



(10) **DE 10 2008 047 640 B4** 2012.10.25

(12) **Patentschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2008 047 640.4**
(22) Anmeldetag: **17.09.2008**
(43) Offenlegungstag: **25.03.2010**
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **25.10.2012**

(51) Int Cl.: **A61C 1/08 (2006.01)**
A61N 5/067 (2006.01)

Innerhalb von drei Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(73) Patentinhaber:
Kasenbacher, Anton, Dr., 83278, Traunstein, DE;
Lumera Laser GmbH, 67661, Kaiserslautern, DE

(74) Vertreter:
Patentanwälte Lambsdorff & Lange, 81673,
München, DE

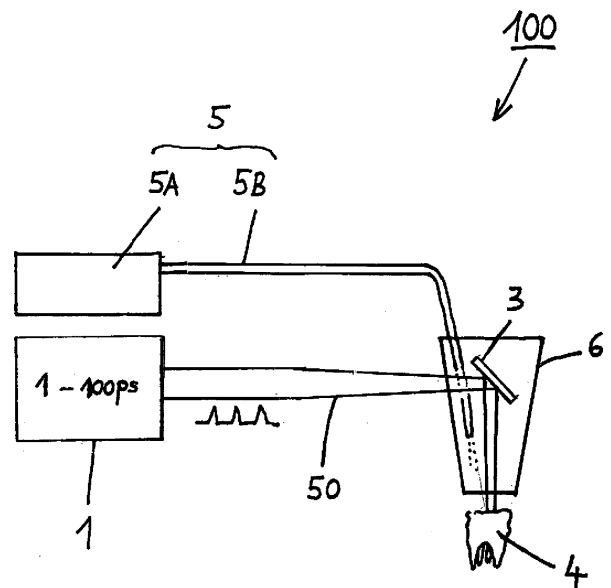
(72) Erfinder:
Kasenbacher, Anton, Dr., 83278, Traunstein, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:

DE	39 11 871	A1
DE	29 705 934	U1
DE	600 33 020	T2
US	2006 / 0 195 072	A1
US	5 720 894	A
JP	57- 190 795	A

(54) Bezeichnung: **Verwendung eines Laserbearbeitungsgeräts zur Ablation von Zahnmaterial**

(57) Hauptanspruch: Verwendung eines Laserbearbeitungsgeräts zur Ablation von Zahnmaterial, das Laserbearbeitungsgerät umfassend eine Laserstrahlquelle (1; 10), eine Laserstrahl-Auskoppeleinheit (6; 70) und eine einen Photosensitizer enthaltende Ausgabeeinrichtung (5, 25), wobei die Ausgabeeinrichtung (5; 25) mit der Laserstrahl-Auskoppeleinheit (6; 70) verbunden ist, wobei die Laserstrahlquelle (1; 10) einen gepulsten Bearbeitungs-Laserstrahl (50) bereitstellt, wobei die Laserpulse eine zeitliche Halbwertsbreite in einem Bereich zwischen 1 ps und 100 ps aufweisen, die Ausgabeeinrichtung (5; 25) den Photosensitizer in Richtung auf einen zu ablatierenden Bereich des Zahns ausgibt, die Laserstrahl-Auskoppeleinheit (6; 70) den Laserstrahl (50) in Richtung auf den zu ablatierenden Bereich eines Zahns derart auskoppelt, dass die Laserpulse bei der Bearbeitung eine Pulsspitzenintensität von $1,0 \times 10^{11}$ W/cm² bis $1,0 \times 10^{12}$ W/cm² aufweisen, wobei stets die Laserwellenlänge auf das jeweilige Absorptionsmaximum des Photosensitizers abzustimmen ist.



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft eine Verwendung eines Laserbearbeitungsgeräts zur Ablation von Zahnmaterial gemäß dem unabhängigen Patentanspruch 1.

[0002] Das Anwendungsgebiet der vorliegenden Erfindung betrifft das Gebiet der Zahnheilkunde, wobei anstelle eines mechanischen Bohrers zur Ablation bzw. Abtragung von Zahnmaterial, insbesondere kariösem Zahnmaterial, ein Laserbearbeitungs-Verfahren und ein entsprechendes Laserbearbeitungsgerät zum Einsatz kommen können.

[0003] In der Zahnheilkunde, insbesondere in der Kariestherapie, besteht ein wesentliches Ziel darin, die konventionelle Röntgentechnik für Diagnostik sowie die konventionelle mechanische Bohrvorrichtung ganz oder zumindest teilweise durch nahezu monochrome (LED) und/oder exakt monochrome Strahlungsquellen (Laser) zu ersetzen. Das mutagene und karzinogene Potenzial der Röntgenstrahlung ist hinlänglich in der Medizin bekannt, weshalb stets nach der grundlegenden Leitlinie des Strahlenschutzes, dem ALARA-Prinzip ("As Low As Reasonably Achievable"), gehandelt werden muss. Ideale Alternative wäre eine Analyse ohne Röntgenstrahlung, wenn möglich während der Behandlung. Was die Bearbeitung oraler Gewebsstrukturen anbelangt, so ist bis dato der konventionelle „Bohrer“ wegen seiner Universalität bei geringen Investitionskosten trotz seines erheblichen thermo-mechanischen Schädigungspotenzials (Friktionswärme, Risse, Schockwellen) und daraus unvermeidbar resultierender Schmerzinduktion in der Zahnheilkunde das Mittel der Wahl. Ein „denkendes“ Gerät für simultane und objektive Detektion pathologischer Strukturen (z. B. Karies) und Therapie (z. B. Kavitätenpräparation) mit automatischem selflimiting-Stopp bei maximaler Biosicherheit existiert bis dato weltweit nicht. Alle zuvor genannten erheblichen Nebenwirkungen sowie Nachteile lassen sich beim Einsatz eines kombinierten Diagnose- und Laserbearbeitungsgerätes vermeiden.

[0004] Im Laufe der letzten Jahre ist eine Reihe von Lasersystemen im Hinblick auf ihren Einsatz in der Zahnheilkunde untersucht worden. In vielen Fällen und gerade bei den ersten vorgeschlagenen Lasersystemen hat sich jedoch gezeigt, dass entweder unerwünschte thermische oder andere Nebeneffekte auftraten oder dass die Abtragungseffizienz sich als zu gering erwies. Dies gilt insbesondere für Lasersysteme auf der Basis von gepulsten Laserstrahlquellen, die mit Pulsbreiten im Bereich von Nano- bis Mikrosekunden arbeiten, wobei beispielsweise Excimer-Laser mit Wellenlängen im UV-Bereich oder Er:YSGG ($\lambda = 2,7 \mu\text{m}$) oder Er:YAG-Laser ($\lambda = 2,94 \mu\text{m}$) im infraroten Wellenlängenbereich verwendet wurden. Kei-

nes dieser Systeme ist zudem in der Lage, eine biosichere Detektion und Therapie durchzuführen.

[0005] Ein wesentlicher Fortschritt ergab sich erst mit dem Einsatz von Kurzpuls-Lasersystemen im Pikosekunden- bzw. Femtosekundenbereich und Wellenlängen im sichtbaren bis nah-infraroten Spektralbereich. In ersten experimentellen Studien konnte bereits gezeigt werden, dass diese Systeme eine qualitativ hochwertige Zahnabtragung ermöglichen, wobei die Abtragungseffizienz zumindest vergleichbar ist mit der Leistungsfähigkeit einer mechanischen Turbine.

[0006] Die Druckschrift US 5,720,894 beschreibt ein Verfahren und eine Vorrichtung zum Abtragen von Material mittels einer gepulsten Laserstrahlquelle. Die zu wählenden Parameter bei der Abtragung hinsichtlich Wellenlänge, Pulsbreite, Energie und Wiederholrate der Laserpulse werden im Wesentlichen lediglich aufgabenhaft derart umschrieben, dass jeder Laserpuls mit einem dünnen Oberflächenbereich des Materials derart Wechselwirken soll, dass im Fokus des Bearbeitungs-Laserstrahls ein Plasma gebildet wird. Für die genannten Parameter der gepulsten Laserstrahlung werden relativ weite Bereiche angegeben, wobei insbesondere hinsichtlich der Energie der Laserpulse angegeben wird, dass diese bis zu 50 mJ oder bezogen auf die Fläche bis zu 15 J/cm² betragen kann. Es ist jedoch zu befürchten, dass bei derartig hohen Pulsenergien bei sehr kurzen bis ultrakurzen Laserpulsen die Strahlungsleistung oder -intensität im Pulsmaximum Werte erreicht, bei denen durch nicht-lineare Prozesse wie Multiphotonen-Ionisation, insbesondere unter Beteiligung von mehr als drei Photonen, schädigende Nebeneffekte auftreten. Insbesondere wird bei derartigen Pulsspitzenleistungen (einige TW/cm²) das Wassermolekül (Ionisationsenergie $E_{\text{ion}} = 6,5 \text{ eV}$) ionisiert mit fatalen Nebenwirkungen wie Schädigung der menschlichen Erbsubstanz (DNA) und Bildung sog. „Kavitationsbläschen“ (im angloamerikanischen Sprachraum „cavitation bubbles“ genannt) mit nachfolgenden unvermeidbaren Sonolumineszenzen bei einer spektralen Bandbreite vom UV (Ultraviolett)- bis in den Röntgenbereich hinein.

[0007] Die Druckschrift DE 600 33 020 T2 beschreibt ein Gerät zur Behandlung von Zahnkaries mit Hilfe eines fließfähigen Photosensibilisators, einer optischen Faser und einer Dichtmittel- oder Füllmaterial-Zusammensetzung, durch deren Zusammenwirkung die Behandlung der Zahnkaries ermöglicht werden soll. Die Behandlung beruht auf der antimikrobiellen photodynamischen Therapie, bei welcher infektiönsverursachende Bakterien mit Hilfe eines Farbstoffs angefärbt, sensibilisiert und nach Bestrahlung mit Licht geeigneter Wellenlänge und Energiedichte abgetötet werden.

[0008] Die Druckschrift DE 39 11 871 A1 beschreibt ein Verfahren zum Zerstören und Abtragen von Zahnmaterial mittels gepulster Infrarot-Laserstrahlen, bei welchem das Zahnmaterial vor der Bestrahlung mit den Laserstrahlen mit einer dünnen Schicht einer die Laserstrahlung absorbierenden Flüssigkeit bedeckt wird.

[0009] Die Druckschrift JP 57190795 AA beschreibt ein Laserbearbeitungsgerät, welches eine Sprühdüse zur Abgabe einer den Laserstrahl absorbierenden Flüssigkeit aufweist, wobei die Flüssigkeit auf eine zu bearbeitende Oberfläche aufgesprüht wird und infolge der Absorption des Laserstrahls durch die Flüssigkeit eine Bearbeitung der Oberfläche erfolgen kann.

[0010] Die Druckschrift DE 297 05 934 U1 beschreibt eine Diagnose- und Behandlungsvorrichtung für Zähne, bei welcher einem zu untersuchenden bzw. zu behandelnden Zahnbereich eine Anregungsstrahlung und eine Behandlungs-Laserstrahlung zugeführt werden und eine aufgrund der Anregungsstrahlung in dem Zahnbereich erzeugte Fluoreszenzstrahlung erfasst und ausgewertet wird.

[0011] Die Druckschrift US 2006/0195072 A1 beschreibt ein Verfahren zur Laserablation mittels kurzer Infrarot-Laserpulse, bei welchem ein Großteil der absorbierten Laserpulsenergie auf das ablatierte Material übertragen wird.

[0012] Es ist demgemäß Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Verwendung eines Laserbearbeitungsgeräts anzugeben, mit welcher eine effiziente Bearbeitung eines Gewebes gewährleistet werden kann und gleichzeitig eine Möglichkeit bereitzustellen, schädigende Einflüsse auf das bearbeitete Gewebe und die unmittelbare Umgebung zu vermeiden oder zu minimieren, und eine zusätzliche Flexibilität in der Wahl der Wellenlänge der Laserbearbeitung zu ermöglichen. Es ist insbesondere Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine simultane Diagnose und Bearbeitung von Zahnmaterial anzugeben, wobei eine objektive Diagnose und effiziente Bearbeitung eines Zahnmaterials sogar instantan gewährleistet und gleichzeitig eine Möglichkeit bereitgestellt wird, schädigende Einflüsse auf das diagnostizierte und bearbeitete Zahnmaterial und die unmittelbare Umgebung zu vermeiden oder zu minimieren sowie eine zusätzliche Flexibilität in der Wahl der Laserwellenlänge, Laserpulsdauer und Laserintensität zu ermöglichen.

[0013] Diese Aufgabe wird mit den Merkmalen des unabhängigen Patentanspruchs 1 gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen und Ausgestaltungen sind Gegenstand von Unteransprüchen.

[0014] Eine Erkenntnis der vorliegenden Erfindung besteht darin, dass bei der Bearbeitung von biologischem Gewebe mit einem Laserstrahl nicht notwen-

digerweise das Gewebe selbst mit dem Laserstrahl beaufschlagt werden muss. Der Laserstrahl kann stattdessen in vorteilhafter Weise von einer Substanz absorbiert werden, welche infolge der Absorption im Wesentlichen als eine Quelle freier oder quasi freier Elektronen wirkt und solchermaßen die absorbierte Energie an das abzutragende Material überträgt. Als eine solche Substanz kann am wirkungsvollsten ein sogenannter Photosensitizer eingesetzt werden. Photosensitizer stellen chemische lichtempfindliche Verbindungen dar, die nach der Absorption eines Lichtquants eine fotochemische Reaktion eingehen. Die Aktivierung eines Photosensitizers kann durch Laserlicht geeigneter Wellenlänge und ausreichender Intensität erfolgen, wobei durch Lichtabsorption der Photosensitizer zuerst in einen relativ kurzlebigen Singulett-Zustand angeregt wird, der danach in einen stabileren Triplett-Zustand übergeht. Dieser angeregte Zustand kann dann beispielsweise direkt mit dem abzutragenden Material reagieren.

[0015] Eine weitere Erkenntnis der vorliegenden Erfindung besteht darin, dass Laserpulse mit einer zeitlichen Halbwertsbreite im Pikosekundenbereich vorteilhaft verwendet werden können. In diesem Bereich kann ein Optimum an Abtragungseffizienz einerseits sowie biologisch-medizinischer Verträglichkeit andererseits aufgrund der optischen Eindringtiefe und der dadurch möglichen Begrenzung thermischer und mechanischer Belastungen erreicht werden.

[0016] Eine weitere Erkenntnis der vorliegenden Erfindung besteht darin, für eine Diagnose, die gegebenenfalls simultan zu einem Bearbeitungsverfahren durchzuführen ist, einen Marker einzusetzen, der zu bearbeitende oder zu ablatierende Bereiche sichtbar macht, wobei der Marker ebenfalls ein Photosensitizer sein kann und/oder durch Strahlung eines Lasers oder einer Lichtemissionsdiode (LED) kontinuierlich oder gepulst, mit einer geeigneten Wellenlänge, Dauer und Intensität anregbar ist.

[0017] Eine weitere Erkenntnis der vorliegenden Erfindung besteht darin, einen mittels eines Laserstrahls zu bearbeitenden oder zu ablatierenden Bereich eines Zahnmaterials mit einer Ummantelung zu umgeben und innerhalb dieser und einer damit verbundenen Laserstrahl-Auskoppeleinheit ein Absaugkanalsystem zu integrieren.

[0018] Gemäß einer Ausführungsform wird die Wellenlänge der Laserpulse derart eingestellt, dass der Bearbeitungs-Laserstrahl durch eine Zwei-Photonen-Absorption in dem Photosensitizer mindestens teilweise absorbiert wird, wobei die Absorption in der Nähe eines Absorptions-Maximums des Photosensitizers liegt.

[0019] Gemäß einer dazu alternativen Ausführungsform wird die Wellenlänge der Laserpulse derart ein-

gestellt, dass der Bearbeitungs-Laserstrahl durch eine Ein-Photonen-Absorption in dem Photosensitizer mindestens teilweise absorbiert wird, wobei die Absorption in der Nähe eines Absorptions-Maximums des Photosensitizers liegt.

[0020] Gemäß einer Ausführungsform wird eine Wiederholrate der Laserpulse in einem Bereich zwischen 1 Hz und 1000 kHz eingestellt. Dabei kann auch vorgesehen sein, dass die Laserpulse in Form von Bursts mit jeweils einer vorgegebenen Anzahl von Laserpulsen erzeugt werden und beispielsweise jede zu bearbeitende Stelle auf dem zu ablatierenden Zahnmaterial mit einer vorgegebenen Anzahl von Bursts (beispielsweise einem Burst) beaufschlagt wird. Innerhalb eines Bursts können die Laserpulse auch eine in vorgegebener Weise variierende Pulsspitzenintensität aufweisen. Vorteilhaft ist es, wenn vor, während oder nach den Bursts keinerlei unerwünschte Vor- oder Nachpulse oder Untergrund- und Offset-Intensitäten auftreten.

[0021] Gemäß einer Ausführungsform wird die Energiedichte der Laserpulse in einem Bereich zwischen $1,5 \text{ J/cm}^2$ und $7,5 \text{ J/cm}^2$ eingestellt. Insbesondere kann die Energie der Laserpulse in einem Bereich unterhalb von $100 \mu\text{J}$ eingestellt werden und der Fokus des Bearbeitungs-Laserstrahls auf einer Oberfläche des Zahnmaterials und/oder des Photosensitizers kann mit einem Fokusdurchmesser in einem Bereich zwischen $10 \mu\text{m}$ und $100 \mu\text{m}$ eingestellt werden.

[0022] Erfindungsgemäß liegt die Pulsspitzenintensität der Laserpulse bei der Bearbeitung in einem Bereich zwischen 10^{11} W/cm^2 und $1,0 \times 10^{12} \text{ W/cm}^2$. Gemäß einer Ausführungsform liegt die Pulsspitzenintensität bei der Diagnose bei Verwendung gepulster Laserstrahlung in einem Bereich zwischen 10^6 W/cm^2 und 10^9 W/cm^2 .

[0023] Erfindungsgemäß wird das Laserbearbeitungsgerät zur Ablation oder Abtragung von Zahnmaterial, insbesondere kariösem Zahnmaterial, eingesetzt. Dies bietet insofern ein vorteilhaftes Anwendungsgebiet, als kariöses Zahnmaterial bekanntermaßen eine durch den bakteriellen Befall bedingte poröse Struktur aufweist. In diese poröse Struktur kann der Photosensitizer eindringen, sodass er gewissermaßen in das abzutragende, kariöse Zahnmaterial eingebettet ist und nicht – wie in anderen Anwendungsfällen erforderlich – auf eine Oberfläche eines abzutragenden Gewebematerials aufgebracht werden muss.

[0024] Es ist bereits bekannt, dass bei der Bearbeitung von biologischem Gewebe mit einem Kurzpuls-Laser wie einem Piko- oder Femtosekundenlaser innerhalb einer dünnen Oberflächenschicht im Fokus des Bearbeitungs-Laserstrahls ein Mikroplasma erzeugt wird, welches nach jedem einzelnen Puls im

Verlauf einer Zeitspanne im Nano- bis Mikrosekundenbereich zerfällt. Bei dem Ablationsvorgang wird das biologische Gewebe per Interaktion der Laserphotonen mit den quasi-freien Elektronen nicht ionisiert, sondern minimal-invasiv thermo-mechanisch fragmentiert. Ein generelles Ziel besteht darin, das Mikroplasma stets im Schwellenbereich zu generieren, d. h. stets unterhalb der kritischen Elektronendichte (bei Laser-Wellenlänge 1064 nm : $1,03 \times 10^{21} \text{ Elektronen/cm}^3$). Dadurch wird es möglich, den Ablationsvorgang unter größtmöglicher medizinischer und biologischer Verträglichkeit und Vermeidung unerwünschter Nebeneffekte durchzuführen. Insbesondere sollen Plasmatemperaturen von größer gleich 5800 K (Temperatur der Sonnenoberfläche) mit der Folge von UV-Strahlen sowie Multiphotonen-Ionisation vermieden werden, um so zu erreichen, dass in dem Gewebe vorhandene Wassermoleküle nicht ionisiert werden. Die erfindungsgemäße Kombination aus einem indirekten Energieeintrag mittels Photosensitizern und der Verwendung von Pikosekunden-Laserimpulsen gibt hier eine entscheidende Richtung für mehr biologisch-medizinische Verträglichkeit vor. Insbesondere hinsichtlich der Stressrelaxation wird durch die Pikosekunden-Laserpulse eine optische Penetrationstiefe derart bewirkt, dass sich keinerlei Schockwellen ausbreiten können und die Behandlung damit schmerzfrei durchgeführt werden kann.

[0025] Im Allgemeinen wird mit dem Bearbeitungs-Laserstrahl ein bestimmter Oberflächenbereich des biologischen Gewebes bearbeitet, sodass der Laserstrahl gemäß einer weiteren Ausführungsform in geeigneter Weise über diesen Oberflächenbereich gescannt oder gerastert wird. In diesem Zusammenhang kann es sich zusätzlich als vorteilhaft erweisen, wenn der Bearbeitungs-Laserstrahl ein im Wesentlichen rechteckförmiges Strahlprofil (im Englischen auch tophat) aufweist. Bei dem Scan-Vorgang kann dann vorgesehen sein, dass jeder von dem Fokus des Bearbeitungs-Laserstrahls erfasste Teilbereich von genau einem Laserpuls beaufschlagt wird. Diese Maßnahme kann auch unabhängig von dem Vorhandensein eines Tophat-Profiles vorgesehen sein, etwa indem beispielsweise festgelegt wird, dass bei dem Scan-Vorgang einander benachbarte und von je einem Laserpuls erfasste Teilbereiche einen räumlichen Überlapp miteinander haben, dessen Fläche kleiner als die Hälfte oder kleiner als ein anderer Bruchteil der Fläche eines Teilbereichs ist. Auf diese Weise kann auch bei Vorhandensein eines Gauß-Profiles als „Laserstrahl-Querschnitt“ erreicht werden, dass im Wesentlichen ein von dem Fokus des Bearbeitungs-Laserstrahls erfasster Teilbereich im Wesentlichen von nur einem einzigen Laserpuls beaufschlagt wird.

[0026] Gemäß einer weiteren Ausführungsform kann vorgesehen sein, dass während der Bearbeitung die räumliche Lage des Fokus auf der Oberflä-

che des Bereichs konstant geregelt wird. Dies kann, wie weiter unter noch näher ausgeführt werden wird, durch eine Autofokus-Einheit verschiedenster Ausprägung erfolgen.

[0027] Gemäß einer weiteren Ausführungsform kann vorgesehen sein, dass vor Aufbringen des Photosensitizers der zu bearbeitende Bereich dadurch ermittelt wird, in dem auf den Zahn ein Marker aufgebracht wird, welcher im Kontakt mit einer bestimmten Gewebeart, insbesondere geschädigtem Gewebe, eine charakteristische Färbung annimmt. Der Marker kann dabei ebenfalls durch einen Photosensitizer gegeben sein, der somit einen Diagnose-Photosensitizer darstellt, während der für die Ablation verwendete Photosensitizer als Ablations-Photosensitizer bezeichnet werden kann. Der Marker kann jedoch ebenso durch einen anderen handelsüblichen Marker gebildet sein, der keine Photosensitizer-Eigenschaften aufweist. Der Ablations-Photosensitizer ist dagegen vorzugsweise derart, dass er keine Marker-Eigenschaften aufweist, d. h. nicht-färbend (nonstaining) bei Kontaktierung mit verschiedenen Gewebearten wirkt.

[0028] Gemäss einer weiteren Ausführungsform kann auch ein Photosensitizer verwendet werden, der zunächst als Marker eingesetzt wird und anschließend für die Ablation verwendet wird. Dies könnte die Behandlung vereinfachen, indem nur diejenigen Bereiche des Photosensitizers, die einen Farbumschlag zeigen, mit dem Laser für die anschließende Ablation bestrahlt werden.

[0029] Gemäß einer weiteren Ausführungsform kann vorgesehen sein, dass der zu bearbeitende Bereich ohne Verwendung eines Markers ermittelt wird, indem nämlich das Vorhandensein eines in dem Zahn erzeugten Signals und gegebenenfalls dessen Signalstärke ermittelt werden. Das Signal kann dabei die zweite oder eine höhere Harmonische einer auf das Gewebe eingestrahltten elektromagnetischen Strahlung sein. Die elektromagnetische Strahlung kann diejenige eines Diagnose-Laserstrahls sein, welcher eine Energiedichte auf der Oberfläche des Gewebes aufweist, welche kleiner ist als die Energiedichte, welche zur Bearbeitung des Gewebes erforderlich ist. Der Bearbeitungs-Laserstrahl und der Diagnose-Laserstrahl können von ein und derselben Laserstrahlquelle erzeugt werden. Insbesondere für die Unterscheidung zwischen nicht-geschädigtem Zahnmaterial und kariösem Zahnmaterial kann durch den Diagnose-Laserstrahl mittels des LIBS-Verfahrens (Laser Induced Breakdown Spectroscopy) im Infrarot-Bereich eine Anregung des Gewebes durchgeführt werden, wobei ein zurückgestreutes Signal einer zweiten Harmonischen ein gesundes Gewebe (z. B. mineralisationsfähige Kollagenfasern) anzeigt und das Ausbleiben eines solchen Signals ein kariöses Zahnmaterial (d. h. irreversi-

bel geschädigte = mineralisationsunfähige Kollagenstrukturen) anzeigt. Ein Bereich des Zahnes kann mit dem Diagnose-Laserstrahl gescannt werden und die Daten der rückgestreuten zweiten Harmonischen können detektiert und gespeichert werden und auf der Basis dieser Daten kann dann bestimmt werden, in welchen Abschnitten des Bereiches eine Bearbeitung bzw. Ablation durch den Bearbeitungs-Laserstrahl erfolgen soll.

[0030] Erfindungsgemäß weisen die Laserpulse eine Halbwertsbreite in einem Bereich zwischen 1 ps und 100 ps auf, wobei dieser Bereich auch jeden inkrementellen Zwischenwert umfasst und das Inkrement 100 fs beträgt.

[0031] Gemäß einer Ausführungsform umfasst das Laserbearbeitungsgerät ferner ein mit der Laserstrahl-Auskoppeleinheit verbundenes Fixiermittel zur räumlichen Fixierung eines distalen Endes der Laserstrahl-Auskoppeleinheit in Bezug auf einen Abschnitt des zu bearbeitenden Gewebes.

[0032] Gemäß einer Ausführungsform umfasst das Laserhandstück einen Aufsatz, der nicht nur als Fixiermittel dient, sondern auch den Zahn derart ummantelt, dass zusammen mit einem integrierten Absaugkanalsystem verschiedene chemische Zusammensetzungen und/oder verschiedene Druckverhältnisse generierbar sind, wodurch sogar Quecksilber, etwa in der Form einer Amalgam-Füllung, ablatierbar wird.

[0033] Gemäß einer Ausführungsform umfasst das Laserbearbeitungsgerät ferner eine Strahlformungs-Einheit zur Formung eines im Wesentlichen rechteckförmigen Strahlprofils des gepulsten Bearbeitungs-Laserstrahls.

[0034] Gemäß einer Ausführungsform umfasst das Laserbearbeitungsgerät ferner eine Scan-Einheit zum Abrastern oder Scannen eines Bereichs des Zahnes mit dem Bearbeitungs-Laserstrahl oder dem Diagnose-Laserstrahl. Dabei kann die Scan-Einheit insbesondere derart ausgelegt sein, dass ein von dem Fokus des Bearbeitungs-Laserstrahls erfasster Teilbereich von genau einem Laserpuls beaufschlagt wird. Beispielsweise kann die Scan-Einheit derart ausgelegt sein, dass einander benachbarte und von je einem Laserpuls erfasste Teilbereiche einen räumlichen Überlapp miteinander haben, dessen Fläche kleiner als die Hälfte eines Teilbereichs ist.

[0035] Gemäß einer Ausführungsform umfasst das Laserbearbeitungsgerät ferner eine Autofokus-Einheit zum Konstanthalten der räumlichen Lage des Fokus auf der Oberfläche des Zahnes.

[0036] Gemäß einer Ausführungsform umfasst das Laserbearbeitungsgerät ferner eine Detektions-Ein-

heit zur Detektion des Vorhandenseins eines in dem Zahn oder in einer Umgebung davon erzeugten Signals und gegebenenfalls von dessen Signalstärke. Die Detektions-Einheit kann einen optischen Sensor aufweisen, welcher beispielsweise für die Erfassung einer zweiten oder höheren Harmonischen einer auf den Zahn eingestrahlten elektromagnetischen Strahlung ausgelegt ist. Die elektromagnetische Strahlung kann diejenige eines Diagnose-Laserstrahls sein, welcher von ein und derselben Laserstrahlquelle wie der Bearbeitungs-Laserstrahl erzeugt wird, oder sie kann diejenige einer kontinuierlich emittierenden Lichtemissionsdiode (LED) sein.

[0037] Gemäß einer Ausführungsform kann das Laserbearbeitungsgerät eine Kontroll-Einheit aufweisen, welche dafür ausgelegt ist, die Laserstrahlquelle auf einen Bearbeitungsmodus oder einen Diagnosemodus einzustellen, wobei im Bearbeitungsmodus der gepulste Bearbeitungs-Laserstrahl erzeugt wird und im Diagnosemodus ein Diagnose-Laserstrahl erzeugt wird, welcher eine Energiedichte auf der Oberfläche des Zahnes aufweist, welche kleiner ist als die Energiedichte, welche zur Bearbeitung des Gewebes erforderlich ist.

[0038] Gemäß einer Ausführungsform kann die Laserstrahl-Auskoppeleinheit in der Form eines Handstücks vorgesehen sein, wobei die Ausgabereinrichtung zur Ausgabe des Photosensitizers mindestens teilweise innerhalb des Handstücks angeordnet sein kann, wobei insbesondere ein Ende einer Zuleitung mit einer Düse in dem Handstück angeordnet sein kann. Innerhalb des Handstücks können auch zusätzlich die Scan-Einheit und/oder die Autofokus-Einheit angeordnet sein.

[0039] Gemäß einer Ausführungsform umfasst das Laserbearbeitungsgerät ferner eine weitere Ausgabereinrichtung für die Ausgabe eines Markers, wobei die weitere Ausgabereinrichtung insbesondere ebenfalls teilweise innerhalb des Handstücks angeordnet sein kann.

[0040] Im Folgenden wird die Erfindung in Form weiterer Ausführungsformen anhand der Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

[0041] [Fig. 1](#) eine schematische Darstellung einer Ausführungsform eines Laserbearbeitungsgeräts;

[0042] [Fig. 2](#) eine schematische Darstellung einer weiteren Ausführungsform eines Laserbearbeitungsgeräts; und

[0043] [Fig. 3](#) eine schematische Darstellung einer Ausführungsform einer Laserstrahl-Auskoppeleinheit;

[0044] [Fig. 4](#) eine schematische Darstellung einer Ausführungsform einer Laserstrahl-Auskoppeleinheit;

[0045] [Fig. 5](#) eine schematische Darstellung einer Ausführungsform einer Laserstrahl-Auskoppeleinheit

[0046] [Fig. 6](#) eine schematische Darstellung einer Ausführungsform einer Laserstrahl-Auskoppeleinheit;

[0047] [Fig. 7](#) eine schematische Darstellung einer Ausführungsform eines Laserbearbeitungsgeräts;

[0048] [Fig. 8](#) ein Flussdiagramm einer Ausführungsform eines automatisierten kombinierten Diagnose- und Bearbeitungsverfahrens;

[0049] [Fig. 9](#) ein Flussdiagramm einer Ausführungsform eines automatisierten kombinierten Diagnose- und Bearbeitungsverfahrens.

[0050] In der [Fig. 1](#) ist eine Ausführungsform eines Laserbearbeitungsgeräts schematisch und mit nicht maßstabgetreuen Größenverhältnissen dargestellt. Das Laserbearbeitungsgerät **100** ist im dargestellten Fall ein dentales Laserbearbeitungsgerät, mit welchem Zahnmaterial, insbesondere kariöses Zahnmaterial, bearbeitet bzw. abgetragen oder ablatiert werden kann.

[0051] Das Laserbearbeitungsgerät **100** weist eine Laserstrahlquelle **1** auf, welche einen gepulsten Bearbeitungs-Laserstrahl **50** emittiert. Die Pulsdauer der Laserpulse liegt in einem Bereich zwischen 1 ps und 100 ps liegt. Der Bearbeitungs-Laserstrahl wird auf einen zu bearbeitenden Zahn **4** eines Patienten fokussiert. Gegebenenfalls kann der Bearbeitungs-Laserstrahl vorher durch eine optische Umlenkeinheit **3** wie einen Spiegel oder ein Umlenkprisma umgelenkt werden.

[0052] Es kann dabei vorgesehen sein, dass die Laserstrahlquelle **1** die Laserpulse solchermaßen generiert, dass diese eine Energie pro Puls in einem Bereich unterhalb von 100 µJ aufweisen. Die Fokussierung des Laserstrahls kann derart eingestellt werden, dass der Bearbeitungs-Laserstrahl **50** auf der Oberfläche des Zahns **4** einen Fokus mit einem Fokussdurchmesser in einem Bereich von 10 µm bis 100 µm aufweist.

[0053] Es kann weiter vorgesehen sein, dass die Laserstrahlquelle **1** die Laserpulse mit einer Repetitionsrate in einem Bereich von 1 Hz bis 1000 kHz emittiert.

[0054] Das Laserbearbeitungsgerät **100** weist ferner eine Ausgabereinrichtung **5** zur Ausgabe eines Photosensitizers in Richtung auf eine Umgebung des zu

bearbeitenden Bereichs des Zahns **4** auf. Die Ausgabereinrichtung **5** kann wie dargestellt eine Vorratskammer **5A** zur Bevorratung des Photosensitizers und eine damit verbundene Zuleitung **5B** enthalten. Als Photosensitizer kann beispielsweise Erythrosin eingesetzt werden, welches durch Zwei-Photonen-Absorption der Laserstrahlung eines Nd:YAG-Lasers (1064 nm) oder durch Ein-Photonen-Absorption der frequenzverdoppelten Komponente des Nd:YAG-Lasers (532 nm) effizient angeregt werden kann. Als weitere Photosensitizer seien hier beispielhaft Methylene-Blau, Photofrin und metalloorganische Dendrimere genannt. Auch alle weiteren der einschlägigen Fachliteratur entnehmbaren Photosensitizer sowohl zukünftig noch zu entwickelnde Photosensitizer werden hiermit einbezogen, wobei stets die Laserwellenlänge auf das jeweilige Absorptionsmaximum des Photosensitizers oder zumindest eine Umgebung davon abzustimmen ist. Photosensitizer im hier verstandenen Sinne können auch biochemische Chromophore sein. Von dem Begriff Photosensitizer sollen definitionsgemäß auch solche Stoffe umfasst sein, die keine Photosensitizer im fachterminologischen Sinne sind, jedoch unter definierten physikalisch-chemischen Bedingungen die für Photosensitizer typischen Eigenschaften annehmen können. Dazu zählen beispielsweise im Prinzip beliebige Gase oder Gasgemische (Luft) oder Aerosole, wobei davon auszugehen ist, dass für alle diese Substanzen gilt, dass sie nur unter definierten physikalisch-chemischen Eigenschaften Photosensitizer-Eigenschaften zeigen.

[0055] Das Laserbearbeitungsgerät **100** weist ferner eine Laserstrahl-Auskoppeleinheit **6** zur Auskoppung des Laserstrahls **50** in Richtung auf einen zu bearbeitenden Bereich des Zahns **4** auf. Die Auskoppeleinheit **6** enthält in dem gezeigten Ausführungsbeispiel die Umlenk-Einheit **3** und ist des Weiteren mit der Zuleitung **5B** der Ausgabereinrichtung **5** verbunden, sodass an dem distalen Ende der Auskoppeleinheit **6** der Photosensitizer aus der Zuleitung **5B** austritt und in der gewünschten Weise auf den gewünschten Bereich des Zahns **4** aufgebracht werden kann.

[0056] In der **Fig. 2** ist eine weitere Ausführungsform eines Laserbearbeitungsgeräts schematisch und mit nicht maßstabgetreuen Größenverhältnissen dargestellt. Die in der **Fig. 2** gezeigte Ausführungsform eines Laserbearbeitungsgeräts **200** umfasst eine Laserstrahlquelle **10**, die einen gepulsten Bearbeitungs-Laserstrahl **50** emittiert. Die Laserstrahlquelle **10** ist in dem gezeigten Ausführungsbeispiel ein mit einem transienten oder einem regenerativen Verstärker gekoppelter Nd:YAG-Laser, welcher Laserpulse bei einer Wellenlänge von 1064 nm emittiert. Es kann hier auch eine andere Laserstrahlquelle wie beispielsweise ein Nd:YVO₄- oder ein Nd:GdVO₄-Laser oder ein Laser, der einen anderen Nd-dotierten Laserkristall

enthält, verwendet werden. Die Pulsdauer der Laserpulse beträgt 10 ps und die Wiederholrate der Laserpulse liegt in einem Bereich zwischen 1 kHz und 1000 kHz. Die Energie der Laserpulse beträgt 40 µJ. Bei einer Repetitionsrate von 100 kHz beträgt die mittlere Strahlungsleistung 4 W.

[0057] Als Laserstrahlquelle kann im Prinzip auch jeder andere Laser verwendet werden. Die Laserstrahlquelle kann beispielsweise auch durch einen Diodenlaser oder ein Diodenlaser-Array gegeben sein.

[0058] Der von der Laserstrahlquelle **10** emittierte Bearbeitungs-Laserstrahl **50** trifft in seinem Strahlenverlauf bei der in der **Fig. 2** gezeigten Ausführungsform auf eine optische Umlenkeinheit **60**, die jedoch nur für die Wellenlänge des Bearbeitungs-Laserstrahls **50** als Umlenkeinheit wirkt, sodass der Bearbeitungs-Laserstrahl **50** um ca. 90° umgelenkt wird.

[0059] Im Strahlengang des Bearbeitungs-Laserstrahls **50** befindet sich anschließend eine Strahlformungs-Einheit **30**, mit welcher ein rechteckförmiges oder Tophat-Strahlprofil erzeugt wird.

[0060] Anschließend tritt der Bearbeitungs-Laserstrahl **50** in eine als ein Handstück ausgebildete Laserstrahl-Auskoppeleinheit **70** ein. Die Auskoppeleinheit **70** enthält in ihrem vorderen Abschnitt eine Linse **2**, die Teil einer Autofokus-Einheit **20** ist. Die Autofokus-Einheit **20** bewirkt mit an sich bekannten Mitteln, dass der von der Linse **2** erzeugte Fokus stets innerhalb der Ebene der bearbeiteten Oberfläche des Zahnes **40** liegt. Die Autofokus-Einheit **20** kann insbesondere mit einer optischen Sensoreinrichtung zusammenwirken, welche eine von der Oberfläche des Zahns zurückgeworfene Strahlung dahingehend auswertet, ob die Oberfläche noch im Fokus der Laserstrahlung liegt. Darauf hin wird ein Steuersignal an die Autofokus-Einheit **20** übermittelt, um eine geeignete Maßnahme zu ergreifen, so dass die Oberfläche des Zahns **40** wieder in den Fokus des Laserstrahls gelangt. Diese Maßnahme kann beispielsweise in einer Bewegung der Linse **2** vor oder zurück entlang des Ausbreitungsweges des Laserstrahls **50** bestehen. Dies kann durch einen schnellen Schrittmotor gewährleistet werden, der mit einem Schlitten verbunden ist, auf welchem die Linse **2** montiert ist. Es kann aber auch vorgesehen sein, dass die Linse **2** derart ausgestaltet ist, dass sich ihre Brechkraft verändern lässt.

[0061] Gemäß der Ausführungsform der **Fig. 2** ist die Linse **2** derart angeordnet, dass sie auf der Oberfläche des Zahns **40** einen Fokus mit einem Fokusbereich von 40 µm erzeugt. Mit dem weiter oben genannten Wert für die Pulsenergie eines Laserpulses ergibt sich somit eine Energiedichte von 3,18 J/cm², woraus sich wiederum eine Pulspitzenintensität von 3,18·10¹¹ W/cm² ergibt. Dies

entspricht einer Photonen-Flussdichte von $1,7 \cdot 10^{30}$ Photonen·cm⁻²·s⁻¹. Die elektrische Feldstärke des elektromagnetischen Wechselfeldes beträgt $1,55 \cdot 10^7$ V/cm und die mittlere Oszillationsenergie der Elektronen im elektromagnetischen Wechselfeld beträgt 0,021 eV.

[0062] Es sei angemerkt, dass die Strahlformungseinheit **30** sich auch im Strahlengang hinter der Linse **2**, also insbesondere auch im Handstück **70** befinden kann. Es kann auch vorgesehen sein, dass die Autofokuseinheit **20** und die Strahlformungseinheit **30**, insbesondere die Linse **2** und die Strahlformungseinheit **30**, zu einem gemeinsamen optischen Bauelement zusammengefasst werden.

[0063] In einem weiteren Abschnitt der Auskoppereinheit **70** ist eine Scan-Einheit **80** angeordnet, mit welcher der Bearbeitungs-Laserstrahl **50** oder ein Diagnose-Laserstrahl in ebenfalls an sich bekannter Weise, beispielsweise mittels zweier sich gegenüberstehender rotierender Spiegel, über einen bestimmten Bereich der zu bearbeitenden Oberfläche des Zahns **40** gerastert oder gescannt werden kann. Mittels einer weiteren Umlenkeinheit **90**, wie beispielsweise eines Umlenkprismas oder eines reflektierenden Spiegels wird dann der Bearbeitungs-Laserstrahl **50** oder ein Diagnose-Laserstrahl in Richtung auf den Zahn **40** umgelenkt.

[0064] In dieser Ausführungsform ist also die Scan-Einheit **80** im Handstück angeordnet. Es sind jedoch auch andere Ausführungsformen denkbar, in denen die Scan-Einheit im Strahlengang vor dem Handstück, d. h. insbesondere innerhalb eines Spiegelgelenkarms oder am Eingang eines Spiegelgelenkarms der optischen Einrichtung vor dem Handstück angeordnet ist.

[0065] Die als ein Handstück ausgebildete Auskoppereinheit **70** muss bei der Bearbeitung von dem behandelnden Arzt gehalten und auf den zu bearbeitenden Zahn gerichtet werden. Um diese Art von Handhabung zu erleichtern und insbesondere um die Position und Ausrichtung des distalen Endes der Auskoppereinheit **70** in Bezug auf den zu bearbeitenden Zahn **40** konstant zu halten, ist ein trichterförmiges Fixierelement **150** an dem distalen Ende der Auskoppereinheit **70** befestigt und kann während der Bearbeitung an dem Zahn **40** geeignet fixiert werden, wie in Verbindung mit den Ausführungsformen der [Fig. 3](#) bis [Fig. 6](#) noch näher erläutert werden wird. Zuvor kann von dem behandelnden Arzt ein Kofferdam oder Spanngummi um den Zahn gelegt werden, um diesen von dem restlichen Mundraum zu trennen.

[0066] Das Laserbearbeitungsgerät **200** weist ferner eine Ausgabereinrichtung **25** zur Ausgabe eines Photosensitizers in Richtung auf eine Umgebung des zu bearbeitenden Bereichs des Zahns **40** auf. Die

Ausgabereinrichtung **25** enthält eine Vorratskammer **25A** und einen daran angeschlossenen Zuführungsschlauch **25B**, welcher in die Auskoppereinheit **70** einmündet und innerhalb der Auskoppereinheit **70** bis in das Fixierelement **150** geführt wird.

[0067] Die in dem bearbeiteten Bereich der Oberfläche des Zahns **40** oder in einer Umgebung davon erzeugten optischen oder akustischen Signale können detektiert und zu Diagnosezwecken verwendet werden. Bezüglich optischer Signale wurde bereits erläutert, dass diese beispielsweise auf der zweiten (SHG, second harmonic generation) oder einer höheren Harmonischen von elektromagnetischer Strahlung beruhen, die auf das für eine Bearbeitung vorgesehene Zahnmaterial einwirkt. Das in der [Fig. 2](#) gezeigte Ausführungsbeispiel soll im Folgenden anhand des Falls der Detektion eines SHG-Signals erläutert werden.

[0068] Bei dieser Art der Diagnose wird in der Laserstrahlquelle **10** ein Diagnose-Modus eingestellt, bei welchem ein Diagnose-Laserstrahl emittiert wird, dessen Energie oder Energiedichte unterhalb der Ablations- oder Plasma-Erzeugungsschwelle liegt, so dass mit diesem Laserstrahl keine Bearbeitung stattfinden kann. Mit dem Diagnose-Laserstrahl, welcher ebenso wie der Bearbeitungs-Laserstrahl gepulst ist, soll untersucht werden, ob ein zu bearbeitender Oberflächenbereich des Zahns gesundes oder kariöses Zahnmaterial enthält. Gesundes Zahnmaterial liefert ein höheres SHG-Signal als kariöses Material. Die solchermaßen an der Zahnoberfläche erzeugte frequenzverdoppelte Strahlung durchläuft in umgekehrter Richtung zumindest teilweise den Strahlengang des Bearbeitungs-Laserstrahls, wie er oben beschrieben worden ist, wird also von der Umlenkeinheit **90** umgelenkt, durchläuft die Scan-Einheit **80**, die Autofokus-Einheit **20** mit der Linse **2** und trifft schließlich auf den Strahlteiler **60**, der jedoch für die Wellenlänge des SHG-Signals durchlässig ist, sodass die frequenzverdoppelte Strahlung einer optischen Erfassungseinrichtung **110** zugeführt werden kann. Als optische Erfassungseinrichtung **110** kann ein einfacher Photodetektor vorgesehen sein, mit dem die Intensität der SHG-Strahlung gemessen wird.

[0069] Es kann auch vorgesehen sein, dass als optische Erfassungseinrichtung **110** ein komplexeres System wie ein Spektrometer, eine CCD-Kamera oder ein CMOS-Bildsensor verwendet wird. Derartige optische Erfassungseinrichtungen können beispielsweise gleichzeitig dafür dienen, mit der Autofokus-Einheit **20**, wie oben bereits angedeutet, in geeigneter Weise zusammenzuwirken.

[0070] Ebenso ist die Umlenkeinheit **90** so ausführbar, dass sie die an der Zahnoberfläche erzeugte frequenzverdoppelte Strahlung transmittiert und diese beispielsweise mit Hilfe einer Glasfaser, die sich hin-

ter der Umlenkeinheit **90** befindet, zur optischen Erfassungseinrichtung **110** geleitet wird. Dadurch wird der Aufwand für den optischen Strahlengang zur Führung der frequenzverdoppelten Strahlung geringer, da die Optiken **80**, **20**, **60**, **2** nicht für mehrere Wellenlänge ausgelegt und ggf. beschichtet sein müssen. Zur effizienteren Einkopplung des frequenzverdoppelten Lichts kann zwischen der Umlenkeinheit **90** und der Glasfaser eine Optik eingesetzt werden, die das frequenzverdoppelte Licht auf die Glasfaser fokussiert. Die Optik kann in Form einer Mikrooptik ausgeführt sein.

[0071] Die von der optischen Erfassungseinrichtung **110** ermittelten Werte für die SHG-Strahlung werden in ein Signal **115** umgewandelt und einer kombinierten Auswerte- und Steuereinheit **120** zugeführt, wobei es sich bei der Auswerte- und Steuereinheit **120** bei dieser Ausführungsform auch um ein Computersystem handeln kann. Es sind aber auch prinzipiell alle anderen Steuer- und Regelsysteme denkbar, wie z. B. SPS (speicherprogrammierbare Steuerungen), Mikro-Controller oder analoge Regelkreise.

[0072] Der Auswerte- und Steuereinheit **120** kann ein Signal von der Laserstrahlungsquelle **10** zugeführt werden, welches Daten über den Betriebszustand der Laserstrahlungsquelle **10** enthält. Die Auswerte- und Steuereinheit **120** gibt in Abhängigkeit von dem von der optischen Erfassungseinrichtung **110** übermittelten Signal **115** ein Steuersignal aus, welches der Laserstrahlungsquelle **10** zugeführt wird und die Laserstrahlungsquelle **10** beispielsweise von einem Ruhemodus in einen Bearbeitungsmodus schaltet.

[0073] Die in der **Fig. 2** gezeigte Ausführungsform umfasst insbesondere eine Laserstrahlungsquelle **10**, die zwischen den Betriebsarten „Aus“ (Ruhemodus), „Diagnostik“ und „Therapie“ (Bearbeitung) umschalten kann. In dieser Ausführungsform emittiert die Laserstrahlungsquelle **10** sowohl den Bearbeitungs-Laserstrahl während dem „Therapie“-Modus als auch unter geänderten Bedingungen den Diagnose-Laserstrahl während dem „Diagnostik“-Modus. Der Unterschied zwischen dem Diagnostik- und dem Therapie-Modus ist im Wesentlichen die Pulsspitzenintensität in W/cm^2 , die auf die Zahnoberfläche appliziert wird. Im Diagnose-Modus muss die Energiedichte sicher unterhalb der Ablations-Schwelle sein, während sie im Therapie-Modus darüber liegt.

[0074] In dem vorstehend beschriebenen Diagnosemodus kann beispielsweise ein bestimmter Oberflächenbereich des Zahns **40** mit dem Diagnose-Laserstrahl gescannt werden und das rückgestreute SHG-Signal empfangen und ausgewertet werden. Auf dieser Basis kann gewissermaßen der Oberflächenbereich kartiert werden, wobei ein zu bearbeitender oder zu ablatierender Oberflächenabschnitt identifi-

ziert wird. Die Auswerte- und Steuereinheit **120** gibt nach Durchführung des Diagnosemodus ein Signal an die Ausgabereinrichtung **25**, woraufhin die Ausgabereinrichtung **25** mittels des Zuleitungskanals **25B** und der an dessen Ende montierten steuerbaren Düse den zu ablatierenden Bereich der Zahnoberfläche mit dem Photosensitizer beaufschlagt.

[0075] In der **Fig. 3** ist eine Auskoppereinheit **70** in der Form eines Handstücks in einem Querschnitt zur Illustration eines weiteren Ausführungsbeispiels für eine Diagnose dargestellt. In diesem Ausführungsbeispiel wird die Unterscheidung zwischen gesundem und geschädigtem Zahnmaterial nicht anhand eines SHG-Signals vorgenommen sondern anhand eines Markers, welcher in Kontakt mit geschädigtem Zahnmaterial eine charakteristische Färbung annimmt. Dieser Marker kann durch eine weitere Zuleitung **72**, welche ebenfalls innerhalb des Handstücks verläuft, dem Zahn zugeführt werden. Nachdem auf solche Weise – vorzugsweise durch eine optische Aufnahme und anschließende Bildauswertung – festgestellt wurde, welche Bereiche einer Zahnoberfläche beispielsweise kariös sind, werden diese Bereiche mit dem Photosensitizer, der über die Zuleitung **71** dem Zahn zugeführt wird, beaufschlagt und können anschließend mit dem Bearbeitungs-Laserstrahl **50** ablatiert werden. In dieser Ausführungsform wird demgemäß kein Diagnose-Laserstrahl und keine Umschaltbarkeit der Laserstrahlquelle und ebenso keine SHG-Detektion benötigt. Mit beiden Zuleitungen **71** und **72** können steuer- und ausrichtbare Düsen **71.1** bzw. **72.1** verbunden sein, mit denen die Materialien zielgerichtet auf die Zahnoberfläche aufgebracht werden können.

[0076] In der **Fig. 4** ist eine Auskoppereinheit **70** in der Form eines Handstücks in einem Querschnitt zur Illustration eines weiteren Ausführungsbeispiels dargestellt. Bei diesem Ausführungsbeispiel ist im Innenraum des Handstücks **70** mindestens eine Lichtemissionsdiode (LED) **73** angeordnet. Es können auch, wie in **Fig. 4** gezeigt, mehrere LEDs **73** vorhanden sein. Diese LEDs **73** können dem behandelnden Arzt dazu dienen, im noch nicht fixierten Zustand des Aufsatzes **250** den Mundraum auszu-leuchten und ihm somit insbesondere zu ermöglichen, den Aufsatz **250** relativ zu dem zu behandelnden Zahn **40** optimal zu positionieren. Darüber hinaus können sie dazu dienen, einen auf der zu behandelnden Oberfläche des Zahnes **40** aufgebrachten Marker anzuregen, so dass dieser an zu behandelnden, beispielsweise kariösen Stellen eine charakteristische Färbung annimmt. Das solchermaßen von dem Marker erzeugte Bild kann mit derselben Optik erfasst werden, die für die Einkopplung des Bearbeitungs-Laserstrahls **50** verwendet wird, und kann ausgewertet werden. In einem nächsten Schritt kann dann auf der Basis dieser Auswertung der Photosensitizer auf den zu bearbeitenden bzw. zu ablatieren-

den Stellen aufgebracht werden. Die LEDs **73** können beispielsweise wie dargestellt auf einem horizontalen Endabschnitt des Handstücks **70** angeordnet und ihre räumliche Anordnung kann beispielsweise kreisförmig sein, so dass eine möglichst homogene und rotationssymmetrische Ausleuchtung erzielt werden kann. Die LEDs **73** sind mit elektrischen Zuleitungen (nicht dargestellt) verbunden, die innerhalb des Handstücks **70** geführt sind und durch die die LEDs **73** mit elektrischer Leistung versorgt werden. Die LEDs **73** können einfarbige, also quasi-monochromatische LEDs wie beispielsweise rotes Licht emittierende LEDs sein. Vorteilhaft könnte jedoch sein, Weisslicht-LEDs zu verwenden, da hiermit zum einen der Mundraum besser ausgeleuchtet wird und zum anderen unter Umständen damit eine größere Auswahl an mit verschiedenen Wellenlängen anregbaren Markern zu Verfügung steht.

[0077] In der [Fig. 5](#) ist eine Auskoppereinheit **70** in der Form eines Handstücks in einem Querschnitt zur Illustration eines weiteren Ausführungsbeispiels dargestellt. In diesem Ausführungsbeispiel ist das Handstück **70** mit einem Aufsatz **350** versehen, dessen Funktion darin besteht, das Handstück **70** nicht nur zu fixieren, sondern darüber hinaus den zu behandelnden Zahn **40** einzukapseln, wie hier durch eine an einem unteren Randabschnitt des Aufsatzes **350** angebrachte Dichtung **350.1** lediglich symbolhaft und nicht notwendigerweise technisch realistisch angedeutet werden soll. Ein Ziel einer derartigen gekapselten Fixierung besteht jedenfalls darin, eine unmittelbare Umgebung des zu behandelnden Zahns **40** möglichst weitgehend, d. h. insbesondere luft- und gasdicht gegenüber dem übrigen Mundraum abzuschließen. Eine gekapselte Fixierung dieser Art schafft die Möglichkeit, die Zahnbehandlung auf verschiedenste Weise zu optimieren, wie in nachfolgenden Ausführungsbeispielen noch erörtert werden wird. Beispielsweise kann innerhalb des Handstücks **70** eine Absaugeinrichtung vorgesehen sein, durch die infolge der nach außen dichtenden Fixierung ablatiertes Material besonders effizient und sicher abgesaugt werden kann. Des Weiteren kann eine kontrollierte Atmosphäre um den Zahn **40** geschaffen werden.

[0078] In der [Fig. 6](#) ist eine Auskoppereinheit **70** in der Form eines Handstücks in einem Querschnitt zur Illustration eines weiteren Ausführungsbeispiels dargestellt. Bei diesem Ausführungsbeispiel ist auf das Handstück **70** ein Aufsatz **250** aufgesetzt und Handstück **70** und Aufsatz **250** sind derart ausgestaltet, dass darin ein Absaugkanal **80** aufgenommen ist, durch den bei der Bearbeitung von Gewebe ablatiertes Material effizient abgesaugt werden kann. Der Absaugkanal **80** ist mit einem Absaugkanalsystem (nicht dargestellt) verbunden und wird innerhalb des Handstücks **70** geführt und ragt mit seinem Öffnungsende derart in den Aufsatz **250** hinein, dass dieses auf die bearbeitete Stelle ausgerichtet ist und im Be-

trieb ablatiertes Material **85** absaugt. Es kann vorgesehen sein, dass das Ende des Absaugkanals **80** beweglich gehalten ist und insbesondere in anwenderseitigen steuerbar und ausrichtbar ist, wobei auch der Abstand zu der bearbeiteten Stelle veränderbar sein kann.

[0079] In der [Fig. 7](#) ist eine weitere Ausführungsform eines Laserbearbeitungsgeräts schematisch und mit nicht maßstabgetreuen Größenverhältnissen dargestellt. Die in der [Fig. 7](#) gezeigte Ausführungsform eines Laserbearbeitungsgeräts **300** entspricht in wesentlichen Teilen der in der [Fig. 2](#) dargestellten Ausführungsform, wobei bezüglich der Elemente mit gleichen Bezugszeichen auf die Ausführungen zu [Fig. 2](#) verwiesen wird. Das Laserbearbeitungsgerät **300** weist im Unterscheid zu [Fig. 2](#) eine Generatoreinheit **325** auf, die einen Generator **325A** aufweist, die mit dem Handstück **70** durch eine Leitung **325B** verbunden ist. Die Leitung **325B** wird durch das Handstück bis in den Aufsatz **150** geführt und weist an ihrem Ende eine Öffnung auf, die in Richtung auf den zu bearbeitenden Zahn ausgerichtet ist. Die in dieser Allgemeinheit dargestellte Generatoreinheit **325** kann verschiedene Funktionalitäten beinhalten. Sie dient in erster Linie dazu, in einer Umgebung des zu bearbeitenden Zahns **40** eine bestimmte Atmosphäre zu erzeugen. In einer einfachen Variante kann mit der Generatoreinheit **325** ein Vakuum erzeugt werden, wobei die Generatoreinheit **325** eine Vakuumpumpe aufweist. Der Aufsatz **150** kann in diesem Fall wie der Aufsatz **350** in der Ausführungsform der [Fig. 5](#), also als kapselnde Fixierung ausgebildet und zusätzlich kann der Aufsatz **150** auch noch – falls gewünscht oder erforderlich – gegen das Handstück **70** abgedichtet sein, wobei zwischen dem Handstück **70** und dem Aufsatz **150** ein für den Laserstrahl **50** durchlässiges Fenster angeordnet ist. In einer etwas weniger aufwendigen Form ist hingegen keine oder zumindest keine vollständige Abdichtung zwischen Handstück **70** und Aufsatz **150** vorgesehen, wenn z. B. nur ein Unterdruck oberhalb des Zahns **40** erzeugt werden soll. Die Generatoreinheit **325** kann auch dafür ausgelegt sein, einen Überdruck zu erzeugen. Des Weiteren kann die Generatoreinheit **325** dafür ausgelegt sein, eine bestimmte Gas-Atmosphäre in der Umgebung des Zahns **40** zu erzeugen, etwa durch Bereitstellung eines Gases wie O₂, N₂, H₂O (Wasserdampf) oder eines Edelgases. Insbesondere für die Ablation von Amalgam-Füllungen kann dies in vorteilhafter Weise dazu benutzt werden, das ablatierte Quecksilber in bestimmter Weise zu binden und aus der Umgebung des Zahns **40** zu entfernen. Die Generatoreinheit **325** kann auch dafür ausgelegt sein, eine Kühlung für den Zahn **40** zu ermöglichen, etwa indem ein Kühlmedium, im einfachsten Fall Kühlluft erzeugt und auf den ablatierten Oberflächenbereich geblasen wird. Die Generatoreinheit **325** kann auch als ein Aerosol-Generator ausgelegt sein, indem sie beispielsweise ein Gas er-

zeugt, in welchem Partikel wie mikroskopische (Nano-) oder makroskopische Partikel dispergiert sind und die bestimmte Funktionen im Zusammenhang mit dem Ablationsvorgang übernehmen können. Die Partikel können auch ihrerseits eine Kühlungsfunktion übernehmen. Im übrigen können die Steuereinheit **120** und der Detektor **110** der Ausführungsform der **Fig. 2** hier ebenfalls vorhanden sein, wobei die Steuereinheit **120** überdies mit der Geneatoreinheit **325** verbunden sein und diese steuern kann.

[0080] In der **Fig. 8** ist ein Flussdiagramm für ein Beispiel eines automatisierten kombinierten Ablations- und Diagnoseverfahrens bei Verwendung eines Markers dargestellt. In einem Schritt s1 wird ein Marker aufgebracht. In einem Schritt s2 wird festgestellt, ob sich ein Farbumschlag ergeben hat, der geschädigtes Gewebe anzeigt. Wenn kein Farbumschlag feststellbar ist, ist das Verfahren beendet. Die Feststellung des Farbumschlags kann orts aufgelöst erfolgen, indem die Oberfläche auf einen Detektor wie ein CCD- oder CMOS-Element abgebildet wird und die Bereiche mit Farbumschlag durch eine Bilderkennung erfasst und elektronisch gespeichert werden. Anschließend wird der Marker entfernt und in einem Schritt s4 wird ein Photosensitizer auf die als geschädigt festgestellten Bereiche aufgebracht. In einem nächsten Schritt s5 wird die Ablation mit dem Laserstrahl durchgeführt, wobei die Bearbeitungsparameter wie Dauer der Bearbeitung, Leistung und dergleichen vorher vom Benutzer eingestellt werden. Anschließend wird erneut im Schritt s1 der Marker aufgebracht und im Schritt s2 festgestellt, ob noch geschädigte Bereiche vorhanden sind.

[0081] In der **Fig. 9** ist ein Flussdiagramm für ein Beispiel eines automatisierten kombinierten Ablations- und Diagnoseverfahrens bei Verwendung des LIBS-Verfahrens dargestellt. In einem Schritt s1 wird ein Bereich mit einem Diagnose-Laserstrahl gescannt und simultan die Detektion eines SHG-Signals detektiert, wie im Zusammenhang mit **Fig. 2** beschrieben. In einem Schritt s2 wird festgestellt, welche Bereiche ein SHG-Signal zurückgestreut haben und somit als gesunde Bereiche anzusehen sind. Wenn ganzflächig ein SHG-Signal empfangen wurde, ist das Verfahren beendet. Die Feststellung der gesunden Bereiche kann demgemäß auch hier durch den Detektor orts aufgelöst erfolgen und die dazu komplementären Bereiche können als geschädigte Bereiche elektronisch gespeichert werden. Anschließend wird in einem Schritt s4 ein Photosensitizer auf die als geschädigt festgestellten Bereiche aufgebracht. In einem nächsten Schritt s5 wird die Ablation mit dem Laserstrahl durchgeführt, wobei die Bearbeitungsparameter wie Dauer der Bearbeitung, Leistung und dergleichen vorher vom Benutzer eingestellt werden. Anschließend wird erneut im Schritt s1 eine LIDS-Analy-

se durchgeführt und im Schritt s2 festgestellt, ob noch geschädigte Bereiche vorhanden sind.

Patentansprüche

1. Verwendung eines Laserbearbeitungsgeräts zur Ablation von Zahnmaterial, das Laserbearbeitungsgerät umfassend eine Laserstrahlquelle (**1; 10**), eine Laserstrahl-Auskoppeleinheit (**6; 70**) und eine einen Photosensitizer enthaltende Ausgabeeinrichtung (**5, 25**), wobei die Ausgabeeinrichtung (**5; 25**) mit der Laserstrahl-Auskoppeleinheit (**6; 70**) verbunden ist, wobei die Laserstrahlquelle (**1; 10**) einen gepulsten Bearbeitungs-Laserstrahl (**50**) bereitstellt, wobei die Laserpulse eine zeitliche Halbwertsbreite in einem Bereich zwischen 1 ps und 100 ps aufweisen, die Ausgabeeinrichtung (**5; 25**) den Photosensitizer in Richtung auf einen zu ablatierenden Bereich des Zahns ausgibt, die Laserstrahl-Auskoppeleinheit (**6; 70**) den Laserstrahl (**50**) in Richtung auf den zu ablatierenden Bereich eines Zahns derart auskoppelt, dass die Laserpulse bei der Bearbeitung eine Pulsspitzenintensität von $1,0 \times 10^{11} \text{ W/cm}^2$ bis $1,0 \times 10^{12} \text{ W/cm}^2$ aufweisen, wobei stets die Laserwellenlänge auf das jeweilige Absorptionsmaximum des Photosensitizers abgestimmt ist.
2. Verwendung nach Anspruch 1, bei welcher eine Wiederholrate der Laserpulse in einem Bereich zwischen 1 Hz und 1000 kHz eingestellt wird.
3. Verwendung nach einem der Ansprüche 1 oder 2, bei welcher die Wellenlänge der Laserpulse und das Material des Photosensitizers derart aufeinander abgestimmt sind, dass der Bearbeitungs-Laserstrahl durch eine Zwei-Photonen-Absorption in dem Photosensitizer mindestens teilweise absorbiert wird, wobei die Absorption in der Nähe eines Absorptions-Maximums des Photosensitizers liegt.
4. Verwendung nach einem der Ansprüche 1 oder 2, wobei die Wellenlänge der Laserpulse und das Material des Photosensitizers derart aufeinander abgestimmt sind, dass der Bearbeitungs-Laserstrahl durch eine Ein-Photonen-Absorption in dem Photosensitizer mindestens teilweise absorbiert wird, wobei die Absorption in der Nähe eines Absorptions-Maximums des Photosensitizers liegt.
5. Verwendung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, das Laserbearbeitungsgerät ferner umfassend: ein mit der Laserstrahl-Auskoppeleinheit (**6; 70**) verbundenes Fixiermittel (**150**) zur räumlichen Fixierung eines distalen Endes der Laserstrahl-Auskoppeleinheit (**6; 70**) in Bezug auf einen Abschnitt des zu bearbeitenden Zahns.

6. Verwendung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, das Laserbearbeitungsgerät ferner umfassend: eine Strahlformungs-Einheit (**30**) zur Formung eines im Wesentlichen rechteckförmigen Strahlprofil des gepulsten Bearbeitungs-Laserstrahls (**50**).

7. Verwendung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, das Laserbearbeitungsgerät ferner umfassend: eine Scan-Einheit (**80**) zum Abrastern oder Scannen eines Bereichs des Zahns mit dem Bearbeitungs-Laserstrahl (**50**).

8. Verwendung nach Anspruch 7, wobei die Scan-Einheit (**80**) derart ausgelegt ist, dass ein von dem Fokus des Bearbeitungs-Laserstrahls (**50**) erfasster Teilbereich von genau einem Laserpuls beaufschlagt wird.

9. Verwendung nach Anspruch 7 oder 8, wobei die Scan-Einheit (**80**) derart ausgelegt ist, dass einander benachbarte und von je einem Laserpuls erfasste Teilbereiche einen räumlichen Überlapp miteinander haben, dessen Fläche kleiner als die Hälfte eines Teilbereichs ist.

10. Verwendung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, das Laserbearbeitungsgerät ferner umfassend: eine Autofokus-Einheit (**20**) zum Konstanthalten der räumlichen Lage des Fokus auf der Oberfläche des Zahns.

11. Verwendung nach einem der Ansprüche 1 bis 10, das Laserbearbeitungsgerät ferner umfassend: eine Detektions-Einheit (**110**) zur Detektion des Vorhandenseins eines in dem Zahn oder in einer Umgebung davon erzeugten Signals und gegebenenfalls von dessen Signalstärke.

12. Verwendung nach Anspruch 11, wobei die Detektions-Einheit (**110**) einen optischen Sensor aufweist.

13. Verwendung nach Anspruch 12, wobei der optische Sensor für die Erfassung einer zweiten oder höheren Harmonischen einer auf den Zahn eingestrahlten elektromagnetischen Strahlung ausgelegt ist.

14. Verwendung nach einem der Ansprüche 1 bis 13, wobei die Laserstrahl-Auskoppeleinheit (**70**) als ein Handstück ausgebildet ist, in welchem die Ausgabebeeinrichtung (**25**) zur Ausgabe des Photosensitizers mindestens zum Teil enthalten ist.

15. Verwendung nach Anspruch 14, wobei in dem Handstück die Scan-Einheit (**80**) und/oder die Autofokus-Einheit (**20**) enthalten ist/sind.

Es folgen 9 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

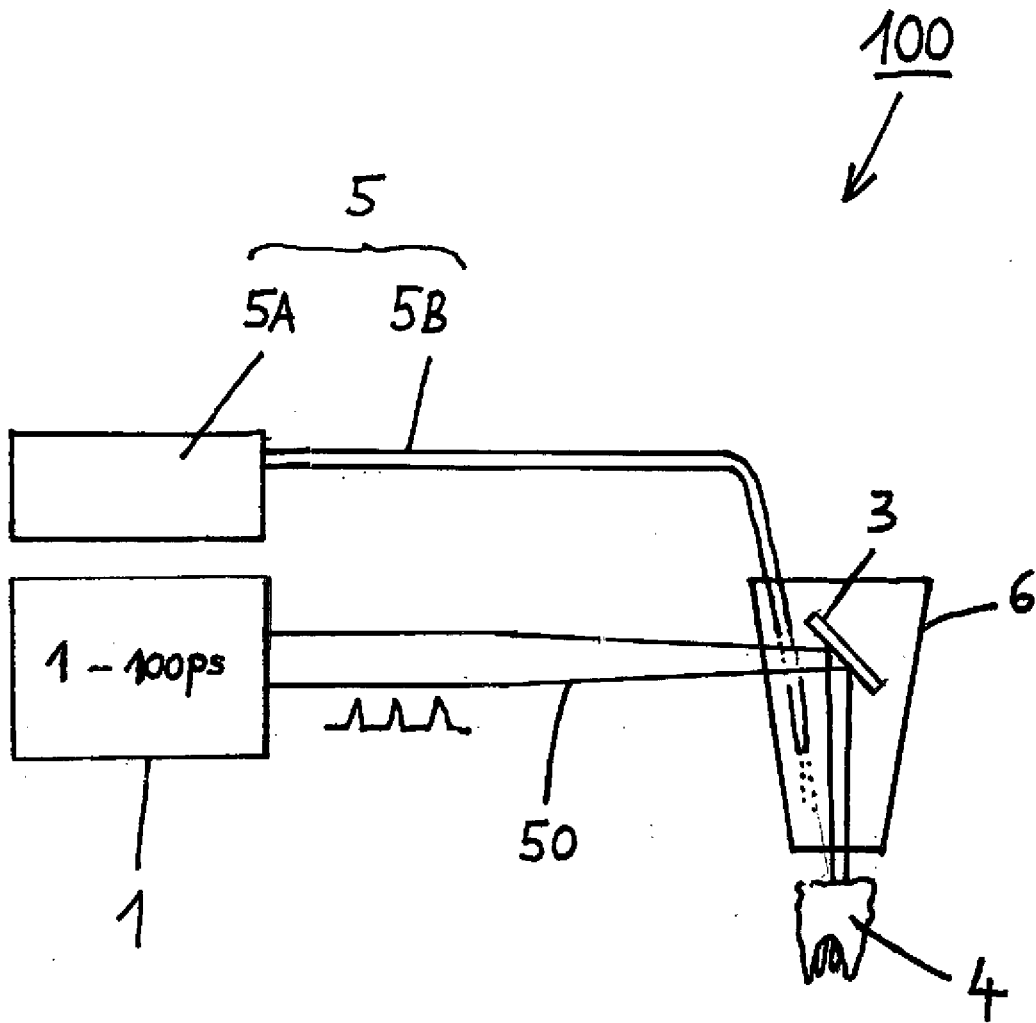


Fig. 1

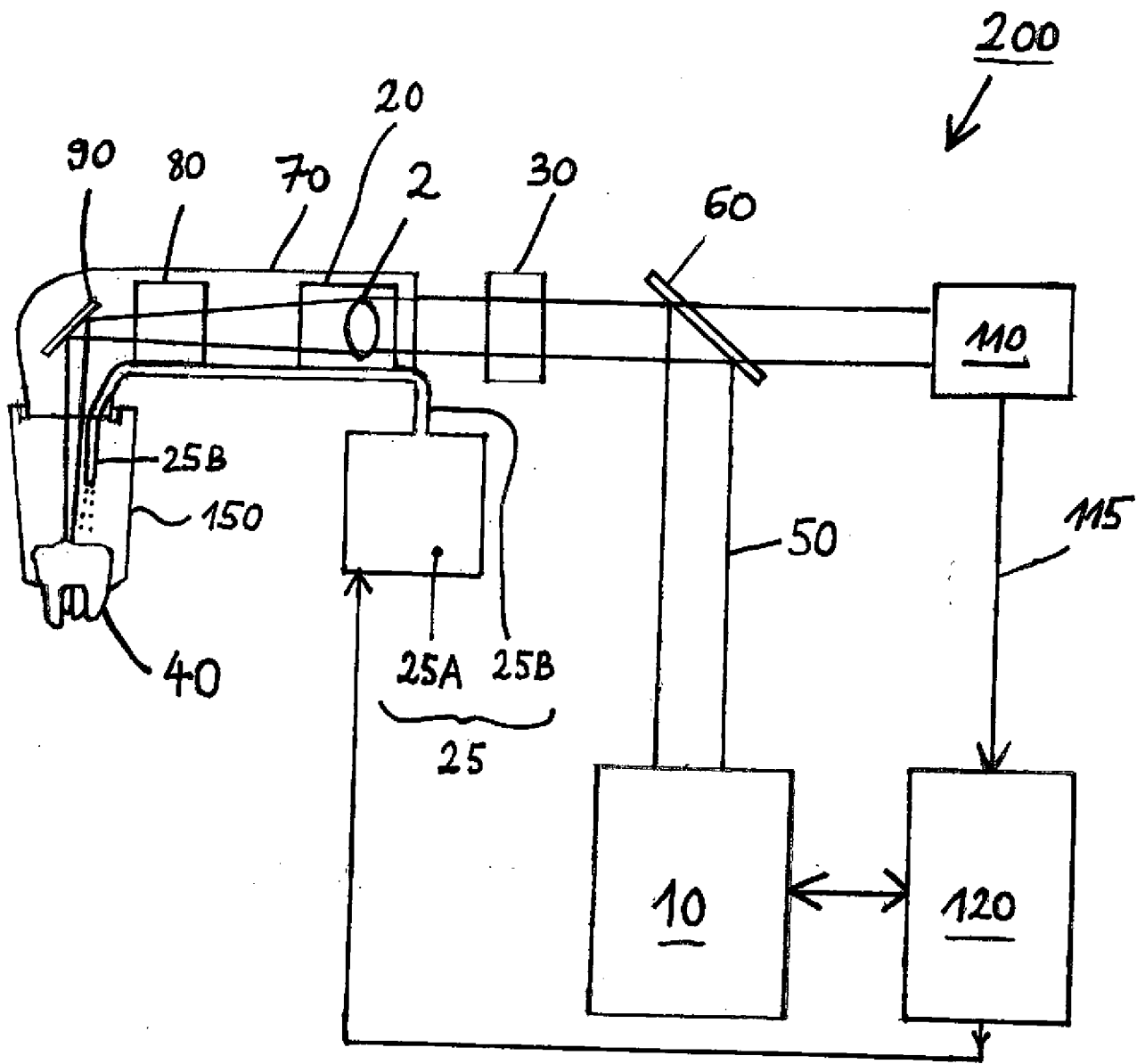
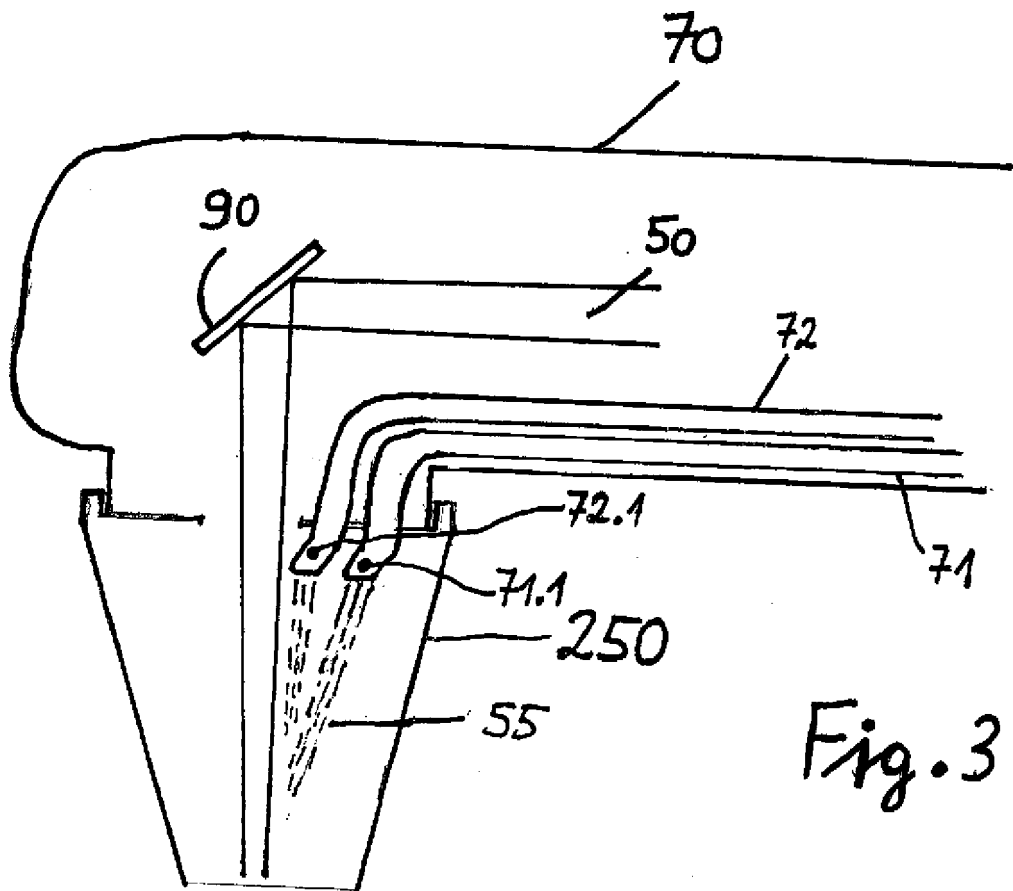


Fig. 2



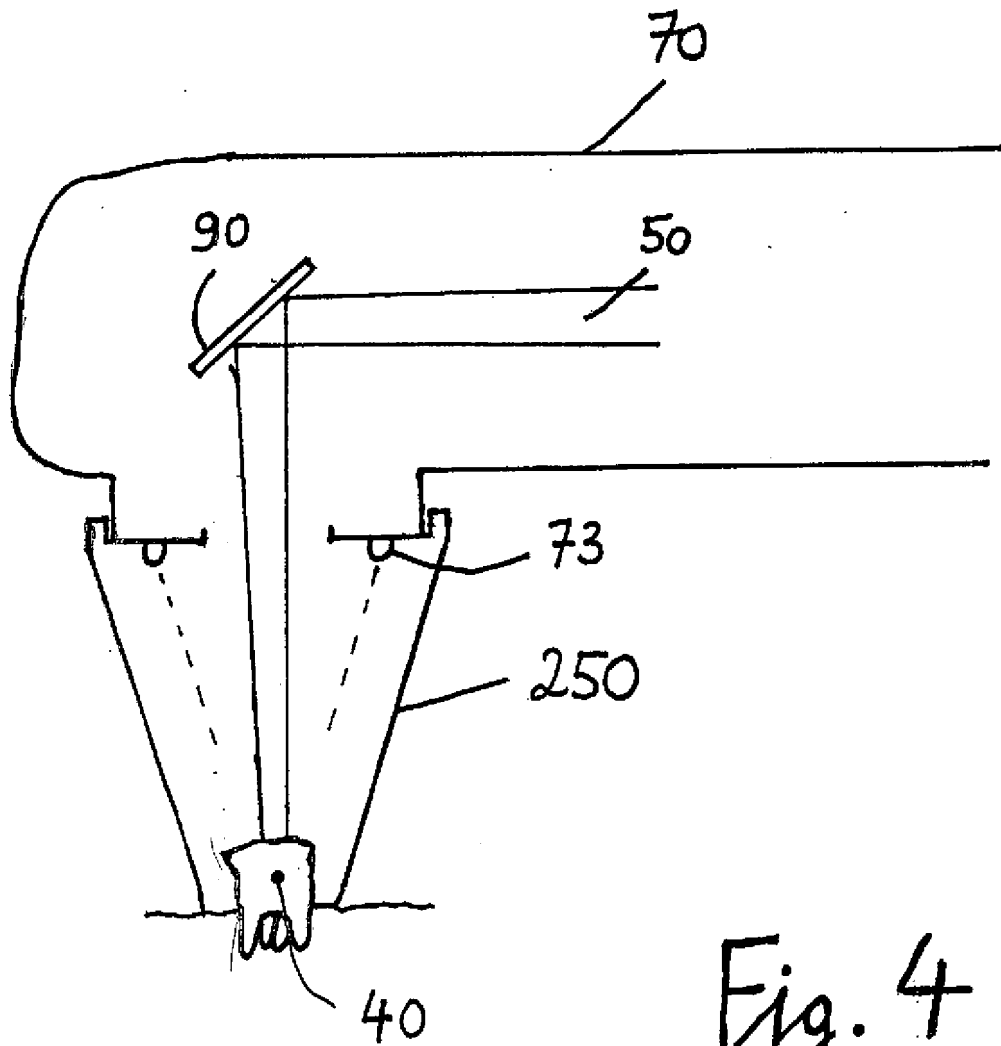


Fig. 4

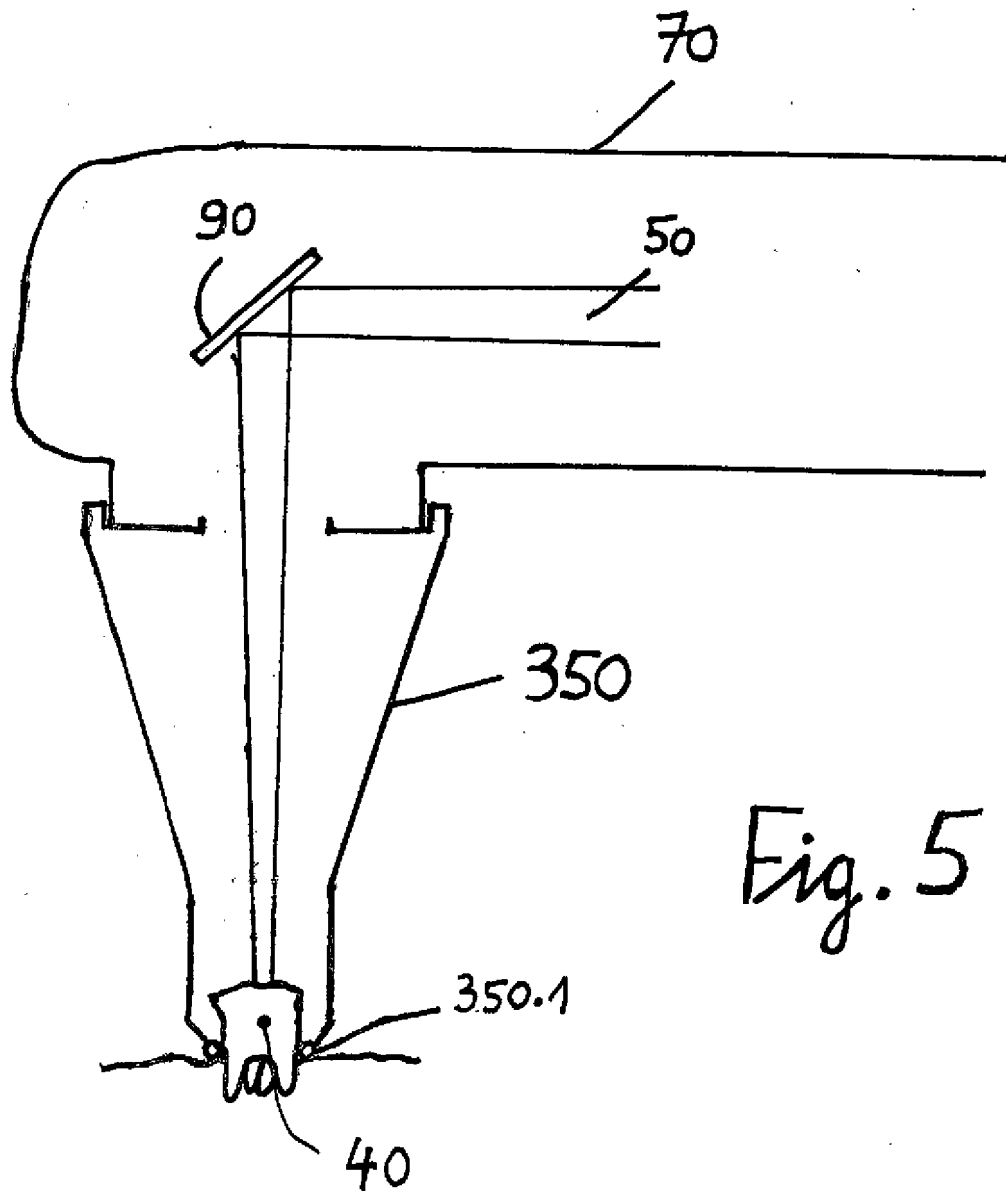


Fig. 5

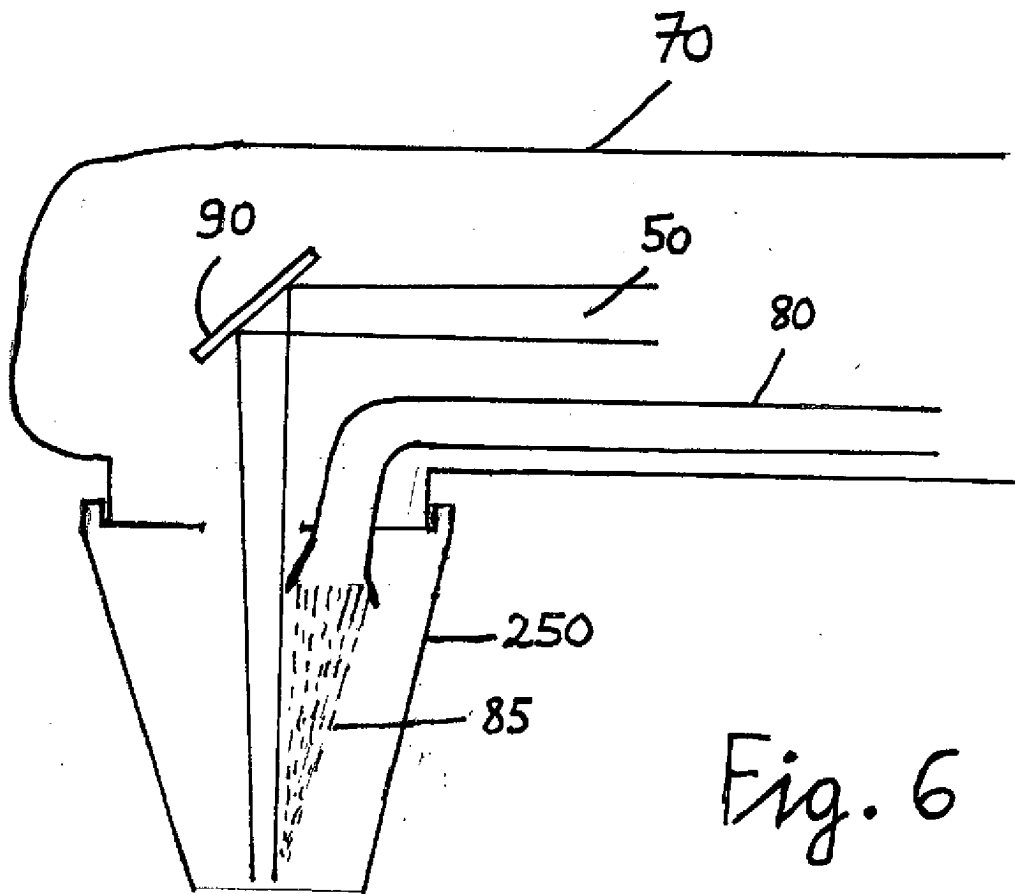


Fig. 6

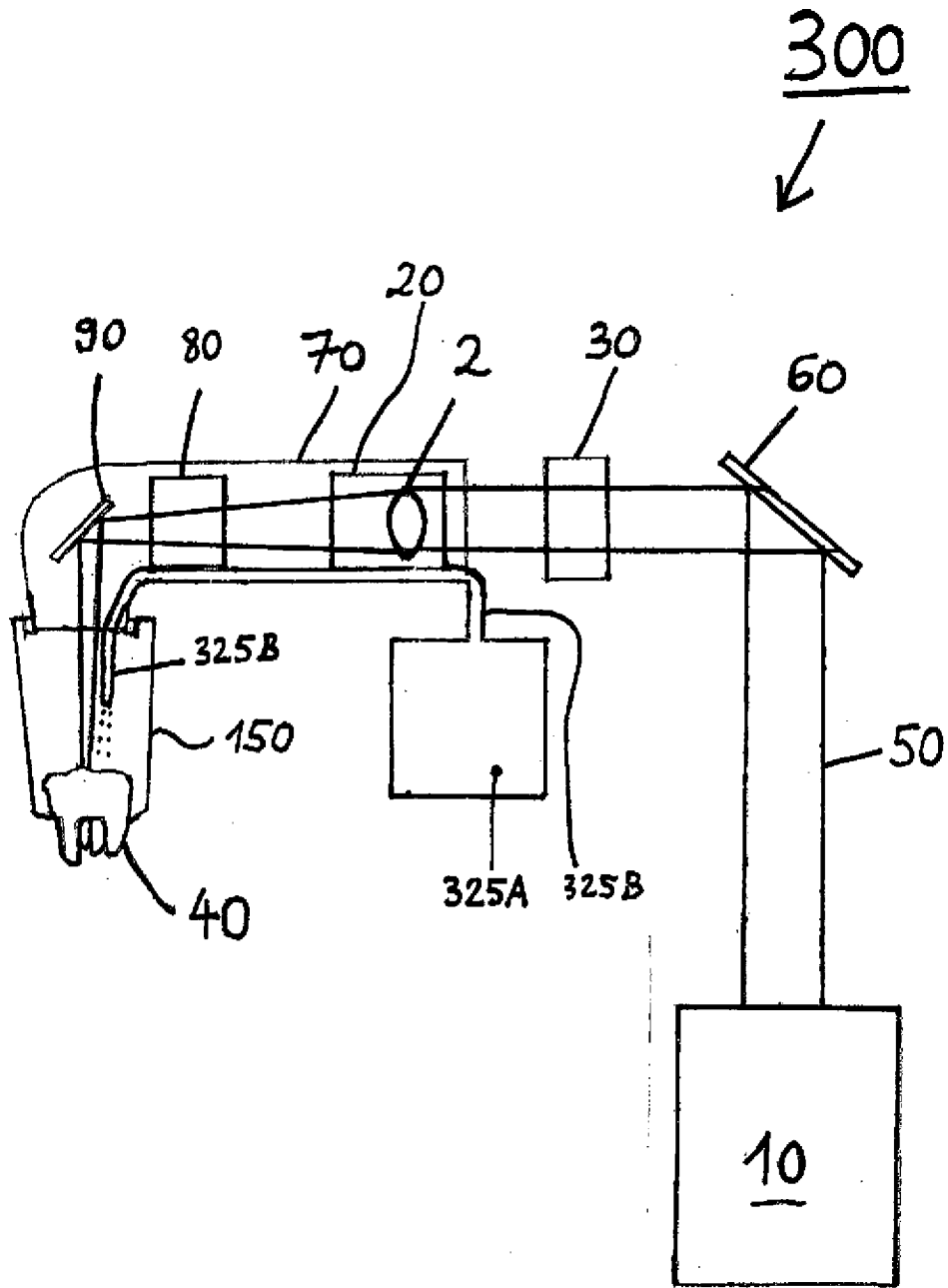


Fig. 7

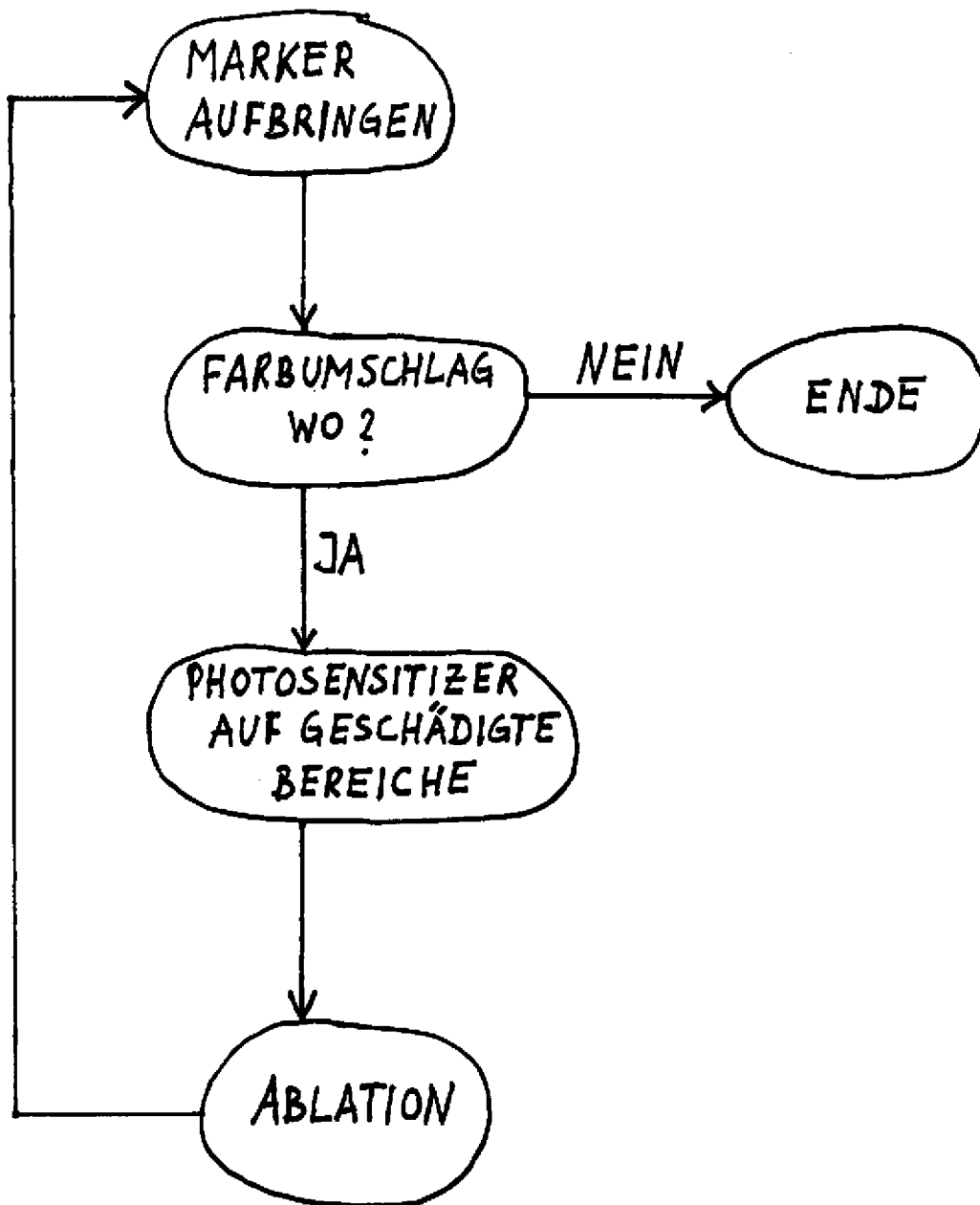


Fig. 8

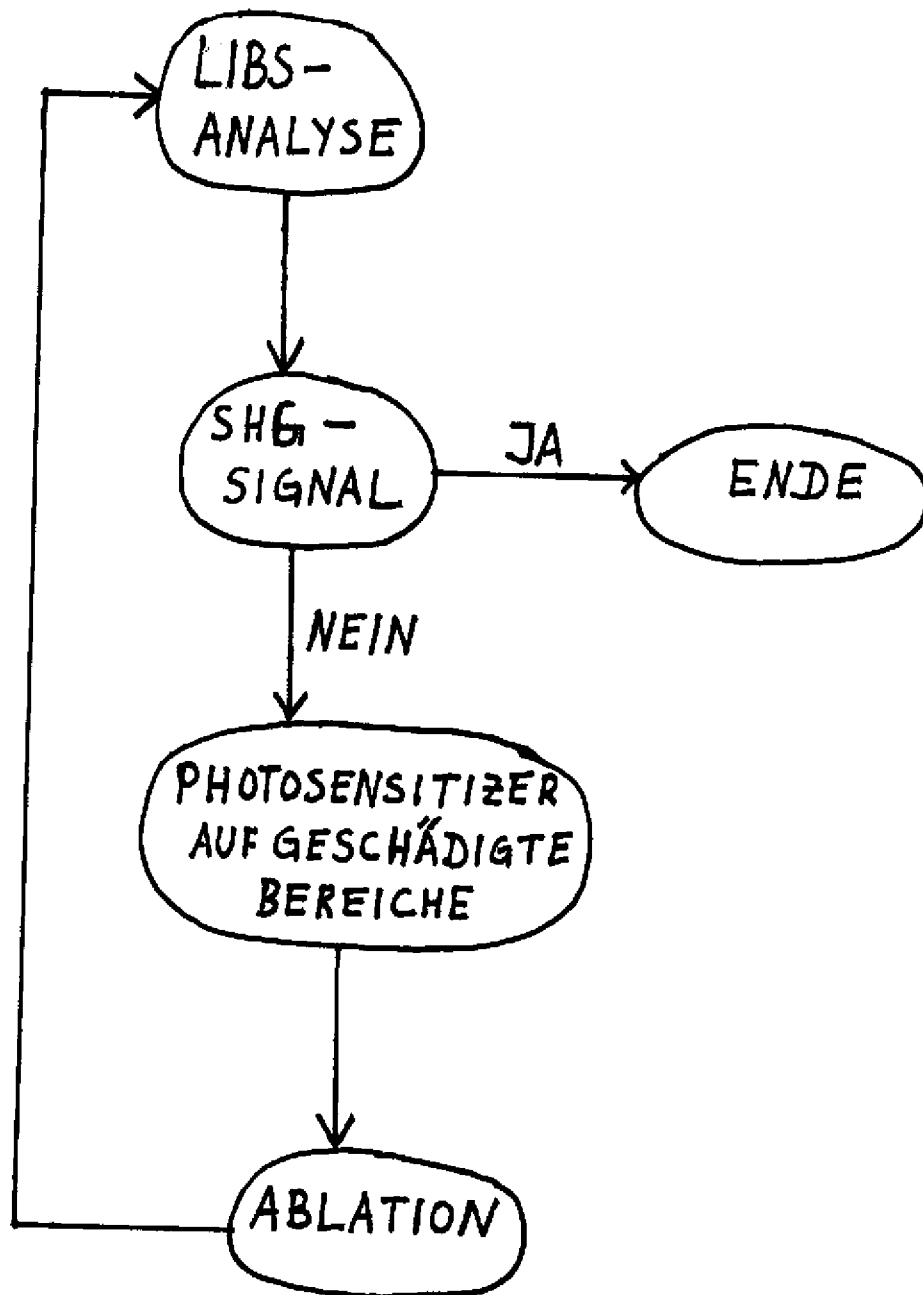


Fig. 9