(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3866516号
(P3866516)
(45)発行日　平成19年1月10日(2007.1.10)　(24)登録日　平成18年10月13日(2006.10.13)

(51)Int.Cl.　F I
G01B 11/24 (2006.01)　G01B 11/24　K

請求項の数 14　(全 12 頁)

(21)出願番号	特願2000-564004 (P2000-564004)
(86)(22)出願日	平成11年8月5日 (1999.8.5)
(65)公表番号	特表2002-522752 (P2002-522752A)
(43)公表日	平成14年7月23日 (2002.7.23)
(86)国際出願番号	PCT/IL1999/000431
(87)国際公開番号	WO2000/008415
(87)国際公開日	平成12年2月17日 (2000.2.17)
審査請求日	平成15年3月4日 (2003.3.4)
(31)優先権主張番号	125659
(32)優先日	平成10年8月5日 (1998.8.5)
(33)優先権主張国	イスラエル(IL)

(73)特許権者　500140116
カデント・リミテッド
イスラエル国、６０３７２　オル・イエフダ、ハメラチャ・ストリート　１４
(74)代理人　100058479
弁理士　鈴江　武彦
(74)代理人　100084618
弁理士　村松　貞男
(74)代理人　100092196
弁理士　橋本　良郎
(74)代理人　100095441
弁理士　白根　俊郎
(72)発明者　ババヨフ、ノアム
イスラエル国、５８６７２　ホロン、ラスコブ・ストリート　２５
最終頁に続く

(54)【発明の名称】光ビームのアレイの共焦点による３次元構造のイメージ形成

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
（ａ）歯の部分に近接して位置させるための感知端部表面を有するプローブ部材と、
（ｂ）歯の部分に照射スポットを生成するために前記プローブ部材を通る光路に沿って前記歯の部分の方向へ透過される入射光ビームのアレイを提供する照射装置と、
（ｃ）前記端部表面の前方に１以上の焦点面を規定する光焦点光学系であって、その光学系により前記焦点面が変更可能な位置にあり、各光ビームが前記焦点面にその焦点を結ぶ光焦点光学系と、
（ｄ）入射光ビームの伝播により規定される軸に沿って前記歯の部分に関して前記焦点面を変位させる変換機構と、
（ｅ）入射光ビームと反対方向の光路を通って伝播する前記スポットから反射して戻された複数の各イメージ形成光ビームの強度をそれぞれ測定する感知素子のアレイを有する検出器と、
（ｆ）前記照射装置と前記光焦点光学系との間に配置され、中心孔を有し、前記入射光ビームを前記光焦点光学系方向へ通過させ、前記中心孔を囲むミラーの区域によって前記イメージ形成光ビームを前記検出器の方向へ反射することができるミラーと、
（ｇ）前記１以上の焦点面のそれぞれの焦点面の位置にあり反射された光ビームの最大の測定された強度を生成するスポット特定位置を各光ビームに対して決定するために前記検出器に結合され、決定されたスポット特定位置に基づいて、前記歯の部分のトポロジを表すデータを生成するプロセッサとを具備していることを特徴とする歯の部分の表面トポ

ロジを決定する装置。

【請求項２】

前記プローブ部材は前面を有する細長い透明本体の形態であり、端部ミラーと上壁、下壁、側壁がその間に延在し、前記感知端部表面は前記端部ミラーに隣接する前記下壁の外部表面に関連され、前記下壁は前記上壁を横断する前記前面から内方へ延在する前部セクションと、前記上壁と実質上同方向である後部セクションとを有し、前記前面は前記上壁に関して入射するビームが内部全反射を行う角度で傾斜されており、さらに上壁と前記下壁の前記後部セクションとの間の内部全反射によって前記端部ミラーの方向へ反射し、それによって前記感知端部表面方向に再指向される請求項１記載の装置。

【請求項３】

前記感知端部表面は、下壁の外部表面に固定され、エアギャップにより隔てられている透明なプレートの形態である請求項２記載の装置。

【請求項４】

前記入射光ビームを偏光する偏光装置を具備している請求項１乃至３のいずれか１項記載の装置。

【請求項５】

反射光ビームから入射光ビームの偏光を有する光成分を濾波する偏光フィルタを具備している請求項４記載の装置。

【請求項６】

照射装置は少なくとも２つの光源を具備し、前記各入射ビームは少なくとも２つの光源からの光成分から構成されている請求項１乃至５のいずれか１項記載の装置。

【請求項７】

（ｈ）歯の部分に近接して位置されるための感知端部表面を有するプローブ部材と、

（ｉ）異なる波長の光を放射する少なくとも２つの光源を具備し、それぞれ前記少なくとも２つの光源からの光成分からなる入射光ビームのアレイを提供し、前記歯の部分上に照射スポットを生成するために前記プローブ部材を通る光路に沿って歯の部分の方向へ前記ビームを透過させる照射装置と、

（ｊ）前記感知端部表面の前方に焦点面を限定する光焦点光学系であって、前記光学系により前記焦点面は変更可能な位置にある光焦点光学系と、

（ｋ）前記光路に沿って歯の部分に関して前記焦点面を変位させる変換機構と、

（ｌ）入射光ビームと反対方向の光路を通って伝播する前記照射スポットから反射して戻された複数の各イメージ形成光ビームの各光成分の強度を測定する感知素子のアレイを有する検出器と、

（ｍ）各光ビームの各光成分に対してそれぞれの焦点面の位置にありイメージ形成光ビームの最大の測定された強度を生成するスポット特定位置を決定するために前記検出器に結合され、決定されたスポット特定位置に基づいて、歯の部分のトポロジを表すデータを生成するプロセッサと、

（ｎ）照射装置と前記光焦点光学系との間に配置され、中心孔を有し、前記入射光ビームを前記光焦点光学系方向へ通過させ、前記中心孔を囲む区域によって前記イメージ形成光ビームを前記検出器の方向へ反射することができるミラーとを具備していることを特徴とする歯の部分の表面トポロジを決定する装置。

【請求項８】

前記プローブ部材は前面を有する細長い透明本体の形態であり、端部ミラーと上壁、下壁、側壁がその間に延在し、前記感知端部表面は前記端部ミラーに隣接する前記下壁の外部表面に関連され、前記下壁は前記上壁を横断する前記前面から内方へ延在する前部セクションと、前記上壁と実質上同方向である後部セクションとを有し、前記前面は前記上壁に関して入射するビームが内部全反射を行う角度で傾斜されており、さらに、上壁と前記下壁の前記後部セクションとの間の内部全反射によって前記端部ミラーの方向へ反射し、それによって前記感知端部表面方向に再指向されている請求項７記載の装置。

【請求項９】

前記感知端部表面は、下壁の外部表面に固定され、エアギャップにより隔てられている透明なプレートの形態である請求項８記載の装置。

【請求項１０】

（ｎ）歯の部分に近接して位置させるための感知端部表面を有するプローブ部材と、

（ｏ）歯の部分上に照射スポットを生成するために前記プローブ部材を通る光路に沿って前記歯の部分の方向へ透過される入射光ビームのアレイを提供する照射装置と、

（ｐ）前記端部表面の前方に１以上の焦点面を規定する光焦点光学系であって、その光学系により前記焦点面は変更可能な位置にあり、各光ビームは前記焦点面にその焦点を結ぶ光焦点光学系と、

（ｑ）入射光ビームの伝播により規定される軸に沿って前記歯の部分に関して前記焦点面を変位させる変換機構と、

（ｒ）入射光ビームと反対方向の光路を通って伝播する前記スポットから反射して戻された複数の各イメージ形成光ビームの強度をそれぞれ測定する感知素子のアレイを有する検出器と、

（ｓ）前記１以上の焦点面のそれぞれの焦点面の位置にあり反射された光ビームの最大の測定された強度を生成するスポット特定位置を各光ビームに対して決定するために前記検出器に結合され、決定されたスポット特定位置に基づいて、前記歯の部分のトポロジを表すデータを生成するプロセッサとを具備し、

（ｔ）前記プローブ部材は前面を有する細長い透明本体の形態であり、端部ミラーと上壁、下壁、側壁がその間に延在し、前記感知端部表面は前記端部ミラーに隣接する前記下壁の外部表面に関連され、前記下壁は前記上壁を横断する前記前面から内方へ延在する前部セクションと、前記上壁と実質上同方向である後部セクションとを有し、前記前面は前記上壁に関して入射する光ビームが内部全反射を行う角度で傾斜されており、さらに上壁と前記下壁の前記後部セクションとの間の内部全反射によって前記端部ミラーの方向へ反射し、それによって前記感知端部表面方向に再指向される歯の部分の表面トポロジを決定する装置。

【請求項１１】

前記感知端部表面は、下壁の外部表面に固定され、エアギャップにより隔てられている透明なプレートの形態である請求項１０記載の装置。

【請求項１２】

前記プローブ部材は、側面から見て、下壁の後部セクションに沿ってよりも下壁の前部セクションに沿って本質的に厚さが大きくされている請求項１０または１１記載の装置。

【請求項１３】

請求項１０、１１、１２のいずれか１項記載の装置で使用するプローブ部材。

【請求項１４】

（ｕ）歯の部分に近接して位置されるための感知端部表面を有するプローブ部材と、

（ｖ）歯の部分上に照射スポットを生成するために前記プローブ部材を通る光路に沿って前記歯の部分の方向へ透過される入射光ビームのアレイを提供する照射装置と、

（ｗ）前記端部表面の前方に１以上の焦点面を限定する光焦点光学系であって、その光学系により前記焦点面は変更可能な位置にあり、各光ビームは前記焦点面にその焦点を結ぶ光焦点光学系と、

（ｘ）入射光ビームの伝播により規定される軸に沿って前記歯の部分に関して前記焦点面を変位させる変換機構と、

（ｙ）入射光ビームと反対方向の光路を通って伝播する前記照射スポットから反射して戻された複数の各イメージ形成光ビームの強度をそれぞれ測定する感知素子のアレイを有する検出器と、

（ｚ）前記１以上の焦点面のそれぞれの焦点面の位置にあり反射された光ビームの最大の測定された強度を生成するスポット特定位置を各光ビームに対して決定するために前記検出器に結合され、決定されたスポット特定位置に基づいて、前記歯の部分のトポロジを表すデータを生成するプロセッサとを具備し、

（ａａ）前記プローブ部材は前面を有する細長い透明な本体の形態であり、端部ミラーと上壁、下壁、側壁がその間に延在し、前記感知端部表面は前記下壁の外部表面に固定され、エアギャップによって隔てられている透明なプレートの形態であることを特徴とする歯の部分の表面トポロジを決定する装置。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【発明の属する技術分野】

本発明はイメージ形成技術の分野において、特に歯を直接観察するのに有効な３次元構造の非接触でイメージを形成する方法および装置に関する。

【０００２】

【従来の技術】

種々の方法およびシステムが直接的に歯を光学測定しその後義歯を自動的に製造するために開発されている。用語“直接的光学測定”は患者の口腔内の歯の観察を意味している。これは歯の鋳型を作る必要なく歯の交換の計算機援用設計（ＣＡＤ）または計算機援用製造（ＣＡＭ）に必要なデジタル構造データの獲得を容易にする。このようなシステムは典型的に、電荷結合装置（ＣＣＤ）のような光学的ピックアップまたは受信機に結合された光学プローブと、仮想的に所望の物品を設計し製造するために適切なイメージ処理技術を実行するプロセッサとを含んでいる。

【０００３】

【発明が解決しようとする課題】

特定された種類の１つの一般的な技術は、歯の表面と患者の口腔に挿入された光学的距離プローブとの間の距離を測定するレーザ三角測量法に基づいている。この技術の主な欠点は次のようなものである。即ち、歯の表面は例えばランバート反射のように最良に反射すると仮定されている。残念ながら、これは実際的ではなく、したしば得られたデータは正確ではない。

【０００４】

ＣＥＲＥＣ－１とＣＥＲＥＣ－２システムで実施される他の技術はSiemens GmbHまたはSirona Dental Systemから市場で入手可能であり、それぞれライトセクション方法と位相シフト方法を使用する。両システムは準備された歯の３次元座標を測定するために特別設計された手動プローブを使用する。しかしながらこの方法は特別な被覆（即ちそれぞれ測定パウダーと白色顔料懸濁）が歯に付着されることを必要とする。被覆層の厚さは特別で制御が困難な要求条件を満たさなければならず、測定データを不正確にする。

【０００５】

さらに別の技術により、歯の表面のマッピングはプローブによる表面の物理的な走査に基づいており、例えば光学的またはその他の遠隔感知手段によるプローブ位置の決定によって、表面のイメージが形成されることができる。

【０００６】

米国特許第5,372,502 号明細書は３次元観察用の光学的プローブが開示されている。プローブの動作は以下の説明に基づいている。種々のパターンが測定されるべき１本または複数の歯上に投影され、対応する複数の歪パターンがプローブにより捕捉される、各相互作用はトポロジを精巧にする。

【０００７】

【課題を解決するための手段】

本発明は３次元構造のイメージ形成方法および装置に関する。好ましい限定されていない実施形態は、特に１本以上の歯が欠如している場所のような歯のセグメントの３次元トポロジのイメージ形成に関する。これは例えば前記歯のセグメントへ構成するための１以上の義歯の設計および製造において後に使用するためのデータの生成を可能にする。特定の例は歯冠またはブリッジ義歯の製造である。

【０００８】

本発明は第１の特徴によれば、３次元構造の一部の表面トポロジを決定する方法が提供さ

れ、その方法は、
（ａ）焦点を結ぶ光学系とプローブ表面とを通る光路を伝播する入射光ビームのアレイを提供し、焦点を結ぶ光学系はその光学系によって変更可能な位置にある前記プローブ表面の前方に１以上の焦点面を限定し、各光ビームは前記１以上の焦点面にその焦点を有し、ビームは複数の照射スポットを構造上に生成し、
（ｂ）入射光と反対の光路に沿ってこれらの各スポットから伝播する反射光ビームの強度を検出し、
（ｃ）ステップ（ａ）と（ｂ）を複数回反復し、その度毎に構造に関する焦点面の位置を変更し、
（ｄ）各照射スポットに対して、それぞれの焦点面の位置でありそれぞれの反射光ビームの最大の測定強度を生成するスポット特定位置を決定し、
（ｅ）決定されたスポット特定位置に基づいて、前記部分のトポロジを表すデータを生成するステップを有する。

【０００９】
本発明の別の特徴によれば、本発明は３次元構造の一部の表面トポロジを決定する装置を提供し、その装置は、
－感知表面を有するプローブ部材と、
－前記３次元構造の一部に照射スポットを生成するために前記プローブ部材を通る光路に沿って構造の方向へ透過される入射光ビームのアレイを提供する照射装置と、
－前記プローブの表面の方向に１以上の焦点面を限定する光焦点光学系であって、その光学系により変更可能な位置にあり、各光ビームは前記１以上の焦点面にその焦点を結ぶ光焦点光学系と、
－入射光ビームの伝播により限定される軸に沿って構造に関して前記焦点面を変位するため前記焦点光学系に結合されている変換機構と、
－入射光ビームと反対の光路を通って伝播する前記スポットから反射して戻された複数の各光ビームの強度を測定する感知素子のアレイを有する検出器と、
－各光ビームに対して、前記１以上の焦点面のそれぞれの焦点面の位置にあり、反射された光ビームの最大の測定された強度を生成するスポット特定位置を決定するため前記検出器に結合され、決定されたスポット特定位置に基づいて、前記部分のトポロジを表すデータを生成するプロセッサとを具備している。

【００１０】
プローブ部材と、照射装置と、焦点光学系と、変換機構は１つの装置、典型的には手動装置に共に含まれることが好ましい。装置はまた検出器を含むことが好ましい。

【００１１】
スポット特定位置の決定は、実際には焦点が結ばれた距離の決定である。スポット特定位置の決定は本質的に強度の測定によるものであり、または典型的に強度（Ｉ）曲線（ｄＩ／ｄＳ）の変位（Ｓ）導関数を測定し、この導関数が最大の強度を示す相対位置を決定することによって実行される。用語“スポット特定位置（ＳＳＰ）”は、それが決定される方法にかかわりなく相対的な焦点の結ばれた位置を示すために使用される。絶対位置が感知表面の位置に基づくのでＳＳＰは常に相対位置であることを理解すべきである。しかしながら、立方体視野の全てのディメンションは絶対的であるので、表面トポロジの生成は絶対位置の知識を必要としない。

【００１２】
各照射されたスポットのＳＳＰはスポットによって異なっている。基準のＸＹ座標の各スポットの位置は知られており、最大強度を得るために必要とされる焦点面の相対位置を知ることによって（即ちＳＳＰを決定することによって）、Ｚまたは深さ座標は各スポットに関連されることができ、したがって各スポットのＸ－Ｙ－Ｚ座標を知ることによって表面トポロジが生成されることができる。

【００１３】
１実施形態では、照射された各スポットのＺ座標（即ちＳＳＰ）を決定するために、焦点

面の位置が測定される表面部分で可能な深さまたはＺ成分の全範囲にわたって走査される。別の実施形態によれば、ビームはそれぞれ異なる焦点面を有する成分を含んでいる。したがって、例えば２または３の焦点面にそれぞれ対応する２または３の異なる光成分に対してＳＳＰを個別に決定することによりこの実施形態にしたがって、焦点面の位置は焦点光学系により変更されることができ、全ての焦点面は予測された深さの範囲を共にカバーする。さらに別の実施形態では、ＳＳＰの決定は潜在的な深さの範囲の部分だけの焦点面走査を含んでおり、最大の照射強度に到達しなかった照射スポットに対しては、ＳＳＰは測定された値からの補間その他の数学的信号処理方法により決定される。

【００１４】

本発明の方法および装置は広い範囲の３次元構造の表面トポロジを決定するのに適している。本発明の方法および装置の好ましい実行は歯のセクションの表面トポロジを決定することである。

【００１５】

本発明の１実施形態によれば、本発明の方法および装置は前記構造内に適合されるオブジェクトを構成するために使用される。前述の好ましい実施形態では、このようなオブジェクトは歯のセクションの失った少なくとも１本の歯または歯の一部分である。特別な例は歯根に固定される歯冠または歯内に適合されたブリッジ義歯を含んでいる。

【００１６】

本発明の１実施形態では、複数の入射光ビームが親ビームを分割することにより発生される。代わりに各入射光ビームまたは入射光ビームのグループは異なる光エミッタから放射されてもよい。好ましい実施形態では、光エミッタから放射された光は光ビームのアレイを得るために回折または屈折光学系を通過する。

【００１７】

１実施形態では、親光ビームは１つの光エミッタから放射される光である。別の実施形態では、親光ビームは異なる光エミッタにより発生される異なる光成分からなり、異なる光成分は少なくとも１つの検出可能なパラメータが相互に異なっている。このような検出可能なパラメータは例えば波長、位相、異なる期間またはパルスパターン等である。典型的にそれぞれの前記光成分は他の光成分とは構造から異なった距離を隔てた平面に焦点を有する。このような場合、光学系の焦点面は変更され、同時に異なる深さの範囲（即ちＺ成分）が走査される。したがって、このような場合では、各照射されたスポットで、最大の強度を生じる少なくとも１つの光成分が存在し、この光成分に関連する焦点距離はその後特定のスポットのＺ成分を規定する。

【００１８】

本発明の実施形態によれば、入射光ビームが偏光される。この実施形態では、典型的に装置は、反射された光ビームから入射光の偏光を有する光成分を濾波するための偏光フィルタを備え、それによって検出された光は入射光の偏光と反対の偏光を有するようにされる。

【００１９】

前記トポロジを表すデータは前記表面トポロジの仮想的な再構成、即ちコンピュータ環境内の再構成に使用されてもよい。再構成されたトポロジは通常それ自体は知られているようにスクリーン上に表示され、印刷される。さらに、前記トポロジを表すデータはまた前記構造内で適合されるオブジェクトの仮想または物理的構成に使用されてもよい。前記構造が少なくとも１本の歯または歯部分を失っている歯のセクションである前述の実施形態の場合には、前記オブジェクトは１本以上の歯の人工器官、例えば歯冠またはブリッジ義歯である。

【００２０】

構造に関する２以上の異なる角度位置からの隣接部の表面トポロジを決定し、例えばそれ自体は知られた方法でこのような表面トポロジを結合することによって、構造全体の完全な３次元表示が得られる。このような表示を表すデータは例えば構造のバーチャルまたは物理的再構成に使用されてもよく、このような再構成を行うために別の装置またはシステ

ム、例えばＣＡＤ／ＣＡＭ装置へ送信されてもよい。典型的に本発明の装置はコンピュータネットワーク、電話ネットワーク、無線通信ネットワーク等の通信ネットワークへ接続するための通信ポートを具備するが、それに限定されない。

【００２１】

【発明の実施の形態】

本発明を理解し、実際に実行される方法を見るため、添付図面を参照して好ましい実施形態を説明するが、これは本発明を限定するものではなく単なる例示にすぎない。

最初に図１および２を参照し、ブロック図によりプロセッサ24に結合した光学装置22からなる符号20で示された装置を示している。図１で示されている実施形態は、失われている少なくとも１本の歯または歯の部分の人工器官、例えば歯冠またはブリッジの義歯等の設計または製造で使用するためのセグメントのデータを生成する目的で、歯のセグメント26、特に少なくとも１本の歯または歯の一部分が失われている歯のセグメントの３次元構造を決定するのに特に有効である。しかしながら、本発明はこの実施形態に限定されず、必要に応じて変更を加えて、例えば記録または考古学的オブジェクト等のオブジェクトの３次元構造のイメージを形成し種々の生物学的組織等の３次元構造をイメージする種々のその他の応用にも適用できることに留意すべきである。

【００２２】

光学装置22はここに示された特定の実施形態では、矢印30により表されているようにレーザ光を放射する半導体レーザ装置28を具備している。光は偏光装置32を通過し、偏光装置32を通過する光を偏光させる。光はその後、光拡大器34へ入り、光ビーム30の開口数を改良する。光ビーム30はその後、モジュール38を通過し、モジュール38は例えば親ビーム30を複数の入射光ビーム36へ分割する格子またはマイクロレンズアレイであってもよく、入射光ビーム36はここでは図を容易にするために単一の線で表されている。モジュール38自体の動作原理は本質的に技術的によく知られており、したがってこれらの原理をここでは詳細に説明しない。

【００２３】

光学装置22はさらに、小さい中央孔を有する部分的に透明なミラー40を具備している。これによってダウンストリーム光学系を通ってレーザ光源から光の転送が可能になるが、反対方向で伝送する光を反射する。部分的に透明なミラーではなく類似の機能を有する他の光構成素子、例えばビームスプリッタが使用されてもよいことに留意すべきである。ミラー40の孔は装置の測定の正確性を改良する。このミラー構造の結果として、光ビームは区域に焦点が結ばれていない限り、イメージが形成されるオブジェクトの照射区域に光環を発生し、その光環は一度焦点が合わせられている完全に照射されたスポットへ変化する。このことにより、焦点が外れているときと焦点が合わせられているときの測定された強度間の差が大きくなることを確実にする。この種類のミラーの別の利点は、ビームスプリッタと反対に、ミラーの場合ビームスプリッタで生じる内部反射が避けられて信号対雑音比が改良されることである。

【００２４】

装置はさらに、典型的にテレセントリックモードで動作する共焦点光学系42と、中継光学系44と、内視鏡プローブ部材46とを具備している。これらの構成素子42、44、46はそれ自体は知られている。しかしながらテレセントリック共焦点光学系は距離によって誘起される拡大率の変化を防止し、Ｚ方向（Ｚ方向はビームの伝播方向である）の広範囲の距離にわたってイメージの同じ拡大率を維持することに注目すべきである。中継光学系はビームが伝播するある開口数を維持することを可能にする。

【００２５】

内視鏡プローブ部材は典型的に剛性の光透過媒体を具備し、これは光透過路をその中で限定する中空オブジェクトであるか、または例えばガラス本体またはチューブのような光透過材料から作られるオブジェクトであってもよい。結局、内視鏡プローブは典型的に内部全反射を確実にし、したがって入射光ビームを歯のセグメント26の方向へ誘導する種類のミラーを具備している。内視鏡46はしたがって歯のセクションの表面に射突する複数の入

射光ビーム48を放射する。

【００２６】

入射光ビーム48はデカルト座標50のＸ－Ｙ平面に整列され、Ｚ軸に沿って伝播する光ビームのアレイを形成する。入射光ビームが衝突する表面が不均一な表面であるので、照射スポット52は異なる（X_i，Y_i）位置でＺ軸に沿って相互に変位される。したがって、１つの位置のスポットが光構成素子42の焦点に位置されるが、他の位置のスポットは焦点を外れている。それ故、焦点を結んだスポットの反射された光ビームの光強度（以下参照）がピークにあり、一方、別のスポットの光強度はピークを外れている。したがって、各照射スポットでは、光強度の複数の測定がＺ軸に沿った異なる位置で行われ、このような各（X_i，Y_i）位置では、典型的に距離（Ｚ）にわたる強度の導関数が得られ、Z_iは焦点が結ばれた距離にある最大導関数Z_0を生じる。先に指摘したように、孔のあいたミラー40を使用した結果として、入射光は焦点が外れたとき表面上に光ディスクを形成し、焦点が合ったときのみに完全な光スポットを形成するならば、距離の導関数は焦点が合った位置に接近するときに大きくなり、したがって測定の正確性を増加する。

【００２７】

各光スポットから散乱された光は、入射光ビームが伝送する光路の反対方向に沿ってＺ軸で最初に伝播するビームを含んでいる。各反射光ビーム54は入射光ビーム36の１つに対応する。ミラー40が非対称であるならば、反射光ビームは符号60で示された検出光学系の方向に反射される。検出光学系は偏光装置62を具備しており、その偏光装置62は偏光装置32の偏光面に垂直な方向の好ましい偏光平面を有する。反射されて戻された偏光光ビーム54はイメージ形成光学系64、典型的には１つまたは複数のレンズを通過し、その後ピンホールのアレイを備えたマトリックス66を通過する。ＣＣＤカメラはイメージの画素をそれぞれ表すマトリックスまたは感知素子を有し、それぞれアレイ66のピンホールに対応する。

【００２８】

ＣＣＤカメラはプロセッサ装置24のイメージ捕捉モジュール80に接続されている。したがって、ＣＣＤカメラの各感知素子で測定された各光強度はその後プロセッサ24により以下説明する方法で取出され解析される。

【００２９】

装置22はさらに、半導体レーザ28とモータ72との両者の制御動作のために接続されている制御モジュール70を具備している。モータ72はＺ軸に沿って光学系42の焦点面の相対位置を変更するためにテレセントリック共焦点光学系42に連結されている。１つの動作シーケンスでは、制御装置70は焦点面位置を変更するようにモータ72によって光学素子42を変位させ、その後、位置が変更しているフィードバックを受信した後、制御モジュール70はレーザ28に光パルスを発生させる。同時に、各感知素子から光強度を表すデータを取出すためにイメージ捕捉モジュール80を同期する。その後、次のシーケンスでは、焦点面は同様の方法で変化し、データ捕捉が光学系42、44の広い焦点範囲にわたって継続する。

【００３０】

イメージ捕捉モジュール80はＣＰＵ82に接続され、ＣＰＵ82はその後光学系42、44の焦点面の範囲全体にわたって各画素の相対的な強度を決定する。前述したように、ある光スポットが一度焦点を合わせられると、測定された強度は最大である。したがって、各画素に対して最大の光強度に対応するZ_iを決定するか、または光強度の最大の変位導関数を決定することにより、Ｚ軸に沿った各光スポットの相対位置が決定されることができる。したがって歯のセグメントの表面の３次元パターンのデータ表示が得られる。この３次元表示はディスプレイ84上に表示され、ユーザ制御モジュール86（典型的にコンピュータキーボード）によって、例えば異なる角度から観察、ズームインまたはズームアウトする等、観察のために操作されてもよい。さらに、表面トポロジを表すデータはモデム88等の適切なデータポートと、電話線90等の通信ネットワークを通って例えばオフサイトＣＡＤ／ＣＡＭ装置（図示せず）等の受信装置（図示せず）へ送信されてもよい。

【００３１】

この方法によりイメージを構造周辺の２以上の角度位置、例えば歯のセグメントの場合は

口腔方向から、下方向から、選択的に歯の上から捕捉することによって、歯のセグメントの正確な３次元表示が再構成されてもよい。これはコンピュータ化された環境における３次元構造の仮想的再構成またはＣＡＤ／ＣＡＭ装置の物理的再構成を可能にする。

【００３２】

既に先に指摘したように、特定および好ましい応用は少なくとも１本の歯または歯の一部分が失われている歯のセグメントのイメージ形成であり、イメージはその後、このセグメントに適合される歯冠または任意の他の人工器官の設計およびその後の製造に使用されることができる。

【００３３】

図３の（ａ）と（ｂ）を参照し、本発明の１つの現在好ましい実施形態にしたがったプローブ部材90を示している。プローブ部材90は典型的にガラスのような光透過材料から作られ、光学的に透過の方法により93で共に強固に接着されている前部セグメント91と後部セグメント92からなる。傾斜面94は全反射性のミラー層95により被覆されている。感知表面97を規定するガラスディスク96はエアギャップ98を残すようにして下部に配置されている。ディスクは図示していない保持構造により位置に固定されている。３つの光線99が概略して表されている。図から認められるように、これらは壁が全反射性である角度でプローブ部材の壁で反射され、最終的にミラー94で反射し、そこから感知表面97を経て反射される。光線は焦点面100 に焦点を結び、その位置は焦点光学系（この図面では示されていない）により変更されることができる。

【００３４】

本発明の１実施形態にしたがった内視鏡プローブの概略図である図４を参照する。全体を101 で示されている内視鏡プローブは光透過路（例えば空洞の細長い空間を含んでいる）規定するステム102 を有し、これは光透過材料から作られるか、または内部が光透過材料で作られている。プローブ102 は２つの側面プローブ部材106 と108 と上部プローブ部材110 とを有する樋状のプローブ端部104 を有する。光ファイバは部材 106、 108、 110中に光放出端部を有し、それによってこれらの部材により規定されている平面に垂直な方向に光は樋状構造104 の内部方向へ放射される。プローブは歯のセグメント120 上に位置され、歯のセグメント120 は図示のものでは２つの歯 122と 124と、歯冠をその上に位置付ける歯根126 からなる。このようにプローブは３つの角度から同時に歯のセグメントの表面トポロジのイメージを形成し、次にこのセグメントの３次元構造を生成することを可能にする。

【００３５】

図５を参照する。この図では、別の実施形態にしたがって符号150 で装置の複数の構成要素が示されている。図示されていない他の構成要素は図１で示されている実施形態のものと類似であってもよい。この装置では、親光ビーム152 は複数のレーザ光エミッタ 154Ａ、 154Ｂ、 154Ｃにより放射される光の組合わせである。光拡大器156 はその後、入射光ビーム158 のアレイへ単一の親ビームを拡大する。入射光ビームは単方向ミラー160 と光学装置162 を通ってオブジェクト164 の方向へ通過する。

【００３６】

親ビーム152 を構成している異なる光成分は、例えば各レーザエミッタ 154Ａ－Ｃから放射された異なる波長の異なるものである。したがって親光ビーム152 と各入射光ビーム158 は３つの異なる光成分からなる。光学系または各光エミッタに関連する光学装置のイメージは各光成分がそれぞれ異なる平面P_A 、P_B 、P_C で焦点を合わせるように整列されてもよい。したがって図５で示された位置では、入射光ビーム 158Ａはスポット 170Ａにおいて表面に衝突し、このスポット 170Ａは光学系162 の特別な光学装置では光成分Ａ（光エミッタ 154Ａにより放射される）の焦点にある。したがって検出光学系174 を通過する反射光ビーム 172Ａは、例えば３ ＣＨＩＰ ＣＣＤカメラ等の吸収分光測光計176 の２次元アレイにより測定される光成分Ａの最大測定強度を生む。同様に、異なる最大強度はそれぞれ光成分ＢおよびＣに対してスポット 170Ｂおよび 170Ｃに到達されよう。

【００３７】

したがって、異なる平面に同時にそれぞれ焦点を結ばせる異なる光成分を使用することにより、異なる焦点面範囲が同時に測定されることができるので、時間測定を減少させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図１】　本発明の１実施形態による装置のブロック図による概略図。

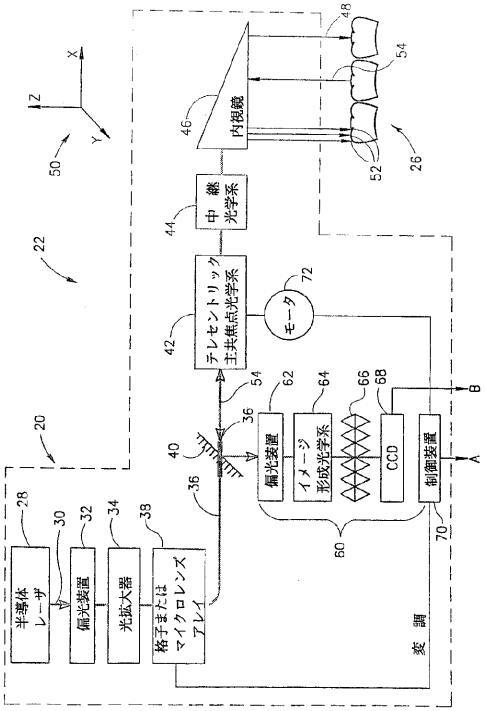
【図２】　本発明の１実施形態による装置のブロック図による概略図（図１の続き）。

【図３】　本発明の１実施形態によるプローブ部材の上面図と、通過する幾つかの例示的な光線を示しているその上面図の線II－IIに沿った縦断面図。

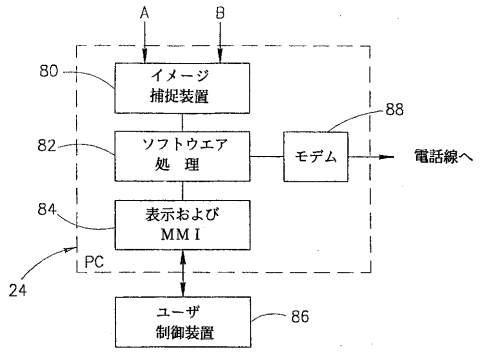
【図４】　プローブ部材の別の実施形態の概略図。

【図５】　親光ビームと、各入射光ビームがそれぞれ異なる光エミッタから発生する幾つかの光成分とからなる１実施形態の概略図。

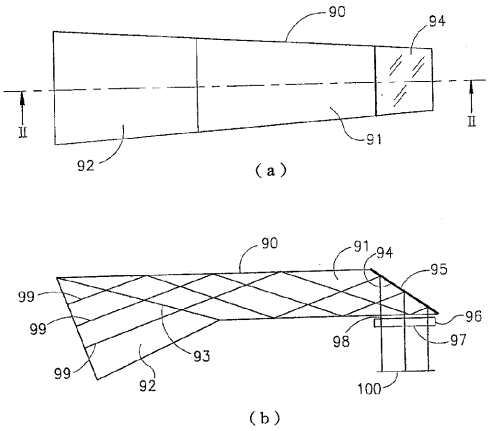
【図１】



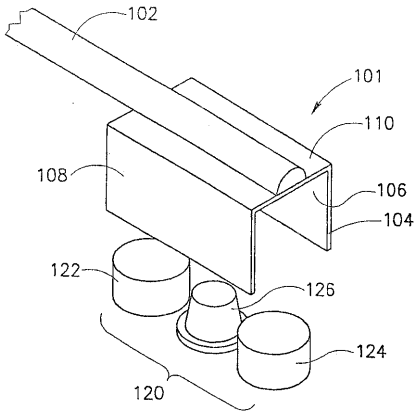
【図２】



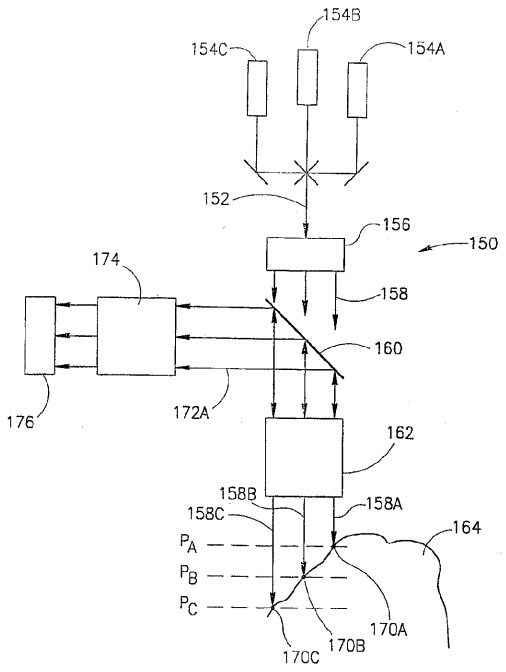
【図３】


90
94
II
II
91
92
(a)
90
91
94
95
99
99
99
96
98
97
93
92
100
(b)

【図４】


102
101
110
108
106
104
122
126
124
120

【図５】


154B
154C
154A
152
156
150
174
158
160
176
172A
162
158B
158A
158C
164
P_A
P_B
P_C
170A
170B
170C

フロントページの続き

(72)発明者　グラサーインバリ、イサイア
イスラエル国、５３２３０　ギバタイム、ハシュナイム・ストリート　２４

審査官　岡田　卓弥

(56)参考文献　米国特許第４５７５８０５（ＵＳ，Ａ）
国際公開第９８／２５１７１（WO，Ａ１）
特開平１０－９８２７（ＪＰ，Ａ）
特開平７－２２９７２０（ＪＰ，Ａ）
特開平７－１８１０２３（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
G01B11/00-11/30
A61C19/04