

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-218156

(P2011-218156A)

(43) 公開日 平成23年11月4日(2011.11.4)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 C 19/04 (2006.01)	A 6 1 C 19/04 Z	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/24	4 C 0 5 2
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 C	
	G 0 2 B 23/26 D	
審査請求 未請求 請求項の数 4 O L 外国語出願 (全 51 頁)		

(21) 出願番号 特願2011-59627 (P2011-59627)
 (22) 出願日 平成23年3月17日 (2011. 3. 17)
 (31) 優先権主張番号 12/727, 671
 (32) 優先日 平成22年3月19日 (2010. 3. 19)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 507224587
 ケアストリーム ヘルス インク
 アメリカ合衆国 ニューヨーク ロチェス
 ター ベローナ ストリート 1 5 0
 (74) 代理人 110001210
 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
 (72) 発明者 ロングァン リヤン
 アメリカ合衆国 ニューヨーク ペンフィ
 ールド ミルフォード クロッシング 1
 6
 (72) 発明者 ローレンス エイ レイ
 アメリカ合衆国 ニューヨーク ロチェス
 ター エルムウッド アヴェニュー 3 8
 6 1
 Fターム(参考) 2H040 BA05 BA15 CA22 GA11
 最終頁に続く

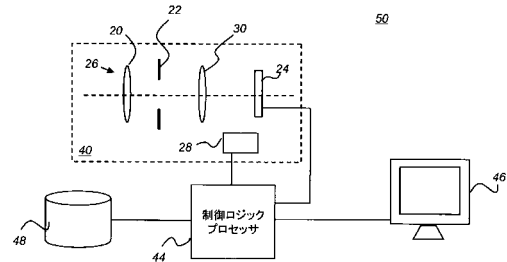
(54) 【発明の名称】 テレセントリック焦点ぼかしを使用した3Dイメージング

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 歯又はその他の口腔内構造の表面から3Dイメージデータを得る装置を提供する。

【解決手段】 歯の3D表面輪郭イメージデータを得るための装置が、歯の表面のイメージを検出器アレイ24上に形成するように配置された二重テレセントリック光学システムを有する。焦点調整機構は、二重テレセントリック光学システム及び検出器アレイの一方又は両方の位置を、光軸に沿って、焦点位置列の各々まで調整するように駆動可能である。制御ロジックプロセッサ44は、焦点調整機構と制御信号通信状態にあって、焦点位置を調整し、検出器アレイとイメージデータ通信状態にあって、検出器アレイによって得られたイメージデータを受領し、焦点位置列の各々に対応する受領されたイメージデータを記憶するメモリ48を有する。制御ロジックプロセッサはさらに、記憶された命令に応答して、イメージデータから3D表面輪郭イメージデータを計算する。

【選択図】 図8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

歯の 3 D 表面輪郭イメージデータを得るための装置であって、

前記歯の表面のイメージを検出器アレイの上に形成するように構成された二重テレセントリック光学システムと、

前記二重テレセントリック光学システム及び前記検出器アレイの一方又は両方の位置を、光軸に沿って、焦点位置列の各々まで調整するように駆動可能な焦点調整機構と、

前記焦点調整機構と制御信号通信状態にあつて焦点位置を調整し、前記検出器アレイとイメージデータ通信状態にあつて前記検出器アレイによって得られたイメージデータを受領し、前記焦点位置列の各々に対応する受領されたイメージデータを記憶するメモリを有する、制御ロジックプロセッサと、

を備えており、

前記制御ロジックプロセッサがさらに、記憶された命令に応答して、前記記憶されたイメージデータから前記 3 D 表面輪郭イメージデータを計算する、装置。

【請求項 2】

前記焦点調整機構が前記光軸に沿った位置に前記二重テレセントリック光学システムの素子を動かすように駆動可能であるが、前記検出器アレイは動かさない、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記焦点調整機構が前記光軸に沿った位置に前記検出器アレイを動かすように駆動可能であるが、前記二重テレセントリック光学システムのレンズ素子は前記光軸に沿って静止したままである、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

歯の 3 D 表面輪郭イメージデータを得るための方法であって、

二重テレセントリック光学システムのイメージ平面に、イメージを形成するように励起可能な検出器アレイを配置するステップと、

前記二重テレセントリック光学システム及び前記検出器アレイの一方又は両方の位置を、光軸に沿って、焦点位置列の各々まで調整するステップと、

前記列における各焦点位置で前記検出器アレイからイメージデータを得て、前記イメージデータを電子メモリに記憶するステップと、

前記得られたイメージデータにおける複数の画素の各々の焦点を計算し、前記画素の各々に対して、画素コントラストに従って対応する深さ値を決定するステップと、

前記複数の決定された深さ値を組み合わせることで 3 D 表面輪郭イメージを形成するステップと、

前記 3 D 表面輪郭イメージを表示するステップと、

を包含し、

前記二重テレセントリック光学システム及び前記検出器アレイの一方又は両方の位置を調整するステップが、アクチュエータを励起して前記検出器アレイを動かすステップを包含する方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、一般的には診断イメージングの領域に、特に口腔内表面の 3 D イメージングに関する。より具体的には、本発明は、焦点変更シーケンスにおいてテレセントリック光学系を使用した 3 D イメージングのための装置及び方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

歯及び口腔内構造の 3 D イメージングの能力は、一般的に、歯科治療及び診断を改善し且つ歯科装置及び代替物の準備のためにより正確なデータを提供するための手助けとなることができる。この問題に対して数多くの提案された解決策があるが、これらのアプロー

10

20

30

40

50

チの各々に伴う本質的な困難さが、それらの使用可能性、精度、及びコスト有効性を制限する。

【0003】

提案されてきている一つの従来のタイプのアプローチは、輪郭又は縞投影イメージングである。縞投影イメージングは、パターン化又は構造化された光を使用して、様々なタイプの複雑な構造の表面輪郭情報を得る。縞投影イメージングにおいては、干渉縞又は回折格子のラインのパターンが、所与の方向から物体の表面に向かって投影される。表面からの投影されたパターンはそれから、輪郭線の見た目に基づいて表面情報を分析するために三角測量を利用して、他の方向から輪郭イメージとして観察される。投影されたパターンがインクリメント的に空間的にシフトされて新しい位置で付加的な測定値を得る位相シフトは、典型的には縞投影イメージングの一部として適用され、表面の輪郭マッピングを完了して輪郭イメージの全体的な解像度を増すために使用される。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】米国特許第5,440,393号明細書

【特許文献2】米国特許第6,697,164号明細書

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】"Telecentric Optics for Focus Analysis", Nasahiro Watanabe and Shree K. Nayer, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol 19 no.12,1997 p.1360-5

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

縞投影イメージングは、堅く非常に不透明な物体の表面輪郭イメージングに対しては効果的に使用され、人体のいくつかの部分に対する表面輪郭のイメージング及び皮膚構造についての詳細なデータを得るために、使用されてきている。しかし、歯の透過度、光散乱、及び高い反射レベルのような技術的な障害が、表面の再構築問題を複雑化し、歯の縞投影イメージングの効果的な使用を制限する。例えば、歯の表面をコンディショニングして歯の不透明度を高める一時的なコーティングのような、これらの問題を補償する技法は、イメージングプロセスに時間及びコストを付加し、他の問題をマスクする傾向にあることがある。

30

【0007】

口腔内3Dイメージングのための他の方法は、ウェンツに対する「空間、特に頬面窩洞の寸法の測定のためのプロセス及び装置」という名称の上記の特許文献1に記述されているもののような携帯形光学プローブを使用する深さ測定を含む。しかし、そのような装置は、非常に特定の測定を行うことに限定され、一つ又はそれ以上の歯の歯表面の3Dイメージングのためには設計されていない。例えばパペイオフラに対する「光ビームアレイを共焦点合わせすることによる3次元構造のイメージング」という名称の上記の特許文献2に教示されているような共焦点イメージング方法は、歯の表面に離散的な数多くのスポットを照明して、このサンプリングを使用して表面輪郭をマッピングする。しかし、このタイプの共焦点アプローチは、照明及びセンシング素子の比較的複雑な配置を要求する。さらに、結果として得られた表面輪郭情報は、ひとたび得られたら、それから別個のプロセス操作において歯のイメージそれ自身に対して相関付け又は登録されなければならない。

40

【0008】

歯科用3Dイメージングシステムが直面しているチャレンジの中には、歯の表面の非常に明白な輪郭がある。歯の表面の全ての上に十分な光量を提供し、且つそこから反射された光を検知することは、困難であることがある。歯の異なる表面は、お互いに対して90度の方向を向いていることがあり、歯の全ての部分の正確なイメージングのために十分な

50

光を当てることを困難にする。

【0009】

この目的のために歯の表面に付加的なコーティング又は他のコンディショニングを適用する必要なしに、歯の正確な表面輪郭イメージングを提供する装置及び方法が、再構築的な歯科治療をスピードアップし、歯冠、インプラント、又はその他の治療構造のための鋳型又はその他の表面プロファイルを得るためのもののような、表面輪郭情報を得るための従来の方法に本質的なコスト及び不便さを低減する手助けとなることが、理解できるであろう。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の目的は、歯又はその他の口腔内構造の表面から3Dイメージデータを得ることである。関連する目的は、このイメージデータを二重テレセントリック光学システムを使用して得ることである。

【0011】

これらの物体は描写的な例のみによって与えられ、そのような物体は、本発明の一つ又はそれ以上の実施形態の例示的なものであり得る。開示された発明によって本質的に達成される他の望ましい目的及び効果が生じ得て、当業者に明らかになり得る。本発明は、添付の特許請求項によって規定される。

【0012】

本発明の一つの局面によれば、歯の3D表面輪郭イメージデータを得るための装置が提供され、この装置は、二重テレセントリック光学システム及び検出器アレイの一方又は両方の位置を、光軸に沿って、焦点位置列の各々まで調整するように駆動可能な焦点調整機構と、焦点調整機構と制御信号通信状態にあり、且つ検出器アレイとイメージデータ通信状態にあって、検出器アレイによって得られたイメージデータを受領し、焦点位置列の各々に対応する受領されたイメージデータを記憶するメモリを有する制御ロジックプロセッサと、を備えており、制御ロジックプロセッサがさらに、記憶された命令に应答して、記憶されたイメージデータから3D表面輪郭イメージデータを計算する。

【0013】

本発明の他の局面によれば、歯の3D表面輪郭イメージデータを得るための方法が提供され、この方法は、二重テレセントリック光学システムのイメージ平面に、イメージを形成するように励起可能な検出器アレイを配置するステップと、二重テレセントリック光学システム及び検出器アレイの一方又は両方の位置を、光軸に沿って、焦点位置列の各々まで調整するステップと、列内の各焦点位置で検出器アレイからイメージデータを得て、そのイメージデータを電子メモリに記憶するステップと、得られたイメージデータにおける複数の画素の各々の焦点を計算し、画素の各々に対して、画素コントラストに従って対応する深さ値を決定するステップと、複数の決定された深さ値を組み合わせるステップと、3D表面輪郭イメージを形成するステップと、3D表面輪郭イメージを表示するステップと、を包含する。

【発明の効果】

【0014】

本発明では、画素化されたイメージ検出器が表面情報を得るために使用されるので、得られたイメージデータは、計算された表面輪郭データとともに容易に表示されることができ。

【0015】

本発明の前述及び他の目的、特徴、及び効果は、添付の図面に描かれているような本発明の実施形態の以下のより具体的な記述から明らかになるであろう。図面の構成要素は、必ずしも相互にスケール合わせされていない。角度的及び空間的な関係は、特に興味のある原理又は振る舞いを描くために、圧縮又は誇張された方法で提示され得る。

【図面の簡単な説明】

【0016】

- 【図 1】従来の非テレセントリック光学系の拡大効果を示す模式図である。
- 【図 2】物体テレセントリック光学系の振る舞いを示す模式図である。
- 【図 3】物体テレセントリック光学系の振る舞いを示す模式図である。
- 【図 4】二重テレセントリック光学系の振る舞いを示す模式図である。
- 【図 5】本発明の局面に従って二重テレセントリックイメージング装置の振る舞い及びいくつかの基本的な構成要素を示す模式図である。
- 【図 6】本発明の実施形態が、物体フィールド及びイメージフィールドで、どのようにテレセントリック光のパターンを利用するかを示す模式図である。
- 【図 7】本発明の局面に従って二重テレセントリック光学システムから 3D 深さ情報を得るためのシーケンスを示すロジックフロー図である。 10
- 【図 8】本発明のある実施形態に従った口腔内イメージングシステムの構成要素を示すブロック図である。
- 【図 9】焦点を変えて深さ検出を可能にするための検出器の動きの使用を示す模式図である。
- 【図 10】焦点を変えて深さ検出を可能にするためのレンズの動きの使用を示す模式図である。
- 【図 11】表面輪郭を示すイメージを再構築するために、各々が異なる焦点における複数のイメージの使用を示す図である。
- 【図 12】深さ焦点ぼかしイメージングのための偏光照明を使用するイメージング装置の模式図である。 20
- 【図 13A】ある実施形態に従って、焦点情報を使用して、歯に対するプロファイルデータと表面再構築の一部とを示す図である。
- 【図 13B】ある実施形態に従って、焦点情報を使用して、歯に対するプロファイルデータと表面再構築の一部とを示す図である。
- 【図 13C】ある実施形態に従って、焦点情報を使用して、歯に対するプロファイルデータと表面再構築の一部とを示す図である。
- 【図 14A】例外的に滑らかで、正確な表面データを得るためのチャレンジを提示する人工的な歯の表面の一部を示す図である。
- 【図 14B】例外的に滑らかで、正確な表面データを得るためのチャレンジを提示する人工的な歯の表面の一部を示す図である。 30
- 【図 15A】図 14A 及び図 14B に示された滑らかな表面に対する深さ検出に関して、投影されたパターンの使用を示す図である。
- 【図 15B】図 14A 及び図 14B に示された滑らかな表面に対する深さ検出に関して、投影されたパターンの使用を示す図である。
- 【図 16】投影縞イメージングの局面を深さ焦点ぼかしイメージングと組み合わせるイメージング装置の模式図である。
- 【発明を実施するための形態】
- 【0017】
- 以下は、本発明の好適な実施形態の詳細な記述であり、図面が参照されるが、これらの図面では、同じ参照番号がいくつかの図面の各々において構造の同じ構成要素を指す。 40
- 【0018】
- 本発明の装置及び方法は、テレセントリック焦点ぼかしを使用することによって、イメージから 3D 深さ情報を得る。本発明の原理及び操作をより完全に理解するために、一般的にテレセントリック系を総括すること、より具体的には、本発明の装置の二重テレセントリック光学系の操作を記述することが、有益である。
- 【0019】
- 図 1 の模式図は、従来の非テレセントリックイメージングシステムにおいて、レンズ 10 がどのようにしてイメージを形成するかを示している。レンズ 10 の左側の物体空間において、物体 A、B、及び C は全て同じ高さである。しかし、イメージ空間においては、イメージ A'、B'、及び C' は高さが異なっている。この従来のモデルに従うと、物体 50

がレンズから遠いほど、実効倍率は低くなる。

【0020】

図2の模式図は、物体空間テレセントリック光学装置の原理を示す。図1の非テレセントリックの例とは異なり、図2の物体Cから発している中央線として（仮想線によって）示されている物体フィールドからの主光線は、光軸OAに平行である。絞り22は、物体フィールドからの光線の角度範囲を制限する。物体側では、主光線は光軸に平行である。物体空間テレセントリック光学系は、図2に示す基本的配置を有し、レンズ20が物体フィールドからの光を受け取るために十分に大きな直径を有していることを必要とする。数多くの物体空間テレセントリックレンズが、特定の用途に対して入手可能である。しかし、必要とされる大きな視野のために、物体空間テレセントリック系は、多くのタイプのイメージングシステムについては実用的ではない。

10

【0021】

図3の模式図は、イメージ空間テレセントリック光学装置を示す。この配置では、イメージフィールドにおける主光線は、光軸に平行に延びる。したがって、倍率は、イメージ位置が光軸に沿ってシフトして焦点が変わっても、一定のままである。一定の倍率では、イメージ処理のためにイメージを再スケーリングして登録する必要が無い。イメージテレセントリック光学系に対するこの利点を認めて、上記の非特許文献1であるIEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligenceの第19巻第12号（1997）第1300-5頁における「焦点分析のためのテレセントリック光学系」という名称の文献で、研究者マサヒロ・ワタナベ及びシュリー・K・ネイヤーは、商業的に入手可能なマシンビジョンレンズを使用したイメージ空間テレセントリックシステムを記述している。開口の適切な配置を使用することによって、ワタナベらは、焦点ぼかしからの深さの決定に基づいた距離センシングのために使用されるイメージ空間テレセントリックシステムに対して、既製品のレンズをどのように変換するかを記述している。

20

【0022】

イメージ空間でのみテレセントリックなワタナベらの文献に記述されたイメージシステムは、マシンビジョンシステムの性能を改善するために使用されることができ、歯科用イメージング用途における使用に対しては望ましいものではなくする数多くの欠点を有する。例えば、比較的鋭いエッジを有する歯又はその他の物体のヘッドオンイメージングから影が生成されることがある。加えて、センサ画素は、センサが光軸に沿って動くにつれて、異なる物体点に対応する。したがって、イメージ空間テレセントリック光学系を使用するときには、深さ情報を抽出するためにスケーリング調整が必要になる。

30

【0023】

本発明の実施形態は、やはりテレセントリック光学設計原理を使用して、しかし上述の制約及び制限無しに、歯科用イメージング用途に対する深さ検出の問題を克服する。本発明の操作及び特徴をより完全に理解するために、最初に図2を参照して先に記述された物体側テレセントリック系、ならびにワタナベらによって教示され且つ図3を参照して先に記述されたイメージ側テレセントリック系の両方を提供する二重テレセントリックイメージング装置を概観することが、まず有用である。

【0024】

二重テレセントリックイメージング装置は、図4に模式的に示される配置を有する。ここで、絞り22は、レンズ20及び30の共通の焦点Fに置かれ、主光線は物体及びイメージ空間の両方で平行である。イメージ空間では、イメージA'、B'、及びC'は、レンズ20からのそれらの距離に関わらず、同じ高さの物体A、B、及びCに対して同じ高さである。

40

【0025】

図4に示される二重テレセントリック光学配置に関して、数多くの関連する観察がなされることができる。

(i) 倍率は維持される。頂点の調整にかかわらず、物体フィールドにおける各物体の倍率は同じままである。可変焦点では、イメージは、焦点が変わるにつれて系統的にぼける。

50

(ii)テレセントリックレンズは、任意の焦点位置で、物体フィールドを同じ視角度から「見る」。

(iii)物体上の任意の点で、主光線角度は零であるか又は少なくとも非常に小さく、典型的には1度の数分の一以内である。同様に、イメージ平面内の主光線角度もまた非常に小さい。

(iv)物体側テレセントリックシステムに対して記したように、対物レンズ20は、物体フィールドからの光を受けるために、依然として十分な直径を有していなければならない。実用上は、これは、レンズ20の直径が、撮像されるべき歯の表面の寸法よりも大きいべきであることを意味する。

(v)各画素(イメージ点)は、単一の物体点のみに対応する。

10

【0026】

図5を参照すると、本発明の一つの実施形態に従った歯科用イメージングのために使用される二重テレセントリックイメージング装置40の模式図が示されている。歯12は、物体フィールドに示されている。主光線の周囲に集まっている狭い円錐状の光線は、歯12の表面上の点Qから発しているように示されている。レンズアセンブリ26は、少なくともレンズ20及び30を有し、レンズ20及び30の共通の焦点に開口22を含む。CMOS又はCCD検出器アレイのような画素化されたイメージを形成するように励起可能な検出器アレイ24の上で、物体点Qが点Q'に、すなわち、点Q'に対応する画素センサに、イメージングされる。先に記したように、検出器アレイ24の上のQ'の位置は、イメージング装置40の焦点のあらゆる変化に対して変わらない。すなわち、二重テレセントリック設計のために、Q'における画素センサは、イメージング装置と歯との間の距離に関わらず、歯12の上の点Qから受け取った光を検出する。このようにして、(上記で(i)に述べたように)倍率が維持されるので、物体フィールドの各点は、イメージ平面を形成する2次元イメージに対応する点の位置を有し、イメージ平面におけるこの点の位置が、あらゆる焦点調整に対して維持される。検出器アレイ24は、モノクロでもカラーでもよい。口腔内イメージング装置のコンパクトな配置は、図5に示されるように、検出器アレイ24及びレンズアセンブリ26が、光軸の経路の向きを変える回転ミラー又はその他の装置なしに、一方向に延在する光軸に沿って位置合わせされている実施形態にて、提供される。

20

【0027】

本発明の装置及び方法は、歯の表面に沿った深さの差を検出するために、この一定倍率及びそれに引き続く静止瞳位置の原理を、可変焦点とともに利用する。この深さ情報は歯の上の全ての画素に対して入手可能であるので、歯の表面輪郭がそれから、決定されることができる。図6の模式図は、テレセントリック光が深さ測定のためにどのように使用されるかを示している。図示されるように、歯12は左の物体フィールドにあり、イメージングのために不規則表面を与えている。表面点Q1、Q2、及びQ3の各々からの光はテレセントリックであり、各点からの主光線は光軸OAと実質的に平行である。右のイメージフィールドでは、検出器アレイ24は、各表面点Q1、Q2、及びQ3にそれぞれ対応する画素Q1'、Q2'、及びQ3'を有する。この表面点对画素の対応は、各焦点位置で維持される。図6に表されているように、表面点Q2は検出器アレイ24に対して焦点が合っており、画素Q2'は歯12の上のその点からの焦点が合った光を受け取る。一方、表面点Q1及びQ3は焦点から外れている。図6に表されているように、焦点は、光軸OAに沿った検出器アレイ24の相対位置に関連している。両点Q1及びQ3に対して、焦点は、検出器アレイ24の現在の位置の左にある。これより、対応する画素Q1'及びQ3'で受け取られる光は、この図に示されるように、焦点位置を通り過ぎる。

30

40

【0028】

先に図3に示したイメージ空間テレセントリック配置では、焦点調整のために利用可能な唯一の手段は、光軸OAに沿った検出器アレイ24の動きであった。しかし、イメージング装置40の二重テレセントリック配置では、図5に示されるように、焦点距離が様々な方法で、すなわち、引き続いてさらに詳細に記述されるように、検出器アレイ24を光

50

軸OAに沿って動かすことによって、あるいはレンズアセンブリの位置を検出器アレイ24に対して動かすことによって、あるいはレンズアセンブリ及び検出器24の両方をユニットとして動かし、歯12までの距離を変えることによって、変えられることができる。各表面点における3D深さ情報は、その点についての焦点にて、レンズアセンブリに対する検出器アレイ24の相対位置を使用して、得ることができる。

【0029】

図7のロジックフロー図は、引き続いてより詳細に記述されるように、焦点の変更及びデータの処理のための追加の構成要素とともに図5の光学構成要素の配置を使用して、深さデータから3D表面輪郭情報を得るために使用される基本的な処理シーケンスを示す。イメージングステップS80で、ステップ状焦点位置列が利用される。歯の複数のイメージ1-Nが獲得され、N個の焦点位置の各々でイメージが一つ形成されている。ある実施形態では、Nは100である。このイメージの獲得は自動的に行われ、オペレータは単純に、自動プロセスがイメージ獲得の反復シーケンスを実行し、それから列内の次の焦点位置に移動する間に、イメージング装置40を所定の位置に保持しているだけである。ある実施形態では、連続的な焦点位置は、10 μ mの均等間隔だけ離れて配置されている。

10

【0030】

図7のロジックフローを続けると、ステップS80でひとたび複数のイメージが獲得されて電子メモリに記憶されると、ループステップS90がそれから実行される。ループステップS90は、N個の記憶されたイメージのいずれかの中のどの画素が焦点が合っているかを決定する焦点評価ステップS100の実行を制御する。各画素に対する対応する焦点位置がそれから、焦点記憶ステップS110で記憶される。深さ計算ステップS120がそれから、記憶された焦点位置データを使用して実行されることができて、各画素に対する深さ情報を記憶する。最後に、3D表面輪郭が、記憶された深さデータから決定されることができる。3D輪郭データはそれから、電子メモリに記憶され、表示され、あるいは引き続き処理で使用されることができる。

20

【0031】

イメージ処理の観点から、図5に関してここで記述される二重テレセントリック光学系及び図6を参照して記述される焦点配置で、図7のプロセスを使用して表面輪郭情報を得ることは、図6のQ2のようなシーン内の単一の点を考慮することによって、よりよく理解されることができる。ある領域における焦点の指標が相対コントラストであることは、当業者には良く知られている。ある領域のコントラストの指標は、今度は分散である。

30

【0032】

イメージ画素レベルで、焦点から外れた条件は、イメージとぼかしフィルタとの畳み込みの結果と考えることができる。ぼかしフィルタは、イメージの高周波数成分を低減する。先に記されたように、テレセントリックシステムの一つの局面は、イメージ平面がシフトされるときにイメージの拡大が無いことである。したがって、シーン内の点(この例ではQ2)の位置は、各イメージで同じ画素位置(Q2')を有する。焦点平面がシフトされると、隣接画素の窓は、シーンの同じ部分を含む。画素の近隣における他の画素の分散を計算し、焦点列における各イメージでこのタイプの計算を使用することによって、全焦点位置、すなわちイメージ平面位置における画素のコントラストの指標を得ることができる。最大の分散値を与える焦点位置が、選択された単一の点(Q2)が最良の焦点状態にある画素(Q2')を提供する場所を示す。良く知られた薄いレンズの等式及びその他のカメラパラメータを使用して、画素の深さの推定値が、この焦点情報を使用して容易に推定されることができる。この手順は、全画素について反復的に実行されることができて、全画素に対する深さ推定値をもたらす結果となる。

40

【0033】

図8のブロック図は、図6及び図7を参照して記述されたステップ状焦点位置列でイメージング装置40を使用して3Dイメージデータを提供する3Dイメージングシステム50を示す。制御ロジックプロセッサ44は、焦点調整の座標の整合を取り、深さ情報を提供するために必要な計算を実行する信号を提供する。焦点位置列の各々への焦点調整に対

50

して、制御ロジックプロセッサ 44 は、焦点調整機構を提供するアクチュエータ 28 と、制御信号通信状態にある。制御信号は、制御ロジックプロセッサ 44 で開始され、列内の各位置へのアクチュエータ 28 の動きを生じさせる。

【0034】

列内の各焦点位置に対するイメージデータを獲得及び記憶するために、制御ロジックプロセッサ 44 は、検出器アレイ 24 とイメージデータ通信状態にある。イメージデータ通信は、例えばパラレル又はシリアルデータ接続によることができる。記憶された命令に回答して、制御ロジックプロセッサ 44 は、各焦点位置に対するイメージデータを、制御ロジックプロセッサ 44 の外部にあってもよいコンピュータアクセス可能な電子メモリ 48 に記憶する。制御ロジックプロセッサ 44 は、表面情報を提供するために必要とされるイメージ処理を実行するか、あるいは、この処理を実行するために外部プロセッサと通信する。口腔内イメージング装置の内部、又は外部に設けられたプロセッサの組み合わせが、ロジック処理機能を実行し得る。ディスプレイ 46 は、イメージングシステム 50 の一部として提供され、イメージ獲得シーケンス及び 3D 表面データ処理に引き続いて、表示されたイメージを提供する。有益なことには、フルカラーイメージが得られて、計算された表面情報とともに表示されることができる。

10

【0035】

焦点位置は、物体側ではレンズアセンブリ 26 と歯 12 との間の相対距離、あるいはイメージ側ではレンズアセンブリ 26 と検出器アレイ 24 との間の相対距離を調整することによって、変えられることができる。この焦点調整は、数多くのやり方によって実行されることができる。一例として、図 9 及び図 10 の模式図は 2 つの異なる方法を示し、ここでは、複数の焦点位置が、本発明のイメージング装置 40 を使用して焦点調整機構 80 によって達成されることができる。図 9 はイメージング装置 40 のある実施形態を示し、これは、検出器アレイ 24 と動作的に接続され且つ二重テレセントリック光学システムのイメージ空間における検出器アレイ 24 に対する焦点の相対位置を多くの焦点位置の各々に対して連続的に調節するように駆動可能なアクチュエータ 28 を有する。示されている実施形態では、アクチュエータ 28 は、光軸 OA に沿って、レンズアセンブリ 26 に対して検出器アレイ 24 をインクリメント的に動かし、それによって焦点をある位置から次の位置へ変える。

20

【0036】

図 10 はイメージング装置 40 の他の実施形態を示し、これは、レンズアセンブリ 26 に動作的に接続されて、関連する光学素子を光軸 OA に沿って動かして、それによって焦点をある位置から次の位置へ変える焦点調整機構 80 のアクチュエータ 28 を有する。この実施形態では、検出器アレイ 24 は、光軸 OA に沿って動かない。

30

【0037】

複数の焦点位置を達成するための第 3 の技法は、検出器アレイ 24 及びレンズアセンブリ 26 の両方を光軸 OA に沿って単一のユニットとして、歯 12 又はその他の歯科的特徴に向かって又は離れるように動かすことである。この技法に対しては、検出器アレイ 24 及びレンズアセンブリ 26 は、お互いに対して光軸に沿ってある位置に固定されるが、焦点調整機構 80 の一つ又はそれ以上のアクチュエータ 28 によって、数多くの焦点位置の各々に一緒に動かされる。図 10 は、破線で輪郭が示され、レンズアセンブリ 26 の動きとともに検出器アレイ 24 をシフトするように配置されたオプションのアクチュエータ 29 を有するある実施形態を示している。代替的な実施形態では、単一のアクチュエータが使用される。

40

【0038】

焦点調整機構 80 のアクチュエータ 28 は、十分に小さな増分で制御可能な動きを許容するように駆動可能な数多くのタイプの装置のいずれであっても良い。ある実施形態では、アクチュエータ 28 はリニア圧電アクチュエータである。ステッピングモータ、あるいはボールねじ、ベルト、又は必要な空間分解能を提供することができるその他の適切な機構を有する他のタイプの回転モータが、代わりに使用されることができる。

50

【0039】

図11は、イメージング装置40によって得られた複数のイメージから、どのようにして3D表面イメージが再構築されるかを示す図である。図8を参照して先に述べられたように、各焦点位置で、イメージ32が検出器アレイ24によって獲得され、制御ロジックプロセッサ44によってアクセス可能な電子メモリに記憶される。制御ロジックプロセッサ44は、深さ計算ステップS120及び表面形成ステップS130(図7)のロジックを実行し、焦点情報を分析して各画素に関連する深さ情報を計算する。その結果は、画素深さ計算から再構築される3D輪郭イメージ36であり、表示され、ネットワークを介して伝送され、あるいは記憶されることができる。図11の例に示されているように、画素Q1'、Q2'、及びQ3'の各々は、異なる深さにあって、これより異なる獲得イメージ32から得られる歯の表面を表す。

10

【0040】

イメージング装置に対する照明は、イメージング装置に対する補助アタッチメントを含む別個の光源によって提供されることができ、照明光路は二重テレセントリック光学システムを通るか又はその外にある。あるいは、図12の実施形態に示されているように、一様な照明場が、イメージング装置40の内部にあるか、又は例えば光ファイバを使用してイメージング装置40に当てられる光源52によって、提供されることができる。共焦点イメージング設計とは異なり、照明光路は二重テレセントリック光学系を通して延在する必要は無い。投影光学系64は、物体フィールドに渡って一様なビームとして照明を提供するように、提供される照明をコンディショニングする。図12の実施形態では、発光ダイオード(LED)又はその他の固体光源のような光源52が、ビームスプリッタ54を使用して歯12に光を当てる。これは、光源52からの光の少なくともいくらかが歯の表面を照明し、そこから反射されて深さ検出のために使用されることを可能にする。白色光源とも言われる多色性光源がある実施形態では使用されて、歯のカラーイメージを提供する。しかし、一つ又はそれ以上の光源を有する配置が、使用されることができる。

20

【0041】

あるいは、偏光状態の光が照明光源として使用されることができる。偏光状態の光は、例えば鏡面反射を低減するという利点をもたらすことができる。再び図12の模式図を参照すると、ビームスプリッタ54は偏光ビームスプリッタであることができ、これは、一つの偏光状態の光を歯12に当てて、検出器アレイ24における深さ検出のために、直交する偏光状態の反射光を透過させる。他のタイプの偏光子が、代わりに使用されることができる。オプションの偏光子56もまた、受領される光の経路に設けられ得る。

30

【0042】

多くの歯及び他の歯科的物体に対しては、図7のシーケンスを使用した深さイメージングのために十分なテクスチャ又は粗さがある。図13A~13Cは、深さイメージングが成功した図13Aにおける例示的な歯12を示す。図13Cにおけるグラフ70は、ノイズフィルタリング前の生の測定データを示しており、これは、歯の表面のプロファイルを得るために明らかに使用可能である。図13Bのイメージ72は、このデータを使用して得られる再構築された表面の一部を示す。

【0043】

しかし、図14A~14Bの代替的な例は、例外的に滑らかで、そこからデータを得ることがより困難な人工の歯12の表面の一部を示す。イメージ74は、図7の焦点技法及びシーケンスによる表面再構築の結果を示す。イメージ74が示すように、表面情報は、この例に対しては比較的不明瞭である。

40

【0044】

図14A~14Bの例が示すように、表面輪郭情報を得るためにコントラスト及び分散データを使用することは、いくつかの制限を有し得る。例えば、ある範囲で特徴が無く非常に滑らかであると、測定されたコントラスト又は分散をノイズから区別することが困難になることがある。先に紹介されたぼかしフィルタ処理モデルを再び考慮すると、ぼかしは、認知可能な高周波成分が無いイメージに対しては効果が無いことが認められる。

50

【0045】

この制約を克服して、図14A～14Bに示されたもののような滑らかな歯の表面から輪郭データを得ることを可能にするために、シーンのトポグラフィが損なわれなければ、歯の表面の小さな変動を強調する手助けになる手段を使用することができる。そのような手段は、例えば、細かい微粒子を塗布することによるシーンのダスティングを含む。

【0046】

図14A～14Bに示されたもののような滑らかな表面条件に対する表面輪郭の強調のための他の方法は、シーン上へのテクスチャパターンの投影である。そのときには、付加的な情報を、投影されたパターンに対する焦点情報を使用することによって得ることができる。図15A～15Bを参照すると、パターン78が、図7のシーケンスの間に歯12に投影される。焦点情報は、投影されたパターンから計算され、改良された再構築表面イメージ74をもたらす。

【0047】

図15A～15Bが示すように、パターン化された照明は、深さ焦点ぼかしとともに使用されると、歯の表面のイメージングに対して、より高い精度を提供することができる。本開示の文脈では、「パターン照明」又は「パターン化された照明」という用語は、縞投影又は「輪郭」イメージングのために使用されるタイプの構造化された照明を記述するために使用される。パターン自身は、パターン特徴として、複数の線、ドット、チェッカーボード、あるいは、照明されている範囲に分布して所定の空間周波数を有して所定の周期で繰り返して生じる他の幾何学的形状を含むことができる。チェッカーボードパターンのような2次元パターンは、投影された平行線に対して、表面輪郭情報を提供するに当たっての利点をもたらす。照明パターンは物体表面にテクスチャを与え、これによって、より高い空間解像度でコントラストマップを抽出する手助けになる。照明パターンは、深さ精度及び解像度を最大にするようにチューニングされる。この方法は、比較的滑らかな表面を有する物体に対して特に有効であり、例えばコーティング又は粉末とともに使用されることができる。

【0048】

図16を参照すると、歯12の表面にパターン化された照明を当てるように励起可能なパターン生成器60を含むイメージング装置40の模式図が示されている。パターン生成器60は、ある実施形態では固体光源であり、制御ロジックプロセッサ44とイメージデータ通信状態にあって、歯の上に一つ又はそれ以上の異なるタイプのパターンを形成する。2009年4月16日付けで出願されたリアンに対する「偏光縞投影を使用した歯科用表面イメージング」という名称の共通に譲渡された米国特許出願第12/424,562号に記載されているように、付加的な偏光素子を使用して、パターンイメージ投影性能を改善することができる。これは、例えば先に図12に示されたように、パターン化された照明に対して偏光ビームスプリッタ54及び分析器56を含む。深さイメージングとともに使用されると、構造化された投影パターンは、従来の投影縞イメージングにおいてのように、位相シフトを必要としない。これは、焦点検出アルゴリズムが、パターン自身を含むイメージ上で動作するからである。

【0049】

パターンをシーン上に投影する場合、投影されたテクスチャパターンの幾何学的模様は、分散を計算するために使用される窓の寸法に匹敵する必要がある。妥当な常識的な方法は、投影されたテクスチャの一サイクル全てが窓内に含まれることである。そうでなければ、分散を推定するために使用された統計値が、結果を歪曲する空間的相関を有することがある。

【0050】

しかし、微粒子が塗布されたりパターンが投影されたりしても、結果として得られるイメージは、深さ又は表面形状の程度を任意の度合いの確かさで推定するために十分な情報を含んでいないことがある。例えば、鋭いエッジや、イメージングシステムの焦点範囲の外に位置するシーン内の点、例えば期待される対象距離をはるかに越える点が、存在し得

10

20

30

40

50

る。このような場合には、これらの範囲を特定して画素にフラグを付けることが有用であることができる。これらの画素を特定する一つの方法は、選択されたイメージ平面における対象の画素の周囲の分散を、そのイメージ平面の位置の最大範囲におけるその画素の分散と比較することである。分散の最大の差がある所定の閾値よりも小さければ、そのときには、その画素は不定と特定される。ある実施形態では、10分散単位という閾値が経験的に導き出されて、信頼できない深さ推定値を有する画素の妥当な特定をもたらした。

【0051】

二重テレセントリック光学システムと調整可能な焦点機構との組み合わせが、本発明の実施形態で使用されているように、焦点情報からの深さ検出を可能にすることに留意されたい。共焦点深さ検出又は縞投影装置のような他の装置とは異なり、本発明のイメージング装置40は、マッピングされた点から、又は投影された縞パターンからではなく、歯の連続的な2Dイメージから、焦点情報を得て使用する。他の輪郭イメージングアプローチに対するこの配置の利点は、輪郭情報は、ひとたび得られると、その輪郭情報がイメージの各画素に対して計算されることができるので、他のイメージ内容とより容易に相関されることができる点である。カラー又はモノクロイメージを得ることができる。

10

【0052】

本発明が、現時点で好適な実施形態を特に参照して、詳細に記述されてきたが、変形及び改変が本発明の思想及び範囲内で行われ得ることが理解される。例えば、本発明は、歯ならびに他の口腔内構造から深さ情報を得るために使用されることができる。図8を参照して記述された制御ロジックプロセッサ44は、マイクロプロセッサ、専用プロセッサ、コンピュータ又はコンピュータワークステーション、あるいは一つ又はそれ以上のネットワークコンピュータ、ワークステーション、あるいはホストプロセッサのような、記憶された命令に応答する数多くのタイプの制御ロジック装置のいずれかであることができる。

20

【0053】

したがって、現時点で開示された実施形態は、あらゆる局面で描写的であり、制約的ではないと考えられる。本発明の範囲は添付の特許請求項によって示され、その等価物の意味及び範囲内に入る全ての変化は、その中に含まれることが意図される。

【0054】

本実施形態には、以下の技術事項が含まれることを付言しておく。

< 技術事項 1 >

30

歯の3D表面輪郭イメージデータを得るための装置であって、

前記歯の表面のイメージを検出器アレイの上に形成するように構成された二重テレセントリック光学システムと、

前記二重テレセントリック光学システム及び前記検出器アレイの一方又は両方の位置を、光軸に沿って、焦点位置列の各々まで調整するように駆動可能な焦点調整機構と、

前記焦点調整機構と制御信号通信状態にあつて焦点位置を調整し、前記検出器アレイとイメージデータ通信状態にあつて前記検出器アレイによって得られたイメージデータを受領し、前記焦点位置列の各々に対応する受領されたイメージデータを記憶するメモリを有する、制御ロジックプロセッサと、

を備えており、

40

前記制御ロジックプロセッサがさらに、記憶された命令に応答して、前記記憶されたイメージデータから前記3D表面輪郭イメージデータを計算する、装置。

< 技術事項 2 >

前記検出器アレイがCMOS又はCCD検出器である、技術事項1に記載の装置。

< 技術事項 3 >

前記焦点調整機構が圧電アクチュエータを備える、技術事項1に記載の装置。

< 技術事項 4 >

前記制御ロジックプロセッサがさらに、記憶された命令に応答して、前記記憶されたイメージデータにおける複数の画素の各々の相対的焦点を検出する、技術事項1に記載の装置。

50

< 技術事項 5 >

前記歯に照明を当てる多色性光源をさらに備える、技術事項 1 に記載の装置。

< 技術事項 6 >

前記光源が、前記二重テレセントリック光学システムの外部にある照明経路を有する、技術事項 5 に記載の装置。

< 技術事項 7 >

前記照明経路に偏光子をさらに備える、技術事項 5 に記載の装置。

< 技術事項 8 >

前記歯の表面に照明パターンを当てるように励起可能なパターン生成器をさらに備える、技術事項 1 に記載の装置。

10

< 技術事項 9 >

前記焦点調整機構が前記光軸に沿った位置に前記二重テレセントリック光学システムの素子を動かすように駆動可能であるが、前記検出器アレイは動かさない、技術事項 1 に記載の装置。

< 技術事項 10 >

前記焦点調整機構が前記光軸に沿った位置に前記検出器アレイを動かすように駆動可能であるが、前記二重テレセントリック光学システムのレンズ素子は前記光軸に沿って静止したままである、技術事項 1 に記載の装置。

< 技術事項 11 >

歯の 3D 表面輪郭イメージデータを得るための方法であって、
二重テレセントリック光学システムのイメージ平面に、イメージを形成するように励起可能な検出器アレイを配置するステップと、

20

前記二重テレセントリック光学システム及び前記検出器アレイの一方又は両方の位置を、光軸に沿って、焦点位置列の各々まで調整するステップと、

前記列における各焦点位置で前記検出器アレイからイメージデータを得て、前記イメージデータを電子メモリに記憶するステップと、

前記得られたイメージデータにおける複数の画素の各々の焦点を計算し、前記画素の各々に対して、画素コントラストに従って対応する深さ値を決定するステップと、

前記複数の決定された深さ値を組み合わせて 3D 表面輪郭イメージを形成するステップと、

30

前記 3D 表面輪郭イメージを表示するステップと、

を包含する、方法。

< 技術事項 12 >

前記歯に照明を当てるステップをさらに備える、技術事項 11 に記載の方法。

< 技術事項 13 >

前記二重テレセントリック光学システム及び前記検出器アレイの一方又は両方の位置を調整するステップが、圧電アクチュエータを励起するステップを包含する、技術事項 11 に記載の方法。

< 技術事項 14 >

前記二重テレセントリック光学システム及び前記検出器アレイの一方又は両方の位置を調整するステップが、アクチュエータを励起して前記検出器アレイを動かすステップを包含する、技術事項 11 に記載の方法。

40

< 技術事項 15 >

前記歯に照明を当てるステップが固体光源を励起するステップを包含する、技術事項 12 に記載の方法。

< 技術事項 16 >

歯の 3D 表面輪郭イメージデータを得るための装置であって、

前記歯の表面に照明パターンを当てるように励起可能なパターン生成器と、

イメージを形成するように励起可能な検出器アレイと、

前記歯の表面から反射された光を前記検出器アレイに当てるように配置された二重テレ

50

セントリック光学システムと、

前記二重テレセントリック光学システム及び前記検出器アレイの一方又は両方の位置を、光軸に沿って、焦点位置列の各々まで調整するように駆動可能な焦点調整機構と、

前記検出器アレイ及び前記パターン生成器とイメージデータ通信状態にあって、命令に
応答して、前記焦点位置列の各々に対して前記イメージデータをメモリに記憶し且つ前記
記憶されたイメージデータから前記3D表面輪郭イメージデータを計算する、制御ロジッ
クプロセッサと、

を備える、装置。

< 技術事項 17 >

前記検出器アレイがCMOS又はCCD検出器である、技術事項16に記載の装置。

10

< 技術事項 18 >

前記焦点調整機構が前記二重テレセントリック光学システムの構成要素を光軸に沿った
位置まで動かす、技術事項16に記載の装置。

< 技術事項 19 >

前記焦点調整機構が前記検出器アレイを光軸に沿った位置まで動かす、技術事項16に
記載の装置。

< 技術事項 20 >

前記照明パターンがチェッカーボードパターンである、技術事項16に記載の装置。

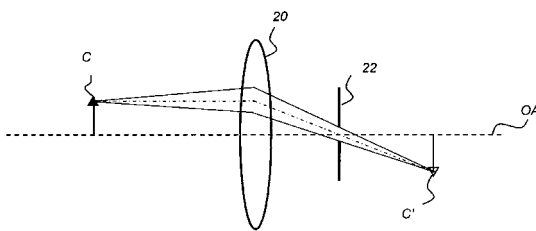
【符号の説明】

【0055】

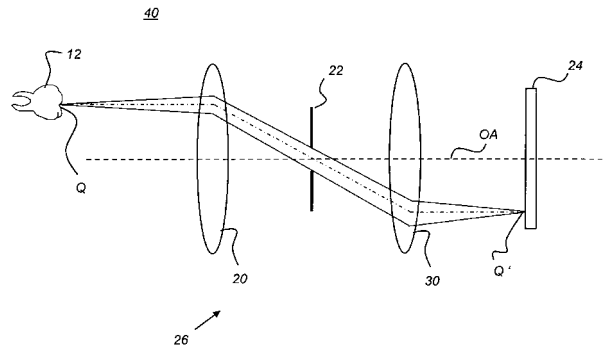
20

10, 20, 30 レンズ、22 絞り、24 検出器アレイ。

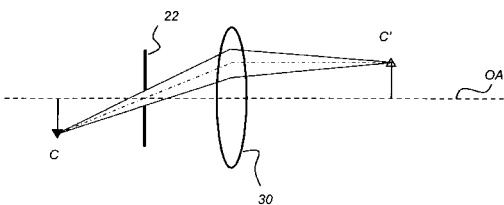
【図2】



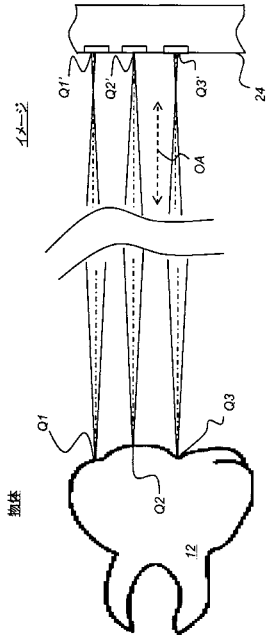
【図5】



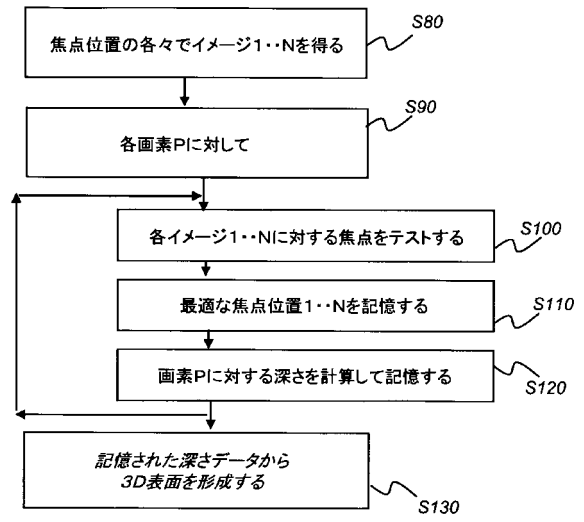
【図3】



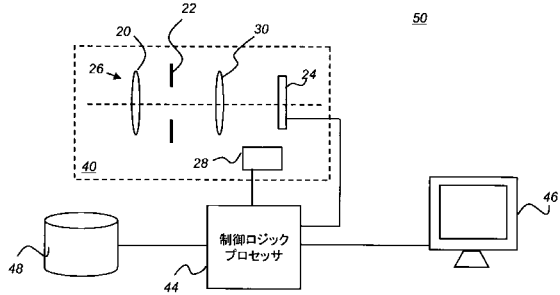
【図6】



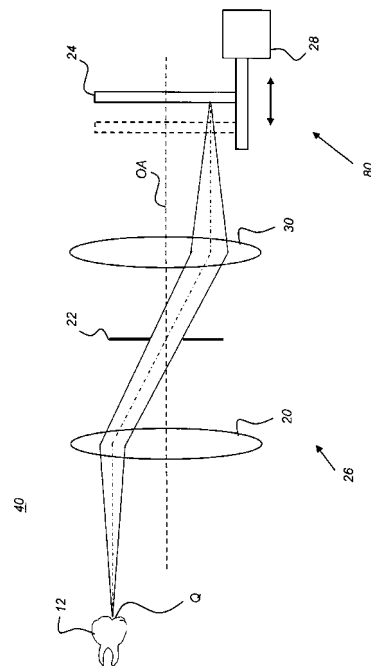
【図7】



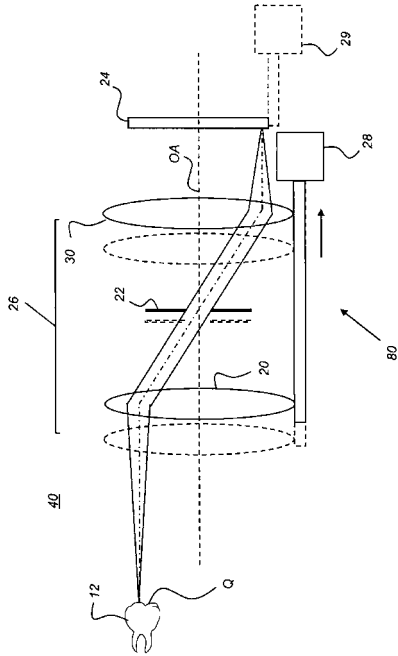
【図8】



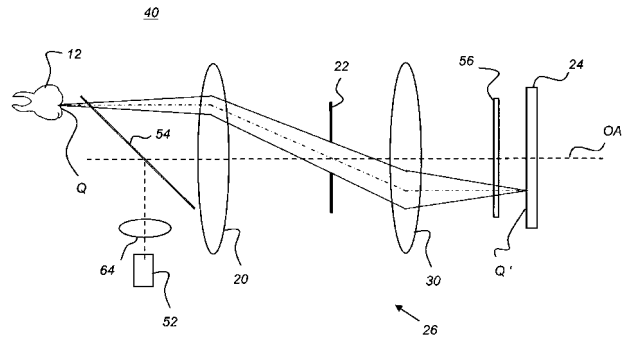
【図9】



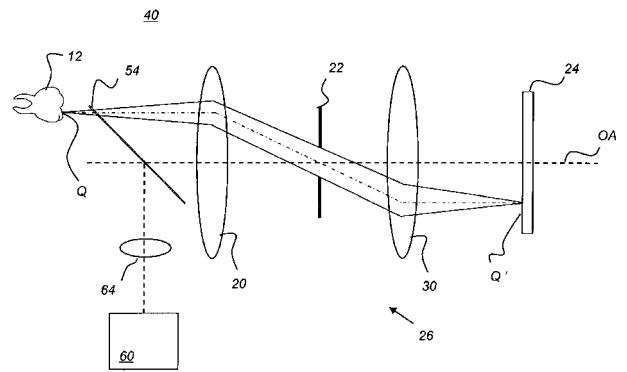
【 図 1 0 】



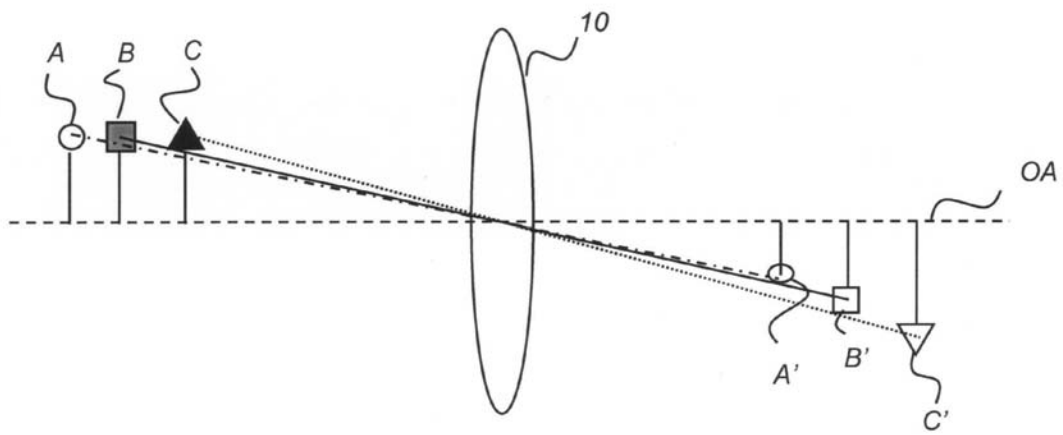
【 図 1 2 】



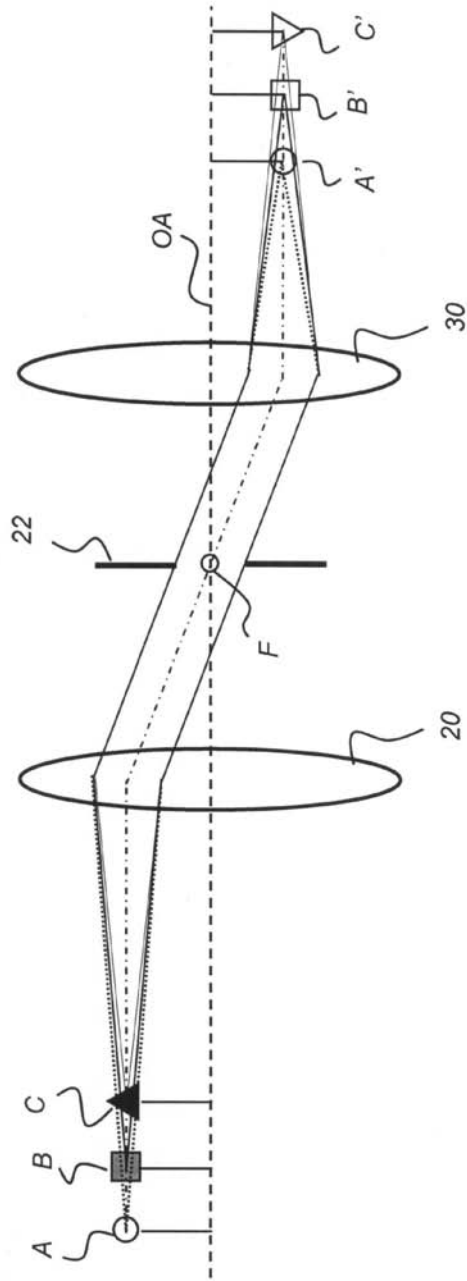
【 図 1 6 】



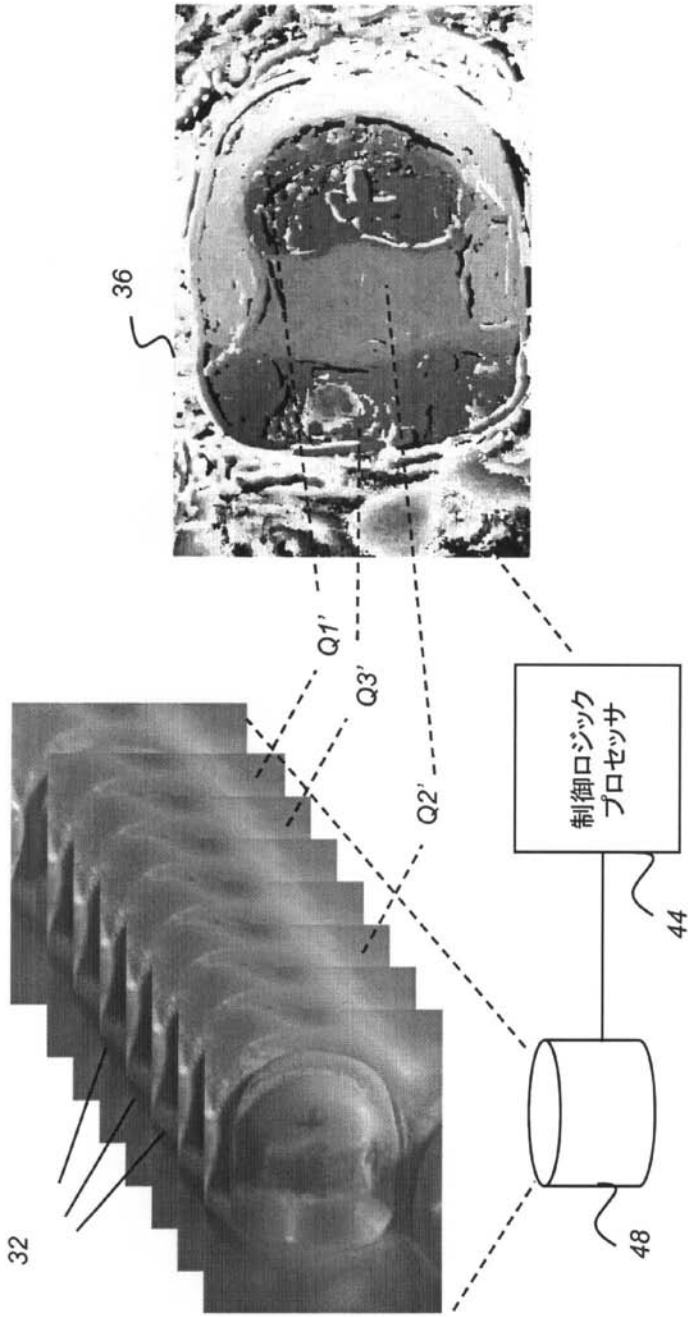
【 図 1 】



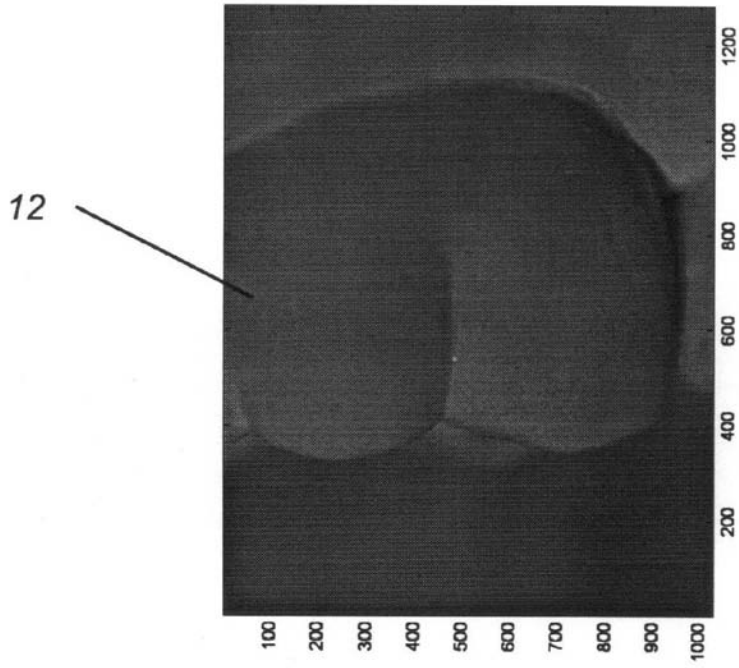
【 図 4 】



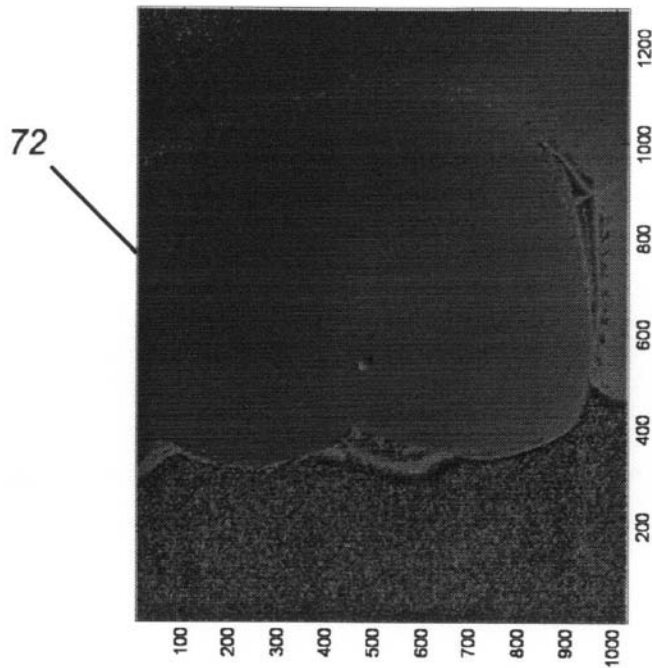
【 図 1 1 】



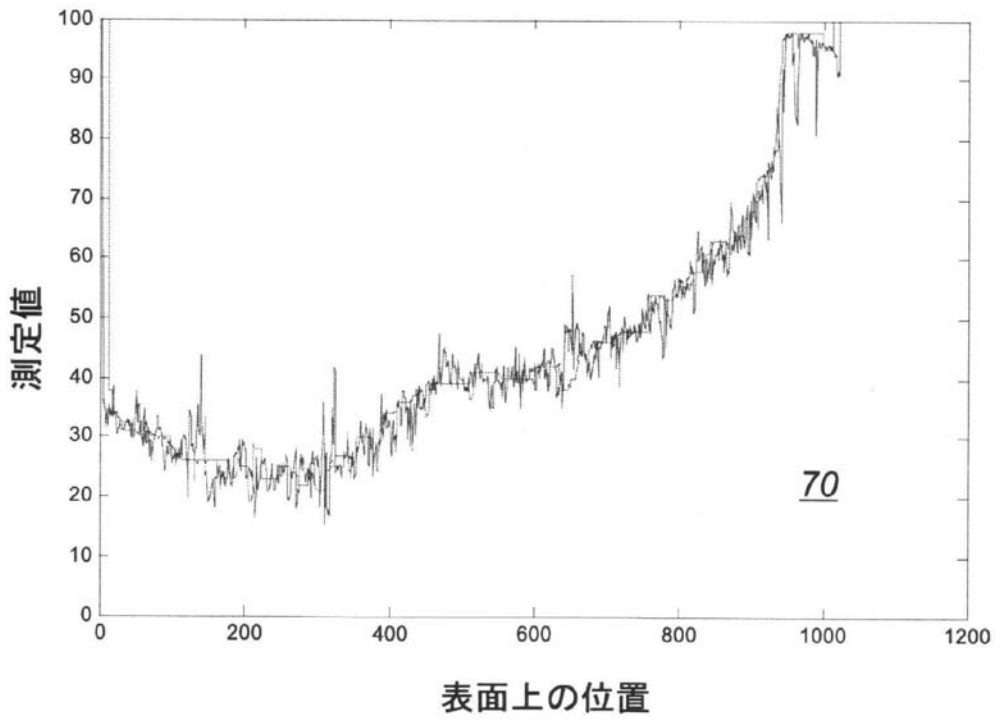
【 図 1 3 A 】



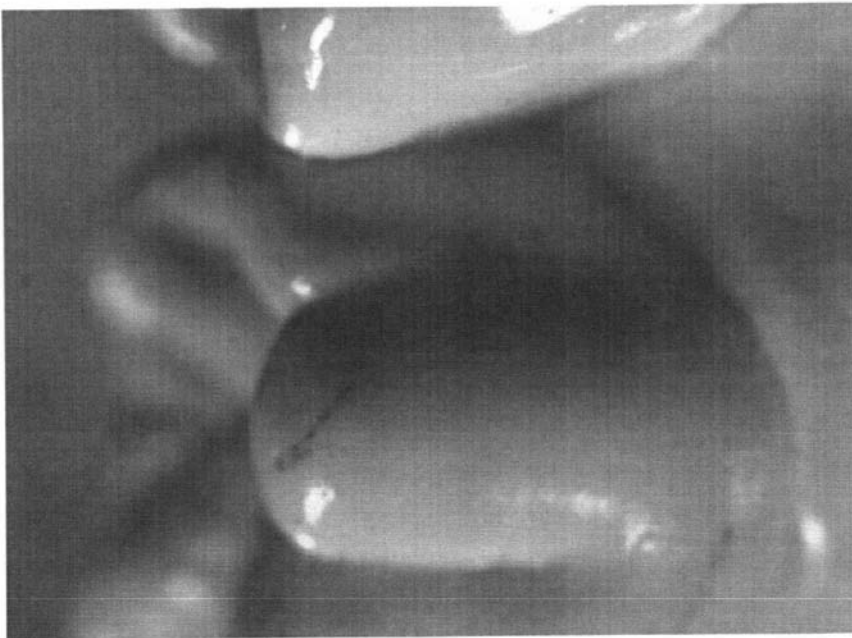
【 図 1 3 B 】




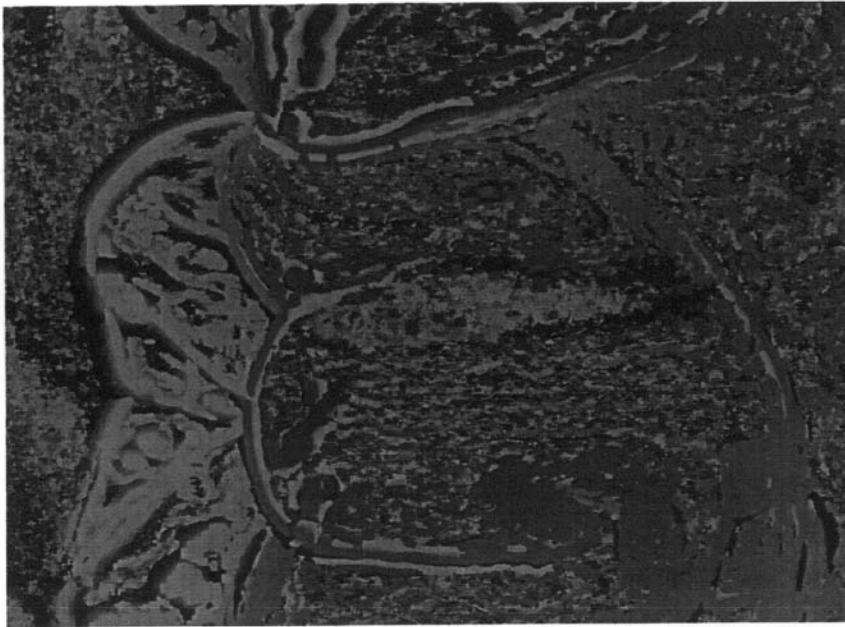
【 図 1 3 C 】




【 図 1 4 A 】

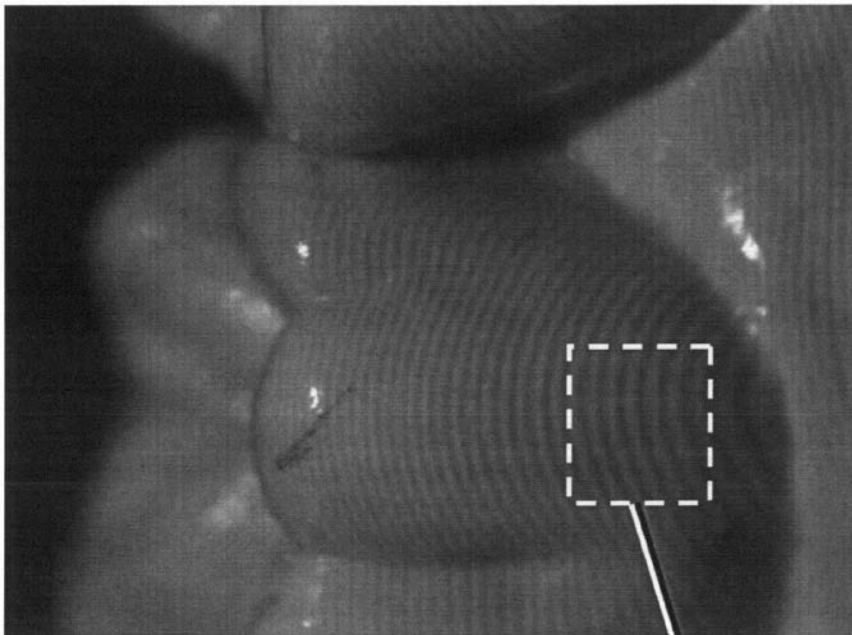


【 1 4 B】



74

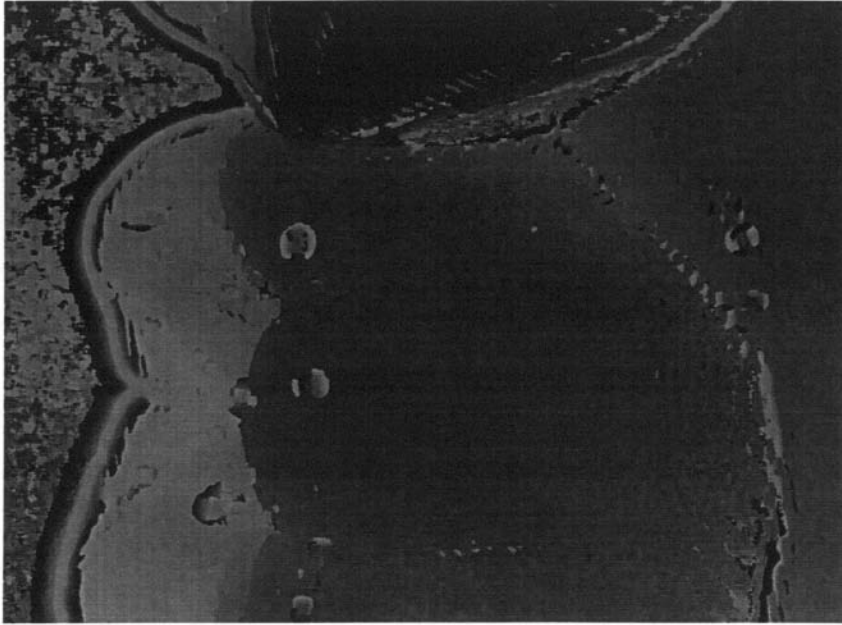
【 1 5 A】



12

78

【 図 1 5 B 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C052 NN04 NN15

4C161 AA09 LL01 MM09 MM10 NN01 PP11 PP13

【外国語明細書】

3-D IMAGING USING TELECENTRIC DEFOCUS

FIELD OF THE INVENTION

The invention relates generally to the field of diagnostic imaging
5 and in particular to 3-D imaging of intra-oral surfaces. More specifically, the
invention relates to apparatus and methods for 3-D imaging using telecentric
optics in a focus-changing sequence.

BACKGROUND OF THE INVENTION

10 The capability for 3-D imaging of teeth and intra-oral structures in
general can help to improve dental care and diagnosis and to provide more
accurate data for preparation of dental appliances and prosthetics. Although there
have been a number of proposed solutions to this problem, inherent difficulties
with each of these approaches limit their usability, accuracy, and cost-
15 effectiveness.

One conventional type of approach that has been proposed is
contour or fringe projection imaging. Fringe projection imaging uses patterned or
structured light to obtain surface contour information for complex structures of
various types. In fringe projection imaging, a pattern of lines of an interference
20 fringe or grating is projected toward the surface of an object from a given direction.
The projected pattern from the surface is then viewed from another direction as a
contour image, taking advantage of triangulation in order to analyze surface
information based on the appearance of contour lines. Phase shifting, in which the
projected pattern is incrementally spatially shifted for obtaining additional
25 measurements at the new locations, is typically applied as part of fringe projection
imaging, used in order to complete the contour mapping of the surface and to
increase overall resolution in the contour image.

Fringe projection imaging has been used effectively for surface
contour imaging of solid, highly opaque objects and has been used for imaging the
30 surface contours for some portions of the human body and for obtaining detailed
data about skin structure. However, technical obstacles such as tooth translucency,

light scattering, and high reflection levels complicate the surface reconstruction problem and limit effective use of fringe projection imaging of the tooth.

Techniques to compensate for these problems, such as temporarily coating teeth surfaces to condition the tooth surface and enhance tooth opacity for example, add
5 time and cost to the imaging process and can tend to mask other problems.

Other methods for intra-oral 3-D imaging include depth measurement using a hand-held optical probe, such as that described in U.S. Patent No. 5,440,393 entitled "Process and Device for measuring the dimensions of a space, in particular a buccal cavity" to Wenz. Such devices, however, are
10 limited to making very specific measurements and are not designed for 3-D imaging of the tooth surface for one or more teeth. Confocal imaging methods, such as taught, for example, in U.S. Patent No. 6,697,164 entitled "Imaging a Three-Dimensional Structure by Confocal Focussing an Array of Light Beams" to Babayoff et al., illuminate a discrete number of spots on the tooth surface and use
15 this sampling to map surface contour. However, a confocal approach of this type requires a relatively complex arrangement of illumination and sensing components. Moreover, the resulting surface contour information, once obtained, must then be correlated or registered to the tooth image itself in a separate processing operation.

Among the challenges faced by dental 3-D imaging systems are the
20 highly pronounced contours of the tooth surface. It can be difficult to provide sufficient amounts of light onto, and sense light reflected back from, all of the tooth surfaces. The different surfaces of the tooth can be oriented at 90 degrees relative to each other, making it difficult to direct enough light for accurately imaging all parts of the tooth.

25 It can be appreciated that an apparatus and method that provides accurate surface contour imaging of the tooth, without the need for applying an added coating or other conditioning of the tooth surface for this purpose, would help to speed reconstructive dentistry and could help to lower the inherent costs and inconvenience of conventional methods for obtaining surface contour
30 information, such as those for obtaining a cast or other surface profile for a crown, implant, or other restorative structure.

SUMMARY OF THE INVENTION

An object of the present invention is to obtain 3-D image data from the surface of a tooth or other intra-oral structure. A related object is to obtain this
5 image data using a double telecentric optical system.

These objects are given only by way of illustrative example, and such objects may be exemplary of one or more embodiments of the invention. Other desirable objectives and advantages inherently achieved by the disclosed invention may occur or become apparent to those skilled in the art. The invention
10 is defined by the appended claims.

According to one aspect of the invention, there is provided an apparatus for obtaining 3-D surface contour image data of a tooth, the apparatus comprising: a focus adjustment mechanism that is actuatable to adjust the position of either or both the double telecentric optical system and the image detector array
15 along an optical axis to each of a sequence of focus positions; and a control logic processor that is in control signal communication with the focus adjustment mechanism to adjust focus position, and that is in image data communication with the image detector array for receiving image data obtained by the image detector array and with a memory for storing the received image data corresponding to
20 each of the sequence of focus positions, wherein the control logic processor is further responsive to stored instructions for computing the 3-D surface contour image data from the stored image data.

According to another aspect of the invention, there is provided a method for obtaining 3-D surface contour image data of a tooth, the method
25 comprising: disposing, in the image plane of a double telecentric optical system, an image detector array that is energizable to form an image; adjusting the position of either or both the double telecentric optical system and the image detector array along an optical axis to each of a sequence of focus positions; obtaining image data from the detector array at each focus position in the sequence and storing the
30 image data in an electronic memory; calculating the focus of each of a plurality of pixels in the obtained image data and determining, for each of the pixels, a

corresponding depth value according to pixel contrast; combining a plurality of the determined depth values to form the 3-D surface contour image; and displaying the 3-D surface contour image.

Advantageously, the obtained image data can be readily displayed along
5 with the calculated surface contour data, since a pixellated image detector is used for obtaining the surface information.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

The foregoing and other objects, features, and advantages of the
10 invention will be apparent from the following more particular description of the embodiments of the invention, as illustrated in the accompanying drawings. The elements of the drawings are not necessarily to scale relative to each other. Angular and spatial relationships may be represented in a compressed or exaggerated manner in order to illustrate principles or behavior that is of particular
15 interest.

FIG. 1 is a schematic showing magnification effects of conventional non-telecentric optics.

FIG. 2 is a schematic diagram showing the behavior of object-telecentric optics.

20 FIG. 3 is a schematic diagram showing the behavior of object-telecentric optics.

FIG. 4 is a schematic diagram showing the behavior of double telecentric optics.

25 FIG. 5 is a schematic diagram that shows behavior and some basic components of a double telecentric imaging apparatus according to aspects of the present invention.

FIG. 6 is a schematic diagram showing how embodiments of the present invention employ the pattern of telecentric light in the object field and in the image field.

FIG. 7 is a logic flow diagram that shows the sequence for obtaining 3-D depth information from a double telecentric optical system according to aspects of the present invention.

5 FIG. 8 is a block diagram showing components of an intra-oral imaging system according to one embodiment.

FIG. 9 is a schematic diagram that shows using detector movement for changing focus to enable depth detection.

FIG. 10 is a schematic diagram that shows using lens movement for changing focus to enable depth detection.

10 FIG. 11 is a diagram showing the use of multiple images, each at a different focus, for reconstructing an image showing surface contour.

FIG. 12 is a schematic diagram of an imaging apparatus using polarized illumination for depth defocus imaging.

15 FIGS. 13A, 13B, and 13C show profile data and a portion of the surface reconstruction for a tooth using focus information according to one embodiment.

FIGS. 14A and 14B show a portion of the surface of an artificial tooth that is exceptionally smooth and presents a challenge for obtaining accurate surface data.

20 FIGS. 15A and 15B show the use of a projected pattern in conjunction with depth detection for the smooth surface shown in FIGS. 14A and 14B.

FIG. 16 is a schematic diagram of an imaging apparatus that combines aspects of projection fringe imaging with depth defocus imaging.

25

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

The following is a detailed description of the preferred embodiments of the invention, reference being made to the drawings in which the same reference numerals identify the same elements of structure in each of the
30 several figures.

The apparatus and methods of the present invention obtain 3-D depth information from images by using telecentric defocus. In order to more fully understand the principles and operation of the present invention, it is instructive to review telecentricity in general and, more specifically, to describe the operation of the double telecentric optics of the apparatus of the present invention.

The schematic diagram of Figure 1 shows how a lens 10 forms an image in a conventional, non-telecentric imaging system. In the object space to the left of lens 10, objects A, B, and C are all the same height. In image space, however, images A', B', and C' are of different heights. Following this conventional model, the further the object is from the lens, the lower the effective magnification.

The schematic diagram of Figure 2 shows principles of an object-space telecentric optical apparatus. Unlike the non-telecentric example of Figure 1, the chief ray from the object field, shown (by a phantom line) as the central ray emanating from object C in Figure 2, is parallel to the optical axis OA. A stop 22 limits the angular range of light rays from the object field. On the object side, the chief ray is parallel to the optical axis. Object-space telecentric optics require that lens 20 have a sufficiently large diameter for receiving light from the object field, with the basic geometry shown in Figure 2. A number of object-space telecentric lenses are available for particular applications. However, due to the large field of view that is required, object-space telecentricity is not practical for many types of imaging systems.

The schematic diagram of Figure 3 shows an image-space telecentric optical apparatus. With this arrangement, the chief ray in the image field extends in parallel to the optical axis. Therefore, the magnification remains constant as the image position shifts along the optical axis, with changing focus. With constant magnification, there is no need to re-scale and register images for image processing. Recognizing this advantage for image telecentric optics, researchers Masahiro Watanabe and Shree K. Nayar in an article entitled "Telecentric Optics for Focus Analysis" in *IEEE Transactions on Pattern Analysis*

and Machine Intelligence, vol 19 no. 12, (1997) p. 1360-5 describe an image-space telecentric system using commercially available machine-vision lenses. By using a suitable arrangement of apertures, Watanabe et al. describe how to transform off-the-shelf lenses for an image-space telecentric system that is used
5 for range sensing based on determining depth from defocus.

The image system described in the Watanabe et al. article, which is telecentric only in image space, can be used to improve machine vision system performance, but has a number of shortcomings that make it less desirable for use in dental imaging applications. Shadowing can result from head-on imaging of a
10 tooth or other object with relatively steep edges, for example. In addition, sensor pixels correspond to different object points as the sensor moves along the optical axis. Therefore, scaling adjustment is necessary in order to extract depth information when using image-space telecentric optics.

Embodiments of the present invention address the problem of depth
15 detection for dental imaging applications also using telecentric optical design principles, but without the constraints and limitations described above. In order to more fully appreciate the operation and features of the present invention, it is first useful to review double telecentric imaging apparatus that provide both the object-side telecentricity previously described with reference to Figure 2 and the image-side telecentricity taught by Watanabe et al. and previously described with
20 reference to Figure 3.

A double telecentric imaging apparatus has the arrangement shown schematically in Figure 4. Here, stop 22 is positioned at the common focal point F of lenses 20 and 30 so that the chief ray is parallel in both object and image space.
25 In the image space, images A', B', and C' are of the same height for objects A, B, and C of the same height, as shown, regardless of their distance from lens 20.

A number of related observations can be made concerning the double telecentric optical arrangement shown in Figure 4:

(i) Magnification is maintained. Regardless of focus adjustment,
30 the magnification of each object in the object field remains the same. With varying focus, images blur symmetrically as focus changes.

(ii) The telecentric lens “views” the object field from the same perspective angle, at any focus position.

(iii) For any point on the object, the chief ray angle is zero or at least very low, typically within a fraction of a degree. Similarly, the chief ray angle in the image plane is also very low.

(iv) Objective lens 20 must still have sufficient diameter for receiving light from the object field, as noted for object-side telecentric systems. In practice, this means that the diameter of lens 20 should be larger than the dimension of the tooth surface that is to be imaged.

(v) Each pixel (image point) corresponds solely to only a single object point.

Referring to Figure 5, there is shown a schematic diagram of a double telecentric imaging apparatus 40 used for dental imaging according to one embodiment of the present invention. A tooth 12 is shown in the object field. A narrow cone of rays centered about the chief rays is shown emanating from a point Q on the surface of tooth 12. A lens assembly 26 has at least lenses 20 and 30 and includes aperture 22 at the common focal point of lenses 20 and 30. On a detector array 24 that is energizable to form a pixellated image, such as a CMOS or CCD image detector array, object point Q is imaged to point Q', that is, to the pixel sensor corresponding to point Q'. As noted earlier, the position of Q' on detector array 24 does not change with any variation in focus of imaging apparatus 40. That is, due to double telecentric design, the pixel sensor at Q' senses the light received from point Q on tooth 12, regardless of the distance between the imaging apparatus and the tooth. In this way, because magnification is maintained (as described in (i), above), each point in the object field has a corresponding point position in the two-dimensional image that is formed in the image plane and this point position in the image plane is maintained for any focus adjustment. Detector array 24 can be monochrome or color. A compact arrangement for an intra-oral imaging device is provided in an embodiment with detector array 24 and lens assembly 26 aligned along an optical axis that extends in one direction as shown

in Figure 5, without turning mirrors or other devices that redirect the path of the optical axis.

The apparatus and method of the present invention employ this principle of constant magnification, and consequent stationary pupil position, with
5 variable focus to detect depth differences along the tooth surface. Since this depth information is available for every pixel on the tooth, the surface contour of the tooth can then be determined. The schematic diagram of Figure 6 shows how telecentric light is used for depth measurement. Tooth 12 is in the object field at the left and presents an irregular surface for imaging, as shown. Light from each
10 of surface points Q1, Q2, and Q3 is telecentric, so that the chief ray from each point is substantially in parallel with the optical axis OA. In the image field at the right, detector array 24 has a pixel Q1', Q2', and Q3' that corresponds to each surface point Q1, Q2, and Q3, respectively. This surface point-to-pixel correspondence is maintained at each focus position. As represented in Figure 6,
15 surface point Q2 is in focus relative to detector array 24, so that pixel Q2' receives focused light from that point on tooth 12. Surface points Q1 and Q3, meanwhile, are out of focus. As represented in Figure 6, focus relates to the relative position of detector array 24 along the optical axis OA. For both points Q1 and Q3, focus is to the left of the current position of detector array 24. Thus, the light received at
20 corresponding pixels Q1' and Q3' is past the focal point as shown in this figure.

With the image-space telecentric arrangement shown previously in Figure 3, the only means available for focus adjustment was movement of detector array 24 along optical axis OA. However, with the double telecentric arrangement of imaging apparatus 40, as shown in Figure 5, the focus distance can be changed
25 in various ways: by moving detector array 24 along optical axis OA; or by moving the position of the lens assembly with respect to detector array 24; or by moving both the lens assembly and detector 24 as a unit, changing the distance to tooth 12, as described in more detail subsequently. 3-D depth information for each surface point can be obtained using the relative position of detector array 24 to the lens
30 assembly, at focus for that point.

The logic flow diagram of Figure 7 shows the basic processing sequence that is used to obtain 3-D surface contour information from the depth data, using the optical component arrangement of Figure 5 with added components for changing focus and processing data, as described in more detail subsequently.

5 In an imaging step S80, a stepped-focus position sequence is employed. Multiple images 1 .. N of the tooth are obtained, one for the image that is formed at each of N focus positions. In one embodiment, N is 100. This image capture is done automatically; the operator simply holds imaging apparatus 40 in position while an automated process performs a repeated sequence of capturing an image, then
10 moving to the next focus position in sequence. In one embodiment, successive focus positions are spaced at even intervals 10um apart.

Continuing with the logic flow of Figure 7, a looping step S90 is then executed once multiple images have been obtained in step S80 and stored in an electronic memory. Looping step S90 controls execution of a focus assessment
15 step S100 that determines which pixels in any of the N stored images are in focus. The corresponding focus position for each pixel is then stored in a focus store step S110. A depth calculation step S120 can then be performed using the stored focus position data, storing depth information for each pixel. Finally, a 3-D surface contour can be determined from the stored depth data. The 3-D contour data can
20 then be stored in an electronic memory, displayed, or used in subsequent processing.

From an image processing perspective, obtaining surface contour information using the process of Figure 7 with the double telecentric optics described herein with respect to Figure 5 and the focus arrangement described
25 with reference to Figure 6 can be better understood by considering a single point in the scene, such as Q2 in Figure 6. It is well known to those skilled in the art that a measure of focus for a region is the relative contrast. A measure of the contrast of a region, in turn, is the variance.

At the image pixel level, an out-of-focus condition can be
30 considered as the result of a convolution of the image with a blur filter. A blur filter reduces the high frequency content of the image. As noted earlier, one

aspect of a telecentric system is that there is no magnification of the image as the image plane is shifted. Consequently, the position of the point in the scene (Q2 in this example) has the same pixel location (Q2') in each image. As the focal plane is shifted, the window of neighboring pixels contains the same portion of the scene.

- 5 By computing the variance of other pixels in the neighborhood of the pixel, and using this type of computation in each image in the focus sequence, a measure of the contrast of the pixel at every focus position, that is, image plane position, can be obtained. The focus position that yields the largest variance value indicates where the single point selected (Q2) provides a pixel (Q2') that is in best focus.
- 10 Using the well known thin lens equation and other camera parameters, an estimate of the depth of the pixel can be readily estimated using this focus information. This procedure can be iteratively performed for every pixel, resulting in a depth estimate for every pixel.

The block diagram of Figure 8 shows a 3-D imaging system 50 that provides 3-D image data using imaging apparatus 40 with the stepped-focus position sequence described with reference to Figures 6 and 7. A control logic processor 44 provides the signals that coordinate focus adjustment and performs the needed calculations for providing depth information. For focus adjustment to each of a sequence of focus positions, control logic processor 44 is in control signal communication with an actuator 28 that provides a focus adjustment mechanism. Control signals, initiated from control logic processor 44, cause actuator 28 movement to each position in the sequence.

For obtaining and storing image data for each focus position in the sequence, control logic processor 44 is in image data communication with detector array 24. Image data communication can be by means of a parallel or serial data connection, for example. In response to stored instructions, control logic processor 44 stores the image data for each focus position in a computer-accessible electronic memory 48, which may be external to control logic processor 44. Control logic processor 44 performs the image processing that is needed for providing surface information or, alternately, communicates with an external processor for performing this processing. A combination of processors internal to

an intra-oral imaging apparatus or externally provided may perform logic processing functions. A display 46 is provided as part of imaging system 50, providing a displayed image following the image capture sequence and 3-D surface data processing. Advantageously, a full-color image is obtained and can
5 be displayed with the surface information that is computed.

Focus positions can be changed by adjusting the relative distance on the object side, between lens assembly 26 and tooth 12 or, on the image side, between lens assembly 26 and detector array 24. This focus adjustment can be done in a number of ways. By way of example, the schematic diagrams of Figures
10 9 and 10 show two different ways in which multiple focus positions can be achieved by a focus adjustment mechanism 80 using imaging apparatus 40 of the present invention. Figure 9 shows an embodiment of imaging apparatus 40 that has actuator 28 operatively connected with detector array 24 and actuable to sequentially adjust the relative position of focus to detector array 24 in image
15 space of the double telecentric optical system to each of a number of focus positions. In the embodiment shown, actuator 28 moves detector array 24 in increments along optical axis OA, relative to lens assembly 26, thereby changing focus from one position to the next.

Figure 10 shows an alternate embodiment of imaging apparatus 40
20 that has actuator 28 of focus adjustment mechanism 80 operatively connected with lens assembly 26 to move the associated optical components along optical axis OA, thereby changing focus from one position to the next. In this embodiment, detector array 24 does not move along the optical axis OA.

A third technique for achieving multiple focus positions is to move
25 both detector array 24 and lens assembly 26 along optical axis OA as a single unit, toward or away from tooth 12 or other dental feature. For this technique, detector array 24 and lens assembly 26 are fixed in position along the optical axis relative to each other, but are moved together by one or more actuators 28 of focus adjustment mechanism 80, to each of a number of focus positions. Figure 10
30 shows one embodiment, with an optional actuator 29, shown in dashed outline,

disposed to shift detector array 24 in conjunction with movement of lens assembly 26. A single actuator is used in an alternate embodiment.

Actuator 28 of focus adjustment mechanism 80 can be any of a number of types of devices that are actuatable to allow controllable movement in sufficiently small increments. In one embodiment, actuator 28 is a linear piezoelectric actuator. A stepper motor or other type of rotating motor with a leadscrew, belt, or other suitable mechanism capable of providing the needed spatial resolution could alternately be used.

Figure 11 is a diagram showing how a 3-D surface image is reconstructed from multiple images obtained by imaging apparatus 40. At each focus position, an image 32 is captured by detector array 24 and stored in an electronic memory accessible to control logic processor 44, as described earlier with reference to Figure 8. Control logic processor 44 executes the logic of depth calculation step S120 and surface forming step S130 (Figure 7) that analyzes focus information to calculate the depth information that is associated with each pixel. The result is a 3-D contour image 36 that is reconstructed from the pixel depth calculations and can be displayed, transmitted over a network, or stored. As shown in the example of Figure 11, each of pixels Q1', Q2', and Q3' represents a point on the tooth that is at a different depth and is thus obtained from a different captured image 32.

Illumination for the imaging apparatus can be provided by a separate light source, including an auxiliary attachment to the imaging apparatus, with the path of the illumination either through or external to the double telecentric optical system. Alternately, as shown in the embodiment of Figure 12, a uniform field of illumination can be provided by a light source 52 that is internal to imaging apparatus 40 or that is directed into imaging apparatus 40 using an optical fiber, for example. Unlike confocal imaging designs, the illumination path does not need to extend through the double telecentric optics. Projection optics 64 condition the illumination that is provided to provide the illumination as a uniform beam over the object field. In the Figure 12 embodiment, light source 52, such as a light-emitting diode (LED) or other solid-state light source, directs light toward

tooth 12 using a beamsplitter 54. This enables at least some of the light from light source 52 to illuminate the tooth surface and to be reflected and used for depth detection. A polychromatic light source, also termed a white light source, is used in one embodiment and provides a color image of the tooth; however, an
5 arrangement with one or more color light sources could be used.

Polarized light can alternately be used as the illumination source. Polarized light can be advantaged for reducing specular reflection, for example. Referring again to the schematic of Figure 12, beamsplitter 54 can be a polarization beamsplitter that reflects light of one polarization toward tooth 12 and
10 transmits reflected light of the orthogonal polarization for depth detection at detector array 24. Other types of polarizer could alternately be used. An optional analyzer 56 may also be provided in the path of received light.

For many teeth and other dental objects, there is sufficient surface texture or roughness for depth imaging using the sequence of Figure 7. Figures
15 13A-13C show an example tooth 12 at Figure 13A for which depth imaging is successful. A graph 70 at Figure 13C shows raw measurement data, prior to noise filtering, that is clearly usable to obtain a profile of the tooth surface. An image 72 at Figure 13B shows a portion of a reconstructed surface that is obtained using this data.

20 The alternate example of Figures 14A-14B, however, show a portion of the surface of an artificial tooth 12 that is exceptionally smooth and more difficult to obtain surface data from. An image 74 shows the results for surface reconstruction with the focus technique and sequence of Figure 7. As image 74 shows, surface information is relatively unclear for this example.

25 As the Figures 14A-14B example shows, using contrast and variance data for obtaining surface contour information can have some limitations. If an area is devoid of features and very smooth, for example, it can be difficult to differentiate the measured contrast or variance values from noise. Considering again the blur filter processing model introduced earlier, it can be observed that
30 blur has no effect for an image that has no perceptible high-frequency content.

To overcome this limitation and to allow contour data to be obtained from a smooth tooth surface such as that shown in Figures 14A-14B, measures that help to enhance small variations in the tooth surface can be used, provided that the topography of the scene is not corrupted. Such measures can include dusting the scene by applying a fine particulate, for example.

Another method for enhancing the surface contour for smooth surface conditions such as those of Figures 14A-14B is projecting a texture pattern onto the scene. Additional information can then be obtained by using focus information relative to the projected pattern. Referring to Figures 15A-15B, a pattern 78 is projected onto tooth 12 during the sequence of Figure 7. Focus information is computed from the projected pattern, yielding the improved reconstructed surface image 74.

As Figures 15A-15B show, patterned illumination, when used in combination with depth defocus, can obtain an even higher degree of accuracy for tooth surface imaging. In the context of the present disclosure, the term “pattern illumination” or “patterned illumination” is used to describe the type of structured illumination that is used for fringe projection imaging or “contour” imaging. The pattern itself can include, as pattern features, multiple lines, dots, checkerboard, or other geometric shapes that are distributed over the area that is illuminated and that have a predetermined spatial frequency, recurring at a given period. A two-dimensional pattern, such as a checkerboard pattern, offers advantages for providing surface contour information over projected parallel lines. The illumination pattern gives texture to the object surface and thus helps to extract the contrast map for higher spatial resolution. The illumination pattern is tuned to maximize depth accuracy and resolution. This method is especially effective for objects having a relatively smooth surface and can be used in conjunction with a coating or powder, for example.

Referring to Figure 16, there is shown a schematic diagram of imaging apparatus 40 that includes a pattern generator 60, energizable to direct a patterned illumination onto the tooth 12 surface. Pattern generator 60 includes a solid-state light source in one embodiment and is in image data communication

with control logic processor 44 for forming one or more different types of patterns on the tooth. Additional polarization components could be employed to improve pattern image projection performance, as noted in commonly assigned patent application U.S. Serial Number 12/424,562 filed on 16 April 2009 entitled
5 “DENTAL SURFACE IMAGING USING POLARIZED FRINGE PROJECTION” to Liang. This can include polarization beamsplitter 54 and analyzer 56 for the patterned illumination, as shown previously in Figure 12, for example. When used in combination with depth imaging, a structured projection pattern does not require phase shifting, as with conventional projection fringe
10 imaging. This is because the focus detection algorithms operate on an image that includes the pattern itself.

In the case of projecting a pattern onto the scene, the geometry of the projected texture pattern needs to be compatible with the window dimensions used to compute variance. A reasonable rule of thumb is that a full cycle of the
15 projected texture should be contained within the window. Otherwise, the statistics used to estimate the variance can have spatial correlations that skew the results.

Even when a particulate is applied or a pattern projected, however, the resulting images may still not contain sufficient information to estimate the depth or extent of surface features with any degree of confidence. There may be,
20 for example, steep edges or a point in the scene that lies outside the focal range of the imaging system, for example, a point far exceeding the expected distances of interest. If this occurs, it can be useful to identify and flag pixels in these areas. One method of identifying these pixels is to compare the variance around the pixel of interest at the selected image plane and the variance of that pixel at the
25 maximum extents of the positions of the image plane. If the maximum difference of the variance is less than some predetermined threshold, then the pixel is identified as indeterminate. In one embodiment, a threshold of 10 variance units was derived empirically and provided reasonable identification of pixels having unreliable depth estimates.

30 It is noted that the combination of a double telecentric optical system with an adjustable focus mechanism enables depth detection from focus

information, as used in embodiments of the present invention. Unlike other apparatus such as confocal depth detection or fringe projection devices, imaging apparatus 40 of the present invention obtains and uses focus information from successive 2-D images of the tooth rather than from mapped points or from a projected fringe pattern. An advantage of this arrangement over other contour imaging approaches is that contour information, once obtained, can be correlated more readily with other image content, since the contour information can be computed for each pixel of the image. Color or monochrome images can be obtained.

10 The invention has been described in detail with particular reference to a presently preferred embodiment, but it will be understood that variations and modifications can be effected within the spirit and scope of the invention. For example, the invention can be used to obtain depth information from teeth as well as other intra-oral structures. Control logic processor 44, described with reference to Figure 8, can be any of a number of types of control logic device that are responsive to stored instructions, such as a microprocessor, a dedicated processor, a computer or computer workstation, or one or more networked computers, workstations, or host processors.

20 The presently disclosed embodiments are therefore considered in all respects to be illustrative and not restrictive. The scope of the invention is indicated by the appended claims, and all changes that come within the meaning and range of equivalents thereof are intended to be embraced therein.

CLAIMS:

1. An apparatus for obtaining 3-D surface contour image data of a tooth, comprising:

5 a double telecentric optical system configured to form an image of the surface of the tooth onto an image detector array;

a focus adjustment mechanism actuable to adjust the position of either or both the double telecentric optical system and the image detector array along an optical axis to each of a sequence of focus positions; and

10 a control logic processor in control signal communication with the focus adjustment mechanism to adjust focus position, and in image data communication with the image detector array for receiving image data obtained by the image detector array and with a memory for storing the received image data corresponding to each of the sequence of focus positions,

15 wherein the control logic processor is further responsive to stored instructions for computing the 3-D surface contour image data from the stored image data.
2. The apparatus of claim 1 wherein the focus adjustment
20 mechanism is actuable to move elements of the double telecentric optical system to positions along the optical axis, but does not move the image detector array.
3. The apparatus of claim 1 wherein the focus adjustment
25 mechanism is actuable to move the detector array to positions along the optical axis, but lens elements of the double telecentric optical system remain stationary along the optical axis.
4. The method of claim 11 wherein adjusting the position of
30 either or both the double telecentric optical system and the image detector array comprises energizing an actuator to move the detector array.

ABSTRACT OF THE DISCLOSURE

An apparatus for obtaining 3-D surface contour image data of a tooth has a double telecentric optical system disposed to form an image of the surface of the tooth onto an image detector array. A focus adjustment mechanism is actuable to adjust the position of either or both the double telecentric optical system and the image detector array along an optical axis to each of a sequence of focus positions. A control logic processor is in control signal communication with the focus adjustment mechanism to adjust focus position, and is in image data communication with the image detector array for receiving image data obtained by the image detector array and with a memory for storing the received image data corresponding to each of the sequence of focus positions. The control logic processor is further responsive to stored instructions for computing 3-D surface contour image data from the image data.

1/16

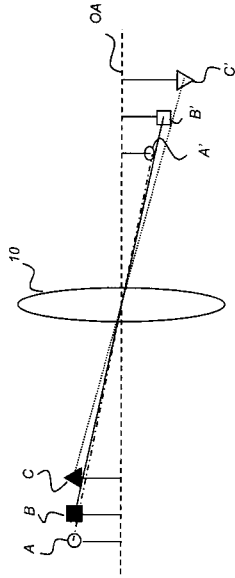


FIG. 1
(Prior Art)

2/16

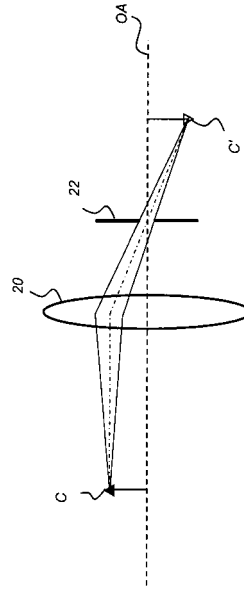


FIG. 2
(Prior Art)

3/16

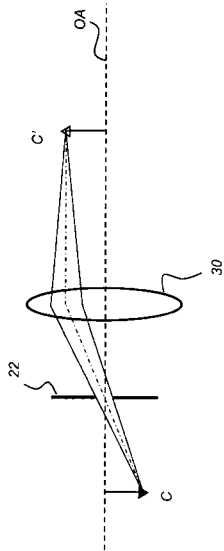


FIG. 3
(Prior Art)

4/16

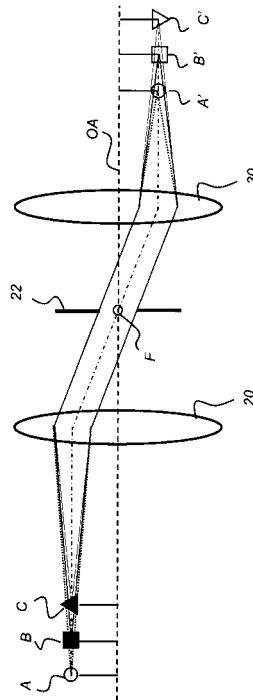


FIG. 4
(Prior Art)

5/16

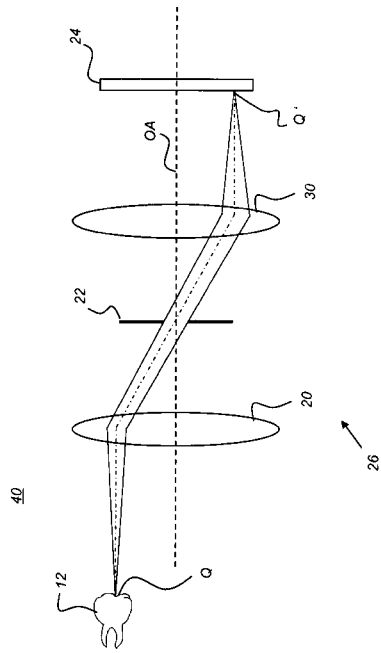


FIG. 5

6/16

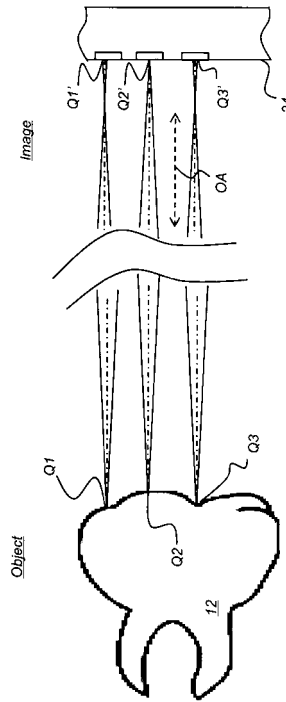


FIG. 6

7/16

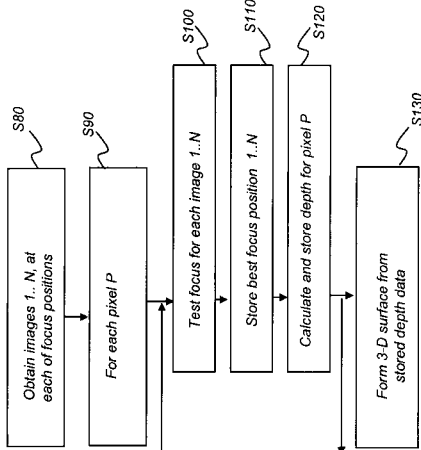


FIG. 7

8/16

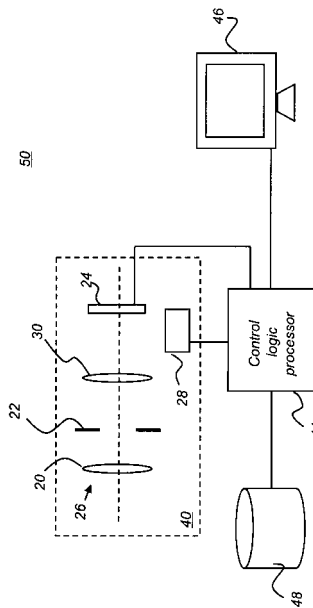


FIG. 8

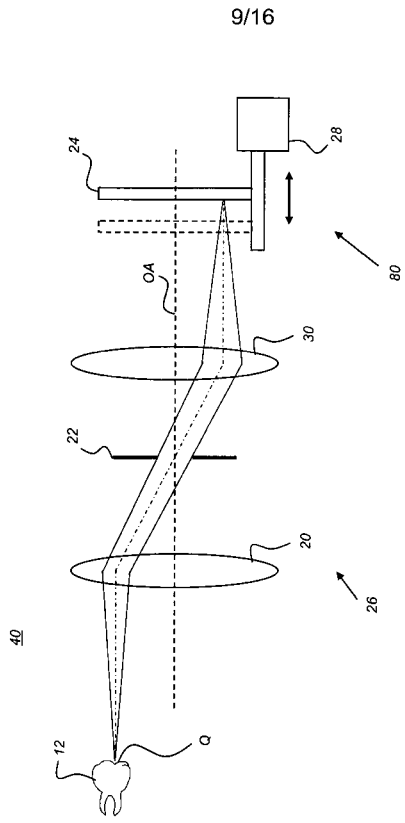


FIG. 9

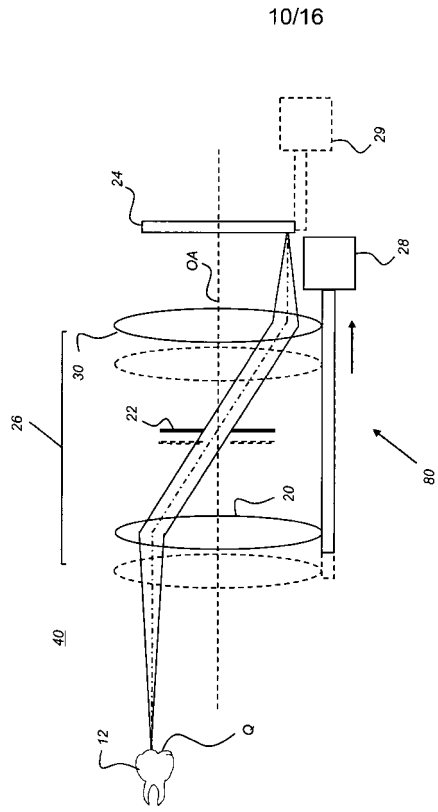


FIG. 10

11/16

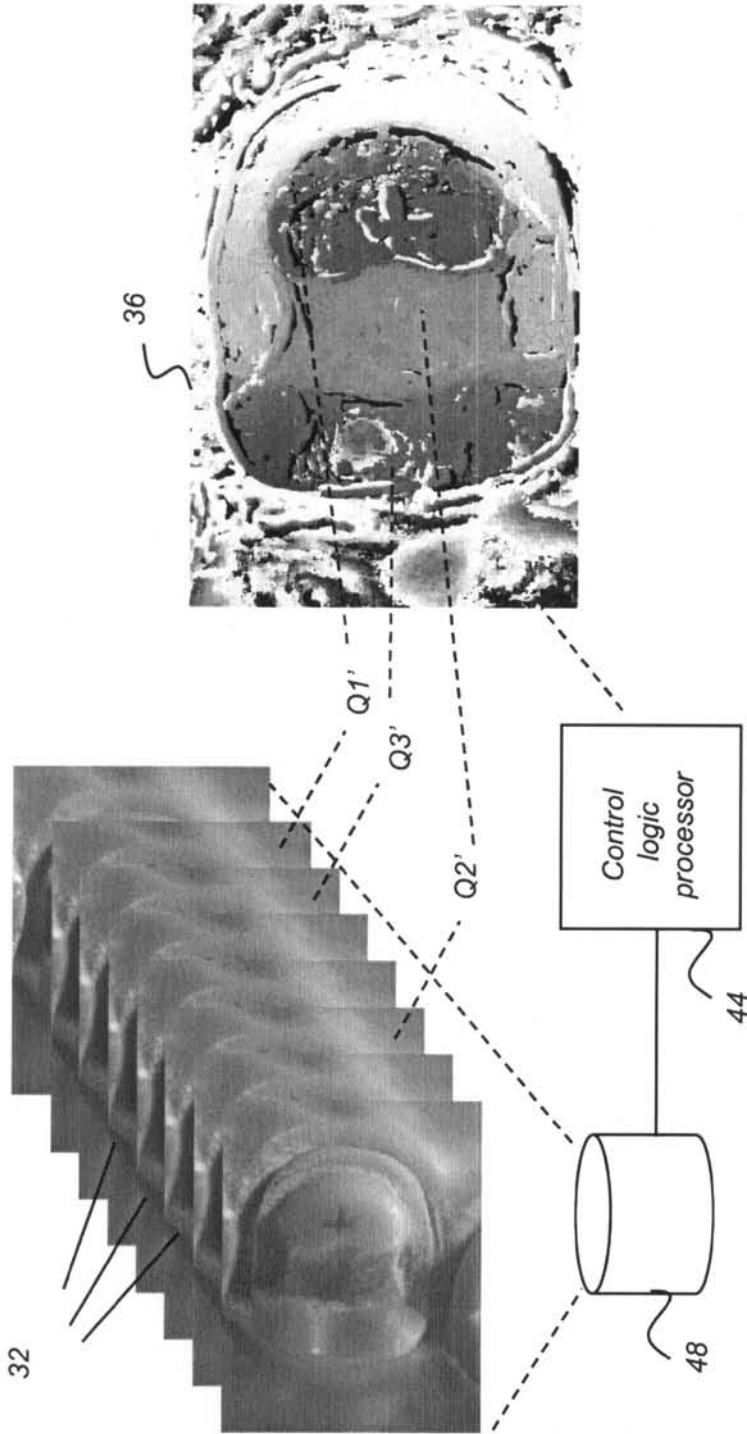


FIG. 11

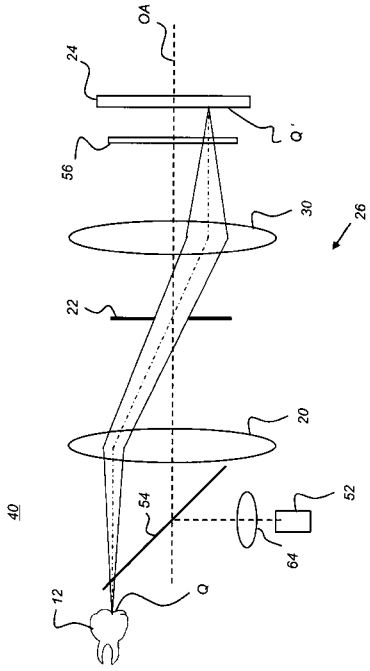
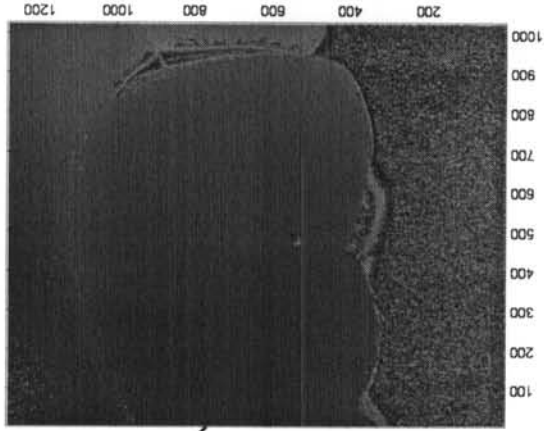
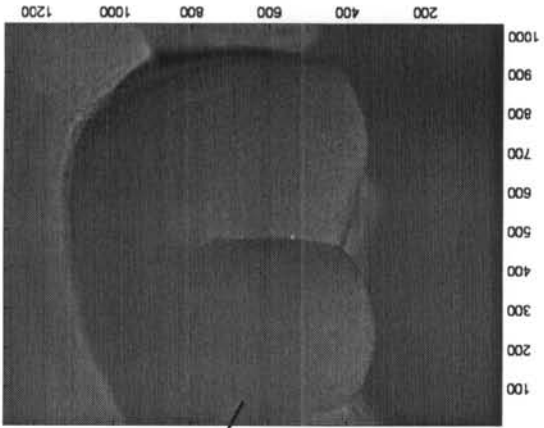


FIG. 12



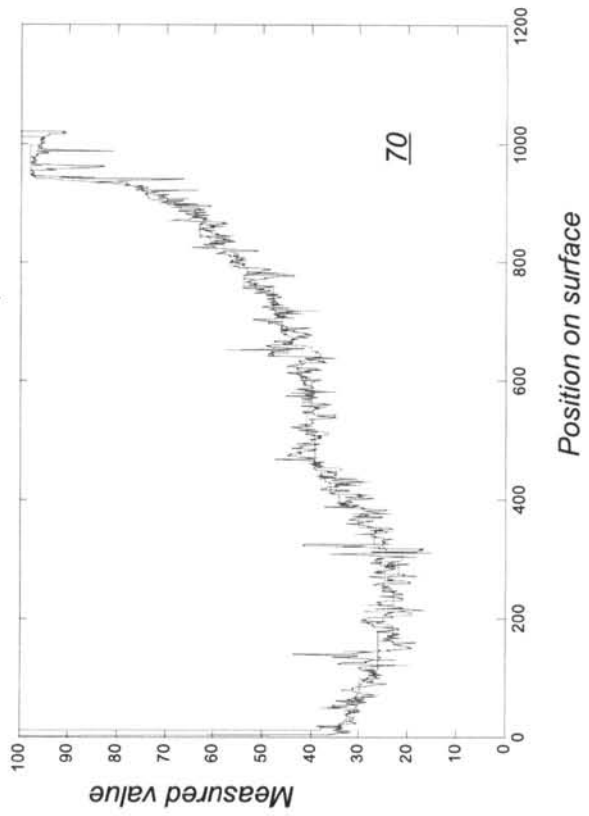
72

FIG. 13B



12

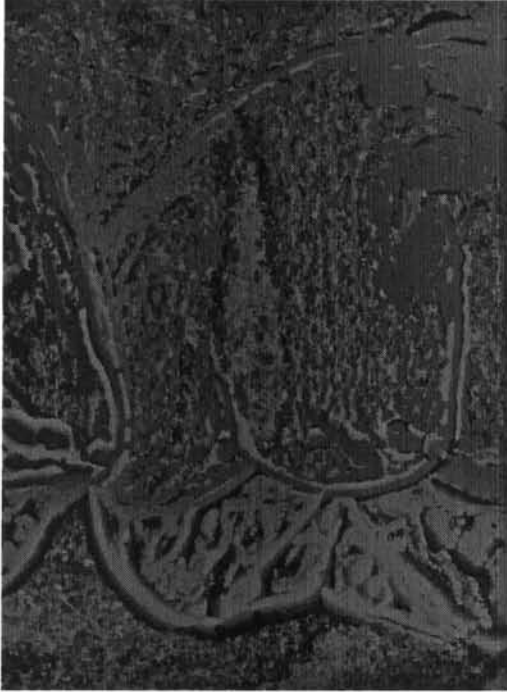
FIG. 13A



70

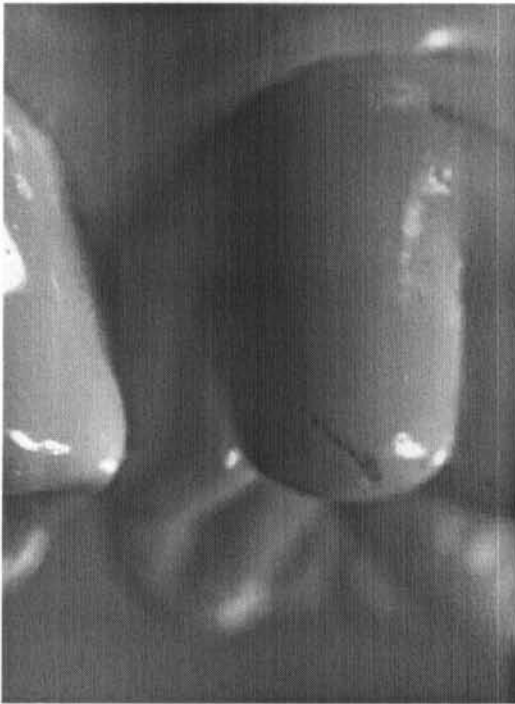
FIG. 13C

14/16



74

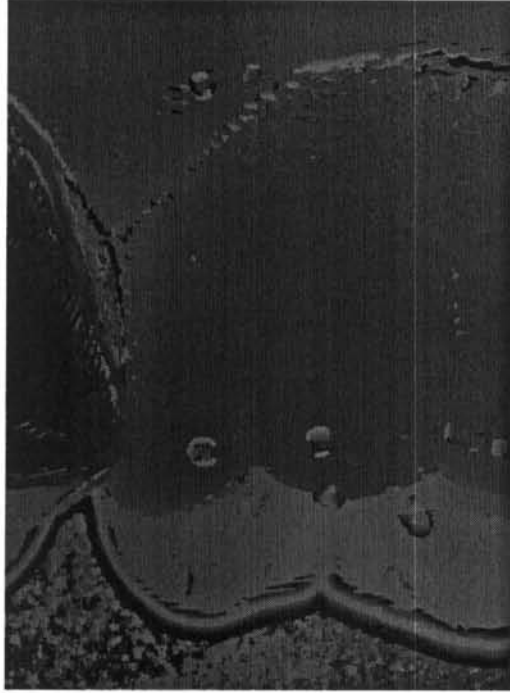
FIG. 14B



12

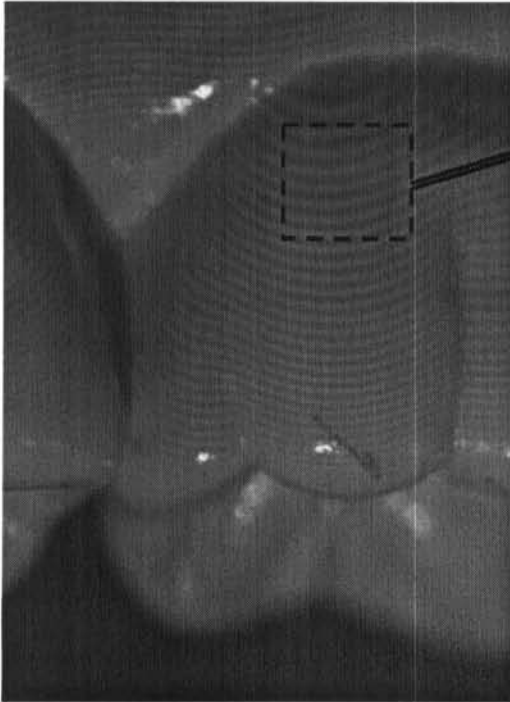
FIG. 14A

15/16



74

FIG. 15B



12

78

FIG. 15A

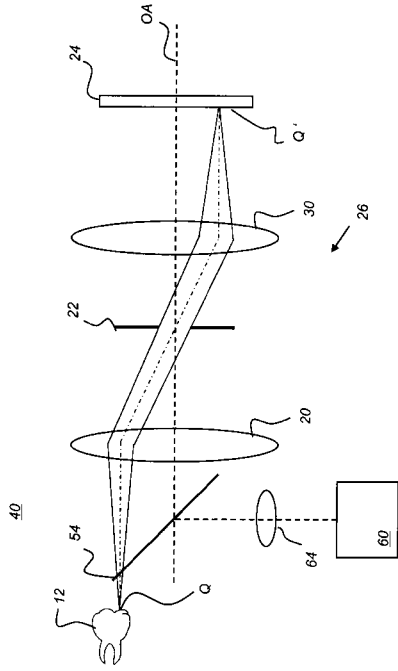


FIG. 16