

(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
23. Juli 2009 (23.07.2009)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2009/090051 A2

(51) Internationale Patentklassifikation:
G02B 23/24 (2006.01) A61B 1/04 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)

(74) Anwalt: THUN, Clemens; Mitscherlich & Partner, Patent
& Rechtsanwälte, Sonnenstrasse 33, 80331 München (DE).

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2009/000182

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(22) Internationales Anmeldedatum:
14. Januar 2009 (14.01.2009)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2008 004 146.7 14. Januar 2008 (14.01.2008) DE
10 2008 031 054.9 1. Juli 2008 (01.07.2008) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): KALTENBACH & VOIGT GMBH [DE/DE]; Bismarckring 39, 88400 Biberach (DE).

(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, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): HACKEL, André [DE/DE]; Ziegeleistr. 7, 88441 Mittelbiberach (DE). BÜHS, Florian [DE/DE]; c/o Technische Universität Berlin, Hardenbergstr. 36, 10623 Berlin (DE). LEHR, Heinz [DE/DE]; c/o Technische Universität Berlin, Hardenbergstr. 36, 10623 Berlin (DE). SCHRADER, Stephan [DE/DE]; c/o Technische Universität Berlin, Hardenbergstr. 36, 10623 Berlin (DE).

Veröffentlicht:

— ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts

(54) Title: DENTAL INTRA-ORAL CAMERA

(54) Bezeichnung: ZAHNÄRZTLICHE INTRAORALKAMERA

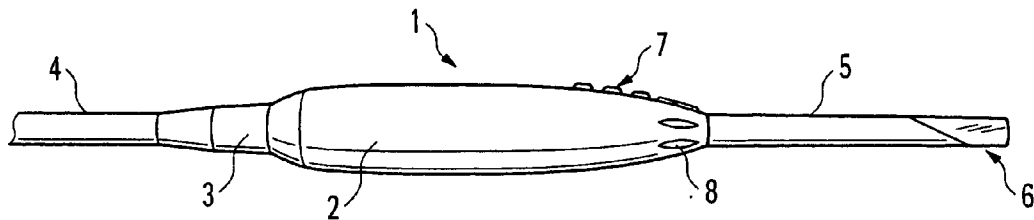


Fig. 1

(57) Abstract: The invention relates to an intra-oral camera (1) having an imaging system for depicting the object located in front of an observation window (6) of the camera (1) on a recording unit (10), wherein the imaging system has at least one focusing unit (16) for setting a suitable focus and an aperture unit (15) for forming a variable aperture. The setting of the aperture is carried out independently of the focus adjusted by the focusing unit (16).

(57) Zusammenfassung: Bei einer Intraoralkamera (1) mit einem Abbildungssystem zur Abbildung des vor einem Sichtfenster (6) der Kamera (1) befindlichen Objekts auf eine Aufnahmeeinheit (10) weist das Abbildungssystem zumindest eine Fokussiereinheit (16) zur Einstellung eines geeigneten Fokus sowie eine Blendeinheit (15) zur Bildung einer veränderlichen Blende auf. Die Einstellung der Blende erfolgt unabhängig von dem durch die Fokussiereinheit (16) eingestellten Fokus.

WO 2009/090051 A2

Zahnärztliche Intraoralkamera

- 5 Die vorliegende Erfindung betrifft eine Intraoralkamera zur Anwendung in der Zahnmedizin gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

In der Zahnmedizin werden aus diagnostischen Gründen oftmals optische Aufnahmen der zu untersuchenden Zähne erstellt, da anhand eines optischen Bildes eventuell
10 erforderliche therapeutische Maßnahmen dem Patienten besser vermittelt werden können. Die hierzu verwendeten so genannten Intraoralkameras werden dabei sowohl für Makroaufnahmen, also zum Beispiel für die Aufnahme von Kavitäten eines einzelnen Zahns eingesetzt, als auch für die Aufnahmen von einzelnen Zähnen bis zu einer Ganzgesichtsaufnahme hin. In der Vergangenheit war dabei die Nutzung einer
15 konstanten Brennweite für intraorale sowie für extraorale Anwendungen vorgesehen, wobei vorzugsweise eine sehr kurze Brennweite genutzt wurde, da diese für intraorale Anwendungen aufgrund der natürlich bedingten Platzverhältnisse die beste Lösung darstellte. Bei kostengünstigen optischen Systemen zieht eine derart kurze Brennweite
20 allerdings eine starke Verzeichnung mit sich, was zu einer sehr eingeschränkten Benutzbarkeit des Systems für Ganzgesichtsaufnahmen führte. Letztendlich ermöglicht eine derartige Kamera lediglich, einen sehr eingeschränkten Beobachtungsbereich scharf abzubilden.

Um die Qualität der optischen Darstellungen sowohl im Nah- als auch im Fernbereich
25 zu verbessern, war es ferner bekannt, eine Einstellung der Bildebene der Aufnahmeeinheit bzw. des Bildsensors entsprechend der gewählten Aufnahmesituation vorzunehmen. Diese Einstellung konnte beispielsweise manuell über die Fokussierung des Abbildungssystems, beispielsweise durch eine Verschiebung einer Linsengruppe entlang der optischen Achse vorgenommen werden. Alternativ hierzu besteht auch die
30 Möglichkeit, die Fokussierung, also die Justierung der Bildlage auf die Sensorebene automatisiert durchzuführen, wobei als Auswertegröße die Kontrastermittlung des Bildsignals herangezogen werden kann.

Die Ausleuchtung des von der Kamera zu beobachtenden Bereichs erfolgt
35 üblicherweise mit Hilfe einer in die Kamera integrierten oder am Eingang der Kamera in geeigneter Weise angebrachten Beleuchtungseinheit. Aufgrund der starken Reflexionen der Zähne verbunden mit dem geringen Objektstand bei intraoral gebrauchten Kameras gelangt bei derartigen Nahaufnahmen wesentlich mehr reflektiertes Licht auf den Bildsensor. Aus diesem Grund ist es zur Erhöhung der so

- genannten Tiefenschärfe sinnvoll, die Blende des optischen Systems in Abhängigkeit des zur Verfügung stehenden Lichts zu variieren. In diesem Zusammenhang beschreibt die EP 1 058 860 eine Dentalkamera, bei der eine fest vorgegebene Kopplung zwischen Blende und Fokus über ein Funktionselement vorliegt. Der Nachteil dieser
- 5 bekannten festen Kopplung von Blendenöffnung an die Stellung der Fokuslinse ist allerdings die Unfähigkeit des Systems, eine optimale Anpassung an die vorhandenen Verhältnisse vorzunehmen. So führt eine fest vorgegebene Blende im Makrobereich aufgrund der unterschiedlichen Lichtabsorption der aufzunehmenden Objekte oftmals zu keiner optimalen Belichtung des Sensors. Die Absorption von Amalgam ist
- 10 beispielsweise um ein Vielfaches höher als die Absorption von Dentin. Zur scharfen Darstellung von Tiefenkavitäten in Dentin ist also beispielsweise ein kleiner Blendendurchmesser für eine hohe Tiefenschärfe von Vorteil. Wird mit dieser Makroeinstellung allerdings eine stark absorbierende Amalgamfüllung betrachtet, muss aufgrund der großen Absorption des Amalgams das von dem Sensor erfasste
- 15 Signal stark verstärkt werden, wodurch sich das Signal-/Rauschverhältnis verschlechtert. Bei Verwendung eines größeren Blendendurchmessers hingegen kann ein lokales „Überstrahlen“ des Bilds auftreten, so dass einzelne Pixel des Bildaufnehmers in Sättigung gehen, was letztendlich zur Folge hat, dass das Objekt nicht mehr in ausreichendem Maße erkennbar ist.
- 20
- Der vorliegenden Erfindung liegt dementsprechend die Aufgabe zugrunde, die aus dem Stand der Technik bekannten Lösungen zur Realisierung von Intraoralkameras zu verbessern, um für sämtliche Aufnahmebedingungen optimale Aufnahmeverhältnisse zu ermöglichen.
- 25
- Die Aufgabe wird durch eine Intraoralkamera, welche die Merkmale des Anspruchs 1 aufweist, gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche.
- 30
- Die erfindungsgemäße Lösung sieht vor, dass im Gegensatz zum Stand der Technik der EP 1 058 860 die Einstellung der Blende nicht starr an den Fokus des Abbildungssystems der Kamera gekoppelt ist, sondern dass stattdessen die Einstellung des variablen Durchmessers der Blende unabhängig hiervon erfolgen kann. Dies ermöglicht eine größere Flexibilität hinsichtlich der Aufnahmebedingungen, wodurch
- 35 gewährleistet ist, dass jederzeit eine optimale Belichtung des Sensors bzw. allgemein der Aufnahmeeinheit erfolgen kann.

Gemäß der vorliegenden Erfindung wird dementsprechend eine Intraoralkamera mit einem Abbildungssystem zur Abbildung des vor einem Sichtfenster der Kamera

befindlichen Objekts auf eine Aufnahmeeinheit vorgeschlagen, wobei das
Abbildungssystem zumindest eine Fokussiereinheit zur Einstellung eines geeigneten
Fokus sowie eine Blendeneinheit zur Bildung einer veränderlichen Blende aufweist,
und wobei erfindungsgemäß die Einstellung der Blende unabhängig von dem durch die
5 Fokussiereinheit eingestellten Fokus erfolgt.

Die Einstellung der Blende erfolgt vorzugsweise automatisch. Die erfindungsgemäße
Intraoralkamera kann hierzu eine Steuereinheit zur automatischen Ansteuerung der
Blendeneinheit aufweisen. Die Ansteuerung kann dabei auf Basis eines von der
10 Aufnahmeeinheit zur Verfügung gestellten Ausgangssignals erfolgen. Alternativ bzw.
ergänzend hierzu kann allerdings auch vorgesehen sein, dass die Kamera
Eingabebelemente zur manuellen Auswahl einer Blende aufweist.

Die Blendeneinheit selbst kann beispielsweise eine motorgetriebene Iris- oder
15 Katzenaugenblende aufweisen, welche eine nahezu stufenlose Einstellung der
Blendenöffnung ermöglicht. Alternativ hierzu kann allerdings auch eine erste Blende
mit einem ersten Blendendurchmesser sowie eine wahlweise in den Strahlengang des
Abbildungssystems einbringbare zweite Blende mit einem zweiten
Blendendurchmesser vorgesehen sein, der kleiner ist als der erste Blendendurchmesser.
20 Mit Hilfe der zweiten Blende, die bewegbar, insbesondere verschiebbar, verdrehbar,
kipp- oder schwenkbar gelagert sein kann, kann dann wahlweise eine große oder eine
kleine Blende eingestellt werden. Ferner kann die Blendeneinheit auch ein in den
Strahlengang des Abbildungssystems wahlweise einbringbares optisches Element
aufweisen, mit dessen Hilfe die Einstellung der Blende erfolgt. Die Fixierung der
25 Blendenendstellung kann dabei mit Hilfe von Permanentmagneten erfolgen.

Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Kamera erfolgt
auch die Ansteuerung der Fokussiereinheit automatisch. Wiederum kann die
Ansteuerung durch eine entsprechende Steuereinheit auf Basis eines von der
30 Aufnahmeeinheit zur Verfügung gestellten Ausgangssignals erfolgen. Ferner wäre auch
die Nutzung eines Sensors zur Ermittlung des Objektstandes bzw. die manuelle
Auswahl der Fokuseinstellung mit Hilfe entsprechender Eingabebelemente denkbar.

Die Fokussiereinheit kann dann beispielsweise eine in Richtung der optischen Achse
35 verstellbare Linse oder Linsengruppe aufweisen oder derart ausgestaltet sein, dass die
Aufnahmeeinheit hinsichtlich ihrer Lage verändert wird.

Eine andere Weiterbildung der erfindungsgemäßen Kamera besteht darin, dass
zusätzlich auch die Brennweite mit Hilfe einer verstellbaren Linsengruppe vorgesehen

sein kann. Hierdurch wird die Möglichkeit geschaffen, zwischen Makroaufnahmen und Gesamtgesichtsaufnahmen zu wechseln.

5 Letztendlich wird also durch die vorliegende Erfindung eine Kamera geschaffen, welche hinsichtlich ihrer Abbildungseigenschaften für unterschiedlichste Aufnahmesituationen im Dentalbereich optimale Ergebnisse liefert.

Nachfolgend soll die Erfindung anhand der beiliegenden Zeichnungen näher erläutert werden. Es zeigen:

10

Figur 1 die Ansicht einer erfindungsgemäßen Intraoralkamera;

Figur 2 die schematische Darstellung der verschiedenen Komponenten der erfindungsgemäßen Kamera gemäß einem ersten
15 Ausführungsbeispiel;

Figur 3 eine Variante zu der Darstellung von Figur 2;

20

Figur 4 ein Ausführungsbeispiel eines Motors zur Veränderung der Fokuseinstellung;

Figur 5 ein Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemäß ausgestalteten variablen Blendeneinheit;

25

Figuren 6a bis 6e Varianten zur Bildung einer zweistufigen Blendeneinheit;

Figuren 7a bis 7d weitere Möglichkeiten zur Realisierung eines Kippantriebs zur Bildung einer zweistufigen Blendeneinheit;

30

Figuren 8a bis 8c Möglichkeiten zur Bildung einer stufenlos verstellbaren Blendeneinheit;

Figuren 9 bis 11 verschiedene Varianten zur Ausgestaltung der Beleuchtung der erfindungsgemäßen Intraoralkamera;

35

Figur 12 eine weitere Variante der erfindungsgemäßen Intraoralkamera und

Figuren 13 und 14 die Vorgehensweise zur Belichtung in zwei verschiedenen Aufnahmemodi der Kamera.

- Die in Figur 1 allgemein mit dem Bezugszeichen 1 versehene erfindungsgemäße
5 Intraoralkamera weist ein längliches Handstück bzw. Griffstück 2 auf, in dem die
wesentliche Elektronik der Kamera angeordnet ist. An der Rückseite ist das Griffstück
2 über einen Stecker 3 mit einem Versorgungs-/Datenübertragungsschlauch 4
verbunden, der zu einer – nicht dargestellten – zentralen Einheit führt. Über diesen
Schlauch 4, der beispielsweise ein USB-Kabel beinhalten kann, wird einerseits die
10 Stromversorgung der Kamera 1 sichergestellt, ferner können auch Bildinformationen
von der Kamera 1 zu einem Bildschirm übertragen und dargestellt werden. Auch die
drahtlose Übertragung der Bilddaten zu einem Monitor bzw. allgemein der zentralen
Einheit wäre denkbar.
- 15 Am vorderen Ende des Griffkörpers 2 befindet sich ein sondenförmiger Kamerakopf 5,
der das Lichteintritts- bzw. Sichtfenster 6 für die Kameraoptik beinhaltet. Aus
ergonomischen Gründen ist dabei das Sichtfenster 6 nicht an der Stirnseite des Kopfs
5, sondern an dessen Mantelfläche angeordnet. Die entsprechende Umlenkung des
Bildes erfolgt dann mittels optischer Elemente, die nachfolgend noch näher erläutert
20 werden. Ferner ist im Kopfbereich eine nicht näher dargestellte Beleuchtungseinheit
zur Ausleuchtung des zu beobachtenden Bereichs angeordnet. Möglichkeiten zur
Realisierung dieser Beleuchtungseinheit werden zu einem späteren Zeitpunkt noch
beschrieben.
- 25 Am Griffkörper 2 selbst befinden sich verschiedene manuelle Eingabelemente 7 und
8, mit deren Hilfe die Kamera 1 bedient werden kann. Einige der Elemente 7 bzw. 8
können dabei für die Steuerung der Blende sowie des Fokus vorgesehen sein. Andere
Elemente wiederum können dazu dienen, die Abspeicherung eines aktuellen
Kamerabildes zu initiieren bzw. zwischen einem Live-Bildmodus und einem
30 Standbildmodus zu wechseln. Den Eingabelementen 7, 8 können entsprechende LEDs
zugeordnet sein, welche die aktuelle Kameraeinstellung anzeigen. Der Handgriff bzw.
Griffkörper 2 weist vorzugsweise einen etwas größeren Durchmesser auf und bietet
somit ausreichend Platz für die verschiedenen elektronischen Einheiten.
- 35 Die verschiedenen optischen und elektronischen Komponenten der erfindungsgemäßen
Kamera sind schematisch in Figur 2 dargestellt und sollen nachfolgend erläutert
werden. Als Aufnahmeeinheit 10 dient hierbei ein digitales Bildaufnahmeelement
beispielsweise in Form eines CCD- oder CMOS-Chips. Das vor dem Sichtfenster 6 der
Kamera 1 befindliche Objekt wird dann mit Hilfe optischer Mittel auf diesen Chip 10

5 abgebildet, wobei hierzu einerseits ein keilförmiges Prisma 11 zur Bildumlenkung, welches die Blickrichtung festlegt, sowie andererseits ein Abbildungssystem 12 eingesetzt werden. Das Abbildungssystem 12 weist zunächst mehrere ortsfest in dem Aufsatz 5 angeordnete Linsen 13 sowie eine hinsichtlich ihrer Position in der Längsachse verstellbare Zoomlinse 14 auf. Je nach Position der Linse 14 kann die Brennweite des Abbildungssystems eingestellt werden, wobei – wie später noch näher erläutert wird – die Einstellung vorzugsweise mit Hilfe einer entsprechenden Motorsteuerung erfolgt.

10 Der Zoomlinse 14 nachgeordnet ist eine Blendeneinheit 15, deren axiale Lage fest ist und mit deren Hilfe eine in ihrer Größe bzw. ihrem Durchmesser veränderliche Blende gebildet wird. Zwischen der Blendeneinheit 15, die vorzugsweise an einem Kreuzungspunkt des Strahlengangs mit der optischen Achse angeordnet ist, und dem Chip 10 ist schließlich noch eine Fokussiereinheit 16 angeordnet, um das Bild des vor dem Sichtfenster 6 der Kamera 1 befindlichen Objekts auf den Chip 10 scharf abzubilden.

Die Ansteuerung der verschiedenen Komponenten des Abbildungssystems erfolgt vorzugsweise mit Hilfe entsprechender Steuereinheiten, die bei der Variante gemäß 20 Figur 2 ebenfalls in der Griffhülse der Kamera 1 angeordnet sind. Die Elektronik 17 der Kamera 1 umfasst dabei zunächst eine Einheit zur Bildauswertung 18, deren Informationen von den weiteren Steuereinheiten genutzt werden. Bei diesen weiteren Steuereinheiten handelt es sich einerseits um die Motorsteuerung Zoom 19 zur Ansteuerung der Zoomlinse 14, um die Motorsteuerung Blende 20 zur Ansteuerung der Blendeneinheit 15 sowie um die Motorsteuerung Fokus 21 zur Ansteuerung der Fokussiereinheit 16. Dabei besteht entsprechend der Alternativdarstellung in Figur 3 25 auch die Möglichkeit, die Elektronik 117 der Kamera 1 auszulagern, beispielsweise in der zuvor erwähnten Zentraleinrichtung anzuordnen.

30 Vorzugsweise ist vorgesehen, dass die Fokussierung der Kamera 1 automatisch erfolgt. Hierzu kann beispielsweise vorgesehen sein, dass der Kontrastumfang des durch den Chip 10 aufgenommenen Bildes ermittelt und bewertet wird. Die Fokussiereinheit 16 wird dann unter kontinuierlicher Kontrastberechnung so lange verstellt, bis ein Maximum an Kontrastumfang erzielt wird. Da das Maximum des Kontrastes erfahrungsgemäß bei fokussierter Einstellung erreicht wird, kann auf diesem Wege 35 eine gute Scharfstellung des Bildes erzielt werden.

In diesem Zusammenhang ist zu berücksichtigen, dass für den Fall, das durch Änderung der Entfernung des Objekts von der Kamera auf dem Bildaufnehmer ein

unscharfes Bild entsteht, unbestimmt ist, in welche Richtung zu verfahren ist, um wieder ein scharfes Bild zu erhalten. Vorzugsweise verfährt daher die Fokussiereinrichtung 16 nach einem festen Programm. Einerseits können alle möglichen Positionen eingenommen werden, wobei bei jeder Stellung der aus den Daten des Bildaufnehmers resultierende Bildschärfewert (z. B. Kontrastfunktion) mittels Mikrokontroller, FPGA oder DSP rechnerisch ermittelt wird. Aufgrund der funktionellen Abhängigkeit der Einstellung der Fokussiereinrichtung 16 und dem jeweils ermittelten Bildschärfewert kann dann das Optimum der Bildschärfe bestimmt und die Fokussiereinrichtung 16 in die zugehörige Sollposition verfahren werden.

10

Eine andere Möglichkeit zum Auffinden des bestmöglichen Werts für die Scharfeinstellung des Bilds besteht darin, ausgehend von der jeweiligen Position die Fokussiereinrichtung 16 zu verstellen und nach der Richtung zu suchen, die eine Verbesserung der Bildschärfe erwirkt. Dies lässt sich so lange fortsetzen, bis das Optimum erreicht ist (steepest descent oder hill-climbing Algorithmus).

15

Alternativ zu diesen Varianten wäre es auch denkbar, den Abstand zu dem zu beobachtenden Objekt im Bildzentrum mit Hilfe eines Sensors zu erfassen. Je nachdem, welcher Objektabstand ermittelt wurde, kann dann eine entsprechende Einstellung der Fokussiereinrichtung 16 vorgenommen werden. Ferner könnte auch eine diskrete Fokuseinstellung mit Hilfe der an der Kamera 1 befindlichen Bedienelemente 7 bzw. 8 ausgewählt und dann mit Hilfe der Motorsteuerung 21 angefahren werden. Schließlich kann ergänzend bei der automatischen Fokussierung auch die Intensität des Helligkeitssignals berücksichtigt werden.

25

Eine bevorzugte Ausführungsform einer Fokussiereinrichtung 16 ist in Figur 4 dargestellt. Hierbei wird mit Hilfe eines speziellen Antriebs eine Linse 40 bzw. eine Linsengruppe entlang der optischen Achse verschoben. Die Linse 40 bzw. Linsengruppe wird hierbei über einen Linearschrittantrieb 41 bewegt und ist hierzu an einem Führungselement 42 angeordnet, welches Magnetringe 43 aufweist. Des Weiteren ist in Längsrichtung des Antriebs 41 ein Stator ausgebildet, der ein Joch 44, Magnetspulen 45 sowie ferromagnetische Ringe 46 aufweist. Durch entsprechende Beaufschlagung der Spulen 45 mit Spannung wird eine in Längsrichtung wirkende Kraft generiert, über die das Führungselement 42 mit der Linse 40 in einfacher Weise verschoben werden kann. Die Ansteuerung der Spulen 45 erfolgt dabei wie bereits erwähnt durch die entsprechende Ansteuereinheit 21 der Kameraelektronik 17.

30

35

Der in Figur 4 dargestellte Linearantrieb zur Fokuseinstellung stellt ein besonders bevorzugtes Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung dar, da er einen äußerst

5 kompakten Mechanismus zur Veränderung der Fokusslage darstellt. Dieser Mikroschrittantrieb kann aufgrund seiner Bauweise ohne Weiteres in den Kamerakopf integriert werden. Er erspart dem Benutzer der Kamera die durch Reibung schwergängige manuelle Scharstellung des Bildes. Aufgrund der kleinen Masse des 5 Läufers und dem geringen Verfahrweg lässt sich ferner der oben beschriebene Vorgang zur automatischen Fokussierung in weniger als einer Sekunde durchführen, so dass der Anwender ohne merkliche Verzögerung ein scharfes Bild erhält. Hilfreich ist in diesem Zusammenhang die Tatsache, dass aufgrund des Betriebs als Schrittmotor nur wenige Linsenpositionen anzufahren sind.

10

Alternativ hierzu wäre allerdings auch denkbar, optische Platten in den Strahlengang der Kamera einzuschieben bzw. einzuklappen, um die Fokusslage zu verändern. Ferner könnte auch der Chip 10 selbst entlang der optischen Achse der Kamera 1 verschoben werden. Die Fokussierung kann dabei in diskreten Stufen oder kontinuierlich 15 ausgeführt sein, wobei ergänzend zu der automatischen Fokussierung auch vorgesehen sein kann, diese vorübergehend manuell zu deaktivieren, wenn explizit eine bestimmte Einstellung bevorzugt wird.

Die variable Blendeneinheit 15 dient dazu, die Tiefenschärfe der Kamera 1 im 20 intraoralen Gebrauch zu erhöhen. Für eine optimale Handhabung der Kamera 1 durch einen Anwender ist dabei vorzugsweise vorgesehen, dass sich der Blendendurchmesser automatisch und situationsbedingt einstellt, insbesondere unabhängig von der Einstellung der Fokussiereinrichtung 16. Dabei ist die Blendeneinheit 15 derart im optischen Strahlengang der Kamera 1 angeordnet, dass sie je nach Größe der 25 Blendenöffnung die Helligkeit des Bilds begrenzt, jedoch nicht den Feldwinkel, d.h. die Größe des von dem optischen System abbildbaren Objektfelds einschränkt.

Die automatische Einstellung wird wiederum über die Auswertung des Eingangssignals durch den CCD- oder CMOS-Chip 10 erzielt. Bei ausreichendem 30 Licht wird dabei eine Blende mit einem geringeren Blendendurchmesser zur Erhöhung der Tiefenschärfe eingestellt. Dies ist erfahrungsgemäß im Makrobereich aufgrund des geringen Abstandes von Lichtaustritt und Objektfeld zuzüglich der starken Reflexion der Zähne der Fall. Werden allerdings stark absorbierende Objekte, wie beispielsweise Amalgam oder dergleichen aufgenommen, wird aufgrund des schwächeren 35 Eingangssignals des Bildsensors 10 automatisch eine Blende mit einem größeren Blendendurchmesser gewählt. Auf diesem Wege ist sichergestellt, dass der letztendlich erreichte Helligkeitswert in optimaler Weise an den Regelbereich des Bildaufnehmers angepasst wird. Dabei kann wiederum vorgesehen sein, dass mit Hilfe der

Eingabelemente 7 bewusst auch manuell eine bestimmte Blendeneinstellung gewählt werden kann.

Die makroskopisch übliche Methode zur stufenlosen Änderung des
5 Blendendurchmessers wird durch die bekannte sog. Irisblende verkörpert. Die Öffnung ist je nach Irisqualität in jeder Größe nahezu kreisförmig. Irisblenden bestehen meist aus mehreren Lamellen, die gleichzeitig nach außen oder innen gedreht werden. Alle Lamellen sind dabei auf einer eigenen Achse gelagert und mit einem Ring über jeweils eine weitere Achse miteinander verbunden. Auf diese Art wird die gemeinsame
10 Bewegung erzeugt.

Eine vereinfachte Variante der Irisblende stellt die sog. Katzenaugenblende dar, bei der zwei Lamellen mit dreieckigen Einschnitten gegeneinander verfahren werden, um die Größe der Öffnung zu variieren. Der Antrieb muss hier eine Bewegung senkrecht zur
15 Lichtrichtung bereitstellen. Eine derartige Katzenaugenblende ist wesentlich einfacher zu fertigen, allerdings beschränkt die Form der Blende häufig in unerwünschter Form das Bild. Ferner ist der Bauraum für die Blendeneinheit 15 in der Kamera 1 sehr beschränkt, weshalb sich die nachfolgend beschriebenen Lösungen zur Ausgestaltung der Führungen und Antrieb für die Verstellung der Blendenöffnung von
20 makroskopischen Lösungen unterscheiden.

Im Gegensatz zu den soeben beschriebenen stufenlosen Blendensystemen werden Blenden mit stufenweiser Änderung des Blendendurchmessers nur mit den benötigten Blendendurchmessern versehen. Im Betrieb wechseln diese Blenden dann je nach
25 Bedarf die Öffnung. Zwischenschritte sind in diesem Fall jedoch nicht möglich. Im einfachsten Fall wird eine große feste Blende von einer kleineren überdeckt. Zur Bewegung lassen sich einfache lineare, rotatorische oder Kippbewegungen einsetzen. Bei geeigneter Lagerung kommt es zu wenig Reibung. Entsprechend gering ist die benötigte Antriebsleistung.

30 Eine erste bevorzugte Ausführungsform einer Blendeneinheit 15 ist dementsprechend in Figur 5 dargestellt. Die dargestellte Ausführungsform ermöglicht dabei die Wahl zwischen zwei verschiedenen Blendeneinstellungen, wobei einerseits eine erste Blende 30 mit einer großen Blendenöffnung fix in dem Strahlengang des Abbildungssystems angeordnet ist. Ferner kann bedarfsweise eine zweite Blende 31 mit einem kleineren
35 Blendendurchmesser in den Strahlengang eingebracht werden. Die zweite Blende 31 ist dabei über ein Scharnier 32, welches durch eine Feder gebildet ist, schwenkbar gelagert und kann mit Hilfe eines weiteren Linearantriebs 33 eingeklappt werden. Hierzu ist ein Betätigungselement 34 an einem Führungsteil 35 mit

Permanentmagnetringen angeordnet. Diese werden wiederum von einem Stator mit mehreren Statorwicklungen 36 umgeben. Durch entsprechende Ansteuerung der Statorwicklungen 36 kann dann das Führungselement 35 in Längsrichtung verschoben und hierdurch die zweite 31 Blende wahlweise ein- oder ausgeklappt werden.

- 5 Wiederum zeichnet sich dieser elektromagnetische Mechanismus durch seine kompakte Ausgestaltung aus, welche eine Anordnung bzw. Integration in die Kamera 1 ermöglicht.

- Weitere Möglichkeiten zur Bildung einer derartigen zweistufigen Blende sind
- 10 schematisch in den Figuren 6a bis 6e dargestellt. Dabei kommen bei den Varianten der Figuren 6a und 6b Linearbewegungen, in den Figuren 6c, 6d und 6e Kipp- bzw. Drehbewegungen in Betracht, wobei in sämtlichen Varianten Blendenelemente 37 in den Strahlengang der Kamera eingebracht werden, um wahlweise eine große oder eine kleine Blendenöffnung zu bilden. Prinzipiell lassen sich zur Durchführung der
- 15 Bewegung verschiedene Verfahren der Energieumsetzung verwenden, wobei aufgrund des geringen Bauraums Piezosteller, Formgedächtnis- oder Bimetallantriebe sowie magnetostriktive oder elektromagnetische Antriebe in Betracht kommen. Wesentlich ist, dass der Blendenwechsel für die zugrunde liegende Anwendung so schnell erfolgt, dass der Beobachter dies nicht bemerkt bzw. nur eine Helligkeitsänderung wahrnimmt.
- 20 Aufgrund der für Piezoantriebe erforderlichen hohen Spannungen scheiden diese weitgehend aus. Magnetostriktive Antriebe erfordern einen verhältnismäßig großen Bauraum, Antriebe mit Bimetallen oder Formgedächtnislegierungen weisen aufgrund der notwendigen Temperaturänderung eine große Totzeit auf, so dass in erster Linie elektromagnetische Antriebe – beispielsweise entsprechend der Art gemäß Figur 5 – in
- 25 Betracht kommen.

- Zur Fixierung der Endlagen Blendenelemente 37 lassen sich zweckmäßigerweise Permanentmagnete einsetzen. Eine Optimierung des Antriebs gelingt dabei durch die weitgehende Vermeidung von Reibung und die Beschränkung auf kurze Wege und
- 30 geringe bewegte Massen. Die Figuren 7a bis 7d zeigen hierbei mögliche Ausführungsformen für einen Kippantrieb mit einer Fixierung des Endanschlags des Blendenelements 37 durch die Verwendung von Permanentmagneten. Hierbei sind kleine Luftspalte angeraten, um sowohl die Durchflutung für den Schaltimpuls gering zu halten, als auch zur Erzeugung ausreichender Kräfte für die Bewegung.

- 35 Alternativ zu den in den Figuren 5 bis 7 dargestellten Ausführungsformen könnte auch eine motorgetriebene Irisblende verwendet werden, welche eine stufenlose Einstellung des Blendendurchmessers ermöglicht. Hierdurch werden die optischen Eigenschaften der Kamera 1 weiter verbessert, allerdings ist dieser Mechanismus aufwändiger zu

realisieren. Ferner wäre der Einschub von optischen Platten in den Strahlengang denkbar, durch welche die Fokusslage bzw. die Apertur des optischen Systems variiert wird.

5 Weitere Möglichkeiten zur Realisierung einer stufenlos verstellbaren Blende sind ferner in den Figuren 8a bis 8c dargestellt, wobei die Kombination einer Bewegung einer Katzenaugenblende 38 über Biegebalken 39a (Figuren 8a und 8b) bzw. mit Hilfe eines Zugfedermechanismus 39b (Figur 8c) jeweils mit elektromagnetischem Antrieb vorgesehen ist.

10

Die Verstellung der Zoomlinse 14 kann in gleicher Weise durch einen Linearantrieb wie die Verstellung der Fokussiereinheit 16 erfolgen. Auf diesem Wege lässt sich eine variable Brennweite für das optische System der Kamera 1 erzielen. Allerdings könnte auf diese zusätzliche Einstellmöglichkeit auch verzichtet werden. Sofern jedoch die

15

Möglichkeit der Brennweitenänderung besteht, erfolgt diese vorzugsweise in Abhängigkeit von der Fokusslage. Eine kurze Brennweite verbunden mit einem kleinen Blendendurchmesser für den intraoralen Bereich bei kleinem Objektstand ermöglicht dabei eine gute Übersicht des Objektfeldes bei maximaler Tiefenschärfe.

20

Eine lange Brennweite hingegen verbunden mit größerem Blendendurchmesser bei extraoralem Gebrauch ermöglicht eine zeichnungsreiche natürliche Objektdarstellung, falls Gesamtaufnahmen des Gebisses oder Ganzgesichtsaufnahmen gewünscht sind.

25

Letztendlich werden durch die zuvor beschriebenen optischen Elemente der erfindungsgemäßen Kamera für jede Aufnahmesituation optimale Abbildungsbedingungen geschaffen. Gegenüber bislang bekannten Systemen ist damit die erfindungsgemäße Intraoralkamera deutlich flexibler einsetzbar und kann in verschiedensten Situationen benutzt werden, um Bilder hoher Qualität zu erstellen.

30

Die Figuren 9 bis 11 zeigen Varianten der erfindungsgemäßen Kamera 1, wobei unterschiedliche Möglichkeiten zur Ausleuchtung des Sichtbereichs 101 des Prismas 11 dargestellt sind. Eine möglichst optimale Ausleuchtung des Sichtbereichs 101 ist unerlässlich, um innerhalb des Bereichs angeordnete Objekte, beispielsweise den dargestellten Zahn 100 in geeigneter Weise durch den CCD- bzw. CMOS-Chip 10

35

erfassen zu können. Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurde dabei auf die Darstellung der bereits zuvor erläuterten optischen Elemente des Abbildungssystems verzichtet. Es sind lediglich die für die Ausleuchtung verantwortlichen Komponenten der Kamera 1 dargestellt.

Als Lichtquelle wird in allen drei Varianten vorzugsweise ein LED verwendet, wobei es sich entweder um eine Weißlicht-LED oder eine LED-Anordnung bestehend aus verschiedenfarbigen LEDs handeln kann, die gemeinsam ein weißes Mischlicht abgeben. Das Licht dieser Lichtquelle 50 wird dann vorzugsweise über einen
5 Lichtleiter 51 zum Kamerakopf geleitet und von dort auf den Sichtbereich 101 des Prismas 11 gerichtet. Entsprechend den drei dargestellten Varianten kann dabei die Lichtquelle 50 innerhalb der Griffhülse 2, im Anschlussbereich 3 oder im Versorgungsschlauch 4 angeordnet sein. Die Einkopplung des Lichts der Lichtquelle 50 in den Lichtleiter 51 erfolgt dabei vorzugsweise mit Hilfe eines
10 schematisch angedeuteten Reflektors 51 bzw. anderer optischer Elemente. Auch eine direkte Lichteinkopplung in den vorzugsweise durch ein flexibles Faserbündel gebildeten Lichtleiter 51 wäre denkbar. Zur besseren Lichteinkopplung ist in diesem Fall das flexible Faserbündel an den Enden verschmolzen. Der Lichttransport zum Kamerakopf hin mit Hilfe des Lichtleiters 51 oder über einen Lichtleitstab bringt dabei
15 den Vorteil mit sich, dass die Größe des Kamerakopfes minimiert werden kann, wodurch die intraorale Bewegungsfreiheit der Kamera 1 zusätzlich erhöht wird.

Eine andere Weiterbildung der erfindungsgemäßen Kamera 1 ist in Figur 12 dargestellt. Hierbei ist der vordere Endbereich mit dem Sichtfenster 6 und der darin
20 befindlichen Optik drehbar, sodass sowohl für Unter- als auch für Oberkieferaufnahmen eine physiologisch bequeme Handhabung der Kamera 1 ermöglicht ist. Ein Handgriff 9 mit der integrierten Kameraelektronik 17 sowie dem Bildaufnahmesensor 10 ist in diesem Fall fest und zur senkrechten Haltung bestimmt. Die Optik selbst rastet vorzugsweise in 90°- oder alternativ in 180°-Schritten ein. Die
25 Stellung der Optik wird durch einen mechanischen Anschlag auf maximal 270° beschränkt. Die Stellung der Optik wird ferner vorzugsweise automatisch erfasst, sodass bei Oberkieferaufnahmen das Videobild automatisch über die Kameraelektronik gespiegelt dargestellt wird. Alternativ wird die Stellung der Optik mit Hilfe eines speziellen Sensors erfasst und als Information in das Videosignal
30 eingebettet. Die Drehung des Live-Videos wird in diesem Fall über eine entsprechende Software realisiert.

Die Figuren 13 und 14 schließlich zeigen zwei verschiedene Varianten zur
Ansteuerung der Kamerabeleuchtung, und zwar einerseits für einen Live-Bildbetrieb
35 (Fig. 13) und andererseits für einen Standbildbetrieb (Fig. 14). Die Beleuchtung wird vorzugsweise gepulst betrieben und ist hierbei auf den Shutter der Kamera synchronisiert. Bei der Umschaltung auf den Standbildmodus wird dabei die Länge der Shutterzeit beibehalten, allerdings wird die Belichtungszeit an das Ende des ersten Halbbildes und an den Anfang des zweiten Halbbildes verlegt, wie Figur 11 zeigt. Die

Lichtmenge zur Belichtung eines Halbbildes, genau genommen das Integral der Beleuchtungsintensität über die Pulsdauer soll dabei bei der Umschaltung von Live- auf Standbild gleich bleiben. Eine Farbverschiebung des aufgenommenen Bildes in Folge der höheren LED-Bestromung im Pulsbetrieb wird hierbei kompensiert, was
5 durch eine entsprechende Manipulation der aufgenommenen Bilddaten erfolgen kann.

Insgesamt gesehen wird somit ein Konzept für eine neuartige Intraoralkamera vorgeschlagen, welche hinsichtlich ihrer Abbildungseigenschaften deutliche Vorteile gegenüber bislang bekannten Lösungen aufweist. Durch die Weiterbildungen
10 hinsichtlich der Beleuchtung sowie der Ansteuerung der Beleuchtung kann dabei sowohl im Live-Bildbetrieb als auch im Standbildbetrieb eine optimale Aufnahmequalität erzielt werden.

Ansprüche

- 5 1. Intraoralkamera (1) mit einem Abbildungssystem zur Abbildung des vor einem Sichtfenster (6) der Kamera (1) befindlichen Objekts auf eine Aufnahmeeinheit (10), wobei das Abbildungssystem zumindest eine Fokussiereinheit (16) zur Einstellung eines geeigneten Fokus sowie eine Blendeneinheit (15) zur Bildung einer veränderlichen Blende aufweist,
- 10 **dadurch gekennzeichnet,**
dass die Einstellung der Blende unabhängig von dem durch die Fokussiereinheit (16) eingestellten Fokus erfolgt.
- 15 2. Intraoralkamera nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass diese eine Steuereinheit (20) zur automatischen Ansteuerung der Blendeneinheit (15) aufweist.
- 20 3. Intraoralkamera nach Anspruch 2,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Ansteuerung der Blendeneinheit (15) auf Basis eines von der Aufnahmeeinheit (10) zur Verfügung gestellten Ausgangssignals erfolgt.
- 25 4. Intraoralkamera nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Kamera (1) Eingabeelemente (7, 8) zur manuellen Auswahl einer Blende aufweist.
- 30 5. Intraoralkamera nach einem der vorherigen Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Blendeneinheit (15) eine motorgetriebene Iris- oder Katzenaugenblende (38) zur stufenlosen Blendeneinstellung aufweist.
- 35 6. Intraoralkamera nach Anspruch 5,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Blendeneinstellung mit Hilfe von Biegebalken (39a) oder Zugfedern (39b) erfolgt.
7. Intraoralkamera nach einem der Ansprüche 1 bis 4,

- dadurch gekennzeichnet,**
dass die Blendeneinheit (15) eine erste Blende (30) mit einem ersten
Blendendurchmesser, sowie eine wahlweise in den Strahlengang des
Abbildungssystems einbringbare zweite Blende (31) mit einem zweiten
5 Blendendurchmesser, der kleiner ist als der erste Blendendurchmesser, aufweist.
8. Intraoralkamera nach Anspruch 7,
dadurch gekennzeichnet,
dass zumindest die zweite Blende (31) bewegbar, insbesondere verschiebbar,
10 verdrehbar, kipp- oder schwenkbar gelagert ist.
9. Intraoralkamera nach Anspruch 8,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Fixierung der Blendenendstellung mit Hilfe von an den Haltepunkten
15 angeordneten Permanentmagneten erfolgt.
10. Intraoralkamera nach einem der Ansprüche 1 bis 4,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Blendeneinheit (15) ein in den Strahlengang des Abbildungssystems
20 wahlweise einbringbares optisches Element zum Verändern der Blende aufweist.
11. Intraoralkamera nach einem der vorherigen Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
dass diese eine Steuereinheit (21) zur automatischen Ansteuerung der Fokussiereinheit
25 (16) aufweist.
12. Intraoralkamera nach Anspruch 11,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Ansteuerung der Fokussiereinheit (16) auf Basis eines von der
30 Aufnahmeeinheit (10) zur Verfügung gestellten Ausgangssignals erfolgt.
13. Intraoralkamera nach Anspruch 11,
dadurch gekennzeichnet,
dass diese einen Sensor zur Ermittlung des Objektabstandes aufweist.
35
14. Intraoralkamera nach einem der Ansprüche 1 bis 10,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Kamera (1) Eingabeelemente (7, 8) zur manuellen Auswahl einer
Fokuseinstellung aufweist.

15. Intraoralkamera nach einem der vorherigen Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Fokussiereinheit (16) eine in Richtung der optischen Achse verstellbare Linse
5 (40) oder Linsengruppe aufweist.
16. Intraoralkamera nach einem der Ansprüche 1 bis 14,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Fokussiereinheit (16) eine Einrichtung zur Verstellung der Aufnahmeeinheit
10 (10) aufweist.
17. Intraoralkamera nach einem der Ansprüche 1 bis 14,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Fokussiereinheit (16) ein in den Strahlengang des Abbildungssystems
15 wahlweise einbringbares optisches Element zum Verändern der Fokuseinstellung
aufweist.
18. Intraoralkamera nach einem der vorherigen Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
20 dass diese eine in Richtung der Längsachse des Abbildungssystems verstellbare
Linsengruppe zur Veränderung der Brennweite aufweist.
19. Intraoralkamera nach einem der vorherigen Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
25 dass diese als längliches Griffstück (2) ausgebildet ist.
20. Intraoralkamera nach Anspruch 19,
dadurch gekennzeichnet,
dass das Griffstück (2) in einen ersten, einen Handgriff (9) bildenden Bereich, sowie
30 einen zweiten Bereich, der zumindest das Sichtfenster (6) beinhaltet, unterteilt ist,
wobei der zweite Bereich gegenüber dem ersten Bereich drehbar ist.
21. Intraoralkamera nach einem der vorherigen Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
35 dass diese einerseits in einem Live-Bildbetrieb und andererseits in einem
Standbildbetrieb betreibbar ist.
22. Intraoralkamera nach einem der vorherigen Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,

dass diese eine Beleuchtungseinheit zur Beleuchtung des zu beobachtenden Objekts aufweist.

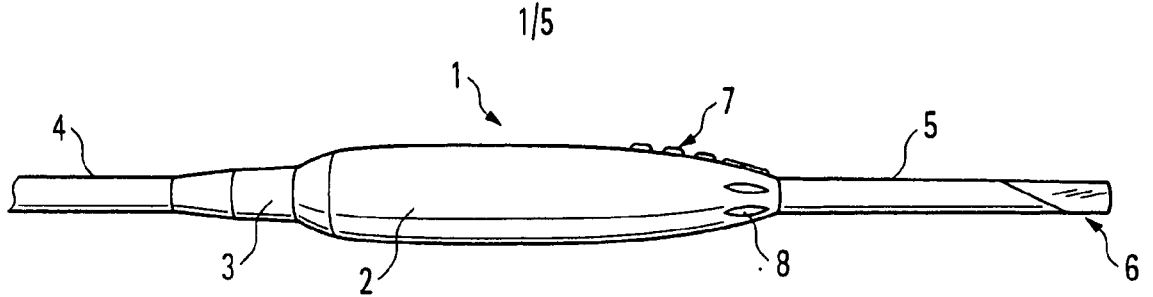


Fig. 1

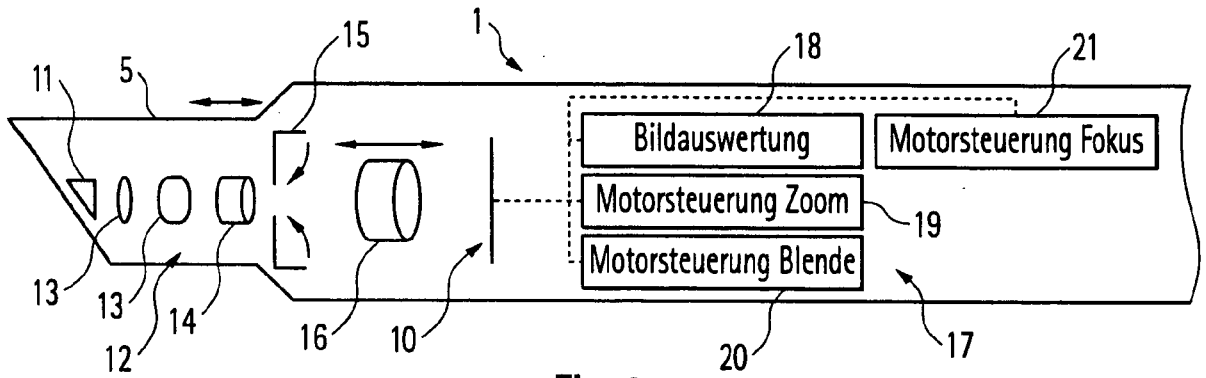


Fig. 2

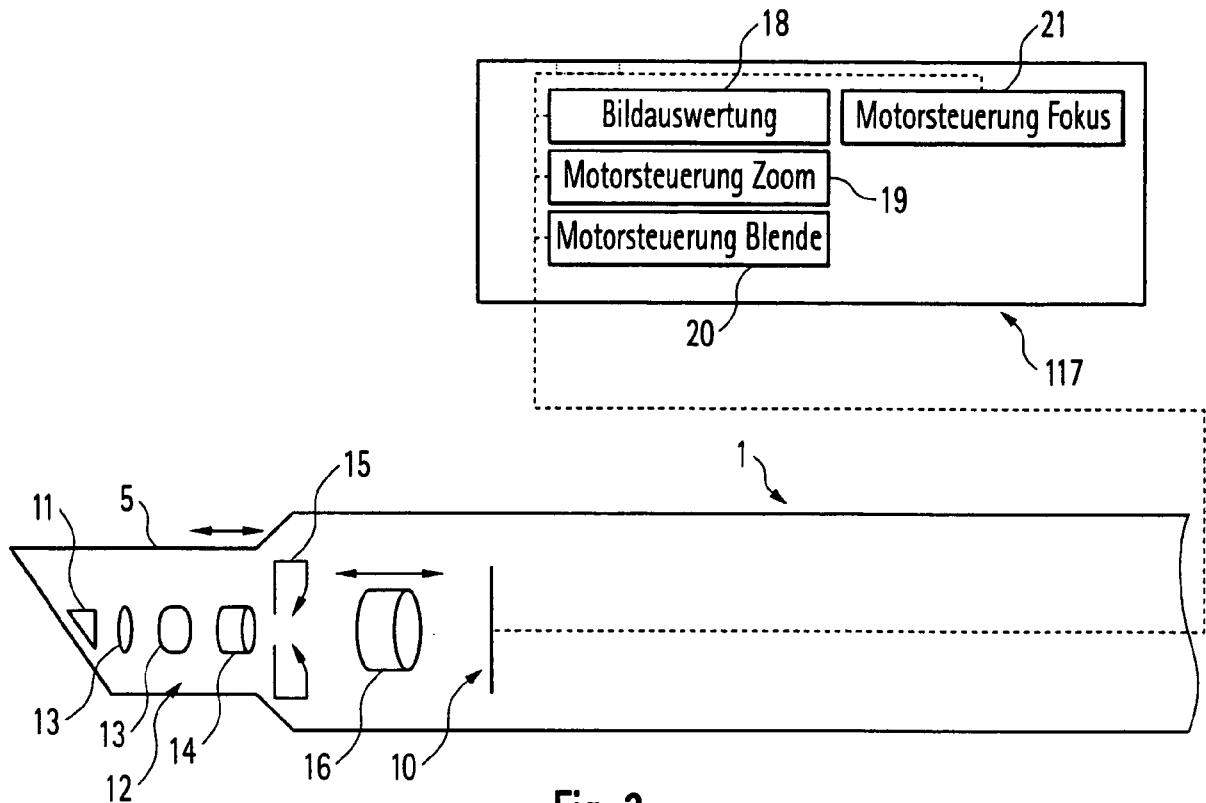


Fig. 3

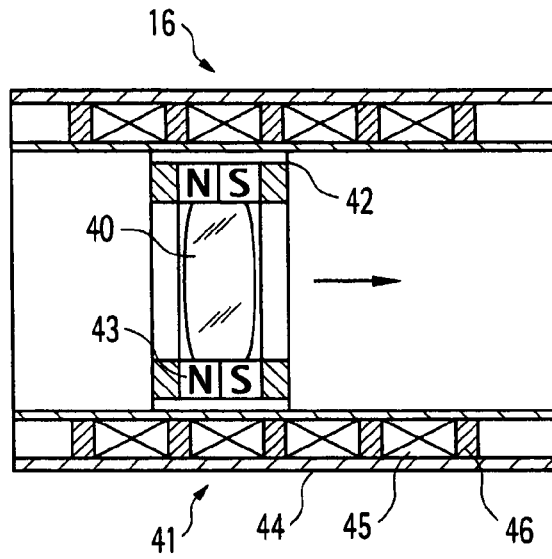


Fig. 4

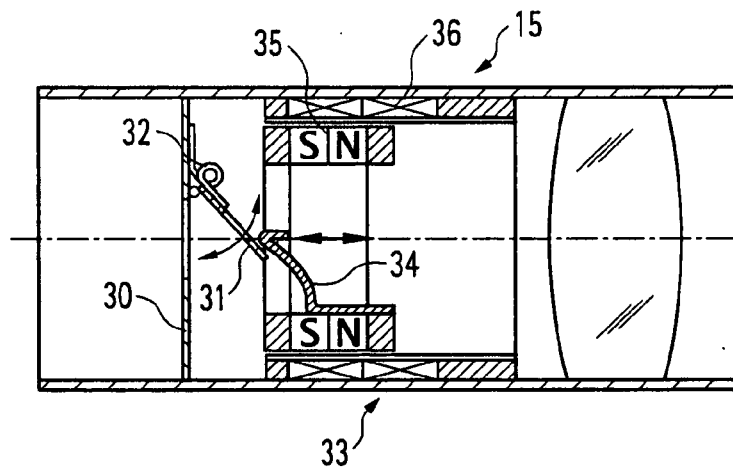


Fig. 5

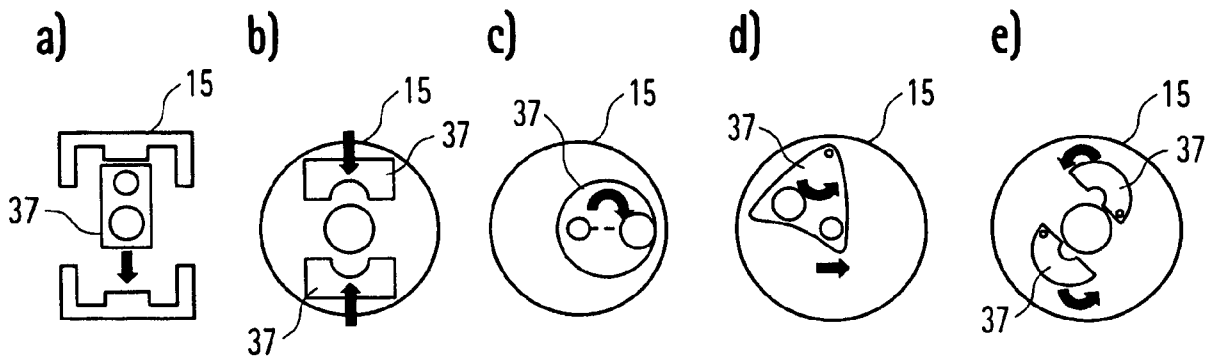


Fig. 6

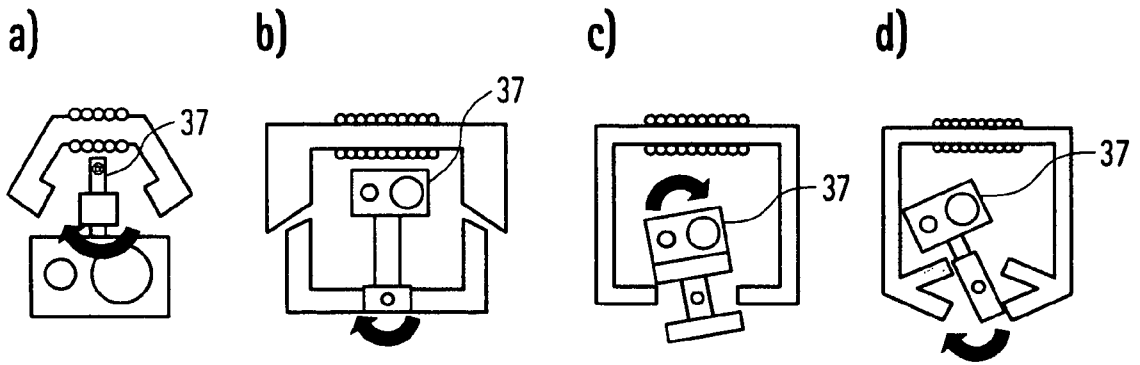


Fig. 7

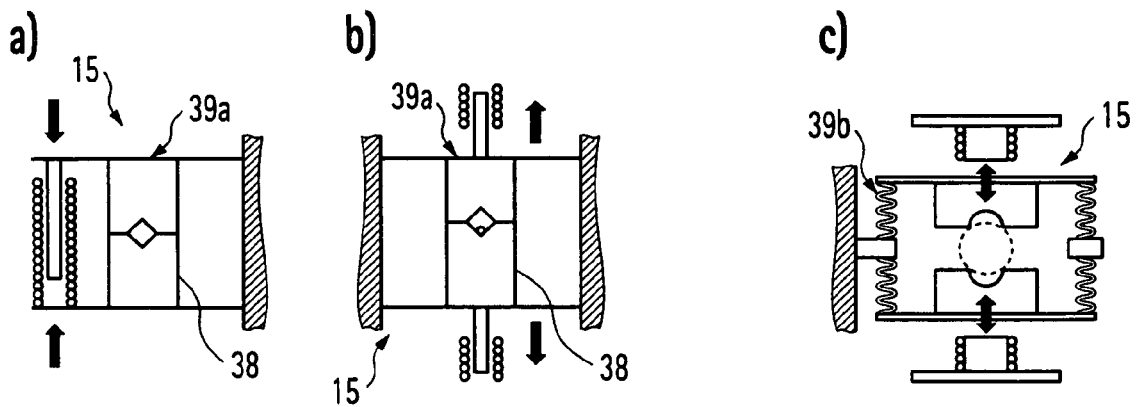


Fig. 8

4/5

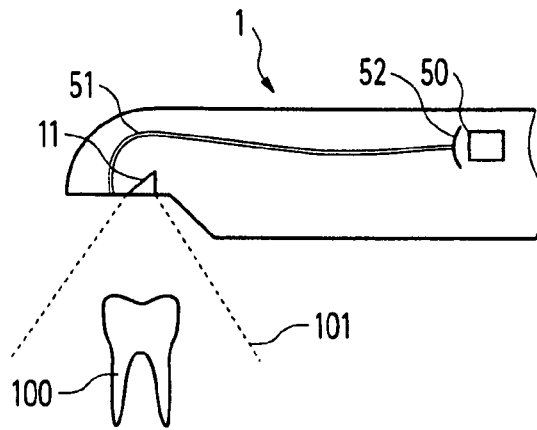


Fig. 9

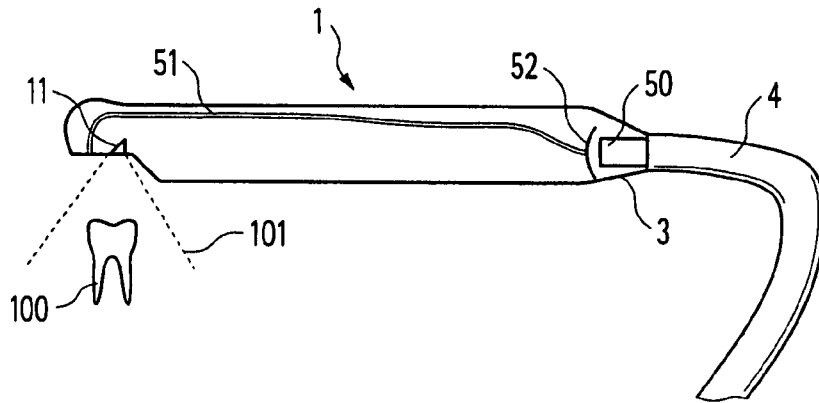


Fig. 10

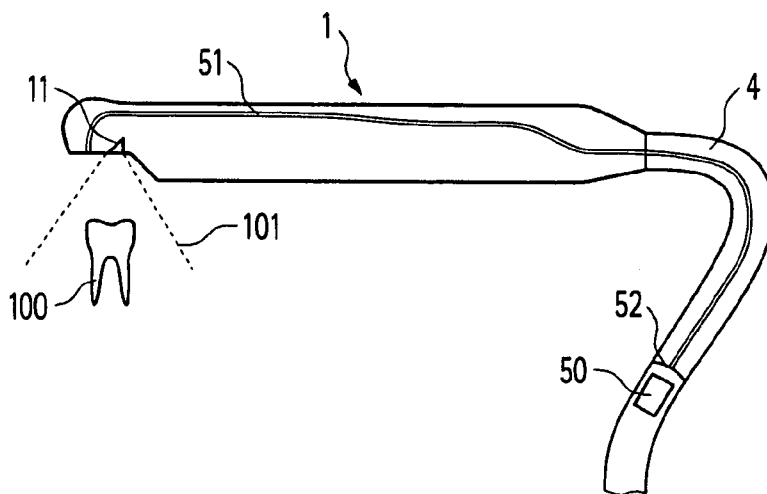


Fig. 11

5/5

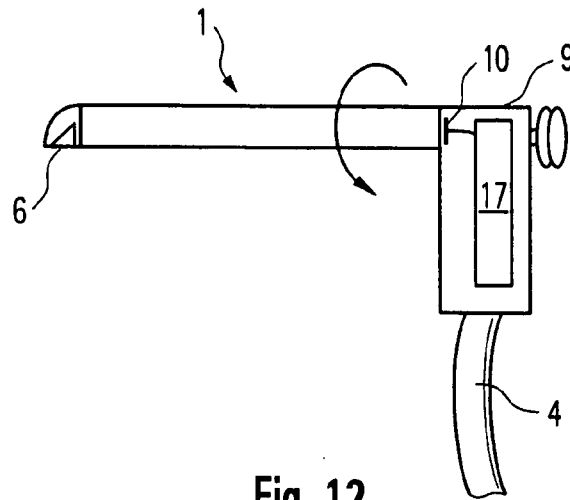


Fig. 12

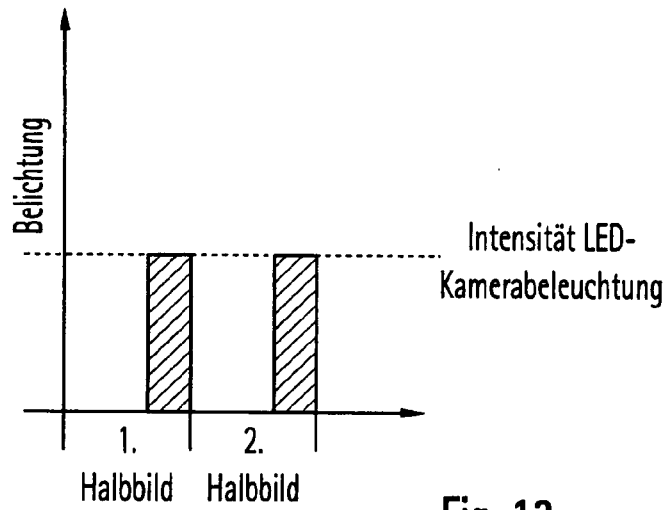


Fig. 13

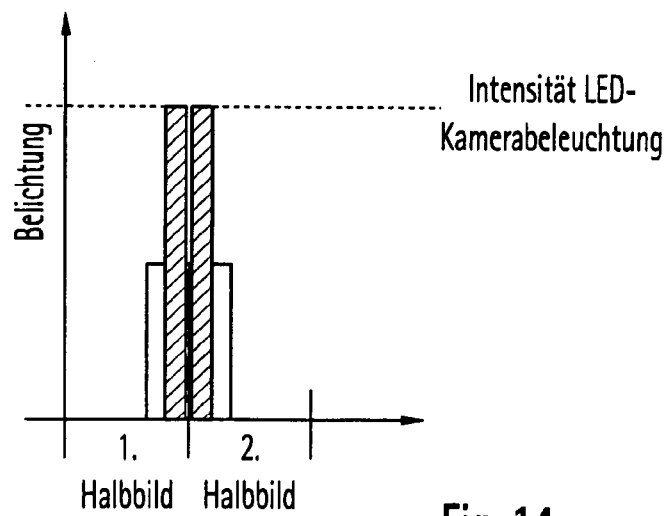


Fig. 14