



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 600 33 020 T2 2007.08.30**

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 171 053 B1**

(51) Int Cl.⁸: **A61C 1/00 (2006.01)**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **600 33 020.6**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/GB00/01433**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 925 455.8**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2000/062701**

(86) PCT-Anmeldetag: **14.04.2000**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **26.10.2000**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **16.01.2002**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **17.01.2007**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **30.08.2007**

(30) Unionspriorität:

9908824	16.04.1999	GB
0000884	14.01.2000	GB
0000886	14.01.2000	GB

(84) Benannte Vertragsstaaten:

**AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT,
LI, LU, MC, NL, PT, SE**

(73) Patentinhaber:

Denfotex Ltd., Crawley Down, West Sussex, GB

(72) Erfinder:

**HAMILTON, Corbett, David, Falkirk FK14 7EB, GB;
COLLES, John, Michael, Biggar Lanarkshire ML12
6JJ, GB; WILLIAMS, Ann, Jill, Thorpe TW20 8UD,
GB; PEARSON, John, Gavin, Reading Berks RG8
8RU, GB; CLEMENTS, John, David, West Sussex
RH10 4LP, GB; WILSON, Michael Eastman Dental
Institute, London WC1X 8LD, GB**

(74) Vertreter:

**Patentanwälte von Kreisler, Selting, Werner et col.,
50667 Köln**

(54) Bezeichnung: **GERÄT ZUR BEHANDLUNG VON ZAHNKARIES**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Diese Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Behandlung von Dentalkaries. Im Allgemeinen wird die Vorrichtung bei einem Verfahren eingesetzt, das das Abtöten von Bakterien auf einem Zahn oder innerhalb eines Zahns und dann das Versiegeln des behandelten Bereichs zur Verhinderung einer Reinfektion einschließt.

[0002] Es gibt mehrere Situationen, in denen die Erfindung brauchbar ist, einschließlich des Folgenden:

1. präventive Zahnheilkunde: Abtöten von Bakterien in Fissuren und auf der Oberfläche der Zähne vor dem Versiegeln und auch auf der Oberfläche von Zahnschmelz und Dentin vor der Anbringung einer Restauration.
2. Bei der herkömmlichen Behandlung als Mittel zum Abtöten von restlichen Bakterien in einer kariösen Läsion nach einer herkömmlichen Zahnhöhlenpräparation.
3. Eine minimalinvasive Technik unter Füllung der Läsion mit einem Dentinersatz.

Hintergrund der Erfindung

[0003] Dentalkaries ist eine chronische, invasive Krankheit, die zu einer irreparablen Zerstörung von Zahngeewebe führen kann. Die Läsion wird von säureerzeugenden Bakterien im Plaque erzeugt. Diese metabolisieren Kohlenhydrate und Zucker im Plaque und erzeugen Säure. Die Läsion entwickelt sich zuerst durch einen Demineralisationsvorgang des Zahnschmelzes, der äußeren Hülle der Zahnkrone. Die Demineralisation erzeugt poröse Flächen, die schließlich die Migration von Bakterien durch Kanälchen in das Dentin ermöglichen.

[0004] Zahnschmelz ist acellulär und kann nicht ersetzt werden, wenn er erst einmal zerstört ist. Sobald die fortschreitende Demineralisationsfront die Verbindung zwischen Zahnschmelz und Dentin erreicht, breitet sie sich lateral entlang der Verbindung zwischen Zahnschmelz und Dentin aus, was zu einer weiteren Demineralisation auf breiter Front führt. Die Struktur von Dentin unterscheidet sich von Zahnschmelz dahingehend, dass es eine organische Matrix aufweist, die kalzifiziert ist. Zellvorgänge laufen in der Jugend anfänglich durch das Dentin an der Verbindung zwischen Zahnschmelz und Dentin ab. Mit zunehmendem Alter wird diese Struktur von der Außenseite des Dentins nach innen kalzifizierter.

[0005] Während des Kariesvorgangs wird das Dentin zuerst entmineralisiert, und dem folgt eine Phase, bei der die Bakterien das denaturierte Dentin besiedeln. Die Dentinröhrchen werden stärker geweitet, und die Bakterien können dann innerhalb des Lumens der Röhrchen liegen. Sie erhalten Nährstoffe durch einfache Diffusionsvorgänge von der Außenfläche des Zahnschmelzes. Es ist wohlbewiesen, dass die Bakterien, die anaerob sind, in einen Ruhezustand übergehen oder absterben, wenn die Nährstoffzufuhr abgeschnitten wird.

[0006] Bei der herkömmlichen Zahnbehandlung muss die Läsion mittels eines Dentalbohrers mit hoher Drehzahl in einem Turbinenhandstück zugänglich gemacht werden. Beispielsweise werden zur Behandlung einer Läsion auf der interproximalen Fläche eines Zahnteils sowohl die Okklusions- als auch die Approximallfläche entfernt, um auch die Zerstörung zugänglich zu machen und auch die anschließende Restauration zu erhalten. Die Art des kariösen Angriffs führt dazu, dass der Zahnschmelz unterhöhlt wird. Das bedeutet, dass der Zahnschmelz unter Last bricht und häufig zurückgeschnitten werden muss.

[0007] Oft gibt es drei üblicherweise verwendete Gruppen von Materialien, die zur Restauration der erkrankten Zähne zur Verfügung stehen: Dentalamalgam, Verbundharze und Glas-Polyalkenoat-Zemente. Bei der Verwendung von Gold und Keramik sind mindestens zwei Besuche beim Zahnarzt erforderlich, und die Kosten werden dann übermäßig. Diese Materialien werden gewöhnlich dann verwendet, wenn ein wesentlicher Zahnverlust eingetreten ist und die herkömmlichen Materialien nicht dazu fähig sind, den einwirkenden klinischen Belastungen zu widerstehen.

[0008] Dentalamalgam hat sich in den letzten hundert Jahren als Material der Wahl erwiesen, wobei seine Verwendung jetzt aber sowohl aus ökologischen, Sicherheits- und ästhetischen Gründen in Frage gestellt wird. Es ist jedoch dasjenige Material, von dem die meisten Praktiker finden, dass es am einfachsten zu verwenden ist. Dental-Verbundstoffe überwinden das Problem der Ästhetik und können mäßigen Verschleißraten widerstehen, wobei ihr Schrumpfen beim Härten und ihre anspruchsvolle Technik und die Empfindlichkeit ihrer Technik aber bedeuten, dass die Zeit, die für ihre Positionierung erforderlich ist, etwa das anderthalbfache von derjenigen für Dentalamalgam beträgt. Um Undichtigkeiten am Rand zu vermindern, erfordern sie auch die Verwendung eines Dentinklebstoffs. Diese sind wiederum technikempfindlich. Obwohl Glas-Polyalkenoat-Zemente aufgrund der Freisetzung und Aufnahme von Fluorid therapeutisch sind, handelt es sich um spröde Materialien, und bisher ist keines der Materialien zur allgemeinen Verwendung in der Mundhöhle geeignet.

[0009] Bei allen Materialien ist es erforderlich, dass so viel der Zerstörung wie möglich auf eine Weise entfernt wird, die von Black 1890 beschrieben wurde. Die Identifizierung von infiziertem Dentin ist von Röntgenaufnahmen, einem Prüfen mit Sonden und einer visuellen Beurteilung abhängig. Diese Verfahren sind aber im günstigsten Fall ziemlich ungenau. Es steht fest, dass alle Pulpahöhlen nach Abschluss eine Anzahl von lebensfähigen Bakterien enthalten. Der Nichterhalt einer hermetischen Versiegelung oder einer Unterbrechung der Nährstoffzufuhr zu den Bakterien führt zu einer wiederkehrenden Zerstörung und schließlich der Notwendigkeit für einen Ersatz der Restoration. Die mittlere Lebensdauer einer Amalgam-Restoration liegt in der Größenordnung von acht Jahren, und diejenige eines Verbundstoffs beträgt vier Jahre. Extrapoliert auf die Lebensdauer eines Zahns bedeutet dies, dass ein Dentalamalgam wenigstens fünf oder sechs Mal und ein Verbundharz doppelt so oft ersetzt werden muss. Jedes Mal, wenn eine Restoration ersetzt wird, wird die Pulpahöhle vergrößert, und die Gefahr eines Versagens aufgrund eines Erreichens oder einer Überschreitung des Grenzwerts des Restorationsmaterials erhöht sich. Auf vergleichbare Weise wird, weil die verbleibende Menge an Zahngewebe abnimmt, die strukturelle Integrität des Zahns vermindert, was zum Versagen des Zahngewebes führt.

[0010] WO 93/21992, von dem angenommen wird, dass es den nächsten Stand der Technik darstellt, beschreibt ein Verfahren zur Desinfektion oder Sterilisierung von Geweben der Mundhöhle oder einer Wunde oder Läsion in der Mundhöhle durch das Auftragen einer photosensibilisierenden Verbindung auf die Gewebe, die Wunde oder die Läsion und das Bestrahlen der Gewebe, der Wunde oder der Läsion mit Laserlicht mit einer Wellenlänge, die von der photosensibilisierenden Verbindung absorbiert wird.

[0011] EP 0 830 850 A1 beschreibt ein Verfahren zur Polymerisation einer photopolymerisierbaren Dentalzusammensetzung unter Verwendung einer Lichthärtungsvorrichtung, die eine Laser-Lichtquelle und eine optische Faser einschließt. Die optische Faser wird in einer Pulpahöhle in die Dentalzusammensetzung eingeführt, und die Zusammensetzung wird bestrahlt, wodurch eine Polymerisation der Zusammensetzung bewirkt wird. Ein Füllstoff in der Zusammensetzung bewirkt eine Streuung des Laserlichts so, dass die Polymerisation progressiv von einem Teil der Zusammensetzung neben der Unterseite der Pulpahöhle in Richtung eines Oberflächenteils davon progressiv initiiert wird.

Kurzbeschreibung der Erfindung

[0012] Eine Hauptaufgabe der vorliegenden Erfindung besteht in der Verfügbarmachung eines Kits, der bei einer Technik für eine minimalinvasive Behandlung von Dentalkaries mit einer im Gegensatz zur gegenwärtigen Praxis minimalen Entfernung von Zahngewebe verwendet wird. Diese Technik umfasst die Herstellung eines kleinen Tunnels von der Außenfläche des Zahns zur Stelle der kariösen Läsion. Der Zugang kann mit einem sehr feinen, runden Bohrer in einem Dentalhandstück mit hoher Drehzahl hergestellt werden. Dies ermöglicht die Entfernung von Zahnschmelz und Dentin unter Bildung eines engen Tunnels mit einem Durchmesser von etwa 400 bis 1000 µm, vorzugsweise 500 bis 800, z.B. etwa 600 µm. Statt eines Dentalbohrers kann eine Laser-Schneidvorrichtung zum Schneiden des Tunnels verwendet werden. Dies führt zu einer schmerzfreien und anästhesiefreien Behandlung, die eine Anziehungskraft auf diejenigen Gruppen der Bevölkerung ausüben kann, die eine Phobie vor Zahnbehandlung haben und die gegenwärtig außer in Notfällen keine Behandlung in Anspruch nimmt.

[0013] Sobald ein Zugang zur Läsion erhalten ist, wird das kariöse Dentin mit einer photosensibilisierenden Verbindung, z.B. einem empfindlichen Farbstoff, beimpft. Beispiele für geeignete Photosensibilisatoren sind im europäischen Patent Nr. 0 637 976 aufgeführt. Die Bakterien nehmen den Farbstoff oder den anderen Photosensibilisator auf, und sobald die Läsion sensibilisiert ist, wird sie mit Licht einer speziellen Wellenlänge bestrahlt. Die Wechselwirkung zwischen dem Laser und dem Farbstoff führt zur Freisetzung von Singulett-Sauerstoff und dem Tod der Bakterien, und dies ist die Grundlage der photodynamischen Therapie. Sobald die Bakterien abgetötet sind, werden die Läsion und das sie umgebende demineralisierte Dentin mit einem Dentinersatz infiltriert, der in situ polymerisiert wird. In dieser Harzzusammensetzung kann Fluorid eingeschlossen sein, damit eine therapeutische Wirkung nach Abschluss der photodynamischen Therapie (PDT) bewirkt wird.

[0014] Weil die Behandlung der kariösen Läsionen die Entfernung eines Minimums an Zahnmaterial einschließt, wird der Zugang zu den Läsionen geschaffen, indem Höhlen mit einem kleinen Durchmesser geschnitten werden. Eine Aktivierung des Photosensibilisators innerhalb der Höhle wird bewerkstelligt, indem eine optische Faser mit einem kleinen Durchmesser und einer Spitze verwendet wird, die kleiner als 1 mm und vorzugsweise etwa 800 µm ist. Für sehr kleine Höhlen und Fissuren kann die Spitze eine maximale laterale Abmessung von 400 µm oder weniger, z.B. etwa 200 µm, haben.

[0015] Es gibt eine Reihe von Typen von kariösen Läsionen, die vorteilhaft behandelt werden. Diese umfassen das Zugänglichmachen der Läsion durch das Bohren eines Zugangstunnels von der Zahnoberfläche zu einer unterhalb der Krone gelegenen Läsion. Die Erfindung ist auch auf die Behandlung von Zahnwurzelkaries, zum Versiegeln von Fissuren, bei fortgeschrittenen restaurierenden Arbeiten und bei der Behandlung einer wiederkehrenden Karies neben einer Restauration oder einer künstlichen Krone anwendbar.

[0016] Die vorliegende Erfindung macht einen Kit zur Behandlung von kariösen Zahnläsionen verfügbar, umfassend: (a) einen fließfähigen Photosensibilisator, der einen lichtempfindlichen Farbstoff umfasst, (b) eine optische Faser, die so geformt und bemessen ist, dass sie in eine Pulpahöhle oder -vertiefung, in der die Läsion sich befindet, gelangt, wobei die Faser mit einem Mittel zur Erzeugung von Laserlicht zur Erzeugung von Laserlicht mit einer Wellenlänge, die vom Photosensibilisator stark absorbiert wird, proximal verbindbar ist und wobei die Faser einen distalen Teil hat, der frei von einer inneren lichtreflektierenden Schicht ist und so geformt ist, dass er emittiertes Licht auf den Wandungen der Vertiefung oder in der Höhle verteilt, und (c) eine Dichtmittel- oder Füllmaterial-Zusammensetzung, die in die Höhle oder Vertiefung einführbar ist und nach dem Härten eine luftdichte Versiegelung bildet, wobei der lichtempfindliche Farbstoff dahingehend wirksam ist, dass er mit dem Laserlicht so in Wechselwirkung tritt, dass Bakterien in der kariösen Läsion abgetötet werden.

[0017] Die mit Dentalkaries assoziierten Bakterien können unter Verwendung eines Photosensibilisators und eines Aktivierungssystems abgetötet werden. Die Konzentration des lichtempfindlichen Farbstoffs oder des anderen Photosensibilisators und die Sensibilisierungsdauer liegen vollumfänglich innerhalb der klinischen Anforderungen des praktizierenden Zahnarztes.

[0018] Es ist gezeigt worden, dass die verallgemeinerten Wirkungen der photodynamischen Therapie auf die innere Struktur des Zahngewebes beschränkt sind, und sie scheint keine Auswirkungen auf die Zellen innerhalb der Zahnpulpa zu haben.

[0019] Die Auswirkungen der Abschwächung der Lichtquelle während ihres Durchgangs durch demineralisiertes und teilweise demineralisiertes Dentin sind quantifiziert worden. Es ist gefunden worden, dass der Photosensibilisator demineralisiertes Dentin durchdringt und das Laserlicht durch eine signifikante Dicke an Dentin gelangt. Diese Befunde ermöglichen dem Zahnarzt im Vergleich zur herkömmlichen Praxis eine Begrenzung des entfernten Dentins.

[0020] Ein Bereich von Harzen mit geeigneten Eigenschaften zum Inokulieren durch ein enges Bohrloch ist bestimmt worden, und ihre therapeutischen Wirkungen können durch die Zugabe von Fluorid verstärkt werden. Zum Versiegeln und Füllen der engeren Höhlen, die in der Praxis dieser Erfindung vorgesehen sind, sind Dichtmittel-Zusammensetzungen entwickelt worden, die eine niedrige Viskosität aufweisen und dazu fähig sind, in enge Höhlen und Fissuren zu fließen. Solche Dichtmittel-Zusammensetzungen umfassen Mischungen aus Tetrahydrofurfurylmethacrylat (THFMA) (oder einem Derivat davon) mit einem oder mehreren mono- und difunktionellen Acrylaten und/oder Methacrylaten. Die Dichtmittel-Zusammensetzung sollte flüssig genug sein, wenn sie nach der Photosensibilisierungsbehandlung in die Höhle oder Vertiefung gespritzt wird. Eine typische Höhle kann einen Durchmesser von etwa 500 bis 1000 µm haben. Typische Viskositäten betragen 0,6 bis 1350 cP. Bevorzugte Dichtmittel-Zusammensetzungen umfassen eine Mischung aus wenigstens einem Harz, das durchschnittlich wenigstens zwei Acrylat- oder Methacrylatgruppen enthält, und einem copolymerisierbaren Methacrylat- oder Acrylatmonomer, das im Vergleich zum Harz eine niedrige Viskosität hat. Vorzugsweise ist das Methacrylatmonomer ein heterocyclisches Dimethacrylat, z.B. THFMA. Das Harz ist vorzugsweise ein Urethandimethacrylat oder ein Glycidylmethacrylat wie ein Epoxymethacrylat. Solche Zusammensetzungen sind ausführlicher in unserer gleichzeitig hiermit eingereichten anhängigen britischen Patentanmeldung Nr. 0000886.2 (unser Zeichen: DFX Case C) beschrieben.

[0021] Diese Harze sind auf die biologische Verträglichkeit getestet worden, und es ist gezeigt worden, dass sie eine Bioverträglichkeit aufweisen, die Zinkoxid/Eugenol, gemäß ISO [TR7405] dem Standard für die Bioverträglichkeit in der Zahnheilkunde, ähnlich ist. Einzelheiten zu verträglichen Harzen sind unten ebenfalls aufgeführt.

[0022] Nach Einführung des photosensibilisierenden Mittels in das enge Bohrloch im Zahn wird das Mittel mit Licht mit einer geeigneten Wellenlänge, die vom Photosensibilisator stark absorbiert wird, aktiviert, wobei das Licht von einem Laser erzeugt und über eine optische Faser übertragen wird. Die verwendete Wellenlänge hängt vom Absorptionsspektrum des Photosensibilisators ab. Toluidinblau O (ortho-Toluidin) wird vorzugsweise als Photosensibilisator verwendet und hat ein Absorptionsmaximum im Bereich von 600 bis 700 nm, insbesondere 630 bis 640 nm. Halbleiterlaser, Gallium/Arsenid- und Helium/Neon-Laser können verwendet werden.

Das Laserlicht kann kontinuierlich oder gepulst sein. Wenn das Licht gepulst ist, ist das Intervall zwischen den Impulsen vorzugsweise kurz, z.B. ein Bruchteil einer Sekunde bis zu einer Sekunde, vorzugsweise etwa 1/2 Sekunde. Es ist gefunden worden, dass es wichtig ist, das Laserlicht gleichmäßig innerhalb des Bohrlochs zu verteilen, statt es auf einen kleinen Zielbereich zu fokussieren. Eine Art, dies zu erreichen, besteht in der Bereitstellung einer optischen Faser, die durch eine isotrope Spitze, z.B. im Allgemeinen eine kugelförmige Spitze, terminiert ist. Ein Verfahren zur Bildung einer solchen Spitze ist im U.S.-Patent Nr. 5,073,402 beschrieben.

[0023] Im Wesentlichen kann die lichtverteilende distale Spitze zweckmäßig geformt werden, indem eine härtbare lichtdurchlässige Zusammensetzung am Ende der optischen Faser geformt oder gegossen wird. Eine kugelförmige Spitze kann gebildet werden, indem die optische Faser in eine polymerisierbare Zusammensetzung getaucht und das daran hängende Tröpfchen gehärtet wird, während das Tröpfchen in einer nicht mischbaren Flüssigkeit gehalten wird. Das Härten kann bewerkstelligt werden, indem Licht mit den zweckmäßigen Wellenlängen zum Härten durch die optische Faser geleitet wird. Geeignete Polymerisationszusammensetzungen umfassen lichthärtbare Acrylat- und Methacrylat-Zusammensetzungen einschließlich derjenigen, die unten als geeignete Dichtmittelmateriale beschrieben sind. Es kann wünschenswert sein, ein lichtstreuendes Material in das polymerisierbare Material einzuschließen, um die Gleichmäßigkeit der Bestrahlung des Wurzelkanals zu verbessern. Die gehärtete Spitze ist jedoch gegenüber Licht der zur Sensibilisierung des Farbstoffs ausgewählten Wellenlänge transparent oder halbdurchlässig.

[0024] Anders geformte Spitzen können gebildet werden, indem die gewünschte Form am Ende der optischen Faser geformt oder gegossen wird.

[0025] Eine isotrope lichtemittierende Spitze kann auch gebildet werden, indem die innen reflektierende Außenschicht der optischen Faser innerhalb eines kurzen Abstands zum distalen Ende entfernt oder die Außenschicht so beschränkt wird, dass sie auf das distale Ende nicht aufgetragen ist.

[0026] Das photosensibilisierende Mittel kann in einem Einheitsdosis-System verabreicht werden. Der Dentinersatz wirkt auf eine ähnliche Weise wie die gegenwärtig erhältlichen Dentinklebstoffe, die darauf ausgerichtet sind, Dentin zu infiltrieren, das mit sauren Demineralisierungsmitteln teilweise demineralisiert wurde. Der Dentinersatz infiltriert das demineralisierte Dentin und ergibt eine hermetische Versiegelung. Eine sekundäre Rolle besteht in der Verstärkung dieser Schicht, wodurch ein Dentintyp-Ersatz gebildet wird, der dentinähnliche Eigenschaften hat und eine kleine Restoration hält, die die Zugangshöhle versiegelt.

Photosensibilisator

[0027] Die photosensibilisierende Verbindung dient zur Desinfizierung der Zahnoberfläche und der inneren Struktur, indem eine Flüssigkeit oder ein Gel oder ein Lack verwendet wird, die bzw. das bzw. der sich in Kontakt mit der Läsion befindet, und das Gewebe mit Licht mit einer zweckmäßigen, vom Photosensibilisator absorbierten Wellenlänge bestrahlt wird. Die Flüssigkeit, das Gel oder der Lack ist gewöhnlich wässrig. Ein Gel kann gebildet werden, indem ein Geliemittel in die wässrige Lösung des Photosensibilisators eingeschlossen wird. Geeignete Geliemittel umfassen hydrophile Polymere wie Cellulosederivate und Polyvinylpyrrolidon. Alternativ können Verdickungsmittel wie kolloidales Siliciumdioxid (z.B. Cabasil) beispielsweise in Mengen von bis zu 10 Gew.-% zugegeben werden. Gele sind zur Vorbehandlung vor der Versiegelung von Fissuren oder dort, wo die Höhle verengt ist, besonders brauchbar.

[0028] Die- Photosensibilisator- und Laser-Kombination kann wie folgt angewandt werden:

- A) Desinfektion oder Sterilisation der ausgebohrten Kariesläsion.
- B) Zerstörung von kariösen Mikroben in oder auf der Zahnstruktur, um Karies zu behandeln oder zu verhindern.

[0029] Photosensibilisierende Mittel, die in dieser Erfindung verwendet werden, sind im Allgemeinen in den vorgesehenen Konzentrationen den Zielmikroben gegenüber und insbesondere dem umgebenden Gewebe gegenüber nicht toxisch. Es gibt aber keine Anforderung dahingehend, dass der Photosensibilisator den Mikroben gegenüber nicht toxisch sein sollte. Weil die Einwirkzeiten kurz sind, kann es akzeptabel sein, Verbindungen zu verwenden, die dem Gewebe gegenüber eine gewisse, leichte Toxizität aufweisen.

[0030] Es ist bevorzugt, dass die verwendete Photosensibilisatoren dazu fähig sind, im roten Ende des sichtbaren Spektrums oder bei einer längeren Wellenlänge zu absorbieren, weil diese Wellenlängen ein höheres Eindringvermögen in das die Läsion umgebende Gewebe haben.

[0031] Die bevorzugten Photoinitiatoren sind natürlich diejenigen, die gegen gramnegative Bakterien im Zusammenhang mit Dentalkaries wirksam sind. Dabei handelt es sich um die Farbstoffe. Von diesen ist gegenwärtig Toluidinblau O besonders bevorzugt. Alternativ können disulfoniertes Aluminiumphthalocyaninchlorid, Methylenblau, Azurblauchlorid verwendet werden. Obwohl der Farbstoff nicht spezifisch ist, kann er gegenüber den Mikroben innerhalb der kariösen Läsion spezifisch gemacht werden.

[0032] Die Konzentration des Photoinitiators und die Laserleistung sind aufeinander abgestimmt, um eine maximale Eindringung in Gewebe und maximale Abtötungsraten zu erhalten. Die Farbstoffkonzentration reicht von 0,00001 % bis 0,1 %. Die bevorzugte Konzentration beträgt 0,001 bis 0,01 %.

[0033] Die bevorzugte Laserbestrahlungsdauer des Photosensibilisators liegt zwischen 10 s und 90 s, und die bevorzugte Einwirkdauer beträgt von 20 bis 60 s, insbesondere von 20 bis 40 s.

[0034] Die Laserleistung beträgt vorzugsweise zwischen 20 und 600 mW, z.B. von 40 bis 200 mW, wobei von 40 bis 150 mW am meisten bevorzugt ist.

[0035] Die Konzentration der Photoinitiator-Lösung kann von Fremdflüssigkeit beeinflusst werden, und die Konzentration kann erhöht werden, um dies auszugleichen.

[0036] Um die Zugangsrate für bakteriell infiziertes, kariöses Zahngewebe zu verbessern oder zu erhöhen und zu ermöglichen, dass die photosensibilisierenden Mittel die maximale Wirkung haben, kann das Mittel zusammen mit, vor oder nach der photosensibilisierenden Lösung verwendet werden. Dabei kann es sich um folgende handeln:

- Säuren, um eine Lösung mit einem pH-Wert von 4,5 oder darüber, z.B. 4,5 bis 5, zu erzeugen
- Säuren, um organische/anorganische Ablagerungen zu durchdringen und zu entfernen
- Benetzungsmittel wie HEMA [Hydroxyethylmethacrylat] und Glutaraldehyd
- Demineralisierungsmittel wie Chelatbildner des Typs EDTA-Dinatrium.

[0037] Solche Materialien können Citronensäure, Polyalkensäure und Polyphosphonsäure, Phosphorsäure, EDTA und HEMA oder andere Säuren sein, deren Verwendung bei dieser Technik bekannt ist. EDTA und Citronensäure haben eine nachteilige Wirkung auf die Bakterien-Abtötungsrate, wenn sie gleichzeitig mit der photosensibilisierenden Behandlung verwendet werden. Somit sollten diese Additive vor oder nach der Behandlung mit dem Photosensibilisator verwendet und der behandelte Bereich vor der Behandlung mit dem Photosensibilisator mit einer Waschflüssigkeit gespült werden. Phosphorsäure, insbesondere, wenn sie auf einen pH-Wert von 4,5 oder darüber gepuffert ist, scheint eine günstige Auswirkung auf Bakterien-Abtötungsraten zu haben, wenn sie gleichzeitig mit der Photosensibilisierungsbehandlung verwendet wird.

[0038] Eine weitere Zugabe zur photosensibilisierenden Phase ist die Zugabe einer remineralisierenden Lösung, die gleichzeitig mit oder nach dem Auftragen des Farbstoffs aufzutragen ist.

[0039] Geeignete Mittel sind von B. E. Causton und N. W. Newell Johnson, 1982, BDJ:152, 9–11, R. S. Levine, D. R. Beech und B. Garton, 1977, BDJ, 143, 275–277 oder Pearse und Nelson, Caries Research 1988, 22, 362–370, beschrieben.

[0040] Es ist wichtig, dass diese Mittel den photosensibilisierenden Vorgang nicht stören. Insbesondere sollte die Verwendung von radikalfangenden und Singulett-Sauerstoff abfangenden Materialien als Zusätze vermieden werden.

[0041] Der Photosensibilisator kann mit einer Spritze verabreicht werden, z.B. mit einer Einheitsdosis-Vorrichtung, durch die die faseroptische Sonde geführt werden kann, wie beispielsweise unten beschrieben ist.

[0042] Nachdem die Bakterien abgetötet sind, wird das Bohrloch im Zahn versiegelt, indem als Dentinersatz ein Harz eingeführt wird, das die verbliebene Dentinstruktur infiltriert, indem es die poröse Struktur ausfüllt. Das Harz-Füllmaterial kann ein spritzbares Harz mit niedriger Viskosität sein, das mittels Licht oder durch eine Autopolymerisation polymerisiert werden kann. Zusätzlich kann das Harz Fluorid freisetzen. Wenn das Harz lichtpolymerisiert wird, kann Licht einer geeigneten Wellenlänge zum Härten des Harzes unter Verwendung derselben optischen Faser in das Loch eingeführt werden. Der Zweck des Dichtmittels besteht im Ausschluss von Luft vom behandelten Bereich, z.B. der Pulpahöhle oder -vertiefung.

[0043] Mögliche Harze, die zum Versiegeln des Lochs im Zahn verwendet werden können, umfassen: Dieje-

nigen wie in:

PCT/GB92/02128

PCT/GB98/00072

US 5,172,763

US 5,063,257

EP 0 356 868

GB 2 107 341

US 5,520,725

US 1,428,165

WO 97/00065

UK 1 488 403

US 4,267,097

US 4,001,483

[0044] Die hermetische Versiegelung nach dem Abtöten von Bakterien ist ein integraler Teil der nichtinvasiven Technik, weil eine bakterielle Reinfektion durch diese Mittel minimiert wird. Dies kann durch die Verwendung von vorhandenen Dentalmaterialien erreicht werden.

[0045] Die bevorzugten Materialien können eine Viskosität haben, die so variiert werden kann, dass sie zur Anwendung passt. Bevorzugte Viskositäten betragen von 0,33 bis 1340 cP. Wenn es als Dentinersatz verwendet wird, ist die Viskosität derjenigen von Wasser ähnlich, und es weist mechanische Eigenschaften wie eine Biegefestigkeit nach der Polymerisation im Bereich von 80 bis 170 MPa auf. Das Schrumpfen während der Polymerisation liegt im Bereich von 0,5 bis 4,5 Vol.-%. Der Dentinersatz besteht aus einem Blend von Harzen, wodurch ein Viskositätsbereich erhalten wird, der zur vorgesehenen Anwendung passt.

[0046] Dabei kann es sich um Dimethacrylate oder Methacrylate handeln, wie in den oben erwähnten Patenten aufgeführt ist. Die bevorzugte Mischung ist eine Mischung aus Urethandimethacrylat (UDMA), Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (BisGMA) und Tetrahydrofurfurylmethacrylat (THFMA). Diese können in verschiedenen Anteilen vorliegen, wobei die bevorzugte Zusammensetzung aus 50 % THFMA, 33 % UDMA und 17 % BisGMA besteht.

[0047] Das Material kann chemisch oder durch Einwirkenlassen von Licht mit einer bestimmten Wellenlänge polymerisiert werden. Dichtmittel auf der Grundlage von lichterhärtbaren Acrylaten oder Methacrylaten werden üblicherweise mit Licht mit einer Wellenlänge von etwa 450–470 nm gehärtet.

[0048] Kalthärtende Initiatorsysteme, die keine Zuführung von äußerer Energie (Wärme oder Licht) benötigen, sind Materialien wie Benzoylperoxid als Initiator und N,N-Dimethyl-p-toluidin als Aktivator.

[0049] Bevorzugte Lichtaktivierungssysteme sind diejenigen, die Campherchinon und ein Amin einschließen. Andere Aktivierungssysteme können auch verwendet werden.

[0050] Die Initiatoren sollten in einer geeigneten Menge vorhanden sein, um ein ausreichendes Maß der Umwandlung und eine ausreichende Umwandlungsgeschwindigkeit zu erhalten. Sie sind gewöhnlich in Mengen zwischen 0,1 % und 12 %, bezogen auf das Gewicht der Monomermischung, vorhanden. Bevorzugte Werte liegen zwischen 0,5 und 5 %, bezogen auf das Gewicht der Monomermischung.

[0051] Verschiedene Additive wie Antioxidantien, Stabilisatoren mit UV-Inhibitoren und Polymerisationsinhibitoren, Pigmente und Therapeutika wie Antibiotika, Corticosteroide und andere medizinische Stoffe wie Metalle können gegebenenfalls in die Mischung eingeschlossen werden.

[0052] Nachfolgend sind die Bedingungen veranschaulicht, die erforderlich sind, um eine Sterilisation von Bakterien im Zusammenhang mit Dentalkaries zu bewirken.

Stufe 1

[0053] Letale Photosensibilisierung von Streptokokkus mutans in einer Kochsalzsuspension.

[0054] Experimente sind unter Verwendung eines Konzentrationsbereichs von Toluidinblau O (TBO) durchgeführt worden. Diese Konzentrationen sind in eine Kochsalzsuspension von Streptokokkus mutans eingearbeitet und dann mit der in den Begleitzeichnung dargestellten Laservorrichtung bestrahlt worden. Ein Bereich

von Energiedichten und Bestrahlungszeiten wurde ausgewertet. Vollständige Einzelheiten zu den ausgewerteten Bestrahlungszeiten und den Laser-Energiedichten und Farbstoffkonzentrationen sind in Tabelle 1 aufgeführt.

TABELLE 1

Farbstoffkonzentration [µg/ml]	Farbstoff/Bakterien- Suspension Volumen [µl]	Laserenergie [mW]	Bestrahlungsdauer [s]
50	200	80	30
50	200	48	30
50	200	15	30
50	200	80	60
50	200	48	60
50	200	15	60
50	200	15	90
20	200	80	30
20	200	15	30
20	200	80	60
20	200	15	90
20	200	15	60
20	50	40	10
20	50	40	20
20	50	40	30
5	50	40	20
5	50	40	50
5	50	40	80

[0055] Farbstofflösungen wurden unter Verwendung von destilliertem Wasser jeweils frisch hergestellt. Zu Beginn wurden 100 µl einer Kochsalzsuspension von Streptokokkus mutans in einen Mikronapf einer Mikrotiterplatte gegeben. Diese stammten von Streptokokkus mutans NCTC 10449, und eine Suspension wurde so hergestellt, dass eine Bakterienkonzentration erhalten wurde, die von 10^8 bis 10^9 koloniebildenden Einheiten (CFU) reichte. [Diese hatten eine optische Dichte von etwa 0,10]. Diese Lösung wurde dann für den Rest des Experiments gelinde gerührt. Dazu wurden 100 µl entweder TBO oder Kochsalzlösung gegeben. Kochsalzlösung diente als Kontrolle. 30 s nach der Zugabe des Farbstoffs wurde die isotrope Sonde in die Suspension eingeführt und eine Bestrahlung in demjenigen Bereich von Kombinationen aus Bestrahlungszeiten/Energiedichten durchgeführt, der in Tabelle 1 aufgeführt ist.

[0056] Aluminiumfolie wurde um den Sockel eines jeden Napfes auf der Mikrotiterplatte gewickelt, um zu verhindern, dass die Laserstrahlung Näpfe neben den behandelten beeinflusste.

[0057] Nach der Bestrahlung wurde die Anzahl der Überlebenden in einem jeden Napf mittels einer Lebendkeimzahlbestimmung auf Trypton-Soja-Agar bestimmt. 100 µl Flüssigkeit aus dem Mikronapf wurden entfernt und dann nacheinander um das Zehnfache verdünnt. Die verdünnte Suspension wurde dann 24 h lang auf der Trypton-Soja-Agar-Platte kultiviert. Dann wurden Platten mit Dichten von koloniebildenden Einheiten zwischen 50 und 300 CFU ausgewählt, und diese wurden über die Gesamtheit der Probe auf der Platte auf überlebende Bakterien untersucht.

Ergebnisse

[0058] Mit verschiedenen Kombinationen von Laserenergie/Bestrahlungsdauer und Farbstoffkonzentrationen wurde ein Bereich von Abtötungsgraden erreicht. Dies zeigt, dass die erforderliche Abtötungsgrade mit einer bestimmten Laserenergie/Bestrahlungsdauer/bestimmten Farbstoffkonzentrationen erreicht werden können. Es gibt einen Bereich von Kombinationen, der für die klinische Verwendung zweckmäßig sein kann.

Phase 1:

[0059] Eine Bestrahlungsdauer von 30 s wurde als zu untersuchender Grundlinienwert willkürlich festgesetzt. Die Laserparameter wurden durch die Ausgangsleistungen der Maschine definiert, und 80 und 15 mW wurden als äußere Grenzwerte für die anfängliche Bestimmung ausgewählt. Farbstoffkonzentrationen wurden bei Werten fixiert, die zuvor für das Eindringen in Dentin nachgewiesen worden waren.

[0060] Die Ergebnisse der vier Stufen sind unten aufgeführt.

Bestrahlungsdauer 30 s

Stufe 1: Maximale Farbstoffkonzentration und maximale Laserleistung

Farbstoffkonzentration [µg/ml]	Laserenergie [mW]	Anfangs-CFU	% Bakterienabtötung Mittelwert	
50	80	E9 - E10	93,11 86,32	89,71

[0061] Dies deutete darauf hin, dass sehr wesentliche Abtötungen vorlagen, wobei die gesamten Abtötungen bei dieser speziellen Bestrahlungsdauer aber nicht einen Wert von 99,9 % aufwiesen.

Stufe 2: Minimale Farbstoffkonzentration und minimale Laserenergie

Farbstoffkonzentration [µg/ml]	Laserenergie [mW]	Anfangs-CFU	% Bakterienabtötung Mittelwert	
20	15	1,1E9	0 40,0	20,0

[0062] Dies zeigte, dass die minimale Ausgangsleistung des Lasers und eine niedrige Farbstoffkonzentration keine ausreichenden Abtötungen ergaben.

Stufe 3: Minimale Farbstoffkonzentration und maximale Laserenergie

Farbstoffkonzentration [µg/ml]	Laserenergie [mW]	Anfangs-CFU	% Bakterienabtötung Mittelwert	
20	80	E9 - E10	99,99 99,99	99,99

[0063] Dies zeigte, dass die erforderlichen Abtötungsgrade mit dieser Laserenergie und dieser Farbstoffkonzentration erreichbar waren.

Stufe 4: Maximale Farbstoffkonzentration und minimale Laserenergie

Farbstoffkonzentration [µg/ml]	Laserenergie [mW]	Anfangs-CFU	% Bakterienabtötung Mittelwert	
50	15	2,1 E10 2,8 E9	0 14,1	7,05

[0064] Dies zeigte, dass eine maximale Farbstoffkonzentration und eine minimale Laserenergie unzureichende Abtötungen ergaben.

Schlussfolgerungen

[0065] Daraus wird ersichtlich, dass brauchbare Abtötungen mit der minimalen Farbstoffkonzentration und der maximalen Laser-Ausgangsleistung erreichbar waren. Durch eine Erhöhung der Farbstoffkonzentration bei dieser Laserleistung wurde die Abtötungsrate vermindert. Daraus wurde geschlossen, dass die maximale Farbstoffkonzentration die erforderliche überstieg und dass bei niedrigeren Konzentrationen bessere Ergebnisse erreicht wurden. Dies wurde durch die Stufen zwei und vier bestätigt, obwohl die Abtötungsraten nicht sehr hoch waren, wobei höhere Farbstoffkonzentrationen niedrigere Abtötungsraten bewirkten.

[0066] Dann wurde eine weitere Arbeit durchgeführt, wobei verschiedene Bestrahlungsdauern und Laser-Energiedichten in einem Versuch verwendet wurden, denjenigen Bereich von Kombinationen zu bestimmen, der sich als wirksam erweisen würde. Zur Klarheit sind die Ergebnisse in der Reihenfolge einer steigenden Bestrahlungsdauer aufgeführt.

Bestrahlungsdauer: 10 s

Farbstoffkonzentration [µg/ml]	Laserenergie [mW]	Anfangs-CFU	% Bakterienabtötung Mittelwert	
20	40	2,6 E7	20,23 52,45	36,34

[0067] Dies wurde als ungeeignet für eine Verwendung betrachtet. Es wurde nicht mit einer niedrigeren Farbstoffkonzentration wiederholt, weil angenommen wurde, dass die erwartete Erhöhung der Abtötungsrate nicht ausreichend zu bewerkstelligen wäre, und die Bestrahlungsdauer wurde erhöht.

Bestrahlungsdauer: 20 s

Farbstoffkonzentration [µg/ml]	Laserenergie [mW]	Anfangs-CFU	% Bakterienabtötung Mittelwert	
5	40	1,7 E7 1,1 E8	0 60,3	30,1
20	40	3,0 E7 1,8 E7	79,36 82,9	81,1

[0068] Die Bestrahlungsdauer von 20 s erzeugte Abtötungsraten, die wesentlich höher waren. Bei der getesteten Farbstoffkonzentration von 20 µg/ml wurden Abtötungsgrade von 80 % erhalten.

Bestrahlungsdauer: 50 s

Farbstoffkonzentration [µg/ml]	Laserenergie [mW]	Anfangs-CFU	% Bakterienabtötung Mittelwert	
5	40	7,1 E7	84,43	87,14
		1,3 E8	89,85	

[0069] Die Bestrahlungsdauer wurde bei einer niedrigen Farbstoffkonzentration und einer niedrigen Laserleistung auf 50 s verlängert. Obwohl die Abtötungsraten nicht vollständig waren, waren sie beträchtlich. Dies deutete darauf hin, dass die niedrige Farbstoffkonzentration [5 µg/ml) wahrscheinlich der untere Grenzwert ist, der anwendbar ist. Um eine vollständige Abtötung zu erreichen, wären eine höhere Laser-Ausgangsleistung und eine längere Bestrahlungsdauer erforderlich.

Bestrahlungsdauer: 60 s

Farbstoffkonzentration [µg/ml]	Laserenergie [mW]	Anfangs-CFU	% Bakterienabtötung Mittelwert	
20	15	1,2 E9	86,32	52,29
		1,1 E9	18,26	
20	80	E9 - E10	99,99	99,99
			99,99	
50	15	1,3 E9	12,0	12,16
		2,8 E9	12,32	
50	48	2,3 E10	99,76	99,78
		1,3 E9	99,8	
50	80	E9 - E10	99,99	99,99
			99,99	

[0070] Wenn die Bestrahlungsdauer in einem Bereich von Laserenergien und Farbstoffkonzentrationen auf 60 s verlängert wurde, wurde ersichtlich, dass die Abtötungsraten für einen Bereich von Farbstoffkonzentrationen und Laserenergie-Ausgangsleistungen hoch waren. Es war ersichtlich, dass die minimale Laserenergie, die zum Erreichen von Abtötungsraten im Bereich von 10^9 erfolgreich war, in diesem Zeitintervall 45 mW betrug.

Phase 2: Letale Photosensibilisierung von Strep. mutans in einer Collagenmatrix

[0071] Dieser Abschnitt der Studie wurde so entworfen, dass die Studie von Phase 1 unter Verwendung einer Collagenmatrix wiederholt wurde, um die Auswirkung von Collagen auf das Eindringen von Licht/Farbstoff unter Anwendung der zu Beginn bestimmten Laser-Bestrahlungszeiten zu bestimmen. Das Ergebnis bestand in der Demonstration, dass in einer Collagenmatrix Abtötungsraten von 10^8 bis 10^{+10} erreicht werden konnten.

Verfahren

[0072] Das Verfahren ist gegenüber demjenigen, das in Caries Research [1995] 29:192–197 beschrieben ist, modifiziert. Die für die Verwendung ausgewählte Farbstofflösung war eine wässrige Lösung mit einem auf 5 eingestellten pH-Wert. Bei dieser Studie wurden keine Additive eingeschlossen. Bei dieser Stufe wurden keine Additive eingeschlossen, weil die Arbeit mit einer Bakteriensuspension zeigte, dass Additive die Wirksamkeit des PDT-Verfahrens verminderten. Dies ist ein Bereich, der in der nächsten Phase weiter untersucht wird.

[0073] 1009 µl behandeltes Rattenschwanz-Collagen und 50 µl einer Strep.-mutans-Suspension wurden miteinander vermischt, und die Lösung wurde über Nacht teilweise getrocknet, wodurch ein Pfropfen mit einer ge-

artigen Konsistenz erzeugt wurde. Dann wurden 50 µl TBO [Photosensibilisator] mit einer Mikropipette in die Mitte des Pfropfens injiziert. Es wurde festgestellt, dass die Farbstofflösung die Neigung aufwies, an den Seiten der Spitze der Mikropipette hochzuquellen und auf der Oberseite des Pfropfens eine Lache zu bilden. Dies führte zu einer ziemlich ungleichmäßigen Verteilung des Farbstoffs.

[0074] Gegenwärtig scheint es keine Möglichkeit zu geben, um dies zu vermeiden. Dies stellt eine der Einschränkungen des experimentellen Verfahrens dar. Diese Inokulierung des Farbstoffs vermindert die Farbstoffkonzentration effektiv um einen Faktor von vier. [Diese Verdünnung wird durch die Zugabe von 40 µl/ml zu einer Mischung von 150 µl/ml Collagen/Strep. mutans erzeugt; dies ist einer Gesamtkonzentration von 10 µl äquivalent.] Es wurde festgestellt, dass der Farbstoff nicht sehr schnell in die Collagenmatrix eindrang. Aus diesem Grund wurde eine Anzahl von Kontaktzeiten ausgewertet, um die zweckmäßigste Dauer zu finden. Ein zu kurzer Zeitraum würde bedeuten, dass die Bakterien innerhalb des Pfropfens nicht mit dem Farbstoff in Kontakt kommen könnten. Dies würde eine Verminderung der Anzahl von Bakterienabtötungen bedeuten. Eine zu lange Einwirkung des Farbstoffs würde zu "dunklen Abtötungen" führen, wobei der Sensibilisator allein eine Wirkung hätte. Um diese Wirkung zu bestimmen, wurden drei Kontaktzeiten, 30 s, 3 min und 1 h, untersucht.

[0075] Es wurden drei Bestrahlungszeiten, 30, 60 und 180 s, eingesetzt. Bei den eingesetzten Laserenergien handelte es sich um 80 mW und 60 mW.

[0076] Nach der Bestrahlung wurde der Collagenpfropfen 3 h lang mit 50 ml von 0,5 mg/ml einer Collagenase vom Typ 1A behandelt, um die Überlebenden freizusetzen und die Auszählung durch eine oben in Stufe 1 beschriebene Lebendkeimzahlbestimmung zu ermöglichen.

[0077] Zur Auswertung des schlechten Eindringens des Sensibilisators in den Pfropfen wurde eine Technik des Zerschnittens des Collagenpfropfens, um ihn porös zu machen, untersucht. Es wurde angenommen, dass dies eine größere Ähnlichkeit mit kariösem Dentin als der feste Collagenpfropfen hatte.

Ergebnisse

[0078] Die vorläufige Kontaktdauer von 60 min wurde verwendet, um die Permeation des Farbstoffs durch den dichten Collagenpfropfen zu bestimmen.

[0079] Eine Kontaktdauer von 30 s ergab gute Abtötungen mit den Farbstoff/Laser-Kombinationen, wobei der Farbstoff allein keine Auswirkung auf die Bakterien hatte. Die Ergebnisse der verschiedenen Energiedichten, Bestrahlungszeiten und Kontaktzeiten sind unten zusammen mit den erreichten Abtötungsraten und prozentualen Abtötungen aufgeführt. Die markierten Zahlen deuten auf diejenigen hin, mit denen der Meilenstein erreicht wurde.

Collagenpfropfen

Bestrahlungsdauer: 30 s. Farbstoffkonzentration: 10 µg/ml

Kontaktdauer Farbstoff/Bakterie [min]	Laserenergie [mW]	Zahl der Abtötungen	% Abtötung	Mittelwert, % Abtötung
0,5	80	2,07 E9 1,28 E9	77,2 80,2	78,7
3	80	1,36 E9 2,95 E9	64,8 85,6	75,2
60	80	3,28 E8	100	100
0,5	60	1,12 E9 2,21 E9	51,9 71,6	61,8

Bestrahlungsdauer: 60 s. Farbstoffkonzentration: 10 µg/ml

Kontakt-dauer Farbstoff/Bakterie [min]	Laserenergie [mW]	Zahl der Abtötungen	% Abtötung	Mittelwert, % Abtötung
0,5	80	2,72 E9 0	85,4 0	42,7
3	80	4,85 E9 4,29 E9	94,5 90,7	92,6
60	80	2,20 E9	100	100
0,5	60	1,12 E9 2,49	72,9 74,7	73,8

Bestrahlungsdauer: 180 s. Farbstoffkonzentration: 10 µg/ml

Kontakt-dauer Farbstoff/Bakterie [min]	Laserenergie [mW]	Zahl der Abtötungen	% Abtötung	Mittelwert, % Abtötung
0,5	80	2,96 E9 0	91,0 12,7	51,9
3	80	2,23 E9 5,7 E9	91,02 95,32	93,2
60	80	3,08 E8	100	100
0,5	60	1,89 E9 2,21 E9	85,9 72,36	79,1

[0080] Es ist klar, dass bei einer Bestrahlungsdauer von mehr als 30 s Abtötungsraten in der Größenordnung von 10^9 sowohl bei 60 als auch bei 80 mW erreichbar sind. Die prozentualen Abtötungen nehmen mit der Kontaktzeit mit den Bakterien zu. Dies demonstriert, wie wichtig es ist, dass der Farbstoff mit den Bakterien in Kontakt kommt. Der Collagenpfropfen stellt einen harten Test dar, weil er nicht porös ist und der Kontakt Farbstoff/Bakterien von der Diffusionsgeschwindigkeit durch die feste Masse des Pfropfens abhängt.

[0081] Zusammenfassend ist gefunden worden, dass Farbstoffkontakt/Verweilzeiten zwischen 30 s und 3 min zufriedenstellend sind. Laserbestrahlungszeiten zwischen 30 s und 180 s sind im Allgemeinen bevorzugt.

[0082] Um eine kariöse Läsion näher zu simulieren, wurde die Collagenmatrix zerschnitzelt. Dies ergibt eine poröse Struktur, wobei die Bakterien immer noch im Collagen gebunden sind. Dies ist einer kariösen Läsion ähnlich, bei der das Dentin porös ist. Die Ergebnisse dieser Studie sind unten aufgeführt.

Zerschnittzeltes Collagen

Kontakt-dauer Farbstoff/ Bakterien [min]	Laser- energie [mW]	Bestrahlungs- dauer	Zahl der Abtötungen	% Abtötung	Mittelwert, % Abtötung
3	80	30	3,08 E9 3,26 E9	91,1 91,0	91,05
3	80	60	5,46 E9 3,66 E9	91,3 90,4	90,8
3	80	180	6,84 E9 1,97 E9	95,73 87,42	92,1

[0083] Dies demonstriert, dass eine hohe Abtötungsrate in diesem Medium mit einer kurzen Bakterien-Kontakt-dauer und kurzen Laser-Bestrahlungszeiten erreicht werden kann.

Schlussfolgerungen

- 1) Es ist zu sehen, dass Abtötungsgrade von 10^9 Strep. mutans sowohl in einer Bakteriensuspension als auch in einer Collagenmatrix unter Verwendung von TBO und dem unten beschriebenen Laser erreichbar sind.
- 2) Die untersuchte Studie zur Collagenmatrix hat die Wichtigkeit der Kontaktdauer zwischen Farbstoff und Bakterie demonstriert.

[0084] Somit kann es wünschenswert sein, den Photosensibilisator für einen längeren Zeitraum, z.B. von bis zu etwa 5 min oder mehr, vorzugsweise 30 s bis 3 min, vor der Behandlung mit dem Laser in Kontakt zu halten. Während dieses Zeitraums kann die Läsion mit einer Lösung des Photosensibilisators gespült werden, so dass die Bakterien mit einem Strom von frischer photosensibilisierter Lösung in Kontakt gebracht werden.

[0085] Experimente mit Scheiben aus Dentin, die aus gezogenen humanen Zähnen ausgeschnitten wurden, haben gezeigt, dass es wünschenswert ist, eine Pulpahöhle oder -vertiefung mit einer Demineralisierungslösung z.B. von EDTA vor der Photosensibilisierungsbehandlung zu behandeln. Sogar eine kurze Vorbehandlung mit EDTA, z.B. als 0,1-molare wässrige Lösung, erhöht signifikant die Distanz, die das Laserlicht durchdringen kann. Sogar eine Vorbehandlung von Dentin mit 0,1-molarem EDTA oder einer anderen Demineralisierungslösung für nur 15 s erhöht die Tiefe der Lichtdurchlässigkeit und Farbstoffdurchdringung signifikant. Dies ist ein wichtiger Befund, der es dem Zahnarzt ermöglicht, sicher zu sein, dass Bakterien in Rissen, die sich in das Dentin eines behandelten Zahns erstrecken, abgetötet sind. Die Auswirkung der Demineralisierungsbehandlung auf die Lichtdurchlässigkeit und die Farbstoffabsorption ist in [Fig. 5](#) graphisch dargestellt. Die Auswirkung der Demineralisation scheint dahingehend selbstbeschränkend zu sein, als der maximale demineralisierte Bereich sich im Wesentlichen nur auf den Umfang des von der kariösen Läsion betroffenen Dentins beschränkt.

[0086] Die Begleitzeichnungen veranschaulichen eine Art der Ausführung eines Verfahrens unter Verwendung der Erfindung.

[0087] [Fig. 1](#) ist ein schematischer Querschnitt durch einen Zahn, wobei eine optische Faser in einem Loch positioniert ist, das in einen zersetzten inneren Bereich des Zahns gebohrt ist;

[0088] [Fig. 1\(a\)](#) ist eine Draufsicht des in [Fig. 1](#) veranschaulichten Zahns;

[0089] [Fig. 2\(a\)](#) ist ein schematischer Querschnitt eines Dental-Handstücks, das mit einer optische Faserspitze und einem Rohr zur Einführung des Photosensibilisators in die Höhle ausgestattet ist.

[0090] [Fig. 3](#) ist eine perspektivische Ansicht des Lasergehäuses, das an ein Dental-Handstück angeschlossen ist.

[0091] [Fig. 4](#) ist eine Ansicht in Richtung des Pfeils X in [Fig. 3](#) und

[0092] [Fig. 5](#) ist ein Diagramm, das die Wirkung der Erhöhung der Lichtdurchlässigkeit von kariösem Dentin durch eine Demineralisierung mit EDTA veranschaulicht.

[0093] Ein Zahn (1) wird zuerst mit einem feinen Dentalbohrer oder mit einem Laser angebohrt, wodurch ein enger Tunnel (2) zu einem zersetzten Bereich (3) gebildet wird. Nach Fertigstellung des Tunnels wird eine biegsame optische Faser (4) in das Loch eingeführt, bis die Spitze (5) sich nahe dem geschlossenen Ende des Tunnels befindet. Die Faser ist mit einer im Allgemeinen kugelförmigen, transparenten Spitze ausgebildet, damit gewährleistet ist, dass Licht, das entlang der Faser (4) geleitet wird und an der Spitze austritt, im Allgemeinen gleichmäßig in der Höhle (3) gestreut wird.

[0094] Photosensibilisator, der eine wässrige Lösung von Toluidinblau mit einer Konzentration von 50 µg/ml umfasst, wird beispielsweise mittels einer Spritze in den Tunnel injiziert. Nach einer Kontaktzeit von etwa 1 min wird der Photosensibilisator aktiviert, indem das proximale Ende der optischen Faser an eine Laserquelle angeschlossen und der Photosensibilisator in der Höhle (3) 60 s lang mit einem Laser-Leistungspegel von 60 mW und einer Wellenlänge von 640 nm bestrahlt wird. Das Innere der Höhle (3) wurde durch diese Behandlung im Wesentlichen vollständig sterilisiert, und der Tunnel wurde dann mit einem flüssigen, härtbaren Harz beispielsweise mittels einer Spritze gefüllt. Bei der verwendeten Zusammensetzung handelte es sich um eine Mischung von 50 Gew.-% Tetrahydrofurfurylmethacrylat (THFMA), 33 Gew.-% Urethandimethacrylat (UDMA) und 17 Gew.-% Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (BisGMA). Dieses Harz ist lichterhärtbar und wird am wirksamsten bei einer Wellenlänge von etwa 450 bis 470 nm gehärtet. Das Harz kann gehärtet werden, indem Laserlicht mit einer optischen Faser mit einer lichtverteilenden Spitze geleitet wird. Das Licht kann mit LED erzeugt werden, die bei 470 nm oder 150 oder 200 mW zentriert sind, wobei die Bestrahlungsdauer zwischen 5 und 30 s beträgt. Dieselbe optische Faser kann verwendet werden, um Lichtstrahlung auf das Harz einwirken zu lassen, wie zur Durchführung des Sterilisationsschritts. Wegen der verschiedenen verwendeten Wellenlängen ist es jedoch notwendig, eine andere Laserquelle zu verwenden. Sobald die Härtung abgeschlossen ist, kann die optische Faser beispielsweise mit einem Kreissägeblatt abgeschnitten oder einfach abgebrochen und die Oberseite geglättet werden.

[0095] [Fig. 2a](#) zeigt eine Modifikation der optischen Faser, die einen Katheter mit Vorratsbehältern für einen Photosensibilisator und ein Harz einschließt. Bei dieser Anordnung ist die optische Faser (4) durch einen Katheter (6) geführt. An einem Punkt jenseits der maximalen Länge, die in einen Zahn eingeführt würde, sind zwei Vorratsbehälter (7) und (8) ausgebildet. Der Vorratsbehälter (7) enthält einen Photosensibilisator, und der Vorratsbehälter (8) enthält ungehärtetes Harz. Um Photosensibilisator in die Höhle einzuführen, drückt der Zahnarzt den Vorratsbehälter (7) zusammen, wodurch eine Membran (10) reißt und Photosensibilisator zwischen der optischen Faser und dem Katheter und aus dem distalen Ende des Katheters fließen gelassen wird. Sobald der Sterilisationsschritt abgeschlossen ist, wird der Vorratsbehälter (8) zusammengedrückt. Dies führt dazu, dass Harz durch den Spalt zwischen der optischen Faser und dem Katheter fließt und den Photosensibilisator verdrängt, wodurch es den Tunnel füllt. Das Harz wird dann wie oben beschrieben gehärtet, und die optische Faser und der Katheter können dann abgeschnitten werden, und der Bereich mit der behandelten Karies wird versiegelt.

[0096] [Fig. 2\(a\)](#) zeigt eine entwickelte Form des Systems. Das Handstück (42) verfügt über eine "hineinschiebbare" optische Faser (4) mit einer isotropen Spitze (5). Die Faser wird an einem Schnappverschluss im Handstück (42) aufgenommen und ist durch das Handstück mit einer Laserquelle in der Konsole (41) optisch verbunden. Ein Hohlrohr (6) umgibt die optische Faser. Innerhalb des Handstücks sind Vorratsbehälter (7) bzw. (8) enthalten, die mit einem Photosensibilisator-Farbstoff bzw. einer Dichtmittel-Zusammensetzung gefüllt sind. Die Vorratsbehälter sind mit Zufuhrrohren (9) und (10) an das Rohr (6) angeschlossen. Die Vorratsbehälter können zusammendrückbare Taschen sein, so dass beim Einwirkenlassen von Druck auf die jeweilige Tasche nach Bedarf Farbstoff oder flüssiges Harz in das Rohr (6) und somit in die präparierte Höhle (2) oder Vertiefung im Zahn injiziert werden kann. Vorzugsweise handelt es sich bei den Vorratsbehältern, der Faserspitze und dem Rohr um Einwegartikel.

[0097] Eine weiterentwickeltere Version der Laserkonsole und ein Dental-Handstück, das die optische Faser aufnimmt, sind in den [Fig. 3](#) und [Fig. 4](#) veranschaulicht. [Fig. 3](#) zeigt eine perspektivische Ansicht des Lasergehäuses (41), das an ein Dental-Handstück (42) angeschlossen ist. Eine optische Faser (43) wird in demjenigen Teil des Handstücks gehalten, das in den Mund des Patienten eingeführt wird. Bei der optischen Faser (43) handelt es sich um ein "hineinschiebbares" Einwegelement, das eine isotrope Spitze trägt, die oben in Bezug auf die [Fig. 1](#) bis 2 beschrieben wurde. Das Gehäuse (41) enthält eine Laserlicht erzeugende Vorrichtung,

deren Ausgang an eine hochbelastbare, biegsame optische Faser innerhalb des Handstücks angeschlossen ist, wobei der Ausgang der Faser (44) an die Einwegfaser (43) angeschlossen ist. Das Gehäuse (41) kann zwei Laserquellen aufnehmen, wobei eine davon dazu fähig ist, Laserlicht mit einer Wellenlänge von etwa 670 nm zu emittieren, um die photosensibilisierende Behandlung zu bewirken, und die andere dazu fähig ist, Laserlicht zum Härten des Harzdichtmittels zu emittieren. Lichtleiter und ein Strahlungsteiler können vorgesehen sein, so dass Licht aus jeder Laserquelle selektiv auf die Spitze (43) aufgeschaltet werden kann. Die Faserspitze kann ausgewechselt werden, nachdem die Photosensibilisierungsbehandlung durchgeführt wurde, und eine frische Spitze in das Handstück geschoben werden, um die Härtung des Harz-Dichtmittels durchzuführen.

[0098] Fig. 4 zeigt ein Steuerungs-Bedienfeld (45) mit einem Sensorbildschirm (46) zur Programmierung der Laserenergie und der Behandlungsdauer. Zur Vereinfachung kann die Vorrichtung in tragbarer Form hergestellt werden und eine wiederaufladbare Batterie einschließen.

[0099] Nachfolgend werden verschiedene Arten veranschaulicht, auf die das photodynamische Therapiesystem (PDT) der vorliegenden Erfindung auf die Behandlung verschiedener Arten von Karies angewandt werden kann.

[0100] 1. Das PDT mit dem neuen Harz oder ohne dieses kann in einer herkömmlichen Höhle verwendet werden. Hier kann die Höhle mit Bohrern und Handinstrumenten auf die übliche Weise hergestellt werden. Sobald die weiche, mit Bakterien befallene Karies entfernt ist, wird die Höhle mit der Lösung des Farbstoffs gefüllt, der für einen Zeitraum zwischen 20 und 90 s belassen wird, wobei der bevorzugte Bereich zwischen 20 und 40 s liegt. Überschüssige Farbstofflösung wird entfernt, und die Innenflächen der Höhle werden für einen Zeitraum mit Licht der zweckmäßigen Wellenlängen bestrahlt, um den Sensibilisator zu aktivieren. Die Bestrahlungsdauer beträgt zwischen 20 und 90 s, und die bevorzugte Bestrahlungsdauer beträgt zwischen 30 und 60 s. Die Energiedichten liegen im Bereich zwischen 40 und 600 mW, z.B. von 40 bis 150 mW, wobei der bevorzugte Bereich 40 bis 80 mW beträgt. Das Einleitungssystem für das Licht besteht aus einem faseroptischen Stab vorzugsweise mit einem isotropen Emitter an der Spitze. Dies ergäbe eine Vorrichtung mit einer gleichmäßigen Strahlung über die Innenfläche der hergestellten Höhle. Ein bevorzugtes Behandlungsverfahren zur Verbesserung des Zugangs zu Bakterien, die im mineralisierten Teil des Zahns verblieben, und um zu gewährleisten, dass das photosensibilisierende Mittel die maximale Wirkung erzielt, bestünde in der Verwendung von Lösungen, die die Zahnkanälchen eröffnen. Diese würden vor dem Auftragen des Photosensibilisators verwendet. Solche Lösungen sind die oben beschriebenen Säuren, Demineralisierungsmittel und Benetzungsmittel.

[0101] Die Höhle kann mit herkömmlichen Restaurierungsmitteln restauriert werden, oder alternativ kann das neue Harz als Grundmaterial verwendet werden. Dies kann erreicht werden, indem zuerst die Harzlösung aufgetragen und dann das Harz in seiner gefüllten Form aufgetragen wird, weil dadurch eine formbare Paste erhalten wird. Vorzugsweise wird Licht mit einer zweckmäßigen Wellenlänge zum Polymerisieren des Harzes nach der Positionierung und zum Erhalt einer hermetischen Versiegelung verwendet. Alternativ kann eine Autopolymerisation durchgeführt werden. Die äußere Ummantelung des Materials kann aus herkömmlichen Restaurierungsmitteln bestehen.

2. Verwendung von PDT/Harz bei der Behandlung von Karies

[0102] Hier wird die Läsion am zervikalen Rand der Krone und auf der Wurzelfläche gefunden. Die Läsion ist im Allgemeinen umfangreich, aber relativ oberflächlich. Die Läsion wird zuerst mit dem Photosensibilisator behandelt. Dieser kann in Lösungs- oder in Gelform vorliegen und wird mit zweckmäßigen Geräten wie Bürsten oder Gelauftragvorrichtungen in die Läsion eingearbeitet. Die Einwirkdauer liegt im Bereich von 20 bis 90 s. Die Läsion wird dann für Zeiten im Bereich von 30 bis 90 s mit Licht der zweckmäßigen Wellenlänge bestrahlt. Die eingesetzten Energiedichten liegen im Bereich von 40 bis 600 mW, z.B. etwa 40 bis 100 mW. Um die Einwirkung von Licht auf die Läsion zu erleichtern, kann die isotrope Spitze durch einen Streifen mit einer inneren reflektierenden Oberfläche geführt werden. Dieser ist auf die Oberfläche der Läsion angepasst und reflektiert Licht auf die Läsionsoberfläche zurück. Diese Matrix weist eine ähnliche Form und Konfiguration wie die Läsionsoberfläche auf. Die Aufnahme von Farbstoff durch die Läsion kann wiederum durch die Verwendung der oben beschriebenen Lösungen verstärkt werden. Nach der Einwirkung des Photosensibilisators und von Licht wird ein Harz mit niedriger Viskosität auf die Oberfläche gestrichen und in die Läsion eingearbeitet. Vorzugsweise wird Licht mit einer zweckmäßigen Wellenlänge verwendet, um das Harz nach dessen Positionierung zu polymerisieren und eine hermetische Versiegelung zu erzeugen. Alternativ kann eine Autopolymerisation durchgeführt werden.

3. PDT/Harz als Fissur-Dichtmittel

[0103] Die PDT kann als Ergänzung für eine herkömmliche Versiegelung von Fissuren eingesetzt werden. Vor der Verwendung des herkömmlichen Harzes werden die Fissuren mit 35 %iger Phosphorsäure 15 bis 30 s lang sauer angeätzt. Der Photosensibilisator wird in Lösung für eine Dauer zwischen 10 und 40 s auf das Fissursystem aufgebracht. Überschüssige Lösung wird entfernt, und die Fissuren werden mittels eines faser-optischen Stabs mit einer isotropen Spitze am Ende mit Licht einer geeigneten Wellenlänge bestrahlt. Die isotrope Spitze wird über das Fissursystem geführt. Nach der Bestrahlung werden die Fissuren mit Fissur-Dichtmittel beschichtet, das dann mittels einer Quelle für sichtbares Licht mit einer zweckmäßigen Wellenlänge polymerisiert wird.

4. PDT als Ergänzung für eine herkömmliche umfangreiche Restorationsarbeit

[0104] Es ist weithin akzeptiert, dass nach der Präparation einer Höhle oder Krone eine wesentliche Zahl von Bakterien vorliegt, die die Dentinoberfläche kontaminieren. Ihre Elimination vor dem Zementieren von Kronen und Brücken vermindert die Gefahr einer wiederkehrenden Zerstörung unter der Restoration. Durch die Verwendung der PDT wird diese Gefahr vermindert, indem die Bakterien auf der Oberfläche der Präparation abgetötet werden. Die Kronenpräparation wird mit dem Photosensibilisator beschichtet, der für eine Dauer zwischen 10 und 40 s belassen wird. Die Präparation wird dann mit Licht der zweckmäßigen Wellenlänge bestrahlt, um den Photosensibilisator zu aktivieren. Die Bestrahlungsdauer beträgt zwischen 20 und 90 s, wobei die bevorzugte Bestrahlungsdauer zwischen 20 und 60 s beträgt, bei einer Energiedichte zwischen 40 und 80 mW. Die Bestrahlung kann verstärkt werden, indem eine Abschirmung mit einer Innenfläche aus reflektierendem Material über der Präparation angeordnet wird. Die faseroptische Übertragungsspitze wird durch diese Abschirmung geführt, und die reflektierende Oberfläche, die zusammen mit der isotropen Spitze verwendet wird, ergibt auf der Oberfläche der Präparation eine gleichmäßige Bestrahlung. Nach der Bestrahlung kann die Krone auf die übliche Weise einzementiert werden. Wiederum kann die Aufnahme des Photosensibilisators durch eine Vorbehandlung der Präparation mit den oben aufgeführten Chemikalien verstärkt werden.

5. Behandlung einer wiederkehrenden Karies unter Restorationen

[0105] Die PDT und das neue Harz können zur Behandlung einer wiederkehrenden Zerstörung unter Restorationen verwendet werden. Sobald die Läsion diagnostiziert ist, wird ein Zugang geschaffen, indem eine Tunnelhöhlung von der Zahnoberfläche bis zur Läsion gebohrt wird. Dies kann erfolgen, indem herkömmliche Instrumente wie ein kleiner runder Bohrer (Durchmesser 0,8 mm) verwendet werden. Der Photosensibilisator wird durch die Tunnelpräparation in die kariöse Läsion injiziert. Die Einwirkdauer liegt im Bereich von 20 bis 90 s. Nach der Einwirkung des Photosensibilisators wird die isotrope Sonde in die Tunnelpräparation eingeführt. Die Stelle wird mit Licht der zweckmäßigen Wellenlänge für einen Zeitraum von 20 bis 90 s bestrahlt. Die Bestrahlungszeiten liegen in einem Bereich von 20 bis 60 s, wobei eine Energiedichte von 40 bis 150 mW verwendet wird. Die Aufnahme und das Eindringen des Photosensibilisators können durch die vorherige Verwendung von Chemikalien, die das Dentin demineralisieren und das Collagen rehydratisieren, verstärkt werden. Das neue Harz kann durch den Zugangstunnel gespritzt und entweder unter Verwendung von Licht der zweckmäßigen Wellenlänge oder durch eine Autopolymerisation in situ polymerisiert werden.

Patentansprüche

1. Kit zur Behandlung von kariösen Zahnläsionen, umfassend:

- (a) einen fließfähigen Photosensibilisator, der einen lichtempfindlichen Farbstoff umfasst,
 - (b) eine optische Faser (**4**, **44**), die so geformt und bemessen ist, dass sie in eine Pulpahöhle oder -vertiefung, in der die Läsion sich befindet, gelangt, wobei die Faser mit einem Mittel zur Erzeugung von Laserlicht zur Erzeugung von Laserlicht mit einer Wellenlänge, die vom Photosensibilisator stark absorbiert wird, proximal verbindbar ist und
 - (c) eine Dichtmittel- oder Füllmaterial-Zusammensetzung, die in die Höhle oder Vertiefung einführbar ist und nach dem Härten eine luftdichte Versiegelung bildet, wobei der lichtempfindliche Farbstoff dahingehend wirksam ist, dass er mit dem Laserlicht so in Wechselwirkung tritt, dass Bakterien in der kariösen Läsion abgetötet werden,
- dadurch gekennzeichnet**, dass die Faser einen distalen Teil (**5**) hat, der frei von einer inneren lichtreflektierenden Schicht ist und so geformt ist, dass er emittiertes Licht um die Wandungen der Vertiefung oder der Höhle herum verteilt.

2. Kit nach Anspruch 1, wobei die Dichtmittel- oder Füllmaterial-Zusammensetzung eine niedrige Viskosität

hat und durch Lichteinwirkung härtbar ist.

3. Kit nach Anspruch 1 oder Anspruch 2, wobei die optische Faser (**4**, **44**) eine distale Spitze (**5**) hat, so dass sie zum Bestrahlen des Läsionsbereichs in einem Bogen von bis zu 360° fähig ist.

4. Kit nach Anspruch 3, wobei die Spitze der optischen Faser eine seitliche Abmessung von weniger als 1 mm hat.

5. Kit nach Anspruch 3, wobei die Spitze der optischen Faser eine seitliche Abmessung von 800 µm oder weniger hat.

6. Kit nach Anspruch 3, wobei die Spitze der optischen Faser eine seitliche Abmessung von 400 µm oder weniger hat.

7. Kit nach Anspruch 3, wobei die Spitze der optischen Faser eine seitliche Abmessung von etwa 200 µm hat.

8. Kit nach einem der Ansprüche 1 bis 7, weiterhin umfassend aus Säuren, Benetzungsmitteln und Demineralisierungsmittel ausgewählte Materialien zur Behandlung der Höhle, um vor der Behandlung der Läsion mit einem Photosensibilisator Zahnkanälchen zu öffnen.

9. Kit nach einem der Ansprüche 1 bis 8, umfassend einen Streifen mit einer reflektierenden Oberfläche und die Spitze der optischen Faser, die sich durch den Streifen erstreckt.

10. Kit nach einem der Ansprüche 1 bis 9, wobei der Photosensibilisator ein wässriger Farbstoff ist.

11. Kit nach Anspruch 10, wobei der Photosensibilisator eine wässrige Lösung von Toluidinblau O, disulfo-niertem Aluminiumphthalocyaninchlorid, Methylenblau oder Azurblauchlorid ist.

12. Kit nach Anspruch 11, wobei der Photosensibilisator eine wässrige Lösung von Toluidinblau O ist.

13. Kit nach Anspruch 10 oder Anspruch 11, wobei die Konzentration des Farbstoffs im Bereich von 0,00001 % bis 0,01 %, vorzugsweise im Bereich von 0,001 % bis 0,01 % liegt.

14. Kit nach einem beliebigen der vorhergehenden Ansprüche, weiterhin umfassend ein Mittel zur Erzeugung von Laserlicht.

15. Kit nach Anspruch 14, wobei das erzeugte Laserlicht eine Leistung von 20 bis 600 mW, vorzugsweise von 40 bis 200 mW, noch mehr bevorzugt von 40 bis 150 mW hat.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

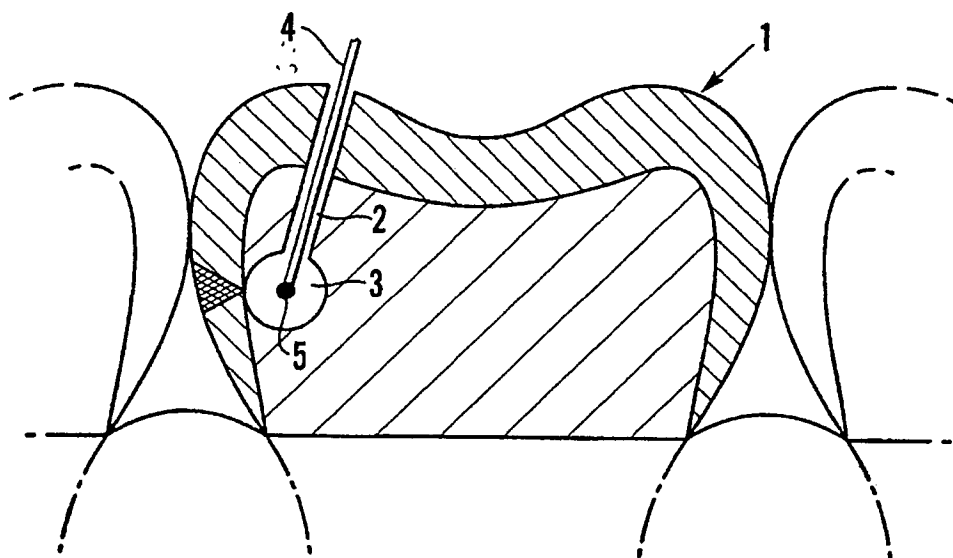


Fig. 1

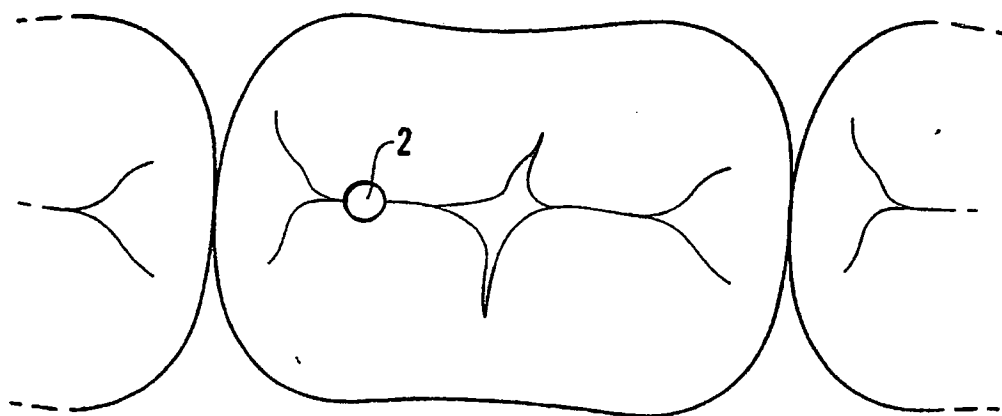


Fig. 1a

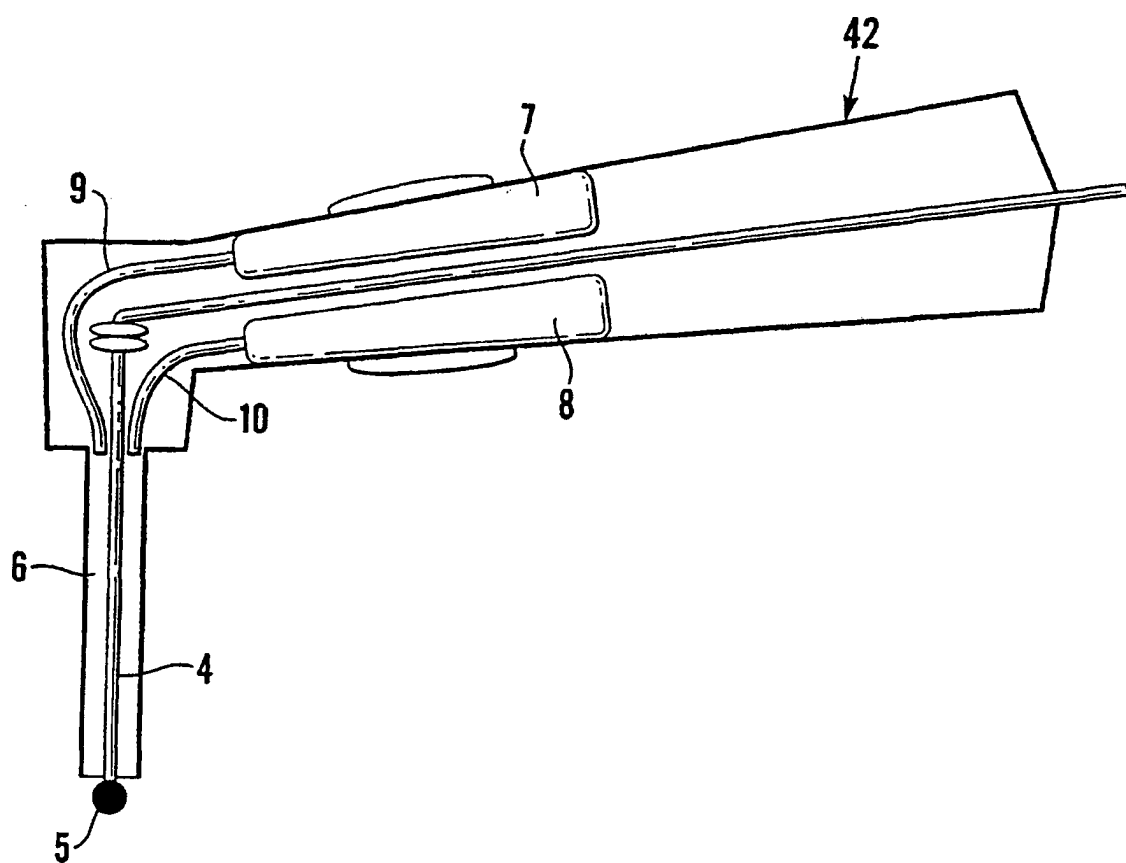


Fig. 2a

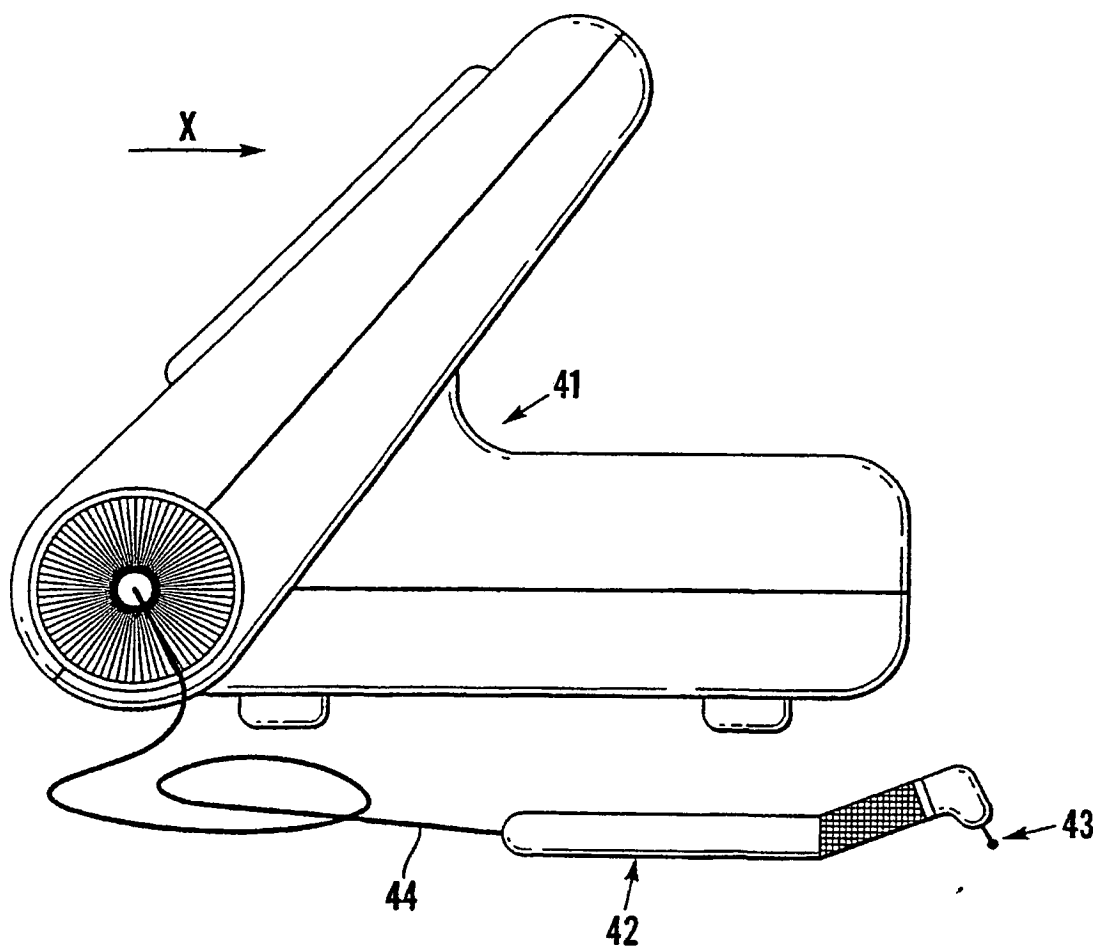


Fig.3

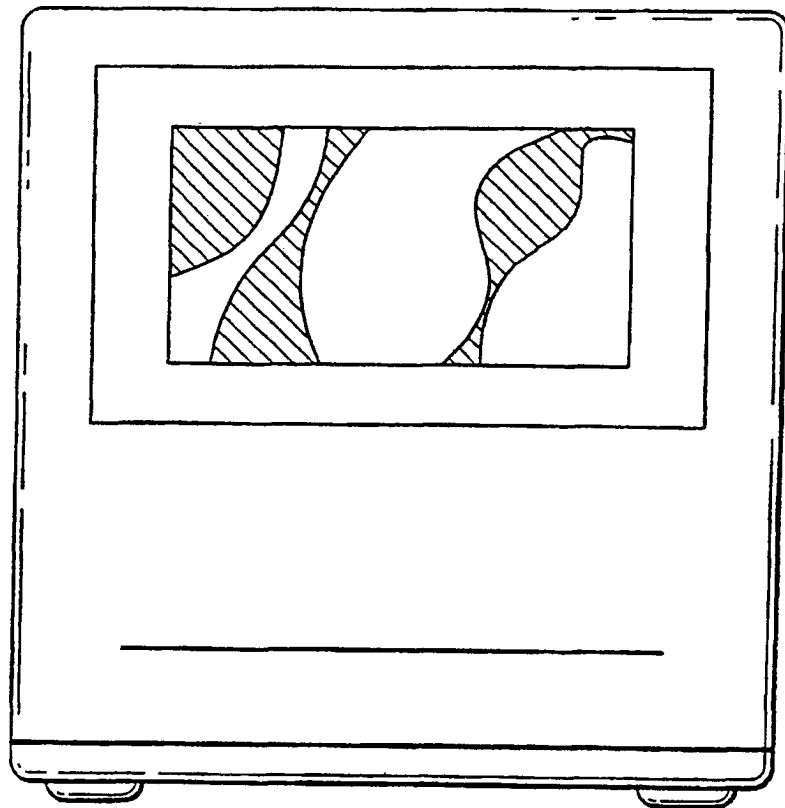
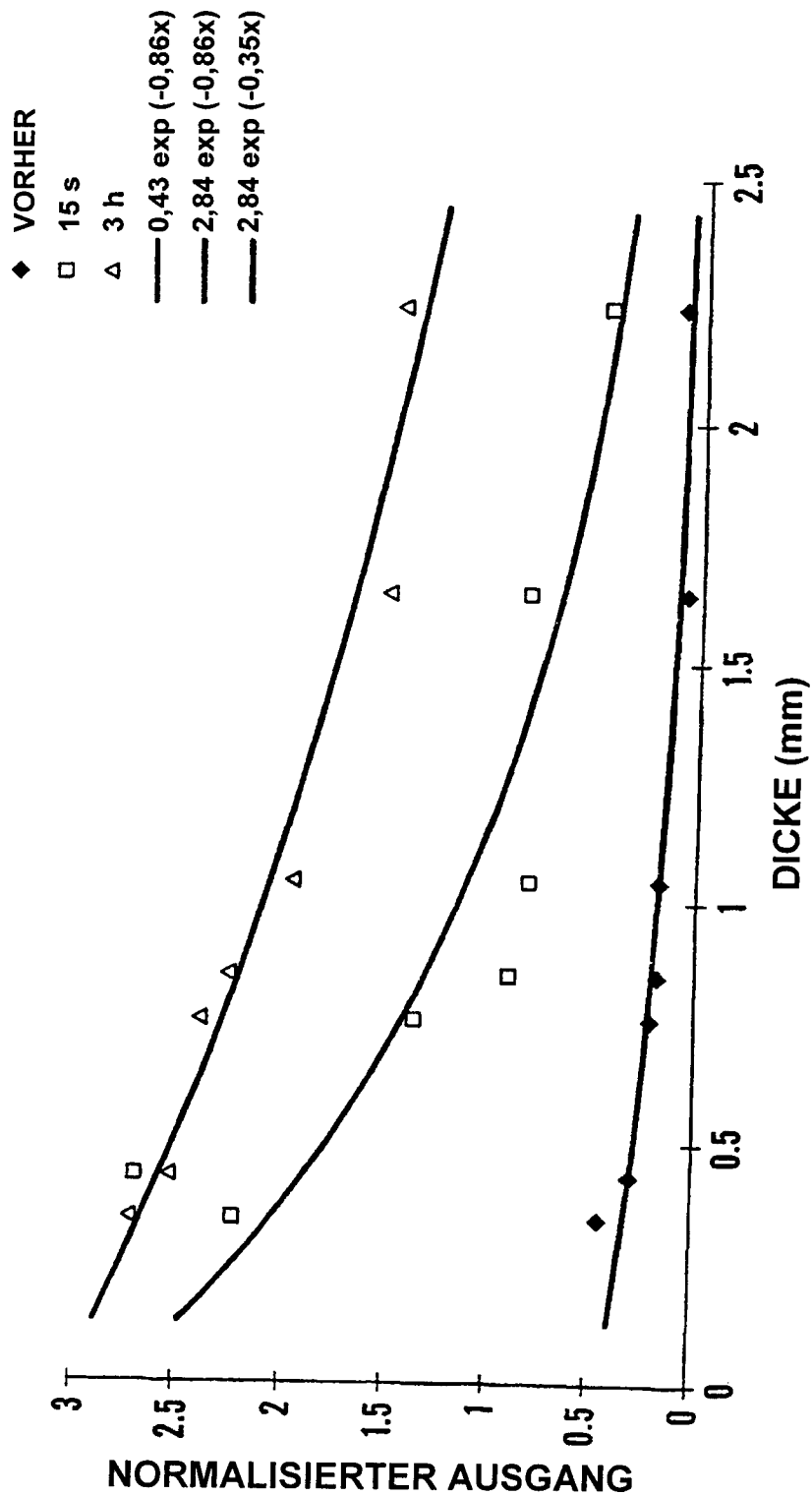


Fig.4



ERFASSTES LICHT ALS FUNKTION DER DICKE FÜR HORIZONTALE DENTIN-SCHEIBEN BEI VERSCHIEDENEN BEARBEITUNGSZEITEN

Fig.5