

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-246899

(P2010-246899A)

(43) 公開日 平成22年11月4日(2010.11.4)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/24	2 F 0 6 5
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 T	4 C 0 5 2
A 6 1 C 19/04 (2006.01)	A 6 1 C 19/04 Z	4 C 0 6 1
G 0 1 B 11/25 (2006.01)	G 0 1 B 11/25 H	

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2010-56981(P2010-56981)
 (22) 出願日 平成22年3月15日(2010.3.15)
 (31) 優先権主張番号 12/424,562
 (32) 優先日 平成21年4月16日(2009.4.16)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 507224587
 ケアストリーム ヘルス インク
 アメリカ合衆国 ニューヨーク ロチェス
 ター ベローナ ストリート 150
 (74) 代理人 100075258
 弁理士 吉田 研二
 (74) 代理人 100096976
 弁理士 石田 純
 (72) 発明者 リャン ロンガン
 アメリカ合衆国 ニューヨーク ペンフィ
 ールド ミルフォード クロッシング 1
 6

最終頁に続く

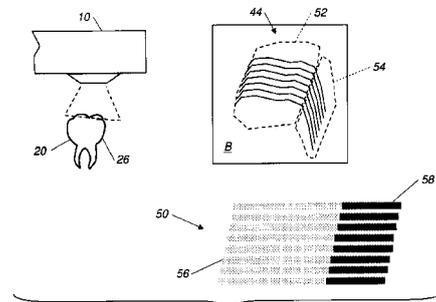
(54) 【発明の名称】 偏光フリンジ投射による歯牙表面撮像

(57) 【要約】

【課題】 歯牙表面に被覆層を形成することなく歯牙表面の輪郭を正確に撮像できる装置及び方法を提供する。

【解決手段】 約350~500nmの波長域に属する照明光に口腔内撮像装置10のフリンジパターン発生器で所定空間周波数のフリンジパターン50を付与し、偏光器で直線偏向させた後に投射レンズを介し歯牙20に向け照射する。歯牙20の表面又は内部で反射又は散乱された光を撮像レンズで検出光路上に取り込み、その光路上にあり偏光器のそれに対し平行な又は直交する偏光透過軸を有する検光器を介し検出器に入射させ、その検出器で画像データ(44)を取得する。制御論理プロセッサは、パターン50上的一部分又は複数部分56,58に亘り強度を調整する動作を、検出器の出力からもたらされる画像データに基づき、所与の指令乃至指令群に従い実行する。

【選択図】 図8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

約 350 ~ 500 nm の波長域に属する照明光に所定空間周波数のフリンジパターンを付与しフリンジパターン照明光として出射するフリンジパターン発生器と、

そのフリンジパターン照明光が辿る光路上にありその偏光透過軸が第 1 方向を向いている偏光器と、

その偏光器を経たフリンジパターン照明光を歯牙に入射させる投射レンズと、

その歯牙の表面又は内部で反射又は散乱された光又はその一部を検出光路上に取り込む撮像レンズと、

検出光路上にありその偏光透過軸が第 2 方向を向いている検光器と、

検出光路及びその上の検光器を経た光を検出する画像データ取得用の検出器と、

フリンジパターン発生器で付与されるフリンジパターンの一部分又は複数部分に亘り強度を調整する動作を、検出器の出力からもたらされる画像データに基づき、所与の指令乃至指令群に従い実行する制御論理プロセッサと、

を備える口腔内撮像装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の口腔内撮像装置であって、第 1 方向と第 2 方向が互いに平行であり又は直交する口腔内撮像装置。

【請求項 3】

請求項 1 記載の口腔内撮像装置であって、フリンジパターン発生器が、格子、空間光変調器又はフリンジパターン発光型の光源を有する口腔内撮像装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、構造化照明光を用いた診断用撮像手法、特にフリンジ投射撮像により歯牙表面等の構造を捉える三次元撮像手法に関する。

【背景技術】**【0002】**

フリンジ投射撮像は、ある種のパターンを呈する照明光（構造化照明光）を使用し各種被検体の表面輪郭情報を取得する技術である。この技術では、まず、複数本の直線等からなる干渉縞、格子等のパターン（フリンジパターン）を被検体表面に向け所定方向から投射する。次いで、投射したパターンを投射方向とは別の方向から撮像することで、三角測量の原理によりその被検体の輪郭線を示す画像（輪郭画像）を取得する。その輪郭線の形状を解析することで、被検体の表面形状についての情報を得ることができる。更に、このフリンジ投射撮像を実行する際には位相シフトがその一部として実行されることが多い。位相シフトとは、フリンジパターンの投射位置を撮像のたびに少しずつ変化させていく処理のことである。これを実行することで、被検体表面を網羅的に且つ高解像度で調べることができる。

【0003】

しかしながら、フリンジ投射撮像を好適に利用できるのは、被検体が固形物でその不透明度が十分に高いとき、例えば、不透明な人身器官の表面輪郭を調べたいときや、皮膚構造の詳細データを取得したいときであり、技術的障害が幾つかあるため歯牙表面を好適にフリンジ投射撮像するのは難しい。歯牙表面を好適にフリンジ投射撮像できないのは、一つには歯牙が半透明であるためである。よく知られているように、半透明物質やそれに近い透明度の物質をフリンジ投射撮像すると様々な問題が発生する。例えば、半透明物体で形成されている物体を照明すると、その表面下部分で顕著な散乱が発生するため、総 S/N（信号対雑音）比低下及び光強度シフトが生じて高さデータが不正確になる。更に、歯牙表面の諸部位で高レベル反射が生じることも問題である。被検体が高反射性物質で形成されている場合（特にその被検体が中空の場合）には、この種の撮像でのダイナミックレンジを確保するのが難しい。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 4 】

また、フリンジ投射撮像では一般に総コントラストが貧弱になる。その主因はノイズであるため、フリンジ投射撮像システムの多くで、輪郭画像内ノイズ量抑制によるコントラスト向上手段が採られている。即ち、フリンジ投射撮像による被検体表面形状計測を正確に行えるよう、被検体表面からの直接反射光を受け入れるが被検体表面下の構造乃至物質による反射光は退ける、といった手段が採られている。こうした手段は半透明被検体の三次元表面走査向きであるとされており、口腔内撮像に際してもこれと同様の策を採ることができる。

【 0 0 0 5 】

こうした策が必要になるのは、そもそも、歯牙表面それ自体が、フリンジ投射撮像にとり妨げとなる種々の光学的問題を抱えているからである。まず、歯牙は前述の通り半透明であるため、照明光のうち歯牙表面下に浸透した光が歯牙形成物質によって顕著に散乱される。更に、歯牙表面下にある不透明な凹凸で照明光が反射される分、ノイズが増して受光信号の質が損なわれるため、歯牙表面輪郭を調べるための解析処理が面倒になる。

10

【 0 0 0 6 】

これに対処し歯牙表面をフリンジ投射撮像可能にするには、歯牙表面に何らかの被覆を付着させて反射特性を変化させればよい。そのため、その輪郭の撮像に先立ち歯牙表面に反射性の粉体又は液体、例えば塗料を付着させることで、歯牙の半透明性で生じる諸問題の軽減を図った歯牙輪郭撮像システムが、従来から幾通りも検討されている。こうした策は、歯牙の不透明度を高め前述した散乱の影響を防止又は軽減するという点で、フリンジ投射撮像にも適しているものであるが、問題点も幾つか孕んでいる。まず、反射性の粉体又は液体を付着させる工程が必要になる分、歯牙表面撮像にかかるコスト及び時間が増大する。次に、その粉体又は液体で形成される被覆層の厚みが歯牙表面の諸部位間で均一でないと、それによる計測誤差が発生する。そして、より重要なことに、歯牙表面撮像のためであれそうした被覆層を形成してしまうと、齲蝕（虫歯）個所が隠される等、欲しい情報が得られなくなりかねない。

20

【 0 0 0 7 】

更に、歯牙表面に被覆等の処理を施しても満足のいく撮像結果が得られるとは限らない。これは、歯牙が特徴的な輪郭を有しているため、歯牙表面に照明光を浴びせその面からの反射光を検知する際に、その反射光の強度を面全体に亘り十分に高くすることが難しいからである。即ち、歯牙表面はその向きが互いに約90°異なる複数の面で構成されているので、それらの面全てに十分な量の光を浴びせて正確に撮像するのは難しい。

30

【 0 0 0 8 】

なお、構造化照明光を用い表面輪郭を調べるプロファイリング法を歯牙表面に適用し、歯牙表面撮像に関わる諸問題を軽減しようという試みは、これまでも多々なされている。例えば、特許文献1（名称：歯牙三次元精査方法及び光学プローブ(Optical Probe and Method for the Three-Dimensional Surveying of Teeth)、発明者：Massen et al.）には、複数本のストライプからなるパターンをLCDマトリクスで発生させ、それを歯牙表面上に投射する手法が記載されている。同様の手法は特許文献2（名称：三次元撮像カメラ用フロントエンド(Front End for 3-D Imaging Camera)、発明者：O'Keefe et al.）にも記載されている。特許文献3（名称：口腔内走査方法及び偏向マルチプレクサ(Polarizing Multiplexer and Methods for Intra-Oral Scanning)、発明者：Trissel）には、歯牙表面に蛍光性の被覆層を形成し、偏光を利用し三角測量の原理に従い歯牙表面輪郭をプロファイリングする手法が記載されている。同様に、特許文献4（名称：歯科用に適した表面構造記録用三次元カメラ(3-D Camera for Recording Surface Structures, In Particular for Dental Purposes)、発明者：Pfeiffer et al.）には、その表面に不透明粉体を付着させてから歯牙を撮像し、三角測量の原理でプロファイリングする歯科撮像装置が記載されている。

40

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

50

【 0 0 0 9 】

【特許文献 1】米国特許第 5 3 7 2 5 0 2 号明細書

【特許文献 2】米国特許出願公開第 2 0 0 7 / 0 0 8 6 7 6 2 号明細書

【特許文献 3】米国特許第 7 3 1 2 9 2 4 号明細書

【特許文献 4】米国特許第 6 8 8 5 4 6 4 号明細書

【特許文献 5】米国特許出願公開第 2 0 0 7 / 0 1 6 5 2 4 3 号明細書

【特許文献 6】米国特許第 6 1 4 4 4 5 3 号明細書

【特許文献 7】米国特許第 6 3 6 9 8 9 9 号明細書

【非特許文献】

【 0 0 1 0 】

10

【非特許文献 1】T. Chen, H. Lensch, C. Fuchs, H. Seidel, "Polarization and Phase-Shifting for 3-D Scanning of Translucent Objects", Proceedings of IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), June 2007, pp.1-8

【非特許文献 2】C. Reich, R. Ritter, J. Thesing, "3-D shape measurement of complex objects by combining photogrammetry and fringe projection", Opt.Eng.39(1), January 2000, pp.224-231

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 1 】

20

本発明の目的の一つは、歯牙表面の輪郭を正確に撮像することができる装置及び方法、特に歯牙表面への被覆層付加等歯牙表面状態の調整が不要なため歯牙修復をより迅速に行うことができ、しかも、歯牙表面のプロファイリングにより型等を製作してクラウン、インプラント等の歯牙修復/代替材を製作していた従来手法に比べ便利で低コストな装置及び方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 2 】

このような目的を達成し、画像診断特に口腔内撮像の分野に進歩をもたらすため、本発明の一実施形態に係る口腔内撮像装置は、(1)約 350 ~ 500 nm の波長域に属する照明光に所定空間周波数のフリンジパターンを付与しフリンジパターン照明光として出射するフリンジパターン発生器と、(2)そのフリンジパターン照明光が辿る光路上にありその偏光透過軸が第 1 方向を向いている偏光器と、(3)その偏光器を経たフリンジパターン照明光を歯牙に入射させる投射レンズと、(4)入射先歯牙の表面又は内部で反射又は散乱された光又はその一部を検出光路上に取り込む撮像レンズと、(5)検出光路上にありその偏光透過軸が第 2 方向を向いている検光器と、(6)検出光路及びその上の検光器を経た光を検出する画像データ取得用の検出器と、(8)フリンジパターン発生器で付与されるフリンジパターンの一部分又は複数部分に亘り強度を調整する動作を、検出器の出力からもたらされる画像データに基づき、所与の指令乃至指令群に従い実行する制御論理プロセッサと、を備えることを特徴とする。

30

【 0 0 1 3 】

40

なお、本装置における第 1, 第 2 方向は互いに平行としてもよいし、互いに直交させてもよい。フリンジパターン発生器は、格子、空間光変調器又はフリンジパターン発光型の光源を備える構成にするとよい。その空間光変調器はデジタルマイクロミラーデバイス(DMD)や液晶デバイス(LCD)で実現することができる。また、アクチュエータを設けて偏光器又は検光器を駆動し、約 90° の角度差がある二通りのポジション間でそのポジションを変化させる構成にしてもよいし、検光器として偏光ビームスプリッタを使用する一方で検出器として偏光ビームスプリッタ透過光を受光する第 1 検出器及び偏光ビームスプリッタ反射光を受光する第 2 検出器を使用する構成にしてもよい。約 350 ~ 500 nm の波長域に属する光を透過させるフィルタを検出光路上に設けるとよい。

【 0 0 1 4 】

50

また、本発明の一実施形態に係る歯牙表面画像取得方法は、(1)歯牙表面上の一部について明域及び暗域を含む基準画像を取得するステップと、(2)暗域に送られる照明光の強度が明域に送られる照明光の強度より高くなるよう、且つ明域でも暗域でも同一の空間周波数になるよう、一通り又は複数通りのフリンジパターンを発生させ、そのフリンジパターンを伴う照明光を歯牙表面上に入射させるステップと、(3)そのフリンジパターンの足跡像を撮像して1個又は複数個の画像を取得するステップと、を有することを特徴とする。

【0015】

なお、本方法における基準画像取得ステップには、歯牙表面に向けて構造化照明光を送り出すステップ、偏光器又は検光器の偏光透過軸を変化させるステップ、偏光ビームスプリッタを経た光を取得するステップ等のサブステップを含めることができる。また、本方法におけるフリンジパターン発生投射ステップには、約350～500nmの波長域に属する照明光を変調するステップ、偏光を変調するステップ、空間光変調器を使用してフリンジパターンを発生させるステップ、その投射先の空間的位置をシフトさせつつ複数通りのフリンジパターンを発生させるステップ等のサブステップを含めることができる。それらのうち投射先シフトステップには、フリンジパターン周期の整数分の1ずつシフトさせるステップを含めることができる。

10

【0016】

そして、本発明の一実施形態に係る口腔内撮像装置は、(1)照明光を空間光変調器に通し複数の構成図形からなる所定空間周波数のフリンジパターンを付与することでフリンジパターン照明光を発生させるフリンジパターン発生器と、(2)そのフリンジパターン照明光が辿る光路上にありその偏光透過軸が第1方向を向いている偏光器と、(3)その偏光器を経たフリンジパターン照明光を歯牙表面上に入射させる投射レンズと、(4)入射先歯牙の表面又は内部で反射又は散乱された光又はその一部を検出光路上に取り込む撮像レンズと、(5)検出光路上にありその偏光透過軸が第2方向を向いている検光器と、(6)検出光路を経た光を検出する画像データ取得用の検出器と、(7)検出光路上にあり約350～500nmの波長域に属する光を透過させそれ以外の光は減衰させるフィルタと、(8)フリンジパターン発生器で発生させるフリンジパターンの一部分又は複数部分の強度を調整する動作を、検出器の出力からもたらされる画像データに基づき、所与の指令乃至指令群に従い実行する制御論理プロセッサと、を備えることを特徴とする。

20

30

【発明の効果】

【0017】

このように、本発明の諸実施形態に係る装置及び方法によれば、相応の偏向状態及び波長を有するフリンジパターン照明光に区画毎の輝度変化を付け、その光が照射されている歯牙の表面を撮像することができる。そのため、従来の表面撮像手法に比べ低コストで且つ好適に、歯牙表面を撮像することができる。特に、従来の表面撮像手法と異なり、その撮像に先立ち歯牙表面に粉体等の不透明物質を付着させる必要がない。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の一実施形態に係る偏光フリンジ投射型口腔内撮像装置の構成を示す模式的ブロック図である。

40

【図2A】本装置で使用する検光器の状態、特に偏光器の偏光透過軸に対しその偏光透過軸が平行な状態を示すブロック図である。

【図2B】同じく偏光器の偏光透過軸に対しその偏光透過軸が直交している状態を示すブロック図である。

【図3A】歯牙への照明光入射で生じる鏡面反射光及び散乱反射光の偏向依存性を示す図である。

【図3B】それらの反射光の相対強度を示す図である。

【図4A】歯牙に無偏光のフリンジパターンを投射したときに得られる輪郭画像の例を示す図である。

50

【図 4 B】歯牙に直線偏光のフリンジパターンを投射し交差偏光を受光したときに得られる輪郭画像の例を示す図である。

【図 4 C】歯牙に直線偏光のフリンジパターンを投射し同一偏光を受光したときに得られる輪郭画像の例を示す図である。

【図 5 A】歯牙に入射した照明光の浸透度の波長依存性を示す図である。

【図 5 B】鏡面反射光及び散乱反射光の相対強度の波長依存性を示す図である。

【図 6】本発明の他の実施形態に係る偏向フリンジ投写型口腔内撮像装置、特に同一偏光と交差偏光を同時に受光可能な装置の構成を示す模式的ブロック図である。

【図 7】本発明の諸実施形態に係る装置を使用した口腔内撮像システムの一例構成を示す模式的ブロック図である。

10

【図 8】凹凸のある面を撮像するとき照明光の一部について輝度を高めてより良好な画像を得る手法を示す模式図である。

【図 9 A】本発明で表面撮像用に生成・投射されるフリンジパターンの一例を示す模式図である。

【図 9 B】本発明で表面撮像用に生成・投射されるフリンジパターンの別例を示す模式図である。

【図 10】本発明で実行される輝度不足補償画像取得手順の例を示す論理フローチャートである。

【図 11】本発明で使用されるフリンジパターン発生器の一例構成を示す模式的ブロック図である。

20

【図 12】本発明の更に他の実施形態に係る偏光フリンジ投射型口腔内撮像装置の構成を示す模式的ブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、上述したものを含め本発明の目的、構成及び効果をより明瞭に示すため、別紙図面を参照しつつ本発明の諸実施形態について具体的に説明する。その説明はあくまで目的、構成及び効果の例示のためのものであり、本件技術分野で習熟を積まれた方々（いわゆる当業者）には自明な通り、本願中に記載がないが本発明で達成可能な目的や、本願中に記載がないが本発明で得られる効果といったものもある。本発明の技術的範囲については別紙特許請求の範囲の記載を参照されたい。更に、別紙図面における縮尺は部材間で同一とは限らない。これは、これらの図面が本発明の諸実施形態における光路、動作原理及び部材間関係を示すためのものであり、そのサイズや寸法比を正確に示すためのものではないからである。従って、基本構造や動作原理を明示する上で重要な部分のように、図面上で強調されている部分がある反面、本発明の実施に必要な部材であっても、パワー供給部材、外装部材、光学系実装保護部材等のような既存の周辺部材については、本発明についての説明を簡明化するためその図示が省略されている。そして、別紙図面及び以下の説明では、同様の構成部材に対して同様の参照符号を付すと共に、一度説明した構成部材、配置、部材間関係等についての再説明はできるだけ行わないようにしている。

30

【0020】

また、本願では、構造化照明光のうちフリンジ投射撮像による表面撮像に使用できるものを指して「フリンジパターン照明光」と称している。フリンジパターンそれ自体は直線、円、曲線等といった図形を複数個含むパターンである。それらのパターン構成図形は、照明先の面上に所定空間周波数で分布し所定周期で繰返し出現する。また、本願では、そうした構造化照明光の照射で歯牙上に発生する足跡像（フリンジパターンの映り込み）の構成要素、例えば輝線の幅がその長手方向沿いの複数部分間でほぼ均一で $\pm 15\%$ 以内のずれに留まっている場合に、その要素が実質的に「均等形状」とであると称している。後に詳述する通り、構造化照明光の照射で発生する足跡像上で、パターン構成要素が実質的に均等形状でないと、その足跡像では空間周波数が均一に保たれない。

40

【0021】

まず、先に背景技術の欄で述べた通り、従来手法には、様々な問題があつて歯牙組織

50

を好適にフリンジ投射撮像することができない、という難点がある。これから説明する諸実施形態の装置及び方法では、フリンジパターン照明光で投射撮像を実行する際に生じる諸問題に対処するため、望ましい光特性を選別的に利用すると共に、歯牙表面のうち起伏に富んだ部分にも好適に照明光を照射できるようにしている。

【0022】

図1に、本発明の一実施形態に係る口腔内撮像装置10のブロック構成を模式的に示す。この装置10は歯牙20の表面輪郭情報を取得する装置であり、それに使用する構造化照明光をフリンジパターン発生器12の動作で発生させている。発生させる構造化照明光はフリンジパターン照明光であり、偏光器14及び投射レンズ16を介し歯牙20に入射されている。歯牙20ではこの照明光を反射し又は散乱させる。それにより生じる鏡面反射光や散乱反射光の一部は、撮像レンズ22及び検光器28を介し、検出光路88上の検出器30によって受光されている。検出器30はレンズ22の像面に位置しており、制御論理プロセッサ34はその検出器30から情報のフィードバックを受けている。プロセッサ34は、このフィードバック情報を含む種々のデータに基づき発生器12を動作させる。この動作については後に詳述する。

10

【0023】

その制御論理プロセッサ34には、フリンジ投射撮像に関わる機能として位相シフト機能が備わっている。これは、フリンジパターン投射位置を漸進的にシフトさせつつ検出器30を作動させ、それによって得られた画像から歯牙表面についての三次元情報を導出する、という機能である。被検体表面についての三次元情報を導出するには、通常は少なくとも3枚の画像が情報として必要であるため、フリンジパターン投射位置は、それらの画像群が得られるようフリンジパターン周期の1/3ずつシフトさせるのが普通である。プロセッサ34、例えばコンピュータ、マイクロプロセッサ等の専用論理処理装置は、予め与えられている指令群(プログラム)に従いこうした位相シフト付フリンジ投射撮像を実行させる。

20

【0024】

更に、本実施形態の口腔内撮像装置10では、歯牙20の表面を撮像するのに偏光を使用している。即ち、フリンジパターン発生器12で発生させたフリンジパターン照明光を偏光器14に通すことで、直線偏向されたフリンジパターン照明光を歯牙20に入射させている。その光の一部は、歯牙20による反射乃至散乱を経て検出光路88に入り、その光路88上にある検光器28を経て検出器30に到達する。検光器28における偏光透過軸の方向(第2方向)は、偏光器14における偏光透過軸の方向(第1方向)に対し平行な方向にすることも、或いはそれと直交する方向にすることもできる。例えば、第1、第2方向を互いに平行にした場合、歯牙20に入射したフリンジパターン照明光の偏向状態と同じ偏向状態の光が、検出器30によって受光されることとなる。更に、アクチュエータ18を使用し検光器28を回動させることで、随時、検光器28の姿勢を二通りのポジション間で切り替えることもできる。それらのポジションのうち、

30

(a) 第2方向が第1方向に対し平行なポジションのことを同一偏光ポジション又は平行偏光ポジションと呼ぶ。図2Aに、検光器28が同一偏光ポジションにあるときの偏光透過軸の向きを示す。検光器28がこのポジションにあるとき検出器30で受光されるのは、歯牙20の表面で生じる鏡面反射光、歯牙20のエナメル層表層部で生じる散乱反射光の大部分、並びに歯牙20の内奥部で生じる散乱反射光の一部である。このポジションでは、他のポジションに比べコントラストが良好になる。また、

40

(b) 第2方向が第1方向に対し直交するポジションのことを交差偏光ポジション又は直交偏光ポジションと呼ぶ。図2Bに、検光器28が交差偏光ポジションにあるときの偏光透過軸の向きを示す。このポジションを使用した場合、歯牙表面からの鏡面反射光を抑圧し、歯牙内部からの散乱反射光をより多く受光することができる。

【0025】

一般に、撮像システムのセンサで歯牙を撮像するときそのセンサで捉えうる光としては、(i) 歯牙表面で反射された光、(ii) 歯牙表層部で散乱又は反射された光、並びに

50

(i i i) 歯牙内奥部で散乱された光がある。ここでいう「歯牙表層部」とは、歯牙構造のうち歯牙表面から数百 μm 以内にある部分のことである。これらの光のうち、歯牙表面で生じる鏡面反射光 (i) の偏向状態は入射光と変わらないが、入射光が歯牙内部に伝搬するにつれその偏向状態が崩れるため、他の光 (i i) , (i i i) の偏向状態はより無偏光に近くなっている。また、不都合なことに、フリンジパターン照明光の一部は歯牙表面の高反射率部分に入射するので、従来と同じく歯牙 20 からの光を全て受光するのでは、鏡面反射光 (i) の影響で検出器 30 が飽和し好適な検出を行えなくなってしまう。他方、発明者の知見によれば、照明光の偏向状態は表層部散乱光 (i i) でも割合とよく保たれる。特に、青色光等の短波長光で歯牙 20 を照明した場合、エナメル層表層部で生じる散乱反射光は、大部分、照明光や鏡面反射光 (i) とほぼ同じ偏向状態になる。そこで、本実施形態では、鏡面反射光 (i) 及び表層部散乱光 (i i) 双方の少なくとも一部を使用することとし、歯牙内奥部散乱光 (i i i) は退けるようにしている。

10

【 0 0 2 6 】

図 3 A に、歯牙表面直下で生じた表層部散乱光の本実施形態における利用形態を示す。図中、P 0 は歯牙 20 に照射される狭ビームの偏光である。P 1 はその照明光 P 0 の一部が歯牙表面で鏡面反射されて生じる反射光であり、この鏡面反射光 P 1 の偏向状態は照明光 P 0 の偏向状態と同一になっている。P 2 は照明光 P 0 の残りの部分が歯牙内部に浸透して散乱し無偏光に近づいたものであり、この散乱反射光 P 2 の一部は歯牙表面の照明部位近傍から出た後図 1 中の検出器 30 に到達する。

20

【 0 0 2 7 】

照明光 P 0 はフリンジパターンを呈する構造化照明光であるので、その照明光 P 0 で歯牙を照明した場合、歯牙表面にそのフリンジパターンの空間的“足跡像”が現れる。その足跡像に現れる図形の寸法は、投射したフリンジパターンを構成する図形の寸法（例えば直線の幅）で左右される。ここで注目すべきことは、鏡面反射光 P 1 による足跡像に比べ、散乱反射光 P 2 による足跡像の方が、構成図形寸法が大きめになる（にじむ）ことである。例えば、照明光 P 0 に付与されているフリンジパターンが、互いに平行で所定の太さを有する複数本の直線で構成されている場合、鏡面反射光 P 1 による足跡像中の直線は、照明光 P 0 で投射されたフリンジパターン中の直線とほぼ同じ太さになる。これに対し、散乱反射光 P 2 の一部は歯牙内奥部で散乱された光であるため、その光 P 2 による足跡像中の直線は、照明光 P 0 で投射されたフリンジパターン中の直線及び鏡面反射光 P 1 による足跡像中の直線よりも太くなる。即ち、歯牙表面からの鏡面反射光 P 1 による足跡像と、歯牙内奥部での散乱分を含む散乱反射光 P 2 の足跡像との間には、図 3 B のグラフに示すような違いが生じる。従って、計測誤差の発生を抑えるには、歯牙内奥部散乱光を検出器 30 にできるだけ到達させない方がよい。そのため、本実施形態では、偏向状態を弁別に利用し、歯牙表面からの鏡面反射光 P 1 を歯牙内奥部散乱光から分離させることで、歯牙内奥部散乱光を検出器 30 に到達させないようにしている。しかも、散乱反射光 P 2 の一部を引き続き受光することができる。

30

【 0 0 2 8 】

図 4 A ~ 図 4 C に、投射したフリンジパターンは同じだが歯牙 20 から受光して処理する光が異なる場合に、その撮像で得られる輪郭画像に生じる相違を示す。これらは歯牙 20 のフリンジ投射撮像で得られる画像であり、図 4 A は無偏光受光時の、図 4 B は交差偏光受光時の、そして図 4 C は同一偏光受光時の輪郭画像を例示している。図 4 B の画像は図 4 A の画像に比べ貧弱で鏡面反射が現れておらず、図 4 C の画像はコントラストが強く鏡面反射による高輝度エリアを含んでいる。これらの画像から読み取れるように、交差偏光を遮蔽し検出器 30 に届かないようにすることで、輪郭画像中に現れるパターンのコントラストを強めることができる。

40

【 0 0 2 9 】

本実施形態では、更に、偏向状態の違いを有効利用するのに加え、歯牙 20 で生じる反射光の量はその歯牙 20 に入射する照明光の波長に依存することも有効利用している。例えば、図 5 A に示すように、三通りの波長成分（波長 1 ~ 3）を含む照明光を歯牙 2

50

0に入射させたとする。更に、波長 1が約350~500nm域内の近紫外又は青色波長、波長 2が約500~700nm域内の緑色波長、波長 3が700nm超の赤色又は赤外波長であるとする。この場合、歯牙20への浸透深さを比べると、最短波長 1の光が最も浅く、中庸波長 2の光は中庸で、最長波長 3の光が最深となる。歯牙20内の散乱の度合いは浸透深さに左右されるので、波長差による浸透深さの違いは、図5Bのグラフに示すように、歯牙表面上の足跡像の違いとなって現れる。具体的には、長い波長ほど足跡像がにじむため大きな計測誤差を発生させる。こうしたことから、本実施形態では、フリッジパターン発生器12で発生させるフリッジパターン照明光を、歯牙内部への浸透が最も少ない波長 1、即ち約350~500nmの波長域に属する青色光又は近紫外光としている。

10

【0030】

また、本実施形態の口腔内撮像装置10では、フリッジパターン発生器12の一部として空間光変調器を使用している。後に詳述するように、空間光変調器を利用してフリッジパターンを発生させることで、偏光によるフリッジパターンの投射位置を適宜シフトさせることができる。即ち、偏光を用いたフリッジ投射撮像中に、フリッジパターンそのものを少なくとも一通り、好ましくは複数通りの別のポジションへとシフトさせることができる。無論、精細な漸増運動を引き起こせる圧電アクチュエータ等のアクチュエータ(図示せず)をフリッジパターン発生器12内に別途設けることでも、こうしたフリッジパターン投射位置シフト動作は実行することができる。しかし、フリッジパターン発生器12内に空間光変調器があれば、そうしたシフト動作を電子的に、即ちフリッジパターン発生器12内での機械的な部材運動無しで実行することができる。更に、本実施形態の装置10では、図1に示したアクチュエータ18で偏光器14又は検光器28のポジションを90°回動させて同一偏光、交差偏光双方を受光することができるが、偏光透過軸の回動も、LCD等を用いた空間光変調器で実行することができる。

20

【0031】

図6に、本発明の他の実施形態に係る口腔内撮像装置40の構成を示す。この装置40では、撮像の合間に偏光器14や検光器28を回動させることなく、同一偏光、交差偏光双方を受光することができる。それは、歯牙20から返ってくる鏡面反射光及び散乱反射光のうち同一偏光が検出器30b方向に反射され、交差偏光が検出器30a方向に透過されるよう、偏光ビームスプリッタ36で分離動作を実行しているためである。ここに、同一偏光及び交差偏光は、共に歯牙20の表面又は表層部についての情報をもたらすものであるが、どちらを受光するかでその情報の種類が異なってくる。この図の装置40のように、検光器28や偏光器14を機械的に動かすことなく両偏光を受光できるようにすれば、同一偏光画像、交差偏光画像を同時に取得しその組合せによる良質な表面輪郭データを得ることができる。なお、本実施形態及び前掲の実施形態における検出器30、30a及び30bとしては、様々な種類の画像センシングアレイ、例えばCCDデバイスを使用することができる。偏光器14及び検光器28としては、例えばワイヤグリッド型等のタイプを使用することができる。

30

【0032】

図7に、前掲の口腔内撮像装置10がプローブとして組み込まれた口腔内撮像システム42を示す。このシステム42では、制御論理プロセッサ34が、有線又は無線のデータ通信チャンネルを介しプローブ10と通信して投射フリッジ撮像の結果を取得し、同一偏光の受光で得た画像、交差偏光の受光で得た画像、或いはその双方を(処理して)出力する。例えば、その画像を表すデータをファイル化して保存し、或いはその画像を表示装置38の画面上に表示させる。このように、本発明の諸実施形態に係る撮像装置は、看者の口腔内に容易に差し込めるよう、また看者に対し不快感を(ほとんど)及ぼさないよう、手で操作可能なプローブにして口腔内撮像システムに組み込むことができる。

40

【0033】

図8に、歯牙20に対する照明上の問題を示す。背景技術の欄で述べた通り、歯牙20の表面を形成している面同士は、割合に急な角度(割合に高い曲率)で接続しているので

50

、それらの面全てに十分な量の照明光を浴びせるのは難しいことである。一部の面、例えば裏面 26 に十分な量の照明光が届かないと、情報が足りず歯牙 20 の三次元形状情報を得ることができなくなる。例えば、口腔内撮像装置 10 で均一強度のフリンジパターン照明光を発生させ、その照明光で歯牙 20 を照明したとする。その結果、図中の囲み B 内に示すようなフリンジパターン足跡像 44 が現れたとする。この場合、足跡像 44 のうち歯牙 20 の頂面に位置する部分は明るくなるので（明域 52）、その部分における三次元輪郭を十分に検出できるが、歯牙 20 の裏面 26 に位置する部分は暗くなるので（暗域 54）、その部分における三次元輪郭はよくても大雑把な推定しかすることができない。

【0034】

これに対し、本発明の諸実施形態では、従来のフリンジ投射撮像法で生じるこうした輝度不足を補償することができる。これは、フリンジパターン照明光の強度に関し、照射先の部位毎に差を付けるからである。図 8 中の 50 はその際に使用するフリンジパターン照明光の例である。この照明光 50 に付与されているフリンジパターンは、その強度が互いに異なる複数の区画 56, 58 を含んでいる。そのうち薄い線で図示されている方の区画 56 は歯牙頂面上に投射される区画であり、この区画 56 における光強度（第 1 光強度）は歯牙頂面の表面輪郭を好適に撮像できる値に設定乃至制御されている。また、濃い線で図示されている方の区画 58 は同じ歯牙 20 の裏面 26 に投射される区画であり、この区画 58 における光強度（第 2 光強度）は歯牙裏面 26 の表面輪郭を好適に撮像できる値に設定乃至制御されている。第 1 光強度よりも第 2 光強度の方が高い。注意して頂きたいのは、この照明光 50 の照射で歯牙 20 の表面上に発現する足跡像の寸法的要素、例えばパターン構成図形の形状、寸法及び相互間隔がその図形上のどの部位でも一定になり、そのパターンにおける空間周波数が一定に保たれることである。即ち、この照明光 50 でもたらされる足跡像では、パターン構成図形が均等形状で、区画 56 に対応する部分でも区画 58 に対応する部分でもその寸法や相互間隔（周期）は変わらない。肝要なのは、パターン構成図形たる直線上の区画 56, 58 間で光強度が違っていること、即ち照明光 50 に付与されているフリンジパターン上の所要区画 58 で光の相対強度が高められていることである。なお、図示例では、その光強度が異なる区画が照明光 50 のフリンジパターン上に 2 個（56, 58）あるが、そうした区画の個数はまた別の個数になることもある。その場合でも、そのパターンを構成する図形例えば直線の幅やそのパターンの空間周波数は一定に保たれる。

【0035】

こうしてフリンジパターン構成図形を均等形状に保ち、その空間周波数を保つことは、撮像野全体に亘り解像度が均一になるという点で、表面輪郭の撮像上有益なことである。これまでに提案されている手法のなかには、フリンジパターンを構成する線の一部区画を太くする等、パターン乃至その構成図形の寸法を変化させる手法もあるが、そうした手法を使用すると、足跡像上での空間周波数が区画毎に異なる値になり、従って撮像で得られる輪郭画像の解像度が不均一になってしまう。仮に、図 8 中のフリンジパターン照明光 50 にて、区画 58 で線を太くしたとしたら、撮像で得られる輪郭画像のうち区画 58 における解像度が低くなってしまおう。そのため、本発明の諸実施形態では、照明光 50 に付与するフリンジパターン中のラインを均等形状に保ちつつ、所要区画（図 8 の例では 58）における光強度だけを高めるようにしている。これにより、暗域 54 に相当する部位での解像度低下を伴うことなく、その部位に照射される照明光を強めることができる。

【0036】

また、図 8 に示した模式例は、歯牙表面上の急角接続（高曲率接続）による輝度の差を二通りの強度（区画 56, 58）の使用で補償する単純な例であるが、図 9 A 及び図 9 B に示すように三通り以上の光強度を使用して補償することもできる。図 9 A に示す例では、照明光 50 に付与されているフリンジパターン上に、その光強度が異なる区画が三通り（56, 58, 66）あり、図 9 B に示す例では四通りある（56, 58, 66, 68）。区画 66 における光強度（第 3 光強度）は第 1 及び第 2 光強度に比べ高く、区画 68 に

10

20

30

40

50

おける光強度（第4光強度）は第1～第3光強度に比べ高い。光強度は個々のパターン構成図形、例えば個別の直線に沿って変化させることができるので、これらの例ではフリンジパターンを構成する直線に沿って変化させている。更に、これらの例では歯牙表面の特定部分（例えば暗域54に相当する部分）向けに光強度を高めているが、それに代え、或いはそれと共に、歯牙表面の他の特定部分（例えば明域52に相当する部分）向けに光強度を低めることも可能である。どのようにするかは口腔内撮像装置10の位置乃至姿勢次第である。例えば、歯牙20の一部で強い鏡面反射が生じる可能性がある場合、照明光50のフリンジパターンのうちその個所に照射される区画の光強度を下げることで、鏡面反射による検出器30等の飽和を防ぐことができる。その場合も、投射するフリンジパターンの一部分又は複数部分で光強度を変えるだけであり、そのパターンを構成する線の太さや空間等、空間周波数を左右する要素は光強度が異なる区画間でも同一にする。

【0037】

更に、図1、図6のいずれに記載の実施形態でも、投射されるフリンジパターンに対しパターン構成要素沿いに光強度変化を付ける動作は、論理制御プロセッサ34によるフリンジパターン発生器12の制御で実行されている。その場合、プロセッサ34は、予め与えられている指令群（プログラム）に従い、発生器12に指令した関連部材に信号を供給する。例えばその発生器12がDM Dであるなら、プロセッサ34は、そのDM Dを構成している可回動ミラーの実効デューティ比をパルス幅変調（PWM）制御しつつ、そのDM Dを介し照明光50を供給する。この制御により、フリンジパターン構成図形の任意区画で光強度を任意時間に亘り増減させることができる。こうした区画選択的照明光強度調整は、DM D以外の光透過型又は光輻射型空間光変調器、例えばLCD空間光変調器でも実行することができる。使用する光変調技術は撮像分野で周知のものでよい。

【0038】

また、図7に示した口腔内撮像システム42では、制御論理プロセッサ34に対し適当なプログラムを与えることで、照明光50に付与されるフリンジパターンの構成図形、例えば直線の区画別光強度を、撮影条件に対し自動的に適合させることができる。図10に、そうした適合的フリンジ撮像の際実行される一連のステップを論理フローチャートにより示す。この図の手順では、まず初期的な基準画像を取得する基準画像取得ステップ60を実行する。例えば、構造化照明光を歯牙表面上に投射して撮像し、それにより得られる輪郭画像を基準画像として取得する。或いは、歯牙表面を均一にフィールド照明して撮像し、それにより得られる従来型の二次元画像を基準画像として取得する。基準画像の解像度はフル解像度でもよいし低解像度でもよい。即ち、基準画像は、歯牙表面の個々の領域でどの程度の反射が生じるかを調べるものであり、撮像結果として使用されるものではないため、フル解像度より低解像度の画像でもよい。

【0039】

この図の手順では、更に、取得した基準画像を解析する解析ステップ64を実行することで、輝度が足りない部位を識別する。歯牙撮像用であるので、このステップ64では歯牙構造についての既知データを有効活用することができる。オペレータは、このステップ64で使用される番号等の情報で、個々の歯牙20を指定、識別することができる。その次に実行するマップ生成ステップ70では、基準画像取得ステップ60で取得してある基準画像に従い、光強度の区画別設定を示すマップを生成する。即ち、照明光50に付与するフリンジパターンの区画別光強度を、例えば図8、図9A、図9B等に記載の如く設定する。その次に実行する撮像ステップ74では、生成したマップに基づきフリンジパターン構成図形の区画間に光強度差を付けた照明光50を用い、図8の要領で撮像して輪郭画像を取得する。この撮像ステップ74の次は、必要に応じループ実行ステップ76を実行し、マップ生成ステップ70以後の動作を1回又は複数回繰り返させる。この繰返しに際し、ステップ76では、フリンジパターン照明光50の照射位置をシフトさせる。従って、ステップ76の実行に伴い第2、第3等々のマップが発生し、その区画間に光強度差があるフリンジパターン照明光50が個々のマップに基づき生成され、その照明光50が第2、第3等々の位置に照射されることとなる。こうした位相シフトを併用しつつ上掲の如

くフリンジ投射撮像を実行すると、歯牙輪郭についてのより精細な情報を得ることができる。例えば、各回の撮像で得られる輪郭画像同士を、撮像分野で周知の手法に従い相互結合させ、詳細な表面構造情報を得ることができる。更に、撮像ステップ74を実行する際、図1中のアクチュエータ18を作動させ、同一偏光(図2A参照)の撮像と交差偏光(図2B参照)の撮像を共に実行することもできる。

【0040】

図11に、本発明の諸実施形態でフリンジパターン発生器12として採用可能な構成の例を模式的ブロック図により示す。図中の部材のうち、光源80は照明光を発生させる部材、光学素子(群)82はその照明光をコンディショニングする光ユニフォマイザ、レンズ素子等の部材、空間光変調器84は光学素子(群)82を介し光源80から供給される照明光にフリンジパターンを付与する部材である。制御論理プロセッサ34は、この変調器84に制御信号を供給することでフリンジパターンを発生させる。また、変調器84は、DMD、LCD等を使用しこの図の如く透過型光変調器アレイ乃至格子として実現することも、またDMD等を使用し反射型のデバイスとして実現することもできる。制御論理プロセッサ34は、初期的な基準画像を取得する際歯牙20から返ってきた光の輝度パターン(図8でいえばフットプリント44)に従い変調器84を制御することで、その構成図形の区画間に光強度差が生じるよう、照明光50にフリンジパターンを付与させる。更に、図中の光源80は、発光ダイオード(LED)、レーザ等の固体光源にしてもよいし、それ以外の種類の光源例えばランプにしてもよい。但し、歯牙表層部から有用な画像情報を得るため、前述の如く350~500nm域内の青色光又は近紫外光を発生させるものを使用する。また、有機LED(OLED)等の発光アレイを使用し、照明光発生とフリンジパターン発生を単一部材で実行するようすれば、別体の光源80は使用する必要がなくなる。

【0041】

図12に、本発明の更に他の実施形態に係る口腔内撮像装置10の構成を模式的に示す。この装置10の検出光路88上にはフィルタ90、例えば350~500nm域内の青色光又は近紫外光を透過させそれ以外の光は減衰させるバンドパスフィルタが配置されている。こうしたフィルタ90を設けると、同じ室内にある他の装置からの漏洩光等、環境的要因に対する不感性が高くなる。しかも、フリンジパターン発生器12内の光源80(図11参照)を、その発光域が350~500nm域の外まで広がる広帯域光源にすることができる。無論、概ね青色光や近紫外光しか輻射しない狭帯域光源も使用可能である。

【0042】

このように、本発明の諸実施形態に係る装置及び方法によれば、光の特性及び空間光変調器の能力を有効活用し、歯牙表面特性のばらつきに応じ個々の区画の光強度に差を付ける適合的フリンジパターン投射を実現しているため、歯牙表面の良質な輪郭画像を得ることができる。また、本発明の諸実施形態に係る装置及び方法によれば、短い波長の光を使用すると共に、偏光の原理を活用しているため、歯牙の半透明性に由来する諸問題を解消乃至緩和することができる。特に、適当な波長及び偏向状態の光を使用し、その光に適当な区画間強度差を付与することで、歯牙表面上の顕著な凹凸による反射光乃至散乱光の違いをより正確に弁別することができる。

【0043】

また、本発明の諸実施形態に係る装置及び方法で得られる歯牙表面の輪郭画像は、様々な形態で活用することができる。例えば、歯牙修復材処理/作成システムに輪郭画像データを入力することや、研究者を含め歯牙修復材製造者の作業を確認するのにその輪郭画像データを利用することができる。そうしたやり方をシステム乃至手順に組み込めば、状況にもよるが歯牙の型を採取する必要性が減り又はなくなるため、歯科医療で発生するコストが全体として低減されることとなる。即ち、本発明の諸実施形態に係る装置及び方法で撮像を行い、その結果を利用することで、より装着具合がよく、歯科医療従事者による調整やフィッティングが(ほとんど)必要のない補綴具を、実現することができる。更に、本発明の諸実施形態に係る装置及び方法は、歯牙、歯茎、咬合等の長期追跡、ひいてはよ

10

20

30

40

50

り深刻な健康問題の防止及び発見に役立てることができる。総じて、本発明の諸実施形態に係る装置及び方法で得られるデータは、患者と歯科医の間のコミュニケーションや、歯科医、スタッフ及び研究者／業者間のコミュニケーションに役立つものである。

【0044】

そして、本発明の諸実施形態に係る装置及び方法によれば、歯牙その他の口腔内被検体の三次元撮像に使用できる口腔内撮像システム、特に特殊粉体等による被覆を歯牙表面に臨時形成する必要がないシステムを実現することができる。しかも、そのシステムでは例えば25～50 μmもの精細さに達する高い解像度を得ることができる。

【0045】

以上、その好適な実施形態を例にして本発明を詳細に説明したが、本発明の思想及び技術的範囲には本願記載の実施形態に修正や変形を施したものも包含されるので、その点をご理解頂きたい。例えば、フリンジパターン発生器の一部として使用する空間光変調器の個数は何個でもよい。従って、本願中での実施形態説明は、いかなる意味でも例示と解すべきものである。本発明の技術的範囲を限定する趣旨のものではない。本発明の技術的範囲は別紙特許請求の範囲に記載されている通りであり、文言上特許請求の記載に該当する範囲内での改変や、その均等範囲内のもは、本発明の技術的範囲に属するものと解すべきである。

【符号の説明】

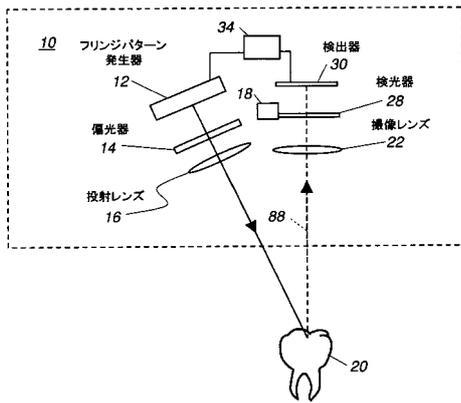
【0046】

10, 40 口腔内撮像装置、12 フリンジパターン発生器、14 偏光器、16 投射レンズ、18 アクチュエータ、20 歯牙、22 撮像レンズ、26 裏面、28 検光器、30, 30a, 30b 検出器、34 制御論理プロセッサ、36 偏光ビームスプリッタ、38 表示装置、42 口腔内撮像システム、44 フリンジパターン足跡像、50 フリンジパターン照明光、52 明域、54 暗域、56, 58, 66, 68 フリンジパターン上の区画、60 基準画像取得ステップ、64 解析ステップ、70 マップ生成ステップ、74 撮像ステップ、76 ループ実行ステップ、80 光源、82 光学素子、84 空間光変調器、88 検出光路、90 フィルタ、B 囲み、P0 照明光、P1 鏡面反射光、P2 散乱反射光、1～3 波長。

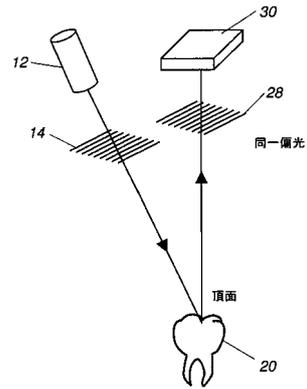
10

20

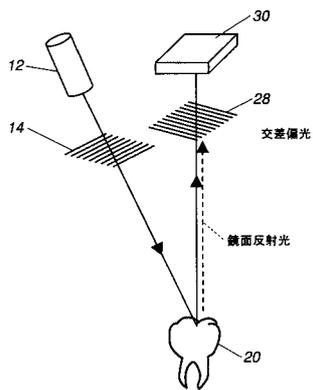
【 図 1 】



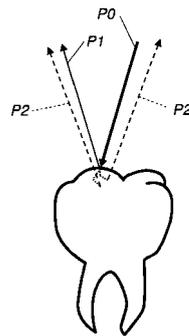
【 図 2 A 】



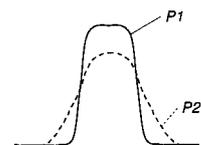
【 図 2 B 】



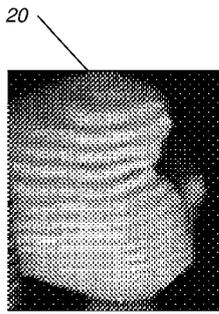
【 図 3 A 】



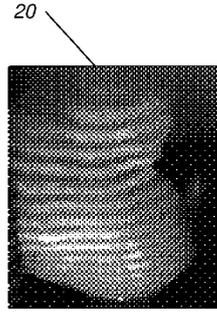
【 図 3 B 】



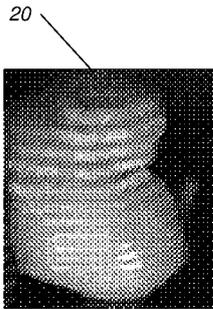
【 図 4 A 】



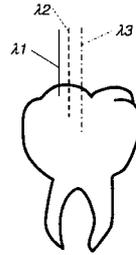
【 図 4 C 】



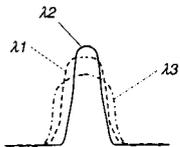
【 図 4 B 】



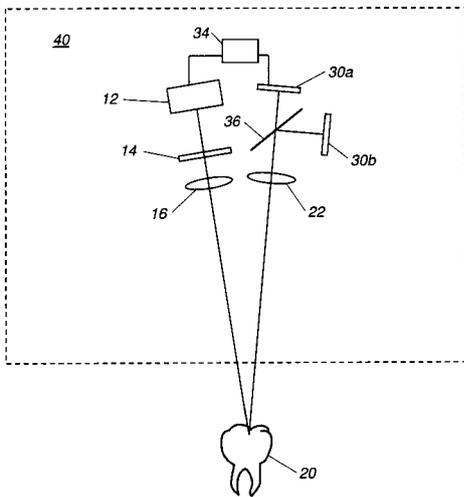
【 図 5 A 】



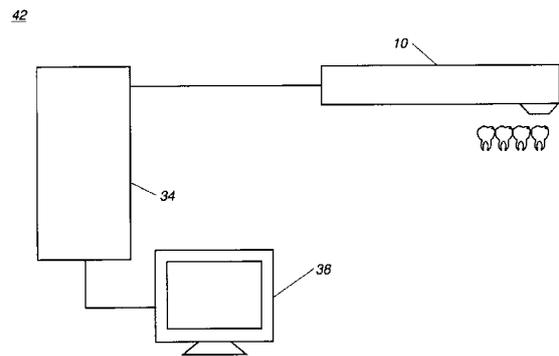
【 図 5 B 】



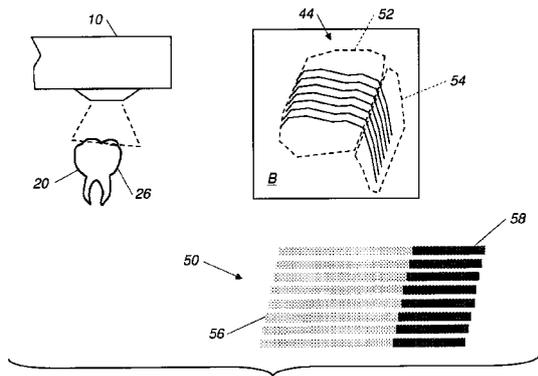
【 図 6 】



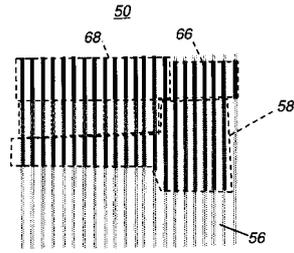
【 図 7 】



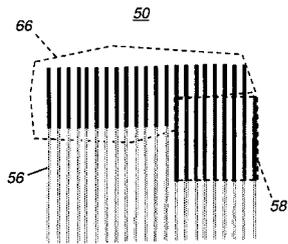
【 図 8 】



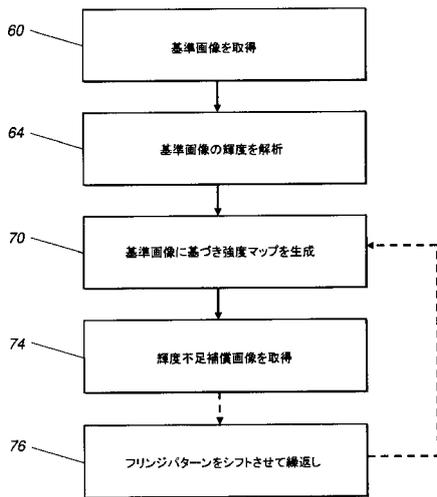
【 図 9 B 】



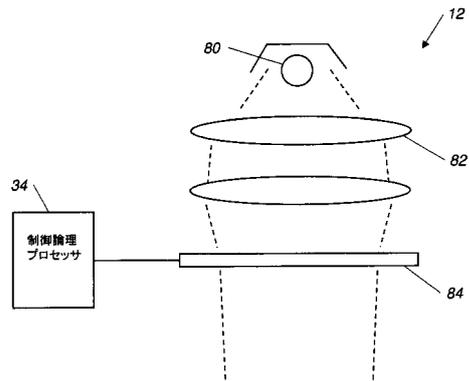
【 図 9 A 】



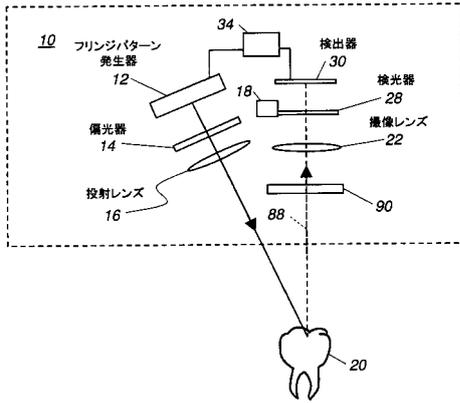
【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 2F065 AA53 BB05 CC16 FF09 GG02 GG04 GG07 GG21 HH06 HH12
JJ03 JJ09 LL22 LL33 LL34 LL37 LL41 NN01 QQ00 QQ24
SS02 SS13
4C052 NN04 NN15
4C061 AA08 BB01 CC06 DD10 HH53