

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5977435号
(P5977435)

(45) 発行日 平成28年8月24日 (2016. 8. 24)

(24) 登録日 平成28年7月29日 (2016. 7. 29)

| | | |
|--------------------------|---------------|---|
| (51) Int. Cl. | F I | |
| A 6 1 C 3/02 (2006. 01) | A 6 1 C 3/02 | R |
| A 6 1 B 18/20 (2006. 01) | A 6 1 B 18/20 | |
| A 6 1 N 5/067 (2006. 01) | A 6 1 N 5/067 | |
| A 6 1 C 17/00 (2006. 01) | A 6 1 C 17/00 | E |
| | A 6 1 C 17/00 | Z |

請求項の数 16 (全 17 頁)

| | | | |
|---------------|-------------------------------|-----------|---|
| (21) 出願番号 | 特願2015-504544 (P2015-504544) | (73) 特許権者 | 514252256 |
| (86) (22) 出願日 | 平成24年11月29日 (2012. 11. 29) | | アメリカン イーグル インストラメンツ インコーポレイテッド |
| (65) 公表番号 | 特表2015-512321 (P2015-512321A) | | American Eagle Inst ruments, Inc. |
| (43) 公表日 | 平成27年4月27日 (2015. 4. 27) | | アメリカ合衆国, モンタナ州 59808 , ミズーラ, バトラー クリーク ロード 6575 |
| (86) 国際出願番号 | PCT/US2012/066925 | (74) 代理人 | 100090251 |
| (87) 国際公開番号 | W02013/151585 | | 弁理士 森田 憲一 |
| (87) 国際公開日 | 平成25年10月10日 (2013. 10. 10) | (74) 代理人 | 100139594 |
| 審査請求日 | 平成27年3月11日 (2015. 3. 11) | | 弁理士 山口 健次郎 |
| (31) 優先権主張番号 | 61/620, 718 | (74) 代理人 | 100185915 |
| (32) 優先日 | 平成24年4月5日 (2012. 4. 5) | | 弁理士 長山 弘典 |
| (33) 優先権主張国 | 米国 (US) | | |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光子により誘起される音響流のデバイス

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電源と；

前記電源に連結されたトリガーと；

タイミング回路及びドライバを含み、前記トリガーによって起動される回路素子と；

前記回路素子に連結された光源と；

光ファイバケーブル及び出力チップを含み、前記光源に連結された光学アセンブリと；
を含み、

前記光源が、1より多い所定の波長で光を放出し、前記波長が、歯内治療を実施するための所定の第一の波長の光、及び歯周治療を実施するための所定の第二の波長の光を含み、
そして、

前記ドライバが、光源のパルス発生、周期、デューティサイクルの1つ以上を制御して、光子誘起音響波を生成し、そして、

前記光子誘起音響波が、前記光学アセンブリを通して前記出力チップから所定のパターンで射出される、

歯内及び歯周用途のための光子誘起音響流デバイス。

【請求項 2】

光学アセンブリが、光源からの光を屈折させる、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 3】

光源が、白熱灯、高輝度放電ランプ、発光ダイオード、レーザーダイオードの少なくとも

も 1 つを含む、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 4】

光学アセンブリが、光源からの光が光ファイバーケーブルを進む前に前記光を集束するように設定された光学素子をさらに含む、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 5】

光学素子が、光学レンズ、反射鏡、ミラー、プリズムの少なくとも 1 つを含む、請求項 4 に記載のデバイス。

【請求項 6】

出力チップが、前記出力チップ内に埋め込まれた接触点を含み、電力設定が、予め選択された歯内用途又は歯周用途のための、予め決定された電力設定範囲に含まれない場合には、前記接触点がデバイスの電力設定を感知しそして前記電力設定を調節するように予め設定されている、請求項 1 に記載のデバイス。

10

【請求項 7】

出力チップが、前記デバイスの前記光学アセンブリから取り外し可能である、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 8】

出力チップが、
光源に隣接しており、前記チップの上部を囲んでいる光ファイバーハウジングと；
前記光ファイバーハウジングに連結されそして前記出力チップの下部を囲んでいる、第一プラスチック光ファイバーと；
前記第一プラスチック光ファイバーを囲んでいる第二プラスチック光ファイバーと；
を含み、前記第一プラスチック光ファイバー及び前記第二プラスチック光ファイバーは、エアポケットにより分離されている、請求項 7 に記載のデバイス。

20

【請求項 9】

光が、第一プラスチック光ファイバーを通り、エアポケットを通り、そして第二プラスチック光ファイバーを通り、出力チップから射出される、請求項 8 に記載のデバイス。

【請求項 10】

所定のパターンが、1 つの点に集束される光から構成される、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 11】

所定のパターンが、複数の方向に屈折する光から構成される、請求項 1 に記載のデバイス。

30

【請求項 12】

電源が、バッテリーを含む、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 13】

トリガーが、開始 / 停止スイッチを含む、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 14】

所定の第一の波長が、950 nm ~ 980 nm であり、そして所定の第二の波長が、500 nm ~ 1064 nm である、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 15】

電源と；
前記電源に連結されたトリガーと；
タイミング回路及びドライバを含み、前記トリガーによって起動される回路素子と；
前記回路素子に連結された光源と；
光ファイバーケーブル及び出力チップを含み、前記光源に連結された光学アセンブリと；
を含み、
前記光源が、1 より多い所定の波長で光を放出し、前記波長が、歯内治療を実施するための所定の第一の波長の光、及び歯周治療を実施するための所定の第二の波長の光を含み、そして、
前記ドライバが、光源のパルス発生、周期、及びデューティサイクルの 1 つ以上を制御

40

50

して、光子誘起音響波を生成し、
前記出力チップが、歯石除去、バイオフィilm除去、軟組織切断、軟組織除去、歯周ポケットの消毒、生物刺激、の少なくとも1つに適応する、
光子により誘起される歯内及び歯周用途のためのデバイス。

【請求項16】

光源が、白熱灯、高輝度放電ランプ、発光ダイオード、レーザーダイオードの少なくとも1つを含む、請求項15に記載のデバイス。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、歯周及び歯内治療のための灌注（irrigation）及び洗浄用の、流体にパルスするための光源を利用するデバイス及び方法に関する。

【関連出願に関する相互参照】

【0002】

本出願は、2012年4月5日に出願された米国仮出願第61/620,718号の優先権の利益を主張する。

【発明の背景】

【0003】

組織及び周囲構造の効果的な灌注は、歯周及び歯内治療の両方において、効果的な洗浄と消毒とを可能にする。灌注は、流体を攪拌することによって達成される。歯周治療例えば歯肉手術（gum surgery）、及び歯内例えば歯根管（root canals）の治療において、この攪拌及び灌注は、細菌を根絶し、感染の機会を減少させる。流体を攪拌すると、攪乱（disturbances）、すなわち、破片（debris）及びその他の異物を生じさせる振動の原因となり、その領域に炎症を生じさせることがあり、そして感染につながる。唾液中に攪乱を及び口腔内に流体を発生させること、及び/又は添加された洗浄剤例えば過酸化水素により、前記異物及び破片を、敏感な領域外へ追い出すことができる。例えば、効果的な歯内治療は、軟部組織の破片、スミア層、及び微生物を根絶するための物理的及び化学的薬剤の組み合わせを必要とする。歯根管では、抗菌の灌注液（irrigants）が一般的に使用される。

【0004】

種々の攪拌技術により、洗浄液（irrigation solutions）の有効性を改善することが提案されており、これには、ハンドファイル（hand files）、ガッタパーチャコーン（gutta-percha cones）、プラスチック機器、並びに音波及び超音波デバイスによる攪拌が含まれる。光子励起光音響流（Photon-initiated photoacoustic streaming）（PIPS（登録商標））は、歯周及び歯内治療の両方における領域を灌注するための攪拌を発生させるために、パルス光源（pulsing light source）としてレーザーを使用することを意味する。音響流は、高振幅音響振動（high amplitude acoustic oscillations）の吸収により決定される、流体中の一定の流れ（steady current）である。光音響流は振動を誘導するために光子を利用している。

【0005】

PIPS（登録商標）は、エルビウムYAGレーザー、Er:YAGレーザー（エルビウム・ドープイットリウムアルミニウムガーネットレーザー）を利用し、パルスエネルギーを攪拌流体に移すことにより洗浄液を活性化させそして灌注の有効性を増加させる。この方法は、功罪相半ばする結果（mixed results）を生じさせる。細菌の排除に関する限りは、いくつかの肯定的な結果が浮上したが、Er:YAGレーザーの使用は、コストと有効性の両方を含む多くの課題を提示している。例えば、Er:YAGレーザーにおいては、レーザービームの一定方向のみへの放出が、Er:YAGレーザーの歯根管壁全体への到達を困難にする。加えて、既定のEr:YAGレーザーは、単一の波長のみを投影することができ、そして種々の歯科的治療は、一時の1つの波長よりも、相違する波長を用いることにより利益を享受することができる。Er:YAGレーザーにより提示された課

10

20

30

40

50

題が原因で、YAGレーザーの歯冠根及び他部位を消毒するための、灌注からの利益を享受するPIPS（登録商標）の能力は確立されていない。また、Er:YAGレーザーをこの用途に使用することは、多くの歯科医師にとって、法外な費用がかかる可能性がある。

【0006】

洗浄液中において、レーザー又は任意の光源を使用することの別の課題は、溶液中のホットスポットを生成する電位であり、それ故に、前記電位が、患者の口の中において歯及び歯肉の損傷につながる可能性がある。灌注デバイスから光が発せられそして口内の液体、例えば溶媒又は水と接触した時に、発生した熱が集中し（converge）、ホットスポットを生じさせる可能性がある。このホットスポットは、歯系組織の損傷と同様に、痛みを生じさせる可能性がある。

10

【0007】

歯内用途とは異なり、レーザー補助歯周治療（Laser Assisted Periodontal Therapy）（LAPT）が、歯周病と戦うために効果的に使用されてきた。しかしながら、歯周病治療に利用する波長、パルスレート、及び電力の設定は、歯内用途で試みたものに対しては、現在では互換性がない。

【0008】

歯周病は、細菌感染によって引き起こされる慢性炎症性疾患である。炎症は、有害物質（injurious agent）を破壊、希釈、又は囲む（wall off）ための身体の反応である。この反応は、残念ながら、組織を破壊する。歯周病では、歯周ポケットには、不健康な状態の継続に貢献する複数の物質：歯の表面の歯石、病原性細菌、及び/又は潰瘍化した上皮層肉芽組織（epithelial lining with granulation tissue）及び細菌の副産物（bacterial by-products）、が含まれる。

20

【0009】

歯周病の治療は、完全にきれいな表面を生じさせるために、歯石、歯垢、及び他の破片を排除するスクレーピング・ルートプレーニング（SRP）、前記ポケットに分散された全ての病原性細菌を排除する汚染除去（decontamination）、組織のタグ（tissue tags）がない上皮組織すら清潔にするために、肉芽組織、微生物産物、及び潰瘍領域（ulcerated areas）を排除する搔爬（curettage）、並びに生物刺激（biostimulation）を含む。

【0010】

レーザー歯肉溝デブリドメント（Laser sulcular debridement）は、従来のルートプレーニング・スクレーピングの補助療法（adjunct therapy）として使用されている。目的は、健康な組織を損傷を受けていないまま残して、歯周ポケットの患部上皮を除去することである。ダイオードレーザーは、患部軟組織の治療に有効である。ダイオードレーザーエネルギーは、歯周病に存在する、メラニン、ヘモグロビン、及びその他の発色団（chromophore）によってよく吸収される。光源としてのレーザーダイオードによる光音響流の使用を、SRPに追加することにより、歯周治療の結果は有意に改善されてきた。

30

【0011】

LAPTにより、伝統的な外科SRPと比較した以下：長続きする結果、歯肉出血の減少、炎症の減少、ポケットの深さの改善、歯の可動性及びクリニカルアタッチメントロス（clinical attachment loss）の改善、の利点が、少なくとも提示される。LAPTはまた、抗生物質後SRP（antibiotic post SRP）又は外科的治療についての必要性を排除又は軽減することができる。LAPTでは、熱副作用又は光ビーム自体に起因して、組織、歯根（roots of the tooth）、又はセメント質（cementum）への悪影響がない。

40

【0012】

この治療は、細胞的に及び生物学的に有益な反応を導き出すレーザーによって放出される光エネルギーを利用している。この治療は、細胞の及び殺菌のレベルで効果的である。細胞レベルでは、代謝を増加させ、細胞の機能を正常化し、組織の治癒促進用に利用可能なエネルギーを増大させる、ATP（アデノシン三リン酸）の産生を刺激する。殺菌レベルでは、レーザーエネルギーが、歯肉溝壁（sulcular wall）を含む歯周ポケットの細菌

50

を可能な限り減少させ及び／又は排除し、そして安定した凝血塊 (stable clot) を形成する。

【 0 0 1 3 】

効果的で、手頃な価格であり、さらに安全である、歯内と歯周歯科用途の両方用の光子誘起音響流 (photon-induced acoustic streaming) のためのシステム及び方法に対する必要性が存在する。

【 発明の概要 】

【 0 0 1 4 】

本発明の目的は、歯内用途のための、並びに歯周用途における患部組織の治療及び細菌除去のための、歯根管を灌注可能な光子誘起音響流を生成する目的で、手頃な価格の赤外線 (I R) 光源を利用することである。

10

【 0 0 1 5 】

本発明の目的は、患部組織の治療及び歯周用途における細菌除去のための光波の範囲 (6 0 0 n m - 1 , 5 0 0 n m) を利用することである。

【 0 0 1 6 】

本発明の他の目的は、歯内用途のために歯根管を灌注可能な、及び／又は歯周用途において患部組織を治療すること及び細菌を除去することが可能な誘起音響流において、1より多い波長を同時に使用することである。

【 0 0 1 7 】

本発明の他の目的は、歯周用途において光子誘起音響流を利用することである。本発明の他の目的は、光子誘起音響流の使用及び不使用の両方による、L A P Tを提供することにある。

20

【 0 0 1 8 】

本発明の他の目的は、歯内用途のための、並びに歯周用途における患部組織の治療及び細菌除去のための、歯根管を灌注可能な光子誘起音響流を生成するために、手頃な価格の赤外線 (I R) 光源を、安全な方法で利用しそして患者の歯の健康を保つことである。

【 0 0 1 9 】

本発明の1つの実施態様は、電源、前記電源に連結されたトリガー、及び前記トリガーによって起動される回路素子を含む、歯内及び歯周用途のための光子誘起音響流デバイスである。前記回路素子は、タイミング回路及びドライバを含む。光源は前記の電気回路素子に連結され、そしてドライバは、光源のパルス発生、周期、及びサイクルを制御して、光子誘起音響波 (photon induced acoustic waves) を生成する。光学アセンブリは、光ファイバケーブル及び出力チップを含み、そして前記光源に連結されている。この光学アセンブリは、光源からの光を屈折させ、そして光子誘起音響波は、所定のパターンで出力チップから射出される。

30

【 0 0 2 0 】

本発明の1つの実施態様は、歯周及び歯内治療のための光子誘起音響流を利用する方法である。前記方法は、前記のデバイスのハンドヘルドアセンブリ上のトリガーを噛み合わせ、前記光源を起動させ、所定の第一の波長で光を放出する工程と；前記の出力チップの下部を洗浄液中に配置し、前記の出力チップ下部から洗浄液内に光子誘起音響波を放出し、前記洗浄液に接触している歯の根管及び構造を灌注する工程と；波長を調整し、前記光源を起動させ、所定の第二の波長で光を放出する工程と；前記出力チップの下部を患部組織に隣接して配置し、前記出力チップ下部から光子誘起音響波を前記患部組織内に放出し、患部組織の微生物を排除する工程と、を含む。

40

【 0 0 2 1 】

本発明のさらなる実施態様は、歯周及び歯内治療のための光子誘起音響流を利用する方法である。前記方法は、前記のデバイスのハンドヘルドアセンブリ上のトリガーを噛み合わせ、前記光源を起動させ、所定の第一の波長で光を放出する工程と；前記の出力チップの下部を洗浄液中に配置し、前記の出力チップ下部から洗浄液内に光子誘起音響波を放出し、前記洗浄液に接触している歯の根管及び構造を灌注する工程と；前記デバイスの、反

50

復速度、デューティサイクル、及びパルス持続時間の少なくとも1つを調整する工程と；前記出力チップの下部を患部組織内に隣接して配置し、前記出力チップの下部から光子誘起音響波を前記患部組織に放出し、前記患部組織の微生物を排除する工程と、を含む。

【0022】

音響流は、高振幅音響振動の吸収によって決定される、流体における一定の流れである。本発明のデバイス及び方法は、各種歯科関連の用途において有用な赤外線（IR）振動吸収を行うために使用される強度を光にもたらず点で、光源に焦点を当てている。本発明の1つの実施態様では、光ファイバーケーブルの少なくとも1つと出力チップとが振動を加えるために利用される。本発明の種々の実施態様において使用される光源としては、白熱灯、高輝度放電ランプ（HID）、発光ダイオード（LED）、及びレーザーダイオードが含まれるが、これらに限定されない。

10

【0023】

本発明の1つの実施態様は、赤外線（IR）白熱灯を光音響源として利用する。この実施態様は、電動の周期、サイクル、及びパルス発生器によって変調されるIR白熱ランプの少なくとも1つに給電する、AC又はDC入力電圧を含む。電動の周期、サイクル、及びパルス発生器を通過した光は、光学レンズ、反射鏡、ミラー、又はプリズムの少なくとも1つによって集光されそして集束される。集束された前記の光は、光ファイバーケーブルを通り、そして、出力チップを保持し所望の角度で光を屈折するハンドピースに移動する。

【0024】

20

本発明の1つの実施態様は、HIDの1つ又はそれ以上を光音響源として利用する。電力変換器及び電源のように、この実施態様は、AC又はDC、DC電圧電源、力率コントローラー（power factor controller）（PFC）回路、HIDランプの電流及び電圧を制御するためのブリッジインバータ、並びに高電圧点火装置（high voltage igniter）を含む。電動の周期、サイクル、及びパルス発生器が、光をパルス化し、一方で、光学レンズ、反射鏡、ミラー、及び/又はプリズムの少なくとも1つが、光の出力を集束する。集束された前記の光は、この集束された光を出力チップを保持するハンドピースに供給する光ファイバーケーブルを通る。前記出力は、所望の屈折角度で光を屈折させる。

【0025】

本発明の1つの実施態様は、音響流のための光子の供給源として多波長LEDアレイ（ダイ）を利用する。この実施態様は、AC又はDC入力、及びDC電圧電源によって給電される。LEDドライバーは、周期、サイクル、及びパルスの発生を制御する。光源は、光学デバイス、例えばレンズ、反射鏡、ミラー、及び/又はプリズムにより集束され、そして光ファイバーアセンブリを介して、取り外し可能なチップを保持するハンドピースに取り付けられた光ファイバーケーブルに移動される。前記チップは、液体内に予め決められた所望のパターンで光を屈折させる。

30

【0026】

本発明の1つの実施態様は、光音響源としてレーザーダイオードの1つ以上を利用する。この実施態様は、AC又はDC入力によって給電され、そしてチップを含み光ハウジングアセンブリに取り付けられるハンドピースハウジングを備える。前記ハンドピースハウジングにおいて、これには限定されないが例えばスイッチを含む開始/停止機構は、周期、サイクル、パルスの発生を制御する、タイミング回路及びレーザーダイオードについてのレーザーパワー駆動を起動する。光源は、光学デバイス、例えばレンズ、反射鏡、ミラー、及び/又はプリズムにより集束され、そして光ファイバーアセンブリを介して、取り外し可能なチップを保持するハンドピースに取り付けられた光ファイバーケーブルに移動する。前記チップは、液体内で、予め決められた所望のパターンで光を屈折させる。

40

【0027】

本発明の実施態様は、廃棄及び/又は滅菌されることができるチップに特徴付けられる。前記チップの実施態様は、光学的ハウジング2つを含む。第一ハウジングは、光の方向を確立し、そして第二ハウジングは、角度が維持されそして前記チップから放出された光

50

が患者の口内にホットスポットを生成しないように、液体からの光を絶縁する。

【0028】

本発明の1つの実施態様において、前記チップでは、歯周又は歯内の及び特定の用途かどうかの機器の使用に応じて、異なるチップを代用することができる。

【0029】

本発明の1つの実施態様において、三種類のチップが、様々な用途に利用される。この実施態様では、第一チップは、光子誘起流チップであり、これは、灌注剤を通じて、光子音響衝撃波を放出する。前記灌注剤には、17%エチレンジアミン四酢酸(EDTA)又は5.25%次亜塩素酸ナトリウム溶液が含まれるが、これらに限定されない。第二チップは、ペリオ高エネルギーチップであり、これは、ポケット及び歯組織を通じて分散された病原菌を除去及び排除するように設計される。第三のチップは、ペリオ生物刺激チップであり、細胞機能に生物学的な刺激を与え、そしてリンパ液の流れの増加(increased lymphatic flow)、エンドルフィンの生産、微小循環の増加(increased microcirculation)、コラーゲン形成増加、及び線維芽細胞の刺激を促進し修復する。

10

【0030】

本発明の1つの実施態様では、950 - 980 nmの波長が、歯内及び歯周治療の両方の用途で利用される。

【0031】

特定のLED電球、HID、及びレーザーダイオード光源に関連して本発明を説明してきたが、追加の光源が連結されたチップなど、他の多くの変形及び修正が、当業者には明らかであろう。

20

【図面の簡単な説明】

【0032】

【図1】本発明の1つの実施態様。

【0033】

【図2】本発明の1つの実施態様。

【0034】

【図3】本発明の1つの実施態様。

【0035】

【図4】本発明の1つの実施態様。

30

【0036】

【図5】本発明の1つの実施態様。

【0037】

【図6】本発明の1つの観点の1つの実施態様。

【0038】

【図7】本発明の1つの観点の1つの実施態様。

【0039】

【図8】図8a~8cは、本発明の1つの観点の1つの実施態様。

【発明の詳細な説明】

【0040】

40

本発明のデバイス及び方法は、各種歯科関連の用途において有用な赤外線(IR)振動吸収を行うために使用される強度を光にもたらず点で、光源に焦点を当てている。本発明の1つの実施態様では、光ファイバーケーブルの少なくとも1つと出力チップとが振動を加えるために利用される。

【0041】

本発明のシステム及び方法は、歯内及び/又は歯周治療用の流体をパルスするために、カスタムチップと組み合わせたより低いパワーの手頃な光源を利用する。具体的には、これらの光源は、これらの高振幅音響振動の吸収によって決定される、流体における一定の流れを光子音響流を通じて提供する。

【0042】

50

液体の水の赤外振動吸収スペクトルであるこれらの光源は、取り外し可能及び/又は滅菌されているチップに連結され、治療をより衛生的にする。本発明の種々の実施態様において使用される光源としては、白熱灯、高輝度放電ランプ（H I D）、発光ダイオード（L E D）、及びレーザーダイオードが含まれるが、これらに限定されない。

【 0 0 4 3 】

本発明の種々の実施態様は、灌注、組織溶解、及びスミア層洗浄について効果的な液体をパルスする。これらの実施態様と組み合わせられて使用される液体には、水、及び5.25%次亜塩素酸ナトリウム（N a O C l）、2%クロルヘキシジングルコン酸、17%エチレンジアミン四酢酸（E D T A）、又は10%クエン酸を含む、様々なナトリウム溶液が含まれるが、これらに限定されない。

10

【 0 0 4 4 】

図1は、本発明の1つの実施態様であり、光音響源として赤外線（I R）白熱灯を利用するデバイス100である。この実施態様の電源101は、A C又はD C入力電圧を含むが、これには限定されない。前記電源は、I R白熱灯102に給電する。図1の実施態様においては、単一のI R白熱灯102を利用しているが、本発明のさらなる実施態様においては、用途及び光源からの所望の出力に応じて追加の光源が利用される。

【 0 0 4 5 】

I R白熱灯102からの光が、電動の周期、サイクル、及びパルス発生器103によって変調される。電動の周期、サイクル、及びパルス発生器103は低コストであり、そして単純な変調器であり（それは穴を有するディスク及びディスクを回転させるモータである）、そしてその単純さは、この実施態様のコスト優位性を実現するのに役立つ。

20

【 0 0 4 6 】

前記電動の周期、サイクル、及びパルス発生器103を通過した光が、光学レンズ104の少なくとも1つにより集光されそして集束される。当業者は、本発明のさらなる実施態様が、光を集光しそして集束するためのこの光学レンズ104と機能的に等しい異なる構造体を利用できることを理解するであろう。前記構造体には、反射器、ミラー、及び/又は複数のプリズム、及び/又はこれらの組み合わせの1つ又はそれ以上が含まれるが、これらに限定されない。

【 0 0 4 7 】

図1の実施態様において、電動の周期、サイクル、及びパルス発生器103に連結されているものは、開始/停止スイッチ108である。前記開始/停止スイッチ108は操作しやすさのために前記デバイス100の下側に配置されている。前記開始/停止スイッチ108のアクセスポイントの位置は、オペレーターの資質に応じて、個々のオペレーターによりカスタマイズされる。例えば、ある位置は、左利きのオペレーターにとっては便利でないかもしれないが、一方で、右利きのオペレーターにとっては最も便利である。

30

【 0 0 4 8 】

この実施態様では、前記開始/停止スイッチ108を電動の周期、サイクル、及びパルス発生器103に連結させることによって、光源をオフにすることなく、音響流を停止させることができる。急速にオンとオフがなされる場合、白熱光源は、より高い故障率を有し；この種類の調整を行う前に、時間差（lug）が例えば45秒ある場合には、光源が保護される。本発明のこの実施態様において、前記光源を保護するため、光源は、光源自体をオン又はオフする代わりに、電動の周期、サイクル、及びパルス発生器103を用いてパルス化される。したがって、前記電動の周期、サイクル、及びパルス発生器103をオフにし、そして前記光源、例えば白熱灯102をオンのままにすることにより、前記デバイス100のための前記光源、白熱灯102の寿命が保護される。

40

【 0 0 4 9 】

図1に戻り、光が光学レンズ104により集光されそして集束された後、光は、ハンドピース106に前記の光を供給する光ファイバーケーブル105を通り、そして、出力チップ107を保持し所望の角度で光を屈折するハンドピース106に移動する。出口点において、前記出力チップ107は、所望の屈折角度（又は複数の角度）で前記の光を屈折

50

させる。前記出力チップ107は、図5を参照してより詳細に説明される。前記チップの材料には、プラスチック及び/又はガラス、及び/又は結晶材料(サファイア、石英など)が挙げられるが、これらに限定されない。

【0050】

図2は、本発明の1つの実施態様であり、光音響源としてHIDの1つ又は複数を利用するデバイス200である。図2は、単一のHIDランプを示しているが、本発明の追加の実施態様は、複数のHIDランプを利用することができる。

【0051】

このデバイス200は、DC電圧電源202に結合されたAC又はDC入力201の両方と互換性があり、前記電源202は、集積回路(IC)の全て及び前記電動の周期、サイクル、及びパルス発生器207のための電源である。

10

【0052】

この実施態様においては、力率コントローラ203(PFC)回路が、HIDランプの電流及び電圧を制御する。HIDランプは変化するので、PFC203は、HIDランプ206の使用に含まれる。本発明の1つの実施態様は、1950nmの光スペクトルにカスタムしたHIDランプを利用する。

【0053】

前記HIDランプ206は、AC矩形波(AC square wave)によって給電される。したがって、電力がHIDランプ206に到達する前に、ブリッジインバータ204によって、DCからAC矩形波に変換される。前記デバイス200の次の要素は、HIDランプ206内のガスを分解する高電圧点火装置205である。

20

【0054】

このHIDに電力を供給する実施態様は、電動の周期、サイクル、及びパルス発生器207を利用し、前記HIDランプ206からの光を調節する。図1におけるデバイス100と同様に、このデバイスの開始/停止スイッチ212は、前記電動の周期、サイクル、及びパルス発生器207に連結され、光源、すなわちHID206それ自体が即時にオフされることなく調節が制御される。

【0055】

図2を参照すると、電動の周期、サイクル、及びパルス発生器207を通過した光が、光学レンズ208の少なくとも1つにより集光されそして集束される。当業者は、本発明のさらなる実施態様が、光を集光しそして集束するためのこの光学レンズ208と機能的に等しい異なる構造体を利用できることを理解するであろう。前記構造体には、反射器、ミラー、及び/又は複数のプリズム、及び/又はこれらの組み合わせの1つ又はそれ以上が含まれるが、これらに限定されない。

30

【0056】

図2の実施態様では、図1の実施態様のように、光学レンズ208により光が集光されそして集束された後に、光は、ハンドピース210に前記の光を供給する光ファイバケーブル209を通り、そして、出力チップ211を保持するハンドピース210に移動する。前記出力チップ211は、液体の振動を誘導するように、所望の屈折角度で前記の光を屈折させる。前記液体には、水が含まれるが、これには限定されない。前記チップの材料には、プラスチック及び/又はガラスが挙げられるが、これらに限定されない。

40

【0057】

図3及び4は、光子誘起音響波の光源としてLEDを利用する、本発明の異なる2つの実施態様である。これら2つの実施態様は、実施例として説明される。当業者は、これらの図の実施態様が、装置を具体化しそして主張するシステム及び方法を実践する、液体の水の振動吸収スペクトルの光スペクトルにおけるLED光源を利用する全ての実施態様を包含することを意図するものではないこと、並びにその追加の変形が、列挙されたこれらの実施態様の概念を採用していることを認識するであろう。

【0058】

図3を参照すると、デバイス300は、音響流のための光子供給源として多波長LED

50

アレイ（ダイ）319を利用する。前記多波長LEDアレイ319は、複数の波長を生成することができるので、前記デバイス300は、異なる用途にわたって柔軟に適應する。前記多波長LEDアレイ319のスペクトルは、1、2、又はそれ以上の波長に集束され、所望の光音響衝擊効果を生成することができる。前記デバイス300はまた、電流、電圧、及び熱を管理するために、電力補正回路及び冷却要素を含む。

【0059】

本発明の種々の実施態様において使用可能なLED光源の構成は、光学ハウジングに装着されたLEDの1つ又はそれ以上、光学ハウジングによりPCBに装着されたLEDの1つ又はそれ以上、及び/又は光学ハウジングによりPCBに装着されたLEDダイの1つ又はそれ以上を含む。

10

【0060】

前記デバイス300は、ACラインから電源の入力を得て、そしてAC/DC変換器301を使用する。本発明の実施態様においては、前記ACライン入力は、フロントエンドラインフィルタにより86VAC~240VACで50/60Hzとなる。前記デバイス300はまた、全てのICサプライ（IC supplies）に電力を供給する低電圧電源302を利用する。本発明の実施態様において、電源は、5VDC及び15VDCである。前記デバイス300はまた、インダクタ/トランス（inductor/transformer）でありそして共振でスイッチングするように設計されている誘導記憶デバイス303を利用する。

【0061】

力率補正（Power Factor Correction）ANAPFCを含むがこれらには限定されないPFCスイッチングデバイス（switching PFC device）は、デジタルポテンショメータIC305（Digital Potentiometer ICs 305）に連結される。前記デジタルポテンショメータIC305は、マイクロコントローラデバイス312からの指示を受け取り、出力電力を設定する。

20

【0062】

図3を参照すると、前記デバイス300の電力補正回路に含まれるものは、誘導負荷（inductive load）を切り替えるために利用されるスイッチング金属酸化膜半導体電界効果トランジスタ（MOSFET）であるトランジスタ306、すなわち超改良型MOSFET（super enhanced Mosfet）、及びDCブロックコンデンサ307である。第二誘導記憶デバイス308もまた、力率補正回路の一部である。このインダクタ/トランスは、電圧を下げるために使用され、そして前記誘導記憶デバイス303と共振する。この第二誘導記憶デバイス308が電力を補正した後、整流器309はACをDCに変換するために利用される。フィルタコンデンサ310は、DCをフィルタリングする。パルス及びデューティサイクル駆動IC311（pulse and duty cycle driver IC 311）は、MOSFET306を駆動するために利用される。この相互作用は、この実施態様におけるLEDアレイ319を駆動するための所望のパルスの出力を可能にする、速い立ち上がり時間を可能とするために利用される。

30

【0063】

デジタルポテンショメータICs305に指示を与える前記のマイクロコントローラ312はまた、振動のための、パルス繰り返し数（pulse rates）、サイクルタイム（cycle time）、及び周期時間（period time）を設定するために利用される。前記マイクロコントローラ312は、LED波長の選択をさらに制御し、そしてデバイス300の最終的な出力を管理する。前記マイクロコントローラ312は、LED多波長選択ダイバー/マルチプレクサ327に指示を送信し、前記デバイス300の波長を制御する。出力を制御するために、前記マイクロコントローラ312は、サーマルスイッチ320を利用して、前記多波長LEDアレイ319中のLEDアレイ/ダイの熱温度（thermal temperature）を監視する。前記マイクロコントローラ312は、フォトトランジスタ及び増幅検出回路326からの強度フィードバックもまた監視し、前記マイクロコントローラ312は、受け取ったフィードバックに基づいて、必要に応じて補正を行う。

40

【0064】

50

マイクロコントローラ 312 は、開始停止スイッチ 313 により起動及び停止される。前記マイクロコントローラ 312 のパルス時間選択は、パルス時間選択スイッチ 314 により起動される。したがって、前記マイクロコントローラ 312 は 2 つのスイッチ、すなわち前記開始 / 停止スイッチ 313 及びパルス時間選択スイッチ 314 からの入力を受け取り、これらの入力は、前記マイクロコントローラ 312 の活動を管理する。

【0065】

マイクロコントローラ 312 及び前記デバイス自体の活動を、液晶ディスプレイ (LCD) 315 を用いて監視することができる。前記ディスプレイは、前記マイクロコントローラ 312 による制御設定をユーザーに対して表示することができるので、前記ユーザーは異なる手順を通じて手動で調整を行うことができる。本発明の 1 つの実施態様は、光ファイバーアセンブリ中にカメラを含むことができる。前記 LCD 315 は、次いで撮影した画像を表示し、そして歯科治療デバイス 300 のユーザーを案内する。

10

【0066】

本発明のこの実施態様では、システムを冷たい状態に保つために、熱が管理される；前記 LED ダイが冷たくなればなるほど、出力電力は大きくなる。前記システムを冷却するために、前記デバイス 300 は、ファン 316 及びヒートシンクを利用し、冷却用熱電ヒートポンプ 318 から熱を除去する。この熱電ヒートポンプ 318 は、前記ヒートシンク 317、及び前記多波長 LED アレイ 319 中の前記 LED アレイ / ダイに取り付けられる。

【0067】

20

前記多波長 LED アレイ 319 から放射される光は、光学レンズ 321 により焦点に再集束する。本発明のさらなる実施態様は、光を焦点に再集束及び案内するために、代替の光学的な要素、例えば反射器、ミラー、及び / 又はプリズムを採用してもよい。光が再集束された後、光は、前記多波長 LED アレイ 319 及び光ファイバーケーブル 323 とインターフェースしている (interfaces with) 光ファイバーアセンブリ 322 を介して送信される。後者である光ファイバーケーブル 323 は、交換式チップ 325 に取り付けられたハンドピース 324 に取り付けられる。前記チップ 325 は、所定の屈折角度の 1 つ又はそれ以上で光を分散し、そして結果として得られた出力 (光) は、液体中の効果的な振動を生成する。チップを構成する材料は、プラスチック及び / 又はガラスを含むが、これらには限定されない。

30

【0068】

図 3 におけるデバイス 300 同様に、図 4 におけるデバイス 400 は、LED 光源を利用する。図 4 を参照すると、前記デバイス 400 は、AC 又は DC 入力 401 及び DC 電圧電源 402 により給電される。LED ドライバー 403 は、図 4 において、図 3 のマイクロコントローラ 312 と同様の役割を果たしているので、光源、この実施態様においては単一又は多波長 LED アレイ (ダイ) 405 の、周期、サイクル、及びパルス発生を制御する。この LED ドライバー 403 は、振動を起動及び停止させる開始 / 停止スイッチ 404 に連結されている。

【0069】

このデバイス 400 における光子誘起光音響流のための光源は、単一又は多波長 LED アレイ / (ダイ) 405 である。多波長が可能である実施態様は、より多様な用途にわたって有用であるが、用途に応じては単一波長 LED アレイの使用で十分であることができ、そしてしたがって、単一波長のみを有する実施態様では費用効率がよい (cost effective)。

40

【0070】

光源、図 4 においては単一又は多波長 LED アレイ (ダイ) 405 からの光は、光学デバイス、例えば表示された光学レンズ 406、レンズの 1 つ又はそれ以上、反射器、ミラー、及び / 又はプリズムを含むがこれらには限定されない前記光学デバイスにより集束される。再集束及び方向付けされた後、光は、光ファイバーアセンブリ 410 を通って、交換式チップ 409 を保持するハンドピース 408 に取り付けられた、光ファイバーケーブル

50

407に移動する。前記チップ409が、所定のパターンで光を出力し、結果として生じる出力(光)が、前記チップが部分的に水没している液体を振動させる。チップの材料には、プラスチック及び/又はガラスが含まれるが、これらには限定されない。図6は、取り外し可能なチップ409の実施態様である。

【0071】

図5の実施態様は、光源としてレーザーダイオードを利用する。図5のデバイス500は、電源である2個のバッテリー502を使用している。前記デバイス500のバッテリーを収納する部分は、ハンドピースハウジング501に接続されている。この実施態様では、光音響治療用の波長を発生させるレーザーダイオードデバイス505のために、開始/停止スイッチ503は、タイミング回路及びレーザーパワードライバー504を起動する。光学ハウジングアセンブリ506は、ハンドピースハウジング501に取り付けられており、前記光学ハウジングアセンブリ506は、交換式チップスマートセンサー507及び交換式チップ508を含み、それらの例は、図6、並びに図8a、8b、及び8cに示されている。

10

【0072】

スマートセンサー507は、この実施態様において、安全機能(safety feature)である。これらのセンサーは、交換可能なチップの頭部に埋め込まれている小さな接触点であり、それらは、光源、例えば、LED又はレーザーアレイの電力レベル用のプログラムを設定している。歯内治療は、歯周治療よりも高い電力設定を必要とする。仮に、あなたが、歯内用途の高電力設定を歯周用途のために利用しようとした場合、前記スマートセンサー507は問題を検知し、それに応じて調整することができる。

20

【0073】

本発明の1つの実施態様では、前記スマートセンサー507は、交換式チップ508を高電力チップ、低電力チップ、又は生物刺激チップ(bio stimulation tip)のいずれかとして認識し、次いで、オペレーターが交換可能なチップを不適切な設定値の誤った用途で使用できないように、電力及び設定値を自動で設定する。

【0074】

このデバイス及び方法で利用される様々な光源にわたって、チップは、液体の水のIR振動吸収スペクトル用の出力チップであり、そして光源からの光を焦点に導く、及び/又は広範な光学パターンを覆うように広がる。チップの実施態様は、使い捨てと非使い捨ての両方である。しかし、衛生上の理由から、非使い捨てチップは、滅菌可能な材料で作製されなければならない。

30

【0075】

図6を参照すると、チップ600のこの実施形態の構成要素は、プラスチック光ファイバーで構成されている。前記チップは、パルスする液体から、それを通過する光を分離する。このチップ600は、図1-5の実施態様を含む、本発明の様々な実施態様に組み込まれることができるが、これらに限定されない。この実施態様においてはLED605である前記光源は、様々な角度で光を分散させる第一プラスチック光ファイバー610である。屈折の角度は、特定の角度で光ファイバーケーブルを切断すること、及び/又は第一プラスチック光ファイバー610、例えばレンズ、ミラー、及び/又はプリズムを含むことにより確立されることができる。

40

【0076】

光ファイバーハウジング620は、前記チップ600の液体640と接触していない部分を囲んでいる。このチップの目的は、前記チップ600が液体と接触した場合であっても、屈折光の歪みを防止することである。前記第一プラスチック光ファイバー610に関して液体に接触することが可能であれば、角度を歪めるであろう。媒介物中のこの変化は、患者の組織及び歯を損傷するホットスポットを生成する光及び熱を集束させるであろう。ホットスポットはまた、痛みを引き起こす可能性がある。このために、第二プラスチック光ファイバー630は前記チップの先端を囲む。前記第二プラスチック光ファイバー630が、主要な光学表面と液体とが接触するのを防ぐので、光は、液体640により歪め

50

られない。液体と接触している屈折光及び損なわれた角度 (the angle being compromise d) の代わりに、前記第一プラスチック光ファイバー 610 と前記第二プラスチック光ファイバー 630 との間の空間が、エアポケット 650 を作り出す。空気との接触は角度を変化させない。前記チップ 600 が患者の口内の任意の構造と接触する場合に、前記第二プラスチック光ファイバー 630 もまた、角度を保持する。

【0077】

前記チップによって達成される屈折角度は、チップの実施態様間及び用途間で異なる。例えば、歯根管の間に使用されているチップは、到達不可能な組織ポケットを灌注するために、様々な方向に光を屈折させることができる。一方、歯周で使用されるいくつかの実施態様では、光が前記チップ 600 を射出される際に、光の焦点を一点に合わせるこ

10

【0078】

図7は、本発明のデバイス700の実施態様の一部を示す。図7を参照すると、光源である多波長LEDアレイが光を放出し、前記光は、2つの光学レンズ702により集光されそして集束される。当業者は、本発明のさらなる実施態様が、光を集光しそして集束するためのこの光学レンズ702と機能的に等しい異なる構造体を利用できることを理解するであろう。前記構造体には、反射器、ミラー、及び/又は複数のプリズム、及び/又はこれらの組み合わせの1つ又はそれ以上が含まれるが、これらに限定されない。

【0079】

光が再集束された後、ライトビーム706は、光ファイバーアセンブリ703を

20

【0080】

図8a~8cは、歯内及び歯周用途の両方のための、本発明の1つの実施態様によって利用される交換式チップの実施態様3つを示す。これらのチップの先端の異なる形状は、これらの異なる用途に適している別々のパターンにおける、光及び光音響放出に適用される。

30

【0081】

図8aは光子誘起流チップであり、これは、灌注剤を通じて、光子音響衝撃波を送信するように設計される。前記灌注剤には、17%エチレンジアミン四酢酸(EDTA)、及び5.25%次亜塩素酸ナトリウム溶液が含まれるが、これらに限定されない。前記のように、任意の抗細菌及び/又は抗菌溶液、食塩水、及び/又は水が、このチップの実施態様と組み合わせられて使用されることが

40

【0082】

図8bは、ペリオ高エネルギーチップであり、これは、ポケット及び歯組織を通じて分散された病原菌を除去及び排除するように設計される。本発明の1つの実施態様では、このチップは、口の溝(sulcus)の軟組織、又は歯肉組織(gum tissue)を切断するために使用される。この治療は、組織がひどく感染しているか又は歯上で高すぎるかのどちらかの場合に実施され、ブラッシング及びフロッシング(flossing)用の容易な利用を可能と

【0083】

本発明の実施態様はまた、図8bに示されたものよりも低エネルギーなチップと組み合わせられて使用される。前記低エネルギーチップは、光源が集束されることを可能にするが

50

、切断作業をする場所は多くはなく、むしろ歯周ポケット内の殺菌効果を可能にする場所に拡散されそして希釈されることを可能にする。これには、歯に付着している又は歯周組織の外側の層上にいる病原体を殺すことが含まれるであろう。長時間使用されることができこの低エネルギーチップを利用すれば、又は高エネルギーチップがあれば、通常のSRP（スケーリング・ルートプランニング）では除去することができずそして光療法又は重い抗生物質治療でのみ効果的に除去される組織内へ病原体を吸収した患部組織それ自体を治療するために使用することができる。後者の重い抗生物質治療は常に効果的であるわけではない。低エネルギーチップの直径は、光及び音響波の低濃度用途を可能にするために広がっている。

【0084】

図8cは、ペリオ生物刺激チップであり、これは、細胞機能に生物的な刺激を与えそしてリンパ液の流れの増加、エンドルフィンの生産、微小循環の増加、コラーゲン形成増加、及び線維芽細胞への刺激を促進し修復する。このチップは、低エネルギーの設定を利用しており、そして前記チップは幅が広いので、より大きな領域にわたって音響波を拡散する。したがって、光源、例えばレーザーダイオードは、損傷した組織に影響を与えるが、健康な組織には与えない。放出された光は、細胞の機能を正常化し、そして治癒及び修復を促進する。

【0085】

本発明の実施態様によって利用される水のIR振動吸収スペクトルの目標値は、用途と同様に、実施態様に応じて変化するのである。

【0086】

異なる波長は、異なる用途のために有効である。特定の波長は、歯及び歯根表面の歯石除去に効果的であった。特定の波長は、進行した歯周病が原因で軽度から中程度の(slight to moderate)骨損失が存在する、骨成長の刺激において有効であった。脈拍数、電力設定、及び/又はチップの1つ又は複数を変化させることによって、この範囲は、複数の用途間にわたって有効である。

【0087】

本発明の1つの実施態様では、950 - 980 nmの波長は、歯内及び歯周治療の両方の用途のために利用される。反復率(Hz)、デューティサイクル、及びパルス持続時間(すなわち、パワー設定)を変化させることによって、前記スペクトルに加えて、この波長を利用する実施態様は、効果的であり、かつ様々な電源/光源の使用が可能である。光源には、白熱電球、HID、LED、及びレーザーダイオードが含まれるが、これらに限定されない。この実施態様では、電力設定は、歯内及び歯周用途の光誘起流の間に、50ミリ秒のバーストにより20マイクロジュールを利用可能である10 - 15 Hzを放出するように設定されることができ。一般的には、歯周用途はより低い電力設定を利用する一方で、歯内用途は、より高い電力設定を利用する。本発明のさらなる実施態様は、歯周用途のための低い電力設定と一体となったより低い波長を使用する。

【0088】

前述のように、本発明のデバイスは、単一の実施態様において、波長の1つ以上を利用することができる。電源設定を変化させることによって、いくつかの波長は、複数の用途にわたって有効である。しかしながら、本発明のいくつかの実施態様は、特定の用途のために特に有効である波長が可能である。例えば、約500 nm - 1064 nmの波長を放射する実施態様は、歯周治療において特に有効である。950 nm - 980 nmの波長を放射する実施態様は、この低い範囲、吸収増加のために、歯内治療に特に有効である。例えば、950 nm - 980 nmの吸収速度は、約600 sの範囲の波長を利用する速度の、約10倍である。しかしながら、514 nmの波長を利用する本発明の実施態様は、吸収に関する限りでは最も効果的ではないが、歯内治療用途の光音響流が可能である。本発明の実施態様は、歯内用途のために最大3300 nmの波長を利用する。

【0089】

本発明の実施態様で利用される光源にかかわらず、利用される波長は、範囲にわたって

10

20

30

40

50

柔軟である。例えば、LEDを有するいくつかの実施態様では、350nm - 3300nmの範囲にわたる。レーザーダイオードを有するいくつかの実施態様では、375nm - 3500nmの範囲にわたる。HIDを有するいくつかの実施態様では、500nm - 1950nmの範囲にわたる。白熱光源を有するいくつかの実施態様では、500nm - 1950nmの範囲にわたる。これらの実施態様は、単に例として提供される。当業者は、本発明のデバイス及び方法が記載された実施態様を超えて波長を変化させることによって、構成される及び実施されることができるとを認識するであろう。

【0090】

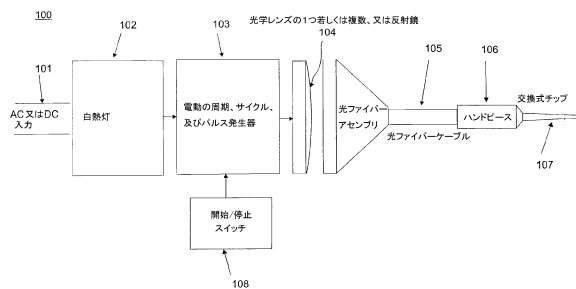
種々の実施態様による利用電力は、選択された実施態様の波長及び電源に応じて変化する。本発明の実施態様は、1Hz ~ 250Hzのサイクルタイム、及び1マイクロ秒 ~ 1000マイクロ秒のパルス時間を利用する。当業者は、本発明のデバイス及び方法が記載された実施態様を超えて、サイクルタイム、並びにパルス時間及び繰り返し数を変化させることによって、構成される及び実施されることができるとを認識するであろう。

【0091】

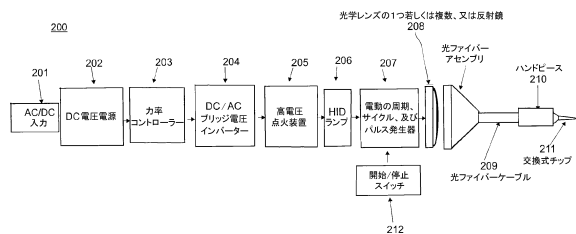
本発明は、特定の実施態様に関して説明してきたが、その他の多くの変形及び修正が当業者には明らかになるであろう。このように、本明細書中で説明された、デバイス、システム、及び方法の現在好ましい実施態様の詳細な説明に基づいて異なる実施態様を実可能であることが、当業者には容易に明らかであろう。

10

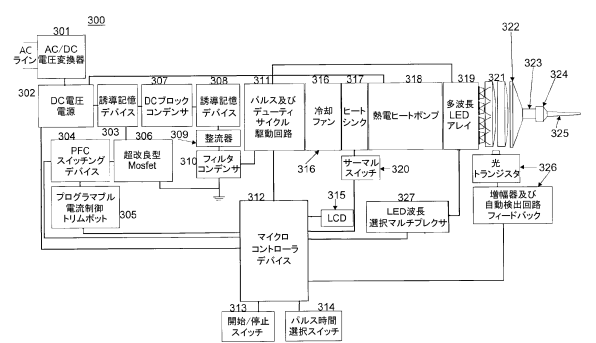
【図1】



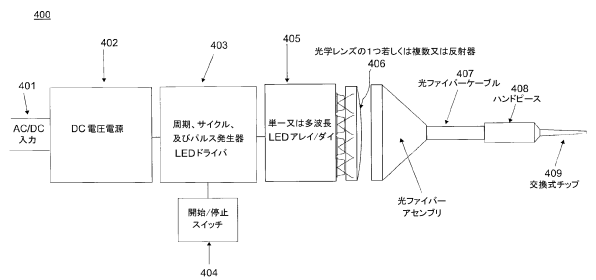
【図2】



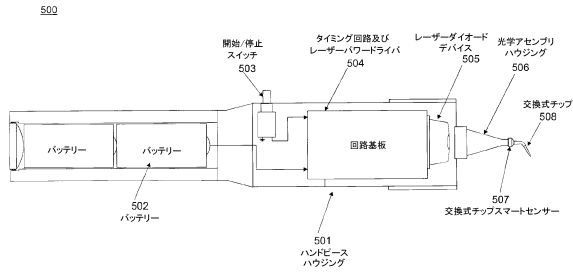
【図3】



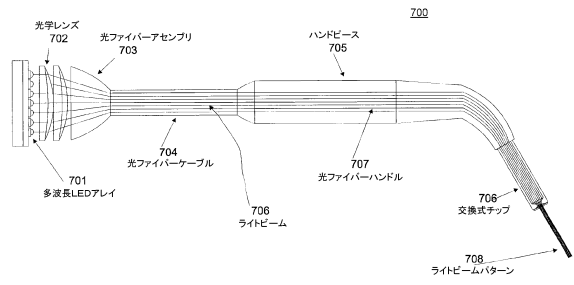
【図4】



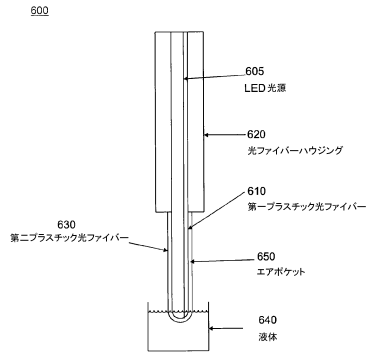
【図5】



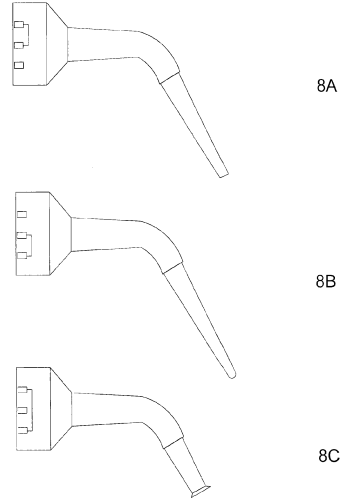
【図7】



【図6】



【図8】



フロントページの続き

(74)代理人 100194973

弁理士 尾崎 祐朗

(72)発明者 フレゴソ ギルバート

アメリカ合衆国, カリフォルニア州 92028, フォールブルック, ヒドゥン バレー ロード
6190

(72)発明者 ヘッカーマン ブラッド ビー.

アメリカ合衆国, モンタナ州 59808, ミズーラ, ポスト オフィス ボックス 17906

審査官 松浦 陽

(56)参考文献 特表2012-507738(JP, A)

米国特許出願公開第2009/0220908(US, A1)

特開平02-154752(JP, A)

特表2012-519039(JP, A)

国際公開第2002/069839(WO, A1)

特開2005-013348(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61C 3/02

A61C 17/00

A61B 18/20

A61B 18/26

A61N 5/067