

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局

(43) 国際公開日  
2012年12月6日(06.12.2012)



(10) 国際公開番号  
WO 2012/165162 A1

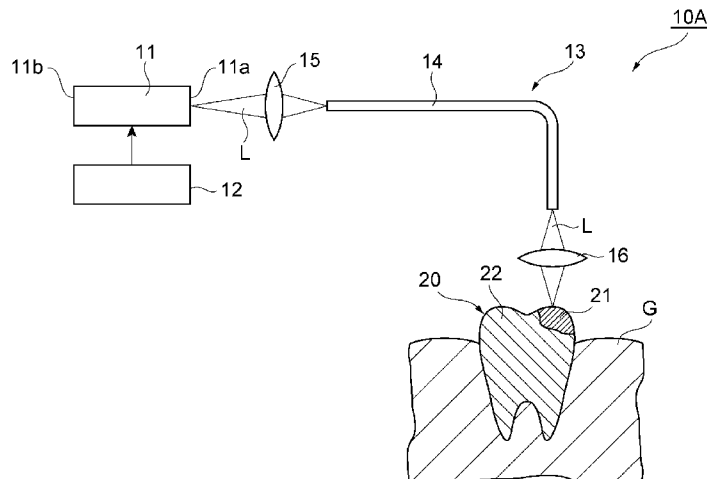
- (51) 国際特許分類:  
A61C 3/02 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/062653
- (22) 国際出願日: 2012年5月17日(17.05.2012)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願 2011-123662 2011年6月1日(01.06.2011) JP
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 国立  
大学法人大阪大学(OSAKA UNIVERSITY) [JP/JP];  
〒5650871 大阪府吹田市山田丘1番1号 Osaka  
(JP). 浜松ホトニクス株式会社(HAMAMATSU  
PHOTONICS K.K.) [JP/JP]; 〒4358558 静岡県浜松  
市東区市野町1126番地の1 Shizuoka (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 粟津 邦男  
(AWAZU Kunio) [JP/JP]; 〒5650871 大阪府吹田市山  
田丘1番1号 国立大学法人大阪大学内 Osaka  
(JP). 石井 克典(ISHII Katsunori) [JP/JP]; 〒5650871  
大阪府吹田市山田丘1番1号 国立大学法人大  
阪大学内 Osaka (JP). 秋草 直大(AKIKUSA Naota)
- (74) 代理人: 長谷川 芳樹, 外(HASEGAWA Yoshiaki et  
al.); 〒1000005 東京都千代田区丸の内二丁目1番  
1号丸の内 M Y P L A Z A (明治安田生命  
ビル) 9階 創英国際特許法律事務所 Tokyo  
(JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保  
護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,  
BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO,  
CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI,  
GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS,  
KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT,  
LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY,  
MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA,  
RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV,  
SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC,  
VN, ZA, ZM, ZW.

[続葉有]

(54) Title: DENTAL THERAPY APPARATUS

(54) 発明の名称: 歯科用治療装置

[図1]



(57) Abstract: Provided is a dental therapy apparatus enabling more reliable, less invasive dental therapy. A dental therapy apparatus (10A) comprises: a laser light source (11) for outputting a laser light (L) having a wavelength in the wavelength range of 5.7-6.6 μm; a control unit (12) for pulse-driving the laser light source and controlling the pulse width and/or repetition frequency of the pulsating laser light outputted from the laser light source; and an irradiation optical system (13) for irradiating a tooth (20), including a caries site (21), with the light outputted from the laser light source. With this dental therapy apparatus, the control of the pulse width and/or repetition frequency of the pulse light by the control unit allows for the caries site (21) to be selectively cut out.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2012/165162 A1



(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR),

OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

より確実に低侵襲で歯科治療が可能な歯科用治療装置を提供する。歯科用治療装置 (10A) は、5.7  $\mu\text{m}$  ~ 6.6  $\mu\text{m}$  の波長域の波長を有するレーザー光 (L) を出力するレーザー光源 (11) と、レーザー光源をパルス駆動すると共に、レーザー光源から出力されるパルス状のレーザー光のパルス幅及び繰り返し周波数の少なくとも一方を制御する制御部 (12) と、レーザー光源から出力された光を、う蝕部位 (21) を含む歯 (20) に照射するための照射光学系 (13) と、を備える。この歯科用治療装置では、制御部がパルス光のパルス幅及び繰り返し周波数の少なくとも一方を制御することによって、う蝕部位 (21) を選択的に切削する。

## 明 細 書

発明の名称： 歯科用治療装置

### 技術分野

[0001] 本発明は、歯科用治療装置に関する。

### 背景技術

[0002] 近年、う蝕された歯、いわゆる虫歯は、エアタービンに代表される回転切削器又は波長 $2.94\mu\text{m}$ のEr:YAGレーザ光を利用して処理されている。このような技術は、う蝕されていない健全な部位と、う蝕部位とを分離し得ない。そのため、虫歯治療は、歯科医師の技量に左右される傾向がある。そこで、う蝕部位を選択的に加工可能な低侵襲治療技術が求められている。このような技術の一つとして、差周波発生 (DFG: Difference-Frequency Generation) 方式の中赤外波長可変レーザ (以下、DFGレーザと称す) を利用した非特許文献1及び非特許文献2記載の技術が知られている。差周波発生方式とは、2種類の波長 $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ を非線形光学結晶に入射し、位相整合条件を満たすことにより、波長 $\lambda_3$ の光を発生させる方法である。非特許文献1のDFGレーザでは、非線形光学結晶としてAgGaS<sub>2</sub> (銀ガリウムサルファイト) を採用し、DFGポンプ光、シグナル光としてそれぞれNd:YAGレーザ (波長 $\lambda_1$ :  $1.064\mu\text{m}$ )、Cr:forsteriteレーザ (波長 $\lambda_2$ :  $1.15\sim 1.36\mu\text{m}$ ) を採用している。これは、非特許文献2においても同様である。

### 先行技術文献

#### 非特許文献

[0003] 非特許文献1：佐伯将之、他5名、「波長 $6\mu\text{m}$ 帯パルスレーザによる齲蝕歯の選択的治療技術の開発」、電気学会研究会資料 (光・量子デバイス研究会 バイオメディカル応用)、OQD-10-025、2010、p31-34

非特許文献2：佐伯将之、石井克典、吉川一志、保尾謙三、山本一世、粟津邦

男、「波長6.02  $\mu\text{m}$ のナノ秒パルスレーザーによる脱灰象牙質の選択的切削」、日本レーザー歯学会誌、2011、22、p16-20

## 発明の概要

### 発明が解決しようとする課題

- [0004] 非特許文献1記載の技術では、レーザー光をパルス幅5 ns及び繰り返し周波数10 Hzという駆動条件で出力しているため、う蝕部位の切削スピードも速く切削が非常に生じやすい条件となっている。そのため、逆に、口腔内の軟組織などを損傷する可能性がある。
- [0005] そこで、本発明は、より確実に低侵襲で歯科治療が可能な歯科用治療装置を提供することを目的とする。

### 課題を解決するための手段

- [0006] 本発明の一側面に係る歯科用治療装置は、5.7  $\mu\text{m}$ ～6.6  $\mu\text{m}$ の波長域の波長を有するレーザー光を出力するレーザー光源と、レーザー光源をパルス駆動すると共に、レーザー光源から出力されるパルス状のレーザー光のパルス幅及び繰り返し周波数の少なくとも一方を制御する制御部と、レーザー光源から出力された光を、う蝕部位を含む歯に照射するための照射光学系と、を備える。この歯科用治療装置では、制御部がパルス状のレーザー光のパルス幅及び繰り返し周波数の少なくとも一方を制御することによって、上記う蝕部位を選択的に切削する。
- [0007] この構成では、5.7  $\mu\text{m}$ ～6.6  $\mu\text{m}$ の波長域の波長を有するレーザー光を出力するレーザー光源を用いているため、例えば健全な部位への影響をより低減しながら、う蝕部位を選択的に切削可能である。更に、制御部は、レーザー光源をパルス駆動し、パルス状のレーザー光のパルス幅及び繰り返し周波数の少なくとも一方を制御する。この制御により、切削条件（例えば切削スピード）を変えられるので、う蝕部位を更に選択的に切削可能である。その結果、低侵襲で歯科治療をより確実に行え得る。
- [0008] 上記制御部は、パルス状のレーザー光の照射領域の熱緩和時間より短いパルス幅及び熱緩和時間に対応する繰り返し周波数より遅い繰り返し周波数でレ

ーザ光源を駆動する第1モードと、上記熱緩和時間より長いパルス幅及び上記熱緩和時間に対応する繰り返し周波数より速い繰り返し周波数でレーザー光源を駆動する第2モードとの間で、レーザー光源の制御を切り換え得る。

[0009] 上記第1モードでレーザー光源を駆動した場合、熱的作用を抑制した切削が行われる。一方、第2モードでレーザー光源を駆動した場合、レーザー光源から出力されるパルス状のレーザー光の照射領域外に熱が拡散しやすい。例えば、レーザー光が、歯肉等の口腔内軟組織に照射されると、その軟組織が切除される場合がある。この場合、出血が生じるが、上記熱拡散により照射領域周辺が一定の温度以上になると、軟組織を凝固し、止血効果が得られる。よって、例えば、第1モードで、う蝕部位を切削する際に、う蝕部位周辺の軟組織を損傷したとしても、第2モードに切り換えることで、軟組織からの出血を止めることができる。

[0010] 上記レーザー光源は、量子カスケードレーザーであり得る。量子カスケードレーザーを利用することで、歯科用治療装置の小型化を図ることができる。

### 発明の効果

[0011] 本発明によれば、より確実に低侵襲で歯科治療が可能な歯科用治療装置を提供し得る。

### 図面の簡単な説明

[0012] [図1]一実施形態に係る歯科用治療装置の一例の概略構成を示す模式図である。

[図2]実験装置の概略構成を示す模式図である。

[図3]波長域5.70  $\mu\text{m}$ ~6.55  $\mu\text{m}$ において0.05  $\mu\text{m}$ 間隔の各波長における健全歯試料と、う蝕歯試料の切削形態を示す図表である。

[図4] (a) は、健全歯試料の照射痕を示す図面である。(b) は、う蝕歯試料の照射痕を示す図面である。

[図5]2層構造試料にレーザー光を照射した場合の実験結果を示す図面である。

[図6] (a) は、波長5.7  $\mu\text{m}$ のレーザー光が照射された試料の照射痕断面を示す図面であり、(b) は、波長10.6  $\mu\text{m}$ のレーザー光が照射された試料

の照射痕断面を示す図面である。

[図7]他の実施形態に係る歯科用治療装置の一例の概略構成を示す模式図である。

### 発明を実施するための形態

[0013] 以下、図面を参照して本発明の実施形態について説明する。図面の説明において、同一要素には同一符号を付し、重複する説明を省略する。図面の寸法比率は、説明のものと必ずしも一致していない。

[0014] 図1は、一実施形態に係る歯科用治療装置の一例の概略構成を示す模式図である。図1には、歯科用治療装置10Aで治療される「う蝕歯20」も模式的に示している。う蝕歯20は、う蝕された部位（以下、単に「う蝕部位」と称す）21を有する歯であり、いわゆる虫歯である。

[0015] 歯科用治療装置10Aは、レーザ光を出力するレーザ光源11と、レーザ光源11の駆動を制御する制御部12と、レーザ光源11から出力されたレーザ光Lを治療対象としてのう蝕歯20に照射するための照射光学系13とを有する。図1では、歯科用治療装置10Aの要部のみ示している。歯科用治療装置10Aは、う蝕部位21を切削加工する歯の加工装置であり得る。

[0016] レーザ光源11は、波長域5.7 $\mu\text{m}$ ~6.6 $\mu\text{m}$ 内の波長を有するレーザ光を出力する量子カスケードレーザである。量子カスケードレーザは、半導体量子井戸構造におけるサブバンド間の電子遷移を利用して光を生成するモノポーラタイプの光導波型半導体レーザ素子である。量子カスケードレーザとしてのレーザ光源11は、半導体基板と、半導体基板上に形成された活性層とを備えて構成されている。レーザ光源11は互いに対向している前側端面11a及び後側端面11bを有しており、前側端面11a及び後側端面11bにより光共振器が構成されている。レーザ光源11の共振器構造（前側端面11a及び後側端面11b）については、両端面へき開によって形成することができる。量子カスケードレーザの構成及び動作は、既知であり（例えば、特開2004-247492号公報、特開2005-039045号公報、及び、特開2008-177366号公報等に記載されている。）

、これ以上の詳細な説明を省略する。

[0017] 制御部 12 は、レーザ光源 11 に電圧を印加することによって、レーザ光源 11 をパルス駆動する。この場合、レーザ光源 11 から出力されるレーザ光 L はパルス状のレーザ光 L (以下、単に「パルスレーザ光 L」と称す) である。制御部 12 は、レーザ光源 11 に印加する電圧の印加状態を変化させることによって、レーザ光源 11 から出力されるパルスレーザ光 L のパルス幅及び繰り返し周波数を制御し得る。レーザ光源 11 から出力されるパルスレーザ光 L の波長の一例は  $5.75 \mu\text{m}$  である。パルス幅の例は  $10 \text{ ns} \sim 1 \text{ ms}$  であり、繰り返し周波数の例は  $500 \text{ Hz} \sim 2 \text{ MHz}$  である。

[0018] 照射光学系 13 は、レーザ光源 11 から出力されたパルスレーザ光 L を導波可能な光ファイバ 14 と、レーザ光源 11 から出力されたパルスレーザ光 L を光ファイバ 14 の一端に入射するための入射レンズ系 15 と、光ファイバ 14 の他端から出力されたパルスレーザ光 L をう蝕歯 20 に照射するための集光レンズ系 16 とを有し得る。照射光学系 13 の構成は、光ファイバ 14 を用いたものに限定されず、レーザ光源 11 から出力されたレーザ光 L を治療対象に照射可能な構成であればよい。例えば、照射光学系 13 には、光を導光するための導光路として多関節導光路を利用してもよい。

[0019] 上記レーザ光源 11 及び照射光学系 13 は、光軸調整といった光学的条件の最適化を図って組み合わされている。波長域  $5.7 \mu\text{m} \sim 6.6 \mu\text{m}$  内の波長を有するパルスレーザ光 L の照射位置の確認などは、医療用として使用されている波長  $10.6 \mu\text{m}$  の医療用炭酸ガスレーザを使用する場合と同様とすることができる。

[0020] 上記構成では、制御部 12 により駆動されたレーザ光源 11 から出力された  $5.7 \mu\text{m} \sim 6.6 \mu\text{m}$  の波長域の波長を有するパルスレーザ光 L は、入射レンズ系 15 を経て光ファイバ 14 に入射される。光ファイバ 14 に入射されたパルスレーザ光 L は、光ファイバ 14 中を伝搬して光ファイバ 14 の他端から出射される。光ファイバ 14 の他端から出射されたパルスレーザ光 L は、集光レンズ系 16 により集光されて、う蝕歯 20 のう蝕部位 21 に照

射される。歯科医は、う蝕歯 20 を観察しながら、照射光学系 13 を操作することによって、う蝕部位 21 にパルスレーザー光 L を照射し得る。

[0021] 歯科用治療装置 10A では、上記波長域内の波長を有するパルスレーザー光 L を使用することによって、後述する実験例 1 で示すように、治療したい部分（病変組織）である「う蝕部位 21」に治療領域を限局することができる。このような空間的な相互作用領域の制限は、う蝕部位 21 とう蝕細菌に感染していない健全な部位（以下、「健全部位」と称す）22 との硬さによる差であると考えられる。このとき、う蝕部 21 より健全部位 22 に吸収される波長（9～10 μm 帯）は利用できない。生体組織は中赤外波長域に分子振動由来の特徴的な吸収パターンを有し、特にタンパク質のアミド結合由来の吸収帯であるアミド I（吸収帯の中心波長は 6.1 μm）およびアミド II（吸収帯の中心波長は 6.45 μm）に対応する波長は生体軟組織に強く吸収される。う蝕においては、う蝕細菌によって、う蝕部位 21 の性質が、健全部位 22 から改変され、上記吸収による切削反応がより生じやすくなっていると考えられる。そのため、レーザー光源 11 から出力されるパルスレーザー光 L を利用することによって、健全部位 22 への影響をより低減しながら、う蝕部位 21 の切削が可能である。

[0022] 更に、パルスレーザー光 L のパルス状態を制御することによって、パルスレーザー光 L とパルスレーザー光 L の照射領域との時間的な相互作用を制御し得る。歯科用治療装置 10A では、制御部 12 によりレーザー光源 11 から出力されるパルスレーザー光 L のパルス幅及び繰り返し周波数を制御している。従って、パルス幅及び繰り返し周波数を制御することで、切削条件、例えば切削スピードを調整可能である。

[0023] 上記のように、歯科用治療装置 10A では、パルスレーザー光 L とその照射領域との相互作用を空間的及び時間的に制御可能であることから、低侵襲治療が可能である。例えば、歯肉 G（図 1 参照）といった軟組織の近傍にう蝕部位 21 が位置していたとしても、う蝕部位 21 を観察しながら、パルスレーザー光 L のパルス幅等のパルス状態を制御することで、切削スピードを調整

すれば、軟組織が損傷しないように治療し得る。

[0024] また、波長域  $5.7 \mu\text{m} \sim 6.6 \mu\text{m}$  の波長を有する中赤外光は生体組織に対して熱的作用を与える。この熱的作用は、パルス幅（相互作用時間）と繰り返し周波数とを制御することで調整し得る。

[0025] 熱的作用では、熱緩和時間が重要である。例えば、波長域  $5.7 \mu\text{m} \sim 6.6 \mu\text{m}$  のレーザ光に対する生体組織の熱緩和時間は  $\mu\text{s}$  オーダーである。よって、パルス幅が  $\text{ns}$  オーダー（～約  $10 \mu\text{s}$  まで）であると共に、繰り返し周波数が約  $1 \sim 1000 \text{Hz}$  であるパルスレーザ光 L を照射することによって、熱効果を抑制しながらう蝕部位 21 を切削し得る。

[0026] 一方、パルス幅が  $\mu\text{s} \sim \text{ms}$  オーダーであると共に、繰り返し周波数が  $1000 \text{Hz}$  以上であるパルスレーザ光 L を照射した場合、パルスレーザ光 L は、その照射領域に、融解・凝固に適した熱効果の強い相互作用を与えることができる。具体的には、波長域  $5.7 \mu\text{m} \sim 6.6 \mu\text{m}$  の波長の光は、タンパク質に効率よく吸収されるため、軟組織の切除が可能である。また、パルスレーザ光 L の照射領域の熱緩和時間より長いパルス幅及び短いパルス間隔を満たす条件であれば、照射領域外に熱が拡散する。この拡散による加熱効果により温度が  $60^\circ\text{C}$  以上に達すると、軟組織の凝固も可能である。そして、軟組織の切除周辺の凝固は、血管を閉塞させ止血効果をもたらし得る。これは、医療用として使用されている炭酸ガスレーザとの比較からも理解され得る。すなわち、生体組織の吸収特性を考慮した場合、例えば波長域  $5.7 \mu\text{m} \sim 6.6 \mu\text{m}$  内の波長  $5.75 \mu\text{m}$  における吸収係数は約  $500 \text{cm}^{-1}$  である。この数値は、医療用として使用されている炭酸ガスレーザの波長  $10.6 \mu\text{m}$  に対する吸収係数（約  $600 \text{cm}^{-1}$ ）とほぼ同様である。様々な診療科において炭酸ガスレーザの凝固止血能力は活用されている。よって、炭酸ガスレーザと吸収特性が類似する波長の光（例えば、波長  $5.75 \mu\text{m}$  の光）は前述したように軟組織切除及び凝固止血をし得る。

[0027] 以上述べたことから、パルス幅と繰り返し周波数の可変機構としての制御部 12 を有する歯科用治療装置 10A は、う蝕歯 20 のう蝕部位 21 の切削

以外に軟組織の切除及び止血などにも適用され得る。歯科用治療装置10Aが止血も可能であることから、軟組織近傍のう蝕部位21の切削において、仮に、軟組織を損傷して軟組織から出血したとしても、パルスレーザー光Lの繰り返し周波数を上げることで、止血をすることが可能である。従って、歯科用治療装置10Aにより、最適な治療効果を得ることができる。

[0028] また、歯科用治療装置10Aは、一台でう蝕部位21の切削と共に、止血等も可能であることから、止血等のために他の装置が不要である。よって、歯科医は治療処置室内を有効に利用して歯の治療をすることが可能である。

[0029] 更に、量子カスケードレーザーは、発光層が多段に繋がったカスケード構造を有することから、より高いパワーの光を出力できる。そのため、レーザー光源11として量子カスケードレーザーを採用することによって、う蝕部位21等がより確実に切削され得る。更に、量子カスケードレーザーは、量子井戸構造サブバンド間遷移を利用して波長域5.7  $\mu\text{m}$ ~6.6  $\mu\text{m}$ の波長を有する光を出力しているため、例えば、差周波発生方式によるレーザー装置に比べてレーザー光源11は、小型である。従って、前述したように、歯科医は治療処置室内を有効に利用して歯の治療をすることが可能である。

[0030] 以下、歯科用治療装置10Aの作用効果を、実験結果に基づいてより具体的に説明する。実験の説明のために波長及びパルス状態などの実験条件を例示するが、本発明は以下に例示する波長及びパルス状態などに限定されない。

[0031] まず、図2を用いて実験装置について説明する。図2は、実験装置の概略構成を示す模式図である。

[0032] 実験装置30は、レーザー光を出力する光源部31と、試料Sを載置する3次元ステージ32と、光源部31から出力されたレーザー光を3次元ステージ32に載置された試料Sに集光する放物面鏡33と、光源部31から出力されたレーザー光を放物面鏡33側に反射する平面鏡34と、光源部31と平面鏡34との間に配置され、レーザー光の光量を調節するアッテネータ35とを有する。放物面鏡33の焦点距離は約5cmである。この実験装置30を利

用した実験例 1～4 について説明する。

[0033] (実験例 1)

実験例 1 では、健全歯試料 S 1 としてウシ歯の健全象牙質を準備すると共に、う蝕歯試料 S 2 として乳酸水溶液でウシ歯象牙質を処理した脱灰象牙質を準備した。健全歯試料 S 1 及びう蝕歯試料 S 2 をそれぞれ 3 次元ステージ 3 2 に試料 S として設置した。実験例 1 の光源部 3 1 は、非特許文献 1 記載されている構成と同様の構成の D F G レーザとした。

[0034] 実験例 1 では、光源部 3 1 から 5.70～6.55  $\mu\text{m}$  の波長域内の所定波長のレーザ光を照射した。所定波長は、上記波長域で 0.05  $\mu\text{m}$  間隔の波長である。照射条件は、次の通りである。

- ・パルス幅：5 ns
- ・繰り返し周波数：10 Hz
- ・平均パワー密度：20 W/cm<sup>2</sup>
- ・照射時間：1 秒

[0035] パルスレーザ光が照射された健全歯試料 S 1 及びう蝕歯試料 S 2 の照射痕を走査型顕微鏡で観察した。図 3 は、波長域 5.70  $\mu\text{m}$ ～6.55  $\mu\text{m}$  において 0.05  $\mu\text{m}$  間隔の各波長における健全歯試料 S 1 の切削形態と、う蝕歯試料 S 2 の切削形態とを示す図表である。

[0036] 図 3 に示されているように、実験した波長域において健全歯試料 S 1 に比べてう蝕歯試料 S 2 の方が、切削量が多い。従って、波長域 5.70  $\mu\text{m}$ ～6.55  $\mu\text{m}$  の波長のレーザ光は、健全部位（又は健全歯）に対して低侵襲であり、う蝕部位（又はう蝕歯）を選択的に治療可能である。特に、波長 5.75  $\mu\text{m}$ ～5.85  $\mu\text{m}$  を有するレーザ光の健全部位に対する低侵襲性は優れていることが理解され得る。

[0037] (実験例 2)

実験例 1 と同様にして、健全歯試料 S 1 及びう蝕歯試料 S 2 を準備した。実験例 2 において、光源部 3 1 は、波長 5.75  $\mu\text{m}$  のレーザ光を出力する量子カスケードレーザとその制御部とを備える。この場合、実験例 2 の実験

装置30は、照射光学系13として平面鏡34及び放物面鏡33とを含む歯科用治療装置10Aに対応する。

[0038] 実験例2では、3次元ステージ32に健全歯試料S1及びう蝕歯試料S2をそれぞれ試料Sとして載置して、光源部31から出力されたパルスレーザー光を健全歯試料S1及びう蝕歯試料S2にそれぞれ照射した。パルスレーザー光の照射条件は次の通りである。

- ・パルス幅：500 ns
- ・繰り返し周波数：1 kHz
- ・平均パワー密度：500 W/cm<sup>2</sup>
- ・照射時間：2 秒

[0039] パルスレーザー光が照射された健全歯試料S1及びう蝕歯試料S2の照射痕を走査型顕微鏡で観察した。

[0040] 図4(a)は、健全歯試料の照射痕を示す図面である。図4(b)は、う蝕歯試料の照射痕を示す図面である。図4(a)及び図4(b)より、健全歯試料S1に比べてう蝕歯試料S2のほうが、切削量が多いことが観察される。また、切削が観察されなかった健全歯試料S1の表面にはひび割れも観察されなかった。従って、波長5.75 μmのレーザー光を出力可能な量子カスケードレーザーを用いることによって、健全部位（又は健全歯）に低侵襲であり、う蝕部位（又はう蝕歯）を選択的に治療可能なことが理解され得る。

[0041] (実験例3)

実験例3では、健全歯試料部上に、乳酸水溶液でウシ歯象牙質を処理したう蝕歯試料部を積層した2層構造試料S4を準備した。試料を2層構造試料S4に代えた点以外は、実験例2と同様の条件で、光源部31からのパルスレーザー光を2層構造試料S4に照射した。2層構造試料S4には、う蝕歯試料部側からパルスレーザー光が照射された。パルスレーザー光を照射した後、光学顕微鏡によって照射痕断面を観察した。

[0042] 図5は、照射痕断面を示す図面である。図5において、破線は、う蝕・健全境界を示している。図5より、う蝕・健全境界で切削が停止することが理

解され得る。よって、波長 $5.75\ \mu\text{m}$ のレーザ光は、う蝕部位に反応し、健全部位には反応しないことも実験的に示された。

[0043] (実験例4)

実験例4では、生体軟組織試料S5としてトリ胸肉を準備して、生体軟組織試料S5を3次元ステージ32上に載置した。そして、実験例2,3の場合と同様に量子カスケードレーザを含む光源部31から、波長 $5.75\ \mu\text{m}$ のパルスレーザ光を出力して、そのパルスレーザ光を生体軟組織試料S5に照射した。照射条件は、次の通りである。

- ・パルス幅： $500\ \text{ns}$
- ・繰り返し周波数： $1\ \text{kHz}$
- ・平均パワー密度： $2500\ \text{W}/\text{cm}^2$
- ・照射時間：5秒

[0044] 次に、光源部31を、医療用炭酸ガスレーザ装置（株式会社モリタ製作所製Lezawin CH S）に代えて、光源部31から波長 $10.6\ \mu\text{m}$ のレーザ光を出力して、そのレーザ光を連続波（CW）で生体軟組織試料S5に照射した。照射条件は、次の通りである。

- ・平均パワー密度： $2500\ \text{W}/\text{cm}^2$
- ・照射時間：5秒

[0045] 上記のように、量子カスケードレーザから出力された波長 $5.75\ \mu\text{m}$ のレーザ光が照射された生体軟組織試料S5と、医療用炭酸ガスレーザ装置から出力された波長 $10.6\ \mu\text{m}$ のレーザ光が照射された生体軟組織試料S5それぞれの照射痕断面を、一般的な組織学評価手法であるヘマトキシリン・エオジン染色を施し観察した。

[0046] 図6(a)は、波長 $5.75\ \mu\text{m}$ のレーザ光が照射された試料の照射痕断面を示す図面であり、図6(b)は、波長 $10.6\ \mu\text{m}$ のレーザ光が照射された試料の照射痕断面を示す図面である。

[0047] 図6(a)及び図6(b)を比較すると、量子カスケードレーザを使用した場合の切開作用は、医療用炭酸ガスレーザを使用した場合と類似している

。図6(a)及び図6(b)の両方において、凝固及び炭化は発生しているが、図6(a)の方がその程度は小さい。従って、適度な凝固かつ過剰な炭化を発生しないという観点から、図1に示したレーザ光源11の構成は、臨床上、優位であり得る。凝固・炭化の違いは量子カスケードレーザの短パルス・高繰り返し周波数というパルス構造が効いていると考えられる。パルス幅と繰り返し周波数の可変機構(制御部12)により、切開作用及び凝固止血作用のバランスを制御することができるため、図1に示したようなレーザ光源11及び制御部12を備える歯科用治療装置10Aは高度な軟組織切除も行い得る。

[0048] 図7は、他の実施形態に係る歯科用治療装置の概略構成を示す模式図である。図7に示した歯科用治療装置10Bは、制御部40が、モード切替部41を備える点で、図1に示した歯科用治療装置10Aと相違する。制御部40以外の構成は、図1の場合と同様であるため、それらの構成要素の説明を省略する。

[0049] 制御部40が有するモード切替部41は、レーザ光源11から出力される所定波長(例えば、波長5.75 $\mu\text{m}$ )のパルスレーザ光Lのパルス状態を、切削モード(第1モード)と止血モード(第2モード)とに切り換える。具体的には、切削モードでは、制御部40は、う蝕部位21の切削が可能なパルス幅及び繰り返し周波数で、量子カスケードレーザであるレーザ光源11を駆動する。止血モードでは、制御部40は、軟組織の止血が可能なパルス幅及び繰り返し周波数で、量子カスケードレーザであるレーザ光源11を駆動する。

[0050] 切削モード及び止血モードそれぞれにおけるパルス幅及び繰り返し周波数は、パルスレーザ光Lの照射領域の熱緩和時間に応じて規定される。具体的には、切削モードでは、熱緩和時間より短いパルス幅及び熱緩和時間に対応する繰り返し周波数より遅い繰り返し周波数で、制御部40はレーザ光源11を駆動する。また、止血モードでは、熱緩和時間より長いパルス幅及び熱緩和時間に対応する繰り返し周波数より速い繰り返し周波数で、制御部40

はレーザ光源 11 を駆動する。例えば、波長域 5.7 ~ 6.6  $\mu\text{m}$  の光に対する生体の熱緩和時間を  $\mu\text{s}$  オーダーとした場合の切削用のパルス幅及び繰り返し周波数の例は、それぞれ 5 ns ~ 1  $\mu\text{s}$  及び 1 ~ 1 kHz である。また、波長域 5.7 ~ 6.6  $\mu\text{m}$  の光に対する生体の熱緩和時間を  $\mu\text{s}$  オーダーとした場合の止血用のパルス幅及び繰り返し周波数の例は、それぞれ 1  $\mu\text{s}$  以上及び 1 kHz 以上であり、或いは、デューティ比 50% 以上とし得る。

[0051] 歯科用治療装置 10B の構成は、制御部 40 が、モード切替部 41 を備える点以外は、歯科用治療装置 10A の構成と同様であるため、歯科用治療装置 10B は、歯科用治療装置 10A と同様の作用効果を有し得る。そして、制御部 40 のモード切替部 41 で切削モードと止血モードとを切り換え得るので、切削する場合と止血する場合の切り替えが容易である。そのため、仮に、切削モードで切削等に、う蝕部位 21 周辺の軟組織(例えば歯肉 G) から出血が生じた場合であっても、止血処置をより確実且つ早く実施することができる。

[0052] 以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明は上記実施形態に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲で種々の変更が可能である。

[0053] 例えば、レーザ光源は、量子カスケードレーザに限らず、レーザ光源は、波長域 5.70  $\mu\text{m}$  ~ 6.60  $\mu\text{m}$  内の波長のレーザ光を出力すると共に、制御部によりパルス幅及び繰り返し周波数が制御可能な光源であればよい。制御部は、パルス幅及び繰り返し周波数を制御するとしたが、パルス幅及び繰り返し周波数の少なくとも一方を制御すればよい。

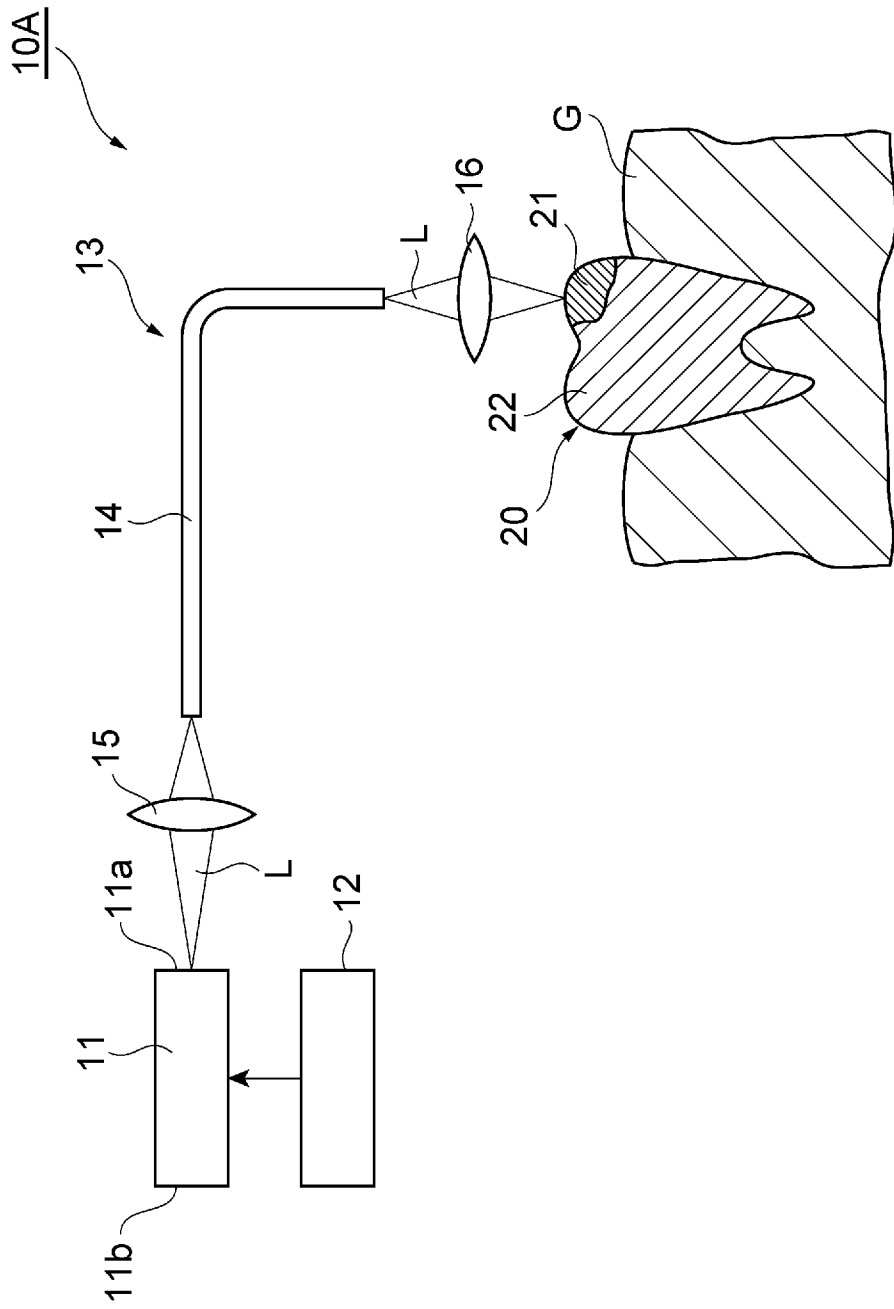
### 符号の説明

[0054] 10A, 10B…歯科用治療装置、11…レーザ光源、12…制御部、20…う蝕部位を有する歯、21…う蝕部位、40…制御部、41…モード切替部。

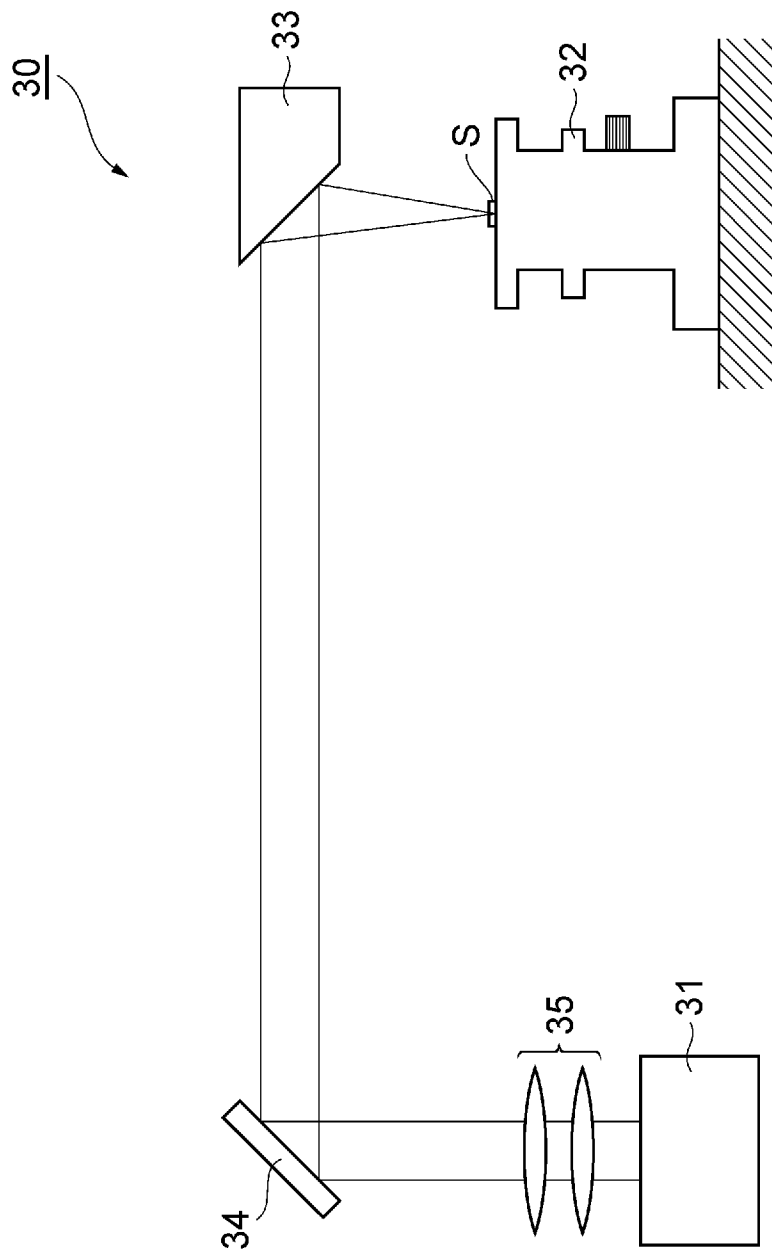
## 請求の範囲

- [請求項1]           5.  $7\ \mu\text{m}$ ～ $6.6\ \mu\text{m}$ の波長域の波長を有するレーザー光を出力するレーザー光源と、
- 前記レーザー光源をパルス駆動すると共に、前記レーザー光源から出力されるパルス状のレーザー光のパルス幅及び繰り返し周波数の少なくとも一方を制御する制御部と、
- 前記レーザー光源から出力された光を、う蝕部位を含む歯に照射するための照射光学系と、
- を備え、
- 前記制御部が前記パルス状のレーザー光の前記パルス幅及び前記繰り返し周波数の少なくとも一方を制御することによって、前記歯に含まれるう蝕部位を選択的に切削する、
- 歯科用治療装置。
- [請求項2]           前記制御部は、前記パルス状のレーザー光の照射領域の熱緩和時間より短いパルス幅及び前記熱緩和時間に対応する繰り返し周波数より遅い繰り返し周波数で前記レーザー光源を駆動する第1モードと、前記熱緩和時間より長いパルス幅及び前記熱緩和時間に対応する繰り返し周波数より速い繰り返し周波数で前記レーザー光源を駆動する第2モードとの間で、前記レーザー光源の制御を切り換える、請求項1記載の歯科用治療装置。
- [請求項3]           前記レーザー光源は、量子カスケードレーザーである、請求項1又は2記載の歯科用治療装置。

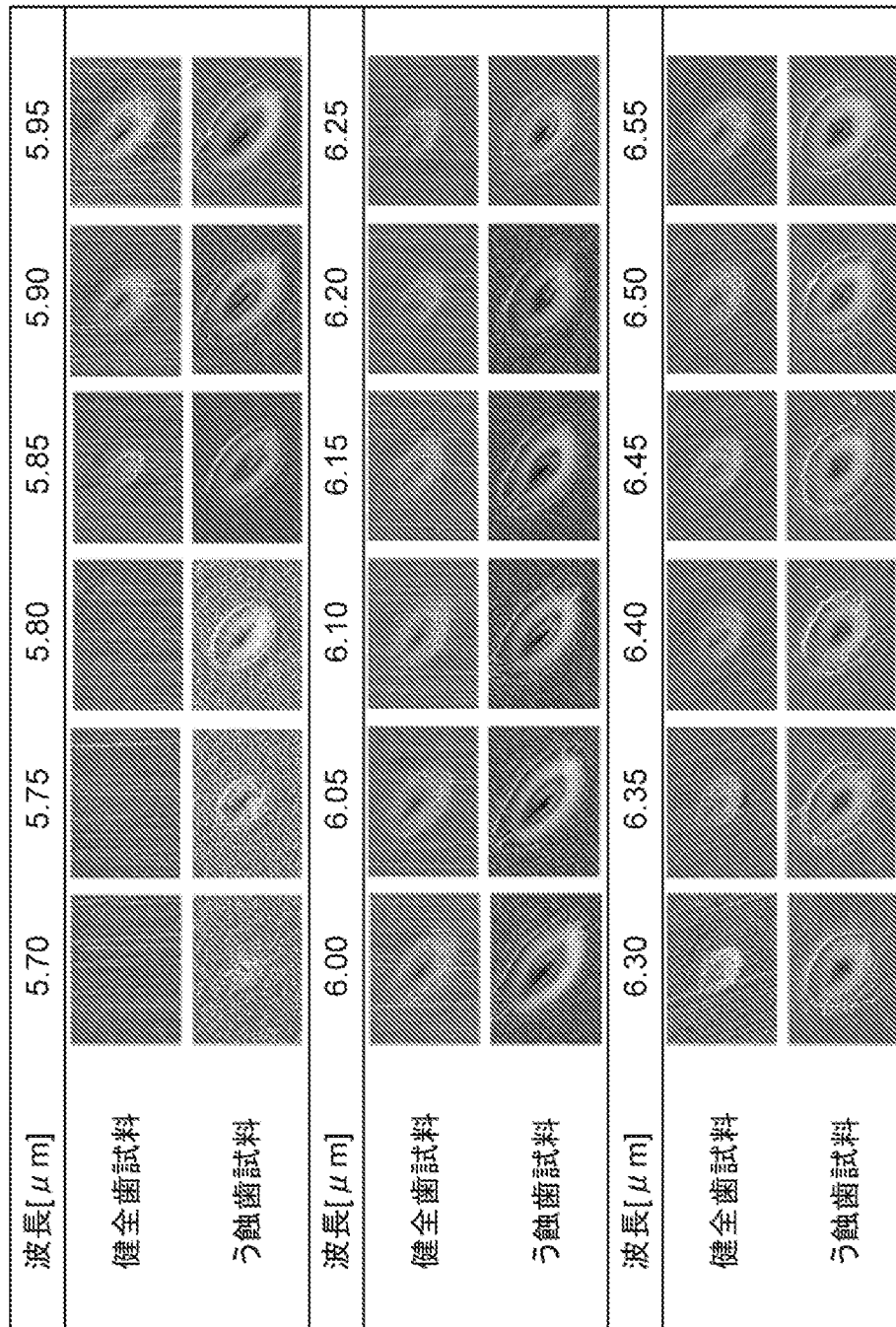
[図1]



[図2]

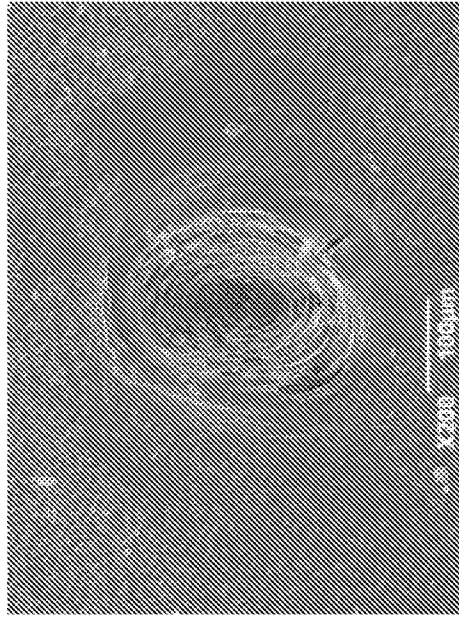


[図3]

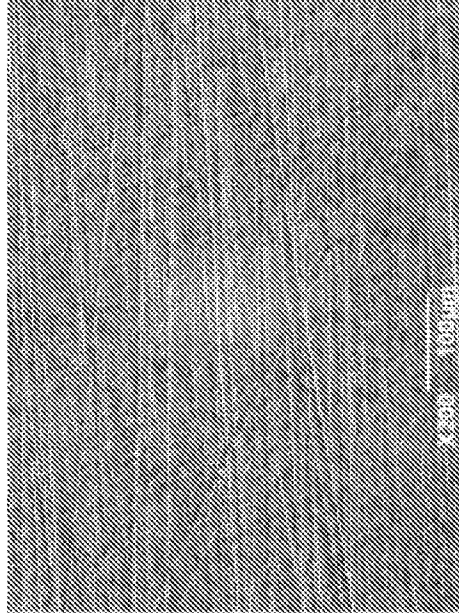


[図4]

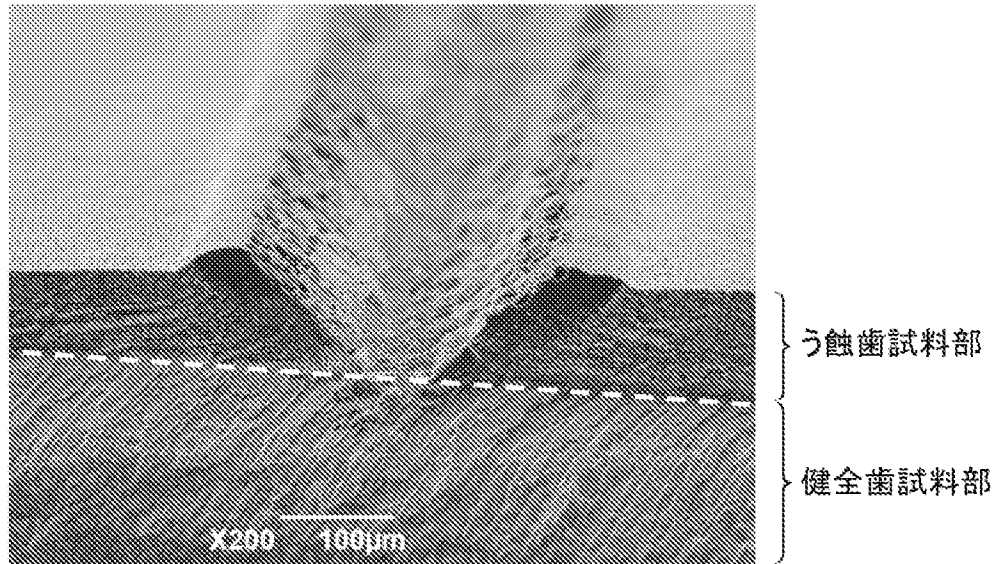
(b)



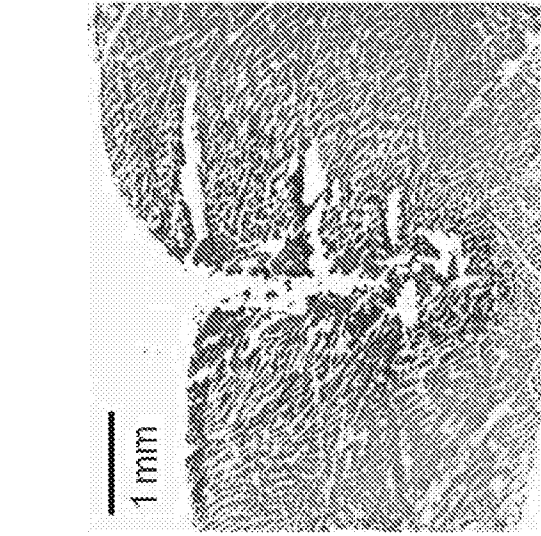
(a)



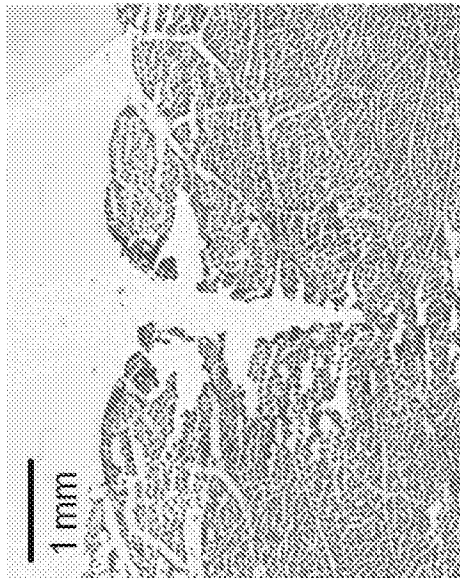
[図5]



[図6]

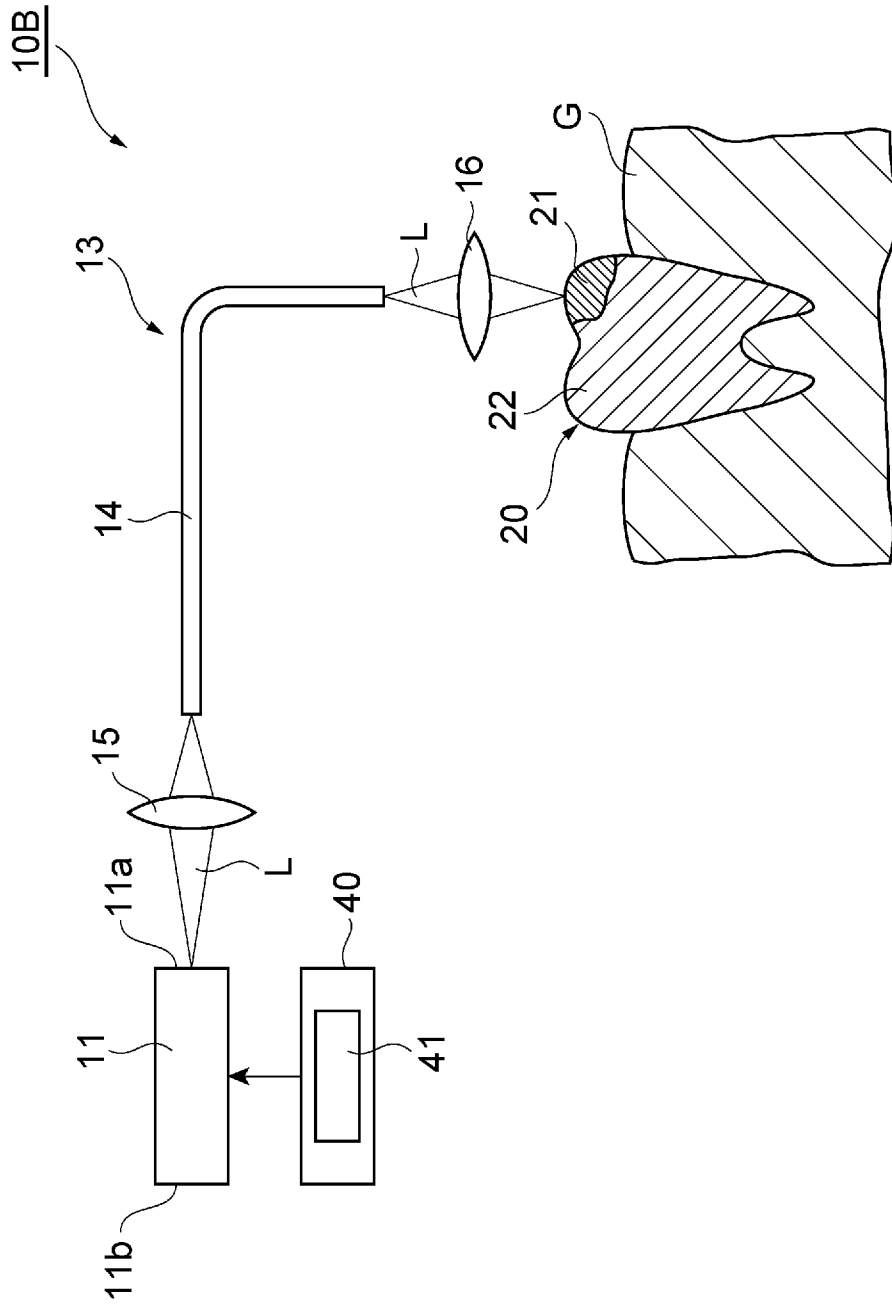


(b)



(a)

[図7]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/062653

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61C3/02 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61C3/02

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

PubMed, IEEE Xplore

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2004-261288 A (Japan Science and Technology Agency), 24 September 2004 (24.09.2004), paragraphs [0001] to [0006], [0021], [0022] (Family: none)	1-3
Y	Masayuki SAEKI et al., "Hacho 6.02µm no Nano Byo Pulse Laser ni yoru Dakkai Zogeshitsu no Sentakuteki Setsujo", Journal of Japanese Society for Laser Dentistry, 2011.04, vol.22, no.1, pages 16 to 20	1, 2

 Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"I" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
07 August, 2012 (07.08.12)Date of mailing of the international search report  
21 August, 2012 (21.08.12)Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/062653

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	Katsunori ISHII et al., Development of Selective Laser Treatment Techniques using Mid-infrared Tunable Nanosecond Pulsed Laser, In: IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 32nd Annual International Conference, IEEE, 2010, p. 1614-1617	3
A	JP 2008-526276 A (MILLER, R.J. Dwayne), 24 July 2008 (24.07.2008), claims 1 to 3, 24; paragraphs [0016], [0036], [0040], [0059] & US 2006/0195072 A1 & WO 2006/069448 A2	1
A	US 5403306 A (Vanderbilt University), 04 April 1995 (04.04.1995), abstract; claim 2 (Family: none)	1
A	JP 2008-509755 A (Biolase Technology, Inc.), 03 April 2008 (03.04.2008), claim 7; paragraphs [0017], [0028], [0035], [0041], [0042] & US 2006/0142745 A1 & US 2009/0141752 A1 & WO 2006/020946 A2	2
A	JP 10-33557 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 10 February 1998 (10.02.1998), abstract (Family: none)	2

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61C3/02(2006.01)i		
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61C3/02		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2012年 日本国実用新案登録公報 1996-2012年 日本国登録実用新案公報 1994-2012年		
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) PubMed, IEEE Xplore		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2004-261288 A (独立行政法人 科学技術振興機構) 2004.09.24, 段落【001】 - 【0006】 , 【0021】 , 【0022】 (ファミリーなし)	1-3
Y	佐伯将之、外5名、波長 6.02 μm のナノ秒パルスレーザーによる脱 灰象牙質の選択的切除, 日本レーザー歯学会誌, 2011.04, 第22巻, 第1号, p. 16-20	1,2
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日 07.08.2012	国際調査報告の発送日 21.08.2012	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 胡谷 佳津志 電話番号 03-3581-1101 内線 3346	31 3944

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	Katsunori ISHII et al., Development of Selective Laser Treatment Techniques using Mid-infrared Tunable Nanosecond Pulsed Laser, In: IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 32nd Annual International Conference, IEEE, 2010, p. 1614-1617	3
A	JP 2008-526276 A (ミラー, アール. ジェイ. ドウエイン) 2008.07.24, 請求項 1-3, 24, 段落【0016】, 【0036】, 【0040】, 【0059】 & US 2006/0195072 A1 & WO 2006/069448 A2	1
A	US 5403306 A (Vanderbilt University) 1995.04.04, 要約、請求項 2 (ファミリーなし)	1
A	JP 2008-509755 A (バイオレーズ テクノロジー インコーポレイテッド) 2008.04.03, 請求項 7, 段落【0017】, 【0028】【0035】, 【0041】, 【0042】 & US 2006/0142745 A1 & US 2009/0141752 A1 & WO 2006/020946 A2	2
A	JP 10-33557 A (松下電器産業株式会社) 1998.02.10, 要約 (ファミリーなし)	2