

(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 2009/046923 A1**

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

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2008/008330

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

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:  
10 2007 047 093.4 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): HENNIG, Thomas [DE/DE]; Bogenstrasse 90, 40764 Langenfeld (DE).

(74) Anwalt: VON KREISLER SELTING WERNER; Bahnhofsvorplatz 1, Deichmannhaus am Dom, 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, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: DEVICE FOR MEASURING FLUORESCENT RADIATION ON BIOLOGICAL SUBSTANCES WITH A SEMI-CONDUCTOR SENSOR ARRANGEMENT

(54) Bezeichnung: VORRICHTUNG ZUR MESSUNG VON FLUORESCENZSTRAHLUNG AN BIOLOGISCHEN SUBSTANZEN MIT EINER HALBLEITERSENSORENANORDNUNG

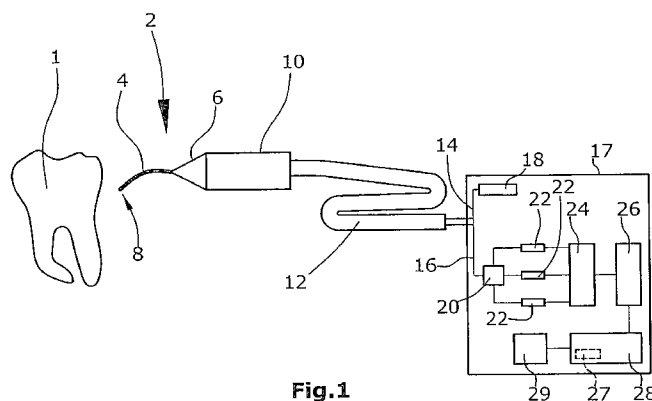


Fig.1

(57) Abstract: The invention relates to a device for measuring fluorescent radiation emitted by biological substances, comprising a light source (18), a capturing unit (20), an evaluation unit (28) that is coupled to the capturing unit (20), at least one emission fibre (14) that is coupled to the light source (18), and at least one detection fibre (16) that is coupled to the capturing unit (20). Said emission fibre (14) guides excitation radiation to the biological substrate and the detection fibre (16) receives fluorescent radiation excited on the biological substance and guides it to the evaluation unit (28). According to the invention, the capturing unit (20) comprises a semi-conductor sensor arrangement (62) in which at least three sensors that are arranged inside a surface and that detect fluorescent radiation emitted by the biological substance in wave length areas that are separate from each other, are arranged. Data sets of at least two different reference measurements on at least two different biological substances are stored in the evaluation unit (28) that compares the measured measurement values to the stored data sets and issues a result relating to the pathological attacks of the examined biological substances and/or relating to the type of examined, biological substances.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2009/046923 A1

**Veröffentlicht:**

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

---

**(57) Zusammenfassung:** Bei einer Vorrichtung zur Messung der von biologischen Substanzen emittierten Fluoreszenzstrahlung, 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, wobei die Emissionsfaser (14) eine Anregungsstrahlung zur biologischen Substanz leitet und die Detektionsfaser (16) die an der biologischen Substanz angeregte Fluoreszenzstrahlung aufnimmt und zur Auswerteeinheit (28) leitet, ist vorgesehen, dass die Empfangseinheit (20) eine Halbleitersensorenanordnung (62) aufweist, in der mindestens drei Sensoren innerhalb einer Fläche angeordnet sind, die die von der biologischen Substanz emittierte Fluoreszenzstrahlung in voneinander getrennten Wellenlängenbereichen erfassen, wobei in der Auswerteeinheit (28) Datensätze von mindestens zwei unterschiedlichen Referenzmessungen an mindestens zwei unterschiedlichen biologischen Substanzen gespeichert sind und die Auswerteeinheit (28) die gemessenen Messwerte mit den gespeicherten Datensätzen vergleicht und ein Ergebnis hinsichtlich des krankhaften Befalls der untersuchten biologischen Substanzen und/oder hinsichtlich der Art der untersuchten, biologischen Substanzen ausgibt.

**Vorrichtung zur Messung von Fluoreszenzstrahlung an biologischen Substanzen mit einer Halbleitersensorenanordnung**

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Messung von Fluoreszenzstrahlung an biologischen Substanzen nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

Eine Vorrichtung zum Messen von Fluoreszenzstrahlung an biologischen Substanzen 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 Messen von Fluoreszenzstrahlung bekannt, bei der eine Lichtquelle Anregungsstrahlung in einem Wellenlängenbereich zwischen 600 und 670 nm auf einen zu untersuchenden Zahn aussendet. Die am Zahn angeregte Fluoreszenzstrahlung wird in einem Wellenlängenbereich zwischen 670 und 800 nm erfasst und ausgewertet.

Die bisher bekannten Vorrichtungen haben den Nachteil, dass es bei einer Untersuchung im Bereich unterschiedlicher oder veränderter biologischer Substanzen zu ungenauen Ergebnissen kommen kann.

Der Erfindung liegt demzufolge die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung der eingangs beschriebenen Art zu schaffen, bei der exaktere Messergebnisse hinsichtlich der Veränderung oder Abweichungen der Struktur biologischer Substanzen erhältlich sind. Biologische Substanzen können körpereigene Substanzen oder prothetische Werkstoffe sein.

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 eine Empfangseinheit eine Halbleitersensorenanordnung aufweist, in der mindestens drei Sensoren innerhalb einer Fläche angeordnet sind. Die mindestens drei Sensoren erfassen die an der biologischen Substanz emittierte Fluoreszenzstrahlung in voneinander getrennten Wellenlängenbereichen. In der Auswerteeinheit können verschiedene Datensätze, vorzugsweise in Form von mehrdimensionalen, vorzugsweise dreidimensionalen Messwerten, gespeichert sein, wobei die Auswerteeinheit die gemessenen Messwerte mit den Datensätzen vergleicht und ein Ergebnis hinsichtlich des krankhaften Befalls untersuchter biologischer Substanzen und/oder hinsichtlich der Art der untersuchten, biologischen Substanzen ausgibt. Es können Datensätze von mindestens zwei unterschiedlichen Referenzmessungen an mindestens zwei unterschiedlichen biologischen Substanzen in der Auswerteeinheit gespeichert sein. Damit die Auswerteeinheit ein Ergebnis hinsichtlich der Art der untersuchten, biologischen Substanzen ausgeben kann, müssen mindestens drei Referenzmessungen in der Auswerteeinheit gespeichert sein. Das Ergebnis wird von der Anzeigeeinheit angezeigt. Vorzugsweise sind allerdings drei oder mehr Referenzmessungen an drei oder mehr unterschiedlichen biologischen Substanzen vorgesehen.

Die Emissions- und Detektionsfasern können sowohl flexible Lichtleiter als auch Stablinsen in einem Endoskop sein.

Die mindestens eine Detektionsfaser kann mit dem proximalen Ende vorzugsweise zentrisch über der Halbleitersensorenanordnung in einem Abstand zur Oberfläche der Halbleitersensorenanordnung angeordnet sein.

Die Erfindung hat den Vorteil, dass die verwendeten Sensoren die an der biologischen Substanz, insbesondere an einem biologischen Gewebe, angeregte Fluoreszenzstrahlung in drei voneinander getrennten Wellenlängenbereichen erfassen und eine Auswerteeinheit diese auswertet.

Im bisherigen Stand der Technik werden Verhältnisse der Messsignale der einzelnen Sensoren verwendet um ein Ergebnis hinsichtlich des krankhaften Befalls untersuchter biologischer Substanzen ausgeben zu können. Verhältnisse der Messsignale der einzelnen Sensoren können jedoch nur lineare Kurvenverläufe abbilden. Gespeicherte Referenzmessungen können auch nichtlineare Kurvenverläufe beschreiben und somit innerhalb eines großen Dynamikbereichs exakte Aussagen liefern.

Mehr als zwei Referenzmessungen erlauben es ein breiteres Spektrum verschiedener möglicher Substanzen zu berücksichtigen. So haben z.B. körpereigene Substanzen und prothetische Werkstoffe unterschiedliche, optische Signaturen, wie z.B. die Fluoreszenzspektren der Substanzen, die jedoch bei manchen diagnostischen Fragestellungen gleich bewertet werden sollen.

Die Hinterlegung von mindestens drei Referenzdatensätzen erlaubt eine differenzierte, diagnostische Aussage über die Art der untersuchten Substanz.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung kann zum Erkennen von bakteriellem Befall an Zähnen verwendet werden. Aufgrund der Vielzahl der im Mund vorkommenden Gewebearten oder Zahnmaterialien mit unterschiedlichen Füllungsmaterialien ist eine Diagnose, die sich auf die Analyse von drei Spektralbereichen stützt, wesentlich genauer und zuverlässiger.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung kann auch zum Feststellen von insbesondere bösartigen Tumoren bei einer endoskopischen Untersuchung verwendet werden. Dazu wird eine photoaktive Substanz, vorzugsweise 5-Aminolävulinsäure (5-ALA), in das zu untersuchende biologische Gewebe eingebracht. Durch eine Anregungsstrahlung angeregt, fluoresziert das biologische Gewebe und die malignen Zellen heben sich deutlich von dem gesunden Gewebe ab. Maligne Zellen

bedeuten Zellen eines bösartigen Tumors. Aufgrund der Eigenfluoreszenz der Haut (Autofluoreszenz) kann es jedoch zu falschen Ergebnissen kommen. Bei einer Analyse, die sich auf drei Spektralbereiche stützt, ist diese Autofluoreszenz erkennbar und diskriminierbar. Bei einer Analyse, die sich auf drei Spektralbereiche stützt, ist sogar ohne vorheriges Einbringen photoaktiver Substanzen eine Diagnose möglich.

Bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung kann vorgesehen sein, dass der aus dem proximalen Ende der Detektionsfaser austretende Lichtkegel ohne Zwischenschalten optischer Linsen die Sensorfläche der Halbleitersensorenanordnung ausleuchtet.

Dies hat gegenüber dem bisherigen Stand der Technik den Vorteil, dass die zurückgesandte Strahlung nicht über getrennte Lichtleiter zu verschiedenen optischen Empfängern geführt werden muss, oder über Spiegel oder andere optische Elemente auf die optischen Empfänger aufgeteilt werden muss. Der Lichtkegel, der aus dem proximalen Ende der Detektionsfaser austritt, kann die Sensorfläche ohne Zwischenschalten optischer Linsen ausleuchten.

Die Detektionsfaser ist mit Hilfe einer Lichtleiterhalterung zentrisch über der Halbleitersensorenanordnung und in einem vorgegebenen 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 in den Wellenlängenbereichen der Grundfarben Rot, Grün und Blau liegen. Die drei Sensoren können auch Sensoren für Strahlungen sein, die jeweils in anderen Wellenlängenbereichen liegen, d. h. in Wellenlängenbereichen der Mischfarben.

Die Sensoren können innerhalb einer Kreisfläche angeordnet sein und der jeweiligen Grundfarbe 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 in dem 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.

Die Sensoren können aus Fotowiderständen, Fototransistoren, Fotodioden und/oder pyroelektrischen Sensoren bestehen. Die Sensoren können unterschiedliche spektrale Empfindlichkeiten aufweisen. Die Sensoren können auch aus Farbbildsensoren, z.B. CCD oder CMOS bestehen.

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 elektrisch leitfähigen Schicht, vorzugsweise aus Kupfer gegen elektromagnetische Strahlung abgeschirmt ist.

Es 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.

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 so 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 Austrittsseite der Emissionsfasern zu realisieren, wird bei einem weiteren Ausführungsbeispiel beim Einkoppeln auf optische Linsen verzichtet und zwischen dem LED-Chip und der proximalen Endfläche der Emissionsfaser ein Abstand von weniger als 0,3 mm, vorzugsweise 0 mm, vorgesehen.

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

Zwischen dem LED-Chip und der proximalen Endfläche 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 Endfläche der Emissionsfasern kleiner als die lichtemittierende 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 gesun-



den und infizierten Zähnen oder malignen Zellen und gesundem Gewebe aufdecken.

Die Lichtquelle kann periodisch moduliertes Licht aussenden. Die Anregungsstrahlung kann in ihrer Amplitude modulierbar sein, wobei die Frequenz der Amplitudenmodulation ca. 2 kHz beträgt.

Zwischen Empfangseinheit und Auswerteeinheit können drei separate Vorverstärker und/oder mindestens ein Lock-in-Verstärker und/oder mindestens ein Subtrahierer angeordnet sein.

Der Subtrahierer kann ein Hardware-Subtrahierer sein. Das bedeutet, dass die Schaltungselemente des Subtrahierers aus konkreten Bauelementen bestehen, wie z. B. ohmsche Widerstände, Kondensatoren oder Verstärker. Der Vorteil eines Hardware-Subtrahierers liegt darin, dass der Dynamikbereich der Messung unabhängig von einem Offset voll zu Verfügung steht.

Bei einem weiteren Ausführungsbeispiel können die Emissions- als auch die Detektionsfasern einen Akzeptanzwinkel größer als  $35^\circ$  aufweisen. Alternativ kann der Akzeptanzwinkel der Emissions- und Detektionsfaser größer als  $40^\circ$ , vorzugsweise größer als  $45^\circ$ , sein.

Bei den bisher bekannten Vorrichtungen erwies sich der im wesentlichen axiale Austritt der Strahlung aus dem jeweiligen Lichtleiter 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 Lichtleiter vorgesehen, die einen nicht unerheblichen Fertigungsaufwand darstellen und die Gesamtdurchmesser der Lichtleiter erheblich vergrößern.

Die Erfindung hat den Vorteil, dass aufgrund der großen Akzeptanzwinkel der Emissions- als auch die Detektionsfasern bakteriell befallene Stellen oder maligne Zellen in engen Hohlräumen, wie z. B. in Zahnfleischtaschen, ohne zusätzliche optische Elemente besser detektierbar sind.

Der Akzeptanzwinkel größer als  $35^\circ$  entspricht einem Öffnungswinkel von mindestens  $70^\circ$ . Der Vorteil eines Akzeptanzwinkels von größer als  $35^\circ$  besteht darin, dass das 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 auf einer ebenen Fläche, die senkrecht zur Lichtaustrittsfläche verläuft, erzielte maximale Intensität ist bei den erfindungsgemäßen Emissions- und Detektionsfasern, die einen Akzeptanzwinkel größer als  $35^\circ$  aufweisen, wesentlich höher als bei üblichen Quarzglaslichtleitern, die keine Weitwinkellichtleiter sind.

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

Die gesamte distale Stirnfläche der 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  $35^\circ$  aufweisen kann. Der Akzeptanzwinkel kann auch größer als  $40^\circ$ , vorzugsweise größer als  $45^\circ$ , sein. Die gesamte distale Stirnfläche der Emissions- und Detektionsfasern und die proximale Stirnfläche des Lichtleitelementes können mit Hilfe einer Federkraft aneinander gepresst sein.

Auch können die Fluoreszenzsignale des Lichtleitelements von den unterschiedlichen Sensoren der Halbleitersensorenanordnung erfassbar sein. Durch Vergleich der von den Sensoren erzeugten Messsignale mit den in der Auswerteeinheit gespeicherten Referenzdatensätzen unterschiedlicher Materialien ist zusätzlich auch das Material des mindestens einen Lichtleitelements erkennbar. Die Auswerteeinheit kann ausgeben, aus welchem Material das Lichtleitelement besteht.

Dies hat den Vorteil, dass die Information, aus welchem Material das Lichtleitelement besteht, an eine Software weitergegeben werden kann. 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 Lichtleitelements angepasst wer-

den kann. Das heißt, dass die Empfindlichkeit, mit der die Messwerte ausgewertet werden, dem Anwendungszweck angepasst werden kann.

Das Lichtleitelement kann innerhalb einer Inspektionssonde geführt sein, die einen Schaft und ein Ankopplungsteil aufweist. Die Inspektionssonde kann an einem Handstück angeschlossen sein und die Verbindungsstelle zwischen der gesamten distalen Stirnfläche der Emissions- und Detektionsfasern und der proximalen Stirnfläche des Lichtleitelements kann sich innerhalb des Handstücks befinden. Auch die Lichtquelle kann sich innerhalb des Handstücks befinden.

Das Lichtleitelement kann starr oder flexibel sein.

Das Lichtleitelement kann die von der Lichtquelle über die Emissionsfasern zur biologischen Substanz emittierte Anregungsstrahlung und auch die von der biologischen Substanz ausgehende Fluoreszenzstrahlung leiten.

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

Der Gesamtdurchmesser des einzelnen Lichtleiters oder der Gesamtdurchmesser des Lichtleiterbündels kann größer oder gleich dem Gesamtdurchmesser von Emissions- und Detektionsfasern sein.

Alternativ zu dem Lichtleitelement können die Emissions- und Detektionsfasern direkt, d.h. ohne Zwischenschalten eines Lichtleitelements, bis zur biologischen Substanz z. B. in einem Endoskop geführt werden. Die Emissions- und Detektionsfasern können ebenfalls am distalen Ende innerhalb einer Inspektionssonde mit Schaft und Ankopplungsteil geführt sein. Der Schaft kann starr oder flexibel sein. Er kann auch biegsam oder gebogen ausgeführt sein. Der Schaft kann als Schutzschlauch ausgebildet 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 führbar sind.

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

Die Lichtquelle kann innerhalb des Handstücks angeordnet sein.

Bei einer Weiterbildung ist vorgesehen, dass die Länge der Emissionsfaser oder die Gesamtlänge der Emissionsfaser und des Lichtleitelements 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 zur biologischen Substanz zurücklegen muss, da bei Weitwinkellichtleitern die Intensität der Strahlung mit zunehmender Länge des Lichtleiters abnimmt.

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. 2 eine Vorrichtung mit Halbleitersensorenanordnung,

Fig. 3 ein Blockschaltbild der Vorrichtung mit Empfangseinheit, Verstärker, Subtrahierer, Auswerteeinheit und Anzeige,

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

Fig. 1 zeigt ein prinzipielles Blockschaltbild einer erfindungsgemäßen Vorrichtung zur Anwendung im zahnärztlichen Bereich. Anregungsstrahlung aus der Lichtquelle 18 wird in ein Bündel von Emissionsfasern 14 eingekoppelt und von diesem zu einem Zahn 1 transportiert. Die Emissionsfasern 14 werden zusammen mit 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 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 zweiten Schaft 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 werden die Abstände zu dem nächstliegenden Vergleichsmesswert von gesundem Zahnmaterial und/oder künstlichem Füllungsmaterial und krankem Zahnmaterial bestimmt. Das Verhältnis von dem Abstand zwischen aktuell gemessenem Messwert und dem nächstliegenden Vergleichsmesswert von gesundem Zahnmaterial oder künstlichem Füllungsmaterial und dem Abstand zwischen aktuell gemessenem Messwert und dem nächstliegenden Vergleichsmesswert von krankem Zahnmaterial 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.

Eine erfindungsgemäße Vorrichtung zum Feststellen von insbesondere bösartigen Tumoren sieht ähnlich wie die in Zusammenhang mit Fig. 1 beschriebene Vorrichtung aus. Ein Unterschied besteht darin, dass kein Handstück 10 und keine Inspektionssonde 2 verwendet werden. Das Lichtleiterkabel 12 ist am distalen Ende an ein Endoskop angekoppelt. Die Emissions- und Detektionsfasern 14, 16 werden innerhalb des Endoskops geführt und schließen am distalen Ende mit

dem distalen Ende des Endoskops ab oder stehen maximal ca. 5 cm gegenüber dem distalen Ende des Endoskops über. Das Endoskop ist in den menschlichen Körper z.B. zur Blasenuntersuchung oder zur Untersuchung anderer Körperhölräume einführbar.

Fig. 2 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 am Zahn über die Emissionsfasern 14 angeregte Fluoreszenzstrahlung in drei voneinander getrennten Wellenlängenbereichen erfassen und in drei elektrische Signale umwandeln. Die drei Sensoren sind Sensoren für die Grundfarben Rot, Grün und Blau. Der jeweiligen Grundfarbe ist ein Kreissegment von  $120^\circ$  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 angeordnet sein. Der Vorfilter 64 ist auf der Halbleitersensorenanordnung 62 mit Hilfe einer optisch transparenten Vergussmasse fixiert.

Fig. 3 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. 4 zeigt einen LED-Chip 40, der mit den Emissionsfasern 14 gegenüberliegend gekoppelt ist. Das heißt, dass zwischen der LED-Chip-Oberfläche und der proximalen Stirnfläche der Emissionsfasern 14 weniger als 0,3 mm, vorzugsweise 0 mm, Abstand verbleibt. Zwischen der LED-Chip-Oberfläche und der 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-Chip-Oberfläche 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 40 besitzt ebenso einen zweiten elektrischen Anschluss. Dieser Anschluss erfolgt über einen Bonddraht 42, der mit einem im Sockel 52 isoliert geführten elektrischen Anschlussstift 58 verbunden ist.

Alternativ ist der Aufbau aus Fig. 4 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. 5, 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 Emissionsfasern 14 und Detektionsfasern 16 werden am distalen Ende des Handstücks 10 zusammengeführt. Am distalen Ende schließt eine Inspektionssonde mit Schaft und Ankopplungsteil an, in der die Emissions- 14 und



Detektionsfasern 15 geführt sind. 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 Handstück 10 bis zur Empfangseinheit 20 in dem Lichtleiterkabel 13 geführt. In Fig. 5 wird die Lichtquelle aus Fig. 4 verwendet.

Fig. 6 zeigt ein Blockschaltbild, dass dem aus Fig. 5 sehr ähnlich ist, mit dem Unterschied, dass die Stirnfläche des Bündels aus Emissions- und Detektionsfasern mit der Stirnfläche eines Lichtleitelements 9 gekoppelt ist.

Das Lichtleitelement 9 ist innerhalb einer Zentriervorrichtung 15 geführt und ragt am proximalen Ende der Zentriervorrichtung 15 aus dieser heraus. Die Zentriervorrichtung 15 und somit das Lichtleitelement 9 werden mit dem Bündel aus Emissions- und Detektionsfasern 14, 16 innerhalb eines Steck- und Kupplungselements 11 durch eine Feder gegeneinander 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 Lichtleitelement 9 wird um die gegenüber dem proximalen Ende der Zentriervorrichtung 11 überstehende Länge in das erste Ankopplungsteil 7 zurückgedrückt. Da das Lichtleitelement 9 innerhalb des Schafts 4 und/oder des distalen Endes des Ankopplungsteils 6 fixiert bzw. festgeklebt ist, verbiegt sich das Lichtleitelement 9, das in diesem Fall eine flexible Kunststofflichtleitfaser ist, innerhalb des Ankopplungsteils 6. Durch die Biegung steht das Lichtleitelement 9 unter Spannung, 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 geführt. Die Inspektionssonde 2 besteht aus einem Schaft 4 und einem Ankopplungsteil 6. Das Lichtleitelement 9 kann am distalen Ende mit dem distalen Ende des Schaft 4 abschließen oder distal aus diesem hervorragen,

wobei er maximal 30 mm aus dem ersten Schaft 5 hervorragt. 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 aus mehreren Lichtleitern bestehen, d. h. das Lichtleitelement besteht aus einem Lichtleiterbündel. Diese Lichtleiter können jeweils einen Durchmesser von etwa 30 µm aufweisen. Auch diese Lichtleiter können aus Saphir oder anderen mineralischen Materialien oder Kunststoffen bestehen.

Auch können zusätzlich 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 sich zusätzlich dreidimensionale Messwerte der Materialien verschiedener möglicher Lichtleitelemente 9 befinden. Die gemessenen Fluoreszenzsignale des Lichtleitelements 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 Lichtleitelements angepasst werden.

Eine erfindungsgemäße Vorrichtung zum Feststellen von, insbesondere bösartigen, Tumoren sieht ähnliche wie die in Zusammenhang mit Fign. 5 und 6 be-

schriebenen Vorrichtungen aus. Ein Unterschied besteht darin, dass keine Inspektionssonde 2 verwendet wird. Es ist jeweils ein Endoskop an das distale Ende des Handstücks 10 angekoppelt. Die Emissions- und Detektionsfasern 14, 16 werden innerhalb des Endoskops geführt und schließen am distalen Ende mit dem distalen Ende des Endoskops ab oder stehen maximal 5 cm gegenüber dem distalen Ende des Endoskops über. Das Endoskop ist in den menschlichen Körper zum Untersuchen von Körperhölräumen einführbar.

Fig. 7a und 7b zeigen einen Lichtkegel eines Lichtleiters, der einen Weitwinkellichtleiter repräsentiert, und im Vergleich hierzu den Lichtkegel eines üblichen Quarzglaslichtleiters, der kein Weitwinkellichtleiter ist. Die Mittelachse 34, 36 der beiden Lichtleiter liegen im Abstand von 300  $\mu\text{m}$  parallel zu einer ebenen Fläche 30. Die Durchmesser der Lichtleiter betragen jeweils 210  $\mu\text{m}$ . Der Weitwinkellichtleiter strahlt das Licht mit einem Öffnungswinkel von  $120^\circ$  ab, was einem Akzeptanzwinkel von  $60^\circ$  entspricht. Der herkömmliche Quarzglaslichtleiter, der kein Weitwinkellichtleiter ist, besitzt einen Öffnungswinkel von  $25^\circ$ . Die Lichtintensitäten auf der ebenen Fläche 30 sind in den Bereichen am höchsten, wo die Linien 35 und 37 auf die ebene Fläche 30 treffen.

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

Fig. 8 zeigt die Lichtverteilungen auf der ebenen Fläche 30 aus Fig. 7a und Fig. 7b. 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  $25^\circ$ , die schwarzen Quadrate repräsentieren die Lichtintensitätsverteilung für Weitwinkellichtleiter mit einem Öffnungswinkel von  $120^\circ$ . Deutliche Unterschiede zwischen beiden Kurven sind zu erkennen. Ein Öffnungswinkel von nur  $25^\circ$  führt zu einem flachen Kurvenverlauf. Die maximal auf der ebenen Fläche 30 erzielte Lichtintensität hat etwa einen Abstand zwischen 1,5 mm und 2 mm von der Lichtaustrittsfläche des Lichtleiterendes bei einem Öffnungswinkel von  $25^\circ$ . Im Falle eines Öffnungswinkels von  $120^\circ$  hat die maximal auf der ebenen Fläche 30 erzielte

Lichtintensität einen Abstand von nur etwa 0,3 mm von dem Lichtleiterende. Die auf der ebenen Fläche erzielte maximale Intensität ist im Falle des bei einer erfindungsgemäßen Vorrichtung verwendeten Weitwinkellichtleiters mehr als fünfmal 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. 7a und Fig. 7b 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. 8 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. 9 zeigt die Beleuchtungsstärke am Ende verschiedener Lichtleiter relativ zur Beleuchtungsstärke am Eingang der Lichtleiter 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  $120^\circ$ . 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  $25^\circ$ . Dieser Quarzglaslichtleiter weist im Bereich von 400 nm eine Dämpfung von etwa 0,1 dB/m auf.

Aus Fig. 9 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. So könnte im Gegensatz zu üblichen Quarzglaslichtleitern, die keine Weitwinkellichtleiter sind, eine etwa 10-fach höhere Beleuchtungsstärke erzielt werden.

**Ansprüche**

1. Vorrichtung zur Messung der von biologischen Substanzen emittierten Fluoreszenzstrahlung, 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, wobei die Emissionsfaser (14) eine Anregungsstrahlung zur biologischen Substanz leitet und die Detektionsfaser (16) die an der biologischen Substanz angeregte Fluoreszenzstrahlung aufnimmt und zur Auswerteeinheit (28) leitet,

dadurch gekennzeichnet,

dass die Empfangseinheit (20) eine Halbleitersensorenanordnung (62) aufweist, in der mindestens drei Sensoren innerhalb einer Fläche angeordnet sind, die die von der biologischen Substanz emittierte Fluoreszenzstrahlung in voneinander getrennten Wellenlängenbereichen erfassen, wobei in der Auswerteeinheit (28) Datensätze von mindestens zwei unterschiedlichen Referenzmessungen an mindestens zwei unterschiedlichen biologischen Substanzen gespeichert sind und die Auswerteeinheit (28) die gemessenen Messwerte mit den gespeicherten Datensätzen vergleicht und ein Ergebnis hinsichtlich des krankhaften Befalls der untersuchten biologischen Substanzen und/oder hinsichtlich der Art der untersuchten biologischen Substanzen ausgibt.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Datensätze in Form von mehrdimensionalen, vorzugsweise dreidimensionalen Messwerten gespeichert sind.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass der

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

4. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Detektionsfaser (16) mit Hilfe einer Lichtleiterhalterung über der Halbleitersensorenanordnung (62) und in einem Abstand zur Oberfläche der Halbleitersensorenanordnung (62) fixiert ist, wobei die Lichtleiterhalterung an dem Gehäuse der Halbleitersensorenanordnung (62) befestigt ist.
5. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die drei Sensoren Sensoren für die Grundfarben Rot, Grün und Blau sind, wobei die Sensoren innerhalb einer Kreisfläche angeordnet sind und der jeweiligen Grundfarbe ein Kreisflächensegment von  $120^\circ$  zugeordnet ist.
6. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Sensor für die Grundfarbe Rot die höchste Sensitivität besitzt und bis mindestens 750 nm empfindlich ist.
7. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Sensoren aus Fotowiderständen, Fototransistoren, Fotodioden und/oder pyroelektrischen Sensoren bestehen können, wobei die Sensoren unterschiedliche spektrale Empfindlichkeiten aufweisen.
8. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass ein 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.
9. Vorrichtung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Dicke des optischen Vorfilters weniger als 2 mm beträgt.

10. Vorrichtung nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, dass der Vorfilter ein dielektrischer Filter ist.
11. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Halbleitersensorenanordnung (62) auf einer Platine angeordnet ist, die mit einer elektrisch leitfähigen Schicht, vorzugsweise aus Kupfer gegen elektromagnetische Strahlung abgeschirmt ist.
12. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass zwischen der Empfangseinheit (20) und der Auswerteeinheit (28) drei separate Verstärker zur Verstärkung der jeweiligen Signale der Sensoren angeordnet sind.
13. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtquelle (18) ein LED-Chip (40) ist.
14. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass der LED-Chip (40) Licht im UV-Bereich und/oder sichtbaren Bereich, vorzugsweise violettes Licht im Wellenlängenbereich von 390 nm bis 420 nm, emittiert.
15. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtquelle (18) periodisch moduliertes Licht aussendet und die Frequenz der Amplitudenmodulation ca. 2 kHz beträgt.
16. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass zwischen Empfangseinheit (20) und Auswerteeinheit (28) drei separate Vorverstärker (22) und/oder mindestens ein Lock-in-Verstärker (24) und/oder mindestens ein Subtrahierer (26) angeordnet sind.
17. Vorrichtung nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, dass der Subtrahierer (26) ein Hardware-Subtrahierer ist.
18. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet,



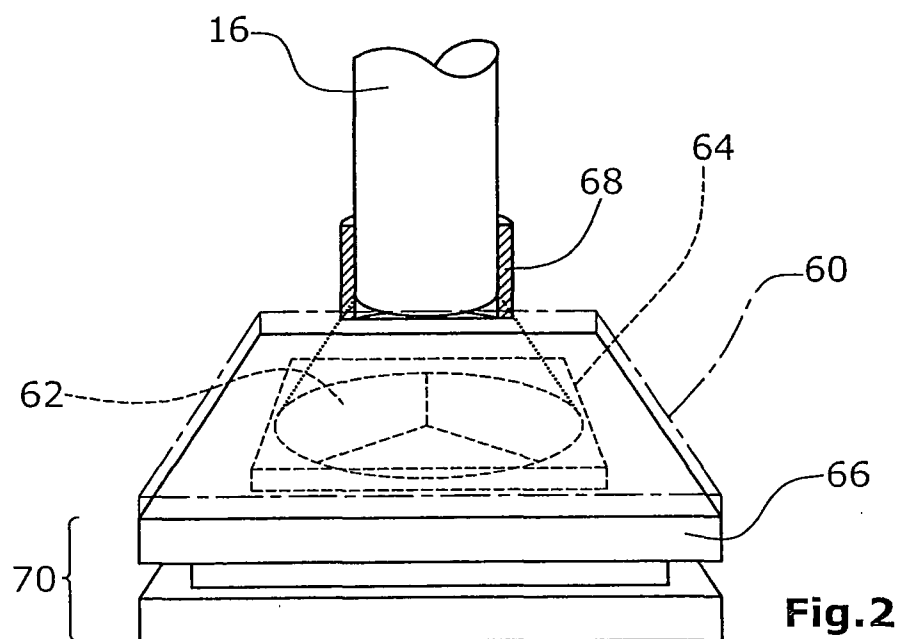
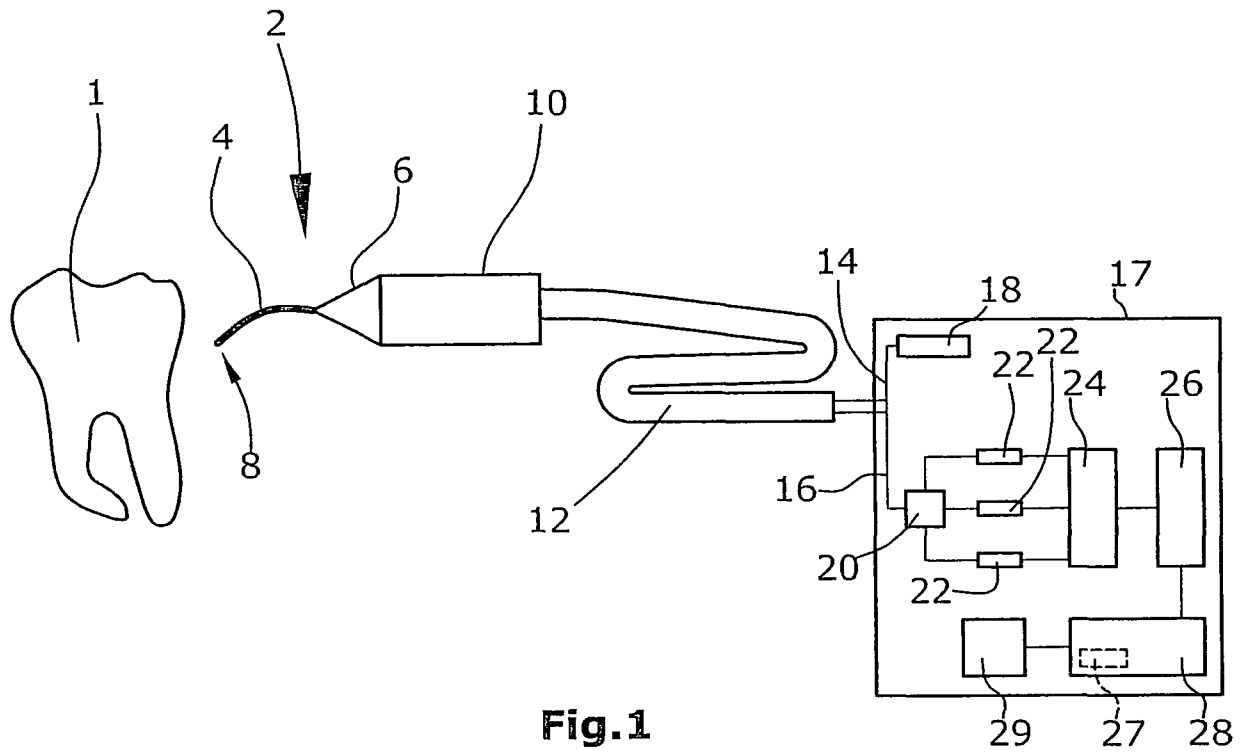
zeichnet, dass sowohl die Emissions- (14) als auch die Detektionsfaser (16) einen Akzeptanzwinkel größer als  $35^\circ$ , vorzugsweise größer als  $45^\circ$ , aufweisen.

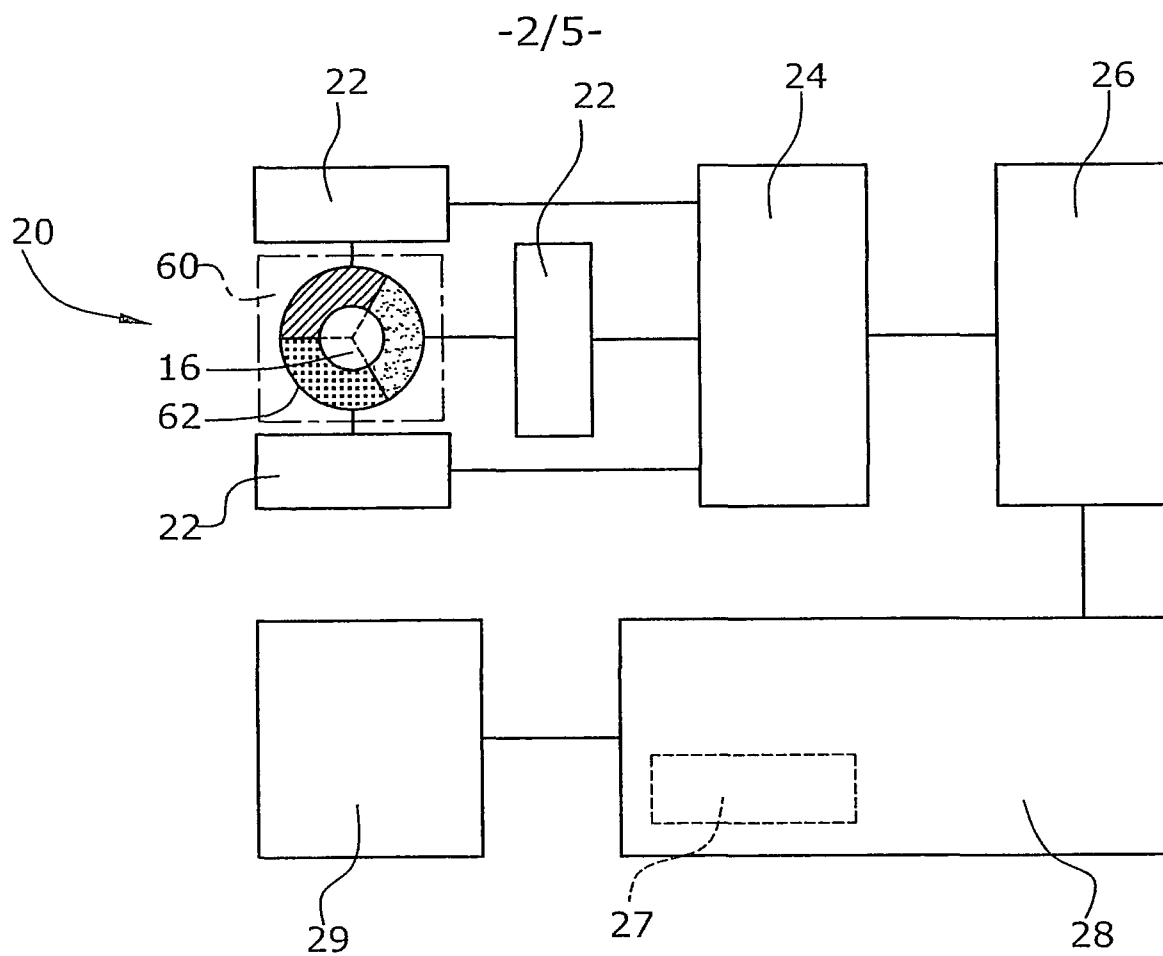
19. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die gesamte distale Stirnfläche der mindestens einen Emissionsfaser (14) und der mindestens einen Detektionsfaser (16) mit der proximalen Stirnfläche mindestens eines Lichtleitelements (9) gekoppelt ist, wobei das Lichtleitelement (9) aus einem einzelnen Lichtleiter oder aus einem Lichtleiterbündel besteht.
20. Vorrichtung nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, dass das Lichtleitelement (9) innerhalb einer Inspektionssonde (2) geführt ist, die einen Schaft (4) und ein Ankopplungsteil (6) aufweist.
21. Vorrichtung nach Anspruch 19 oder 20, dadurch gekennzeichnet, dass die Fluoreszenzsignale des Lichtleitelements (9) von den drei Sensoren der Halbleitersensorenanordnung (62) erfassbar sind und dass durch Vergleich der von den drei Sensoren erzeugten Messsignale mit den in der Auswerteeinheit (28) gespeicherten Referenzdatensätzen unterschiedlicher Materialien zusätzlich auch das Material des Lichtleitelements (9) erkennbar ist und die Auswerteeinheit (28) ausgibt aus welchem Material das Lichtleitelement (9) besteht.
22. Vorrichtung nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, dass die Sensitivität der Messung dem Material des Lichtleitelements (9) angepasst ist.
23. 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 Lichtleitelements (9) weniger als 60 cm, vorzugsweise weniger als 10 cm, beträgt.
24. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass die Emissions- und Detektionsfasern (14, 16) am distalen Ende in-

nerhalb einer Inspektionssonde (2) mit Schaft (4) und Ankopplungsteil (6) geführt sind.

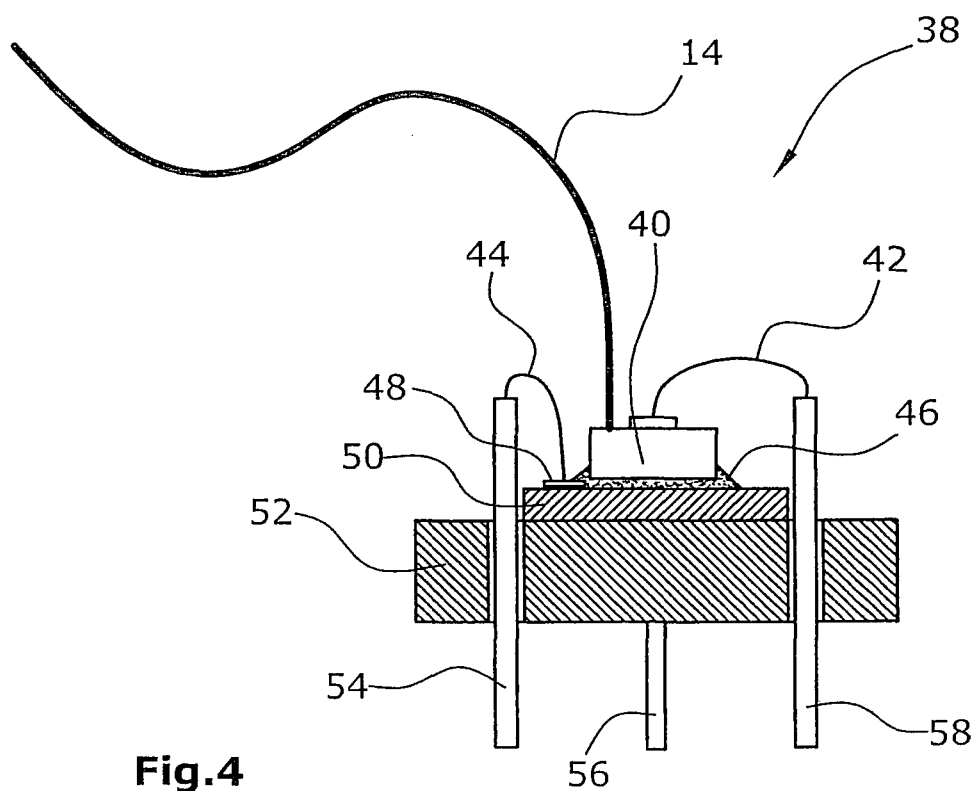
25. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 20 bis 24, dadurch gekennzeichnet, dass das proximale Ende der Inspektionssonde (2) an ein Handstück (10) anschließbar ist, wobei die Lichtquelle (18) innerhalb des Handstücks (10) angeordnet ist.

-1/5-



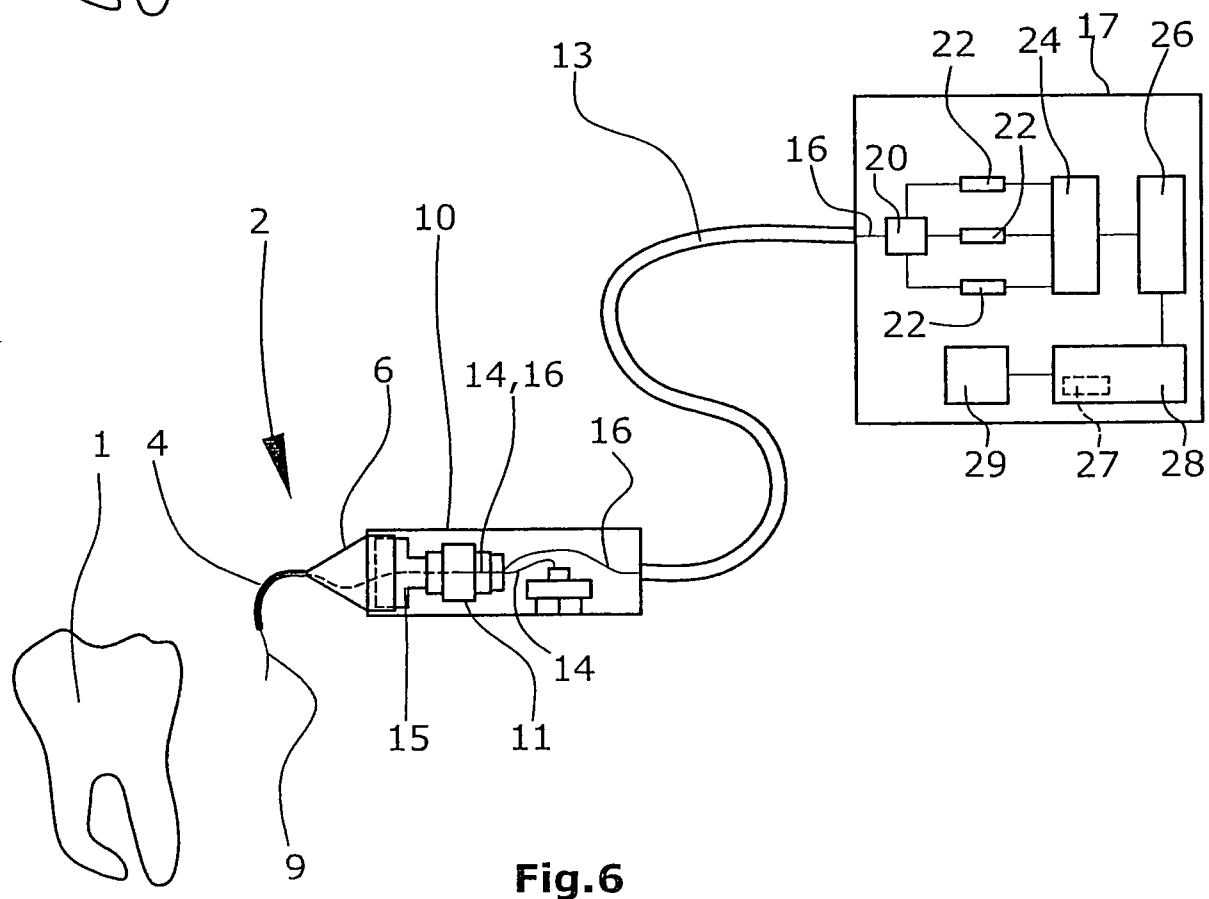
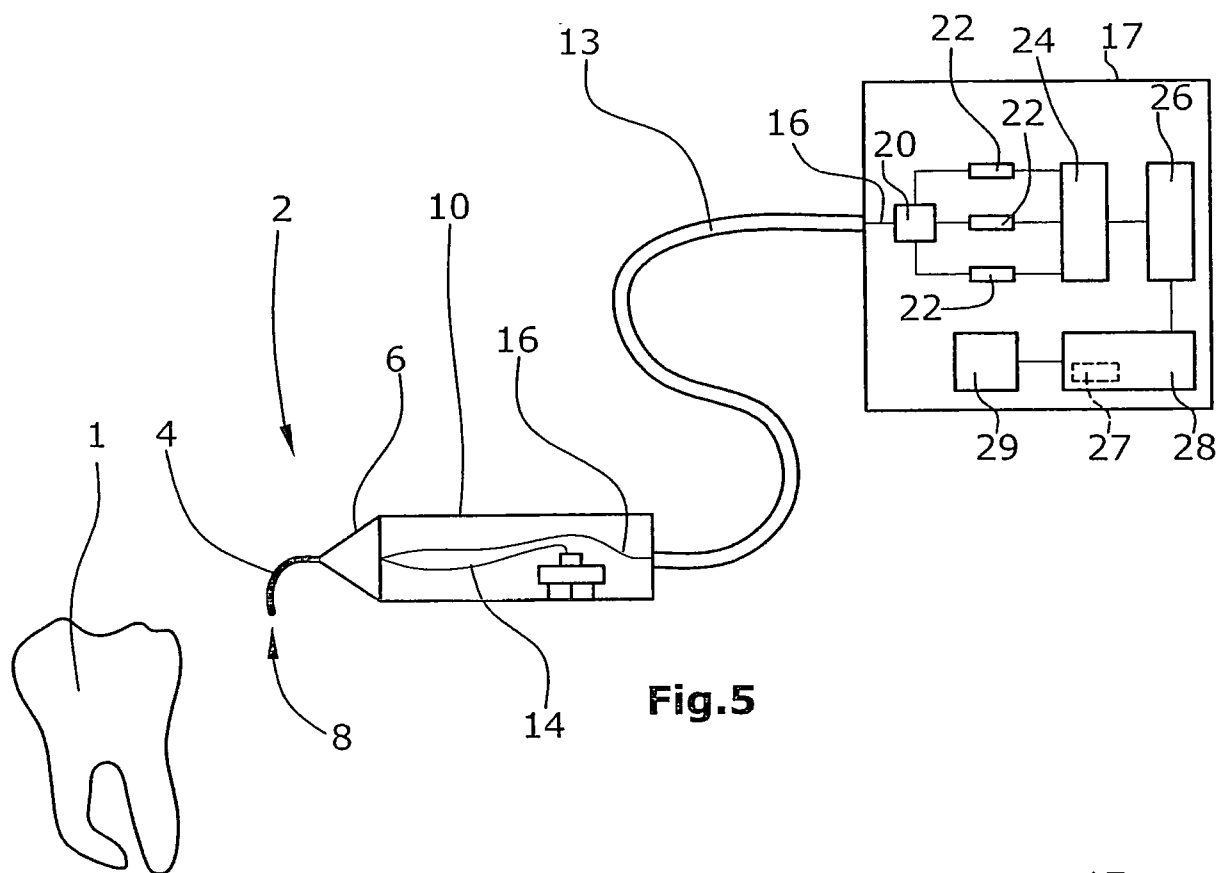


**Fig.3**

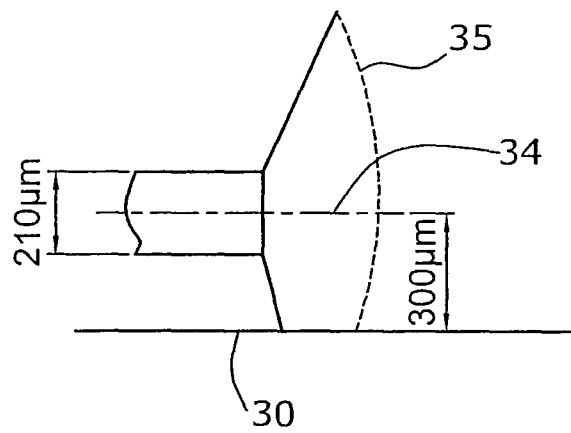
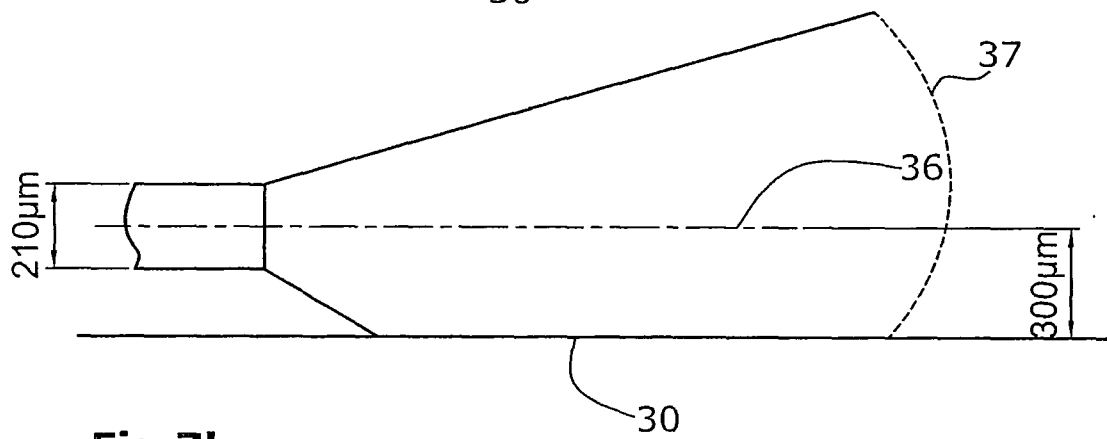
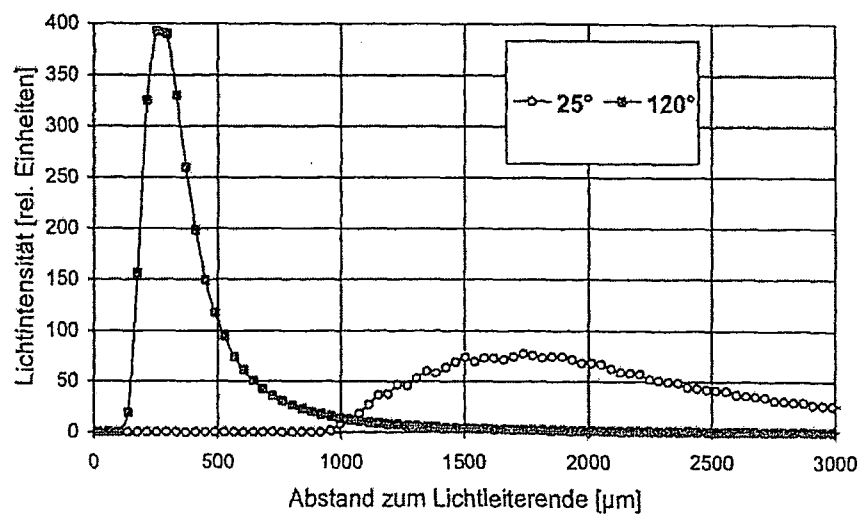


**Fig.4**

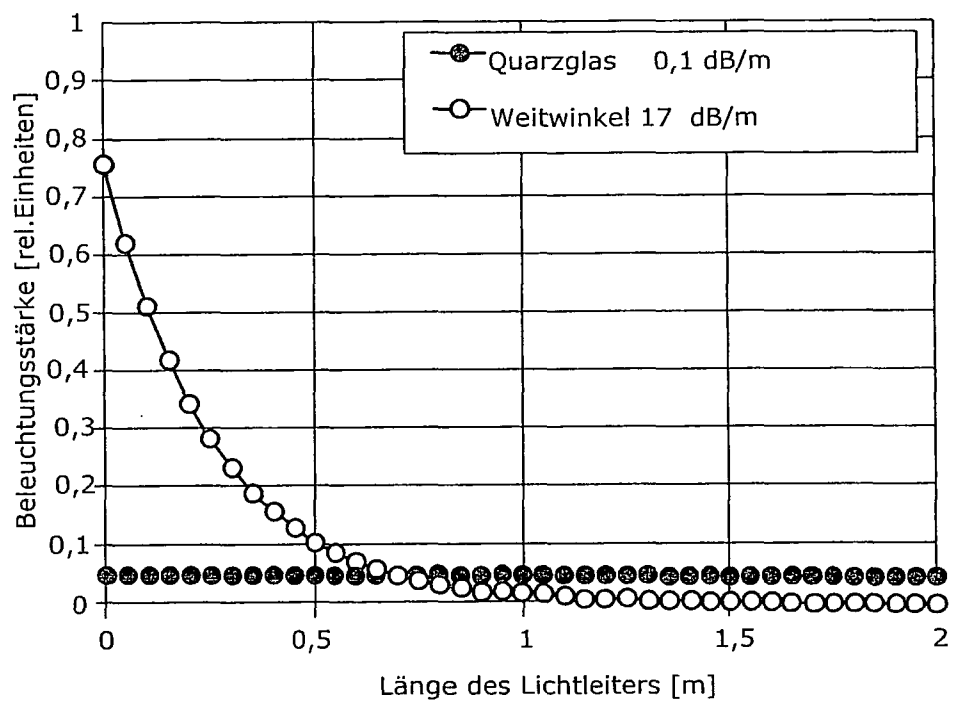
-3/5-



-4/5-

**Fig. 7a****Fig. 7b****Fig. 8**

-5/5-

**Fig.9**

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/EP2008/008330

**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 A61C G01J G01N

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

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

EPO-Internal

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                                                                                                                                                                                                                                                 | Relevant to claim No. |
|-----------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| X         | WO 03/005892 A (FERTON HOLDING SA [CH];<br>HENNIG THOMAS [DE])<br>23 January 2003 (2003-01-23)<br>figures 1-6<br>page 4, lines 25-27<br>claim 33<br>page 10, lines 23,24<br>claims 37,38<br>page 11, lines 6-16<br>page 9, lines 19-24<br>page 7, lines 28-32<br>page 9, lines 7-15<br>page 10, lines 26-29<br>page 5, lines 12-16 | 1-25                  |
| A         | US 2005/272027 A1 (CHENG YI-PING [TW] ET<br>AL) 8 December 2005 (2005-12-08)<br>paragraphs [0006], [0028]                                                                                                                                                                                                                          | 1                     |

-/--

☒ 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

9 Februar 2009

Date of mailing of the International search report

17/02/2009

Name and mailing address of the ISA/  
European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Albrecht, Ronald



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/EP2008/008330

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

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                                                                            | Relevant to claim No. |
|-----------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| A         | DE 202 09 441 U1 (FERTON HOLDING SA [CH])<br>5 September 2002 (2002-09-05)<br>page 7, lines 11-16<br>page 5, lines 7-9<br>-----                               | 6,13,14               |
| A         | DE 42 00 741 A1 (KALTENBACH & VOIGT [DE])<br>15 July 1993 (1993-07-15)<br>cited in the application<br>column 2, lines 18-30<br>-----                          | 8                     |
| A         | DE 195 41 686 A1 (KALTENBACH & VOIGT [DE])<br>15 May 1997 (1997-05-15)<br>cited in the application<br>column 6, lines 36-62<br>column 5, lines 25-29<br>----- | 15,16                 |
| A         | US 6 188 471 B1 (JUNG WAYNE D [US] ET AL)<br>13 February 2001 (2001-02-13)<br>column 14, lines 63-65<br>-----                                                 | 18                    |

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2008/008330

| Patent document<br>cited in search report |    | Publication<br>date | Patent family<br>member(s) | Publication<br>date |
|-------------------------------------------|----|---------------------|----------------------------|---------------------|
| WO 03005892                               | A  | 23-01-2003          | DE 10133451 A1             | 30-01-2003          |
|                                           |    |                     | EP 1330179 A2              | 30-07-2003          |
|                                           |    |                     | JP 2004521714 T            | 22-07-2004          |
|                                           |    |                     | US 2003156788 A1           | 21-08-2003          |
| US 2005272027                             | A1 | 08-12-2005          | TW 232933 B                | 21-05-2005          |
| DE 20209441                               | U1 | 05-09-2002          | NONE                       |                     |
| DE 4200741                                | A1 | 15-07-1993          | EP 0555645 A1              | 18-08-1993          |
|                                           |    |                     | JP 1944198 C               | 23-06-1995          |
|                                           |    |                     | JP 5337142 A               | 21-12-1993          |
|                                           |    |                     | JP 6073531 B               | 21-09-1994          |
|                                           |    |                     | US 5306144 A               | 26-04-1994          |
| DE 19541686                               | A1 | 15-05-1997          | AT 249784 T                | 15-10-2003          |
|                                           |    |                     | EP 0774235 A1              | 21-05-1997          |
|                                           |    |                     | JP 3737579 B2              | 18-01-2006          |
|                                           |    |                     | JP 9189659 A               | 22-07-1997          |
|                                           |    |                     | US 6024562 A               | 15-02-2000          |
| US 6188471                                | B1 | 13-02-2001          | NONE                       |                     |

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2008/008330

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 A61C G01J G01N

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

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

EPO-Internal

## C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

| Kategorie* | Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile                                                                                                                                                                                                                                                           | Betr. Anspruch Nr. |
|------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------|
| X          | WO 03/005892 A (FERTON HOLDING SA [CH];<br>HENNIG THOMAS [DE])<br>23. Januar 2003 (2003-01-23)<br>Abbildungen 1-6<br>Seite 4, Zeilen 25-27<br>Anspruch 33<br>Seite 10, Zeilen 23,24<br>Ansprüche 37,38<br>Seite 11, Zeilen 6-16<br>Seite 9, Zeilen 19-24<br>Seite 7, Zeilen 28-32<br>Seite 9, Zeilen 7-15<br>Seite 10, Zeilen 26-29<br>Seite 5, Zeilen 12-16 | 1-25               |
| A          | US 2005/272027 A1 (CHENG YI-PING [TW] ET<br>AL) 8. Dezember 2005 (2005-12-08)<br>Absätze [0006], [0028]                                                                                                                                                                                                                                                      | 1                  |
| -/-        |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |                    |

☒ 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

9. Februar 2009

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

17/02/2009

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

Albrecht, Ronald

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2008/008330

| C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN |                                                                                                                                                                  |                    |
|-------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------|
| Kategorie*                                            | Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile                                                               | Betr. Anspruch Nr. |
| A                                                     | DE 202 09 441 U1 (FERTON HOLDING SA [CH])<br>5. September 2002 (2002-09-05)<br>Seite 7, Zeilen 11-16<br>Seite 5, Zeilen 7-9<br>-----                             | 6,13,14            |
| A                                                     | DE 42 00 741 A1 (KALTENBACH & VOIGT [DE])<br>15. Juli 1993 (1993-07-15)<br>in der Anmeldung erwähnt<br>Spalte 2, Zeilen 18-30<br>-----                           | 8                  |
| A                                                     | DE 195 41 686 A1 (KALTENBACH & VOIGT [DE])<br>15. Mai 1997 (1997-05-15)<br>in der Anmeldung erwähnt<br>Spalte 6, Zeilen 36-62<br>Spalte 5, Zeilen 25-29<br>----- | 15,16              |
| A                                                     | US 6 188 471 B1 (JUNG WAYNE D [US] ET AL)<br>13. Februar 2001 (2001-02-13)<br>Spalte 14, Zeilen 63-65<br>-----                                                   | 18                 |

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2008/008330

| Im Recherchenbericht<br>angeführtes Patentdokument | Datum der<br>Veröffentlichung | Mitglied(er) der<br>Patentfamilie | Datum der<br>Veröffentlichung |
|----------------------------------------------------|-------------------------------|-----------------------------------|-------------------------------|
| WO 03005892                                        | A                             | 23-01-2003                        | DE 10133451 A1 30-01-2003     |
|                                                    |                               |                                   | EP 1330179 A2 30-07-2003      |
|                                                    |                               |                                   | JP 2004521714 T 22-07-2004    |
|                                                    |                               |                                   | US 2003156788 A1 21-08-2003   |
| US 2005272027                                      | A1                            | 08-12-2005                        | TW 232933 B 21-05-2005        |
| DE 20209441                                        | U1                            | 05-09-2002                        | KEINE                         |
| DE 4200741                                         | A1                            | 15-07-1993                        | EP 0555645 A1 18-08-1993      |
|                                                    |                               |                                   | JP 1944198 C 23-06-1995       |
|                                                    |                               |                                   | JP 5337142 A 21-12-1993       |
|                                                    |                               |                                   | JP 6073531 B 21-09-1994       |
|                                                    |                               |                                   | US 5306144 A 26-04-1994       |
| DE 19541686                                        | A1                            | 15-05-1997                        | AT 249784 T 15-10-2003        |
|                                                    |                               |                                   | EP 0774235 A1 21-05-1997      |
|                                                    |                               |                                   | JP 3737579 B2 18-01-2006      |
|                                                    |                               |                                   | JP 9189659 A 22-07-1997       |
|                                                    |                               |                                   | US 6024562 A 15-02-2000       |
| US 6188471                                         | B1                            | 13-02-2001                        | KEINE                         |

|                |                                                                                                                                         |         |            |
|----------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 用于测量生物物质上的荧光辐射的装置，具有半导体传感器装置                                                                                                            |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">EP2207472A1</a>                                                                                                             | 公开(公告)日 | 2010-07-21 |
| 申请号            | EP2008837571                                                                                                                            | 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                                                                                                                                |         |            |
| CPC分类号         | G01N21/6486 A61B5/0088 G01J3/02 G01J3/0218 G01J3/024 G01J3/10 G01J3/4406 G01J3/508 G01J2003/1213 G01N21/645 G01N2021/6421 G01N2021/6484 |         |            |
| 代理机构(译)        | VON克莱斯勒SELTING WERNER                                                                                                                   |         |            |
| 优先权            | 102007047093 2007-10-01 DE                                                                                                              |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                               |         |            |

#### 摘要(译)

本发明涉及一种测量生物物质发出的荧光辐射的装置，包括光源（18），捕获单元（20），耦合到捕获单元（20）的评估单元（28），至少一个耦合到光源（18）的发射光纤（14），以及耦合到捕获单元（20）的至少一个检测光纤（16）。所述发射光纤（14）将激发辐射引导到生物基底，并且检测光纤（16）接收在生物物质上激发的荧光辐射并将其引导到评估单元（28）。根据本发明，捕获单元（20）包括半导体传感器装置（62），其中至少三个传感器布置在表面内并且检测由生物物质在波长区域中发射的荧光辐射，所述荧光辐射是分开的相互安排。将至少两种不同生物物质的至少两种不同参考测量值的数据集存储在评估单元（28）中，该评估单元将测量的测量值与存储的数据集进行比较，并发出与所检查的生物物质的病理性攻击有关的结果。和/或与检查的生物物质的类型有关。