

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2013-538592

(P2013-538592A)

(43) 公表日 平成25年10月17日(2013.10.17)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A61B 1/24 (2006.01)	A 61 B 1/24	2 F 06 5
A61C 9/00 (2006.01)	A 61 C 9/00	2 H 04 0
A61C 19/04 (2006.01)	A 61 C 19/04	4 C 05 2
A61B 1/00 (2006.01)	A 61 B 1/00	4 C 16 1
GO1B 11/245 (2006.01)	GO 1 B 11/245	H

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 33 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2013-513734 (P2013-513734)	(71) 出願人	505108627 デュレ, フランソワ フランス国, エフ-11560 フルーリ ドード, シャトー ドゥ タレルアン
(86) (22) 出願日	平成23年6月8日(2011.6.8)	(74) 代理人	100080447 弁理士 太田 恵一
(85) 翻訳文提出日	平成25年2月6日(2013.2.6)	(72) 発明者	デュレ, フランソワ フランス共和国, エフ-11560 フル リ ドード, シャトー ドゥ タレラン
(86) 國際出願番号	PCT/FR2011/051300	F ターム (参考)	2F065 AA17 AA53 AA59 BB05 CC16 DD02 DD03 DD06 EE00 FF05 FF09 FF41 FF61 GG07 GG23 JJ00 JJ03 JJ05 JJ26 LL02 LL04 LL11 QQ24 QQ25 QQ31 2H040 BA15 CA03 CA23 DA02 GA02
(87) 國際公開番号	W02011/154656		最終頁に続く
(87) 國際公開日	平成23年12月15日(2011.12.15)		
(31) 優先権主張番号	1054483		
(32) 優先日	平成22年6月8日(2010.6.8)		
(33) 優先権主張国	フランス(FR)		

(54) 【発明の名称】 カラー光学印象による経時的三次元測定装置

(57) 【要約】

構造光投影を使用しない三次元歯科撮像装置で構成されているカラー光学印象による経時的三次元測定装置。この装置は、カラーC C D またはC m o s タイプの既定の位置にある少なくとも二つのセンサーで構成されている立体カメラと、既定の固定焦点を有する光学系と、LED照明システムと、前記センサーの後方または近傍に位置づけられセンサーを管理すると同時に印象採得ゾーンを照明するLEDをも管理し、かつ中央管理ユニットと、前記LEDの制御カードを有する電子システムとを、有する。これらのセンサーは、たった一回の露光で歯列弓の完全なデータ収集を可能にする、ある種の光学印象トレー内に配置されて、歯列弓の全体または一部分の上に分布している。

【選択図】図1

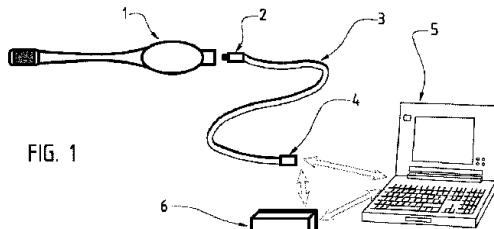


FIG. 1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

歯科分野で使用可能なカラー光学印象による経時的三次元測定装置において、構造光投影を利用せず、かつそのために、前記装置が、

- その再書き込み速度により、読み出し速度すなわち連続的印象採得の速度を定義づけし、かつ静的または動的読み出しを可能にするカラー C C D または C m o s タイプの既定の位置にある少なくとも二つのセンサーで構成されている立体カメラと、
- 術野上で視覚化されたデータを、変形無く前記センサーに伝達できるようにする、既定の固定焦点を有する光学系と、
- 印象採得ゾーンを照明するための、 L E D 照明システムと、
- 前記センサー各々の後方または近傍に位置づけされ、各センサーを管理すると同時に印象採得ゾーンを照明する L E D をも管理する電子システムと、

を有する三次元歯科撮影装置で構成されており、

および前記電子システムが、

- 前記センサーにより読み取られたデータを収集し、蓄積し、整理することのできる中央管理ユニットと、
- 前記中央ユニットにコントロールされる、前記 L E D の制御カードと、

を有し、

および前記センサーが、歯列弓の全体または一部分の上に分布して、たった一回の露光で印象を作製できるようになっており、そのため作業者による患者の歯列弓の臨床的走査を回避し、これらのセンサーは、たった一回の露光での歯列弓の完全なデータ収集を可能にするある種の光学印象トレー内に配置されていること、
を特徴とする、装置。

【請求項 2】

L E D が印象トレーに沿って配置させられ、進行中の解析に応じて一括してまたは特定的に制御されることを特徴とする、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

電子システムが同様に、

- U S B またはバッテリーの下で機能できる標準タイプの電源カードと、
- ビューを蓄積しコンピュータに移送できるようにする、カメラ内に含まれた小型メモリーカードと、

を有することを特徴とする、請求項 1 または 2 に記載の装置。

【請求項 4】

検討すべき物体の周囲に公知の幾何形状に沿って規則的に位置づけられるようになっている三つのセンサーと、互いとの関係における位置および空間的配向が完全にわかっている中心光学軸に沿って各センサーに対面して設置された固定焦点レンズとを有し、前記レンズが、センサーの視野軸との関係において共線位置で、各センサーに固有の三つの画像トラックを形成することを特徴とする、請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 5】

公知の幾何形状に沿って検討対象の物体の周囲に規則的に位置づけされた二つのセンサーと、互いとの関係における位置および空間的配向が完全にわかっている中心光学軸に沿って各センサーに対面して設置された焦点レンズとを有し、前記レンズが、センサーの視野軸との関係において共線位置で、各センサーに固有の二つの画像トラックを形成することを特徴とする、請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 6】

L E D が、補色マーカーを用いて行なわれる印象採得前に実施されたマーキング、またはナチュラルマーキングを明らかにすることのできる既定の波長を有するものであることを特徴とする、請求項 4 または 5 に記載の装置。

【請求項 7】

L E D が、センサーの前に設置された各画像焦点レンズの周囲に設置されていることを

10

20

30

40

50

特徴とする、請求項 4 ~ 6 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 8】

自然色および非人工色から測定が実施されるように、LEDが、既定の波長をもつLEDと白色LEDの組合せで構成されることを特徴とする、請求項 4 ~ 7 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 9】

センサーおよびLEDに結びつけられたマイクロミラーを有することを特徴とする、請求項 1 または 2 に記載の装置。

【請求項 10】

光学系が少なくとも一つの内視鏡を含むことを特徴とする、請求項 1 ~ 9 のいずれか一項に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、人体の表面で数立方センチメートルの立体をカラー光学印象により経時的に三次元測定する新規の装置において、その構造的無欠性を保証し口腔内撮影のため歯科分野で適用可能であると同時に、この分野において診断を補助することもできる装置であって、カラーCCDまたはCmosタイプの一つ以上の電子センサーに結びつけられた小型立体撮影システム (système stéreoscopique miniaturisé) と、歯および歯肉の表面に「コーティング」を被着させずに正反射性のまたはランベルト (lambertiannes) の正則曲面の測定を可能にする一つ以上の波長をもつ固有かつモジュール式のLED照明と、デジタルアナログデータの管理用および変換用の中央ユニットを含むだけでなく、場合によっては、機械的、光学的、及び電気光学的走査を全く必要とせずに、使用されている照明の中で適切に選択されたLED光放射 (rayonnements lumineux) の包括的または選択的な侵入、反射により診断を補助するための色および動きの解析用ソフトウェアをも含む装置を目的とする。

【背景技術】

【0002】

診断または補綴を実施することを目的とした光学的手段による印象採得は、1973年に本出願人によりその「光学印象」という題の第二期課程 (DDS) 学位論文中で最初に記述された。本出願人は、この主題について数多くの発表を行なってきた。本出願人は特に、米国特許第4,663,720号明細書および米国特許第4,742,464号明細書、そして同様に米国特許第4,611,288号明細書、ならびに米国特許第5,092,022号明細書において、口腔内光学印象採得のための干渉に関する最初の特許を出願した。出願人は同様に、マスク投影、FR 84,05173、円錐投影でのプロフィオリオメトリ (profilimétrie) 位相走査、米国特許第4,952,149号明細書、またはLEDによる動的検査、国際公開第94/00074号、による、歯学および医学における光学印象採得も提案している。

【0003】

1982年以降、数多くの文書が、補綴の平行投影、モデリングまたは加工におけるプロフィオリオメトリ位相走査による光学印象採得を扱っている。

【0004】

これらの研究および発明は全て、数多くの実施形態そして20種類を超える商業的に利用可能なシステムを導いた。

【0005】

2000年以降、口腔に関してではなく、例えば、米国特許第7,399,181号明細書中の従来の方法により口腔にて採得された印象から作られた石こう製の型について、あるいはUS 10,726,257のステレオリソグラフィにより製作された型について、異なる解決法が提案されている。この解決法は同様に、米国特許第7,335,876号明細書の点投影つまりラスタ投影による型のスキャニングを用いた歯科医向けのシス

10

20

30

40

50

テムを補足するものとしても提案された。

【0006】

歯科矯正学の分野においては、米国特許第7,361,018号明細書が示すように光学印象を使用するために他の提案もなされている。これらのシステムは、なかでも、米国特許第7,361,017号明細書、米国特許第7,393,208号明細書、または米国特許第6,318,994号明細書、米国特許第6,802,713号明細書、U.S. 11,405,972中に記載されているシステムの商業的開発を可能にした。

【0007】

これらのシステム全てにおいて見られるように、以下の理由から、口腔用に転用できるものはほとんどない。

- スキャニングが過度に緩慢であり、走査時間は1歯あたり2分あるいは最も高速のもので2秒である。
- 器具は、物体との関係において一定の位置にカメラを置くことを必要とし、このため、カメラおよび患者の頭を固定しなければならない。
- 移動機構が、なおも複雑でしかも精密でない。

【0008】

これらの欠点の他に、型をスキャニングするいわゆる歯科技工所 (laboratoire) と呼ばれる全てのシステムについて、歯科医は従来通りの印象を作製することになり、その結果、患者の不快感ならびに口腔内注型の不正確さは無くならず、医師は注型品を歯科技工所に送らなくてはならない。この欠点に加えて、歯科技工士は、印象を注型する際に他の誤差も付加してしまうが、これは、技工士がスキャニングの後コンピュータによる設計支援用のソフトウェア (CFAO) を用いて作業することになる光学印象の精度を著しく損なうものである。

【0009】

今日、口腔内で作業するシステムの数は実際わずかである。これらのシステムは全て、検討対象の表面の測定を実施するために、機械的、光学的または電気光学的走査を使用する。これらの方法は、三つのタイプ、すなわち、可視光または青色光での平行投影位相プロフィロメトリを用いるもの、約100ミリセカンドの赤色縞走査または赤外縞走査による円錐投影型のもの、そして最近の米国特許第7,372,642号明細書中に記載のシステムに分類することができる。

【0010】

それでも、本出願人が開発したものを含めて、これらの口腔内カメラは全て、次のような複数の特に致命的な欠点を呈する：

- これらのシステムは、実施が複雑で、較正に多大な注意を必要とする。
- エレクトロニクスがなお複雑なため、価格の低下はことごとく困難で、カメラは壊れやすい。
- カメラのコストが極めて高く、30,000ユーロを上回る可能性がある。
- 一般にカメラは重くかさばるため、ユーザーには邪魔である。

【0011】

実際には、より緻密な分析から、これらのカメラが、使用されている方法の原理自体において非常に重大な複数の欠点を呈することがわかっている。これらの欠点は、これらの方法の選択に關係するため、避けて通ることができない。

a) これらのシステムは全て、それが口腔内、皮膚上または(型については)歯科技工所用のいずれであっても、皮膚科用または眼科用OCT (Optical Coherence Tomography、光干渉断層法) のいずれを使用する場合であっても、機械的、光学的または電気光学的手段による表面の走査を利用する。この縞走査つまりラスター走査は、非常に高速であっても、カメラ自体の中で一定の動きを必要とすることに変わりはなく、この動きは、ブレまたは寄生変位をひき起こす可能性があり、多くの場合ビューの一部分のリジェクト (reject) を導く。

b) この走査は、(数立方cmの)マクロ的なビュー内すでに著しく削減された被写

10

20

30

40

50

界深度を有意に制限する。

c) 測定されるのは物体の表面の点ではなく、この物体の表面における光投影の変形である。この第一の特性により、開発者達は、「コーティング」と呼ばれる白色層で歯を覆わざるを得なくなり、物体の実測は必ず劣化する。さらに、このことは多くの場合、口腔内でのカメラ使用の際の不快感と不正確さ両方として表われる。

d) このことから、メーカーは、青色光または紫外線のように歯を「不透明」にする光線を使用せざるを得なくなった。このような理由で、本出願人はかつて、アルゴンレーザを使用する器具を提案した。これは、ユーザーにとって制約の大きいものであり得、さらには患者にとって危険なことでさえあり得る。

e) さらにまた、光の点であれ、光の線であれ、光のラスタであれ、光の位相であれ、物体ではなく投影された光の変形を測定するという事実は、物体の色、色調とその測定値の間の完全な対応を得るという可能性をことごとく失わせる。得ることのできる唯一の色調は、投影された光の色である。

f) カラーでの3D読出しから2D読出しへの移行は、それを診断のために用いるのであれば、回収されるのが縞の光を表わす単色画像だけであることから、歯学においては全く不可能である。

g) 最後に、プロフィロメトリまたは走査による解析技術は、第三次元を抽出することができるよう、同じ場所での複数のビューの撮影をせざるを得ない。これは、最初のビューと最後のビューの間のデータの変形のリスクという形で現われ、これが相関および精度の大きな誤差を導く。「被写体ぶれ」はつねに、このタイプの技術にとって脅威であった。

【0012】

結局、一つの歯を測定することができるとしても、それはつねに、物体自体ではなく実施された投影光の測定であり、この測定には、読出し中に光源または光学部品の動きを利用せざるを得ない。前述の通り、これらのシステムは全て、カメラによって移動させられ視覚化された光の変形の測定に基づいている。

【0013】

皮膚科または眼科の分野でも同様のことが言えるという点を指摘しておきたい。3D読出しが使用される方法は最近のものであり、OCT器具が示すように、コストが高く複雑である。そのため、これらの専門分野では、特に解剖学的皮下研究または（場合によっては）病理学へのその拡張に、さほど大変でない2D測定を採用している。

【0014】

今日利用されている技術は、以下のものである：

a) 皮膚の拡大画像（最高70倍）を得ることのできる現在広く用いられている基本的手段から成るビデオデルマトスコープ。デジタル技術により、デジタル写真撮影ならびに録画が可能となり、こうして経時的比較および臨床医同士の情報の共有が容易になっている。一方、器具は、皮膚を照明するため異なる波長の光源を使用する可能性や、さらには患部の自動セグメンテーションあるいはまたABC基準の自動抽出などの画像処理といった、副次的な機能を提供する。

【0015】

ただし、このような器具のコストはなお高く、単純な臨床検査に比べて診断に改善があることを示そうとする臨床研究は全く見いだされていない。その上、ビデオデルマトスコープは、深部の情報を提供しない。

b) 患部の深部診査を可能にする超音波検査。およそ10～50MHzの周波数によって、150μmの距離分解能で12mmまで進入することが可能である。この技術は、術前解析における皮下拡張調査および転移性黒色腫の研究のために利用され、そこで感度および特性の観点から見た優れた能力を示した。しかしながら、このような器具を正しく利用するには、超音波検査画像の読影において一定の経験を積む必要がある。その一方で、マルチスペクトル技術（下記参照）とは異なり、これらの画像に対して情報の後処理を加えることははるかに困難である。

10

20

30

40

50

c) 超音波検査の方位分解能よりも優れた方位分解能（およそ $15 \mu\text{m}$ ）で深さ方向での皮膚の 3D 画像形成を行なうことのできる、干渉測定光学技術に基づく OTC。その一方で、これは、ほぼリアルタイムで画像形成することを可能にするが、深さ方向に制限がある（最大 $1.5 \sim 2 \text{ mm}$ ）。現在市販されている器具は一種類のみであり、黒色腫の診断におけるその有効性は、現在研究中である。リアルタイムの画像形成において非常に優れた分解能を示すにせよ、この器具は浅いところで作動し、臨床データが無く、断面で作動し、使用がむずかしく、極めて高価である。

d) 非常に高い分解能（方位分解能 $1 \sim 2 \mu\text{m}$ 、距離分解能 $3 \sim 5 \mu\text{m}$ ）で表皮および真皮乳頭層の 3D 画像を提供する共焦点顕微鏡。その主な欠点は、深さ方向が極めて制限されている（ $200 \sim 500 \mu\text{m}$ ）ということにある。

【0016】

これらの器具は、優れた分解能を有し、黒色腫と母斑の弁別が非常に優れている（臨床検査単独の場合より良い）という利点を有する。ただし、非常にコストが高いこと以外に、これらの器具は、解析深度が非常に小さい。

e) 方法が単純であり品質／価格比が良いため、今日最も関心を引いている技術からなるマルチスペクトル画像形成法。これは、実際単純な画像形成技術である。これは、皮膚が層状に組織されており、各層が、各々相対的に特徴的な光の吸収スペクトルを有する発色団と呼ばれる物質を異なる割合で含んでいるということを仮定している。皮膚の主要な発色団はメラニン、コラーゲンおよびヘモグロビンであることから、多少の差こそあれ多数の層についてメラニンの割合が変更される黒色腫の検討において、この方法が極めて有利であることは理解できる。これらの発色団についての定量的な空間的情報を得るために、皮膚に対し異なる単色光（従来十種）を投影し、各波長について皮膚組織により再度発せられる光を測定する。したがって、深さ方向の情報を得て、これらの情報に対し、自動処理を適用すること、特に患部をセグメンテーションし、その深さ方向の A B C D 基準を得、その発色団における割合を定量化することが可能である。しかしながら、到達可能な深さはおよそ 2.5 mm にすぎない。器具の主要な利点は、その使用技術が単純であること、多くの自動処理が可能であること、そして黒色腫と母斑の弁別度が優れていること（臨床検査単独の場合よりも良い）にある。これには、2D でしか作動しない、なおコストが高い、そして作業深度がかなり制限されている、といった欠点がある。

【0017】

確かに、IRM、PET-スキャン、二光子画像形成またはテラヘルツ画像形成の原理を利用する皮膚の病気についての研究中の方法が存在するが、それらの実施には時間がかかり、それが導く器具のコストが高すぎて、民間の診療所では使用できず、これは達成すべき目標にとどまっている。

【0018】

最後に、三角測量法によって第三次元までさかのぼることを可能にする二つ以上のセンサーを使用した、医学における立体画像測定の試験が何度かなされた。二つのセンサーを使用することで、完全に定義された物体内の立体視が可能になるが、目印となる物体は識別が困難であることから、数学的相關方法は複雑でコストが高い。手作業による行動が事実上つねに必要とされ、歯に対し実施した試験は、対象となる距離および被写界深度では実施不可能であることが判明した。

【0019】

同様に、等辺三角測量位置に置かれたカメラを用いた「トリプレット画像形成（triplet imaging）システム」（L構成）と呼ばれる画像の開発は、三角測量法を単純化して第三次元の決定における有利な情報をもたらしたが、結果として、以上で説明した歯科の条件下では実施不可能であることが判明した。実際、使用される全てのシステムにおいて、二回（または n 回）のデータ収集の間のカメラまたは物体の移動が認識されている必要がある。

【0020】

これらの欠点全てに基づき、以上で行なった考証に応えるコストの低い汎用的解決法を

10

20

30

40

50

提案するに至った。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0021】

本発明の目的は、超高速ひいては瞬間的な動的3D読出し、カラー視覚化、そして2D視覚化でリアルタイムでの皮下近接部分（proche sous-cutane）の解析および転換の可能性を組合せ、これら全てが「コーティング」の付加無く非常に正確なデジタル化を導く、完全な口腔内読出しアセンブリを提供することによって、前出の欠点を解決することにある。

【課題を解決するための手段】

【0022】

したがって、本発明に係る歯科分野で使用可能なカラー光学印象による経時的三次元測定装置は、構造光投影を利用せず、かつそのために、

- その再書き込み速度により、読出し速度すなわち連続的印象採得の速度を定義づけし、かつ静的または動的読出しを可能にするカラーCCDまたはCmosタイプの既定の位置にある少なくとも二つのセンサーで構成されている立体カメラと、

- 術野上で視覚化されたデータを、変形無く前記センサーに伝達できるようにする、既定の固定焦点を有する光学系と、

- 印象採得ゾーンを照明するための、LED照明システムと、

- 前記センサー各々の後方または近傍に位置づけされ、各センサーを管理すると同時に印象採得ゾーンを照明するLEDをも管理する電子システムと、

を有する三次元歯科撮影装置で構成されていること、および

前記電子システムが、

- 前記センサーにより読み取られたデータを収集し、蓄積し、整理することのできる中央管理ユニットと、

- 前記中央ユニットにコントロールされる、前記LEDの制御カードと、
を有すること、ならびに

前記センサーが、歯列弓の全体または一部分の上に分布して、たった一回の露光で印象を作製できるようになっており、そのため作業者による患者の歯列弓の臨床的走査を回避し、これらのセンサーは、たった一回の露光での歯列弓の完全なデータ収集を可能にする、ある種の光学印象トレー内に配置されていること、
を本質的に特徴とする。

【0023】

光学系は、センサーが読出しゾーン外に設置されている場合には内視鏡であり得、あるいは、センサーが読出しゾーンに対面して設置されている場合には、単純なレンズ系であり得る。したがって、システムは非常に単純であり得、これは、投影された光用の誘導路と反射された画像用のもう一本の誘導路とを有する必要のある、いわゆる構造光技術においては全く不可能なことである。

【0024】

中央管理ユニットは同様に、場合によってはアナログ値からデジタル値へとデータを変換できる。マスク投影システムまたは縞投影システムを管理する必要がないため、中央ユニットは必要最小限に、すなわちカラー立体ダブルビューカメラの管理に、有意に単純化される。

【0025】

制御カードは、使用されるプログラムに応じて対応するLEDを優先的に始動させることができる。実際、LEDは交互にまたは一括して、または使用されるプログラムに応じて可変的な順序で制御される。

【0026】

電子システムは同様に、以下のものも含んでいる：

- USBまたはバッテリーの下で機能できる標準タイプの電源カード。自立システム（

10

20

30

40

50

ケーブル接続無し)または接続されたシステムのいずれを用いるかに応じて、使用される構成要素の消費電力量が少ないことを考慮して、給電はわずかなものにとどまる。したがってカメラが、最初に無線接続を有する可能性がある。

- U S B 接続を必要とせずに持ち運び可能な媒体を用いて、ビューを蓄積しコンピュータに移送できるようにする、カメラ内に含まれる小型メモリーカード。

【0027】

照明システムは、異なる波長のまたは色の L E D 照明システムであり、異なる波長または色の混合により、例えば、白色光つまり「昼の」光を作ることができ、実際のまたは刺激された(蛍光)カラー視覚化が可能となる。L E D を適切に選択することで、以下のことが可能になる:

- 昼光(いわゆる「白色」L E D)で測定ゾーンを視覚化すること、または
 - L E D の起動により、青色または紫外線内で石化組織、蛍光性の歯の組織つまりは特に「くすんだ」外観をもつ歯の組織などのいくつかの組織を明確にすること、または
 - さらに、選択された波長に応じていくつかの「真皮の」病気を視覚化すること。特に、波長の侵入は、いくつかの病気と相関性があり得、ゾーンの走査を適切に選択することで、目には見えないものを起伏で視覚化することができる、ということがわかっている。または、

- 測定対象表面で使用されるマーキングカラーにより特徴づけられる相関設定点を見つけることができるようすること。

【0028】

この同じ応用は、歯の溝(s u l c u s d e n t a i r e)内で公知の通り、どちらかと言えば繊細な歯肉ゾーンに侵入することも可能にし、作業者に、歯の出現のビューを提供する。同様にして、一つの色、例えば赤色領域内の一つの色によって、現在の方法とは異なり、唾液分泌による不利な影響を免れることができるようになる。

【0029】

装置には同様に、2 D または3 D のスクリーンに可視的な状態で情報を再生させることができるものならず、言語翻訳ソフトウェアを用いて特定の状態でまたはあらゆるC F A O システム(S T L . . .)と同一視できる標準的な形で多少の差こそあれ遠位のセンター(インターネット、W i f i 、イーサネット. . .)に測定値を送ることもできる、プログラムおよびデータの管理・処理ソフトウェアを含む標準型、携帯型、搭載型またはオフィス型のコンピュータも備わっている。小型計算ユニットが利用可能となるまで、3 D 再生およびカメラの制御用ソフトウェアが設置されることになるのは、このコンピュータの内部である。

【0030】

したがって本発明は、n 個のC C D またはn 個のC m o s のカメラ、アナログ - デジタル変換システム、中央データ管理ユニット、標準の状態または特定の状態での情報の出力、そして、白色のまたは特別に指定されたスペクトル値のL E D および無線接続(例えばW i f i)を使用してまたは自己給電式およびバッテリー給電式または電気接続による給電式のU S B ポートを通して受信されるメッセージの増幅を合わせ持った、人体の小さな部分の小型動的カラー立体撮影読出し装置に関する。

【0031】

本発明は、廉価で、かつあらゆる歯科診療所においてだけでなく、簡略化され患者にとって快適な形で歯科技工所内での手持ち式道具としても利用可能である、モジュール構成の解決法を提案することにより、以上で説明した課題に応えることができるようになる。

【0032】

特に、本発明は、前述の多くの課題に応えるものである。すなわち、
 1) 使用される手段のため、装置は、製造が単純であり、そのため特に強度の高いものとなっている。
 2) この単純性は、製造コストに対して、ひいては特にC C D 、C m o s またはL E D などの使用される電子素子が普及して以降の販売価格に対して、本質的な影響を及ぼす。

10

20

30

40

50

3) きわめて単純な電源は、例えばS T Lなどの出力型 (d e s o r t i e t y p e) 標準言語を受取ることのできるあらゆるタイプのコンピュータとの接続用U S Bリンク内に格納可能である。

4) この新規発明の基礎である立体撮影画像操作により、経時的調整をことごとく削除する自動較正が可能となるが、これはいわゆる構造光を用いる現在の方法では見られないことである。

5) 互いとの関係において製造中不变で固定された既定の空間的位置にC C DまたはC m o sセンサーがある状態で作業することで、物体またはカメラの(互いとの関係における)動きを知る必要性が回避され、差異の問題を単なる点の集まり (n u a g e d e p o i n t s) の密度の相関問題に帰着させる。

6) 構造光の変形の測定値を使用しないことで、身体そのもののカラー画像について作業を行なうことが可能である。

7) カラー画像を得ることで、人体のいくつかの部分を手動または自動で抜粋して選択すること、例えば歯と歯肉を別個に認識することが可能となる。

8) 構造光無しで作業することによって、ミクロンに近い値に近づく場合に周知の不正確さの要因である「コーティング」した表面を援用しないことも同様に可能になり、このことは、義歯のすり合わせまたは診断を目的とするあらゆる測定において必要である。

9) 電子発光ダイオードを使用することで、皮膚のまたは歯肉のわずかに下のいくつかのゾーンを視覚化して、単純な診断のためであっても外科的方法(歯肉退縮)や、より複雑な方法(O C T)を援用しなくては見ることのできないゾーン内の読み出しを補完することができる。

10) 同様に、それは、単純な意図的カラーマーキングにより、基準とすることのできる自然に着色されたいいくつかのゾーンをより容易に探知できるようにし、かつマーキングの補色であるL E D照明を選択することによりビューの相関を容易にすることができます。

11) 今日、最近のソフトウェアツールを用いて、カラー情報による自動相関が容易になっており、複雑な表面(歯列弓全体)、これらの表面(下部歯列弓との関係における上部歯列弓)の動きを動的に撮影することが可能である。

12) 画像センサーの一つのみを使用することで、3 D画像から2 D画像に転換して、同じツールで平面解析と空間解析を得ることができ、これは、今日市販されている多くの器具の基礎である。

13) 同じ瞬間に二重または三重にされる唯一のビューだけで、第三次元を抽出するのに充分であり、これにより、データ収集における「被写体ぶれ」はことごとく回避される。

14) スクリーンでの3 D再生は、標準的3 D高解像度スクリーン上で可能となり、これは、現在の口腔内システムの場合、複雑な処理無しでは得られないことである。

15) 処理が単純であるため、安価な標準的コンピュータの使用が可能である。

16) 最後に、提案されている器具はその適用分野に汎用性があり、コスト、精度および診断用画像形成に関する多くの要求に応えるものである。

【0033】

本発明に係る装置は、解析ゾーン上を移動することで動的ビューを得ることを可能にし、起伏を抽出するために最低四つのビューを作らなくてはならないプロフィロメトリ位相でのシステムとは異なり、本発明に使用されるシステムではたった一回の二重露光で充分であり、測定におけるあらゆる被写体ぶれが回避されるか、またはセンサー上の情報の統合が即時に行われる。

【0034】

したがって、本発明は、従来の立体撮影システムに固有の問題(互いとの関係におけるカメラの可変的位置を知ること)を解決するために、ハードウェア(管理カード)およびソフトウェア(データ管理ソフトウェア)データの管理用電子部品に結びつけられた光学系の幾何学的組立てにおける既定の位置にあるC C DまたはC m o sセンサー・アセンブリを用いて、歯科印象を作製することからなる。

【0035】

10

20

30

40

50

本発明は、同様に、基準点および相関点の認識のレベルで特に容易な形で静的または動的ビューを相關させることを可能にするために、既定の波長のLED照明システムを義務的に結びつけることからなる。

【0036】

第一の実施形態によると、装置は、検討すべき物体の周囲に公知の幾何形状(geom
e t r i e)に沿って規則的に位置づけされるようになっている三つのセンサーと、互い
との関係における位置および空間的配向が完全にわかっている中心光学軸に沿って各セン
サーに対面して設置された固定焦点レンズとを有し、前記レンズは、センサーの視野軸と
の関係において共線位置で、各センサーに固有の三つの画像トラックを形成する。

【0037】

ビューの相関を単純化し、各センサー間のズーム効果を調整するため、画像の捕捉は同
時に行なわれ、これはすなわち、異なる角度で捕捉された三つの2D画像が同時に画像
処理システムに到達することを意味する。これらの撮影各々の間にはいかなる「タイムアウ
ト」も存在せず、このことには、画像の処理および第三次元の追求を著しく単純化する
という利点がある。こうして、複数のセンサーが見た一つのゾーンの上に出現した点の集
まりを再調整し、センサーアセンブリとの関係における物体の可変的位置のために必然的に
出現するズーム効果を補正するという利点が得られる。

【0038】

第三次元の計算は、センサーの既定の位置づけによって容易になってはいるものの歯の
表面などのように均一な表面にとつては特に困難である類似点の追求に基づいており、測
定対象の実際の色を明らかにするため白色領域内でLEDの三つのセンサーに結びつけら
れる。したがって、画像点は、二つの補足情報、つまり時間(計算を単純化するために三
つのビュー全体に共通となる撮影時点)と、義務的ではないものの、色彩系内でそれ自体
分割可能かつ色情報に対応している第五次元とを含んでいる。

【0039】

有利には、これらのLEDは、ナチュラルマーキング(溝の奥、または、腫瘍、歯肉ま
たは歯の色調を区別するカラーゾーン)または補色マーカーを用いて行なわれる、印象採
得前に実施されたマーキングを明らかにすることのできる既定の(数ナノメートルの)波
長を有するものでもあってもよい。

【0040】

有利には、これらのマーキングは、解析対象の物体上で(測定対象ゾーン内に)設置さ
れるか、接着されるかまたは(歯牙間空間内またはインプラントヘッド上に)収納される
異なる形状の物体であってよい。

【0041】

有利には、このまたはこれらのLEDは、センサーの前に設置された各画像焦点レンズ
の周囲に設置される。

【0042】

有利には、これらのLEDは、測定が人工色でなく自然色に基づいて行なわれるよう
に既定の波長を有する、白色LED間の組合せであってよい。

【0043】

有利には、第三次元の追求を容易にするため、そして計算を一次元幾何形状に戻すため
、好ましくは本発明では等辺位置でセンサーが使用される。

【0044】

第二の実施形態によると、本発明の装置は、公知の幾何形状に沿って検討対象の物体の
周囲に規則的に位置づけされた二つのセンサーを有する。焦点レンズは、互いとの関係に
おける位置および空間的配向が完全にわかっている中心光学軸に沿って各センサーに対面
して設置されている。これらのレンズは、センサーの視野軸との関係において共線位置で
、各センサーに固有の二つの画像トラックを形成する。

【0045】

ビューの相関を単純化し、各センサー間のズーム効果を調整するため、画像の捕捉は同

10

20

30

40

50

時に行なわれ、これはすなわち、異なる角度で捕捉された二つの 2D 画像が同時に画像処理システムに到達することを意味する。これらの撮影各々の間にはいかなる「タイムアウト」も存在せず、このことには、画像の処理および第三次元の追求を著しく単純化するという利点があるものである。こうして、複数のセンサーが見た一つのゾーン上に出現する点の集まりを再調整し、センサーアセンブリとの関係における物体の可変的位置のために必然的に出現するズーム効果を補正するという利点が得られる。

【0046】

第三次元の計算は、センサーの既定の位置づけによって容易になってはいるものの歯の表面などのように均一な表面にとては特に困難である類似点の追求に基づいており、測定対象の実際の色を明らかにするため白色領域内で LED の三つのセンサーに結びつけられる。したがって、画像点は、二つの補足情報、つまり時間（計算を単純化するために二つのビュー全体に共通となる撮影時点）と、義務的ではないものの、色彩系内でそれ自体分割可能かつ色情報に対応している第五次元とを含んでいる。

10

【0047】

有利には、これらの LED は、ナチュラルマーキング（溝の奥または腫瘍、歯肉または歯の色調を区別するカラーゾーン）または補色マーカーを用いて行なわれる、印象採得前に実施されたマーキングを明らかにすることのできる既定の（数ナノメートルの）波長を有するものであってもよい。

20

【0048】

有利には、これらのマーキングは、解析対象の物体上で（測定対象ゾーン内に）設置されるか、接着されるかまたは（歯牙間空間内またはインプラントヘッド上に）収納される異なる形状の物体であってよい。

【0049】

有利には、このまたはこれらの LED は、センサーの前に設置された各画像焦点レンズの周囲に設置される。

【0050】

有利には、これらの LED は、既定の波長を有する、白色 LED 間の組合せであってよい。

30

【0051】

第三の実施形態によると、センサーは、歯列弓の全体または一部分の上に分布して、たった一回の露光で印象を作製できようになっており、こうして作業者による患者の歯列弓の臨床的走査は回避される。これらのセンサーは、こうしてたった一回の露光での歯列弓の完全なデータ収集を可能にする、ある種の光学印象トレー内に配置されている。この構成は、本発明の装置が単純なものであるために可能となっている。

【0052】

LED は、印象トレーに沿って配置させられ、第一の実施形態において定義した通り、進行中の解析に応じて一括してまたは特定的に制御される。

40

【0053】

口の開きは可変的であることから、上述の組立ての解析ヘッドの外形寸法では、奥の歯牙間ゾーン（臼歯ゾーン）内までこのヘッドを挿入することができない可能性がある。同様に、有利にも、本発明は第四の実施形態にしたがい、ヘッドレンズが先に記述したセンサーと同じ位置にある他の歯科システムと異なり、画像誘導路のみの内視鏡で構成された一変形形態を提案している。この場合、画像は、

- 画像の焦点面がセンサーの占有する面に存在するように、それ自体がレンズ系を有し得るセンサー上に測定対象ゾーンの画像を投げ返す鏡またはプリズムによって反射せられるか、または、

- 内視鏡の光学的組立てを縮小し単純化する「画像」光ファイバーによって誘導される。

【0054】

両方の場合において、LED はカメラの本体内にあり得、この場合光は光ファイバーに

50

より誘導され、あるいは、L E Dは、内視鏡の端部で前方レンズの周囲に移動させられる。

【0055】

有利には、これらの内視鏡は、センサーの数より多いものであり得る。この場合、同じセンサーは、解析対象の人体の異なるゾーンを視覚化する複数の内視鏡に対面して存在し得る。このことには、カメラの電子部分を削減しつゝまたは撮影の際の画像視点の数量を増大するという利点がある。

【0056】

各画像の質を保つために、以下のことが考えられる：

- 機械式または電子式シャッターを用いて各内視鏡の画像の読み出しの時間を、例えば數千分の1秒ずらすこと。
- 異なる画像周波数、画像変調または画像強度で作業して、唯一のセンサーに関連する各内視鏡に固有のビュー各々の間のずれを回避すること。

10

【0057】

最後に、非限定的ではあるものの、O D L Pカードに結びつけられて既定の角度に沿って画像を誘導できるようにするT e x a s I n s t r u m e n t (登録商標)の「m i c r o m i r o r D M D D i s c o v e r y」タイプのマイクロミラーを使用する、全ての実施形態に特有の一変形形態が存在する。この技術は、小型ビデオプロジェクターの投影において広く使用されており、本発明では、異なる角度をもつ画像センサーの役割を果たす。

20

【0058】

こうして、第六の実施形態によると、本発明に係る装置は、複数のC C DまたはC m o sセンサーおよびL E Dに結び付けられたこのようなマイクロミラーを有する。

【0059】

このマイクロミラーは、カメラを動かすことなく、異なる角度の下で×回の撮影を超高速で行なうことができるようになる。集束用光学部品の後ろに設置されたマイクロミラーは、単純かつ直接的な光学画像トラックに沿って、C C DまたはC m o sセンサーの全てまたは一部分上に画像を投げ返す。したがって第一の画像は、既定の角度に沿って反射させられる。その直後に、マイクロミラーは角度を変え、再書き込みの後同じC C DまたはC m o s上に第一の画像とは異なる角度下で、または同じC C Dの別の部分の下で、あるいはマイクロミラーの角度位置により既定された角度に応じて位置づけされた新しいC C DまたはC m o s上に、わずかにずらされた新しい画像を反射する。

30

【0060】

これらの作業を、単純にマイクロミラーの角度を変化させることによって多数回反復することが可能である。この組立てには、カメラのヘッドにある唯一の光学系、異なる画像反射角度を提供する唯一のミラー、そして場合によっては、ファイバーまたはレンズ系であり得る画像誘導システムの前に存在するまたは存在しない唯一のセンサーの使用が可能となるという利点がある。

30

【0061】

当然のことながら、異なる角度の下での画像の数が多くなるほど、測定の精度は高くなる。このような理由から、本発明は唯一のマイクロミラーの使用に限定されず、場合によっては複数のマイクロミラーが使用され、これにより、ビュー数が増えるという利点が得られる。こうして、第一の実施形態において定義されているように、システムが三つのセンサーを含む場合、そして四つの視覚化角度(90°、92°、94°および96°)が選択された場合、数千分の1秒で異なるビュー角度をもつ異なる十二個の画像が唯一のビューで得られる。

40

【0062】

こうして、本発明は、既存のあらゆるシステムと異なり構造光の投影を使用しない三次元歯科撮影装置において、白色または/かつ規定の色彩値を有するL E D照明下で、複数のC C DまたはC m o sセンサーに直接的に、または場合によって、カメラヘッドの外形

50

寸法を制限するようにレンズまたはファイバーにより内視鏡画像を誘導するマイクロミラーまたはミラーかプリズムを介して間接的に結びつけられた一つ以上のビューの集束用の一つ以上の光学系で構成された装置として定義づけすることができる。

【0063】

当然のことながら、残るは、小 b/h (petit b/h) と呼ばれるものの数学的アプローチ、つまり、焦点レンズの二つの光心間の空間がこれらのレンズの光心の被写界深度の距離 h と比較して小さい時に、 x と y がセンサーの画素上でのそれらの位置により定義される範囲での、第三次元の測定値 z である。

【0064】

小さい b/h に使用されるモデルは、以下の通りである。

10

【数1】

$$I_{right}(x) = \lambda(x) \cdot I_{left}(x + \epsilon(x))$$

なお式中

【数2】

$$\epsilon$$

は、幾何学的変形である。

【0065】

20

【数3】

$$\partial z = \partial \epsilon / b/h$$

これらの基礎に基づいて、サブピクセル化に起因する測定値の差異の問題を解決するためにシャノンの原理が使用される。

【0066】

【数4】

$$\rho_{x_0}(\mu m) = \frac{\int u(x + \mu m) \cdot u(x) \cdot dx}{\|u(\cdot + \mu m)\| \varphi_{x_0} \cdot \|\check{u}\| \varphi_{x_0}}$$

ここで、 $\check{u} = \int \rho_{x_0}(x) \cdot u^2(x) \cdot dx$

30

【0067】

本発明に係る装置の利点および特徴は、非限定的なその複数の実施形態を表わす、以下に記され添付図面を参照する説明から、より明確になるものである。

【図面の簡単な説明】

40

【0068】

【図1】本発明に係る経時的三次元測定装置の概略的斜視図であり概略的分解組立図である。

【図2a】異なる実施形態に係る、同じ装置の一部分の概略的縦断面図を表わす。

【図2b】異なる実施形態に係る、同じ装置の一部分の概略的縦断面図を表わす。

【図2c】異なる実施形態に係る、同じ装置の一部分の概略的縦断面図を表わす。

【図2d】異なる実施形態に係る、同じ装置の一部分の概略的縦断面図を表わす。

【図2e】異なる実施形態に係る、同じ装置の一部分の概略的縦断面図を表わす。

【図2f】図2eの一部分の概略的斜視図を表わす。

【図3a】異なる実施形態に係る同じ部分の横断面図を表わす。

50

【図3b】異なる実施形態に係る同じ部分の横断面図を表わす。

【図3c】異なる実施形態に係る同じ部分の横断面図を表わす。

【図3d】異なる実施形態に係る同じ部分の横断面図を表わす。

【図3e】異なる実施形態に係る同じ部分の横断面図を表わす。

【図4a】歯科で用いられる本発明に係る装置の異なる構成の図を表わす。

【図4b】歯科で用いられる本発明に係る装置の異なる構成の図を表わす。

【図4c】歯科で用いられる本発明に係る装置の異なる構成の図を表わす。

【図5a】図4a、4bおよび4cの概略的詳細図を表わす。

【図5b】図4a、4bおよび4cの概略的詳細図を表わす。

【図5c】図4a、4bおよび4cの概略的詳細図を表わす。

【図6】本発明の目的である装置を用いた歯科測定の処理のさまざまなステップの図式化された説明を表わす。

【発明を実施するための形態】

【0069】

図1を見ればわかるように、本発明に係る装置は、本発明において記述されている技術を使用する固定焦点カメラ1と、データの移送と給電に役立つケーブル3とカメラ1の間の接続2と、ケーブル3とコンピュータ5との間のUSBタイプである接続4と、カメラプロセッサーの制御用カードかつ／または画像処理カードがカメラ内にもコンピュータ内にも設置されていない場合に、これらの追加に役立つ中間体として設置され得るボックス6とを含む。

【0070】

この同じカメラ1は、画像または画像由来のデータを伝送するWi-Fiタイプの無線接続、およびカメラに供給するエネルギー用の充電可能なバッテリーのための充電システムを使用できる。

【0071】

本発明の各々の部分を詳細に説明するために、歯科臨床用のオプションをその機能的側面から提示する図2a、2b、2c、2dおよび2eを参照したい。

【0072】

これらの図で提示された装置は、白色光または測定対象の画像から抽出したい色を明らかにすることを可能とする予め規定された公知の波長の光による照明用LEDを備え、公知の固定型または移動型ピッチを有する格子、点、線タイプの、集束用動的補正が全く無くあるいは測定対象の物体を走査するかまたは投影された構造光の投影が無い状態で、固定され安定しあらかじめ較正された不動の集束系を伴う、測定対象物体の一つ以上のビューの完全なデータ収集を含むカラー三次元測定カメラを有している。それ自体、固定され安定しあらかじめ較正された不動の位置にあるセンサーは、製造中のカメラの較正の時点で予め規定された異なる角度に沿って測定対象物体全体を観察するよう、全部で二個、光学系の後方に設置されている。あらゆる既存のシステムとは異なり、このカメラ1は、捕捉した画像の分割、集束用の機械的動作および構造光の投影を一切含まない。観察者にとって有利な要素、および測定または診断に関して観察者が所望する解析を明らかにできるのは、非局在化された光、すなわちシーンの照明のみを行う光の適切な組合せである。

【0073】

これらの特徴は、固定のものとみなされ、選択された照明タイプを除いて作業者が修正できるものではない。ただし、この機能は、所望の診断をもたらす一連の自動的動作により制御可能である。このために作業者（歯科医または歯科技工士）は、カメラが実施できる作業を示し、かつある機能ともう一つの機能の間の選択を行なうことを可能にするコンピュータを利用することができる。

【0074】

こうして、「測定」機能では、この動作モードを選択した後、作業者は、測定すべきゾーン上にカメラを位置づけした後、カメラ上にあるボタンまたはコンピュータまたは中間

10

20

30

40

50

ボックスに連結されたペダルを用いて、測定を開始し、充分な情報を得たと自ら判断した時点で測定を停止し、ボタンまたはペダルの押込みを解除するかまたは二度目を押すことになる。カラー画像を得ることにより、作業者は、(一般に白色の)歯のゾーンおよび(一般に赤色の)歯肉のゾーンの自動的解析を利用できることになる。これは構造光による投影を利用する現行の方法では不可能である。同様にして公知の色指数の位置づけによつて、作業者は、画像内の物体の認識のみならずそれらの位置(インプラントまたはフィクスチャーのヘッド、歯科矯正用プラケットなど)について判別性解析を行なうこと、さらにはビューの相関を容易にすること(目印、物体上の色付きライン、溝の奥などの選択的カラーなど)ができる。

【0075】

10

こうして、診断機能においては、作業者はコンピュータ上で所望の診断タイプ(例えば黒色腫)を選択し、カメラは、3D画像上に存在し予め選択された波長に関するゾーンの明示に対応する波長の走査を開始する。これに加えて、そして物体の3D解析のおかげで、測定値の経時的網羅により前記病気の進行をより良く追跡することが可能になる。実際、疑わしい画像を2Dで検討することは可能であるものの、その危険度の経時的追跡にとっての基準として役立つのは特にその体積と色の推移であるということが、専門家達によって認められている。数学的中心(例えば共通重心(barye centre)など)を基準とする体積が利用できることで、観察者によってではなく物体によって決まる中心の上に画像を重ね合わせて、その体積の推移を客観的に評価することが可能となり、色の分析が3D形態で報告され、これは、今日、2D表面について実践されている方法または構造光や構造波を用いる方法(OCT、スキャナーまたはIRM)では見られないことである。

【0076】

20

こうして、色分析機能においては、この機能を選択した後、測定され、それ自身に報告される、体積の色の分析は、作業者の部屋の中に存在する照明に依存するメタメリズムに左右されない基礎に基づいて行なうことができる。複数の波長が利用可能であることで、連続スペクトルに近づき、分光比色分析を利用可能にすることができる。この作業を単純化するため、三つのRGB補色のみを参照し、単純な比色分析を実施することが可能である。

【0077】

30

最後に、非限定的であるが、3D画像を構築するために二つの2D画像を利用することで、今日歯学の市場で入手可能な全てのカメラで行われているようにカラー2D視覚化へとカメラを修正すること無くビューをリアルタイムで転換させることができるとなる。したがってこのカメラは、構造光の投影を使用しないことから、ズーム効果を含めた今日公知のあらゆる機能のみならず、緑色、青色または紫外光領域内(500~300nm)における蛍光による虫歯の検出または解析においてエミュレートされる、LEDに応じて赤色および赤外光線内(600~900nm)での視覚化などの、2D画像上のカラー診断の応用をも実施することを可能にする。

【0078】

40

カラー画像でのこの同じズーム効果またはエミュレーションは、3D画像で実施することができる。当然のことながら、グレーレベルでの色の移行は、カメラの作動により生じる画像処理を制御するソフトウェア中に存在するオフセット機能にすぎない。

【0079】

カメラとコンピュータの間の接続は、有線でまたは無線で行なうことができる。

【0080】

本発明によると、ケーブル3による接続は、好ましくは、カメラ1側の特定のポート2で自動給電されるUSB接続4を介して行なわれる。この特定の接続2は、以下で見ていくよう異なる様相を呈することのできるカメラのあらゆる形態に適応可能となるような形で、構想される。

【0081】

50

同様にして、本発明によると、接続は、例えば非限定的に Wi fi モードの無線式であってよい。この場合、アンテナは、カメラに内蔵されるかまたは特定の接続 2 の代りに接続される。同様にして、コンピュータ上では、カメラまたはコンピュータ内に位置づけされたプログラムによって与えられる命令に対応するデータの送受信用アンテナが U S B 接続内に挿入される。この配置により、診察所、歯科医院、または歯科技工所の形態の如何に関わらず、高速で、自律共同的かつ容易なコミュニケーションが可能となる。

【 0 0 8 2 】

本発明によると、コンピュータ 5 は、一体型または分離型のスクリーンを伴う標準タイプのものである。このコンピュータは、カメラを制御するように特別にプログラミングされた標準カード、またはバス上に設置された特定の制御用カードを用いる。

10

【 0 0 8 3 】

コンピュータを装備できない場合、またはそれが予め治療施設内に存在する場合、中間ボックス 6 が、カメラとコンピュータの間に位置づけされて、この欠落を補う。同様にして、同じ機能のために、このボックスは、コンピュータの下流側に位置づけされ、接続用の U S B 接続 4 は仲介なくコンピュータの U S B ポート上に直接接続される。

【 0 0 8 4 】

図 2 a に表わされている構成においては、一つの断面がカメラ 1 のヘッド 7、口内への挿入を可能にするアーム 8 および口外にあることの多い本体 9 を提示している。ヘッドは、伝送される情報の質にとって有害な干渉をことごとく回避するための好ましくは遮蔽されたケーブル 11 によって画像接続カード 12 に接続された三つのアセンブリ（固定焦点レンズすなわち撮影前の焦点調節の無いレンズ、および C C D または C m o s センサー）を含む、光学系の中央レンズ 10 の光学アセンブリの断面を呈している。このカードはそれ自体、カメラ 1 に属する特定のコネクタ 13 によって、特定のボックス 6 にまたはコンピュータ 5 に連結されている。この同じ縦断面図により、保護ガラスで保護されたヘッドの内部の光学系 14 に向かっておよび / またはこの光学系 15 の外で光学系の周辺に設置された L E D を識別することができる。制御用ペダルを使用しない場合には、ボタン 18 により、撮影を起動することができる。ずれのない撮影システムを使用することで、偶発的な動きによって生み出される可能性のあるブレの危険を冒すことなく、ボタンを用いてこの 3 D 画像を撮ることが可能になる。

20

【 0 0 8 5 】

このカメラの構想は、数 μ m の精度で比較的狭い読出し被写界（ $15 \times 15 \times 15$ cm の体積）を網羅することを目的としている。このために、ビューライングシステムにより走査される被写界は同一であるが、視点は、わずかに異なる角度を有する。

30

【 0 0 8 6 】

図 2 b に表わされている構成においては、二つの光学系（ここでは二つのうちの一方の系 19 しか見えない）と、先に記述したものと同じ位置を占有し得る L E D 14 および 15 のみを伴う縦断面が見られる。この構成により、カメラのヘッドの体積を有意に削減できるが、より一貫したソフトウェア開発が必要とされる。

【 0 0 8 7 】

図 2 c に表わされている構成においては、今回はカメラの本体内に設置されている C C D または C m o s センサー 20 そして固定集束系 21 は、画像反射ミラーに対面して位置づけされている。数が二つ以上あり得、そのうちの一つ 22 の一部分が見えるこれらのミラーは、センサーが同じシーンを空間的にわずかにずらして録画できるようにするわずかに異なる角度の下でこれらのミラーが同じ読出しゾーンをカバーできるような角度を有している。

40

【 0 0 8 8 】

図 2 d に表わされている構成においては、C C D または C m o s センサー 20 および固定集束系 21 はここでも同様にカメラの本体内に設置されているが、ミラーは、カメラ 1 内、コンピュータ 5 内または中間ボックス 6 内にある例えば F P G A タイプのプロセッサカードによって制御されるマイクロミラー 24 に対して位置づけされている。ビデオオプ

50

ロジェクタ内での画像の投影用として頻繁に使用されているマイクロミラーは、視覚化技術においては稀にしか使用されていないということがわかっている。これらのマイクロミラーは、空間の三つの方向に配向され得、しかもきわめて高速でそれを行なうことができるので、単一のミラーで十個さらにはそれ以上のミラーの代わりになることができ、これらのミラーは異なる角度の下ではわずかに異なる共通部分を含むわずかに異なるシーンを見えるようにしてくれる。例えば Texas Instrument の、DLP (Digital Light processing) とも呼ばれる DMMMD (つまり digital Micro Mirror Device) は、電圧 (voltage または tension) 変動の影響下で急速に角度が変化するマイクロミラー (例えば $10 \mu\text{m} \times 10 \mu\text{m}$) を使用している。その数は 1024×1280 超であることから、精度の予測が可能である。角度修正電圧は、ミラーを支持し配向する玉継手に適用するねじれを表わす電極に送られる。ミラーを別の位置に置くためには、極性の反転で充分である。ミラーは、極めて小さいため、変更は $15 \mu\text{s}$ 未満で行なわれる。

10

【0089】

この解決法は、ビューをセクター化し録画できるようにし、こうして画像処理段階中の画像の相関を容易にすることから、極めて有利である。

【0090】

当然のことながら、この同じ構成は、本発明によると、センサーがカメラのヘッド内またはアーム内にある状態で構想され得、こうして、画像の喪失や狭いゾーン内への挿入を妨げる危険性のある過度に大きいアームは回避される。同様にして、唯一のセンサーを表面でセクター化し、同時に複数のビューを受け取ることができるようにすることができる。

20

【0091】

最後に、図 2 e に表わされている構成においては、カメラの本体内に設置された CCD または CMOS センサー 20 およびその光学系 21 は、画像伝送用光ファイバ 26 に対して位置づけされており、図 2 f に見られる (30 および 31) ファイバーの出口断面の配向またはファイバーの端部に適用されるねじれによって、異なる角度 32 の下で同一被写界が網羅できるようになっている。これらのファイバは、多数あってよく、こうして複数の角度の下での捕捉が可能となり、光学系およびセンサーは、ヘッド内または柄の中に位置づけされて、画像信号の低減を回避することができる。

30

【0092】

これらの図に表わされた全ての構成について、LED はカメラのヘッド 14 内または、その本体 27 内に位置づけされ得るという点に留意されたい。後者の場合、LED は、光を投影するその端部がカメラのヘッド 29 に位置づけされている光伝送ファイバ 28 に対して設置される。

【0093】

ここで図 3 a を参照すると、特定の波長の光の LED 33 または特定の照明の LED 14 の可能な位置を示す三つのセンサーを伴う構成にしたがいかつ内視鏡または反射ミラーを援用することなく、ボックスの端部に設置された CCD または CMOS センサー 20 の前方で較正により予め決定された固定距離のところに設置された、測定対象物体 35 のまわりに位置づけされた固定型 10 および等辺 34 の三つの画像集束用光学系 21 をカメラのヘッド 7 内で使用する、本発明に係る装置の表示を見ることができる。この断面図を見ればわかるように、これらの同じ LED 15 を、窓 17 の周囲に配置して測定対象のシーンをより良く照明できるようにすることもできる。

40

【0094】

ここで図 3 b を参照すると、図 2 b の構成の前方断面が見られ、二つの画像集束用固定型光学系 21 は、測定対象物体のまわりに位置づけされ、内視鏡または反射ミラーを援用することなく、ボックスの端部に設置された CCD または CMOS センサー 20 の前方で較正により予め定められた固定距離のところに設置されている。白色光の LED 14 についても、特定の波長の LED 33 についても、LED そのものが中央位置に認められる。

50

これらのLED15および37は同様に光学アセンブリを保護するガラス17の周囲に設置されてもよい。ここで、ポジションは、二等辺三角形38という特定の形状をしているが、これは限定的なものではない。構成がビューの測定および相関用ソフトウェア内で固定化されるかぎり、光学系10のあらゆる位置が考えられる。この同じ図中で、光学素子の体積が削減されることから、センサーの近傍に画像処理システム36(image processing)を設置することができ、こうして、接続用ケーブルを介した情報の喪失は回避される。

【0095】

ここで図3cを参照すると、画像反射ミラー39は、全部で二つ以上あり、異なる角度に沿ってカメラのヘッド内に位置づけされ、関係する画像誘導ミラーに対面してそれ自身位置づけされているカメラ1の本体内の集束系21の後方に設置された一つ以上のCCDまたはCmosセンサー上での画像の捕捉を可能にしている。異なるLED14-17-33および37、ならびに、場合によっては画像処理システム36が認められる。

10

【0096】

図3dには、一つの変形形態が示されている。この場合、問題となっているのは、集束系21とセンサー20を含む光学系10にわずかに角度をつける唯一のミラー40しか使用しないことである。この極めて特殊な配置は、補足図面に認められ、この図には、保護用ガラス板を通してカメラヘッド内にある唯一のミラー40と、二つのセンサー42の位置が見られ、これら二つのセンサーは、ミラーの表面が画像を反射するのに必要かつ充分となるように、数度という比較的小さい角度を成しており、異なる二つの角度は二つのセンサーの位置に対応している。

20

【0097】

当然のことながら、また本発明によると、この組立ては特殊なケースであり、これは、一つ以上のミラーと二つ以上のセンサーで構成され得る。

【0098】

ここで図2dの構成に対応する図3eを参照すると、唯一の静的ミラー40の代りに配置された複数のマイクロミラー43が見える。複数のDMMMD部品を使用することができるが、一つだけで充分である。多数化させると、第三次元の追求アルゴリズムを単純化させながら、画像を多数化して測定精度を高めることができる。

30

【0099】

この組立てにおいては、非限定的であるが、集束系21とCCDまたはCmos20のみのアセンブリが、カメラの本体44内に、または、マイクロミラーの真近の位置つまりカメラのヘッド45内に存在する。

【0100】

同様に、図3cおよび3e中に記載の組立てにおいて、図2eの構成で示されているような画像伝送用光ファイバを用いて画像を誘導することができる。この場合、ミラー、マイクロミラーの前にまたは直接測定対象物体の方向に(図2f)、場合によっては光学系の後方に、そして、画像伝送用光ファイバのもう一方の端部に対面してそれ自身位置づけされたカメラの本体内に設置された一つまたは複数のCCDまたはCmosセンサーの軸内に、一つ以上の光ファイバが設置される。同様に、非常に短いファイバを利用し、カメラのヘッド内に光学系+センサー10を設置することも可能であり、そのことによりシステムの組立ておよび調節が有意に限定される。

40

【0101】

図4a、4bおよび4cは、本発明が、これまで歯科および眼科において解答のないままにとどまってきた臨床的なニーズにどれほど応えるものであるかを明示している。

【0102】

歯学では、義歯またはインプラントを製作する目的で診断を行いたい、または印象を作製したいと考える医師は、(測定対象表面およびもたらされる精度に関して)必要な情報のみを迅速に提供するタイプと完全かつ正確なタイプという二つのタイプのアプローチを必要とする。例えば、準備ゾーンの光学印象が正確、完全でかつ精緻なものであるならば

50

、そして対咬歯の光学印象が同じ注意を必要としない接点（歯冠尖頭（cuspides）、溝）の測定および歯列弓の形状の測定を少なくとも提供する場合、下顎臼歯のクラウンの製作は、歯科用CFAOによって実施可能である。同様に、歯の矯正器具（歯列矯正）用の印象には、インプラントヘッド上のセラミックブリッジの製作に関するほどの精度は求められない。

【0103】

このような理由から、本発明に係る装置は、次の三つのタイプの歯科用カメラの形で入手可能である。

【0104】

図4aに概略的に示されているタイプ1は、複数のビューの撮影を可能にするものの測定ヘッドの移動を必要とする、歯学における本発明の装置を表わしている。これは、組織および病気の認識を容易にするため、本発明の原理を用いて、すなわち焦点距離の修正も調整も無くしかも構造光を利用せずにLED光の投影を用いて、歯列弓をカラーで3D撮影するカメラである。このカメラは単体であっても、二つの部分に分割されていてもよく、この場合、一つの部分は「測定ヘッド」46と呼ばれ、LEDが付随する光学系（レンズ+CCDまたはCmosセンサー）を含み、第二の部分47は「処理用本体」と呼ばれ、カメラヘッド46などの複数のタイプの「印象用ヘッド」を汎用本体47上にまとめる特定のプラグ48に接続可能で、場合によっては、他の形態の「光学印象用ヘッド」向けて利用可能な制御カードおよび画像処理カードを格納する。

10

【0105】

タイプ2は、カメラのヘッド内に存在するものと同じ基本ユニットの組立てであるが、増加されて、半歯列弓のためのある種の光学印象トレー49内に分布させられている組立てで構成されている。構造光用の誘導路が無く画像誘導路が一本しかないと、保護ガラス17の後方に半歯列弓に沿ってカメラの端部にある組立てを増やすことができ、こうして情報を得るために歯列弓をくまなく走行する必要がないという事実によって、この組立ては可能となる。たった一回の露光により、アンダーカットを含まない撮影軸内にある歯の表面全体のデータ収集が可能である。この撮影は高速でかつ、患者に不快感を与えるに完全な測定値または情報を得るのに充分なものである。

20

【0106】

画像処理部分は、印象トレー50に内蔵されていてよく、あるいは、タイプ1のものと類似のプラグ48を介して接続解除することができ、こうしてこの印象トレーは廉価でタイプ1より単純なものにすることができる、また制御・画像処理カードを格納するタイプ1と同じ「処理用本体」47を利用することができる。

30

【0107】

印象の読み出し用および印象採得用の小型システムの取扱いを容易にするため、接続は、補助ケーブルまたは図には示されていないコネクタ48とカメラケース47をまとめるWi-Fiなどの無線システムを介して行なわれることがあり得る。

40

【0108】

タイプ3は、歯列弓全体向けの、タイプ2の拡張であり、図2aおよび2bのシステムの場合のように予め位置づけされた光学系を保護する完全な歯列弓51の形状の保護用ガラス板を有する。

【0109】

タイプ2と同様、タイプ3は、柄50の中にある画像処理システムと単体で実施されるか、または、互換性画像処理システム47の恩恵を享受できるようにする特定のプラグ48のおかげで接続解除可能であるものと考えられる。

【0110】

このタイプ3は、反対側の歯列弓上の義歯に対応する大がかりな歯牙咬合の復元のため、または、アンダーカットゾーンのビューを必要としないいくつかの診断のためには、非常に有用である。同様に、このタイプは、放射線ビューまたはコーンビームビューの相關のためそしてこうして光学印象および放射線印象に由来する情報の収集を容易にするため

50

に有利に使用されて、主要な適用を見いだす。インプラント学の分野において非常に重要な技術でありニーズであるこのタイプ3は、手順を著しく簡略化し、臨床X線撮影と歯科技工師の自らの技工所におけるCFAOの実施の間のあれほど待ち望まれていた連係を保証するものである。

【0111】

実際、2DタイプのScannerまたはCone beamでの、あるいは3DタイプのIRMでの放射線印象においては、歯肉および歯の外部表面の情報は存在するもの正確でないということがわかっている。我々の発明に由来する光学印象を用いてこの同じ表面を認識することで、二つのファイルを統合して、全く安全にインプラントを製作できるようにする完全な一貫性のある精密なアセンブリを入手しあつ既存の歯科用CFAOソフトウェアを得ることが可能になる。

10

【0112】

図4aの断面52、タイプ2または3は、図3aおよび3b内に記されている配置の二つの変形形態を見ることができるようしている。携帯型コンピュータのスクリーンに含まれるWebカメラが示すように、センサーと焦点レンズとを組み合わせた光学系の体積を一段と縮小することが可能である。我々の集束系は固定化され、規定の被写界深度および体積に比べ精密であることから、我々は本発明によって、センサーを小型化し数を増やして、実施すべき光学印象に沿ってこれらのアセンブリを配置することで、アンダーカットを含めた検討対象の表面全体の解析の恩恵を享受できるようにすることを提案する。

20

【0113】

したがって、図4bは、図中には見られないLEDでとり囲まれガラス板17によって保護された小型読出しヘッド（焦点レンズとセンサー）を伴うタイプ1、2および3のこれらのシステムの一変形形態を表わしている。この変形形態は、歯列弓の全体または一部分を包み込み、たった一回の露光で、口腔前庭表面（surfaces vestibulaires）54、歯牙咬合表面（surfaces occlusales）55および舌表面65を撮影できるようする。したがって、これは、さらに包囲的で体積が大きいものの、アンダーカットを伴うまたはアンダーカットの無いゾーンの完全かつ精密な撮影を行なうことのできる特殊なタイプのカメラである。このカメラは、歯列弓ゾーンに局在化されたタイプ1、半歯列弓用のタイプ2、あるいは、歯列弓全体用のタイプ3という構成に応じて使用可能である。撮影は完全かつ包括的そして超高速である。相関および測定は、本発明の目的である光学系および集束系の配置の画像処理アルゴリズムおよび不動性による先駆的知識によって容易になる。このタイプ4bは、口内で使用可能な組立てであるが、歯科医院および歯科技工所でそれが全面的に応用できるのは、作業用の石こう製の型に応用した場合である。印象採得は、それが画像の中心に向かって収束することから、遠心性光学印象（empreinte optique centrifuge）と呼ばれる。

30

【0114】

図4cは、従来の印象トレー57の中での印象採得用の凸状の別の変形形態を示しており、これによって歯科医はその型の注型を実施しなくてすむようになる一方で、歯科医が望む場合には従来の印象を作製してデジタル形式（ハード媒体またはインターネット）で技工所に伝送することも可能になっている。印象採得は、それが画像の外に向かって収束するため、求心性光学印象（empreinte optique centripete）と呼ばれる。

40

【0115】

図5a、5bおよび5cは、図5aでは二つの光学系64を伴うカメラについて、図5b上では三つの光学系65を伴うカメラについて、そして図5cでは半歯列弓についての、歯学における視覚化システムの光学窓の詳細図を表わしている。これらの図には、一つの位置づけ様式が視覚化されているが、これは一例にすぎず、これらを詳述することで、レンズまたはミラーであり得る画像誘導路58の位置、および、例えば非限定的に赤色および/または赤外60、オレンジ色61、緑色62、青色および/または紫外63における

50

る L E D のような、特定の波長の L E D および「白色」 L E D 5 9 の可能な位置、を見る ことができる。

【 0 1 1 6 】

図 5 b に見られるように、白色 L E D 6 6 は、保護窓 1 7 の周囲に位置づけ可能である 。

【 0 1 1 7 】

これらの L E D 各々は、本文の以下の部分においてより完全に説明される特定の役割を 有する。「白色または昼光」と呼ばれる L E D は、信号 / 雑音比に有利に作用しながら正 確に入間の目が知覚する「トゥルー」カラーを読取ることを目的としており、一方、既定 の波長値を有する L E D は、数学（相関ゾーン … ）、病理学（病理、蛍光反応 … ）または 解剖学（歯肉は赤色であり、歯は白色である）レベルで興味深いゾーンを明らかにすることを役目としている。

10

【 0 1 1 8 】

ここで図 6 を参照すると、本発明の目的である装置を用いた歯科測定の処理および組織 解析のさまざまなステップが示されている。

【 0 1 1 9 】

歯学における本発明の目的である装置の機能が充分に理解されるように、この図 6 には 、その使用の異なる状態が提示されている。非限定的ではあるが、一例として分光比色分析などの補完的段階も存在し得るという点に留意されたい。

20

【 0 1 2 0 】

第一段階において、作業者は、それが担当歯科医であろうと、助手または歯科技工所の 技工士であろうと、手にカメラをとり、こうすることで、カメラの支持体上に存在するか またはカメラ自体の中に包含された小さい始動用ツメによってソフトウェアがエミュレート されることになる。作業者は、患者 7 8 の口の中で、印象上または口腔ビューの複製モ デル上にカメラを挿入する（そして、ダイヤグラムには示されていないが、図 1 のスクリー ン 5 ）に対応するスクリーンを用いてカメラがキャッチしたビューであるその位置を視 覚化する）。作業者はボタン 1 8 を押し、動的なビューすなわち連続したビューのフィル ムの捕捉システムの読み出しおよび録画を開始させ、この動作は、ボタン 1 8 が解除された 時点または二回目に押されるまで継続されることになる。カメラを手にとった時点で選択 される一般メニューのレベルで、コンピュータ 5 上でカメラが提示する「印象採得 3 」、 「単なる 3 D 視覚化」または「単なる 2 D 視覚化」という質問 1 の中から選択を行うだけ で、録画なしの単なる読み出し機能が可能である。

30

【 0 1 2 1 】

印象は、センサーの高速再書き込み、および、カメラ 1 および / またはコンピュータ 5 お よび / または中間ボックス 6 からのメモリー 8 0 内への連続的画像送信によって、次々と 画像が補完される。各データについてアルゴリズム処理 8 1 が実施されて、そこから、リ ポジトリ内の各測定対象点の空間的位置および色を知ることができるようとする特性を抽 出する。こうして、このリポジトリ内で点の集まり 8 2 の生成が可能になる。これらの点 の集まりは集められて 8 3 、共通リポジトリ内に入れられ 8 4 、その後、それらは同じリ ポジトリの一意的な点の集まりの中で相關される 8 5 。当然のことながら、この手順は、 図 2 a ~ 2 e 中で規定されているような採用された構成のタイプに応じてわずかに異なる ものであってよい。ビューは、点を豊富に有するためフィルタリングされて 8 6 、そこから 必要かつ充分なデータが抽出され、かつ / または、それらは点毎に単純なマトリックス 値の形またはアルゴリズムの形で提示される。画像撮影の時点でビデオビューに対して 、または完全に下流側で対数関数に対して、このステップを行なうことも可能であるため 、例えばこのレベルで、ぜひとも必要というわけではないが、測定対象表面に応じて情報 の密度を確認すること 8 7 が可能である。一表面単位あたりに存在する点の数の程度の適 切な選択あるいは適正なオフセットの選択によって、測定値が正確な光学印象を提供する のに充分なものであるか否かが判明することから、この作業は明らかに重要である。この データ確認が行なわれ 8 7 、印象の有効化または補足的撮影 8 9 および 9 0 へと至る。こ

40

50

の決定は、補完すべきゾーンについて（例えば）赤色で測定対象ゾーンをスクリーン5上に提示すること88によって、そして十分に豊富なゾーンについては（例えば）緑色の視覚化によって、下すことができる。

【0122】

補足的ビューは、初期ビューと同じルートをたどり、例えば83において不十分な点の集まりを補完する。

【0123】

残るは、点の集まりの各点の有効化されたデータをまとめ94、場合によっては最終的な視覚化95を行なうことだけである。全ては、「光学印象採得ファイル」と呼ばれる第一のタイプのファイルの構想96へと通じる。

10

【0124】

すでに記した通り、撮影78の際に、LEDでの照明が起動される79。ビューのタイプの選択という質問に、メニュー内には別の三つの質問「光学印象」または「スペクトル解析」または「病理学的解析」が付加される。この第二の選択肢は、選択された照明タイプの定義づけを可能にする。光学印象を選択した場合、起動させられるのは、「昼光」と呼ばれるLED14か、または、その相補性によって公知のスペクトル光33を発するLEDで構成されたLEDである。したがって印象はカラーであり、こうして要求された情報を生成すること91が可能となる。この情報は、点の集まりを補完する83か、または、記憶されたファイル93に比べて、色調のおおまかな識別を可能にする特定のカラーファイルに入る92。色調をより良く知ることを望む場合には、「スペクトル解析」機能を選択して連続的かつ特定のLED60-61-62-64を起動させることによりIRからUVへのスペクトル走査を行なう。これら二つのファイルは、分光比色分析に由来し「三次元ビューでカラー」の第二の特定のファイルタイプを生成する96ことを可能にする。最後に、「病理学的解析」機能を起動させることにより、研究対象の各病気に適した貫通する強度をもつこれらの同じLEDが特定的かつ/または連続的に起動され、こうして、実施された検出を示すカラー三次元ビューを用いて「病理学」という名前の第三のタイプのファイルを生成する96ことが可能になる。

20

【0125】

第一、第二および/または第三のタイプのこれらのファイルは、予め作成された患者カルテ(97)に添付され、特定のまたは標準的(STL...)フォーマットでローカルに(Wifi、USBケーブル、イーサネット...)または外部に(インターネット...)伝送される。

30

【0126】

したがって、本発明は、公知のあらゆるシステムと異なり、分光比色法の測定値に対応するスペクトルデータを用いてカラー動的光学印象ファイルの生成を可能にすることがわかる。

【0127】

本発明によると、有利にも、顎の口腔前庭ゾーン内にカメラを設置することにより、下顎の動きに追従することが可能である。非限定的な一例にすぎないが、赤色ラインが、上顎上および下顎上に引かれ、次に、二つの顎の動きは、開始から動きの終りに至るまで、口腔前庭ビューで撮影される。カメラは、ある点の集まり(下顎)が別の点の集まり(原則として不動とみなされる上顎)との関係において移動しているビューを撮影する。マーキングは独立して各々の顎に属することから、システムは、赤色LEDの照明時点で引き立たせられるカラー マーキングの移動にしか追従しない。上顎と下顎について光学印象が別個に作製される時点でこの同じマーキングが存在することから、相関ソフトウェアは、各々の顎の画像を相関するためのみならず、第四次元である時間に応じて動きを視覚化するためにも、このカラーの見当合せを利用する。

40

【0128】

有利にも、そしてこれは本発明の非常に有利な点であり続けているのであるが、3Dビューに基づいてカラー2Dで作業することが可能である。これは、次の二つの異なる方法

50

で行なうことができる：

- ラスタまたは他の構造光の投影無く昼光 7 9 を使用することから、撮影 7 8 中の制御アプローチにおける視覚化スクリーン 5 は、この光学印象カメラを単なる 2 D カメラとして使用できるようにし、こうして歯科医師の投資コストは有意に制限される。

- 同様に、デジタル処理そして特定の波長の L E D の走査により顯示された病理学的ゾーンの明示の後、この 2 D 視覚化を実施することもできる。この技術は、当然、3 D 画像からしか可能ではない。

【符号の説明】

【0 1 2 9】

1	カメラ	10
2 、 4	接続	
3	ケーブル	
5	コンピュータ	
6	ボックス	
7	ヘッド	
8	アーム	
9	本体	
1 1	ケーブル	
1 2	画像接続カード	
1 0	中央レンズ	20
1 3	コネクタ	
1 4 、 1 5	光学系	
1 8	ボタン	
2 0	センサー	
2 1	固定集束系	
2 4	マイクロミラー	
2 6	光ファイバ	
2 8	光伝送ファイバ	
3 3 、 3 7	L E D	
3 6	画像処理システム	30
4 0	ミラー	
4 2	センサー	
4 3	マイクロミラー	
4 7	処理用本体	
4 6	カメラヘッド	
4 8	プラグ	
4 9 、 5 7	印象トレー	
5 1	歯列弓	
6 5	光学系	

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 1 3 0】

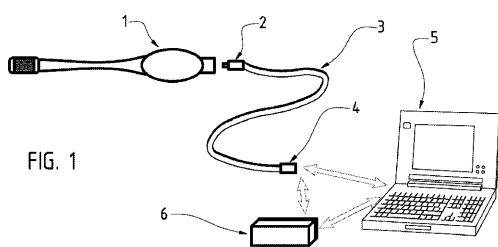
【特許文献 1】	米国特許第 4 , 6 6 3 , 7 2 0 号明細書
【特許文献 2】	米国特許第 4 , 7 4 2 , 4 6 4 号明細書
【特許文献 3】	米国特許第 4 , 6 1 1 , 2 8 8 号明細書
【特許文献 4】	米国特許第 5 , 0 9 2 , 0 2 2 号明細書
【特許文献 5】	F R 8 4 , 0 5 1 7 3
【特許文献 6】	米国特許第 4 , 9 5 2 , 1 4 9 号明細書
【特許文献 7】	国際公開第 9 4 / 0 0 0 7 4 号
【特許文献 8】	米国特許第 7 , 3 9 9 , 1 8 1 号明細書

40

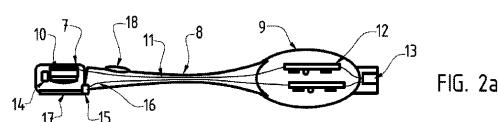
50

- 【特許文献 9】 U S 1 0 , 7 2 6 , 2 5 7
 【特許文献 10】 米国特許第 7 , 3 3 5 , 8 7 6 号明細書
 【特許文献 11】 米国特許第 7 , 3 6 1 , 0 1 8 号明細書
 【特許文献 12】 米国特許第 7 , 3 6 1 , 0 1 7 号明細書
 【特許文献 13】 米国特許第 7 , 3 9 3 , 2 0 8 号明細書
 【特許文献 14】 米国特許第 6 , 3 1 8 , 9 9 4 号明細書
 【特許文献 15】 米国特許第 6 , 8 0 2 , 7 1 3 号明細書
 【特許文献 16】 U S 1 1 , 4 0 5 , 9 7 2
 【特許文献 17】 米国特許第 7 , 3 7 2 , 6 4 2 号明細書

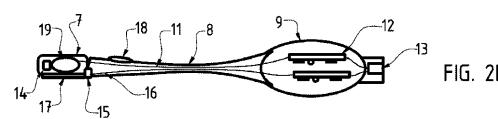
【図 1】



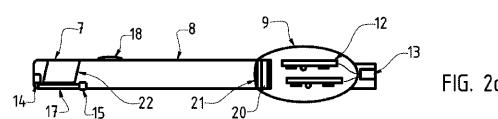
【図 2 a】



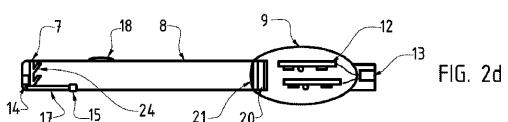
【図 2 b】



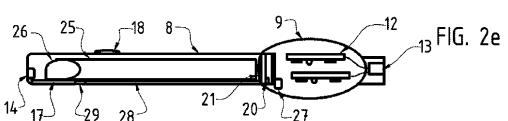
【図 2 c】



【図 2 d】



【図 2 e】



【図 2 f】

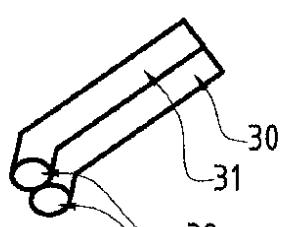
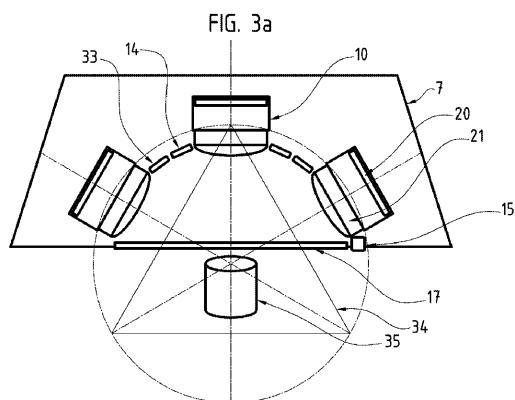
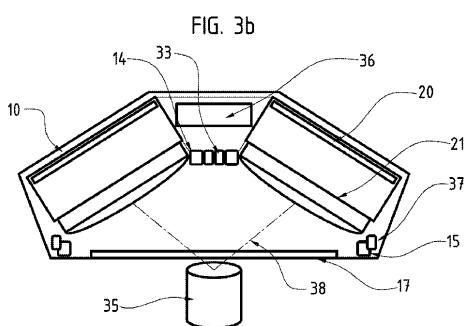


FIG. 2f

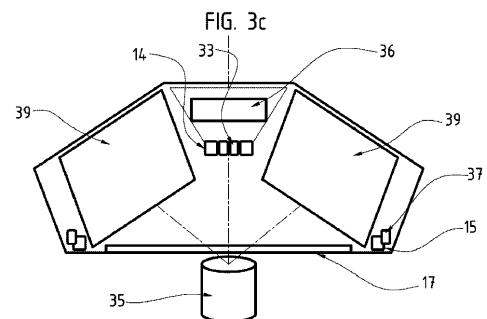
【図 3 a】



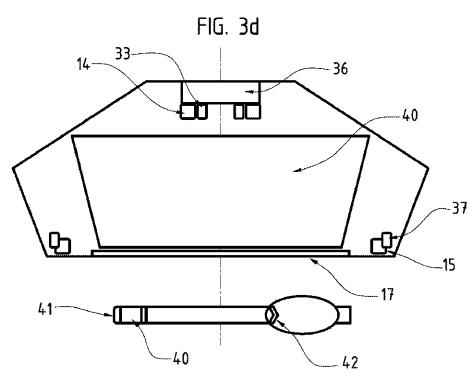
【図 3 b】



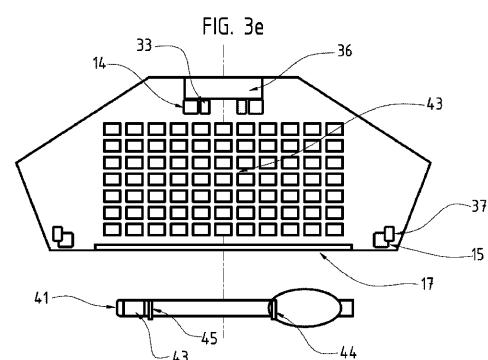
【図 3 c】



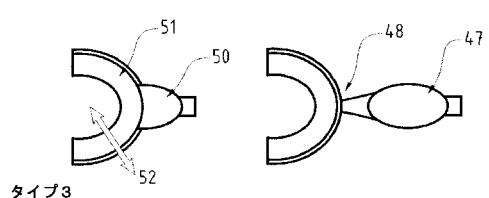
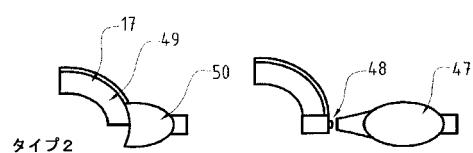
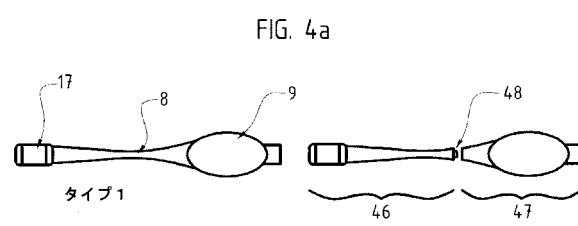
【図 3 d】



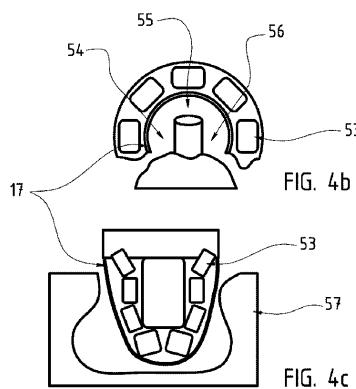
【図 3 e】



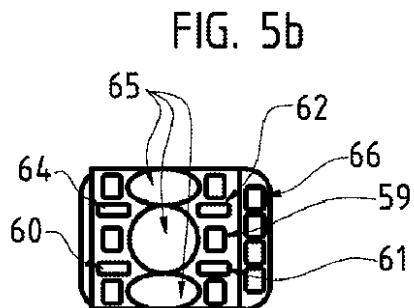
【図 4 a】



【図 4 b - 4 c】

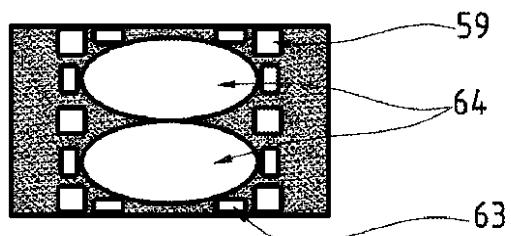


【図 5 b】

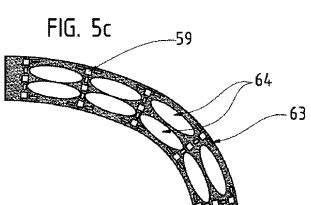


【図 5 a】

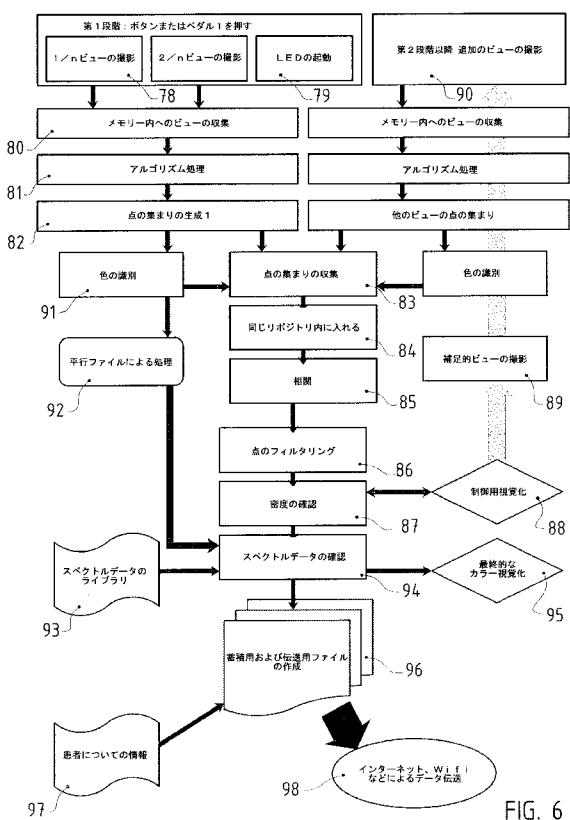
FIG. 5a



【図 5 c】



【図 6】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/FR2011/051300

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B1/24 A61B5/107 A61B5/00 ADD.

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B

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

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

EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT
--

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2009/227875 A1 (CAO DENSEN [US] ET AL) 10 September 2009 (2009-09-10) abstract paragraph [0004] - paragraph [0005] paragraph [0016] - paragraph [0021] figures 1-4 ----- EP 2 166 303 A1 (STEINBICHLER OPTOTECHNIK GMBH [DE]) 24 March 2010 (2010-03-24) abstract paragraph [0023] - paragraph [0032] figures 1-9 ----- -/-	1-10
Y		1-10

<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.
--

<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.
--

* Special categories of cited documents :

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

"E" earlier document but published on or after the international filing date
--

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

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

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

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

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

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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

Date of mailing of the international search report
--

5 October 2011

13/10/2011

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016
--

Authorized officer

Doyle, Aidan

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/FR2011/051300

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2009/259098 A1 (KRATTIGER BEAT [CH]) 15 October 2009 (2009-10-15) abstract paragraphs [0006], [0010], [0015] - paragraph [0019] paragraph [0062] - paragraph [0067] paragraphs [0071], [0072], [0078] figure 1 -----	1-10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/FR2011/051300

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2009227875 A1	10-09-2009	NONE	
EP 2166303 A1	24-03-2010	DE 102008047816 A1 JP 2010069301 A US 2010239136 A1	08-04-2010 02-04-2010 23-09-2010
US 2009259098 A1	15-10-2009	DE 102008018636 A1 EP 2108306 A1	15-10-2009 14-10-2009

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande Internationale n°
PCT/FR2011/051300

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE
INV. A61B1/24 A61B5/107 A61B5/00
ADD.

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)
A61B

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, terme de recherche utilisé)

EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
Y	US 2009/227875 A1 (CAO DENSEN [US] ET AL) 10 septembre 2009 (2009-09-10) abrégé alinéa [0004] - alinéa [0005] alinéa [0016] - alinéa [0021] figures 1-4 ----- EP 2 166 303 A1 (STEINBICHLER OPTOTECHNIK GMBH [DE]) 24 mars 2010 (2010-03-24) abrégé alinéa [0023] - alinéa [0032] figures 1-9 -----	1-10
Y		1-10 -/-

Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents

Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

* Catégories spéciales de documents cités:

- "A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent
- "E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date
- "L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)
- "O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou à tous autres moyens
- "P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

"T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention

"X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément

"Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier

"&" document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

5 octobre 2011

13/10/2011

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale
Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel: (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Fonctionnaire autorisé

Doyle, Aidan

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande Internationale n° PCT/FR2011/051300
--

C(suite). DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
Y	US 2009/259098 A1 (KRATTIGER BEAT [CH]) 15 octobre 2009 (2009-10-15) abrégé alinéas [0006], [0010], [0015] - alinéa [0019] alinéa [0062] - alinéa [0067] alinéas [0071], [0072], [0078] figure 1 -----	1-10

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande Internationale n°

PCT/FR2011/051300

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 2009227875 A1	10-09-2009	AUCUN	
EP 2166303 A1	24-03-2010	DE 102008047816 A1 JP 2010069301 A US 2010239136 A1	08-04-2010 02-04-2010 23-09-2010
US 2009259098 A1	15-10-2009	DE 102008018636 A1 EP 2108306 A1	15-10-2009 14-10-2009

フロントページの続き

(51) Int.CI. F I テーマコード(参考)
G 0 2 B 23/24 (2006.01) G 0 2 B 23/24 B

(81) 指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,R,S,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,IDL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PE,PG,PH,PL,PT,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(特許庁注: 以下のものは登録商標)

1. イーサネット

F ターム(参考) 4C052 NN02 NN03 NN04 NN15
4C161 AA08 BB06 BB10 CC06 FF40 HH52 HH53 HH54 JJ06 JJ11
LL08 MM02 NN01 QQ02 QQ03 QQ04 WW08 WW13 YY02

专利名称(译)	基于彩色光学印象的时间依赖三维测量装置		
公开(公告)号	JP2013538592A	公开(公告)日	2013-10-17
申请号	JP2013513734	申请日	2011-06-08
[标]申请(专利权)人(译)	Duret的弗朗索瓦		
申请(专利权)人(译)	Duret的，弗朗索瓦		
[标]发明人	デュレフランソワ		
发明人	デュレ,フランソワ		
IPC分类号	A61B1/24 A61C9/00 A61C19/04 A61B1/00 G01B11/245 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/24 A61B5/0088 A61B5/1077 A61B1/00022 A61B1/0019 A61B1/0684 A61B1/247 G06K9/00		
FI分类号	A61B1/24 A61C9/00.Z A61C19/04.Z A61B1/00.300.D G01B11/245.H G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2F065/AA17 2F065/AA53 2F065/AA59 2F065/BB05 2F065/CC16 2F065/DD02 2F065/DD03 2F065/DD06 2F065/EE00 2F065/FF05 2F065/FF09 2F065/FF41 2F065/FF61 2F065/GG07 2F065/GG23 2F065/JJ00 2F065/JJ03 2F065/JJ05 2F065/JJ26 2F065/LL02 2F065/LL04 2F065/LL11 2F065/QQ24 2F065/QQ25 2F065/QQ31 2H040/BA15 2H040/CA03 2H040/CA23 2H040/DA02 2H040/GA02 4C052 /NN02 4C052/NN03 4C052/NN04 4C052/NN15 4C161/AA08 4C161/BB06 4C161/BB10 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/HH52 4C161/HH53 4C161/HH54 4C161/JJ06 4C161/JJ11 4C161/LL08 4C161 /MM02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/WW08 4C161/WW13 4C161 /YY02		
代理人(译)	太田圭一		
优先权	2010054483 2010-06-08 FR		
其他公开文献	JP5856610B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

具有彩色光学印象的延时三维测量设备，该三维测量设备由不使用结构化光投影的三维牙科成像设备组成。该设备由一个立体相机组成，该立体相机由至少两个在彩色CCD或Cmos类型的预定义位置中的传感器组成，-具有固定固定焦点的光学系统，-LED照明系统，-在该传感器之后可替代地，其具有中央管理单元和具有所述LED的控制卡的电子系统，该电子控制卡位于附近并管理传感器，同时还管理照明印记区域的LED。这些传感器位于某种形式的光学印模托盘中，该光学印模托盘仅一次曝光即可获得牙弓的完整数据，并分布在在整个或部分牙弓上。。

[选型图]图1

