



PCT WELTORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM
Internationales Büro
INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE
INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)

<p>(51) Internationale Patentklassifikation⁵ : A61C 1/00</p>	<p align="center">A2</p>	<p>(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: WO 92/04876 (43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 2. April 1992 (02.04.92)</p>
<p>(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE91/00742 (22) Internationales Anmeldedatum: 18. September 1991 (18.09.91) (30) Prioritätsdaten: P 40 29 530.3 18. September 1990 (18.09.90) DE P 40 30 734.4 28. September 1990 (28.09.90) DE (71)(72) Anmelder und Erfinder: STEIGER, Erwin [DE/DE]; Spatzenwinkel 7, D-8038 Gröbenzell (DE). (74) Anwalt: BETTEN & RESCH; Reichenbachstraße 19, D-8000 München 5 (DE). (81) Bestimmungsstaaten: AT (europäisches Patent), BE (europäisches Patent), CA, CH (europäisches Patent), DE (europäisches Patent), DK (europäisches Patent), ES (europäisches Patent), FR (europäisches Patent), GB (europäisches Patent), GR (europäisches Patent), IT (europäisches Patent), JP, LU (europäisches Patent), NL (europäisches Patent), SE (europäisches Patent), SU⁺, US.</p>		<p>Veröffentlicht <i>Ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts.</i></p>
<p>(54) Title: DENTAL TREATMENT DEVICE AND FILLER MATERIAL FOR USE THEREWITH</p>		
<p>(54) Bezeichnung: DENTALES BEHANDLUNGSGERÄT UND FÜLLMATERIAL ZUR VERWENDUNG HIERMIT</p>		
<p>(57) Abstract</p>		
<p>Dental treatments are performed with a pulsed laser system, a fibre-optic transmission system, a dental fibre-optic laser hand tool (11) with interchangeable therapy heads (11a) and a special filler material based on hydroxylapatite or tetracalcium phosphate with which is mixed a tetracycline derivative. The system is suitable for the non-mechanical, contactless treatment of carious tooth defects, to make tooth cavities, to make permanent and non-toxic tooth inlays and for the non-mechanical preparation of root channels and their filling.</p>		
<p>(57) Zusammenfassung</p>		
<p>Mit einem gepulsten Lasersystem, einem faseroptischen Übertragungssystem, einem dentalen faseroptischen Laserhandstück (11) mit austauschbaren Therapiekopfstücken (11a) und einem speziellen Füllmaterial auf der Basis von Hydroxylapatit oder Tetracalciumphosphat, dem ein Tetracyclinderivat beigemischt ist, werden dentale Behandlungen durchgeführt. Das System eignet sich zur nichtmechanischen, berührungslosen Behandlung von kariösen Zahndefekten, zur Erzeugung von Zahnkavitäten, zur Erzeugung von dauerhaften und nichttoxischen Zahneinlagen, sowie zur nichtmechanischen Aufbereitung von Wurzelkanälen und deren Füllung.</p>		

+ Siehe Rückseite

+ BESTIMMUNGEN DER "SU"

Die Bestimmung der "SU" hat Wirkung in der Russischen Föderation. Es ist noch nicht bekannt, ob solche Bestimmungen in anderen Staaten der ehemaligen Sowjetunion Wirkung haben.

LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Code, die zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AT	Österreich	ES	Spanien	ML	Mali
AU	Australien	FI	Finnland	MN	Mongolei
BB	Barbados	FR	Frankreich	MR	Mauritanien
BE	Belgien	GA	Gabon	MW	Malawi
BF	Burkina Faso	GB	Vereinigtes Königreich	NL	Niederlande
BG	Bulgarien	GN	Guinea	NO	Norwegen
BJ	Benin	GR	Griechenland	PL	Polen
BR	Brasilien	HU	Ungarn	RO	Rumänien
CA	Kanada	IT	Italien	SD	Sudan
CF	Zentrale Afrikanische Republik	JP	Japan	SE	Schweden
CG	Kongo	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	SN	Senegal
CH	Schweiz	KR	Republik Korea	SU ⁺	Soviet Union
CI	Côte d'Ivoire	LI	Liechtenstein	TD	Tschad
CM	Kamerun	LK	Sri Lanka	TG	Togo
CS	Tschechoslowakei	LU	Luxemburg	US	Vereinigte Staaten von Amerika
DE	Deutschland	MC	Monaco		
DK	Dänemark	MG	Madagaskar		

1

Dentales Behandlungsgerät und Füllmaterial zur Verwendung hiermit.

Beschreibung

Hintergrund der Erfindung

Die Erfindung bezieht sich auf Verfahren und Vorrichtungen zur nichtmechanischen, berührungslosen Behandlung von kariösen Zahndefekten, der Erzeugung von dauerhaften und nichttoxischen Zahneinlagen (Inlays) in diesen so behandelten Zahnkavitäten, sowie der nichtmechanischen Aufbereitung und Füllung von Wurzelkanälen mittels gepulster Laserstrahlung.

Die in der restaurativen und präventiven Zahnheilkunde verwendeten Methoden und Geräte sind ausschließlich mechanischer Natur, d.h. die kariösen Zahndefekte im Zahnschmelz oder Dentin werden mit Hochgeschwindigkeitsbohrern oder Ultraschallfeilen im Kontaktverfahren entfernt. Je nach Umdrehungszahl der metallischen Bohreinsätze werden jedoch spezielle Zahn- oder Knochenresonanzen angeregt, so daß das Wohlbefinden des Patienten während der Behandlung sehr stark beeinträchtigt wird. Bei der Wurzelkanalbehandlung werden ebenfalls mechanische Instrumente wie K-Bohrer, K-Feilen, Hedstroem-Feilen oder Ultraschall-Feilen verwendet. In Falle der Handaufbereitung der Wurzelkanäle mit mechanischen Feilen überzieht ein sogenannter 'Smear Layer' die Kanalwandoberfläche, die feinen Dentinkanälchen werden mit Dentinschlamm verstopft. Das Ziel, eine inerte hermetisch versiegelnde Substanz anstelle der exstirpierten Pulpa einzubringen, um eine spätere Reinfektion des Kanals auf hämatogenem oder koronalem Wege vorzubeugen, wird nicht erreicht.

Das heute am meisten verwendete Wurzelkanal-Füllmaterial ist Guttapercha, ein Fabrikat unterschiedlicher Zusammensetzung. Es enthält durchschnittlich 19-22% Guttapercha als Matrix, 59-75% Zinkoxid als Füller, 1.5-17% Metallsulfide als Röntgenkontrastmittel und 1-4% Wachse oder Kunstharze zur Erhöhung der Plastizität. Guttapercha gilt praktisch als inertes Material, jedoch gibt es auch tierexperimentelle Untersuchungen, die es

als toxisch ausgewiesen haben. Die Verarbeitung von Guttapercha im Wurzelkanal erfolgt durch Erweichen des Materials direkt durch Hitze oder indirekt durch mechanische Reibung. Diese thermoplastische Wurzelfüllmethode erfordert hohes manuelles Geschick, da der Füllungsgrad des plastischen Materials schwer zu kontrollieren ist.

Zum Füllen von bearbeiteten Zahnkavitäten werden neben Amalgam - eine Legierung aus Quecksilber und anderen Metallen, die nachweislich Toxizität aufweist - Pasten mit keramischen Füllanteilen und Komposit-Inlays verwendet, die über UV-Licht ausgehärtet werden. Diese Materialien neigen durch ihr Schrumpfverhalten beim Aushärten zu Spaltbildungen, so daß eine bakterielle Reinfektion des Zahnschmelzes oder des Dentins erleichtert wird. Eine langzeitmäßige, hermetische Versiegelung der Zahnkavität wird nicht erreicht.

Aus der Patentschrift US-4.818.230 ist eine Methode zur Beseitigung von Zahnbefall und zur Entfernung von krankem Weichgewebe mit einem YAG-Laser bekannt.

Ferner ist aus der Patentschrift US-4.784.135 eine Methode und eine Vorrichtung zum Entfernen von organisch-biologischem Material ohne Wärmeentwicklung an benachbarten Arealen mit einer ultravioletten Wellenlänge kleiner als 200 nm bekannt.

Des weiteren ist aus der OS-DE 3816237 ein Feinfüllverfahren und ein Füllmaterial für zahnmedizinische Zwecke, bestehend aus einem Pulver, einem Granulat, einer Suspension oder einer Paste, die Hydroxylapatit enthält, bekannt geworden.

Der Erfindung liegt deshalb die Aufgabe zugrunde, neue Verfahren und verbesserte Vorrichtungen zur nichtmechanischen Behandlung von Zahndefekten, sowie dem nichtmechanischen Aufbereiten und Füllen von Wurzelkanälen und Zahnkavitäten mittels gepulster Laserstrahlung bereitzustellen, die sowohl einen erheblichen Komfort für den Patienten darstellen, als auch einen absoluten und dauerhaften Verschluß von Wurzelkanal- und Zahnkavitäten ermöglichen.

Zusammenfassung der Erfindung

Erfindungsgemäß werden neuartige Vorrichtungen und Verfahren vorgeschlagen, um mit einem gepulsten Lasersystem, einem faser-

optischen Übertragungssystem, einem dentalen faseroptischen Laserhandstück mit austauschbaren Therapiekopfstücken und einem speziellen Füllmaterial auf der Basis von Hydroxylapatit oder Tetracalciumphosphat sowohl nichtmechanische Behandlungen von kariösen Zahndefekten als auch deren Füllung, sowie eine Wurzelkanalaufbereitung und dessen Füllung durchführen zu können.

Als Strahlungsquelle für alle dentalen Verfahren wird erfindungsgemäß vorteilhaft ein gepulster, kompakt aufgebauter Cr: Al₂BeO₄ (Alexandrit)-Festkörperlaser verwendet, der im Grundbetrieb abstimmbare Wellenlängen im Bereich von 720-860 nm bereitstellen kann. Durch Zusatz eines geeigneten optischen Moduls sind im sogenannten frequenzverdoppelten Bereich Wellenlängen von 360-430 nm erreichbar. Dieser Wellenlängenbereich ist erfindungsgemäß in mehrfacher Hinsicht vorteilhaft. Zum ersten sind in diesem Bereich die Schwellenergiedichten zur Ablation (Photodisruption und Photodekompensation) wesentlich geringer als im sichtbaren Wellenlängenbereich, d.h. die gesamte Strahlendosis für den Patienten, die zu einer Laserbehandlung nötig ist, wird durch die Verwendung dieser Wellenlängen minimiert. Des weiteren tritt im Wellenlängenbereich von 360-430 nm keine Schädigung des DNA auf, da die Proteine und das DNA ihre Absorptionsmaxima im Bereich von 200 nm haben. Dies kann im Falle des Excimer-Lasers bei einer Wellenlänge von 193 nm bei zu hoher Strahlendosis zu karzinogenen Reaktionen des gesunden Hart- oder Weichgewebes führen. Schließlich liegt der Wellenlängenbereich von 360-430 nm im Hauptabsorptionsbereich von Tetracyclin - einem Antibiotikum - das erfindungsgemäß Hydroxylapatit oder Tetracalciumphosphat in geeigneter Konzentration beigemischt ist.

Auch ein gepulster, repetitiv gütegeschalteter Tm:YSGG (Thulium-dotierter Yttrium Scandium Gallium Granat)-Festkörperlaser mit einem abstimmbaren Wellenlängenbereich von 1.85-2.16 µm kann für dieses Verfahren vorteilhaft Verwendung finden. Frequenzverdoppelt liefert dieses Lasersystem mit einem optischen Zusatzmodul abstimmbare Wellenlängen im Bereich von 0.925 - 1.08 µm.

Hydroxylapatit ist sowohl Bestandteil der Mineralsubstanz des Knochens als auch der Zahnhart(Schmelz)- bzw. Zahnweich(Dentin)

-substanz. Der Zahnschmelz besteht zu 96% aus anorganischen Kalziumsalzen in einer Matrixstruktur (Hydroxylapatit). Das Zahndentin ist auch aus einer Hydroxylapatit-Struktur aufgebaut, enthält aber etwa 35% organisches Material, ist also ein lebendes Gewebe. Eine entsprechende Temperaturerhöhung von 10 - 15 °C bezüglich der Normaltemperatur von 37 °C kann bereits zur Nekrosebildung oder zum Gewebetod führen, wie dies beispielsweise durch die Anwendung eines Nd:YAG (Neodym-dotierter Yttrium Aluminium Granat)-Dauerstrichlasers der Fall ist.

Wird hingegen die Pulslänge der Laserstrahlung - wie im Falle des gepulsten Alexandrit-Lasers - in der Größenordnung der thermischen Relaxationszeit des Gewebematerials gewählt, ist es möglich, die Temperaturerhöhung des Gewebes lokal so zu dosieren, daß bestimmte chemische und physikalische Veränderungen initiiert werden, während das umliegende Gewebeareal unterhalb des Schwellwertes einer irreversiblen Veränderung bleibt. Ähnliches gilt auch für die Wahl der Wellenlänge des Lasers. Tetracyclin besitzt eine Reihe von Derivaten (Chlortetracyclin, Demelocyclin, Oxytetracyclin, Rolitetracyclin), die bevorzugt an Kalkverbindungen binden. So besitzt beispielsweise handelsübliches Doxycyclin ein Absorptionsmaximum für Laserstrahlung bei 372 nm, die anderen Tetracycline liegen nahe bei diesem Maximum. Außerdem blockieren die Tetracycline die Proteinsynthese von Mikroorganismen und sind dadurch peroral bakteriostatisch wirksam gegen Erreger.

Einem Pulver, einem Granulat, einer Suspension oder einer Paste, die Hydroxylapatit oder Tetracalciumphosphat in einer Korngröße von etwa 0.02-10 µm enthält, wird entsprechend der eingestellten Wellenlänge des Lasers ein Tetracyclinderivat in einer Konzentration von etwa 1-10% bezogen auf Hydroxylapatit oder Tetracalciumphosphat beigemischt. Außerdem kann zusätzlich ein weiterer Hilfsstoff, z.B. ein die Kalzifikation förderndes Protein, beigefügt sein. Diese Mischung wird als Füllmaterial für die Zahnkavität und die Zahnwurzeln verwendet und mit Laserstrahlung auskristallisiert.

Beschreibung der Zeichnungen

Fig. 1: Dentales Laserhandstück zur Behandlung von kariösen

Zahndefekten

Fig. 2: Dentales Laserhandstück zur Aufbereitung von Wurzelkanälen

Fig. 3: Modifizierte Ausführungsform eines dentalen Laserhandstückes zur Aufbereitung von Wurzelkanälen

Fig. 4-6: Verfahrensstufen zur Laserbehandlung von kariösen Zahndefekten und Erzeugung von Zahnkavitätsfüllungen mittels eines dentalen Laserhandstücks

Fig. 7-10: Verfahrensstufen zur Wurzelkanalaufbereitung und Wurzelkanalfüllung mittels eines dentalen Laserhandstücks

Fig. 11-13 Alternative Verfahrensstufen zur Laserbehandlung von kariösen Zahndefekten und Erzeugung von Zahnkavitäten mittels dentaler Laserhandstücke.

Fig. 14 Wurzelkanalaufbereitung mittels eines Justierkörpers auf dem Zahnoberteil.

Fig. 15-17 Verschiedene Querschnitte von Ausführungsformen eines Hilfskatheters zur Wurzelkanalaufbereitung.

Detaillierte Beschreibung der Erfindung

Die heute verfügbaren dentalen Lasersysteme sind ausschließlich Monotherapiegeräte, d.h. sie können lediglich eine genau definierte Wellenlänge im Ultravioletten (Excimer-Laser), im Sichtbaren (Frequenzverdoppelter Nd:YAG-Laser) oder im Infraroten (Nd:YAG-Laser) zur Verfügung stellen. Diese Systeme können entweder nur ablatieren (UV-Bereich) oder nur koagulieren (Sichtbarer und IR-Bereich), so daß mit einem Lasersystem entweder nur chirurgische oder nur reparative Zahnheilverfahren durchgeführt werden können.

Die erfindungsgemäßen Multitherapieverfahren werden nachfolgend detailliert beschrieben.

Ein dentales Laserhandstück zur Behandlung von kariösen Zahndefekten ist in Fig. 1 schematisch dargestellt. Das Laserhandstück 1 verfügt an seinem Vorderteil über ein einfach auszu-tauschendes Therapiekopfstück 1a, so daß ein einziges Grund-handstück für mehrere dentale Verfahren wie der Zahnkavitäts-erzeugung und der Wurzelkanalaufbereitung ausreichend ist. Die gepulste Laserstrahlung wird über einen faseroptischen Licht-

wellenleiter 2 von der Laserquelle zum Handstück 1 herangeführt. Der Laser ist ortsfest als Decken- oder Tischgerät aufgebaut, das faseroptische System 2 ist flexibel und gestattet dem Operateur mit dem Handstück 1 vollkommene Bewegungsfreiheit innerhalb der Mundhöhle des Patienten. Der faseroptische Lichtwellenleiter 2 ist vorzugsweise eine Lichtleitfaser mit Quarzkern und dotiertem Quarzmantel mit einem Kerndurchmesser von 200-600 μm . Bei Verwendung eines IR-Festkörperlasers als Strahlungsquelle besteht der Lichtleiterkern vorzugsweise aus wasserfreiem Quarzglasmaterial, um eine Leistungsämpfung der Laserstrahlung von der Quelle bis zum Behandlungsort zu minimieren. Der aus der Lichtleitfaser 2 divergent austretende Laserstrahl 3 wird durch ein optisches Element 4, vorzugsweise eine Kugellinse aus Quarzglas, Saphir oder wasserfreiem Quarzglas, parallelisiert. Die Lichtleitfaser 2 befindet sich dabei im rückseitigen Brennpunkt des optischen Elements 4. Der parallele Laserstrahl 3, der frei im Handstück verläuft, wird durch ein weiteres optisches Element 5, vorzugsweise eine langbrennweitige Linse, fokussiert, nachdem er durch einen Spiegel 6 in seiner Strahlrichtung so umgelenkt wurde, daß der fokussierte Strahl 10 in optimaler Weise auf den kariösen Zahndefekt gerichtet werden kann. Das Vorderteil 1a ist mit dem Haupthandstück 1 trennbar verbunden. Zwei optische Elemente 7 und 7a, vorzugsweise entspiegelte Quarzglasfenster, verhindern das Eindringen von Staub und Schmutz in die getrennten Einzelteile. Diese optischen Fenster sind, falls erforderlich, leicht zu reinigen. Zusätzlich wird durch das Handstück 1 über Standardzuleitungen 8 und 8a von dentalen Zusatzgeräten ein Luft/Wasser-Gemisch ('Spray') herangeführt, das über Öffnungen 9 und 9a auf den Zahndefekt zum Zwecke der Kühlung gerichtet ist.

Fig. 2 zeigt schematisch ein erfindungsgemäßes dentales Laserhandstück zur Aufbereitung von Wurzelkanälen. Das Handstück 11 besitzt wie das Handstück 1 aus Fig. 1 ein einfach austauschbares Therapiekopfstück 11a, einen faseroptischen Lichtwellenleiter 12, Kugellinsen 14 und 14a, einen Umlenkspiegel 15 und entspiegelte Quarzglasfenster 16 und 16a. Der parallele Laserstrahl 13 wird in diesem Fall über eine weitere Kugellinse 14a auf ein faseroptisches Lichtwellenleiterstück 17, vorzugsweise eine Lichtleitfaser mit Quarzglaskern und dotiertem Quarzglas-mantel mit einem Kerndurchmesser von 200-600 μm , fokussiert.

Das proximale Lichtleitfaserende befindet sich dabei im vorderseitigen Brennpunkt der Kugellinse 14a. Das optische Faserstück 17 ist über das trennbare Handstückvorderteil 11a leicht wie herkömmliche dentale Metallbohrereinsätze austauschbar. Das Laserhandstück 11 besitzt ebenfalls Standardzuleitungen 19 und 19a, die über die Öffnungen 20 und 20a dem Zahnwurzelkanal zur Kühlung ein Luft/Wasser-Gemisch zuführen. Am distalen Ende des optischen Faserstücks 17 tritt der Laserstrahl 18 divergent aus.

Fig. 3 zeigt schematisch eine modifizierte Ausführungsform eines erfindungsgemäßen dentalen Laserhandstücks zur Aufbereitung von Wurzelkanälen. Das Handstück 21 besitzt wie das Handstück 11 aus Fig. 2 ein einfach austauschbares Therapiekopfstück 21a, einen faseroptischen Lichtwellenleiter 22, Kugellinsen 24 und 24a und entspiegelte Quarzglasfenster 26 und 26a. Der parallele Laserstrahl 23 wird wie in Fig. 2 über eine Kugellinse 24a auf ein faseroptisches Lichtwellenleiterstück 27 fokussiert. Das proximale Lichtleiterende befindet sich dabei im vorderseitigen Brennpunkt der Kugellinse 24a. Die optische Faser 27 ist über das trennbare Handstückvorderteil 21a leicht austauschbar. Das Vorderteil 21a ist entsprechend der Anatomie des Zahnwurzelkanals leicht abgewinkelt, so daß der Operateur unter guter Sicht das Lichtleiterstück 27 in den Wurzelkanal des Patienten einschieben kann. Das Laserhandstück 21 besitzt ebenfalls Standardzuleitungen 29 und 29a, die über die Öffnungen 30 und 30a dem Zahnwurzelkanal zur Kühlung ein Luft/Wasser-Gemisch zuführen. Am distalen Ende des optischen Faserstücks 27 tritt der Laserstrahl 28 divergent aus.

Die Fig. 4-6 zeigen schematisch die einzelnen Verfahrensschritte zur Laserbehandlung von kariösen Zahndefekten und zur Erzeugung von Zahnkavitätsfüllungen mittels des dentalen Laserhandstücks 1.

Ein kariöser Zahndefekt 31, der entweder nur im Zahnschmelz 32 lokalisiert ist oder auch bis in das Zahndentin 33 reichen kann, wird durch die gepulste Laserstrahlung 10 einer Alexandrit-Laserquelle, einer Tm:YAG (Thulium-dotierter Yttrium Aluminium Granat)-, einer Tm:YSGG (Thulium-dotierter Yttrium Scandium Gallium Granat)-, einer Tm:Ho:YAG (Thulium, Holmium-dotier-

ter Yttrium Aluminium Granat)-, einer Tm:Ho:Cr:YAG (Thulium, Holmium, Chrom-dotierter Yttrium Aluminium Granat)-, einer Tm:Cr:YAG (Thulium, Chrom-dotierter Yttrium Aluminium Granat)-, einer Tm:Er:YAG (Thulium, Erbium-dotierter Yttrium Aluminium Granat)-, einer Tm:Er:Cr:YAG (Thulium, Erbium, Chrom-dotierter Yttrium Aluminium Granat)- oder einer Nd:Er:Cr:YAG (Neodym, Erbium, Chrom-dotierter Gadolinium Scandium Gallium Granat)- Laserquelle geeigneter Wellenlänge und Pulsdauer mit dem Handstück 1 und dem Therapiekopfstück 1a ablatiert (Fig. 4). Die Wellenlänge, vor allem aber die Pulsdauer des Lasersystems, wird so gewählt, daß das lebende Gewebe des Wurzelkanals 34 durch axiale Wärmeleitung nicht irreversibel geschädigt wird und absterbt. Dies wird auch durch das Luft/Wasser-Gemisch, das koaxial zum fokussierten Laserstrahl 10 aus dem Laserhandstück 1 austritt, verhindert.

Fig. 5 zeigt schematisch das Ergebnis der Kariesablation nach der Laserbehandlung mit einer resultierenden Zahnkavität 35 im Zahnschmelz 32 oder im Zahndentin 33. Diese Zahnkavität wird mit einem Pulver, einem Granulat, einer Suspension oder einer Paste 36, die Hydroxylapatit oder Tetracalciumphosphat in einer Korngröße von etwa 0.02-10 µm enthält und der ein Tetracyclin-derivat in einer Konzentration von 1-10% bezogen auf Hydroxylapatit oder Tetracalciumphosphat beigemischt worden ist, stufenweise aufgefüllt und mit gepulster Laserstrahlung 10 über das Laserhandstück 1 bestrahlt, bis es auskristallisiert (Fig. 6). Das Laserhandstück 1 wird vom Operateur so plaziert, daß sein Brennpunkt oberhalb der Zahnoberfläche liegt, so daß die Laserstrahlung 10 divergent, d.h. mit geringerer Pulsenergiedichte, auf die Füllung 36 auftrifft.

Die Fig. 7-10 zeigen schematisch die einzelnen Verfahrensschritte zur Wurzelkanalaufbereitung und Wurzelkanalfüllung mittels des dentalen Laserhandstücks 11. Mit dem Therapiekopfstück 1a wird gemäß Fig. 4 eine Zahnkavität 35 durch den Zahnschmelz 32 und das Zahndentin 33 bis zu den Eingängen der Zahnwurzeln 34 freigelegt. Nach dem einfachen Austausch des Therapiekopfstücks 1a gegen das Therapiekopfstück 11a wird das optische Lichtleiterstück 17 in einen Wurzelkanal antegrad unter Laseremission vorgeschoben und die Pulpa durch Ablation extirpiert (Fig. 7).

Durch die Laserablation mit dem Therapiekopfstück 11a wird das nekrotische Gewebe aus dem endodontischen Hohlraum vollständig entfernt. Eine zusätzliche Spülung des Endodontiekanals mit einem Luft/Wasser-Spray aus dem Laserhandstück 11 während der Wurzelkanalaufbereitung entfernt möglichen Dentinschlamm optimal, da bei geeigneter Wahl der Laserpulslänge zusätzlich in der Spülflüssigkeit laserinduzierte Stoßwellen erzeugt werden, die eine vollständige Desinfektion des Wurzelkanals durch Kavitationseffekte bewirken. Die feinen Dentinkanälchen im Zahndentin 33 sind dadurch sauber und offen, und können anschließend hermetisch versiegelt werden. Zur apikalen Begrenzung der Wurzelkanalfüllung am physiologischen Foramen, d.h. an der Dentin/Zement-Grenze (Fig. 8), wird ein geeigneter Guttaperchastift 37 oder ein Stift, der Hydroxylapatit oder Tetracalciumphosphat gemischt mit einem Tetracyclinderivat geeigneter Konzentration enthält, in den Wurzelkanal eingeführt und mit dem Therapiekopfstück 11a über die Lichtleitfaser 17 aufgeschmolzen, so daß eine spaltfreie Abdichtung des Kanals und der Dentinkanälchen am physiologischen Foramen erfolgt. Der Rest der Wurzelkanalkavität 34 wird dann sukzessive mit einem Pulver, einem Granulat, einer Suspension oder einer Paste 36, die Hydroxylapatit oder Tetracalciumphosphat in einer Korngröße von etwa 0.02-10 µm enthält und der ein Tetracyclinderivat in einer Konzentration von 1-10% bezogen auf Hydroxylapatit oder Tetracalciumphosphat beigemischt worden ist, aufgefüllt und mit gepulster Laserstrahlung aus der optischen Faser 17 über das Laserhandstück 11 bestrahlt, bis es auskristallisiert und den Wurzelkanal hermetisch versiegelt (Fig. 9). Die restliche Zahnkavität 35 wird dann gemäß dem Verfahren aus Fig. 6 mit der Füllung 36 aufgefüllt und mit dem Laserhandstück 11 und dem Therapiekopfstück 1a auskristallisiert, bis die Zahnoberfläche hermetisch versiegelt ist (Fig. 10).

- 10 -

Die Fig. 11 - 13 zeigen schematisch die einzelnen Verfahrensschritte für eine alternative Laserbehandlung von kariösen Zahndefekten und der Erzeugung von glattberandeten Zahnkavitäten mittels unterschiedlicher dentaler Laserhandstücke.

Mit dem Therapiehandstück 1 und dem Kopfstück 1a wird gemäß Fig. 11 ein kariöser Zahndefekt 31, der entweder nur im Zahnschmelz 32 lokalisiert ist oder auch bis in das gesunde Zahndentin 33 reichen kann, durch die gepulste Laserstrahlung 10 geeigneter Wellenlänge und Pulsdauer nahezu athermisch ablatiert. Die Wellenlänge und die Pulsdauer der Laserstrahlung 10 wird dabei so gewählt, daß das lebende Gewebe des Wurzelkanals 34 durch axiale Wärmeleitung nicht irreversibel geschädigt wird und abstirbt. Dies kann auch durch ein zusätzliches Luft/Wasser-Gemisch, das koaxial zum fokussierten Laserstrahl 10 aus dem Therapiekopf 1 austritt, verhindert werden.

Ist die dadurch resultierende Innenfläche der Zahnkavität 35 durch den unsymmetrischen Aufbau des kariösen Zahndefekts 31 nicht glattberandet, so daß diese sofort für eine Zahnfüllung gemäß Fig. 6 geeignet wäre, muß mit einem weiteren Laserhandstück 37 eine glattberandete Kavität 35 erzeugt werden. Dies geschieht direkt mit einer optischen Lichtleitfaser 38 mit einem Kerndurchmesser von 200 - 600 µm, die verschiebbar im Therapiestück 37 angeordnet ist. Ein gewisser kleiner Teil 39 der optischen Lichtleitfaser 38 steht dabei aus dem Laserhandstück 37 während der Zahnschmelz- und/oder Dentin-Ablation permanent hervor.

Die Pulsenergie der Laserstrahlung, die bei der Ablation von jetzt gesundem Zahnschmelz- und/oder Dentin-Material Verwendung findet, ist höher als diejenige, die für die Ablation des kariösen Zahndefekts 31 Verwendung fand.

- 11 -

Mit dem Therapiestück 37 wird dann solange gesundes Zahnschmelz- und/oder Dentin-Material athermisch ablatiert, bis eine glattberandete Zahnkavität 35 gemäß Fig. 13 entstanden ist. Diese kann gemäß Fig. 6 leicht mit Füllmaterial aufgefüllt und mit dem Laserhandstück 1 auskristallisiert werden.

Fig. 14 zeigt eine alternative Möglichkeit zur Wurzelkanalaufbereitung mittels eines Justierkörpers 40 und eines Katheterstücks 41, die Fig. 15 - 17 verschiedene Querschnitte des Katheterstücks 41 mit unterschiedlichen Behandlungskanälen.

Mit dem Therapiehandstück 1 und dem Kopfstück 1a wird gemäß Fig. 4 bzw. Fig. 11 eine Zahnkavität 35 durch den Zahnschmelz 32 und das Zahndentin 33 bis zu den Eingängen der Zahnwurzeln 34 freigelegt. Um eine glattberandete Zahnkavität 35 zu erhalten, kann dies auch alternativ gemäß Fig. 12 mit dem Laserhandstück 37 erfolgen.

Nach Freilegung der Zahnkavität 35 wird der Justierkörper 40 aus Metall oder Kunststoff am Eingang der Zahnkavität 35 auf der Zahnoberfläche befestigt. Anschließend wird ein Katheterstück 41 aus Metall oder Kunststoff in der Zahnkavität positioniert. Das Katheterstück 41 ist innerhalb der Zahnkavität frei beweglich und wird durch Druckfedern 44, Druckplatten 43 und Kugelrollen 42 in seiner Therapieposition fixiert. Anschließend wird eine optische Lichtleitfaser 38, die mit dem gepulsten Lasersystem verbunden ist, durch den zentralen Katheterkanal 47 eingeführt und in einem Wurzelkanal antegrad unter Laseremission vorgeschoben und die Pulpa durch nahezu athermische Ablation extirpiert.

ERSATZBLATT

- 12 -

Das Katheterstück 41 enthält ferner weitere Kanäle 48 und 49 zur Spülung des endodontischen Hohlraums über ein Reservoir 45, und weitere Kanäle 50 und 51 zur Absaugung des nekrotischen Gewebes aus dem endodontischen Hohlraum über ein Reservoir 46. Diese zusätzliche Spülung des Endodontiekanales während der Wurzelkanalaufbereitung, und die Absaugung entfernt möglichen Dentinschlamm optimal, da bei geeigneter Wahl der Laserpulsenergie und der Laserpulslänge zusätzlich in der Spülflüssigkeit laserinduzierte Stoßwellen erzeugt werden, die eine vollkommene Desinfektion des Wurzelkanals durch Kavitationseffekte bewirken. Die feinen Dentinkanälchen im Zahndentin 33 des Wurzelkanals 34 sind dadurch sauber und offen, und können anschließend gemäß Fig. 8 - 10 hermetisch versiegelt werden.

In einer weiteren Ausführungsform (Fig. 17) des Katheterstücks 41 kann in einem zusätzlichen Katheterkanal ein ultradünnes Endoskop 56 zur visuellen Inspektion des Wurzelkanals 34 vor Therapiebeginn und nach Wurzelkanalaufbereitung verwendet werden. Während der Laseremission wird das Endoskop 56 entsprechend weit retrograd gezogen. Optische Lichtleitfasern 52 - 54, die aus Kunststoff bestehen können, besitzen einen gemeinsamen Anschluß an eine Kaltlichtquelle und beleuchten das Therapieobjekt. Die Beleuchtung kann auch über das Endoskop 56 selbst erfolgen.

Ein ultradünnes Endoskop 56 besitzt beispielsweise 3000 Einzelbildpunkte bei einem Gesamt-Außendurchmesser von 0.5 mm, und ermöglicht eine farbgetreue Bildübertragung. Eine miniaturisierte Spezialoptik ermöglicht ferner eine Bildbetrachtung unter einem Blickwinkel von 70° mit einem Tiefenschärfenbereich von 2 - 10 mm und einer maximalen Auflösung von 200 Linien/mm.

ERSATZBLATT

- 13 -

Das Absaug-Reservoir 46 kann alternativ auch durch ein Reservoir mit Zahnfüllmaterial ersetzt werden, so daß über das Katheterstück 41 und die Kanäle 50 und 51 eine Wurzelkanalfüllung möglich ist. Die Auskristallisation des Füllmaterials innerhalb des Wurzelkanals 34 erfolgt wiederum mittels optischer Lichtleitfaser 38. Ansonsten erfolgt die wurzelkanalfüllung gemäß den Verfahrensschritten aus den Fig. 8 - 10.

ERSATZBLATT

P a t e n t a n s p r ü c h e

1.

Dentales Behandlungsgerät zur nichtmechanischen, berührungslosen Behandlung von kariösen Zahndefekten und/oder zur Herstellung von Zahneinlagen (Inlays) in Zahnkavitäten und/oder zur nichtmechanischen Aufbereitung und Füllung von Wurzelkanälen, mit einem gepulsten Festkörperlaser-System, einem dentalen Laserhandstück mit einem Grundhandstück und hiermit trennbar verbundenen, austauschbaren Therapiekopfstücken, sowie einem faseroptischen Übertragungssystem zwischen Festkörperlaser-System und dentalem Laserhandstück.

2.

Dentales Behandlungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Festkörperlaser-System ein gepulster Festkörperlaser mit einem Laserkristall aus $\text{Cr:Al}_2\text{BeO}_4$ (Alexandrit) mit einem fundamentalen Wellenlängenbereich im sichtbaren Spektralbereich von 720 - 860 nm und einem frequenzverdoppelten Wellenlängenbereich im ultravioletten Spektralbereich von 360 - 430 nm ist.

3.

Dentales Behandlungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Festkörperlasersystem ein gepulster Festkörperlaser mit einem Laserkristall aus Tm: YAG, Ho:YAG, Tm:YSGG, Ho:YSGG, Tm:Ho:YAG, Tm:Ho:Cr:YAG, Tm:Er:Cr:YAG, Tm:Cr:YAG, Tm:Er:YAG, Tm:Ho:Er:YLF oder Nd:Er:Cr:YAG mit unterschiedlicher Dotierung der laseraktiven Atome des Laserkristalls und einem fundamentalen Wellenlängenbereich von 1.85 - 2.16 μm ist.

4.

Dentales Behandlungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Pulsenergien des Festkörperlaser-Systems 10 mJ bis 2 J und die Pulsdauern 100 nsec bis 1 msec betragen.

ERSATZBLATT

- 15 -

5.

Dentales Behandlungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Repetitionsrate des Festkörperlaser-Systems 1 bis 50 Hz betragen.

6.

Dentales Behandlungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das optische Übertragungssystem aus einer optischen Einzelglasfaser mit einem Kerndurchmesser von 50 - 800 µm besteht.

7.

Dentales Behandlungsgerät nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Einzelglasfaser aus optischem Quarzglas-Material mit unterschiedlichem OH⁻-Anteilen besteht.

8.

Dentales Behandlungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Therapiekopfstücke vom Grundhandstück optisch durch entspiegelte Quarzglasfenster getrennt sind.

9.

Dentales Behandlungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Grundhandstück das faseroptische Übertragungssystem, eine Kugel- oder Gradientenlinse, ein Strahlumlenkelement, ein optisches Quarzglasfenster und mechanische Zuleitungen für ein wasserhaltiges Aerosol beinhaltet.

10.

Dentales Behandlungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Therapiekopfstück-

ke ein optisches Quarzglasfenster, eine Kugel-, Gradienten- oder sphärische Linse, mechanische Zuleitungen für ein wasserhaltiges Aerosol und ein faseroptisches Lichtwellenleiterstück aus optischem Quarzglas-Material mit unterschiedlichen OH^- -Anteilen beinhalten.

11.

Dentales Behandlungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß es ein Therapiekopfstück für die Wurzelkanalaufbereitung im Kontaktverfahren mit einer Einzelglasfaser aus optischem Quarzglas-Material unterschiedlicher OH^- -Anteile und einem Kerndurchmesser von 50 - 400 μm umfaßt.

12.

Dentales Behandlungsgerät nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß eine Einrichtung zur Spülung des Endodontiekannels während der Laserbehandlung mit wasserhaltigen Aerosolen vorgesehen ist.

13.

Dentales Behandlungsgerät nach Anspruch 11 oder 12, dadurch gekennzeichnet, daß eine Einrichtung zur Unterstützung der Wurzelkanalaufbereitung durch laserinduzierte Stoßwellen vorgesehen ist.

14.

Dentales Behandlungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß es ein Therapiekopfstück für die berührungslose Auskristallisation der Füllung der Zahnkavität und/oder der Füllung des Wurzelkanals aufweist.

15.

Dentales Behandlungsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Laserhandstück eine von außen verschiebbare Einzelglasfaser aus optischem

Quarzglas-Material unterschiedlicher OH^- -Anteile und einem Kerndurchmesser von 50-400 μm besitzt, dessen distales ebenes Ende aus dem mechanischen Abschluß des Therapiekopfes 1-5 mm herausragt.

16.

Füllmaterial zur Füllung von Zahnkavitäten, insbesondere bei Verwendung eines dentalen Behandlungsgeräts nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß es Hydroxylapatit oder Tetracalciumphosphat enthält.

17.

Füllmaterial nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, daß es ein Pulver, ein Granulat, eine Suspension oder eine Paste ist, die Hydroxylapatit oder Tetracalciumphosphat in einer Korngröße von 0,02 bis 10 μm enthält.

18.

Füllmaterial nach Anspruch 16 oder 17, dadurch gekennzeichnet, daß dem Hydroxylapatit oder dem Tetracalciumphosphat in einer Konzentration von 1 bis 10% bezogen auf Hydroxylapatit oder Tetracalciumphosphat ein Tetracyclin beigemischt ist.

19.

Füllmaterial nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, daß das Tetracyclinderivat Doxycyclin, Chlortetracyclin, Demeloxycyclin, Oxytetracyclin oder Rolitetetracyclin ist.

20.

Füllmaterial zur Füllung von Wurzelkanalkavitäten, insbesondere bei Verwendung eines dentalen Behandlungsgeräts nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß es ein Pulver, ein Granulat, eine Suspension oder eine Paste ist, die Hydroxylapatit oder Tetracalciumphosphat in einer Korngröße von 0,02 bis 10 μm enthält, und der ein

Tetracyclinderivat in einer Konzentration von 1 bis 10% bezogen auf Hydroxylapatit oder Tetracalciumphosphat beige-mengt ist.

21.

Apikale Begrenzung der Wurzelkanalfüllung am physiologi-schen Foramen, insbesondere bei Verwendung eines dentalen Behandlungsgeräts nach einem der Ansprüche 1 bis 15, gekenn-zeichnet durch einen Stift aus Guttapercha oder einen Stift, der Hydroxylapatit oder Tetracalciumphosphat enthält.

22.

Apikale Begrenzung nach Anspruch 21, dadurch gekennzeich-net, daß dem Stift aus Hydroxylapatit oder Tetracalciumphos-phat ein Tetracyclin in einer Konzentration von 1 bis 10% bezogen auf Hydroxylapatit oder Tetracalciumphosphat beige-mengt ist.

23.

Dentales Behandlungssystem bestehend aus einem dentalen Behandlungsgerät nach einem der Ansprüche 1 bis 15 und einem Füllmaterial bzw. einer apikalen Begrenzung nach ei-nem der Ansprüche 16 bis 22.

24.

Justierkörper für ein Katheterstück zur Wurzelkanalaufberei-tung, insbesondere für ein dentales Behandlungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß dieser am oberen Teil einer Zahnkavität befestigt wird und mit Hilfe von eingebauten Druckfedern und Kugelrollen das Katheterstück aus Metall oder Kunststoff innerhalb der Zahnkavität belie-big positioniert und fixiert.

25.

Katheterstück zur Wurzelkanalaufbereitung, insbesondere für ein dentales Behandlungsgerät nach Anspruch 1, dadurch

ERSATZBLATT

gekennzeichnet, daß dieses einen zentralen Kanal für eine Einzelglasfaser mit einem Kerndurchmesser von 50-400 μm und zusätzliche Kanäle zur Spülung, Absaugung, optischen Beleuchtung und optischen Betrachtung besitzt.

26.

Katheterstück nach Anspruch 25, dadurch gekennzeichnet, daß zur optischen Beleuchtung der Kavität und des Wurzelkanals Kunststoff-Lichtleiter mit Kerndurchmessern von 100-300 μm verwendet werden.

27.

Katheterstück nach Anspruch 25 oder 26, dadurch gekennzeichnet, daß zur optischen Beobachtung der Kavität und des Wurzelkanals ein ultradünnes Faser-Endoskop mit einem Außendurchmesser von 0.5 - 1 mm verwendet wird.

28.

Katheterstück nach Anspruch 25, 26 oder 27, dadurch gekennzeichnet, daß über zusätzliche Kanäle Zahnfüllmaterial aus einem externen Reservoir dem Wurzelkanal und der Zahnkavität zuführbar ist.

Fig 1

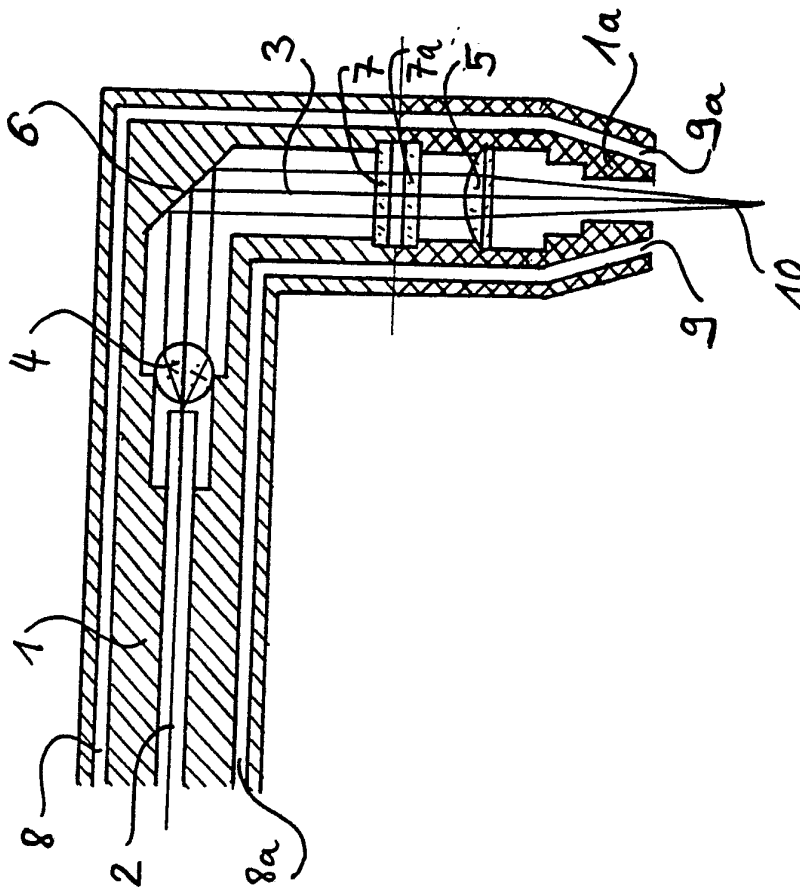


Fig 2

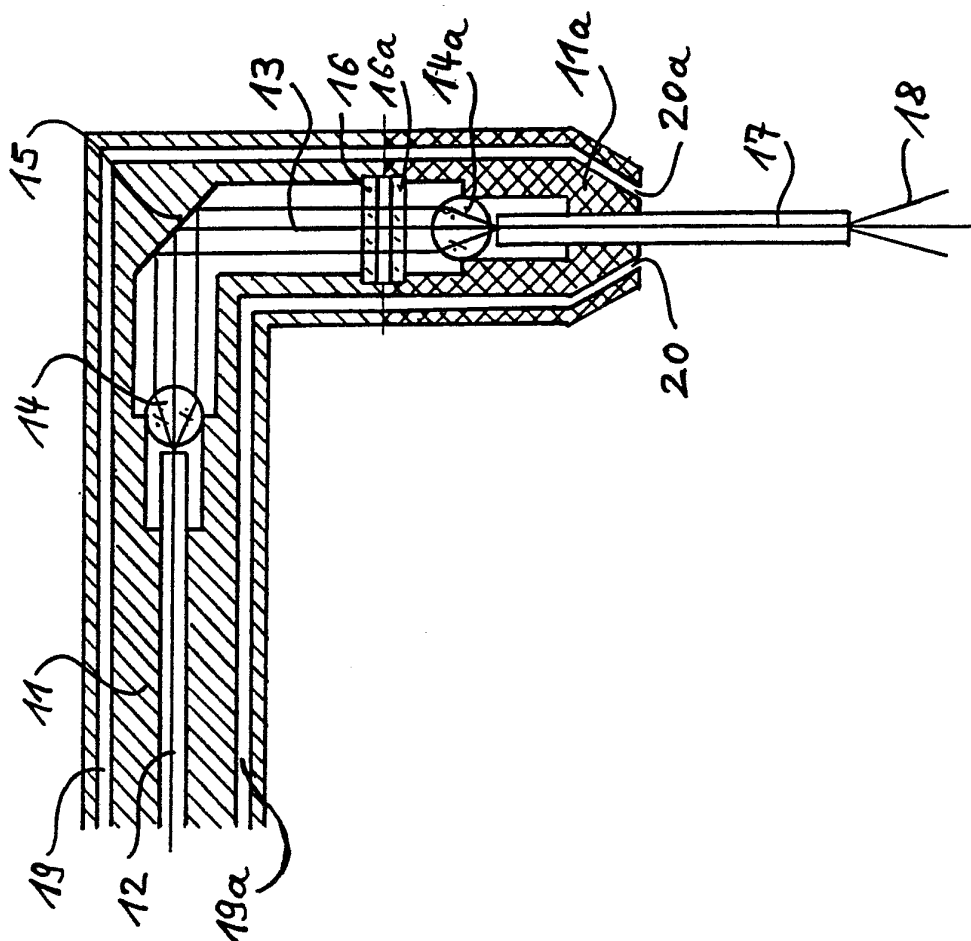
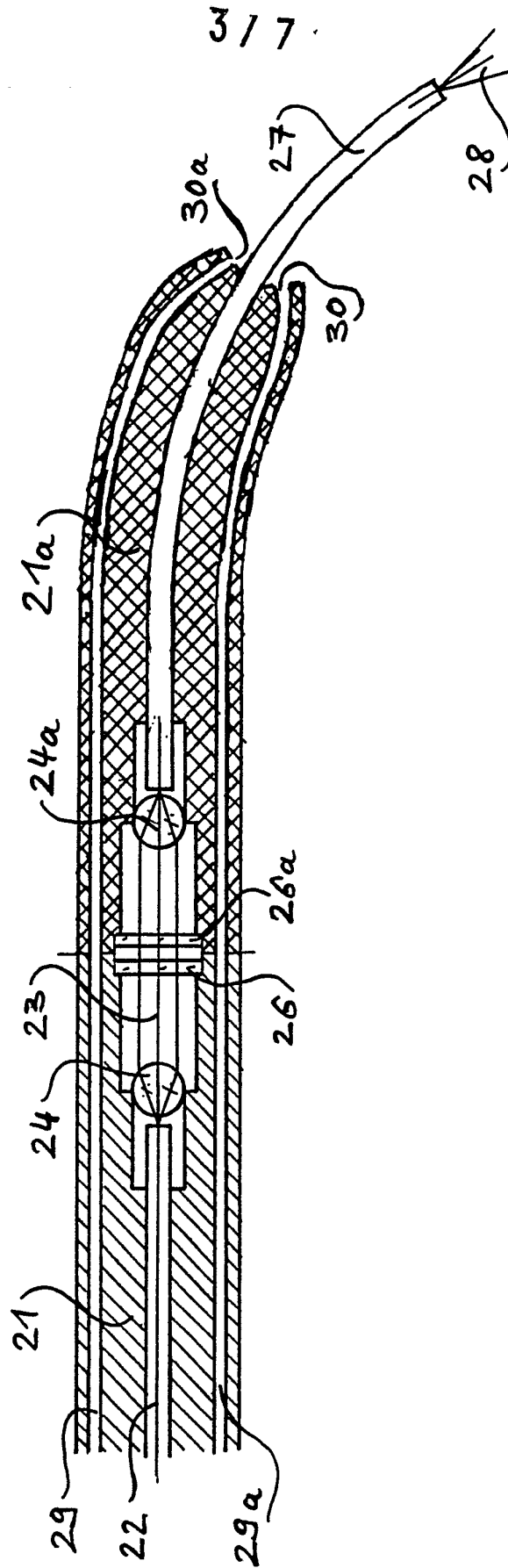


Fig 3



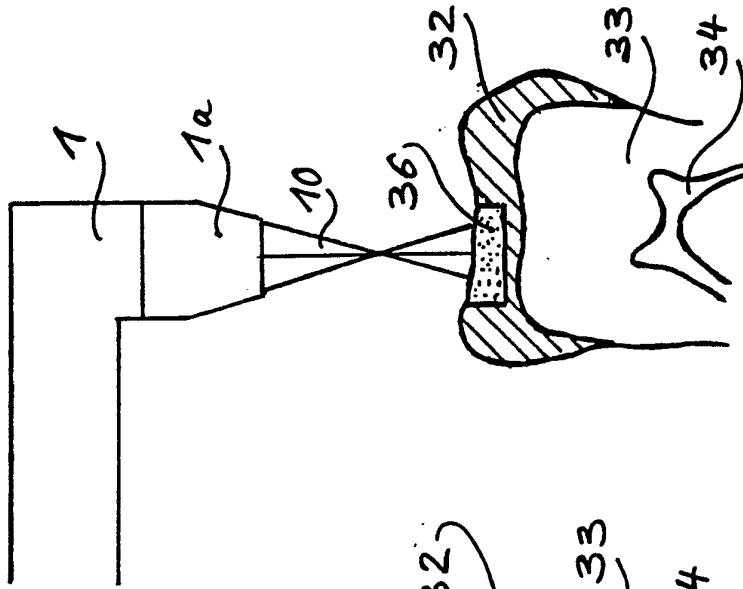


Fig 4

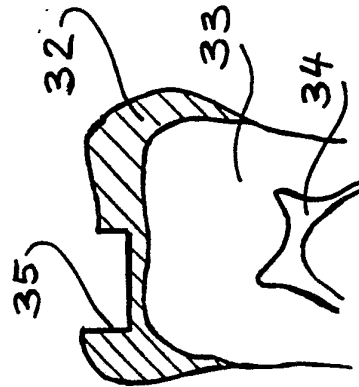


Fig 5

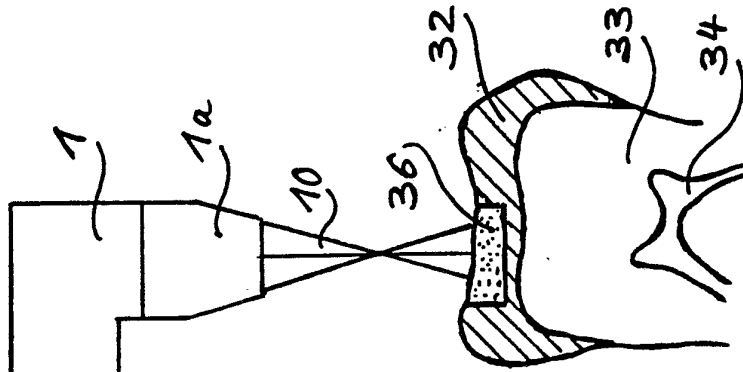


Fig 6

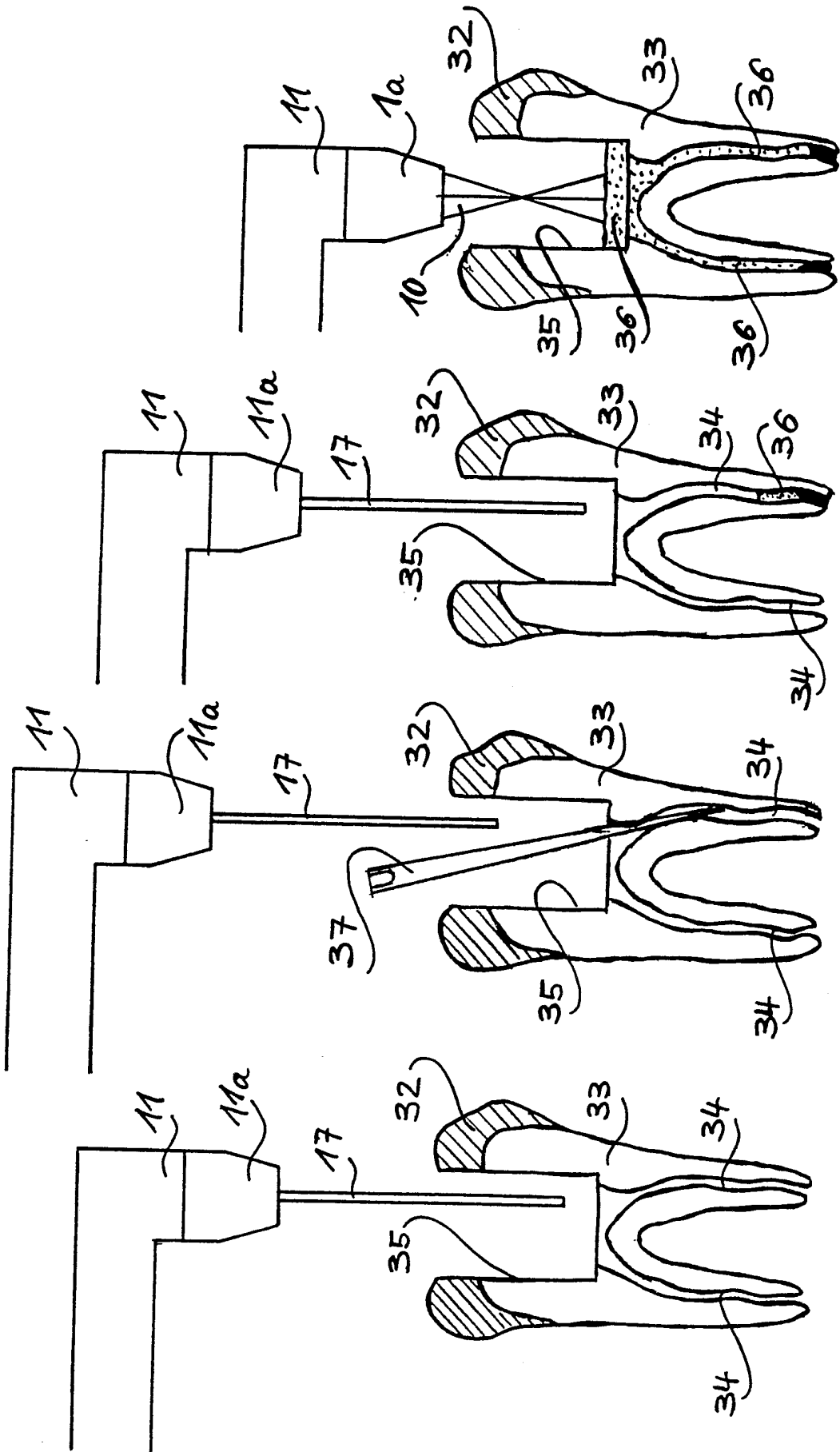


Fig 10

Fig 9

Fig 8

Fig 7

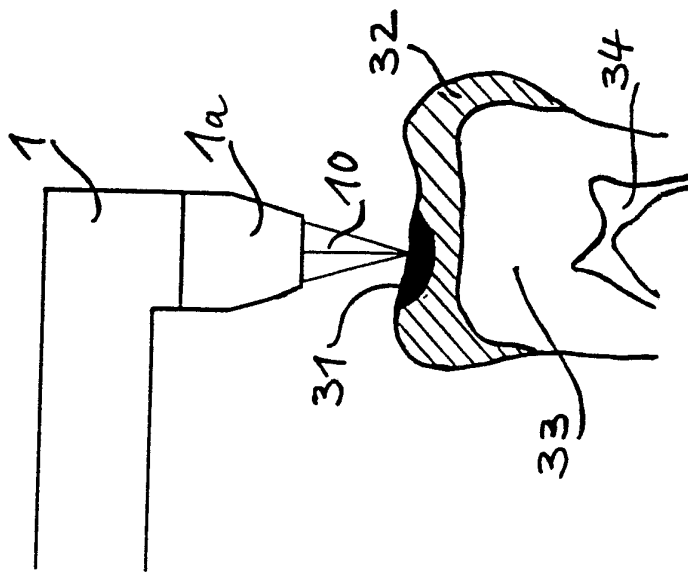


Fig 11

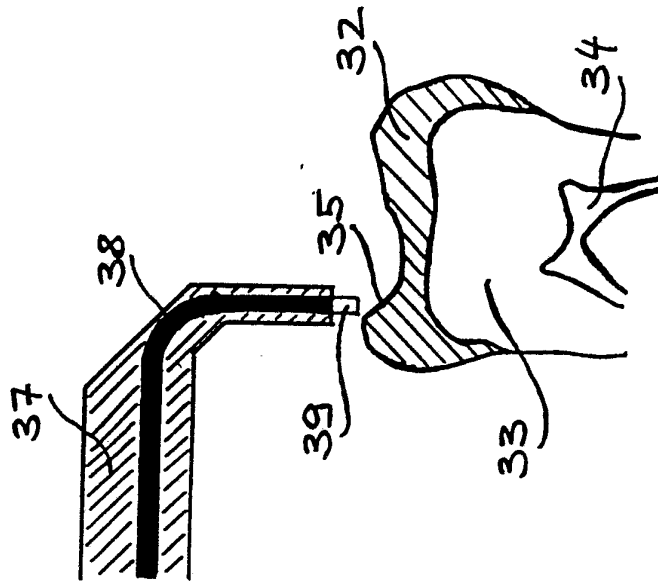


Fig 12

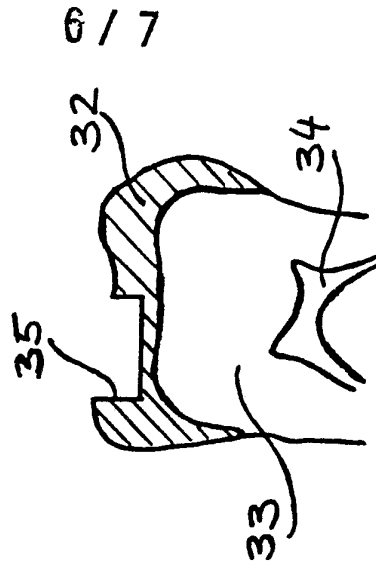


Fig 13

7/7

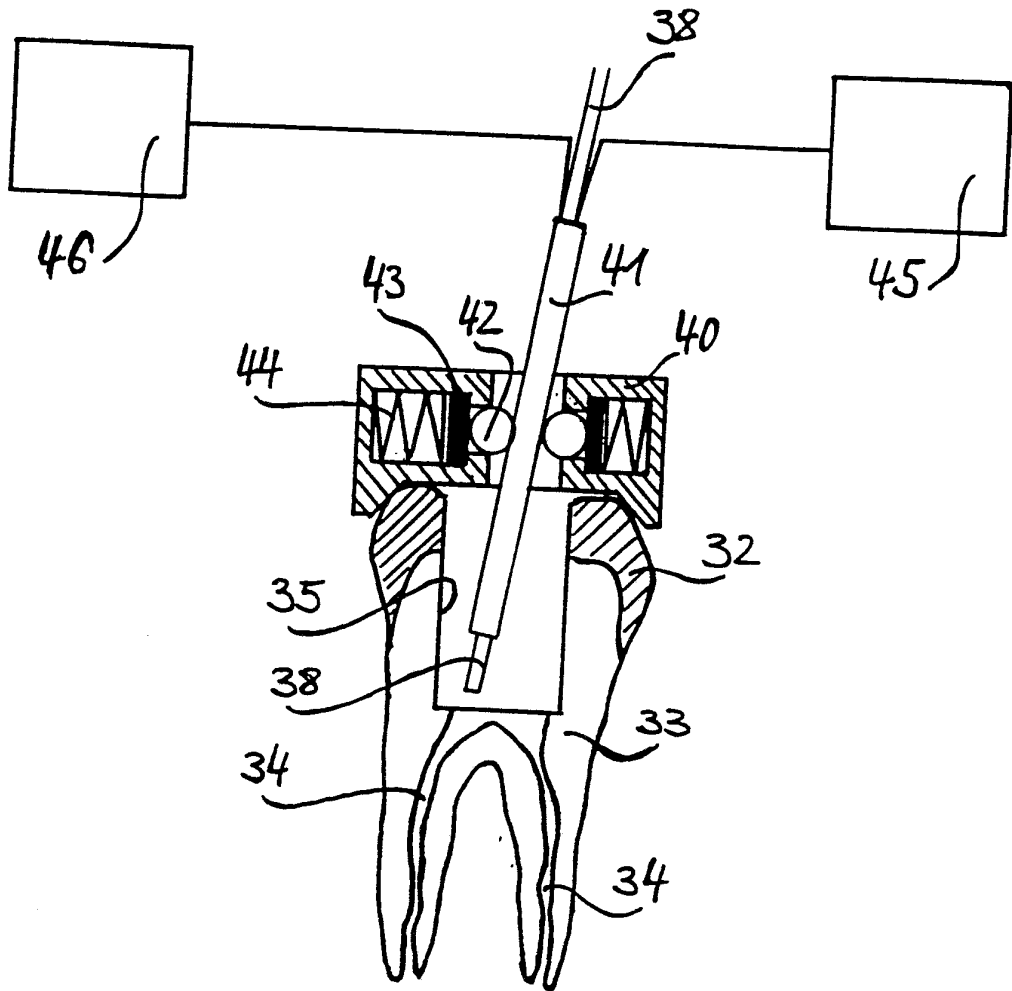


Fig 14

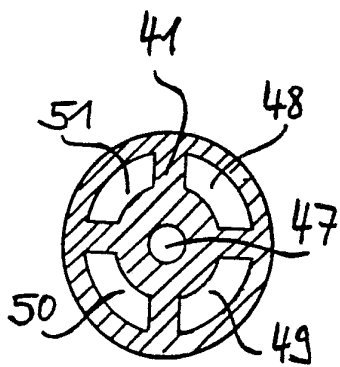


Fig 15

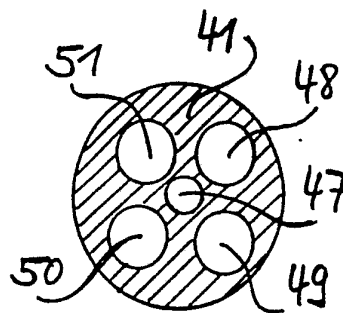


Fig 16

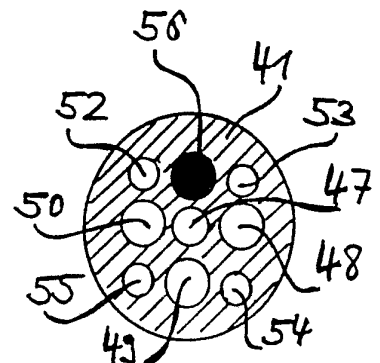


Fig 17