



(10) **DE 10 2015 203 881 A1** 2016.09.08

(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2015 203 881.5**
(22) Anmeldetag: **04.03.2015**
(43) Offenlegungstag: **08.09.2016**

(51) Int Cl.: **A61C 1/08 (2006.01)**
A61B 18/20 (2006.01)

(71) Anmelder:
**SIRONA Dental Systems GmbH, 64625 Bensheim,
DE**

(74) Vertreter:
**Sommer, Peter, Dipl.-Wirtsch.-Ing., 68165
Mannheim, DE**

(72) Erfinder:
**Sutter, Ralf, 69469 Weinheim, DE; Oehme, Bernd,
Dr., 55128 Mainz, DE; Müller, Steffen, 64673
Zwingenberg, DE**

(56) Ermittelter Stand der Technik:

| | | |
|----|-----------------|----|
| DE | 198 55 438 | A1 |
| DE | 20 2005 020 763 | U1 |
| EP | 1 511 438 | B1 |
| WO | 2009/ 003 014 | A2 |

Seite „Laserdiode“. In: Wikipedia, Die freie
Enzyklopädie. Bearbeitungsstand: 02. März 2015,
08:50. URL: [https://de.wikipedia.org/w/index.php?
title=Laserdiode&oldid=139358217](https://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Laserdiode&oldid=139358217) (Abgerufen: 2.
Dezember 2015, 09:38 UTC)

Prüfungsantrag gemäß § 44 Abs. 1 PatG ist gestellt.

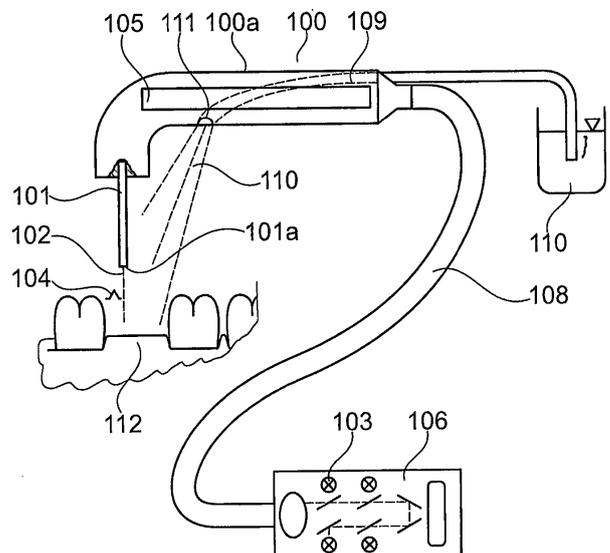
Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Dentallaser zur Behandlung von Weichgewebe**

(57) Zusammenfassung: Ein Dentallaser weist ein Handstück (100) mit einem Griffbereich (100a) und mit einer Behandlungsspitze (101) mit einer an einem distalen Ende angeordneten Austrittsstelle (101a) für Laserlicht (102) auf und umfasst weiterhin eine Lichtquelle (103) und Lichtleitmittel (105) zur Bereitstellung von Laserlicht (102) an der Austrittsstelle (101a).

Das Laserlicht (102) weist eine Wellenlänge (104) von 445 ± 20 nm, insbesondere 445 ± 10 nm und weiter insbesondere 445 ± 5 nm, auf und an der Austrittsstelle ist eine optische Leistung in einem Leistungsbereich von mindestens 2 W, vorteilhafterweise mindestens 3 W und insbesondere 3, 5 W bereitgestellt.

Bei einem anderen Dentallaser weist das Laserlicht (102) eine Wellenlänge (104) von 410 ± 10 nm auf und ist an der Austrittsstelle (101a) eine optische Leistung in einem Leistungsbereich von mindestens 1 W bis höchstens 2 W bereitgestellt.



Beschreibung

Technisches Gebiet

[0001] Die Erfindung betrifft einen Dentallaser zur Behandlung von Weichgewebe, der ein Handstück mit einer Applikationsspitze zur Abgabe des Laserlichts umfasst. In der Zahnmedizin wird Weichgewebe, insbesondere Zahnfleisch mit einem Dentallaser geschnitten, der gegenüber einem Dentallaser für die Desinfektion von Zahntaschen oder Wurzelkanälen eine höhere Leistung aufweist.

Stand der Technik

[0002] Aus dem Stand der Technik ist bekannt, Dentallaser zum Schneiden von Weichgewebe einzusetzen, die Laserlicht im Infrarotbereich verwenden. Typische Wellenlängen sind hier 810 ± 15 nm, 940 nm oder 975 ± 15 nm. Die Laserstrahlen werden dabei in einen Lichtwellenleiter der Applikationsspitze eingeleitet und das distale Ende des Lichtwellenleiters wird mit dem Weichgewebe in Kontakt gebracht. Um das Weichgewebe zu schneiden, werden am distalen Ende der Applikationsspitze Leistungen im Bereich von 2–6 W verwendet, die nicht nur im eigentlichen Operationsgebiet, sondern auch im angrenzenden Gewebe zu einer starken Erwärmung des Gewebes führen.

[0003] Es ist weiterhin bekannt, Diodenlaser für weitere dentale Anwendungen einzusetzen. So sind aus der WO 2009/003014 A2 eine Vielzahl von Dentallasern bekannt, beispielsweise ein Diodenlaser zur Behandlung von Weichgewebe mit einer großen Koagulationszone für eine bessere Gerinnung, der eine Wellenlänge im Bereich von 500–1350 nm und einer Leistung von 1–100W aufweist. Ein anderer aus der WO 2009/003014 A2 bekannter Dentallaser zur Behandlung von Weichgewebe mit einer geringen Wirkungszone und einem genauen Gewebeschnitt weist Wellenlängen von 300–450 nm oder 1350–3000nm und eine Leistung von 0,1–100 W auf. Noch ein anderer aus der WO 2009/003014 A2 bekannter Diodenlaser mit mehreren Wellenlängen von 410 nm, 577 nm, 975 nm, 1470 nm, 1890 nm und 2940 nm ist offenbart, bei dem diese Wellenlängen verschiedene Maxima der Blut- und Wasserabsorption abdecken, wobei das Wasser als der hauptsächlichste Absorber im Weichgewebe des Mundes angesehen wird. Die Laserstrahlen treten über eine Spitze aus dem Handstück aus. Zwar ist von anderen Lasern zur Bearbeitung von Zahnhartsubstanz wie Er:YAG, Er:YSGG bekannt, dass Flüssigkeit zur Kühlung bzw. Prozessunterstützung zugeführt wird. Eine Kühlung der Präparationsstelle mittels Wasser scheidet immer dann aus, wenn die genutzte Wellenlänge sehr stark von Wasser absorbiert wird. Bei den Diodenlasern, deren genutzte Wellenlängen eine hohe Wasserabsorption haben, ist daher keine Kühlung vorgesehen.

[0004] Alle bisher bekannten dentalen Diodenlaser werden im sogenannten „Kontaktmode“ betrieben, was bedeutet, dass die Applikationsfaser direkt mit dem Gewebe, das zu schneiden ist, in Kontakt, also in Berührung steht. Das Schneiden des Gewebes erfolgt dabei hauptsächlich durch die thermische Wirkung der Applikationsfaser. Die für das Schneiden erforderliche hohe Temperatur an der Applikationsfaser wird erzielt, in dem einerseits ausreichend Laserleistung zur Verfügung gestellt wird und andererseits die Applikationsfaser vor der Behandlung konditioniert wird. Konditioniert werden kann die Faser z.B. dadurch, dass die Oberfläche der Faser z.B. mittels eines Papiers geschwärzt wird. Dazu wird Faser und Papier in direkten Kontakt gebracht und der Laser aktiviert. An der jetzt geschwärzten Oberfläche der Applikationsfaser wird mehr Licht aus der Laserquelle absorbiert und somit die Faser stärker aufgeheizt.

[0005] Das Schneiden des Gewebes wird auch durch Absorption der aus der Applikationsfaser austretenden Laserstrahlung im Gewebe unterstützt. Diese Absorption hängt unter anderem von der Wellenlänge des Laserlichts ab. So hat man festgestellt, dass bei einer Wellenlänge von 940 nm eine bessere Absorption der Laserstrahlung im Weichgewebe erfolgt als bei 970 nm.

[0006] Das Schneiden mit Kontakt bringt prinzipbedingt immer mit sich, dass ein hoher Wärmeeintrag in das Gewebe erfolgt, der zum Schneiden einerseits notwendig ist, aber andererseits auch zu einer thermischen Schädigung oder zumindest einer großen Belastung des Gewebes selbst und/oder der umliegenden Strukturen, hier sind auch Knochenstrukturen gemeint, führen kann. Gleichwohl sind keine dentalen Diodenlaser bekannt, die berührungslos arbeiten.

Darstellung der Erfindung

[0007] Ein erfindungsgemäßer Dentallaser weist ein Handstück mit einem Griffbereich und mit einer Behandlungsspitze mit einer an einem distalen Ende angeordneten Austrittsstelle für Laserlicht auf und umfasst weiterhin ein in dem Handstück angeordnetes Lichtleitmittel zur Bereitstellung von aus einer innerhalb oder außerhalb des Handstücks angeordneten Lichtquelle stammendes Laserlicht an der Austrittsstelle. Das Laserlicht weist eine Wellenlänge von 445 ± 20 nm, insbesondere 445 ± 10 nm und weiter insbesondere 445 ± 5 nm, auf und an der Austrittsstelle ist eine optische Leistung in einem Leistungsbereich von mindestens 2 W bis höchstens 5 W, vorteilhafterweise mindestens 3 W und insbesondere 3,5 W bereitgestellt.

[0008] Mit optischen Leistungen im Bereich ab 2 W und insbesondere mit 3,5 W ergibt sich die Möglichkeit, den Laser berührungslos zu betreiben bei einer guten bis sehr guten Schneideffizienz mit stark re-

duzierter thermischer Schädigung, da die Absorption von 445 nm direkt im Gewebe besser ist. Die Absorption im Gewebe findet bei 445 nm um Größenordnungen stärker im Hämoglobin statt als in Wasser. Bei anderen Wellenlängen wie 808 nm, 810 nm, 940 nm, 970 nm, 980nm liegen die Absorptionskuren von Wasser und Hämoglobin um Zehnerpotenzen näher zusammen.

[0009] Die thermische Schädigung ist insbesondere deswegen geringer, weil der Wärmeeintrag durch die erhitzte Applikationsfaser selbst fehlt und ausschließlich Wärme durch die Absorption der Laserstrahlung im Gewebe zur Gewebeerhitzung beiträgt. Als Obergrenze sind 5W anzusehen, um einen ausreichenden Abstand zu Leistungen mit Schädigungen des Weichgewebes sicherzustellen.

[0010] Dadurch, dass beim Schneiden der Wärmeeintrag durch die erhitzte Applikationsfaser selbst fehlt und dass das zu schneidende Gewebe einen sehr hohen Wasseranteil aufweist, kann während des Schneidens Wasser aus dem Gewebe austreten, das nicht wie bei anderen Wellenlängen wie 808 nm, 810 nm, 940 nm, 970 nm, 980nm direkt verdampft. Da Wasser Licht mit einer Wellenlänge von 445nm kaum absorbiert, wird das Wasser durch die Laserstrahlung nicht nennenswert erwärmt oder verdampft. Somit kühlt die austretende Gewebeflüssigkeit selbst zusätzlich die Präparationsstelle.

[0011] Durch den fehlenden Kontakt der Faser zur Präparationsstelle und der sehr geringen Absorption des Laserlichts in Wasser kann auch eine externe Wasserkühlung für die Bearbeitungsstelle eingesetzt werden, ohne dass es alleine durch das Therapieinstrument zu Verdampfungen, d.h. zur Reduzierung der Kühlleistung kommt. Bei einer externen Kühlung kann das Kühlmedium wie z.B. Wasser am proximalen Ende der Applikationsfaser an die Applikationsfaser geführt werden und von dort z.B. durch die Schwerkraft an das distale Ende der Applikationsfaser fließen. Es können aber auch vom Handstück aus kleinste Mengen pulsierend in Richtung des distalen Endes der Applikationsfaser mittels Druck gefördert werden und feine Tropfen bilden.

[0012] Somit kann das Weichgewebe mit einer Wellenlänge von 445nm und einer optischen Leistung im Bereich ab 2 W und insbesondere mit 3,5 W besonders gut, effizient und schonend geschnitten werden.

[0013] Vorteilhafterweise kann die optische Leistung an der Austrittsstelle zu einem anderen Leistungsbereich hin veränderbar sein, wobei der andere Leistungsbereich von mindestens 1W bis weniger als 2 W verläuft. Mit geringen Laserleistungen von 1–2 W ist der Dentallaser im Kontaktmode einsetzbar.

[0014] Aufgrund der beschriebenen Absorptionsmechanismen ergibt sich ein geeignetes therapeutisches Fenster für die Anwendung eines blauen Diodenlasers mit einer Laserleistung im Bereich von 1–3,5 W und sogar mehr.

[0015] Ein weiterer Gegenstand der Erfindung ist ein Dentallaser wie vorstehend beschrieben, wobei jedoch das Laserlicht eine Wellenlänge von 410 ± 10 nm aufweist und an der Austrittsstelle eine optische Leistung in einem Leistungsbereich von mindestens 1 W bis höchstens 2 W bereitgestellt ist.

[0016] Bei dieser kürzeren Wellenlänge verbessert sich das Absorptionsverhalten des Laserlichts im Weichgewebe nochmals merklich, sodass eine geringere Leistung ausreichend ist. Dies kann den u.U. erhöhten wirtschaftlichen Aufwand für die Bereitstellung einer Lichtquelle für Laserlicht dieser Wellenlänge rechtfertigen.

[0017] Vorteilhafterweise kann die Lichtquelle mindestens eine Laserdiode aufweisen, vorzugsweise mindestens zwei und insbesondere drei.

[0018] Dadurch ist es möglich, ein Handstück bereitzustellen, das kompakt ist und eine einfache Handhabung ermöglicht.

[0019] Die Laserdioden können sich in einem Gerät befinden, das mittels eines Lichtleiters die Laserstrahlung an das Handstück überträgt. Es ist aber auch möglich, die für die Lichterzeugung erforderliche Laserdiode oder die notwendigen Dioden direkt in das Handstück zu integrieren.

[0020] Vorteilhafterweise kann das Lichtleitmittel zur Bereitstellung von Laserlicht an der Austrittsstelle Applikationsfasern zwischen 150–350 µm Durchmesser aufweisen.

[0021] Der Vorteil der Faser zwischen 150–350 µm liegt darin, dass bei den Durchmessern eine relativ hohe Leistung bezogen auf die Austrittsfläche entsteht. Der kleine Durchmesser ermöglicht auch geringe Schnittbreiten, insbesondere dann, wenn die Faser berührungslos über dem zu schneidenden Gewebe geführt wird, da dann die Divergenz der Strahlung zu berücksichtigen ist, die hauptsächlich vom Lichtleitmaterial abhängig ist.

[0022] Vorteilhafterweise kann in dem Handstück eine Kühlmittelleitung angeordnet sein und kann eine Auslassöffnung vorhanden sein, aus der Kühlmittel auf die Präparationsstelle gerichtet austritt, wobei die Kühlmittelmenge vorzugsweise zwischen 0,1–10 ml/min beträgt. Durch die Abgabe des Kühlmediums kommt es nicht nur zu einer Kühlung der Präparationsstelle, sondern auch zu einer gezielten Befeuchtung des Gewebes, was für den Heilungsverlauf vor-

teilhaft ist. Bei zu großer Kühlmittelmenge wird die Laserleistung am Kühlmittel trotz nur geringer Absorption abgeschwächt, mit 0,1 ml/min kann eine Befuchtung sichergestellt werden.

[0023] Vorteilhafterweise kann das Kühlmittel desinfizierende Wirkung haben. Damit ist zusätzlich zu einer Kühlung auch eine Desinfektion der Präparationsstelle möglich.

[0024] Mit der vorliegenden Erfindung wird ein Dentallaser bereitgestellt, der bei der chirurgischen Behandlung des menschlichen oder tierischen Körpers eingesetzt werden kann, wobei die Nebenwirkungen verringert sind und davon auszugehen ist, dass die Wundheilung schneller erfolgen wird.

Kurzbeschreibung der Zeichnung

[0025] In der Zeichnung ist die Erfindung näher erläutert. Es zeigt:

[0026] Fig. 1 einen schematischen Aufbau eines erfindungsgemäßen Dentallasers mit einer Austrittsstelle des Laserlichts aus einer Applikationsfaser;

[0027] Fig. 2 den Dentallaser aus Fig. 1 mit einer Austrittsstelle des Laserlichts im Freistrah.

Ausführungsbeispiel

[0028] Fig. 1 zeigt einen Dentallaser mit einem Handstück **100** zur Behandlung des menschlichen oder tierischen Körpers mittels Laserstrahlen **102**. Die Laserstrahlen **102** werden mittels einer oder mehrerer Laserdioden **103** mit Laserlicht einer Wellenlänge **104** von 445 ± 20 nm, vorzugsweise 445 ± 10 nm besonders vorzugsweise von 445 ± 5 nm in einem Lasermodul **106** erzeugt und über einen Lichtleiter **108** zum Handstück **100** übertragen. Das Handstück **100** weist ein Gehäuse **101** mit einem Griffbereich **100a** und eine Behandlungsspitze **101** mit einer an einem distalen Ende angeordneten Austrittsstelle **101a** für Laserlicht **102** auf.

[0029] In dem Gehäuse ist ein Lichtleitmittel **105** angeordnet zur Bereitstellung von aus einer innerhalb oder außerhalb des Handstücks **100** angeordneten Lichtquelle in Form einer oder mehrerer Laserdioden **103** stammendes Laserlicht an der Austrittsstelle **103**.

[0030] Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform werden drei in einem vom Handstück **100** separaten Lasermodul **106** angeordnete Laserdioden mit einer Wellenlänge von $445 \text{ nm} \pm 20 \text{ nm}$ mit jeweils 1,6 W optischer Leistung zu einem Laserstrahl **102** gekoppelt und über einen Lichtleiter **108** in das Handstück **100** geleitet. Damit ergibt sich eine nominelle Leistung von $3 \times 1,6 \text{ W} = 4,8 \text{ W}$. Durch Verluste innerhalb

des Lasermoduls **106**, hervorgerufen durch die optischen Bauelemente, durch Koppelverluste zwischen dem Lasermodul **106** und der Übertragfaser **108** zum Handstück **100** sowie durch Verluste im Handstück **100** selbst und bei der Ankoppelung der Behandlungsspitzen **101** bleiben am distalen Ende der Behandlungsspitze noch ca. 3,5 W Leistung zur Verfügung.

[0031] In der Behandlungsspitze kann eine Applikationsfaser vorhanden sein, an deren distalen Ende das Laserlicht austritt. Es ist aber auch möglich, das Laserlicht im Freistrah ohne Lichtleiter auf die Behandlungsstelle zu richten. Dies ist in Fig. 2 dargestellt. Ausgehend von dem Lichtleitmittel **105** verläuft ein freier Laserstrahl **102** innerhalb des Handstücks **100** und tritt nach einer Strahlumlenkung mittels eines optischen Bauteils **113** wie einem Spiegel an einer Austrittsstelle **101a** aus dem Handstück aus. Nach dem Lichtleitmittel **105** können Mittel **114** vorgesehen sein, beispielsweise optische Mittel wie Linsen, die geeignet sind, die Divergenz der Laserstrahlung zu reduzieren. Damit wird es möglich, den notwendigen Arbeitsabstand der Austrittsstelle **101a** zur Präparationsstelle **112** zu erweitern, sodass sich der Abstand, mit dem gut gearbeitet werden kann, über einen vergrößerten Bereich erstreckt.

[0032] Die elektrische Leistung des Lasermoduls bei einer nominellen Leistung der Dioden von jeweils 4,8 W beträgt dann 17,2 W, nämlich $3 \cdot 4,8 \text{ V} \cdot 1,2 \text{ A}$.

[0033] Darüber hinaus ist es möglich die Präparationsstelle mit einer extern zugeführten Kühlflüssigkeit zu kühlen. Wasser ist dazu geeignet, aber auch physiologische Kochsalzlösung wäre dazu geeignet und hätte den Vorteil, dass diese steril leicht verfügbar ist.

[0034] Das Handstück **100** kann eine Kühlmittelleitung **109** aufweisen, über welche ein Kühlmittel **110** zu einer Auslassöffnung **111** geführt werden kann, wo das Kühlmittel **110** auf die Präparationsstelle **112** gerichtet austritt.

[0035] Die Kühlmenge kann vorzugsweise zwischen 0,1–10 ml/min betragen. Die Kühlung kann vorzugsweise durch Wasser bzw. durch eine physiologische Kochsalzlösung erfolgen.

[0036] Mit dem Einsatz der neuen Wellenlänge, 445 nm, blaues Licht, und der erhöhten optischen Laserleistung besteht aufgrund des Absorptionsverhaltens des Weichgewebes die Möglichkeit berührungslos zu schneiden.

[0037] Das blaue Licht wird nicht hauptsächlich am Wasser absorbiert sondern am Hämoglobin, das sich ebenfalls im Gewebe befindet. Bei einer Wellenlänge von 445 nm ist der Absorptionskoeffizient für Hämoglobin um das 10^5 -fache höher als der Absorpti-

onskoeffizient für Wasser. Durch dieses Absorptionsverhalten ist es möglich, auch ohne die thermische Übertragung von Energie von der Faser auf das Gewebe zu schneiden. Das Gewebe wird alleine durch die Energie, die auf Grund der Strahlung im Gewebe erzeugt wird, bearbeitet.

[0038] Das zum Schneiden verwendete Laserlicht kann auch dadurch bereitgestellt werden, dass die Laserdiode im Handstück direkt sitzt und die Applikationsfaser an die Laserdiode angekoppelt wird. Die Erfindung ist von der Erzeugung und Übertragung des Laserlichts unabhängig.

[0039] Bei einer Laserdiode mit einer Leistung von beispielsweise 3,5 W kann diese direkt im Handstück Anwendung finden. Die Übertragungsverluste sind bei einer Platzierung der Laserdiode im Handstück sehr gering, da nur eine Schnittstelle zur Applikationsfaser vorhanden ist.

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- WO 2009/003014 A2 [0003, 0003, 0003]

Patentansprüche

1. Dentallaser, aufweisend ein Handstück (100) mit einem Griffbereich (100a) und mit einer Behandlungsspitze (101) mit einer an einem distalen Ende angeordneten Austrittsstelle (101a) für Laserlicht (102), weiterhin umfassend ein in dem Handstück (100) angeordnetes Lichtleitmittel (105) zur Bereitstellung von aus einer innerhalb oder außerhalb des Handstücks angeordneten Lichtquelle (103) stammendes Laserlicht (102) an der Austrittsstelle (101a), **dadurch gekennzeichnet**, dass das Laserlicht (102) eine Wellenlänge (104) von 445 ± 20 nm, insbesondere 445 ± 10 nm, und weiter insbesondere 445 ± 5 nm aufweist und dass an der Austrittsstelle (101a) eine optische Leistung in einem Leistungsbereich von mindestens 2 W bis höchstens 5 W, vorteilhafterweise mindestens 3 W und insbesondere 3,5 Watt bereitgestellt ist.

2. Dentallaser nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die optische Leistung an der Austrittsstelle (101a) zu einem anderen Leistungsbereich hin veränderbar ist, wobei der andere Leistungsbereich von mindestens 1W bis weniger als 2 W verläuft.

3. Dentallaser, aufweisend ein Handstück (100) mit einem Griffbereich (100a) und mit einer Behandlungsspitze (101) mit einer an einem distalen Ende angeordneten Austrittsstelle (101a) für Laserlicht (102), weiterhin umfassend ein in dem Handstück (100) angeordnetes Lichtleitmittel (105) zur Bereitstellung von aus einer innerhalb oder außerhalb des Handstücks angeordneten Lichtquelle (103) stammendes Laserlicht (102) an der Austrittsstelle (101a), **dadurch gekennzeichnet**, dass das Laserlicht (102) eine Wellenlänge (104) von 410 ± 10 nm aufweist und dass an der Austrittsstelle (101a) eine optische Leistung in einem Leistungsbereich von mindestens 1 W bis höchstens 2 W bereitgestellt ist.

4. Dentallaser nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Lichtquelle mindestens eine Laserdiode (103) aufweist, vorzugsweise mindestens zwei und insbesondere drei.

5. Dentallaser nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass Behandlungsspitze (101) zur Bereitstellung von Laserlicht (102) an der Austrittsstelle (101a) Applikationsfasern zwischen $150\text{--}350$ μm Durchmesser aufweist.

6. Dentallaser nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass am oder im Handstück (100) eine Kühlmittleitung (109) angeordnet ist und dass eine Auslassöffnung (111) vorhanden ist, aus der Kühlmittel (110) gerichtet austritt, wobei die Kühlmenge vorzugsweise zwischen 0,1–10 ml/min beträgt.

7. Dentallaser nach Anspruch 6, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Kühlmittel (110) desinfizierende Wirkung hat.

8. Dentallaser nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass die optische Leistung an der Austrittsstelle (101a) zu einem anderen Leistungsbereich hin veränderbar ist, wobei der andere Leistungsbereich von mindestens 1W bis weniger als 2 W verläuft.

9. Verfahren zur chirurgischen Behandlung des menschlichen oder tierischen Körpers mit Hilfe von Laserlicht, insbesondere im Dentalbereich, unter Verwendung des Dentallasers gemäß einem der vorhergehenden Ansprüche.

Es folgt eine Seite Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

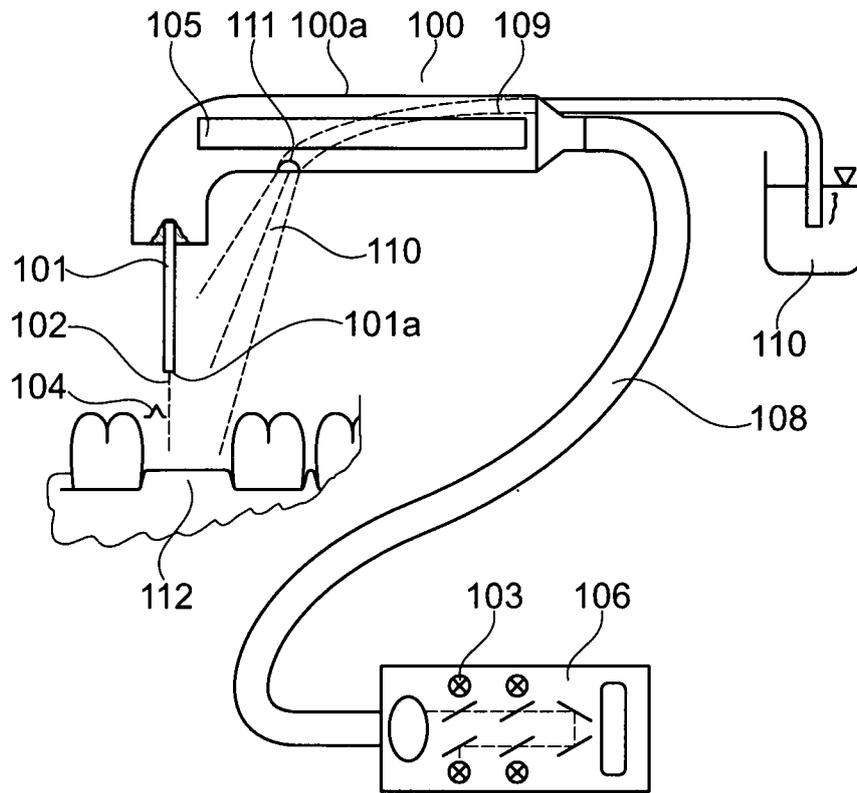


Fig. 1

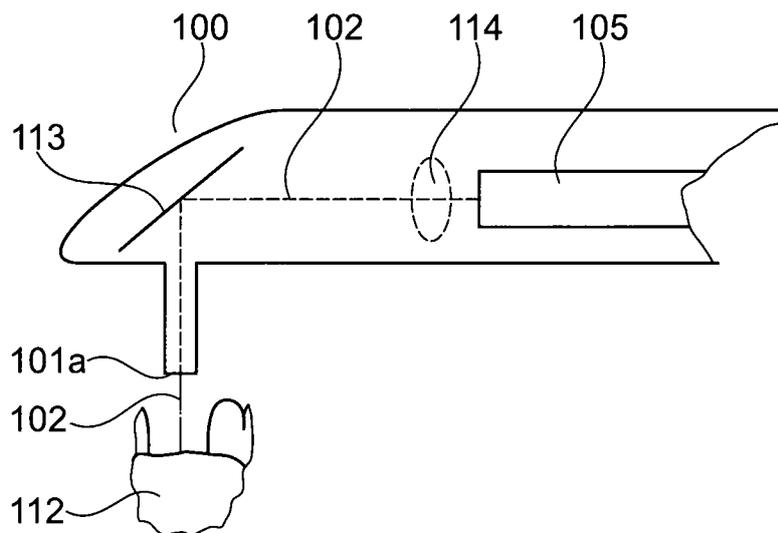


Fig. 2