

(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 2009/046921 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 5/00 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2008/008328

(22) Internationales Anmeldedatum:
1. Oktober 2008 (01.10.2008)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2007 047 068.3 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).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **HENNING, Thomas** [DE/DE]; Bogenstr. 90, 40764 Langenfeld (DE).

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

(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.

(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, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

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

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

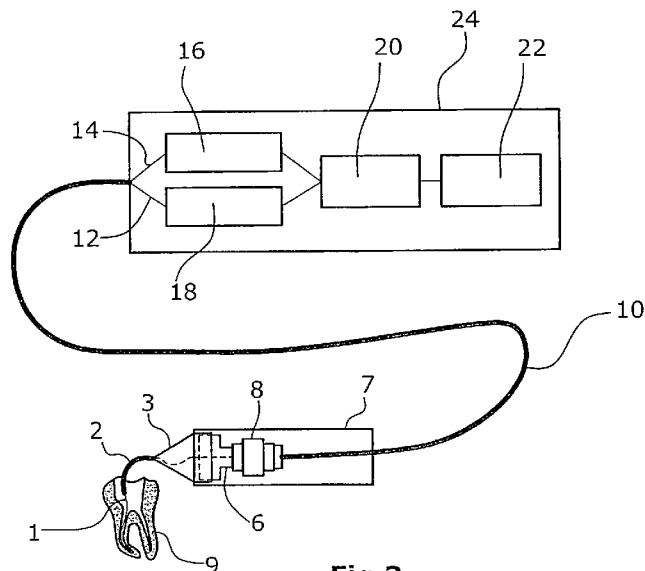


Fig.3

(57) Abstract: The invention relates to a device for detecting signs of bacterial infection of teeth, comprising a light source (18), a receiving unit (16), an evaluation unit (20), coupled to the receiving unit (16), at least one emission fiber (12), coupled to the light source (18), and at least one detection fiber (14), coupled to the receiving unit (16). The invention is characterized in that the common distal front face of the at least one emission fiber (12) and the at least one detection fiber (14) is connected to a front face of a flexible plastic optical wave guide (1), the diameter of the plastic optical wave guide (1) being less than 400 μm , preferably less than 300 μm .

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2009/046921 A1



BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN,
TD, TG).

— vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden
Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen
eintreffen

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht

(57) Zusammenfassung: Bei einer Vorrichtung zum Erkennen von bakteriellem Befall an Zähnen, mit einer Lichtquelle (18), einer Empfangseinheit (16), einer Auswerteeinheit (20), die mit der Empfangseinheit (16) gekoppelt ist, und einem Lichtleiterkabel (10), mit mindestens einer Emissionsfaser (12), die mit der Lichtquelle (18) gekoppelt ist, und mindestens einer Detektionsfaser (14), die mit der Empfangseinheit (16) gekoppelt ist, ist vorgesehen, dass die gemeinsame distale Stirnfläche der mindestens einen Emissionsfaser (12) und der mindestens einen Detektionsfaser (14) mit einer Stirnfläche einer flexiblen Kunststofflichtleitfaser (1) verbunden ist, wobei der Durchmesser der Kunststofflichtleitfaser (1) kleiner als 400 μm , vorzugsweise kleiner als 300 μm ist.

Vorrichtung zum Erkennen von bakteriellem Befall im Wurzelkanal von Zähnen

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

Eine derartige Vorrichtung ist aus der DE-A-3031249 bekannt, bei der sichtbare Lumineszenz zur Feststellung des Vorhandenseins von Karies an menschlichen Zähnen verwendet wird. Ein zu untersuchender Zahn wird mit nahezu monochromatischem Licht bestrahlt. An diesem Zahn wird durch das monochromatische Licht eine Fluoreszenzstrahlung angeregt. Die Intensität der Fluoreszenzstrahlung wird bei zwei unterschiedlichen Wellenlängen gemessen und ausgewertet, wobei bei der einen Wellenlänge die Abhängigkeit der Intensität von dem Spektrum für Karies und Nicht-Karies etwa gleich ist, während bei der anderen Wellenlänge die relative Intensität beachtlich beim Vorhandensein von Karies anwächst. Somit kann ein gesunder Zahnbereich von einem kariösen Zahnbereich berührungslos unterschieden werden, indem die Fluoreszenzstrahlung eines mit monochromatischem Licht bestrahlten Zahns erfasst wird.

Aus der EP-A-0862896 ist eine weitere Vorrichtung zum Erkennen von bakteriellem Befall bekannt, bei der mit einem Handstück, das Emissions- und Erfassungseinrichtungen aufweist, um eine Anregungsstrahlung zu erzeugen und die-

se auf einen zu untersuchenden Zahnbereich zu richten und um die an dem bestrahlten Zahn angeregte Fluoreszenzstrahlung zu erfassen und auszuwerten. Jede Emissions- und Erfassungseinrichtung weist eine Vielzahl von einzelnen Emissionsfasern, welche den zu untersuchenden Zahn mit der Anregungsstrahlung bestrahlen, und Detektionsfasern auf, welche die an dem bestrahlten Zahn angeregte Fluoreszenzstrahlung erfassen.

Die bisher bekannten Vorrichtungen haben den Nachteil, dass die Lichtleiter, mit denen die Anregungsstrahlung auf den zu untersuchenden Zahnbereich gerichtet wurde, nicht geeignet sind, in die Wurzelkanäle bis in die Spitzen eingeführt zu werden. Außerdem bestehen die bei den bisher bekannten Vorrichtungen verwendeten Lichtleiter aus Quarzglaslichtleitern, die eine geringe Dehnbarkeit von weniger als 1% aufweisen. Diese Lichtleiter sind somit zu starr, um dem natürlich gebogenen Wurzelkanal zu folgen und brechen in dem rauen Wurzelkanal sehr schnell ab.

Vor jeder Versiegelung des Wurzelkanals ist es jedoch notwendig, dass der Wurzelkanal vollständig von Bakterien befreit ist.

Der Erfindung liegt demzufolge die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung der eingangs beschriebenen Art zu schaffen, mit der bakteriell befallene Stellen im Wurzelkanal detektierbar sind.

Zur Lösung dieser Aufgabe dienen die Merkmale des Anspruchs 1.

Die Erfindung sieht in vorteilhafter Weise vor, dass eine Vorrichtung der einleitend beschriebenen Art eine Lichtquelle, eine Empfangseinheit, eine Auswertereinheit, die mit der Empfangseinheit gekoppelt ist, mindestens eine Emissionsfaser, die mit der Lichtquelle gekoppelt ist, und mindestens eine Detektionsfaser, die mit der Empfangseinheit gekoppelt ist, aufweist. Die gemeinsame distale Stirnfläche der mindestens einen Emissionsfaser und der mindestens einen Detektionsfaser ist mit einer Stirnfläche einer einzelnen flexiblen Kunststofflichtleitfaser verbunden, wobei der Durchmesser der Kunststofflichtleitfaser kleiner als 400 μm , vorzugsweise kleiner als 300 μm , sein kann.

Diese Ausführungsform hat den Vorteil, dass die Kunststofflichtleitfaser problemlos bis in die Spitzen des Wurzelkanals eingeführt werden kann, da die Wurzelkanalspitzen in der Regel einen Durchmesser zwischen 300 µm und 400 µm aufweisen. Ein weiterer Vorteil ist, dass es sich im Gegensatz zu dem bisher bekannten Stand der Technik um eine einzelne Lichtleitfaser handelt. Die Kunststofflichtleitfaser besteht vorzugsweise aus Polystyrol.

Diese Ausführungsform hat den zusätzlichen Vorteil, dass die flexible Kunststofflichtleitfaser, da sie aus Kunststoff besteht, eine Dehnung von 8% problemlos übersteht und dem Verlauf eines natürlich gebogenen Wurzelkanals problemlos folgen kann. Außerdem ist sie im Gegensatz zu Quarzglaslichtleitern nicht brüchig. Es besteht somit, im Gegensatz zur Verwendung von Quarzglaslichtleitern, nicht die Gefahr, dass Bruchstücke des Lichtleiters im Wurzelkanal bleiben und nur schwer bis gar nicht zu entfernen sind.

Zusätzliche Vorteile sind, dass die Vorrichtung leicht zu fertigen ist, eine einfache Handhabbarkeit sowie eine sichere Anwendung garantiert. Außerdem kann die Kunststofflichtleitfaser leicht ausgewechselt werden.

Bei einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, dass die gemeinsame distale Stirnfläche der Emissions- und Detektionsfasern und die proximale Stirnfläche der Kunststofflichtleitfaser mit Hilfe einer Federkraft aneinander gepresst sind.

Als Emissions- und Detektionsfasern können beispielsweise sieben Lichtleitfasern (d.h. drei Emissions- und vier Detektionsfasern oder vier Emissions- und drei Detektionsfaser) mit einem Durchmesser von jeweils 70 µm oder vierzehn Lichtleitfasern mit einem Durchmesser von jeweils 50 µm verwendet werden.

Die Kunststofflichtleitfaser kann, insbesondere um den Akzeptanzwinkel zu vergrößern, mehrfach beschichtet sein. Der Kerndurchmesser der Kunststofflichtleitfaser kann kleiner als 350 µm, vorzugsweise kleiner oder gleich 250 µm, sein. Der Gesamtdurchmesser der Kunststofflichtleitfaser kann kleiner als 400 µm, vorzugsweise kleiner als 300 µm, sein.

Der Kerndurchmesser der Kunststofflichtleitfaser kann gleich oder geringfügig größer sein als der Gesamtdurchmesser der Emissions- und Detektionsfasern.

Als Beschichtungsmaterial können Acrylate bzw. Fluoracrylate mit Brechungsindizes zwischen 1,42 und 1,49 dienen, so dass ein Kunststofflichtleiter mit einem Akzeptanzwinkel von 48° verwirklicht werden kann.

Bei der Erfindung kann die Kunststofflichtleitfaser die von der Lichtquelle über die Emissionsfasern gesendete Anregungsstrahlung zum Zahn und auch die von dem Zahn ausgehende Fluoreszenzstrahlung leiten.

Bei einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, dass der Akzeptanzwinkel der Kunststofflichtleitfaser größer als 35° ist.

Alternativ kann der Akzeptanzwinkel der Kunststofflichtleitfaser größer als 40° , vorzugsweise größer als 45° , sein.

Dies hat den Vorteil, dass die Kunststofflichtleitfaser der vorliegenden Erfindung geeignet ist, um auch geradlinige Abschnitte enger Hohlräume zu bestrahlen, ohne dass zusätzliche optische Elemente verwendet werden müssen. Die auf einer ebenen, vorzugsweise senkrecht zur Lichtaustrittsfläche der Kunststofflichtleitfaser verlaufende Fläche erzielte maximale Intensität ist bei einer erfindungsgemäßen Vorrichtung wesentlich höher als bei Vorrichtungen, bei denen übliche Quarzglaslichtleiter verwendet werden.

Der Akzeptanzwinkel der Emissions- und Detektionsfasern kann ebenfalls größer als 35° sein. Alternativ kann der Akzeptanzwinkel auch größer als 40° , vorzugsweise größer als 45° , sein.

Die Emissions- und Detektionsfasern können innerhalb eines Lichtleiterkabels geführt werden. Die Emissions- und Detektionsfasern und somit das Lichtleiterkabel können flexibel sein.

Bei einer Weiterbildung ist vorgesehen, dass die Kunststofflichtleitfaser in einer Inspektionssonde geführt ist, die einen biegsamen bzw. gebogenen Schaft und ein Ankopplungsteil aufweist.

Diese Ausführungsform erleichtert die Handhabbarkeit, da die Kunststofflichtleitfaser aufgrund des biegsamen bzw. gebogenen Schaftes leichter in z. B. Wurzelkanäle eingeführt werden kann.

Der Schaft kann am distalen Ende stumpf ausgeführt sein. Dies reduziert die Verletzungsgefahr.

Die Kunststofflichtleitfaser kann innerhalb des Schafts und/oder Ankopplungsteils verklebt sein.

Die Kunststofflichtleitfaser kann distal 1 bis 30 mm, vorzugsweise 15 bis 25 mm, aus der Inspektionssonde hervorragen.

Der Schaft der Inspektionssonde kann 10 bis 30 mm lang sein, wobei der Durchmesser des Schafts kleiner als 1 mm, vorzugsweise kleiner als 0,7 mm, sein kann. Der Schaft besteht aus Kunststoff oder Metall, vorzugsweise Edelstahl.

Auch kann vorgesehen werden, dass das Ankopplungsteil aus einem standardisierten Spritzenanschluss besteht. In dem Ankopplungsteil kann ein Raum vorgesehen sein, der bei Anschluss der Kunststofflichtleitfaser an die Emissions- und Detektionsfasern einen elastisch gebogenen Teil der Kunststofflichtleitfaser aufnehmen kann.

Die Kunststofflichtleitfaser kann proximal 10 bis 30 mm frei aus der Inspektionssonde hervorragen.

Die Länge der Inspektionssonde kann weniger als 10 cm, vorzugsweise weniger als 7 cm, betragen.

Bei einer Weiterbildung ist vorgesehen, dass eine Zentriervorrichtung mit dem proximalen Ende des Ankopplungsteils verbunden ist, wobei die Kunststofflicht-

leitfaser in der Zentriervorrichtung geführt ist und zentral am proximalen Ende der Zentriervorrichtung aus dieser hervorragt, wobei die Kunststofflichtleitfaser maximal 2 mm am proximalen Ende der Zentriervorrichtung aus dieser hervorragt.

Eine Weiterbildung ist dadurch gekennzeichnet, dass die Stirnflächen der Kunststofflichtleitfaser entspiegelt sind, wobei die Entspiegelung in Form einer Mottenaugenstruktur verwirklicht ist.

Dieses Ausführungsbeispiel löst das Problem, dass Reflektionen an Lichtaustrittsflächen die Diagnose stören können, da durch diese, neben einer leichten Eigenfluoreszenz der Lichtleiter, ein Hintergrundsignal entsteht.

Bei einer Weiterbildung kann die Kunststofflichtleitfaser als Wechsellipitze insbesondere als Einmalartikel ausgebildet sein. Dies hat den Vorteil, dass die Kunststofflichtleitfaser nicht nach jeder Anwendung sterilisiert werden muss.

Bei einer weiteren Ausgestaltung ist vorgesehen, dass die Inspektionssonde an ein Handstück angeschlossen ist und sich die Verbindungsstelle zwischen der gemeinsamen Stirnfläche der Emissions- und Detektionsfasern und der Stirnfläche der Kunststofflichtleitfaser innerhalb des Handstücks befindet.

Dies hat den Vorteil, dass die Vorrichtung besser handhabbar ist, da die Kunststofflichtleitfaser aufgrund des Handstücks besser geführt werden kann.

Bei einer Weiterbildung kann die Lichtquelle innerhalb des Handstücks angeordnet sein, wobei die Gesamtlänge der mindestens einen Emissionsfaser und der Kunststofflichtleitfaser weniger als 60 cm, vorzugsweise weniger als 10 cm, betragen kann.

Dieses Ausführungsbeispiel hat den Vorteil, dass die Anregungsstrahlung keinen langen Weg zurücklegen muss. Aus diesem Grund kann der Intensitätsverlust der Anregungsstrahlung reduziert werden.

Im Folgenden werden unter Bezugnahme auf die Zeichnungen Ausführungsbeispiele der Erfindung näher erläutert.

Es zeigen schematisch:

- Fig. 1 eine Seitenansicht auf eine Inspektionssonde, in der ein Bündel aus Emissions- und Detektionsfasern geführt ist,
- Fig. 2 eine Seitenansicht auf eine Inspektionssonde, mit gebogenem Schaft und Zentriervorrichtung,
- Fig. 3 ein schematisches Blockschaltbild einer erfindungsgemäßen Vorrichtung,
- Fig. 4a ein Weitwinkellichtleiter, dessen Achse parallel zu einer ebenen Fläche ausgerichtet ist,
- Fig. 4b ein Quarzglaslichtleiter, der kein Weitwinkellichtleiter ist und dessen Achse parallel zu einer ebenen Fläche ausgerichtet ist,
- Fig. 5 eine Darstellung mit Lichtverteilungen auf der ebenen Fläche aus Fig. 4a und Fig. 4b,
- Fig. 6 eine Darstellung, die den Zusammenhang zwischen Dämpfung der Beleuchtungsstärke und Länge des Lichtleiters darstellt,
- Fig. 7 ein schematisches Blockschaltbild, bei dem die Lichtquelle im Handstück angeordnet ist.

Fig. 1 zeigt eine Inspektionssonde 4. Eine Kunststofflichtleitfaser 1, die insbesondere zum Untersuchen von Wurzelkanälen verwendet wird, ist in einer Inspektionssonde 4 geführt. Die Inspektionssonde 4 besteht aus einem Schaft 2 und einem Ankopplungsteil 3. Distal steht die Kunststofflichtleitfaser 1 gegenüber dem Schaft 2 um 1-30 mm über. Proximal steht die Kunststofflichtleitfaser 1 um 10-30 mm gegenüber dem Ankopplungsteil 3 über. Die Kunststofflichtleitfaser 1

ist vorzugsweise einfach oder mehrfach beschichtet. Der Gesamtdurchmesser der Kunststofflichtleitfaser 1 liegt unterhalb von 400 μm , vorzugsweise unterhalb von 300 μm . Der Kerndurchmesser liegt unterhalb von 300 μm , vorzugsweise beträgt der Kerndurchmesser 250 μm . Die Kunststofflichtleitfaser 1 besteht vorzugsweise aus Polystyrol mit einem Brechungsindex von 1,6. Der Schaft 2 besteht vorzugsweise aus Metall oder Kunststoff und ist vorteilhafterweise biegsam ausgeführt. Er kann von dem Benutzer in die gewünschte Form bleibend in der Art einer plastischen Verformung gebogen werden, um einen einfachen Zugang zum Wurzelkanal zu gewährleisten. Die Kunststofflichtleitfaser 1 ist vorzugsweise ein Weitwinkellichtleiter mit einem Akzeptanzwinkel größer als 35° .

Fig. 2 zeigt die Inspektionssonde 4 aus Fig. 1 mit gebogenem Schaft 2. Die Kunststofflichtleitfaser 1 ist im Schaft 2 und/oder am distalen Ende des Ankopplungsteils 3 fixiert bzw. festgeklebt. Am proximalen Ende des Ankopplungsteils 3 ist eine separate Zentriervorrichtung 6 angeschlossen. Die Kunststofflichtleitfaser 1 ist innerhalb der Zentriervorrichtung 6 geführt und ragt am proximalen Ende der Zentriervorrichtung 6 aus dieser hervor. Sie ragt weniger als 2 mm und mehr als 0 mm hervor. Dies ist notwendig, damit ein direkter Kontakt zwischen Kunststofflichtleitfaser 1 und Lichtleiterkabel 10 gewährleistet werden kann, da das proximale Ende der Zentriervorrichtung 6 und damit das proximale Ende der Kunststofflichtleitfaser 1 und das gemeinsame distale Ende der Emissions- und Detektionsfaser mit Hilfe einer Feder gegeneinander gedrückt werden. Wenn nun die Zentriervorrichtung 6 und somit die Kunststofflichtleitfaser 1 mit dem Bündel aus Emissions- 12 und Detektionsfasern 14 in Kontakt ist, wird die Kunststofflichtleitfaser 1 um die proximal der gegenüber der Zentriervorrichtung 6 überstehenden Länge in das Ankopplungsteil 3 zurückgedrückt. Die Kunststofflichtleitfaser 1 kann innerhalb des Ankopplungsteils 3 durch elastische Biegung die Längenänderung wieder ausgleichen, wobei ein gebogener Teil 11 der Kunststofflichtleitfaser 1 in einen Raum 13 ausweichen und eine Rückstellkraft erzeugen kann.

Fig. 3 zeigt ein prinzipielles Blockschaltbild einer erfindungsgemäßen Vorrichtung. Ein Gerät 24 zeigt eine Lichtquelle 18, eine Empfangseinheit 16, eine Auswerteeinheit 20 und eine Anzeigeeinheit 22 auf. Die Strahlung aus der Lichtquelle 18 wird vorzugsweise in ihrer Amplitude moduliert, wobei die Modulation mit bei-

spielsweise 2 kHz erfolgt. Die Strahlung aus der Lichtquelle 18 wird in Emissionsfasern 12 eingekoppelt. Die Emissionsfasern 12 werden zusammen mit den Detektionsfasern 14 innerhalb eines Lichtleiterkabels 10 geführt. Die distale Stirnfläche des Bündels aus Emissions- 12 und Detektionsfasern 14 ist mit der proximalen Stirnfläche einer Kunststofflichtleitfaser 1 verbunden. Die Kunststofflichtleitfaser 1 ist innerhalb einer in Fig. 1 und 2 beschriebenen Inspektionssonde 4 geführt. Der Kerndurchmesser der Kunststofflichtleitfaser 1 ist größer oder gleich dem Gesamtdurchmesser der Emissions- 12 und Detektionsfaser 14. Die Kunststofflichtleitfaser 1 ist, wie in Fig. 2 beschrieben, innerhalb einer Zentriervorrichtung 6 geführt und ragt am proximalen Ende der Zentriervorrichtung 6 aus dieser heraus. Die Zentriervorrichtung 6 und somit die Kunststofflichtleitfaser 1 werden mit den Emissions- 12 und Detektionsfasern 14 innerhalb eines Steck- und Kupplungselements 8 durch eine Feder gegeneinander gepresst. Ein solches Steck- und Kupplungselement 8 kann ein handelsüblicher ST-Stecker sein, der eine Bajonetthalterung aufweist. Das Steck- und Kupplungselement 8 befindet sich innerhalb eines Handstücks 7. Die Kunststofflichtleitfaser 1 wird um die gegenüber dem proximalen Ende der Zentriervorrichtung 6 überstehende Länge in das Ankopplungsteil 3 zurückgedrückt. Da die Kunststofflichtleitfaser 1 innerhalb des Schafts 2 und/oder des distalen Endes des Ankopplungsteils 3 fixiert bzw. festgeklebt ist, verbiegt sich die flexible Kunststofflichtleitfaser 1 innerhalb des Raumes 13 des Ankopplungsteils 3. Durch die Biegung steht die Kunststofflichtleitfaser 1 unter Spannung, die bewirkt, dass die Kunststofflichtleitfaser 1 permanent gegen die distale Stirnfläche des Bündels aus Emissions- 12 und Detektionsfasern 14 gedrückt wird. Somit besteht permanent physikalischer Kontakt zwischen der Kunststofflichtleitfaser 1 und dem Bündel aus Emissions- 12 und Detektionsfasern 14. Dies gewährleistet eine gute Einkopplung der Strahlung aus dem Bündel aus Emissions- 12 und Detektionsfasern 14 in die Kunststofflichtleitfaser 1 und umgekehrt. An dieser Ankopplungsstelle wird die Anregungsstrahlung aus den Emissionsfasern 12 in die Kunststofflichtleitfaser 1 eingekoppelt. Das aus der Kunststofflichtleitfaser 1 distal austretende Licht beleuchtet den zu untersuchenden Wurzelkanal, der sich in Zahn 9 befindet. Die Kunststofflichtleitfaser 1 kann bis in die Spitzen des Wurzelkanals eingeführt werden, da der Gesamtdurchmesser der Kunststofflichtleitfaser 1 kleiner als 0,4 mm und die Kunststofflichtleitfaser 1 flexibel ausgeführt ist. Das von dem beleuchteten Wurzelkanalabschnitt zurückgesandte Licht wird vom distalen Ende der Kunststofflichtleitfaser 1

aufgenommen und über die Detektionsfasern 14, die innerhalb des Lichtleiterkabels 10 geführt sind, zu einer Empfangseinheit 16 transportiert. Diese wandelt die empfangene Lichtstrahlung in elektrische Signale um. Die nachgeschaltete Auswerteeinheit 20 vergleicht die Messwerte mit gespeicherten Messwerten von gesunden Zähnen und/oder infizierten Zähnen und es wird ein Verhältnis berechnet. Dieses Verhältnis wird in Form von Werten auf einer Anzeigeeinheit 22 angezeigt. Der Anwender weiß, wenn dieser Wert kleiner als ein bestimmter Wert ist, ist der Wurzelkanalabschnitt frei von bakteriellen Rückständen.

Fig. 4a und 4b zeigen einen Lichtkegel eines Lichtleiters, der einen Weitwinkellichtleiter repräsentiert und im Vergleich hierzu der Lichtkegel eines üblichen Quarzglaslichtleiters, der kein Weitwinkellichtleiter ist. Die Mittelachsen 34,36 der beiden Lichtleiter liegen im Abstand von 150 μm parallel zu einer ebenen Fläche 30. Die Durchmesser der Lichtleiter betragen jeweils 220 μm . Der Weitwinkellichtleiter strahlt das Licht mit einem Öffnungswinkel von 95° ab, was einem Akzeptanzwinkel von $47,5^\circ$ entspricht. Der herkömmliche Quarzglaslichtleiter, der kein Weitwinkellichtleiter ist, besitzt einen Öffnungswinkel von 25° . Die maximalen auf der ebenen Fläche erzielten Lichtintensitäten liegen in dem Bereichen, in denen die Linien 35 und 37 die ebene Fläche treffen.

In der vorliegenden Erfindung wird vorzugsweise ein Weitwinkellichtleiter mit einem Akzeptanzwinkel größer als 35° , vorzugsweise größer als 40° , verwendet. Es wird vorzugsweise eine Weitwinkel-Kunststofflichtleitfaser aus Polystyrol verwendet.

Fig. 5 zeigt die Lichtverteilungen auf der ebenen Fläche 30 aus Fig. 4a und Fig. 4b. Die Lichtaustrittsflächen der Lichtleiter liegen auf der Abszisse beim Wert 0. Die weißen Punkte repräsentieren die Ergebnisse für übliche Quarzglaslichtleiter mit einem Öffnungswinkel von 25° , die schwarzen Quadrate repräsentieren die Ergebnisse für Weitwinkellichtleiter mit einem Öffnungswinkel von 95° . Deutliche Unterschiede zwischen beiden Kurven sind zu erkennen. Ein Öffnungswinkel von nur 25° führt zu einem flachen Kurvenverlauf. Die auf der ebenen Fläche 30 erzielte maximale Lichtintensität liegt etwa 1,1 mm vor dem Lichtleiter mit einem Öffnungswinkel von 25° . Im Falle eines Öffnungswinkels von 95° liegt die auf der

ebenen Fläche 30 erzielte maximale Lichtintensität nur etwa 0,2 mm vor dem Lichtleiter. Die auf der ebenen Fläche 30 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. 4a und Fig. 4b ersichtlich, 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 somit bei der Verwendung von üblichen Quarzglaslichtleitern mit großem untersuchten Flächenabschnitt und schwacher Ausleuchtung, wie aus Fig. 5 hervorgeht, leicht übersehen werden. Bei Weitwinkellichtleitern mit verhältnismäßig kurzem Flächenabschnitt und intensiver Ausleuchtung ist das Verhältnis von verunreinigter Fläche zu untersuchtem Flächenabschnitt hinsichtlich des prozentualen Anteil günstiger, so dass verunreinigte Flächen eindeutiger und genauer detektierbar ist. Aus diesem Grund können die zu untersuchenden Zahnabschnitte insbesondere in engen Wurzelkanälen mit einem erfindungsgemäßen Weitwinkellichtleiter genauer untersucht werden.

Fig. 6 zeigt die Bestrahlungsstärke am Ende verschiedener Lichtleiterfasern relativ zur Beleuchtungsstärke am Eingang des Lichtleiterkabels 10 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 symbolisieren 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 symbolisieren 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. 6 ist ersichtlich, dass lange Lichtleiter, 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 Lichtleiter sollten, um diese Dämpfung zu vermeiden, bei Verwendung eines Weitwinkellichtleiters eine Länge von weniger als 60 cm, vorzugsweise weniger als 10 cm, aufweisen. So könnte im Gegensatz zu üblichen Quarzglaslichtleitern, die keine Weitwinkellichtleiter sind, eine etwa zehnfach höhere Beleuchtungsstärke erzielt werden.

Aus diesem Grund ist in einem bevorzugten Ausführungsbeispiel, das dem Ausführungsbeispiel aus Fig. 3 ähnlich ist, die Lichtquelle 18 innerhalb des Handstücks 7 angeordnet, siehe Fig. 7. Dies hat den Vorteil, dass die Gesamtlänge von Kunststofflichtleitfaser 1 und Emissionsfasern 12 sehr kurz ausführbar ist und damit die Strahlungsverluste der Anregungsstrahlung gering gehalten werden können. Die am Zahn 9 angeregte Fluoreszenzstrahlung wird vom Zahn 9 über die Kunststofflichtleitfaser 1 und die Detektionsfaser 14 zu einer Empfangseinheit 16 gesendet. Die Detektionsfasern 14 werden außerhalb des Handgeräts bis zur Empfangseinheit 16 in einem zweiten Lichtleiterkabel 26 geführt.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Erkennen von bakteriellem Befall an Zähnen,
 - mit einer Lichtquelle (18),
 - einer Empfangseinheit (16),
 - einer Auswerteeinheit (20), die mit der Empfangseinheit (16) gekoppelt ist,
 - mindestens einer Emissionsfaser (12), die mit der Lichtquelle (18) gekoppelt ist, und
 - mindestens einer Detektionsfaser (14), die mit der Empfangseinheit (16) gekoppelt ist,

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

dass die gemeinsame distale Stirnfläche der mindestens einen Emissionsfaser (12) und der mindestens einen Detektionsfaser (14) mit einer Stirnfläche einer flexiblen Kunststofflichtleitfaser (1) verbunden ist und dass der Durchmesser der Kunststofflichtleitfaser (1) kleiner als 400 µm, vorzugsweise kleiner als 300 µm ist.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die gemeinsame distale Stirnfläche der Emissions- (12) und Detektionsfasern (14) und die proximale Stirnfläche der Kunststofflichtleitfaser (1) mit Hilfe einer Federkraft aneinandergespreßt sind.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Kunststofflichtleitfaser (1) einfach oder mehrfach beschichtet ist.
4. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Kerndurchmesser der Kunststofflichtleitfaser (1) 300 µm oder kleiner, vorzugsweise 250 µm oder kleiner ist und dass der Gesamtdurchmesser der Kunststofflichtleitfaser kleiner als 400 µm, vorzugsweise kleiner als 300 µm ist.

5. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Kerndurchmesser der Kunststofflichtleitfaser (1) gleich oder größer ist als der Gesamtdurchmesser der Emissions- (12) und Detektionsfaser (14).
6. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Kunststofflichtleitfaser (1) aus Polystyrol besteht.
7. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Kunststofflichtleitfaser (1) die von der Lichtquelle (18) über die Emissionsfasern (12) gesendete Anregungsstrahlung zum Zahn (9) und auch die von dem Zahn (9) ausgehende Fluoreszenzstrahlung leitet.
8. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Akzeptanzwinkel der Kunststofflichtleitfaser (1) größer als 35° , vorzugsweise größer als 45° , ist.
9. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Akzeptanzwinkel der Emissions- (12) und Detektionsfasern (14) größer als 35° , vorzugsweise größer als 45° , ist.
10. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Emissions- (12) und Detektionsfasern (14) und somit das Lichtleiterkabel flexibel sind.
11. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Kunststofflichtleitfaser (1) in einer Inspektionssonde (4) geführt ist, die einen biegsamen bzw. gebogenen Schaft (2) und einen Ankopplungsteil (3) aufweist.
12. Vorrichtung nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass der Schaft (2) am distalen Ende stumpf ausgeführt ist.

13. Vorrichtung nach Anspruch 11 oder 12, dadurch gekennzeichnet, dass die Kunststofflichtleitfaser (1) innerhalb des Schafts (2) und/oder Ankopplungsteils (3) fixiert ist.
14. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 11 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass die Kunststofflichtleitfaser (1) distal 1-30 mm, vorzugsweise 15-25 mm, aus der Inspektionssonde (4) herausragt.
15. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 11 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass der Schaft (2) der Inspektionssonde (4) 10-30 mm lang ist.
16. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 11 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass der Durchmesser des Schafts (2) kleiner als 1 mm, vorzugsweise kleiner als 0,7 mm, ist.
17. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 11 bis 16, dadurch gekennzeichnet, dass der Schaft (2) aus Metall, vorzugsweise Edelstahl oder Kunststoff besteht.
18. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 11 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass das Ankopplungsteil aus einem standardisierten Spritzenanschluss besteht.
19. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 11 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass die Kunststofflichtleitfaser (1) proximal 10-30 mm frei aus der Inspektionssonde (4) hervorragt.
20. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass die Länge der Inspektionssonde (4) weniger als 10 cm, vorzugsweise weniger als 7 cm, misst.
21. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 11 bis 20, dadurch gekennzeichnet, dass eine Zentriervorrichtung (6) mit dem proximalen Ende des Ankopplungsteils (3) verbunden ist, wobei die Kunststofflichtleitfaser (1) in der

Zentriervorrichtung (6) geführt ist und zentral am proximalen Ende der Zentriervorrichtung (6) aus dieser hervorragt.

22. Vorrichtung nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, dass die Kunststofflichtleitfaser (1) maximal 2 mm am proximalen Ende der Zentriervorrichtung (6) aus dieser hervorragt.
23. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 11 bis 22, dadurch gekennzeichnet, dass in dem Ankopplungsteil (3) ein Raum (13) vorgesehen ist, der bei Anschluss der Kunststofflichtleitfaser (1) an die Emissions- (12) und Detektionsfasern (14) einen elastisch gebogenen Teil (11) der Kunststofflichtleitfaser (1) aufnimmt.
24. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Stirnflächen der Kunststofflichtleitfaser (1) entspiegelt sind.
25. Vorrichtung nach Anspruch 24, dadurch gekennzeichnet, dass die Entspiegelung in Form einer Mottenaugenstruktur verwirklicht ist.
26. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Inspektionssonde (4) als Einmalartikel ausgebildet ist.
27. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Inspektionssonde (4) an ein Handstück angeschlossen ist und sich die Verbindungsstelle zwischen der gemeinsamen Stirnfläche der Emissions- (12) und Detektionsfasern (14) und der Stirnfläche der Kunststofflichtleitfaser (1) innerhalb des Handstücks befindet.
28. Vorrichtung nach Anspruch 27, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtquelle (18) innerhalb des Handstücks angeordnet ist.
29. Vorrichtung nach Anspruch 28, dadurch gekennzeichnet, dass die Gesamtlänge der mindestens einen Emissionsfaser (12) und der Kunststofflichtleitfaser (1) weniger als 60 cm, vorzugsweise weniger als 10 cm, beträgt.

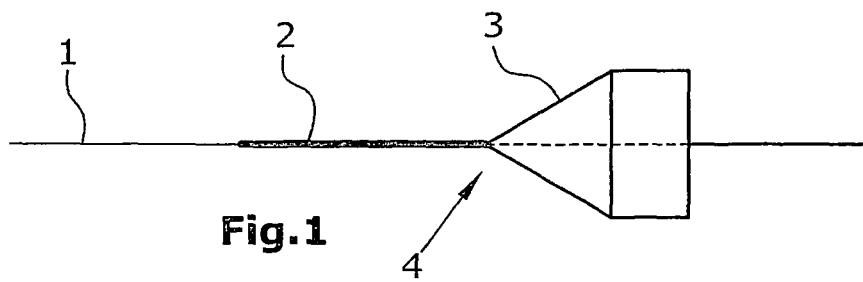
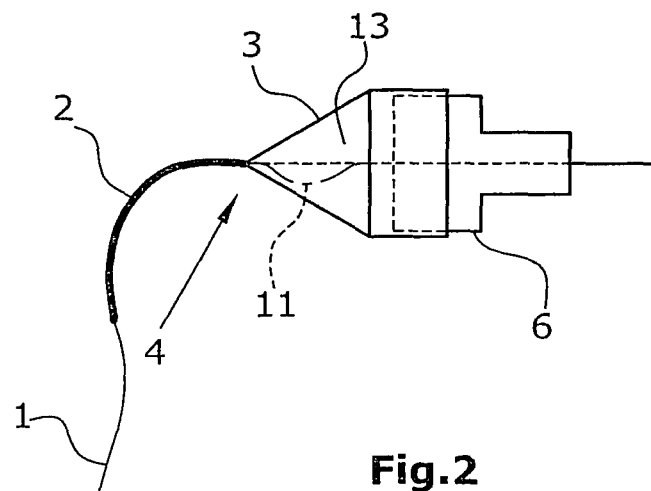
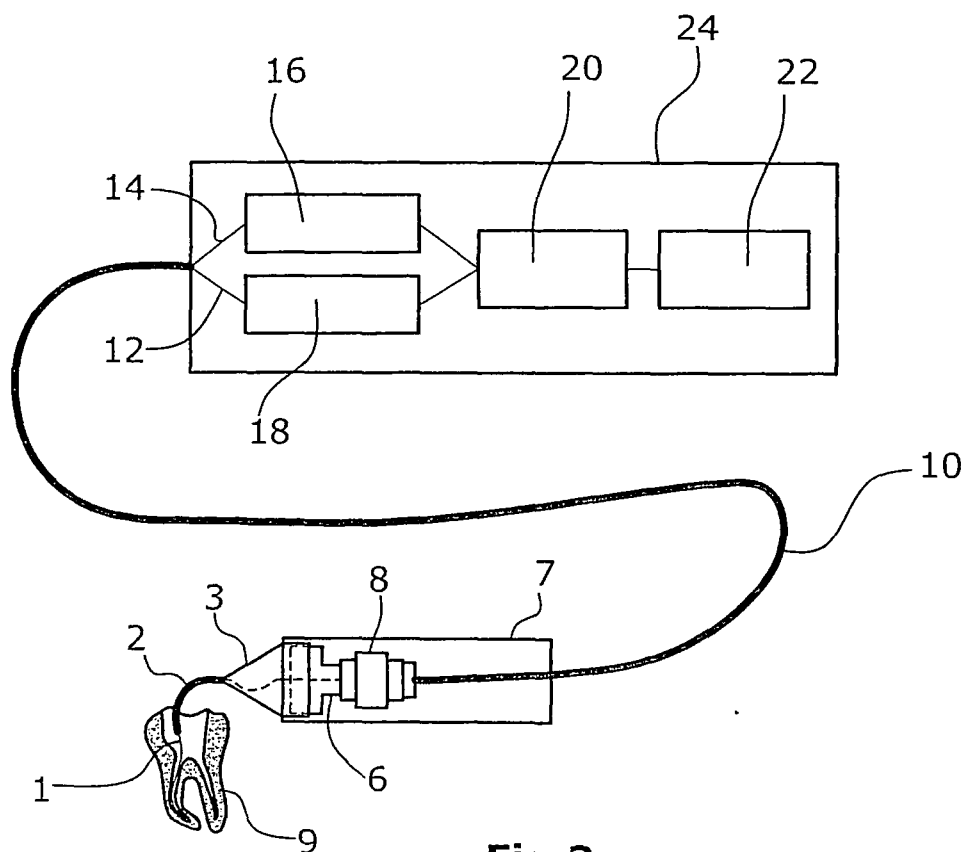
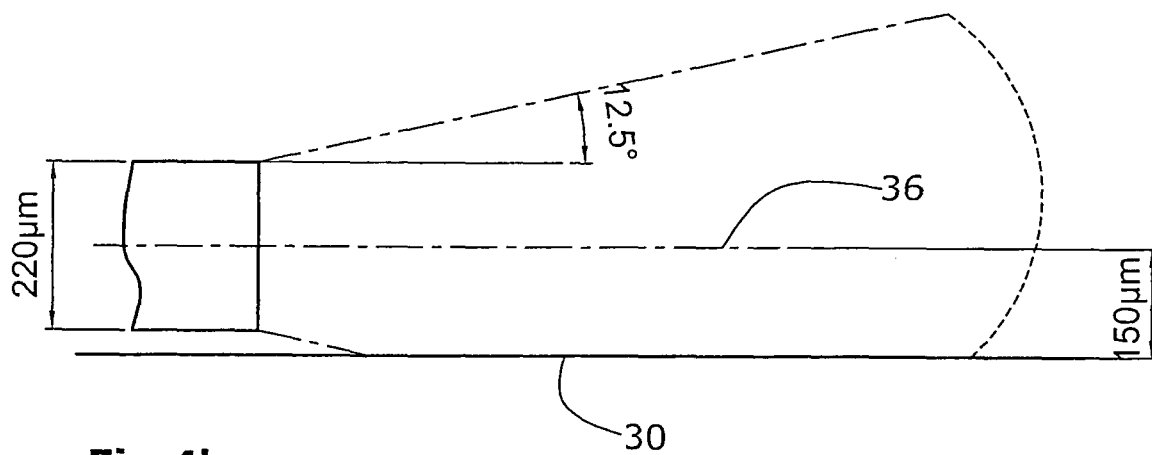
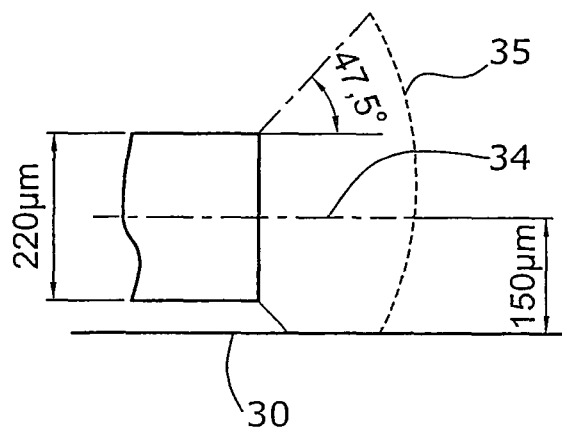
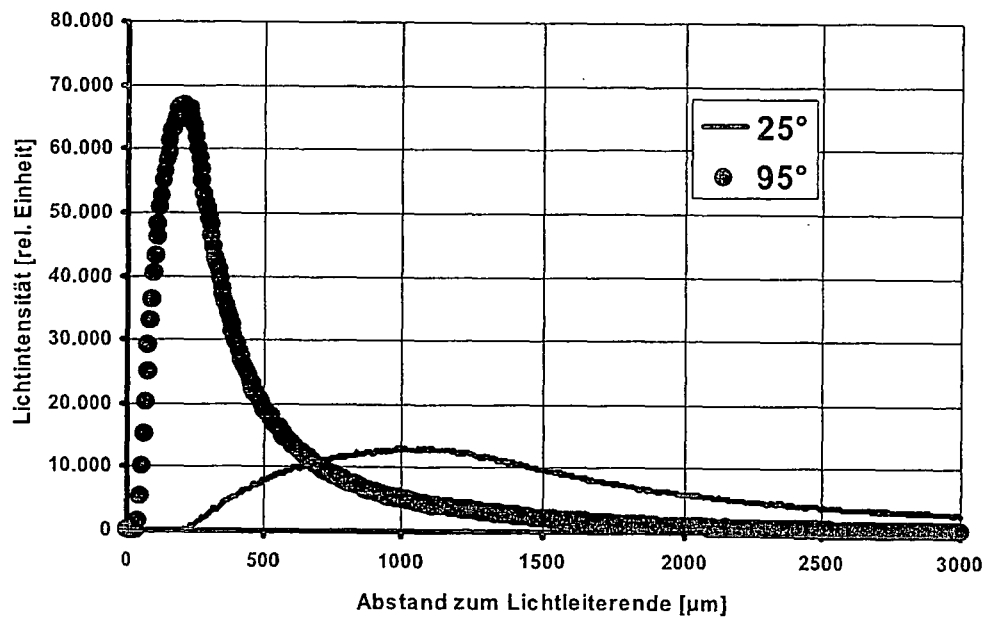
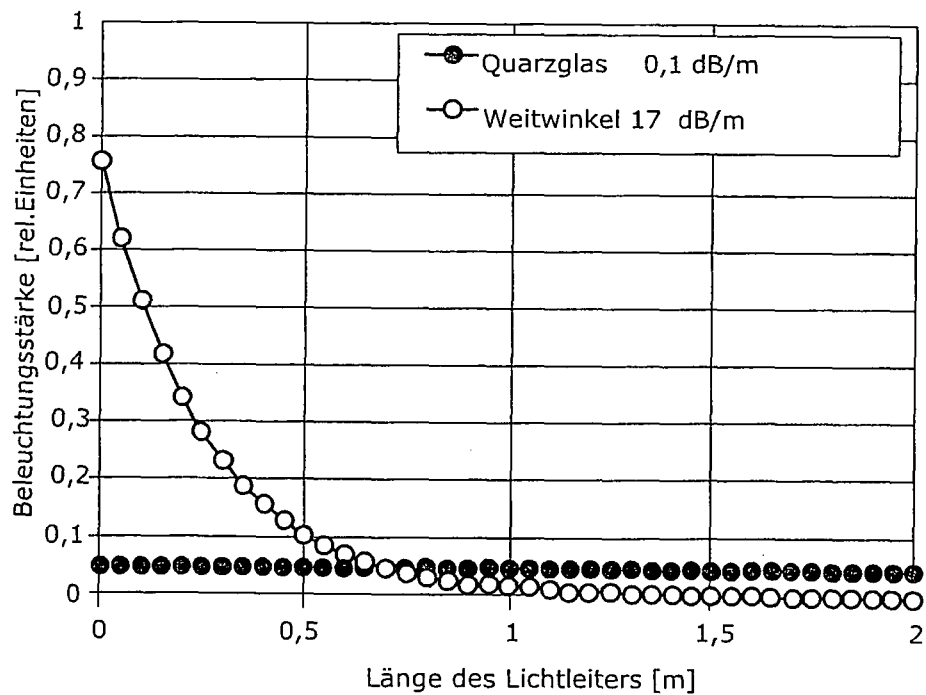
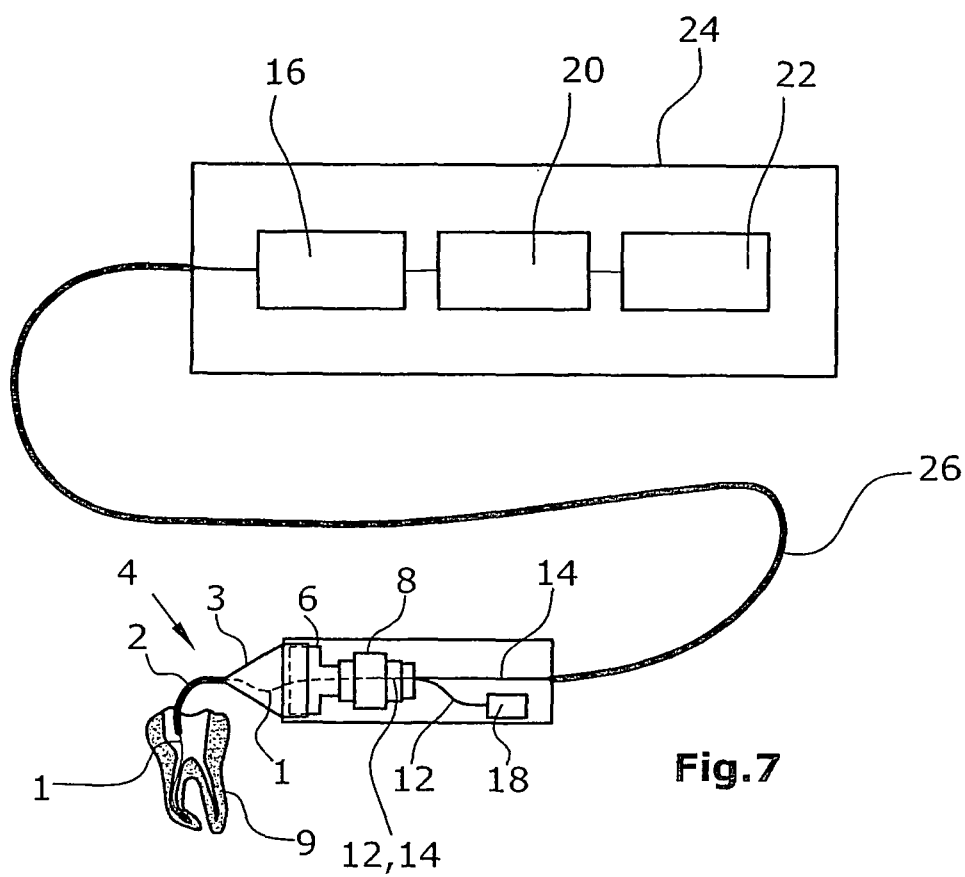
**Fig.1****Fig.2****Fig.3****BESTÄTIGUNGSKOPIE**

Fig.4a**Fig.4b**

**Fig.5****Fig.6**



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2008/008328

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B5/00

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
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, BIOSIS, INSPEC, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2007/188738 A1 (JUNG WAYNE D [US] ET AL) 16 August 2007 (2007-08-16) paragraphs [0018] - [0035] paragraphs [0129] - [0134] figures 23A-C	1-29
Y	US 5 503 559 A (VARI SANDOR G [US]) 2 April 1996 (1996-04-02) column 2, line 20 - column 3, line 53 column 10, lines 24-33 figures 3,14	1-29

☒ 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

5 März 2009

Date of mailing of the international search report

18/03/2009

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

Abraham, Volkhard

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2008/008328

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	PINI R ET AL: "LASER DENTISTRY ROOT CANAL DIAGNOSTIC TECHNIQUE BASED ON UV-INDUCED FLUORESCENCE SPECTROSCOPY" LASERS IN SURGERY AND MEDICINE, vol. 9, no. 4, 1989, pages 358-361, XP002517905 ISSN: 0196-8092 Seite 359: "Materials and Methods" figure 1 -----	1-29
A	JP 03 112549 A (MATSUTANI SEISAKUSHO) 14 May 1991 (1991-05-14) abstract -----	1
A	US 4 979 900 A (OKAMOTO KAZUHIRO [JP] ET AL) 25 December 1990 (1990-12-25) abstract; figures 1-4 -----	1
A	US 2005/232550 A1 (NAKAJIMA MASAHIRO [JP] ET AL) 20 October 2005 (2005-10-20) abstract; figures 1-3 -----	1,2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2008/008328

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2007188738	A1	16-08-2007	NONE
US 5503559	A	02-04-1996	AT 170389 T 15-09-1998
		AT 216861 T	15-05-2002
		AT 218306 T	15-06-2002
		DE 69413047 D1	08-10-1998
		DE 69413047 T2	08-04-1999
		DE 69430546 D1	06-06-2002
		DE 69430546 T2	19-12-2002
		DE 69430761 D1	11-07-2002
		DE 69430761 T2	06-03-2003
		EP 0720452 A1	10-07-1996
		JP 9505213 T	27-05-1997
		WO 9508962 A1	06-04-1995
JP 3112549	A	14-05-1991	JP 2790872 B2 27-08-1998
US 4979900	A	25-12-1990	DE 3887663 D1 17-03-1994
		DE 3887663 T2	11-05-1994
		EP 0319749 A2	14-06-1989
		JP 1131654 A	24-05-1989
		JP 1993181 C	22-11-1995
		JP 7028874 B	05-04-1995
US 2005232550	A1	20-10-2005	NONE

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2008/008328

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

INV. A61B5/00

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

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

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, BIOSIS, INSPEC, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	US 2007/188738 A1 (JUNG WAYNE D [US] ET AL) 16. August 2007 (2007-08-16) Absätze [0018] - [0035] Absätze [0129] - [0134] Abbildungen 23A-C	1-29
Y	US 5 503 559 A (VARI SANDOR G [US]) 2. April 1996 (1996-04-02) Spalte 2, Zeile 20 - Spalte 3, Zeile 53 Spalte 10, Zeilen 24-33 Abbildungen 3,14	1-29



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

Z Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

5. März 2009

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

18/03/2009

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

Abraham, Volkhard

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	PINI R ET AL: "LASER DENTISTRY ROOT CANAL DIAGNOSTIC TECHNIQUE BASED ON UV-INDUCED FLUORESCENCE SPECTROSCOPY" LASERS IN SURGERY AND MEDICINE, Bd. 9, Nr. 4, 1989, Seiten 358-361, XP002517905 ISSN: 0196-8092 Seite 359: "Materials and Methods" figure 1 -----	1-29
A	JP 03 112549 A (MATSUTANI SEISAKUSHO) 14. Mai 1991 (1991-05-14) Zusammenfassung -----	1
A	US 4 979 900 A (OKAMOTO KAZUHIRO [JP] ET AL) 25. Dezember 1990 (1990-12-25) Zusammenfassung; Abbildungen 1-4 -----	1
A	US 2005/232550 A1 (NAKAJIMA MASAHIRO [JP] ET AL) 20. Oktober 2005 (2005-10-20) Zusammenfassung; Abbildungen 1-3 -----	1,2

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2008/008328

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2007188738	A1	16-08-2007	KEINE
US 5503559	A	02-04-1996	AT 170389 T 15-09-1998 AT 216861 T 15-05-2002 AT 218306 T 15-06-2002 DE 69413047 D1 08-10-1998 DE 69413047 T2 08-04-1999 DE 69430546 D1 06-06-2002 DE 69430546 T2 19-12-2002 DE 69430761 D1 11-07-2002 DE 69430761 T2 06-03-2003 EP 0720452 A1 10-07-1996 JP 9505213 T 27-05-1997 WO 9508962 A1 06-04-1995
JP 3112549	A	14-05-1991	JP 2790872 B2 27-08-1998
US 4979900	A	25-12-1990	DE 3887663 D1 17-03-1994 DE 3887663 T2 11-05-1994 EP 0319749 A2 14-06-1989 JP 1131654 A 24-05-1989 JP 1993181 C 22-11-1995 JP 7028874 B 05-04-1995
US 2005232550	A1	20-10-2005	KEINE

专利名称(译)	用于检测牙根管道细菌感染迹象的装置		
公开(公告)号	EP2203108A1	公开(公告)日	2010-07-07
申请号	EP2008837256	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	HENNING THOMAS		
发明人	HENNING, THOMAS		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0088		
代理机构(译)	VON克莱斯勒SELTING WERNER		
优先权	102007047068 2007-10-01 DE		
其他公开文献	EP2203108B1		
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（16），评估单元（20），耦合到接收单元（16），至少一个发射光纤（12），耦合到光源（18），和至少一个检测光纤（14），耦合到接收单元（16）。本发明的特征在于，至少一个发射光纤（12）的共同远端前面和至少一个检测光纤（14）连接到柔性塑料光波导（1）的前面，直径塑料光波导（1）的厚度小于400μm，优选小于300μm。