

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

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
23. Januar 2003 (23.01.2003)

PCT

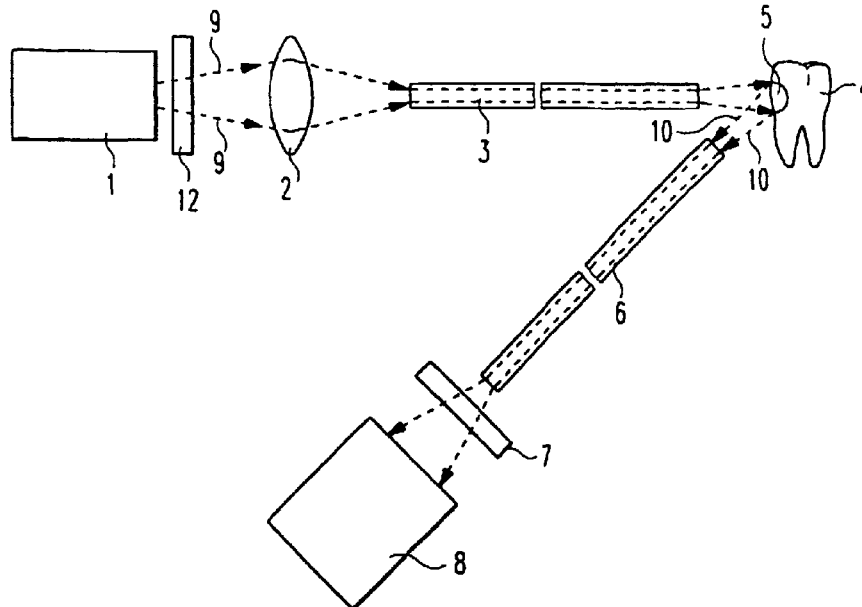
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 03/005892 A2

- (51) Internationale Patentklassifikation⁷: A61B 5/00 (72) Erfinder; und
(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP02/06335 (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): HENNIG, Thomas
[DE/DE]; Bogenstrasse 90, 40764 Langenfeld (DE).
(22) Internationales Anmeldedatum: 10. Juni 2002 (10.06.2002) (74) Anwalt: ALTENBURG, Udo, W.; Bardehle, Pagenberg,
Dost, Altenburg, Geissler, Isenbruck, Galileiplatz 1, 81679
München (DE).
(25) Einreichungssprache: Deutsch
(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch (81) Bestimmungsstaaten (national): AE, AG, AL, AM, AT,
AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR,
CU, CZ, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH,
GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC,
LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW,
MX, MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG,
SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ,
VN, YU, ZA, ZM, ZW.
(30) Angaben zur Priorität: 101 33 451.6 10. Juli 2001 (10.07.2001) DE
(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von
US): FERTON HOLDING SA [CH/CH]; c/o CM Man-
agement Services SA, Rue de L'Avenir 23, Case Postale
250, CH-2800 Delemont (CH).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: METHOD AND DEVICE FOR RECOGNIZING DENTAL CARIES, PLAQUE, CONCREMENTS OR BACTERIAL ATTACKS

(54) Bezeichnung: VERFAHREN UND VORRICHTUNG ZUM ERKENNEN VON KARIES, PLAQUE, KONKREMENTEN ODER BAKTERIELLEM BEFALL AN ZÄHNEN



(57) Abstract: The invention relates to a method and a device for recognizing caries, plaque, concrements or bacterial attacks, wherein a radiation is generated with the aid of a light source. Said radiation is directed at a tooth to be examined and provokes a reflective radiation in said tooth. The reflective radiation is detected with a detecting device and then evaluated. The radiation is advantageously carried out with two or more spectral ranges, wherein the measured reflection intensities of the two spectral ranges are correlated as characteristic values indicating the existence of caries, plaque, concrements or bacterial attack. This can also be supported by evaluating fluorescence radiation.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]



WO 03/005892 A2



(84) Bestimmungsstaaten (regional): ARIPO-Patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches Patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI-Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

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

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

(57) Zusammenfassung: Verfahren und Vorrichtung zum Erkennen von Karies, Plaque, Konkrementen oder bakteriellem Befall an Zähnen, wobei mit Hilfe einer Lichtquelle eine Strahlung erzeugt wird, die auf einen zu untersuchenden Zahn gerichtet wird und dort eine Reflektionsstrahlung hervorruft. Die Reflektionsstrahlung wird mit einer Erfassungseinrichtung erfasst und ausgewertet. Vorteilhafterweise erfolgt die Bestrahlung mit zwei oder mehr Wellenlängenbereichen, wobei die gemessenen Reflektionsintensitäten der zwei Wellenlängenbereiche ins Verhältnis gesetzt werden als charakteristischer Wert für das Vorliegen von Karies, Plaque, Konkrementen oder bakteriellem Befall. Unterstützend kann auch eine Auswertung von Fluoreszenzstrahlung erfolgen.

**Verfahren und Vorrichtung zum Erkennen von Karies, Plaque,
Konkrementen oder bakteriellem Befall an Zähnen**

5 Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren sowie eine entsprechende Vorrichtung zum Erkennen von Karies, Plaque, Konkrementen, bakteriellem Befall usw. an Zähnen.

Es ist bekannt, Karies an Zähnen durch visuelle Untersuchung oder durch Ver-
10 wendung von Röntgenstrahlung zu entdecken. Mit Hilfe einer visuellen Untersuchung bei Weißlichtbeleuchtung lassen sich jedoch häufig keine zufriedenstellenden Ergebnisse erzielen, da sich beispielsweise Karies im Frühstadium oder an schwer einsehbaren Zahnbereichen, wie Zahnzwischenräume und Zahnfleischtaschen und Furkationen, nicht oder nur schwer feststellen lässt. Bisher in der
15 Zahnmedizin verwandte Verfahren ermöglichen keine umfassende und einfache Beurteilung der Lokalisation von Konkrementen. Einzige Ausnahme stellt hier die chirurgische Eröffnung der Zahnfleischtasche dar, da hier unter direkter visueller Kontrolle gearbeitet werden kann. Diese Methode ist für den zu behandelnden Patienten jedoch äußerst schmerzhaft. Obwohl sich andererseits Röntgenstrahlen
20 als sehr wirksame Art zur Feststellung eines Kariesbefalles oder anderer Zahnkrankheiten herausgestellt haben, ist auch dieses Untersuchungsverfahren aufgrund der schädigenden Wirkung der Röntgenstrahlung für die menschliche Gesundheit nicht optimal, insbesondere werden Frühstadien nicht erkannt. Es bestand daher das Bedürfnis nach der Entwicklung einer neuen Technik, um das
25 Vorhandensein von Karies und Konkrementen an Zähnen feststellen zu können.

In der DE 30 31 249 C2 wurde ein berührungsloses Untersuchungsverfahren zum Feststellen von Karies an menschlichen Zähnen vorgeschlagen, wobei der Zahn mit nahezu monochromatischem Licht bestrahlt wird. Die annähernd monochromatische
30 Lichtstrahlung regt an dem Zahn eine Fluoreszenzstrahlung an. Dabei wurde entdeckt, dass das von dem Zahn emittierte Fluoreszenzspektrum deutliche Unterschiede zwischen kariösen und gesunden Zahnbereichen aufweist. So ist im roten Spektralbereich des Fluoreszenzspektrums des Zahns, d. h. zwischen 550 nm und

650 nm, die Intensität deutlich höher als bei einem gesunden Zahn bezogen auf ein Fluoreszenzsignal bei 450 nm. In der DE 30 31 249 C2 wurde daher vorgeschlagen, den Zahn mit einer Wellenlänge von 410 nm zu bestrahlen und mittels zweier Filter die Fluoreszenzstrahlung des Zahnes für eine erste Wellenlänge von
5 450 nm sowie eine zweite Wellenlänge von 610 nm, d. h. im blauen und roten Spektralbereich, beispielsweise mit Hilfe von Fotodetektoren zu erfassen. Die durch diese Anordnung erfassten Fluoreszenzstrahlungsintensitäten werden subtrahiert, so dass aufgrund der dadurch gewonnenen Differenzintensität ein gesunder Zahnbereich von einem kariösen Zahnbereich unterschieden werden kann.

10

Die DE 42 00 741 A1 schlägt als vorteilhafte Weiterbildung vor, die Fluoreszenz des Zahnes durch eine Anregungsstrahlung mit einer Wellenlänge im Bereich 360 nm bis 580 nm hervorzurufen und die am bestrahlten Zahn hervorgerufene Fluoreszenzstrahlung im Wellenlängenbereich zwischen 620 nm und 720 nm auszu-
15 filtern. Durch diese Maßnahme wird erzielt, dass der Abstand zwischen der Wellenlänge der Anregungsstrahlung und der empfangenen Fluoreszenzstrahlung ausreichend groß ist, so dass die Anregungsstrahlung nicht die Auswertungsergebnisse durch Überlagerung der Fluoreszenzstrahlung verfälschen kann.

20 Den zuvor beschriebenen bekannten Untersuchungsverfahren bzw. Vorrichtungen ist gemeinsam, dass zur Anregung der Fluoreszenz an einem zu untersuchenden Zahn eine Anregungsstrahlung mit einer relativ kurzen Wellenlänge, d. h. kleiner als 580 nm, verwendet wird. Dadurch kann zwar einerseits ein verhältnismäßig hoher Wirkungsquerschnitt für die Erzeugung der Fluoreszenzstrahlung erzielt
25 werden, insbesondere bei Verwendung von Wellenlängen im ultravioletten und blauen Spektralbereich, jedoch ist die absolute Fluoreszenzstrahlung von gesundem Zahngewebe im roten Spektralbereich des Fluoreszenzspektrums stärker als die von kariösen Läsionen.

30 In der DE 195 41 686 A1 wurde daher vorgeschlagen, zur Anregung der Fluoreszenz an einem zu untersuchenden Zahn eine Anregungsstrahlung mit einer Wellenlänge zwischen 600 nm und 670 nm zu verwenden. Zur Erfassung der an dem bestrahlten Zahn angeregten Fluoreszenzstrahlung wird eine Spektralfilteranord-

nung eingesetzt, welche Fluoreszenzstrahlung mit einer Wellenlänge größer als 670 nm durchlässt, d. h. gemäß der DE 195 41 686 A1 wird nur Fluoreszenzstrahlung mit einer Wellenlänge größer als 670 nm für die Erkennung von Karies, Plaque oder bakteriellen Befall an dem bestrahlten Zahn ausgewertet.

5

Den zuvor beschriebenen bekannten Untersuchungsverfahren, die auf der Auswertung von Fluoreszenzstrahlung beruhen, ist das Problem einer nur unzureichenden Auswertesicherheit gemeinsam. Entweder ist ein aufwendiger direkter Vergleich der in einem bestimmten Wellenlängenbereich von benachbarten gesunden und kariösen Bereichen emittierten Fluoreszenzstrahlen notwendig, was insbesondere bei punktwiser Messung zu weiteren Fehlerquellen führen kann, oder es müssen die Messsignale der in zwei unterschiedlichen Wellenlängenbereichen erfassten Fluoreszenzstrahlung aufwendig miteinander verglichen werden. Die auf Fluoreszenz basierenden Methoden haben eine nur geringe Signalintensität, die den Einsatz teurer Detektoren wie Photomultiplier nötig macht. Diese Geräte können aufgrund ihres komplizierten Aufbaus nicht ökonomisch produziert werden und konnten sich nicht im Markt durchsetzen. Falls nur ein einzelner Spektralbereich ausgewählt wird, der aufgrund vernachlässigbarer Hintergrundstrahlung gesunder Gewebe leicht zu detektieren ist, ist ein entscheidender Nachteil die zu geringe Information, die zu Fehldiagnosen führen kann, falls zahnärztliche Füllwerkstoffe innerhalb des Untersuchungsbereichs liegen. Aufgrund der Vielzahl der im Mund vorkommenden Gewebe und künstlichen Werkstoffe ist eine Diagnostik, die sich nur auf die Analyse von Fluoreszenzstrahlung mit einem oder zwei Spektralbereichen stützt, unzureichend.

25

Ausgehend von dem zuvor beschriebenen bekannten Stand der Technik liegt der vorliegenden Erfindung die Aufgabe zugrunde, die Auswertesicherheit zur Erkennung von Karies, Plaque, Konkrementen oder bakteriellen Befall an Zähnen weiter zu erhöhen. Insbesondere sollen Fehldiagnosen aufgrund fluoreszierender zahnärztliche Füllwerkstoffe vermieden werden. Außerdem soll der apparatetechnische Aufwand für die Erkennung von pathologischen Veränderungen des Zahns vereinfacht werden, und ein einfacher Batteriebetrieb soll möglich sein.

30

Diese Aufgabe wird gemäß der vorliegenden Erfindung durch ein Verfahren mit dem Merkmal des Anspruchs 1 bzw. eine Vorrichtung mit den Merkmalen des Anspruchs 25 gelöst. Die Unteransprüche beschreiben bevorzugte und vorteilhafte Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung, die ihrerseits zu einer verbesserten Empfindlichkeit oder zu einem möglichst einfachen und kompakten Aufbau der erfindungsgemäßen Vorrichtung beitragen.

Die Erfindung beruht auf der Entdeckung, dass Reflektionssignale zum Erkennen von Karies, Plaque, Konkrementen oder bakteriellem Befall an Zähnen verwendet werden können. Im Wellenlängenbereich oberhalb von etwa 650 nm ist die Reflektion von Zement, also von gesunder Zahnschicht, etwa gleich der Reflektion einer dünnen Konkrementschicht. Im Wellenlängenbereich unterhalb von etwa 650 nm ist dagegen die Reflektion von Zement größer als die Reflektion einer dünnen Konkrementschicht. Die Reflektion einer dicken Konkrementschicht ist dagegen im Wellenlängenbereich oberhalb von etwa 600 nm erheblich größer als die Reflektion von Zement. Im Wellenlängenbereich unterhalb von etwa 500 nm ist wiederum die Reflektion von Zement größer als die Reflektion einer dicken Konkrementschicht.

Reflektionssignale bieten gegenüber Fluoreszenzsignalen eine wesentlich höhere Signalintensität, so dass keine aufwendigen Beleuchtungs- und Erfassungssysteme notwendig sind. Falls das Fluoreszenzsignal aufgespalten und in zwei unterschiedlichen Spektralbereichen beurteilt wird, besteht der Nachteil einer geringen Nachweisintensität in mindestens einem, nämlich dem roten Spektralbereich. Die vorliegende Erfindung umgeht diesen Nachteil, indem die Fluoreszenzemission über deren gesamten Spektralbereich oder zumindest in einem Bereich hoher Signalintensität detektiert wird und statt auf ein schwächeres Fluoreszenzsignal auf ein bzw. zwei wesentlich stärkere Reflektionssignale bezogen wird.

Die absolute Höhe der gemessenen Reflektion wird durch die Entfernung zwischen Sonde und Probe bestimmt. Ein Winkel zwischen Sonde und Probe führt zu einer Verminderung der gemessenen Reflektion vorzugsweise im langwelligen Spektralbereich. Da Reflektionssignale merklich durch die Oberflächengeometrie

der Probe und den Einstrahlwinkel beeinflusst werden, ist es vorteilhaft reflektions-spektroskopisch mindestens zwei Wellenlängen vergleichend zu beurteilen, so dass eine Normierung erreicht wird.

- 5 Ergänzend kann auch eine Analyse einer hervorgerufenen Fluoreszenzstrahlung ausgewertet werden, um die Auswertung in kritischen Bereichen zu unterstützen.

Die geringe Photonenausbeute und damit das geringe Signal/Rauschverhältnis sind das Hauptproblem bei Autofluoreszenzmessungen. Um eine maximale Photonenausbeute zu erzielen, sollte unter Immersion gearbeitet werden. Für in vivo
10 Messungen erscheint Wasser oder physiologische Kochsalzlösung geeignet (N.A. im sichtbaren Spektralbereich, $37^{\circ}\text{C} > 1,33$). Neben der geometrischen Optik und dem primären Sensormaterial wird die Signalqualität durch die geeignete Verstärkertechnik beeinflusst. Fluoreszenzanregung kann mit modulierter oder gepulster
15 Anregung erfolgen. Ein Lock-In-Verstärker ist geeignet, um modulierte Signale in einer spezifischen Frequenz und Phase zu detektieren. Alles nichtsynchrone Rauschen z.B. Hintergrundbeleuchtung durch die Operationslampe wird effektiv eliminiert, was zu einer Wiederentdeckung von Signalen führt, die mehr als 60 dB im Rauschen begraben waren.

20

Die vorliegende Erfindung wird nachfolgend anhand bevorzugter Ausführungsbeispiele unter Bezugnahme auf die beigefügten Zeichnungen näher erläutert.

Fig. 1 zeigt ein Reflektionsspektrum von gesunder Zahnschicht, von einer dünnen Konkrementenschicht und von einer dicken Konkrementenschicht im Wellenlängenbereich von 400 nm bis 750 nm, wobei der zu untersuchende Zahn mit Wellenlängen innerhalb des gesamten Bereichs bestrahlt wurde,
25

Fig. 2 zeigt Intensitätsverläufe der von gesunder Zahnschicht und von einer Konkrementenschicht im Wellenlängenbereich von 350 nm bis 800 nm zurückgesandten Strahlung, wobei der zu untersuchende Zahn mit Wellenlängen um 370 nm und um 770 nm bestrahlt wurde,
30

Fig. 3 zeigt ein bevorzugtes Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemäßen Vorrichtung zum Erkennen von Karies, Plaque, Konkrementen oder bakteriellem Befall an Zähnen,

5

Fig. 4 zeigt ein bevorzugtes Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemäßen Vorrichtung zum Erkennen von Karies, Plaque, Konkrementen oder bakteriellem Befall an Zähnen,

10 Fig. 5 zeigt ein bevorzugtes Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemäßen Vorrichtung zum Erkennen von Karies, Plaque, Konkrementen oder bakteriellem Befall an Zähnen,

15 Fig. 6 zeigt einen Querschnitt durch ein bevorzugtes Ausführungsbeispiel einer Sonde nach einer erfindungsgemäßen Vorrichtung,

Fig. 7 zeigt eine Seitenansicht eines bevorzugten Ausführungsbeispiels einer erfindungsgemäßen Sonde, und

20 Fig. 8 zeigt eine Seitenansicht eines weiteren bevorzugten Ausführungsbeispiels einer erfindungsgemäßen Sonde.

Fig. 1 zeigt ein Reflektionsspektrum von gesunder Zahnschicht, von einer dünnen Konkrementschicht und von einer dicken Konkrementschicht im Wellenlängenbereich von 400 nm bis 750 nm. Im Bereich oberhalb von etwa 650 nm ist die Reflektion von Zement, also von gesunder Zahnschicht, etwa gleich der Reflektion einer dünnen Konkrementschicht. Im Wellenlängenbereich unterhalb von etwa 650 nm ist dagegen die Reflektion von Zement größer als die Reflektion einer dünnen Konkrementschicht. In Fig. 1 ist ebenfalls dargestellt, dass die Reflektion einer dicken Konkrementschicht bereits im Wellenlängenbereich oberhalb von etwa 600 nm erheblich größer ist als die Reflektion von Zement. Im Wellenlängenbereich unterhalb von etwa 500 nm ist wiederum die Reflektion von Zement größer als die Reflektion einer dünnen Konkrementschicht. Diese Entdek-

25
30

kung macht sich die Erfindung zunutze, indem das unterschiedliche Reflektionsverhalten als Kriterium für das Vorliegen von Konkrement genutzt wird. Dabei hat sich gezeigt, dass die Reflektionssignale gegenüber Fluoreszenzsignalen eine wesentlich höhere Signalintensität aufweisen.

5

Nach einem bevorzugten Ausführungsbeispiel wird der Zahn mit Strahlung bestehend aus zwei Wellenlängen bzw. zwei Wellenlängenbereichen etwa im blauem bzw. ultraviolettem Lichtbereich von 320 nm bis 520 nm, insbesondere 370 nm, und mit rotem bzw. nahem infraroten Licht oberhalb von 600 nm, insbesondere
10 770 nm, bestrahlt, und die Reflektionsintensitäten derselben Wellenlängenbereiche werden gemessen.

In Fig. 2 sind Intensitätsverläufe des Reflektionssignals von gesunder Zahnschubstanz und von einer dicken Konkrementschicht im Wellenlängenbereich von 350
15 nm bis 800 nm dargestellt, wobei der zu untersuchende Zahn mit Wellenlängen in den Spektralbereichen um 370 nm und um 770 nm bestrahlt wurde. Die Bestrahlungsintensitäten innerhalb der beiden Wellenlängenbereiche wurden so gewählt, dass die Signalhöhe des Reflektionssignals von gesundem Zement in beiden Wellenlängenbereichen in etwa gleich hoch ist, das heißt, dass die Bestrahlungsintensität im nahen UV Spektralbereich annähernd doppelt so hoch ist wie die
20 Bestrahlungsintensität im NIR Spektralbereich. In Übereinstimmung mit Fig. 1 zeigt Konkrement im Verhältnis zu gesundem Zement eine geringere Reflektion im nahen UV Spektralbereich und eine höhere Reflektion im NIR Spektralbereich. Zement zeigt zusätzlich zu der reflektierten Strahlung eine Fluoreszenzstrahlung im blau-grünen Spektralbereich mit einem Maximum um 470 nm; eine Konkrementschicht zeigt dagegen nahezu keine Fluoreszenz.
25

Zur Auswertung wird die gemessene Reflektionsintensität bei einer Wellenlänge von 770 nm ins Verhältnis zur gemessenen Reflektionsintensität bei einer Wellenlänge von 370 nm gesetzt. Bei Verhältniswerten von größer als 2 kann eindeutig
30 das Vorliegen von Konkrement bejaht werden. Bei Werten um 1 liegt eindeutig Zement vor, also gesunde Zahnschubstanz. Ergänzend kann der Fluoreszenzeffekt genutzt werden, um das Ergebnis der Reflektionsanalyse zu bestätigen bzw.

in zweifelhaften Fällen als weiteres maßgebliches Kriterium für das Vorliegen von Konkrement zu dienen. Dabei kann die zur Analyse des Reflektionsverhaltens benutzte Bestrahlung wie im vorliegenden Fall auch zur Anregung der Fluoreszenz verwendet werden. Nach einer bevorzugten Ausführungsform erfolgt die
5 Anregung der Fluoreszenz durch Strahlung mit einer Wellenlänge um 370 nm, so dass insgesamt nur eine Bestrahlung mit zwei Wellenlängenbereichen notwendig ist.

Die absolute Höhe der gemessenen Reflektion wird durch die Entfernung zwischen Sonde und Probe bestimmt. Ein Winkel zwischen Sonde und Probe, der von
10 0° abweicht, führt zu einer Verminderung der gemessenen Reflektion. Da Reflektionssignale merklich durch die Oberflächengeometrie der Probe und dem Einstrahlwinkel beeinflusst werden, ist es ebenfalls vorteilhaft, reflektionsspektroskopisch mindestens zwei Wellenlängen vergleichend zu beurteilen. Damit ist es
15 durch eine Normierung möglich, unabhängig von der absoluten Höhe der gemessenen Einzelsignale eine hohe Auswertesicherheit zu erreichen.

Die gemessene Intensität bei 770 nm dient also als relativer Bezugswert, so dass eine Normierung möglich ist. Dadurch wird ein Vergleich mit gesunder benachbarter Zahnschubstanz überflüssig, da bereits punktweise ein sicheres Ergebnis erhalten werden kann. Gerade aber die punktweise Messung ist von besonderem
20 Vorteil, wenn der Zahnhalsbereich in Zahntaschen untersucht wird, da dort die Einführung einer Sonde mit möglichst kleinem Durchmesser zwischen dem Zahnhals und dem Zahnfleisch möglich sein soll, um ein Aufschnneiden des Zahnfleisches für eine Untersuchung, ob der Bereich überhaupt krankhaft ist, zu vermeiden.
25

Eine kombinierte Erfassung von Streuung, Absorption und Fluoreszenz erfolgt nach der vorliegenden Erfindung jeweils in den signalintensivsten Bereichen: Hohe
30 preferentielle Absorption im ultravioletten Bereich, hohe Fluoreszenzsignalintensität im blau-grünen Spektralbereich und nahezu ungeminderte Reflektion im nahen infraroten Spektralbereich. Die Verwendung von kurzwelligem Anre-

gungslicht führt zu einem hohen Wirkungsquerschnitt für die Erzeugung von Fluoreszenzstrahlung im blaugrünen Spektralbereich und somit auch zu hoher Signalintensität. Gesunde Areale fluoreszieren in diesem Bereich wesentlich stärker als veränderte Zahnbereiche.

5

Einfache schmalbandige Beleuchtungsquellen, wie z.B. schmalbandige Leuchtdioden, können verwendet werden. Die Detektierung kann ebenfalls auf sehr einfache Weise durch handelsübliche 3-Element Farbsensoren erfolgen, die insbesondere Sensoren für die Grundfarben Rot, Grün und Blau haben, also sogenannte RGB-Photodioden. Dabei kann innerhalb der drei Spektralbereiche Rot, Grün und Blau durch die entsprechende Bestrahlung jeweils der zur Auswertung informativste Bereich ausgewählt werden. Die drei Sensoren für die Grundfarben Rot, Grün und Blau sind üblicherweise innerhalb eines Kreises angeordnet, wobei jedem Sensor für eine jeweilige Grundfarbe ein Kreissegment mit 120° zugeordnet ist.

10
15

Zur eindeutigen Diskrimination zwischen pathologisch veränderten Zahnbereichen und zahnärztlichen Füllwerkstoffen ist es vorteilhaft, mehr als zwei Wellenlängenbereiche für die Auswertung zu verwenden. Dabei können entweder zwei Wellenlängenbereiche für die Reflektionsanalyse und ein Wellenlängenbereich für die Fluoreszenzanalyse verwendet werden, wie dies im oben beschriebenen bevorzugten Ausführungsbeispiel der Fall ist, oder es können drei oder mehr reflektierte Wellenlängenbereiche und/oder Fluoreszenzwellenlängenbereiche verwendet werden.

20
25

Im nahen infraroten Bereich ist die Absorption von Strahlung in biologischen Materialien vernachlässigbar. Es besteht ein sogenanntes biologisches Fenster, so dass die reflektierte Strahlung lediglich durch die Streueigenschaften und nicht durch die Absorption des untersuchten Zahnbereichs bestimmt wird. Die von der Zahnoberfläche reflektierte Strahlung von gesunder Zahnschicht ist in diesem Spektralbereich im Vergleich zu dünnen Konkrementen in etwa gleich (vgl. Fig. 1), so dass neben der Intensität der durch Absorption verminderten, reflektierten

30

blauen bzw. ultravioletten Strahlung auch die Intensität der Fluoreszenzstrahlung auf diesen Wert normiert werden können. Durch die erhöhte Transmission der tiefergelegenen gesunden Zahnbereiche im Vergleich zu tiefergelegenen bakteriell veränderten Zahnbereichen reflektierten tiefergelegene Schichten gesunder Zahn-

5 substanz kaum, wohingegen tiefergelegene Konkrementenschichten noch einen deutlichen Beitrag zum Reflektionssignal hinzufügen.

Fig. 3 zeigt ein erstes Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemäßen Vorrichtung zum Erkennen von Karies, Plaque, Konkrementen oder bakteriellem Befall an

10 Zähnen. Eine Lichtquelle 1 erzeugt eine Strahlung 9, die über ein Einkopplungslinsensystem 2 und einen zuführenden Lichtleiter 3 zu einem zu untersuchenden Bereich 5 eines Zahnes 4 geführt wird. Der Zahn 4 wird mit einer Strahlung 9 bestrahlt, die nach einer bevorzugten Ausführungsform aus zwei getrennten Wellenlängenbereichen besteht. Der erste Wellenlängenbereich kann dabei etwa im

15 blauen bzw. ultravioletten Lichtbereich von 320 nm bis 520 nm, insbesondere bei etwa 370 nm liegen. Der zweite Wellenlängenbereich kann vorzugsweise im roten bzw. im nahem infraroten Wellenlängenbereich liegen oberhalb von 600 nm, insbesondere oberhalb von 770 nm. Die Strahlung 9 verursacht am Zahn 4 eine Reflektionsstrahlung 10, die in denselben Wellenlängenbereichen liegt. Darüber hin-

20 aus wird eine Fluoreszenzstrahlung des Zahnes angeregt, die nach einer bevorzugten Ausführungsform ebenfalls ausgewertet werden kann. Über einen abführenden Lichtleiter 6 kann die Reflektionsstrahlung 10 der Erfassungseinrichtung 8 zugeführt werden. Nach der Detektion der gemessenen Reflektionssignale schließt sich die oben erläuterte erfindungsgemäße Auswertung an.

25

Die Lichtquelle 1 umfasst vorzugsweise eine oder mehrere Leuchtdioden, insbesondere schmalbandige Leuchtdioden, die Licht im Wellenbereich um etwa 370 nm bzw. um etwa 770 nm erzeugen. Es kann jedoch auch ein oder mehrere Laser verwendet werden. Wie in Fig. 4 gezeigt, ist es bei diesen Ausführungsformen

30 möglich, einen oder mehrere Strahlenteiler 13 zu verwenden, um Strahlung von weiteren Leuchtdioden bzw. von weiteren Lasern punktgenau in den zuführenden

Lichtleiter einzukoppeln. Weiter ist es möglich, eine Lichtquelle zu verwenden, die Strahlung mit einem Wellenlängenbereich von etwa 320 nm bis etwa 900 nm erzeugt, insbesondere einen Wellenlängenbereich von weißem Licht. Dabei kann auch ein spektraler Filter 12 eingesetzt werden, um gewünschte Wellenlängenbe-
5 reiche für die Strahlung 9 zu erhalten.

Die Erfassungseinrichtung 8 umfasst einen oder mehrere Sensoren, welche in unterschiedlichen Wellenlängenbereichen jeweils ihre maximale Sensitivität haben. Besonders vorteilhaft ist es, die drei Sensoren zur Messung der Intensitäten des
10 ersten reflektierten Wellenlängenbereichs, des zweiten Wellenlängenbereichs und des Fluoreszenzwellenlängenbereichs zu verwenden, wobei die Sensoren auf diese Wellenlängenbereiche angepasst sind. Es hat sich gezeigt, dass bereits handelsübliche RGB-Photodioden mit drei lichtempfindlichen Sensoren für die Grundfarben Rot, Grün und Blau geeignet sind für die erfindungsgemäße Vorrichtung. Vor der
15 Erfassungseinrichtung 8 kann ebenfalls ein spektralselektives Element 7 angeordnet sein.

In Fig. 4 ist ein weiteres Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemäßen Vorrichtung zum Erkennen von Karies, Plaque, Konkrementen oder bakteriellem Befall
20 an Zähnen dargestellt. In Abwandlung zu der in Fig. 3 gezeigten Vorrichtung wird ein Spiegel 11 eingesetzt, der in seiner Mitte eine runde oder elliptische Öffnung aufweist. Die Strahlung 9 wird über das Einkopplungslinsensystem 2 durch die Öffnung des Spiegels in einen Lichtleiter eingekoppelt, und die Reflektionsstrahlung 10 wird über den Spiegel 11 und über ein weiteres Einkopplungslinsensystem 12 zur Erfassungseinheit 8 weitergeleitet. Dadurch wird erreicht, dass nur
25 eine einzige Lichtleitfaser verwendet werden kann.

In Fig. 5 ist ein weiteres Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemäßen Vorrichtung zum Erkennen von Karies, Plaque, Konkrementen oder bakteriellem Befall
30 an Zähnen dargestellt. Bei dieser Vorrichtung sind eine oder mehrere abführende Lichtleiter 6 mittig in einer Sonde platziert, und eine oder mehrere zuführende

Lichtleiter 3 sind um die abführenden Lichtleiter 6 über den Umfang verteilt angeordnet. Diese Anordnung wird erst dadurch möglich, dass die Auswertung von Reflektionssignalen eine wesentlich höhere Signalintensität aufweist im Vergleich zu Fluoreszenzsignalen.

5

In Fig. 6 ist ein Querschnitt im Bereich einer erfindungsgemäßen Sonde dargestellt. Eine abführende Lichtleitfaser 3 ist in der Mitte angeordnet, wohingegen zehn zuführende Lichtleitfasern 6a um die abführende Lichtleitfaser 3 herum angeordnet sind. Die entsprechenden Strahlenverläufe sind in Fig. 7 dargestellt. Es ist aber auch möglich, die zuführenden und abführenden Lichtleitfasern entlang einer Linie anzuordnen, wobei die zuführenden Lichtleitfasern 6a seitlich an den abführenden Lichtleitfasern 3 angeordnet sind. Durch diese Anordnungen der abführenden Lichtleitfasern wird eine punktuelle Messung erreicht, so dass die Messgenauigkeit weiter erhöht wird. Denn bei einem vergrößerten Messbereich können gleichzeitig Bereiche mit gesunder Zahnschubstanz und Bereiche, in denen Konkrement vorliegen, vermischt werden und so zu weiteren Fehlerquellen führen. Außerdem kann die Sonde sehr kompakt konstruiert werden, so dass sie geeignet ist, in die Zahnfleischtasche zwischen dem Zahnhals und dem Zahnfleisch eingeführt zu werden. Dadurch wird ein Aufschnneiden des Zahnfleisches für eine Untersuchung überflüssig.

10
15
20

In Fig. 8 ist ein weiteres bevorzugtes Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemäßen Sonde dargestellt. Am Ende der Lichtleiter ist an der Sonde ein Einkopplungslinsensystem 20 angeordnet, das in diesem Ausführungsbeispiel eine Linse in der Form einer Halbkugel ist. Vorteilhaft wird ein Abstandhalter 22 verwendet, damit der zu untersuchende Bereich nicht mit den Lichtleiterfasern beschattet wird. Dieser Abstandhalter 22 ist entweder hohl oder massiv aus Quarzglas hergestellt und kann um seinen zylindrischen Umfang mit einer spiegelnden Fläche versehen werden. Im Spitzenbereich der Sonde kann weiter eine Spiegelfläche (21) vorgesehen werden, um eine seitliche Ablenkung der Strahlung zu gewährleisten. Beim Einschieben der Sonde in die Zahnfleischtasche bei etwa paralleler

25
30

Anordnung der Lichtleiter zur Zahnoberfläche wird dadurch eine optimale Bestrahlung der zu untersuchenden Zahnoberfläche erreicht, sowie eine optimale Einkopplung der reflektierten Strahlung bzw. der Fluoreszenzstrahlung in den abführenden Lichtleiter.

5

An der Sondenspitze kann außerdem eine Vorrichtung zur Zuführung einer Flüssigkeit vorgesehen sein, um die Sondenspitze mit dieser Flüssigkeit zu versorgen, insbesondere ein Spülkanal mit einer Austrittsöffnung. Dadurch wird einerseits erreicht, dass Blut von der Sonde weggespült wird. Andererseits kann so der Brechungsindex beim Austritt der Strahlung von der Sonde günstig beeinflusst werden.

10

Patentansprüche

- 5 1. Verfahren zum Erkennen von Karies, Plaque, Konkrementen und/oder bakteriellem Befall an Zähnen, umfassend die Schritte
- a) Bestrahlen eines zu untersuchenden Zahns (4) bzw. eines zu untersuchenden Bereichs (5) der Zahnoberfläche mit einer Strahlung (9),
- 10 b) Detektieren von Strahlung, die vom zu untersuchenden Zahn (4) bzw. vom zu untersuchenden Bereich (5) der Zahnoberfläche ausgeht, und
- c) Auswerten der detektierten Strahlung, die vom zu untersuchenden Zahn (4) bzw. vom zu untersuchenden Bereich (5) der Zahnoberfläche aufgrund der Bestrahlung mit der Strahlung (9) reflektiert wurde.
- 15
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass im Schritt a) die Bestrahlung des zu untersuchenden Zahns (4) bzw. des zu untersuchenden Bereichs (5) der Zahnoberfläche mit einer Strahlung erfolgt, die
- 20 einen oder mehrere Wellenlängenbereiche umfasst, insbesondere einen ersten Wellenlängenbereich, einen zweiten Wellenlängenbereich und/oder einen dritten oder weitere Wellenlängenbereiche.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass im Schritt a) die Bestrahlung des zu untersuchenden Zahns (4) bzw. des zu untersuchenden Bereichs (5) der Zahnoberfläche mit einer Strahlung erfolgt, die einen ersten Wellenlängenbereich umfasst, der unterhalb von etwa 550 nm liegt; insbesondere unterhalb von etwa 500 nm
- 25
- 30 4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass im Schritt a) die Bestrahlung des zu untersuchenden Zahns (4) bzw. des zu untersuchenden Bereichs (5) der Zahnoberfläche mit einer Strahlung erfolgt, die einen zweiten Wellenlängenbereich umfasst, der

oberhalb von etwa 600 nm liegt, insbesondere oberhalb von etwa 700 nm, insbesondere oberhalb von etwa 770 nm.

5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass im Schritt a) die Bestrahlung des zu untersuchenden Zahns (4) bzw. des zu untersuchenden Bereichs (5) der Zahnoberfläche mit einer Strahlung erfolgt, die einen ersten Wellenlängenbereich umfasst, der innerhalb des Spektralbereichs zwischen etwa 320 nm und 520 nm liegt, insbesondere etwa bei 370 bis 420 nm.
6. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass im Schritt c) für die Auswertung der reflektierten Strahlung nur die Wellenlängenbereiche ausgewertet werden, in denen im Schritt a) die Bestrahlung erfolgt ist.
7. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass im Schritt c) für die Auswertung der reflektierten Strahlung (10) die entsprechenden Intensitäten der reflektierten Wellenlängenbereiche zueinander ins Verhältnis gesetzt werden als charakteristischer Wert darüber, ob Karies, Plaque, Konkrement und/oder bakterieller Befall am zu untersuchenden Zahn vorliegt.
8. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch die Schritte des Detektierens und Auswertens der am Zahn (4) durch die Bestrahlung im Schritt a) hervorgerufenen Fluoreszenzstrahlung, um neben der Reflektionsauswertung im Schritt c) ein weiteres Messsignal zur Erkennung von Karies, Plaque, Konkrementen und/oder bakteriellem Befall an Zähnen zur Verfügung zu haben.
9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass ein Wellenlängenbereich der im Schritt a) verwendeten Strahlung zur Anregung der vom bestrahlten Zahn ausgehenden Fluoreszenzstrahlung dient.

10. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Bestrahlung mit den jeweiligen Wellenlängenbereichen gleichzeitig erfolgt.
- 5 11. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Detektierung der reflektierten Strahlung und/oder der Fluoreszenzstrahlung gleichzeitig erfolgt.
- 10 12. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Bestrahlung mit den jeweiligen Wellenlängenbereichen zeitlich versetzt erfolgt.
- 15 13. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Detektierung der reflektierten Strahlung und/oder der Fluoreszenzstrahlung zeitlich versetzt erfolgt.
- 20 14. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass im Schritt a) die Strahlung mit einer oder mehreren Leuchtdioden erzeugt wird, insbesondere schmalbandigen Leuchtdioden.
- 15 15. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass im Schritt a) die Strahlung durch einen oder mehrere Laser erzeugt wird, insbesondere durch einen oder mehrere Diodenlaser.
- 25 16. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass im Schritt a) die Strahlung einen Wellenlängenbereich von etwa 320 nm bis etwa 900 nm umfasst, insbesondere einen Wellenlängenbereich von weißem Licht.
- 30 17. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Strahlung, die vom zu untersuchenden Zahn (4) bzw. vom zu untersuchenden Bereich (5) der Zahnoberfläche ausgeht, einen

oder mehrere spektrale Filtermittel, insbesondere spektralselektive Elemente, Interferenzfilter, Bandfilter oder Gitter, durchläuft.

18. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Strahlung, die vom zu untersuchenden Zahn (4) bzw.
5 vom zu untersuchenden Bereich (5) der Zahnoberfläche ausgeht, ein oder mehrere Prismen und/oder einen oder mehrere Strahlenteiler, insbesondere dichroitische Strahlenteiler, durchläuft.
- 10 19. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die im Schritt b) erfolgende Detektierung durch einen oder mehrere lichtempfindliche Sensoren erfolgt.
- 15 20. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die im Schritt b) erfolgende Detektierung durch einen Farbsensor mit mindestens zwei lichtempfindlichen Sensoren erfolgt zur Messung der Intensitäten des ersten, zweiten und/oder dritten reflektierten bzw. emittierten Wellenlängenbereichs.
- 20 21. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die im Schritt b) erfolgende Detektierung durch ein Spektrometer erfolgt.
- 25 22. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die im Schritt b) erfolgende Detektierung durch einen Farbsensor mit drei lichtempfindlichen Sensoren erfolgt zur Messung der Intensitäten des ersten reflektierten Wellenlängenbereichs, des reflektierten zweiten Wellenlängenbereichs und des Fluoreszenzwellenlängenbereichs oder des reflektierten dritten Wellenlängenbereichs, insbesondere mit drei
30 lichtempfindlichen Sensoren für die Grundfarben Rot, Grün und Blau, insbesondere RGB-Photodioden, wobei die Signale der lichtempfindlichen Sensoren für die Grundfarben Rot, Grün und Blau zur Auswertung der Zahnfarbe verwendet werden können.

23. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die im Schritt c) erfolgende Detektierung durch eine Vielzahl von Sensoren erfolgt, die entlang einer Linie bzw. einer Kurve angeordnet sind.
- 5
24. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die im Schritt c) erfolgende Detektierung durch eine Vielzahl von Sensoren erfolgt, die innerhalb einer zweidimensionalen Fläche angeordnet sind, insbesondere durch einen Bildsensor, insbesondere durch einen CCD- oder einen CMOS-Chip, wobei die Lichtleitfasern den jeweiligen Sensoren bzw. Pixelelementen zugeordnet sein können, um ein Bild des zu untersuchenden Bereichs zu erhalten.
- 10
25. Vorrichtung zum Erkennen von Karies, Plaque, Konkrementen und/oder bakteriellem Befall an Zähnen, umfassend
eine oder mehrere Lichtquellen (1) zum Erzeugen einer Strahlung (9),
welche auf einen zu untersuchenden Zahn bzw. Zahnoberfläche (4; 5) gerichtet werden kann, und
eine Erfassungseinrichtung (8) zum Detektieren der Strahlung (10), die vom zu untersuchenden Zahn (4) bzw. vom zu untersuchenden Bereich (5) der Zahnoberfläche zurückgesandt, insbesondere reflektiert wird.
- 15
26. Vorrichtung nach Anspruch 25, dadurch gekennzeichnet, dass die eine oder die mehreren Lichtquellen (1) eine Strahlung (9) erzeugt, die eine oder mehrere Wellenlängenbereiche umfasst, insbesondere einen ersten Wellenlängenbereich, einen zweiten Wellenlängenbereich und/oder einen dritten Wellenlängenbereich, wobei diese Wellenlängenbereiche insbesondere voneinander getrennt sind, also sich spektral nicht überschneiden.
- 20
27. Vorrichtung nach Anspruch 25 oder 26, dadurch gekennzeichnet, dass die eine oder die mehreren Lichtquellen (1) eine Strahlung erzeugt mit einem
- 25
- 30

ersten Wellenlängenbereich, der unterhalb von etwa 550 nm liegt, insbesondere unterhalb von etwa 500 nm.

- 5 28. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die eine oder die mehreren Lichtquellen (1) eine Strahlung (9) erzeugt mit einem zweiten Wellenlängenbereich, der oberhalb von etwa 600 nm liegt, insbesondere oberhalb von etwa 700 nm, insbesondere oberhalb von etwa 770 nm.
- 10 29. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die eine oder die mehreren Lichtquellen (1) eine Strahlung (9) erzeugt innerhalb eines Wellenlängenbereichs, der zwischen etwa 320 nm und 520 nm liegt, insbesondere zwischen etwa 370 bis 420 nm.
- 15 30. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Erfassungseinrichtung (8) zum Detektieren der Strahlung geeignet bzw. angepasst ist, die von der einen oder von den mehreren Lichtquellen (1) erzeugten Wellenlängenbereichen zu detektieren.
- 20 31. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Erfassungseinrichtung (8) zum Detektieren der Strahlung einen oder mehrere Sensoren umfasst, welche in unterschiedlichen Wellenlängenbereichen jeweils ihre maximale Sensitivität haben.
- 25 32. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Erfassungseinrichtung (8) zum Detektieren der Strahlung einen oder mehrere Sensoren umfasst, die etwa in dem oder in den Fluoreszenzwellenlängenbereichen, die von der einen oder von den mehreren Lichtquellen (1) erzeugt werden, jeweils ihre maximale Sensitivität
30 haben.
33. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Vorrichtung weiter eine Auswertevorrichtung, insbesondere

- 5 dere einen Prozessor, umfasst zur Auswertung der reflektierten Strahlung (10), wobei die Auswerteeinrichtung geeignet ist, die entsprechenden Intensitäten der reflektierten Wellenlängenbereiche zueinander ins Verhältnis zu setzen als charakteristischer Wert darüber, ob Karies, Plaque, Konkremente und/oder bakterieller Befall am zu untersuchenden Zahn vorliegt.
- 10 34. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Erfassungseinrichtung (8) zum Detektieren der Strahlung geeignet ist, die reflektierte Strahlung (10) und/oder die Fluoreszenzstrahlung gleichzeitig zu detektieren.
- 15 35. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Erfassungseinrichtung (8) zum Detektieren der Strahlung geeignet ist, die reflektierte Strahlung (10) und/oder die Fluoreszenzstrahlung zeitlich versetzt zu detektieren.
- 20 36. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass ein Vorrichtung vorhanden ist, um den zu untersuchenden Zahn (4) bzw. zu untersuchenden Bereich (5) der Zahnoberfläche zeitlich versetzt zu bestrahlen, insbesondere eine bewegbare Spiegelanordnung, eine bewegbare Prismenanordnung, ein Filterrad oder eine Schaltvorrichtung zum wechselnden Ein- bzw. Ausschalten der einzelnen Lichtquellen.
- 25 37. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass eine oder mehrere zuführende Lichtleitfasern (3) vorgesehen sind zum Zuführen der von der Lichtquelle (1) abgegebenen Strahlung hin zum zu untersuchenden Zahn bzw. Zahnoberfläche (4; 5), wobei die zuführende Lichtleitfaser bzw. die zuführenden Lichtleitfasern (3) mit der
30 oder mit den Lichtquellen (1) in optischer Verbindung stehen.
38. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass eine oder mehrere abführende Lichtleitfasern (6) vorgesehen

- 5 sind zum Abführen der von der zu untersuchende Zahnoberfläche (5) abgegebenen Strahlung hin zur Erfassungseinrichtung (8) zum Detektieren von Strahlung, wobei die abführende Lichtleitfaser bzw. die abführenden Lichtleitfasern (6) mit der Erfassungseinrichtung (8) zum Detektieren von Strahlung in optischer Verbindung stehen.
- 10 39. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass eine oder mehrere Lichtleitfasern (3) vorgesehen sind zum Abführen der von der zu untersuchende Zahnoberfläche (5) abgegebenen Strahlung hin zur Erfassungseinrichtung (8) zum Detektieren von Strahlung und zum Zuführen des von der Lichtquelle (1) abgegebenen Strahlung hin zum zu untersuchenden Zahn bzw. Zahnoberfläche, wobei die eine oder mehreren Lichtleitfasern (3) mit der oder mit den Lichtquellen (1) und mit der Erfassungseinrichtung (8) zum Detektieren von Strahlung in
- 15 optischer Verbindung stehen.
- 20 40. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass zwischen der bzw. den Lichtquellen (1) und der einen oder den mehreren Lichtleitfasern (3) ein Spiegel (11) angeordnet ist mit einer insbesondere elliptischen Öffnung oder einem unverspiegelten Teil im Mittenbereich, wobei der Spiegel insbesondere eine plane, elliptische oder parabolische Form hat.
- 25 41. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die reflektierte Strahlung (10) über ein Einkopplungssystem (12) zur Erfassungseinrichtung (8) geleitet wird.
- 30 42. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die eine oder mehreren zuführenden Lichtleitfasern (3) und die eine oder mehreren abführenden Lichtleitfasern (5) in eine Sonde einmünden bzw. enden.

43. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die eine oder mehreren abführenden Lichtleitfasern (6) in der Sonde mittig platziert sind, und die eine oder mehreren zuführenden Lichtleitfasern (3) um die abführenden Lichtleitfasern (6) über den Umfang verteilt angeordnet sind.
5
44. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die eine oder mehreren abführenden Lichtleitfasern (6) in der Sonde mittig platziert sind, und die eine oder mehreren zuführenden Lichtleitfasern (3) seitlich, insbesondere rechts und links an den abführenden Lichtleitfasern (6) angeordnet sind, so dass die zuführenden und die abführenden Lichtleitfasern in einer Linie angeordnet sind.
10
45. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Enden der Lichtleitfasern im Bereich der Sonde abgeschrägt sind, insbesondere nur in eine Richtung hin.
15
46. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass an der Sonde ein Einkopplungssystem angeordnet ist, insbesondere eine Linse und/oder ein Spiegel.
20
47. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass an der Sonde ein Abstandhalter (22) angeordnet ist, insbesondere zwischen dem Einkopplungssystem (20) und dem bzw. den Enden der Lichtleitfasern.
25
48. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der an der Sonde angeordnete Abstandhalter (22) ein massiver oder hohler Zylinder ist, der um seinen zylindrischen Umfang mit einer spiegelnden Fläche versehen sein kann.
30
49. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass an der Sonde ein Spiegel angeordnet ist, insbesondere ein

planer, ein elliptischer oder ein parabolischer Spiegel, wobei der Spiegel insbesondere entweder an der Spitze der Sonde oder zwischen dem Einkopplungssystem (20) und dem Ende der Lichtleitfasern angeordnet ist.

- 5 50. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Achse des an der Sonde angeordneten Spiegels gegenüber der Achse der Lichtleiter in einem Winkel angeordnet ist, vorzugsweise etwa 45° .
- 10 51. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass an den Enden der Lichtleitfasern im Bereich der Sonde ein Prisma angeordnet ist, insbesondere ein 90° -Umlenkprisma mit verspiegelter Hypotenuse.
- 15 52. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die eine oder die mehreren Lichtquellen (1) eine oder mehrere Leuchtdioden sind, insbesondere schmalbandigen Leuchtdioden.
- 20 53. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die eine oder die mehreren Lichtquellen (1) eine oder mehrere monochromatische Lichtquellen sind, insbesondere Laser und/oder Diodenlaser, insbesondere in der Ausführung VCSEL (Vertical Cavity Surface Emitting Laser).
- 25 54. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass an den Lichtquellen ein oder mehrere Strahlenteiler vorgesehen sind, um durch Überlagerung der erzeugten Strahlungen eine punktgenaue Einkoppelung in den bzw. die Lichtleiter zu erreichen.
- 30 55. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die eine oder die mehreren Lichtquellen (1) einen Wellenlängenbereich von etwa 320 nm bis etwa 900 nm erzeugen, insbesondere einen Wellenlängenbereich von weißem Licht.

56. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass vor der Erfassungseinrichtung (8) zum Detektieren von Strahlung ein oder mehrere spektrale Filtermittel, insbesondere spektral-selektive Elemente, Interferenzfilter, Bandfilter oder Gitter, angeordnet sind.
57. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass vor der Erfassungseinrichtung (8) zum Detektieren von Strahlung ein oder mehrere Prismen und/oder ein oder mehrere Strahlenteiler angeordnet sind.
58. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Erfassungseinrichtung (8) zum Detektieren von Strahlung einen oder mehrere lichtempfindliche Sensoren umfasst.
59. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Erfassungseinrichtung (8) zum Detektieren von Strahlung einen Farbsensor umfasst mit mindestens zwei lichtempfindlichen Sensoren zur Messung der Intensitäten des ersten, zweiten und/oder weiterer reflektierter Wellenlängenbereiche.
60. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Erfassungseinrichtung (8) zum Detektieren von Strahlung einen Farbsensor umfasst mit drei lichtempfindlichen Sensoren zur Messung der Intensitäten des ersten reflektierten Wellenlängenbereichs, des reflektierten zweiten Wellenlängenbereichs und des Fluoreszenzwellenlängenbereichs oder des dritten reflektierten Wellenlängenbereichs, wobei die Sensoren auf diese Wellenlängenbereiche angepaßt sind, insbesondere mit drei lichtempfindlichen Sensoren für die Grundfarben Rot, Grün und Blau, insbesondere RGB-Photodioden, wobei der Prozessor geeignet sein kann, aufgrund der drei lichtempfindlichen Sensoren für die Grundfarben Rot, Grün und Blau die Zahnfarbe zu bestimmen.

61. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Erfassungseinrichtung (8) zum Detektieren von Strahlung ein Spektrometer ist, insbesondere ein Mikrospektrometer.
- 5
62. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Erfassungseinrichtung (8) zum Detektieren von Strahlung eine Vielzahl von Sensoren umfasst, die entlang einer Linie bzw. einer Kurve angeordnet sind.
- 10
63. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Erfassungseinrichtung (8) zum Detektieren von Strahlung eine Vielzahl von Sensoren umfasst, die innerhalb einer zweidimensionalen Fläche angeordnet sind, insbesondere einen CCD- oder CMOS-Chip, wobei die Lichtleitfasern den jeweiligen Sensoren bzw. Pixelelementen zugeordnet sein können, um ein Bild des zu untersuchenden Bereichs zu erhalten.
- 15
64. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Erfassungseinrichtung (8) zum Detektieren von Strahlung einen Lock-In-Verstärker umfasst.
- 20
65. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Erfassungseinrichtung (8) zum Detektieren von Strahlung einen Strahlungskonverter umfasst zur Verschiebung des Wellenlängenbereichs der reflektierten Strahlung bzw. der Fluoreszenzstrahlung in einen Wellenlängenbereich, der für die Detektierung durch die Sensoren besser geeignet ist, insbesondere zur Verschiebung der Fluoreszenzstrahlung vom blau-grünen Wellenlängenbereich in den grünen Wellenlängenbereich.
- 25
- 30
66. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass eine Vorrichtung zur Zuführung einer Flüssigkeit vorgesehen

hen ist, um die Sondenspitze mit dieser Flüssigkeit zu versorgen, insbesondere ein Spülkanal mit einer Austrittsöffnung an bzw. im Bereich der Sondenspitze.

- 5 67. Sonde zum Zuführen von Strahlung (9) zu einem zu untersuchenden Bereich (5) und zum Abführen von Strahlung (10) von dem zu untersuchenden Bereich (5), bestehend aus einer oder mehreren Lichtleitfasern (3; 6).
68. Sonde nach Anspruch 67, dadurch gekennzeichnet, dass die eine oder die
10 mehreren Lichtleitfasern zuführende Lichtleitfasern (3) umfassen, die vorgesehen sind zur Zuführung der Strahlung (9).
69. Sonde nach Anspruch 67 oder 68, dadurch gekennzeichnet, dass die eine
15 oder die mehreren Lichtleitfasern abführende Lichtleitfasern (6) umfassen, die vorgesehen sind zum Abführen der von dem zu untersuchenden Bereich abgegebenen Strahlung (10).
70. Sonde nach Anspruch 67, dadurch gekennzeichnet, dass die eine oder die
20 mehrere Lichtleitfasern (3) vorgesehen ist bzw. sind zum Abführen der von dem zu untersuchenden Bereich abgegebenen Strahlung (10) und zum Zuführen der Strahlung (9).
71. Sonde nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet,
25 dass die eine oder die mehreren abführenden Lichtleitfasern (6) in der Sonde mittig platziert sind, und die eine oder mehreren zuführenden Lichtleitfasern (3) um die abführenden Lichtleitfasern (6) über den Umfang verteilt angeordnet sind.
72. Sonde nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet,
30 dass die eine oder die mehreren abführenden Lichtleitfasern (6) in der Sonde mittig platziert sind, und die eine oder mehreren zuführenden Lichtleitfasern (3) seitlich, insbesondere rechts und links an den abführenden

den Lichtleitfasern (6) angeordnet sind, so dass die zuführenden und die abführenden Lichtleitfasern in einer Linie angeordnet sind.

73. Sonde nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Enden der Lichtleitfasern im Bereich der Sonde abgeschrägt sind, insbesondere nur in eine Richtung hin.
74. Sonde nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass an der Sonde ein Einkopplungssystem angeordnet ist, insbesondere eine Linse in der Form einer Halbkugel.
75. Sonde nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass an der Sonde ein Spiegel angeordnet ist, insbesondere ein planer, ein elliptischer oder ein parabolischer Spiegel, wobei der Spiegel insbesondere entweder an der Spitze der Sonde oder zwischen dem Einkopplungssystem (20) und dem Ende der Lichtleitfasern oder direkt auf der einen bzw. den mehreren abgeschrägten Oberflächen der Lichtleitfasern angeordnet ist.
76. Sonde nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Achse des an der Sonde angeordneten Spiegels gegenüber der Achse der Lichtleiter in einem Winkel angeordnet ist, vorzugsweise etwa 45° .
77. Sonde nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass an den Enden der Lichtleitfasern im Bereich der Sonde ein Prisma angeordnet ist, insbesondere vor oder nach dem Einkopplungssystem (20).
78. Sonde nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass an der Sonde ein Abstandhalter (22) angeordnet ist, insbesondere zwischen dem Einkopplungssystem (20) und dem bzw. den Enden der Lichtleitfasern.

79. Sonde nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der an der Sonde angeordnete Abstandhalter (22) ein massiver oder hohler Zylinder ist, der um seinen zylindrischen Umfang mit einer
5 spiegelnden Fläche versehen sein kann.
80. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass eine Vorrichtung zur Zuführung einer Flüssigkeit vorgesehen ist, um die Sondenspitze mit dieser Flüssigkeit zu versorgen, insbesondere ein Spülkanal mit einer Austrittsöffnung an bzw. im Bereich der
10 Sondenspitze.

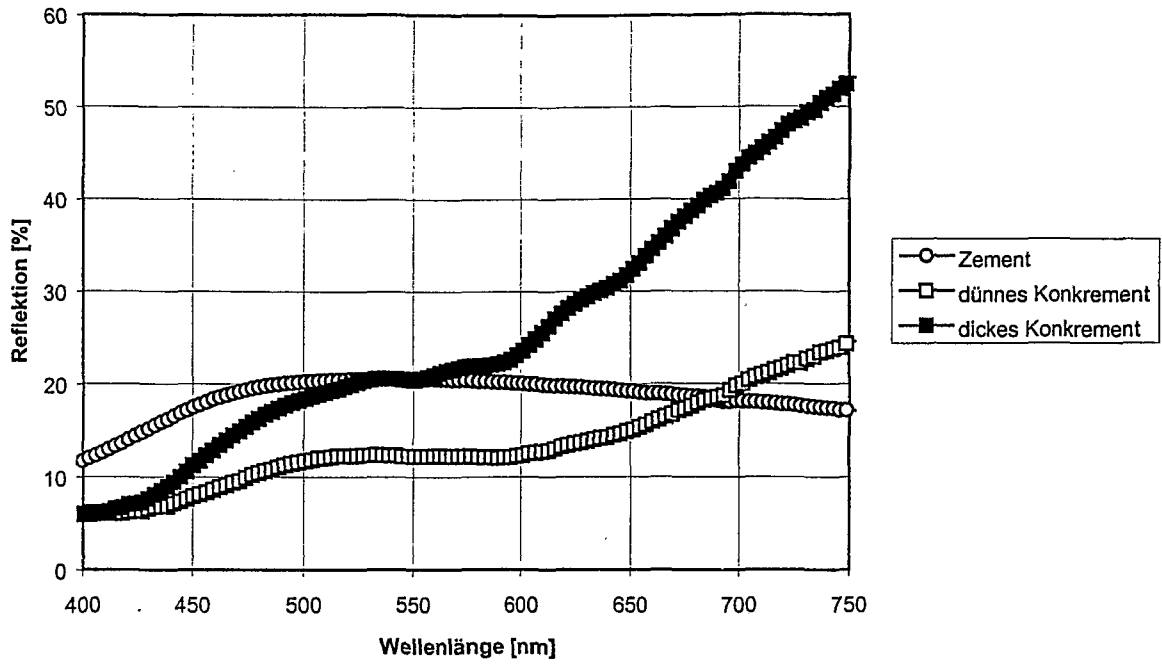


Fig. 1

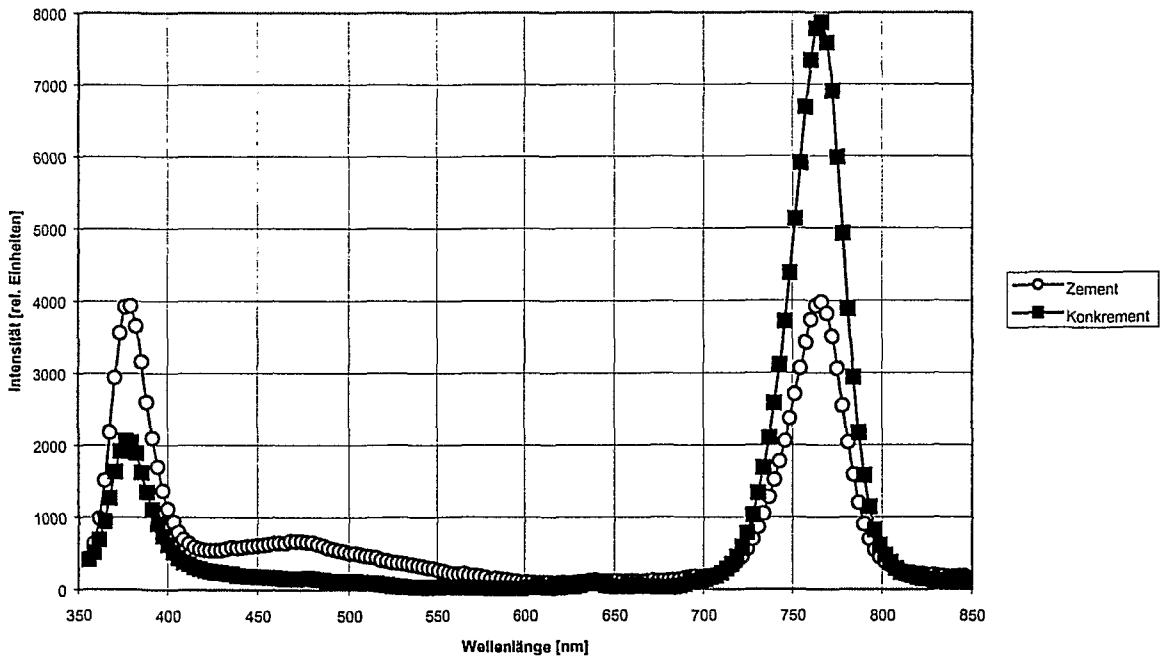


Fig. 2

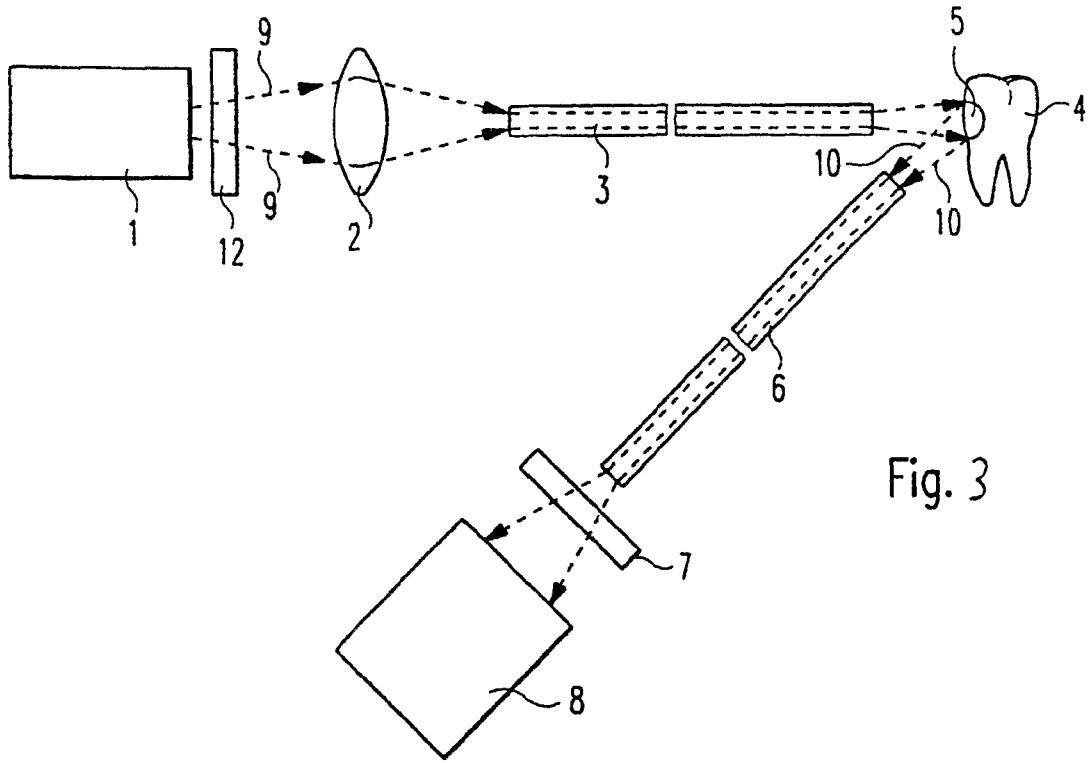


Fig. 3

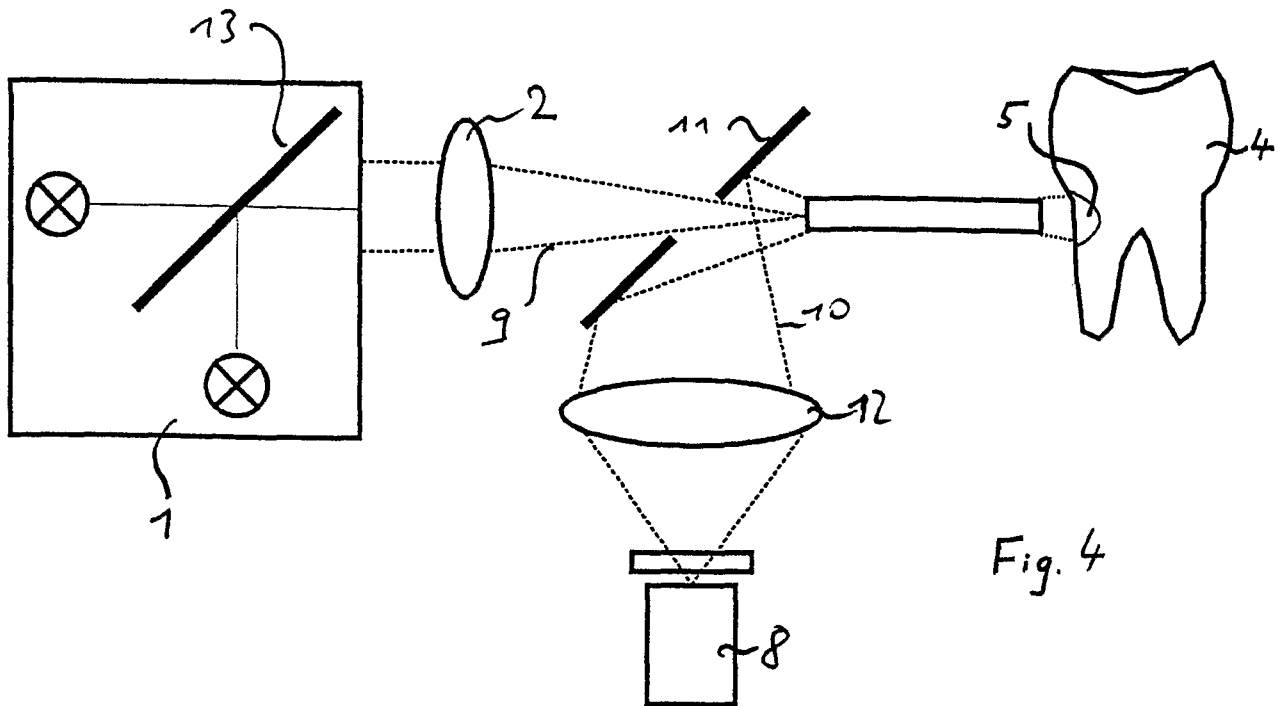
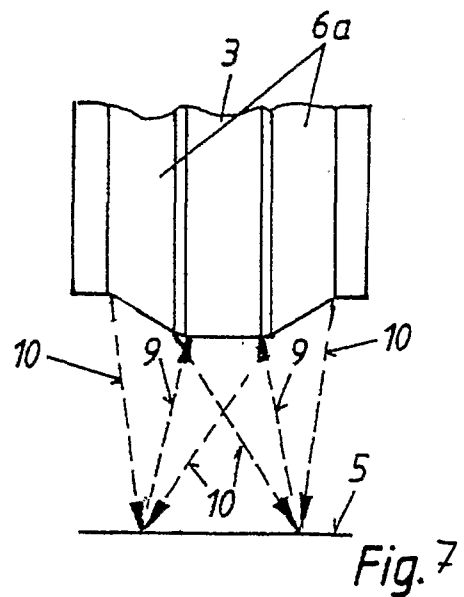
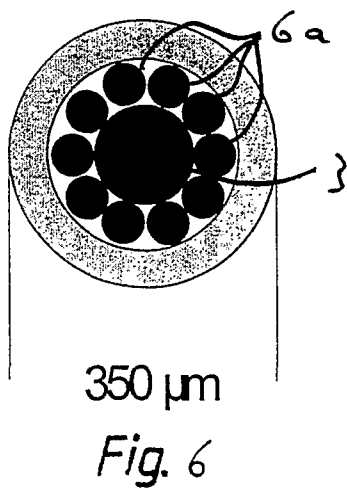
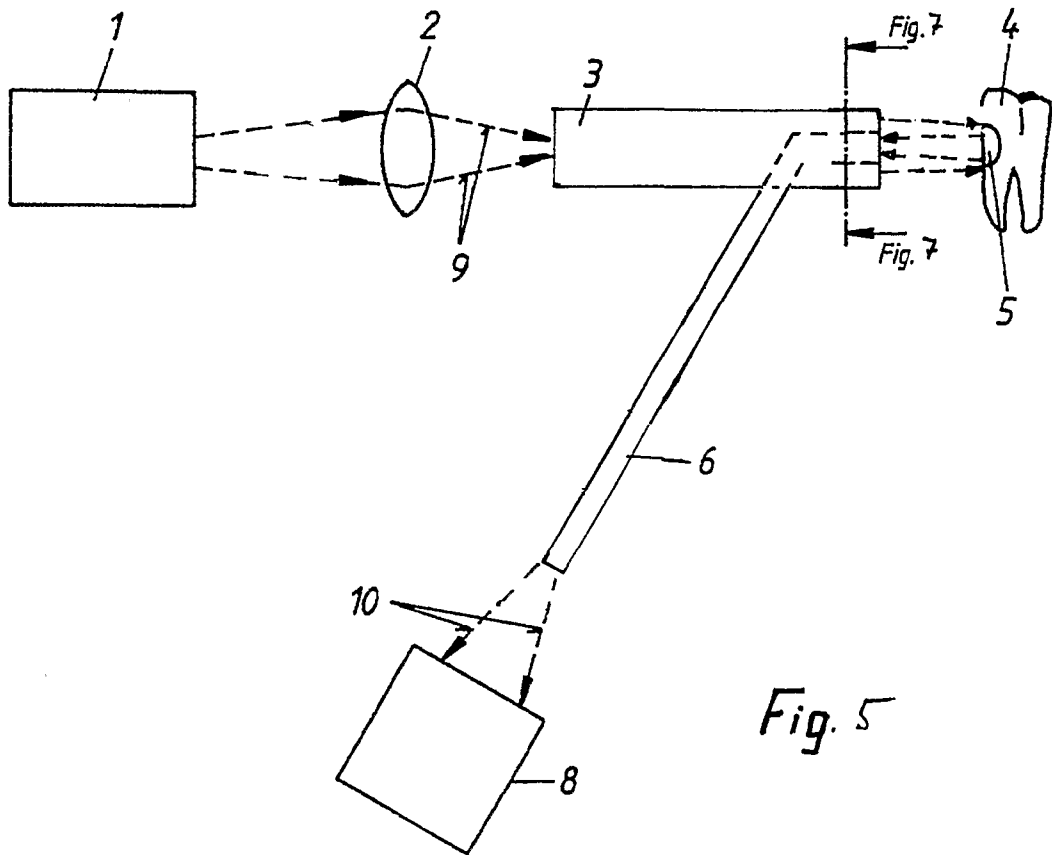
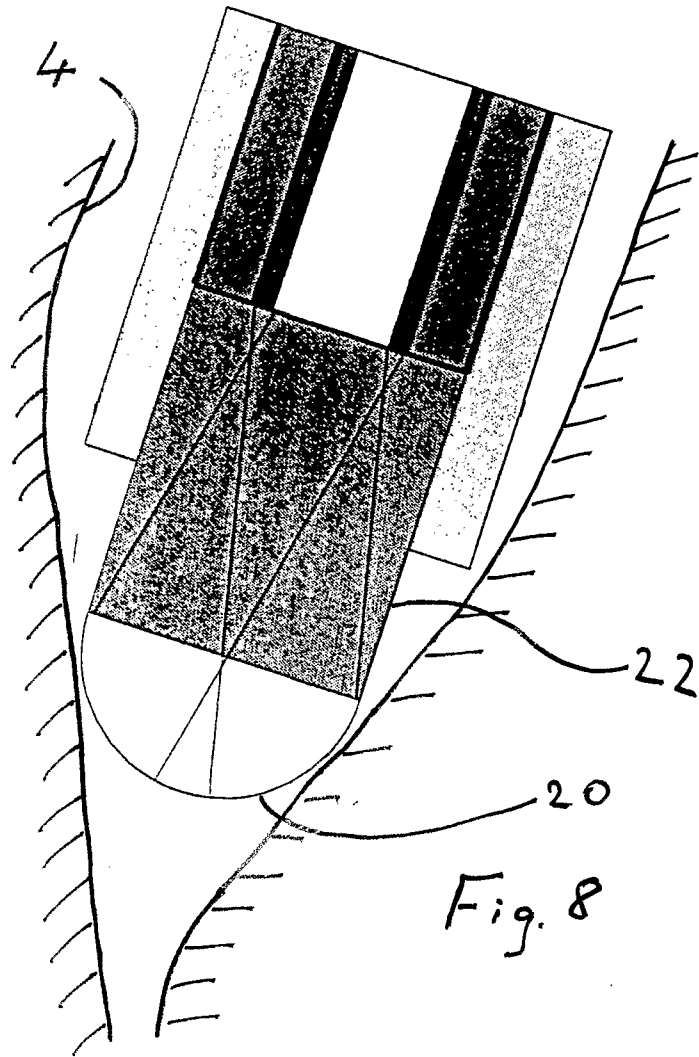


Fig. 4





专利名称(译)	识别龋齿，牙菌斑，结石或细菌侵袭的方法和装置		
公开(公告)号	EP1330179A2	公开(公告)日	2003-07-30
申请号	EP2002747364	申请日	2002-06-10
[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	G01N21/64 A61B5/00 A61B10/00 A61C19/04 G01N21/27		
CPC分类号	A61B5/0088		
优先权	10133451 2001-07-10 DE		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用于识别龋齿，牙菌斑，结石或细菌侵袭的方法和装置，其中借助于光源产生辐射。所述辐射指向待检查的牙齿并在所述牙齿中引起反射辐射。用检测装置检测反射辐射，然后进行评估。辐射有利地以两个或更多个光谱范围进行，其中所测量的两个光谱范围的反射强度作为表明存在龋齿，斑块，结石或细菌侵袭的特征值相关。这也可以通过评估荧光辐射来支持。