

(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
16. April 2009 (16.04.2009)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2009/046922 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 5/00 (2006.01) *G01N 21/64* (2006.01)
A61B 1/24 (2006.01)

(74) Anwalt: **VON KREISLER SELTING WERNER**;
Bahnhofsvorplatz 1, Deichmannhaus am Dom, 50667
Köln (DE).

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2008/008329
(22) Internationales Anmeldedatum:
1. Oktober 2008 (01.10.2008)

(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, 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.

(25) Einreichungssprache: Deutsch
(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
(30) Angaben zur Priorität:
10 2007 047 067.5 1. Oktober 2007 (01.10.2007) DE
(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme
von US): **FERTON HOLDING S.A.** [CH/CH]; Rue de
l'Avenir 23, CH-2800 Delemont (CH).

(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,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: DEVICE FOR DETECTING SIGNS OF BACTERIAL INFECTION OF TEETH

(54) Bezeichnung: VORRICHTUNG ZUM ERKENNEN VON BAKTERIELLEM BEFALL AN ZÄHNEN

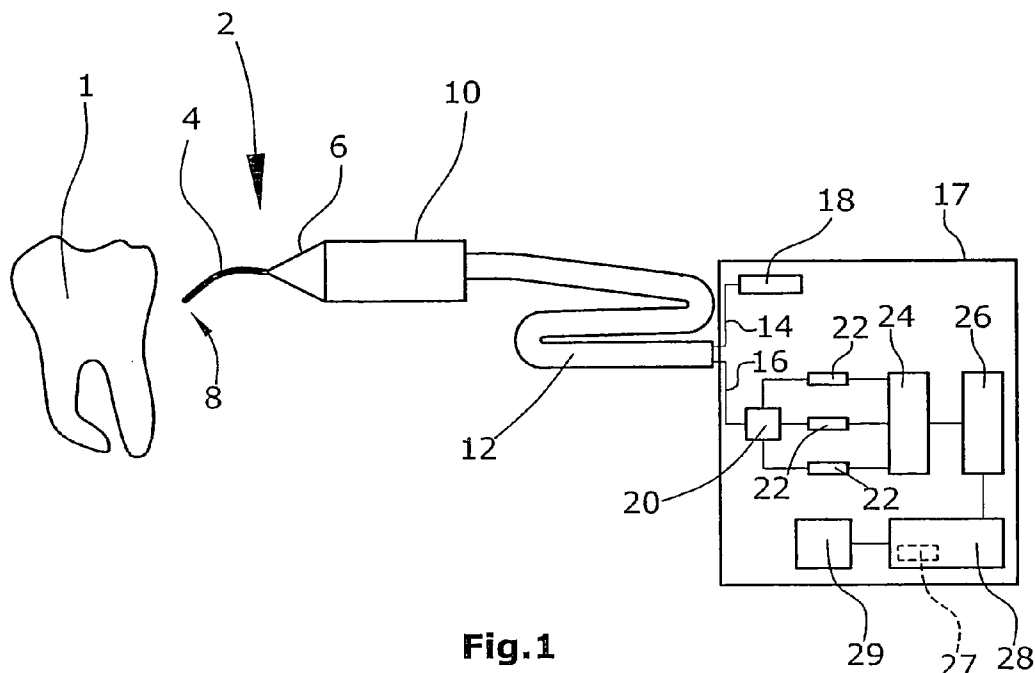


Fig.1

(57) Abstract: The invention relates to a device for detecting signs of bacterial infection of teeth, comprising a light source (18), a receiving unit (20), an evaluation unit (28), coupled to the receiving unit (20), at least one emission fiber (14), coupled to the light source (18), and at least one detection fiber (16), coupled to the receiving unit (20). The invention is characterized in that both the emission (14) and detection fiber (16) have an acceptance angle of more than 35°.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2009/046922 A1



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, 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).

Veröffentlicht:

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

(57) Zusammenfassung: Bei einer Vorrichtung zum Erkennen von bakteriellem Befall an Zähnen, mit einer Lichtquelle (18), einer Empfangseinheit (20), einer Auswerteeinheit (28), die mit der Empfangseinheit (20) gekoppelt ist, mindestens einer Emissionsfaser (14), die mit der Lichtquelle (18) gekoppelt ist, und mindestens einer Detektionsfaser (16), die mit der Empfangseinheit (20) gekoppelt ist, ist vorgesehen, dass sowohl die Emissions- (14) als auch die Detektionsfaser (16) einen Akzeptanzwinkel größer als 35° aufweisen.

Vorrichtung zum Erkennen von bakteriellem Befall an Zähnen

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zum Erkennen von bakteriellem Befall an Zähnen nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

Eine derartige Vorrichtung ist beispielsweise aus der DE-A-42 00 741 bekannt. Das Dokument offenbart eine Vorrichtung zum Erkennen von Karies an Zähnen, mit einer Beleuchtungseinheit, die Strahlung im Wellenlängenbereich von 360 bis 580 nm auf einen Zahn aussendet. Ein Filter lässt die vom Zahn zurückgesandte Fluoreszenzstrahlung in einem Wellenlängenbereich größer als 620 nm durch. Die durchgelassene Strahlung wird zur Karieserkennung ausgewertet.

Aus der DE-A-195 41 686 ist eine weitere Vorrichtung zum Erkennen von bakteriellem Befall bekannt, bei der eine Lichtquelle Anregungsstrahlung in einem Wellenlängenbereich zwischen 600 und 670 nm auf einen zu untersuchenden Zahn aussendet. Die am Zahn hervorgerufene Fluoreszenzstrahlung wird in einem Wellenlängenbereich zwischen 670 und 800 nm erfasst und ausgewertet.

Bei den bisher bekannten Vorrichtungen erwies sich der im wesentlichen axiale Austritt der Strahlung aus dem jeweiligen Lichtleiterkabel als nachteilig, da aufgrund des im wesentlichen axialen Strahlungsaustritts eine ausreichende Bestrahlung gerader Abschnitte enger Hohlräume, z.B. Zahnfleischtaschen, nicht möglich ist. Aus diesem Grund werden bei den bisher bekannten Vorrichtungen

zusätzliche optische Elemente am Strahlungsaustrittsende der Lichtleiterkabel vorgesehen, die einen nicht unerheblichen Fertigungsaufwand darstellen können und die Gesamtdurchmesser der Lichtleiterkabel erheblich vergrößern können.

Der Erfindung liegt demzufolge die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung der eingangs beschriebenen Art zu schaffen, bei der bakteriell befallene Stellen von engen Hohlräumen, wie Zahnfleischtaschen, ohne zusätzliche optische Elemente besser detektierbar sind.

Zur Lösung dieser Aufgabe dienen die Merkmale des Anspruchs 1.

Die Erfindung sieht in vorteilhafter Weise vor, dass bei einer Vorrichtung der einleitend beschriebenen Art mit einer Lichtquelle, einer Empfangseinheit, einer Auswerteeinheit, die mit der Empfangseinheit gekoppelt ist, mindestens einer Emissionsfaser, die mit der Lichtquelle gekoppelt ist, und mindestens einer Detektionsfaser, die mit der Empfangseinheit gekoppelt ist, sowohl die Emissions- als auch die Detektionsfasern einen Akzeptanzwinkel größer als 35° aufweisen.

Alternativ kann der Akzeptanzwinkel der Emissions- und Detektionsfaser größer als 40° , vorzugsweise größer als 45° , sein.

Die Emissions- und Detektionsfasern können innerhalb eines Lichtleiterkabels geführt werden.

Der Akzeptanzwinkel größer als 35° entspricht einem Öffnungswinkel von mindestens 70° . Der Vorteil eines Akzeptanzwinkels von größer als 35° besteht darin, dass das ein Bündel aus Emissions- und Detektionsfasern der vorliegenden Erfindung geeignet ist, um auch geradlinige Abschnitte enger Hohlräume zu bestrahlen, ohne dass zusätzliche optische Elemente verwendet werden müssen. Die seitlich zur Lichtaustrittsfläche erzielte maximale Intensität ist bei erfindungsgemäßen Emissions- und Detektionsfasern, die einen Akzeptanzwinkel größer als 35° aufweisen, wesentlich höher als bei üblichen Quarzglaslichtleitern, die keine Weitwinkellichtleiter sind. Zusätzlich weist die vorliegende erfindungsgemäße Vorrichtung eine einfache Handhabbarkeit auf.

Die Emissions- und Detektionsfasern können einfach oder mehrfach beschichtet sein.

Die numerische Apertur der Lichtquelle kann größer oder gleich der numerischen Apertur der mindestens einen Emissionsfaser sein.

Die verwendete Lichtquelle kann ein LED-Chip sein.

LEDs strahlen, im Gegensatz zu Lasern, Licht in einem weiten Öffnungswinkel aus. Übliche, auf einem Substrat montierte, LED-Chips strahlen auf diese Weise kreisförmig in alle Richtungen.

Die Übertragung von Licht in einem Lichtleiter erfolgt im Wesentlichen ohne Änderung des Öffnungswinkels, d.h., dass das Licht beim Austreten aus dem Lichtleiter den gleichen Öffnungswinkel besitzt wie beim Eintritt.

Um somit Licht mit weitem Öffnungswinkel an der Lichtleiteraustrittsseite zu realisieren, wird bei einem weiteren Ausführungsbeispiel beim Einkoppeln auf optische Linsen verzichtet und zwischen dem LED-Chip und der proximalen Stirnfläche der Emissionsfaser ein Abstand von weniger als 0,3 mm, vorzugsweise nahezu 0 mm, vorgesehen.

Durch den Verzicht auf optische Linsen können wesentlich weitere Öffnungswinkel realisiert werden.

Zwischen dem LED-Chip und der proximalen Stirnfläche der mindestens einen Emissionsfaser kann ein Medium angeordnet sein, das einen Brechungsindex besitzt, der zwischen dem der Emissionsfaser und dem der Oberfläche des LED-Chips liegt. Auf diese Weise werden die Reflektionsverluste an den Übergängen minimiert. Vorteilhafterweise ist das in den Zwischenraum eingebrachte Medium optisch transparent.

Bei einer Weiterbildung ist die an die lichtemittierende Fläche des LED-Chips angrenzende proximale Stirnfläche der Emissionsfasern kleiner als die lichtemittie-

rende Fläche des LED-Chips und vollständig von der lichtemittierenden Fläche des LED-Chips bedeckt.

Bei einer weiteren Ausgestaltung emittiert der LED-Chip Licht im UV-Bereich und/oder im angrenzenden sichtbaren Bereich, vorzugsweise violettes Licht im Wellenlängenbereich von 390 bis 420 nm. Die Strahlung in diesem Wellenlängenbereich kann besonders effizient die optischen Unterschiede zwischen gesunden und bakteriell befallenen Zähnen aufdecken.

Die distale Stirnfläche des Bündels aus Emissions- und Detektionsfasern kann mit der proximalen Stirnfläche mindestens eines Lichtleitelementes gekoppelt sein, wobei das Lichtleitelement aus Saphir bzw. einem mineralischen Werkstoff oder aus Kunststoff bestehen und einen Akzeptanzwinkel größer als 35° aufweisen kann. Der Akzeptanzwinkel kann auch größer als 40° , vorzugsweise größer als 45° , sein. Das Lichtleitelement kann unbeschichtet, einfach oder mehrfach beschichtet sein.

Das mindestens eine Lichtleitelement kann innerhalb einer Inspektionssonde geführt sein, die einen Schaft und ein Ankopplungsteil aufweist. Die Inspektionssonde kann an einem Handstück angeschlossen sein. Der Schaft kann starr oder flexibel sein. Der Schaft kann auch gebogen bzw. biegsam ausgeführt sein.

Auch kann das Lichtleitelement starr oder flexibel sein.

Das mindestens eine Lichtleitelement kann die von der Lichtquelle über die Emissionsfasern zum Zahn emittierte Anregungsstrahlung und auch die vom Zahn ausgehende Fluoreszenzstrahlung leiten.

Das Lichtleitelement kann aus einem einzelnen Lichtleiter oder aus mehreren Lichtleitern, d.h. einem Bündel von Lichtleitern bestehen.

Der Gesamtdurchmesser des Lichtleitelements kann größer oder gleich dem Gesamtdurchmesser von Emissions- und Detektionsfasern sein.

Die distale Stirnfläche des Bündels aus Emissions- und Detektionsfasern und die proximale Stirnfläche des Lichtleitelements können mit Hilfe einer Federkraft aneinandergepresst sein.

Die proximale Stirnfläche des Lichtleitelements und die distale Stirnfläche des Bündels aus Emissions- und Detektionsfasern können jeweils eine ballige Oberfläche aufweisen.

Alternativ zu dem Lichtleitelement können die Emissions- und Detektionsfasern direkt, d.h. ohne Zwischenschalten eines zusätzlichen Lichtleitelements bis zum Zahn geführt werden. Die Emissions- und Detektionsfasern können ebenfalls am distalen Ende innerhalb einer Inspektionssonde mit Schaft und Ankopplungsteil geführt sein.

Die zwei zuvor genannten Ausführungsformen mit Inspektionssonde erleichtern die Handhabbarkeit, da das Bündel aus Emissions- und Detektionsfasern bzw. das Lichtleitelement aufgrund des gebogenen Schafts leicht in z. B. Zahnfleischtaschen eingeführt werden kann.

Die Emissions- und Detektionsfasern können mit dem distalen Ende des Schafts abschließen oder maximal ca. 5 cm gegenüber dem Schaft hervorstehen.

Bei einer weiteren Ausgestaltung ist vorgesehen, dass das proximale Ende der Inspektionssonde an ein Handstück anschließbar ist, wobei die Emissions- und Detektionsfasern innerhalb des Handstücks geführt sind. Bei der Ausführungsform, bei der ein zusätzliches Lichtleitelement an das Bündel aus Emissions- und Detektionsfasern angekoppelt ist, kann sich die Verbindungsstelle zwischen dem Bündel aus Emissions- und Detektionsfasern und dem Lichtleitelement innerhalb des Handstücks befinden.

Dies hat den Vorteil, dass die Vorrichtung besser handhabbar ist, da das Bündel aus Emissions- und Detektionsfasern, bzw. das Lichtleitelement aufgrund des Handstücks besser geführt werden kann.

Die Lichtquelle kann innerhalb des Handstücks angeordnet sein.

Bei einer Weiterbildung ist vorgesehen, dass die Länge der zumindest einen Emissionsfaser oder die Gesamtlänge der Emissionsfaser und des Lichtelements weniger als 60 cm, vorzugsweise weniger als 10 cm, beträgt.

Diese Ausführungsformen haben den Vorteil, dass das ausgesendete Licht keine langen Wege von der Lichtquelle bis zum Zahn zurücklegen muss, da bei Weitwinkellichtleitern die Intensität der Strahlung mit zunehmender Länge der Transmissionsstrecke erheblich abnimmt.

Bei einer Weiterbildung ist vorgesehen, dass die Empfangseinheit eine Halbleitersensorenanordnung aufweist, in der drei Sensoren innerhalb einer Fläche angeordnet sind. Die drei Sensoren erfassen die am Zahn über die mindestens eine Emissionsfaser angeregte und über die Detektionsfaser zurückgesandte Fluoreszenzstrahlung in drei voneinander getrennten Wellenlängenbereichen. Die mindestens eine Detektionsfaser kann zentrisch über der Halbleitersensorenanordnung in einem definierten Abstand zur Oberfläche der Halbleitersensorenanordnung angeordnet sein.

Der aus dem proximalen Ende der Detektionsfaser austretende Lichtkegel leuchtet ohne Zwischenschalten optischer Linsen die Sensorfläche der Halbleitersensorenanordnung aus.

Bei dem bisherigen Stand der Technik besteht der Nachteil, dass es bei einer Untersuchung im Bereich verschiedener, zahnärztlicher Füllungsmaterialien zu falschen Ergebnissen kommen kann. Gerade jedoch im Übergangsbereich von Zahnmaterial zu Füllungsmaterial ist eine Information, ob ein Zahn bakteriell befallen ist oder nicht, von besonderem Interesse.

Die Erfindung hat den Vorteil, dass die verwendeten Sensoren die am Zahn angeregte Fluoreszenzstrahlung in drei voneinander getrennten Wellenlängenbereichen erfassen und eine Auswerteeinheit diese auswertet. Aufgrund der Vielzahl der im Mund vorkommenden Gewebe und unterschiedlichen Füllungsmaterialien ist eine Diagnose, die sich auf die Analyse von drei Spektralbereichen stützt, wesentlich genauer und zuverlässiger.

Ein weiterer Vorteil gegenüber dem bisherigen Stand der Technik besteht darin, dass die zurückgesandte Strahlung nicht über getrennte Lichtleiterkabel zu verschiedenen optischen Empfängern geführt werden muss, oder über Spiegel oder andere optische Elemente auf die optischen Empfänger aufgeteilt werden muss. Auch werden keine optischen Elemente insbesondere Linsen benötigt, um die Sensorfläche auszuleuchten.

Die Detektionsfaser ist mit Hilfe einer Lichtleiterhalterung zentrisch über der Halbleitersensorenanordnung und in einem definierten Abstand zur Oberfläche der Halbleitersensorenanordnung fixiert, wobei die Lichtleiterhalterung an dem Gehäuse der Halbleitersensorenanordnung befestigt ist.

Die drei Sensoren können Sensoren für Strahlungen sein, die jeweils im Wellenlängenbereich der Grundfarben Rot, Grün und Blau liegen. Die drei Sensoren können auch Sensoren für Strahlungen in anderen Wellenlängenbereichen sein, z. B. Strahlungen im Wellenlängenbereich von Mischfarben.

Die Sensoren können innerhalb einer Kreisfläche angeordnet sein und der jeweiligen Grundfarbe bzw. Mischfarbe kann ein Kreisflächensegment von 120° zugeordnet sein.

Dieses Ausführungsbeispiel hat den Vorteil, dass die zurückgesandte Strahlung gleichmäßig auf die Sensoren verteilt wird, da die Detektionsfaser zentrisch zu der Halbleitersensorenanordnung positioniert ist.

Die drei Sensoren sind jedoch nicht darauf beschränkt, innerhalb eines Kreises angeordnet zu sein, sondern können auch beliebig zueinander angeordnet sein.

Der Sensor für Strahlungen im Wellenlängenbereich der Grundfarbe Rot besitzt die höchste Sensitivität und ist bis mindestens 750 nm empfindlich.

Dies hat den Vorteil, dass die im Vergleich zur grünen Fluoreszenz schwache Rot-Fluoreszenz verstärkt wird und dadurch ein elektrisches Übersprechen verringert wird.

Ein optischer Vorfilter zur Unterdrückung der Anregungsstrahlung kann zwischen der mindestens einen Detektionsfaser und der Halbleitersensorenanordnung angeordnet sein und auf der Halbleitersensorenanordnung mit Hilfe einer optisch transparenten Vergussmasse fixiert sein.

Die Dicke des optischen Vorfilters kann weniger als 2 mm betragen. Der Vorfilter kann ein dielektrischer Filter sein.

Auch kann die Halbleitersensorenanordnung auf einer Platine angeordnet sein, die mit einer Kupferschicht gegen elektromagnetische Strahlung abgeschirmt ist.

Alternativ kann jede beliebige Schicht verwendet werden, die gegen elektromagnetische Strahlung abschirmt.

Es können zwischen der Empfangseinheit und der Auswerteeinheit drei separate Verstärker zur Verstärkung der jeweiligen Signale der Sensoren angeordnet sein.

In der Auswerteeinheit können Datensätze in Form von dreidimensionalen Messwerten gespeichert sein, wobei die Auswerteeinheit die gemessenen Messwerte mit den gespeicherten Datensätzen vergleicht und ein Ergebnis hinsichtlich des bakteriellen Befalls untersuchter Zahnabschnitte ausgibt.

Auch können die Fluoreszenzsignale des Lichtleitelementes von den drei Sensoren der Halbleitersensorenanordnung erfassbar sein. Durch Vergleich der von den drei Sensoren erzeugten Messsignale mit in der Auswerteeinheit gespeicherten Referenzdatensätzen unterschiedlicher Materialien ist zusätzlich auch das Material des Lichtleitelementes erkennbar, wobei die Auswerteeinheit ausgibt, aus welchem Material das Lichtleitelement besteht.

Die Information, aus welchem Material das Lichtleitelement besteht, kann an eine Software weitergegeben werden. Diese Software legt unter anderem die Empfindlichkeit fest, mit der die Messwerte ausgewertet werden. Die Weitergabe der Information an die Software hat den Vorteil, dass die Sensitivität der Messung dem Material des Lichtleitelementes angepasst werden kann. Das heißt, dass die

Empfindlichkeit, mit der die Messwerte ausgewertet werden, dem Anwendungszweck angepasst werden kann.

Im folgenden werden unter Bezugnahme auf die Zeichnungen Ausführungsbeispiele der Erfindung näher erläutert:

Es zeigen schematisch:

- Fig. 1 eine prinzipielles Blockschaltbild der erfindungsgemäßen Vorrichtung,
- Fig. 2a ein Weitwinkellichtleiter, dessen Achse parallel zu einer Zahnoberfläche ist,
- Fig. 2b ein Quarzglaslichtleiter, der kein Weitwinkellichtleiter ist, und dessen Achse parallel zu einer Zahnoberfläche ausgerichtet ist,
- Fig. 3 eine Darstellung mit Lichtverteilung auf der ebenen Fläche aus Fig. 2a und Fig. 2b,
- Fig. 4 eine Darstellung, die den Zusammenhang zwischen Dämpfung der Beleuchtungsstärke und Länge des Lichtleiters darstellt,
- Fig. 5 eine Darstellung, bei der die Lichtquelle ein LED-Chip ist,
- Fig. 6 ein schematisches Blockschaltbild, bei dem die Lichtquelle im Handstück angeordnet ist,
- Fig. 7 eine Vorrichtung mit Halbleitersensorenanordnung,
- Fig. 8 ein Blockschaltbild der Vorrichtung mit Empfangseinheit, Verstärker, Subtrahierer, Auswerteeinheit und Anzeige,
- Fig. 9 eine Vorrichtung mit einem Lichtleitelement.

Fig. 1 zeigt ein prinzipielles Blockschaltbild der erfindungsgemäßen Vorrichtung. Anregungsstrahlung aus der Lichtquelle 18 wird in ein Bündel von Emissionsfasern 14 eingekoppelt und von diesen zu einem Zahn 1 transportiert. Die Emissionsfasern 14 werden zusammen mit einem Bündel von Detektionsfasern 16 in einem Lichtleiterkabel 12 geführt. Das Lichtleiterkabel 12 ist am distalen Ende an ein Handstück 10 gekoppelt. Die Emissionsfasern 14 und die Detektionsfasern 16 werden in dem Handstück 10 und in einer Inspektionssonde 2 geführt. Die Inspektionssonde 2 besteht aus einem Ankopplungsteil 6 und einem Schaft 4. Das proximale Ende des Ankopplungsteils 6 ist an das distale Ende des Handstücks 10 anschließbar. Der Schaft 4 kann vorzugsweise aus Metall oder Kunststoff bestehen. Die am Zahn 1 von der Anregungsstrahlung angeregte Fluoreszenzstrahlung wird über die Detektionsfasern 16 zu einer Empfangseinheit 20 transportiert. Die Emissions- und Detektionsfasern 14, 16 schließen am distalen Ende 8 vorzugsweise mit dem distalen Ende des Schafts 4 ab. Maximal stehen die Emissions- und Detektionsfasern 14, 16 um ca. 5 cm gegenüber dem Schaft 4 hervor.

In der Empfangseinheit 20 wird die Fluoreszenzstrahlung in drei voneinander getrennten Wellenlängenbereichen erfasst und in drei elektrische Signale umgewandelt. Diese werden über separate Vorverstärker 22 einem Lock-in-Verstärker 24 zugeführt. Mittels eines dem Lock-in-Verstärker 24 nachgeschalteten Subtrahierer 26 können Hintergrundsignale abgezogen werden. Hintergrundsignale entstehen durch Reflektion der Anregungsstrahlung am distalen Ende 8 der Emissions- und Detektionsfasern 14, 16 sowie durch eine leichte Eigenfluoreszenz der Lichtleitfasern und der verwendeten Klebstoffe. Die Größe dieses Signals ist direkt proportional zur Anregungsstrahlung. Wird die Anregungsstrahlung konstant gehalten, ergibt sich ein konstantes Offset-Signal. Dieses Hintergrundsignal wird während der Einschalt routine des Messgerätes gemessen und vor der Auswertung im Subtrahierer 26 eliminiert. Innerhalb der Auswerteeinheit 28 befindet sich ein Speicher 27, in dem dreidimensionale Messwerte von gesundem Zahnmaterial, krankem Zahnmaterial und künstlichem Füllungsmaterial hinterlegt sind. Dreidimensional bedeutet, dass bei jedem Messwert die Strahlungsintensitäten in drei Spektralbereichen z. B. in den Spektralbereichen der Grundfarben Rot, Grün, Blau gemessen werden. Der aktuell gemessene dreidimensionale Messwert wird mit den gespeicherten Vergleichsmesswerten verglichen und es wird ein Verhältnis berechnet. Dieses Verhältnis wird in Form von Werten auf

einer Anzeigeeinheit 29 angezeigt. Der Anwender weiß, wenn dieser Wert kleiner als ein bestimmter Wert ist, ist der untersuchte Zahnbereich frei von bakteriellen Rückständen.

Fig. 2a und 2b zeigen ein erstes Lichtleiterbündel 14, 16 und ein zweites Lichtleiterbündel 19, die jeweils Emissions- und Detektionsfasern aufweisen. Sowohl das erste Lichtleiterbündel 14, 16 als auch das zweite Lichtleiterbündel 19 sind innerhalb eines Schafts 4 geführt. Der jeweilige Schaft 4 befindet sich, wie in den Fig. 2a und 2b zu sehen ist, zwischen Zahnfleisch 31 und Zahn 1. In den beiden Figuren sind die beiden Lichtkegel, die das erste und das zweite Lichtleiterbündel 14, 16, 19 werfen, mit gestrichelten Linien eingezeichnet. Fig. 2a zeigt einen Lichtkegel des Lichtleiterbündels 14, 16, das ein Bündel aus Weitwinkellichtleitern repräsentiert. Fig. 2b zeigt im Vergleich hierzu den Lichtkegel eines Bündels aus üblichen Quarzglaslichtleitern, die keine Weitwinkellichtleiter sind. Die Mittelachsen 34, 36 des ersten und zweiten Lichtleiterbündels 14, 16, 19 liegen im Abstand von beispielsweise 300 μm parallel zu der in diesem Abschnitt im Wesentlichen ebenen Zahnoberfläche 1a. Die Durchmesser des ersten und zweiten Lichtleitbündels 14, 16, 19 betragen in den gezeigten Ausführungsbeispielen jeweils 210 μm . Die Weitwinkellichtleiter strahlen das Licht mit einem Öffnungswinkel von 120° ab, was einem Akzeptanzwinkel von 60° entspricht. Die herkömmlichen Quarzglaslichtleiter, die keine Weitwinkellichtleiter sind, besitzt einen Öffnungswinkel von z.B. 25° . In Fig 2a liegt das Zahnfleisch nahe am Zahn an. Trotzdem ist es hier, da Weitwinkellichtleiter verwendet worden sind, noch möglich die Oberfläche des Zahns zu untersuchen. Mit herkömmlichen Quarzglaslichtleitern mit einem typischen Öffnungswinkel von 25° wäre eine Ausleuchtung in einer engen Zahnfleischtasche nicht möglich. Quarzglaslichtleiter, die keine Weitwinkellichtleiter sind, können erst (siehe Fig. 2b) verwendet werden, wenn der Raum zwischen Zahn und Zahnfleisch, also die Zahnfleischtasche, wesentlich größer ist als in Fig. 2a.

Vorzugsweise werden als Weitwinkellichtleiter Glaslichtleiter mit einem Akzeptanzwinkel größer als 35° , vorzugsweise größer als 40° , verwendet. Es können aber auch Weitwinkel-Kunststofflichtleitfasern, vorzugsweise aus Polystyrol, verwendet werden.

Fig. 3 zeigt die Lichtintensitätsverteilungen in einer Versuchsanordnung auf einer ebenen Fläche (anstelle der Zahnoberfläche 1a mit Zahnfleisch) unter geometrischen Verhältnissen, die denen aus Fig. 2a und 2b entsprechen. Die Lichtleiter und die ebene Fläche sind in den gleichen Abständen und in den gleichen Ausrichtungen zueinander angeordnet wie die Lichtleiterbündel 14, 16 und die Zahnoberfläche 1a in Fig. 2a und Fig. 2b, wobei der Unterschied besteht, dass die Lichtleiter der Versuchsanordnung nicht in eine Zahnfleischtasche leuchten und daher die Lichtstrahlen auch nicht vom Zahnfleisch begrenzt werden. Die Lichtstrahlen können ungehindert auf die ebene Fläche treffen. Die Lichtaustrittsfläche, d.h. das freie Ende der Lichtleiter liegt auf der Abszisse beim Wert 0. Die weißen Punkte repräsentieren die Lichtintensitätsverteilung für übliche Quarzglaslichtleiter mit einem Öffnungswinkel von 25° , die schwarzen Quadrate repräsentieren die Lichtintensitätsverteilung für Weitwinkellichtleiter mit einem Öffnungswinkel von 120° . Deutliche Unterschiede zwischen beiden Kurven sind zu erkennen. Ein Öffnungswinkel von nur 25° führt zu einem flachen Kurvenverlauf. Die höchste Lichtintensität auf der ebenen Fläche liegt etwa im Bereich zwischen 1,5 mm und 2 mm vor der Lichtaustrittsfläche des Lichtleiters. Im Falle eines Öffnungswinkels von 120° liegt die höchste auf der ebenen Fläche erzielte Lichtintensität nur etwa 0,3 mm vor dem Lichtleiter. Die auf der ebenen Fläche erzielte maximale Intensität ist im Falle des bei einer erfindungsgemäßen Vorrichtung verwendeten Weitwinkellichtleiters mehr als fünf mal höher im Vergleich zu der maximalen Intensität eines üblichen Quarzglaslichtleiters, der kein Weitwinkellichtleiter ist. Das heißt, es können wesentlich genauere Messwerte ermittelt werden, da das Signal-zu-Rausch-Verhältnis wesentlich besser ist. Der untersuchte Flächenabschnitt ist bei einem Weitwinkellichtleiter, wie aus Fig. 2a und Fig. 2b ersichtlich ist, wesentlich kürzer und besser ausgeleuchtet als bei üblichen Quarzglaslichtleitern, die keine Weitwinkellichtleiter sind. Das Verhältnis von bakteriell verunreinigter Fläche zu untersuchtem Flächenabschnitt hat einen direkten Einfluss auf die Messwerte, d.h., wenn die bakteriell verunreinigte Fläche klein ist gegenüber dem untersuchten Flächenabschnitt, so ist die Verunreinigung wegen des geringen prozentualen Anteils der verunreinigten Fläche zu dem insgesamt untersuchten Flächenabschnitt nur schwer aus den Messwerten abzulesen. Kleine Verunreinigungen können bei der Verwendung von üblichen Quarzglaslichtleitern mit großem untersuchten Flächenabschnitt und schwacher Ausleuchtung, wie aus Fig. 3 hervorgeht, daher leicht übersehen werden. Bei Weitwinkellichtleitern mit

verhältnismäßig kurzem Flächenabschnitt und intensiver Ausleuchtung ist das Verhältnis von verunreinigter Fläche zu untersuchtem Flächenabschnitt hinsichtlich des prozentualen Anteils günstiger, so dass verunreinigte Flächen eindeutiger und genauer detektierbar sind. Aus diesem Grund können die zu untersuchenden Zahnabschnitte, insbesondere in engen Hohlräumen, mit einem erfindungsgemäßen Weitwinkellichtleiter genauer untersucht werden.

Fig. 4 zeigt die Beleuchtungsstärke am Ende verschiedener Lichtleiterfasern relativ zur Beleuchtungsstärke am Eingang der Lichtleiterfasern in Abhängigkeit von deren Länge. Die relative Beleuchtungsstärke wurde nach der folgenden Formel berechnet:

$$B = NA^2 * 10^{-((a*L)/10)}$$

B: Beleuchtungsstärke

NA: Numerische Apertur

a: Dämpfung des Lichtleiters in dB/m

L: Länge des Lichtleiters in m

Die offenen Kreise beziehen sich auf einen Weitwinkellichtleiter mit einem Öffnungswinkel von 120°. Dieser Weitwinkellichtleiter weist im Bereich von 400 nm eine Dämpfung von etwa 17 dB/m auf. Die schwarzen Punkte beziehen sich auf einen Quarzglaslichtleiter mit einem Öffnungswinkel von 25°. Dieser Quarzglaslichtleiter weist im Bereich von 400 nm eine Dämpfung von etwa 0,1 dB/m auf.

Aus Fig. 4 ist ersichtlich, dass lange Lichtleitfasern, gerade bei Weitwinkellichtleitern, in dem für die Fluoreszenzanregung interessanten, kurzwelligen Spektralbereich um 390 – 420 nm zu einer Abschwächung des an der Austrittsfläche zur Verfügung stehenden Lichts führen. Die Lichtleiterfasern sollten, um diese Dämpfung zu vermeiden, bei Verwendung eines Weitwinkellichtleiters eine Länge von weniger als 60 cm, vorzugsweise weniger als 10 cm, aufweisen. Aus Fig. 4 ist abzulesen, dass bei Weitwinkellichtleitern, die kürzer sind als 10 cm, an der Lichtaustrittsseite eine etwa 10-fach höhere Beleuchtungsstärke erzielt werden kann als bei üblichen Quarzglaslichtleitern, die keine Weitwinkellichtleiter sind.

Bei Betrachtung von Fig. 3 und Fig. 4 kann zusammenfassend gesagt werden, dass eine ca. 50 mal höhere Lichtintensität auf einer zu untersuchenden Oberfläche einer Substanz, die parallel zu der Achse des Weitwinkellichtleiters verläuft, erzielt werden kann. Aus Fig. 3 ist ersichtlich, dass bei Weitwinkellichtleitern eine ca. 5 mal höhere Lichtintensität auf einer zu untersuchenden Oberfläche einer Substanz, die parallel zu der Achse des Weitwinkellichtleiters verläuft, erzielt werden kann als bei Nicht-Weitwinkellichtleitern. Aus Fig. 4 kann abgelesen werden, dass an der Lichtaustrittsfläche eine ca. 10 mal höhere Beleuchtungsstärke, oder anders ausgedrückt Lichtintensität, erzielt werden kann. Daraus folgt, dass bei Verwendung eines Weitwinkellichtleiters, der kürzer als 10 cm ist, eine 50 mal höhere Lichtintensität auf einer zu untersuchenden Oberfläche einer Substanz, die parallel zu der Achse des Weitwinkellichtleiters verläuft, erzielt werden kann.

Fig. 5 zeigt einen LED-Chip 40, der mit den Emissionsfasern 14 gegenüberliegend gekoppelt ist. Das heißt, dass zwischen der LED-Chipoberfläche und der proximalen Stirnfläche der Emissionsfasern 14 weniger als 0,3 mm, vorzugsweise 0 mm, Abstand verbleibt. Zwischen der LED-Chipoberfläche und den Emissionsfasern 14 kann ein nicht dargestelltes, vorzugsweise transparentes Medium, z. B. ein Kunstharz, angeordnet sein, dessen Brechungsindex zwischen dem der Emissionsfasern 14 und dem der LED-Chipoberfläche liegt. Mit Hilfe des transparenten Mediums, z. B. einem aushärtbaren Kunststoff, werden die Emissionsfasern mechanisch fest mit dem LED-Chip 40 verbunden und optisch gekoppelt. Der LED-Chip 40 ist mittels eines elektrisch leitfähigen Klebers 46 auf einen Monitordiodenchip 50 montiert und elektrisch kontaktiert. Die Monitordiode 50 liefert eine Messgröße proportional zur optischen Ausgangsleistung des LED-Chips 40. Von einer elektrischen Kontaktstelle 48 ist ein Bonddraht 44 mit einem im Sockel 52 isoliert geführten elektrischen Anschlussstift 54 verbunden. Die Monitordiode 50 besitzt einen zweiten elektrischen Kontakt, der als Gehäusepin 56 nach außen geführt ist. Der LED-Chip besitzt ebenso einen zweiten elektrischen Anschluss, dieser erfolgt über einen Bonddraht 42, der mit einem im Sockel 52 isoliert geführten elektrischen Anschlussstift 58 verbunden ist.

Alternativ ist der Aufbau aus Fig. 5 auch ohne Monitordiode 50 ausführbar. In diesem Fall würden auch die elektrische Kontaktstelle 48 und der Bonddraht 44 mit dem im Sockel isoliert geführten Stift 54 wegfallen.

Damit die Strahlungsverluste der Anregungsstrahlung gering gehalten werden können, wird in einem Ausführungsbeispiel, in Fig. 6, das dem Ausführungsbeispiel aus Fig. 1 ähnlich ist, die Lichtquelle innerhalb des Handstücks 10 angeordnet. Dies hat den Vorteil, dass die Länge der Emissionsfasern 14 sehr kurz ausführbar ist. Die Emissions- und Detektionsfasern 14, 16 werden am distalen Ende des Handstücks 10 zusammengeführt. Am distalen Ende schließt eine Inspektionssonde mit Schaft und Ankopplungsteil an, in der die Emissions- und Detektionsfasern 14, 16 geführt werden. Distal schließen die Emissions- und Detektionsfasern mit dem distalen Ende des Schafts ab. Die am Zahn 1 angeregte Fluoreszenzstrahlung wird vom Zahn 1 über die Detektionsfasern 16 zu einer Empfangseinheit 20, die sich im Gerät 17 befindet, gesendet. Die Detektionsfasern 16 werden vom proximalen Ende des Handstücks 10 bis zur Empfangseinheit in dem Lichtleiterkabel 13 geführt. In Fig. 6 wird die Lichtquelle aus Fig. 5 verwendet.

Fig. 7 zeigt ein Bündel aus Detektionsfasern 16, die zentrisch über eine erfindungsgemäße Halbleitersensorenanordnung 62 und in einem definierten Abstand zur Oberfläche der Halbleitersensorenanordnung 62 mit Hilfe einer Lichtleiterhalterung 68 positioniert sind. Die Lichtleiterhalterung 68 ist, was hier nicht dargestellt ist, an dem Gehäuse der Halbleitersensorenanordnung 62 befestigt. Die Halbleitersensorenanordnung 62 weist drei Sensoren auf, die innerhalb eines Kreises angeordnet sind, die die im Zahn über die Emissionsfasern 14 angeregte Fluoreszenzstrahlung in drei voneinander getrennten Wellenlängenbereichen erfassen und in drei elektrische Signale umwandeln. Die drei Sensoren sind Sensoren z. B. für die Grundfarben Rot, Grün und Blau. Der jeweiligen Grundfarbe ist ein Kreissegment von 120° zugeordnet. Der Abstand zwischen der Endfläche der Detektionsfasern 16 und der Oberfläche der Halbleitersensorenanordnung 62 gewährleistet eine vollständige Ausleuchtung der drei Sensoren. Der Abstand zwischen Endfläche der Detektionsfasern 16 und der Oberfläche der Halbleitersensorenanordnung 62 kann bei Verwendung von Weitwinkellichtleitern weniger als 2 mm betragen. Zwischen den Detektionsfasern 16 und Halbleitersensorenanordnung 62 kann ein Vorfilter 64 zur Unterdrückung der Anregungsstrahlung ange-

ordnet sein. Der Vorfilter 64 ist auf der Halbleitersensorenanordnung 62 mit Hilfe einer optisch transparenten Vergussmasse fixiert.

Fig. 8 zeigt ein Blockschaltbild der erfindungsgemäßen Vorrichtung. Die Detektionsfasern 16, die die vom Zahn zurückgesandte Strahlung leiten, sind zentral über eine Halbleitersensorenanordnung 62 in einem definierten Abstand zur Oberfläche der Halbleitersensorenanordnung 62 positioniert. Die Halbleitersensorenanordnung 62 weist drei innerhalb eines Kreises angeordnete Sensoren auf, die die am Zahn oder in der Zahnfleischtasche über die Emissionsfasern 14 angeregte Fluoreszenzstrahlung in drei voneinander getrennten Wellenlängenbereichen erfassen und in drei elektrische Signale umwandeln. Diese werden, wie auch in Fig. 1 dargestellt, über separate Vorverstärker 22, einem Lock-in-Verstärker 24 und einem Subtrahierer 26 einer Auswerteeinheit 28 zugeführt. Dort werden die Messwerte mit in einem Speicher 27 gespeicherten Vergleichsmesswerten verglichen und ein Wert ausgegeben, der auf einer Anzeige 29 darstellbar ist. Wenn der Wert oberhalb eines bestimmten Werts ist, bedeutet das, dass der Zahn bakteriellen Befall aufweist.

Fig. 9 zeigt ein Blockschaltbild, dass dem aus Fig. 6 sehr ähnlich ist, mit dem Unterschied, dass die Stirnfläche des Bündels aus Emissions- und Detektionsfasern 14, 16 mit der Stirnfläche eines Lichtelementes 9 gekoppelt ist.

Das Lichtelement 9 ist innerhalb einer Zentriervorrichtung 15 geführt und ragt am proximalen Ende der Zentriervorrichtung 15 aus dieser heraus. Die Zentriervorrichtung 15 und somit das Lichtelement 9 werden gegen das Bündel aus Emissions- und Detektionsfasern 14, 16 innerhalb eines Steck- und Kupplungselements 11 durch eine Feder gepresst. Ein solches Steck- und Kupplungselement 11 kann ein handelsüblicher ST-Stecker sein, der eine Bajonetthalterung aufweist. Das Steck- und Kupplungselement 11 befindet sich innerhalb eines Handstücks 10. Das Lichtelement 9 wird um die gegenüber dem proximalen Ende der Zentriervorrichtung 11 überstehende Länge in das Ankopplungsteil 6 zurückgedrückt. Da das Lichtelement 9 innerhalb des Schafts 4 und/oder des distalen Endes des Ankopplungsteils 6 fixiert bzw. festgeklebt ist, verbiegt sich das Lichtelement 9, das in diesem Fall eine flexible Kunststofflichtleitfaser ist, innerhalb des Ankopplungsteils 6. Durch die Biegung steht das Lichtelement 9

unter einer Vorspannung in Längsrichtung, die bewirkt, dass das Lichtleitelement 9 permanent gegen das Bündel aus Emissions- und Detektionsfasern 14, 16 gedrückt wird. Dies gewährleistet eine gute Einkopplung der Strahlung aus dem Bündel aus Emissions- und Detektionsfasern 14, 16 in das Lichtleitelement 9 und umgekehrt.

An der Verbindungsstelle wird die Anregungsstrahlung aus der Emissionsfaser 14 in das Lichtleitelement 9 eingekoppelt. Das Lichtleitelement 9 ist innerhalb einer Inspektionssonde 2 mit Schaft 4 und einem Ankopplungsteil 6 geführt. Das Lichtleitelement 9 kann am distalen Ende mit dem distalen Ende des Schafts 4 abschließen oder distal aus diesem hervorragen, wobei er maximal 30 mm aus dem Schaft 4 hervorragt. Der Schaft 4 kann distal entweder offen oder aus Gründen der Hygiene mit einem optisch transparenten Element verschlossen sein. Das optische Element kann entweder aus Glas, Kunststoff oder Ähnlichem bestehen. Auch kann das optische Element eine Linse sein. Das aus dem Lichtleitelement 9 distal austretende Licht beleuchtet den zu untersuchenden Zahnabschnitt. Das von dem beleuchteten Zahnabschnitt zurückgesandte Licht wird vom distalen Ende des Lichtleitelements 9 aufgenommen und über die Detektionsfasern 16 zu einer Empfangseinheit 20 geführt.

Alternativ kann das Lichtleitelement 9 auch aus Saphir oder anderen mineralischen Materialien bestehen. Die Verbindung zwischen Lichtleitelement 9 und dem Bündel aus Emissions- und Detektionsfasern 14, 16 kann auch, insbesondere wenn das Lichtleitelement 9 starr ist, ohne Verbiegung des Lichtleitelements 9 stattfinden. Das Lichtleitelement 9 und das Bündel aus Emissions- und Detektionsfasern 14, 16 können eine ballige Stirnfläche aufweisen, um eine bessere Einkopplung des Lichts zu ermöglichen.

Auch kann das Lichtleitelement 9 aus mehreren Lichtleitern bestehen, d. h. das Lichtleitelement besteht aus einem Bündel von Lichtleitern. Diese Lichtleiter können jeweils einen Durchmesser von etwa 30 μm aufweisen. Auch können diese Lichtleiter aus Saphir oder anderen mineralischen Materialien oder Kunststoffen bestehen.

Zusätzlich können zu den Fluoreszenzsignalen der beleuchteten Zahnabschnitte die Fluoreszenzsignale des Lichtleitelements 9 von der Empfangseinheit 20 erfasst werden. Diese letztgenannten Fluoreszenzsignale werden dann ebenfalls in elektrische Signale umgewandelt. Diese werden über separate Vorverstärker 22, einem Lock-in-Verstärker 24 und einem Subtrahierer 26 der Auswerteeinheit 28 zugeführt. In dem Speicher 27, der sich innerhalb der Auswerteeinheit 28 befindet, können zusätzlich dreidimensionale Messwerte der Materialien verschiedener möglicher Lichtleitelemente 9 befinden. Die gemessenen Fluoreszenzsignale des Lichtleitelementes 9 können mit den gespeicherten Messwerten verglichen werden. Auf diese Weise kann ermittelt werden, aus welchem Material das Lichtleitelement 9 besteht. Die Sensitivität der Messung kann dem Material des Lichtleitelementes angepasst werden.

Ansprüche

1. Vorrichtung zum Erkennen von bakteriellem Befall an Zähnen, mit
 - einer Lichtquelle (18),
 - einer Empfangseinheit (20),
 - einer Auswerteeinheit (28), die mit der Empfangseinheit (20) gekoppelt ist,
 - mindestens einer Emissionsfaser (14), die mit der Lichtquelle (18) gekoppelt ist, und
 - mindestens einer Detektionsfaser (16), die mit der Empfangseinheit (20) gekoppelt ist,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t ,

dass sowohl die Emissions- (14) als auch die Detektionsfaser (16) einen Akzeptanzwinkel größer als 35° aufweisen.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Akzeptanzwinkel der Emissions- und Detektionsfasern (14, 16) größer als 40°, vorzugsweise größer als 45° ist.
3. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die numerische Apertur der Lichtquelle (18) größer oder gleich der numerische Apertur der mindestens einen Emissionsfaser (14) ist.
4. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtquelle (18) ein LED-Chip ist.
5. Vorrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass zwischen dem LED-Chip und der proximalen Stirnfläche der mindestens einen Emissionsfaser (14) ein Abstand von weniger als 0,3 mm, vorzugsweise 0 mm ist.
6. Vorrichtung nach Anspruch 4 oder 5, dadurch gekennzeichnet, dass zwi-

schen dem LED-Chip und der proximalen Stirnfläche der mindestens einen Emissionsfaser (14) ein Medium angeordnet ist, das einen Brechungsindex besitzt, der zwischen dem der Emissionsfaser (14) und dem der Oberfläche des LED-Chips liegt.

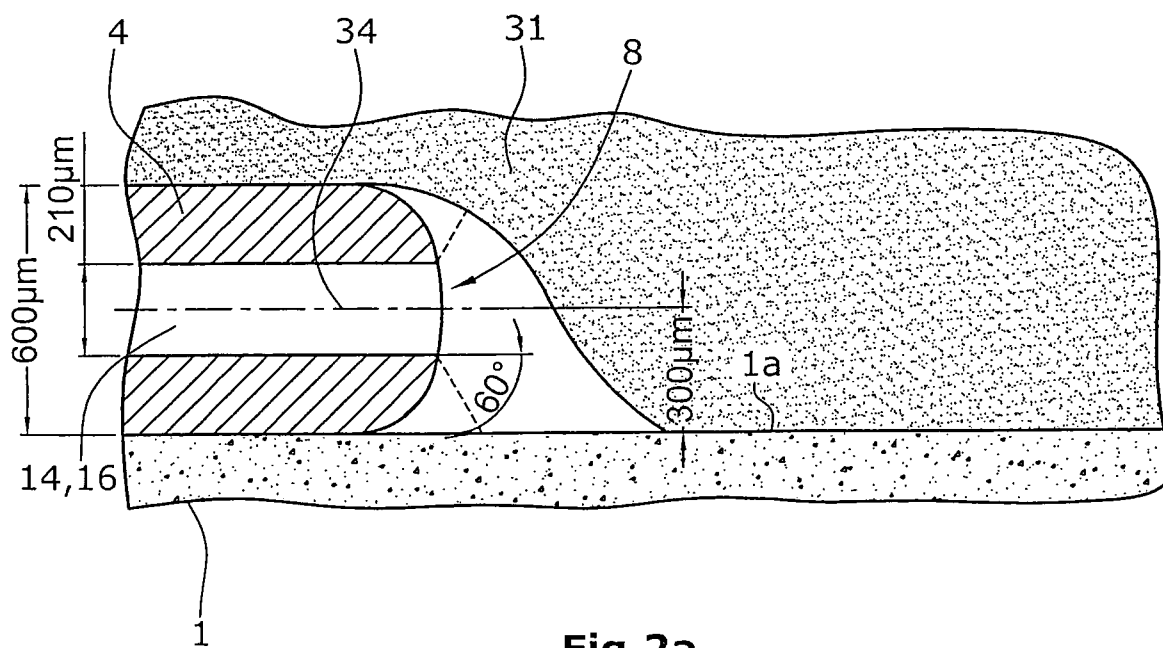
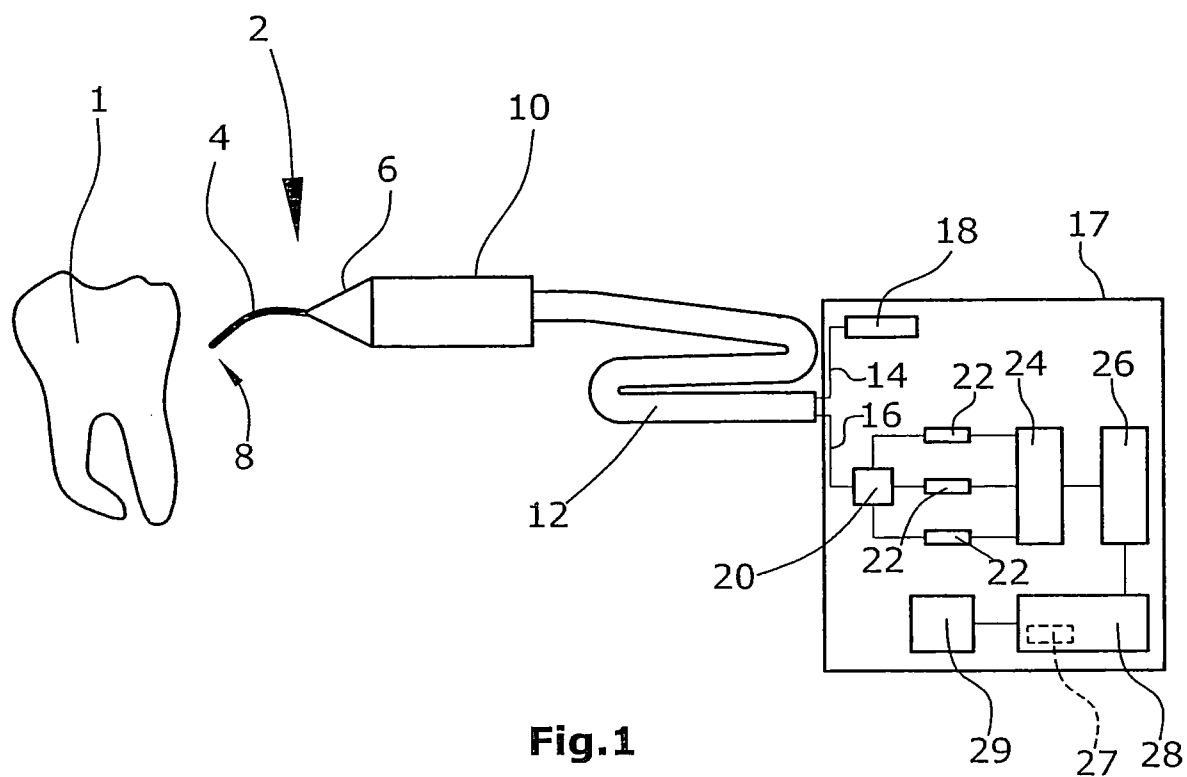
7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 4 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die an die lichtemittierende Fläche des LED-Chips angrenzende proximale Stirnfläche der Emissionsfaser (14) vollständig von der lichtemittierenden Fläche des LED-Chips bedeckt ist.
8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 4 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass der LED-Chip Licht im UV-Bereich und/oder sichtbaren Bereich, vorzugsweise violettes Licht im Wellenlängenbereich von 390 nm bis 420 nm, emittiert.
9. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die gesamte distale Stirnfläche eines Bündels aus Emissions- und Detektionsfasern (14, 16) mit der proximalen Stirnfläche mindestens eines Lichtleitelementes (9) gekoppelt ist, wobei das Lichtleitelement (9) die von der Lichtquelle (18) über die Emissionsfasern (14) zum Zahn (1) emittierte Anregungsstrahlung und auch die vom Zahn (1) ausgehende Fluoreszenzstrahlung leitet
10. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass das Lichtleitelement (9), das aus einem einzelnen Lichtleiter oder aus einem Bündel von Lichtleitern besteht, einen Akzeptanzwinkel größer als 35°, vorzugsweise größer als 40°, aufweist.
11. Vorrichtung nach Anspruch 9 oder 10, dadurch gekennzeichnet, dass das Lichtleitelement (9) innerhalb einer Inspektionssonde (2) geführt ist, die einen Schaft (4) und ein Ankopplungsteil (6) aufweist.
12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 9 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass die distale Stirnfläche des Bündels aus Emissions- und Detektionsfasern (14, 16) und die proximal Stirnfläche Lichtleitelementes (9) mit Hilfe

einer Federkraft aneinandergedrückt sind.

13. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 9 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass die proximale Stirnfläche des Lichtleitelementes (9) und die distale Stirnfläche des Bündels aus Emissions- und Detektionsfasern (14, 16) jeweils eine ballige Oberfläche aufweisen.
14. Vorrichtung nach einem der Anspruch 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Emissions- (14) und Detektionsfasern (16) am distalen Ende innerhalb einer Inspektionssonde (2) mit Schaft (4) und Ankopplungsteil (6) geführt sind.
15. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Länge der mindestens einen Emissionsfaser (14) oder die Gesamtlänge der mindestens einen Emissionsfaser (14) und des mindestens einen Lichtleitelementes (9) weniger als 60 cm, vorzugsweise weniger als 10 cm, beträgt.
16. Vorrichtung nach einem der Anspruch 11 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass das proximale Ende der Inspektionssonde (2) an ein Handstück (10) anschließbar ist, wobei die Emissions- (14) und Detektionsfasern (16) innerhalb des Handstücks (10) geführt sind und/oder dass sich die Verbindungsstelle zwischen dem Bündel aus Emissions- (14) und Detektionsfasern (16) und dem Lichtleitelement (9) innerhalb des Handstücks (10) befindet.
17. Vorrichtung nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtquelle (18) innerhalb des Handstücks (10) angeordnet ist.
18. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Empfangseinheit (20) eine Halbleitersensorenanordnung (62) aufweist, in der drei Sensoren innerhalb einer Fläche angeordnet sind, die die am Zahn über die mindestens eine Emissionsfaser (14) angeregte und über die Detektionsfaser (16) zurückgesandte Fluoreszenzstrahlung in drei voneinander getrennten Wellenlängenbereichen erfassen.

sen, wobei der aus dem proximalen Ende der Detektionsfaser (16) austretende Lichtkegel ohne Zwischenschalten optischer Linsen die Sensorfläche der Halbleitersensorenanordnung (62) ausleuchtet.

19. Vorrichtung nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, dass ein vorzugsweise dielektrischer, optischer Vorfilter zur Unterdrückung der Anregungsstrahlung zwischen der mindestens einen Detektionsfaser (16) und der Halbleitersensorenanordnung (62) angeordnet ist und auf der Halbleitersensorenanordnung (62) mit Hilfe einer optisch transparenten Vergussmasse fixiert ist.
20. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass in der Auswerteeinheit (28) Datensätze in Form von dreidimensionalen Messwerten gespeichert sind, wobei die Auswerteeinheit die gemessenen Messwerte mit den gespeicherten Datensätzen vergleicht und ein Ergebnis hinsichtlich des bakteriellen Befalls eines untersuchten Zahnabschnitts ausgibt.



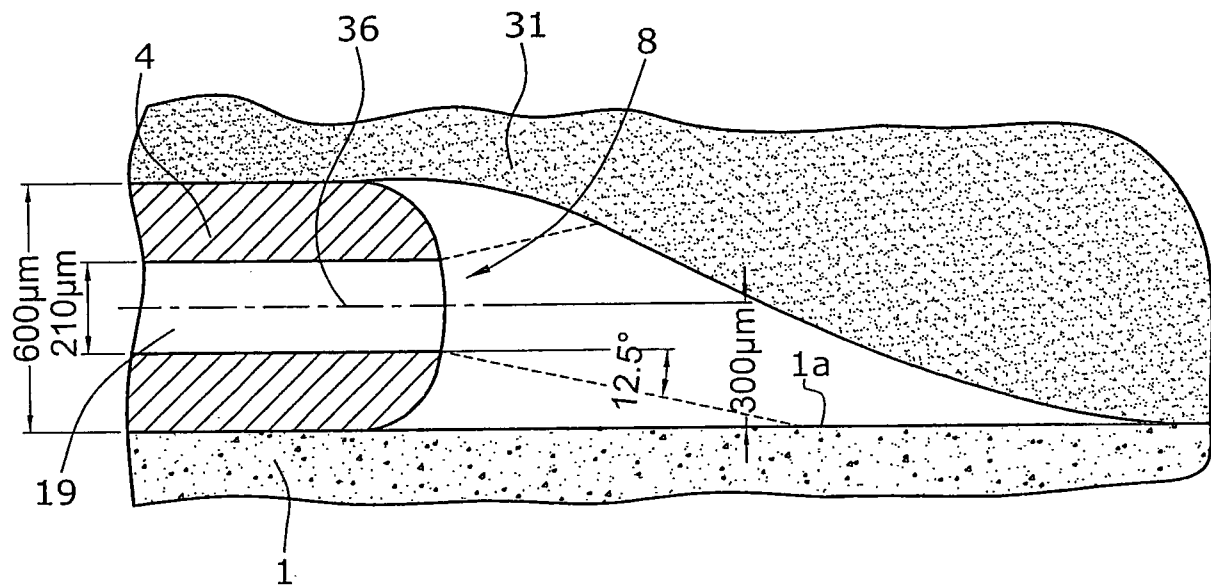


Fig.2b

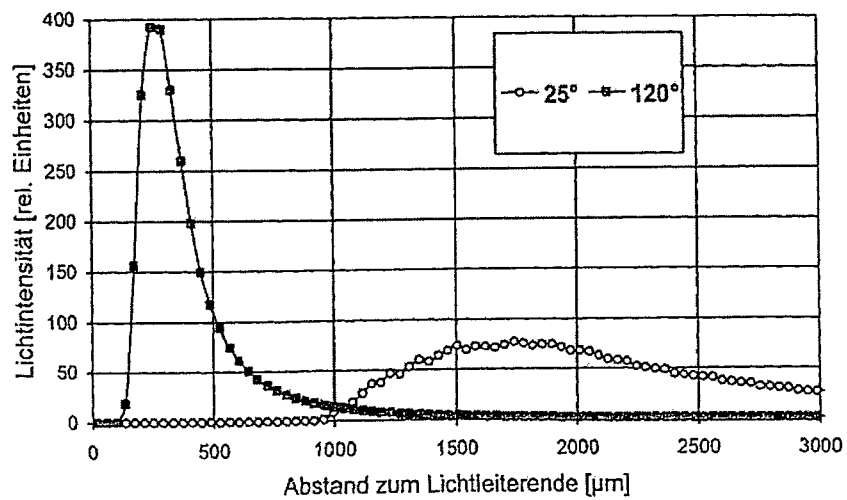
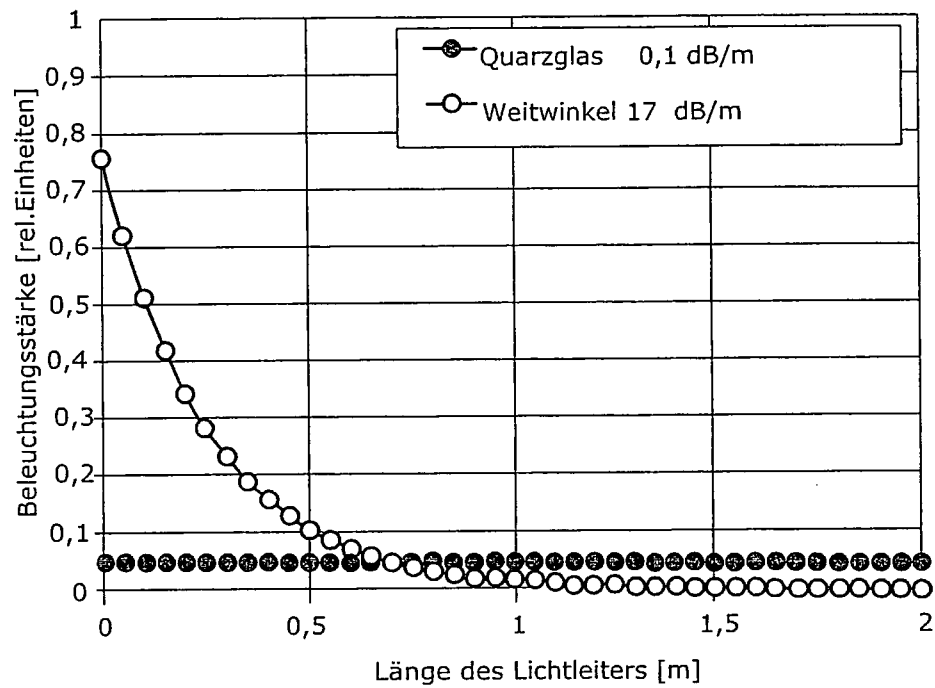
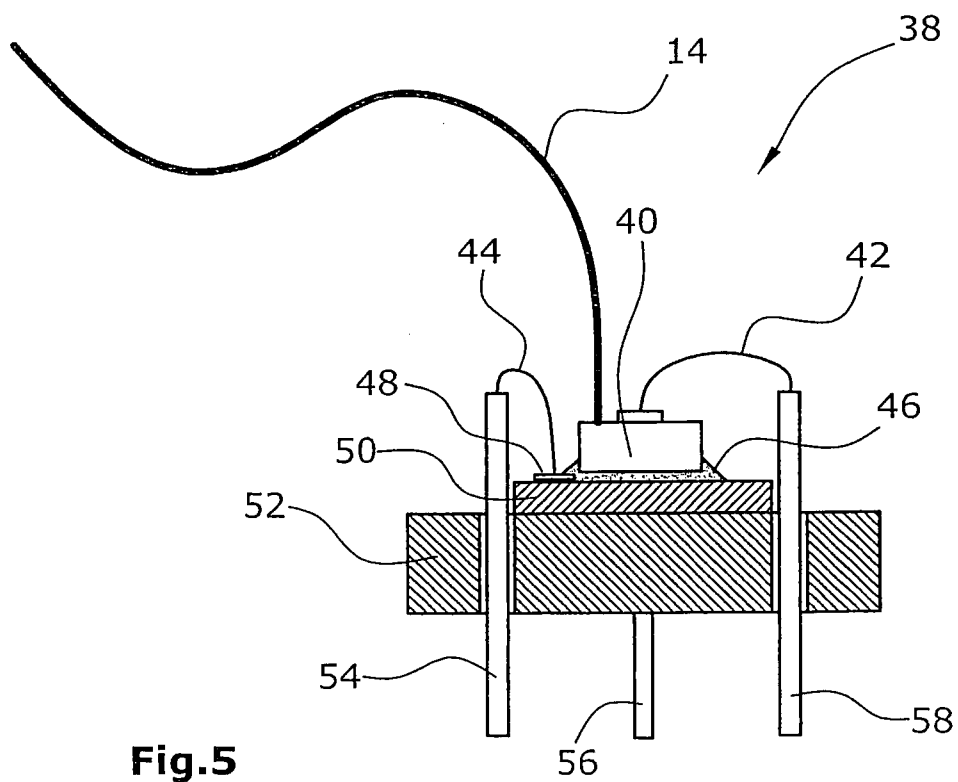


Fig.3

**Fig.4****Fig.5**

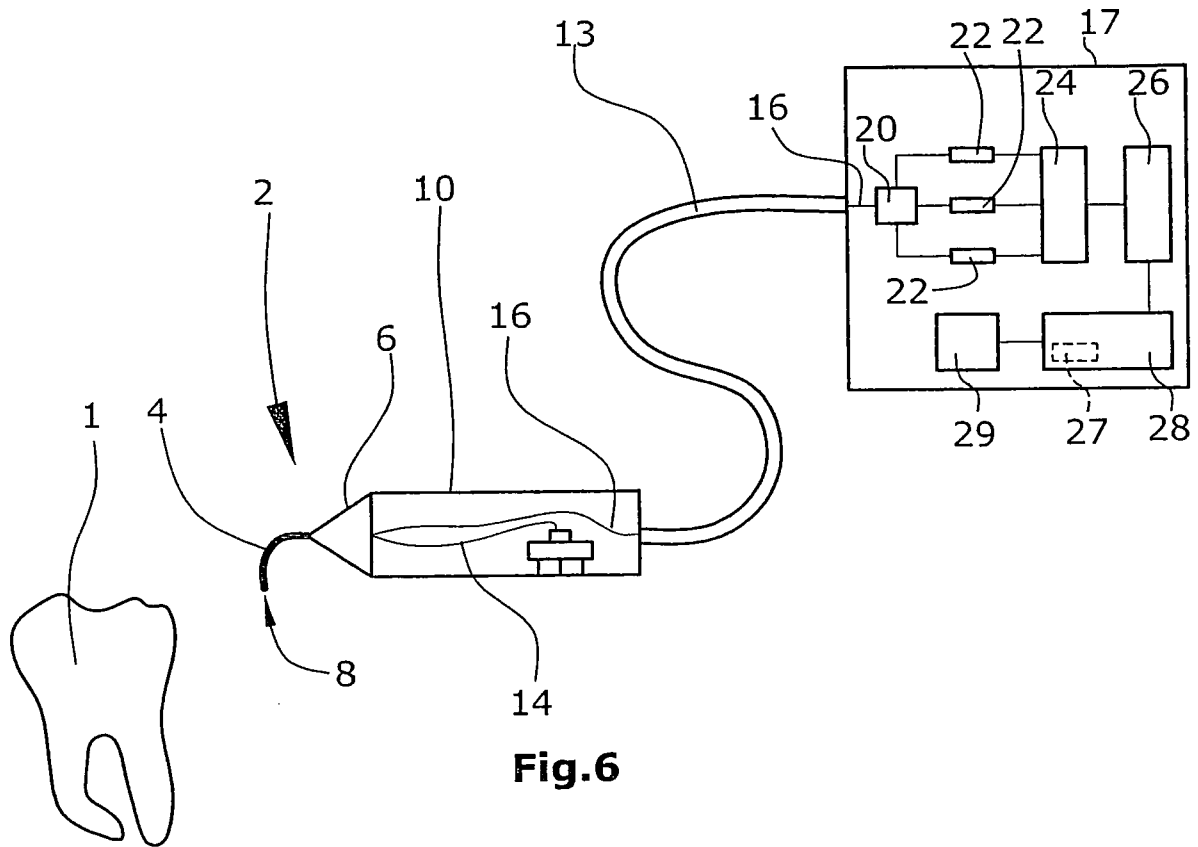


Fig. 6

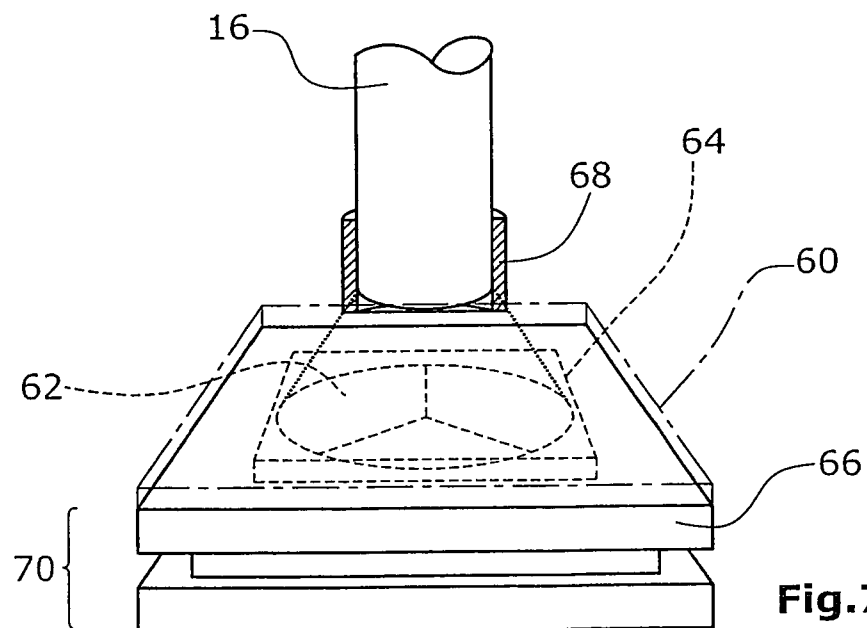


Fig. 7

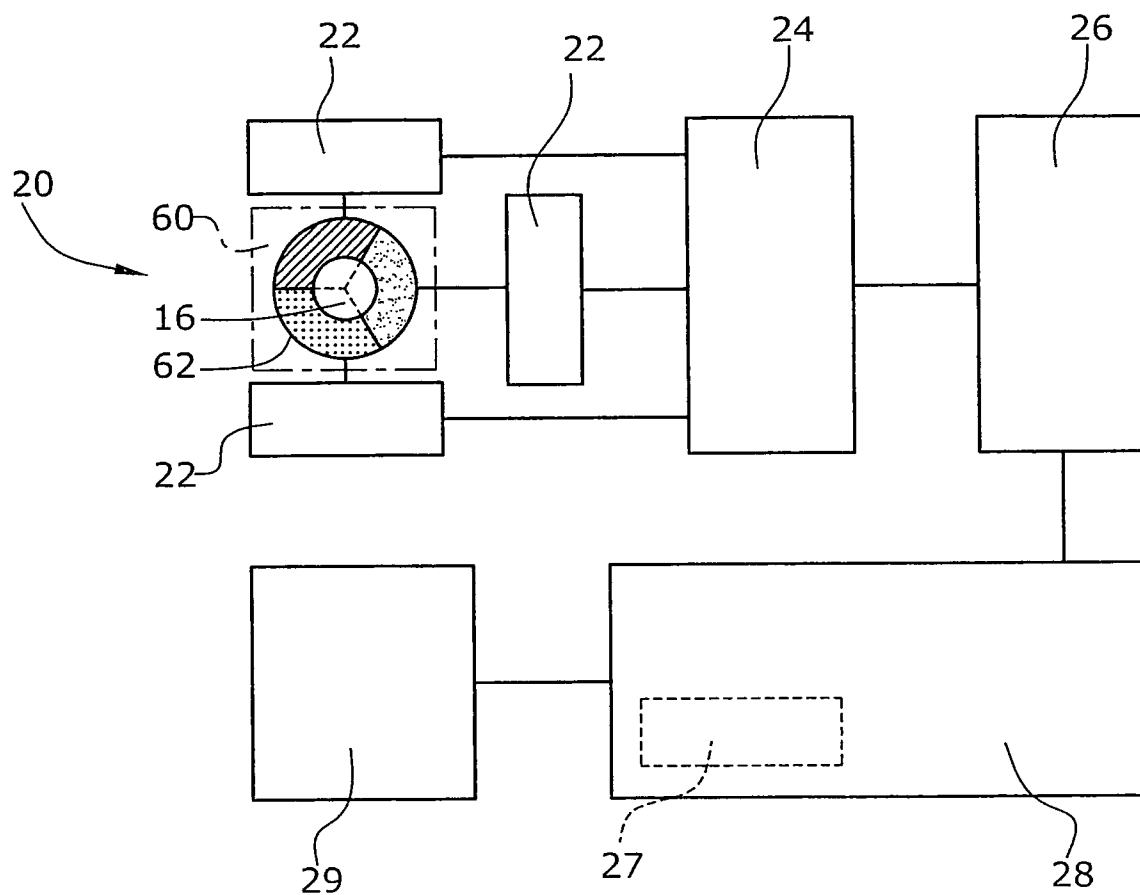


Fig.8

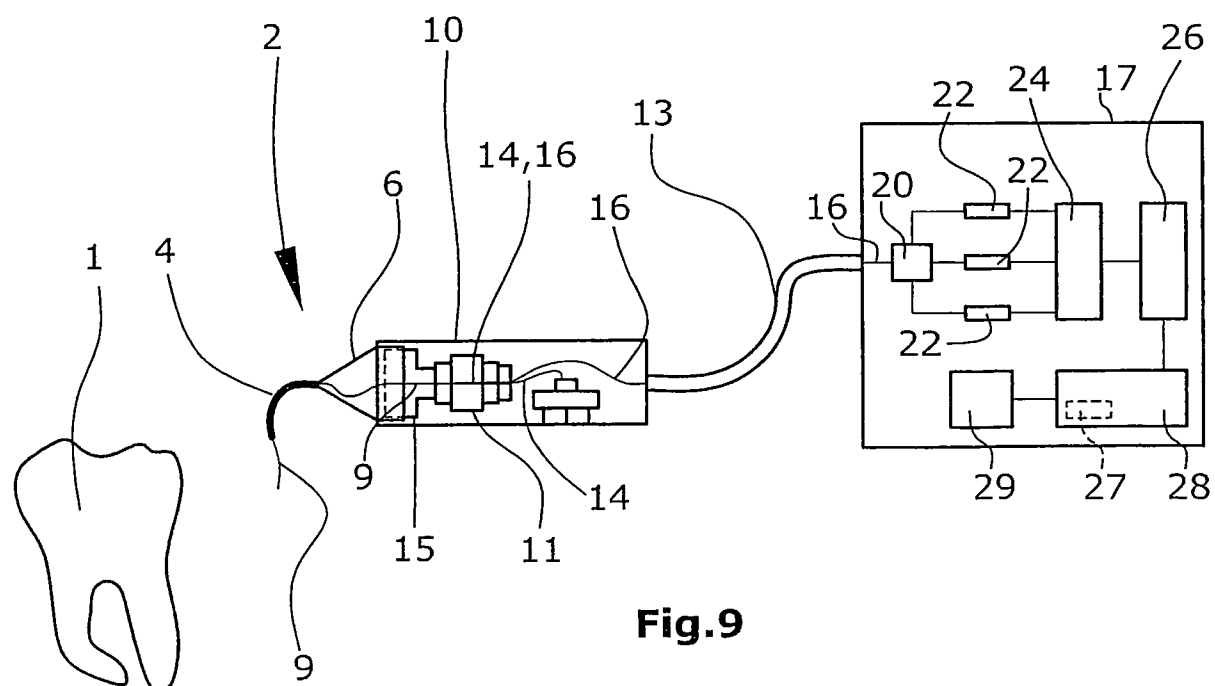


Fig.9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2008/008329

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B5/00 A61B1/24 G01N21/64

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)

G01N G01J 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, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2007/188738 A1 (JUNG WAYNE D [US] ET AL) 16 August 2007 (2007-08-16)	1-3, 9-12, 14-19
Y	paragraph [0070] paragraph [0083] - paragraph [0084] paragraph [0098] - paragraph [0102] paragraph [0127] - paragraph [0134]	4-8
Y	DE 10 2004 024494 A1 (DUERR DENTAL GMBH CO KG [DE]) 8 December 2005 (2005-12-08) paragraph [0039] - paragraph [0105]	4-8
P, X	WO 2007/147262 A (DENTSPLY CANADA LTD [CA]; KARAZIVAN NAIM [CA]; TROTTIER SYLVAIN [CA];) 27 December 2007 (2007-12-27) page 6, line 3 - page 16, line 10; figures ----- -/--	1, 4, 8-11, 14-18, 20

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family 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

13 Februar 2009

Date of mailing of the international search report

09/03/2009

Name and mailing address of the ISA/

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

Authorized officer

Strubel, Christine

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2008/008329

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 570 182 A (NATHEL HOWARD [US] ET AL) 29 October 1996 (1996-10-29) column 7, line 41 - column 8, line 5 -----	1,20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2008/008329

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2007188738 A1	16-08-2007	NONE	
DE 102004024494 A1	08-12-2005	CN 1972626 A	30-05-2007
		EP 1750574 A1	14-02-2007
		WO 2005110206 A1	24-11-2005
		JP 2007537802 T	27-12-2007
		US 2008082000 A1	03-04-2008
WO 2007147262 A	27-12-2007	NONE	
US 5570182 A	29-10-1996	NONE	

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2008/008329

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
INV. A61B5/00 A61B1/24 G01N21/64

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

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

G01N G01J 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, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 2007/188738 A1 (JUNG WAYNE D [US] ET AL) 16. August 2007 (2007-08-16)	1-3, 9-12, 14-19
Y	Absatz [0070] Absatz [0083] - Absatz [0084] Absatz [0098] - Absatz [0102] Absatz [0127] - Absatz [0134]	4-8
Y	DE 10 2004 024494 A1 (DUERR DENTAL GMBH CO KG [DE]) 8. Dezember 2005 (2005-12-08) Absatz [0039] - Absatz [0105]	4-8
P,X	WO 2007/147262 A (DENTSPLY CANADA LTD [CA]; KARAZIVAN NAIM [CA]; TROTTIER SYLVAIN [CA];) 27. Dezember 2007 (2007-12-27) Seite 6, Zeile 3 - Seite 16, Zeile 10; Abbildungen	1,4, 8-11, 14-18,20
	----- -/-	

☒ 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 erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden
 - *Y* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer 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
 - *G* Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche	Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
13. Februar 2009	09/03/2009
Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Bevollmächtigter Bediensteter Strubel, Christine

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2008/008329

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	US 5 570 182 A (NATHEL HOWARD [US] ET AL) 29. Oktober 1996 (1996-10-29) Spalte 7, Zeile 41 - Spalte 8, Zeile 5 -----	1,20

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2008/008329

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2007188738 A1	16-08-2007	KEINE	
DE 102004024494 A1	08-12-2005	CN 1972626 A	30-05-2007
		EP 1750574 A1	14-02-2007
		WO 2005110206 A1	24-11-2005
		JP 2007537802 T	27-12-2007
		US 2008082000 A1	03-04-2008
WO 2007147262 A	27-12-2007	KEINE	
US 5570182 A	29-10-1996	KEINE	

专利名称(译)	用于检测牙齿细菌感染迹象的装置		
公开(公告)号	EP2209415A1	公开(公告)日	2010-07-28
申请号	EP2008838281	申请日	2008-10-01
[标]申请(专利权)人(译)	福尔顿控股公司		
申请(专利权)人(译)	FERTON HOLDING SA		
当前申请(专利权)人(译)	FERTON HOLDING SA		
[标]发明人	HENNIG THOMAS		
发明人	HENNIG, THOMAS		
IPC分类号	A61B5/00 A61B1/24 G01N21/64		
CPC分类号	G01N21/645 A61B5/0088 G01N2021/6421 G01N2021/6484		
代理机构(译)	VON克莱斯勒SELTING WERNER		
优先权	102007047067 2007-10-01 DE		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用于检测牙齿细菌感染迹象的装置，包括光源（18），接收单元（20），耦合到接收单元（20）的评估单元（28），至少一个发射光纤（14），耦合到光源（18），和至少一个检测光纤（16），耦合到接收单元（20）。本发明的特征在于发射（14）和检测光纤（16）的接收角均大于35°。