bei Erhalt eines ersten Taktsignales das  
Ausgangssignal des Bildwandlers (8) zum Inhalt des Bild-  
speichers (76) hinzu addiert, während er bei Erhalt  
30 eines Steuerimpulses das vom Bildwandler (8) bereitgestellte  
Bild vom im Bildspeicher (76) gehaltenen integrierten  
Bild abzieht.
12. Kamera nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch  
35 gekennzeichnet, daß sie mehrere UV-Lichtquellen

(55, 65) umfaßt, die mit unterschiedlicher Wellenlänge arbeiten.

13. Kamera nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet,  
05 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  
10 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  
15 des Bildspeichers (76) addiert oder abzieht und bei Erhalt  
eines Steuerimpulses den Inhalt des Bildwandlers (8) zum  
Inhalt des Bildspeichers (76) von diesem abzieht.

14. Kamera nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch  
20 gekennzeichnet, daß die Optik (80) eine Faseroptik  
umfaßt.

15. Kamera nach einem der Ansprüche 1 bis 14, gekenn-  
zeichnet durch eine Einrichtung (86) zum Zuführen eines  
25 Behandlungs- oder Spülfluids zu dem zu untersuchenden  
Bereich.

16. Kamera nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch  
gekennzeichnet, daß eine das Bildfeld bestimmenden  
30 Blende ( $B^*$ ) vorgesehen ist und der Bildwandler (8) auf der  
Achse der Optik (4) angeordnet ist, wobei die Optik (4)  
eine objektseitige Linsenordnung (22), eine mittlere  
Linsenordnung (28) und eine wandlerseitige Linsenord-  
nung (34) aufweist und daß die das Gesichtsfeld bestim-  
35 mende Blende ( $B^*$ ) oder ein Bild (B) derselben im Bereich

der wandlerseitigen Linsenordnung (34) liegt.

17. Kamera nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet,  
daß die das Gesichtsfeld bestimmende Blende ( $B^*$ ) oder  
05 ihr Bild (B) um eine kleine Strecke hinter der wandler-  
seitigen Linsenordnung (34) liegt, welche etwa 2 bis  
etwa 10%, vorzugsweise etwa 2 bis etwa 5% des Abstandes  
zwischen der hinteren Begrenzungsfläche (38) der wandler-  
seitigen Linsenordnung (34) und der lichtempfindlichen  
10 Fläche des Bildwandlers (8) beträgt.

18. Kamera nach Anspruch 16 oder 17, dadurch gekennzeichnet,  
daß die objektseitige Linsenordnung (22) durch  
eine konkav/konvex gekrümmte Linse (22) gebildet ist.  
15

19. Kamera nach einem der Ansprüche 16 bis 18, dadurch  
gekennzeichnet, daß die mittlere Linsenordnung  
(28) durch eine bikonvexe Linse gebildet ist.

20 20. Kamera nach einem der Ansprüche 16 bis 19, dadurch  
gekennzeichnet, daß die wandlerseitige Linsenordnung  
(34) durch eine bikonvexe Linse gebildet ist.

21. Kamera nach einem der Ansprüche 16 bis 20, gekennzeich-  
25 net durch ein vor der objektseitigen Linsenordnung  
(21) angeordnetes Lichtumlenkmittel (18).

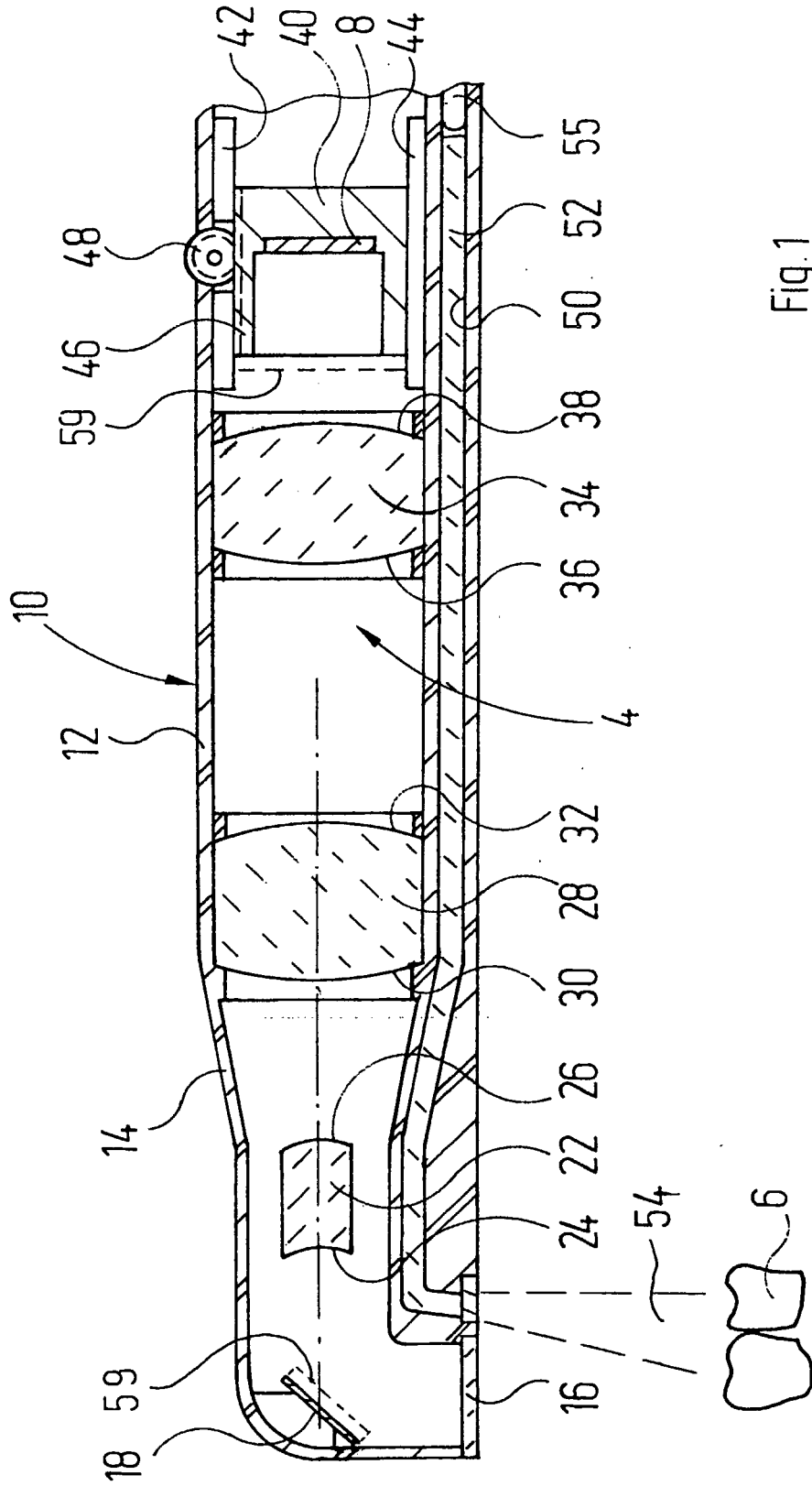
22. Kamera nach einem der Ansprüche 16 bis 21, dadurch  
gekennzeichnet, daß ein vor der objektseiten Linsen-  
30 anordnung (22) liegendes Eintrittsfenster (16) bündig und  
dicht mit dem Gehäuse (10) verbunden ist.

23. Kamera nach einem der Ansprüche 16 bis 22, gekennzeich-  
net durch eine Einrichtung (46, 48; 60, 62) zum  
35 Verstellen des Bildwandlers (8) in Richtung der Achse

der Optik (4).

24. Kamera nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet,  
daß die Verstelleinrichtung ein durch eine Wand  
05 des Gehäuses (10) hindurchgeführtes Betätigungselement  
(48) aufweist.

25. Kamera nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet,  
daß die Verstelleinrichtung einen Elektromotor (62)  
10 aufweist, der über eine Steckverbindung erregt wird,  
über welche auch der Bildwandler (8) mit einer Bild-  
auswerteelektronik verbunden ist.



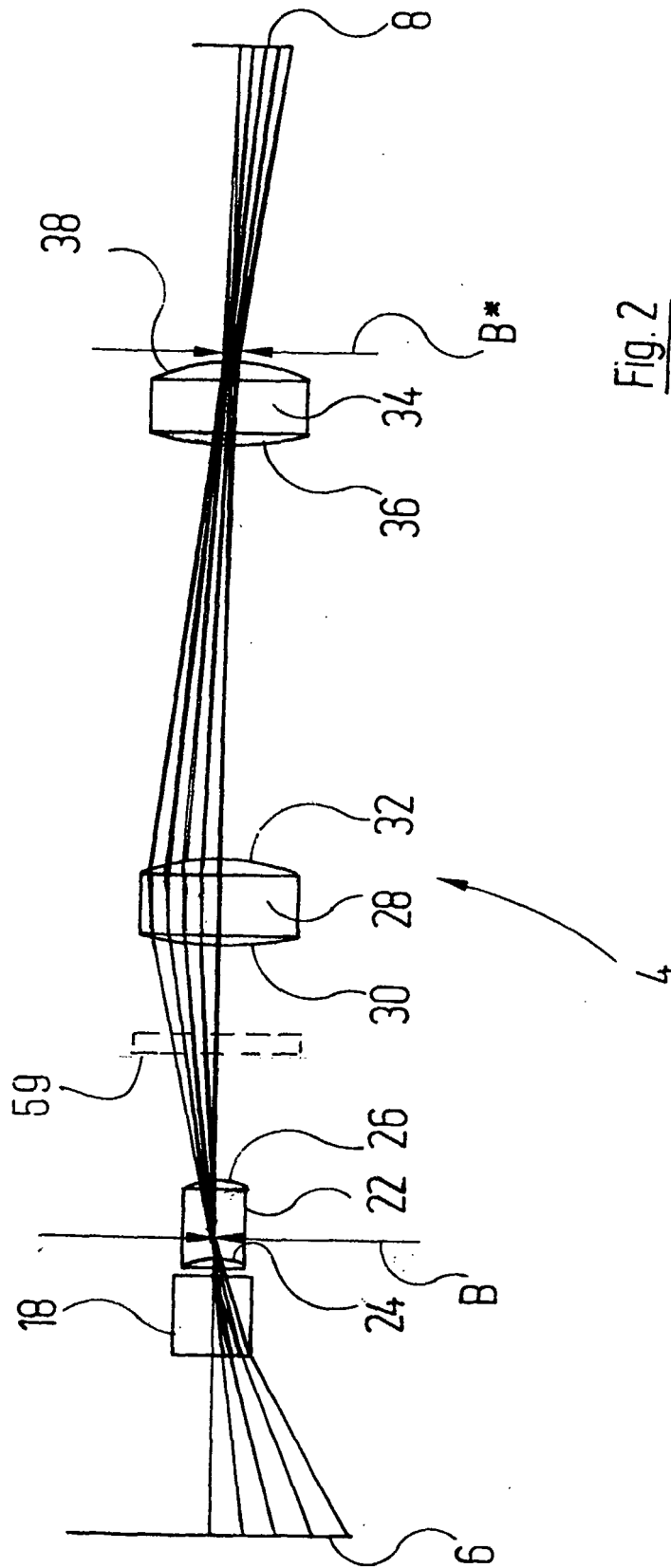


Fig. 2

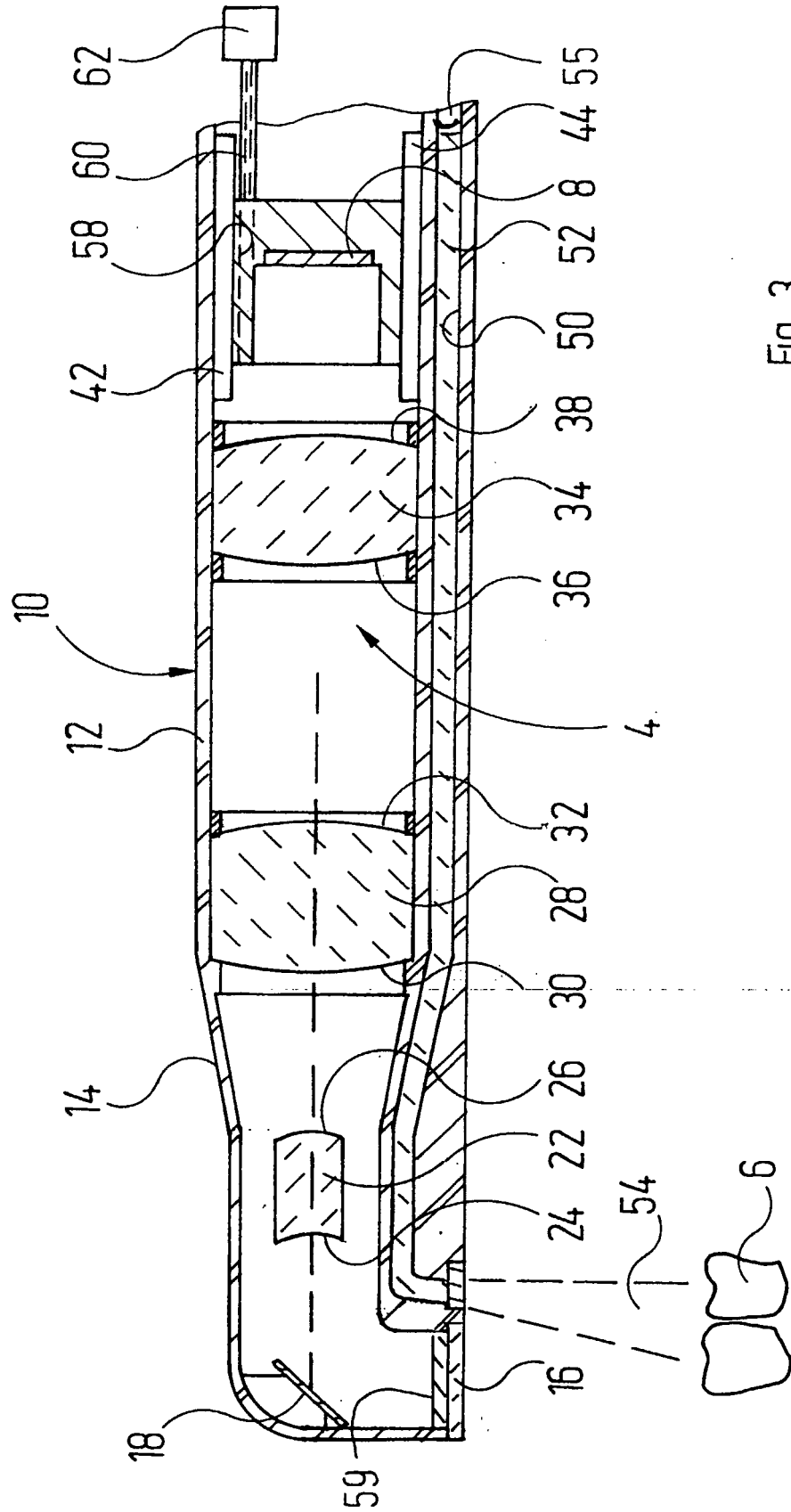


Fig. 3

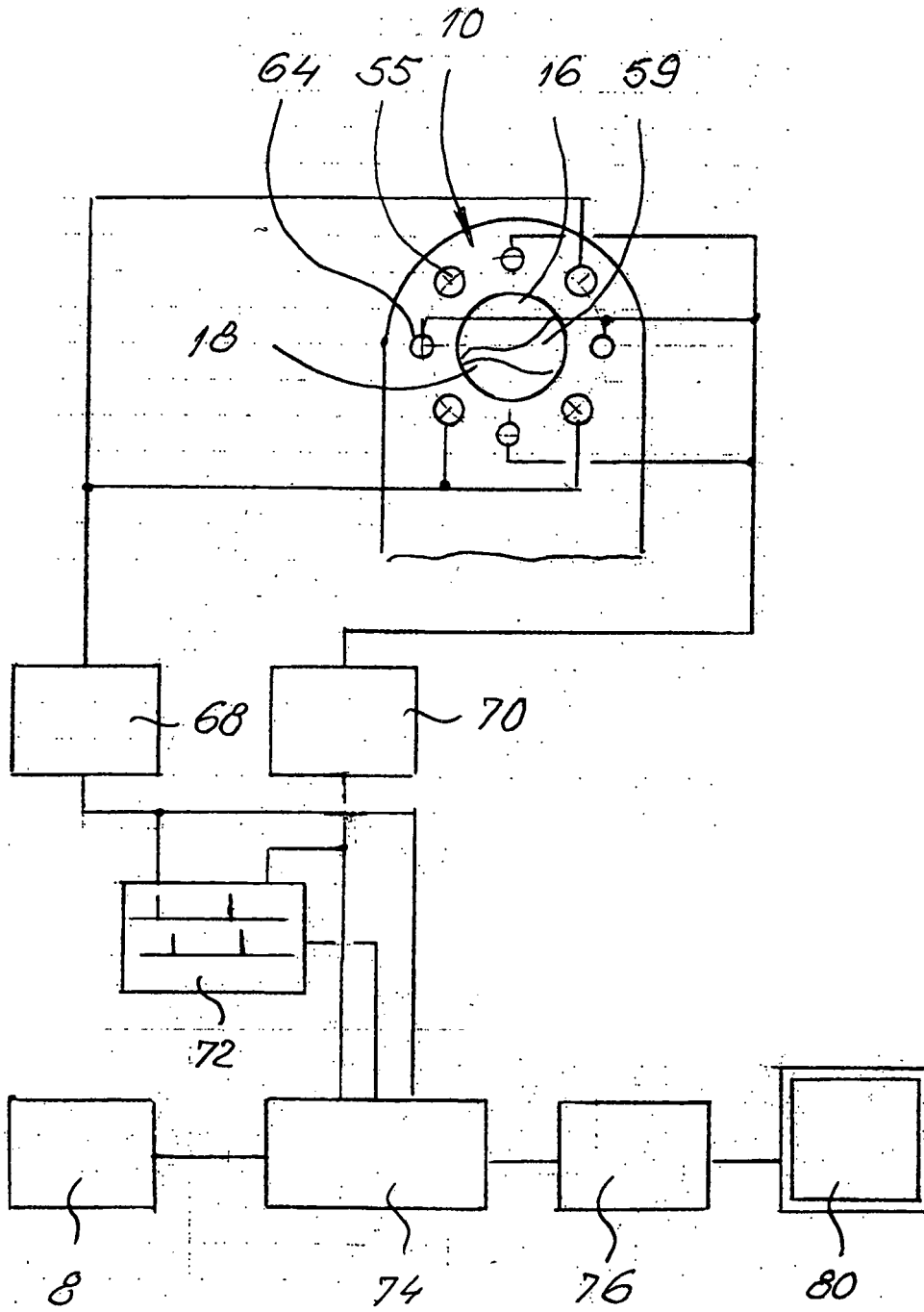


Fig. 4

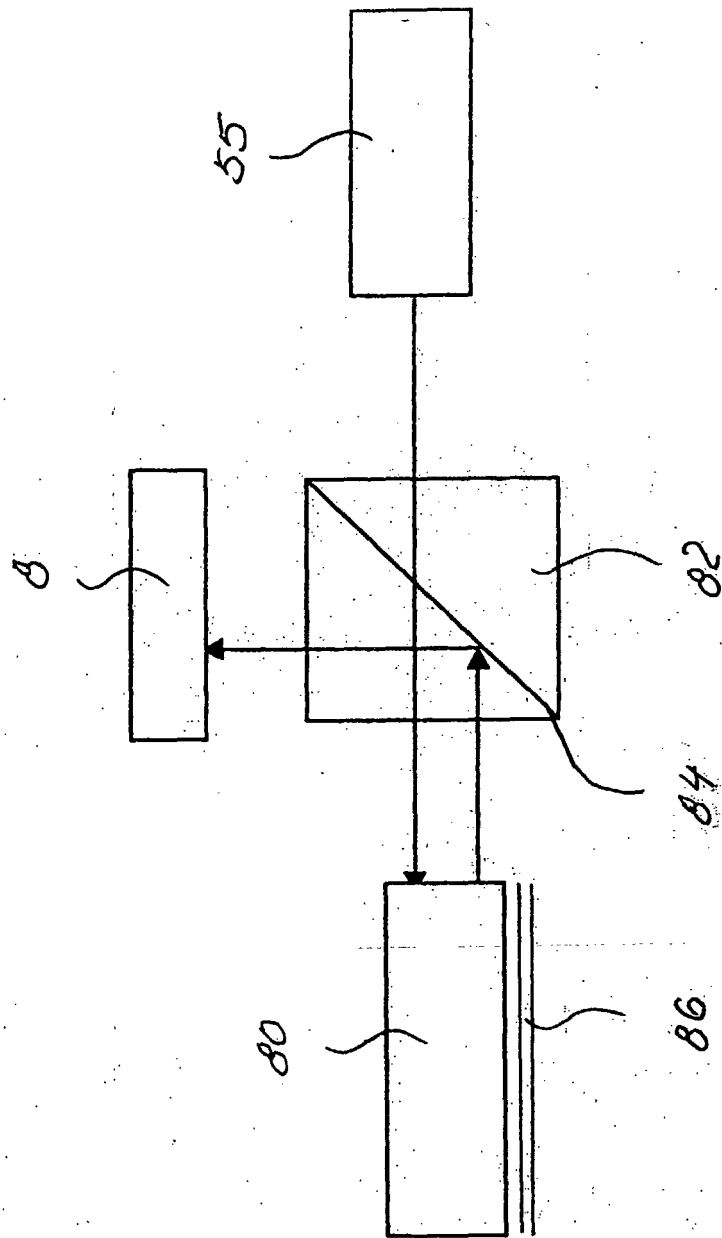


Fig. 5

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/EP2005/005133

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
IPC 7 A61B5/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
IPC 7 A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 1 099 405 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD) 16 May 2001 (2001-05-16) paragraphs [0114] - [0122], [0148], [0149] figures 17-23	1,14
X Y	----- US 6 697 657 B1 (SHEHADA RAMEZ E. N ET AL) 24 February 2004 (2004-02-24)  column 5, line 46 - column 7, line 12 column 15, line 60 - column 16, line 9 figures 1,2  ----- -/--	1,2,5,7, 14 3,4,6, 8-10,12, 15

Further documents are listed in the continuation of box C.

Patent family members are listed in annex.

° Special categories of cited documents :

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier document but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

20 July 2005

Date of mailing of the international search report

24. 10. 2005

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Willig, H

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/EP2005/005133

## C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 6 697 666 B1 (RICHARDS-KORTUM REBECCA ET AL) 24 February 2004 (2004-02-24) column 4, line 27 - column 5, line 2 column 6, lines 45-52 column 7, lines 42-44 figures 1,4A,4B,6-8	3,4,12, 15
Y	----- US 6 537 211 B1 (WANG THOMAS D ET AL) 25 March 2003 (2003-03-25) column 22, lines 18-26 column 25, line 56 - column 26, line 13 figures 13,14	8,9
Y	----- WO 01/26576 A (BRITESMILE, INC) 19 April 2001 (2001-04-19) abstract figures 6,11-17 -----	6,10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/EP2005/005133

**Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

- 1.  Claims Nos.:  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
  
- 2.  Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
  
- 3.  Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

**See additional sheet**

- 1.  As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
  
- 2.  As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
  
- 3.  As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
  
- 4.  No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

1 - 15

**Remark on Protest**

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

The International Searching Authority has found that the international application contains multiple (groups of) inventions, as follows:

1. Claims 1-15

Medical camera.

1.1. Claims 1-4, 14

Medical camera with a cut-off filter in front of the image converter.

1.2. Claims 5-13

Medical camera with light sources of different wavelengths and arrangements.

1.3. Claim 15

Medical camera with a device for fluid supply.

---

2. Claims 16-25

Medical camera with a lens system in front of the image converter.

---

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/EP2005/005133

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 1099405	A	16-05-2001	DE 60021679 D1 08-09-2005 WO 0069324 A1 23-11-2000 US 6902527 B1 07-06-2005
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 WO 9902956 A2 21-01-1999 US 6124597 A 26-09-2000
US 6697666	B1	24-02-2004	NONE
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 NO 20021660 A 10-06-2002

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen  
PCT/EP2005/005133

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES  
IPK 7 A61B5/00

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

**B. RECHERCHIERTE GEBIETE**

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)  
IPK 7 A61B

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal

**C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN**

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
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
X	US 6 697 657 B1 (SHEHADA RAMEZ E. N ET AL) 24. Februar 2004 (2004-02-24)	1,2,5,7, 14
Y	Spalte 5, Zeile 46 - Spalte 7, Zeile 12 Spalte 15, Zeile 60 - Spalte 16, Zeile 9 Abbildungen 1,2	3,4,6, 8-10,12, 15

Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

Siehe Anhang Patentfamilie

\* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung, die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

20. Juli 2005

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

24. 10. 2005

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde

Europäisches Patentamt, P B 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Willig, H

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2005/005133

C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie°	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	US 6 697 666 B1 (RICHARDS-KORTUM REBECCA ET AL) 24. Februar 2004 (2004-02-24) 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
Y	WO 01/26576 A (BRITESMILE, INC) 19. April 2001 (2001-04-19) Zusammenfassung Abbildungen 6,11-17	6,10

## Feld II Bemerkungen zu den Ansprüchen, die sich als nicht recherchierbar erwiesen haben (Fortsetzung von Punkt 2 auf Blatt 1)

Gemäß Artikel 17(2)a) wurde aus folgenden Gründen für bestimmte Ansprüche kein Recherchenbericht erstellt:

1.  Ansprüche Nr.  
weil sie sich auf Gegenstände beziehen, zu deren Recherche die Behörde nicht verpflichtet ist, nämlich
  
2.  Ansprüche Nr.  
weil sie sich auf Teile der internationalen Anmeldung beziehen, die den vorgeschriebenen Anforderungen so wenig entsprechen, daß eine sinnvolle internationale Recherche nicht durchgeführt werden kann, nämlich
  
3.  Ansprüche Nr.  
weil es sich dabei um abhängige Ansprüche handelt, die nicht entsprechend Satz 2 und 3 der Regel 6.4 a) abgefaßt sind.

## Feld III Bemerkungen bei mangelnder Einheitlichkeit der Erfindung (Fortsetzung von Punkt 3 auf Blatt 1)

Die internationale Recherchenbehörde hat festgestellt, daß diese internationale Anmeldung mehrere Erfindungen enthält:

siehe Zusatzblatt

1.  Da der Anmelder alle erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren rechtzeitig entrichtet hat, erstreckt sich dieser internationale Recherchenbericht auf alle recherchierbaren Ansprüche.
  
2.  Da für alle recherchierbaren Ansprüche die Recherche ohne einen Arbeitsaufwand durchgeführt werden konnte, der eine zusätzliche Recherchegebühr gerechtfertigt hätte, hat die Behörde nicht zur Zahlung einer solchen Gebühr aufgefordert.
  
3.  Da der Anmelder nur einige der erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren rechtzeitig entrichtet hat, erstreckt sich dieser internationale Recherchenbericht nur auf die Ansprüche, für die Gebühren entrichtet worden sind, nämlich auf die Ansprüche Nr.
  
4.  Der Anmelder hat die erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren nicht rechtzeitig entrichtet. Der internationale Recherchenbericht beschränkt sich daher auf die in den Ansprüchen zuerst erwähnte Erfindung; diese ist in folgenden Ansprüchen erfaßt:  
1 - 15

Bemerkungen hinsichtlich eines Widerspruchs

- Die zusätzlichen Gebühren wurden vom Anmelder unter Widerspruch gezahlt.
- Die Zahlung zusätzlicher Recherchegebühren erfolgte ohne Widerspruch.

WEITERE ANGABEN

PCT/ISA/ 210

Die internationale Recherchenbehörde hat festgestellt, dass diese internationale Anmeldung mehrere (Gruppen von) Erfindungen enthält, nämlich:

1. Ansprüche: 1-15

Medizinische Kamera.

1.1. Ansprüche: 1-4,14

Medizinische Kamera mit einem Kantenfilter vor dem Bildwandler.

1.2. Ansprüche: 5-13

Medizinische Kamera mit Lichtquellen verschiedener Wellenlängen und Anordnungen.

1.3. Anspruch: 15

Medizinische Kamera mit einer Einrichtung zum Zuführen von Fluid.

---

2. Ansprüche: 16-25

Medizinische Kamera mit einer Linsenoptik vor dem Bildwandler.

---

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2005/005133

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 WO 0069324 A1 23-11-2000 US 6902527 B1 07-06-2005
-----			
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 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 NO 20021660 A 10-06-2002
-----			

专利名称(译)	医用相机		
公开(公告)号	<a href="#">EP1750574A1</a>	公开(公告)日	2007-02-14
申请号	EP2005739588	申请日	2005-03-12
[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 - 牙科公司 & CO.KG		
当前申请(专利权)人(译)	杜尔 - 牙科公司 & CO.KG		
[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		
其他公开文献	EP1750574B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

本发明涉及一种用于医疗目的的照相机，其包括壳体（10），其中白光LED（64）和UV LED（55）均匀地布置在入射窗（16）周围。滤色器（59）设置在入射窗（16）的后面，并吸收由UV LED产生的光。允许通过的光到达图像转换器（8），借助于评估电路（74,76）从背景图像中去除并在屏幕（80）上输出。