

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4384026号
(P4384026)

(45) 発行日 平成21年12月16日 (2009.12.16)

(24) 登録日 平成21年10月2日 (2009.10.2)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 6/14 (2006.01)	A 6 1 B 6/14 3 0 0
A 6 1 C 7/00 (2006.01)	A 6 1 C 7/00 Z
A 6 1 C 11/00 (2006.01)	A 6 1 C 11/00 Z
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 3 1 5
G 0 6 T 17/40 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 4 0 0 B
請求項の数 14 (全 31 頁) 最終頁に続く	

(21) 出願番号	特願2004-502241 (P2004-502241)	(73) 特許権者	502361496
(86) (22) 出願日	平成15年3月27日 (2003.3.27)		オラメトリックス インコーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2005-523795 (P2005-523795A)		アメリカ合衆国 7 5 0 8 2 テキサス州
(43) 公表日	平成17年8月11日 (2005.8.11)		リチャードソン キャンベル クリーク
(86) 国際出願番号	PCT/US2003/009481		ブルヴァード 2 3 5 0 スウィート
(87) 国際公開番号	W02003/094102		4 0 0
(87) 国際公開日	平成15年11月13日 (2003.11.13)	(74) 代理人	100083806
審査請求日	平成16年11月2日 (2004.11.2)		弁理士 三好 秀和
(31) 優先権主張番号	10/136,607	(72) 発明者	ルベルト、 ルジャー
(32) 優先日	平成14年5月1日 (2002.5.1)		ドイツ国 ベルリン 1 2 1 0 1 レオン
(33) 優先権主張国	米国 (US)		ハーディウエグ 4 1
前置審査		(72) 発明者	イムグラント、 ハンス
			ドイツ国 ベルリン 1 0 5 5 1 ヴィル
			ヘルムシェイベナー ストラッセ 2 5
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 既知のデジタルオブジェクトを走査3Dモデルに登録するための方法および装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

オブジェクトの三次元仮想モデルを形成するように適応されたワークステーションにおいて、

中央演算処理装置と、

オブジェクトの三次元仮想モデルであって、前記オブジェクトの一部を形成する既知の構造の走査から得られた第一部分を有する前記三次元仮想モデルを格納し、さらに前記既知の構造に対応する三次元仮想オブジェクトを格納するメモリと、

前記三次元仮想オブジェクトを前記第一部分に登録する登録過程を実行して三次元表面を形成するため、および前記三次元表面を含む前記オブジェクトの三次元仮想モデルを形成するために、前記中央演算処理装置によって実行可能なソフトウェアとを含み、

前記三次元仮想オブジェクトが歯科矯正装置の三次元仮想モデルを含むワークステーション。

【請求項 2】

前記メモリが歯科矯正装置の三次元仮想モデルのライブラリをさらに含み、前記三次元仮想オブジェクトを前記第一部分に登録するために前記仮想歯科矯正装置の一つを選択する、請求項 1 に記載のワークステーション。

【請求項 3】

前記オブジェクトが解剖学的構造を含み、前記解剖学的構造が歯を含み、前記既知の構

10

20

造が歯科矯正装置を含む、請求項1に記載のワークステーション。

【請求項 4】

前記歯科矯正装置が歯ブラケットを含む、請求項3に記載のワークステーション。

【請求項 5】

前記オブジェクトの前記三次元仮想モデルの前記第一部分が削除され、前記登録ステップから結果的に得られる前記三次元表面に置き換えられる、請求項 1 に記載のワークステーション。

【請求項 6】

前記オブジェクトの前記三次元仮想モデルの前記第一部分が削除され、それによって、前記三次元仮想モデルの前記第一部分を前記既知の構造の無い前記オブジェクトを表わす第二の三次元表面に置き換えることによって、前記オブジェクトの第二の三次元仮想モデルが形成される、請求項 1 に記載のワークステーション。

【請求項 7】

前記オブジェクトが少なくとも一つの歯およびブラケットを含み、前記既知の構造が前記ブラケットを含む、請求項6に記載のワークステーション。

【請求項 8】

オブジェクトの三次元仮想モデルを構築するための装置において、

前記オブジェクトを走査するための手段と、

前記三次元仮想モデルは前記オブジェクトの一部を形成する既知の構造の走査に対応する第一部分を有しており、前記既知の構造は予め定められた三次元構成であり、前記第一部分は前記既知の構造の理想的とは言えない表現であり、コンピュータを用いて前記走査ステップから前記オブジェクトの三次元仮想モデルを形成するための手段と、

前記既知の構造に対応する三次元仮想オブジェクトをメモリから検索するための手段と、

前記三次元仮想オブジェクトを前記三次元仮想モデルの前記第一部分に登録して三次元表面を形成するための手段と、

前記三次元表面を含む前記オブジェクトの前記三次元仮想モデルを形成するための手段と

を含み、

前記三次元仮想オブジェクトが歯科矯正装置の三次元仮想モデルを含む装置。

【請求項 9】

歯科矯正装置の格納された三次元仮想モデルのライブラリをさらに含み、前記三次元仮想オブジェクトを前記三次元仮想モデルの前記第一部分に登録して三次元表面を形成するために、前記仮想歯科矯正装置の一つが選択される、請求項8に記載の装置。

【請求項 10】

前記オブジェクトが解剖学的構造を含み、前記解剖学的構造が歯を含み、前記既知の構造が歯科矯正装置を含む、請求項8に記載の装置。

【請求項 11】

前記歯科矯正装置が歯科矯正ブラケットを含む、請求項10に記載の装置。

【請求項 12】

前記オブジェクトの前記三次元仮想モデルの前記第一部分が削除され、前記三次元仮想モデルの前記第一部分が前記登録ステップから結果的に得られる前記三次元表面に置き換えられる、請求項8に記載の装置。

【請求項 13】

前記オブジェクトの前記三次元仮想モデルの前記第一部分が削除され、それによって、前記三次元仮想モデルの前記第一部分を前記既知の構造の無い前記オブジェクトを表わす第二の三次元表面に置き換えることによって、前記オブジェクトの第二の三次元仮想モデルが形成される、請求項8に記載の装置。

【請求項 14】

前記オブジェクトが少なくとも一つの歯およびブラケットを含み、前記既知の構造が前

10

20

30

40

50

記ブラケットを含む、請求項 1 3 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

発明の背景

A．発明の分野

本発明は、一般的に歯科学および歯科矯正学の分野に関する。さらに詳しくは、本発明は、既知の予め定められた幾何学的形状のオブジェクトを走査三次元データに、空間におけるオブジェクトの位置を検証することができるように、登録するための方法および装置に関する。そのような既知のオブジェクトは、仮想歯科装置（例えば仮想歯ブラケット）または他の同様のオブジェクトのような三次元（3D）デジタルオブジェクトを含みうる。そのようなオブジェクトの位置の認識は一般的に、特に、装置の位置を決定または確認する必要がある場合、または不完全もしくは不正確な走査データが得られる場合に、歯科矯正治療の計画を立てるのに役立つ。本発明の態様は、コンピュータおよび歯の三次元仮想モデルを使用して、ブラケット位置を効果的に検証し、ブラケット位置を表示する方法を提供する。

10

【0002】

B．関連技術の説明

歯科矯正学では、不正咬合に悩んでいる患者は一般的に患者の歯の表面にブラケットを結合することによって治療する。ブラケットは、アーチワイヤを受容するためのスロットを有する。ブラケット - アーチワイヤ相互作用は歯に掛かる力を支配し、歯の移動の所望の方向を規定する。一般的に、歯科矯正医はワイヤの屈曲を手動で行なう。治療の過程で、歯の移動を追跡するように歯の移動が監視される。ブラケット位置および/またはワイヤ形状の補正は、歯科矯正医が手動で行なうことができる。

20

【0003】

治療の一つの主要な効率および結果の最大品質は、治療プロセスの現実的なシミュレーションである。今日の歯科矯正医は、上顎および下顎の石膏模型を使用して、模型を単歯模型に切断し、これらの歯模型をワックスベッドに貼着し、それらを所望の位置に並べる可能性を有する。次のステップは、各歯模型にブラケットを結合することである。これは、所望の結果を得るためにブラケットのスロットに通すワイヤの幾何学的形状を歯科矯正医に示す。

30

【0004】

異なる種類のブラケット結合方法を実現しうる。第一の方法では、ブラケット配置トレーが使用される。ブラケット配置トレー法では、配置トレーは様々なブラケットを歯に結合するために利用される。ブラケット配置トレー法では、ブラケット配置の概略的な位置が分かる。各ブラケットおよびブラケット位置を、将来の検索のためにメモリに格納することができる。

【0005】

代替的に、治療医が各歯にブラケットを手動で結合する、より伝統的な手動的方法を使用することができる。そのような手動的プロセスでは、実際のブラケット配置は一般的に分らず、したがって治療計画段階で将来の検索のために格納することができない。

40

【0006】

今は歯列の生体内走査用の手持ち式スキャナが利用可能になった。一つのそのようなスキャナが、オラメトリックス・インコーポレーテッド（Orametric, Inc.）のPCT特許出願の国際公開公報WO 01/80761に記載されている。手持ち式スキャナは比較的短い間時間枠での歯列の走査を可能にするので、該スキャナは患者の歯列の原走査を実行するのに使用することができる。この原走査に基づいて、個々の各歯の仮想モデルを含め、患者の歯列の原3D仮想モデルを導出することができる。この情報は次いで、何らかの方法で、好ましくはスキャナシステムまたは歯科矯正ワークステーションの走査ノードのメモリに格納された患者のレコードにデジタル記録される。

50

【 0 0 0 7 】

スキャナは、治療プロセスの監視全体で重要なツールになっている。例えば、治療プロセスとして、歯の移動および位置を比較的高い精度で定量化することができる。移動および位置を監視する一つの方法は、治療の様々な段階で歯列監視走査を実行することによる。原走査と同様に、監視走査は、結合されたブラケット、アーチワイヤ、インレーなどの歯科装置を含め、歯列の三次元仮想画像を提供する。

【 0 0 0 8 】

監視走査の実行は、特定の利点をもたらす。例えば、そのような利点の一つは、監視走査により、アーチワイヤの構成に補正が必要か否かを歯科矯正医が判別することが可能になることである。例えば、治療プロセス中に、特定の生物学的影響が歯の移動に影響を及ぼすかもしれない。上述の公開された P C T 出願の国際公開公報 W O 0 1 / 8 0 7 6 1 に開示されているように、治療計画ソフトウェアを使用して、そのような補正が必要か否かを決定することができる。例えば、ワークステーション上の治療計画ソフトウェアは、現在の状況、および目標状況をも表示する。新しいカスタマイズアーチワイヤはコンピュータ上で設計することができる。新しいアーチワイヤを作るための関連情報は、精密装置サービスセンタに送られ、新しいアーチワイヤは改訂された患者要件に従って製作され、次いで医院に発送される。

10

【 0 0 0 9 】

監視走査はまた、期待される治療からの逸脱を検知しながら進捗を計測して定量化するのにも有用である。原走査の完了後、現在の患者の歯列の歯オブジェクトの各々が仮想歯モデルとしてすでに格納されているので、監視走査は全歯列のものとする必要が無い。むしろ、監視走査中、その後の走査は、咬合面または舌面のように一表面、あるいは代替的にこれら二面の何らかの組合せの走査だけを必要とすることができる。

20

【 0 0 1 0 】

しかし、治療が開始された後で特定の監視走査を実行することは、しばしば特定の課題をもたらす。例えば、W O 0 1 / 8 0 1 6 7 に記載されているような反射投影パターンを利用する特定の走査技術が成功するためには、走査で画像が適切に取り込まれるために、走査されるオブジェクトの表面が優れた反射率を可能にすることが、走査に要求される。しかし、監視走査中にしばしば発生し、結果的に不完全または不正確いずれかの三次元表面情報を招き得る、多数の複雑な問題がある。

30

【 0 0 1 1 】

例えば、監視走査はしばしば、歯科矯正医に歯列全体の不完全な走査データを提供する結果を引き起こす。特定の監視走査の不完全な性質のため、結果的に得られる不完全な走査データは、患者の歯列の分析を難しくする。

【 0 0 1 2 】

加えて、監視走査はしばしば、小さいまたは微小な幾何学的構造を持つ歯科装置の正確かつ完全な走査結果を得ようとする。例えば、監視走査はしばしば、予め配置済みの結合されたブラケットの走査を含む。ブラケットのサイズ、およびブラケットの構成部分もまた、正確な走査データを得るのを難しくする。

【 0 0 1 3 】

40

例えば、図 1 A は、患者の歯に結合されたブラケットのブラケット構造 5 の典型的な構成を示す。図 1 A に示す通り、ブラケット構造 5 は、x、y、および z 方向に空間内に延出する多数の直線状縁部分 4 a、b、c、および d を含む。ブラケットはまた、非常に狭い幅を有するアーチワイヤスロット 3 をも含む。これらの部分は鋭い縁と共に特定のよく画成された線を含む。このブラケット構成 5 はまた、二つのブラケットウィング 1 a および 1 b をも含む。図 1 A から分かるように、これらのブラケットウィング 1 a、b は画成された長さ L および、スロット 3 の長さ に等しい画成された幅 W を有する。これらの型の鋭い縁および線の正確な走査データを得ることは、これらの形状構造が散乱および不正確な画像収集を引き起こすので、しばしば困難である。ブラケット構造がさらに細かく画成される場合、例えばブラケット構造が三つ以上のブラケットウィングを含む場合、散乱の

50

懸念はいっそう大きくなる。

【0014】

ブラケットのサイズもまた、正確な走査データを得る上での問題である。例えば、従来のブラケットはしばしば、わずか $3 \times 4 \times 3$ mmかそこらの大きさである。ブラケットの小さい寸法、およびしたがってブラケットの構成部分（ウィング、スロット等）は、正確なブラケット走査データを得ることをいっそう困難にする。

【0015】

これらの様々なブラケットの縁は、正確かつ完全な走査情報を得ることを難しくし、それによって正確かつ完全な走査データを得ること、およびしたがって歯列にブラケットを加えた3D仮想モデルを構築することを難しくする。ブラケットウィング、ブラケットスロット、およびそれらの関連形状の小さいサイズのため、ブラケット構造のサイズは、様々な3D走査技術で使用する投影パターンの解像度のため、さらに複雑な問題を引き起こす。例えば、スキャナが約 0.25 mmの解像度を利用する場合、ブラケットのウィングから完全かつ正確な走査データを得ることは難しい。例えば、ブラケット5のウィング1 a、bはわずか 0.8 mmとすることができる。さらに、スロット3の完全かつ正確な走査データを得ることは、スロット幅のためだけではなく、シャドーイングの問題のためにも難しい。

【0016】

不完全かつ不正確な走査データは、正確な三次元モデルを構築し、かつそれによって結合したブラケットが実際に三次元空間内に存在するか否かを決定することを困難にする。また、3D空間におけるブラケットの厳密な位置を決定することが難しいので、アーチワイヤスロットの厳密な位置およびしたがって必要なアーチワイヤの形状を決定することにさらなる問題がある。これらの走査の非効率性は、歯列を生体内で走査する場合、すなわち走査されるオブジェクト（歯科装置）が水、唾液、または他の種類の湿分のような光散乱要素で覆われている場合、さらに増大することがある。

【0017】

治療中に生じることのある別の走査品質の問題は、治療または生物学的プロセスの結果、患者の歯が動いた後で監視走査を実行することに関係する。例えば、治療プロセスはしばしば歯科矯正医が患者の原歯列走査を行ない、治療プロセスを開始し、患者の歯列の原三次元仮想モデルを導出することから始まる。前述の通り、原走査は、いかなる型の歯科装置も予め取り付けしていない各歯の原3Dモデルを確立する。そのような状況で、完全な仮想モデルは、歯科装置を除く各歯の個別仮想歯モデルを含む。したがって、不完全または不正確いずれかの走査データに関係する、前述した走査品質は存在しない。

【0018】

しかし、特定の患者の場合、最初の走査が完了し、原三次元仮想モデルが導出された後で時々、ブラケット配置トレーが作製される。ブラケット配置トレーはブラケットを歯に結合することを可能にする。しばらく後で、ブラケットトレーが作製された後、そしてブラケットが歯列に結合された後でようやく、患者は監視走査を受ける。監視走査の一つの理由は、正確なブラケット配置を確認する（つまり、ブラケット配置トレーがブラケットを所望の位置に配置したことを確認する）ことである。特定の内在するロジスティクス上の遅延のため、監視走査プロセスは、原走査が完了してから特定の量の時間後に行なわれる。例えば、特定の状況では、ブラケット結合は原3D仮想モデルを得てから3ないし5週間後に行なわれるかもしれない。しかし、この3～5週間の期間中に、歯はすでに移動してしまっているかもしれない。したがって、結果的にその後の監視走査では、原仮想3Dモデルがもはや正確ではなく、様々な新しい歯の位置を反映するように更新しなければならないことが確認されうる。

【0019】

したがって、そのような走査上の問題に基づいて、予め定められた幾何学的形状を有する歯科矯正装置のようなオブジェクトを、三次元空間に正確に配置することのできる走査方法が、一般的に必要である。この必要性は、完全および不完全両方の走査データが存在

10

20

30

40

50

する背景で発生する。代替的に、歯および装置の正確な仮想モデルを生成し、それによって手動で結合されたブラケットを位置決めすることができるプロセスが、一般的に必要である。さらに、特に走査が歯科装置の走査を含む場合に、不完全な走査を実行することからしばしば発生し得る不良走査を補償する走査方法を提供する必要もある。また、歯と結合ブラケットのような歯科装置とを含む三次元歯列モデルを正確に得ることができるようにすることも一般的に必要である。特定の型の走査技術の制約（例えば走査解像度）のため、オブジェクトを走査することが一般的にできない場合には、別の必要性が生じる。また、患者の歯列が結合ブラケットのような歯科装置を含む場合、患者の歯列全体の仮想3D歯モデルを得ることも一般的に必要である。

【0020】

発明の概要

仮想三次元モデルを走査データに登録するための方法および装置を提供する。一実施形態では、オブジェクトの仮想三次元モデルを構築するための方法を提供する。この方法は、オブジェクトを走査し、三次元仮想モデルを形成するステップを含む。三次元仮想モデルは、オブジェクトの一部を形成する既知の構造の走査に対応する第一部分を有する。既知の構造は、予め定められた三次元構成を有する。第一部分は、既知の構造の理想的とは言えない三次元表現である。三次元仮想オブジェクトはメモリから検索され、既知の構造に対応する。該方法は、三次元仮想オブジェクトを三次元仮想モデルの第一部分に登録して、三次元表面を形成するステップを含む。オブジェクトの仮想三次元モデルが形成され、三次元表面を含む。

【0021】

代替的構成では、ワークステーションは、オブジェクトの三次元仮想モデルを形成するように適応される。ワークステーションは中央演算処理装置と、オブジェクトの三次元仮想モデルを格納するメモリとを含む。三次元仮想モデルは、オブジェクトの一部を形成する既知の構造の走査に対応する第一部分を有する。メモリは既知の構造に対応する三次元仮想オブジェクトを格納する。ワークステーションは、三次元仮想オブジェクトを第一部分に登録して三次元表面を形成、およびオブジェクトの仮想三次元モデルを形成するために、中央演算処理装置によって実行されるソフトウェアを含む。オブジェクトの仮想三次元モデルは三次元表面を含む。

【0022】

さらなる代替的構成では、オブジェクトの仮想三次元モデルを構築するための装置を提供する。該装置は、オブジェクトを走査するための手段と、コンピュータを用いて走査ステップからオブジェクトの三次元仮想モデルを作成するための手段とを含む。三次元仮想モデルは、オブジェクトの一部を形成する既知の構造の走査に対応する第一部分を有する。既知の構造は予め定められた三次元構成のものである。第一部分は、既知の構造の理想的とはいえない三次元表現である。装置は、メモリから三次元仮想オブジェクトを検索するための手段を含み、該三次元仮想オブジェクトは既知の構造に対応する。三次元仮想オブジェクトを三次元仮想モデルの第一部分に登録して三次元表面を形成するための手段も備える。装置はまた、オブジェクトの仮想三次元モデルを形成するための手段をも含み、該三次元モデルは三次元表面を含む。

【0023】

さらなる代替的構成では、スキャナ、データ処理システム、および該データ処理システムにアクセス可能な少なくとも一つの機械可読メモリから、予め定められた幾何学的形状を有するオブジェクトの仮想三次元モデルを構築する方法を提供する。該方法は、

(a) オブジェクトに関係するデータセットを受け取るためにスキャナでオブジェクトを走査するステップと、

(b) 既知の幾何学的形状を有するオブジェクトの格納されたデジタル画像を得るステップと、

(d) 格納されたデジタル画像に関連して走査データを登録するように、走査の結果得られたデータセットを処理するステップと、

10

20

30

40

50

を含む。

【 0 0 2 4 】

さらに別の構成では、既知の幾何学的形状のオブジェクトの仮想三次元モデルの位置を決定する方法を提供する。この方法は、

a) 一連の走査で既知のオブジェクトを走査し、各走査で一組の画像を生成するステップと、

b) 一組の画像を点群に変換するステップと、

c) 仮想三次元の既知オブジェクトのデジタル表現をメモリから引き出すステップと、

d) 点群を前記デジタル表現に登録し、それによって三次元空間で仮想三次元モデルの位置を検証するステップと、

を含む。

【 0 0 2 5 】

好ましい実施形態の詳細な説明

概観

本発明の現在の好適な実施形態について、添付の図面に関連して以下で説明する。様々な図における同様の参照番号は、同様の要素を指し示す。

【 0 0 2 6 】

図 1 B は、スキャナシステム 1 2 を組み込んだ歯科矯正治療システム 1 0 の説明図である。スキャナシステム 1 2 は、歯科矯正医または彼の助手が患者の歯列および関連する解剖学的構造の三次元情報を収集するために使用する、手持ち式スキャナ 1 4 を含む。画像は、汎用コンピュータのような中央演算処理装置を有する走査ノードまたはワークステーション 1 6 で処理される。走査ノード 1 6 は、単独でもあるいはバックオフィスサーバ 2 8 と組み合わせても、歯列の三次元コンピュータモデル 1 8 を生成し、歯科矯正医に患者のための診断、治療の計画、および治療の監視のための情報の基礎を提供する。モデル 1 8 は、走査ノード 1 6 に接続されたモニタ 2 0 でユーザに対して表示される。

【 0 0 2 7 】

歯科矯正治療システムは、インターネットまたは他の適切な通信モデム 2 4 (例えば公衆交換電話網、ケーブルネットワーク等)を介して、精密装置サーバセンタ 2 6 にリンクされる複数の歯科矯正医院 2 2 から構成される。各医院 2 2 は、モニタ 3 0 を含むそれ自身のユーザインタフェースを有するバックオフィスサーバワークステーション 2 8 を有する。バックオフィスサーバ 2 8 は、歯科矯正治療計画ソフトウェアプログラムを実行する。該ソフトウェアは、走査ノード 1 6 から患者の歯の三次元デジタルデータを得て、歯科矯正医のためにモデル 1 8 を表示する。

【 0 0 2 8 】

治療計画ソフトウェアは、歯科矯正医がモデル 1 8 を操作して患者の治療を計画することを可能にする特徴を含む。例えば、歯科矯正医は歯のアーチ形を選択し、患者にとって望ましいまたは目標の状況に到達するように、アーチ形に対する個々の歯の位置を操作することができる。ソフトウェアは、歯科矯正医の選択に従って仮想歯を移動させる。ソフトウェアはまた、歯科矯正医が仮想歯ブラケットを歯モデル上に選択的に配置し、選択されたブラケット位置を前提としてカスタマイズアーチワイヤを設計することを可能にする。

【 0 0 2 9 】

歯科矯正医が患者のための歯科矯正装置を設計し終わると、患者に関するデジタル情報、不正咬合、および患者のための所望の治療計画が、通信媒体を介して装置サーバセンタ 2 6 に送信される。カスタマイズアーチワイヤおよび歯の選択された位置にブラケットを配置するための装置は、サービスセンタで製造され、医院 2 2 に発送される。この方法で、患者の歯の移動および回転に対してアーチワイヤが持つ効果を監視することができる。これは、歯科矯正医が必要ならば治療を修正または補正することを可能にする。

【 0 0 3 0 】

上部および下部アーチの走査データが処理されて、モデルから個別の歯オブジェクトが

10

20

30

40

50

「切断」される。各々の個別歯モデルは、歯の境界を定義する単一組の点を有する三次元歯オブジェクトである。各画像のこれらの点の和は「フレーム」を構成する。個別歯モデルはまた、治療シナリオのシミュレーションで相互に対して独立して移動させることができるので、対話型歯科矯正治療計画に大変有益である。仮想歯を分離するプロセスは、オラメトリックス・インコーポレーテッドの公開されたPCT出願の国際公開公報W O 0 1 / 8 0 7 6 1 にさらに詳しく記載されており、その内容を参照によって全てここに組み込む。

【 0 0 3 1 】

また、ブラケット、アーチワイヤ、リテーナ、インレー等のようなテンプレート歯科装置のライブラリが、コンピュータメモリに三次元コンピュータモデルとして格納される。例えば、歯科装置のライブラリは、様々な歯科装置製造者からの様々な種類のブラケットおよび他の構造を含むことができるので、バックオフィスサーバワークステーション28は、何らかの型のオペレータ入力データに基づいて、指定された歯科装置のデジタル三次元モデルを検索することができる。そのようなデジタルモデルは、患者識別データがシステムに入力される監視走査プロセス中に、検索することができる。代替的に、そのようなモデルは、ユーザが歯科装置製造者、歯科装置識別番号、または歯科装置の他の識別特製を入力する場合に、検索することができる。さらに別の代替的シナリオでは、これらのモデルは、下で詳述するように、登録アルゴリズムによって自動的に検索することができる。

【 0 0 3 2 】

仮想三次元歯モデルの場合と同様に、三次元モデルのライブラリ内の様々な個別歯科装置モデルは、オブジェクトの境界を画定する単一組の点を有する三次元モデルである。

【 0 0 3 3 】

個別装置モデルはまた、治療シナリオのシミュレーションで相互に対して独立して操作することができるので、対話型歯科矯正治療計画にすぐる有益である。下でさらに詳述する通り、個別装置モデルはまた、歯モデルおよびブラケット、アーチワイヤ、着脱自在の位置合わせ装置、リテーナ、ヘルプスト装置等をはじめとする様々な型の歯科装置のような既知の幾何学的形状のオブジェクトの、走査データに対する3D登録をも促進する。

【 0 0 3 4 】

図1Bに示す通り、精密装置サービスセンタ26は、中央サーバ32、アーチワイヤ製造システム34、およびブラケット配置製造システム36を含む。これらの詳細は、走査システム12自体には特に重要ではなく、したがって、簡潔を期すために、本書の説明からは省く。代表的な歯科矯正治療システムのこれらの態様に関するさらなる詳細については、関心のある読者は、上述した公開PCT出願および2001年4月13日出願の「Interactive and Archwire-Based Orthodontic Care System Based On Intra-Oral Scanning of Teeth」と称するRuedger R ubber tらの米国特許出願09/835,039号を参照されたい。その内容を参照によってここに組み込む。

【 0 0 3 5 】

図2は、図1Bの歯科矯正治療システムに使用するのに適した走査システム12のより詳細なブロック図である。走査システム12は、この例では人間の患者の歯列および周囲の解剖学的構造、例えば歯肉、骨および/または軟組織である、オブジェクト40の三次元情報を取り込むための機構である。取り込まれる3D画像は歯科装置を含むことができる。走査システム12は、画像の取込みに使用されるスキャナ14、および処理システムを含み、該処理システムは、図示した例では、走査ノードまたはワークステーション16の主メモリ42および中央演算処理装置44から成る。

【 0 0 3 6 】

スキャナ14は、第一投影軸48に沿ってオブジェクト40にパターンを投影する投影システム46を含む。投影されるパターンは、光源53の前に配置されるスライド50上に形成される。図示した例では光源53は、光ファイバケーブル51の先端である。ケー

10

20

30

40

50

ブル51は、スキャナ用のためのベースユニット54に配置されたフラッシュランプ52によって発生する高強度の閃光を伝搬する。適切なフラッシュランプは、パーキン・エルマー(Perkin Elmer)から入手可能なFX-1160型フラッシュユニットである。フラッシュランプ52の照明は、スライド50に含まれるパターンをオブジェクトの三次元表面上に投影させる。該パターンに適したパターンの型に関するさらなる詳細は、Ruedger Rubbertらの次の同時係属米国特許出願、すなわち1999年3月9日出願の第09/254,755号、2000年4月28日出願の第09/560,131号、および2000年11月30日出願の第09/673,863号に記載されており、その内容を参照によって全てここに組み込む。

【0037】

電子撮像装置56は、オブジェクト40の表面からパターンが反射した後の投影パターンの画像を形成する。撮像装置によって撮像される反射パターンは、オブジェクトの表面に関する三次元情報を含み、この情報を画像から抽出する必要がある。撮像装置56によって取り込まれた各画像は、本書で「フレーム」と呼ぶ3D点群に変換される。したがって走査システムは、この情報を抽出してオブジェクト40の三次元仮想モデルを構築するために使用される処理サブシステムを含む。好適な実施形態では、この処理サブシステムは、スキャナのための校正情報を格納するメモリ42、および走査ワークステーション16の中央演算処理装置44のような少なくとも一つの処理装置から成る。メモリおよび処理装置の配置は位置ではない。それらはスキャナ14自体に組み込むことができる。代替的に、画像の全ての処理をバックオフィスサーバ28で、または別のコンピュータで行なうことができる。代替的に、三次元情報を生成するために必要な時間の量を低減するために、二つまたはそれ以上の処理装置で処理を分担することができる。

【0038】

メモリ42はスキャナ14のための校正関係を格納する。テーブルあるいは一つまたはそれ以上の数学的関数の形とすることができる校正関係は、撮像装置に投影パターンを反射したオブジェクト上の点の三次元座標を計算するために使用される情報を含む。該情報は、スキャナ14の製造時に実行される校正ステップ中に得られる。校正情報は、2個の情報を含むデータ格納場所の配列を含む。第一に、校正テーブルは、校正手順中にパターンが校正面上に二つの異なる距離で投影されるときに、電子撮像装置56によって撮像される投影パターンの多数の部分のXおよびY方向の画素座標を格納する。第二に、テーブルは、二つの異なる距離で撮像された投影パターンの部分について、XおよびY方向の距離情報(例えば10分の1ミリ単位)を格納する。現在好適なスキャナ、校正、および図示した歯科矯正治療システムのこれらの態様に関するさらなる詳細について、関心のある読者は、2001年4月13日出願の「Methods for Registration of Three-Dimensional Frames to Create Three-Dimensional Virtual Models of Objects」と称するRuedger Rubbertらの米国特許出願第09/835,009号を参照されたい。その内容を参照によってここに組み込む。本発明は、当業界で公知の他の型の従来の3Dスキャナシステムにより実施することができる。

【0039】

走査システムでは、少なくとも一つの処理装置が画像処理、各画像の三次元計算、およびフレーム相互の登録を実行することが必要である。処理装置はまた、監視走査中に、歯科装置の位置合わせ、および必要な場合は歯の登録を含めて、様々な登録プロセスをも実行する。図示した実施形態の処理装置44は、走査ワークステーション16の中央演算処理装置(CPU)である。CPU44は、オブジェクト40の表面からのパターンの反射後のパターンの画像を処理し、画像からのデータを校正テーブルのエントリと比較する。その比較から、処理装置44は、投影パターンを電子撮像装置に反射するオブジェクト上の点の三次元空間における空間情報を導出する。各画像のこれらの点の和は「フレーム」を構成する。

【0040】

基本的に、オブジェクト表面の構成を走査するスキヤナの動作中に、スキヤナおよびオブジェクトを相互に対して移動しながら、高速で連続的にオブジェクトから反射された投影パターンの何百または何千もの画像が生成される。スキヤナは、未知のオブジェクト（例えば初診患者の歯列の走査）を走査するために使用することができる。代替的に、スキヤナは、既知の幾何学的形状のオブジェクト（例えば以前に走査した歯、結合されたブラケット、または他の種類の歯科装置）を走査するためにも使用することができる。既知の幾何学的形状とは、通常、オブジェクトのデジタル三次元表現がメモリに、好ましくは図 1 B に示したシステムにおける走査ノードまたはワークステーションに配置されたメモリに、格納されていることを意味する。手持ち式スキヤナがオブジェクトに対して相対的に移動するにつれて、高速で連続的にオブジェクトから反射する投影パターンの一連の画像が記録され、各画像はフレームに変換される。フレームは次いで相互に登録されて、オブジェクトの 3 D 仮想モデルが形成される。

10

【 0 0 4 1 】

各画像について、特定部分すなわち反射パターンの点の画素位置が、構成テーブルのエントリと比較される。反射したパターンのこれらの特定部分の各々について、X、Y および Z 座標（すなわち三次元座標）が得られる。各画像について、反射パターンにおける特定の点のこれらの X、Y および Z 座標の全ての総和は、オブジェクトの三次元「フレーム」または仮想モデルを構成する。スキヤナがオブジェクトに対して相対的に移動するときに、様々な視点からオブジェクトの何百または何千もの画像が得られる場合、システムは何百または何千ものこれらのフレームを生成する。これらのフレームは次いで相互に登録され、それによってオブジェクト 4 0 の完全かつ高精度の三次元モデルが生成される。

20

【 0 0 4 2 】

図 2 も、現在好適な走査システム 1 2 の他の特徴を示す。C C D 撮像装置 5 6 が単一画像を取り込んだ後、装置 5 6 からのアナログ電圧信号が増幅器 5 7 で増幅され、導体 5 9 に沿ってアナログデジタル変換器 6 0 に送られる。デジタル信号は、デジタル画像データのビットマップストリームに変換される。データは、第二導体 6 2 でスキヤナワークステーション 1 6 の主メモリ 4 2 に伝送するために、モジュール 6 1 によって I E E E 1 3 9 4 「ファイヤワイヤ」形式にフォーマットされる。走査システムは、歯列の走査が完了した後、ユーザがスキヤナを置くための光学スキヤナホルダ 6 4 を含む。

【 0 0 4 3 】

走査ワークステーション 1 6 はまた、走査が行なわれているときに、走査結果を実時間で歯列の三次元モデル 1 8 として表示するためのモニタ 2 0 をも含む。ユーザインタフェースは、オブジェクトの仮想モデルを操作し、かつ走査のためのパラメータを入力または変更し、得られた走査の部分またはセグメントを識別し、歯科装置および歯のみならず他の特徴も登録を実行するためのキーボードおよびマウスをも含む。装置はまた、走査が開始されることおよび走査が完了したことを示す信号を C P U 4 4 に送信するためのフットスイッチ（図示せず）をも含むことができる。ベースステーションは代替的に、開始、停止、もう一度、繰返し、セグメント、一、二、三、四などのような少数組の音声コマンドを認識するように訓練される音声認識モジュールを含み、それによってフットスイッチの必要性を排除することができる。C P U 4 4 からの制御信号の形のスキヤナ開始および停止コマンドは光源 5 2 から送られ、それにより走査中のランプ 5 2 の照明を制御する。

30

40

【 0 0 4 4 】

図 3 は、図 1 B の歯科矯正治療システムに使用するのに適した、監視対象のオブジェクトの情報を収集するために使用される、手持ち式スキヤナ 1 4 の斜視図である。図 2 の投影システム 4 6 および電子撮像装置 5 6 は、スキヤナのためのハウジング 6 5 内に收容される。ハウジング 6 5 は、人間の手に保持される大きさおよび形状に作られる。スキヤナ 1 4 は、先端 6 8 を有する矩形の遠端部分 6 6 を含む。先端 6 8 は、口腔内部の解剖学的構造の走査が可能となるように、人間の口腔内に挿入し、口腔内で移動させることができるような大きさおよび形状のミラーを有する。

【 0 0 4 5 】

50

図4は、図3の手持ち式スキャナ14により走査される患者70の説明図である。患者70は歯科装置を持つかもしれないし、持たないかもしれない、原走査または監視走査を受けているところである。頬および唇は歯から後退し、スキャナの先端68は患者の歯、ブラケット、アーチワイヤ、および他の歯科装置の全ての表面上を多分毎秒1~2cmの速度で掃引運動しながら移動する。上顎または下顎全体を一連の走査で、左側に一回、右側に一回、前部に一回走査する必要があるかもしれない。これらの個々の走査は相互に登録される。加えて、患者70の歯列にブラケットおよび/または他の種類の歯科装置のような既知の幾何学的形状の装置が含まれる場合、走査データを含む個々の走査により、治療ソフトウェアが、導出された走査データを歯科装置の格納されたデジタルモデルに登録することが可能になる。

10

【0046】

フットスイッチ(図示せず)の音声コマンドまたは起動は、各走査セグメントをいつ開始し停止するかを指示する。プロセス全体で数分しか掛からない。オブジェクトの色および透光性ならびにスキャナの光源の照度および周波数によっては、二酸化チタンのような反射性物質の非常に薄いコーティングをオブジェクトに塗布する必要があるかもしれない。好ましくは、患者の歯列に歯科装置(例えばブラケット)が含まれる場合、結合材および揮発性アルコールベースを混合した二酸化チタンのような特定の合成物の非常に薄いコーティングをこれらの表面上に塗布する。この合成物のこれらの態様のさらなる詳細については、関心のある読者は、2002年3月14日出願の「Method of "Wet Field" Scanning」と称するNancy Butcherらの米国特許出願第10/099,042号を参照されたい。その全内容を参照によって個々に組み込む。

20

【0047】

図5は、患者の歯列のデジタルモデルを計算するために使用される要素を示す、図1Bのバックオフィスサーバのブロック図である。走査ワークステーションが、スキャナによって取り込まれた全ての画像を処理し、一組の三次元フレームを生成した後、フレームデータはバックオフィスサーバ28に伝送される。バックオフィスサーバ28は、フレームの累積的位置合わせプロセスを実行し、最終的にデジタルモデルを生成してスクリーンディスプレイ30上に表示する。バックオフィスサーバ28はまた、デジタルモデル内で歯科装置に対して歯科装置登録プロセスを実行することもできる。歯科装置登録プロセスを実行する場合、バックオフィスサーバ28は歯登録プロセスをも開始することができる。

30

【0048】

三次元フレームの形の生の走査データは、主コンピュータメモリ72に格納される。スキャナからのN個の取込み画像、 $i = 1, \dots, N$ のフレームデータは、ハードディスク76に格納される。ハードディスクはまた、一組($N - 1$)個の変換行列 $[T]_i$ ($i = 2 \sim N$)をも格納する。変換行列は基本的に、他のフレームと最良の適合状態で登録するために、三次元点の各フレームをいかにして三軸デカルト座標系に変換しかつ回転する必要があるかに関する情報を含む。変換行列はまた、歯科装置および/または仮想歯モデルのような既知の三次元オブジェクトと登録するために、三次元点の各フレームをいかにして平行移動し、回転する必要があるかに関する情報をも含む。

40

【0049】

幾つかの三次元オブジェクトを相互に配列するために、基本的に二つの選択肢があることが一般的に知られている。第一の選択肢は、全てのデータが共通座標系を参照することに関係する。例えば、オブジェクトの一つの構成要素が別の構成要素より1000mm高く(すなわちZ方向に)配置される場合、その最初の構成要素のZ座標は、一般的に他方の構成要素のZ座標より1000mm大きい値を示す。この手法は理解しやすく簡単明快であるが、柔軟性が非常に低いのが欠点である。

【0050】

上述した変換行列を利用するに当たり、出願人は3D空間に配置された独立仮想3Dオブジェクトを取り扱う別の選択肢を使用する。例えば、オブジェクトが幾つかの構成要素

50

から成る場合、そのようなオブジェクトは、オブジェクトの各構成要素がそれ自体の（局所）座標系を持つように画成される。そのような構成要素に属するデータ点は次いで局所座標系を参照する。そうすると唯一つの追加情報が必要になる。この追加情報は、オブジェクトの（大域）座標系内のその局所座標系（オブジェクトの構成要素を反射する）の位置に関係する

この方法で、オブジェクトは様々な構成要素だけから構成することができるので、データ点が直接大域座標系に直接参照されることがない。局所座標系の位置だけが局所系に参照される。したがって、局所座標系を大域系に参照する効率的な方法は、平行移動オフセットを画成するベクトル、および回転オフセットを画成する 3×3 の行列である。ベクトルおよび行列はまた、最初の三行が回転行列の値を含み、最後の行がベクトルを含む、 4×4 の行列に組み合わせることもできる。その場合、行列の左の三列だけが利用される。そのような 4×4 の変換行列は、回転オフセットおよび平行移動オフセットを保持し、したがって取扱いが簡便である。他の実施形態では、変換行列の第四列は、構成要素のズーム倍率を画成するために使用することができ、したがって構成要素の位置および向きだけではなく、そのサイズをも修正することができる。しかしこの態様は、本願内では考慮されない。出願人の概念の一つの利点は、 4×4 の行列内の値を単に変更するだけで、オブジェクトの構成要素を効率的に再配置することができることである。構成要素自体の値は、局所座標系を参照するので、影響されない。

【0051】

以下でさらに詳しく論じる通り、出願人のブラケット登録の好適な構成はこの概念に従う。この好適な構成では、それ自体の局所座標系を持つオブジェクトまたはオブジェクトの構成要素を取り扱う。したがって、それらは、これらのオブジェクトまたは構成要素に変換行列を割り当てることによって、任意の所望の組成に構成することができる。

【0052】

より広い意味では、出願人は、これらの構成要素および部分がそれ自体の独立した定義を持つと想定して、オブジェクトまたはオブジェクトの構成要素もしくは部分を見、これが局所座標系および/または変換行列または他の適用可能な数学的手法を使用することによって達成されるか否かに関係なく、任意選択的に配置し、かつ方向付けることができる。

【0053】

今、図1Bを参照すると、ハードディスク76が三次元仮想モデルのライブラリを格納することが重要なことである。例えば、そのようなライブラリは、ブラケットの三次元モデルを表わす完全な組のデジタルモデルを含むことができる。ライブラリはまた、患者のレコードのライブラリを含むこともできる。各患者レコードは、既存の患者の三次元歯モデルおよび装置モデルに関係する情報を含む。

【0054】

走査の完了後、および患者の歯列の仮想モデルの生成後に、治療計画ソフトウェアからの上記の情報は患者レコードに記録され、適切な通信媒体24を通してデジタル形式で精密装置サーバセンタ26に送られる（図1A参照）。サーバセンタは、不正咬合の歯の意図された位置のブラケットのカスタマイズアーチワイヤおよびブラケット配置トレイを製造する。

【0055】

基本的に、歯が目標状況にあるときの、ブラケットスロットの位置、およびブラケットの形状は、治療計画ソフトウェアによって最終的に作成され格納される情報である。ブラケットスロットのこの位置およびスロットの形状（例えば長さ）は、三次元で既知である。患者のブラケットトレイを製作するために使用される各ブラケットのデジタル画像は、患者レコードに記録され、また後で検索するために格納される。患者データレコードは、患者の歯に結合された各ブラケットの三次元モデルのデジタル表現を含め、ブラケットトレイ情報を含むように維持される。製造者事態のブラケット番号のみならず他の重要なブラケット識別情報も含め、関連ブラケットデータに関する他の関連情報も格納することが

できる。ブラケットが手動で（ブラケット配置トレーによってではなく）結合される場合、患者データレコードはこの情報を含まないかもしれない。

【 0 0 5 6 】

ブラケット配置トレーは、ステレオリソグラフィまたは他の同様の技術を使用して別個に製造される。治療計画ソフトウェアは、歯の上にブラケットをスーパインポーズして、三次元歯オブジェクトと、観察された段または不正咬合におけるそれらの意図された位置の仮想ブラケットとを含む、三次元モデルを生成する。

【 0 0 5 7 】

この三次元モデルは、ステレオリソグラフィ（S L A）装置に供給される。S L A 装置は、模型および熱可塑性フィルムを圧力チャンバ内に配置して、歯のプラスチック模型を製造する。チャンバは加圧されて、フィルムは歯列およびブラケットを封入する。冷却後、フィルムは模型から取り外される。今トランスファトレーの形状のフィルムは小さいくぼみを持ち、そこにブラケットが配置される。実際のブラケットはこれらのくぼみ内に配置される。歯科矯正医は、関節結合技術を使用してブラケットを歯に結合する。トランスファトレーはブラケットを歯の所望の位置に配置する。結合が完了した後、歯科矯正医はトランスファトレーを取り出し、結果的に歯のおそらく所望の位置にブラケットが結合される。治療計画ソフトウェアは各患者に使用される精密ブラケットデータを格納し、オペレータインタフェース、または治療計画ソフトウェアの起動により、トランスファトレーを製作するために使用されるブラケットの各々を表わす仮想三次元モデルにアクセスし、検索することができる。

【 0 0 5 8 】

治療計画ソフトウェアの一つの重要な態様は、各々の特定の歯に結合されるブラケットの種類を記録する。例えば、ブラケット結合トレーで使用される各ブラケットについて、各ブラケットの種類および型式が、治療計画ソフトウェアによって患者レコードに格納される。このようにして、治療計画の様々な段階中に、歯科矯正医または他の治療開始者は、以前に患者の歯に結合された各ブラケットの特定のパラメータを検索することができる。後でさらに詳しく論じる通り、そのようなブラケット情報のライブラリ（仮想歯モデルを含む）は、登録プロセス中に他の利点をもたらす。

【 0 0 5 9 】

ひとたび実際のブラケットが歯に結合されると、歯科矯正医は、歯列の監視走査を開始してブラケット位置および歯移動情報を得ることによって、治療プロセスを進める。ブラケット位置の望ましくない偏移は、アーチワイヤの修正によって対処することができる。代替的に、ブラケットを取り外して再結合しなければならないかもしれない。個人が初診患者であるが、すでにアーチワイヤまたは他の歯科装置を持っている場合、歯列の原 3 D 仮想モデルを得ることができて、歯の移動を監視することができるよう、原走査が必要である。本発明の一構成では、監視走査データは、ブラケット走査データをブラケットの 3 D モデルに登録するために使用される。

【 0 0 6 0 】

図 6 は、登録アルゴリズムの実行に関連する様々なステップを示す一般的フローチャート 80 を提供する。最初に、ステップ 82 で、患者が走査され、走査データが得られる。この走査データは歯のデータ、および患者が歯科装置を持っている場合には装置からの走査データを含む。次に、ステップ 84 で、歯列の三次元仮想モデルが得られるように、走査データが処理される。このステップ中に、患者レコードが作成され、かつ / または更新される。次に、ステップ 86 で、患者がブラケット結合を要求する場合、ブラケットは手動で、またはブラケットトレーにより結合することができる。ブラケットトレーが必要な場合、トレーが生成され、ステップ 88 で、ブラケットが患者の歯に適用される。患者データレコードは、結合された各ブラケットの特定の種類および幾何学的形状を含め、関連ブラケットデータを含むように更新される。ブラケットが手動で結合される場合、患者データレコードは存在しないかもしれない。

【 0 0 6 1 】

次に、治療ファシリテータが、様々な監視走査の実行を含め、治療プロセスを開始する。

【0062】

一般的に、監視走査が実行された後、既存の仮想歯モデルに関連する新しい走査データを、原走査中に導出された原仮想モデルに登録することができるように、登録プロセスが使用される。その後の監視走査によって、位置合わせプロセスは、治療の時点で歯列の現在のまたは更新された三次元仮想モデルを導出することができる。そのような三次元仮想モデルの生成のこれらの態様に関するさらなる詳細について、関心のある読者歯、本願と同一出願人に譲渡された2001年4月13日出願の「Methods for Registration of Three-Dimensional Frames to Create Three-Dimensional Virtual Models of Objects」と称するRubber tらの米国特許出願第09/835,007号を参照されたい。その全内容を参照によってここに組み込む。

10

【0063】

この仮想モデルの検討、および治療の開始時の歯の目標仮想モデルと仮想モデルの比較により、意図された治療が期待された通りに進んでいるか否かを示すことができる。代替的に、そのような比較により、歯科矯正装置内に追加補正を行なう必要があるか否かを示すことができる。特定に必要な補正は一般的に、アーチワイヤ歯科矯正治療方式でワイヤ交換として実行することができ、歯科矯正アーチワイヤに新しい屈曲が配置される。

【0064】

20

しかし、原産次元画像が導出され、患者の歯にブラケットが結合された後、将来の治療は歯列の再走査を必要とする。その後の歯列の再走査の結果は、期待されたブラケット位置の原デジタルテンプレートと比較することができる。ブラケットが正しく配置されていない場合、ブラケットを取り外して、歯に再結合する必要があるかもしれない。代替的に、ブラケットの期待既知からの変位に対処するために、アーチワイヤに補正を施すことができる。基本的にこれは、目標状況に実際にブラケットを配置して歯の位置をシミュレーションし、アーチワイヤの形状を必要に応じて補正することによって達成される。代替的に、ブラケットの実際の配置に基づいて、新しいアーチワイヤを得ることができる。

【0065】

ステップ90で、監視走査が実行され、そこで歯科装置を含め、患者の歯列の走査が行なわれる。システムが患者の歯列の既存の三次元仮想画像を持たないシナリオでは、監視走査は、患者の「原」走査をも備えるために使用される情報を提供する。この監視走査から導出される特定の走査データもまた、格納されたデジタルモデルを結果的に得られる走査データのサブセットに位登録するために使用することができる。

30

【0066】

次いでステップ92で、ブラケットからの不正確な走査データを、このブラケットの格納された3Dモデルからのより完全な3D表面データに置き換えるために、登録プロセスが開始される。このプロセスは各歯に対して実行される。下でさらに詳しく論じる通り、ブラケット登録プロセスの第一ステップは、対象ブラケットデータに仮想ブラケットマーカ(VBM)を配置することである。ブラケットのデジタル表現はデジタルライブラリから検索され、治療ソフトウェアはブラケット走査データとブラケットのこの既知のデジタル仮想モデルとの間の最良の適合を見つける。このようにして、歯に結合されたブラケットの正確な3D位置を識別し、確認することができる。ブラケットを手動で結合し、患者データレコード情報が存在しない場合、各ブラケットの正確なブラケット位置を決定することができる。ステップ92について、下でさらに詳述する。ステップ92の結果は、走査データに比較して、ずっと完全かつ正確に歯に結合されたブラケットを表わす3D表面である。

40

【0067】

ひとたびブラケットの登録が完了すると、次いで走査ブラケットデータがステップ94で仮想モデルから抽出される。この抽出プロセスは、三次元モデルに空洞を生成する。歯

50

の空洞が歯のデータにより充填または「平滑化」されるように、第二の登録プロセス 98 が実行される。このようにして、監視走査からの歯走査データはステップ 84 中に得られた仮想歯モデルに登録される。患者（新しい患者、データ汚損等）の以前の 3D モデルが存在しない場合、ステップ 98 でシステムはデジタルライブラリからテンプレート仮想歯モデルを引き出し、既知の仮想歯モデルをステップ 90 から導出された歯走査データに登録するように、最良の適合アルゴリズムを実行する。

【0068】

監視走査が完了した後、患者の歯列の 3D モデルが得られる。例えば、図 7 は、患者の完全な 3D 歯列モデルの一部分の三次元モデル 100 のスクリーンショットを提供する。三次元モデル 100 は、歯走査データ 104 およびブラケット走査データ 103 の両方を
10 含む走査データ 102 を含む。

【0069】

フレーム対フレームの位置合わせを実行して図 7 に示すモデル 100 を形成する方法は、参照によって組み込む「Methods for Registration of Three-Dimensional frames to Create three-Dimensional virtual Models of Objects」と称する関連米国出願第 09/835,007 号に開示されており、さらなる詳細については、読者はそれを参照されたい。

【0070】

図 7 は、図 4 の患者に実行される監視走査のような監視走査から導出される一組の走査データを示す。点群から成る走査データ 102 は、歯走査 104 データおよびブラケット走査データ 103 の両方を含む。完全な走査データ 102 は、原走査（新しい患者）の結果、または監視走査（既存の患者）の結果とすることができる。
20

【0071】

ブラケットデータ 103 は、歯データ 104 によって仮想的に表現される歯に結合された実際のブラケットの構造の仮想表現を提供する。そのような結合されたブラケットは、図 1A に示したブラケット 5 と同様の構成を有する。しかし、前に詳述したとおり、完全かつ正確なブラケット走査データを得ることに関連する難しさのために、ブラケット走査データ 103 は、歯に結合された実際のブラケットの不正確な表現になることがあり得る。例えば、仮想ブラケット 103 のウィングおよびフックの両方を認識することは難しく、したがって実際の歯における実際のブラケットの位置を実際に知ることは難しい。
30

【0072】

下で詳述する通り、デジタルライブラリから格納されたデジタルブラケットモデルを検索し、このデジタルモデルをこの不正確なブラケット走査データに対して登録する方法は、歯におけるブラケットの実際の配置を正確に識別することを可能にする。一実施形態では、デジタル格納モデルはバックオフィスサーバワークステーション 28 から、または図 1B に示した中央サーバ 32 で検索され、ブラケット登録プロセスがステップ 92 で開始される。

【0073】

ユーザは、位置合わせのための対象ブラケット走査データを識別することによって、ブラケット登録プロセスを開始する。これは、歯に配置されるブラケットの登録を開始する際の予備ステップとして、ブラケットデータにランドマークを、この場合仮想ブラケットマーカ（VBM）106 を付与することによって行なうことができる。代替的に、ブラケット登録プロセスは、断片化または分離することができる走査の部分自動的に検出することによって開始することができる。例えば、特定の認識可能な走査データパターンがあるかもしれず、これらのパターンを自動的にブラケット走査データと解釈すべきであることを示していると識別または認識するように、登録アルゴリズムをプログラムすることができる。
40

【0074】

図 7 に示す通り、VBM 106 は、ワークステーションまたは走査モードのユーザイン
50

タフェースで、V B M点位置 1 1 2 に手動的に配置される。V B M点位置 1 1 2 は、3 D空間でブラケットの仮想デジタルモデルを少なくとも大まかに配置する場所について、ブラケット登録エンジンに指示を提供する。したがって、V B Mはできるだけ実際のブラケット位置の近くに配置することが好ましい。しかし、正確なブラケット登録のために、ブラケット走査データへのV B Mの配置における完全な正確さは必要ではない。

【 0 0 7 5 】

V B MはまたV B M方向付け要素 1 0 8 をも含む。このV B M方向付け要素 1 0 8 は、図 7 では矢印で表わされる。一つの可能な構成では、ブラケット走査データ 1 0 2 にV B M 1 0 8 を配置するために、ユーザは、治療ソフトウェアのメニューに提示される歯番号をクリックする。歯番号は、ユーザインタフェースに設けられた一列の番号に沿って提示される。ユーザは次いで、手持ち式装置（マウス）でカーソルを、V B M 1 0 6 を配置したい仮想歯データの表面までドラッグすることができる。ユーザが次いでカーソルを解放すると、V B Mが歯の上に現われる。ほとんど状況下で、ユーザは走査ブラケットデータの中心にブラケットマーカを配置しようとする。

【 0 0 7 6 】

V B M方向付け要素 1 0 8 は、矢印が仮想歯データ 1 0 4 の切端 1 1 0 の方向を指すように、操作することができる。様々な制御アイコンを使用して、ユーザはV B Mを操作して、単にV B M上でクリックしてマウスをいずれかに回すだけで、矢印を適切な向きに配置することができる。

【 0 0 7 7 】

V B Mが対象ブラケットデータ上に配置された後、登録エンジンは、ブラケット走査データと、ブラケットモデルのデジタルライブラリから引き出された、以前に格納されたブラケットモデルとの間の最良の適合を決定する。一般的に、アルゴリズムは次いで、デジタル3 Dブラケットモデル内で特定の距離内にあるブラケット走査データの各点に注目して、仮想ブラケットモデルをいかに平行移動し回転して、ブラケットモデルと走査データとの間の最良の適合を見出すかを決定する。

【 0 0 7 8 】

ひとたびV B Mが初期登録位置（図 7 ）に配置されると、走査データサブセットが患者の歯列の3 D仮想モデルから抽出される。この走査データサブセットは患者の歯列の関連部分だけを表わし、それにより不必要な走査データを除外する。一構成では、そのような抽出領域は、一本の歯全体のデータだけの走査データの量を含む。走査データの抽出量は1 0 mm幅、1 0 0 mm高さ、および1 0 mm幅とすることができる。

【 0 0 7 9 】

図 8 は、図 7 に示した三次元仮想モデル 1 0 0 から抽出したデータ 1 2 2 のサブセットを含むスクリーンショット 1 2 0 を示す。抽出データ 1 2 0 のこのサブセットに基づき、登録プロセスは最良適合プロセスを開始する。データ 1 2 2 の抽出サブセットは、ブラケット登録プロセスによって処理される点のデータセット全体を含む。図 8 に示す通り、V B Mはもはや走査データに提供されない。

【 0 0 8 0 】

オペレータによって提供される情報に基づいて、登録アルゴリズムは、デジタルライブラリからブラケットの格納された3 Dデジタルモデルを抽出する。例えば、オペレータは、患者レコードのデータを記憶装置から抽出することができるように、特定の患者情報を入力することができる。代替的に、既知のブラケットデータ情報は、治療計画ソフトウェアによってデジタルライブラリから自動的に検索される。例えば、図 9 は、デジタルブラケットモデルのライブラリから検索することのできる、そのようなデジタルブラケットモデル 1 3 0 を示す。同様に、登録アルゴリズムを使用して、別の種類の歯科装置、例えばリテーナ、Herbst装置、または拡張装置を登録する場合、リテーナまたは他の装置の格納されたデジタルモデルがデジタルモデルのライブラリから検索される。

【 0 0 8 1 】

今、この検索されたブラケットモデル 1 3 0 、およびV B M点標定装置 1 1 2 によって

10

20

30

40

50

識別されたV B M点位置に基づいて、登録アルゴリズムは検索されたデジタルモデルを歯に配置する。

【0082】

図10は、図8に示したサブセット歯構造上にある、図9に示した抽出されたブラケットモデルを示す。仮想ブラケットモデルは、実際のブラケットが三次元空間に存在する場所に厳密に配置されないため、ブラケットモデル130は、図8に示したブラケット走査データに登録して、モデル130と走査データとの間の最良の適合を見出さなければならない。

【0083】

点群対オブジェクトの登録は、走査データをブラケットのデジタルモデルに登録するための好適なプロセスである。例えば、図12Aは、歯走査データ142およびブラケット走査データ144の両方を含む点群140を示す。点群対オブジェクトの登録プロセスは次いで、仮想ブラケットモデルの平行移動および回転により最良の適合を見出して、点群の中の点をデジタルモデル、例えば図9に示したデジタルブラケットモデルと一致させる。例えば、図12Bは、デジタルブラケットモデルが図12Aのブラケットデータ走査に登録された、ブラケット登録プロセスの結果を示す。

【0084】

図11A～11Cは、点群および既知の三次元形状のオブジェクトのための点群対オブジェクト登録プロセスのフローチャートである。ここで、オブジェクトは既知のデジタルオブジェクトである（例えば仮想歯、歯テンプレート、ブラケット、歯科装置、歯等）。登録プロセスは、既知のオブジェクトに対する点群の間の最良の適合を見出すために使用され、それにより、走査されたオブジェクトに対してより正確な三次元モデルが提供される。

【0085】

フレーム対モデルの登録の最終結果は、三次元空間に配置された走査オブジェクトの実質的に厳密な三次元モデルである。このモデルはコンピュータメモリ内の大きい組の点座標によって表わされる。結果はまた、点群を形成する個々のフレームを既知のモデルに適合させるために三次元でいかに平行移動し回転すべきであるかの情報を提供する、一組の変換行列として表わすことができる。代替的に、結果は、点群に適合させるためにオブジェクトを三次元でいかに平行移動し回転すべきであるかの情報を提供する、一組の変換行列として表わすことができる。

【0086】

今、図11A～Cを参照すると、登録手順は、図11Aの209のステップ1で開始する。ステップ1で、走査データを表わす点群中の各点からデジタルオブジェクトの表面までの最小距離ベクトル248（N1、N2、...）が計算される。オブジェクトの表面は、隣接する点を三角形または他の多角形で結ぶことによって得ることができる。点群中の各点の最小距離ベクトルは、次の三つのベクトル、すなわち1）オブジェクトの三角形表面と交差し該三角形表面に対して垂直である点からの最短ベクトル、2）オブジェクトの三角形表面の辺に直交する点からの最短ベクトル、および3）点からオブジェクトの最近点までの最短ベクトル、の中で最小の大きさを持つ距離ベクトルとして定義される。常にはではないが、最も頻繁には、これは上記1）の型の法線ベクトルである。

【0087】

ステップ1（図11Aの210）で、初期接近要素MAが生成される。接近要素の関連性は、図12Bのステップ12（232）に関連して記述する。

【0088】

ステップ2（212）で、点群とオブジェクトとの間の非重複データ点を除去し、漂遊データ点を除去するために、ステップ1の最小距離ベクトルに三つの除外基準が適用される。第一に、点群中の境界要素（辺または点）に関連する全ての最小距離ベクトルは除外される。第二に、漂遊データ点を示すと思われる、特定の予め定められた値Rを超える量を持つ最小距離ベクトルは除外される。第三に、スキャナ視認方向に対して外部表面を形

10

20

30

40

50

成する三角形表面だけが考慮される。各表面は定義により二つの面を有する。「外部」表面は、スキャナに向けられたオブジェクトの表面とみなされる。

【 0 0 8 9 】

ステップ 3 (2 1 4) で、全ての最小距離ベクトル $N_1 \dots N_N$ のベクトルの和が計算される。

【 0 0 9 0 】

ステップ 4 (2 1 5) で、ベクトルの和 2 5 4 にスカラー $1/N$ を乗算することによって、メジアン最小距離ベクトル (t) が計算される。メジアン最小距離ベクトルは基本的に、デジタルオブジェクトに対しよりよく適合させるために、点群をいかに X Y および Z 方向に平行移動させるべきかの尺度を構成する。今、登録プロセスは、デジタルオブジェクトをよりよく適合させるために、点群をいかに回転させる必要があるかを示す回転係数を計算する。回転係数については図 1 1 B のステップ 5 ~ 8 によって説明する。代替的構成では、点群をよりよく適合させるために、回転係数を計算して、デジタルオブジェクトをどのように回転させる必要があるかを示すことができる。

【 0 0 9 1 】

図 1 1 B では、ステップ 5 (2 1 6) で、メジアン最小距離ベクトルの X、Y、および Z 成分が点群中の各点から減算される。これは、点群座標のコピーを作成し、手順の中間ステップとしてコピーに操作することによって行なわれ、点群からの基礎データは変化しない。同じステップで、ステップ 2 によって除外されない点群の点の「質量中心」が計算される。「質量中心」は、点の数の逆数によってスケールされた全ての点の位置ベクトルのベクトル和と定義される。

【 0 0 9 2 】

ステップ 6 (2 1 8) で、点群中の各点に対し二つのベクトルのクロス乗積の計算が行なわれる。二つのベクトルは次の通りである。1) ステップ 5 で計算された点群の残りの点の質量中心のベクトルによって減算された大域座標系の原点 2 5 3 から点群中の点まで延びる位置ベクトル V_1 、および 2) その点に対し識別された最小距離ベクトル N_i 。

【 0 0 9 3 】

ステップ 7 (2 2 0) において、ステップ 6 で計算されたクロスベクトルのベクトル和、つまりフレーム i 内の i 個の点全ての正味クロスベクトル

【数 1】

$$\sum_j (v_j \times n_j)$$

【 0 0 9 4 】

の計算が行なわれる。ここで、 \times はクロス乗積演算子である。

【 0 0 9 5 】

ステップ 8 (2 2 2) で、ステップ 7 のベクトル和は、点群中の点の位置ベクトル (V_i) の二乗全ての和の逆数に対し加重され、回転ベクトル U に到達する。 U は次のように解釈される。 U の方向は回転軸を与え、 U の大きさは回転の角度または量である。特に V_i を座標系の原点から全ての点の頂点までの位置ベクトルとみなし、 N_i が上で定義した最小距離ベクトルである場合、加重は次の通りである。

【数 2】

$$U = \frac{\sum_j (v_j \times n_j)}{\sum_j v_j^2}$$

【 0 0 9 6 】

この加重の根拠は次の通りである。距離ベクトルを線形ばね要素の実現と創造した場合、クロス乗積のベクトル和は、点群とオブジェクトとの間に生じる総合モーメントまたは回転ずれを表わす。点群の点とその最終位置との間のずれが小さい場合、回転モーメントが必要な調整の方向をも決定したと、想定することができる。位置ベクトルの二乗の和の逆数を用いてのスケーリングは、点群の大域的な延長を考慮する。つまり、中心からの点の距離が大きければ大きいほど、回転モーメントと現在位置と目標位置との間の角度の比が大きくなる。大域的な意味で、上述した係数（位置ベクトルの事情の和の逆数）はこの比を記述する。

【 0 0 9 7 】

ステップ 9 で、ステップ 8 の結果は経験的「加速係数」 f によりスケーリングされる。係数 f はおそらくこの収束を加速するのに役立つ。比較的大きい回転変位に対しては、1 より大きい f の値が適しているが、いずれにしても、経験的に決定しなければならない。

【 0 0 9 8 】

ステップ 10 (2 2 6) で、ステップ 9 の結果は回転の軸と解釈され、その大きさは、点群およびオブジェクトの局所的重複領域を相互の内部に位置させるために、点群が回転しなければならない量を示す。回転ベクトルの大きさは、点群を回転させなければならない角度と解釈される。代替的構成では、オブジェクトが回転する角度を記述するように、回転ベクトルの大きさを導出することができる。

【 0 0 9 9 】

回転変換行列 $[T](R)$ が点群に対して計算される。この式は、ステップ 9 の結果得られた回転ベクトルをいかに変換するかを示す。ここで i は、フレーム i の重複領域をデジタルオブジェクトに適合させるために必要な回転角度に等しい正味クロスベクトルの当初の長さであり、 u は U の単位ベクトルであり、

【数 3】

$$u = \frac{U}{|U|}$$

【 0 1 0 0 】

であり、成分 u_x 、 u_y 、 u_z を持つ。

【数 4】

$$[T](R) = \begin{pmatrix} (1 - \cos \beta)u_x^2 + \cos \beta & (1 - \cos \beta)u_x u_y - u_z \sin \beta & (1 - \cos \beta)u_x u_z + u_y \sin \beta \\ (1 - \cos \beta)u_y u_x + u_z \sin \beta & (1 - \cos \beta)u_y^2 + \cos \beta & (1 - \cos \beta)u_y u_z - u_x \sin \beta \\ (1 - \cos \beta)u_z u_x - u_y \sin \beta & (1 - \cos \beta)u_z u_y + u_x \sin \beta & (1 - \cos \beta)u_z^2 + \cos \beta \end{pmatrix}$$

【 0 1 0 1 】

閉鎖的に平行移動および回転変換を計算するための一意の変換演算子を得るために、 4×4 の行列表現を使用する。 4×4 表現と、 3×3 の行列 $[T](R)$ によって表わされる三次元回転との間の関係は、次の通りである。

【数 5】

$$[T_4](R) = \begin{pmatrix} [T](R) & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix}$$

【 0 1 0 2 】

また、 4×4 表現とベクトル (t) によって表わされる三次元平行移動との間の関係は、次の通りである。

10

20

30

40

【数 6】

$$[T_4](t) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 1 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

【0103】

この 4×4 行列を三次元ベクトルに適用するために、次の取決めが行なわれる。すなわち、三次元ベクトルは、4 ベクトルの最初の三つの成分を三次元ベクトルの成分により識別することによって、四次元ベクトル空間に変換されるが、第四の成分は常に一意である。

10

【数 7】

$$(x, y, z)^T \rightarrow (x, y, z, 1)^T$$

【0104】

ステップ 11 (図 11C の 228) で、点群の変換行列 $[T_4](i)$ は、回転行列 $[T_4](R)$ (右から) にステップ 4 からの平行移動行列 $[T_4](t)$ を乗算することによって計算される。 $[T_4](i) = [T_4](R)[T_4](t)$

点群を回転行列および平行移動ベクトルによって別個に独立して操作することができる。代替的に、デジタルオブジェクトを回転行列および平行移動ベクトルによって別個に独立して操作することができる。

20

【0105】

ステップ 12 (230) で、図 11A のステップ 1 (210) で計算された最小距離ベクトルの二乗の和の平方根の計算が行なわれる。それはこの反復における登録の接近要素品質、下の MA 値を表わす。ステップ 13 (232) で、接近要素 MA は、ステップ 1 (210) で計算された所要接近要素 MA と比較される (例えば、特定の既知のデジタル画像 (例えば歯科装置) のこの接近要素は 100 ミクロンとすることができる)。値 MA が登録プロセスを終了するために必要な接近要素より大きいければ、その場合、登録プロセスはステップ 2 (212) に戻り、別の反復が繰り返される。

30

【0106】

接近要素 MA が品質指数より低い場合には、登録プロセスは終了する。例えば、これは、接近要素 MA が、10 回の反復後に 1 回の反復につき少なくとも多少の量 (例えば 1 パーセント) 改善しない場合に発生し、プロセスは完了したとみなされる。

【0107】

図 12 は、範囲変数 R を使用して、正味法線ベクトル、三角形表面、クロスベクトル等を計算するとき使用される点の数を濾過または制限することができることを示す。範囲変数の目的は、点群の三角形表面から遠い漂遊データ点を除去することである。漂遊データは、変換行列のエントリを歪め、品質指数が出るまでの反復回数を増大させる効果を持つ。

40

【0108】

図 13 は、点群対オブジェクトの登録プロセスを停止することができる二つの方法を示す。線 260 によって示すように、接近要素 MA が品質指数しきい値より低くなったときに、プロセスを停止することができる。例えばデジタル画像が歯に結合されたブラケットである場合、この品質指数は 100 ミクロンに設定することができる。代替的に、接近要素 MA は、図 11A ~ C のステップ 1 ~ 13 のさらなる反復にもかかわらず、品質指数より上の何らかの値に落ち着くことがある。これは線 262 によって示される。接近要素 MA が 10 回の反復後に 1 回の反復につき少なくとも多少の量 (例えば 1 パーセント) 改善しなければ、プロセスは完了したとみなされる。ここで、記号 x は、前回の反復から現反復までの品質指数の改善の量が初めてしきい値、例えば 1 パーセント未満であったときの

50

反復を示す。

【0109】

ひとたびブラケット登録アルゴリズムが完了すると、登録されたブラケットモデルをディスプレイに表示することができる。例えば、図14は、スクリーンデータ280のサブセットを含むスクリーンショットを示す。走査データ280のこのサブセットは今や図8に示した歯の走査データ104を含み、デジタルブラケット画像はブラケット走査データ103と登録されているので、ブラケットモデルは今や前述した登録アルゴリズムに従って3D空間に配置される。デジタルブラケットモデル130は、歯の走査データ104に登録された状態で示される。図10（登録前のブラケット走査データ）および図14（登録後のブラケット走査データ）の比較は、ブラケット走査データとの最良の適合を見出すために、デジタルブラケットモデルが三次元空間でいかに回転し、平行移動するかを示す。

10

【0110】

今や、走査データ280を使用して、完全な3D歯列モデルを改訂するか、あるいはむしろ、不正な原ブラケット走査データを含む患者の原走査を更新することができる。図19は、歯の三次元モデルと図18の登録されたブラケットモデルを示す。患者の熾烈の残りの他のブラケットのために、ブラケット登録プロセスが実行される。

【0111】

しばしば、ブラケット登録プロセス中に、特定のエラーが生じることがある。例えば、登録プロセスで図18に描かれるものと実際のブラケットの見え方に事実上の相違があるかもしれない。例えば、拙劣な走査技術または矛盾するブラケットモデル情報のため、結果的に得られる走査データが非常に拙劣なので登録アルゴリズムがモデルを登録できないという状況があるかもしれない。これらの状況では、処理の最良の適合走査パラメータは、MA値を含めて、修正する必要が無い。

20

【0112】

加えて、登録プロセスを開始するオペレータが、登録されたブラケットと実際のブラケットとの間の矛盾に気付くという状況もあり得る。オペレータは結果的に生じる登録結果を承諾できないか、あるいは特定の理由のために結果を変更することを希望するかもしれない。例えば、オペレータは、登録されたブラケットデータ（ブラケット位置）が実際のブラケット位置と矛盾することに気付くかもしれない。そのような矛盾は、ブラケットに特定の変形（屈曲したウィング、引掻き傷、損傷等）がある場合に生じることがある。一構成では、ブラケット登録プロセスを開始するオペレータは、ブラケット登録結果をオーバーライドし、空間にデジタルブラケットモデルを再配置することができる。このモデル操作は、様々なモデル操作アイコンを使用して行なうことができる。

30

【0113】

ブラケット登録が完了した後で、モデルで登録されたブラケットの下にある歯の新しいまたは改訂された仮想モデルを得ることがさらに必要であるかもしれない。例えば、歯科矯正医は、前の走査以来、または治療が開始された以降に、歯が移動したか否かを見たいかもしれない。代替的に、原歯モデルがもはや存在しないので、歯も出るが必要になるかもしれない。これは例えば、治療を受けている患者が、歯科矯正医の新しい患者であり、歯にすでにブラケットが取り付けられている場合、または何らかの理由で患者が歯に装置を配置せずに原走査を受けた場合に、発生することがある。

40

【0114】

そのような状況下で、ブラケットの登録後、および必要ならばオペレータオーバーライド後に、結合されたブラケットの下にある歯をモデル化することによって、プロセスは開始する。つまり、前述したフレーム対オブジェクトの登録アルゴリズムが今や、三次元空間で歯が存在する場所を決定する。

【0115】

図16は、ブラケット登録が完了した後の歯の登録のためのフローチャート292を提供する。第一ステップ294として、歯登録プロセスは、登録ブラケットモデルに極めて

50

近接している（例えば 0.3 mm）走査データを削除する。この登録跡のブラケットデータを削除することにより、データ空洞のある仮想歯モデルが得られる。例えば、図 17 は、走査データセット 312 を含むスクリーンショット 310 を示す。走査データセット 312 は、対象の歯 314 を含め、様々な歯の走査データを含む。図 17 のスクリーンショット 310 を図 14 のスクリーンショット 280 と比較すると、図 14 の登録されたブラケットの画像 130 が省かれており、それによって走査データの空洞 316 が生じることが分かる。

【0116】

次に、ステップ 296 で、プロセスは、患者データレコードが存在するか否かを決定する。患者が新しい患者である場合、オペレータは患者データレコードの作成を開始しなければならない。このシナリオでは、歯 314 の先在仮想モデルが存在しない。したがって、テンプレート仮想歯のような予め定められた幾何学的形状を有するデジタルオブジェクトがステップ 298 で、好ましくはバックオフィスサーバワークステーション 28 または中央サーバ 32（図 1B）のいずれかに格納された、デジタルライブラリから引き出される。ひとたびこのデジタルオブジェクトが引き出されると、ステップ 302 で歯走査データをデジタルオブジェクトに登録することによって、図 11A～C で詳述したプロセスと同様のプロセスが開始する。

10

【0117】

プロセスにより、ステップ 296 で患者データレコードがすでに存在することが決定されると、ステップ 300 で歯の仮想モデルがデータレコードから引き出される。ひとたび既知のデジタル歯モデルが患者レコードから引き出されると、プロセスはステップ 302 で歯走査データをデジタルモデルに登録し始める。ひとたび歯の登録プロセスが完了すると、ステップ 304 で走査データ空洞に、登録プロセスから結果的に得られた 3D 表面が充填される。

20

【0118】

図 18 は、図 17 に示されたものの変形スクリーンショット 18 を示す。図 18 で、走査データ 322 は、位置合わせされた歯の表面が充填された歯の空洞 316 を有する歯モデル 314 を含む（図 17）。今、ブラケットおよび歯の両方の位置合わせが完了したおで、新しい 3D 歯モデルを構築することができる。患者のデータレコードは今や、この新しい情報で更新することができる。図 19 は、位置合わせプロセスから結果的に得られたブラケット表面および歯の表面の両方を有する仮想 3D 歯を示す。

30

【0119】

概要

要約すると、出願人は、オブジェクトの仮想三次元モデル（18）を構築する新規の方法を発見した。該方法は、

オブジェクト（70）を走査するステップと、

三次元仮想モデルはオブジェクト（102）の一部を形成する既知の構造（130）の走査に対応する第一部分（103）を有し、既知の構造は予め定められた三次元構成であり、第一部分（103）は既知の構造（130）の理想的とは言えない三次元表現であり、コンピュータ（28、32）を用いて走査ステップからオブジェクト（100）の三次元仮想モデル（18）を作成するステップと、

40

既知の構造に対応する三次元仮想オブジェクト（130）をメモリ（28、32）から検索するステップと、

三次元仮想オブジェクトを前記三次元仮想モデルの第一部分（103）に登録して、三次元表面（209、232）を形成するステップと、

オブジェクトの仮想三次元モデルであって、三次元表面（290）を含む仮想三次元モデルを形成するステップと、
を含む。

【0120】

出願人はまた、オブジェクトの三次元仮想モデル（18）を形成するように適応された

50

新規のワークステーションをも発明した。該ワークステーションは中央演算処理装置（２８、３２）、およびオブジェクトの三次元仮想モデル（１８）を格納するメモリを含む。三次元仮想モデルは、前記オブジェクトの一部を形成する既知の構造の走査に対応する第一部分（１０３）を有する。メモリはさらに、既知の構造に対応する三次元仮想オブジェクト（１３０）を格納する。三次元仮想オブジェクトを第一部分に登録して三次元表面を形成し、かつオブジェクト（３４０）の仮想三次元モデルを形成するためのソフトウェアが、中央演算処理装置によって実行可能である。オブジェクトの仮想三次元モデルは三次元表面を含む。

【０１２１】

出願人はまた、オブジェクトの仮想三次元モデルを構築するための新規の装置を発明した。該装置は、

前記オブジェクトを走査するための手段（６６）と、

前記三次元仮想モデルは前記オブジェクトの一部を形成する既知の構造の走査に対応する第一部分を有し、前記既知の構造は予め定められた三次元構成であり、前記第一部分は前記既知の構造の理想的とは言えない三次元表現であり、コンピュータを用いて前記走査ステップから前記オブジェクトの三次元仮想モデル（２２）を形成するための手段と、

前記既知の構造に対応する三次元仮想オブジェクトをメモリから検索するための手段と

、
前記三次元仮想オブジェクトを前記三次元仮想モデルの前記第一部分に登録して三次元表面を形成するための手段と、

前記オブジェクトの前記仮想三次元モデルであって、前記三次元表面を含む前記仮想三次元モデルを形成するための手段と、
を含む。

【０１２２】

出願人はまた、スキャナ（６６）、データ処理システム（２２、２６）、およびデータ処理システムにアクセスできる少なくとも一つの機械可読メモリから、予め定められた幾何学的形状を有するオブジェクトの仮想三次元モデルを構築する新規の方法をも発明した。該方法は、

（ａ）前記オブジェクトに関連するデータセットを受け取るために、スキャナでオブジェクトを走査するステップと、

（ｃ）既知の幾何学的形状を有する前記オブジェクトの格納されたデジタル画像を得るステップと、

（ｄ）前記走査から結果的に得られる前記データセットを処理して、前記格納されたデジタル画像に対して前記走査データを登録するステップと、
を含む。

【０１２３】

出願人はまた、スキャナ、データ処理システム、およびデータ処理システムにアクセスできる少なくとも一つの機械可読メモリから、予め定められた幾何学的形状を有するオブジェクトの仮想三次元モデルを構築する方法をも発明した。該方法は、

（ａ）スキャナでオブジェクトを走査し、それによってオブジェクトの第一および第二の二次元画像を得るステップであって、走査中にスキャナおよびオブジェクトが相互に対して移動して成るステップと、

（ｂ）データ処理システムで第一および第二の画像を処理して、二次元画像を個々の点を含む点群を表わすデータセットに変換するステップであって、各点が三次元座標系の位置として表わされて成るステップと、

（ｃ）予め定められた幾何学的形状を有するオブジェクトの格納されたデジタル画像を得るステップと、

（ｄ）データ処理システムで点群を表わすデータをさらに処理して、格納されたデジタル画像に対して点群を登録し、それによって実質的にフレームと調和するオブジェクトの三次元仮想モデルを生成するステップと、

を含む。

【0124】

出願人はまた、既知の幾何学的形状のオブジェクトの仮想三次元モデルの位置を決定する新規の方法をも発明した。該新規の方法は、

(a) 一連の走査で前記既知のオブジェクトを走査し、各走査で一組の画像を生成するステップと、

(b) 前記組の画像を点群に変換するステップと、

(c) 前記仮想三次元の既知のオブジェクトのデジタル表現をメモリから検索するステップと、

(d) 前記点群を前記デジタル表現に登録し、それによって三次元空間で前記仮想三次元モデルの位置を検証するステップと、
を含む。

10

【0125】

本発明の登録システムおよび登録の方法は、既知の幾何学的形状の事実上どんな種類のデジタルオブジェクトにも使用できると考えられる。基本的な概念は、仮想オブジェクトをメモリから検索し、走査データに対する格納された仮想オブジェクトの登録を実行し、次いで走査データを登録から結果的に得られる3D表面に置換するというものである。医療分野は、表面の三次元情報が重要な情報片になり得、本発明の走査システムにより容易かつ迅速に得ることができる分野の単なる一例にすぎない。他の種類のオブジェクトに対するスキャナの他の可能な使用は、本発明の範囲内と考えられる。

20

【0126】

一つの開示構成では、予め定められた三次元構成を有するオブジェクトの構成要素をオブジェクトに対して配置しようとする場合、コンピュータメモリから検索される構成要素のデジタル表現と、オブジェクトおよびその構成要素の収集表面データとの最良の適合を受け取るために、登録プロセスは第一ステップになるであろう。最良の適合を受け取ると、次のステップはこの結果を利用することである。達成しなければならないタスクに応じて、幾つかの選択肢がある。

【0127】

一例では、デジタル表現の表面を走査プロセスによって収集した表面と単に「併合」することが可能である。これを行なうことにより、走査によって得ることができるより完全なオブジェクトおよびその構成要素の表現を提供するために、走査の欠落部分または意図的な空洞を埋めることができる。その結果、オブジェクトの表面の改善された、または完全な表現が得られる。

30

【0128】

別の選択肢は、登録プロセスの結果としての変換行列をエクスポートすることである。例えば、他のアルゴリズムが将来の処理のためにこれらのデータセットをインポートすることができる。例えば、印刷回路基板を走査した場合、この基板に使用されたコンポーネント(例えばトランジスタ、コンデンサ、集積回路等)の既知のデジタル表現を検索し、走査データに対するデジタル表現の最良の適合を受け取るために、各コンポーネントおよびサブエレメントの登録を実行することが可能である。一構成では、変換行列をPC基板レイアウトソフトウェアにエクスポートし、こうしてこのソフトウェアが走査されたPC基板に従ってコンポーネントを配列することを可能にすることができる。

40

【0129】

歯科矯正に適用する場合、これらの変換行列は、結合された歯科矯正ブラケットの様々なスロットに通されるはずのワイヤを設計するために役立てることができる。ブラケットが走査され、相互に対する、または歯に対するそれらの位置が登録プロセスによって決定される場合、ブラケットの局所座標系に対するブラケットスロットの位置の知識を持つアルゴリズムに変換行列を供給することができる。したがって、そのようなアルゴリズムは、変換行列を使用して局所ブラケット座標系の位置を最初に計算することによって、ワイヤの形状を画定することができる。そして次に、第二ステップで、局所座標系の位置に基

50

づいて、スロットの位置を計算する。

【0130】

さらなる選択肢は、最良の適合を受け取った後で、完全な構成要素をエクスポートすることである。これを行なうことにより、登録から結果的に得られる変換行列が構成要素に適用され、こうして構成要素の各データ点はもはやその局所座標系ではなく、大域座標系を参照するようになる。

【0131】

別の選択肢は、構成要素の特に関心のある部分にだけこのステップを実行することである。そのような部分は、ブラケットのスロットを画定するデータとすることができる。したがって、本書で使用する場合、オブジェクトを配置するとは、最良の適合を受け取ることから結果的に得られるデータを提供することを指すつもりである。

10

【0132】

本発明の範囲から逸脱することなく、例証した技術の変形が考えられる。この真の範囲は、請求の範囲を参照することによって確定されるものとする。

【図面の簡単な説明】

【0133】

これらおよび多くの他の態様および特徴については、本発明の実現の説明でさらに詳述する。

【図1A】歯科矯正学で使用される従来のブラケットの説明図である。

【図1B】原走査および監視走査の両方を実行するのに適した手持ち式スキャナシステムを組み込んだ歯科矯正医療システムの説明図である。

20

【図2】図1Bの歯科矯正医療システムに使用するのに適した走査システムのブロック図である。

【図3】図1Bの歯科矯正医療システムに使用するのに適した、(既知または未知の幾何学的形状の)オブジェクトの情報を収集するために使用される手持ち式スキャナの斜視図である。

【図4】図3の手持ち式スキャナで患者の走査(原走査または監視走査のいずれか)を実行するオペレータの説明図である。

【図5】患者の歯列のデジタルモデルを計算し、サーバのスクリーンディスプレイにデジタルモデルを表示するために使用される要素を示す、図1Bのバックオフィスサーバのブロック図である。

30

【図6】図3に示したスキャナによって取り込まれた画像から(既知または未知の幾何学的形状の)オブジェクトの三次元情報を計算するために走査ステーションで処理装置によって使用される一連のステップを示す流れ図である。

【図7】仮想歯に割り当てられた仮想ブラケットマーカ(VBM)と共に、図1、2、3および4に示したスキャナの電子撮像装置によって取り込まれた歯および関連する解剖学的構造の二次元ビットマップ画像の説明図である。

【図8】図7に示したブラケットマーカによって識別される2Dビットマップ画像の走査データのサブセットを表わすスクリーンショットである。

【図9】図1Bの歯科矯正システム用の仮想ブラケットライブラリから抽出されたデジタルブラケット画像である。

40

【図10】図7に示したブラケットマーカの位置に基づいて歯に配置された、図9の抽出仮想ブラケット画像である。

【図11A-C】図9のデジタルブラケットモデルと図8に示したブラケット走査データとの間の最良の適合を見出すためのプロセスを示す流れ図である。

【図12A】走査データの点群を示す画像である。

【図12B】図12Aに示した走査データの点群に登録されたデジタルブラケットモデルを示す画像である。

【図13】登録プロセスの逐次反復により品質指数をいかに改善することができるかを示す、正味法線ベクトル N_{net} の大きさとして測定された接近要素または品質指数を示す

50

グラフである。

【図 1 4】ブラケット位置合わせが完了した後でブラケット走査データに位置合わせされたブラケットモデルのスクリーンショットである。

【図 1 5】ブラケット位置合わせプロセスが完了した後の仮想歯のクローズアップのスクリーンショットである。

【図 1 6】仮想歯モデルと図 1 5 に示した歯走査データとの間の最良の適合を見出すためのプロセスを示す流れ図である。

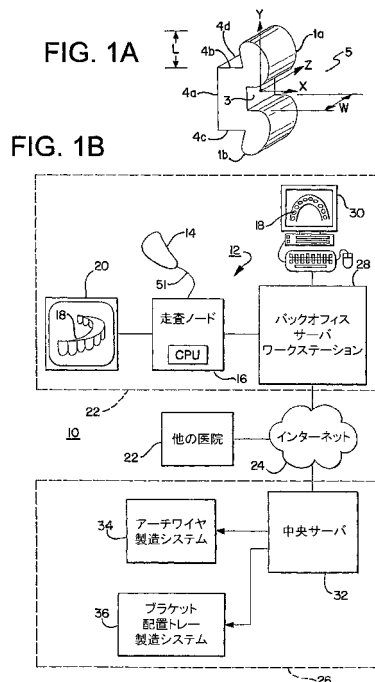
【図 1 7】ブラケット走査データを省いた図 1 4 の仮想画像のスクリーンショットである。

【図 1 8】歯モデルの登録後に歯の空洞が歯走査データに位置合わせされた状態の図 1 3 の仮想画像のスクリーンショットである。

【図 1 9】ブラケットおよび歯の登録後の仮想歯のスクリーンショットである。

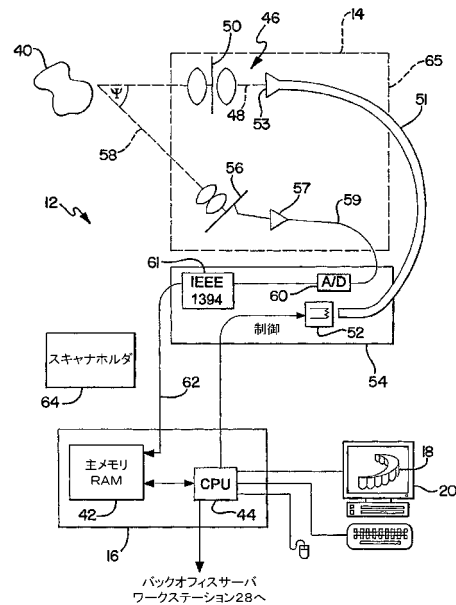
10

【図 1】



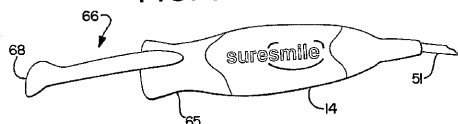
【図 2】

FIG. 2



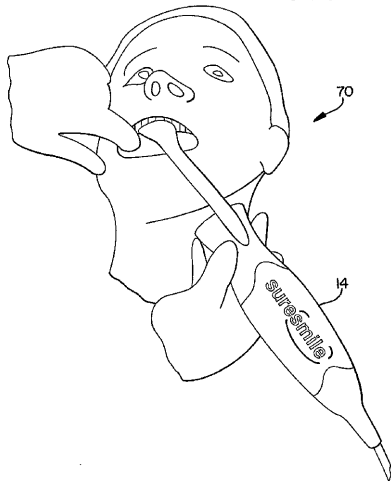
【図 3】

FIG. 3



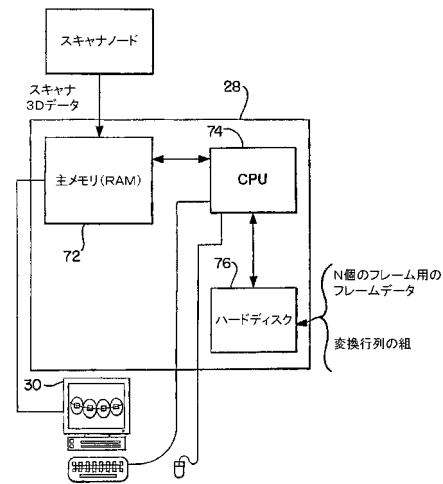
【図4】

FIG. 4



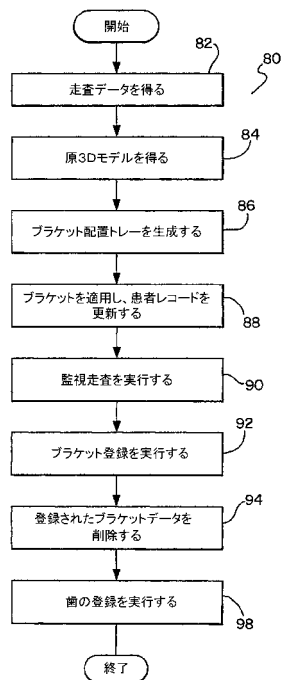
【図5】

FIG. 5



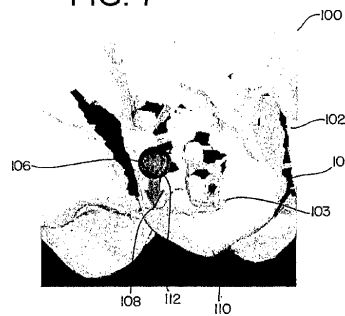
【図6】

FIG. 6



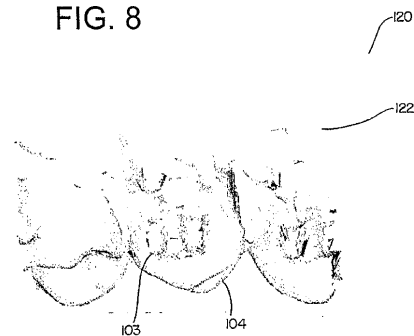
【図7】

FIG. 7

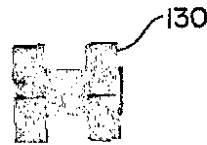


【図8】

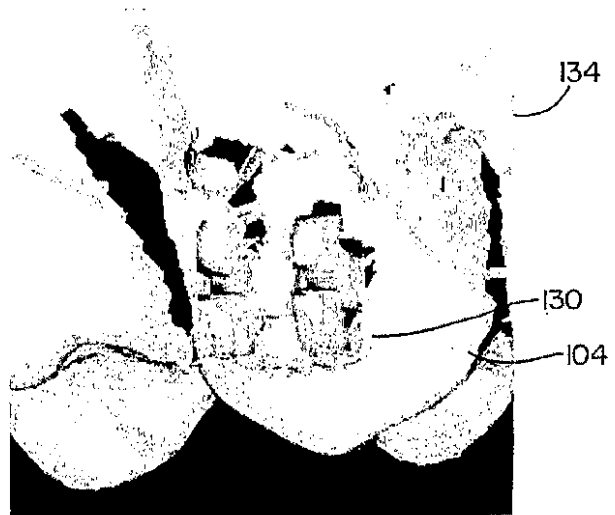
FIG. 8



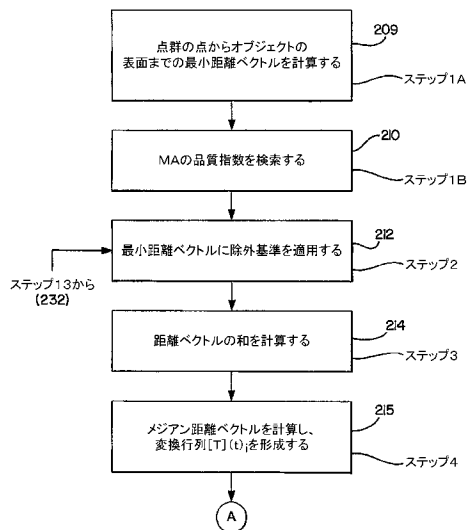
【図 9】
FIG. 9



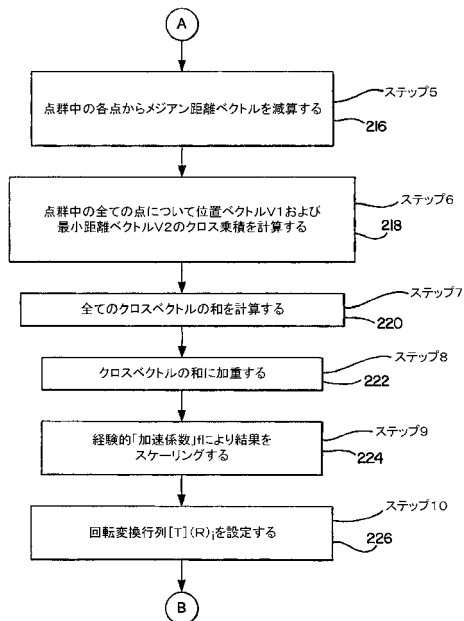
【図 10】
FIG. 10



【図 11 A】
FIG. 11A

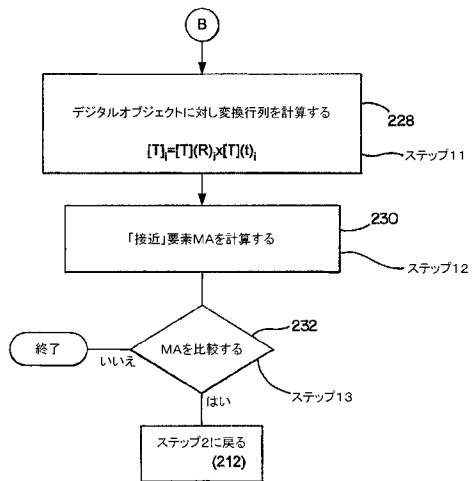


【図 11 B】
FIG. 11B



【図 11C】

FIG. 11C



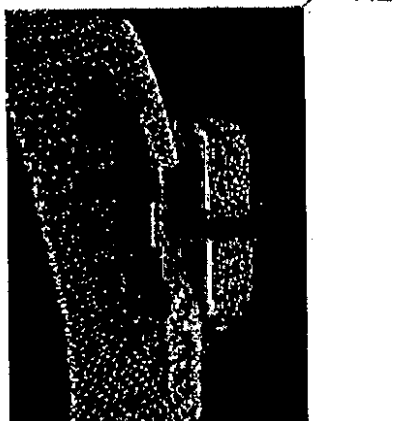
【図 12A】

FIG. 12A



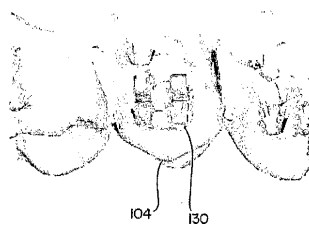
【図 12B】

FIG. 12B



【図 14】

FIG. 14



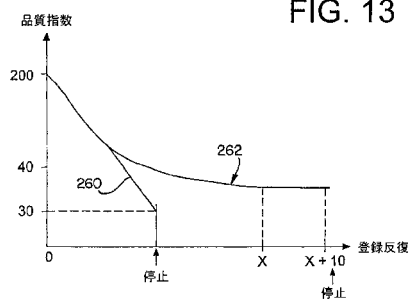
【図 15】

FIG. 15



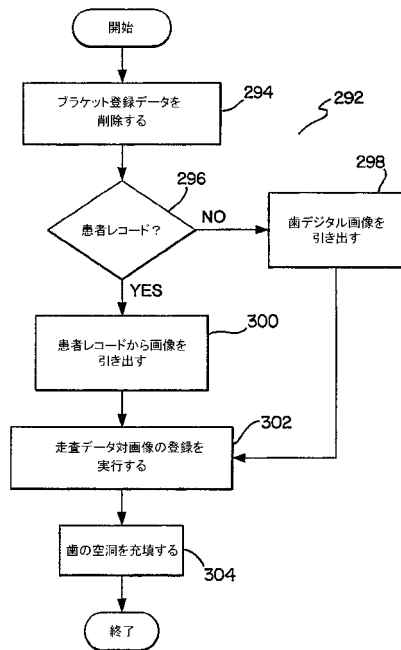
【図 13】

FIG. 13



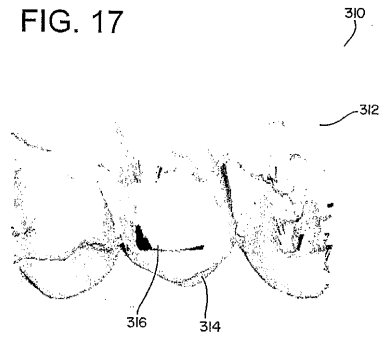
【図 16】

FIG. 16



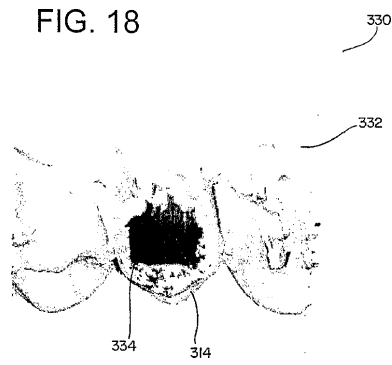
【図 17】

FIG. 17



【図 18】

FIG. 18



【図 19】

FIG. 19



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 6 T 1/00 4 2 0 P
G 0 6 T 17/40 A

(72)発明者 スボルベルト、 ペア
ドイツ国 ベルリン 1 2 0 4 7 ホブレヒトストラッセ 3 8
(72)発明者 マエツツェル、 ステファン
ドイツ国 ベルリン 1 0 9 6 1 ミッテンヴァルダー ストラッセ 7
(72)発明者 ヴァイセ、 トーマス
ドイツ国 ベルリン 1 0 9 6 5 メーリングダム 9 1

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特開2 0 0 1 - 0 8 4 4 0 3 (J P , A)
特表2 0 0 2 - 5 2 8 2 1 5 (J P , A)
特表2 0 0 3 - 5 2 1 0 1 4 (J P , A)
特開平1 1 - 3 2 8 4 4 4 (J P , A)
特開平1 1 - 1 9 1 1 6 2 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 6/14
G06T 1/00
G06T 17/00