

【公報種別】特許法第 17 条の 2 の規定による補正の掲載

【部門区分】第 1 部門第 2 区分

【発行日】平成30年2月22日 (2018.2.22)

【公開番号】特開2014-117611(P2014-117611A)

【公開日】平成26年6月30日 (2014.6.30)

【年通号数】公開・登録公報2014-034

【出願番号】特願2013-257971(P2013-257971)

【国際特許分類】

A 6 1 C 5/77 (2017.01)

A 6 1 C 19/04 (2006.01)

【F I】

A 6 1 C 5/10

A 6 1 C 19/04 Z

【誤訳訂正書】

【提出日】平成29年12月26日 (2017.12.26)

【誤訳訂正 1】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】全文

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【発明の詳細な説明】

【発明の名称】口腔内画像と体積画像の統合

【技術分野】

【0001】

本開示は、口腔内画像と体積画像を統合するためのシステム、方法、およびコンピュータ読取可能記憶媒体に関する。

【背景技術】

【0002】

口腔内撮像システムは、歯科医師が患者の口の内部を診察して歯の局所的特徴をディスプレイ・モニタに表示できるようにする診断機器である。特定の 3 次元 (3D) 口腔内撮像装置は、光源を有する口腔内カメラから構成されることがある。当該 3D 口腔内撮像装置は歯科医師により患者の口腔に挿入されることがある。口腔内撮像装置を口腔に挿入した後、歯科医師は歯と歯肉の可視部分の画像を捕捉することができる。3D 口腔内撮像装置は、ワンドまたはハンドピースとも呼ばれる細長い棒の形で組み立てられていることもある。ワンドの大きさは、歯科で使用されるハンドル付きの歯鏡とほぼ同じであることがある。ワンドは、組込みの光源と、1/10 から 40 倍またはそれ以上のスケールの範囲で画像拡大を実現できるビデオ・カメラとを有することがある。これにより、歯科医師は歯および歯茎の或る種の詳細と不良を発見することができる。口腔内カメラで捕捉した画像をディスプレイ・モニタに表示し、計算装置に送信することができる。

【0003】

CBCCT (cone beam computed tomography) では、回転型 CBCCT スキャナをデジタル・コンピュータと組み合わせて使用して、歯、周囲の骨構造、軟組織、筋肉、血管等の画像を取得する必要がある。CBCCT を歯科医師の部屋で使用して歯、周囲の骨構造、軟組織、筋肉、血管等の断面画像を生成することができる。CBCCT スキャンの間は、CBCCT スキャナが患者の頭の周りを回転し、CBCCT 画像とも呼ばれる何百もの異なる CBCCT 画像を取得することができる。CBCCT 画像を計算装置に送信することができる。CBCCT 画像を分析して 3 次元解剖データを生成することができる。次に、3 次元解剖データを、特殊なソフトウェアで操作し可視化して CBCCT

画像の頭蓋計測分析を行うことができる。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0004】

患者のクラウンの形状データと患者の歯の体積画像を受信するシステム、方法、およびコンピュータ読取可能記憶媒体を提供する。形状データにおいて1つまたは複数のクラウンを表現する要素が決定される。計算装置を使用して、当該要素を体積画像の対応するボクセルに重ね合わせる。

【0005】

別の実施形態では、当該ボクセルに対応する体積座標と放射線濃度を決定する。

【0006】

別の実施形態では、少なくとも1つの患者の歯根を、当該ボクセルの決定された体積座標と放射線濃度の1つまたは複数を含む位置から開始する領域成長を介して決定する。

【0007】

別の実施形態では、当該領域成長を、患者の歯の長手方向に沿って関連する放射線濃度を有する隣接ボクセルを特定することによって実施する。

【0008】

特定の実施形態では、患者のクラウンの形状データを、圧痕、石膏模型または口腔内スキャンを介して取得する。体積画像は、断層撮影画像、超音波画像、C B C T (c o n e b e a m c o m p u t e d t o m o g r a p h y) 画像およびM R I (m a g n e t i c r e s o n a n c e i m a g e) から成るグループから選択される。

【0009】

別の実施形態では、当該要素はベクトルであり、形状データにおける境界は1つまたは複数のクラウンに対応する。当該1つまたは複数のクラウンは複数の有限長ベクトルにより表され、体積画像は複数のボクセルにより表される。複数の有限長ベクトルと複数のボクセルの交点が、重ね合わせに続いて決定される。

【0010】

別の実施形態では、体積画像は第1の複数のボクセルにより表され、1つまたは複数のクラウンは第2の複数のボクセルにより表される。当該第1の複数のボクセルと当該第2の複数のボクセルが重ね合わされる。

【0011】

別の実施形態では、1つまたは複数のクラウンが、形状データのセグメント化を介して形状データにおいて決定される。

【0012】

さらに別の実施形態では、形状データは口腔内画像から得られ、体積画像はC B C T (c o n e b e a m c o m p u t e d t o m o g r a p h y) 画像である。口腔内画像は、C B C T 画像より精度が高い。体積画像は、歯根と歯のクラウンの両方を含む。口腔内画像は、少なくとも歯のクラウンを含むが、歯の歯根全体は含まない。

【0013】

さらに別の実施形態では、口腔内画像の中の関心領域を判定する。当該関心領域は口腔内画像において決定された1つまたは複数のクラウンの位置に対応する。体積画像において関心領域の抽出を行って体積画像のサイズを削減する。

【0014】

計算装置が患者のクラウンの形状データと体積画像を受信する方法、システム、およびコンピュータ読取可能記憶媒体も提供する。形状データの中の1つまたは複数のクラウンを表す要素を決定する。当該要素を体積画像の対応するボクセルに重ね合わせる。体積座標および放射線濃度を決定して歯の形状を決定する。

【0015】

別の実施形態では、歯の形状を決定することが、形状データの中の欠落データまたは劣化データを充填することを含む。

【 0 0 1 6 】

さらに別の実施形態では、歯の形状を決定することが、体積画像の中の欠落データまたは劣化データを充填することを含む。

【 0 0 1 7 】

別の実施形態では、歯の形状が受信した体積画像と比べて高い精度で決定され、歯の形状が、弱放射を利用することで高い精度で決定される。少なくとも1つの患者の歯根が、当該ボクセルの1つまたは複数の決定された体積座標と放射線濃度を含む位置から開始する領域成長を介して決定される。

【 0 0 1 8 】

さらに別の実施形態では、当該体積画像は第1の複数のボクセルにより表される。当該1つまたは複数のクラウンはベクトルまたは第2の複数のボクセルにより表される。当該第1の複数のボクセルは、当該ベクトルまたは当該第2の複数のボクセルに重ね合わされる。

【 0 0 1 9 】

患者のクラウンの形状データを改善するために患者のクラウンの形状データを患者の歯の体積データに重ね合わせる方法、システム、およびコンピュータ読取可能記憶媒体も提供される。

【 0 0 2 0 】

次に図面を参照する。図面全体にわたって、同じ参照番号は対応する部分を表す。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 1 】

【図1】特定の実施形態に従う、C B C T画像のような口腔内画像および体積画像を統合する計算装置を含むコンピューティング環境および撮像環境のブロック図である。

【図2】特定の実施形態に従う、例示的な口腔内画像と口腔内画像の利点および欠点とを示す図である。

【図3】特定の実施形態に従う、例示的なC B C T画像とC B C Tの利点および欠点とを示す図である。

【図4】特定の実施形態に従う、どのように口腔内画像をセグメント化して、有限長ベクトルで表現されるクラウンを決定するかを示す図である。

【図5】特定の実施形態に従う、どのように口腔内画像を介して取得したサーフェス・データを有限長ベクトルまたはボクセルで表現できるかを示す図である。

【図6】特定の実施形態に従う、どのようにボクセルがC B C T画像を表すかを示す図である。

【図7】特定の実施形態に従う、口腔内画像をC B C T画像と統合することによってどのようにC B C T画像において歯根とクラウンの境界を決定するかを示す図である。

【図8】特定の実施形態に従う、どのようにサーフェス・データと体積データを互いに適合させるかを示す図である。

【図9】特定の実施形態に従う、どのようにクラウンのサーフェス・データが歯の体積データにマージされるかを示す図である。

【図10】特定の実施形態に従う、様々な種類の画像の特徴を示す図である。

【図11】口腔内画像から抽出したサーフェス・データをどのようにライブラリ・データセットとして保持されたモデル・データに適合させるかを示す図である。

【図12】特定の実施形態に従う、口腔内画像からのデータでC B C T画像を補強して歯根とクラウンの境界を決定するための流れ図である。

【図13】特定の実施形態に従う、口腔内画像からのデータでC B C T画像を補強することによって、サイズを削減したC B C T画像を生成するためにC B C T画像内の局所領域を決定する流れ図である。

【図14】特定の実施形態に従う、どのようにC B C T画像を口腔内画像と統合することによって口腔内画像内の穴を充填するかを示す図である。

【図15】特定の実施形態に従う、どのようにC B C T画像を口腔内画像と統合すること

によって口腔内画像内の穴を充填するかを示す流れ図である。

【図 1 6】特定の実施形態に従う、どのように C B C T 画像を口腔内画像と統合するかを示す流れ図である。

【図 1 7】特定の実施形態に従う、どのように口腔内画像の有限長ベクトルを C B C T 画像のボクセル・データに重ね合わせるかを示すブロック図である。

【図 1 8】特定の実施形態に従う、歯の重心方向または他の任意の長手方向に沿った各々全ての交点ボクセルに関連する放射線濃度を有する隣接ボクセルを辿ることによって、どのように領域成長を行って歯全体を決定するかを示すブロック図である。

【図 1 9】特定の実施形態に従う、どのように歯の歯根が有限長ベクトルおよびボクセルの交点と領域成長とから生成されるかを示す流れ図である。

【図 2 0】特定の実施形態に従う、どのように断層撮影画像のボクセルと形状データの有限長ベクトルが統合されるかを示す流れ図である。

【図 2 1】特定の実施形態に従う、どのように形状データの中の欠落データまたは劣化データが断層撮影画像のボクセルと形状データの有限長ベクトルを統合することによって充填されるかを示す流れ図である。

【図 2 2】特定の実施形態に従う、形状データの中の要素を断層撮影画像の中の対応するボクセルに重ね合わせて当該ボクセルの体積座標と放射線濃度を決定することを示す流れ図である。

【図 2 3】特定の実施形態に従う、患者のクラウンの形状データの中の要素を体積画像の中の対応するボクセルに重ね合わせることを示す流れ図である。

【図 2 4】特定の実施形態に従う、患者のクラウンの形状データの中の要素を体積画像の中の対応するボクセルに重ね合わせて歯の形状を決定することを示す流れ図である。

【図 2 5】特定の実施形態に従う、図 1 に示す計算装置の特定の要素を示す計算装置のブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下の説明では、当該説明を構成し幾つかの実施形態を例示する添付図面を参照する。他の実施形態を利用してもよく、構造的な変更と動作上の変更を加えてもよいことは理解される。

【0023】

口腔内画像と C B C T 画像

一般に、口腔内画像は C B C T 画像と比べて大幅に精度が高い。さらに、C B C T データには雑音が多い可能性がある。また、C B C T を用いると患者に電離放射することとなり、できるだけ少ない放射で C B C T システムを使用するのがベストである。

【0024】

特定の実施形態では、計算装置が患者のクラウンの形状データと患者の歯の体積画像を受信する。当該形状データを口腔内画像から生成してもよく、当該形状データが患者のクラウンのサーフェス・データに対応してもよい。体積画像が C B C T 画像または他の種類の体積画像を備えてもよい。形状データの中の 1 つまたは複数のクラウンを表すボクセルを決定する。形状データの中のボクセルを当該体積画像の対応するボクセルに重ね合わせる。

【0025】

特定の実施形態では、口腔内画像から決定したセグメント化したクラウンを C B C T 画像のボクセルに重ね合わせる。これにより、C B C T データ内のクラウンと歯の歯根の境界をより正確に決定することができる。口腔内画像を使用しないと、クラウンと歯の歯根の境界が C B C T 画像において不明瞭になりうる（即ち、明確でないかぼやけている）ことに留意されたい。

【0026】

特定の実施形態では、口腔内撮像システムのサーフェス・スキャン・データを C B C T システムから取得した体積データに重ね合わせる。口腔内画像で発見されたクラウン境界

の３Ｄ座標をＣＢＣＴ画像のボクセルにマップして、歯根とクラウンの境界をＣＢＣＴ画像におけるサブ・ボクセルのレベルの精度で決定する。結果として、雑音のあるＣＢＣＴスキャン・データからでも歯根を抽出することができる。

【００２７】

別の実施形態では、口腔内画像の中の穴を、ＣＢＣＴ画像と口腔内画像を統合することによって充填してもよい。

【００２８】

例示的な実施形態

図１は、特定の実施形態に従う、口腔内画像１０４とＣＢＣＴ画像１０６を統合する計算装置１０２を備える計算環境および撮像環境１００のブロック図を示す。計算装置１０２は、パーソナル・コンピュータ、サーバ・コンピュータ、ミニ・コンピュータ、メインフレーム・コンピュータ、ブレード・コンピュータ、タブレット・コンピュータ、タッチスクリーン・コンピューティング装置、テレフォニー装置、携帯電話、モバイル計算装置、プロセッサを有する歯科用機器等のような任意の適切な計算装置を備えてもよい。特定の実施形態では、計算装置１０２がウェブ・サービスまたはクラウド・コンピューティング・サービスを提供してもよい。特定の代替的な実施形態では、複数の計算装置をデータの格納、または、計算装置１０２により実施される動作の実施に使用してもよい。

【００２９】

口腔内画像１０４は患者のクラウンのサーフェス・データを提供し、ＣＢＣＴ画像１０６は患者の歯の体積画像を提供する。歯はクラウンと歯根の両方を含んでもよい。代替的な実施形態では、患者のクラウンのサーフェス・データを、口腔内画像とは異なる画像により提供してもよく、体積画像を他の種類の断層撮影画像、超音波画像、ＭＲＩ（*magnetic resonance image*）等により提供してもよい。体積画像は３次元画像を含み、ボクセルを介して表してもよい。

【００３０】

計算装置１０２は、特定の実施形態において、ソフトウェア、ハードウェア、ファームウェアまたはそれらの任意の組合せで実装された統合アプリケーション１０８を備えてもよい。統合アプリケーション１０８は、口腔内画像１０４とＣＢＣＴ画像１０６を統合して、口腔内画像１０４とＣＢＣＴ画像１０６を統合しなかったときに口腔内画像１０４とＣＢＣＴ画像１０６の何れにも見出されない追加の機能を提供する。

【００３１】

計算装置１０２は、１つまたは複数の有線または無線接続１１０を介してネットワーク１１６上で口腔内撮像システム１１２とＣＢＣＴ撮像システム１１４に接続される。特定の実施形態では、ネットワーク１１６は、ローカル・エリア・ネットワーク、インターネット、およびイントラネット、記憶領域ネットワーク、または他の任意の適切なネットワークを備えてもよい。

【００３２】

口腔内撮像システム１１２は、口腔内撮像センサ１１８を有するワンド１１６を備えてもよい。特定の実施形態では、口腔内撮像センサ１１８は、患者の口腔の口腔内画像を生成する口腔内カメラである。ＣＢＣＴ撮像システム１１４は、患者の軟組織、硬組織、歯等の断面ＣＢＣＴ画像を生成する回転式Ｘ線機器１２０を備えてもよい。

【００３３】

したがって、図１は、計算装置１０２内で実行される統合アプリケーション１０８が、口腔内撮像システム１１２により生成された口腔内画像１０４をＣＢＣＴ撮像システム１１４により生成されたＣＢＣＴ画像１０６と統合する特定の実施形態を示す。特定のさらなる実施形態では、口腔内画像１０４とＣＢＣＴ画像１０６を記憶媒体（例えば、ディスク・ドライブ、フロッピー・ディスク（登録商標）、ペン・ドライブ、固体装置、光ドライブ等）に格納してもよく、当該記憶媒体を記憶装置１０２に接続して統合アプリケーション１０８により読み取って処理してもよい。

【００３４】

図 2 は、特定の実施形態に従う例示的な口腔内画像 2 0 2 を示す図 2 0 0 を示す。特定の実施形態に従う、口腔内画像 2 0 2 の特定の例示的な利点 2 0 4 と特定の例示的な欠点 2 0 6 も示されている。

【 0 0 3 5 】

口腔内画像 2 0 6 は、患者の口腔の上部アーチにおける例示的なクラウン（例えば、クラウン 2 0 8 a、2 0 8 b、2 0 8 c）を示す。口腔内画像 2 0 6 を、口腔内撮像システム 1 1 2 を介して取得してもよい。クラウンは視覚的に見ることができる歯の部分であり、歯根は歯茎の下に隠れる歯の部分である。

【 0 0 3 6 】

図 2 は、口腔内画像が一般的に C B C T 画像と比べて高い精度 2 1 0 であることを示す。さらに、（参照番号 2 1 2 で示すように）患者に害を及ぼしうる放射は口腔内画像 2 0 2 の取得において必要でない。しかし、口腔内画像 2 0 2 は歯の歯根を示さず（参照番号 2 1 4）、穴 2 1 6 を有する場合がある。穴とは、口腔内画像で可視でない歯の部分である。穴は、不正咬合のため、または、他の理由のために生ずることがある。小型の穴や中型の穴は口腔内画像 2 0 2 を分析することによって充填できる（即ち、穴を、計算装置 1 0 2 でプログラマ的に生成したシミュレートしたサーフェスで置換する）が、大型の穴（即ち、特定の大きさを超える穴）は、単に口腔内画像で発見されたデータを使用することによっては充填できないかもしれない。さらに、クラウンの光沢があるサーフェスは、貧弱な品質の口腔内画像を生成する可能性がある（参照番号 2 1 8）。

【 0 0 3 7 】

したがって、図 2 は、口腔内画像が穴を有するかもしれないが歯の歯根の全体は示さない特定の実施形態を示す。

【 0 0 3 8 】

図 3 は、特定の実施形態に従う、例示的な C B C T 画像 3 0 2 と、C B C T 画像の特定の利点 3 0 4 および特定の欠点 3 0 6 とを示す図 3 0 0 を示す。

【 0 0 3 9 】

C B C T 画像において、歯全体（即ち、歯根とクラウン）を撮像し（参照番号 3 1 0）、幾つかの穴が存在する（参照番号 3 1 2）。存在する当該幾つかの穴は、歯のアマルガム充填の結果であるアーチファクトにより生じうる（参照番号 3 2 0）。しかし、C B C T 画像の精度は低く、口腔内画像と比べて雑音が多い可能性がある（参照番号 3 1 4）。取得プロセスにおいて電離放射が存在しない口腔内画像と異なり、C B C T 画像を取得する際に患者への電離放射の可能性がある（参照番号 3 1 6）。さらに、C B C T 画像では完全な歯が撮像されるが、例示的な C B C T 画像 3 0 2 で分かるように（参照番号 3 2 0）、歯根とクラウンの境界は明確でない可能性がある（参照番号 3 1 8）。クラウン 3 2 2 と歯根 3 2 4 の間の不鮮明で不明瞭な境界 3 2 0 は、C B C T 画像の取得プロセスの最中に変化する放射線濃度により生ずる可能性がある。特定の実施形態では、患者の動きが貧弱な品質の C B C T 画像を生成しうる。

【 0 0 4 0 】

したがって、図 3 は、C B C T 画像の精度が低く、歯根とクラウンの境界が明確に画されていない雑音データを C B C T 画像が有しうる特定の実施形態を示す。

【 0 0 4 1 】

図 4 は、特定の実施形態に従う、どのように口腔内画像 2 0 2 をセグメント化して有限長ベクトル 4 0 4 で表現されるクラウン 4 0 2 を決定するかを示す図 4 0 0 を示す。口腔内画像 2 0 2 をセグメント化してクラウン 4 0 2 を決定するのを、計算装置 1 0 2 で実行される統合アプリケーション 1 0 8 で実施してもよい。例示的なセグメント化クラウンを、参照番号 4 0 6 a、4 0 6 b、4 0 6 c で示してある。セグメント化クラウンは、解像度が高く、明確に定義されたエッジを示し、有限長ベクトル 4 0 4 で表される。ベクトルは 3 次元空間の方向と大きさを有する。有限長ベクトルとは、長さが有限なベクトルである。他の実施形態では、セグメント化クラウンを有限長ベクトル 4 0 4 とは異なるデータ構造または数学的表現で表してもよい。

【 0 0 4 2 】

したがって、図 4 は、口腔内画像をセグメント化して有限長ベクトルで表されるクラウンを決定する特定の実施形態を示す。

【 0 0 4 3 】

図 5 は、どのように口腔内撮像システム 4 1 0 が患者の口の内部をスキャンして患者の歯のクラウンのサーフェスのサンプルを生成するかを示す図を示す。集約したサーフェスのサンプルをポイント・クラウド 4 1 2 と称することもある。

【 0 0 4 4 】

ポイント・クラウド 4 1 2 を、計算装置 1 0 2 を実行してクラウンのサーフェスを表す統合アプリケーション 1 0 8 により処理してもよい。歯のクラウンはソリッド・オブジェクトであり、クラウンのサーフェスはソリッド・オブジェクトの境界に対応する。クラウンのサーフェスを、三角形、四辺形で接続されたノード点から成るサーフェス・メッシュで表現してもよく、または、様々な種類の多角形メッシュで表現してもよい。代替的な実施形態では、ソリッド・メッシュを使用してクラウンのサーフェスを表してもよい。メッシュを作成するプロセスはテッセレーションと呼ばれる。

【 0 0 4 5 】

特定の実施形態では、クラウンに対応するサーフェスは、有限長ベクトル 4 1 4 またはボクセル 4 1 6 または他のデータ構造 4 1 8 により 3 次元空間で表現される。ボクセル 4 1 6 はクラウンのサーフェス上の 3 次元の点に対応する。特定の実施形態では、有限長ベクトル 4 1 4 を、適切な 3 次元座標変換 4 2 0 によりボクセル表現に変換してもよい。有限長ベクトル 4 1 4 は、クラウンのサーフェス表現における様々な種類の多角形メッシュ（例えば、三角形、四辺形等）の辺に対応してもよい。

【 0 0 4 6 】

したがって、図 5 は、口腔内画像を処理して有限長ベクトルまたはボクセルにより表現されるクラウンを決定する特定の実施形態を示す。当該有限長ベクトルまたはボクセルは、クラウンのサーフェス・データ表現 4 2 2 に対応する。サーフェス・データを形状データと称することもある。

【 0 0 4 7 】

図 6 は、特定の実施形態に従う、どのようにボクセル 5 0 2 が C B C T 画像 3 0 2 を表現するかを示す図 5 0 0 を示す。ボクセル（例えば、ボクセル 5 0 4 ）は、C B C T 画像 3 0 2 に対応する体積フレームワークにおける放射線濃度のデジタル表現である体積画素である。当該放射線濃度をハウズフィールド単位で測定してもよい。図 6 には、C B C T 画像 3 0 2 の一部の例示的なボクセル表現 5 0 2 を示してある。

【 0 0 4 8 】

ボクセル表現 5 0 2 は、局所原点 5 0 4 を有し、X、Y、Z 座標がそれぞれ幅、深さ、および高さを表す（参照番号 5 0 6、5 0 8、5 1 0 で示す）。X、Y、Z の値が最大であるボクセルの座標を参照番号 5 1 2 で示す。例示的なボクセル 5 0 4 と例示的なボクセル 5 1 4 の列も示してある。各ボクセルは、参照番号 5 1 6、5 1 8、5 2 0 で示す次元で定義した体積を有する。

【 0 0 4 9 】

特定の実施形態では、口腔内画像の有限長ベクトルを C B C T 画像のボクセル表現に対して重ね合わせて、どこで有限長ベクトルが C B C T 画像のボクセルと交差するかを判定する。例示的な実施形態では、交差する有限長ベクトル 5 2 2 は C B C T 画像のボクセルが様々なボクセルで交差するように示されており、交差が発生する少なくとも 1 つのボクセル 5 2 4 が、関連する放射線濃度を有する（X、Y、Z）の体積座標を有する。

【 0 0 5 0 】

したがって、図 6 は C B C T 画像がボクセルで表現される特定の実施形態を示す。口腔内画像の有限長ベクトルと C B C T 画像のボクセルは、両方が同一の座標システムにあるとき交差する。各交点は X、Y、Z 座標と放射線濃度を有する。特定の実施形態では、有限長ベクトルが、形状データを表現するのに用いられる三角テッセレーションの 1 つまた

は複数の辺であってもよい。当該有限長ベクトルを、形状表現において繋げてよい。

【0051】

図7は、特定の実施形態に従う、どのように歯根とクラウンの境界を、口腔内画像とC B C T画像とを統合することによってC B C T画像内で決定できるかを示す図600を示す。特定の実施形態では、(参照番号608で示すように)C B C T画像のボクセル表現606を口腔内画像の有限長ベクトル表現またはボクセル表現607と(統合アプリケーション108により)統合して、口腔内画像の高解像度で明確にセグメント化されたクラウンを、C B C T画像の低解像度で不鮮明なクラウンに重ね合わせて、C B C T画像602内の歯根とクラウンの境界を明確に画する。特定の実施形態では、C B C T画像と口腔内画像の統合により、C B C T画像を鋭敏化して歯根とクラウンの境界を決定する或る種のフィルタ操作がもたらされる。

【0052】

したがって、図7は、C B C T画像を口腔内画像からのデータで補強して、歯根とクラウンの境界を、C B C T画像単体と比べてより高い精度で決定する特定の実施形態を示す。補強の結果、高精度のクラウンと低精度の歯根が得られる。

【0053】

図8は、特定の実施形態に従う、どのようにサーフェス・データと体積データが互いに適合するかを示す図609を示す。特定の実施形態では、(参照番号610で示すように)サーフェス・データ(即ち、クラウンのサーフェス・データ)を、第1の座標システムを参照して表現してもよい。(参照番号612で示すように)歯を表現する体積データを、第2の座標システムで表現してもよい。

【0054】

特定の実施形態では、クラウンのサーフェス・データと歯の体積データの一方または両方を、回転し(614)、平行移動(616)し、モーフィング(618)し、拡大縮小(620)し、または他の変換(622)を行って、単一の統合座標システムにおいてクラウンのサーフェス・データと歯の体積データを適切に重ね合わせてもよい。例えば、特定の実施形態では、(参照番号624で示すように)歯の体積データは、当該歯の体積データの適切な回転、平行移動、モーフィング、拡大縮小等により歯のサーフェス・データの座標システムにおいてクラウンのサーフェス・データに適合される。他の実施形態では、クラウンのサーフェス・データは、(参照番号626で示すように)クラウンのサーフェス・データの適切な回転、平行移動、モーフィング、拡大縮小等により歯の体積データの座標システムにおいて歯の体積データに適合される。他の実施形態では、(参照番号628で示すように)クラウンのサーフェス・データと歯の体積データの両方が、回転、平行移動、モーフィング、拡大縮小等を受けて、新たな座標システムにおいてクラウンのサーフェス・データと歯の体積データに適合する。

【0055】

図9は、特定の実施形態に従う、どのようにクラウンのサーフェス・データが歯の体積データにマージされるかを示す図650を示す。3次元空間における空のボクセルの立方体にはクラウンの形状データが埋め込まれる。結果として、クラウンのサーフェス・データは3次元空間652のボクセルで表現される。

【0056】

サーフェス・データを伴う3次元空間652には、歯の体積表現を有する3次元空間654を重ね合わせて、3次元空間656で示す体積データに対するサーフェス・データの重ね合わせを生成する。体積データへのサーフェス・データの適合を、I C P (i t e r a t i v e c l o s e s t p o i n t) 重ね合わせを介して実施してもよい。I C Pにより、サーフェス・データ内の点を体積データ内の点に適合させてもよい。特定の実施形態では、当該適合により最も近い体積データの点とサーフェス・データの点を有する二乗誤差和を最小化することができる。特定の実施形態では、サーフェス・データの有限長ベクトルがI C P 重ね合わせを実施する前にボクセルとして表現される。

【0057】

歯のブラケット、ワイヤー、充填、または他の特徴の組織がしばしばサーフェス・データを体積データに適切に重ね合わせるのを支援することがある。当該重ね合わせを、シミュレートされたアニーリング、相関技法、動的プログラミング、線形プログラミング等のような最適化技法により実施してもよい。

【0058】

特定の実施形態では、C B C T、M R I (m a g n e t i c r e s o n a n c e i m a g e)、超音波画像、口腔内画像に基づくサーフェス・データ等により取得された同一オブジェクトの多数の表現を重ね合わせて、当該多数の表現のデータを使用しない実施形態と比べて良好なクラウンの表現を生成してもよい。

【0059】

図10は、特定の実施形態に従う、様々な種類の画像の特徴を示す図670を示す。口腔内画像672はサーフェス・データ676を提供するだけでなく、撮像されているオブジェクトのサーフェスの反射性678および透光性680に関する情報を処理してもよい。例えば、クラウンの反射性と透光性が歯肉のそれらと異なってもよく、口腔内画像672を処理して、反射性と透光性の相違に基づいてクラウンと歯肉を区別してもよく、かかる追加の情報を取り込むことによりクラウンのセグメント化を改良してもよい。干渉縞パターンが口腔内画像の捕捉に使用される特定の実施形態では、反射性および透光性の情報を、かかる干渉縞パターンが使用されない実施形態と比べて高い精度で生成することができる。

【0060】

特定の実施形態では、C B C T画像674に対応する体積データ682と放射線濃度情報684を口腔内画像672のサーフェス・データ676、反射性情報678および透光性情報680と関連して使用して、サーフェス・データ676および体積データ682の重ね合わせを実施するための追加の手掛りを提供してもよい。レイ・トレーシング機構を、反射および屈折、散乱、および(色収差のような)分散現象のような多種多様な光効果のシミュレートに使用して、様々な種類の画像の品質を向上させ重ね合わせてもよい。

【0061】

図11は、どのように口腔内画像から抽出したサーフェス・データ690がライブラリ・データセット692として保持された1つまたは複数のモデル・データ694a、694b、...、694nに適合されるかを示す図688を示す。ライブラリ・データセット692は、様々な種類の歯(例えば、切歯、犬歯、臼歯等)に関するモデル・データを含んでもよく、年齢、性別、民族性のような様々な患者のパラメータに関するモデル・データを含んでもよい。C B C T画像が利用できない特定の実施形態では、サーフェス・データ690を適切に選択されたモデル・データ694a...694nに重ね合わせて(参照番号696)、良好な品質情報を歯科医師に提供してもよい。歯の歯根が良好に形成されクラウンが相対的に正常であるときは、モデル・データとの上記の融合がしばしば処置の目的では十分である。しかし、最低でも2次から3次の整列誤差があると、かかる実施形態を、口腔内画像からのサーフェス・データをC B C T画像に重ね合わせて良好な品質情報を歯科医師に提供する実施形態で置き換える必要があるかもしれない。特定のさらなる実施形態では、モデル・データから取得した追加の手掛りととともに、サーフェス・データをC B C T画像に重ね合わせる。

【0062】

図12は、特定の実施形態に従う、C B C T画像を口腔内画像からのデータで補強して歯根とクラウンの境界を決定するための流れ図700を示す。流れ図700に示す動作を、計算装置102で実行される統合アプリケーション108により実施してもよい。

【0063】

制御はブロック702で開始する。ブロック702では、計算装置102が口腔内画像104とC B C T画像106を受信する。(ブロック704で)統合アプリケーション108は口腔内画像の中の1つまたは複数のクラウンを決定する。当該口腔内画像の1つまたは複数のクラウンは有限長ベクトルまたはボクセルにより表現され、C B C T画像はボ

クセルにより表現される。制御はブロック 706 に進む。ブロック 706 で、統合アプリケーション 108 は、口腔内画像で決定された 1 つまたは複数のクラウンを、当該口腔内画像の中の 1 つまたは複数のクラウンを表現する有限長ベクトルまたはボクセルを C B C T 画像のボクセルに重ね合わせることによって C B C T 画像に統合し、C B C T 画像の中の少なくとも 1 つのクラウンと少なくとも 1 つの歯根の境界を決定する。

【0064】

図 13 は、特定の実施形態に従う、C B C T 画像を口腔内画像からのデータで補強することによって C B C T 画像内の局所領域を決定して、大きさを削減した C B C T 画像を生成するための流れ図 800 を示す。流れ図 800 に示す動作を、計算装置 102 で実行される統合アプリケーション 108 により実施してもよい。

【0065】

制御はブロック 802 と 804 で開始する。ブロック 802 と 804 で、C B C T 画像と口腔内画像が統合アプリケーション 108 に提供される。(ブロック 806 で) 統合アプリケーション 108 は、口腔内画像の中の関心領域を決定する。当該関心領域は、セグメント化により口腔内画像において決定された 1 つまたは複数のクラウンの位置に対応する。

【0066】

制御はブロック 808 に進む。ブロック 808 で、統合アプリケーション 108 は C B C T 画像から関心領域を抽出して C B C T 画像の大きさを削減し、(ブロック 810 で) 大きさを削減した C B C T 画像を計算装置 102 に格納する。

【0067】

したがって、図 13 は、口腔内画像から決定された関心領域を取り込むことによって C B C T 画像の大きさが削減される特定の実施形態を示す。

【0068】

図 14 は、特定の実施形態に従う、C B C T 画像を口腔内画像と統合することによってどのように口腔内画像の中の穴を充填するかを示す図 900 を示す。

【0069】

図 9 では、例示的な口腔内画像 104 が穴 902 (即ち、口腔内撮像システム 112 によっては撮像されない歯のクラウンの領域) を有していた。統合アプリケーション 108 は C B C T 画像 106 を使用して、C B C T 画像 106 において穴が発見されない低精度のクラウンにより当該穴を充填して、穴が充填された補強された口腔内撮像データ 904 を生成する。特定の実施形態では、放射線濃度の範囲を歯根とクラウンの間の決定された境界のボクセルにおいて決定し、当該放射線濃度の範囲と決定された境界とに基づいて、口腔内画像の中の穴を、C B C T 画像の選択されたボクセルで充填する。

【0070】

図 15 は、特定の実施形態に従う、C B C T 画像を口腔内画像と統合することによってどのように口腔内画像の中の穴を充填するかを示す流れ図 1000 を示す。流れ図 1000 に示す動作を、計算装置 102 で実行される統合アプリケーション 108 により実施してもよい。

【0071】

制御はブロック 1002 で開始する。ブロック 1002 で、計算装置 102 は、C B C T (cone beam computed tomography) 画像 106 のような、口腔内画像 104 と体積画像を受信する。制御はブロック 1004 に進む。ブロック 1004 で、統合アプリケーション 108 は口腔内画像 104 と C B C T 画像 106 の中の 1 つまたは複数のクラウンを決定する。口腔内画像 104 により決定された当該 1 つまたは複数のクラウンは 1 つまたは複数の穴を有し、穴は、口腔内画像において可視でない歯の一部である。(ブロック 1006 で) 当該 C B C T 画像において決定された 1 つまたは複数のクラウンを口腔内画像 104 に統合して、当該口腔内画像の中の 1 つまたは複数の穴を充填する。

【0072】

したがって、図 14 と 15 は、C B C T 画像からの情報を統合することによってどのように口腔内画像の中の穴がどのように充填されるかを示す。反対に、欠落データまたは劣化データが体積画像に発見された場合には、かかる欠落データまたは劣化データを、口腔内画像で発見されたサーフェス・データにより充填してもよい。

【0073】

図 16 は、特定の実施形態に従う、どのように C B C T 画像 106 を口腔内画像 104 と統合するかを示す流れ図 1100 を示す。流れ図 1100 に示す動作を、計算装置 102 で実行される統合アプリケーション 108 により実施してもよい。

【0074】

制御はブロック 1102 で開始する。ブロック 1102 で、計算装置 102 は口腔内画像 104 と C B C T 画像 106 を受信する。(ブロック 1104 で)口腔内画像 104 と C B C T 画像 106 を統合して、C B C T 画像 106 の中の少なくとも 1 つのクラウンと少なくとも 1 つの歯根の境界を決定し、口腔内画像 104 の中の 1 つまたは複数の穴を充填する。

【0075】

図 17 は、特定の実施形態に従う、どのように口腔内画像の有限長ベクトルが C B C T 画像または他の体積画像のボクセル・データに重ね合わされるかを示すブロック図 1200 を示す。

【0076】

図 17 では、参照番号 1202 で示したハッチ領域は、患者の実際の歯の境界が発見される可能性が高い C B C T 画像の不確定領域を示す。口腔内画像の有限長ベクトル(またはボクセル)を C B C T 画像のボクセルに重ね合わせて交点 1204 を決定する。交点 1204 の各々には、X、Y、Z 座標と関連する放射線濃度とがある(参照番号 1206 で示す)。当該交点では、隣接ボクセルが、不確定領域 1202 において類似するまたは関連する放射線濃度を有してもよい(参照番号 1208 で示す)。

【0077】

図 18 は、特定の実施形態に従う、歯の重心方向 1302 に沿った各々全ての交差ボクセルに関連する放射線濃度を有する隣接ボクセルを辿ることによって、どのように領域成長を行って歯全体を決定するかを示すブロック図 1300 である。当該重心は歯の長手方向に沿って配置されている。相関放射線濃度を、様々な大きさの相関ウィンドウにより決定してもよい。例えば、3 つのボクセルから成る長さ、幅、および高さを有するボクセル立方体を相関ウィンドウとして使用して、どの隣接ボクセルが放射線濃度の点で、過去に決定したボクセルと最も相関するかを判定してもよい。

【0078】

参照番号 1306 は、ボクセルと有限長ベクトル(または、サーフェス・ボクセル)の交点 1204 と関連する放射線濃度とから開始するシード値による領域成長で輪郭を描いた歯全体を示す。他の機構を領域成長に使用して歯全体を決定してもよい。

【0079】

図 19 は、特定の実施形態に従う、どのように歯の歯根が有限長ベクトル(またはサーフェス・ボクセル)とボクセルの交点、および領域成長から生成されるかを示す流れ図 1400 を示す。制御はブロック 1402 で開始する。ブロック 1402 で、C B C T 画像の各ボクセルにあるボクセル情報が体積座標 X、Y、Z および放射線濃度により与えられる。制御はブロック 1404 に進む。ブロック 1404 で、C B C T 画像のボクセルと口腔内画像のクラウンの境界の有限長ベクトル(またはボクセル)が交差するかを判定する。(ブロック 1406 で)歯の歯根を、互いに相関する(即ち、大きさが類似する)隣接する放射線濃度を辿ることに基づく領域成長技法により決定された交点から構築する。

【0080】

図 20 は、特定の実施形態に従う、どのように断層撮影(即ち、体積)画像のボクセルと形状データの有限長ベクトルが統合されるかを示す流れ図 1500 を示す。(ブロック 1502 で)計算装置が患者の歯列の形状データと断層撮影画像を受信する。(ブロック

1504で)形状データの中の1つまたは複数のクラウンを表すベクトルを決定する。(ブロック1506で)当該ベクトルに当該断層撮影画像の対応するボクセルを重ね合わせ、当該ボクセルの体積座標と放射線濃度を決定する。(ブロック1508で)少なくとも1つの患者の歯を、1つまたは複数のボクセルの決定された体積座標と放射線濃度とを含む開始位置からの領域成長により決定し、当該領域成長を、歯の重心方向に沿った最も近い放射線濃度を有する隣接ボクセルを辿ることにより実施する。代替的な実施形態では、重ね合わせに関して、サーフェス・データの有限長ベクトルに対応するボクセル(サーフェス・ボクセルと称する)を、有限長ベクトルの代わりに使用してもよい。

【0081】

図21は、特定の実施形態に従う、どのように形状データの中の欠落データまたは劣化データが断層撮影画像のボクセルと形状データの有限長ベクトルを統合することによって充填されるかを示す流れ図1600を示す。(ブロック1602で)計算装置が、患者の歯列と断層撮影画像を受信する。(ブロック1604で)形状データの中の1つまたは複数のクラウンを表すベクトルを決定する。当該1つまたは複数のクラウンは、劣化データまたは欠落データを有する。(ブロック1606で)当該ベクトルに断層撮影画像の対応するボクセルを重ね合わせ、当該ボクセルの体積画像と放射線濃度を決定する。(ブロック1606で)少なくとも1つの患者の歯を、1つまたは複数のボクセルの決定された体積座標と放射線濃度とを含む開始位置からの領域成長により決定して、当該形状データの1つまたは複数のクラウンの中の劣化データまたは欠落データを充填する。

【0082】

特定の代替的な実施形態では、ベクトルに断層撮影画像の対応するボクセルを重ね合わせて当該ボクセルの体積座標と放射線濃度を決定して、より高い精度で歯を決定し、形状データの中の欠落データまたは劣化データを充填する。特定の実施形態では、歯をより高い精度で決定することにより、弱放射を利用して、受信した断層撮影画像を取得する。

【0083】

図22は、特定の実施形態に従う、形状データの中の要素(例えば、ベクトル)を断層撮影画像の中の対応するボクセルに重ね合わせて当該ボクセルの体積座標と放射線濃度を決定することを示す流れ図1700を示す。(ブロック1702で)計算装置が、患者の歯列の形状データと断層撮影画像を受信する。(ブロック1704で)当該形状データの中の1つまたは複数の境界を表す要素(例えば、ベクトルまたはボクセル)を決定する。(ブロック1706で)当該要素を断層撮影画像の対応するボクセルに重ね合わせ、当該ボクセルの体積座標と放射線濃度を決定する。特定の実施形態では、当該形状データの中の境界で歯の1つまたは複数のクラウンを描画する。

【0084】

図23は、特定の実施形態に従う、患者のクラウンの形状データの中の要素を体積画像の中の対応するボクセルに重ね合わせることを示す流れ図2300を示す。

【0085】

制御はブロック2302で開始する。ブロック2302で、患者のクラウンの形状データと患者の歯の体積画像を受信する。(ブロック2304で)当該形状データの中の1つまたは複数のクラウンを表す要素を決定する。(ブロック2306で)計算装置を使用して、当該要素に体積画像の対応するボクセルを重ね合わせる。

【0086】

図24は、特定の実施形態に従う、患者のクラウンの形状データの中の要素を体積画像の中の対応するボクセルに重ね合わせて、歯の形状を決定することを示す流れ図2400を示す。

【0087】

制御はブロック2402で開始する。ブロック2402で、患者のクラウンの形状データと体積画像を受信する。(ブロック2404で)、当該形状データの中の1つまたは複数のクラウンを表す要素を決定する。(ブロック2406で)計算装置を利用することによって、当該要素を体積画像の対応するボクセルに重ね合わせ、体積座標と放射線濃度を

決定して歯の形状を決定する。

【 0 0 8 8 】

したがって、図 1 乃至 2 4 は、口腔内画像と C B C T 画像から抽出した情報を統合することによって患者の歯がより正確に決定される特定の実施形態を示す。また、口腔内画像のクラウンの中の劣化データまたは欠落データが、C B C T 画像から抽出した情報を統合することによって充填される。口腔内画像と C B C T 画像を統合することによって、口腔内画像と C B C T 画像の両方が、より多くの機能を有するように強化され、C B C T 画像を少量の放射で取得することができる。

【 0 0 8 9 】

諸実施形態のさらなる詳細

体積データの表現では、高いコントラストの領域と低いコントラストの領域が存在しうる。閾値化を介した（例えば、放射線濃度を閾値化することによる）セグメント化を行うとき、歯根よりクラウンを閾値化の方が容易であることがある。これは、クラウンが軟組織に対して高密度で現れるからである。歯根は骨に対して低いコントラストで現れることに留意されたい。高いコントラストの分岐は、この方式で容易にセグメント化することができる。特定の実施形態では、クラウンを閾値化し、その境界を使用してセグメント化をシードし、歯根を分離してもよい。このように、体積データを使用して当該体積データ自体をセグメント化してもよい。これにより、クラウンの歯根オブジェクトを自動的に重ね合わせることができる。これをクラウンのサーフェス・データの重ね合わせに使用してもよい。

【 0 0 9 0 】

特定の実施形態では、歯根をセグメント化するのではなく、特定の実施形態で歯根の重心のみを抽出してもよい。

【 0 0 9 1 】

特定の実施形態では形状データと断層撮影画像データの両方をファイル・システムにおいて互いにリンクしてもよい。例えば、C B C T スキャン・データと口腔内スキャン・データの両方の画像ファイルのヘッダに情報を追加して、閲覧ソフトウェアが一方を他方から容易に参照できるようにしてもよい。あるいは、閲覧ソフトウェアが、口腔内スキャン画像ファイルと C B C T 画像ファイルとが互いに対して重ね合わされるのを追跡し、その情報を別々のファイルに格納してもよい。特定の実施形態では、相関技法または最適化技法を使用して、画像データの中の交点を発見してもよい。

【 0 0 9 2 】

特定の実施形態では、プロセスの出力は、画像の複数のソースを重ね合わせる融合プロセスにより強化されたサーフェス・データまたは体積データの高度な表現であるデータ構造である。多次元データ表現と視覚化技法を使用して、かかる高度なサーフェスまたは体積を表示してもよい。特定の実施形態では、処理と重ね合わせの後、収集した画像データを、体積描画とセグメント化を介して 3 次元オブジェクトとして描画し表示してもよい。

【 0 0 9 3 】

諸実施形態の追加の詳細

種々の図面で説明した動作を、ソフトウェア、ファームウェア、ハードウェア、またはそれらの任意の組合せを生成する技法を用いた方法、装置またはコンピュータ・プログラム製品として実装してもよい。さらに、特定の実施形態が、コンピュータ読取可能プログラム・コードを組み込んだ 1 つまたは複数のコンピュータ読取可能記憶媒体（複数可）で具体化されたコンピュータ・プログラム製品の形をとってもよい。

【 0 0 9 4 】

コンピュータ読取可能記憶媒体は、電子、磁気、光学、電磁気、または半導体のシステム、機器、もしくは装置、またはそれらの任意の適切な組合せを含んでもよい。当該コンピュータ読取可能記憶媒体はまた、1 つまたは複数の配線を有する電気接続、コンピュータ・ディスクまたはディスク、ハード・ディスク、RAM (r a n d o m a c c e s s m e m o r y)、ROM (r e a d - o n l y m e m o r y)、EPROM (e

rasable programmable read-only memory)またはフラッシュ・メモリ、可搬型CD-ROM(compact disc read-only memory)、光記憶装置、磁気記憶装置等を含んでもよい。コンピュータ読取可能記憶媒体は、命令実行システム、機器、または装置により使用されるかまたはそれらと接続するためのプログラムを含むかまたは格納できる任意の有形媒体であってもよい。

【0095】

本発明の諸態様に関する動作を実行するためのコンピュータ・プログラム・コードを、1つまたは複数のプログラミング言語の任意の組合せで記述してもよい。

【0096】

以下では、本発明の諸態様を、特定の実施形態に従う方法、システムおよびコンピュータ・プログラム製品の流れ図表現および/またはブロック図を参照して説明する。諸図面で説明した少なくとも特定の動作は、特定の順序で発生する特定の事象を示している。代替的な実施形態では、特定の動作を別の順序で実施し、修正し、または削除してもよい。さらに、動作を上述のロジックに追加してもよく、動作が依然として説明した諸実施形態に従ってもよい。さらに、本明細書で説明した動作を逐次的に実施してもよく、または、動作を並列に処理してもよい。さらに、動作を単一の処理ユニットによってまたは分散処理ユニットによって実施してもよい。コンピュータ・プログラム命令により流れ図のブロックを実装してもよい。これらのコンピュータ・プログラム命令をコンピュータのプロセッサに提供して実行してもよい。

【0097】

図25は、特定の実施形態に従う、計算装置102に含まれる特定の要素を示すブロック図を示す。システム2500が計算装置102を備えてもよく、特定の実施形態において少なくともプロセッサ2504を備える回路2502を備えてもよい。システム2500はまた、メモリ2506(例えば、揮発性メモリ装置)と記憶部2508を備えてもよい。記憶部2508は、不揮発性メモリ装置(例えば、EEPROM、ROM、PROM、RAM、DRAM、SRAM、フラッシュ、ファームウェア、プログラム可能論理部等)、磁気ディスク・ドライブ、光ディスク・ドライブ、テープ・ドライブ等を備えてもよい。記憶部2508は、内部記憶装置、取付型記憶装置および/またはネットワーク・アクセス可能記憶装置を備えてもよい。システム2500は、メモリ2506にロードされプロセッサ2504または回路2502により実行できるコード2512を含むプログラム論理部2510を備えてもよい。特定の実施形態では、コード2512を含むプログラム論理部2510を記憶部2508に格納してもよい。特定の他の実施形態では、プログラム論理部2510を回路2502で実装してもよい。したがって、図25ではプログラム論理部2510を他の要素から独立して示してあるが、プログラム論理部2510をメモリ2506および/または回路2502の中で実装してもよい。

【0098】

「1実施形態」、「実施形態」、「諸実施形態」、「当該実施形態」、「当該諸実施形態」、「1つまたは複数の実施形態」、「幾つかの実施形態」、および「或る実施形態」という用語は、特に明記しない限り、「本発明の1つまたは複数の(全てではない)実施形態」を意味する。

【0099】

「含む」、「備える」、「有する」およびそれらの変形は、特に明記しない限り、「を含むがこれらに限らない」を意味する。

【0100】

項目を列挙したリストは、特に明記しない限り、当該項目のうち何れかまたはその全てが相互排他的であることを意味するものではない。

【0101】

「1」、「1つの」、「当該」は、特に明記しない限り、「1つまたは複数」を意味する。

【 0 1 0 2 】

互いに通信する装置は、特に明記しない限り、互いに連続的に通信する必要はない。さらに、互いに通信する装置が、1つまたは複数の介在物を通じて直接または間接に通信してもよい。

【 0 1 0 3 】

互いに通信する幾つかのコンポーネントを有する実施形態の説明は、かかるコンポーネントの全てが必要であることは示唆しない。寧ろ、多種多様な可能な実施形態を示すために様々な任意のコンポーネントが説明されている。

【 0 1 0 4 】

本明細書では1つの装置または製品を説明したが、複数の装置／製品を（それらが協働するか否かに関わらず）単一の装置／製品の代わりに使用してもよいことは容易に明らかである。同様に、複数の装置または製品を（それらが協働するか否かに関わらず）本明細書で説明したが、単一の装置／製品を複数の装置もしくは製品の代わりに使用してもよく、または、様々な数の装置／製品を示した数の装置またはプログラムの代わりに使用してもよいことは容易に明らかである。あるいは、装置の機能および／または特徴を、かかる機能／特徴を有するとは明示的に説明していない1つまたは複数の他の装置により具体化してもよい。

【 0 1 0 5 】

本発明の様々な実施形態の以上の説明は、例示と説明の目的で提供したものである。これは、排他的であることを意図したものではなく、本発明を開示した形態そのものに限定するものでもない。以上の教示事項に照らして、多数の修正や変形が可能である。本発明の範囲は以上の詳細な説明により限定されず、添付の特許請求の範囲により限定されることが意図されている。以上の明細書、例およびデータは、本発明の構成の製造と利用を十分に説明するものである。本発明の範囲から逸脱しない本発明の多数の実施形態を生成できるので、本発明は添付の特許請求の範囲に含まれる。

【 符号の説明 】

【 0 1 0 6 】

- 1 0 2 計算装置
- 1 0 4 口腔内画像
- 1 0 6 C B C T 画像
- 1 0 8 統合アプリケーション
- 1 1 0 無線接続または有線接続
- 1 1 2 口腔内撮像システム
- 1 1 4 C B C T 撮像システム
- 1 1 6 ワンド
- 1 1 8 口腔内撮像センサ
- 1 2 0 回転式 X 線機器

【 誤訳訂正 2 】

【 訂正対象書類名 】 特許請求の範囲

【 訂正対象項目名 】 全文

【 訂正方法 】 変更

【 訂正の内容 】

【 特許請求の範囲 】

【 請求項 1 】

方法であって、

患者のクラウンの形状データと前記患者の歯の体積画像を受信するステップと、
前記形状データの中の1つまたは複数のクラウンを表現する要素を決定するステップと

、

計算装置を使用して、前記要素を前記体積画像の対応するボクセルに重ね合わせるステップと、

を含み、前記方法は、

前記ボクセルに対応する体積座標と放射線濃度とを決定するステップと、

前記ボクセルの1つまたは複数の決定された体積座標と放射線濃度を含む位置から開始する領域成長を介して、前記患者の少なくとも1つの歯根を決定するステップと、
をさらに含む、方法。

【請求項2】

前記領域成長は、前記患者の歯の長手方向に沿った相関放射線濃度を有する隣接ボクセルを特定することによって実施される、請求項1に記載の方法。

【請求項3】

前記体積座標と前記放射線濃度の決定を用いて歯の形状が決定され、前記方法は前記形状データおよび/または前記体積画像の中の欠落データまたは劣化データを埋めるステップをさらに含み、前記歯の形状は受信した前記体積画像と比べてより高い精度で決定され、前記歯の形状は弱放射を用いてより高い精度で決定される、請求項1または2に記載の方法。

【請求項4】

前記体積画像は第1の複数のボクセルにより表現され、

前記1つまたは複数のクラウンは第2の複数のボクセルにより表現され、

前記第1の複数のボクセルと前記第2の複数のボクセルが重ね合わされる、

請求項1乃至3の何れか1項に記載の方法。

【請求項5】

前記要素はベクトルであり、

前記形状データ内の境界は前記1つまたは複数のクラウンに対応し、

前記1つまたは複数のクラウンは複数の有限長ベクトルにより表現され、

前記体積画像は複数のボクセルにより表現され、

前記複数の有限長ベクトルと前記複数のボクセルの交点は前記重ね合わせの後に決定される、

請求項1乃至3の何れか1項に記載の方法。

【請求項6】

1つまたは複数のクラウンが、前記形状データのセグメント化を介して前記形状データの中で決定される、請求項1に記載の方法。

【請求項7】

前記形状データは口腔内画像からのものであり、前記体積画像はC B C T (c o n e b e a m c o m p u t e d t o m o g r a p h y) 画像であり、

前記口腔内画像の精度は前記C B C T画像より高く、

前記体積画像は、歯の歯根とクラウンの両方を含み、

前記口腔内画像は、少なくとも前記歯のクラウンを含むが、前記歯の歯根の全体は含まない、

請求項1に記載の方法。

【請求項8】

前記口腔内画像内の関心領域を決定するステップであって、前記関心領域は前記口腔内画像の中の決定された前記1つまたは複数のクラウンの位置に対応するステップと、

前記体積画像において前記関心領域を抽出して、前記体積画像のサイズを減らすステップと、

をさらに含む、請求項7に記載の方法。

【請求項9】

前記患者のクラウンの前記形状データは圧痕、石膏模型または口腔内スキャンを介して取得され、

前記体積画像は、断層撮影画像、超音波画像、C B C T (c o n e b e a m c o m p u t e d t o m o g r a p h y) 画像およびM R I (m a g n e t i c r e s o n a n c e i m a g e) から成るグループから選択される、

請求項 1 乃至 8 の何れか 1 項に記載の方法。

【請求項 1 0】

メモリと、

前記メモリに接続されたプロセッサであって、前記プロセッサは請求項 1 乃至9の何れか 1 項に記載の方法のステップを実施するプロセッサと、

を備える、システム。

【請求項 1 1】

コンピュータ読取可能記憶媒体であって、前記コンピュータ読取可能記憶媒体に組み込んだコードが、プロセッサにより実行されたときに請求項 1 乃至9の何れか 1 項に記載の方法のステップを含む動作を実施する、コンピュータ読取可能記憶媒体。

【誤訳訂正 3】

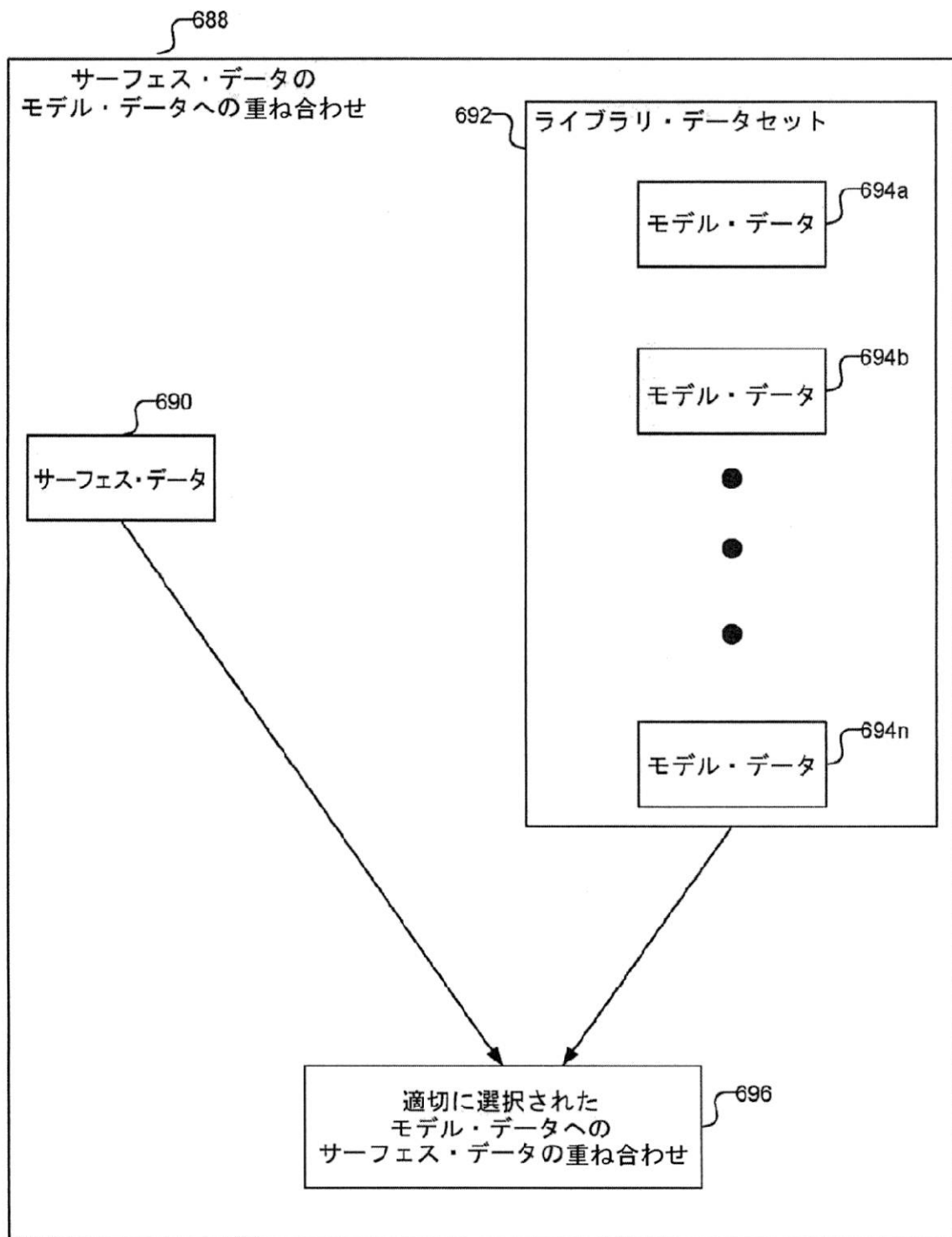
【訂正対象書類名】図面

【訂正対象項目名】図 1 1

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【図 1 1】



【誤訳訂正 4】

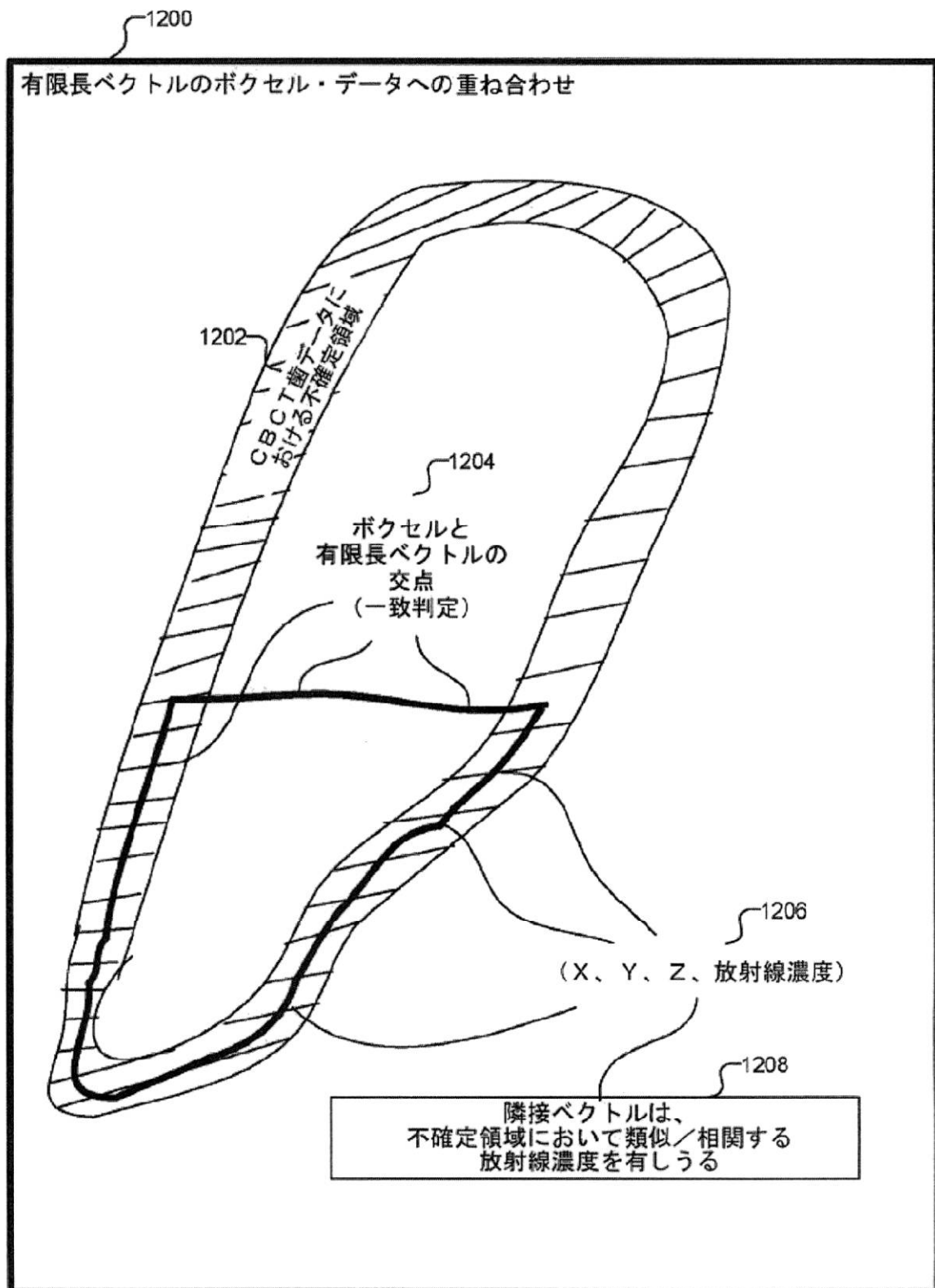
【訂正対象書類名】図面

【訂正対象項目名】図 1 7

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【図 17】



【誤訳訂正 5】

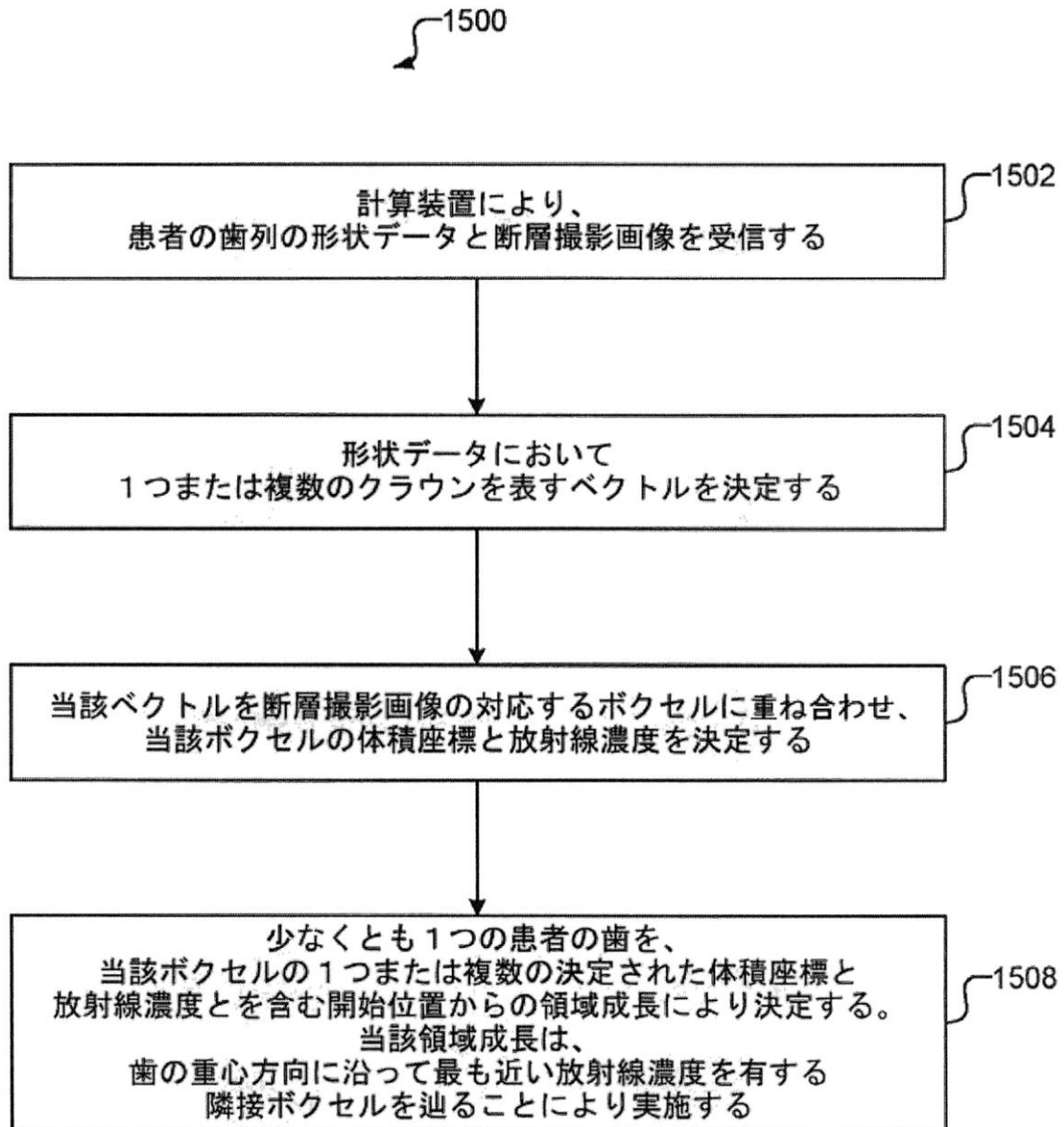
【訂正対象書類名】図面

【訂正対象項目名】図 20

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【図 2 0】



【誤訳訂正 6】

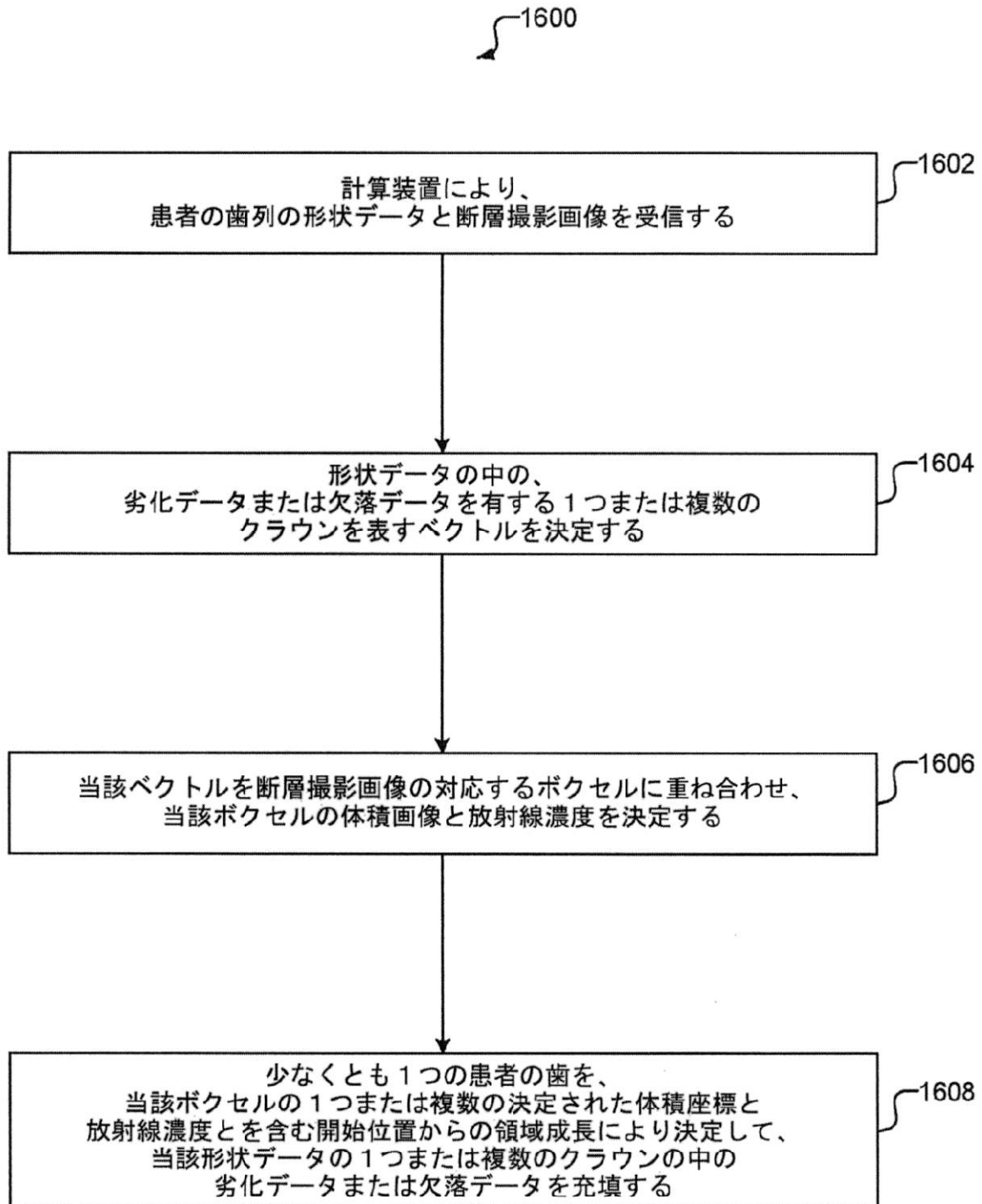
【訂正対象書類名】図面

【訂正対象項目名】図 2 1

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【図 2 1】



【誤訳訂正 7】

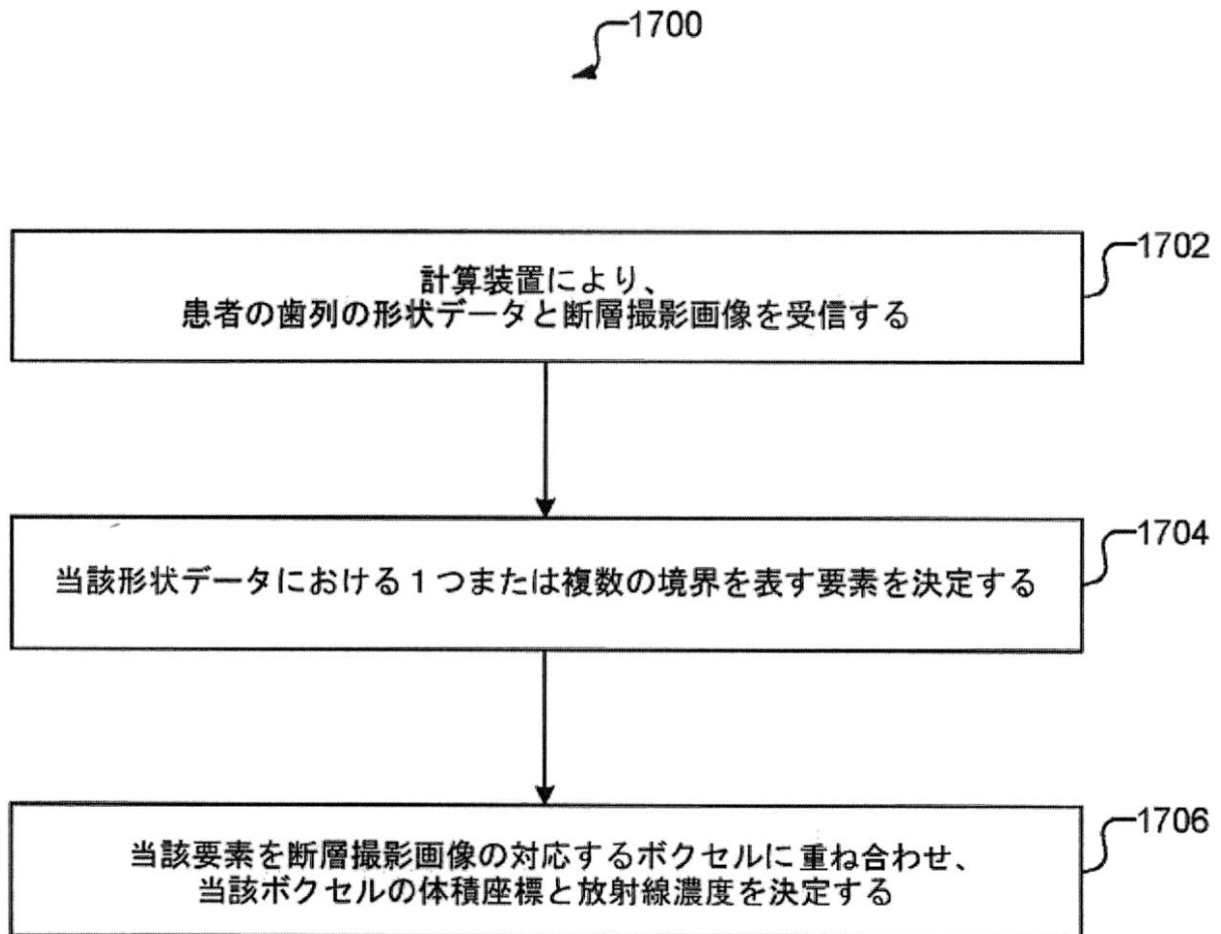
【訂正対象書類名】図面

【訂正対象項目名】図 2 2

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【図 2 2】



【誤訳訂正 8】

【訂正対象書類名】図面

【訂正対象項目名】図 2 3

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【図 23】

