

(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
14. Juni 2007 (14.06.2007)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2007/065389 A2

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

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE2006/001861

(22) Internationales Anmeldedatum:
18. Oktober 2006 (18.10.2006)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2005 052 294.7
26. Oktober 2005 (26.10.2005) DE

(71) Anmelder und

(72) Erfinder: JARUSZEWSKI, Lutz [DE/DE]; Am Not-
tbohm 26, 31141 Hildesheim (DE).

(74) Anwalt: BERTRAM, Helmut; Oehmke & Kollegen,
Neugasse 13, 07743 Jena (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,

AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH,
CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, 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, LV, LY, MA, MD, 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, 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, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC,
NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG,
CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

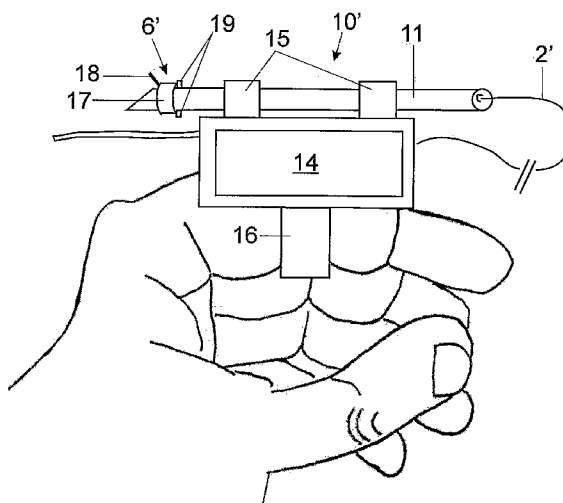
Veröffentlicht:

— ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu ver-
öffentlichen nach Erhalt des Berichts

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: MEASURING DEVICE AND METHOD FOR DETERMINING THE ACTIVITY STATUS OF INITIAL DECAYED
ENAMEL LESIONS

(54) Bezeichnung: MESSVORRICHTUNG UND VERFAHREN ZUR BESTIMMUNG DES AKTIVITÄTSSTATUS INITIAL-
KARIÖSER SCHMELZLÄSIONEN



(57) Abstract: The invention relates to the determination of the activity status of initial decayed enamel lesions using a single measuring process. To this end, an optical distance measuring system comprising a measuring head which is housed in a handpiece is used to create a depth profile from a porous structure in the enamel by means of an optical measurement, and said depth profile is associated with a classification of depth profiles, different classifications corresponding to different states of activity. For the optical measurements, either distance measurements are provided, that can be supported by intensity measurements of reflected light of at least one wavelength which is sharply focussed onto the surface, or the intensity measurements are carried out exclusively.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2007/065389 A2

(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
14. Juni 2007 (14.06.2007)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2007/065389 A2

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

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE2006/001861

(22) Internationales Anmeldedatum:
18. Oktober 2006 (18.10.2006)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2005 052 294.7
26. Oktober 2005 (26.10.2005) DE

(71) Anmelder und

(72) Erfinder: JARUSZEWSKI, Lutz [DE/DE]; Am Not-
tbohm 26, 31141 Hildesheim (DE).

(74) Anwalt: BERTRAM, Helmut; Oehmke & Kollegen,
Neugasse 13, 07743 Jena (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,

AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH,
CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, 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, LV, LY, MA, MD, 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, 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, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC,
NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG,
CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

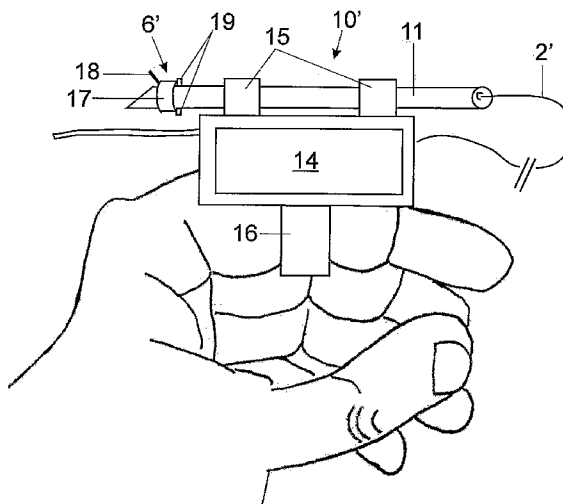
Veröffentlicht:

— ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu ver-
öffentlichen nach Erhalt des Berichts

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: MEASURING DEVICE AND METHOD FOR DETERMINING THE ACTIVITY STATUS OF INITIAL DECAYED
ENAMEL LESIONS

(54) Bezeichnung: MESSVORRICHTUNG UND VERFAHREN ZUR BESTIMMUNG DES AKTIVITÄTSSTATUS INITIAL-
KARIÖSER SCHMELZLÄSIONEN



(57) Abstract: The invention relates to the determination of the activity status of initial decayed enamel lesions using a single measuring process. To this end, an optical distance measuring system comprising a measuring head which is housed in a handpiece is used to create a depth profile from a porous structure in the enamel by means of an optical measurement, and said depth profile is associated with a classification of depth profiles, different classifications corresponding to different states of activity. For the optical measurements, either distance measurements are provided, that can be supported by intensity measurements of reflected light of at least one wavelength which is sharply focussed onto the surface, or the intensity measurements are carried out exclusively.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2007/065389 A2



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: Bezüglich der Bestimmung des Aktivitätsstatus initialkariöser Schmelzläsionen besteht die Aufgabe, den Aktivitätsstatus durch einen einmaligen Messvorgang zu bestimmen. Mit Hilfe eines optischen Abstandsmesssystems, das einen, in einem Handstück untergebrachten Messkopf enthält, wird von einer Porenstruktur im Schmelz durch optische Vermessung ein Tiefenprofil erstellt und einer Klassifikation von Tiefenprofilen zugeordnet, wobei unterschiedliche Klassifikationen unterschiedlichen Aktivitätszuständen entsprechen. Zur optischen Vermessung sind entweder Abstandsmessungen vorgesehen, die durch Intensitätsmessungen reflektierten Lichtes von mindestens einer auf die Oberfläche scharf fokussierten Wellenlänge unterstützt sein können oder die Intensitätsmessungen werden ausschließlich durchgeführt.

Messvorrichtung und Verfahren zur Bestimmung des Aktivitätsstatus initialkariöser Schmelzläsionen

Die Erfindung bezieht sich auf eine Messvorrichtung und ein Verfahren zur Bestimmung
5 des Aktivitätsstatus initialkariöser Schmelzläsionen. Durch Punktmessungen mittels eines
optischen Handsensors können außerdem Erosionen und weitere
Oberflächenveränderungen festgestellt werden.

Karies ist eine bakteriell induzierte, sich langsam entwickelnde Erkrankung in den
10 Zahnhartgeweben. Sie wird durch kariogene Plaque verursacht, in der bestimmte
Mikroorganismen schwache Säuren produzieren, während sie Kohlenhydrate
metabolisieren. Die Säuren lösen allmählich das unter der Plaque liegende Mineral auf,
sowohl das oberflächliche, als auch das tiefer unter der Oberfläche gelegene, wodurch
irreversible strukturelle Veränderungen in den Zahnhartgeweben verursacht werden
15 (Ekstrand KR, J Dent Res 83 (Spec Iss C): C67-C71, 2004).

Entsprechend einer heute gültigen Zoneneinteilung der Schmelzkaries nach Silverstone
LM, Johnson NW, Hardie JM, Williams RDA: Dental Caries, Aetiology, Pathology and
Prevention, Macmillan Press Ltd., London 1981 bilden sich bei akutem Verlauf opake
20 Läsionen (white spot), die bei rechtzeitiger Diagnose, Mundhygiene, kontrollierter
Ernährung und Fluoridierung wieder remineralisieren können. Eine superfizielle
Demineralisation führt zur Auflösung der Prismenperipherie oder der Prismenkerne und
über diese Wege zum subfiziellen Defekt. Die Demineralisation und Remineralisation
erfolgt über elektronenmikroskopisch nachweisbare Poren und Mikrokanäle mit einem
25 Durchmesser von 10 - 20 µm in der Oberflächenzone, die für den Ionenaustausch von
entscheidender Bedeutung sind (Haikel Y, Frank RM, Voegel JC, Caries Research 1983;
17: 1-13). Während des kariösen Angriffs, bei dem Calcium- und Phosphationen aus
Speichel und Plaquefluid und aus dem Körper der Läsion verwendet werden, entsteht
eine als Remineralisationsprodukt ausgebildete Oberflächenzone.

30 Das moderne Verständnis der dynamischen Natur kariöser Prozesse, wonach eine
Progression in jedem Stadium arretiert werden kann, unterstützt die Wichtigkeit der

klinischen Einschätzung des kariösen Aktivitätsstatus. Sie hängt von der Fähigkeit ab, feine Veränderungen im Schmelz durch visuelle und taktile Inspektionen zu identifizieren.

Eine exakte und zuverlässige Bewertung der Kariesaktivität, das heißt eine Bewertung der Geschwindigkeit, mit der sich der kariöse Prozess im Laufe der Zeit fortsetzen wird, ist somit von entscheidender Bedeutung für die Kariesrisikoeinschätzung und für einen korrekten Behandlungsplan für die kariöse Erkrankung.

Von Ekstrand KR u. Mit., Caries Research 2005; 39; 173-177) wird die Meinung vertreten, dass Zahnärzte nicht in der Lage sind, anhand der visuellen oder taktilen Erscheinung von initialkariösen Läsionen deren Aktivität oder Inaktivität zuverlässig und reproduzierbar zu beurteilen.

Zu den bisher üblichen und klinisch anwendbaren instrumentellen Untersuchungsmethoden zählen neben der Bissflügel-Röntgendiagnostik und der Transillumination zum Beispiel die quantitative lichtinduzierte Fluoreszenz (QLF) und die Laserfluoreszenz (LF).

Bekannte Vorrichtungen und Verfahren zur Laserfluoreszenz sind z. B. in DE 93 17 984 U1, DE 42 00 741 A1 und in DE 197 09 500 C1 beschrieben.

Die quantitative lichtinduzierte Fluoreszenz erlaubt auf der Grundlage von Fluoreszenzbildern der Eigenfluoreszenz des Schmelzes Aussagen über die Größe und den Mineralverlust von Läsionen (Tranaeus S, Heinrich-Weltzien R, Kühnisch J, Stösser L, Angmar-Mansson B, Medical Laser Application (2001)).

Bei der Laserfluoreszenz kommt es nach Anregung mit rotem Licht hauptsächlich zur Fluoreszenz in der Karies. Die hierbei fluoreszierenden Porphyrine werden von den eingewanderten Bakterien produziert (Hibst R, Paulus R, Lussi A, Medical Laser Applikation (2001); 16; Heft 3: 205-213). Hier lässt sich außer einer Progredienz ein Stillstand oder Rückgang der Läsion kaum nachweisen, da chromogene Substanzen aus eingelagerten Bakterien oder Nahrungsbestandteilen in der Läsion verbleiben würden. Andererseits werden solche Farbstoffe z. B. im Zuge von Bleaching-Behandlungen entfernt, so dass überhaupt keine Aussage mehr möglich ist.

Der Nachteil dieser Methoden liegt darin, dass sie nur Momentaufnahmen der jeweiligen Läsion erlauben und keine Aussagen zum aktuellen Status der Kariesaktivität ermöglichen. Erst bei erneuter Untersuchung sind durch Kariesmonitoring zumindest bei der QLF Aussagen zum Verlauf des kariösen Prozesses - Progression oder Regression
5 - möglich. Auch ist eine Diagnostik erst ab dem Stadium einer subfiziellen Läsion mit Mineralverlust und - bei der LF - späterer Einlagerung von chromogenen Substanzen und Bakterien möglich.

Aufgabe der Erfindung ist es deshalb, die kariöse Läsionsaktivität durch einen
10 einmaligen Messvorgang zu bestimmen.

Gemäß der Erfindung wird die Aufgabe durch eine Messvorrichtung zur Bestimmung des Aktivitätsstatus initialkariöser Schmelzläsionen gelöst, die ein zur Vermessung von Poren im Schmelz ausgebildetes optisches Abstandsmesssystem enthält, das einen, in
15 einem Handstück untergebrachten Messkopf aufweist.

Der Messkopf ist in einer bevorzugten Ausgestaltungsvariante der Erfindung über ein optisches Kabel mit einer Lichtquelle und einer Auswerte- und Anzeigeeinrichtung verbunden, wobei das Handstück aus einem Griffelement und einem Kopfteil mit einem
20 Abstandshalter zur Auflage auf der Zahnoberfläche besteht, der zwischen einer Strahlaus- und -eintrittsfläche des Messkopfes und der Zahnoberfläche einen vorgegebenen festen Messabstand gewährleistet.

Bei einer anderen Ausgestaltung der Erfindung kann das Handstück auch Mittel zur
25 Befestigung einer Anzeigeeinrichtung an einem Finger einer Hand und eine Halterung für den Messkopf umfassen.

Das Abstandsmesssystem enthält eine in dem Messkopf untergebrachte Sensoroptik, bestehend aus einer zur Porositäts- und Rauigkeitsmessung ausgebildeten kompakten,
30 passiven Mikrooptik.

Als Mikrooptik kann entweder eine chromatisch-konfokale Sensoroptik oder eine konfokale Sensoroptik vorgesehen sein.

5 Weitere zweckmäßige und vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen der erfindungsgemäßen Messvorrichtung ergeben sich aus den abhängigen Ansprüchen.

Das gilt auch für den weiteren Gegenstand der Erfindung, einem Verfahren zur Bestimmung des Aktivitätsstatus initialkariöser Schmelzläsionen, bei dem von einer Porenstruktur im Schmelz durch optische Vermessung ein Tiefenprofil erstellt und einer
10 Klassifikation von Tiefenprofilen zugeordnet wird, wobei unterschiedliche Klassifikationen unterschiedlichen Aktivitätszuständen entsprechen.

Bevorzugt erfolgt die optische Vermessung zur Ermittlung der Porosität und Rauigkeit durch chromatisch-konfokale Detektion oder durch konfokale Detektion, wobei die
15 Detektion insbesondere als Abstandsmessung durchgeführt wird.

Auf Grund der mit unterschiedlicher Porosität und Rauigkeit korrespondierenden Absorptions- und Streulichtverluste des eingestrahlten „Abstands“-Meßlichtes ist es besonders vorteilhaft, wenn auch dessen Reflexionsintensität als Maß für
20 unterschiedliche Rauigkeit bestimmt und damit die Läsionsaktivität ausgewertet wird.

Deshalb kann vorgesehen sein, dass zusätzlich zur Abstandsmessung eine Intensitätsmessung reflektierten Messlichtes von mindestens einer auf die Oberfläche scharf fokussierten Wellenlänge durchgeführt wird, wodurch eine durch das Tiefenprofil
25 charakterisierte Rauigkeit der Schmelzoberfläche ermittelt wird, anhand der die unterschiedlichen Aktivitätszustände bestimmt werden.

Oberflächeninformationen werden somit nicht durch Streuung und Reflexion an tieferen Schmelzschichten beeinflusst. Eine genaue örtliche Zuordnung der gemessenen Intensität ist gewährleistet.

30

Intensitätsmessungen können aber gemäß der Erfindung auch vorgesehen sein, ohne dass Abstände von einer Bezugsebene zur Schmelzoberfläche bestimmt werden.

Die auf einer optischen Vermessung der Porentiefe bzw. der Rauigkeit beruhende Erfindung basiert darauf, dass die Kariesaktivität mit der Porosität der Oberflächenzone einer Läsion, der Löslichkeit des verbliebenen Zahnmaterials und der Läsionsumgebung, wie auch mit der Anzahl und Art der Bakterien sowie der Zuckeraufnahme in die Läsion
5 verknüpft ist.

Folglich steigt die Aktivität mit zunehmender Porosität aufgrund einer fortschreitenden Demineralisierung der Läsionsoberfläche. Andererseits kann eine Remineralisierung mit einem superfiziellen Porenverschluss verbunden sein.

10 Mit der Erfindung gelingt es, durch Ausnutzung quantitativer Informationen zur Porosität und Rauigkeit der Läsionsoberfläche die kariöse Aktivität einer Schmelzläsion bereits durch eine einmalige Vermessung des Tiefenprofils einer im Schmelz ausgebildeten Porenstruktur zu ermitteln.

15 Die Erfindung soll nachstehend anhand der schematischen Zeichnung näher erläutert werden. Es zeigen:

Fig. 1 eine Prinzipskizze einer ersten Ausführung einer erfindungsgemäßen
20 Messvorrichtung

Fig. 2 ein Höhenprofil für einen gesunden Schmelz

Fig. 3 ein Höhenprofil für inaktive Schmelzkaries

25 Fig. 4 ein Höhenprofil für aktive Schmelzkaries

Fig. 5 eine Prinzipskizze zur chromatisch-konfokalen Abstandsmessung

30 Fig. 6 eine zweite Ausführung einer erfindungsgemäßen Messvorrichtung

Fig. 7 die Ausführung der Messvorrichtung gemäß Fig. 5 mit Sensoren verschiedener Austrittswinkel des Messlichtes

Fig. 8 die Abtastung einer Schmelzoberfläche zur Ermittlung der Oberflächenporosität und -rauigkeit

Fig. 9 den Intensitäts-Peak der scharf fokussierten Wellenlänge

Fig. 10 das Verhältnis unterschiedlicher Lichtanteile bei der Beleuchtung einer zu untersuchenden Oberfläche

Fig. 11 das Ergebnis von Intensitätsmessungen an einer Schmelzfläche mit Attritionsfacette und einem geätzten Bereich (Längenangaben auf x- und y-Achse in μm) mit jeweils daneben angezeigten zugehörigen Intensitätswerten reflektierter Strahlung

a ... chromatisch-konfokale Intensitätsmessung

b ... konfokale Intensitätsmessung

Fig. 12 die chromatisch-konfokale Detektion eines Oberflächenprofils

Fig. 13 unterschiedliche Ausrichtungen einer konfokalen Sensoroptik zur einer zu untersuchenden Oberfläche

Fig. 14 die Handhabung eines Messkopfes bei Intensitätsmessungen zum Auffinden des Maximums der Reflexionsintensität am Ort einer Punktmessung am Beispiel eines geradsichtigen Messkopfes

Die erfindungsgemäße Messvorrichtung gemäß Fig. 1 besteht aus einem Handstück 1, in dem ein Messkopf in Form eines Objektivs untergebracht ist. Aus dem Handstück 1 ist ein mit dem Messkopf in optischer Verbindung stehendes optisches Kabel 2 mit einer Länge von z. B. 1,5 bis 2 m heraus- und in ein Gehäuse 3 hineingeführt. Das optische Kabel 2 ist in dem Gehäuse 3 mit einer Lichtquelle 4 zur Erzeugung eines Messlichtes

und einer Auswerte- und Anzeigeeinrichtung 5, in der das von der Zahnoberfläche reflektierte Messlicht hinsichtlich der optischen Vermessung einer Porenstruktur im Schmelz ausgewertet wird, verbunden.

- 5 Das auf die zu untersuchende Zahnoberfläche eines Patienten aufzusetzende Handstück 1, das aus einem Griffelement 1.1 und einem Kopfteil 1.2 besteht, ist einem geknickten optischen Strahlengang angepasst, wofür in dem Messkopf ein geeignetes Strahlumlenkelement vorgesehen ist. Der Bereich, in dem das Kopfteil 1.2 zur Längsachse X-X des Griffelementes 1.1 für den Aus- oder Eintritt des Messlichtes
10 abgewinkelt ist, sollte bevorzugt zwischen 90 und 135 Grad liegen.

Das Kopfteil 1.2 ist mit einem benachbart zur Strahlaus- und -eintrittsfläche des Messkopfes liegenden Abstandshalter 6 ausgestattet, der den notwendigen definierten Messabstand zur Zahnoberfläche gewährleistet.

- 15 Eine Messung von Höhenunterschieden in einem zum Aufsetzpunkt des Abstandshalters 6 benachbarten Bereich der Zahnoberfläche kann entweder durch Verkipfung des Kopfteils 1.2 um ca. +/- 20 Grad gegen die Senkrechte auf der Zahnoberfläche erfolgen oder der Messkopf wird mit einem Strahlscanner, wie z. B. einem Schwing Spiegel, ausgestattet, der den Messstrahl durch Strahlablenkung in einem vorgegebenen
20 Messbereich über die Zahnoberfläche führt.

- Mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung lassen sich anhand gemessener Höhenprofile, wie sie in den Figuren 2 bis 4 dargestellt sind, gesunde Schmelzbereiche von aktiven und inaktiven Läsionsbereichen unterscheiden. Während gesunde Schmelzbereiche nur
25 geringe Höhendifferenzen z. B. um 0,5 µm aufweisen, liegen diese bei aktiven Läsionsbereichen z. B. um 10 µm und bei inaktiven Läsionsbereichen z. B. um 5 µm.

- Sowohl für die Ausführung der Messvorrichtung gemäß Fig. 1 als auch für eine zweite Ausführung gemäß Fig. 6 und 7 wird das bekannte Verfahren einer chromatisch-konfokalen Detektion in Form einer Abstandsmessung bevorzugt, bei welcher der
30 chromatische Längsfehler einer speziellen Optik genutzt wird. Polychromatisches Licht wird von einem Bezugspunkt, der einen definierten Abstand zu der zu messenden

Oberfläche 7 aufweist, über eine Sensoroptik 8 mit ausgeprägtem Farblängsfehler wellenlängenabhängig auf diese Oberfläche 7 fokussiert. Es entsteht ein Messpunkt 9 mit sehr geringem Durchmesser, für den sich jedoch nur für eine Wellenlänge λ_{mess} eine scharfe Abbildung auf der Oberfläche 7 ergibt (Fig. 5).

- 5 Das reflektierte Licht dieser Wellenlänge λ_{mess} wird auf dem Rückweg durch die Sensoroptik gleichfalls scharf auf die Eintrittsöffnung des optischen Kabels 2' abgebildet. Alle anderen Wellenlängen sind wegen der unscharfen Abbildung unwirksam. Hinter dem optischen Kabel 2' gelangt das Licht in nicht dargestellter Weise über einen Strahlenteiler oder eine Faserweiche in ein Spektrometer, in dem die
- 10 betreffende Wellenlänge λ_{mess} ein scharfes Intensitätsmaximum zeigt. Entsprechend vorgesehener Kalibrierung kann aus der ermittelten Wellenlänge λ_{mess} der zugehörige Abstand im Nanometerbereich zwischen dem Bezugspunkt der Sensoroptik und der zu untersuchenden Oberfläche 7 bestimmt werden.

- 15 Bei einer zweiten Ausführung der erfindungsgemäßen Messvorrichtung (Fig. 6 und 7) ist ein Messkopf 10' vorgesehen, der eine Sensoroptik aus einer kompakten, passiven Mikrooptik ohne elektronische oder bewegte Bauteile enthält, die einen Durchmesser von 1 mm bis 2 mm besitzt und von einer zylindrischen Sensorhülle 11 umgeben ist. Die Sensoroptik erzeugt einen Meßfleckdurchmesser zwischen 2 μm und 5 μm und
- 20 weist eine laterale Auflösung zwischen 1 μm und 2,5 μm und eine vertikale Auflösung zwischen 10 nm und 100 nm auf. Für die Untersuchung einer Zahnoberfläche ist ein Meßabstand zwischen 4 mm und 10 mm geeignet.

- Der Messbereich für die Abstandsmessung liegt innerhalb des Brennweitenbereichs des
- 25 Farblängsfehlers, wobei für die Messung an Zahnoberflächen ein Arbeitsbereich zwischen 300 μm und 1500 μm sinnvoll ist.

- Eine Steuer-, Auswerte- und Versorgungseinrichtung 12 enthält eine Lichtquelle, einen Strahlenteiler, ein Spektrometer und eine Steuer- und Auswerteelektronik. Die Steuer-,
- 30 Auswerte- und Versorgungseinrichtung 12 kann als Standgerät oder als PC-Karte ausgeführt sein. Sie kann auch in zahnärztliche Behandlungsstühle integriert sein.

Gemeinsam mit einem optischen Kabel 2' wird aus der Steuer-, Auswerte- und Versorgungseinrichtung 12 ein Steuerkabel 13 herausgeführt, das den Betrieb einer Anzeigeeinrichtung 14 ermöglicht. Die Anzeigeeinrichtung 14 besitzt eine Halterung 15 für die Befestigung des Messkopfes 10' und kann über einen Clip oder Ring 16 an
5 einem Finger der freien Hand getragen werden.

Sofern im Zuge einer zukünftigen weiteren Komponentenminiaturisierung die örtliche Trennung zwischen der Steuer-, Auswerte- und Versorgungseinrichtung 12 und der Sensoroptik durch ein langes optisches Kabel (Lichtleitkabel) nicht notwendig ist,
10 können beide Elemente auch in ein graziles Handgerät integriert sein, welches direkt im Mund des Patienten angewendet werden kann.

Alternativ kann eine komplett miniaturisierte Steuer-, Auswerte- und Versorgungseinrichtung mit Anzeige an einem Fingerclip getragen werden und durch ein Lichtleitkabel mit einer Mikrooptik als Sensoroptik verbunden sein. Die
15 Stromversorgung erfolgt dann jeweils über Akku- oder Batteriebetrieb.

Da sich mit dieser Meßvorrichtung Abstände bzw. Höhendifferenzen zu einem Bezugspunkt mit einer vertikalen Auflösung (z-Achse) um 10 nm messen lassen, besteht eine ausreichende Sensitivität für die nachzuweisenden Höhenunterschiede zwischen
20 0,5 µm und 10 µm.

Ebenso wie die Ausführung gemäß Fig. 1 weist auch die zweite Ausführung der erfindungsgemäßen Meßvorrichtung einen Abstandshalter 6' auf, um bei der Untersuchung von Zahnoberflächen einen Bezugspunkt realisieren zu können und die
25 Einhaltung des Meßabstandes MA der Sensoroptik zu sichern.

Der Abstandshalter 6', der aus einem Abstandshalterring 17 und einem dem Winkel des Lichtaustritts entsprechenden Abstandshalterarm 18 besteht, ist auf die Sensorhülle 11 bis an Abstandshalternasen 19 an der Sensorhülle 11 herangeschoben. Die im
30 sensorseitigen Ende des Messbereiches liegende Stirnfläche des Abstandshalterarms 18 ist aufgeraut, um ein Verrutschen auf der Zahnoberfläche zu verhindern.

Der Abstandshalter 6' ist gemäß Fig. 7 unterschiedlichen Abstrahlwinkeln des Messkopfes 10' angepasst, in dem der Abstandshalterarm 18 zur Achse S-S der Sensorhülle derart unterschiedlich geneigt ist, dass er in die jeweilige Abstrahlrichtung weist. Die wegen der Übersichtlichkeit ausschließlich mit Bezugszeichen versehene Ausführung A entspricht einer geradsichtigen Sensoroptik, B einer um 135° und C einer um 90° gegenüber der Achse S-S der Sensorhülle 11 geneigten Abstrahlrichtung. Mit den Varianten B und C lassen sich auch schwer zugängliche Seitenzahnflächen erreichen. Für den gewinkelten Strahlengang ist innerhalb der Sensorhülle 11 ein geeignetes Prisma vorgesehen.

10

Alternativ lässt sich der Abstandshalter 6' auch direkt in die Sensorhülle 11 integrieren. Eine weitere Alternative besteht darin, die Mikrooptik so zu berechnen und zu gestalten, dass der Messbereich unmittelbar an der Lichtaustrittsfläche der Mikrooptik (für die geradsichtige Sensoroptik) oder des Prismas (für den Winkelsensor) beginnt. Die Funktion des Abstandshalters ist dann in die Sensoroptik integriert und ein separater Abstandshalter kann entfallen. Die Sensoroptik kann dann direkt auf die zu untersuchende Oberfläche aufgesetzt werden. Für noch zu beschreibende Intensitätsmessungen muss jedoch verhindert werden, dass Streulicht an der Innenwand der direkt aufsitzenden Sensorhülle 11 in die Sensoroptik reflektiert wird, denn dadurch würde ein höherer Intensitätswert vorgetäuscht werden.

20

Zur Benutzung am Patienten wird der Messkopf 10' mit einem Einwegüberzug aus dehnbarer Folie überzogen. Der Abstandshalter 6' ist entweder sterilisierbar oder als Einwegartikel ausgeführt.

25

Die erfindungsgemäße Messvorrichtung gestattet gemäß Fig. 8 Porositätsmessungen an inaktiven und aktiven Läsionsarealen 20, 21, die in folgender Weise durchgeführt werden können.

30

Das zu untersuchende Zahnareal wird zunächst mittels 5%-iger Natriumhypochloridlösung von Plaque gesäubert. Die Applikation erfolgt mittels eines zahnärztlichen Adhäsiv-Tip's.

Durch Seitwärtsbewegungen des mit dem Abstandshalter 6' auf die Schmelzoberfläche 22 aufgesetzten Messkopfes 6' in x- und y-Richtung können durch Poren 23 in der Schmelzoberfläche 22 hervorgerufene Abstandsunterschiede zum Bezugspunkt der Sensoroptik ermittelt und an der Anzeige 14 ausgegeben werden.

5

Das Vorhandensein oder die Abwesenheit von Abstandsunterschieden erlaubt eine Aussage zur Oberflächenporosität bzw. -rauigkeit und damit zur Läsionsaktivität. Sind hinreichende Abstandsunterschiede vorhanden, dann liegt Porosität und Rauigkeit und damit Läsionsaktivität vor. Sind keine Abstandsunterschiede vorhanden, ist die Läsionsoberfläche geschlossen und die Läsion ist inaktiv.

10

Zur Differenzierung der Läsionsaktivität lässt sich zusätzlich zum Abstandsunterschied auch der Intensitätswert der „Abstandswellenlänge“ auswerten.

Das Messprinzip der beschriebenen Abstandsmessung ist unabhängig von den Oberflächeneigenschaften einer Messprobe (Reflektivität, Farbe und Textur). Zur Abstandsmessung wird allein die Lage des Intensitäts-Peaks der scharf fokussierten Wellenlänge auf der Wellenlängen-Achse (x-Achse) entsprechend Fig. 9 ausgewertet.

15

Die unterschiedliche Höhe dieses Intensitäts-Peaks (y-Achse) ermöglicht bei Oberflächen mit unterschiedlichen Oberflächenzuständen zusätzlich eine Differenzierung der Rauigkeit am Messort, wodurch sich unterschiedliche Oberflächenzustände bzw. Rautiefen desselben Materials unterscheiden lassen.

20

Untersucht man vergleichsweise im Labor mittels eines stationären chromatisch-konfokalen Abstandsmesssystems mit einem Flächenscan Zahnoberflächen mit unterschiedlichen Aktivitätszuständen (z. B. gesunden und geätzten Schmelz, aktive und inaktive Initialläsionen oder auch Erosionen), treten bei geringen Rauigkeiten bzw. glatten Oberflächen hohe Intensitätswerte und bei rauen Oberflächen geringe Intensitätswerte auf (Fig. 11a, b).

25

30

Der Intensitätswert der reflektierten Wellenlänge (spiegelnde Reflektion) ist ein Maß für die nicht durch Streuung (streuende Reflektion) und Absorption verloren gegangenen

Anteile des lotrecht auf die Schmelzoberfläche 22 eingestrahlten Messlichtes. Fig. 10 verdeutlicht das Verhältnis der Lichtanteile bei der Reflexion. Es bedeuten:

24 - Sensoroptik

25 - eingestrahlte Lichtmenge

5 26 - reflektierter Lichtanteil für Abstands- und Intensitätsmessungen

27 - gestreute Lichtanteile

28 - absorbierte Lichtanteile

10 Das Verhältnis von spiegelnder Reflexion zu streuender Reflexion und Absorption hängt dabei von der Rautiefe der Schmelzoberfläche 22 ab (Lexikon der Optik, Teil 2, S. 251, Spektrum Akademischer Verlag Heidelberg, Berlin 2003). Danach erfolgt spiegelnde Reflexion, wenn die Rautiefe klein gegenüber der Wellenlänge ist, während streuende Reflexion bei einer Rautiefe in der Größenordnung der Wellenlänge auftritt. Über Streulichtmessungen am selben Messort lässt sich eine Beziehung zu
15 Rauigkeitsparametern (z. B. root-mean-square-(rms)-Rauheit) herstellen. Das Verhältnis Reflexionsintensität zu Streulicht(intensität) und damit zu rms-Werten kann dann über Eichmessungen hergestellt werden.

20 Die Reflexionsintensität ist allgemein abhängig von der Messrate, der Neigung der zu vermessenden Oberfläche zum Messkopf, der Reflektivität der Oberfläche für die Detektionswellenlänge, der Helligkeit der Lichtquelle, welche die Wellenlänge bereitstellt und der Reaktion des Spektrometers bei dieser Wellenlänge.

25 Der zu ermittelnde Intensitätswert wird üblicherweise als Integral der durch die jeweilige Detektionswellenlänge überdeckten Fläche berechnet. Trotz gering unterschiedlicher Peakmaxima der verschiedenen Wellenlängen ergibt die Auswertung wegen gleicher Flächen gleiche Intensitätswerte für gleiche Rautiefen.

30 Unabhängig davon ist der wellenlängenbedingte Unterschied der Peakmaxima klein im Verhältnis zu den am Zahnschmelz untersuchten Intensitätsunterschieden und somit vernachlässigbar.

Die für die Intensitätsmessungen vorgesehene Messrate ist bevorzugt so einzustellen, dass unterhalb des Sättigungsbereiches Intensitätswerte zwischen 0 und ca. 50% gemessen werden.

- 5 Bei einer alleinigen Punktmessung wird bereits eine Aussage über den Oberflächenzustand am Messort möglich. Für eine solche Punktmessung ist zur Steigerung der Aussagesicherheit eine Vergrößerung des Messfleckdurchmessers des Sensors auf 10 μm sinnvoll. Dadurch verringert sich die vertikale Auflösung zwar auf 100 nm, wodurch die Intensitätsmessung jedoch nicht beeinflusst wird.

10

Vorteilhaft können an der Steuer-, Auswerte- und Versorgungseinrichtung 12 im Wechsel mehrere Messköpfe 10' betrieben werden. Alternativ können aber auch Steuer-, Auswerte- und Versorgungseinrichtungen mit mehreren Steckplätzen zur Anwendung kommen.

15

Da die bei der Erfindung vorgesehene Intensitätsmessung nur für scharf auf die Schmelzoberfläche 22 fokussierte Wellenlängen erfolgt, enthält die ermittelte Intensität im Vergleich zu anderen Reflexionsmessanordnungen (z. B. kamerabasiert) ausschließlich Oberflächeninformationen und wird nicht durch Streuung und Reflexion
20 aus tieferen Schmelzschichten beeinflusst.

Die zur unterstützenden Intensitätsmessung vorgesehene Sensoroptik ist in einer Ausgestaltung der Erfindung, wie bereits beschrieben, als chromatisch-konfokale Sensoroptik ausgebildet.

25

Zur Messung der Intensität der Reflexion wird die Sensoroptik mit dem Abstandshalter 6' auf das interessierende Areal der Schmelzoberfläche 22 aufgesetzt. An der Anzeigeeinrichtung 14 wird die für diesen Ort gemessene Intensität als Zahlenwert abgelesen.

30

Zur Intensitätsmessung kann alternativ eine ebenfalls für Abstandsmessungen geeignete rein konfokale Sensoroptik vorgesehen sein. Bei einer zur chromatisch-konfokalen

Sensoroptik vergleichsweise ähnlich guten Differenzierung der Oberflächenzustände (Fig. 11b) ist ein geringerer Geräteaufwand zur Auswertung notwendig.

Bei chromatisch-konfokaler Sensoroptik wird der Intensitätswert wegen des
5 chromatischen Tiefenscans an demjenigen Profilanteil der Oberfläche generiert, der innerhalb des gedachten Zylinders Z aus Messfleckdurchmesser und Länge des Messbereiches liegt (Fig. 12). Solange die Schmelzoberfläche 22 in diesem Messbereich liegt, wird für die jeweils scharf auf diesen Oberflächenbereich fokussierte Wellenlänge ein Intensitätswert ermittelt.

10 Im Gegensatz dazu wird bei der rein konfokalen Sensoroptik eine punktförmige Lichtquelle mit einem Abtastobjektiv 29 ohne Farblängsfehler auf die Oberfläche 30 einer Probe abgebildet (Fig. 13). Das reflektierte Licht wird vom selben Objektiv 29 eingesammelt und auf einen punktförmigen Detektor 31 geleitet.

15 Eine geeignete Einrichtung zur konfokalen Abstands- und Intensitätsmessung enthält in nicht dargestellter Weise eine Lichtquelle für weißes oder monochromatisches Licht, eine Faserweiche zur Einkopplung des zur konfokalen Sensoroptik führenden Lichtes und zur Auskopplung des rückreflektierten Lichtes. Dessen Intensität wird mit einem optischen
20 Leistungsmessgerät ausgewertet und als Zahlenwert ausgegeben.

Bei Abstandsmessungen führt das Sensorobjektiv üblicherweise harmonische Schwingungen aus, da eine Fokussierung nur in einer Ebene möglich ist.

Bei im Focus befindlicher Oberfläche ist die Leuchtdichte maximal (mittlere Darstellung
25 in Fig. 13) und fällt mit zunehmender Defokussierung (rechte und linke Darstellung in Fig. 13) rasch ab. Bei der Abbildung zurück wird die beleuchtete Fläche 32 auf den Detektor 31 abgebildet. Bei Defokussierung wird die Strahlung auf eine große Fläche 32', 32'' verteilt, die Leuchtdichte auf dem Detektor 31', 31'' ist gering. Die Abbildung weist einen quadratischen Intensitätsabfall auf. Insgesamt ergibt sich ein scharf
30 ausgeprägtes Intensitätsmaximum auf dem Detektor 31, sobald sich die Oberfläche 30 im Fokus befindet. Eine nicht dargestellte Auswerteelektronik erfasst den Zeitpunkt des Signalmaximums und errechnet den zugehörigen Profilwert.

Zur Intensitätsmessung entsteht im Vergleich zu einem Messkopf mit chromatisch-konfokaler Sensoroptik mit Abstandhalter bei gleicher Handhabung eines Messkopfes mit konfokaler Sensoroptik mit Abstandhalter nur eine scharf fokussierte Ebene. Diese muss in einem Bereich innerhalb der höchsten und niedrigsten Erhebung der zu untersuchenden Oberfläche liegen.

Bei ungünstiger Oberflächenwölbung kann die Fokusebene mitunter außerhalb dieses Bereiches zu liegen kommen. Dann kann alternativ eine chromatisch-konfokale Sensoroptik genutzt werden, deren Meßbereich die Oberflächenwölbung berücksichtigt. Die Reflexionsintensität kann mit einem optischen Leistungsmeßgerät gemessen werden.

Die Baugröße eines Messkopfes 10'' mit einer konfokalen Sensoroptik entspricht der des Messkopfes 10' mit chromatisch-konfokaler Sensoroptik.

Zur Ermittlung der Reflexionsintensitätswerte wird der Messkopf 10'' mit dem Abstandhalter 6'' lotrecht auf die zu untersuchende Oberfläche 30' aufgesetzt. Die lotrechte Sensorposition auf die Tangente der Oberfläche 30' wird ermittelt, indem durch geringfügige Verkipfung des Messkopfes 10'' in Pfeilrichtung das Maximum der Reflexionsintensität am Ort der Punktmessung gesucht wird (Fig. 14).

Der Maximalwert der Reflexionsintensität der veränderten Oberfläche lässt sich dann in Relation zum Maximalwert der Reflexionsintensität der nicht veränderten Oberfläche setzen.

Zur Differenzierung des Aktivitätsstatus können die Parameter Abstandsunterschied und Reflexionsintensität bewertet werden. Mit beiden Verfahren, Abstandsmessung und Intensitätsmessung, wird jeweils eine Messung in einem gesunden unveränderten Schmelzareal als Bezugswert durchgeführt. Dann wird das zu bewertende, veränderte Schmelz- bzw. Zahnareal untersucht.

Läsionen, deren Messwerte eher dem des gesunden Bereiches bzw. Referenzbereiches nahe kommen, werden als inaktiv bewertet. Läsionen, deren Messwerte eher der Hälfte des Bezugswertes nahe kommen, werden als aktiv bewertet.

Klassifizierungsbeispiele zur Bestimmung des Aktivitätsstatus initialkariöser Schmelzläsionen können etwa folgende Intensitätswerte im Vergleich zur eingestrahlten Lichtmenge aufweisen:

5	Messrate 300Hz	- gesund	ca. 50 %
		- inaktiv	ca. 40 %
		- aktiv	ca. 20 %
10	Messrate 1000Hz	- gesund	ca. 20%
		- inaktiv	ca. 16 %
		- aktiv	ca. 2 % .

Die erfindungsgemäße Messvorrichtung lässt sich auch für andere Anwendungen verwenden.

Neben der Untersuchung initialkariöser Läsionen nimmt die Untersuchung von erosiven Zahnveränderungen einen breiten Raum im zahnmedizinischen Schrifttum ein. Erosiver Substanzverlust ist dabei multifaktoriell durch säurehaltige Getränke und Nahrungsmittel, exzessive Zahnputztechniken, craniomandibuläre Dysfunktionen mit Überbelastung einzelner Zähne und weitere Ursachen bedingt. Der Substanzverlust betrifft Zahnhälsen und Kauflächen.

Mittels Intensitätsmessung lassen sich die Ursachen differenzieren. Säurebedingte Erosionen bewirken eher stumpfe, matte Oberflächen mit geringer Reflexionsintensität. Exzessive Putztechniken oder Abrasionen bewirken eher glatte, glänzende Oberflächen.

Die Intensitätsmessung lässt sich auch zur Differenzierung weiterer Oberflächenzustände, wie der Beurteilung der Politurgüte zahnärztlicher Restaurationen oder bei der Untersuchung technischer Oberflächen einsetzen. Es kann somit auch eine quantitative Charakterisierung von Oberflächenveränderungen eines Untersuchungsobjektes im Sinne der Bestimmung einer zustandsabhängigen Materialkenngröße vorgenommen werden.

Eine weitere Alternative kann eine alleinige Intensitätsmessung mit einer rein konfokalen Sensoroptik sein.

Patentansprüche

1. Messvorrichtung zur Bestimmung des Aktivitätsstatus initialkariöser Schmelzläsionen
enthaltend ein zur Vermessung von Poren im Schmelz ausgebildetes optisches
5 Abstandsmesssystem, das einen, in einem Handstück (1) untergebrachten Messkopf
(10', 10'') aufweist.
2. Messvorrichtung nach Anspruch 1, wobei der Messkopf über ein optisches Kabel (2)
mit einer Lichtquelle (4) und mit einer Auswerte- und Anzeigeeinrichtung (5)
10 verbunden ist, wobei das Handstück (1) aus einem Griffelement (1.1) und einem
Kopfteil (1.2) mit einem Abstandshalter (6) zur Auflage auf der Zahnoberfläche
besteht, der zwischen einer Strahlaus- und -eintrittsfläche des Messkopfes und der
Zahnoberfläche einen vorgegebenen festen Messabstand gewährleistet.
- 15 3. Messvorrichtung nach Anspruch 2, wobei das Handstück (1) einem geknickten
optischen Strahlengang angepasst ist und wobei das Kopfteil (1.2) in einem Bereich
von 90 bis 135 Grad zur Längsachse des Griffelementes (1.1) abgewinkelt ist.
4. Messvorrichtung nach Anspruch 3, wobei der Messkopf (10', 10'') mit einem
20 Strahlscanner ausgestattet ist, der den Messstrahl in einem vorgegebenen
Messbereich über die Zahnoberfläche führt.
5. Messvorrichtung nach Anspruch 4, wobei der Strahlscanner als
Schwingspiegeleinrichtung ausgebildet ist.
- 25 6. Messvorrichtung nach Anspruch 1, wobei das Abstandsmesssystem eine in dem
Messkopf (10', 10'') untergebrachte Sensoroptik (24), bestehend aus einer zur
Porositäts- und Rauigkeitsmessung ausgebildeten kompakten, passiven Mikrooptik,
enthält.
- 30 7. Messvorrichtung nach Anspruch 6, wobei der Messkopf (10', 10'') geradsichtig
ausgebildet ist.

8. Messvorrichtung nach Anspruch 6, wobei der Messkopf (10', 10'') einen gewinkelten Strahlengang in einem Winkelbereich von 90° bis 135° aufweist.
- 5 9. Messvorrichtung nach Anspruch 7 oder 8, wobei die Sensoroptik (24) zur Erzeugung eines Messfleckdurchmessers zwischen 2 µm und 10 µm ausgebildet ist, eine laterale Auflösung zwischen 1 µm und 5 µm, eine vertikale Auflösung zwischen 10 nm und 100 nm und einen Arbeitsbereich innerhalb eines Brennweitenbereichs des Farblängsfehlers der Sensoroptik (24) zwischen 300 µm und 1500 µm aufweist.
- 10 10. Messvorrichtung nach einem der Ansprüche 6 bis 9, wobei der Messkopf (10', 10'') mit einem Abstandshalter (6, 6', 6'') zur Auflage auf der Zahnoberfläche ausgestattet ist, der zwischen einer Strahlaus- und -eintrittsfläche des Messkopfes (10', 10'') und der Zahnoberfläche einen vorgegebenen festen Messabstand (MA) gewährt.
- 15 11. Messvorrichtung nach Anspruch 10, wobei der Abstandshalter (6', 6'') aus einem Abstandshalterring (17) und einem, dem Winkel des Lichtaustritts angepassten Abstandshalterarm (18) besteht, dessen Stirnfläche aufgeraut ist und im sensorseitigen Ende des Messbereiches der Sensoroptik (24) liegt.
- 20 12. Messvorrichtung nach Anspruch 11, wobei der Messkopf (10', 10'') eine Sensorhülle (11) mit Anschlägen (19) für den auf die Sensorhülle (11) aufschiebbaaren Abstandshalter (6', 6'') aufweist.
- 25 13. Messvorrichtung nach Anspruch 12, wobei der Abstandshalter (6', 6'') aus sterilisierbarem Material gefertigt ist.
- 30 14. Messvorrichtung nach Anspruch 12, wobei der Abstandshalter (6', 6'') als Einwegartikel ausgebildet ist.

15. Messvorrichtung nach Anspruch 10, wobei der Messkopf (10', 10'') eine Sensorhülle (11) aufweist, in die der Abstandshalter integriert ist.
16. Messvorrichtung nach einem der Ansprüche 6 bis 9, wobei die Sensoroptik (24) eine an einer Frontlinse beginnenden Messbereich aufweist und für ein direktes Aufsetzen auf den Schmelz ausgebildet ist.
17. Messvorrichtung nach einem der Ansprüche 6 bis 16, wobei die Sensoroptik (24) als chromatisch-konfokale Sensoroptik ausgebildet ist.
18. Messvorrichtung nach Anspruch 17, wobei die chromatisch-konfokale Sensoroptik über einen Strahlenteiler mit einer Lichtquelle und einem Spektrometer optisch in Verbindung steht und wobei das Abstandsmesssystem weiterhin eine Steuer-, Auswerte- und Versorgungseinrichtung (12) enthält, die mit einer Anzeigeeinrichtung (14), der Lichtquelle und dem Spektrometer verbunden ist.
19. Messvorrichtung nach Anspruch 18, wobei der Messkopf (10') mittels eines optischen Kabels (2') über den Strahlenteiler an die Lichtquelle und an das Spektrometer angeschlossen ist und die Anzeigeeinrichtung (14) über ein Steuerkabel (13) mit der Steuer-, Auswerte- und Versorgungseinrichtung (12) in Verbindung steht.
20. Messvorrichtung nach Anspruch 19, wobei das Handstück (1) Mittel zur Befestigung der Anzeigeeinrichtung (14) an einem Finger einer Hand und eine Halterung (15) für den Messkopf (10') umfasst.
21. Messvorrichtung nach einem der Ansprüche 18 bis 20, wobei die Lichtquelle, das Spektrometer und die Steuer-, Auswerte- und Versorgungseinrichtung (12) gemeinsam als Stand-Alone-Gerät ausgebildet sind.

22. Messvorrichtung nach einem der Ansprüche 18 bis 20, wobei die Lichtquelle, das Spektrometer und die Steuer-, Auswerte- und Versorgungseinrichtung (12) gemeinsam als Netzwerkgerät ausgebildet sind.
- 5 23. Messvorrichtung nach einem der Ansprüche 18 bis 20, wobei die Lichtquelle, das Spektrometer und die Steuer-, Auswerte- und Versorgungseinrichtung (12) gemeinsam als PC-Karte ausgebildet sind.
- 10 24. Messvorrichtung nach einem der Ansprüche 18 bis 20, wobei die Lichtquelle, das Spektrometer und die Steuer-, Auswerte- und Versorgungseinrichtung (12) gemeinsam als Einbaugerät in zahnärztliche Behandlungsstühle ausgebildet sind.
- 15 25. Messvorrichtung nach Anspruch 17, wobei zum Nachweis von rückreflektiertem Licht ein die Intensität messendes optisches Leistungsmessgerät vorgesehen ist.
26. Messvorrichtung nach einem der Ansprüche 6 bis 16, wobei die Sensoroptik (24) als konfokale Sensoroptik ausgebildet ist.
- 20 27. Messvorrichtung nach Anspruch 26, wobei zum Nachweis von rückreflektiertem Licht ein die Intensität messendes optisches Leistungsmessgerät vorgesehen ist.
- 25 28. Verwendung einer Messvorrichtung gemäß einem der Ansprüche 1 bis 27 zur Differenzierung von Zahnoberflächenzuständen, die durch erosiven Substanzverlust geprägt sind.
29. Verwendung einer Messvorrichtung gemäß einem der Ansprüche 1 bis 27 zur Beurteilung der Politurgüte zahnärztlicher Restaurationen.
- 30 30. Verwendung einer Messvorrichtung gemäß einem der Ansprüche 1 bis 27 zur quantitativen Charakterisierung von Oberflächenzuständen technischer Oberflächen im Sinne der Bestimmung einer zustandsabhängigen Materialkenngröße.

31. Verfahren zur Bestimmung des Aktivitätsstatus initialkariöser Schmelzläsionen mit einer Messvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 27, wobei von einer Porenstruktur im Schmelz durch optische Vermessung ein Tiefenprofil erstellt und einer Klassifikation von Tiefenprofilen zugeordnet wird, wobei unterschiedliche
5 Klassifikationen unterschiedlichen Aktivitätszuständen entsprechen.
32. Verfahren nach Anspruch 31, wobei die optische Vermessung durch chromatisch-konfokale Detektion erfolgt.
- 10 33. Verfahren nach Anspruch 31, wobei die optische Vermessung durch konfokale Detektion erfolgt.
34. Verfahren nach Anspruch 32 oder 33, wobei die Detektion als Abstandsmessung durchgeführt wird.
15
35. Verfahren nach Anspruch 34, wobei zur Abstandsmessung zusätzlich eine Intensitätsmessung reflektierten Lichtes von mindestens einer auf die Schmelzoberfläche scharf fokussierten Wellenlänge durchgeführt wird, wodurch eine durch das Tiefenprofil charakterisierte Rauigkeit der Schmelzoberfläche
20 ermittelt wird, anhand der die unterschiedlichen Aktivitätszustände bestimmt werden.
36. Verfahren nach Anspruch 32 oder 33, wobei die Detektion als Intensitätsmessung reflektierten Lichtes von mindestens einer auf die Oberfläche scharf fokussierten
25 Wellenlängen durchgeführt wird, wodurch eine durch das Tiefenprofil charakterisierte Porosität und Rauigkeit der Schmelzoberfläche ermittelt wird, anhand derer die unterschiedlichen Aktivitätszustände bestimmt werden.
37. Verfahren nach einem der Ansprüche 31 bis 36, wobei die zu vermessende
30 Schmelzoberfläche mit einer fünfprozentigen NaOCl-Lösung gereinigt wird.

1/8

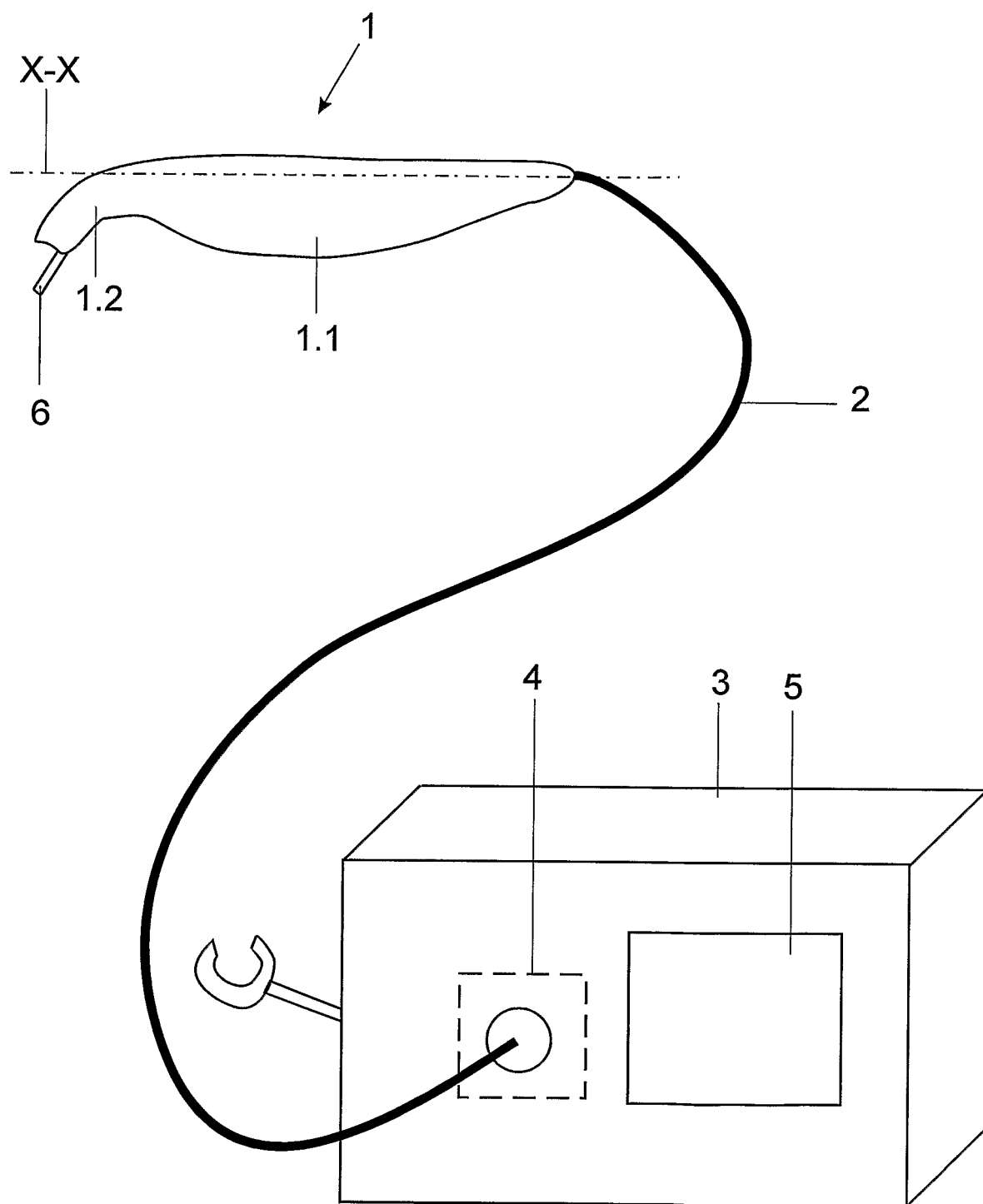


Fig. 1

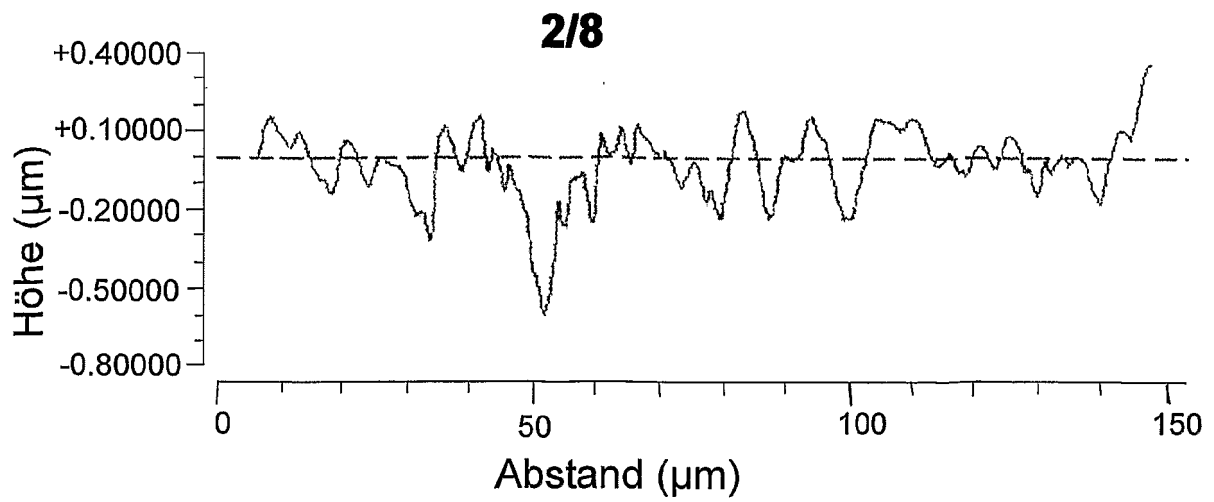


Fig. 2

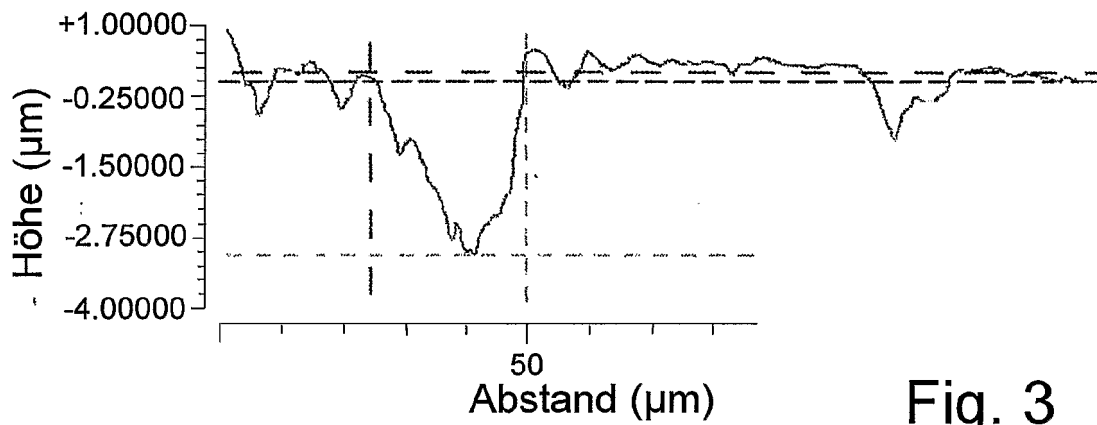


Fig. 3

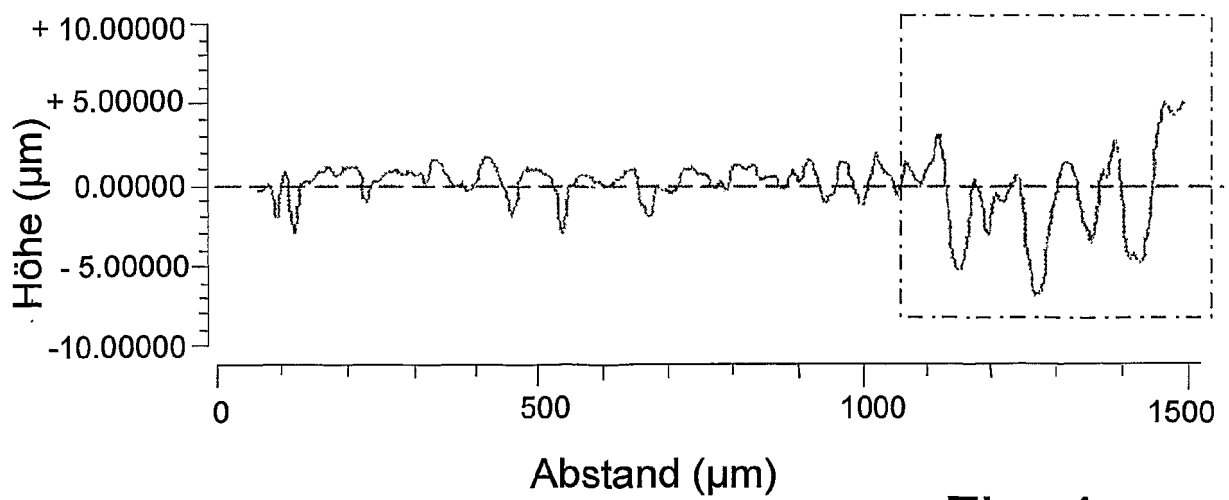


Fig. 4

3/8

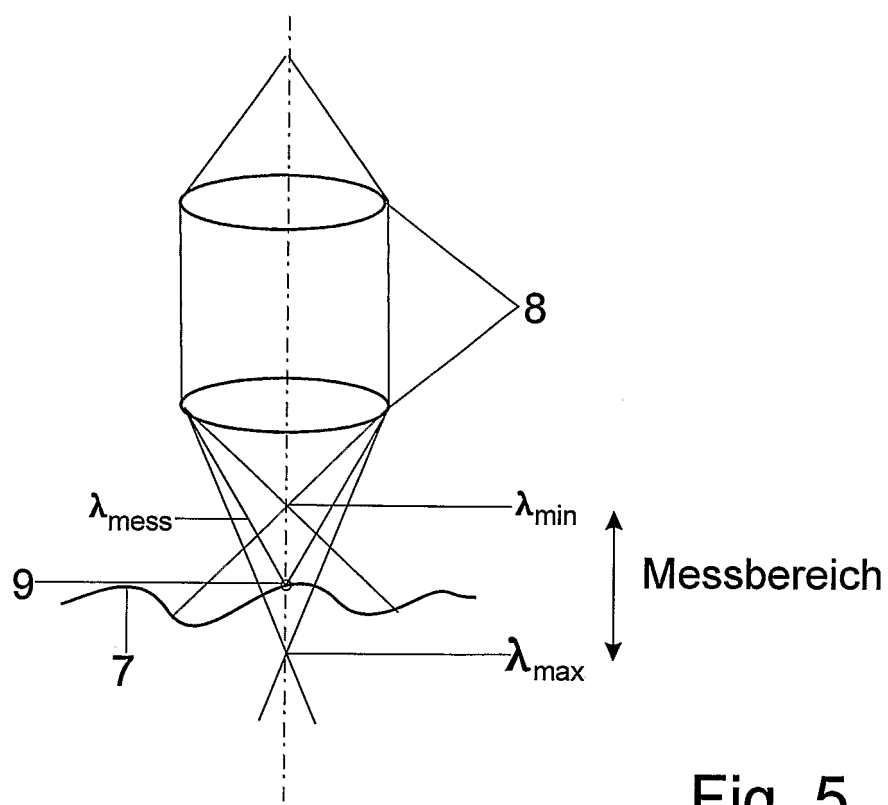


Fig. 5

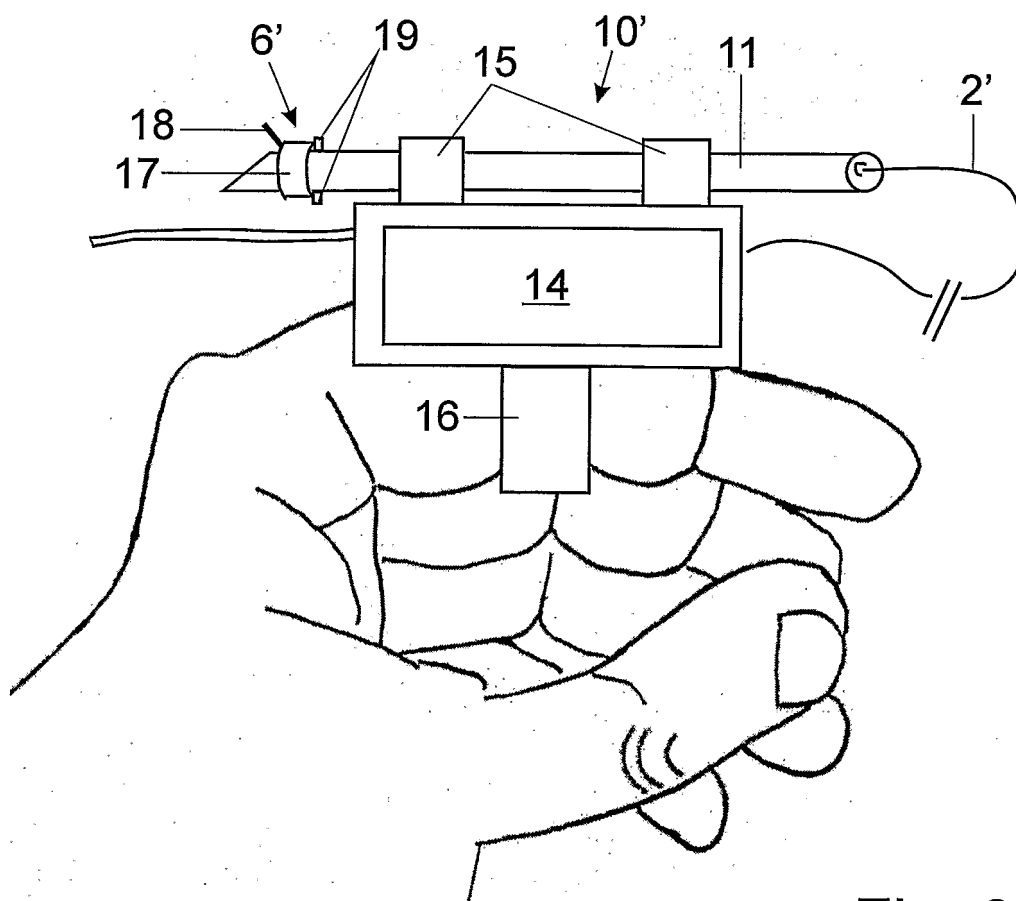


Fig. 6

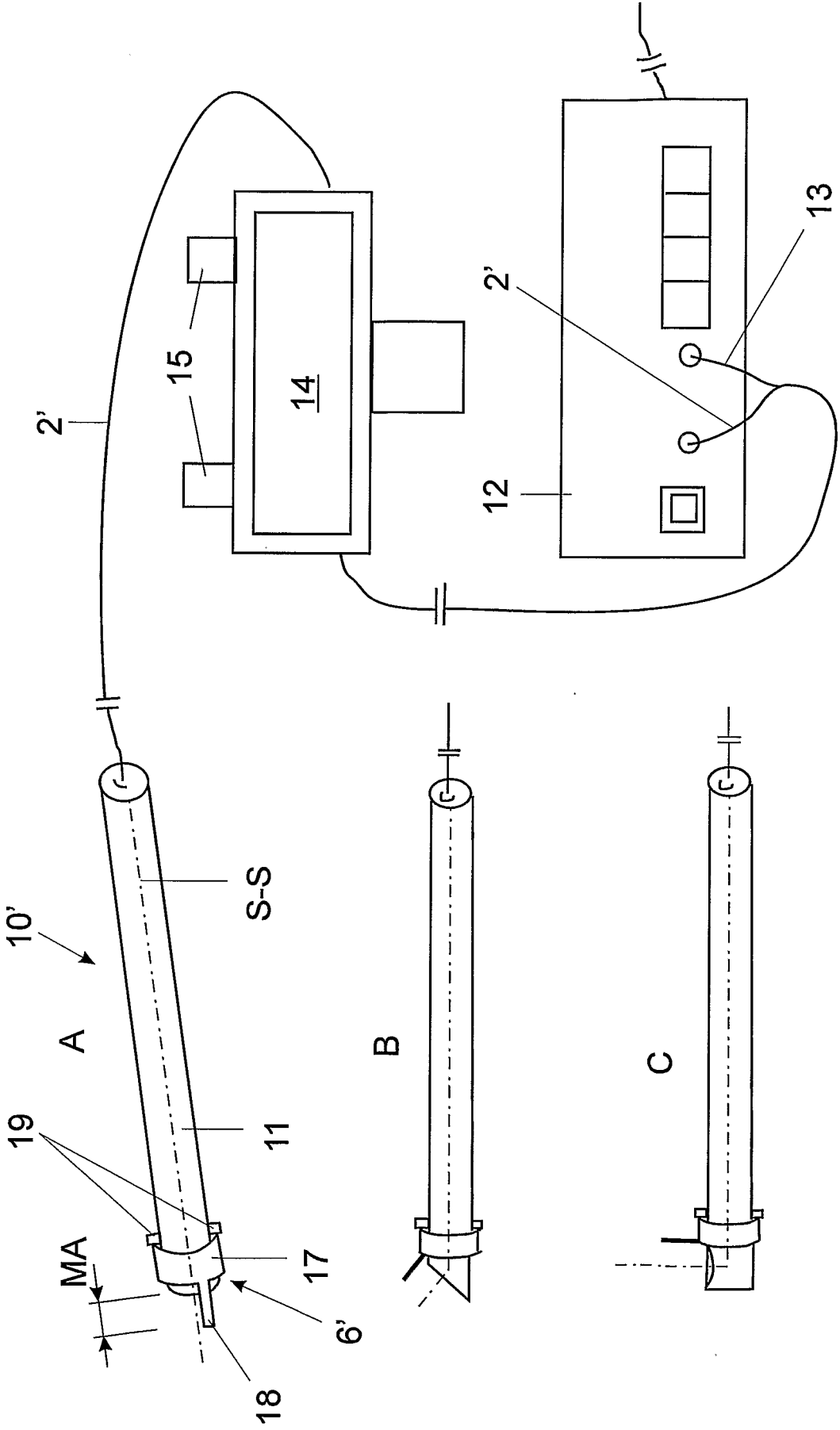


Fig. 7

5/8

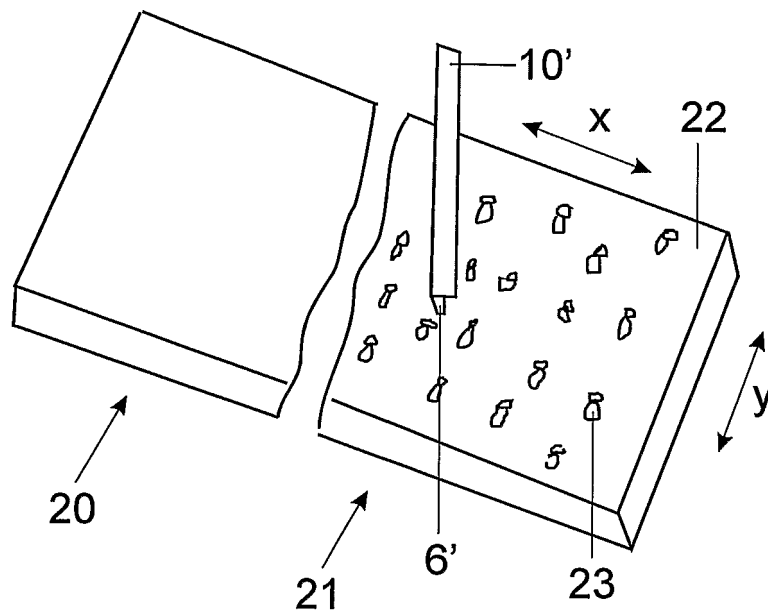


Fig. 8

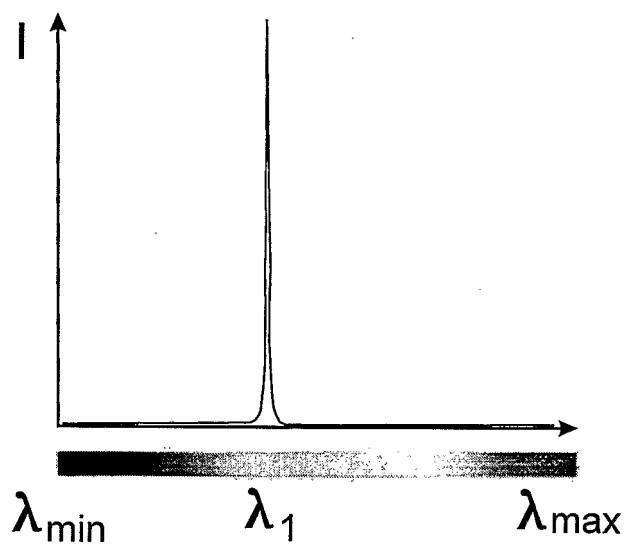


Fig. 9

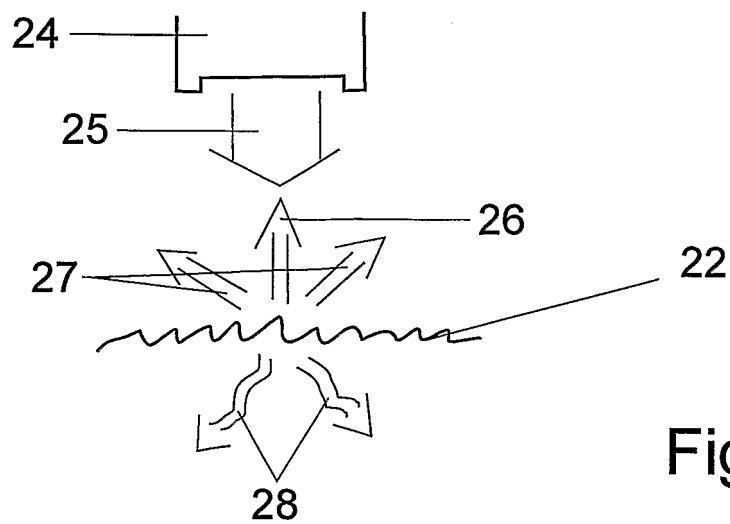


Fig. 10

6/8

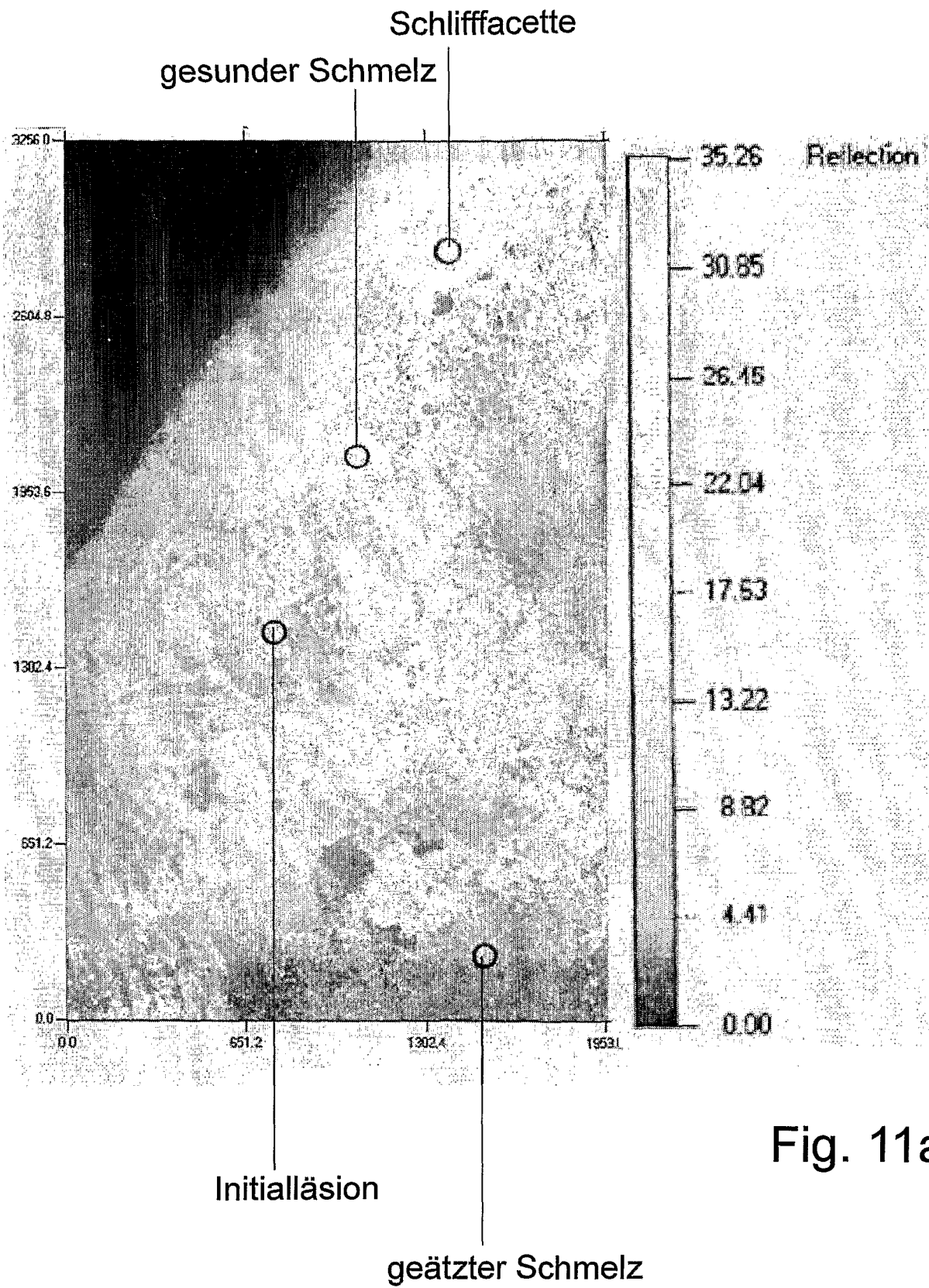


Fig. 11a

7/8

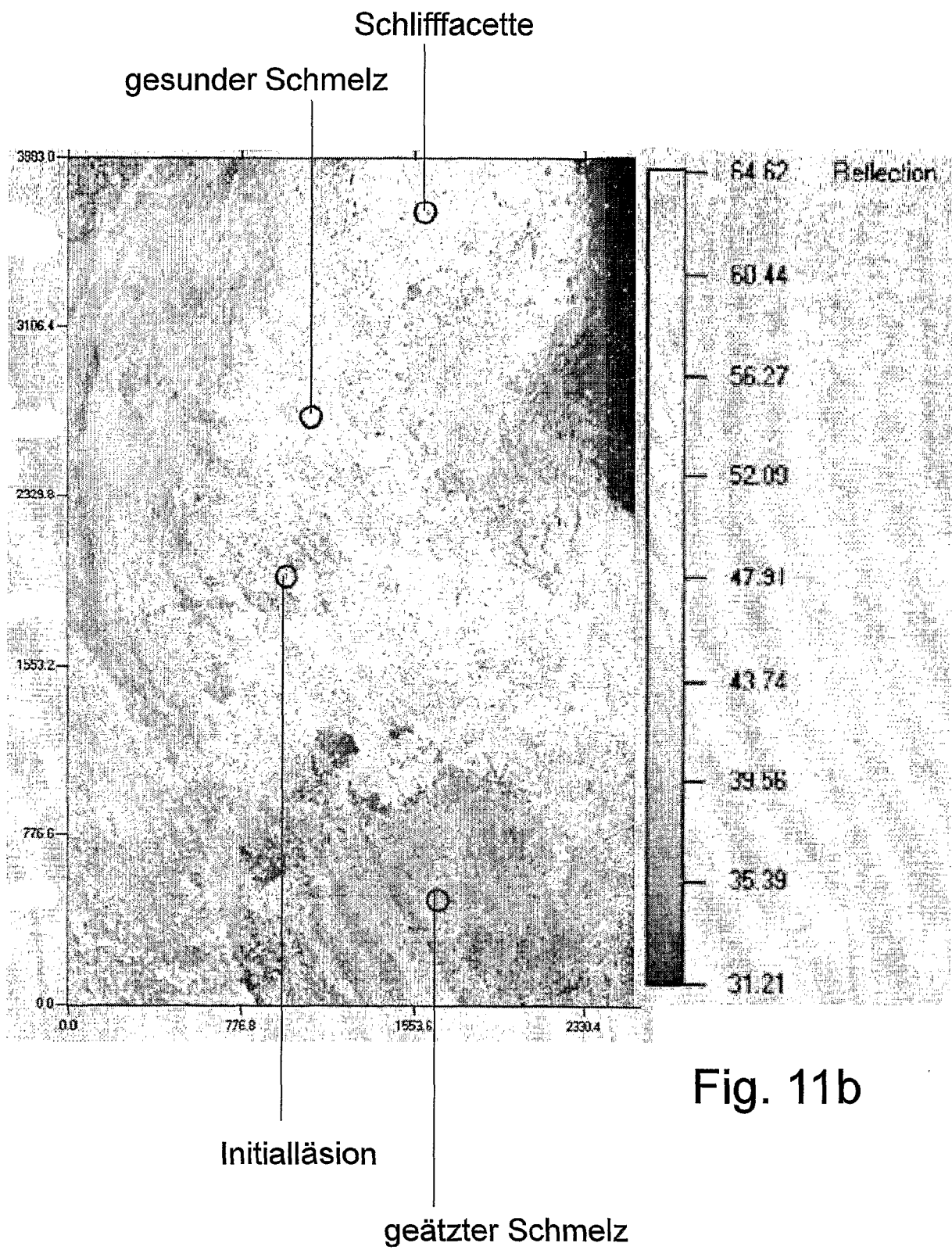


Fig. 11b

8/8

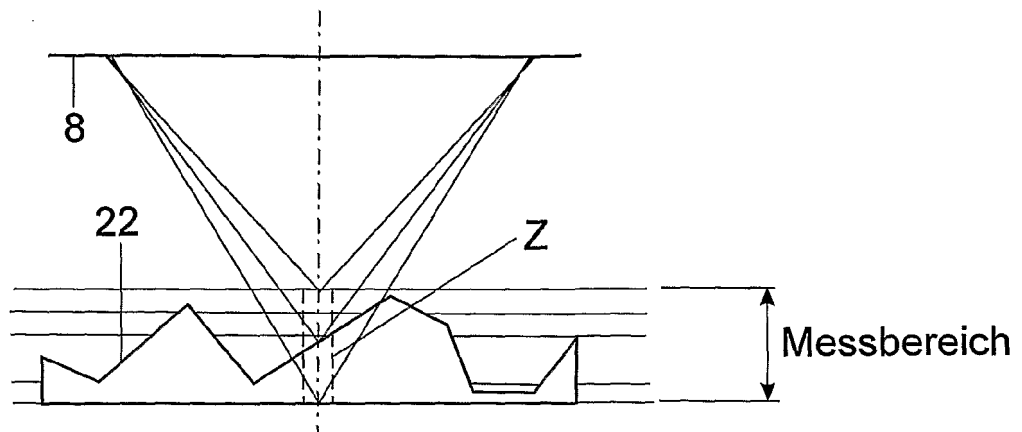


Fig. 12

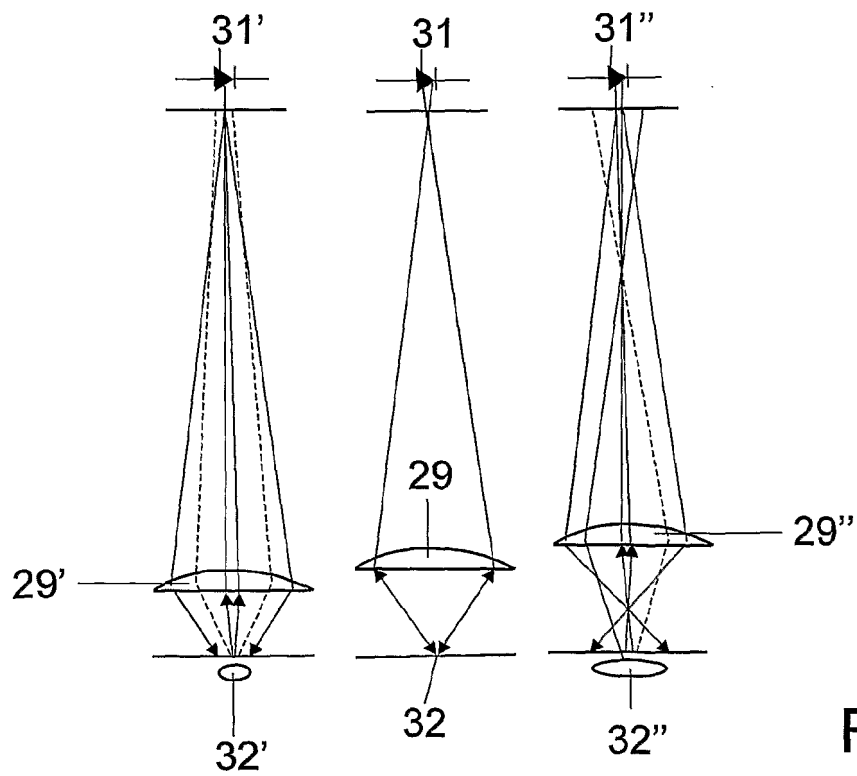


Fig. 13

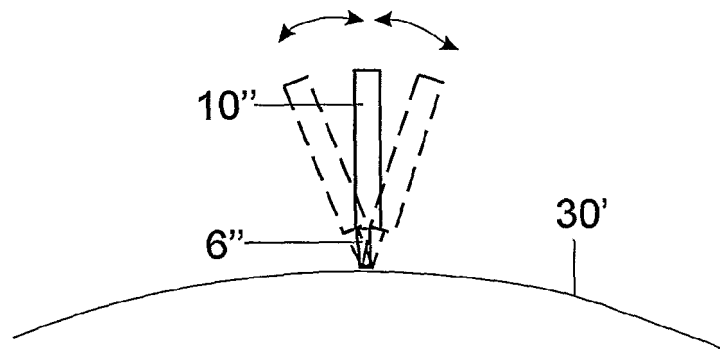


Fig. 14

专利名称(译)	用于确定初始腐烂的牙釉质病变的活动状态的测量装置和方法		
公开(公告)号	EP1942792A2	公开(公告)日	2008-07-16
申请号	EP2006805460	申请日	2006-10-18
[标]申请(专利权)人(译)	jaruszweski卢茨		
当前申请(专利权)人(译)	JARUSZEWSKI , LUTZ		
[标]发明人	JARUSZWESKI LUTZ		
发明人	JARUSZWESKI, LUTZ		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/107		
CPC分类号	A61B5/0088 A61B5/0068 A61B5/1077 A61B5/6826 A61B5/6838 A61B5/6887 A61C19/04		
代理机构(译)	FREITAG约阿希姆		
优先权	102005052294 2005-10-26 DE		
其他公开文献	EP1942792B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及使用单一测量过程确定初始腐烂的牙釉质病变的活动状态。为此，包括容纳在手持件中的测量头的光学距离测量系统用于通过光学测量从釉质中的多孔结构产生深度轮廓，并且所述深度轮廓与分类相关联。深度剖面，对应于不同活动状态的不同分类。对于光学测量，提供距离测量，其可以通过至少一个波长的反射光的强度测量来支持，该反射光被锐聚焦到表面上，或者强度测量仅专门进行。