

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6253665号
(P6253665)

(45) 発行日 平成29年12月27日(2017.12.27)

(24) 登録日 平成29年12月8日(2017.12.8)

(51) Int.Cl.

A 6 1 C 19/04 (2006.01)

F 1

A 6 1 C 19/04

C

請求項の数 32 (全 61 頁)

(21) 出願番号 特願2015-548888 (P2015-548888)
 (86) (22) 出願日 平成25年12月24日 (2013.12.24)
 (65) 公表番号 特表2016-508754 (P2016-508754A)
 (43) 公表日 平成28年3月24日 (2016.3.24)
 (86) 國際出願番号 PCT/IL2013/051059
 (87) 國際公開番号 WO2014/102779
 (87) 國際公開日 平成26年7月3日 (2014.7.3)
 審査請求日 平成28年12月22日 (2016.12.22)
 (31) 優先権主張番号 61/745,744
 (32) 優先日 平成24年12月24日 (2012.12.24)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 515171983
 デンタリテック ジー. ピー. エル. リ
 ミテッド
 イスラエル国 テルーアビブ ミンツ ス
 トリート 14
 (74) 代理人 100105050
 弁理士 驚田 公一
 (72) 発明者 ペサッシュ ベニー
 イスラエル国 ロシュ ハアイン シャー¹
 ハシリム ストリート 18
 (72) 発明者 グラド イガエル
 イスラエル国 テルーアビブ ミンツ ス
 トリート 14

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】歯の領域を測定する装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

歯の領域を測定する装置であって、

第1の方向を向いている光学視野を定義するイメージヤの光学素子を備えている本体と、

前記本体に結合されており、前記第1の方向に延びている長尺測定要素と、

前記イメージヤによって取得された画像に基づいて前記本体に対する前記測定要素の先端部の動きを推定する回路と、

を備えており、

前記光学素子は、前記測定要素の前記先端部までの直接的な可視光学経路が最短である前記イメージヤの部分であって、

前記測定要素の前記先端部が、歯と、隣接する歯肉との間に挿入されるような大きさおよび形状を有し、

前記測定要素の前記先端部と前記本体との間の距離が、前記装置を成人の口の内側に収容できるように十分に小さく、

前記光学視野が、前記測定要素の前記先端部が歯に接触しているときに前記歯の少なくとも一部が撮影されるような大きさを有する、

装置。

【請求項 2】

前記測定要素が可撓性である、

10

20

請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記測定要素の前記先端部と前記歯との接触を感知する少なくとも 1 つのセンサ、
を備えている、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

前記センサが、前記測定要素と前記本体との間の結合部に位置している、
請求項 3 に記載の装置。

【請求項 5】

前記センサが、前記測定要素の前記先端部に、または前記測定要素の前記先端部に隣接
して、位置している、10

請求項 3 に記載の装置。

【請求項 6】

前記測定要素のたわみを検出する少なくとも 1 つのセンサ、
を備えている、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 7】

前記測定要素の前記先端部の動きを検出する少なくとも 1 つのセンサ、
を備えている、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 8】

前記測定要素の前記先端部を走査パターンに動かすアクチュエータ、
を備えている、請求項 1 に記載の装置。20

【請求項 9】

前記走査パターンが、垂直方向の走査を含む、
請求項 8 に記載の装置。

【請求項 10】

前記光学視野が、少なくとも 2 つの重なり合う視野を備えている、
請求項 1 に記載の装置。

【請求項 11】

前記イメージヤ、
を備えている、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 12】

前記光学素子がミラーを備えている、
請求項 1 に記載の装置。30

【請求項 13】

前記測定要素が、前記視野内に位置する少なくとも 1 つのマーキングまたは光源を備え
ている、
請求項 1 に記載の装置。

【請求項 14】

前記歯と前記測定要素とを照らす少なくとも 1 つの照明要素、
を備えている、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 15】

前記測定要素が取り付けられているカバー、
を備えている、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 16】

前記イメージヤによって取得された画像に基づいて前記測定要素の前記先端部の位置を
推定する回路、
を備えている、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 17】

前記推定された位置を使用して、少なくとも 1 つの歯肉縁下表面部分を含む、前記歯の
表面形状モデルを生成する回路、
を備えている、請求項 16 に記載の装置。50

【請求項 18】

前記測定要素の前記先端部の歯への接触からのデータを、追加情報によって歯のモデルにマークするための入力として集める回路、
を備えている、請求項 16 に記載の装置。

【請求項 19】

歯の領域を測定する装置であって、
第 1 の方向を向いている光学視野を定義するイメージヤの光学素子を備えている本体と

、
前記本体に結合されており、前記第 1 の方向に延びている長尺測定要素と、
回路と、

を備えており、

前記回路は、

前記イメージヤによって取得された画像に基づいて前記測定要素の先端部の位置を推定し、

前記推定された位置を用いて、少なくとも 1 つの歯肉縁下表面部を含む、前記歯の表面形状モデルを生成し、

前記測定要素の前記先端部が、歯と、隣接する歯肉との間に挿入されるような大きさおよび形状を有し、

前記測定要素の前記先端部と前記本体との間の距離が、前記装置を成人の口の内側に収容できるように十分に小さく、

前記光学視野が、前記測定要素の前記先端部が歯に接触しているときに前記歯の少なくとも一部が撮影されるような大きさを有し、

前記光学素子は、前記測定要素の前記先端部までの直接的な可視光学経路が最短である前記イメージヤの部分である、

装置。

【請求項 20】

前記測定要素が可撓性である、

請求項 19 に記載の装置。

【請求項 21】

前記測定要素の前記先端部と前記歯との接触を感知する少なくとも 1 つのセンサ、

を備えている、請求項 19 に記載の装置。

【請求項 22】

前記測定要素のたわみを検出する少なくとも 1 つのセンサ、

を備えている、請求項 19 に記載の装置。

【請求項 23】

前記測定要素の前記先端部の動きを検出する少なくとも 1 つのセンサ、

を備えている、請求項 19 に記載の装置。

【請求項 24】

前記測定要素の前記先端部を走査パターンに動かすアクチュエータ、

を備えている、請求項 19 に記載の装置。

【請求項 25】

前記走査パターンが、垂直方向の走査を含む、

請求項 24 に記載の装置。

【請求項 26】

前記光学視野が、少なくとも 2 つの重なり合う視野を備えている、

請求項 19 に記載の装置。

【請求項 27】

前記イメージヤ、

を備えている、請求項 19 に記載の装置。

【請求項 28】

10

20

30

40

50

前記光学素子がミラーを備えている、
請求項 1 9 に記載の装置。

【請求項 2 9】

前記測定要素が、前記視野内に位置する少なくとも 1 つのマーキングまたは光源を備えている、

請求項 1 9 に記載の装置。

【請求項 3 0】

前記歯と前記測定要素とを照らす少なくとも 1 つの照明要素、
を備えている、請求項 1 9 に記載の装置。

【請求項 3 1】

前記測定要素が取り付けられているカバー、
を備えている、請求項 1 9 に記載の装置。

【請求項 3 2】

前記測定要素の前記先端部の歯への接触からのデータを、追加情報によって歯のモデル
にマークするための入力として集める回路、
を備えている、請求項 1 9 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

(関連出願)

本出願は、米国特許法第 119 条 (e) のもと、米国仮特許出願第 61 / 745,744 号 (出願日: 2012 年 12 月 24 日) の優先権を主張し、この文書の内容はその全体
が参照によって本出願に組み込まれている。

【0 0 0 2】

本発明は、そのいくつかの実施形態においては、歯科の測定に関し、より詳細には、以下に限定されないが、歯肉縁下部分を測定する装置および方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 3】

歯科治療では、患者の口腔部の測定をしばしば伴う。特に、クラウン、ブリッジ、およびその他の歯科補綴物を構築するときには、一般に、既存の歯の構造を測定したり、3 次元モデルを取得する。補綴物はしばしば歯肉線の下まで達し、歯肉線より下の歯の構造の測定が行われる。正確な測定値やモデリングにより、これらの測定値やモデルを使用して構築される補綴物を患者の口腔部に良好に取り付けることができる。

【0 0 0 4】

歯科印象は、口腔部のモデルを作成するための従来の手法である。一般的には、印象から型を作り、次いでその型を使用して補綴物を作製する。このような手法の欠点として、歯科医の技術が要求される複数の手作業ステップのために精度が低いことと、特に歯肉縁下部分の測定が必要である場合に、侵襲性であるため患者にとって不快であることが挙げられる。

【0 0 0 5】

最近では、デジタル走査技術によって、精度が高まり細部を測定できるようになった。しかしながら、このような技術は、患者の口腔部の可視部分を撮影、測定、およびモデル化することができるのみであり、一般的には、歯肉縁下領域を撮影することができない。CT 走査では、歯肉縁下領域を測定することができるが、軟組織を測定することはできない。

【0 0 0 6】

歯肉縁下領域を測定するための既存の物理的印象法およびデジタル印象法のいずれも、通常、測定が行われる時間にわたり、測定する 1 本または複数の歯の周囲から歯肉を物理的に分離させるステップを含む。分離することによって通常では出血するため、測定を行うためには出血を止めるかまたは出血を防止する必要がある。場合によっては分離工程に

10

20

30

40

50

よって歯肉の外傷が引き起こされることがあり、これにより歯肉の炎症や永久的な傷につながることがある。

【0007】

歯肉縁下部分の測定のために歯から歯肉を分離させるための1つの一般的な手法は圧排(cord packing)であり、この手法では、歯と歯肉との間に糸を挿入し、歯の表面から歯肉が離れた状態を保持する。圧排は、一般的には時間がかかる手順であり、歯科医にとつては技術が要求され緊張を強いられ、患者にとっては痛みを伴う。

【0008】

歯科医としては、時間や労力が要求され、技術的にも難しく、患者の痛みも伴う方法(例えば圧排)を使用して歯肉縁下部分を露出させて測定を行うのか、あるいは歯肉縁下部分の測定を省き、結果として、ぴったりと装着されない補綴物、あるいは補綴物と元の歯の構造との間の境界が歯肉線より上に見える見た目の悪い補綴物を提供するのか、二者択一を迫られることがある。

【0009】

さらなる背景技術としては、特許文献1、特許文献2、特許文献3、特許文献4、特許文献5、特許文献6、特許文献7、特許文献8、特許文献9、特許文献10が挙げられる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

- 【特許文献1】米国特許第7346417号明細書
- 【特許文献2】米国特許第5257184号明細書
- 【特許文献3】米国特許第5320462号明細書
- 【特許文献4】米国特許第7625335号明細書
- 【特許文献5】米国特許出願第2008261165号明細書
- 【特許文献6】米国特許第7813591号明細書
- 【特許文献7】仏国特許第2692773号明細書
- 【特許文献8】米国特許第5224049号明細書
- 【特許文献9】米国特許第5372502号明細書
- 【特許文献10】米国特許第7494338号明細書

20

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の例示的な実施形態によると、口腔内の歯の領域を測定する方法であって、歯の表面上の少なくとも1つの表面点を、表面点に機械的に結合されている要素に対して測定するステップと、

要素に対する、表面点に機械的に結合されている少なくとも1つの可視基準の位置を求めるステップと、

可視基準に対する表面点の位置を推定するステップと、

を含む、方法、が提供される。

40

【0012】

本発明の例示的な実施形態においては、測定するステップは、歯の歯肉縁下表面上の少なくとも1つの表面点を測定するステップを含む。オプションとして、またはこれに代えて、求めるステップは、イメージヤを使用して可視基準の少なくとも1枚の画像を取得するステップ、を含んでおり、

可視基準の位置を求めるステップにおいて、少なくとも1枚の画像を使用する。オプションとして、本方法は、可視基準の既知の寸法を使用してイメージヤを較正するステップを含む。オプションとして、またはこれに代えて、測定するステップは、スタイルスを使用して測定するステップであって、スタイルスの先端部が位置に接触している、ステップ、を含む。オプションとして、本方法は、先端部と位置との接触を検出するステップを含む

50

。オプションとして、またはこれに代えて、測定するステップは、先端部が歯の表面に沿って走査している間に測定するステップを含む。オプションとして、走査するステップは、歯の表面に接触した状態を維持しながら、ほぼ歯冠 - 歯根方向にスタイラスを振動させるステップ、を含む。

【0013】

前の実施形態のいずれかによる本発明の例示的な実施形態においては、求めるステップは、スタイラスの非軸方向のたわみを検出するステップを含む。オプションとして、またはこれに代えて、求めるステップは、スタイラスの先端部の位置を求めるステップを含む。オプションとして、スタイラスの先端部の位置を求めるステップは、画像における画像スミア (image smear) を分析するステップを含む。10

【0014】

前の実施形態のいずれかによる本発明の例示的な実施形態においては、要素は、イメージヤの最終光学要素を含むプローブ本体の一部であり、

測定するステップは、本体に対して測定するステップである。

【0015】

前の実施形態のいずれかによる本発明の例示的な実施形態においては、要素はスタイラスまたはその一部を備えており、

測定するステップは、スタイラスに対して測定するステップである。

【0016】

前の実施形態のいずれかによる本発明の例示的な実施形態においては、可視基準は、歯の可視部分を備えている。20

【0017】

前の実施形態のいずれかによる本発明の例示的な実施形態においては、可視基準は、少なくとも1つのマーカーを備えている。

【0018】

前の実施形態のいずれかによる本発明の例示的な実施形態においては、可視基準は、スタイラスまたはその一部分を備えている。

【0019】

前の実施形態のいずれかによる本発明の例示的な実施形態においては、推定された位置を使用して測定対象の歯のモデルを生成するステップを含む。オプションとして、生成するステップは、30

可視基準を既存の歯のモデルに登録するステップと、

既存の歯のモデルを表面点の位置によって拡張して測定対象の歯のモデルを作成するステップと、

を含む。オプションとして、登録するステップは、求めるステップのために取得された画像をモデルに登録するステップを含む。オプションとして、またはこれに代えて、登録するステップは、歯の上のマーカーを使用して登録するステップを含む。オプションとして、またはこれに代えて、登録するステップは、3Dモデルを生成するステップと、3Dモデルを既存の歯のモデルに登録するステップと、を含む。オプションとして、3Dモデルを生成するステップは、点群 (point cloud) を生成して点群を既存の歯のモデルに登録するステップを含む。40

【0020】

前の実施形態のいずれかによる本発明の例示的な実施形態においては、求めるステップにおいて、イメージヤを使用し、生成するステップは、イメージヤによって取得された画像を使用して歯のモデルを生成するステップを含む。

【0021】

前の実施形態のいずれかによる本発明の例示的な実施形態においては、本方法は、推定するステップから歯のモデルを生成し、生成された歯のモデルを別の歯のモデルと組み合わせるステップを含む。50

【 0 0 2 2 】

前の実施形態のいずれかによる本発明の例示的な実施形態においては、本方法は、複数の表面点の位置について、測定するステップと、求めるステップと、推定するステップとを繰り返すステップ、を含む。オプションとして、本方法は、複数の推定された位置から歯肉縁下部分モデルを生成するステップを含む。オプションとして、またはこれに代えて、本方法は、求めるステップの間、歯を照らすステップを含む。

【 0 0 2 3 】

前の実施形態のいずれかによる本発明の例示的な実施形態においては、本方法は、歯の上ではない少なくとも 1 つの位置を推定するステップをさらに含む。

【 0 0 2 4 】

前の実施形態のいずれかによる本発明の例示的な実施形態においては、本方法は、測定するステップの前に、使用者の指示またはコンピュータシステムによるプロンプトのうちの一方または両方に応えて、コンピュータによって位置にタイプ情報を関連付けるステップを含む。

【 0 0 2 5 】

本発明の例示的な実施形態によると、歯の領域を測定する装置であって、

第 1 の方向を向いている光学視野を定義するイメージヤの最終光学素子を備えている本体と、

本体に結合されており、ほぼ第 1 の方向に延びている細長い測定要素と、

を備えており、

測定要素の先端部が、歯と、隣接する歯肉との間に挿入されるような大きさおよび形状を有し、

先端部と本体との間の距離が、装置を成人の口の内側に収容できるように十分に小さく、

光学視野が、先端部が歯に接触しているときに歯の少なくとも一部が撮影されるような大きさを有する、

装置、が提供される。

【 0 0 2 6 】

本発明の例示的な実施形態においては、先端部は、歯の象牙質よりも柔らかい材質から形成されている、またはそのような材質によって覆われている。オプションとして、またはこれに代えて、細長い測定要素は、スタイラスの形である。オプションとして、またはこれに代えて、スタイラスは可撓性である。オプションとして、またはこれに代えて、本装置は、先端部と歯との接触を感じる少なくとも 1 つのセンサを備えている。オプションとして、またはこれに代えて、本装置は、細長い要素のたわみを検出する少なくとも 1 つのセンサを備えている。オプションとして、またはこれに代えて、本装置は、先端部の動作を検出する少なくとも 1 つのセンサを備えている。

【 0 0 2 7 】

本発明の例示的な実施形態においては、センサは、測定要素と本体との間の結合部に位置している。オプションとして、またはこれに代えて、センサは、先端部に、または先端部に隣接して、位置している。

【 0 0 2 8 】

本発明の例示的な実施形態においては、本装置は、先端部を走査パターンに動かすアクチュエータを備えている。オプションとして、走査パターンは、垂直方向の走査を含む。

【 0 0 2 9 】

前の実施形態のいずれかによる本発明の例示的な実施形態においては、光学視野は、少なくとも 2 つの重なり合う視野を備えている。

【 0 0 3 0 】

前の実施形態のいずれかによる本発明の例示的な実施形態においては、本装置は、イメージヤを備えている。

【 0 0 3 1 】

10

20

30

40

50

前の実施形態のいずれかによる本発明の例示的な実施形態においては、最終光学素子は、ミラーを備えている。

【0032】

前の実施形態のいずれかによる本発明の例示的な実施形態においては、細長い測定要素は、視野内に位置する少なくとも1つのマーキングまたは光源を備えている。

【0033】

前の実施形態のいずれかによる本発明の例示的な実施形態においては、本装置は、歯と測定要素とを照らす少なくとも1つの照明要素を備えている。

【0034】

前の実施形態のいずれかによる本発明の例示的な実施形態においては、本装置は、細長い測定要素が取り付けられているカバーを備えている。 10

【0035】

前の実施形態のいずれかによる本発明の例示的な実施形態においては、先端部は、先端部に隣接する細長い測定要素の太さ／厚さよりも太い／厚い。

【0036】

前の実施形態のいずれかによる本発明の例示的な実施形態においては、先端部は、丸い形状である。

【0037】

前の実施形態のいずれかによる本発明の例示的な実施形態においては、本装置は、イメージによって取得された画像に基づいて先端部の位置を推定する回路を備えている。 20

【0038】

本発明の例示的な実施形態においては、回路は、イメージによって取得された画像に基づいて、本体に対する先端部の動きを推定する。オプションとして、またはこれに代えて、本装置は、推定された位置を使用して、少なくとも1つの歯肉縁下表面部分を含む、歯の表面を生成する回路を備えている。オプションとして、またはこれに代えて、本装置は、先端部の接触を、追加情報によって歯のモデルにマークするための入力として解釈する回路を備えている。

【0039】

本発明の例示的な実施形態によると、コネクタと、歯肉と歯との間に配置されるようにされている先端部を有する細長く伸びた測定要素と、を備えた装置であって、本装置が、人の口の中に収まるような大きさを有し、コネクタが、口腔内スキャナの上に取り付けるように構成されている内側幾何学形状を有する、装置、が提供される。オプションとして、コネクタは、イメージのための密封された窓を有するカバーを備えている。 30

【0040】

本発明の例示的な実施形態によると、口腔内で使用するための大きさを有し、手持ち式プローブに剛的に取り付けられるように構成されているアタッチメントであって、ミラーおよび細長い測定要素を備えており、ミラーが、第1の方向に向いた光学視野を定義し、細長い測定要素が、視野の中まで伸びており、歯肉と歯との間に配置されるようにされている先端部を有する、アタッチメント、が提供される。

【0041】

本発明の例示的な実施形態によると、システムであって、
イメージと、
歯肉と歯との間に配置されるようにされている先端部を有する細長い測定要素と、
先端部が歯肉と歯との間において不可視であるときに、イメージによって取得された画像を分析して、先端部の位置を再構築するように構成されている回路と、
を備えている、システム、が提供される。 40

【0042】

本発明の例示的な実施形態によると、口腔内で使用するための大きさを有する、歯を走査するための口腔内スキャナであって、

少なくとも1つの光源と、

少なくとも 1 つのイメージヤと、
光源からの光を使用してイメージヤによって取得された画像から歯の形状を再構築する
ように構成されている回路と、

を備えており、

回路が、歯肉を圧排するために使用される圧排具を、歯の一部ではないものとして認識
するように動作する、

口腔内スキャナ、が提供される。本発明の例示的な実施形態においては、回路は、複数
の異なる画像の間での圧排具の動きに基づいて圧排具を識別する。オプションとして、また
はこれに代えて、回路は、圧排具の先端部に近い画像部分を、再構築される歯肉縁下部分
を構築するときに考慮される部分として識別する。

10

【 0 0 4 3 】

本発明の例示的な実施形態によると、少なくとも 1 本の歯の口腔内走査の方法であって
、

走査中に、圧排具による歯肉の圧排を識別するステップと、

歯のモデルを再構築するステップであって、圧排具の画像をモデルに組み入れず、圧排
によって露出した歯の部分を組み入れる、ステップと、

を含む、方法、が提供される。

【 0 0 4 4 】

特に定義されていない限り、本明細書で使用されているすべての技術用語および科学用
語は、本発明が関連する技術分野における通常の技能を有する者によって一般に理解され
ている意味と同じ意味を有する。本発明の実施形態を実施または試験するとき、本明細書
に記載されている方法および材料に類似するかまたは同等の方法および材料を使用できる
が、例示的な方法および例示的な材料は以下に記載してある。矛盾が生じる場合、定義を
含めて本特許明細書に従うものとする。さらには、これらの材料、方法、および例は、説
明のみを目的としており、必ずしも本発明を制限することを意図していない。

20

【 0 0 4 5 】

本発明の実施形態の方法もしくはシステムまたはその両方を実施するとき、選択された
タスクを手操作で、または自動的に、またはこれらを組み合わせて実行または完了するこ
とができる。さらに、本発明の方法もしくはシステムまたはその両方の実施形態の実際の
計装および機器に応じて、いくつかの選択されたタスクを、オペレーティングシステムを
使用して、ハードウェアによって、ソフトウェアによって、またはファームウェアによっ
て、またはこれらの組合せによって、実施することができる。

30

【 0 0 4 6 】

例えば、本発明の実施形態による選択されたタスクを実行するためのハードウェアは、
チップまたは回路として実施することができる。ソフトウェアとしては、本発明の実施形
態による選択されたタスクは、任意の適切なオペレーティングシステムを使用するコンピ
ュータによって実行される複数のソフトウェア命令として実施することができる。本発明
の例示的な実施形態においては、本明細書に記載されている方法もしくはシステムまたは
その両方の例示的な実施形態による 1 つまたは複数のタスクは、データプロセッサ（例え
ば複数の命令を実行するコンピューティングプラットフォームなど）によって実行される
。オプションとして、データプロセッサは、命令やデータを格納するための揮発性メモリ
、もしくは、命令やデータを格納するための不揮発性メモリ（例えば磁気ハードディスク
、リムーバブルメディア）、またはその両方を含む。オプションとして、ネットワーク接
続も提供される。オプションして、ディスプレイもしくはユーザ入力装置（キーボードや
マウスなど）またはその両方も提供される。

40

【 0 0 4 7 】

本明細書では、本発明のいくつかの実施形態について、添付の図面を参照しながら一例
としてのみ説明してある。以下では図面を詳細に参照する。図示されている細部は一例で
あり、本発明の実施形態を実例を通じて説明することを目的としていることを強調してお
く。これに関して、図面を参照しながらの説明によって、当業者には、本発明の実施形態

50

をどのように実施するかが明らかになる。いくつかの場合、必ずしも明記されていないが、対応する図面における対応する要素には対応する番号を付してある。

【図面の簡単な説明】

【0048】

【図1A】元の歯の概略図である。

【図1B】準備された歯の概略図である。

【図1C】クラウンをかぶせた歯の概略図である。

【図2A】本発明の例示的な実施形態による、歯の歯肉縁下部分を測定する装置の実施形態の概略図である。

【図2B】本発明の例示的な実施形態による、1つの歯肉縁下点によって歯のモデルを拡張する方法の流れ図である。10

【図2C】本発明の例示的な実施形態による方法の流れ図である。

【図2D】本発明の例示的な実施形態による、頸部における歯の上面図におけるスタイルスの経路の概略図である。

【図3A】本発明の例示的な実施形態による、4つのカメラを有する、歯の歯肉縁下部分を測定する装置の実施形態の概略上面図である。

【図3B】本発明の例示的な実施形態による、4つのカメラを有する、歯の歯肉縁下部分を測定する装置の実施形態の側面図である。

【図4】図4Aおよび図4Bは、本発明の例示的な実施形態による、歯を測定する2つのカメラを有する実施形態の上面図である。20

【図5】図5Aおよび図5Bは、本発明の例示的な実施形態による、歯を測定する2つのカメラと平坦な断面のスタイルスとを有する実施形態の上面図である。

【図6】図6Aおよび図6Bは、本発明の例示的な実施形態による、歯を測定する4つのカメラを有する実施形態の上面図である。

【図7】本発明の例示的な実施形態による、球状のスタイルス先端部を有する実施形態の概略図である。

【図8】本発明の例示的な実施形態による、センサを含む実施形態の概略図である。

【図9A】本発明の例示的な実施形態による、スタイルス先端部におけるセンサを有する実施形態の概略図である。

【図9B】本発明の例示的な実施形態による、スタイルスと歯肉縁下準備部分との間の接触を光学的に確認するメカニズムを有する実施形態の概略図である。30

【図10】本発明の例示的な実施形態による、スタイルスの動きを光学的に追跡する実施形態の概略図である。

【図11】本発明の例示的な実施形態による、側面に取り付けられるスタイルスを有する実施形態の概略図である。

【図12】本発明の例示的な実施形態による、歯科補綴物を作製するシステムの実施形態の概略図である。

【図13】本発明の例示的な実施形態による、患者に合わせた歯科補綴物を作製するための例示的な方法を示す流れ図である。

【図14】本発明の例示的な実施形態による、歯の3Dモデルを作成する方法およびアルゴリズムを示す流れ図である。40

【図15】本発明の例示的な実施形態による、位置合わせの方法およびアルゴリズムを示す流れ図である。

【図16】本発明の例示的な実施形態による、側面に取り付けられる、角度の付いたスタイルスを有する実施形態の概略図である。

【図17】本発明の例示的な実施形態による、側面にイメージヤが取り付けられているアダプタの概略図である。

【図18】本発明の例示的な実施形態による、ミラーを含むイメージヤの一部を覆っているアダプタの概略図である。

【図19】本発明の例示的な実施形態による、センサを含むアダプタの概略図である。50

【図20】本発明の例示的な実施形態による、スタイラスとイメージヤとが個別の要素である実施形態の概略図である。

【図21】本発明の例示的な実施形態による、完全較正手順の概略的な流れ図である。

【発明を実施するための形態】

【0049】

本発明は、そのいくつかの実施形態においては、歯科の測定に関し、より詳細には、以下に限定されないが、歯肉縁下部分を測定する装置および方法に関する。

【0050】

概要

【0051】

10

本発明のいくつかの実施形態の一態様は、歯の領域、特に歯肉縁下部分を、例えば接触の測定を使用して測定することに関する。いくつかの実施形態においては、スタイラスの先端部を歯の歯肉縁下表面に接触させる。次いで、歯の可視部分の可視基準（例えば、歯の一部分の表面形状、歯におけるマーカー、スタイラス）に対するスタイラス先端部の位置を推定することによって（スタイラス先端部の位置が与えられる）、歯の歯肉縁下表面を測定する。いくつかの実施形態においては、測定では、イメージヤによって取得される画像を使用する。いくつかの実施形態においては、スタイラスはイメージヤに取り付けられている。いくつかの実施形態においては、イメージヤとスタイラスは個別の構成要素である。

【0052】

20

本文書において使用される用語「スタイラス」は、歯と、隣接する歯肉との間に挿入されるような大きさおよび形状の、細長い測定要素の先端部（スタイラス先端部）を有する、任意の細長い測定要素（EMD）を意味する。いくつかの実施形態においては、細長い測定要素（スタイラス）の本体は、比較的均一である。いくつかの実施形態においては、細長い測定デバイス（スタイラス）の本体は、形状もしくは寸法またはその両方が不均一である（例えば、円錐状、分岐状）。いくつかの実施形態においては、細長い測定デバイスは、細長い測定要素（EMD）の先端部に隣接する首部を含み、この首部は、細長い測定要素（EMD）の先端部や細長い測定要素（EMD）本体とは寸法もしくは形状またはその両方が異なり、例えば、細長い測定要素（EMD）の首部は、細長い測定要素（EMD）の先端部および細長い測定要素（EMD）本体よりも細い。

30

【0053】

いくつかの実施形態においては、複数の異なる歯肉縁下表面の複数の測定値を組み合わせて、少なくとも歯の歯肉縁下領域の表面形状モデルを生成する。

【0054】

いくつかの実施形態においては、測定するステップは、複数の異なる歯肉縁下表面の測定を繰り返すステップを含む。いくつかの実施形態においては、スタイラス先端部を歯の歯肉縁下表面に接触させ、スタイラス先端部の位置を推定し、次いで、スタイラス先端部を歯の別の表面に接触させ、スタイラス先端部の位置を再び推定する。いくつかの実施形態においては、複数の異なる歯肉縁下表面の測定を繰り返すステップは手操作であり、使用者が、スタイラス先端部を複数の異なる歯肉縁下表面に接触するように置く、または歯の表面に沿ってスタイラス先端部を動かす（走査する）。いくつかの実施形態においては、複数の異なる歯肉縁下表面の測定（例えばスタイラス走査）は自動的であり、例えば、1つまたは複数のアクチュエータが、スタイラス、もしくは、いくつかの実施形態においてスタイラスが取り付けられている本体、またはその両方を動かす（いくつかの実施形態においては本体はイメージヤを含む）。いくつかの実施形態においては、スタイラスが動いて（例えば振動して）、垂直方向（歯冠 - 歯根方向）の動きを自動的に実行し、使用者は、歯の周囲に沿ってスタイラスを手操作で動かす。いくつかの実施形態においては、スタイラスは、複雑な動き（例えば、水平方向の振動、垂直方向の動きと水平方向の動きの組合せ、垂直方向の動きと歯の表面に垂直な方向の動きの組合せ）を自動的に実行する。

40

【0055】

50

いくつかの実施形態においては、スタイラスの位置、もしくは、例えばスタイラス先端部の位置、またはその両方を測定する。いくつかの実施形態においては、スタイラス先端部の位置は、機械的な測定によって測定し、例えば、スタイラスのたわみ、スタイラスに印加される力の大きさや方向を、例えば1つまたは複数の力センサ（例：荷重計、歪みゲージ）を使用して測定する。いくつかの実施形態においては、1つまたは複数の力センサは、スタイラスと本体との結合部や、スタイラスの長手方向に沿って、またはスタイラス先端部に位置する。

【0056】

いくつかの実施形態においては、スタイラスの位置もしくはスタイラス先端部の位置またはその両方を、光学的に、例えば、1つまたは複数のスタイラスのマーキングの位置を測定することによって、測定する。

10

【0057】

いくつかの実施形態においては、スタイラスの位置もしくはスタイラス先端部の位置またはその両方を、磁気的に、またはリニアエンコーダを使用して、または近接センサを使用して、またはこれらの方の少なくとも2つを使用して、測定／追跡する。

【0058】

いくつかの実施形態においては、スタイラスの位置もしくはスタイラス先端部の位置またはその両方を、スタイラスが動いている間（例えばスタイラス走査の間）、繰り返し測定する。いくつかの実施形態においては、スタイラスの動きを測定する。スタイラスの位置もしくはスタイラス先端部またはその両方を繰り返して測定することと、スタイラスの動きもしくはスタイラス先端部の動きまたはその両方を測定することを、用語「追跡（する）」と称する。いくつかの実施形態においては、スタイラス、もしくは、スタイラスの1つまたは複数のマーキング、またはその両方の光学的追跡は、画像スミアを測定することによる。

20

【0059】

いくつかの実施形態においては、スタイラスの2つ以上の測定値を組み合わせて、測定された歯のモデルを生成する。いくつかの実施形態においては、スタイラスの1つまたは複数の測定値を、（例えば、デジタル撮影、CT走査、MRI走査、3D口腔内スキャナ、従来の印象の3D走査からの）個別に測定された歯の歯肉縁上部分モデルと組み合わせる。いくつかの実施形態においては、スタイラスの1つまたは複数の測定値を、歯の歯肉縁上部分モデルと組み合わせてモデルを拡張する。いくつかの実施形態においては、歯の歯肉縁下部分モデルを歯の歯肉縁上部分モデルと組み合わせる。

30

【0060】

いくつかの実施形態においては、歯の2つ以上の測定値を組み合わせるステップは、2枚以上の画像を位置合わせすることによる。いくつかの実施形態においては、2枚以上の画像を位置合わせするステップは、3D画像情報のマッチングによる。いくつかの実施形態においては、2枚以上の画像を位置合わせするステップは、歯の表面における2D形状もしくは天然のマークまたはその両方のパターンマッチングによる。いくつかの実施形態においては、2枚以上の画像を位置合わせするステップは、測定される口腔の部分に配置されている（例えば、準備された歯の歯冠部分に配置されている）1つまたは複数のマークをマッチングすることによる。

40

【0061】

いくつかの実施形態においては、2つ以上の歯のモデル（例えば、スタイラスの測定値から生成されたモデルと、別の測定装置（例：CT、MRI、光学式スキャナ）によって生成されたモデル）を組み合わせる。いくつかの実施形態においては、2つ以上のモデルを組み合わせるステップは、3D形状情報をマッチングすることによる。いくつかの実施形態においては、2つ以上のモデルを組み合わせるステップは、歯の表面における2D形状もしくは天然のマークまたはその両方のパターンマッチングによる。いくつかの実施形態においては、2つ以上のモデルを組み合わせるステップは、測定される口腔の部分に配置されている（例えば、準備された歯の歯冠部分に配置されている）1つまたは複数のマ

50

ーカーをマッチングすることによる。

【 0 0 6 2 】

いくつかの実施形態においては、スタイラスの先端部（スタイラス先端部）は、歯の表面と歯肉との間に容易に挿入するのに十分に細く／薄く（例えばスタイラスの太さ／厚さは1mm未満）、したがって圧排や圧排ペーストによって歯肉に生じる損傷よりも、歯肉の損傷レベルが小さい（例えば半分の損傷レベル）。いくつかの実施形態においては、スタイラスは、例えばスタイラスが1つまたは複数の位置において優先的に曲がるように、例えばスタイラスの長手方向に沿って変化する断面積を有し、したがってスタイラスは1つまたは複数の位置において、より硬い。

【 0 0 6 3 】

いくつかの実施形態においては、スタイラスおよび本体の垂直方向の寸法は、成人の口の中に保持することができるものである。

【 0 0 6 4 】

いくつかの実施形態においては、測定する歯に接触した状態でスタイラスが所定の位置にあるときに口腔部構造およびスタイラスを撮影するための1つまたは複数の撮影パラメータを選択する、もしくは設定する、またはその両方を行う。いくつかの実施形態においては、測定値（例えば、3D形状やマーカー、歯の形状の位置、スタイラスの位置）を求めるのに十分に鮮明な画像が得られるように、1つまたは複数のパラメータ（例えば、解像度、変調伝達関数（MTF）、撮影波長）を選択する。いくつかの実施形態においては、少なくともスタイラス先端部に隣接する領域が撮影されるように、パラメータ（例えば、視野（FOV）、被写界深度（DOF）、焦点距離）を選択する。いくつかの実施形態においては、本装置の製造時に、1つまたは複数の撮影パラメータを選択する。いくつかの実施形態においては、製造後の較正時、または測定値を集める前の較正時に、1つまたは複数の撮影パラメータを選択する。いくつかの実施形態においては、測定中に1つまたは複数の撮影パラメータ（例えば、焦点、FOV、DOF、焦点距離）を選択する。

【 0 0 6 5 】

いくつかの実施形態においては、測定する口腔部構造もしくはスタイラスまたはその両方の、測定のための照明レベルを選択し、例えば、いくつかの実施形態においては、スタイラスの速い動きを光学的に追跡する場合、高い照明レベルやパルス状照明を選択する。

【 0 0 6 6 】

いくつかの実施形態においては、パターン光を使用して3D形状を推定する技術分野において公知であるように、1つまたは複数の口腔部構造にパターン光（例えば格子）を投射し、撮影されたパターン光を使用して画像から口腔部構造の3D形状を推定する。

【 0 0 6 7 】

いくつかの実施形態においては、集められる測定値が歯の表面の測定値であることを確認する目的で、スタイラス先端部と歯との接触を確認する。いくつかの実施形態においては、スタイラスと歯の一部分との接触が確認されない場合、（例えばアラームや、ユーザインターフェース上に表示されるメッセージによって）使用者に知らされる。いくつかの実施形態においては、スタイラス測定中に、印加される力の大きさ、印加される力の方向、スタイラスのたわみ、歯肉縁下表面の予測深さから選択されるスタイラスパラメータによって（例えば、スタイラスパラメータが、しきい値の範囲内、しきい値より大きい、またはしきい値より小さい）、スタイラス先端部と歯との接触を確認する。

【 0 0 6 8 】

オプションとして、本装置は、歯科補綴物を作製するシステムの一部である。このシステムは、測定値と、オプションとして前から存在する歯のモデルから、歯のモデルを生成するステップと、補綴物のモデルを生成するステップと、補綴物を作製する機械に補綴物のモデルを送信するステップ、のうちの少なくとも1つを実行するように動作する処理アプリケーション、を含むことができる。

【 0 0 6 9 】

いくつかの実施形態においては、イメージヤは、1つまたは複数のカメラを含む。いく

10

20

30

40

50

つかの実施形態においては、イメージャは、深さ情報を提供するため2つ以上のカメラを含む。いくつかの実施形態においては、イメージャは、周囲および障害物（例えばスタイルス）を撮影するための2つ以上のカメラを含む。いくつかの実施形態においては、イメージャは、イメージセンサ（例えば、CMOSセンサ、CCD（電荷結合素子）センサ）を含む。いくつかの実施形態においては、イメージャは、プレノマティックカメラを含む。いくつかの実施形態においては、イメージャは、2つ以上の光学的開口を有するイメージセンサ（例えば、CMOSセンサの四象限にわたる4枚の画像を生成する4つのレンズを有する単一のCMOSカメラ）を含む。いくつかの実施形態においては、追加のカメラが、別の歯もしくは別の口腔部領域またはその両方の画像を生成する。いくつかの実施形態は、オプションとして広い視野を有することのできる1つまたは複数の追加のカメラを含む。いくつかの実施形態においては、1つまたは複数の追加のカメラは、補綴物を設計するための顎部の情報（例えば、いくつかの実施形態においては、準備された歯に隣接する歯の形状や、準備された歯とは反対側の顎部における歯の形状を使用して、補綴物の寸法を導く）を生成する、もしくは、画像マッチングのための歯に関連するイメージャの向きの精度を向上させる、またはその両方を行う。

10

【0070】

本発明のいくつかの実施形態の一態様は、既存の口腔内スキャナを用いて歯肉圧排を使用することに関する。本発明の例示的な実施形態においては、口腔内スキャナは、歯肉圧排に使用される圧排具の形状を識別して画像において無視する、または画像から除去するようにプログラムされる。オプションとして、圧排具は、このような認識を支援するためのマーキングまたは着色を含む。オプションとして、またはこれに代えて、圧排具の形状を口腔内スキャナに提供する。オプションとして、圧排具によって露出する歯の部分の形状を使用して歯のモデルを構築し、このような歯の部分は、その歯の歯肉縁下部分を含むことができる。オプションとして、このような歯の部分の位置は、その色に基づいて、もしくは、このような歯の部分が圧排具の先端部の近くであることにに基づいて、またはその両方にに基づいて、自動的に識別される。

20

【0071】

オプションとして、またはこれに代えて、本明細書に説明されている歯科用具は、口腔内スキャナが動作している間に、このような歯肉縁下領域を機械的に走査するために使用される。

30

【0072】

本発明の例示的な実施形態においては、歯肉圧排は、口腔内スキャナに取り付けられるスタイルスまたは他の細長い測定要素を使用して行う。オプションとして、このような要素によって隠される視野の部分を無視するように、口腔内スキャナをプログラムする。オプションとして、測定要素を口腔内スキャナに剛的に結合する。

【0073】

この実施形態および別の実施形態においては、例えば歯肉の損傷を低減するため、オプションとして測定要素の先端部を丸い形状とする。オプションとして、またはこれに代えて、先端部は停止部（例えば、要素から離れる方向に延在する棚状部）を含んでおり、この停止部は、歯肉の下に歯科用具を挿入しすぎることを阻止する。オプションとして、またはこれに代えて、先端部が歯肉を圧排するために使用される場合、圧排が強すぎるとときに曲がるように十分な可撓性とする。オプションとして、またはこれに代えて、スタイルス本体は、比較的小さい力がかかったときに、例えば、1～500グラムの範囲内（例えば1～100グラムの範囲内）で選択される力において曲がるように十分な（例えば歯を横切るのに十分な）可撓性とする。

40

【0074】

この実施形態および別の実施形態においては、画像の登録や歯のモデルの生成などの計算を実行する回路を遠隔場所に設けることができる。例えば、生の画像やセンサデータを遠隔場所に送り、生成されたモデルや位置情報を遠隔場所から送り返すことができる。オプションとして、このような機能を提供する遠隔サーバは、モデルやデータを、特定の患

50

者、歯、口腔内スキャナ（例：タイプ、記号、スタイルス記号）、歯科医のうちの少なくとも1つに関連付ける。

【0075】

本発明のいくつかの実施形態の一態様は、使い捨て式の測定要素に関する。いくつかの実施形態においては、細長く伸びた測定要素を有する滅菌カバーを使用し、この滅菌カバーは、既存または新規の口腔内スキャナに取り付けるように設計されている。別の実施形態においては、カバーではなくコネクタを使用する。いくつかの実施形態においては、スタイルスのみが使い捨て式である。別の実施形態においては、口腔内スキャナの本体が使い捨て式であるが、撮影要素に関しては、本体が取り付けられるプローブに設けられ、オプションとして、本体は、所望の撮影視野を形成するためのミラーなどの光学要素を含む。10

【0076】

いくつかの実施形態においては、イメージヤは、スタイルスに結合されていない個別の構成要素である。いくつかの実施形態においては、イメージヤは、スタイルスに結合されておらず、既存の口腔内スキャナであり、走査時、スタイルスは、例えば、歯肉の1つまたは複数の部分を歯から離す、もしくは、可視基準を提供する、またはその両方を行う。

【0077】

いくつかの実施形態においては、使用者が患者の口の中でスタイルスを動かし、スタイルスの動きが測定される。オプションとして、使用者による口の中でのスタイルスの動きを歯のモデルと組み合わせることができ、例えば、使用者は、歯の準備終了線（preparation finish line）（使用者が入力する終了線）の上を手操作でスタイルスを動かすことができ、終了線を歯のモデルと組み合わせる。オプションとして、使用者が入力する終了線を、ユーザインターフェースを通じて歯のモデルの上に使用者に表示する。20

【0078】

本発明の少なくとも1つの実施形態について詳しく説明する前に、本発明は、本発明を適用するとき、以下の説明に記載されている、あるいは図面に示されている構成要素もしくは方法またはその両方の構造および配置構成の細部に必ずしも限定されないことを理解されたい。本発明は、別の実施形態の形をとることができる、または、さまざまな方法で実施または実行することができる。

【0079】

本文書においては、方向および向きは、歯科における標準的な方向（例えば歯冠方向、歯根方向、頬方向、舌方向）を使用して示される、または、図面の向きに対して（例えば、垂直方向、水平方向、上、下）示される。30

【0080】

歯にクラウンをかぶせる

【0081】

次に図面を参照する。図1A、図1B、および図1Cは、本発明のいくつかの実施形態による方法および装置を使用して、準備された歯にクラウンをかぶせる工程を示している。図1Aは、元の歯100と周囲の歯肉102の概略図である。図1Bは、（例えばクラウンやブリッジのための）準備後の、図1Aの歯の概略図である。図1Bは、（例えばクラウンやブリッジのための）準備を行った後の、図1Aの歯の概略図である。図1Bは、準備された歯104（歯の栓状部（tooth peg）とも称する）と、歯肉102と、歯肉縁下準備領域106とを示している。図から理解できるように、歯肉縁下領域を露出させるための侵襲的手順（例えば圧排）を実行していないとき、デジタル印象、標準的な印象、または歯の別の測定において視覚的に露出しているのは、歯肉線107より歯冠側（または歯肉線107より上）の歯の歯肉縁上部分のみである。準備終了線108は、歯冠方向（上）における準備された歯の部分と、歯根方向（下）における天然の歯の部分との間の境界を表している。準備終了線108は、エナメル質被覆を含む天然の歯と、エナメル質がほぼ除去された準備された歯とを分けています。歯肉縁下準備領域は、歯肉線107より歯根側（下）、かつ準備終了線108より歯冠側（上）の歯の領域であり、歯肉縁下準備40

備部分を含む。歯肉縁下準備部分は、一般的には階段状の形状を有する（階段形状は丸い形状とすることができる）。階段状の形状は、少なくとも、歯肉縁下準備終了線 108 が階段の外側縁部に一致する歯の部分を囲んでいる。

【0082】

一般的には、良好に取り付けられたクラウンまたはブリッジは、（例えばドリル加工によって）成形または準備された歯の部分（準備終了線 108 より上または歯冠側の部分）すべてを覆っている。いくつかの実施形態においては、準備された歯に良好に取り付けられる補綴物を作製するためには、歯の歯肉縁下領域の測定の精度は、約 200 μm、または約 100 μm、または約 40 μm、または約 30 μm、または約 10 μm、またはこれらの間の値、または 10 μm 未満である。準備された歯の領域全体をクラウンで覆う理由は、準備工程中に歯のエナメル質がしばしば除去されて、エナメル質によって覆われていない、虫歯になりやすい部分が残るためである。10

【0083】

図 1C は、クラウンをかぶせた歯の概略図であり、準備された歯 104 の上に取り付けられた（通常は接着剤で接着された）クラウン 112 を示している。歯肉 102 は、クラウン歯肉線 114 においてクラウンと接触する。一般に、クラウン 112 は、元の歯の概形を復元する。図 1C は、良好に取り付けられたクラウンを示しており、歯肉縁下準備終了線 108（この場合にはクラウンの終了線でもある）におけるクラウンと歯との間のなめらかな歯肉縁下接合部を有する。補綴物と天然の歯との間の表面接合部がなめらかであることは一般に望ましく、なぜなら、割れ目や隙間は細菌の温床となりうるためである。細菌は歯肉の炎症を引き起こすことがあり、結果として虫歯や骨吸収につながり、場合によっては歯を失う。準備終了線もしくは補綴物終了線またはその両方を歯肉縁下に位置させる理由として、例えば、見た目（天然の歯と補綴物の色が異なることや、接合部が見えてしまう）の理由と、歯肉線より下に前から存在する修復部（例えば充填材）を覆うことが挙げられる。20

【0084】

一般的には、クラウン終了線全体にわたりなめらかな、または緩やかな傾き／勾配が形成されるようにするために、クラウン終了線におけるクラウン表面の傾き（傾斜、勾配）は、歯根方向においてクラウン終了線に隣接する天然の歯の表面の傾きと同じであることが望ましい。いくつかの実施形態においては、（例えばクラウン／補綴物の傾きと天然の歯の傾きとを一致させる目的で）線 110 より上の歯の部分の 3D 表面寸法を測定し、この場合に線 110 は、歯肉縁下準備終了線 108 より（歯根方向において）約 0.5 mm ~ 1 mm、または約 0.1 mm ~ 5 mm 下である。30

【0085】

例示的な歯肉縁下部分測定装置

【0086】

図 2A は、本発明のいくつかの例示的な実施形態による、歯の歯肉縁下部分を測定する装置 216（歯肉縁下部分プローブ（SGMP：Subgingival Margin Probe）とも称する）の実施形態の概略側面図である。図示したように、SGMP 216 は、スタイルス 218（または他の細長い測定要素）と本体 220 とを含む。図示した実施形態においては、本体 220 は、オプションとして、イメージヤを格納しており、イメージヤは、オプションとして、カメラ 230, 232 を含む。本発明の例示的な実施形態においては、イメージヤは、スタイルス 218 と、スタイルスの先端部の領域と、スタイルスが接触する歯の領域、のうちの少なくとも 1 つを撮影することのできる視野を有する。オプションとして、イメージヤを使用して、歯のモデルに登録する、もしくは、歯のモデルを生成する、またはその両方に使用できる歯に関する情報を取得する、あるいは、イメージヤを使用して、スタイルスに関する情報を集める。図 2A には、歯の歯肉縁下部分を測定する状態にある SGMP 216 を示してあり、スタイルス 218 の遠位端部におけるスタイルス先端部 222 が、歯肉 202 と、準備された歯 204 との間に挿入されている。40

【0087】

10

20

30

40

50

いくつかの実施形態においては、歯の測定は、歯肉 202 と準備された歯 204 との間にスタイラス 218 を挿入することによる。いくつかの実施形態においては、イメージヤ（例えばカメラ 230, 232）を使用して、例えば直接的に（スタイラス先端部がイメージヤから可視である状態で）、もしくは間接的に（スタイラス先端部がイメージヤから不可視である状態で）、またはその両方において、スタイラス先端部の位置を測定する。いくつかの実施形態においては、歯の可視部分に対するスタイラス先端部の位置を画像から推定する。いくつかの実施形態においては、イメージヤは、同じ 3D 形状の画像を提供する 2 つのカメラ 230, 232 を含んでおり、これらの画像から深さ情報を抽出する。いくつかの実施形態においては、これらの画像を（場合によっては後の時点で）歯のモデルとマッチングし、したがって、この情報からスタイラス先端部と歯の相対的な位置を確認することができる。

10

【0088】

いくつかの実施形態においては、スタイラスは本体に剛的に取り付けられており、剛性のスタイラス 218 は、走査中に本体に対するスタイラス端部の位置が既知であり維持されることを意味する。いくつかの実施形態においては、スタイラスの近位側 224 が本体 220 に取り付けられている。いくつかの実施形態においては、スタイラスの近位側 224 が本体 220 に剛的に取り付けられている。いくつかの実施形態においては、スタイラス 218 は剛性である。

【0089】

いくつかの実施形態においては、スタイラスの近位側 224 が本体 220 に剛的に取り付けられているが、スタイラス 218 は可撓性であり、これによりスタイラス先端部 222 は本体 220 に対して動くことができる。いくつかの実施形態においては、スタイラスの近位側 224 は本体 220 にフレキシブルに取り付けられており、これによりスタイラス 218 は本体 220 に対して動くことができる。本発明の例示的な実施形態においては、スタイラスの動きを使用することで、スタイラスと歯との接触を識別する（例えば歯によってスタイラスがたわむか）、および、スタイラスの走査動作を可能にし、本体 220 に対するスタイラスの動きに基づいて先端部の位置を推定する、のうちの少なくとも一方を行う。

20

【0090】

いくつかの実施形態においては、図 2A に示したように、イメージヤは本体 220 の中に位置している。図 2A に概略的に示した例には、2 つのカメラ 230, 232 が含まれている。いくつかの実施形態においては、イメージヤ（例えばカメラ 230, 232）は、複数の異なる方向から歯 204 の画像を取得し、イメージヤを使用することで、歯 204 の 3D 輪郭、もしくは、オプションとして歯における歯肉 202 および歯肉線 207 の 3D 輪郭、またはその両方を撮影することができる。いくつかの実施形態においては、画像から 3D 形状（例えば歯の可視表面）を再構築するプロセスでは、例えば、モアレトポグラフィー法（縞模様モデリング）、立体鏡視法、または、口腔または非口腔 3D 走査あるいは画像からの形状再構築の技術分野において公知である他の方法、を使用する。

30

【0091】

オプションとして、本体 220 は、1 つまたは複数の照明要素、例えばライト（例：LED、標準的な電球）やパターンプロジェクタを含む。オプションとして、照明要素を使用して、（例えばパターン光を投射することによって）3D 形状再構築を行う。オプションとして、またはこれに代えて、照明要素は、イメージヤや歯科医に光を提供する、もしくは、スタイラスを照らす、またはその両方を目的として使用する。

40

【0092】

いくつかの実施形態においては、SGMP による測定中に、スタイラス 218 によって歯肉組織 202 を一時的に持ち上げて、オプションとして準備終了線 208 を含めて歯肉縁下領域 206 の部分をカメラ 230, 232 に対して露出させる。次いで、歯肉縁下領域 206 の露出した部分を、カメラ 230, 232 によって集められた画像（オプションとしてスタイラス 218 もしくはスタイラスのマーキング 234 またはその両方を含む）

50

を使用して、測定することができる。

【0093】

方法

【0094】

図2Bは、本発明の例示的な実施形態による、1つの歯肉縁下点によって歯のモデルを拡張する方法の流れ図である。

【0095】

ステップ201において、歯の可視部分をモデル化する。いくつかの実施形態においては、歯の可視部分をモデル化するステップは、イメージヤによって集められた画像を処理することによって、もしくは、歯の可視部分をスタイラスによって走査することによって、またはその両方によって行う。いくつかの実施形態においては、歯の可視部分をモデル化するステップでは、口腔内デジタル走査法を使用する。いくつかの実施形態においては、歯の可視部分をモデル化するステップでは、歯から歯肉を離さずに標準の印象を使用した後、印象または印象の型を3D走査する。いくつかの実施形態においては、歯の可視部分をモデル化するステップでは、CT画像、MRI画像、またはX線画像を使用する。次いで、ステップ203において、歯の可視部分に対する、歯の表面上の1つの歯肉縁下点の位置を求める。

10

【0096】

次いで、ステップ205において、歯肉縁下点の位置を使用してモデルを拡張する。いくつかの実施形態においては、歯肉縁下領域を含む歯の3Dモデルを生成する目的で、複数の歯肉縁下点についてこの方法を繰り返す。いくつかの実施形態においては、歯の3Dモデルは、表面形状モデルである。

20

【0097】

いくつかの実施形態においては、例えば、拡張するモデルが（例えばSGMPによって得られる）歯肉縁上部分モデルである、もしくは、位置を使用して構築されるモデルである、またはその両方である場合、拡張するステップは、モデルの構築後に行うことができる。例えば、生の画像もしくは生のセンサ測定値またはその両方を集めてプロセッサに送り、プロセッサが、モデルを生成する、モデルを拡張する、2つのモデルを組み合わせる、のうちの少なくとも1つを行う。オプションとして、例えば歯科医が患者からの質問に答える目的で、低品質のモデルを短時間で再構築することができる。

30

【0098】

モデルを拡張するとき、拡張は、一度に1つまたは複数の点について行うことができ、または、例えば、これらの点を使用してモデルを構築し、そのモデルを既存のモデルと融合する（例えば、重なりが存在する領域を平滑化するステップを使用する）。

【0099】

図2Cは、歯の可視部分に対する歯の歯肉縁下表面上の点の位置を求める方法を示している。

【0100】

ステップ207において、スタイラスを、歯の歯肉縁下（または見えない）表面上的一点に接触した状態に配置する。

40

【0101】

ステップ209において、歯の可視部分の画像を取得する。オプションとして、歯の一部分の画像は、その部分の寸法およびイメージヤに対する位置に関する情報を提供する。

【0102】

ステップ211においては、オプションとして、イメージヤ（または別の固定点）に対するスタイラス先端部の位置を求める。いくつかの実施形態においては、スタイラスが剛性であるため、これは一定距離である。別の実施形態においては、スタイラスを動かす、もしくは、スタイラスが動いたりたわむことがあり、この情報を捕捉するセンサ測定値を使用して、求めた位置を修正することができる。いくつかの実施形態においては、ステップ211をこのように明示的に実際に実行せずに、歯に対するスタイラス先端部の位置の

50

計算を、この求めるステップに数学的に組み込むことができる。

【0103】

ステップ213においては、オプションとして、歯の可視部分に対するスタイラス先端部の位置（もしくは歯の接触面の位置またはその両方）を、イメージヤに対する歯の可視部分の寸法と、イメージヤに対するスタイラス先端部の位置から、求める。

【0104】

いくつかの実施形態においては、歯または別の口腔部構造に1つまたは複数のマーカーを付ける。いくつかの実施形態においては、歯の歯肉縁下表面上の点の位置を求めるステップでは、このようなマーカーに対する位置を、例えば次のようにして求める。

(i) マーカーの画像を取得する。

10

(ii) マーカーの画像もしくは他の検出値またはその両方は、イメージヤに対するマーカーの位置に関する情報を提供する。

(iii) オプションとして、イメージヤに対するスタイラス先端部の位置を求める（例：ステップ211）。

(iv) オプションとして、イメージヤに対するマーカーの位置と、イメージヤに対するスタイラス先端部の位置から、マーカーに対するスタイラス先端部の位置を求める。

【0105】

いくつかの実施形態においては、歯の可視部分に対する、1つまたは複数のマーカーの位置は、（例えば、ユーザの入力、マーカーをスタイラス先端部に接触させる、このような情報に関連付けられるコードの入力、のうちの少なくとも1つに基づいて、例えば処理回路によって）既知であり、1つまたは複数のマーカーに対するスタイラス先端部の位置から、歯の可視部分に対するスタイラス先端部の位置を、例えば解析幾何学法を使用して求める。

20

【0106】

一般的に、この実施形態および別の実施形態において、ある要素の位置は、さまざまな方法、例えば画像処理の技術分野において公知の方法などを使用して、画像から抽出することができる。例えば、3D幾何学的処理において公知であるように、さまざまな幾何学的計算法を使用することができる。モデル／画像のマッチングや再構築では、画像マッチング、3Dモデルマッチング、サーフェスマodelマッチングの技術分野において公知の方法を使用することができる。

30

【0107】

いくつかの実施形態においては、歯の可視部分に対する1つまたは複数のマーカーの位置を求めるには、スタイラス先端部と画像を使用して、歯の可視部分における一連の位置を測定し、歯の可視部分のモデルに関連する一連の測定位置を統合または（例えば点群マッチング手法を使用して）マッチングして、歯の可視部分のモデルに関連する、1つまたは複数のマーカーの位置と歯肉縁下点を見つける。

【0108】

走査

【0109】

いくつかの実施形態においては、本文書に記載されている方法に従って（例えば図2Bおよび図2Cに記載されているように）歯肉縁下部分の測定を複数回行う。いくつかの実施形態においては、複数の異なる歯肉縁下表面における複数回の測定は手操作で行い、この場合、使用者は、スタイラス先端部を複数の異なる歯肉縁下表面に接触した状態に配置する、またはスタイラス先端部を歯の表面に沿って手操作で動かす（走査する）。

40

【0110】

本発明の例示的な実施形態においては、複数回の測定を行うことによって、歯の表面の形状を再構築することができる。本発明の例示的な実施形態においては、再構築される表面は、例えば、歯肉線より下、またはクラウンをかぶせるために歯に形成された階段部より下、最大で1mmの深さ、2mmの深さ、3mmの深さ、5mmの深さ、またはこれらの中間の深さ、または5mm以上の深さにわたる歯肉縁下（かつ骨より上の）表面の、1

50

0 % ~ 1 0 0 % の範囲内（例えば 2 0 % ~ 7 0 % の範囲内）である。オプションとして、走査される領域は、歯の周囲の 1 0 % ~ 1 0 0 % の範囲内（例えば 2 0 % ~ 7 0 % の範囲内）である。いくつかの場合、2 本以上の歯の表面を再構築する。オプションとして、またはこれに代えて、走査には、歯の歯肉縁上部分も含まれる。いくつかの実施形態においては、走査を繰り返し、例えば歯科医は、歯のデータから生成されたモデル（または他の視覚化データ）を検討した後、歯の形状を修正する。

【 0 1 1 1 】

本明細書に記載されている方法のいくつかにおいては、例えば、先端部の位置の実質的に連続的な測定を組み込む（これは手動走査の場合でも有用であり得る）ことによって、もしくは、画像の取得速度よりも高い速度でデータを取得することによって、またはその両方によって、測定中の取得速度もしくは精度またはその両方が高まる。10

【 0 1 1 2 】

いくつかの実施形態においては、走査では、図 2 A に矢印 2 2 6 , 2 2 8 によって示したように、スタイラス先端部が歯の表面に接触した状態を維持しながら、歯冠 - 歯根方向に（ほぼ垂直方向に）スタイラス先端部を動かす（これは歯から歯垢を除去するときや歯周ポケットを調べるときに一般的に歯科医が使用する掻き取り動作（scraping movements）に似ている）。本文書においては、歯冠 - 歯根方向の動き、垂直方向の動き、上下方向の動きと称しているが、スタイラスが歯の表面に接触したままであるため、この動きには、歯冠 - 歯根方向以外のスタイラス先端部の動き成分も含まれる。いくつかの実施形態においては、後からさらに詳しく説明するように、走査は、本体もしくはスタイラス近位端部またはその両方の歯冠 - 歯根方向の動きによるが、スタイラスがたわんだり変形したりするため、スタイラス先端部は、上述したように、歯と接触した状態を維持しながら歯冠 - 歯根方向の動きを実行する。20 いくつかの実施形態においては、スタイラスが歯に接触した状態を維持するため、歯の表面の方向における横方向の力によってスタイラスを歯に接觸させる。いくつかの実施形態においては、横方向の力は、スタイラスと本体の取付け部の弾性、もしくは、スタイラス自体の弾性、またはその両方によって提供される。いくつかの実施形態においては、横方向の力は、スタイラスもしくは本体またはその両方を、手操作によってまたは自動的に歯の中心の方に（例えばアクチュエータによって）シフトさせることによって提供される。

【 0 1 1 3 】

いくつかの歯の準備工程においては、準備された歯は、鋭角、例えば歯の準備終了線における階段形状（準備された歯と天然の歯との間の境界）を含む。準備された歯に階段形状が含まれる場合、スタイラスが歯の表面に接触した状態を維持しながら歯冠 - 歯根方向におけるスタイラスの垂直走査を実行することが難しいことがある。これは、階段形状と天然の歯との間の高角（high angle）による（例えば、スタイラスは高角によって引っかかり、接触を失って高角を飛び越える）。

【 0 1 1 4 】

いくつかの実施形態においては、スタイラスの垂直走査が難しいという問題は、歯の表面に垂直に走査することによって克服することができる。いくつかの実施形態においては、スタイラスの走査動作（いくつかの実施形態においては自動的である）は、歯の一部の表面においては垂直方向の動作であり、歯の一部の表面においては歯の表面に垂直な動作である（例えば、スタイラスは、歯の階段形状の上側部分を垂直方向に走査し、歯の階段形状の基部を、歯の表面に垂直に走査する）。いくつかの実施形態においては、スタイラスの走査動作（いくつかの実施形態においては自動的である）は、垂直方向の動作と、歯の表面に垂直な動作または歯の表面に沿った動作との組合せである（例えば、空間におけるらせん動作、または歯の表面に対する円形動作）。

40

【 0 1 1 5 】

図 2 D は、頸部における歯の概略的な上面図である。準備された歯または歯の栓状部 2 0 4 を、頸部 2 2 1 における他の歯と一緒に示してある。スタイラスの第 1 の位置 2 1 8 a、スタイラスの第 2 の位置 2 1 8 b、およびスタイラスの経路 2 1 9 は、準備された歯50

204の周囲におけるスタイラスの走査動作を示している。いくつかの実施形態においては、走査動作は、準備された歯204の周囲の経路219に沿って右回りである。いくつかの実施形態においては、走査動作は、準備された歯204の周囲の経路219に沿って左回りである。いくつかの実施形態においては、走査動作は、準備された歯204の周囲の経路219に沿って連続的である。いくつかの実施形態においては、走査動作は、準備された歯204の周囲の経路219に沿って不連続である。

【0116】

いくつかの実施形態においては、歯肉縁下部分の走査は、スタイラスを一方向に動かしながら、別の方向にスタイラスを繰り返し動かすことによる。例えば、いくつかの実施形態においては、上述したように、歯の表面に接触した状態を維持しながらスタイラスを歯冠 - 歯根方向に動かす動作を、スタイラスの経路219に沿ってスタイラスを動かす動作と組み合わせる（例えば、スタイラスは歯の周囲を走査しながら垂直方向に振動する）。 10

【0117】

いくつかの実施形態においては、歯の表面に接触した状態を維持しながらスタイラスを歯冠 - 歯根方向に動かす動作は、本体に対するスタイラス先端部の動きによって達成されるが、経路219の周囲に沿ってスタイラスを動かす動作は、スタイラスおよび本体の両方による。いくつかの実施形態においては、歯の表面に接触しながらの歯冠 - 歯根方向の動作と、経路219の周囲に沿ってのスタイラスの動作の両方において、スタイラスは本体に対して動く。いくつかの実施形態においては、本体220は、準備された歯、別の1本の歯、別の複数の歯、頸部、外部の固定具のうちの少なくとも1つに固定される、または、装置の1つまたは複数の部分を患者が噛むことによって固定される。 20

【0118】

いくつかの実施形態においては、走査は、歯における複数の異なる深さ（歯冠 - 歯根方向の位置）において、準備された歯の周囲を（例えば経路219の周囲を）スタイラスが連続的に動くことによる。

【0119】

いくつかの実施形態においては、スタイラスによる歯の走査は自動的とすることができ、例えば、1つまたは複数のモータ（例えばアクチュエータ）が、スタイラスもしくはスタイラス本体またはその両方を動かす。いくつかの実施形態においては、本装置は、部分的に歯を自動的に走査することができ、例えば、上述したように、歯の表面に接触しながらの歯冠 - 歯根方向の動作は自動的であり、経路219の周囲については使用者がスタイラスを手操作で動かす。 30

【0120】

準備された歯204の周囲の口腔部構造としては、例えば、複数の歯、口蓋、舌、頬、歯肉が挙げられる。周囲の口腔部構造は、スタイラスの位置218aと位置218bにおいて異なる。218aにおいては、スタイラスは別の歯に隣接していないが、舌に隣接している。218bにおいては、スタイラスは隣の歯344に隣接している。経路210の周囲のいくつかの位置においては、周囲の口腔部構造が撮影における障害物となり得る。 40

【0121】

本発明の例示的な実施形態においては、垂直方向の走査は、スタイラスと本体との間の結合部によって提供され、この結合部は、リニアアクチュエータや圧電素子など、長さを変化させる要素を含む。類似する構造や、後から説明する構造を使用することで、スタイラスの動作を提供することができる。

【0122】

本発明の例示的な実施形態においては、得られた信号の信号処理時に、スタイラス先端部が歯に接触しているタイミングに関連するデータを保存する一方で、オプションとして、それ以外のデータを破棄する、もしくはイメージヤによる再構築に使用しない、またはその両方である。

【0123】

10

20

30

40

50

本発明の例示的な実施形態においては、走査中に画像の取得が継続され、オプションとして、画像取得の速度もしくはそのタイミングまたはその両方は、走査パラメータに一致する。

【0124】

本明細書においては、走査は、歯のモデルを構築するために情報を集めることであると説明しているが、いくつかの実施形態においては、走査または1回の接触を使用してデータを入力する。一例においては、使用者は、歯に「マークする」ようにユーザインターフェースに指示することによって歯にマークを付けることができ、次いで、歯に接触して、歯の一部分に沿って走査する。指示が早期であるため、この情報を、オプションとして、再構築された歯のモデルまたは別の歯のモデルと一緒に、単なる表面以外の部分を(も)示すものとして格納することができる。一例として、終了線にマークを付ける。別の例として、歯肉縁下部分の走査が必要である境界にマークを付ける。10

【0125】

例示的な形状および寸法

【0126】

いくつかの実施形態においては、スタイラス先端部の太さ／厚さは、0.1mm～2mmの範囲内、または0.5mm～1.5mmの範囲内であり、これにより、スタイラス218を挿入することで患者の歯肉が損傷することを防止することができ、さらに、使用者(歯科医)は測定時にスタイラスを容易に挿入して動かすことができる。スタイラス先端部が円形断面を有する場合、スタイラス先端部の太さ／厚さはスタイラスの直径である。スタイラス先端部が円形以外の断面を有する場合、スタイラス先端部の太さ／厚さは、断面の中心点を通る直線によって結ぶことのできる、断面の周囲上の2点の間の最小距離である。いくつかの実施形態においては、スタイラス先端部の太さ／厚さは1mmより小さい。いくつかの実施形態においては、スタイラス218は、その長手方向に沿って、0.05～7mmの範囲で、または0.5～3mmの範囲で、太さ／厚さが変化する。いくつかの実施形態においては、スタイラスの太さ／厚さが長手方向に沿って変化する(例えば、スタイラス先端部の太さ／厚さが、スタイラスと本体との取付け部におけるスタイラスの太さ／厚さよりも小さい)ことによって、スタイラスは折れることなくたわむことができる。20

【0127】

いくつかの実施形態においては、スタイラスは、先端部が円錐形状であり、スタイラス本体が円錐形状の先端部の円形底面とほぼ同じ直径を有するように、成形されている(例えば、スタイラスの形状は鉛筆の形状に似ている)。

【0128】

細いスタイラス(例えばスタイラス先端部を除くスタイラス本体の直径が3mm未満または1mm未満)は、可撓性とすることができます、走査中に力がかかったときにたわむ。いくつかの実施形態においては、スタイラスと本体の取付けは完全に剛性的ではなく、結果としてスタイラスと本体との結合部において機械公差が生じる。いくつかの実施形態においては、スタイラスの可撓性と、スタイラスと本体の結合部の機械公差によって、走査時、スタイラス先端部は、(スタイラスの挿入および走査動作のために印加される力によって)本体に対して10～100μm動くことができる。いくつかの実施形態においては、スタイラス先端部は、本体に対してより大きく動くことができ、例えば、スタイラス先端部は、本体に対して最大で2mm動く。いくつかの実施形態においては、後からさらに詳しく説明するように、本体に対するスタイラス先端部の位置を推定する。40

【0129】

いくつかの実施形態においては、歯を走査するとき、SGMPの本体220は歯科医が保持する。いくつかの実施形態においては、スタイラスと、少なくともスタイラスに結合されている本体の部分とを含む、SGMPの縦方向部分を、患者の口の中に入れることができる(例えば図9Aに示した高さ978)。いくつかの実施形態においては、スタイラス先端部から本体上部までのSGMPの高さまたは縦方向寸法(例えば図9Aに示した高50

さ 9 7 8) は、 1 0 c m 未満、 または 7 c m 未満、 または 5 c m 未満、 または 3 c m 未満である。前述したように、 いくつかの実施形態においては、 スタイラスが歯冠 - 歯根 (垂直) 向きに挿入されたときに測定を行う。いくつかの実施形態においては、 スタイラスの長さは、 8 c m 未満、 または 5 c m 未満、 または 3 c m 未満、 または 2 c m 未満である。いくつかの実施形態においては、 最終光学要素 (例えばカメラ、 ミラー) は、 スタイラス先端部から 8 c m 以内、 または 4 c m 以内、 または 2 c m 以内である。

【 0 1 3 0 】

4 つのカメラを含む歯肉縁下部分装置

【 0 1 3 1 】

いくつかの実施形態においては、 複数のカメラ (例えば 4 つのカメラ) が、 隣接する歯の画像を集める。例えば、 図 3 B において、 隣接する歯 3 4 4 は、 カメラ 3 3 2 , 3 4 2 の視野内である。いくつかの実施形態においては、 隣接する歯の画像を使用して、 隣接する歯を含む測定値またはモデルを得る。いくつかの実施形態においては、 隣接する歯を含む測定値またはモデルを使用して、 クラウン、 ブリッジ、 またはその他の補綴物の境界を求める。いくつかの実施形態においては、 隣接する歯の画像を使用して、 集めた画像を歯のモデル (例えば、 口腔内スキャナ、 標準的な印象の走査、 C T からの歯のモデル) に登録する。

10

【 0 1 3 2 】

次に図 3 A および図 3 B を参照する。図 3 A は、 本体 3 2 0 が 4 つのカメラ 3 3 0 , 3 3 2 , 3 4 0 , 3 4 2 を含む実施形態の上面図を示している。本体ケーブル 3 4 8 も見えている。いくつかの実施形態においては、 本体は細長い形状であり、 いくつかの実施形態においては、 本体は、 測定中、 患者の口の外側に出ている。細長い本体は、 省略線 3 4 9 によって示してある。

20

【 0 1 3 3 】

図 3 B は、 図 3 A の本体を含む S G M P の側面図を示している。さらに、 図 3 B には、 スタイラス 3 1 8 、 スタイラスのマーキング 3 3 4 、 歯 3 0 4 、 歯肉 3 0 2 、 隣接する歯 3 4 4 , 3 4 6 、 ケーブル 3 4 8 、 省略線 3 4 9 も示してある。図 3 B は、 スタイラス 3 1 8 が、 準備された歯 3 0 4 と隣接する歯 3 4 4 との間に挿入された状態 (図 2 D に示したスタイラスの第 2 の位置 2 1 8 b に似ている) を示している。

30

【 0 1 3 4 】

スタイラス位置の測定時 (例えば図 2 D における経路 2 1 9 の周囲) において、 周囲の口腔部構造が撮影の障害物となることがある。 S G M P のカメラの数を増やすことは、 カメラの視野に障害物が入っても、 1 つまたは複数の別のカメラが障害物のない視野を有することができることを意味する。例えば、 図 3 B に示した歯肉縁下部分領域 3 5 0 の少なくとも一部は、 2 つのカメラ 3 3 0 , 3 4 0 の視野に入れることができる。

30

【 0 1 3 5 】

いくつかの実施形態においては、 4 つのカメラがスタイラス 3 1 8 およびスタイラスのマーキング 3 3 4 を撮影し、 歯 3 0 4 に対するスタイラス先端部の位置を高い精度で (例えば 1 0 μ m 以内の精度で) 推定する。

40

【 0 1 3 6 】

図 3 A および図 3 B には、 本体 3 2 0 を外部電源や処理アプリケーション (例えば処理アプリケーション 1 2 8 0) に接続することのできるケーブル 3 4 8 も概略的に示してある。いくつかの実施形態においては (図 2 A に示した実施形態を含む) 、 S G M P 2 1 6 はワイヤレスであり、 例えば電源用の内部バッテリを有する。いくつかの実施形態においては、 ワイヤレスの S G M P 2 1 6 は、 例えば外部のプロセッサや処理アプリケーションと通信するためのワイヤレス通信インフラストラクチャを含む。

40

【 0 1 3 7 】

いくつかの実施形態においては、 図 3 B に示したように、 スタイラスによる測定中、 スタイラスの向きは歯冠 - 歯根方向であり、 遠位 - 近位方向 (水平) に対する傾斜角 は約 9 0 ° である。いくつかの実施形態においては、 スタイラスの向きは、 頬部 - 舌部方向

50

(図示していない)に対して約90°である。しかしながら、いくつかの実施形態においては、スタイルスが異なる角度で挿入されているとき、例えば、遠位-近位方向または頬部-舌部方向に対する傾斜角が90°未満、または45°未満、または20°未満であるとき、測定値を集めることができる。いくつかの実施形態においては、準備終了線より下での歯の測定時、または、歯根-歯冠方向に歯の角度が大きくなる(例えば歯は歯根に向かって細くなる)歯の表面の測定時、スタイルスを傾ける。経路219の周囲を移動させている間、スタイルスを異なる角度または向きで動かすことができる。例えば、いくつかの実施形態においては、第1のスタイルス位置218aにおいてスタイルスを挿入する角度と、第2のスタイルス位置218bにおいてスタイルスを挿入する角度とは異なる。いくつかの実施形態においては、準備された歯と隣接する歯との間の隙間がスタイルス先端部の直径よりも小さく、大きな傾斜角において(例えば頬部-舌部方向に対して45°未満の傾斜角において)、側面から(例えば頬部方向または舌部方向から)スタイルスを挿入して、歯肉縁下表面を測定する。いくつかの実施形態においては、本体に隣接するスタイルス部分の向きの角度(図3Bにおいて角度として示した角度)は、90°である、または45°~90°の範囲内の角度である、または45°未満の角度である。

10

【0138】

撮影およびカメラ

【0139】

図4A、図4B、図5A、図5B、図6A、図6Bは、本装置の3つの例示的な実施形態におけるカメラの視野(FOV)を示した実施形態の上面図である。図示した上面図は、歯より上のカメラのFOVの断面(およびスタイルスの断面)を示しており、カメラのFOVおよび重なり部分は深さによって変化する。いくつかの実施形態においては、カメラのFOVの3次元形状は円錐台形状であり、FOVの切り取られた先端部がカメラのレンズに位置する。

20

【0140】

図4Aおよび図4Bは、2つのカメラを有する実施形態によって歯404が測定されるときの上面図を示している。さらに、2つのカメラのFOV 430, 432と、スタイルス434も示してある(図を明瞭にするため本体は示していない)。図4Aにおいては、両方のカメラの視野内に歯404およびスタイルスが入っている。図4Bは、図4Aの装置を示しており、本体やカメラを回転させることなく、装置を歯の周囲に沿って動かした状態である。図4Bにおいては、スタイルス434と歯404がカメラの視野をいくらか遮っている。いくつかの実施形態においては、カメラの重なり合うFOVは、歯およびスタイルスに位置するように設定される。

30

【0141】

図5Aおよび図5Bは、平坦な断面を有するスタイルスを備えた実施形態を示している。スタイルスの平坦な断面は、スタイルスが歯の周囲を動くときにスタイルスが回転する傾向にあることを意味する。図5Bにおいては、スタイルス534が歯504の周囲を動いたときに、カメラのFOV 530, 532がスタイルス534とともに回転しており、カメラのFOV 530, 532は遮られていないままである。いくつかの実施形態においては、図5Aおよび図5Bに示したように、スタイルスが歯の周囲を動く(または走査する)につれてカメラが回転する。いくつかの実施形態においては、スタイルスが歯の周囲を走査するにつれて、スタイルス、イメージヤ/カメラ、および本体が回転する。いくつかの実施形態においては、スタイルスが歯の周囲を走査する間、イメージヤが回転し(例えば図5Aおよび図5Bに示したようにカメラのFOVが動く)、それ以外の本体の部分は回転しない。イメージヤが回転する一方で、本体のそれ以外の部分が回転しないことの利点として、本体は、人の口の中に収容することのできない1つまたは複数の寸法を有することができる(例えばケーブル348)。例えば、いくつかの実施形態においては、スタイルスとイメージヤ/カメラが回転ヘッドを通じて本体に取り付けられており、回転ヘッドは、スタイルスが歯の周囲を走査している間、自動的または手操作によって回転させることができる。

40

50

【 0 1 4 2 】

図 6 A および図 6 B は、図 3 A および図 3 B に示した実施形態に類似する、4 つのカメラを有する実施形態を示している。図 6 A および図 6 B は、歯 604、スタイルス 634、カメラの F O V 630, 632, 640, 642 を示している。図 6 B は、スタイルス 634 が歯の周囲を動いたときに、少なくとも 2 つのカメラの視野が遮られていないことを示している。

【 0 1 4 3 】

オプションとして、集められた画像から表面形状（例えば歯の歯肉縁上部分の表面形状）を推定するときの精度を向上させる目的で、歯の可視部分や口腔部の可視部分に、構造化された光を投射することができる。いくつかの実施形態においては、SGMP は、構造化された光を照らすための 1 つまたは複数のパターンプロジェクタを含む。いくつかの実施形態においては、構造化された光を使用して 3D 形状を再構築する技術分野において公知のパターンを使用する。いくつかの実施形態においては、パターン投影の技術分野において公知であるように、空間符号化、波長符号化、時間符号化（交互構造化パターン）のうちの少なくとも 1 つを有するパターンを使用する。いくつかの実施形態においては、構造化された光のプロジェクタは、本体に位置している（例えば図 8 における 855）。これに代えて、いくつかの実施形態においては、構造化された光のプロジェクタは、スタイルスおよび本体とは個別のユニットに位置している。構造化された光を使用する恩恵として、3D 深さ情報を 1 つのカメラによって集めることができる。

【 0 1 4 4 】

いくつかの実施形態においては、本装置は、本体内のカメラに加えて、本体およびスタイルスの外部のカメラを含む。例えば、SGMP によって測定値を集めている間（例えばスタイルスで走査している間、画像を取得している間）、クラウンまたは他の補綴物を受け入れる歯に隣接する歯（例えば図 3 B における歯 344 や歯 346）に、イメージヤを有する個別のユニットを一時的に取り付けることができる。いくつかの実施形態においては、この個別のイメージヤユニットは、スタイルス 318 を追跡する、もしくは、測定する歯や他の口腔部構造の画像を取得する、またはその両方を行う。いくつかの実施形態においては、構造化された光のプロジェクタは、外部のカメラモジュール／ユニットに位置している。

【 0 1 4 5 】

いくつかの実施形態においては、イメージヤユニットまたはカメラユニットを、測定する歯とは反対側の顎部に位置させることができ、これらのユニットは、測定する歯およびスタイルスの側面図を提供する。

【 0 1 4 6 】

いくつかの実施形態においては、本体もしくはイメージヤユニットまたはその両方の 1 つまたは複数の部分の厚さは、歯を測定する患者が、イメージヤユニットまたはカメラユニットの一部分を噛むことによってユニットを所定の位置に保持することができるような厚さとすることができます。いくつかの実施形態においては、イメージヤユニットまたはカメラユニットを使用して、測定中に患者の口が開いた状態に維持する。いくつかの実施形態においては、イメージヤユニットまたはカメラユニットは、外部の固定具に保持される。

【 0 1 4 7 】

オプションとして、いくつかの実施形態においては、本体にはイメージヤ／カメラが含まれず、イメージヤ（例えばカメラ）は、1 つまたは複数の外部ユニットに位置する。いくつかの実施形態においては、1 つまたは複数のイメージヤ外部ユニットを、患者の歯または顎部に取り付ける、または使用者が手で持つ。図 20 は、スタイルスとイメージヤが個別の要素である実施形態の概略図である。スタイルス 2018 は、本体 2020 に取り付けられている。いくつかの実施形態においては、本体 2020 は、省略線 2049 によって示したように細長い。窓 2058 を含むイメージヤ 2030 は、スタイルス 2018 または本体 2020 に取り付けられていない。いくつかの実施形態においては、イメージ

10

20

30

40

50

ヤ 2 0 3 0 は、市販されている（例えば歯肉縁上部分用の）口腔内スキャナであるが、このようなスキャナのソフトウェアには、例えば、後から説明するように、歯肉縁下部分の撮影を支援したり、再構築時にスタイルスを無視するように、変更を加える。図 2 0 に示したように、いくつかの実施形態においては、スタイルス 2 0 1 8 は、水平線 2 0 に対して、 90° ではないスタイルス傾斜角 2 0 において歯 2 0 0 4 に接触している（例えば図示したように、傾斜角 2 0 は 90° 未満である）。本体にカメラが含まれない利点として、歯科用具（例：歯科用プローブ）において一般的であるように、スタイルスは極めて細く軽量なハンドル（本体）を有することができる。いくつかの実施形態においては、カメラを含まない本体およびスタイルスは、使い捨て式である。

【 0 1 4 8 】

10

高倍率カメラを使用しての光学測定は、被写界深度（D O F）すなわちカメラのピントが合っている深度範囲が（顕微鏡におけるように）比較的小さいため、難しいことがある。カメラの被写界深度（D O F）は、カメラのレンズの開口率によっては、例えば 0.1 mm 未満であり得る。測定値を集めるのに焦点走査（focus scanning）を使用しないいくつかの既存の口腔内スキャナ（例えば、3 M E S P E L a v a™ C h a i r s i d e O r a l S c a n n e r）では、使用者は、ピントが合うように正しい距離にスキャナを保持するようにユーザインターフェースを通じて指示される。

【 0 1 4 9 】

20

スタイルスがイメージヤに取り付けられている実施形態においては、スタイルス先端部とイメージヤとの間の距離は機械的に安定しており、すなわち、1つまたは複数のカメラの焦点距離の範囲が、（例えば、装置の製造時に、または、走査前あるいは走査中に使用者によって）設定される。いくつかの実施形態においては、カメラの焦点距離（カメラによって取得される画像のピントが合っている距離）の範囲は、スタイルス先端部における空間領域がカバーされるように（例えば装置の製造時に）設定される。いくつかの実施形態においては、カメラの焦点距離の範囲は、スタイルスが歯の歯肉縁下部分に接触しているときに歯肉縁下部分や歯の可視部分が含まれる推定される空間領域がカバーされるように、設定される。カメラや最終光学要素とスタイルス先端部との間の距離を機械的に設定する恩恵として、使用者は、装置の焦点を合わせる操作や、測定する歯から、ピントの合う正しい距離に装置を保持する操作を行う必要がない。カメラや最終光学要素とスタイルス先端部との間の距離を機械的に設定する別の恩恵として、焦点合わせがより正確かつ迅速であることにより、既存の歯科用スキャナよりも高速に、または高い精度で、またはその両方において走査を行うことができる。

【 0 1 5 0 】

30

いくつかの実施形態においては、各カメラ位置において、例えばカメラのレンズを動かすことにより異なる焦点距離（例えば走査レンズの焦点）においていくつかの画像を取得することによって、測定を行うことができる。この実施形態においては、走査レンズの焦点を、カメラと撮影する領域との間の距離の機械的な安定化と組み合わせ、この場合、機械的な安定化は、スタイルスをイメージヤの最終光学要素に機械的に結合することによる。走査レンズの焦点を、歯の関心領域までの焦点距離の機械的な安定化と組み合わせる恩恵として、（例えば対象の歯全体にわたる）特定の画像鮮明度を得るために焦点距離段階の数（もしくは焦点距離の必要な範囲またはその両方）を低減することができる。低減（および例えば高速化や精度の向上）のための1つの方法として、カメラと歯の関心領域との間の未知の距離を補正するための焦点距離段階のための画像を取得しない。

40

【 0 1 5 1 】

いくつかの実施形態は、準備された歯、それ以外の歯、口腔部構造のうちの少なくとも1つの追加の画像を取得するために使用される、より広い視野を有する1つまたは複数のカメラを含む。いくつかの実施形態においては、準備された歯の画像を広い視野の画像に登録するステップを使用して、本体を正しい方向に向ける、もしくは、対象の歯全体のモデルまたは複数の歯のモデルに測定値を登録する、またはその両方を行う。

【 0 1 5 2 】

50

いくつかの実施形態においては、測定する歯と追加の口腔部構造を含む画像（例えば、広い視野の1つまたは複数のカメラによって取得された1枚または複数の画像）を、イメージヤからの、準備された歯の1枚または複数の画像とマッチングする。これにより、口の中の準備された歯の取得された画像に向きが提供され、準備された歯の画像や測定値のマッチングを支援する。

【0153】

いくつかの実施形態においては、より広い視野のカメラが本体に取り付けられている。いくつかの実施形態においては、より広い視野のカメラを、口腔部構造に取り付ける、または口の外側において所定の位置に保持する。いくつかの実施形態においては、より広い視野を有するカメラを使用して画像を取得し、測定する歯に隣接する歯の粗い3Dモデル、もしくは、顎部全体の粗い3Dモデル、またはその両方を構築する。10

【0154】

オプションとして、本体は、1つまたは複数の追加のカメラを含んでおり、これらのカメラは、反対方向を向いている、例えば、追加のカメラは、準備された歯の画像を取得するカメラの方向から約180°の方向を向いている（視野が逆向き）。いくつかの実施形態においては、反対方向を向いているカメラは、測定する歯とは反対側の顎部の画像を取得する。いくつかの実施形態においては、反対側の顎部における、予定されている補綴物（例えばクラウン、ブリッジ）とは反対側の1本または複数の歯の画像を使用して、反対側の顎部における1本または複数の歯に適合し、反対側の歯との良好な噛み合わせや口の閉じ具合（closure）を提供する補綴物を作製する。20

【0155】

いくつかの実施形態においては、追加のカメラのFOVは、イメージヤのFOVよりも、準備された歯から遠くに位置しており、したがって、追加のカメラの位置の制約を、イメージヤの位置の制約よりも緩くすることができる（例えば、追加のカメラをSGMPのハンドルに配置することができる）。このことは、口腔内での使用に適する形状係数や大きさを維持するうえで役立つ。

【0156】

いくつかの実施形態においては、イメージヤは、異なる角度を有する1つまたは複数のミラーを含んでおり、ミラーは、1つのカメラに2つ以上の視野を提供する。これにより、撮影センサの数を減らすことができる一方で、複数の視点からの画像を得ることができる。30

【0157】

いくつかの実施形態においては、（例えば、マーカー、スタイルス、スタイルスのマークイング、歯の可視部分のうちの少なくとも1つの）画像の（例えば後述する処理アプリケーション1280による）画像処理において、ピクセルの1/10またはそれより詳細な解像度を提供するサブピクセル解像度または超解像度を使用することができる。いくつかの実施形態においては、形状（例えば、マーカー、マークイング、歯の形状）とピクセルの間の複数の相互作用（interaction）を使用する。いくつかの実施形態においては、複数の画像を使用する。例えば、画像を互いに、またはモデルに位置合わせすることができる、あるいは、マッチング／測定される画像の形状（歯の表面の形状やマーカーなど）が複数のピクセルと交差することを利用する手法を使用して、マークイングをサブピクセル精度で測定することができる。40

【0158】

いくつかの実施形態においては、撮影は、SGMPの1つまたは複数の部分が動いているかまたは振動している間に行う。いくつかの実施形態においては、1つまたは複数の装置パラメータ（本体の質量、スタイルスの質量に対する本体の質量、横方向の動きのばね力に対する本体の質量など）は、スタイルスの動きまたは振動の影響（例えば画像スミアにつながる）が小さいかまたは既知であるように、選択する。いくつかの実施形態においては、本体の質量は、スタイルスの質量や横方向の動きのばね力に対して大きく、これによりスタイルス818の動き／振動中における本体820の振動が小さくなる。いくつか50

の実施形態においては、本体の質量は、10g以上、または20g以上、または50g以上、または100g以上、または500g以上である。いくつかの実施形態においては、スタイラスの質量に対する本体の質量の比は、2:1以上、または5:1以上、または10:1以上、または50:1以上、または100:1以上、または1000:1以上である。

【0159】

いくつかの実施形態においては、オプションとして、またはこれに代えて、スタイラスの振動または移動によるイメージヤの動きを補正する。いくつかの実施形態においては、この技術分野において公知である画像安定化手法を使用することによって、例えば、1つまたは複数のイメージヤのレンズもしくはイメージヤの最終光学要素またはその両方の動きをスタイラスの動きに同期させることによって、イメージヤの動きを補正する。一実施形態においては、イメージヤのレンズは、スタイラスによる走査時の垂直方向の動きと同じ周波数の振動で動く。オプションとして、またはこれに代えて、センサ（本体に結合された加速度計やジャイロセンサなど）を使用して、走査時の動きや振動を検出したり、これらを予測することもでき、したがって、動き／振動、画像処理、画像取得の少なくとも2つを同期させることができる。10

【0160】

いくつかの実施形態においては、イメージヤは、撮影センサおよび他の光学要素（例えばレンズ）を含んでおり、これらは、口の中の視野を定義する光学経路を協働して定義する。オプションとして、イメージヤの1つまたは複数の部分は、イメージヤの他の部分とは個別の位置にある。イメージヤの部分のうち、スタイラス先端部までの直接的な可視光学経路が最短である部分を、本明細書においては、「イメージヤの最終光学要素」または「最終光学要素」と称する（例えば、経路を曲げるミラーまたはレンズ、透明な固体の光学ポート）。いくつかの実施形態においては、「（1つまたは複数の）カメラ」が記載されており、これらの場合、語「カメラ」、「複数のカメラ」、「1つまたは複数のカメラ」は、語「イメージヤ」と等価であることを理解されたい。20

【0161】

いくつかの実施形態においては、スタイラス先端部の位置を、1つまたは複数のカメラが画像を取得するよりも高い速度で（例えばセンサによって）測定する。

【0162】

いくつかの実施形態においては、スタイラス先端部の位置を、歯のモデルの座標系に較正し、スタイラス先端部の位置を、撮影よりも高い速度で測定する。30

【0163】

スタイラスのマーキングと自己較正

【0164】

オプションとして、図2A（および図3B）に示したように、スタイラス218は、その長手方向に沿って1つまたは複数のマーキング234（および334）を含む。いくつかの実施形態においては、カメラ230, 232は、スタイラス本体に沿ったマーキング234を含めてスタイラス218の画像を取得することによって、スタイラス218を光学的に追跡する。スタイラスのマーキング234を使用することで、たとえスタイラス先端部222がカメラから見えないときでも、歯204に対するスタイラス本体218の位置、およびしたがってスタイラス先端部222の位置を、カメラによって取得された画像から推定することができる。40

【0165】

いくつかの実施形態においては、図2Aおよび図3Bに示したように、スタイラスのマーキングは、スタイラス上の対比色のマーキングである。いくつかの実施形態においては、スタイラスの1つまたは複数のマーキングは、1つまたは複数のミラーとすることができる。いくつかの実施形態においては、スタイラスの1つまたは複数のマーキングは、高コントラストのマーカー（例えば、逆反射体、鏡面球、平面鏡、球状のミラー）とすることができる。いくつかの実施形態においては、スタイラスの1つまたは複数のマーキング50

は、それ自体が発光し（例えばLED）、オプションとして、1つまたは複数の自己発光するマーキングへの給電は、1つまたは複数のLEDを電源（例えばバッテリ）に接続する、中空のスタイラスの中を通る1本または複数のワイヤによって行う。いくつかの実施形態においては、スタイラスは中空であり、（例えば内部の光ファイバや、スタイラスの基部に取り付けられた光源を使用して）中から発光し、マーキングはスタイラスにおける窓またはビーム整形要素である。

【0166】

オプションとして、スタイラスの1つまたは複数のマーキングは、イメージヤのSGMP自己較正に使用することができる。スタイラスの既知の寸法、マーカーの既知の寸法、マーカー間の既知の距離、スタイラスに沿ったマーカーの既知の変位のうちの少なくとも1つを使用して、イメージヤを較正することができ、既知の距離／寸法の画像によってイメージヤに縮尺が提供される。一例においては、マーキングを含むスタイラスの画像を取得し、画像上のマーキングの位置を抽出する。抽出した位置を既知の位置と比較することによって、較正設定を求めることができる。SGMP自己較正の恩恵として、イメージヤ／カメラが機械的衝撃を受ける（例えば装置を落下させる）、あるいは熱的变化を受ける場合が挙げられる。SGMPが機械的衝撃や熱的变化を受けると、イメージヤ内の要素（例えばカメラ、カメラのレンズ）が動くことがあり、すなわち、以前の較正（例えば工場での較正）はもはや正確ではない。

【0167】

いくつかの実施形態においては、SGMPは、イメージヤに対するスタイラス先端部の位置を自己較正することができる（例えばスタイラスの長さを調整する）。いくつかの実施形態においては、SGMPのスタイラス先端部の自己較正は、スタイラス先端部とスタイラスのマーキングとと一緒に撮影し、取得した画像から、スタイラス本体およびスタイラスのマーキングに対するスタイラス先端部の3D位置を推定することによる。

【0168】

いくつかの実施形態においては、SGMPは、イメージヤに対するスタイラス先端部の位置を、歯のモデル（歯の座標系）を使用して自己較正することができる。スタイラスもしくはスタイラスのマーキングまたはその両方と、歯の可視部分または歯のマーカーの取得した画像から、歯の座標系に関連するスタイラス先端部の3D位置を推定する。歯（または歯のマーカー）の画像から、歯の座標系に対するSGMPのイメージヤまたは本体の位置を推定する。次いで、SGMPの本体に対するスタイラス先端部の3D位置を推定する。

【0169】

いくつかの実施形態においては、自己較正は、測定を開始する前、例えば検査の準備段階において、患者の口の外側で実行する。いくつかの実施形態においては、部品の交換（例えば使い捨て式の部品の交換）の後に、例えばスタイラス先端部の自己較正を行う。

【0170】

本発明の例示的な実施形態においては、較正を使用して、2つのカメラ（そのように設けられている場合）の較正設定を調整する（およびオプションとして一致させる）。較正後、2つのカメラは、同じマーキング（または先端部）の位置を同じであるものとして推定する必要がある。

【0171】

いくつかの実施形態においては、少なくともいくつかの較正は、工場において、もしくは使用後に、またはその両方において実行し、このうち使用後としては、例えば、定期的に実行する、または使い捨て式の部品を交換した後に実行する、または使用のたびに実行する。その時々で、異なる較正レベルやパラメータを実行することができる。

【0172】

較正は、イメージヤのカメラ「内」パラメータ（例えば、焦点距離、中心オフセット、レンズの歪み、CMOSピクセルスケーリング、スキューリング）と、カメラ「間」パラメータ（例えば、相対位置、向き、回転、オフセット）の一方または両方を含むことができる。

10

20

30

40

50

、立体写真計測法の構成の場合（受動型または能動型にかかわらず）、後者が有用なことがある。カメラの位置や向きをSGMPの本体やスタイルスに関連させるカメラ「間」パラメータを、（他のパラメータに代えて、または加えて）使用することができる。本発明の例示的な実施形態においては、スタイルス表面上の点のマッチングや、背景／較正対象／投射パターン（1つまたは複数のカメラの画像にかかわらず）と、既知のマーキング比率基準（*a-priori marking proportions reference*）を使用して、較正パラメータの抽出および修正を行う。

【0173】

1つの例は、平面上の特定の正方形サイズを有する標準的な市松模様パターンである。
区別可能な正方形の交点を検出し、基準画像と結果の画像とを比較する。基準画像は、1
10
つのカメラの較正の場合には理論的パターンとすることができます、または別のカメラによって得られた画像とすることができます。オプションとして、次いで、結果の格子と基準の格子との間の差異に基づいて、較正パラメータ方程式系を確立し、それを解いてパラメータを抽出する。

【0174】

このような解決策においては、3Dから2Dへのカメラ投射の投影特性に起因して（例えばサイズ対距離の曖昧性）、一般的な場合（例えば特定の較正対象ではなく偶発的な一致点）には1つのスケーリングパラメータを失うことがあります、完全較正のために、大きさが既知である基準オブジェクトを使用することができます、オブジェクトの既知の大きさに対する、画像平面におけるオブジェクトの相対的大きさから、失われたスケーリングパラ
20
メータが明らかになる。オプションとして、SGMP（例えばスタイルス）上のマーカーを使用して、完全較正のための要件を満たす。

【0175】

図21は、本発明の例示的な実施形態による、完全較正手順の概略的な流れ図であり、この手順は、例えばコンピュータまたは他の回路において実施することができます。

【0176】

ステップ1_5_0_0において、一連の画像、画像の対、または較正対象において、第1の一致点を特定する。

【0177】

ステップ1_5_0_2において、さまざまな方法（例えば立体対の場合における8点アルゴリズム）を使用して、スケーリングまで（*up to scaling*）システムを較正することができます。

【0178】

ステップ1_5_0_4において、オプションとして、並行して、画像においてスタイルスを分割する。オプションとして、ステップ1_5_0_6において、スタイルスのマーキングを検出する。

【0179】

ステップ1_5_0_8において、スケーリングまで較正されたシステムにおいて、オプションとして相対的なマーキング位置をスケーリングし、このとき例えば比率データベースを使用する（1_5_1_0）。

【0180】

オプションとして、ステップ1_5_1_2において、結果としての較正パラメータを3Dモデル計算のために更新する。

【0181】

スタイルスの追跡

【0182】

いくつかの実施形態においては、歯の走査中、スタイルスは動きうる。このような動きは、例えば、意図的な動き（例えば振動による）、もしくは、意図的でない動き（例えば、歯によってスタイルスにかかる力によりスタイルスがたわむことによる）、またはその両方である。オプションとして、イメージヤまたは本体に対するスタイルス先端部の3D
50

位置を追跡し、例えば、走査中にスタイラスの動きを追跡する。いくつかの実施形態においては、スタイラスのマーカーの位置を追跡し、その情報を処理して先端部の位置を得る。

【 0 1 8 3 】

いくつかの実施形態においては、追跡するステップは、スタイラスの1つまたは複数の可視部分、もしくはスタイラスの1つまたは複数のマーキング、またはその両方を、オプションとしてイメージヤによって取得された画像を使用して、光学的に追跡するステップを含む。いくつかの実施形態においては、これに代えて、またはこれに加えて、光学的に追跡するステップは、光学的ポジションセンサ（例えば位置感応型ダイオード（P S D））を使用する。いくつかの実施形態においては、光学的に追跡するステップは、スタイラスまたはスタイラスの1つまたは複数のマーキングから反射されるビームの方向を測定することによる。10

【 0 1 8 4 】

いくつかの実施形態においては、イメージヤによって画像（フレーム）を取得し、各フレームにおいて、スタイラスもしくはスタイラスのマーキングまたはその両方の位置を求める。いくつかの実施形態においては、イメージヤがフレーム時間において画像を取得する、および／または、スタイラスの動きを捕捉できるようにフレームレートを設定し、したがって、各フレームにおけるスタイラスの経路もしくはスタイラスの1つまたは複数のマーキングの経路またはその両方が、不鮮明な（スミア）画像として見られる。スタイラスもしくはマーカーまたはその両方の不鮮明な（スミア）画像を使用して、各フレーム周期の間の本体に対するスタイラスの3D経路を推定することができる。例えば、いくつかの実施形態においては、画像スミアの先頭および終端を使用して、それぞれ、スタイラスもしくはマーキングまたはその両方の開始位置および終了位置を計算し、画像スミアの長さもしくはフレームレートまたはその両方を使用して、スタイラスもしくはマーキングまたはその両方の動きの速度を推定する。20

【 0 1 8 5 】

いくつかの実施形態においては、高いサンプルレートもしくは速いシャッター速度（例えば $1 \mu\text{sec}$ ）またはその両方において画像を取得する、もしくは、照度を上げる（例えば高い照度では速いシャッター速度が可能である）、またはその両方を行うことによって、画像スミアの測定に対する、スタイラスの動き（例えば振動）の影響を低減する、あるいは、スタイラスの動きによって生じる画像スミアを低減する。いくつかの実施形態においては、照明器がパルス状に照らす、もしくは、イメージヤによる画像の取得（例えばシャッター速度およびレート）と照明器とを同期させる、またはその両方を行う。いくつかの実施形態においては、照明器がパルス状に照らすことによって、電力が節約され、照明器によって発生する熱が減少する。30

【 0 1 8 6 】

オプションとして、（例えば本体に対する）スタイラス先端部の位置を、磁気追跡法によって追跡し、この場合、1つまたは複数の磁石、または（DC変調またはAC変調された）1つまたは複数の電磁石を、スタイラスに取り付ける。例えば、いくつかの実施形態においては、1つまたは複数の磁石、もしくは1つまたは複数の電磁石、またはその両方をスタイラスに取り付け、1つまたは複数の磁気センサを本体に取り付ける。いくつかの実施形態においては、磁気追跡法は、スタイラス先端部の走査または振動（例えば垂直方向の走査）を追跡することによる。40

【 0 1 8 7 】

オプションとして、スタイラスに少なくとも1枚のミラーを取り付けて、コリメート光によってスタイラスを照らし、反射したビームの方向を位置感応型ダイオード（P S D）によって測定してスタイラスのたわみを測定することによって、（例えば本体に対する）スタイラス先端部の位置を追跡する。いくつかの実施形態においては、位置感応型ダイオード（P S D）は本体に取り付ける。

【 0 1 8 8 】

50

オプションとして、1つまたは複数の近接センサ（例えば静電容量式近接センサ、光学式近接センサ）を使用して、（例えば本体に対する）スタイラス先端部の位置を追跡する。オプションとして、1つまたは複数のリニアエンコーダ（例えば静電容量式エンコーダ、光学式エンコーダ）を使用して、スタイラスの位置を推定する。オプションとして、1つまたは複数のLVDT（線形可変差動変圧器）センサを使用して、スタイラスの位置を推定することができる。いくつかの実施形態においては、1つまたは複数の近接センサ、1つまたは複数のリニアエンコーダ、1つまたは複数のLVDTセンサのうちの少なくとも1種類を使用することで、10kHzのサンプリング（測定）レートにおいて10μm以内でスタイラス先端部の位置が得られる。

【0189】

10

オプションとして、スキヤナ本体に対するスタイラスの位置、特に、振動するスタイラスの位置を、2つのカメラを使用して光学的に追跡する。いくつかの実施形態においては、追跡するステップは、スタイラスの動き（例えば振動）に同期したグローバルシャッターによって、振動するスタイラスの不鮮明な（スミア）画像を得ることによる。いくつかの実施形態においては、振動およびカメラ同じ回路を使用して駆動することによって、もしくは、取得タイミングと振動とを一致させることによって、またはその両方によって、グローバルシャッターをスタイラスの振動に同期させる。いくつかの実施形態においては、取得される画像におけるスタイラスのスミアは、一般には、スタイラスの振動周期とカメラのインテグラーションタイムとの間の比に依存する。いくつかの実施形態においては、スタイラスの振動は、一定ではない速度を有し、画像スミアは、スタイラスの振動の位相に依存する。いくつかの実施形態においては、イメージヤは、1つまたは複数のグローバルシャッターのカメラを含む。いくつかの実施形態においては、ローリングシャッターのカメラを使用し、オプションとして、時間的歪みを補正する。

【0190】

20

オプションとして、振動中における、スタイラスに取り付けられた1つまたは複数のマーキング（例えば高コントラストのマーキング）の不鮮明な（スミア）経路を、取得された画像から抽出する。

【0191】

図10は、スタイラスの動きを光学的に追跡する実施形態の概略図である。本体1020に取り付けられた光源（例えばLED 1068）は、スタイラスのマーキングを照らし、これらのマーキングは、いくつかの実施形態においては、イメージヤの最終光学要素への反射が逆反射であり、かつ位置に対する幾何学形状が既知であるように、選択される。いくつかの実施形態においては、スタイラスのマーキングは、例えば、スタイラス1018に取り付けられた鏡面球1066もしくは隆起部（例えば直径0.5mmの球状の隆起部）1070またはその両方である。LED 1068から出ている点線の矢印は、LEDからカメラ1030までの光の経路を示している。LEDの光は、隆起部1070によって反射されてミラー1056に進み、ミラーによって反射されてカメラ1030に達する。カメラ1030からは、隆起部1070における極めて高いコントラストの小さな鏡面反射点（specular spot）の画像が見える。鏡面反射点の位置は、LED光源1068から発せられて鏡面反射点に達する光線と、この鏡面反射点によって反射されてミラー1056およびカメラ1030に達する光線と（点線の矢印によって概略的に示してある）によって形成される角度の二等分線に平行な法線を有する隆起部1070のパッチ上である。いくつかの実施形態においては、球状隆起部の3D位置を、取得された画像から推定するステップにおいて、鏡面反射隆起部の上での、撮影された鏡面反射点の位置のわずかな動きの影響を考慮する。

30

【0192】

40

いくつかの実施形態においては、測定値は、取得された画像の一部分、すなわちスタイラスの位置を囲む関心領域（ROI）から得る。いくつかの実施形態においては、ROIのみを撮影する（撮影はカメラのFOVの一部分である）。ROIを使用することの予測される恩恵として、撮影量もしくは処理量またはその両方が減少する。いくつかの実施形

50

態においては、動くスタイラスを追跡する目的で、時間とともに R O I を変更する。いくつかの実施形態においては、R O I の中にスタイラスが見つからない場合、R O I を大きくする。

【 0 1 9 3 】

いくつかの実施形態においては、本体に対する、振動するスタイラスの位置を、2つの高速カメラ（例えば毎秒120フレーム以上の速度で動作するカメラ）を使用して追跡し、これらのカメラは、小さい（例えば画像サイズの約30%、または約20%、または約10%、または約1%）の関心領域（R O I）を使用して、振動するスタイラスのマーカーを撮影し、これにより、高速カメラの基本的な撮影速度の例えば約5倍、または約10倍、または約100倍のさらに高い速度（例えば毎秒1200フレーム）で、スタイラスを追跡することができる。いくつかの実施形態においては、カメラのF O V全体の画像を低速で（例えば毎秒60フレームで）取得する一方で、R O Iにおける撮影を高速で行うことができる。10

【 0 1 9 4 】

丸い形状のスタイラス先端部を有する装置

【 0 1 9 5 】

スタイラスの先端部は、例えば、所望の効果、歯の間の間隔、アクセス角度、歯肉の損傷、精度などの考慮事項のうちの1つまたは複数に応じて、さまざまな形状を有することができます。例えば、先端部の形状は、円錐形状、逆円錐形状、平坦な形状、球形状、または別の丸い形状（楕円など）とすることができます。この実施形態および別の実施形態においては、先端部を丸い形状とする、例えば球状または非球状とすることができます。本明細書においては、一例として、いくつかの実施形態に関連して球状の先端部形状を説明している。図7は、球状のスタイラス先端部を有する実施形態の概略図である。図7は、準備終了線708より下の歯の測定、天然歯のエマージェンスプロファイルの測定、最大歯断面の線より下の歯の測定、歯根-歯冠方向に対する歯の角度が大きくなる歯の表面の測定、のうちの少なくとも1つを行うための実施形態を示している。図7は、スタイラス718が、スタイラスよりも大きい直径を有する球状のスタイラス先端部722を有する実施形態を示している。例えば、図7に示したように、スタイラス718およびスタイラス先端部722は、準備終了線708より下または歯根方向の歯の表面を測定するための状態にある。20

【 0 1 9 6 】

スタイラス先端部がスタイラス本体よりも広い実施形態の恩恵として、歯肉縁下部分の測定において、水平方向に対するスタイラスの傾斜角（図3Bに示してある）を小さくすることができます。

【 0 1 9 7 】

準備終了線より下の天然歯のエマージェンスプロファイルを測定する恩恵として、エマージェンスプロファイルの測定値を使用して作製される、エマージェンスプロファイルに一致または調和する補綴物は、天然歯との面接合部がなめらかである。天然歯とのなめらかな面接合部を有する補綴物を導入することによって、細菌が成長する隙間や割れ目が形成されない。40

【 0 1 9 8 】

いくつかの実施形態においては、別の形状のスタイラス先端部によって、準備終了線より歯根方向に測定値を集め、例えば、先端部に隣接するスタイラス本体部分よりも広い平坦なシャベル形状を有する先端部を有するスタイラスは、先端部の平坦な側面を歯の表面に平行に挿入することにより、容易に挿入される。次いで、シャベル形状のスタイラス先端部を90°回転させて測定する。スタイラススキャナの先端部の技術分野において公知である円錐状のスタイラス先端部や別の形状も考えられ、本発明に含まれる。

【 0 1 9 9 】

さらに、図7は、説明した多くの実施形態における、視覚的にぼやけた歯の表面を測定する能力を示している。スタイラス先端部722が液体752に沈められている。液体750

52は、歯肉溝における滲出液や、歯の準備時における歯肉組織の損傷や歯周組織炎に起因する歯肉出血であり得る。上述した、液体中で測定する能力の恩恵として、歯肉縁下部分の測定速度が向上し、既存の手法では、測定を行うためには出血や他の液体を吸収するか防止しなければならない。

【0200】

さらに、図7は、本体720の中のカメラ730, 732の位置／向きの実施形態を示している。カメラ730, 732は、カメラのFOVが歯およびスタイルスの方を向くように、スタイルス718の方に傾けられている。いくつかの実施形態においては、スタイルスもしくはスタイルス先端部またはその両方は、歯の材質（例えばエナメル質、象牙質）よりも柔らかい材料から作製されている。いくつかの実施形態においては、スタイルスを使用して歯を走査しても、歯の表面にキズは生じない。いくつかの実施形態においては、スタイルスは、金属コーティングされて作製されているが、少なくともスタイルス先端部はソフトコーティングされており、ソフトコーティングは、歯の材質（例えばエナメル質、象牙質）よりも柔らかい材料からなる。10

【0201】

ミラーイメージヤの最終光学要素

【0202】

オプションとして、SGMP 816は、傾斜した（または折り曲げ）ミラー856を含むことができる。図8は、イメージヤの最終光学要素であるミラー856を示しており、このミラーは、上述したように、患者の口の中に收まり、スタイルス先端部822に近接している（例えば4cm以内）。ミラー856は、（例えば、準備された歯804、スタイルス818、口腔部構造のうちの少なくとも1つを含む）FOVをイメージヤまたはカメラ830の方に反射し、これにより、スタイルス818の遠位端部よりも歯から大きい距離にイメージヤまたはカメラ830を配置することができる。20

【0203】

オプションとして、本体の入口開口部858を、ガラス窓などの透明な窓（図8には示していない）によって覆う。透明な窓は、液体（例えば液滴、こぼれた液体）や汚れからミラーを保護し、容易に清掃することができる。いくつかの実施形態においては、窓もしくは他の光学要素（例えばカメラ）またはその両方は、結露によって画像がぼやけるのを防止するため、（例えば、窓やカメラのレンズを温めるための）1つまたは複数の加熱システムを含む。30

【0204】

センサ

【0205】

いくつかの実施形態においては、SGMP 816は、1つまたは複数のセンサを含む。図8は、センサを含む実施形態の概略図である。1つまたは複数のセンサは、例えば、スタイルス（スタイルス本体、スタイルス近位端部、スタイルス先端部を含む）上や本体上に配置する、あるいは口や顔の表面（例えば、歯、歯肉、唇、頬）に取り付ける、あるいは別の構成要素（例えばポインタ、代替の歯科用具）に取り付ける。

【0206】

本発明の例示的な実施形態においては、スタイルス818は、センサ854を介して本体820に結合されている。いくつかの実施形態においては、センサ854は、荷重計である。いくつかの実施形態においては、荷重計854は、スタイルス818と本体820との結合部にかかる力を、最大で3方向において測定する。いくつかの実施形態においては、本体820（スタイルス端部の位置）に対するスタイルス先端部822の位置（スタイルスのたわみ）を、荷重計の測定値から求めることができる。いくつかの実施形態においては、スタイルス818は、本体820に対して動き、荷重計854が、本体に対するスタイルスの動きを測定する。40

【0207】

いくつかの実施形態においては、スタイルスのたわみの測定値を使用して、スタイルス

10

20

30

40

50

先端部の位置を求める。いくつかの実施形態においては、スタイラスのたわみの測定値からスタイラス先端部の位置を求めるため、測定値を較正する。例えば、一実施形態においては、荷重計によって測定される力を、スタイラス先端部の横方向の動きもしくは縦方向の動きまたはその両方を含むスタイラスのたわみによって較正する。本発明の例示的な実施形態においては、治具(jig)を使用してたわみを発生させる。

【0208】

いくつかの実施形態においては、スタイラスのたわみの機械的な測定(例えば荷重計による測定)を、高いサンプルレート(荷重計の場合には例えば10kHz)において行うことができる。スタイラスのたわみを高いサンプルレートで測定することによって、スタイラス先端部822によって歯肉縁下表面を迅速に走査(および測定)することができる。機械的な測定を使用してスタイラス先端部の位置を追跡する/求める恩恵として、スタイラスの光学的追跡を、部分的または完全に、機械的な測定に置き換えることができる。いくつかの実施形態においては、機械的な測定を使用して、高いサンプルレート、例えば10kHzのサンプルレートで、スタイラス先端部の位置を追跡する(これと比較して、一般的な60FPSイメージャのサンプルレートは60Hzである)。

10

【0209】

いくつかの実施形態においては、スタイラス先端部の機械的な測定または追跡と、撮影とを組み合わせ、この場合、(たとえ低いサンプルレート(例:10kHz未満)での機械的な測定を使用する場合でも)スタイラス先端部の位置を画像からは求めず、これにより、イメージャ、画像の解像度、画像のサンプルレートの少なくとも1つに関する画像処理要件が軽減される。いくつかの実施形態においては、スタイラスの機械的な測定値(例えば荷重計72によって集められる測定値)を、(例えば現在存在する口腔内スキャナからの)測定値/モードと組み合わせて、歯の歯肉縁下領域を含む歯のモデルを生成する。既存のモデルと、(画像の測定値を組み合わせるのではなく)スタイラスの機械的な測定値とを組み合わせることによって、位置合わせが、複数の画像とモデルとの間ではなく、機械的な測定値とモデルとの間であるため、画像処理量が減少する。

20

【0210】

オプションとして、これに代えて、またはこれに加えて、スタイラス端部の位置は、(後から図9Aを参照しながらさらに詳しく説明するように)1つまたは複数の歪みゲージによるスタイラスのたわみの測定値から求めることができる。いくつかの実施形態においては、スタイラスのいくつかの位置に歪みゲージを貼り付けることができる(例えば図9Aにおけるセンサ921)。いくつかの実施形態においては、公知の方法における曲がりを使用する。いくつかの実施形態においては、ほとんどの曲がりが生じる弱い位置(例えば、この位置ではスタイラスの太さが1つまたは複数の隣接するスタイラス部分よりも小さい)を有するように、スタイラスを設計する。いくつかの実施形態においては、弱い位置に配置された歪みゲージによって、スタイラスのたわみを測定する。

30

【0211】

いくつかの実施形態においては、複数の測定方法、例えば(前述したように)マーカーの光学的な測定や、(例えば荷重計による)機械的な測定の組合せを使用して、スタイラスのたわみを測定することができる。

40

【0212】

例示的な実施形態においては、スタイラス818が歯の表面に接触したまま、スタイラス818が歯804を垂直方向に走査する。スタイラス本体が垂直(歯根-歯冠)方向に動き、スタイラス先端部が歯によってたわみ、歯の表面を歯根方向に(下方に)たどる。垂直方向の走査は、例えば50Hzにおいて2mm長とすることができる。いくつかの実施形態においては、スタイラスが垂直方向に走査している間に、例えば荷重計854によって高いサンプルレート(例えば10kHz)においてスタイラスのたわみを測定し、したがって、例えば50Hzの走査周期の場合、垂直方向の走査周期ごとに200点の位置が測定される。

【0213】

50

いくつかの実施形態においては、使用者は、垂直方向に走査する（または振動する）スタイラスを、イメージヤの走査レートに適合する速度で、歯の周囲に水平方向に動かす（例えば図2Dに示した経路219をたどる）。例えば、イメージヤの走査レートが毎秒10～60フレームである場合、歯の周囲の少なくとも500の走査位置を撮影するためには、8～50秒においてスタイラスを経路219の周囲に動かす。

【0214】

いくつかの実施形態においては、SGMPは、（例えば光学式走査のために）位置感応型ダイオード（PSD）を含む。いくつかの実施形態においては、位置感応型ダイオード（PSD）は本体に取り付けられる。いくつかの実施形態においては、SGMPは、（例えばスタイラスを追跡するため）1つまたは複数の近接センサ（例えば、静電容量式近接センサ、光学式近接センサ）を含む。オプションとして、SGMPは、（例えばスタイラスを追跡するため）1つまたは複数のリニアエンコーダ（例えば、静電容量式エンコーダ、光学式エンコーダ、1つまたは複数のLVDT（線形可変差動変圧器）センサ）を含む。オプションとして、SGMPは、（例えばスタイラスを追跡するため）スタイラスに取り付けられた1つまたは複数の磁石あるいは（DC変調またはAC変調された）1つまたは複数の電磁石を含む。

【0215】

オプションとして、1つまたは複数のセンサからの測定値を使用して、スタイラス先端部が歯の歯肉縁下表面に接触していることを確認することができる。

【0216】

いくつかの実施形態においては、スタイラス先端部が歯に接触していることを確認するステップは、スタイラスのたわみの測定による。いくつかの実施形態においては、スタイラスと歯の歯肉縁下表面との接触は、スタイラスのたわみ方向、またはスタイラスのたわみ方向の範囲によって確認する。いくつかの実施形態においては、スタイラスと歯の歯肉縁下表面との接触は、スタイラスのたわみ方向が歯の表面に垂直であるときに確認される。歯の表面の方向は、更新された歯のモデルから直接的に、もしくは、歯の周囲を走査している（例えば図2Dに示した経路219をたどっている）ときのスタイラス先端部の動きの方向から、またはその両方から抽出することができる。いくつかの実施形態においては、特定のスタイラスのたわみや圧力範囲は、スタイラスが歯に接触していることを示す。いくつかの実施形態においては、スタイラス上の1つまたは複数の歪みゲージ、または荷重計、またはスタイラスのたわみもしくは力またはその両方を上述したように測定する他の（例えば光学式の）方法、またはこの技術分野において公知の他の方法、の少なくとも1つによって、スタイラスのたわみを測定する。

【0217】

いくつかの実施形態においては、スタイラス先端部が歯に接触していることを確認するステップは、スタイラス先端部にかかる力の大きさもしくは方向またはその両方を確認することによる。いくつかの実施形態においては、スタイラス先端部と歯の接触は、（例えば図8における荷重計854によって測定される、および／または、スタイラス先端部における力センサによって測定される）スタイラス先端部にかかる力の大きさのしきい値に基づいて確認する。いくつかの実施形態においては、スタイラス先端部と歯との接触は、歯に対するスタイラスの位置（例えば図2Dに示した経路219におけるスタイラスの位置）に依存する、かかる力の方向によって確認する。いくつかの実施形態においては、かかる力の方向は、リアルタイムの画像から（例えば図12における処理アプリケーション1280によって）計算する。

【0218】

いくつかの実施形態においては、スタイラス先端部が歯に接触していることを確認するステップは、スタイラスが深さ範囲もしくは高さ範囲またはその両方の内側であることを確認することによる（例えば、前から存在するモデルに対するスタイラス先端部の深さ、歯におけるマーカーに対するスタイラスの深さ）。

【0219】

10

20

30

40

50

(例えは、隣の歯との間で準備終了線より下を測定するとき)スタイラス本体が歯の表面に接触している場合、スタイラスのたわみの測定によって、スタイラス先端部が歯の表面に接触しているものと確認されても、それが誤検出であることがある。いくつかの実施形態においては、既知の歯のモデルに関連するスタイラスの位置の1つまたは複数の推定を使用して、スタイラス本体が歯の表面(例えは、測定される表面より上の、準備された歯の表面)に接触している可能性を確認し、スタイラスが接触していることの誤った確認を無視する。いくつかの実施形態においては、走査中のスタイラスの傾斜角、もしくは下方(descent)(歯根方向)における測定された歯の勾配/傾斜、またはその両方を使用して、アルゴリズムによって、スタイラスが接触していることの誤った確認を識別する。例えは、勾配が0である、または予測されるよりも小さい場合、そのことは、スタイラス先端部が歯の表面に達することが(例えはスタイラス本体によって)妨げられていることを示し、アルゴリズムは、接触が誤検出することを示す。

【0220】

図9Aは、スタイラス先端部に位置するセンサを有する実施形態の概略図である。図9Aは、スタイラス先端部におけるセンサ923と、スタイラスの長手方向に沿ったセンサ921とを有する実施形態を示している。いくつかの実施形態においては、センサ921は歪みゲージである。いくつかの実施形態においては、センサ923は、荷重計や歪みゲージなどの力センサである。スタイラス先端部に位置する力センサ923は、例えは、スタイラスの基部における、またはスタイラス本体全体にわたるスタイラスのたわみを測定するときに、スタイラス全体にかかる力ではなく、先端部にかかる力を測定する。

【0221】

一実施形態においては、スタイラス先端部と歯との接触は、2つの部分からなるスタイラスであって、スタイラス先端部が第2のスタイラス部分に対して動くスタイラス、を使用して確認する。オプションとしてマーカーを利用して、この動きを撮影または追跡することによって、スタイラス先端部と歯の表面との接触を確認することができる。

【0222】

図9Bは、スタイラス先端部と歯肉縁下準備部分との間の接触を光学的に確認するメカニズムを有する実施形態の概略図である。スタイラス918は中空であり、スタイラス先端部922に結合されている内側支柱960(オプションとして同軸)を含む。支柱960は、中空のスタイラス918の内径よりもわずかに小さい直径を有し、スタイラス先端部922に力がかかったときに中空のスタイラス918aの中で横方向もしくは垂直方向またはその両方向にわずかに動くことができる。いくつかの実施形態においては、内側支柱960の動きを、カメラ930, 932によって撮影して測定する。

【0223】

オプションとして、支柱の動き(例えは横方向の動き)の測定は、中空のスタイラス918aにおける窓964を通じて支柱960上のマーキング962を撮影することによる。いくつかの実施形態においては、中空のスタイラス918aは、支柱960上の複数のマーキングに対応する複数の窓を有する。オプションとして、得られたスタイラスの画像の中で窓を識別できるように、窓はマーキング(例えは目盛りや縁部マーカー)を含む。中空のスタイラス918aにおける窓は、スタイラスのマーキングに加えて、またはこれに代えて、使用することができる。

【0224】

オプションとして、支柱の動き(例えは横方向の動き)を、電気的に測定する。いくつかの実施形態においては、支柱960を中空のスタイラス918aから電気的に絶縁し、例えは、支柱960と中空のスタイラス918aとの間の静電容量を測定することによって、中空のスタイラスに対する支柱の動きを電気的に測定する。

【0225】

いくつかの実施形態においては、内側支柱960と外側スタイラス918との間の隙間919を、可撓性材料(例えは、シリコーンやRTV(室温加硫)シリコーン)によって満たし、可撓性材料では、スタイラス先端部922に安定性が提供される一方で、中空の

10

20

30

40

50

スタイラス 918 に対して支柱 960 を動かすことができる。

【0226】

横方向の駆動

【0227】

いくつかの実施形態においては、スタイラスと本体の結合部は、スタイラス先端部を動かすことのできる動作メカニズム、もしくは、スタイラス先端部を水平方向に動かすメカニズム、またはその両方を使用する。例示的な動きは、2 mm、1 mm、0.5 mm、これらの間の値、または0.5 mm未満の動きであり、オプションとして対称的である。オプションとして、このような動きを使用して、例えばスタイラスによる垂直方向の走査時に、歯肉縁下表面の輪郭をスタイラスがたどることを支援する。垂直方向の走査時、スタイラス先端部が、階段状の歯肉縁下準備部分に引っかかり、この階段部を歯根方向に下ることができないことがある。いくつかの実施形態においては、SGMPは、スタイラスが高角形状（例えば歯肉縁下部分の階段部）に遭遇したときにスタイラスを横方向に動かす動作メカニズムを含む。いくつかの実施形態においては、スタイラスを横方向または水平方向に動かす動作メカニズムは、フレクシャ（flexure）である。いくつかの実施形態においては、この動作メカニズムは、垂直方向アクチュエータを含む。いくつかの実施形態においては、垂直方向アクチュエータは、スタイラス先端部 822 を垂直方向に1~5 mm動かす、もしくは振動させる、またはその両方を行うことができる。いくつかの実施形態においては、スタイラスの垂直方向の動きは、15 mm未満、または10 mm未満であり、横方向の動きは、±10 mm未満、または±5 mm未満である。

10

20

【0228】

いくつかの実施形態においては、動作メカニズムは、（スタイラス先端部を垂直方向に1~5 mm振動させる）垂直方向アクチュエータと、スタイラス先端部を横方向に±1 mm動かすことのできる2つの傾動用アクチュエータ（オプションとして電気的エンコーダまたは光学エンコーダを有する）を含むフレクシャを備えている。いくつかの実施形態においては、スタイラスを横方向に動かして鋭角の形状（例えば階段形状の準備部分）を回避することにより、スタイラス先端部が鋭角の形状とぶつかったり、そのような形状に引っかかるなどを防ぎながら、スタイラス先端部が歯の表面の輪郭の上を垂直方向に走査する。いくつかの実施形態においては、鋭角の形状との接触を回避する、または鋭角の形状を走査するステップは、（例えば上述した力センサを使用しての）スタイラス先端部にかかる力のリアルタイム情報、もしくは、前から存在する歯のモデル（例えば、階段形状の輪郭の可能性や位置を示す歯のモデル）、またはその両方を使用して、横方向アクチュエータを制御することによる。オプションとして、走査制御ソフトウェアが、（例えばこの技術分野において公知の予測法を使用して）スタイラスが引っかかりうる位置を求める、または予測し、そのような問題の位置から離れるようにスタイラスを動かす。

30

【0229】

側面に取り付けられるスタイラス

【0230】

図11は、側面に取り付けられるスタイラスを有する実施形態の概略図である。スタイラス1118は、撮影ポート／窓の側面において本体1120に結合されている。この例においては、スタイラス1118はL字形状であり、測定部分（図11における垂直部分）と取付け部分（図11における水平部分）とを含む。いくつかの実施形態においては、図11に示したように、スタイラスの取付け部分と測定部分との間の結合部の角度は、約90°である。いくつかの実施形態においては、スタイラス1118の測定部分は傾いており、取付け部分との結合部の角度は90°より大きいかまたは小さい。スタイラス1118は、ハウジング1154を通じて本体1120に結合されている。いくつかの実施形態においては、ハウジング1154は、荷重計もしくは他の1つまたは複数の力センサまたはその両方を含む。オプションとして、スタイラス1118は、スタイラスの長手方向に沿って歪みゲージ（図示していない）を有する。いくつかの実施形態においては、荷重計もしくはオプションの歪みゲージまたはその両方は、上述したようにスタイラスのたわみを検出する。

40

50

みを測定する。いくつかの実施形態においては、L字形状のスタイラス1118は、上述したように垂直方向に振動する。いくつかの実施形態においては、ハウジング1154は、スタイラス先端部1122を垂直方向に0.2mm～10mmまたは1～5mm振動させることと、水平方向に少なくとも0.1mm、または少なくとも0.5mm、または少なくとも1mm、または少なくとも5mm、各方向に動かすことのできるメカニズム（例えばフレクシャ）を含む。いくつかの実施形態においては、ハウジング1154は、スタイラス先端部1122を垂直方向に0.2mm～10mmまたは1～5mm振動させることのできるアクチュエータを含む。いくつかの実施形態においては、スタイラスが垂直方向に振動することによって、最大5mm、または最大1mm、または最大0.5mmの垂直方向および横方向のたわみが生じる。いくつかの実施形態においては、ハウジング1154は、スタイラス先端部1122を垂直方向に、最大5mm、または最大10mm、または最大20mmの振幅で振動させて、より大きいたわみを測定することのできるアクチュエータを含む。いくつかの実施形態においては、ハウジング1154は、スタイラス先端部1122を垂直方向に振動させかつ水平方向に動かして歯の表面を追跡することのできるアクチュエータを含む。

【0231】

スタイラス1118を本体1120の側面において結合する（および図20に示したようにイメージヤがスタイラスに取り付けられていない実施形態の）利点として、歯1104とイメージヤとの間の光経路が、スタイラスと本体との間の結合部によって遮られない。いくつかの実施形態においては、上述したように、イメージヤ（例えば1つまたは複数のカメラ1130）は、スタイラス1118を追跡するために使用される画像を取得する。

【0232】

オプションとして、スタイラスを本体から取り外すことができる。いくつかの実施形態においては、SGMPは、スタイラスを容易に本体に結合する／本体から取り外すことを可能にする機械的コネクタ要素（例えば、鳩尾状継手や玉継手、オプションとして回転を防止する六角コネクタを有する）を含む。いくつかの実施形態においては、このコネクタは、使用者が押したときにコネクタを解放する、またはコネクタを開く解放ボタン（例えば図19における解放ボタン1999）を含む。いくつかの実施形態においては、機械的コネクタ要素によって、スタイラスと本体との良好な結合が確保され、測定時における（機械的コネクタの公差による）（例えば結合点もしくはスタイラス先端部またはその両方における）スタイラスと本体の互いに相対的な動きは小さい(<10μm)。測定時におけるスタイラスと本体の互いに相対的な動きが小さい実施形態では、スタイラス先端部の位置を、上述したように力の測定値を使用して測定することができる。スタイラスが光学的に追跡される実施形態では、スタイラスと本体との間のより大きな動きを許容することができる。

【0233】

取り外し可能なスタイラスの恩恵として、歯科用プローブにおいて現在一般的に実施される手順として、スタイラスをオートクレーブによって滅菌することができる。これとは対照的に、既存の口腔内スキヤナの滅菌は、一般的には、スキヤナの口腔内部分を、アルコール／クロルヘキシジン／過酸化水素を用いて拭くことによる清掃により行われ、なぜならオートクレーブではカメラや他の構成要素が損傷しうるためである。取り外し可能なスタイラスの別の恩恵として、スタイラスが損傷する、または自然な摩耗が生じたときに、SGMP自体を交換する必要なしに、スタイラスを使い捨て式とする、あるいはスタイラスを交換することができる。

【0234】

側面に結合する利点として、SGMPの先端部から離れているスタイラス結合部と重ならないカバー（例えばゴム）を、SGMPにかぶせることができる。

【0235】

使い捨て式部品

10

20

30

40

50

【 0 2 3 6 】

オプションとして、本装置の1つまたは複数の部分は、使い捨て式である。いくつかの実施形態においては、スタイラスは使い捨て式である。いくつかの実施形態においては、本装置は、使い捨て式のイメージヤカバーを含む。いくつかの実施形態においては、スタイラスを本体に容易に結合する、もしくは本体から容易に取り外す、またはその両方を行うことができる。いくつかの実施形態においては、容易に結合可能／取り外し可能なスタイラスは、使い捨て式である。

【 0 2 3 7 】

いくつかの実施形態においては、使い捨て式のカバー（異なる患者ごとに交換される）は、少なくとも1つのカメラや光学窓を覆い、患者間の汚染の危険性を低減する。10 図11は、使い捨て式とすることのできるカバー1174を示している。カバー1174は、窓1158の上のカバー透明部分1176を含む。

【 0 2 3 8 】

いくつかの実施形態においては、スタイラスは、カバーと本体を結合するハウジングによって、カメラの視野領域の外側において（例えば側面において）カバーに結合（または一体化）されている。いくつかの実施形態においては、スタイラスはカバーに結合されており、スタイラスおよびカバーが1つの使い捨て式部品を形成している。いくつかの実施形態においては、スタイラスはカバーに結合されており、スタイラスとカバーは2つ以上のユニットに分解され、そのうちの1つまたは複数のユニットが使い捨て式である。

【 0 2 3 9 】

本発明の例示的な実施形態においては、スタイラスの動きを測定するための荷重計は、SGMP本体上、スタイラスの予測位置に近接して設けられている。スタイラスを有するカバーがSGMPに取り付けられると、荷重計（もしくは別のセンサまたはその両方）によってスタイラスを読み取ることができる。オプションとして、スタイラスは、カバーを超えてSGMPの方に延びている部分を含む。このような延長部は、位置合わせや相対位置の特定を支援することができる。オプションとして、またはこれに代えて、カバーとSGMP本体の間の別の固定／位置合わせ部（matching features）を使用して、カバーもしくはスタイラスまたはその両方と、SGMP本体との間を固定する、もしくは位置合わせする、またはその両方を行う。一例においては、固定／位置合わせ部は、リング（例えば切り欠き部と、それに合致する溝）を備えている。20

【 0 2 4 0 】

いくつかの実施形態においては、使い捨て式部品は、プラスチック部分のみ（場合によつては所望の剛性を確保するために使用される金属を有する）を含む。オプションとして、またはこれに代えて、使い捨て式部品は、いくつかの電子部品（例えば、センサ、センサ用の増幅器、照明器（オプションとして電源を有する））を含む。このような実施形態においては、電子部品は、オプションとして、SGMPにおける（例えばSGMP本体上、あるいはSGMPのソケットにおける）1つまたは複数の接点に合致する1つまたは複数の接点を含む。オプションとして、またはこれに代えて、ブルートゥースなどの無線リンク法を使用して、使い捨て式の電子部品と、SGMPの残りの部分との間で通信する。いくつかの実施形態においては、使い捨て式部品は、光学要素（例えば反射器やレンズ）を含むことができる。いくつかの実施形態においては、イメージヤは使い捨て式部品に含まれる。30

【 0 2 4 1 】**歯のモデル****【 0 2 4 2 】**

いくつかの実施形態においては、撮影を含む測定値およびスタイラスの測定値を使用して、歯のモデルを生成する。この歯のモデルは、例えば、そのまま使用する、あるいは、個別に得られた歯のモデルに登録したり、個別に得られた歯のモデルと組み合わせたりすることができる。

【 0 2 4 3 】

50

20

30

40

50

いくつかの実施形態においては、歯の歯肉縁上部分に対するスタイラス先端部の位置の推定を使用して、歯の歯肉縁下表面形状のモデルを生成する。いくつかの実施形態においては、歯の可視部分の画像を歯肉縁下部分の測定値と組み合わせて、歯の歯肉縁下表面形状および歯肉縁上表面形状のモデルを作成する。

【0244】

オプションとして、歯の歯肉縁上部分に対する歯肉の位置を画像から推定し、これは、例えば色に基づいて歯肉組織を識別し、画像座標における位置を計算することによる。いくつかの実施形態においては、歯の歯肉縁上部分に対する歯肉の位置を、（例えば、デジタル撮影、CT走査、MRI走査からの）前から存在するモデル／測定値から推定する。いくつかの実施形態においては、歯の歯肉縁上部分に対する歯肉の位置を使用して、歯の表面形状のモデル上に歯肉線を生成する。10

【0245】

いくつかの実施形態においては、例えばクラウンの終了線を準備終了線に一致させることを支援する目的で、歯のモデル上に準備終了線を示す。いくつかの実施形態においては、準備終了線は、歯の表面形状のモデルから（例えば階段形状を識別することによって）推定する。いくつかの実施形態においては、準備終了線は、歯の歯肉縁下部分の表面形状のモデルから推定する。いくつかの実施形態においては、使用者が準備終了線または所望の補綴物終了線の上をスタイラス先端部によって手操作で走査することによって、準備終了線もしくは補綴物終了線またはその両方を歯のモデルに加えることができる。オプションとして、使用者は、ユーザインターフェース（例えばタッチ画面、マウスベースのインターフェース、ボタン）を制御して、スタイラスの接触が、測定ではなく、または測定に加えてのマーキングを目的とすることを示す。オプションとして、このようなマーキングをモデルに加えて、後の作業において（例えば歯科技工士によって）見たり、それ以外の用途に使用することができる。オプションとして、これにより、クラウンのサイズおよび形状（例えばクラウンが歯全体を囲むのか否か、および囲む領域）を、歯科技工士のみが自身で判断するのではなく、歯科医が決定する、もしくはこれらの情報を入力する、またはその両方を行うことが可能となる。20

【0246】

本発明の例示的な実施形態においては、例えば、高精度の走査が必要である領域や、歯肉縁下領域における階段が形成されている領域をシステムに示す目的で、このようなマーキングを走査工程の一部として使用することができる。オプションとして、システムは、歯のモデルを再構築するうえで、必要な領域において十分なデータ点が確実に得られるよう、このようなマーキングを使用し、マーキングに従って、正確なモデルが必要とされる部分を示す。オプションとして、またはこれに代えて、このようなマーキングは、画面上の画像において、例えば、前から存在する歯のモデルの画像において、行う。30

【0247】

モデルを組み合わせる

【0248】

図15は、本発明の例示的な実施形態による、1枚または複数の画像、もしくは、1つまたは複数のモデル、またはその両方を位置合わせする方法を示す流れ図である。いくつかの実施形態においては、例えば、スタイラスの複数の測定値をそれぞれに関連付けられる画像と組み合わせるため、複数の画像を位置合わせして3Dモデリングを提供する（画像を位置合わせする）（いくつかの実施形態においては3Dモデルを作成する）。いくつかの実施形態においては、2つ以上の歯のモデル（例えば、異なる測定装置からの歯のモデル）を組み合わせる。40

【0249】

図15は、第1の画像またはモデル1502と第2の画像またはモデル1504とを組み合わせて3Dモデル1512を生成する方法を示している。モデル（または画像、あるいは画像およびモデル）1502, 1504を位置合わせする。例えば、2Dパターンマッチング1506、マーカーマッチング1508、3D形状マッチングのうちの1つまた50

は複数を使用することができる。別の画像アライメント法、サーフェスモデルアライメント法、画像 - サーフェスアライメント法のうちの 1 つまたは複数を使用することもできる。

【 0 2 5 0 】

いくつかの実施形態においては、2Dパターンマッチングは、例えば、歯の表面のマーク、パターン、または形状のマッチングである。いくつかの実施形態においては、2Dパターンマッチングは、例えば、パターンプロジェクタによって歯（または複数の歯、または口腔部構造）に照らされる光パターンのマッチングである。いくつかの実施形態においては、マッチングは、少なくとも 1 枚の画像において、光パターンの空間符号化、波長符号化、時間符号化のうちの少なくとも 1 つを識別し、パターンを既知の基準パターンまたは別の画像における光パターンに一致させることによる、光パターンのマッチングである。

【 0 2 5 1 】

いくつかの実施形態においては、3Dマッチングは、例えば、歯の3D表面（準備された歯や別の 1 本または複数の歯を含む）のマッチングである。いくつかの実施形態においては、マーカーのマッチングは、画像およびモデルの両方におけるマーカーを使用して、画像もしくはモデルまたはその両方を組み合わせるときに行う。2つの画像 / モデルを組み合わせる場合について説明したが、いくつかの実施形態においては、上述した位置合わせの方法を使用して、3つ以上の画像もしくはモデルまたはその両方を位置合わせする（例えば歯の走査において取得された複数の画像を組み合わせる）。

【 0 2 5 2 】

いくつかの実施形態においては、1つまたは複数のマーカー、もしくは、1つまたは複数の基準、またはその両方を、準備された歯、それ以外の歯、他の口腔部構造のうちの少なくとも 1 つに付ける（例えば、マーカーを使用してマークする、または接着剤によって付ける）ことができる。いくつかの実施形態においては、1つまたは複数のマーカーを使用して、（例えば現在入手可能な口腔内装置によって測定された）歯の歯肉縁上部分（あるいは走査された印象）など歯の可視部分のモデルと、（例えば本文書に説明されている方法または実施形態の 1 つまたは複数を使用して測定された）歯の歯肉縁下部分や不可視部分と組み合わせる、または登録する。

【 0 2 5 3 】

上述したように 2 つのモデルを組み合わせる恩恵として、例えば、いくつかの実施形態においてはイメージジャはマーカーを識別するのみであり、（例えばパターン投影および高解像度の撮影を使用して）歯の可視部分のフルモデルを測定しないため、SGMP をより単純にすることができる、より小型化することができる、歯肉縁下部分を高速に走査することができる、あるいはコストを下げることができる。

【 0 2 5 4 】

いくつかの実施形態においては、準備された歯の歯肉縁上部分モデル（1つまたは複数のマーカーと、オプションとして隣の歯などの他の口腔部構造を含む）を得る。歯肉縁上部分モデルは、例えば、市販されている口腔内スキャナを使用することによって、または、標準の印象を作成してそれをデジタル 3D ファイルに変換することによって、得る。オプションとして、SGMP を使用して、歯の歯肉縁上部分のモデルを再構築するための画像も取得する。

【 0 2 5 5 】

いくつかの実施形態においては、SGMP を使用して、歯の歯肉縁下部分を走査し、歯における歯肉縁下点の測定値は、上述したように、1つまたは複数のマーカーに対するものである。いくつかの実施形態においては、イメージジャを使用して、本体に対する 1 つまたは複数のマーカーの位置を推定する。いくつかの実施形態においては、例えば 2 つのカメラを使用する、または 2 つ以上の視角を有する 1 つのカメラ（例えばプレノープティックカメラ）を使用する。いくつかの実施形態においては、カメラの視野の一部分である、マーカーを含む関心領域（ROI）を、高速（例えば 250 Hz）で撮影する。いくつか

10

20

30

40

50

の実施形態においては、1つまたは複数のカメラの画像における1つまたは複数のマーカーの位置を（例えば処理アプリケーションによって）追跡し、走査全体を通じてROIにマーカーが含まれるように走査中にROIを更新する。

【0256】

いくつかの実施形態においては、歯肉縁下部分の3D情報（歯肉縁下部分モデル）を、マーカー情報を使用して、1本または複数の歯の歯肉縁上部分モデルと組み合わせる、または登録して、歯の歯肉縁上部分および歯肉縁下部分のモデルを生成する。原理的には、2つの3Dモデルを組み合わせるためにには、3つのマーカーまたは基準が必要である。しかしながら、歯（または他の口腔部構造）における1つのマーカーまたは基準と、少なくとも3つの形状とによって、2つの3Dモデル（歯肉縁上部分モデルおよび歯肉縁下部分モデル）を組み合わせるための3つの基準点（anchoring point）を提供することができる。いくつかの実施形態においては、マーカーは、2つ以下または4つ以上の形状を含む。いくつかの実施形態においては、歯の1つまたは複数の天然の形状を、1つまたは複数のマーカーとして使用する。

【0257】

いくつかの実施形態においては、（例えば口腔内スキャナ、標準的な印象の走査、CTによる）歯肉縁上部分の走査では、モデルにおけるマーカー情報を提供することができず（例えば、色対比マーカーは、多くの既存の口腔内スキャナによって測定することができず、なぜなら既存の口腔内スキャナは一般的に色対比情報なしで3D測定値を提供するためである）、マーカーが含まれない歯肉縁上部分モデルを生成する。

10

【0258】

いくつかの実施形態においては、準備された歯、もしくは、隣の1本または複数の歯、またはその両方のいくつかの歯肉縁上部分の上を、SGMPのスタイルスによって走査し、これは例えば、可視の歯を超えて、または周囲における数本の線を走査する、もしくは点を測定する（例えば準備された歯の上のクロス（cross）を走査する）、またはその両方による。次いで、SGMPによって、（上述したように）1つまたは複数のマーカーに対する歯肉縁下部分を測定する。1つまたは複数のマーカーの位置に対する歯肉縁上部分のSGMPによる測定値（走査された線、または測定された点）を使用して、（例えば口腔内スキャナ、標準的な印象の走査、CT、MRIのうちの1つまたは複数を使用して得られた）マーカーが含まれない歯肉縁上部分モデルと、歯肉縁下部分モデルとを組み合わせる。いくつかの実施形態においては、少なくとも1本の隣の歯における測定（例えば線の走査や点の測定）によって、マーカーが含まれない歯肉縁上部分モデルと歯肉縁下部分モデルとの間の位置合わせにおける回転誤差が減少する。

20

【0259】

理解できるように、いくつかの実施形態においては、走査された点を、既存の歯肉縁上部分モデルに加える。別の実施形態においては、走査された点の集合 자체を結合してモデルを形成し、このモデルと既存のモデルとを位置合わせことができる。いくつかの実施形態においては、両方のモデルを同時に得る。

30

【0260】

いくつかの実施形態においては、スキャナによる走査によって、モデルにおけるマーカー情報を提供できないとき、歯肉縁上部分を走査する前に、厚いマーカー（例えば50μm以上の厚さ）を歯に付ける。いくつかの実施形態においては、準備された歯の歯冠部（走査の精度が低い）に厚いマーカーを付ける。厚いマーカーは、マーカーが含まれないモデルにおいては3D形状として現れ、いくつかの実施形態においては、このマーカーを使用して、上述した（例えば印刷されたマーカーを捕捉できない装置から得られた）マーカーが含まれない歯肉縁上部分モデルと、（SGMPによる測定値からの）歯肉縁下部分モデルとを組み合わせる。いくつかの実施形態においては、モデルの後処理において、組み合わされた歯肉縁上部分／歯肉縁下部分モデルから、例えば（後から説明する）処理アプリケーションによって、1つまたは複数の厚いマーカーを除去する。いくつかの実施形態においては、厚いマーカーを除去し、それまでマーカーの下であった歯の領域を再走査し

40

50

て、部分的な歯肉縁上部分モデルを生成し、このモデルと、歯肉縁上部分 / 歯肉縁下部分モデルとを組み合わせて、厚いマーカーの下の領域を含む歯のモデルを生成する。

【0261】

いくつかの実施形態においては、歯肉縁上部分モデルはサーフェスモデルであるが、このモデルは、自身に登録された画像を有することができる、もしくは、画像や色情報を含むことができる、またはその両方である。これらの画像を使用して、走査時にSGMPによって得られた画像と位置合わせすることができる。

【0262】

ドリルスタイルス

【0263】

10

オプションとして、スタイルスは歯科用ドリルである。いくつかの実施形態においては、歯の準備工程におけるドリル加工もしくはグラインディングまたはその両方において、画像を取得する。いくつかの実施形態においては、歯の準備工程中に、上述した方法を使用してドリル先端部を追跡し、準備された歯204の形状を生成する。オプションとして、ドリルは、(図2Aに示した)マーキング234に類似する色対比マーキング、または歯科用ドリルにより適する別のマーキング(例えば、ドリル研磨剤粒子の上または間に印刷されるパターン)を有することができる。オプションとして、ドリルの追跡時、準備部分終了線108の位置を取得しない。いくつかの実施形態においては、準備終了線を、上述したスタイルスに類似するスタイルスを使用して測定する。いくつかの実施形態においては、ドリルが回転していないときにドリル自身をスタイルスとして使用し、ドリル先端部が、準備終了線108を測定するためのスタイルス先端部222を形成する。いくつかの実施形態においては、ドリルの先端部または端部を、スタイルス218に類似するスタイルス(オプションとしてスタイルスのマーキング234を含む)に交換する。上述した別の装置および方法を、ドリルの追跡に使用することができる。

20

【0264】

例示的な実施

【0265】

図13は、本発明の例示的な実施形態による、歯科補綴物を作製するための例示的な方法を示した流れ図である。歯科医は、補綴物を取り付ける1本または複数の歯を準備する(1300)。準備の後、オプションとして、準備された歯の歯肉縁上部分の測定値を、別の装置または方法(例えば、印象、デジタル印象、CT、MRI)を使用して集める(1302)。オプションとして、歯肉圧排剤(例えば圧排ペースト)を歯肉に塗布して、歯肉を歯から圧排する。オプションとして、またはこれに代えて、出血を減らすものなど、別の薬剤を使用する。次いで、SGMP装置をオンにし、スタイルスを開始位置に配置する(1304)。次いで、SGMPによって測定値を集める(1306)。測定値は、例えば、光学的測定値(例えば画像)や、(例えば上述したように)スタイルスの追跡などを使用しての機械的測定値とすることができる。いくつかの実施形態においては、例えば上述したように、測定値を集めるステップでは、使用者は歯の周囲に沿ってSGMPをガイドする。オプションとして、次いで、使用者は、生成された歯もしくは補綴物またはその両方のモデルを、例えば、ユーザインタフェース、例えばディスプレイおよびオプションとしてマウスやキーボードを有するコンピュータを通じて、チェックすることができる(1308)。オプションとして、使用者は、ユーザインタフェースを通じて、あるいは、所望の補綴物終了線やその一部をスタイルスを使用して歯の上にマークすることによって、補綴物のモデルに手操作で補綴物終了線を加えることができる。次いで、使用者は、補綴物の作製のため補綴物のモデルを送る(1310)。使用者は、補綴物を受け取った後、それを準備された歯に嵌める/取り付ける(1312)。オプションとして、使用者は、(例えば、手元での処理を使用して、または遠隔サーバに要求を送ることによって)歯肉縁上部分モデルと歯肉縁下部分モデルを組み合わせる。オプションとして、使用者は、組み合わされたモデルを見て、モデルが正しいことを確認することができ、オプションとして、例えば、モデルの回転やスケーリング、平行移動を行うことによって、もしく

30

40

50

は、2つのモデルの重なり合う部分を組み合わせるために使用されるプロセスを定義することによって、またはその両方によって、手操作で組合せを修正することができる。これに代えて、歯を作製する歯科病院によって、2つのモデルを組み合わせることができる。オプションとして、組み合わせるステップは、使用者もしくは歯科病院またはその両方からデータを受け取る遠隔サーバにおいて行う。オプションとして、この遠隔サーバの使用を有料とする。

【0266】

いくつかの実施形態においては、(上述したように)歯の周囲の各測定点において、スタイラスによって歯肉の一部分を歯から離れた状態に保持する。歯肉縁下部分を含めて歯の画像を取得する。取得された画像から、歯のモデルを構築することができる。本発明の例示的な実施形態においては、この場合、歯肉縁上部分の撮影のみを行うようにされている装置を使用することができる。オプションとして、またはこれに代えて、スタイラス(または、歯肉を圧排するために使用される他の歯科用具(フックなど))を認識するよう10に、装置をプログラムする。オプションとして、この認識を使用して、スタイラスがモデルに組み込まれないようにスタイラスを除去する。オプションとして、またはこれに代えて、(例えばスタイラスの先端部における)歯肉縁下部分が可視である位置を識別できるように、認識を使用する。オプションとして、本装置は、歯肉縁下部分全体が撮影されたかを示す。一般的には、装置が(例えばCTモデルや手操作での入力を使用して)歯肉縁下領域の範囲や概形を認識するようにされている場合、そのような装置(SGMPまたは他のスキヤナ)は、関心領域の十分に正確な、もしくは高密度の、またはその両方であるサンプルが得られたかを自動的に検出できる。

【0267】

いくつかの実施形態においては、スタイラスが、各測定点において歯肉の一部分を歯から離れた状態に保持し、歯の準備終了線の周囲を走査する。歯の周囲に沿って測定される各点について、イメージヤから見える歯の部分に対するスタイラス先端部の位置の推定を使用して、取得された画像から構築される歯のモデルに準備終了線を加える。オプションとして、このような走査を実行するように、ユーザインターフェース(例えば表示もしくは音声またはその両方)が使用者に指示する。

【0268】

図14は、本発明の例示的な実施形態による、歯の3Dモデルを作成する方法およびアルゴリズムを示す流れ図である。SGMPのスタイラス先端部を、歯の表面に接触した状態で開始位置に配置する(1400)。次いで、SGMPは、イメージヤによって画像を取得する(1404)。取得された画像から、イメージヤから可視である歯の部分(歯の可視部分)の、イメージヤに対する寸法(表面形状)を推定する(1406)。

【0269】

いくつかの実施形態においては、歯の可視部分は、2つのカメラから可視である。いくつかの実施形態においては、歯の可視部分は、少なくとも1つのカメラおよびパターンプロジェクトから可視である。いくつかの実施形態においては、歯の可視部分は、プレノブティックカメラの少なくとも2つの視角から可視である。いくつかの実施形態においては、歯の可視部分は、マルチアパーチャカメラの少なくとも2つのアパーチャから可視である。いくつかの実施形態においては、1つまたは複数の可視の形状もしくは1つまたは複数のマーカーまたはその両方を含む歯の部分が、少なくとも1つのカメラから可視である。

【0270】

次いで、歯の部分の寸法の推定値を、歯の3Dモデルに登録する(1408)。オプションとして、またはこれに代えて、例えば、この技術分野において公知である歯のモデル構築法を使用して、画像を組み合わせてモデルを生成する。オプションとして、モデルの一部が修正される場合、同時に位置が得られた歯肉縁下部分に同じ修正を適用することができる。いくつかの実施形態においては、少なくとも粗い歯肉縁上部分モデルのデータが得られる、もしくは再構築される、またはその両方の後に、歯肉縁下部分を得る。

10

20

30

40

50

【0271】

いくつかの実施形態においては、1つまたは複数の形状の位置もしくは1つまたは複数のマーカーの位置またはその両方は、最初から既知である、または、他の視角からの1つまたは複数の形状 / マーカーの位置の画像によって、形状 / マーカーの位置を推定することが可能であり、1つまたは複数の形状 / マーカーの位置を歯の3Dモデルに登録する。いくつかの実施形態においては、歯の3Dモデルは、例えば別の方法 / 装置（例えば、従来の印象、デジタル印象、CT、SGMPを使用しての以前の測定）からの前から存在するモデルである。いくつかの実施形態においては、歯の3Dモデルは、測定 / 走査時にSGMPによって生成する。オプションとして、登録するステップは、1つまたは複数のマーカーのマッチングによって行い、これらのマーカーは、歯の上の物理的マーカーであるか、3Dモデルに現れる歯の形状であるか（3Dマッチング）、イメージヤの2D画像に現れる歯の形状であるか（2Dパターンマッチング）、またはこれらの組合せである。オプションとして、スタイラス端部の位置（カメラに対するスタイラス先端部の位置）の測定値を、上述した方法を使用して、例えば力センサ（例：荷重計、歪みゲージ）によって集める（1409）。次いで、歯の可視部分に対するスタイラス先端部の位置を推定する（1410）。次いで、スタイラス先端部の位置を、歯の3Dモデルに登録する（1412）。十分な歯の位置が測定された場合（1414）、走査を終了し、歯の3Dモデルが完成である（1416）。歯のさらなる位置を測定する場合、SGMPのスタイラス先端部を、歯の周囲に沿って新しい位置まで動かし（1402）、その新しい位置において、測定（1404, 1409）、推定（1406, 1410）、および歯の3Dモデルへの登録（1408, 1412）を繰り返す。10

【0272】

オプションとして、走査が完了したときに、使用者はアラームまたは他の指示情報を受け取る。オプションとして、追加の走査を実施すべきこと、もしくは、走査する歯の領域、またはその両方を、SGMPがユーザに示すことができる。オプションとして、使用者は、未測定の歯の部分や走査するべき他の歯の部分の指示情報とともに、走査された歯のモデルの画像を表示させる。20

【0273】

オプションとして、いくつかの実施形態においては、例えばブリッジのための測定を行うとき、図14に記載されている方法を繰り返すことができ、この場合、2本以上の歯についてスタイラスによって測定する一方で、測定値をモデルに登録して、2本以上の歯の3Dモデルを作成する。オプションとして、いくつかの実施形態においては、本方法は、1本の歯についてスタイラスによって測定する一方で、測定値を登録するステップと、別の口腔部構造（例えば別の歯、歯肉）の画像を取得するステップと、を含むことができる。30

【0274】

オプションとして、いくつかの実施形態においては、使用者は、歯の周囲を走査するとき、SGMPのスタイラス先端部の位置から、補綴物終了線もしくは準備終了線またはその両方を生成する（例えば、使用者は、「補綴物終了線を定義する」ためのユーザインターフェースオプションを選択した後、所望の補綴物終了線の周囲をスタイラス先端部によって走査する）。

40**【0275】**

オプションとして、またはこれに代えて、（例えば走査の後に）2つ以上の測定値を一度に歯のモデルに登録する。オプションとして、「前から存在する」モデルを取得またはアクセスする前に、SGMPの測定値を取得することができる。

【0276】

オプションとして、走査が完了した後、処理アプリケーションは、集められた画像とスタイラスの位置を使用して、より精度の高いモデルを生成する。この方法は、例えばモデルを段階的に生成する場合に、有用であり得る。例えば繰り返して適用される最適化プロセスによって、全体的な誤差が減少するようにモデルの一部を修正することができる。50

例においては、得られた情報の一部またはすべてを使用する最適化アルゴリズム（例えば、大域的最適化アルゴリズムや ICP（反復最近接点）アルゴリズム）を使用して、走査工程の複数の異なる部分によって生成される点群の間の差異を最小化する。オプションとして、ICP を使用して、複数の異なる走査から 2D または 3D サーフェスを再構築する。反復法においては、既存のモデルを開始点として、例えばモデル内の誤差やアーチファクトが減少するように、得られたデータを使用してモデルを「修正する」。オプションとして、このプロセスを繰り返す。

【0277】

本発明の例示的な実施形態においては、モデルを更新するとき、したがってモデルと画像のマッチングも変化しうるときに、先端部の位置の推定値を更新する。オプションとして、またはこれに代えて、歯のモデルにおける想定（例えば連続性および平滑性）、もしくはスタイルスの動き、またはその両方を使用して、大域的最適化法（もしくは局所的最適化法またはその両方）によって最小化されるモデルに対する制約を定義する。10

【0278】

歯科補綴物を作製するシステム

【0279】

オプションとして、SGMP の実施形態を、良好に取り付けられる歯科補綴物（例えばクラウンやブリッジ）を作製するシステムの一部とすることができます。図 12 は、良好に取り付けられる歯科補綴物を作製するシステムの実施形態の概略図である。歯肉縁下部分プローブ（SGMP）1216 は、遠隔の処理アプリケーション 1280 に接続されている。上述したように、いくつかの実施形態においては、接続はワイヤレスであり、いくつかの実施形態においては、接続はケーブルによる。いくつかの実施形態においては、遠隔の処理アプリケーション 1280 は、その全体または一部分が、使用者の近くにあるマシン（例えば歯科医院内のマシン）によってホストされる。いくつかの実施形態においては、遠隔の処理アプリケーション 1280 は、その全体または一部分が、遠隔サーバによってホストされる。SGMP 1216 と遠隔の処理アプリケーション 1280 との間の通信は、いくつかの実施形態においては、標準的な通信技術による。SGMP 1216 は、測定値（例えば、光学的測定値（例：画像）、機械的測定値、磁気的測定値とすることができます）を集め、それらの測定値を、処理アプリケーション 1280 内の歯のモデル生成モジュール 1282 に渡す。歯のモデル生成モジュール 1282 は、集められた測定値から歯のモデルを生成する。いくつかの実施形態においては、生成される歯のモデルは、歯の歯肉縁下領域を含む。歯のモデル生成モジュール 1282 は、データベース 1286 に保持されている情報にアクセスすることもできる。データベース 1286 は、SGMP によって以前に集められた測定値、以前に生成された歯のモデル、1つまたは複数の別の測定装置 1288 によって集められた情報（例えば、印象、デジタル印象、CT 画像、MRI 画像、X 線画像）、のうちの少なくとも 1 つを保持することができる。使用者は、ユーザインタフェース 1284 を通じて、SGMP 1216 を制御する、SGMP 1216 に命令を送る、さらには、歯のモデル生成モジュール 1282 およびデータベース 1286 と対話することができる。20

【0280】

補綴物のモデル生成モジュール 1290 は、1 本または複数の歯に関する、歯のモデル生成モジュール 1282 からの情報と、オプションとしてユーザインタフェース 1284 からのユーザ命令と、オプションとしてデータベース 1286 からの情報を使用して、補綴物のモデルを構築する。一実施形態においては、データベース 1286 は、SGMP による走査または別の方法によって生成された、準備前の歯のモデルを含む。いくつかの実施形態においては、準備前の歯のモデルを使用して、患者の元の歯に一致する補綴物のモデルを構築する。いくつかの実施形態においては、ユーザインタフェース 1284 は補綴物のモデル生成モジュール 1290 に接続されており、したがって、例えば、使用者は、作製のために補綴物のモデルを送る前に、当該モデルを見ることができる。いくつかの実施形態においては、使用者は、補綴物終了線を手操作で示す。使用者は、ユーザインタフェース 1284 は補綴物終了線を手操作で示す。使用者は、ユーザインタフェース 1284 は補綴物終了線を手操作で示す。30

40

50

エース 1284 を通じて、生成された歯のモデル上または生成された補綴物のモデル上に補綴物終了線を示す。

【0281】

オプションとして、SGMP が処理アプリケーション 1280 を含む、または、SGMP は、追加の処理アプリケーションを含む。オプションとして、SGMP は、ユーザインターフェースを含む。例えば、SGMP の処理アプリケーションおよびユーザインターフェースは、測定もしくは生成またはその両方に関するリアルタイムのフィードバックを提供して、測定値の収集において使用者をガイドする基本的な歯のモデルを表示することができ、モデル生成の細部は処理アプリケーション 1280 に委ねる。

【0282】

オプションとして、使用者は、ユーザインターフェースを通じて歯のモデルを見ることによって、歯の準備のクオリティを評価し（例えば、歯肉縁下部分が適切な形状や寸法を有するか、あるいは、クラウンまたはブリッジの強度や耐久性が十分となるかを判定する）、オプションとして、準備（例えばドリル加工）および再走査を継続することを決定する。

【0283】

オプションとして、使用者は、例えばユーザインターフェースを通じて歯のモデルを視覚的にチェックすることによって、測定のクオリティを評価する。

【0284】

オプションとして、処理アプリケーションは、（例えば、歯の表面の傾斜を評価して準備部分の階段形状を見つけることによって）例えば準備終了線が検出されることをチェックすることによって、測定や走査のクオリティを評価する。一実施形態においては、処理アプリケーションは、歯の 1 つまたは複数の部分を再走査すべきであることを、ユーザインターフェースを通じて示す。なお、例えば、歯科医院、補綴物の製造技工所、あるいは遠隔のサーバにおいて、複数の処理アプリケーションを配置できることを理解されたい。このようなアプリケーションそれぞれは、本明細書において例えばモジュールとして説明した機能の一部のみ、またはすべてを提供することができる。本発明の例示的な実施形態においては、以下のモジュール、すなわち、画像をモデルに登録するモジュール、スタイルス先端部の位置を特定するモジュール、画像の深さを抽出するモジュール、マーキングを分析するモジュール、自己較正モジュール、動くスタイルスを追跡するモジュール、センサ処理モジュール、モデルを組み合わせるモジュール、モデルを登録するモジュール、画像同士を組み合わせるモジュール、歯肉縁上部分モデルを作成するモジュール、歯肉縁下部分モデルを作成するモジュール、のうちの 1 つまたは複数が提供される。これらのモジュールのうちの 1 つまたは複数の機能は、例えば、本明細書に説明されているとおりとすることができる。オプションとして、これらのモジュールは、一時記憶装置もしくは非一時記憶装置（例えば、フラッシュメモリや機械的ハードディスク）またはその両方に設けられる。

【0285】

いくつかの実施形態においては、SGMP および処理アプリケーションは、（例えば 3D 印刷やフライス加工によって）物理的に構築される歯のモデルを作成し、従来の印象あるいはデジタル印象の技術分野において公知であるように、この物理的モデルを使用して補綴物を作製する。

【0286】

なお、オプションとして、患者の歯の型を走査（または撮影）することによって歯肉縁上部分モデルを得た後、歯肉縁下部分モデルを歯肉縁上部分モデルに加える。

【0287】

例示的な較正の詳細

【0288】

本発明の例示的な実施形態においては、少なくとも 1 つのカメラから可視である点または形状を、イメージヤまたはイメージヤの最終光学要素に関連する 3D 位置に関連付ける

10

20

30

40

50

ため、SGMPのイメージヤを較正する。このような較正では、画像の較正の技術分野において公知の方法を使用することができる。

【0289】

較正は、少なくとも1つの、イメージヤのカメラ「内」パラメータ（例えば、焦点距離、中心オフセット、レンズの歪み、CMOSピクセルスケーリング、スキー係数）と、複数のカメラを互いに関連させるカメラ「間」パラメータ（例えば、相対位置、向き、回転、オフセット）を含むことができ、後者は、立体写真計測法の構成（受動型または能動型にかかわらず）に関連する。能動型の場合、較正は、オプションとして、少なくとも1つのパターンプロジェクト「内」パラメータ（例えば、パターン、焦点距離、中心オフセット、レンズの歪み、スケーリング、スキー係数）、もしくは、この少なくとも1つのプロジェクトを1つまたは複数のカメラに関連させるカメラ・パターンプロジェクト「間」パラメータ（例えば、相対位置、向き、回転、オフセット）、またはその両方を含む。
10

【0290】

較正は、例えば、工場において、もしくは、既知のターゲットを使用して、またはその両方において、行うことができる。1つの例は、平面上の特定の正方形サイズを有する標準的な市松模様パターンである。区別可能な正方形の交点を検出し、基準画像と結果の画像とを比較する。1つのカメラの較正の場合、基準画像は理論的パターン、または別のカメラによって得られた画像とすることができます。結果の格子と基準の格子との間の差異に基づいて、較正パラメータ方程式系を確立し、それを解いてパラメータを抽出することができる。オプションとして、既知の大きさの要素（例えばスタイルスのマーキング）を撮影することによって、スケーリングも行うことができる。
20

【0291】

SGMPを落下させたり、他の機械的衝撃や熱変動を受けた場合、例えば、それによってカメラやプロジェクト間の幾何学的関係が変化しうるため、較正を繰り返すことができる。オプションとして、このような画成は、歯科医が使用するためのユーザインタフェースを用いて行われる。

【0292】

他の用途

【0293】

いくつかの実施形態においては、上述した方法および装置は、インレー、アンレー、および充填材の準備工程における3D走査など、追加の歯科処置における測定に使用する。いくつかの実施形態においては、上述した方法および装置は、インプラント結合部およびインプラントアバットメント（インプラント頸部、六角部(hexagon)、およびアバットメントに結合された外面のうちの1つまたは複数を含む）を測定するために使用する。測定した後、モデルを使用者に表示することができる、もしくは、既存のモデルを更新する、またはその両方を行う。例えば、歯の近くの測定値を使用して、別の歯、頸部、あるいはCTデータセットに対するインプラントの向きもしくは位置またはその両方を示すことができる。
30

【0294】

いくつかの実施形態においては、本方法および本装置を使用して、溝またはポケットの深さを測定する。溝またはポケットの深さは、遊離歯肉線(free gingival line)と溝またはポケットの底部との間の距離である。溝の深さは、歯周病または他の病的状態を評価するときに使用される一般的な測度である。歯科治療の効果を評価する目的で、ポケットの深さを時間の経過とともに追跡することができる。いくつかの実施形態においては、歯周プローブを使用して行われる測定と同様に、溝またはポケットにスタイルスを挿入しながら一定の挿入力をかけることによって、SGMPを使用して溝またはポケットの深さを測定する。いくつかの実施形態においては、本装置は、印加されている挿入力を（例えば荷重計854もしくはセンサ923またはその両方を使用して）測定し、印加されている挿入力が有効範囲内であることを確認する。いくつかの実施形態においては、本文書に記載されている装置および方法を使用して、他の一般的な歯科マーカーまたは歯周マーカ
40

－（例えばクリニカルタッチメントレベル（C A L））を測定する。

【0295】

本装置の別の用途は、歯および歯肉上の領域のうち特定の关心が持たれる領域をマークすることであり、したがって歯科医は、歯の上または口の中のそのような特徴的な領域に触れる、または走査して、特別な指示記号によって、1つまたは複数の歯のモデル上でそれらをマークすることができる。このような領域は、例えば、さらなる治療を行う別の歯科医、技工士、または使用者のためにマークするべき特徴的な領域である。いくつかの例として、準備された歯の人工部分（充填材や築造部）と歯の有機質部分（象牙質やエナメル質）との間の境界部（多くの場合、口腔内スキャナの3Dモデルにおいて見ることができない）が挙げられる。

10

【0296】

別の例は、歯科医が手術によって形成しようとしている新しい歯肉線の領域をマークすることである。この手順は、見た目の美しさの理由で行うことができ、手術の結果を設計して患者や別の歯科医に示す。この例においては、システムは、歯の栓状部に対する歯肉との接触部を測定するが、クラウンを取り付けた歯を示す3Dモデルの上に重ねて表示することができる。

【0297】

別の例は、例えばさらなる治療や相談のため、第三者、例えば、別の担当歯科医や歯科技工士、口腔外科医に渡す目的で、1本または複数の歯のモデルまたは口腔モデルにおけるマークやデータを本装置によって集めることである。

20

【0298】

オプションとして、治療に関する情報の質を高め、治療の結果を視覚的に説明する目的で、集めたデータを患者に提示する。このように使用することで、患者は納得して治療を受け入れることができ、さらに患者の満足度も高まる。

【0299】

例示的な実施

【0300】

図16は、側面に取り付けられる、角度の付いたスタイラスの概略図である。図16は、例示的なスタイラスの形状を示しており、スタイラス1618は、90°ではないスタイラス傾斜角において、準備された歯1604に接触している。スタイラス1618は、本体1620の側面にハウジング1654を通じて取り付けられている。SGMPは、さらに、透明な窓1676を含むカバー1674と、ミラー1656（最終光学要素）も含んでいる。

30

【0301】

いくつかの実施形態においては、SGMPは、イメージヤに取り付けられるアダプタを含む。いくつかの実施形態においては、アダプタは、スタイラスと、カバーと、アダプタをイメージヤに取り付けるコネクタと、を含む。いくつかの実施形態においては、アダプタはイメージヤに剛性的に取り付けられ、例えば、嵌め込み式またはねじ込み式に取り付けられる。いくつかの実施形態においては、アダプタは、いくらか自由に動くことができる状態でイメージヤに結合されており、これによりスタイラスがイメージヤに対して動く。いくつかの実施形態においては、イメージヤに対するスタイラスの動きを、光学式追跡によって補正することができる。いくつかの実施形態においては、アダプタを、既存の口腔内スキャナと一緒に使用する。いくつかの実施形態においては、アダプタは、既存の口腔内スキャナのための標準的なカバーであり、このカバーにスタイラスが取り付けられている。いくつかの実施形態においては、イメージヤは、アダプタの内側に位置している。いくつかの実施形態においては、アダプタは、イメージヤの側面に取り付けられており、スタイラスおよびスタイラス先端部がイメージヤから見えるようにするための傾斜したミラーを含む。しかしながら、本発明の例示的な実施形態においては、カバーは、スタイラスの不要な動きを避けるための十分な剛体として作製されている。

40

【0302】

50

本発明の例示的な実施形態においては、歯科医は、（例えば実装に応じて）カバーのセット、またはスタイルスと一体化されたカバーのセット、またはスタイルスのセットを購入することができる。例えば、10個、15個、40個、または100個（またはこれらの中間の個数あるいは101以上の個数）のカバー、またはスタイルス、またはスタイルスと一体化されたカバーを含むキットを提供することができる。

【0303】

いくつかの実施形態においては、本体1620とスタイルス1622とを結合しているハウジング1654は、スタイルスの動きもしくはたわみまたはその両方を測定し、先端部の位置を推定するメカニズム（例えば前述したメカニズムなど）を含む。いくつかの実施形態においては、本体1620とスタイルス1622とを結合しているハウジング1654は、スタイルス1622を動かして先端部の位置を測定するメカニズム（例えば前述したメカニズムなど）を含む。いくつかの実施形態においては、ハウジング1654は、電力を供給しつハウジング1654からのデータを読み取る電子ユニットに接続されている。いくつかの実施形態においては、ハウジング1654は、スタイルス1622と本体1620とを機械的に結合するのみであり、スタイルス先端部の位置は、例えば前述したようにイメージヤによって測定する。いくつかの実施形態においては、ハウジング1654は、スタイルス1622を本体1620にハウジング1654を通じて結合するためのコネクタ1655を含む。いくつかの実施形態においては、スタイルス1622をハウジング1654に結合するためのコネクタ1655は、スタイルス1622を容易に解放するための解放ボタン1656を含む。いくつかの実施形態においては、スタイルス1622は使い捨て式である。いくつかの実施形態においては、ハウジング1654およびスタイルス1622が、単一の使い捨て式ユニットである。

【0304】

図17は、ミラーを取り付けられるアダプタの概略図である。アダプタ1778は、ハウジング1754を通じてカバー1774に取り付けられるスタイルス1718を含む。いくつかの実施形態においては、ハウジング1754は、1つまたは複数のアクチュエータ、もしくは、前述した1つまたは複数のセンサ（例えば荷重計）、またはその両方を含む。カバー1774は、ミラー1756と、入口開口部1758の上の透明な窓1776を含む。カバー1774は、イメージヤ1730に取り付けられている。

【0305】

図18は、本発明の例示的な実施形態による、光学ミラーを含むイメージヤの一部を覆っているアダプタの概略図である。図示したように、図18は、カバー1874として成形されているアダプタを通じてイメージヤ1830に取り付けられるスタイルスを有するSGMPを概略的に示している。アダプタは、スタイルス1818と、ハウジング1854と、カバー透明部分1876とを含む。イメージヤ1830は、イメージヤ本体1820と、1つまたは複数のカメラ1832と、オプションとしてミラー1856とを含む。カバー1874は、イメージヤ本体1820の一部分を覆っている。ハウジング1854は、スタイルス1818をカバー1874に結合している。

【0306】

いくつかの実施形態においては、スタイルス1822は、ハウジング1854を通じてカバー1874に剛的に結合されている。オプションとして、取付けメカニズムによって印加される機械的圧力によって、カバー1874をイメージヤ1820に剛的に固定することができ、オプションとして、解放ボタンを押すことによって、カバー1874を解放することができる。

【0307】

いくつかの実施形態においては、カバー1874とスタイルス1822とを結合しているハウジング1854は、スタイルスの動きもしくはたわみまたはその両方を測定し、先端部の位置を推定するメカニズム（例えば前述したメカニズムなど）を含む。いくつかの実施形態においては、カバー1874とスタイルス1822とを結合しているハウジング

10

20

30

40

50

1854は、スタイルス1822を動かして先端部の位置を測定するメカニズム（例えば前述したメカニズムなど）を含む。いくつかの実施形態においては、ハウジング1854は、電力を供給しあつハウジング1854からのデータを読み取る電子ユニットにワイヤ（図18には示していない）によって接続されている。いくつかの実施形態においては、ハウジング1854は、電子ユニットにワイヤレスで接続されており、ハウジング1854に電力を供給する電源を含む。いくつかの実施形態においては、ハウジング1854は、電力を供給する、もしくは、ハウジング1854からのデータを読み取る、またはその両方を目的として、カバー1874とイメージヤ1820との間の電気接点を通じてイメージヤ本体1820にも電子的に接続されている（図18には示していない）。いくつかの実施形態においては、ハウジング1854は、スタイルス1818とカバー1874とを機械的に結合するのみであり、スタイルス先端部の位置は、例えば前述したようにイメージヤによって測定する。いくつかの実施形態においては、ハウジング1854は、自身を通じてスタイルス1822をカバー1874に結合するためのコネクタを含む。いくつかの実施形態においては、スタイルス1822は使い捨て式である。いくつかの実施形態においては、カバー1874およびスタイルス1822が、単一の使い捨て式ユニットである。

【0308】

図19は、本発明の例示的な実施形態による、アダプタ1930によってイメージヤ1920に取り付けられるスタイルスを有するSGMPの概略図である。オプションとして、スタイルス1922は、アダプタ1930に剛的に結合されている。いくつかの実施形態においては、取付けメカニズムによって印加される機械的圧力によって、アダプタ1930をイメージヤ1920に剛的に固定することができる、もしくは、オプションとして、解放ボタン1918を押すことによって、アダプタ1930を解放することができる、またはその両方を行うことができる。本発明の例示的な実施形態においては、イメージヤ1920は、窓1958を含み、例えば図19に示したミラー1956または別の光学要素を含むことができる。

【0309】

いくつかの実施形態においては、アダプタ1930とスタイルス1922とを結合しているハウジング1954は、スタイルスの動きもしくはたわみまたはその両方を測定し、先端部の位置を推定するメカニズム（例えば前述したメカニズムなど）を含む。いくつかの実施形態においては、アダプタ1930とスタイルス1922とを結合しているハウジング1954は、スタイルス1922を動かして先端部の位置を測定するメカニズム（例えば前述したメカニズムなど）を含む。いくつかの実施形態においては、ハウジング1954は、電力を供給しあつハウジング1954からのデータを読み取る電子ユニットにワイヤ（図19には示していない）によって接続されている。いくつかの実施形態においては、ハウジング1954は、電子ユニットにワイヤレスで接続されており、ハウジング1954に電力を供給する電源を含む。いくつかの実施形態においては、ハウジング1954は、電力を供給する、もしくは、ハウジング1954からのデータを読み取る、またはその両方を目的として、アダプタ1930とイメージヤ1920との間の電気接点を通じてイメージヤ1920にも電子的に接続されている（図19には示していない）。いくつかの実施形態においては、ハウジング1954は、スタイルス1922とアダプタ1930とを機械的に結合するのみであり、スタイルス先端部の位置は、例えば前述したようにイメージヤによって測定する。いくつかの実施形態においては、ハウジング1954は、スタイルス1922をアダプタ1930にハウジング1954を通じて結合するためのコネクタを含む。いくつかの実施形態においては、スタイルス1922は使い捨て式である。いくつかの実施形態においては、アダプタ1930およびスタイルス1922が、単一の使い捨て式ユニットである。

【0310】

いくつかの実施形態においては、イメージヤ1820もしくはイメージヤ1920またはその両方は、独立した3D口腔内スキャナ（例えば市販されている口腔内スキャナ）で

10

20

30

40

50

ある。いくつかの実施形態においては、イメージヤからスタイルスの位置を検出し、それを歯のモデルと組み合わせる構成要素が含まれるように、口腔内スキヤナのソフトウェアに変更を加える。オプションとして、またはこれに代えて、歯のモデルの作成用に使用される画像からスタイルスのイメージを削除する構成要素が含まれるように、口腔内スキヤナのソフトウェアに変更を加える。いくつかの実施形態においては、追加のセンサからの情報を使用して、先端部の位置を推定する、もしくは、その情報を組み合わせて歯のモデルを得る、またはその両方を行う構成要素が含まれるように、口腔内スキヤナのソフトウェアに変更を加える。

【0311】

いくつかの実施形態においては、カバー 1874 もしくはアダプタ 1930 またはその両方はイメージヤ 1820 に剛的に取り付けられている。いくつかの実施形態においては、アダプタは、いくらか自由に動くことができる状態でイメージヤに結合されており、これによりスタイルスがイメージヤに対して動くことができる。いくつかの実施形態においては、イメージヤに対するスタイルスの動きを、光学式追跡を使用しての測定および修正によって補正することができる。いくつかの実施形態においては、イメージヤは、アダプタの内側に位置している。

【0312】

本明細書では、語「約」は ± 20 % を意味する。

【0313】

語「備えている」、「含んでいる」、「有する」、およびこれらの活用形は、「含んでおり、ただしそれらに限定されない」を意味する。

【0314】

語「からなる」は、「含んでおり、それらに限定される」を意味する。

【0315】

語「本質的に～からなる」は、組成物、方法、または構造が、追加の成分、ステップ、または部分を含んでいることができるが、その場合の条件として、それら追加の成分、ステップ、または部分が、クレームに記載されている組成物、方法、または構造の基本的かつ新規の特徴を実質的に変化させない場合に限られることを意味する。

【0316】

本明細書では、単数形（「a」、「an」および「the」）は、文脈から明らかに複数形が除外される場合を除いて、複数形も含む。例えば、語「化合物」または「少なくとも 1 種類の化合物」は、複数種類の化合物（その混合物を含む）を含むことができる。

【0317】

本出願の全体を通じて、本発明のさまざまな実施形態は、範囲形式で提示されていることがある。範囲形式での記述は、便宜上および簡潔さのみを目的としており、本発明の範囲を固定的に制限するようには解釈されないことを理解されたい。したがって、範囲の記述には、具体的に開示されている可能な部分範囲すべてと、その範囲内の個々の数値とが含まれるものとみなされたい。例えば、1 ~ 6 などの範囲の記述には、具体的に開示された部分範囲（例えば、1 ~ 3、1 ~ 4、1 ~ 5、2 ~ 4、2 ~ 6、3 ~ 6 など）と、この範囲内の個々の数（例えば 1、2、3、4、5、および 6）とが含まれるものとみなされたい。このことは、範囲の広さにかかわらずあてはまる。

【0318】

本明細書中に数値範囲が示されているときには、示された範囲内の任意の該当する数値（分数または整数）が含まれるものとする。第 1 の指示数と第 2 の指示数「との間の範囲」、および、第 1 の指示数「から」第 2 の指示数「までの範囲」という表現は、本明細書においては互換的に使用され、第 1 の指示数および第 2 の指示数と、それらの間のすべての分数および整数を含むものとする。

【0319】

明確さを目的として、個別の実施形態の文脈の中で説明されている本発明の複数の特徴は、1 つの実施形態の中に組み合わせて設けることもできることを理解されたい。逆に、

10

20

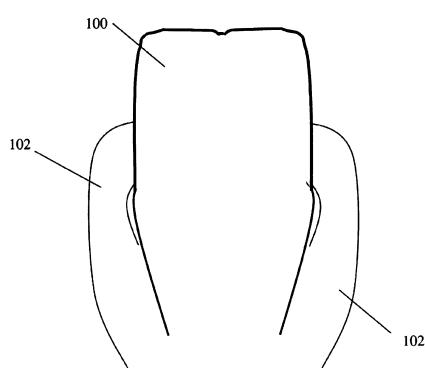
30

40

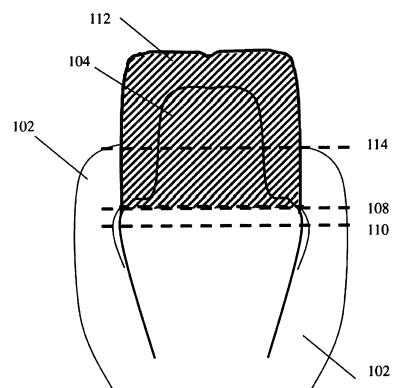
50

簡潔さを目的として、1つの実施形態の文脈の中で説明されている本発明のさまざまな特徴は、個別に設ける、または適切な部分的組合せとして設ける、または本発明の任意の他の説明されている実施形態において適切に設けることもできる。さまざまな実施形態の文脈の中で説明されている特徴は、実施形態がそれらの要素なしでは動作・機能しない場合を除いて、それらの実施形態の本質的な特徴とはみなさないものとする。

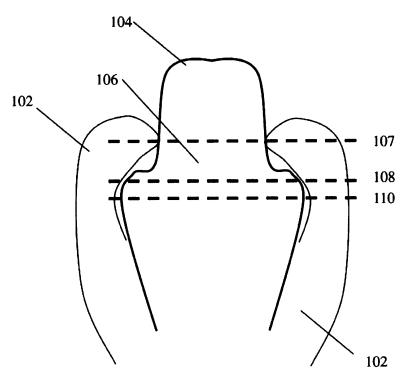
【図1A】



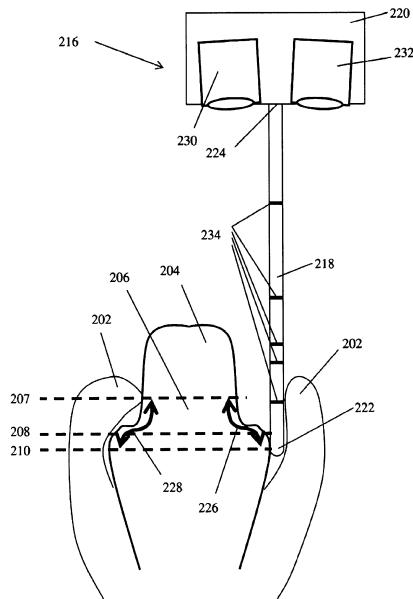
【図1C】



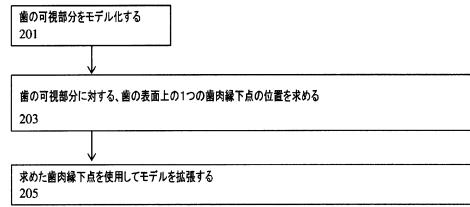
【図1B】



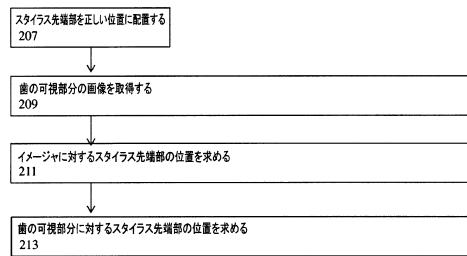
【図2A】



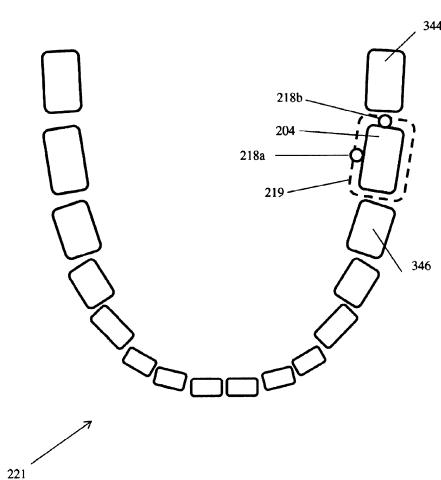
【図2B】



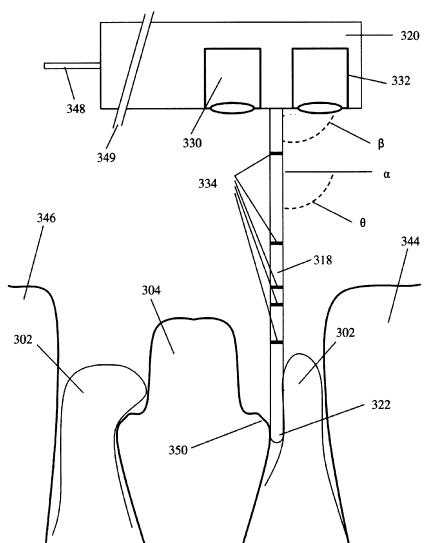
【図2C】



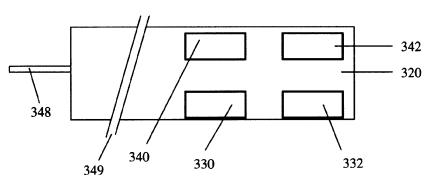
【図2D】



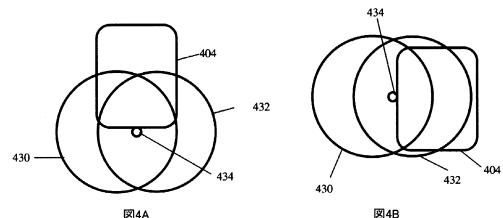
【図3B】



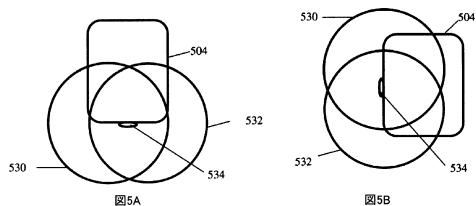
【図3A】



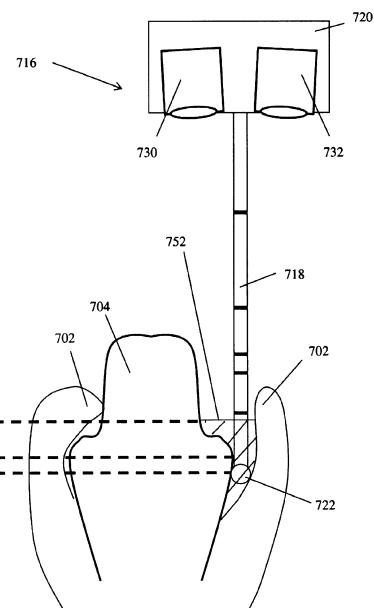
【図4】



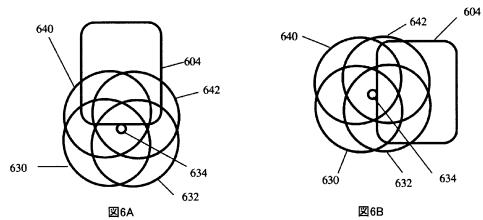
【図5】



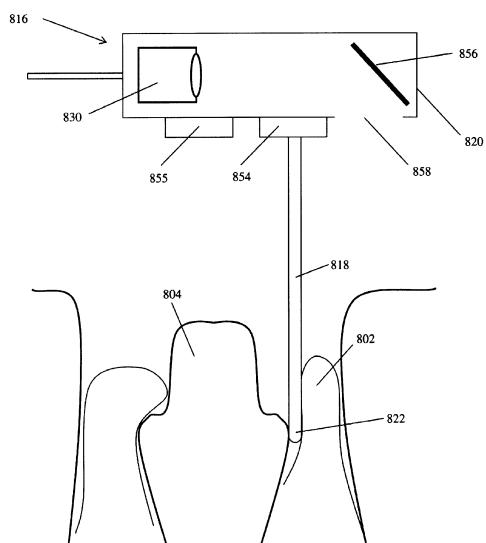
【図7】



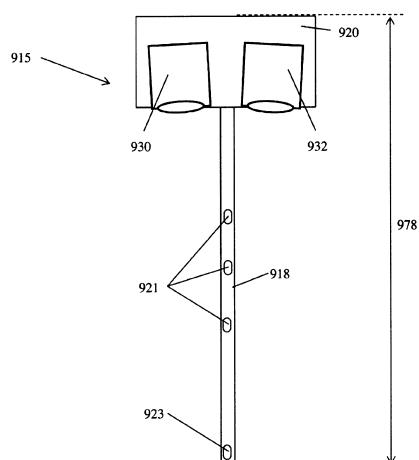
【図6】



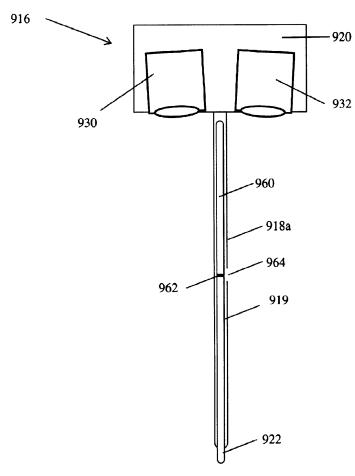
【図8】



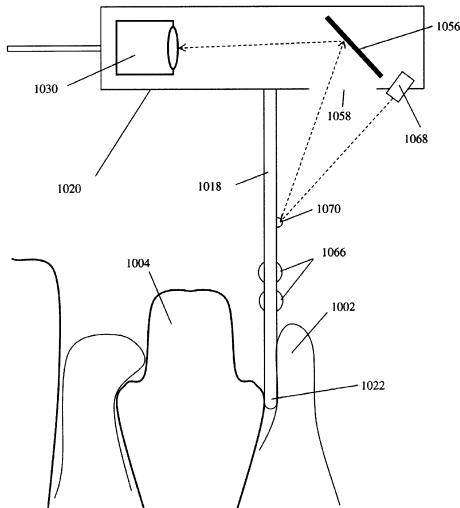
【図9A】



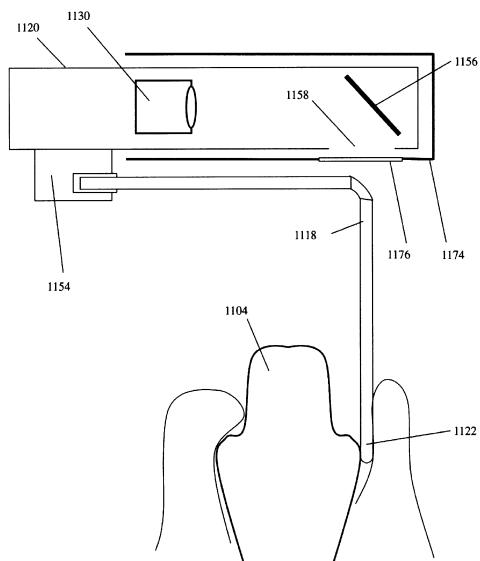
【図 9B】



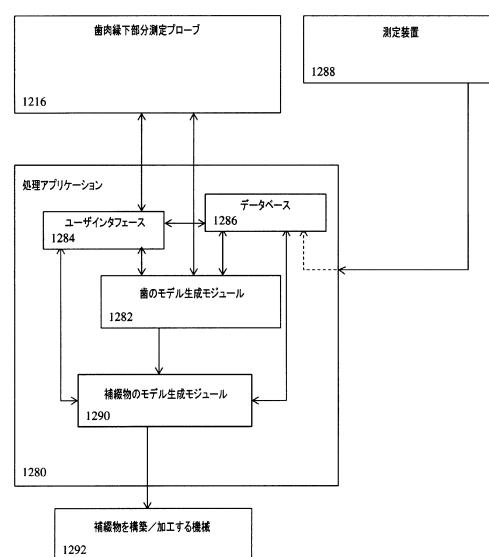
【図 10】



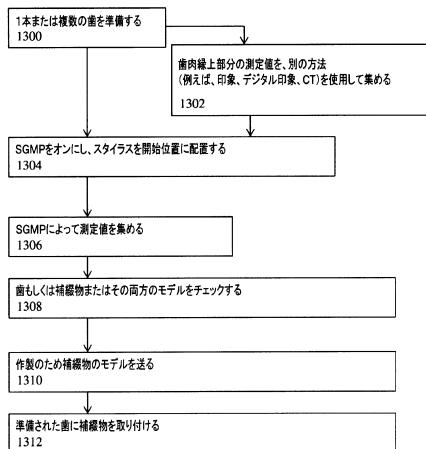
【図 11】



【図 12】



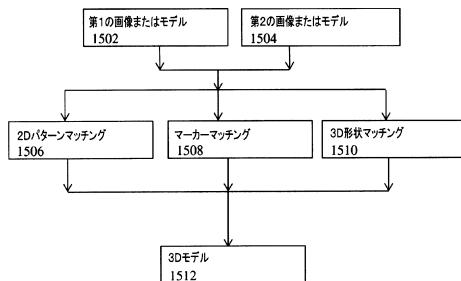
【図13】



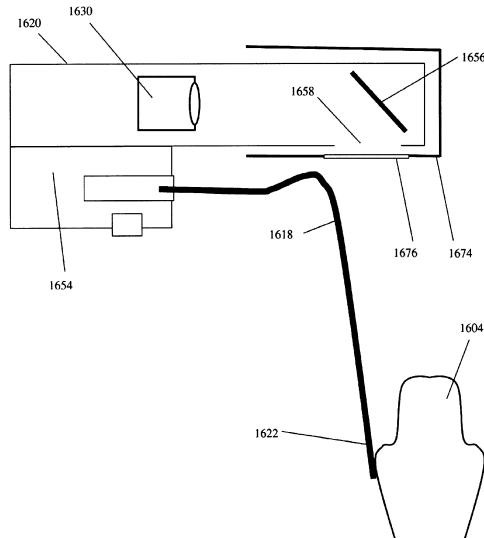
【図14】



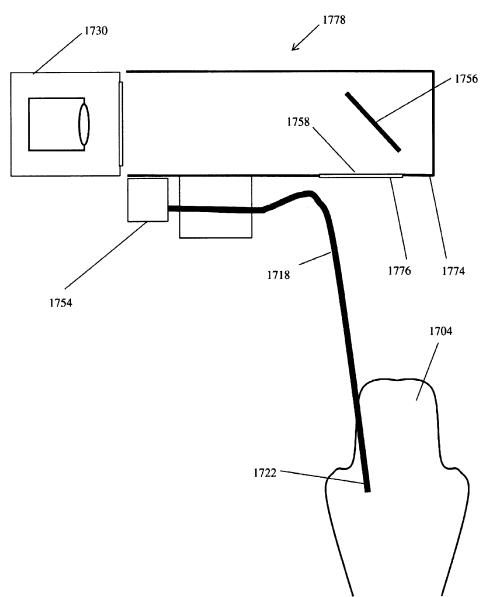
【図15】



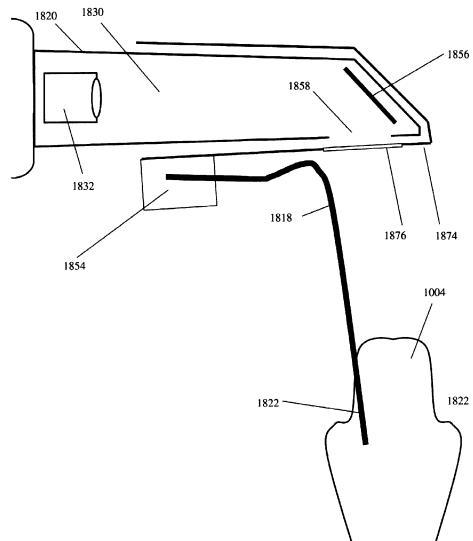
【図16】



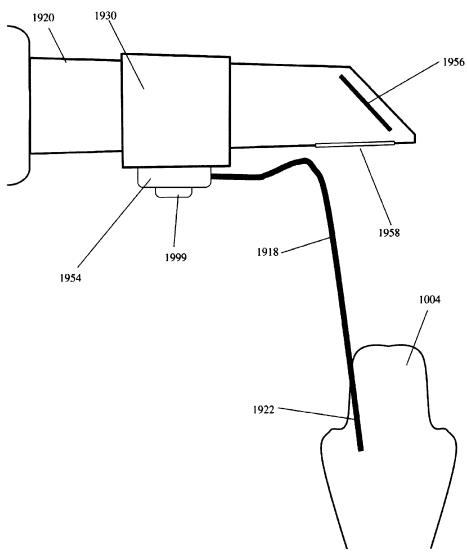
【図17】



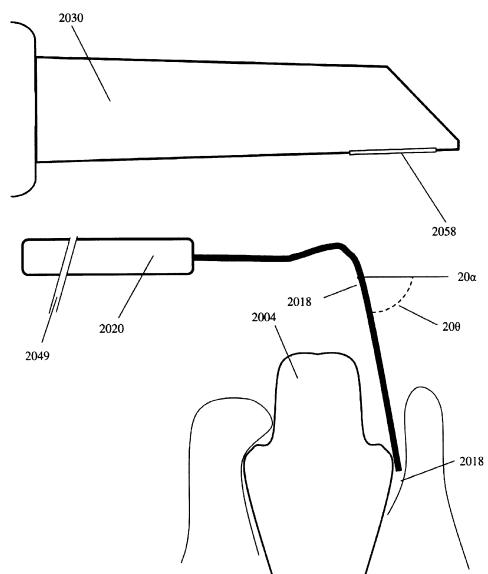
【図18】



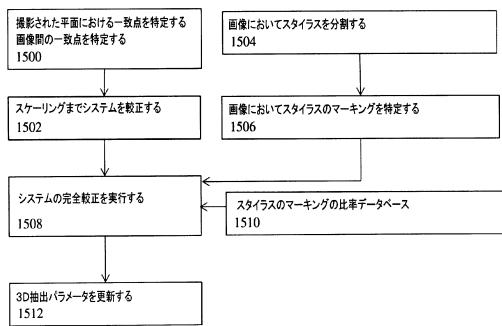
【図19】



【図20】



【図21】



フロントページの続き

(72)発明者 ロアー ブラン ザック

イスラエル国 テル - アビブ アパートメント 20 ジーブ レクター ストリート 6

(72)発明者 メラメド グレゴリー

イスラエル国 ラマト - ガン アパートメント 8 ハリショニム ストリート 10

審査官 村上 勝見

(56)参考文献 特開2009-268614(JP,A)

特開2010-104652(JP,A)

特開2007-152004(JP,A)

欧州特許出願公開第02165674(EP,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61C 19/04