

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6113655号
(P6113655)

(45) 発行日 平成29年4月12日 (2017.4.12)

(24) 登録日 平成29年3月24日 (2017.3.24)

(51) Int. Cl.			F I		
GO 1 J	5/00	(2006.01)	GO 1 J	5/00	1 O 1 Z
GO 1 N	21/64	(2006.01)	GO 1 N	21/64	Z
GO 1 N	21/63	(2006.01)	GO 1 N	21/63	A
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 O O D
A 6 1 B	1/24	(2006.01)	A 6 1 B	1/24	

請求項の数 32 (全 17 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2013-509417 (P2013-509417)	(73) 特許権者	512292485
(86) (22) 出願日	平成23年5月13日 (2011.5.13)		クアンタム デンタル テクノロジーズ
(65) 公表番号	特表2013-526702 (P2013-526702A)		インコーポレイテッド
(43) 公表日	平成25年6月24日 (2013.6.24)		QUANTUM DENTAL TECH
(86) 国際出願番号	PCT/CA2011/050303		NOLOGIES INC.
(87) 国際公開番号	W02011/140664		カナダ オンタリオ州 エム6ビー 1エ
(87) 国際公開日	平成23年11月17日 (2011.11.17)		ル3, トロント, プライアーヒルアベニュー
審査請求日	平成26年4月25日 (2014.4.25)		748
(31) 優先権主張番号	61/334, 436	(74) 代理人	110001302
(32) 優先日	平成22年5月13日 (2010.5.13)		特許業務法人北青山インターナショナル
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	チョン, ジンソク
			カナダ オンタリオ州 エヌ9ジェイ 3
			ワイ2, ウィンザー, ドンロンストリート
			485

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光熱放射測定およびルミネセンス測定用の光学系組込型ハンドピース

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

対象からの光熱放射を検出するための装置において、

内側凹部を含む手持ち式の近位の本体部分及び前記手持ち式の近位の本体部分に結合された熱伝導性の遠位部分を含む細長いハウジングであって、前記熱伝導性の遠位部分が、前記近位の本体部分の中に発生する熱のための受動ヒートシンクとして構成された細長いハウジングと；

前記ハウジング内でレーザービームを生成するレーザーと；

前記ハウジングの前記遠位部分内にあるアパーチャを通して、前記対象の表面上に前記レーザービームを集束し、かつ前記レーザービームに反応して前記対象内で生成した光熱放射を集光するように位置決めされたフォーカシング素子と；

前記レーザービームから前記光熱放射を空間的に分離するように前記ハウジング内に位置決めされた二色性ビームスプリッターと；

前記光熱放射を検出するために前記ハウジング内に設けられた赤外線検出器とを含んでおり、

少なくとも前記レーザー及び前記赤外線検出器が、熱伝導性の光学ベンチに取り付けられており、

前記熱伝導性の光学ベンチが、前記熱伝導性の遠位部分の近位端への取付を介して、前記近位の本体部分に接触せずに、前記近位の本体部分の前記内側凹部の中に機械的に吊されており、これによって、前記光学ベンチが前記遠位部分によって前記近位の本体部分内

10

20

で支持されており、前記遠位部分が、前記光学ベンチに取り付けられた光学構成部品によって発生する熱のためのヒートシンクを与える、ことを特徴とする装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の装置において、前記ハウジング内の前記レーザービームの伝播軸が、前記レーザービームのビーム経路の一部分にわたって前記ハウジング内の前記光熱放射の伝播軸と実質的に同一線上にあることを特徴とする、装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の装置において、前記レーザービームが、前記対象内でルミネセンス放射を生成するのに好適な波長を含み、および前記フォーカシング素子が、前記光熱放射に加えて前記ルミネセンス放射を集光するように構成され、前記装置が：

前記ハウジング内に設けられた光サンプリング素子であって、サンプリングされたルミネセンス放射を再指向させるように位置決めされている光サンプリング素子と；

前記サンプリングされたルミネセンス放射を透過させ、かつ散乱レーザー出力を除去するように位置決めされた光学フィルタと；

前記サンプリングされたルミネセンス放射を検出するように位置決めされた光検出器とをさらに含むことを特徴とする、装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の装置において、前記光サンプリング素子がピックオフプリズムであることを特徴とする、装置。

【請求項 5】

請求項 1 乃至 4 の何れか 1 項に記載の装置において、前記二色性ビームスプリッタが、前記レーザービームを反射しかつ前記光熱放射を透過させるように構成されていることを特徴とする、装置。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の装置において、前記二色性ビームスプリッタが、前記対象内で生成されかつ前記フォーカシング素子によって集光されたルミネセンス放射を反射するようにさらに構成されていることを特徴とする、装置。

【請求項 7】

請求項 1 乃至 4 の何れか 1 項に記載の装置において、前記二色性ビームスプリッタが、前記レーザービームを透過させかつ前記光熱放射を反射するように構成されていることを特徴とする、装置。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の装置において、前記二色性ビームスプリッタが、前記対象内で生成されかつ前記フォーカシング素子によって集光されたルミネセンス放射を透過させるようにさらに構成されていることを特徴とする、装置。

【請求項 9】

請求項 1 乃至 8 の何れか 1 項に記載の装置において、前記光熱放射が前記赤外線検出器の前に光吸収素子に入射するように、光吸収素子をさらに含み、および前記光吸収素子が、前記光熱放射を透過させかつ残留レーザー出力を吸収するように構成されていることを特徴とする、装置。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の装置において、前記光吸収素子が、前記対象内で生成されかつ前記フォーカシング素子によって集光された残留ルミネセンス放射を吸収するようにさらに構成されていることを特徴とする、装置。

【請求項 11】

請求項 9 に記載の装置において、前記光吸収素子がロングパスフィルタを含むことを特徴とする、装置。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の装置において、前記ロングパスフィルタがゲルマニウム窓を含むこ

10

20

30

40

50

とを特徴とする、装置。

【請求項 13】

請求項 9 乃至 12 の何れか 1 項に記載の装置において、前記光吸収素子が、前記二色性ビームスプリッタと一体化されていることを特徴とする、装置。

【請求項 14】

請求項 1 乃至 13 の何れか 1 項に記載の装置において、前記ハウジングの前記遠位部分が、前記ハウジング内の前記レーザービームの伝播軸に実質的に直交する方向に沿って前記レーザービームを外部に再指向させる反射素子をさらに含むことを特徴とする、装置。

【請求項 15】

請求項 1 乃至 14 の何れか 1 項に記載の装置において、前記ハウジングの前記遠位部分が、前記対象を撮像するためのカメラを含むことを特徴とする、装置。

10

【請求項 16】

請求項 15 に記載の装置において、前記アパーチャが第 1 のアパーチャであり、および前記カメラが、前記第 1 のアパーチャに隣接する第 2 のアパーチャを通して前記対象を撮像するように構成されていることを特徴とする、装置。

【請求項 17】

請求項 15 に記載の装置において、前記カメラがピンホールタイプのカメラであることを特徴とする、装置。

【請求項 18】

請求項 1 乃至 17 の何れか 1 項に記載の装置において、前記赤外線検出器が (HgCdZn)Te 検出器であることを特徴とする、装置。

20

【請求項 19】

請求項 1 乃至 18 の何れか 1 項に記載の装置において、前記レーザーが、およそ 660 nm の波長を有する半導体レーザーであることを特徴とする、装置。

【請求項 20】

請求項 1 乃至 19 の何れか 1 項に記載の装置において、前記ハウジングの前記遠位部分に取り外し可能に取り付けられた殻をさらに含み、前記殻は開口部を含み、および前記開口部は、前記殻が前記ハウジングに取り付けられたときに前記アパーチャと整列していることを特徴とする、装置。

【請求項 21】

30

請求項 20 に記載の装置において、前記殻が円錐状突起をさらに含み、および前記開口部が、前記円錐状突起の遠位端部に位置決めされていることを特徴とする、装置。

【請求項 22】

請求項 21 に記載の装置において、前記開口部と前記フォーカシング素子との間の距離が、前記フォーカシング素子の作動距離とほぼ等しいことを特徴とする、装置。

【請求項 23】

請求項 20 乃至 22 の何れか 1 項に記載の装置において、前記殻と前記ハウジングの前記遠位部分との間に設けられたカバー材をさらに含み、前記カバー材が、前記レーザービームおよび前記光熱放射に対して少なくとも部分的に透明であることを特徴とする、装置。

【請求項 24】

40

請求項 1 乃至 23 の何れか 1 項に記載の装置において、前記熱伝導性の遠位部分がアルミニウムを含むことを特徴とする、装置。

【請求項 25】

請求項 1 乃至 24 の何れか 1 項に記載の装置において、前記ハウジングの前記遠位部分に取り外し可能に取り付けられた校正装置をさらに含み、前記校正装置が校正基準材料を含み、前記校正基準材料が前記校正装置内に位置決めされて、前記レーザービームが、前記校正装置が前記ハウジングに取り付けられているときに前記校正基準材料に指向されるようにすることを特徴とする、装置。

【請求項 26】

請求項 25 に記載の装置において、前記校正装置が：

50

前記ハウジングの前記遠位部分の外表面を収容する内部軸方向穴と；
前記軸方向穴に隣接した内部凹部であって、前記校正基準材料を支持する凹部とを含むことを特徴とする、装置。

【請求項 27】

請求項 25 または 26 に記載の装置において、前記校正基準材料が、ハイドロキシアパタイトおよび黒体基準材料の一方を含むことを特徴とする、装置。

【請求項 28】

請求項 1 乃至 27 の何れか 1 項に記載の装置において、前記対象が歯であることを特徴とする、装置。

【請求項 29】

システムにおいて、
請求項 1 乃至 28 の何れか 1 項に記載の装置と；
前記装置に接続された制御および処理ユニットと；
を含み、
前記制御および処理ユニットが、前記装置に電力を供給しかつ前記装置によって検出された信号を処理するように構成されていることを特徴とする、システム。

【請求項 30】

請求項 29 に記載のシステムにおいて、前記制御および処理ユニットが、前記レーザービームの変調にตอบสนองして前記光熱放射に関する信号を検出する位相感知検出システムを含むことを特徴とする、システム。

【請求項 31】

請求項 30 に記載のシステムにおいて、前記位相感知検出システムがロックイン型増幅器を含み、前記ロックイン型増幅器が、前記レーザービームの前記変調の位相に関する基準信号を備えることを特徴とする、システム。

【請求項 32】

請求項 29 乃至 31 の何れか 1 項に記載のシステムにおいて、前記制御および処理ユニットが、前記装置用の支持体と、前記装置が前記支持体に載置されているときに前記装置の遠位端部を保護するための凹部とをさらに含むことを特徴とする、システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願の相互参照

本出願は、2010年5月13日出願の米国仮特許出願第61/334,436号「Handpiece with Integrated Optical System for Photothermal Radiometry and Luminescence Measurements」の優先権を主張し、その内容全体を本願明細書に援用する。

【0002】

本開示は、口腔内ケアにおける検出方法に関する。

【背景技術】

【0003】

齲蝕の有病率は、フッ化物の普及によりかなり減少した。それにもかかわらず、この問題の臨床管理にとって、エナメル質、象牙質、歯根表面上のもしくはそれらの下側の、または歯科用修復物の縁の周りの脱灰または小さな齲蝕病変を早期に検出し監視できる、非侵襲性、非接触的な技術の開発は極めて重要である。

【0004】

歯科学では、最近の科学研究の目的は、歯の脱灰および齲蝕（例えばエナメル質および/または歯根）、歯沈着物、および歯石の検出、ならびに病変の深さおよびサイズ、およびエナメル質の鉱物組成の定量分析にレーザ蛍光を使用することであった [M. L. Sinyayeva, A. A. Mamedov, S. Yu. Vasilchenko, A. I.

10

20

30

40

50

. Volkova、およびV. B. Loschenov、2003、「Fluorescence Diagnostics in Dentistry」、*Laser Physics*, 14, No. 8, 2004, pp. 1132 - 1140]。これらの原理は、いくつかの蛍光ベースの技術、例えばQLF (商標) およびDIAGNOdent (商標) 診断装置の開発に使用されてきた。

【0005】

歯エナメル質の検査には紫外線(488nm)が使用されてきた[Susan M. Higham, Neil Pender, Elbert de Josselin de Jong, およびPhilip W. Smith, 2009. *Journal of Applied Physics* 105, 102048, R. Hibst および R. Paulus, *Proc. SPIE* 3593, 141 (1999)]。研究により、健康なエナメル質の自己蛍光のピーク波長が533nmである一方、齲蝕組織の自己蛍光は40nmだけ赤色方向にシフトしていたことが分かった。励起波長における齲蝕ゾーンの吸光度が著しく高かったにもかかわらず、齲蝕ゾーンの自己蛍光強度は、健康な歯の自己蛍光強度よりも一桁低いことも立証した。

10

【0006】

エナメル質が脱灰する、または齲蝕病変が発生したときの蛍光の減少は、健全なエナメル質と比較したときの齲蝕病変の多孔率(porosity)の増大に起因した。これは水の取り込み、および病変の屈折率の減少を伴い、散乱増加、および光路長、吸収、および自己蛍光の減少をもたらす[H. Bjelkhagan, F. Sundstroem, B. Angmar-Mansson, およびH. Ryder, *Swed Dent. J.* 6, 1982]。

20

【0007】

長い励起波長では、齲窩の自己蛍光強度は、健康な組織の自己蛍光強度よりも高くなり得る[R. Hibstら]。640または655nmの励起波長については、齲蝕病変の積分(680nmよりも高い波長における)自己蛍光強度は、健康なエナメル質の対応する積分自己蛍光強度よりもおよそ一桁大きくなり得る。これらの波長で誘起された蛍光は、細菌代謝産物からの蛍光性の蛍光体(fluorescent fluorophores)の励起によって生じるという徴候が見られる。これらの蛍光体は、いくつかの細菌種に見られるポルフィリンに由来すると考えられている[S. M. Highamら]。

30

【0008】

最近では、レーザ誘起蛍光と光熱放射測定との組み合わせに基づいた新しいシステムが開発された。このシステムは、The Canary Dental Caries Detection System (商標)として市販されており、2006年7月18日出願の米国特許出願公開第2007/0021670号明細書「Method and Apparatus Using Infrared Photothermal Radiometry (PTR) and Modulated Laser Luminescence (LUM) for Diagnostics of Defects in Teeth」に説明されているように、歯に当たるレーザ光のルミネセンスおよび光熱効果(PTR-LUM)を調べる。レーザは非侵襲性であり、かつ1ミリメートルの何分の1かのサイズおよび歯の表面の下側5ミリメートルまでの齲蝕を検出できる。パルスレーザ光の焦点を歯に当てると、歯は白熱して輝き熱を放出する。歯からの放射光および熱の特徴を分析することによって、エナメル質の早期の脱灰(病変)のサインを含む歯の状態に関する非常に正確な情報を得ることができる[Nicolaides, L, Mandelis, A., Abrams, S.H., 「Novel Dental Dynamic Depth Profilometric Imaging using Simultaneous Frequency Domain Infrared Photothermal Radiometry and Laser Luminescence」、*Journal of Biomedical Optics*, 2000, January, Volume 5, #1, pages 31 - 39, Jeon, R.J., H

40

50

an, C., Mandelisis, A., Sanchez, V., Abrams, S. H., 「Non-intrusive, Non-contacting Frequency-Domain Photothermal Radiometry and Luminescence Depth Profilometry of Carious and Artificial Sub-surface Lesions in Human Teeth」、Journal of Biomedical Optics 2004, July - August, 9, #4, 809 - 81, Jeon R. J., Hellen A., Matvienko A., Mandelisis A., Abrams S. H., Amaechi B. T., In vitro Detection and Quantification of Enamel and Root Caries Using Infrared Photothermal Radiometry and Modulated Luminescence. Journal of Biomedical Optics 13(3), 048803, 2008]。病変が増殖すると、対応して信号が変化する。再石灰化が進むと、信号反転により、歯の状態の改善を示す。歯の表面の下側5mmまで調べることができるように信号の周波数を変化させる。低周波数の信号は、歯の表面の下側の欠損部および病変を貫通できる。

10

【0009】

上述のシステムの重大な欠点の1つは、一般に必要とされる光照射システムが複雑かつ高価なことである。さらに、いくつかのシステムはハンドピースを含むが、このハンドピースは、高価なファイババンドルアセンブリを経由して遠隔の検出器およびレーザ光源ユニットに光学的に結合されている。これは、コスト、複雑性、およびファイババンドルを覆うケーブルの重量ゆえに使用が不便であることを含め、多数の欠点を生じる。

20

【発明の概要】

【0010】

サンプル、例えば歯の表面上で光熱測定を実施するための装置が提供される。ハンドピースの形態で設けられ得る装置は、レーザと、赤外線検出器と、二色性ビームスプリッタと、被測定サンプルにレーザビームを照射しかつそこから光熱放射を集光するためのフォーカシングおよびビーム指向用オプティクスとを含む光学構成部品を収容する。光学構成部品の一部は、内部光学構成部品の受動ヒートシンク用の熱伝導性の先端部分に直接取り付けられた光学ベンチに設けられてもよい。ハンドピースは、ビームサンプリング光学素子と、ルミネセンスを検出するための光検出器と、測定中にサンプルの画像を得るためのカメラとを含み得る。

30

【0011】

従って、一態様では、対象からの光熱放射を検出するための装置が提供され、装置は：細長いハウジングと；ハウジング内にレーザビームを生じるレーザと；ハウジングの遠位部分にあるアパーチャを通して対象の表面上にレーザビームを集束し、かつレーザビームにตอบสนองして対象内に生成された光熱放射を集光するように位置決めされたフォーカシング素子と；レーザビームから光熱放射を空間的に分離するようにハウジング内に位置決めされた二色性ビームスプリッタと；光熱放射を検出するためにハウジング内に設けられた赤外線検出器とを含む。

40

【0012】

本開示の機能的なおよび有利な態様をさらなる理解は、以下の詳細な説明および図面を参照することにより、実現できる。

【0013】

以下、実施形態を例示としてのみ、図面を参照して説明する。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】図1は、歯の表面の光熱放射測定(PTR)およびルミネセンス(LUM)測定に使用するための口腔健康診断用ハンドピースの等角図を提供する。

【図2】図2(a)は、図1に示す口腔健康診断用ハンドピースの平面図を提供する。図

50

2 (b) は、図 1 に示す口腔健康診断用ハンドピースの側面図を提供する。図 2 (c) は、図 1 に示す口腔健康診断用ハンドピースの端面図を提供する。

【図 3】図 3 (a) は、図 1 に示す口腔健康診断用ハンドピースの断面図を提供する。図 3 (b) は、図 1 に示す口腔健康診断用ハンドピースの断面図を提供する。

【図 4】図 4 は、光学ベンチを詳細に示す、口腔健康診断用ハンドピースの断面図である。

【図 5】図 5 (a) は、図 1 に示す口腔健康診断用ハンドピースのある断面図を、ハンドピースの長手方向軸に垂直な平面で示す。図 5 (b) は、図 1 に示す口腔健康診断用ハンドピースの別の断面図を、ハンドピースの長手方向軸に垂直な平面で示す。図 5 (c) は、図 1 に示す口腔健康診断用ハンドピースの別の断面図を、ハンドピースの長手方向軸に垂直な平面で示す。図 5 (d) は、図 1 に示す口腔健康診断用ハンドピースの別の断面図を、ハンドピースの長手方向軸に垂直な平面で示す。

10

【図 6】図 6 (a) は、ハンドピースと共に使用する制御および処理ユニットの実施形態を示す。図 6 (b) は、ハンドピース、制御および処理ユニット、および他のシステム付属品の写真を示す。

【図 7】図 7 は、ハンドピースの先端部分に組み込まれたカメラの操作部を示す。

【図 8】図 8 は、ハンドピースの先端部分に摺動可能に収容された保護先端部を示す。

【図 9】図 9 は、ハンドピースと共に使用する校正装置を示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 5 】

20

本開示の様々な実施形態および態様を、以下の詳細を参照して説明する。以下の説明および図面は、本開示を説明するものであり、本開示を限定するものとして構成されていない。多数の具体的な詳細を説明することで、本開示の様々な実施形態は十分に理解される。しかしながら、場合によっては、本開示の実施形態を簡潔に説明するために、周知のまたは従来の詳細は説明しない。

【 0 0 1 6 】

本明細書では、用語「含む (comprises, comprising)」は、包括的およびオープンエンドであり、排他的ではないと解釈される。具体的には、本明細書および特許請求の範囲で使用される場合、用語「含む」およびその変形は、特定の特徴、ステップまたは構成要素が含まれることを意味する。これらの用語は、他の特徴、ステップまたは構成要素の存在を除外すると解釈されるべきではない。

30

【 0 0 1 7 】

本明細書では、用語「例示的な」は、「例、実例、または説明として役立つ」ことを意味し、本明細書で説明する他の構成よりも好ましいまたは好都合であると解釈されるべきではない。

【 0 0 1 8 】

本明細書では、用語「約」および「およそ」は、粒子の寸法の範囲、混合物の組成、または他の物理的性質または特性と関連して用いられるときは、平均して寸法のほとんどが満たされるが統計的に寸法がこの領域の外部に存在し得る実施形態を除外しないように、寸法範囲の上限および下限に存在し得るわずかな変化量を網羅することを意味する。本開示からこれらのような実施形態を除外するものではない。

40

【 0 0 1 9 】

一実施形態では、光学ベンチに光学構成部品が組み込まれている、光熱放射測定 (PTR) およびルミネセンス (LUM) 診断測定用のハンドピースが提供される。下記のように、光学構成部品をハンドピースの光学ベンチに直接組み込むことによって、小型で堅固かつ安価なハンドピースが提供され、これは、臨床での日常的な使用にも好適である。

【 0 0 2 0 】

図 1 は、PTR - LUMハンドピース 100 の実行例を外部等角図で示し、および図 2 は、ハンドピースの端面図、側面図、および平面図を提供する。ハンドピース 100 は本体部分 110 および先端部分 120 を含む。先端部分 120 は、先端部分 120 の近位端

50

部において本体部分に固定され、および遠位端部において光学的放射線の照射と受光を行う。先端部分 120 は、保護殻 130 を摺動可能に受け、保護殻は、先端部分の軸方向に沿って取り外し可能に取り付けられる。さらに後述するように、光源および光検出器を含む光学構成部品が、ハンドピース 100 内に收容された光学ベンチに装着される。ハンドピース 100 は、電気ケーブル 140 によって外部制御および処理装置（図示せず）に接続されている。

【0021】

散乱レーザー光線を遮断しかつ操作者の目を保護するために、光学フィルタ 150 が任意選択で設けられる。フィルタは、簡単に取り付けたり取り外したりできるようにスロットにスナップ嵌めし得る。ハンドピースに光学フィルタを直接組み込むことによって、臨床医は、走査または診断の間中ずっとレーザー防護眼鏡を装着している必要がなく、かつ、直接的な視線からフィルタを外すようにハンドピースを動かすことによって、患者の口腔解剖学的構造を容易に見ることができる。臨床医にとって、診断に役立てるまたは診断を導くために本来の色で口腔解剖学的構造を見ることが重要であることが多いため、この特徴は臨床的に有用である。

10

【0022】

図 2 を参照すると、ハンドピース 100 を用いて、本体部分 110 の上部に配置されたボタン 160 を使用して制御および処理ユニットと通信してもよい（以下さらに説明する）。例えば、ユーザはボタンを押して、測定または一連の測定を開始および/または終了し得る。ボタン 160、または他の入力および/または制御素子はハンドピース 100 にぴったりと収まって、液密シールが提供されて流体がハンドピースの内部に漏出しないようにし得る。

20

【0023】

図 2 に示すように、先端部分 120 は、締結具 122 および 124 によって本体部分 110 に固定してもよく、それら締結具は、先端部分に設けられたスロット 128（図 2 にはスロットは 1 つのみ示す）に收容され、かつ本体部分のねじ穴とかみ合う。従って、先端部分は、下記でさらに示すように、内部光学ベンチによって本体部分に固定される必要はない。本体部分 110 と先端部分 120 との間にシールを提供するために内部のリングを使用してもよい。

【0024】

ハンドピースの例は、便利で臨床用途によく適合した軽量の人間工学に基づく設計を提供する。ハンドピースの本体部分および先端部分内に全ての光学構成部品（例えば、レーザーダイオードおよび検出器）を收容することによって、光ファイババンドルを経由してハンドピースへおよびそこから放射線を光学的に照射する必要性が除かれ、それゆえ、装置を、単純で可撓性の、安価な軽量電気ケーブルを介して制御および処理装置に接続できる（ケーブルは、様々な制御および検出信号、および電力を伝達するために複数の電線を收容し得る）。さらに、光ケーブルとは対照的に、電気ケーブルの使用は、ケーブルの最小曲げ半径を小さくし、臨床診断の最中に広範囲の動きおよび方向においてハンドピースを操作できるようにする。ケーブルを覆う遮蔽物が配置されて、ケーブルを通過するときの信号との電氣的干渉を最小限にし得る。

30

40

【0025】

一実施形態では、ハンドピース 100 のサイズは、子供または大人の口の中にある歯を走査できるほど十分に小さい。さらに、ハンドピースの設計によって、通常の使用中に光学素子を損傷から守る。図 2 に示すように、先端部品 120 は、締結具 122 および 124 を使用して本体部品 110 から取り外してもよく、それにより効率的な製造および現場での修理が可能となる。

【0026】

図 3 は、本体部分 110 および先端部分 120 内に收容されている内部構成部品の詳細な図を提供している。光学ベンチ 200 が本体部分 110 に含まれ、本体部分はまた、ストレーンリリーフ装置 210 内で電気ケーブル 140 を受け入れている（追加的なワイヤ

50

、および光学構成部品への電気的接続部は図示していない)。電気ケーブル140は、検出器およびレーザを外部制御および処理装置と電気的にインターフェースさせて、レーザにパワーを供給しかつ検出器からの信号を処理する。光学ベンチ200にはいくつもの光学構成部品が取り付けられており、それら光学構成部品について以下さらに説明する。先端部分120は、その遠位端部にビーム集束用の、およびオプションでビーム指向用の光学構成部品202を含み、かつまた、診断の最中に歯の画像を得るためにオプションのカメラ230を収容する。

【0027】

図4に、本体部分110および先端部分120内に含まれる、組み込まれた(folded)光学装置の詳細な図を示す。光学ベンチ200は、半導体レーザ205と、レンズ210とを支持し、そのレンズはレーザ光放射をコリメートし、次いでそのレーザ光は、ミラー215によって二色性ビームスプリッタ220の方へ実質的に再指向される。半導体レーザ205は、歯の表面からのルミネセンス放射および光熱放射を同時に生成するための、およそ660nmの波長を有するレーザダイオードとし得る。

10

【0028】

コリメートされたレーザビームは、二色性ビームスプリッタ220によって再指向され、そのビームスプリッタには、入射レーザビームの波長において高反射率であるが熱放射は通過させる光学コーティングが施されている。レーザビームは、ビーム経路225に沿って、ピックオフプリズム(pick-off prism)230を迂回して実質的に軸方向に先端部分120まで伝播し、先端部分120の遠位端部においてミラー235に入射する。ミラー235は、コリメートされたレーザビームをフォーカシング素子240の方へ反射させ、フォーカシング素子は、レーザビームが先端部分120からくるときにレーザビームを集束させる。レーザビームは、その内部の伝播軸に垂直な方向で装置から出射する必要はないことを理解されたい。

20

【0029】

フォーカシング素子240は、レーザの波長およびルミネセンス放射および光熱放射の波長の光を光学的に透過させる。一例では、フォーカシング素子は、可視スペクトルおよび中赤外スペクトルにおいて透過性である。フォーカシング素子240は、レーザを所望のスポットサイズに集束させるのに好適な焦点距離を有する。例えば、8.6mmの焦点距離は、平均しておよそ50マイクロメートルのスポットサイズを生じる。フォーカシング素子240は、レーザ照射にตอบสนองして歯の表面から放出されたルミネセンス放射および光熱放射の双方を集光しかつ実質的にコリメートする追加的な役割を果たす。フォーカシング素子240を透過型光学構成部品として示すが、当業者には、フォーカシング素子240およびミラー235を単一の曲面鏡、例えば軸外し放物面鏡などと置き換えることができることが明らかである。

30

【0030】

集光されたルミネセンスを、ミラー235によって先端部分120の軸に沿うように指向させると、集光されたルミネセンスビームの一部が、ピックオフプリズム230などのビームサンプリング素子(または、フィルタなどの別の好適な素子)に入射し、光学フィルタ245および光検出器250の方へ指向される。光学フィルタ245は不要な反射および散乱レーザ光を除去し、および光検出器250は、集光されたルミネセンスの検出に好適なスペクトル感度を有するように選択される。一例では、光検出器250はシリコンフォトダイオードとし、および光学フィルタ245は、レーザの波長およびパワーに適合された帯域幅および光学濃度を有する安価な色ガラスフィルタ(RG715 Longpassカラーフィルタなど)とし得る。

40

【0031】

上述の通り、フォーカシング素子240はまた、放出された光熱放射を集光およびコリメートし、その光熱放射は、ミラー235に反射して二色性ビームスプリッタ220の方へ指向される。二色性ビームスプリッタ220は赤外線放射を通過させ、かつ散乱レーザ光のかなりの部分を反射させる。二色性ビームスプリッタ220はまた、集光されたルミ

50

ネセンスを実質的に反射させ得る。

【0032】

一実施形態では、吸収窓などの光吸収素子を、二色性ビームスプリッタ220と赤外線検出器260との間に配置して、集光されたルミネセンスおよび散乱および/または残存(residual)レーザ光の双方を減衰させ、かつ光熱放射を中赤外スペクトル領域に透過させる。一例では、二色性ビームスプリッタは、吸収性の基板をさらに組み込んでよい。吸収性の基板に好適な材料は、ゲルマニウムなどのロングパスフィルタリング材料であり、およそ1.85ミクロン未満の波長を有する光を吸収する。

【0033】

別の例の実施形態では、赤外線検出器260およびレーザ205の位置を逆にしてもよく、および二色性ビームスプリッタ220が、レーザビームおよびルミネセンス放射を透過させかつ光熱放射を反射させる光学コーティングを有してもよい。そのような実施形態では、反射レーザ出力およびルミネセンス放射を減衰させるために、上述の吸収窓を含むことが有益であり、そうでなければ、それらは赤外線検出器260によって検出される。

10

【0034】

二色性ビームスプリッタは、集められた光熱放射を透過させ、その光熱放射は、続いて、レンズ255によって赤外線検出器260上に集束される。赤外線検出器は、感受性スペクトル領域がおよそ2~5μmの、感度の高い中赤外検出器、例えば光起電HgCdZnTe検出器などとし得る。赤外線検出器260は、性能および感度を高めるために熱電冷却器(thermo-electric cooler)に装着してもよい。

20

【0035】

図4に示すように、上述の光学構成部品(先端部分120に設けられた光学構成部品を除いて)は、光学ベンチ200に装着される。一実行例では、光学ベンチ200は、軽量かつ熱伝導性の材料、例えばアルミニウムから形成される。

【0036】

図4に示す実行例では、光学ベンチは、本体部分110内に收容されている一方で、先端部分120に取り付けられ、それにより、先端部分120への急激および効率的なヒートシンクを可能にする。従って、先端部分120もまた軽量かつ熱伝導性の材料、例えばアルミニウムから作製される。そのような実施形態によって、先端部分は、光学ベンチ200に装着された光学構成部品(主にレーザダイオード、および任意選択で、検出器260に取り付けられた熱電(TE)冷却器)のための効率的な空冷式ヒートシンクの機能を果たすことができる。この機能は、熱検出器260の性能を高めるために特に有用であり、熱検出器は、温度に強く依存するノイズフロアを有してもよい(例えば上述の例のHgCdZnTe検出器の場合など)。さらに、光学ベンチを剛性の先端部分120に直接取り付けることによって、光学構成部品を本体部分110に取り付けることと比較して、機械的隔離を改良し得る。

30

【0037】

図5は一連の断面図を提供し、それら断面図の各々は、ハンドピースの長手方向軸に垂直な平面図である。図5(a)は、二色性ビームスプリッタ220および折り畳み反射ミラー215を通る断面を示し、図5(b)は、二色性ビームスプリッタ220および反射ミラー215の後ろ側の、光学ベンチ200を通る断面を示す。図5(c)は、カメラ300(下記でさらに説明する)を通る断面を示し、図5(d)は、先端部分120の遠位端部に配置された、フォーカシング素子240を含む集光用オブティクスを通る断面を示す。図5(d)はまた、レーザのビーム形を示す円錐体270、および保護殻130(以下さらに説明する)を通る断面を示す。

40

【0038】

レーザ誘起された光熱放射およびルミネセンスを高感度に検出するために、ハンドピースは、ロックイン型増幅器などの位相感知検出システムとインターフェースし得る。そのような実施形態では、レーザ強度は、所望の周波数で変調され、および検出器信号と、変調されたレーザ電流の位相に関係する基準信号との双方が、ロックイン型増幅器に提供さ

50

れる。当業者には、他の変調方法を使用し得ることが明らかである。例えば、一実施形態では、レーザ出力ビームは、ハンドピースに組み込まれた機械的なチョッピングホイール (chopping wheel) によって光学的にチョップされてもよく、チョッピングホイールは、強制空気対流による検出器の追加的な能動冷却をもたらす。ロックイン型増幅器は、制御および処理ユニット内に収容されたデータ取得ボードに設けられ得る。ロックイン機能性をもたらす好適なデータ取得ボードは、National InstrumentsのNI USB-6221-OEMボードである。あるいは、ロックイン増幅は、制御および処理ユニットとインターフェースする追加的なシステム内に、離れて設けられてもよい。

【0039】

図6(a)は、データ取得ボードと、処理、ユーザのインターフェース、および任意選択の外部ネットワーク形成を行うのに必要な追加的なエレクトロニクスとを含む制御および処理ユニット1の実行例を示す。制御および処理ユニット1は、プロセッサ、メモリ、データバスを含んでもよく、およびフラッシュメモリまたはハードディスクなどの記憶媒体を含んでもよい。制御および処理ユニット1は、ケーブル2によってハンドピース100とインターフェースするように示している。ハンドピース100は、使用していないときにハンドピース100を固定するような形状にされたハンドピース支持構造8と、ハンドピース100が固定されているときに先端部分120の遠位端部を保護する凹部5とに支持される。制御および処理ユニットはまた、操作キー3および外部制御装置4を含み得る。図6(b)は、システムと共に使用する追加的な付属品のなかから、制御および処理ユニット1、ハンドピース100、および外部コンピュータデバイス10の写真を示す。

【0040】

制御および処理ユニット1は、ハンドピース100から得られた診断測定情報を処理するようにプログラムし得る。例えば、制御および処理ユニット1は多くの機能を実行してもよく、これら機能は、測定信号に基づいて検査された歯の表面または歯の表面の部分に関連した数値出力を生成すること、診断データを記憶および/または処理すること、画像データを記憶および/または処理すること、画像、信号、または数値出力を表示すること、および治療法の推奨および患者情報に関する情報を記憶することを含むが、これらに限定されない。

【0041】

一実施形態では、制御および処理ユニット1は、受信した光熱 (PTR) およびルミネセンス (LUM) 測定値を処理して複合的な数値結果を提供し、この結果は、走査した歯の口腔健康状態と相関している。所与の位置での測定から、口腔健康の量的な徴候を1つにまとめて提供する実施形態では、所与の測定値からのデータは、制御および処理ユニット1によって、4つの別個の信号; PTRの振幅および位相、およびLUMの振幅および位相として記憶される。4つの測定信号を組み合わせることによって、1つにまとめられた診断測定値を得ることができる。一実行例では、信号は、以下の重み付けの式に従って処理される:

- 総合値の45%で重みを付けられたPTR振幅
- 総合値の15%で重みを付けられたPTR位相
- 総合値の10%で重みを付けられたLUM位相
- 総合値の30%で重みを付けられたLUM振幅

【0042】

4つの読み取り値を、健康なエナメル質表面からおよび/またはハイドロキシアパタイトの標準ピースから見つけられる読み取り値と比較し得る。測定信号は、それに加えてまたはその代わりに、健康なエナメル質表面と比較してもよい。比較ステップからの結果は、各読み取り値の固定尺度、例えば、状態の重症度を示す1から100の段階で提供し得る(尺度は、各読み取りタイプに対して等しい必要はない)。次いで、4つの固定尺度の結果に、上述の通り重み付けを行い、操作者に、検査した部位の健康状態を示す順位または範囲(例えば、1~100段階で)を提供してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 3 】

別の例の実施形態では、単一周波数からの読み取り値を、以下の方法：

$$(PTR \text{ 振幅} \times PTR \text{ 位相}) / (LUM \text{ 振幅} \times LUM \text{ 位相})$$

で組み合わせ、単一の読み取り値を生成してもよい。

【 0 0 4 4 】

以下のように、各読み取り値からの標準偏差を1つの数字に組み合わせることによって、エラーチェックを実施し得る：

$$LUM \text{ 振幅} \times LUM \text{ 位相} \times PTR \text{ 振幅} \times PTR \text{ 位相}。$$

【 0 0 4 5 】

次いで、単一の読み取り値 / 組み合わせた標準偏差の比を調べてもよく、比が急激に増加する場合、これは読み取り値のエラーを示すことがあり、それは操作者に伝えられ得る。単一の読み取り値は、健康なエナメル質および健康な歯で調べられたものから算出された単一の読み取り値からの差と共に、操作者に伝えられ得る。

【 0 0 4 6 】

別の例では、エラーチェックは、以下のように各読み取り値からの標準偏差を1つの数字に組み合わせることによって、実施し得る：

$$100 \times \{ (PTR - A - std / PTR - A)^2 + (PTR - P - std / PTR - P)^2 + (LUM - A - std / LUM - A)^2 + (LUM - P - std / LUM - P)^2 \}^{1/2}$$

【 0 0 4 7 】

別の実施形態では、選択した歯の画像を得るために、ハンドピースにはカメラがさらに設けられる。図4に示す構成の例では、カメラ300は、先端部分120の遠位端部付近に配置される。カメラを先端部分の遠位端部付近に配置することによって、多数の利点をもたらす。まず、カメラを光学ベンチから熱的および機械的に隔離しているため、センサが赤外線検出器から離される。従って、カメラによって生じた熱が、先端部分の熱質量によって主に放散され、かつ赤外線検出器260に戻るように伝播しない。第2に、カメラ300を先端部分の遠位端部付近に配置することによって、作動距離の短い安価なカメラを使用できるようにし、それにより、必要となる光学構成部品が最少となる。

【 0 0 4 8 】

図4および図7は、使用されるカメラ300が、NTSCビデオ信号生成装置が組み込まれた小型CMOS画像センサである実施形態の例を示す。カメラは、事実上、「ピンホール」タイプの画像システム（小さなアパーチャおよび固定レンズを備える）であるため、ミラーおよび可動レンズなどの撮像用またはビーム再指向用オプティクスを追加して複雑にしたりコストを上げたりせずに、被写界深度および観察角を大きくする。非常に大きな被写界深度は、歯の表面に対して広範な距離にピンホール画像システムを配置することに適合する。作動距離310は、およそ15~20mmとなるように選択され、直径およそ10~20mmの撮像領域をもたらす。上述のピンホールタイプのカメラは、単に、用いられ得るカメラの一例にすぎず、他の小型カメラでピンホールタイプのカメラの代用とし得ること理解されたい。

【 0 0 4 9 】

さらに図7に示すように、用いられる唯一の光学構成部品が直角プリズム305であり、堅固で単純な設計をもたらす。プリズム305は、直角カメラモジュールを使用することによって省略できる。別の実施形態では、カメラは、先端部分120の遠位端部から軸方向に距離を離して配置してもよく（315に示す）、図7に示すように、PTR-LUM測定がおこなわれる領域への操作者の直接的な視線を改良し得る。先端のエッジに対する結像面の中心のオフセットが、それに応じて大きくなる。効果的なオフセット距離はおよそ20mmである。

【 0 0 5 0 】

図7に示す実行例では、カメラは、レーザが照射される位置から空間的にオフセット320されている空間領域をサンプリングする。空間的なオフセットは、カメラの光路がP

10

20

30

40

50

TR - LUM検出システムの光路と干渉しないため、有益である。代替的な実施形態では走査中に直接歯の領域を撮像することが可能であるが、これは、画像システムによって集光された光をフィルタリングする必要があり、フィルタによりスペクトル成分が除去されるゆえに、撮像した歯のトゥルーカラー画像が表示されないため、問題がある。従って、装置は、診断データの測定と同時にカメラが動かされないように操作され、それゆえ、レーザ迷光の集光を回避し、かつまた測定プロセス中の電気的および/または熱的なクロストークを回避するようにし得る。そのようなスキームはまた、使用中にのみカメラを動かすことによって廃熱の生成を制限するため、有益である。

【0051】

図8にさらに詳細に示すように、先端部分120には外殻130が取り付けられ得る。殻130は、レーザビームを照射しかつ光熱放射およびルミネセンス放射を集光するために、孔の設けられた円錐セクション405を含む。円錐セクションの長さは、フォーカシング素子240の焦点距離に対して、先端部分120における好適な作動距離を維持するように選択し得る。殻130はまた、統合カメラ300への光アクセスを提供するためのアパーチャ410を含む。殻130は、例えば、機構415および先端部分120の対応する突出機構によって、先端部分120にスナップ嵌めし得る。

10

【0052】

殻130は、滅菌の透明カバーと組み合わせて使用される使い捨てアイテムとし得る。カバーは薄い透明材などであり、ハンドピースを保護し、かつ患者間のいかなる二次汚染も排除する。カバーは、ハンドピースの先端部分120に嵌り、そのため皺になったりまたは変形したりせず、それにより、信号の偏向またはカメラ画像の歪みを回避する。

20

【0053】

カバー材の例は、先端部分120を覆うのに好適な形状を有する、バッグ、シースまたはソックスの形態で提供され得る透明ポリマー層である。カバーは使い捨てとしてもよい。カバーは、まず、先端部分を覆うように配置され、続いて保護殻130が、カバーを覆うように配置されて、カバーが保護殻130と先端部分120との間の位置に固定されるようにする。保護殻130は、滅菌バリアの予想外の裂け(破裂/引裂き)に対してカバーを保護する。カバーは、可視および近赤外スペクトル(レーザ光が照射されかつルミネセンスが生成される部分)および中赤外スペクトル(光熱放射が生成される)の少なくとも一部分にわたって部分的にまたは実質的に透明である。一例では、カバーの透過率は、対象のスペクトル領域にわたって少なくとも75%である。別の例では、カバーの透過率は、対象のスペクトル領域にわたって少なくとも90%である。

30

【0054】

一実行例では、先端部分120は、フォーカシング素子240の異なる作動距離(または焦点距離)を有する複数のサイズで設けられ得る。異なる作動距離は、臨床的状況に依存して有用とし得る。例えば、臼歯の咀嚼面の溝または隣接面(歯間の)スポットを走査するのに使用される先端部分とは異なる先端部分を用いて、滑らかな表面を走査してもよい。そのような場合には、異なる各先端部分120に異なる殻130を提供してもよく、所与の殻130の円錐部分405が、対応する先端部分120の作動距離に適応する。時には、広範囲の歯の表面から最適な信号を提供できる、普遍的な長さの1つの円錐体を使用することができる。

40

【0055】

一実施形態では、ハンドピースの応答の校正に使用するための校正装置がさらに設けられる。図9に示す実行例では、校正装置500は、先端部分120の外面を収容するように適合された内部軸方向穴510を含む。校正装置500は、光熱および/またはルミネセンス信号の校正に好適なハイドロキシアパタイト材などの校正基準材料520を含む。ガラス状炭素などの黒体基準材料を収容する第2の校正装置も設けてもよい。

【0056】

再度、図9に示す装置の例を参照すると、校正基準材料520は校正装置500内に収容され、校正装置が先端部分120に固定されているとき、校正基準材料520は、フォ

50

ーカシング素子240の焦点面にまたは焦点面付近に配置され、それにより、測定を実施しているときに基準信号を集めることを容易にする。校正装置は、機械加工されたプラスチックから作製され得るため、使用しているときに先端部分120の外面を傷つけることなく、かつ、校正基準材料に対する先端部の正しいアライメントに関して十分な許容度を有して製造される。一例では、校正基準材料520は、取り外しおよび/または交換のために、校正基準装置500の本体に取り外し可能に取り付けられている、別個の部分530に収容される。校正基準装置500を先端部分120の好適な位置に確実に配置するために、先端部分120にある小さなノッチにスナップ式に嵌るスプリングプランジャー540などの位置決め機構または張力構造が、本体に加えられてもよい。

【0057】

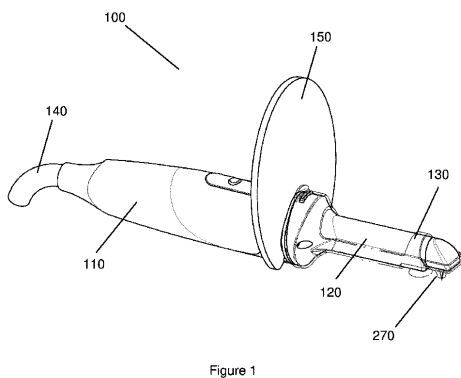
10

先の実施形態は、口腔健康診断を含む応用に関するが、本開示の範囲は、歯科での使用および応用に限定されないことを理解されたい。本明細書で説明した装置は、歯科での検出を越えて、他の生物学的感知および診断応用、および様々な物質の非破壊試験を含む、広範囲の応用に用いてもよい。

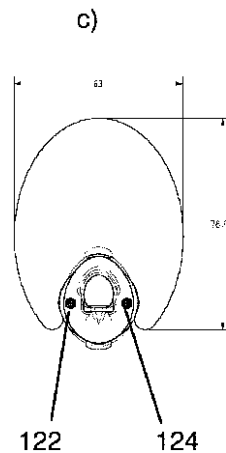
【0058】

上述の特定の実施形態は一例として示しており、これらの実施形態は、様々な修正形態および代替形態の影響を受け得ることを理解されたい。特許請求の範囲は、開示の特定の形態に限定するものではなく、この開示の趣旨および範囲にある全ての修正物、等価物、および代替物を網羅するものであることをさらに理解されたい。

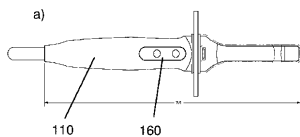
【図1】



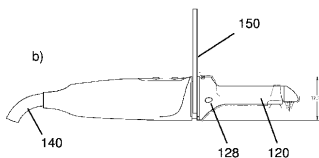
【図2c)】



【図2a)】



【図2b)】



【 図 3 】

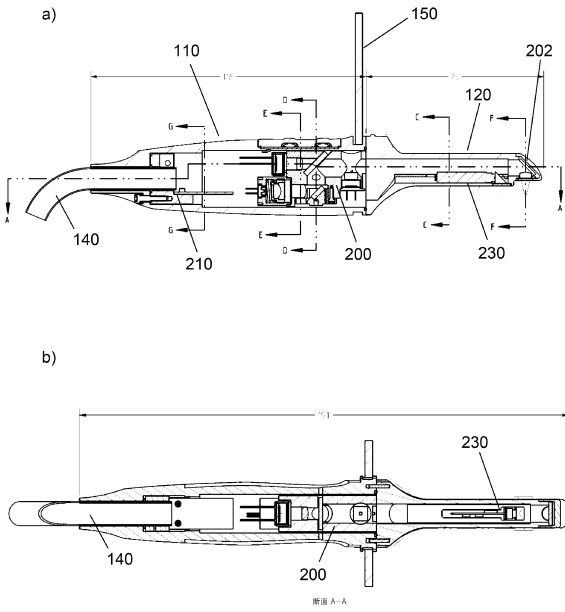


図 3

【 図 4 】

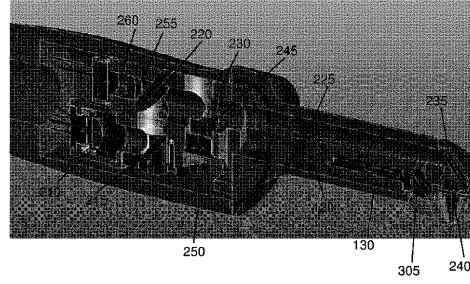


Figure 4

【 図 5 】

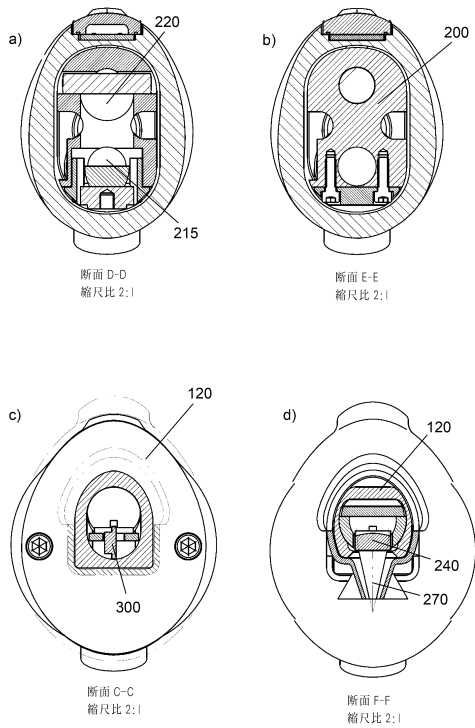


図 5

【 図 6 (a) 】

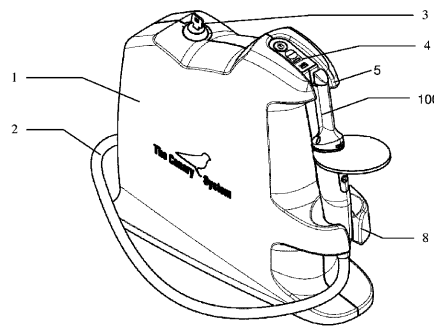


Figure 6(a)

【 図 6 (b) 】

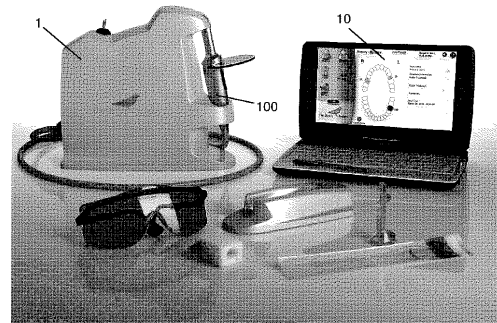


Figure 6(b)

【 図 7 】

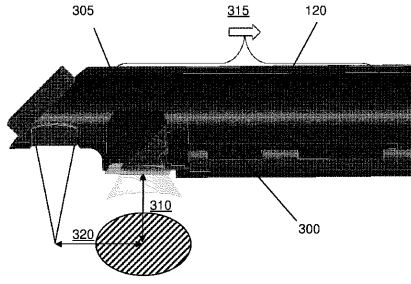


Figure 7

【 図 9 】

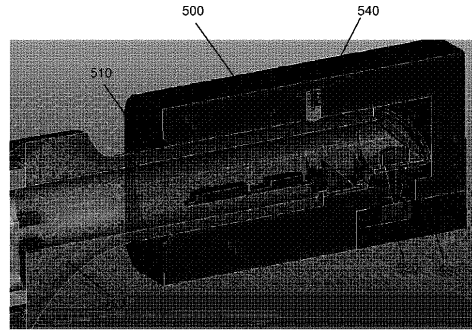


Figure 9

【 図 8 】

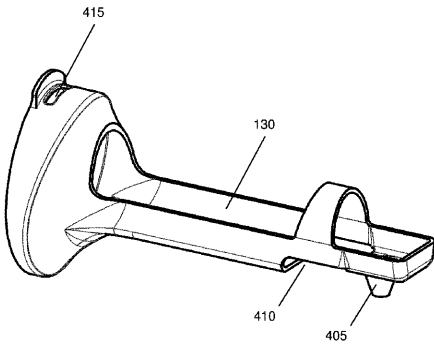


Figure 8

フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	10/00	(2006.01)	A 6 1 B	10/00	E
A 6 1 N	5/067	(2006.01)	A 6 1 N	5/067	
A 6 1 N	5/06	(2006.01)	A 6 1 N	5/06	Z

- (72)発明者 マンデルリス, アンドレアス
カナダ オンタリオ州 エム1エム 2 ヴイ3, スカーパロー, スカーパローハイツブルバード 3
- (72)発明者 アブラムス, スティーヴン
カナダ オンタリオ州 エム6ビー 1 エル3, トロント, ブライアーヒルアベニュー 7 4 8
- (72)発明者 マトヴィエンコ, アンナ
カナダ オンタリオ州 エム2エム 1 ヴイ8, トロント, ヒルダアベニュー 1 7 5, アパートメント #7 1 6
- (72)発明者 シヴァグルナサン, コネスウォラン
カナダ オンタリオ州 エム1ジェイ 3 ビー2, スカーパロー, ビーチェルストリート 4 0 ビー
- (72)発明者 シルバータウン, ジョッシュ
カナダ オンタリオ州 エム4アール 1 シー2, トロント, オーチャードビューブルバード 1 2 4
- (72)発明者 ヘレン, アダム
カナダ オンタリオ州 エル4シー 8 エヌ9, リッチモンドヒル, シグナスドライブ 2 4

審査官 續山 浩二

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2010/0049180 (US, A1)
特表2009-501579 (JP, A)
カナダ国特許出願公開第02691558 (CA, A1)
特開2009-183323 (JP, A)
特表2007-537802 (JP, A)
特開2006-341025 (JP, A)
特開2004-230122 (JP, A)
特開2001-321388 (JP, A)
特開2008-192215 (JP, A)

Lena Nicolaidis ; Andreas Mandelis ; Stephen H. Abrams , Novel dental dynamic depth pr ofilometric imaging using simultaneous frequency-domain infrared photothermal radiometry and laser luminescence , J. Biomed. Opt. , 2 0 0 0 年 1 月 , Vol.5 No.1 , pp.31-39

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G 0 1 J 5 / 0 0
A 6 1 B 1 / 0 0
A 6 1 B 1 / 2 4
A 6 1 B 1 0 / 0 0
A 6 1 N 5 / 0 6
A 6 1 N 5 / 0 6 7
G 0 1 N 2 1 / 6 3
G 0 1 N 2 1 / 6 4