

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2013年4月4日(04.04.2013)



(10) 国際公開番号
WO 2013/047788 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01) A61B 6/14 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/075159
- (22) 国際出願日: 2012年9月28日(28.09.2012)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2011-212543 2011年9月28日(28.09.2011) JP
- (71) 出願人: 株式会社テレシステムズ(TELESYSTEMS CO., LTD) [JP/JP]; 〒5560003 大阪府大阪市浪速区恵美須西2丁目8番19号 Osaka (JP).
- (72) 発明者: 尾川 浩一(OGAWA Koichi); 〒1640001 東京都中野区中野3丁目15番1号 Tokyo (JP). 勝又 明敏(KATSUMATA Akitoshi); 〒4910903 愛知県一宮市八幡四丁目1番97-102号 Aichi (JP). 山河 勉(YAMAKAWA Tsutomu); 〒5560003

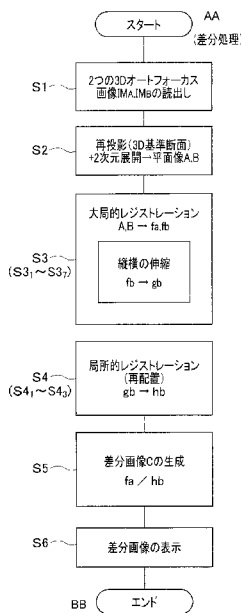
大阪府大阪市浪速区恵美須西2丁目8番19号 株式会社テレシステムズ内 Osaka (JP). 長岡 秀行(NAGAOKA Hideyuki); 〒5560003 大阪府大阪市浪速区恵美須西2丁目8番19号 株式会社テレシステムズ内 Osaka (JP). 長野 竜也(NAGANO Tatsuya); 〒5560003 大阪府大阪市浪速区恵美須西2丁目8番19号 株式会社テレシステムズ内 Osaka (JP).

- (74) 代理人: 菊地 保宏(KIKUCHI, Yasuhiro); 〒1600003 東京都新宿区本塩町18番地4 MY K四ツ谷2階 よつや国際特許事務所 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX,

[続葉有]

(54) Title: IMAGE PROCESSOR AND IMAGE PROCESSING METHOD

(54) 発明の名称: 画像処理装置及び画像処理方法



(57) Abstract: The present invention provides a device for capturing a panoramic image, in which an image processor is functionally installed. In accordance with a curve determined from positions designated for both of two planar images (A, B), the device creates two planar images (fa, gb) in which the two planar images (A, B) as a whole are registered, while varying the ratio of expansion and contraction at each position on a straight line, in such a way that corresponding points set for each of the planar images (A, B) produce a straight line and are aligned in the horizontal direction (steps S1-S3). One of the planar images (gb) is searched to ascertain which regions of said planar image (gb) match a plurality of local regions forming the other planar image (fa), and a planar image (hb) in which an image of the matching regions has been relocated is created (step S4). Information relating to differences between the planar image (hb) and the planar image (fa) is calculated.

(57) 要約: 画像処理装置を機能的に搭載したパノラマ撮像装置が提供される。この装置では、2つの平面画像(A, B)の両者にて夫々指定した位置から決定される曲線に基づいて当該2つの平面画像(A, B)夫々の全体を、同平面画像(A, B)に夫々設定した対応点が直線を成しかつ水平方向で一致するように、その直線上での位置毎の伸縮率を変えながらレジストレーションした2枚の平面画像(fa, gb)が作成される(ステップS1~S3)。一方の平面画像(fa)を成す複数の局所領域が、夫々、他方の平面画像(gb)のどの領域にマッチングするのか、その他方の平面画像(gb)が探索されるとともに、マッチング領域の画像を再配置した平面画像(hb)が作成される(ステップS4)。平面画像(hb)と平面画像(fa)との間で差異情報が演算される。

AA Start (difference processing)
S1 Read out two 3D autofocus images IMA, IMB
S2 Reprojection (3D reference cross section)
+ two-dimensional development → planar images A, B
S3 Broad perspective registration
Lengthwise/crosswise expansion/contraction
S4 Local registration
(relocation)
S5 Generate difference image C
S6 Display difference image
BB End

WO 2013/047788 A1



MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

パ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：画像処理装置及び画像処理方法

技術分野

[0001] 本発明は、同一の対象の同一の撮像部位を、異なるタイミングにおいて撮像して得られた複数の平面画像から、その部位の経時的変化を評価するための処理を行う画像処理装置及び画像処理方法に関する。

背景技術

[0002] 近年、X線を用いた物体の内部の構造の画像化は、半導体などの物の製造現場、パイプラインなどの建設現場、空港の手荷物検査、医療現場など、多くの分野で行われている。この中でも、特に、X線撮像装置やX線CTなどの医用モダリティを用いて被検体の内部の断面の画像を得ることは、医療の研究や治療の現場では今や必須の診断法の一つになっている。

[0003] この医療におけるX線診断の場合、診断対象である患者の撮像部位が時間的にどのように変化しているかということを知ることは非常に重要である。勿論、材料には時間の経過に伴う劣化があるので、そのような経時的変化の観察は患者に限ったことではない。

[0004] この経時的変化の情報を得る一つのアルゴリズムとして、非特許文献1に示されている位相限定相関法を用いるサブトラクション法がある。このサブトラクション法を実施する場合、異なる時間に撮像された同一被検体の同一部位の2つの2次元又は3次元の画像のうち一方の画像上で2つ又は3つの特異な位置を指定する。次に、この指定された位置に相当する、もう一方の2次元又は3次元の画像上の位置を、最も強い位相相関を求めることにより、特定する。このように指定及び特定された両画像の位置を互いに合わせるための移動ベクトル（拡大・縮小、回転、平行移動を示すベクトル）を位置毎に求める。この移動ベクトルを使って、一方の画像を他方の画像に位置合わせを行い、両画像の画素毎の差分を採る。これにより、両画像から被検体の撮像部位の経時的な変化を求めることができる。

[0005] この位相限定相関法を用いるサブトラクション法は、例えば、本出願人の過去の出願に係る装置において既に使用されている（特許文献1を参照）。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：WO 2011016508 A1

非特許文献

[0007] 非特許文献1：「位相限定相関法を用いた掌紋認証アルゴリズム、伊藤 康一
ほか、画像の認識・理解シンポジウム（MIRU2006）、2006年
7月」

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] しかしながら、位相相関限定法を用いたサブトラクション法の場合、位相相関量の演算、移動ベクトルの演算、その移動ベクトルを用いた画像の移動、及び差分という演算が必要なるので、演算量が非常に多くなる。このため、演算を担うコンピュータ能力も高いものが要求されることから、実際の医療等の現場では使い難いという問題があった。また歯科X線口内撮影のような比較的小さな領域の画像に対しては、演算上の計算量ならびに精度からも適切であるが、更に歯列全域をカバーする歯科用パノラマ画像のような場合は、演算量が膨大になり不適である。

[0009] かかる問題は特に、歯科治療の現場で、X線透過データをトモシンセシス法の下で疑似3次元的に再構成して得るパノラマ画像（つまり、歯列に沿って湾曲した2次元断面の画像）の場合にも顕著であった。この歯科治療の分野では、そのような経時的な変化を観察することが、スクリーニングなどの予防的な診察からインプラント治療まで幅広く要求されている。しかしながら、演算量が多いということは、経時変化の情報を得るまでに時間がかかる。これに間に合うようにコンピュータの演算能力を上げるということも装置の製造コスト面で難がある。

[0010] さらに、歯科治療の分野では、拡大率が定まらないことや、画像のボケは患者の位置付けや歯列の個体差などで生じることから、同一の患者の同一の歯列の経時的な変化を従来のパノラマ画像を用いて読影することは到底できる話ではないとも言われている。かかる経時的な変化を観察しようとするれば、時間を置いて複数回の撮像を行う必要がある。例えば、う蝕の変化やインプラント治療の場合など、治療前後にそれぞれ撮像する必要がある。その撮像の度に位置決めされる同一患者の口腔部の空間的な位置は少しずれることが一般的である。これは操作者による位置決めずれなどに依存する。しかしながら、従来では、パノラマ画像を用いて、そのような時間的な変化を読影することは上記の理由で殆ど不可能であった。

[0011] 本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、CPUなどのハードウェアに要求される演算能力はより少なくて済みながらも、撮像対象の同一の撮像部位の時間的な変化に関する情報を提供することができる画像処理装置及び画像処理方法を提供することを、その目的とする。

課題を解決するための手段

[0012] 上述した目的を達成するために、本発明によれば、X線撮影装置によって、X線が被検体に照射され、当該被検体を透過した前記X線の透過量を示すデータが検出され、且つ、このデータに基づいて作成された、2つの時点の2枚の平面画像A、Bの間の差異情報を得る画像処理装置が提供される。この画像処理装置は、前記2つの平面画像A、Bの両者において夫々指定した位置から決定される曲線に基づいて当該2つの平面画像A、Bそれぞれの全体を、同平面画像A、B上にそれぞれ設定した前記対応点が直線を成しかつ水平方向で一致するようにその直線上での位置ごとの伸縮率を変えながらレジストレーション処理した2枚の平面画像f a、g bをそれぞれ作成する第1のレジストレーション手段と、前記第1のレジストレーション手段により作成された前記一方の平面画像f aを成す複数の局所領域が、夫々、前記他方の平面画像g bのどの領域にマッチングするのか当該他方の平面画像g bを探索するとともに、当該マッチングした領域の画像を再配置した平面画像

h bを作成する第2のレジストレーション手段と、この第2のレジストレーション手段により作成された平面画像h bと前記第1のレジストレーション手段で作成された前記一方の平面画像f aとの間で差異情報を演算する差異演算手段と、を備えたことを特徴とする。

発明の効果

[0013] 本発明によれば、CPUなどのハードウェアに要求される演算能力はより少なくても済みながらも、撮像対象の同一の撮像部位の時間的な変化に関する情報を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0014] 添付図面において、

[図1]図1は、本発明の第1の実施形態に係る、画像処理装置を機能的に一体に搭載したX線によるパノラマ撮像装置の構成の一部の概略を示す斜視図、

[図2]図2は、パノラマ撮像装置に搭載される検出器の概要を説明する図、

[図3]図3は、検出器の電気的な構成を示すブロック図、

[図4]図4は、入射するX線パルスとエネルギー弁別のためのエネルギー閾値との関係を説明する図、

[図5]図5は、入射するX線のエネルギー分布、光子計数値、及びエネルギー領域の関係を説明する図、

[図6]図6は、パノラマ撮像装置のコンソールの電気的な構成を示すブロック図、

[図7]図7は、サブトラクション処理の概要を示すフローチャート、

[図8]図8は、サブトラクション処理の対象となる、撮像時期の異なる2つの3Dオートフォーカス画像を示す図、

[図9]図9は、2つの3Dオートフォーカス画像から作成された2つの平面画像を示す図、

[図10]図10は、一方の平面画像に制御点としての複数の点をプロットした状態を説明する図、

[図11]図11は、上記一方の平面画像にプロットした点をスムーズに結ぶ曲

線を設定した状態を示す図、

[図12]図12は、スケーリングに使用する伸縮率の、横軸上の位置毎の変化を示す曲線図、

[図13]図13は、前記一方の平面画像に設定した曲線上の各位置に設定する法線を説明する図、

[図14]図14は、上記法線に沿った画素を横方向に直線に配置して作成し且つ縦横の伸縮率を相互に合わせた2つの平面画像の図、

[図15]図15は、上記直線配置された2つの平面画像の一方をROIで分割した様子を示す図。

[図16]図16は、上記直線配置された2つの平面画像の他方における上記ROIにマッチングした領域を説明する図、

[図17]図17は、上記他方の平面画像（直線配置済）におけるマッチング領域の再配置を説明する図、

[図18]図18は、差異情報として差分情報を表す差分画像を模式的に説明する図、

[図19]図19は、第1の変形例に係る大局的レジストレーションにおける大、中、小のROIを用いた処理を説明するフローチャート、

[図20]図20は、第1の変形例における大、中、小のROIの設定及び当該ROIに相当する領域の探索を説明する図、

[図21]図21は、第3の変形例に係る、直線型の差分画像から湾曲型の差分画像への再配置を説明するフローチャート、

[図22]図22は、第3の変形例に係る、湾曲型の差分画像を模式的に説明する図、

[図23]図23は、第5の変形例に係る画像処理の概要を説明するフローチャート。

[図24]図24は、第6の変形例に係る画像処理の概要を説明するフローチャート、

[図25]図25は、第7の変形例に係る画像処理の概要を説明するフローチャ

ート、

[図26]図 2 6 は、第 7 の変形例に係る画像処理を説明する図、

[図27]図 2 7 は、本発明の第 2 の実施形態に係る、大局的レジストレーションの一部を説明するフローチャート、

[図28]図 2 8 は、第 2 の実施形態に係る画像処理を説明する図、である。

発明を実施するための形態

[0015] 以下、添付図面を参照して、本発明の画像処理装置に係る各種の実施形態及びその変形例を説明する。

[0016] 本実施形態では、かかる画像処理装置は、X線を用いた歯科用のパノラマ撮像装置の中で機能的に一体に実施されているので、以下、このパノラマ撮像装置を詳述する。

[0017] (第 1 の実施形態)

図 1 ～図 1 8 を参照して、第 1 の実施形態に係る画像処理装置及び画像処理方法を説明する。

なお、本発明に係る画像処理装置は必ずしもそのような撮像装置と機能的に一体化する必要はない。例えば、画像処理装置は撮像装置とは別体のコンピュータとして存在していてもよい。このコンピュータが本発明に係る画像処理を専用に行うものであってもよいし、他の処理の実行と兼用するものであってもよい。そのようなコンピュータに撮像装置によって撮像された、撮像対象の同一部位について異なる時間に撮像された複数の画像が与えられ、この複数の画像に本発明に係る画像処理を施すようになっていればよい。また、以下の実施形態では、2つの画像間の差異情報として差分（サブトラクション）情報を得るようにしているが、これはあくまで一例であり、病状の変化などに伴う「違い」が得られる情報であればよい。なお、後述するレジストレーションされた画像を有効に利用する形態も説明される。

[0018] 図 1 に、本第 1 の実施形態に係る画像処理機能を有するパノラマ撮像装置 1 の概要を示す。

[0019] このパノラマ撮像装置 1 は、被験者 P の顎部を X 線でスキャンし、そのデ

デジタル量のX線透過データから顎部に在る3次元構造の歯列の実際の位置及び形状を同定した3D（3次元）画像（後述する3Dオートフォーカス画像）を提供する。特に、パノラマ撮像装置1は、時系列的に異なる複数の撮影時期（例えば2カ月空けた2つの撮影時期）に撮像した複数（例えば2つ）の3Dオートフォーカス画像の相互間の経時変化を表す情報を提供することを、基本性能とする。なお、3Dオートフォーカス画像を得る過程でトモシンセシス法（tomosynthesis）を用い、また、かかる経時変化の情報を得る過程で、本発明に係る画像処理法を実施する。

[0020] （実施形態）

図1～図18を参照して、本発明に係る画像処理及び画像処理方法を機能的に一体に搭載及び実行するパノラマ撮像装置の好適な実施形態を説明する。

[0021] 図1に、パノラマ撮像装置1の概要を示す。このパノラマ撮像装置1は、被検体Pからデータを収集するガントリ（データ収集装置）2と、収集したデータを処理して画像などを作成するとともにガントリ2の動作を制御するコンソール3とを備える。

[0022] ガントリ2は、支柱11を備える。この支柱が伸びる長手方向を縦方向（又は上下方向：Z軸方向）と呼び、この縦方向に直交する方向を横方向（XY面に沿った方向）と呼ぶ。支柱11には、略コ字状を成す上下動アームユニット12が縦方向に移動可能に備えられる。

[0023] 上下動アームユニット12には、回転軸13Dを介して回転アームユニット13が垂下され、この回転軸13DによりZ軸方向の周りに回転可能である。この回転アームユニット13は、下向きで略コ字状を成す横アーム13Aと、この横アーム13Aの両端のそれぞれから下向きに伸びる線源側縦アーム13B及び検出側縦アーム13Cとを備える。回転軸13Dは、図示しない電動モータなどの駆動機構の出力を利用した軸である。図中、符号14は被験者Pの顎を載せるチンレストを示す。

[0024] 線源側アーム13Bの下端部にはX線管21が設置され、このX線管21

から例えばパルスX線として曝射されたX線は、同下端部に設けられたコリメータ（図示せず）でコリメートされた後、被験者Pの顎部を透過して検出側縦アーム13Cに伝播する（仮想線を参照）。検出側縦アーム13Cの下端部には、X線入射窓W（例えば、横5.0mm×縦145mm）を有したX線検出器22（以下、検出器と呼ぶ）が設置される。なお、検出器22の検出面のサイズは、例えば横6.4mm×縦150mm）である。

[0025] この検出器22は、図2に示すように、X線撮像素子を2次元に配列した複数の検出モジュールB1～Bnを有し、この複数の検出モジュールB1～Bnの全体で検出部分が構成される。複数の検出モジュールB1～Bmは互いに独立したブロックとして作成され、それらを基板（図示せず）上に所定形状（例えば矩形状）に実装して検出器22の全体が作成される。個々の検出モジュールB1（～Bm）はX線を直接、電気パルス信号に変換する半導体材料で作成される。このため、検出器22は、半導体による直接変換方式の光子計数型X線検出器である。

[0026] この検出器22は、上述したように、複数の検出モジュールB1～Bmの集合体として形成され、その全体として、2次元に配列された収集画素Sn（n=1～N：画素数Nは例えば50×1450画素）を有する（図2参照）。各収集画素Snのサイズは、例えば200μm×200μmである。

[0027] このため、検出器22は、入射X線に応じた光子（フォトン）を、検出器22の検出面を構成する画素（収集画素）Sn（n=1～N）毎に計数して、その計数値を反映させた電気量のデータを例えば300fpsの高いフレームレートで出力する。このデータはフレームデータとも呼ばれる。

[0028] この複数の収集画素Snそれぞれは、テルル化カドミウム半導体（CdTe半導体）、カドミウムジंकテルライド半導体（CdZnTe半導体）、シリコン半導体（Si半導体）、CsIなどのシンチレータに、光電変換器をC-MOSなどの半導体セル（センサ）Cにより構成される。この半導体セルCは、それぞれ、入射するX線を検出して、そのエネルギー値に応じたパルス電気信号を出力する。つまり、検出器22は、半導体セルCの複数が

2次元に配列されたセル群を備え、その半導体セルCのそれぞれ、すなわち、2次元配列の複数の収集画素 S_n それぞれの出力側にデータ収集回路 51_n ($n=1\sim N$)が備えられている。ここで、収集画素 S_n のそれぞれ、すなわち半導体セルCのそれぞれから各データ収集回路 51_i ($\sim 51_N$)に至る経路を必要に応じて、収集チャンネル CN_n ($n=1\sim N$)と呼ぶ。

[0029] なお、この半導体セルSの群の構造は、特開2000-69369号公報、特開2004-325183号公報、特開2006-101926号公報によっても知られている。

[0030] ところで、前述した各収集画素 S_n のサイズ ($200\mu m \times 200\mu m$) は、X線を光子(粒子)として検出することが可能な十分小さい値になっている。本実施形態において、X線をその粒子として検出可能なサイズとは、「放射線(例えばX線)粒子が同一位置又はその近傍に複数個連続して入射したときの各入射に应答した電気パルス信号間の重畳現象(パイルアップとも呼ばれる)の発生を実質的に無視可能な又はその量が予測可能なサイズ」であると定義される。この重畳現象が発生すると、X線粒子の「入射数対実際の計測数」の特性にX線粒子の数え落とし(パイルアップカウントロスとも呼ばれる)が発生する。このため、X線検出器12に形成する収集画素 S_n のサイズは、この数え落としが発生しない又は実質的に発生しないとみなせる大きさに、又は、数え落し量が推定できる程度に設定されている。この検出器22の特徴は、X線パルスの数が正確に計測できることである。そのため、本発明の目的であるサブトラクションを行うことで、X線吸収の変化量の絶対値を計測できることになる。

[0031] 続いて、図3を用いて、検出器22に電氣的に繋がる回路を説明する。複数のデータ収集回路 51_n ($n=1\sim N$)のそれぞれは、各半導体セルCから出力されたアナログ量の電気信号を受けるチャージアンプ52を有し、このチャージアンプ52の後段に、波形整形回路53、多段の比較器 $54_1\sim 54_i$ (ここでは $i=3$)、エネルギー領域振分け回路55、多段のカウンタ $56_1\sim 56_i$ (ここでは $i=3$)、多段のD/A変換器 $57_1\sim 57_i$ (ここでは

$i = 3$)、ラッチ回路58、及びシリアル変換器59を備える。

[0032] 各チャージアンプ52は、各半導体セルSの各集電電極に接続され、X線粒子の入射に応答して集電される電荷をチャージアップして電気量のパルス信号として出力する。このチャージアンプ52の出力端は、ゲイン及びオフセットが調整可能な波形整形回路53に接続されており、検知したパルス信号の波形を、予め調整されているゲイン及びオフセットで処理して波形整形する。この波形整形回路53のゲイン及びオフセットは、半導体セルCから成る収集画素 S_n 毎の電荷チャージ特性に対する不均一性と各回路特性のバラツキを考慮して、キャリブレーションされる。これにより、不均一性を排除した波形整形信号の出力とそれに対する相対的な閾値の設定精度とを上げることができる。この結果、各収集画素 S_n に対応した、即ち、各収集チャンネル C_{Nn} の波形整形回路53から出力された波形整形済みのパルス信号は実質的に入射するX線粒子のエネルギー値を反映した特性を有する。したがって、収集チャンネル C_{Nn} 間のばらつきは大幅に改善される。

[0033] この波形整形回路53の出力端は、複数の比較器54₁～54₃の比較入力端にそれぞれ接続されている。この複数の比較器54₁～54₃それぞれの基準入力端には、図4に示す如くそれぞれ値が異なるアナログ量の閾値 t_{hi} （ここでは $i = 1 \sim 3$ ）が印加されている。これにより、1つのパルス信号を異なるアナログ量閾値 $t_{h1} \sim t_{h3}$ に各別に比較することができる。この比較の理由は、入射したX線粒子のエネルギー値が、事前に複数に分けて設定したエネルギー領域 $E_{R1} \sim E_{R3}$ のうちのどの領域に入るのか（弁別）について調べるためである。パルス信号の波高値（つまり、入射するX線粒子のエネルギー値を表す）がアナログ量閾値 $t_{h1} \sim t_{h3}$ のどの値を超えているかについて判断される。これにより、弁別されるエネルギー領域が異なる。なお、最も低いアナログ量閾値 t_{h1} は、通常、外乱や、半導体セルS、チャージアンプ42などの回路に起因するノイズ、或いは、画像化に必要な低いエネルギーの放射線を検出しないようにするための閾値として設定される。また、閾値の数、すなわち比較器の数は、必ずしも3個に限定されず、上記アナロ

グ量閾値 $t h_1$ の分を含めて 1 個であってもよいし、2 個以上の何個であってもよい。

[0034] 上述したアナログ量閾値 $t h_1 \sim t h_3$ は、具体的には、コンソール 3 のキャリブレーション演算器 38 からインターフェース 32 を介してデジタル値で収集画素 S_n 毎、即ち収集チャンネル毎に与えられる。このため、比較器 $54_1 \sim 54_3$ それぞれの基準入力端は 4 つの D/A 変換器 $57_1 \sim 57_3$ の出力端にそれぞれ接続されている。この D/A 変換器 $57_1 \sim 57_3$ はラッチ回路 58 を介して閾値受信端 $T_1 (\sim T_N)$ に接続され、この閾値受信端 $T_1 (\sim T_N)$ がコンソール 3 のインターフェース 32 に接続されている。

[0035] ラッチ回路 58 は、撮像時に、閾値付与器 40 からインターフェース 31 及び閾値受信端 $T_1 (\sim T_N)$ を介して与えられたデジタル量の閾値 $t h_1' \sim t h_3'$ をラッチし、対応する D/A 変換器 D/A 変換器 $57_1 \sim 57_3$ にそれぞれ出力される。このため、D/A 変換器 $57_1 \sim 57_3$ は指令されたアナログ量の閾値 $t h_1 \sim t h_3$ を電圧量として比較器 $54_1 \sim 54_3$ それぞれに与えることができる。各収集チャンネル CN_n は、D/A 変換器 $57_i (i = 1 \sim 3)$ から比較器 $54_i (i = 1 \sim 3)$ を介してカウンタ $55_i (i = 1 \sim 3)$ に至る 1 つ又は複数の回路系につながっている。この回路系を「弁別回路」 $DS_i (i = 1 \sim 3)$ と呼ぶ。

[0036] 図 5 に、このアナログ量閾値 $t h_i (i = 1 \sim 3)$ に相当するエネルギー閾値 $TH_i (i = 1 \sim 3)$ の設定例を示す。このエネルギー閾値 TH_i は勿論、離散的に設定されるとともに、ユーザが任意に設定可能な弁別値である。

[0037] アナログ量閾値 $t h_i$ は、各弁別回路 DS_i において比較器 54_i に与えるアナログ電圧であり、エネルギー閾値 TH_i はエネルギースペクトラムの X 線エネルギー (keV) を弁別するアナログ値である。図 5 に示す波形は、X 線管球から曝射される X 線のエネルギーの連続スペクトルの一例を示す。なお、縦軸の計数值 (カウント) は横軸のエネルギー値に相当するフォトンの発生頻度に比例する量であり、横軸のエネルギー値は X 線管 21 の管電圧に依存する量である。このスペクトルに対して、第 1 のアナログ量閾値 $t h_1$ を、X 線粒子数を計

数不要領域（計測に意味のあるX線情報がなくかつ回路ノイズが混在する領域）と低目のエネルギー領域 $E R 1$ とを弁別可能なエネルギー閾値 $T H 1$ に対応して設定する。また、第2、及び第3のアナログ量閾値 $t h_2$ 、及び $t h_3$ を、第1のエネルギー閾値 $T H 1$ より高い値となる、第2、及び第3のエネルギー閾値 $T H 2$ 、及び $T H 3$ を順に供するように設定している。これにより、エネルギーのスペクトル波形の特性や設計値に基づいた適宜な弁別点が規定され、エネルギー領域 $E R 2$ 、 $E R 3$ が設定される。

[0038] また、これらのエネルギー閾値 $T H_i$ は、基準となる一つ以上の被写体を想定し、エネルギー領域毎の所定時間の計数値が概略一定になるように決定される。

[0039] このため、比較器 $5 4_1 \sim 5 4_3$ の出力端は、図3に示すように、エネルギー領域振分け回路55に接続されている。このエネルギー領域振分け回路55は、複数の比較器 $5 4_1 \sim 5 4_3$ の出力、すなわち、検出したX線粒子のエネルギー値に相当するパルス電圧とアナログ量閾値 $t h_1$ （ $\sim t h_3$ ）との比較結果を解読し、そのエネルギー値がどのエネルギー領域 $E R 1 \sim E R 3$ に分類されるかという振分けを行う。エネルギー領域振分け回路55は、カウンタ $5 6_1 \sim 5 6_3$ の何れかに弁別結果に応じたパルス信号を送る。例えば、エネルギー領域 $E R 1$ に弁別される事象があれば、1段目のカウンタ $5 6_1$ にパルス信号を送る。エネルギー領域 $E R 2$ に弁別される事象があれば、2段目のカウンタ $5 6_2$ にパルス信号を送る。エネルギー領域 $E R 3$ についても同様である。

[0040] このため、カウンタ $5 6_1 \sim 5 6_4$ のそれぞれは、エネルギー領域振分け回路55からパルス信号が入力される度にカウントアップする。これにより、担当するエネルギー領域に弁別されるエネルギー値のX線粒子数を一定時間毎の累積値として計測することができる。なお、カウンタ $5 6_1 \sim 5 6_4$ にはコンソール3のコントローラ33からスタート・ストップ端子T2を介して起動及び停止の信号が与えられる。一定時間の計測は、カウンタ自身が有するリセット回路を使って外部から管理される。

[0041] このようにして、リセットされるまでの一定時間の中に、複数のカウンタ

56₁～56₃により、検出器12に入射したX線の粒子数が、収集画素S_n毎に且つエネルギー領域毎に計測される。このX線粒子数の計数値は、カウンタ56₁～56₃のそれぞれからデジタル量の計数データとして並列に出力された後、シリアル変換器59によりシリアルフォーマットに変換される。このシリアル変換器59₁は残り全ての収集チャンネルのシリアル変換器59₂～59_Nとシリアルに接続されている。このため、全てのデジタル量の計数データは、最後のチャンネルのシリアル変換器59_Nからシリアルに出力され、送信端T3を介してコンソール3に送られる。コンソール3では、インターフェース31がそれらの計数データを受信して第1の記憶部34に格納する。

[0042] そこで、画像プロセッサ35は、入力器37からの操作者の指令に応じて、第1の記憶部34に格納されている計数データを読み出し、この計数データを用いて画像、例えば歯列に沿ったある断面のX線透過画像（パノラマ画像）を例えばトモシンセシス法の前で再構成する。各収集画素S_nから複数のエネルギー領域E_{R1}～E_{R3}の計数データが得られている。このため、このパノラマ画像の再構成において、画像プロセッサ35は、例えば高いエネルギー値の計数データほど高い重み付けを施し、これを相互に加算する。これにより、収集画素S_n毎に、収集されたデータが作成される。これにより、全収集画素S_nから収集したX線スキャンに伴うデータが揃うので、これらの収集データをトモシンセシス法で処理してパノラマ画像を再構成する。このパノラマ画像は例えば表示器36で表示される。勿論、重み付けを施さずにパノラマ画像を再構成してもよい。

[0043] なお、重み付け処理の仕方にも各種の方式がある。上述のように、高いエネルギー領域の計数データを強調する重み付け処理にすれば、ビームハードニングに因るアーチファクトを抑制することができる。また、軟部組織のコントラスト改善を目的として低いエネルギー領域を強調するように重み付けをすることもできる。ビームハードニングに因るアーチファクト抑制及び軟部組織のコントラスト改善を目的としてその両方の領域を共に強調するという重

み付けをすることもできる。

- [0044] また、歯科用パノラマ装置の宿命である前歯部の陰影として重畳される頸椎の映り込みなども、前歯部の再構成時に高エネルギー領域の計数データを強調する重み付けをすれば、幾分なりとも頸椎の映り込みは軽減可能である。また、同じような重み付け処理は、側方歯の歯列重なりを軽減する、いわゆる直交撮影時における、反対側の顎の写り込みを軽減する際にも使える。さらに、下顎管などを少しでもコントラスト良く見たいような場合、低エネルギーの計数データを強調する重み付けをして再構成することで、より鮮明な画像化が可能である。
- [0045] なお、本実施例では、上述したN個の収集画素 S_n に対応した半導体セルS及びデータ収集回路51nはASICによりCMOSで一体に構成されている。勿論、このデータ収集回路51nは、半導体セルSの群とは互いに別体の回路又はデバイスとして構成してもよい。
- [0046] コンソール3は、図6に示すように、信号の入出力を担うインターフェース(I/F)31を備え、このインターフェース31にバス32を介して通信可能に接続されたコントローラ33、第1の記憶部34、画像プロセッサ35、表示器36、入力器37、キャリブレーション演算器38、第2の記憶部39、ROM40、及び閾値付与器41を備えている。
- [0047] コントローラ33は、ROM40に予め与えられたプログラムに沿ってガントリ2の駆動を制御する。この制御には、X線管21に高電圧を供給する高電圧発生装置42への指令値の送付、及び、キャリブレーション演算器38への駆動指令も含まれる。第1の記憶部34は、ガントリ2からインターフェース31を介して送られてきたフレームデータを保管する。
- [0048] 画像プロセッサ35は、コントローラ33の管理の下に、ROM40に予め与えられたプログラムに基づいて、各種の処理を実行する。この処理には、フレームデータに公知のシフト・アンド・アッド(shift and add)と呼ばれる演算法に基づくトモシンセシス法を実行する処理が含まれる。
- [0049] この処理により、検出器22から出力されるエネルギー領域別に収集したX

線フォトン数のカウント値に基づくフレームデータを使って、被験者Pの口腔部の、例えば歯列を通る馬蹄形の断面のパノラマ画像が断層像として作成される。この馬蹄形の断面は、擬似3次元断面でもある。つまり、断面自体は2次元だが、この2次元断面が3次的に位置するからである。

[0050] 本実施形態にあつては、このパノラマ画像はWO2011013771号公報に開示されている、所望の擬似3次元断面に沿ったパノラマ画像を自動的に最適焦点化する、所謂、オートフォーカスの手法により再構成される。この所望断面は、例えば、予め歯列に設定した標準的なサイズの断面であってもよいし、この標準的な断面からその位置を歯列の奥行き方向において前進又は後退させた位置の断面であってもよい。また、オブリークな断面であってもよい。

[0051] また、画像プロセッサ35により実行される処理には、異なる時間に撮像された例えば2枚のパノラマ画像の時系列的な変化の情報を得る処理（サブトラクション処理）含まれる。

[0052] 表示器36は、トモシンセシス法により作成されるパノラマ画像、及び、サブトラクション処理により取得される変化情報を表示する。また表示器36は、ガントリ2の動作状況を示す情報及び入力器37を介して与えられるオペレータの操作情報の表示も担う。入力器37は、オペレータが撮像に必要な情報をシステムに与えるために使用される。

[0053] また、キャリブレーション演算器38は、データ収集回路で収集画素 S_n 毎のエネルギー弁別回路毎に与える、エネルギー弁別のためのデジタル量の閾値をキャリブレーションする。第2の記憶部39は、キャリブレーションにより収集画素毎、及び、エネルギー弁別回路毎に生成された閾値の値を記憶する。

[0054] 閾値付与器41は、撮像時に第2の記憶部39に格納されているデジタル量の閾値を収集画素毎に且つ弁別回路毎に呼び出して、その閾値を指令値としてインターフェース31を介して検出器22に送信する。この処理を実行するため、閾値付与器41はROM40に予め格納されたプログラムを実行

する。

- [0055] コントローラ33、画像プロセッサ35、キャリブレーション演算器38、及び閾値付与器41は、夫々、与えられたプログラムで稼動するCPU（中央処理装置）を備えている。それらのプログラムは、ROM40に事前に格納されている。
- [0056] 次に、本実施形態において画像プロセッサ35により実行されるサブトラックション処理を図7に示す手順に沿って説明する。
- [0057] いま、第1の記憶部34には、異なる時期 t_1 、 t_2 において撮像された擬似3次元のパノラマ画像 IM_A 、 IM_B が格納されている。この異なる時期 t_1 、 t_2 には例えば治療前後の例えば2週間の時間差があるものとする。また、パノラマ画像 IM_A 、 IM_B は、例えば図8に模式的に示されるように、同一患者の歯列に沿ったある同一断面の擬似3次元画像である。
- [0058] そこで、画像プロセッサ35により、図7のステップS1にて、それらの擬似3次元のパノラマ画像 IM_A 、 IM_B のデータが読み出される。この読み出されたパノラマ画像 IM_A 、 IM_B のデータは、ステップS2にて、歯列の基準断層面 S_{ref} に沿った画像に再投影された後、2次元の平面画像A、Bに展開される。
- [0059] 次いで、画像プロセッサ35により、平面画像A、Bのデータは、大局的レジストレーション（ステップS3）及び局所的レジストレーション（ステップS4）という2段階のレジストレーションに付される。このレジストレーションは、空間変換を利用して両法の平面画像A、Bを位置的に揃える、ことを意味する。このレジストレーションにより平面画像A、Bの画像データがレジストレーションされた画像データに変換され且つ位置合わせされた画像 f_a 、 f_b にそれぞれ変換される。このレジストレーションされた画像 f_a 、 f_b の差分データが演算されるとともに（ステップS5）、表示器36に表示される（ステップS6）。この一連のステップS3～S6により、同一患者の顎部が時期 t_1 、 t_2 の間にどのような変化を呈しているか、その時系列的な変化を示す情報が画像化される。

[0060] 以下、ステップS 3～S 6の処理を詳述する。

[0061] (大局的レジストレーション)

レジストレーションを最初から緻密に行うことは演算量や精度の点で実用的ではない。このため、大局的レジストレーションにより、最初に、平面画像A、Bを粗くレジストレーションし、その後の局所的レジストレーションで緻密に両画像の位置を揃えるようにしている。大局的レジストレーションは、画像プロセッサ35により、以下のステップS 3₁～S 3₆。(図7参照)の下に実行される。

[0062] ステップS 3₁: ステップS 3₂次元平面画像A、Bそれぞれに対し、オペレータがマウスなどの入力器37を用いて、例えば5つの点(以下、制御点と呼ぶ) $a_0(x_{a0}, y_{a0})$, $a_1(x_{a1}, y_{a1})$, $a_2(x_{a2}, y_{a2})$, $a_3(x_{a3}, y_{a3})$, $a_4(x_{a4}, y_{a4})$, をプロットする。この制御点は図10に示すように、一例として、上下の歯の並びの間の湾曲した部分に沿って等間隔に設定される。なお、図10には一方の平面画像Bのみに対して制御点をプロットしている様子を示すが、他方の平面画像Aにも同様に5つの制御点がプロットされる。

[0063] ステップS 3₂: 次いで、制御点 $a_0(x_{a0}, y_{a0})$, $a_1(x_{a1}, y_{a1})$, $a_2(x_{a2}, y_{a2})$, $a_3(x_{a3}, y_{a3})$, $a_4(x_{a4}, y_{a4})$ を結ぶ湾曲線C(x、y)をラグランジェ方程式により $x_{a0} < x < x_{a4}$ の範囲で演算する(図11参照)。

[0064] ステップS 3₃: 次いで、平面画像fa上の制御点に $a_0 \sim a_4$ それぞれについて、各制御点 $a_0(\sim a_4)$ から次の制御点 $a_1(\sim a_4)$ までの湾曲した線分(幅)を基準値1とし、この基準値1に対する平面画像fbのそれがどのような縮尺率になっているかを演算する。この結果、図12に黒丸で示すような縮尺率の離散点が求められるので、この離散点を結ぶ曲線をラグランジェ曲線で近似する。この近似曲線は、その横軸方向の位置iが平面画像Bの横軸(x軸)方向における各位置(画素後)の、平面画像Aに対する縮尺率を表している。このため、この近似曲線から求められる横軸方向の画素毎

の縮尺率が求められ、記憶される。

[0065] ステップS 3₄ : 次いで、求めた曲線C(x, y)に直交する複数の法線N(x)がそれぞれ演算される(図13参照)。法線の長さは例えば制御点の上側に50ピクセル(画素)、下側に400ピクセル(画素)を持つ。法線N(x)は、

$$N(x) = [f(x, y_0), f(x, y_1), \dots, f(x, y_{m-1})],$$

ただし、 $y_0 \sim y_{m-1}$: 法線上のy座標の値、 $x_{a0} < x < x_{a4}$

である。

[0066] ステップS 3₅ : 次いで、求めた複数の法線N(x)が横方向、すなわちx軸方向に一直線にマッピングする。この結果、一方の平面画像Aに対する大局的レジストレーション後の平面画像f a :

$$f a = [N(x_{a0}) N(x_{a1} + 1) \dots N(x_{a4})]$$

が得られる(図14参照)。なお、他方の平面画像Bについても同様に大局的レジストレーションが実行され、平面画像f bが同様に得られる(図14参照)。

[0067] ステップS 3₆ : さらに、既に求めている位置毎の縮尺率に合わせて、一方の平面画像f bをその横軸(x軸)方向で伸縮させる。

[0068] ステップS 3₇ : 横軸方向に伸縮させた平面画像f bを位置毎の縮尺率で縦軸(y軸)方向にも伸縮させる。このステップS 3₆、S 3₇の処理を経て、平面画像f bが縮尺調整されて、最終的な大局的レジストレーションが施された平面画像g bが生成される(図14参照)。

[0069] (局所的レジストレーション)

さらに、大局的レジストレーションに続いて、局所的レジストレーションが実行される。この局所的レジストレーションは、大局的レジストレーション後の一方の平面画像f aと縦横の縮尺調整を含む大局的レジストレーション後の他方の平面画像g bとの間で実行される。この局所的レジストレーションも画像プロセッサ35により実行されるもので、その詳細をステップS 4₁~ステップS 4₃(図7参照)に示す。

[0070] ステップS4₁: まず、画像プロセッサ35は、オペレータとの間のインタラクティブな操作に応じて、一方の平面画像f_aにメッシュ $\alpha(u, v)$ (例えば $u=1, 2, \dots, 15$; $v=1, 3, 3$)が区切り、この各メッシュ $\alpha(u, v)$ を固定ROIとして設定するとともに(図15参照)、各ROIの特定の位置を基準点として記憶しておく。この基準点は例えば3行のROI列に対して、1行目のROIについては上端中央の点、2行目のROIについてはROIの中心点、及び3行目のROIについては下端中央の点の位置である(図17(A)参照)。

[0071] ステップS4₂: 次いで、画像プロセッサ35により、一方の平面画像f_aに設定した各ROIが他方の平面画像g_bのどの位置(領域)に対応するか、その平面画像g_bに設定した探索領域の中を移動しながら正規化相互相関(ZNCC: Zero-mean Normalized Cross-Correlation) R_{ZNCC} を繰返し演算する(図16参照)。この正規化相互相関 R_{ZNCC} は次式により求められる。

[0072] [数1]

$$R_{ZNCC} = \frac{\sum_{j=0}^{N-1} \sum_{i=0}^{M-1} ((\beta(i,j) - \bar{\beta})(\alpha(i,j) - \bar{\alpha}))}{\sqrt{\sum_{j=0}^{N-1} \sum_{i=0}^{M-1} (\beta(i,j) - \bar{\beta}) \times \sum_{j=0}^{N-1} \sum_{i=0}^{M-1} (\alpha(i,j) - \bar{\alpha})}}$$

ただし、この式において、N=テンプレートの高さ、M=テンプレートの幅である。

[0073] この正規化相互相関 R_{ZNCC} は-1~+1の範囲の値を採り、 $R_{ZNCC}=1$ のとき、一方の平面画像f_aに設定したROIの画像と他方の平面画像g_b上で探索した領域の画像とが完全に一致していることを意味する。

[0074] なお、対応する位置を見つける際に正規化相互相関を用いなくて、位相限定相関などの基本的な2次元画像のレジストレーション手法を活用して対応点を求めることも、演算量が増えるものの、可能である。

[0075] 他方の平面画像gに設定する探索領域は、一方の平面画像f_aに設定するROI毎に、そのROIに対応する領域が存在する可能性が高いエリアとし

て設定される。これは他方の平面画像 g の全体を探索する場合には演算量が増えるので、これを抑制するために一定サイズの探索領域が設定される。例えば、ROIのサイズが 100×110 画素であるとする、探索領域のサイズは 160×190 画素である。これらROI及び探索領域のサイズは、対象とする画像の内容によって決めればよい。

[0076] このステップにおいて、一方の平面画像 f_a 上のROI毎に正規化相互相関 R_{ZNCC} の値が最も高い領域が決まり、その一方の平面画像 f_a 上で設定していた基準点に対応する点が他方の平面画像 g_b に設定される。この設定が各ROIに対して繰り返される。これを例えば図17(B)の黒丸で示す。

[0077] この正規化相互相関 R_{ZNCC} の値 = 一定値以上 (例えば0.9以上) 一定値以上であれば、そのROIと探索領域内の今回演算した領域 (ROIと同一サイズの領域) とが十分にマッチングしているものと看做することができる。

[0078] これに対し、 R_{ZNCC} = 一定値未満であれば、相関の度合いが低過ぎてマッチングが十分でない判断される。この場合、画像プロセッサ35は、その設定した領域は無効であると判断し、有効な両隣の領域の移動量を一次補間して、その無効と判断された領域の平面画像 g_b 上の位置情報を得る。

[0079] ステップS4₃: 次いで、画像プロセッサ35により、他方の平面画像 g_b 上で見つけられ対応点に基づいて、画素値の整列、すなわち再配置が行われる。これにより、図17(C)に示すように、再配置された平面画像 h_b が生成される。

[0080] (差分情報の取得・表示)

上述のようにレジストレーションが終わると、ステップS5にて、画像プロセッサ35により、差分データ $D(i, j)$ が

$$D(i, j) = \log\{A_r(i, j) / B_r(i, j)\}$$

に基づいて演算される。ここで、 $A_r(i, j)$ は一方の平面画像 f_a の各画素値を示し、 $B_r(i, j)$ は他方の平面画像 h_b の各画素値を示す。

[0081] さらに、この差分データ $D(i, j)$ に基づく差分画像 C が表示器36により表示される。この表示例を図18に示す。同図に示すように、差分画像 C は、

撮像時期 $t_1 \sim t_2$ の間に变化した情報 T_a を描出する。

[0082] 以上、本実施形態に係るパノラマ撮像装置によれば、CPUなどのハードウェアに要求される演算能力はより少なくても済みながらも、撮像対象の同一の撮像部位の時間的な変化に関する情報を提供することができる。

[0083] 具体的には、う蝕や歯槽膿漏の経時的な変化を評価することができる。インプラント治療の埋設物の埋設跡の経時的な変化を追跡できる。さらに、歯根部の病巣を感度良く描出できる。さらに、歯列を支える骨の侵食の具合を感度良く、かつ定量的に把握することができる。一方、従来のパノラマ画像の欠点であった側方歯の重なり部分のう蝕なども検出することができるし、そのう蝕などの病変が重なり部分のどちらの歯に存在しているかという情報をも、オートフォーカスを行う際に用いた断層位置情報により提供することができる。

[0084] この差分処理は、医師や検査技師にとって診断上極めて有効な情報を与える。例えば、装置と読影者との間ではインタラクティブに読影を進めることができる。このため、現時点の治療のみならず、歯の定期健康診断など予防医学の面でも果たす役割は大きい。

[0085] (変形例)

本発明に係る画像処理装置及び画像処理方法は、必ずしも上述した実施形態に限定されるものではなく、以下に記した変形例のように、様々な形態に展開することができる。

[0086] (第1の変形例)

第1の変形例は、前述した局所的レジストレーションにおけるステップ S_{4_2} にて演算する正規化相互相関 R_{ZNCC} の対象領域の設定の仕方に関する。この例を図19～図20を参照して説明する。

[0087] 画像プロセッサ35は、画素サイズが異なる3種類の大中小のROI: ROI_L 、 ROI_M 、 ROI_S を用いて図19に示すように3段階の絞込み型の探索を行う。大 ROI_L は画素サイズが例えば 100×110 画素であり、中 ROI_M は画素サイズが例えば 50×55 画素であり、小 ROI_S は画素サイズ

が例えば 25×28 画素である。

[0088] まず、大きな ROI_L を用いて一方の平面画像 f_a を分割する。その上で、他方の平面画像 g_b にその ROI_L に応じた領域を設定しながら、前述した正規化相互相関 R_{ZNCC} に依るマッチングが最も良い領域を探索する（ステップ S4A）。この探索を一方の平面画像 f_a を分割した複数の ROI_L それぞれについて実行する。この探索時に、平面画像 g_b 上で探索領域を限定してもよい。

[0089] 次に、画像プロセッサ 35 は、中 ROI_M を用いて一方の平面画像 f_a を分割する。その上で、他方の平面画像 g_b 上であって、上記大 ROI_L により最もマッチングが良いとして探索された領域の近傍（その領域の内側、端部、或いは端部を超えた部分）でその ROI_M に応じた領域を設定しながら、前述した正規化相互相関 R_{ZNCC} に依るマッチングが最も良い領域を探索する（ステップ S4B）。この探索を一方の平面画像 f_a を分割した複数の ROI_M それぞれについて実行する。

[0090] 次に、画像プロセッサ 35 は、小 ROI_S を用いて一方の平面画像 f_a を分割する。その上で、他方の平面画像 g_b 上であって、上記中 ROI_M により最もマッチングが良いとして探索された領域の近傍（その領域の内側、端部、或いは端部を超えた部分）でその ROI_S に応じた領域を設定しながら、前述した正規化相互相関 R_{ZNCC} に依るマッチングが最も良い領域を探索する（ステップ S4C）。この探索を一方の平面画像 f_a を分割した複数の ROI_S それぞれについて実行する。

[0091] この結果、ステップ S4C において小 ROI_S で探索された領域に基づいて、一方の平面画像 f_a 上で設定していた基準点に対応する点が他方の平面画像 g_b に設定される。この後の処理は前述したものと同様である。

[0092] この第 1 の変形例の場合も、前述した実施形態の画像処理と同等の作用効果を得ることができる。加えて、 ROI のサイズを徐々に小さくしてマッチング度の高い領域を絞り込むため、比較対象の 2 つの平面画像の間のマッチングの精度をより一層向上させる。

[0093] なお、ROIのサイズ変更は、大ROI及び小ROIの2種類を使うものでもよいし、4種類以上のサイズのROIを使用してもよい。

[0094] (第2の変形例)

第2の変形例は、経時的な変化情報を抽出する対象となるパノラマ画像の数に関する。前述した実施形態では、3Dオートフォーカス画像の経時的な変化を抽出する対象を2つの3Dオートフォーカス画像としたが、異なる3つの時期に撮像された3つ以上の3Dオートフォーカス画像を対象としてもよい。その場合には、最初に第1、第2の3Dオートフォーカス画像間で経時変化を抽出し、次いで、第2、第3の3Dオートフォーカス画像間で経時変化を抽出する。これにより、撮像時期が第2、第3の時期への変化する経時変化情報が得られる。

[0095] (第3の変形例)

第3の変形例は、変化情報を含む画像の提示の仕方に関する。

[0096] 歯科医は、通常、図10に示すように、歯列が湾曲して描出されるパノラマ画像を見ながら読影することが多い。つまり、そのような湾曲した歯列のパノラマ画像の読影に一番慣れているとも言える。

[0097] そこで、画像プロセッサ35は、歯科医が歯列直線型の差分画像Cから歯列湾曲型の差分画像C_{curve}を希望する場合(図21、ステップS21)、前記対応点の位置関係の情報に基づいて、歯列直線型の差分画像Cの画素データを歯列湾曲型の差分画像C_{curve}の画素データに逆配置する(ステップS22)。さらに、この差分画像C_{curve}を図22に示すように表示器36に表示する(ステップS23)。

[0098] これにより、歯科医は見慣れた歯列湾曲型の画像を見て読影をすることができるので、歯科医の労力軽減に繋がる。

[0099] また、見方を変えれば、歯列直線型の画像に変換する行為、ならびに、レジストレーションを正確に行う行為は、個人別に歯列を毎回正規化して配置することを意味し、別の視点で画像の特徴を抽出する際も、その抽出アルゴリズムを簡素化出来る可能性があり、応用範囲が広いと言える。

[0100] (第4の変形例)

また、前述した実施形態によれば、差分による変化情報を抽出する対象である2つの3Dオートフォーカス画像 IM_A 、 IM_B はそのまま前述したようにサブトラクション処理に付した。しかし、第4の変形例として、サブトラクション処理の前処理として、2つの3Dオートフォーカス画像 IM_A 、 IM_B を3D空間で事前に粗く位置合わせをし、この後、サブトラクション処理に付してもよい。

[0101] (第5の変形例)

また、第5の変形例として、前述の画像装置及び画像処理方法を、レジストレーションだけで実施するように変形させてもよい。つまり、前述した実施形態の例で言えば、画像プロセッサ35が行う図7の手順において、ステップS5の処理を実行しないで、その前までのレジストレーション、つまり正規化した2枚の平面画像 f_a 及び平面画像 g_b を得ることである。これにより得られた、レジストレーションされた画像（2枚の平面画像 f_a 及び平面画像 g_b の何れか一方または両方）を例えば表示器36に表示させる（図23、ステップS10）。なお、図23においてステップS1～S4は図7のものと同一の処理である。

[0102] (第6の変形例)

さらに、第6の変形例を図24に示す。前述したレジストレーションを繰り返すことで、2枚以上の平面画像を得ることができ、それらの平面画像の差異情報から歯列の歯周病の検出なども可能になる。レジストレーションにより複数の平面画像の位置は互いに高精度に正規化されているので、それらの画像の同一位置に設定したROIは被検体の同一部位を高精度に指し示している。このため、それらの複数のROIの部位の相互間で、相関値、X線光子数（カウント値）の変化情報、ビームハードニングの変化情報などを、差異情報として容易に得る（図24、ステップS20）。この差異情報は例えば表示器36を介して読影者に提示される（図24、ステップS21）。なお、図24においてステップS1～S4は図7のものと同一の処理である

。

この差異情報から病状の変化を知ることができる。つまり、本発明で言う、レジストレーション後の差異情報には、前述した差分に限られず、様々な変化情報が含まれる。

[0103] (第7の変形例)

第7の変形例を図25及び図26に示す。この変形例は、本発明に係るレジストレーションに依る正規化の効果を有効に利用する一つの手法に関する。具体的には、歯の輪郭をより鮮明に抽出して、その輪郭部分により正確にROI（関心領域）を設定する手法である。

[0104] 歯の輪郭部分に発生する代表的な炎症として歯周病（歯肉炎、歯周炎）が知られている。歯周病はかなり進行している場合、目視観察や従来のパノラマ撮影でも判る。しかし、歯肉炎になりそうかどうかという炎症発生以前の状態を見極めることは、歯槽骨や歯根膜の内部物質の状態が判らない限り、かなり難しい。つまり、歯のセメント質、歯根膜、歯肉、歯槽骨を構成している物質の同化具合を見極めることが必要である。そのためには、より高精度にそれらの部分にそれぞれROIを設定し、その各ROI内の局所的な物質を同定することが求められる。通常、パノラマ画像における歯と歯肉（歯槽骨）との境界部分は目視では判り難い。

[0105] そこで、本変形例では、前述のレジストレーションされた画像を使って、上述した境界部分をより鮮明化させる。これにより、例えば歯周病の予知及び検出のために、ROIをより高精度に設定することができるようにする。

[0106] 図25に示すフローチャートは画像プロセッサ35により実行されるもので、ステップS1～S4までの処理は図7のものと同一である。レジストレーションが終わると、画像プロセッサ35は2枚の平面画像fa, hbのうちの一方の画像（図26（A）参照）に対してROI設定のための前処理を行う（ステップS30）。具体的には、図26（B）に示すように、歯根膜の厚さ程度（例えば500μm）に相当する分だけ画素（例えば3画素）を左右何れかにずらして画素値を差分する。これにより歯の輪郭が明瞭になる

(図26(C)参照)。

[0107] この状態で、読影者は歯の輪郭部分に例えば3つの矩形状のROI:ROI_{n1}, ROI_{n2}, ROI_{n3}を設定する(ステップS31:図26(D)参照)。このとき、歯の輪郭はより明瞭になっているので、歯肉(歯槽骨)、歯根膜、セメント質それぞれの部分にROI:ROI_{n1}, ROI_{n2}, ROI_{n3}を位置精度良く設定することができる。

[0108] 次に、このROIの部分の物質を同定する(ステップS32)。この同定は公知の手法を用いてもよい。また、物質のX線に対する吸収情報と物質によるX線のビームハードニング情報とから成る散布図を用いてもよい。

[0109] この変形例によれば、歯周病などの炎症を早期に予知及び検出するためのROIの位置をより高精度に設定できるので、かかる予知及び検出の精度も上がる。また、本発明に係るレジストレーションをより有効に活用できる。

なお、上述した第1~第7の変形例は互いに適宜に組み合わせて実施することができる。

[0110] (第2の実施形態)

次に、図27及び図28を参照して、本発明の第2の実施形態を説明する。本実施形態において、第1の実施形態に記載のものと同一又は同等の構成要素及び処理には同一符号を用いて、その説明を省略する。

この第2の実施形態に係る画像処理は、第1の実施形態で説明した大局的レジストレーションをより高精度に行うものである。そのため、本実施形態に係る大局的レジストレーションは、前述した複数の制御点 $a_0 \sim a_4$ に加えて、複数の補助点を使用することを特徴とする。

[0111] 図27に示すように、画像プロセッサ35は、その大局的レジストレーションにおいて、オペレータとの間でインタラクティブに歯列に沿った5つの制御点 $a_0 \sim a_4$ に加えて、4つの補助点 $\alpha_1 \sim \alpha_4$ を設定する(ステップS40:図28(A)参照)。

[0112] このうち、5つの制御点 $a_0 \sim a_4$ は上下の歯列の間であって、かつ、上側の歯列の指定された歯それぞれの下端部の幅方向のほぼ中心部に置かれる。

この5つの制御点 $a_0 \sim a_4$ のうち、両端の制御点 a_0 、 a_4 は前から7番目又は8番目の左右の第三大臼歯それぞれの下端中央に設定される。これに対応して、補助点 $\alpha_1 \sim \alpha_4$ のうち、両端の補助点 α_1 、 α_4 も第三大臼歯の根本部に設定される。

[0113] また、5つの制御点 $a_0 \sim a_4$ のうち、左右それぞれの2番目の2つの制御点 a_2 、 a_3 は前から3番目の左右の犬歯に対して同様に設定される。4つの補助点 $\alpha_1 \sim \alpha_4$ のうちの真ん中の2つの補助点 α_2 、 α_3 も犬歯に対して同様に設定される。5つの制御点 $a_0 \sim a_4$ のうちの真ん中の制御点 a_2 は、歯列のほぼ中央に設定される。

[0114] ここで、補助点を使用する理由は、通常、奥歯の歪は前歯のそれよりも大きいので、奥歯のレジストレーションをより正確に行うことで、全体のレジストレーションの精度を上げるためである。このため、両端の制御点 a_0 、 a_4 及び補助点 α_1 、 α_4 は一番奥の歯に設定すればよいのであって、第三大臼歯が無い場合には第二大臼歯であってもよい。これが無い場合には第一大臼歯であってもよい。また、4つの補助点 $\alpha_1 \sim \alpha_4$ のうち、補助点を設定する意味合いから、奥歯に設定する左右両端の補助点 α_1 、 α_4 の設定は不可欠である。しかし、場合によっては、犬歯に設定する中央部の2つの補助点 α_2 、 α_3 は設定しなくてもよい。なお、補助点と制御点のペアは同一の歯に設定することが望ましい。

[0115] 次に、画像プロセッサ35は、第1の実施形態における処理と同様に、5つの制御点 $a_0 \sim a_4$ が描く湾曲線をラグランジュ曲線によって近似し（図28（B）参照）、その湾曲線が直線化されるように（図28（C）参照）画素を移動させることで画像を変形させる（ステップS41）。次いで、画像プロセッサ35は、点 α_1' 、 α_2' 、 α_3' 及び α_4' で示す如く、近似された直線 L_{st} と点 a_0 、 α_1 を結ぶ直線 L_{n1} 、点 a_1 、 α_2 を結ぶ直線 L_{n2} 、点 a_3 、 α_3 を結ぶ直線 L_{n3} 、及び、点 a_4 、 α_4 を結ぶ直線 L_{n4} とがそれぞれ直交するように（図28（C）参照）、画素を移動させることで画像を変形させる（ステップS42）。なお、上述した画像変形の処理において

、制御点及び補助点以外の各点（画素）の移動量及び移動方向、それらの制御点及び補助点の移動に伴う移動量から内挿によって決められる。

[0116] 上述した処理を経た各平面画像 A (B) は、第 1 の実施例で説明したと同様に縮尺率に応じて処理に付され（ステップ S 3₃～S 3₇）、差分画像が生成される。なお、この第 2 の実施形態におけるステップ S 3₃～S 3₆で対象とする線は、既に真っ直ぐに変形された直線 L s t である（図 28 (C) 参照）。

勿論、下側の歯列を中心に観察する場合は、下側の歯の根元部に前述したと同様に設定される。

[0117] その他の構成及び処理は第 1 の実施形態のものと同一又は同等である。このため、この実施形態によれば、第 1 の実施形態で得られた作用効果のほか、補助点 $\alpha_1 \sim \alpha_4$ （又は補助点 α_1 、 α_4 ）を使用することによる独特の作用効果も得られる。つまり、制御点 $a_0 \sim a_4$ だけを使用する場合に比べて、左右の歯の先端から根本部まで精度良く位置合わせをすることができる。したがって、レジストレーションの位置精度も更に向上し、差分情報の信頼性もより一層高まる。

[0118] なお、上述した実施形態及び変形では、処理の対象が歯列である場合を説明したが、そのような対象は顎部の他の部位であってもよい。また、そのような対象は、被検体の関節など、他の部位であってもよい。

符号の説明

- [0119] 1 画像処理装置を機能的に一体に搭載した歯科用のパノラマ撮像装置
- 3 コンソール
 - 3 1 X線管
 - 3 2 検出器
 - 3 3 コントローラ
 - 3 4 第 1 の記憶部
 - 3 5 画像プロセッサ
 - 3 6 表示器

3 7 入力器

4 0 ROM

請求の範囲

[請求項1]

X線撮影装置によって、X線が被検体に照射され、当該被検体を透過した前記X線の透過量を示すデータが検出され、且つ、このデータに基づいて作成された、2つの時点の2枚の平面画像A、Bの間の差異情報を得る画像処理装置において、

前記2つの平面画像A、Bの両者において夫々指定した位置から決定される曲線に基づいて当該2つの平面画像A、Bそれぞれの全体を、同平面画像A、B上にそれぞれ設定した前記対応点が直線を成しかつ水平方向で一致するようにその直線上での位置ごとの伸縮率を変えながらレジストレーション処理した2枚の平面画像f a、g bをそれぞれ作成する第1のレジストレーション手段と、

前記第1のレジストレーション手段により作成された前記一方の平面画像f aを成す複数の局所領域が、夫々、前記他方の平面画像g bのどの領域にマッチングするのか当該他方の平面画像g bを探索するとともに、当該マッチングした領域の画像を再配置した平面画像h bを作成する第2のレジストレーション手段と、

この第2のレジストレーション手段により作成された平面画像h bと前記第1のレジストレーション手段で作成された前記一方の平面画像f aとの間で差異情報を演算する差異演算手段と、

を備えたことを特徴とする画像処理装置。

[請求項2]

前記第1のレジストレーション手段は、

前記2枚の平面画像A、Bの両者において夫々、オペレータとの間でインタラクティブに前記位置を複数、指定する位置指定手段と、

この位置指定手段を介して指定された前記複数の位置を結ぶ前記曲線を決定する曲線決定手段と、

この曲線決定手段により決定された前記曲線上の複数の位置において当該曲線に直交する複数の法線を演算する法線演算手段と、

この法線演算手段により演算された前記複数の法線を直線上に伸縮

率を変えながら並べる直線化手段と、を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

[請求項3] 前記第 1 のレジストレーション手段は、前記 2 枚の平面画像 f_a 、 f_b のうちの一方の平面画像 f_b の横軸方向の位置毎の縦軸方向の大きさを、他方の平面画像 f_a の横軸方向の位置毎の縦軸方向の大きさに合わせるスケーリングを行って縦軸方向の大きさが調整された前記他方の平面画像 g_b を得るスケーリング手段を含む、ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の画像処理装置。

[請求項4] 前記第 2 のレジストレーション手段は、前記一方の平面画像 f_a を画素サイズの異なる複数種の ROI で順次分割し、当該一方の平面画像 f_a 上の当該複数種の ROI が前記他方の平面画像 g_b 上のどの局所部分にマッチングするか、当該 ROI で分割された領域毎に且つ当該 ROI の種類毎に、探索する手段である、ことを特徴とする請求項 1 ～ 3 の何れか一項に記載の画像処理装置。

[請求項5] 前記差異演算手段により演算された前記差異情報をモニタに表示する第 1 の表示手段を備えたことを特徴とする請求項 1 ～ 4 の何れか一項に記載の画像処理装置。

[請求項6] 前記差異演算手段により演算された前記差異情報を、前記第 1 のレジストレーション手段によりレジストレーションされる前の平面画像 A、B が呈していた座標系に変換する差異情報変換手段と、

この差異情報変換手段により変換された前記差異情報を前記モニタに表示させる第 2 の表示手段と、を備えたことを特徴とする請求項 1 ～ 5 の何れか一項に記載の画像処理装置。

[請求項7] 前記第 2 の表示手段は、前記 2 枚の平面画像 A、B の何れか一方又は両方に重畳して前記モニタに表示する手段である、ことを特徴とする請求項 6 に記載の画像処理装置。

[請求項8] 前記 X 線撮影装置は、
前記 X 線を放出する放射線放出源と、

前記X線が入射したときに当該X線に対応したデジタル電気量の2次元データをフレーム単位で出力するX線検出器と、

前記X線放出源と前記X線検出器の対、当該X線検出器、又は、対象物の何れか一方を他方に対して移動させる移動手段と、

前記移動手段により前記X線放出源と前記X線検出器の対、当該X線検出器、又は、前記対象物の何れか一方を他方に対して相対的に移動させている間に、前記X線検出器から出力される前記データをフレーム単位で収集するデータ収集手段と、

前記データ収集手段により前記2つの時点において同一対象の同一撮像部位に対して収集された前記データを用いて、前記対象物の撮像部位の焦点を最適化し、かつ、当該撮像部位の実際の位置及び形状を反映させた3次元最適焦点画像から所望の同一断面について前記2つの時点毎に前記平面画像をそれぞれ作成する画像作成手段と、を備えた、

ことを特徴とする請求項1～7の何れか一方に記載の画像処理装置。

[請求項9] 前記X線検出器は、前記X線が有するエネルギーを予め定めた複数のエネルギー領域別に、且つ、当該X線を粒子として検出する光子計数型の検出器である、ことを特徴とする請求項1～8の何れか一項に記載の画像処理装置。

[請求項10] X線撮影装置によって、X線が被検体に照射され、当該被検体を透過した前記X線の透過量を示すデータが検出され、且つ、このデータに基づいて作成された、2つの時点の2枚の平面画像A、Bの間の差異情報を得る画像処理方法において、

前記2つの平面画像A、Bの両者において夫々指定した位置から決定される曲線に基づいて当該2つの平面画像A、Bそれぞれの全体を、同平面画像A、B上にそれぞれ設定した前記対応点が直線を成しかつ水平方向で一致するように直線上での位置ごとの伸縮率を変えなが

らレジストレーション処理した2枚の平面画像 f_a , g_b をそれぞれ作成し、

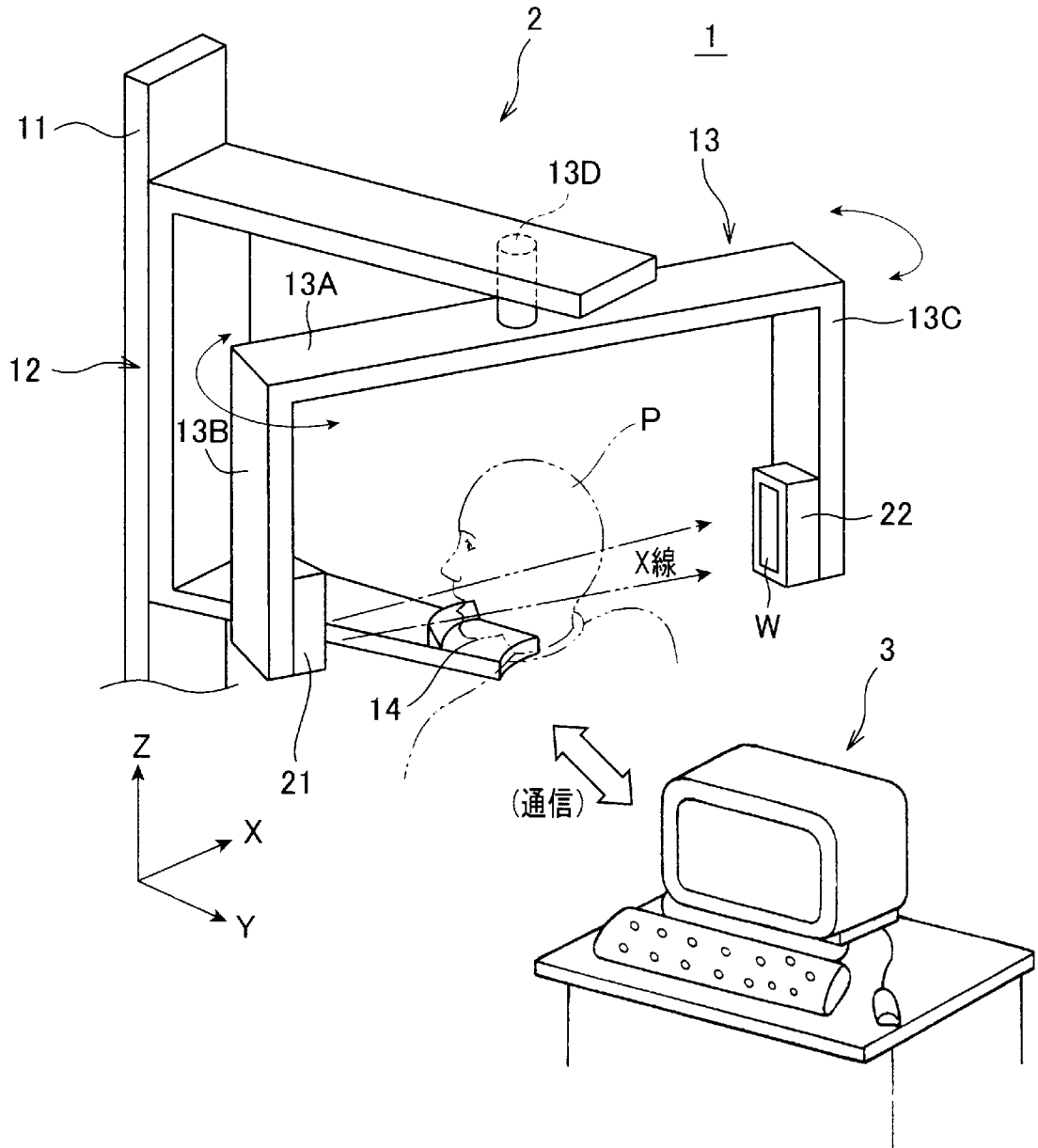
この作成された前記一方の平面画像 f_a を成す複数の局所領域が、夫々、前記他方の平面画像 g_b のどの領域にマッチングするのか当該他方の平面画像 g_b を探索するとともに、当該マッチングした領域の画像を再配置した平面画像 h_b を作成し、

この作成された平面画像 h_b と前記作成された前記一方の平面画像 f_a との間で差異情報を演算し、

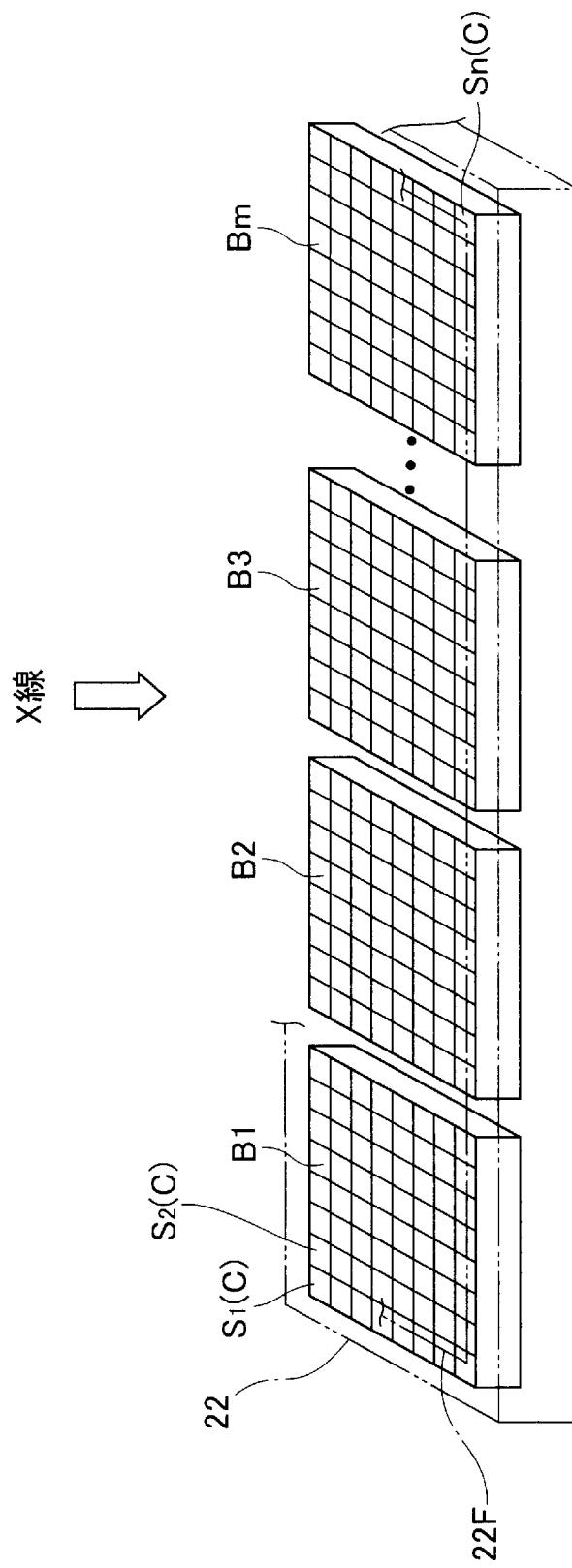
この差異情報を提示する、

ことを特徴とする画像処理方法。

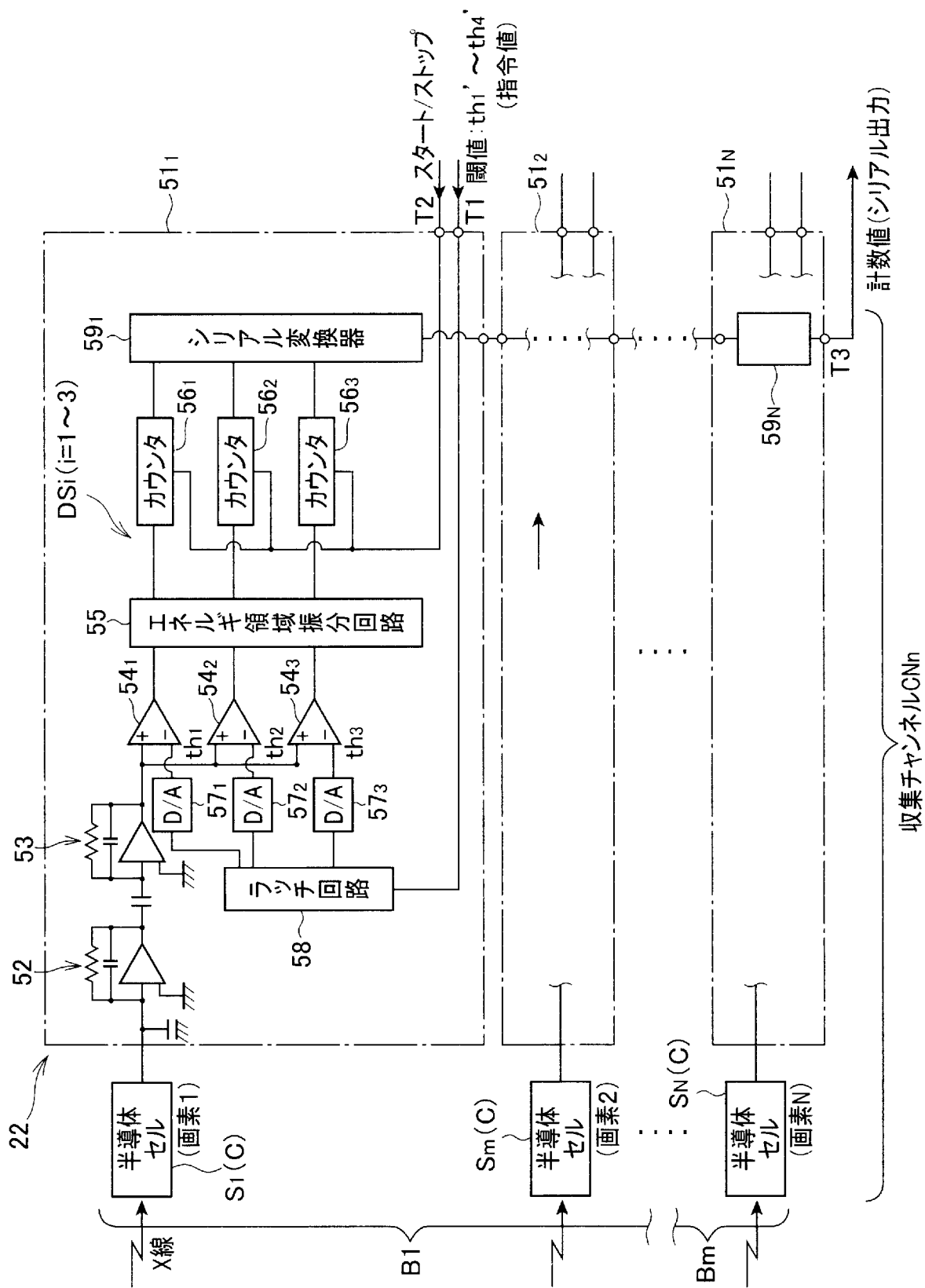
[図1]



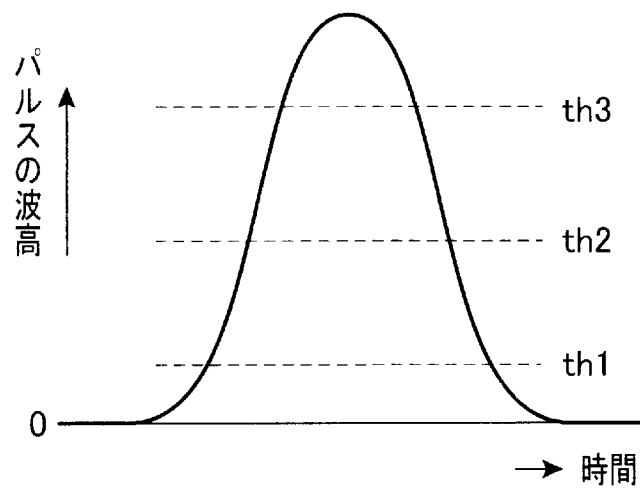
[図2]



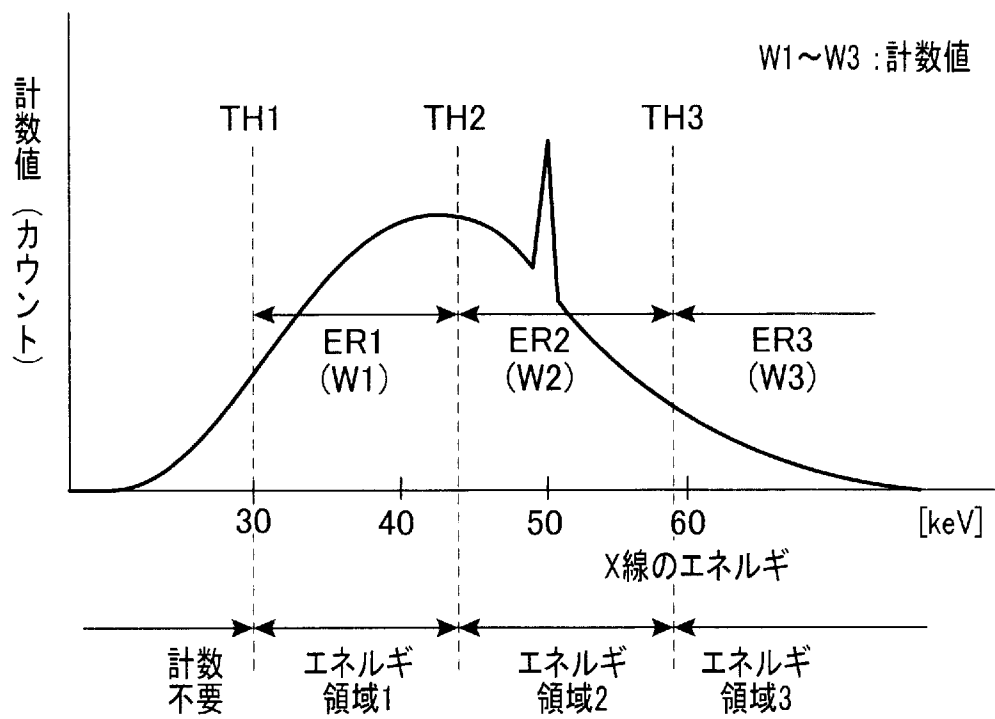
[図3]



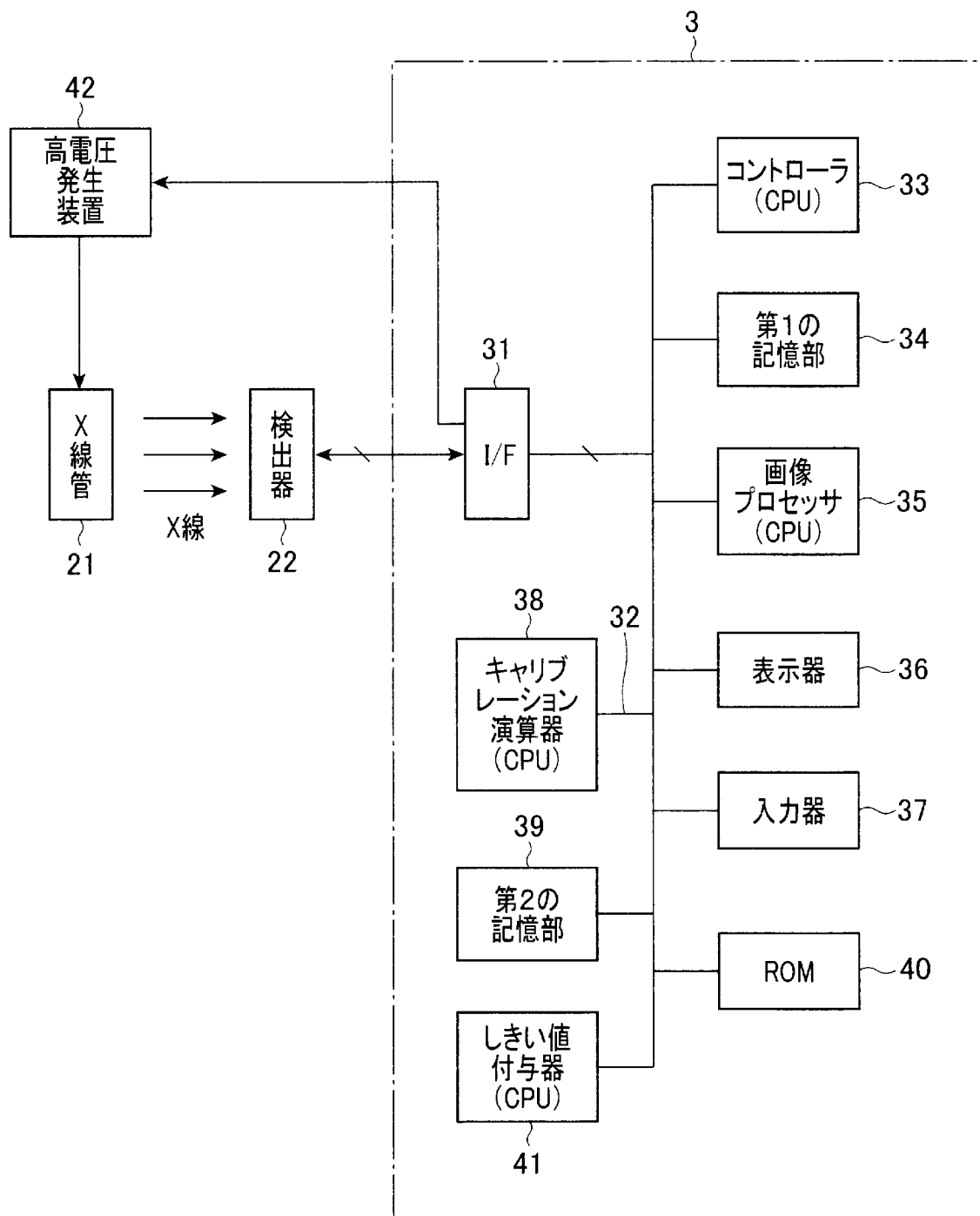
[図4]



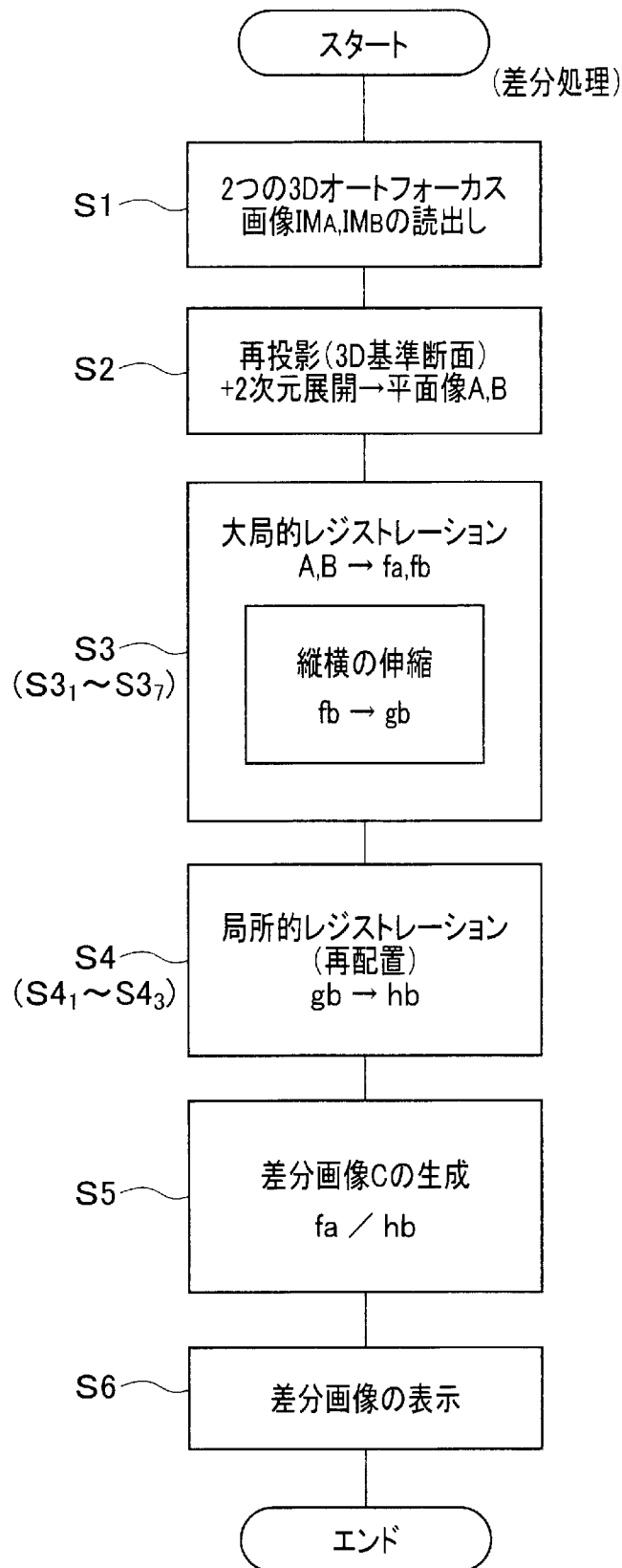
[図5]



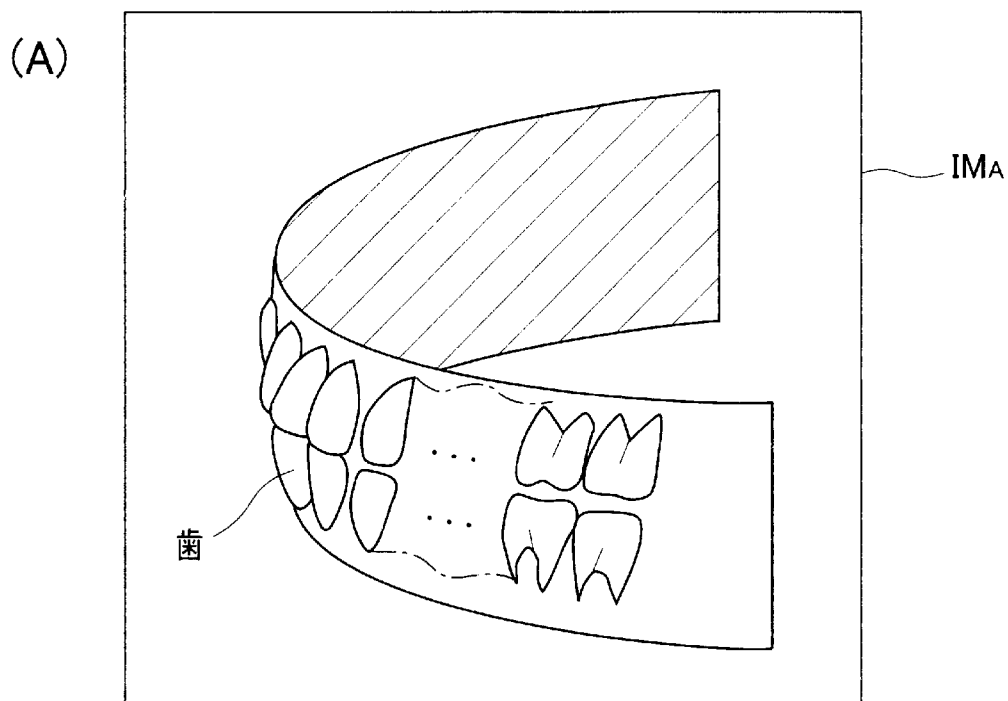
[図6]



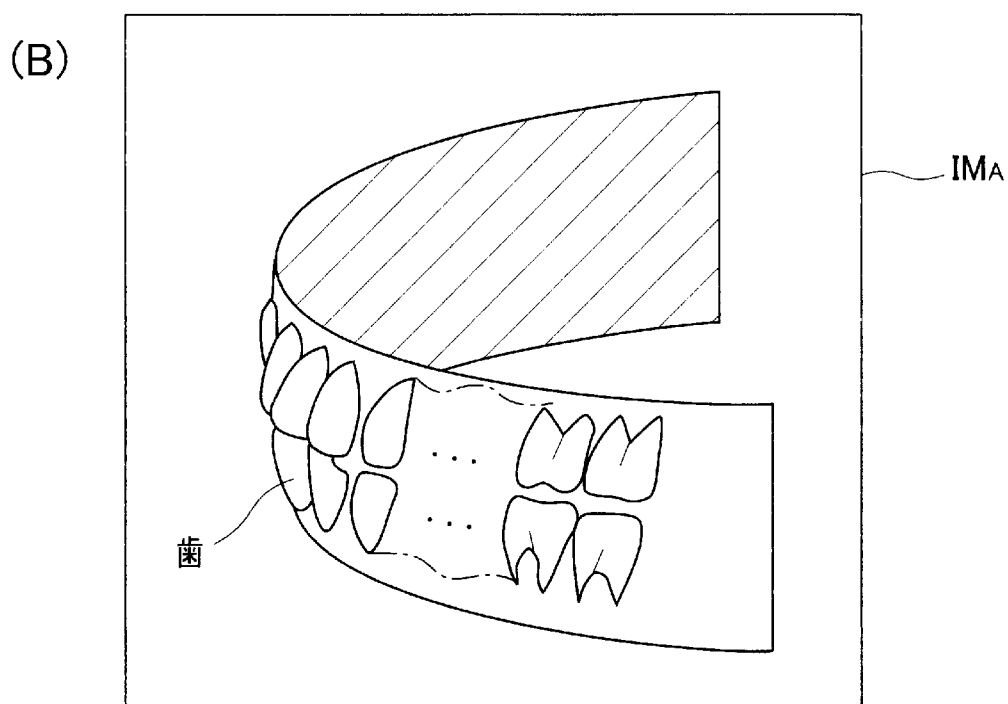
[図7]



[図8]

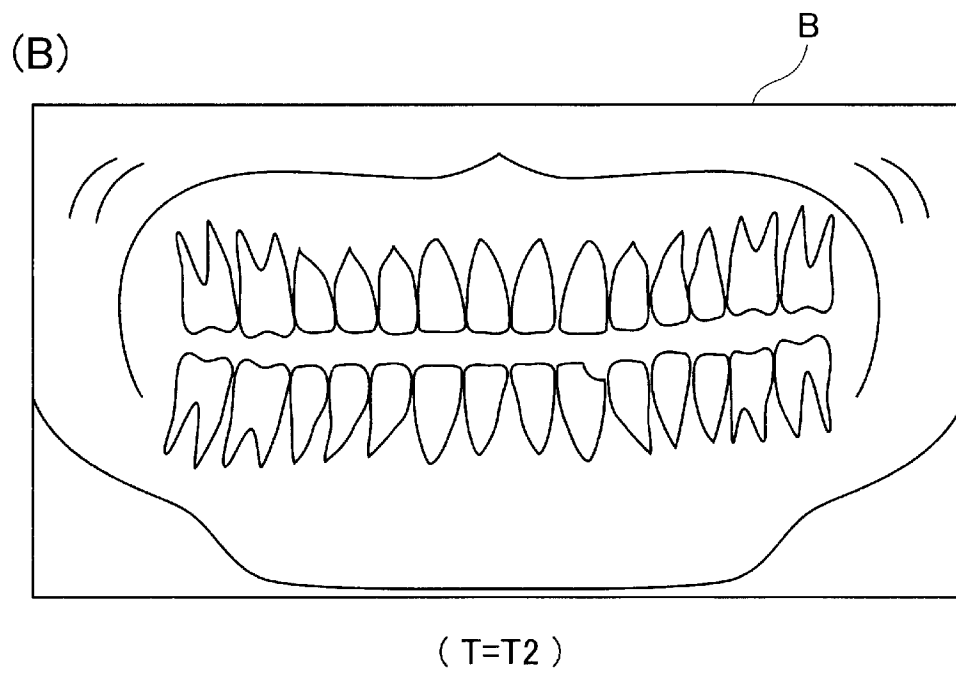
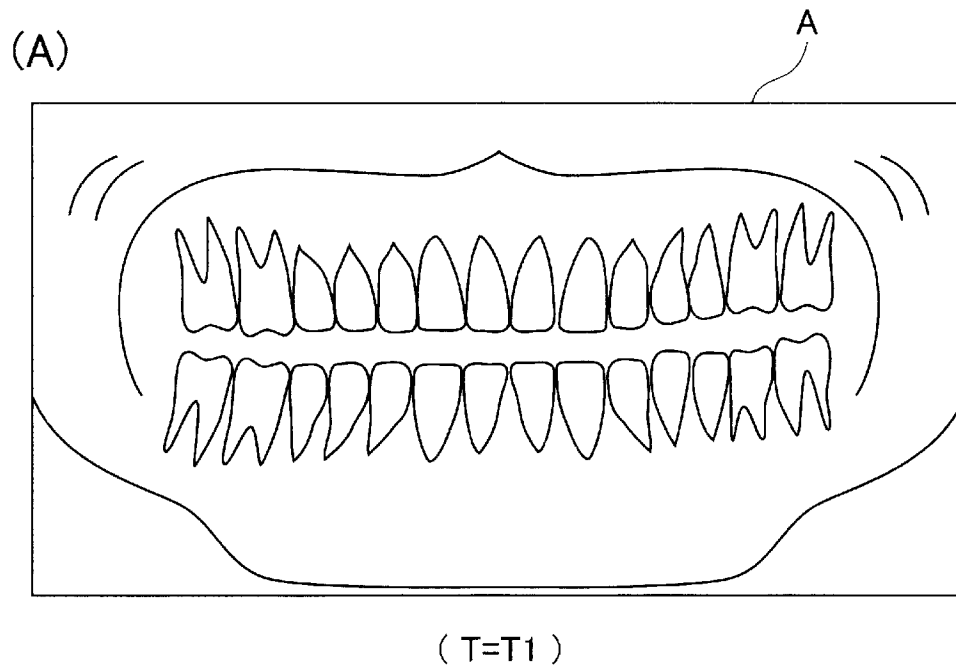


3Dオートフォーカス画像 [T=T1]

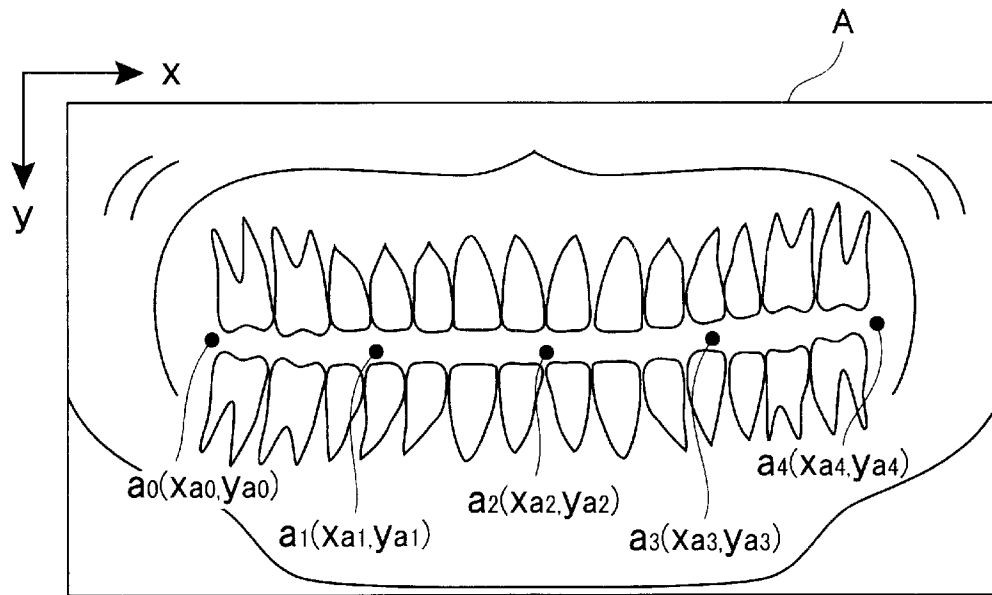


3Dオートフォーカス画像 [T=T2]

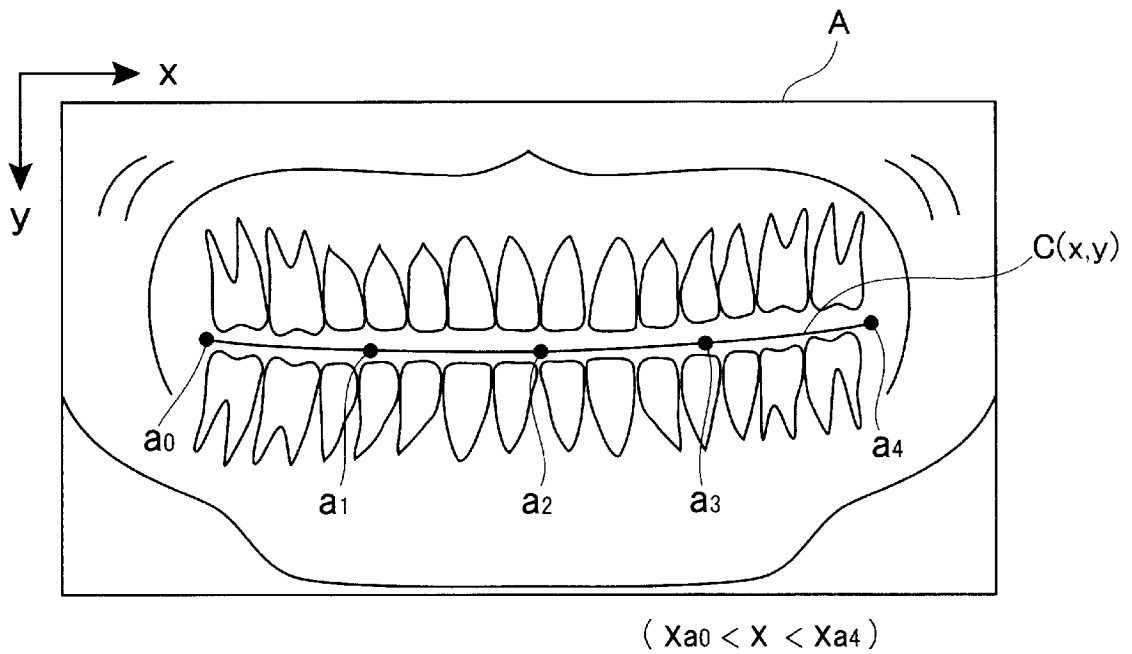
[図9]



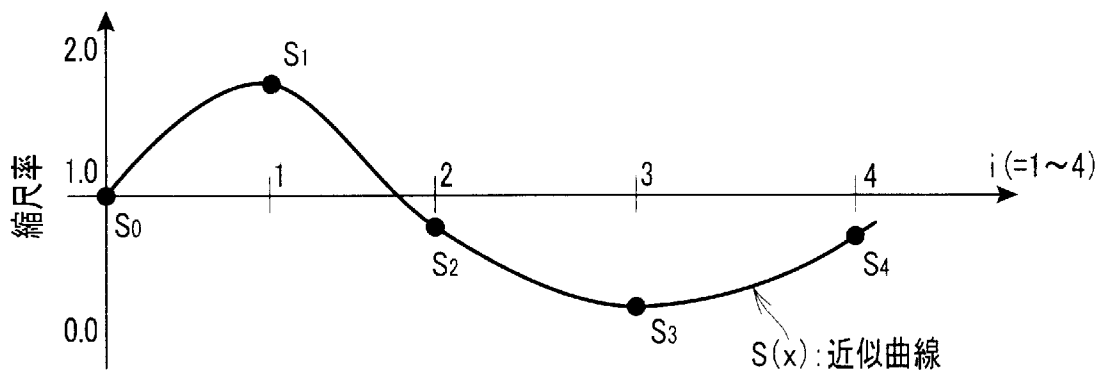
[図10]



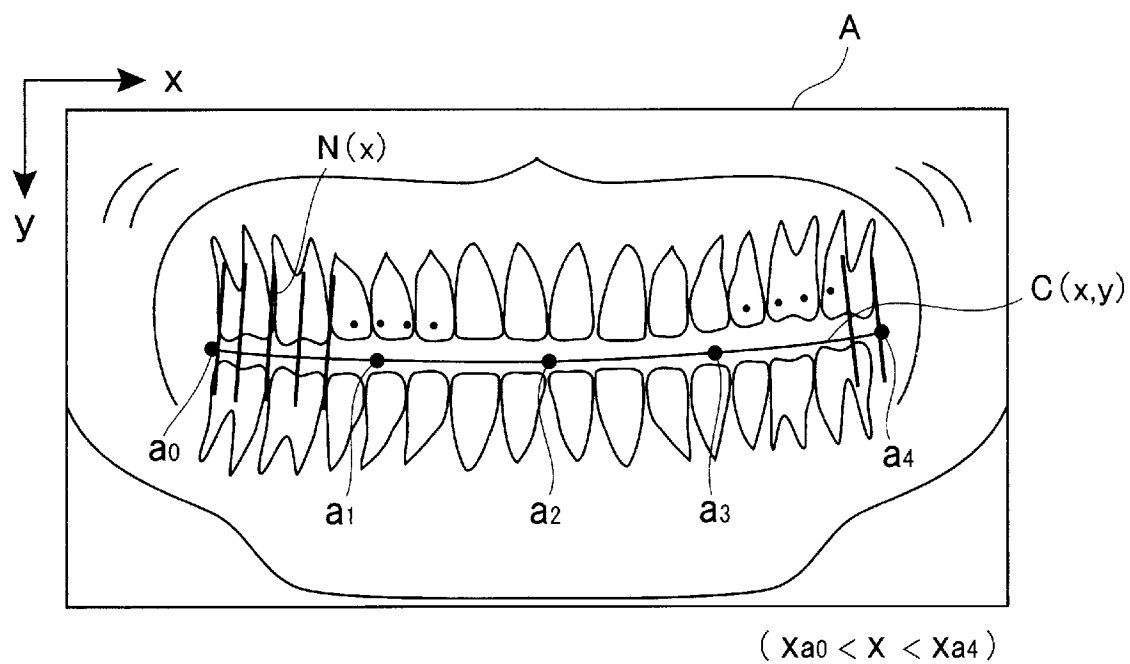
[図11]



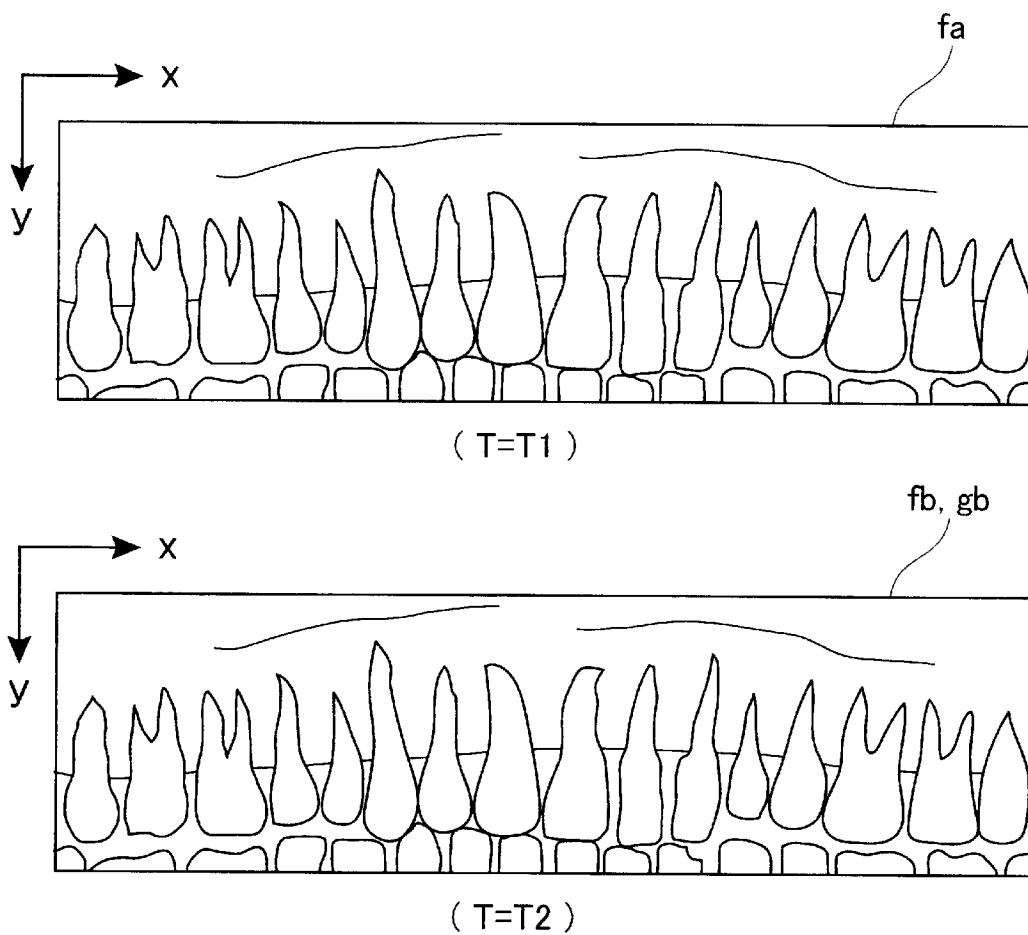
[圖12]



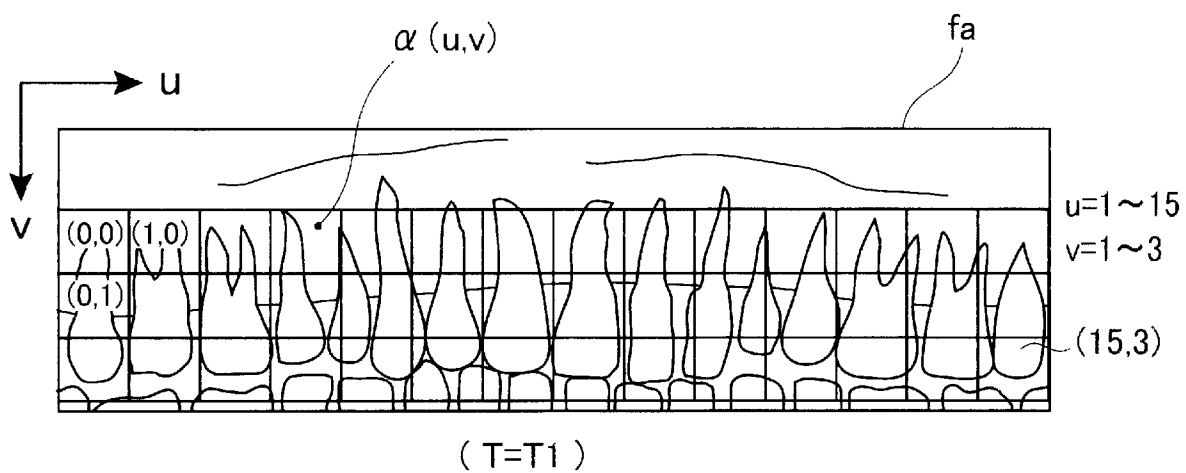
[圖13]



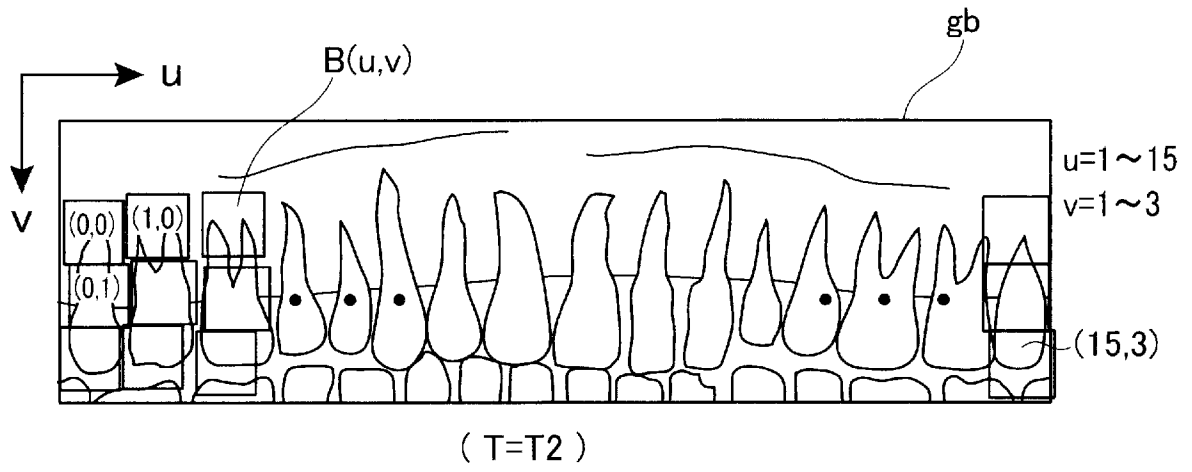
[圖14]



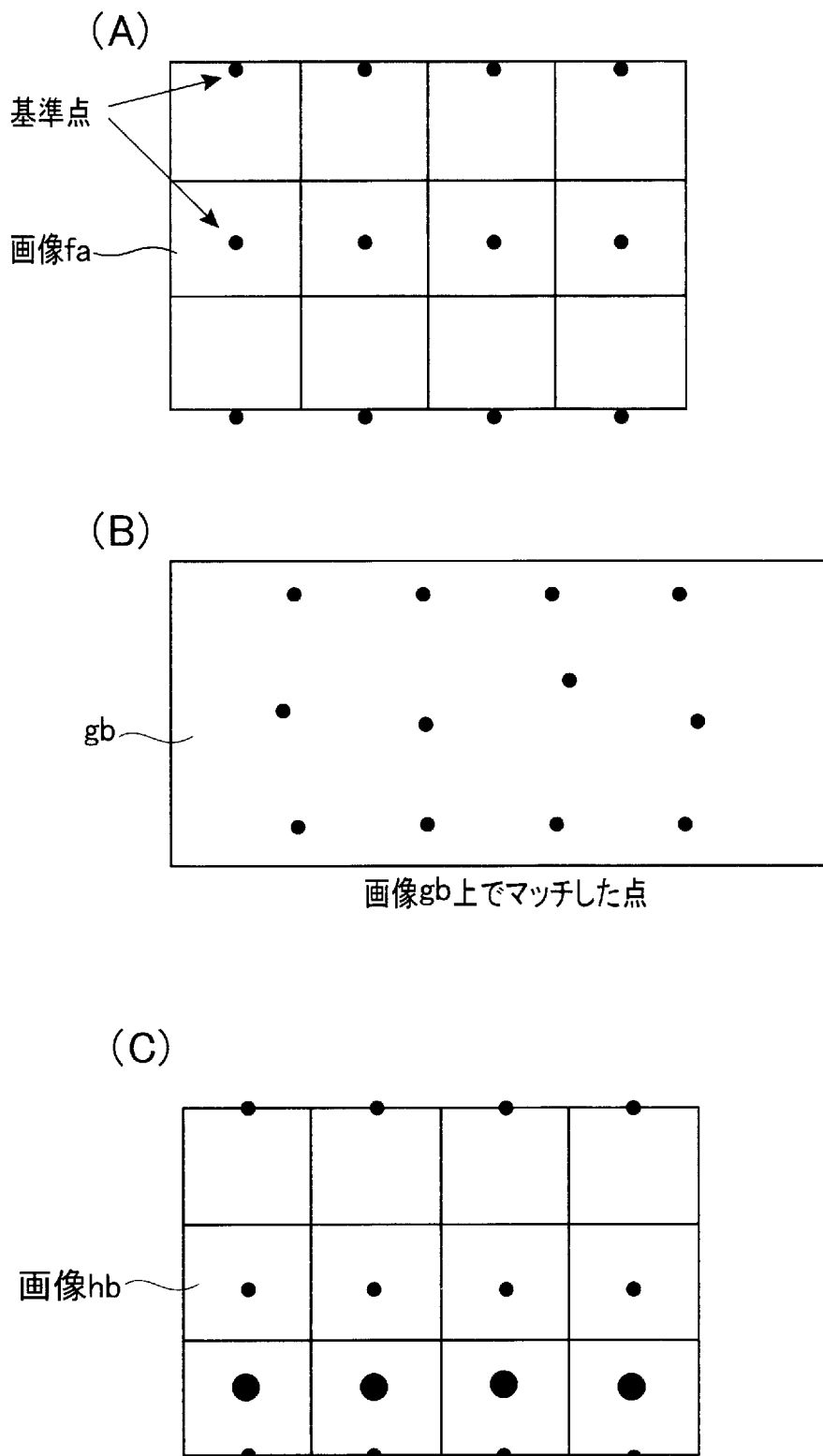
[圖15]



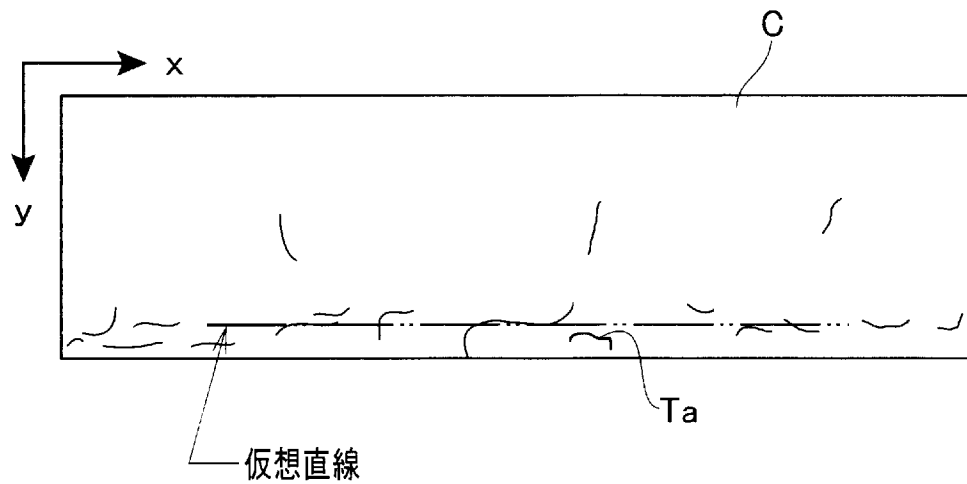
[図16]



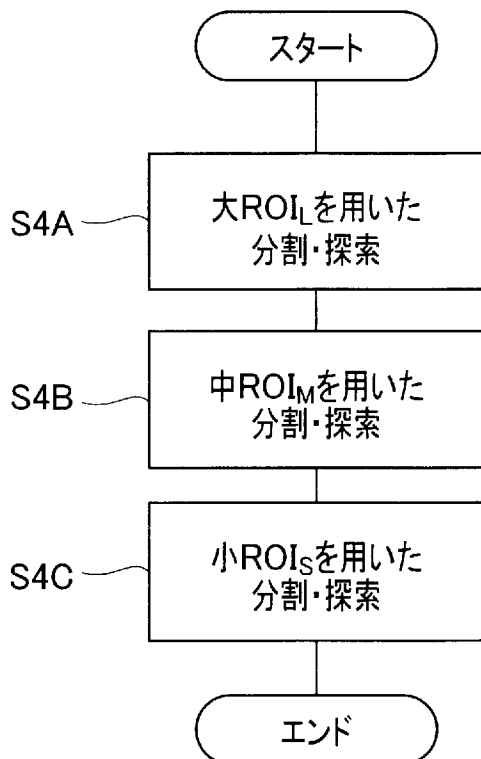
[図17]



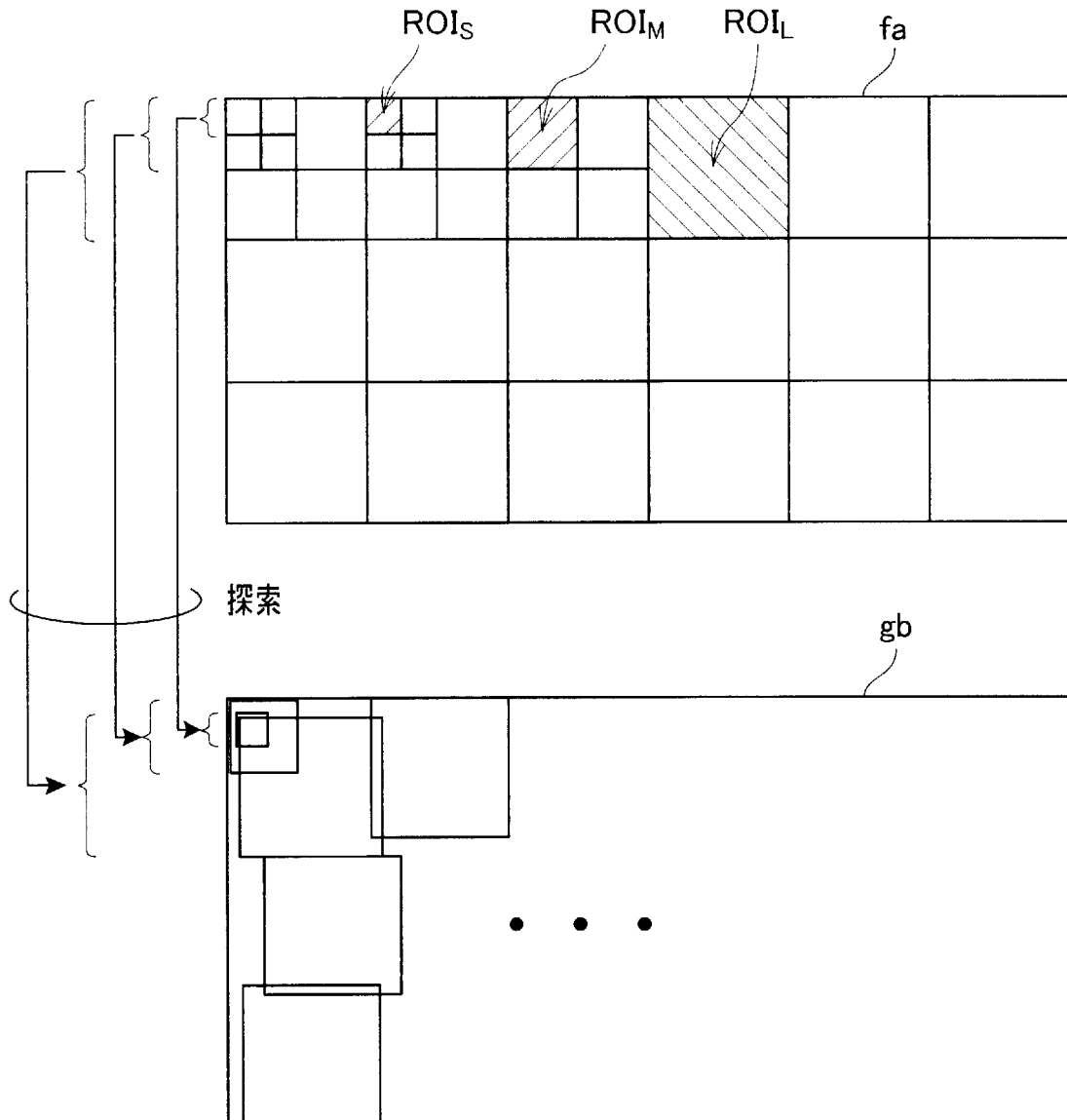
[図18]



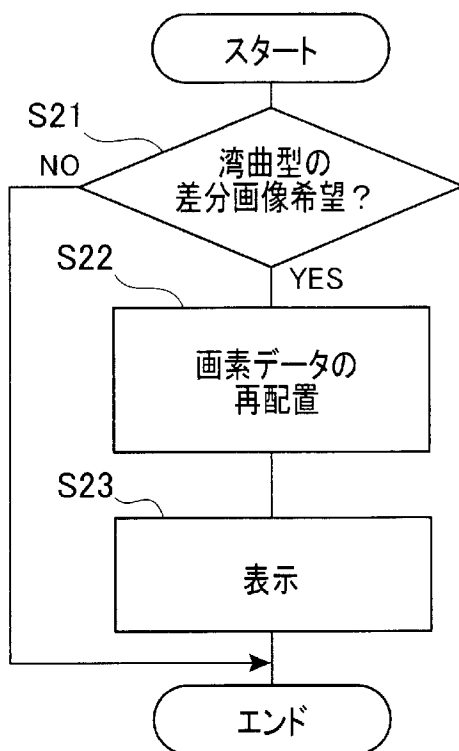
[図19]



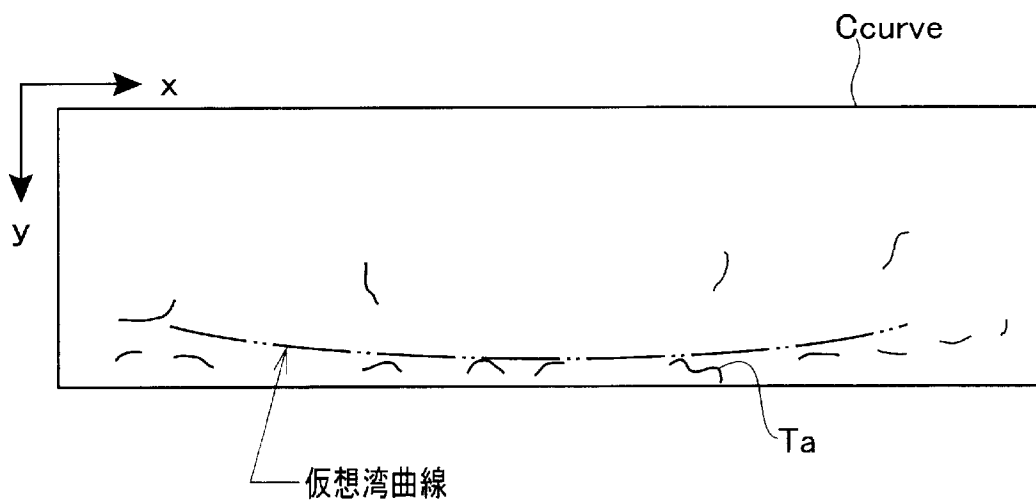
[図20]



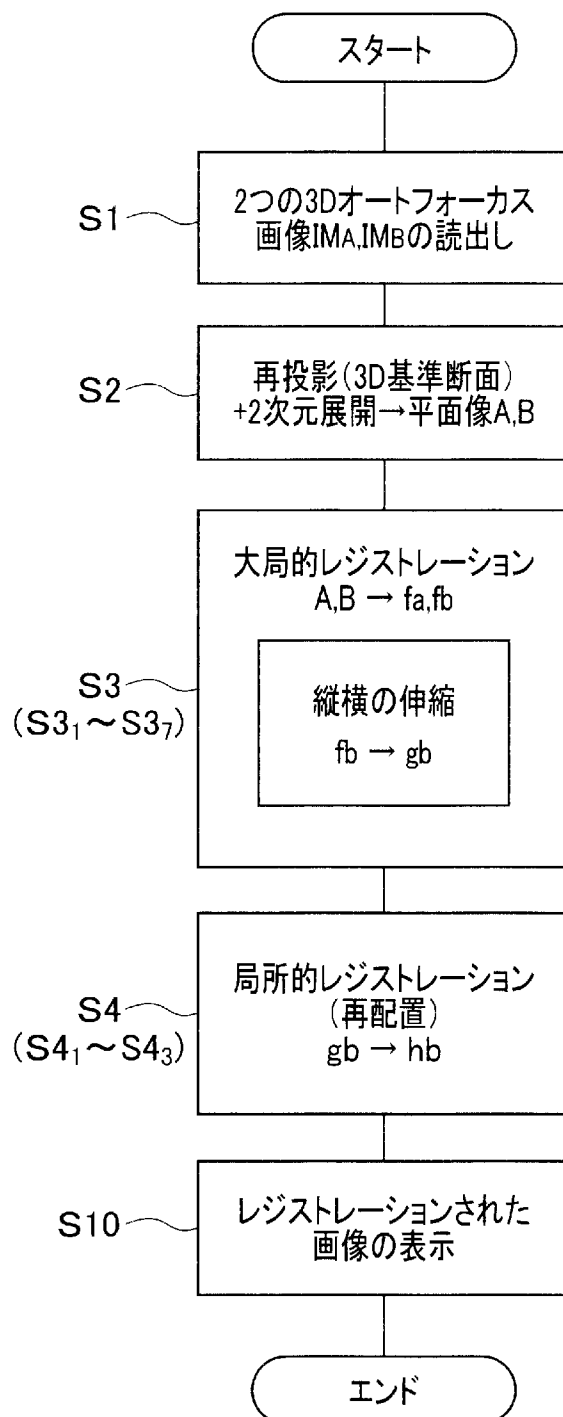
[図21]



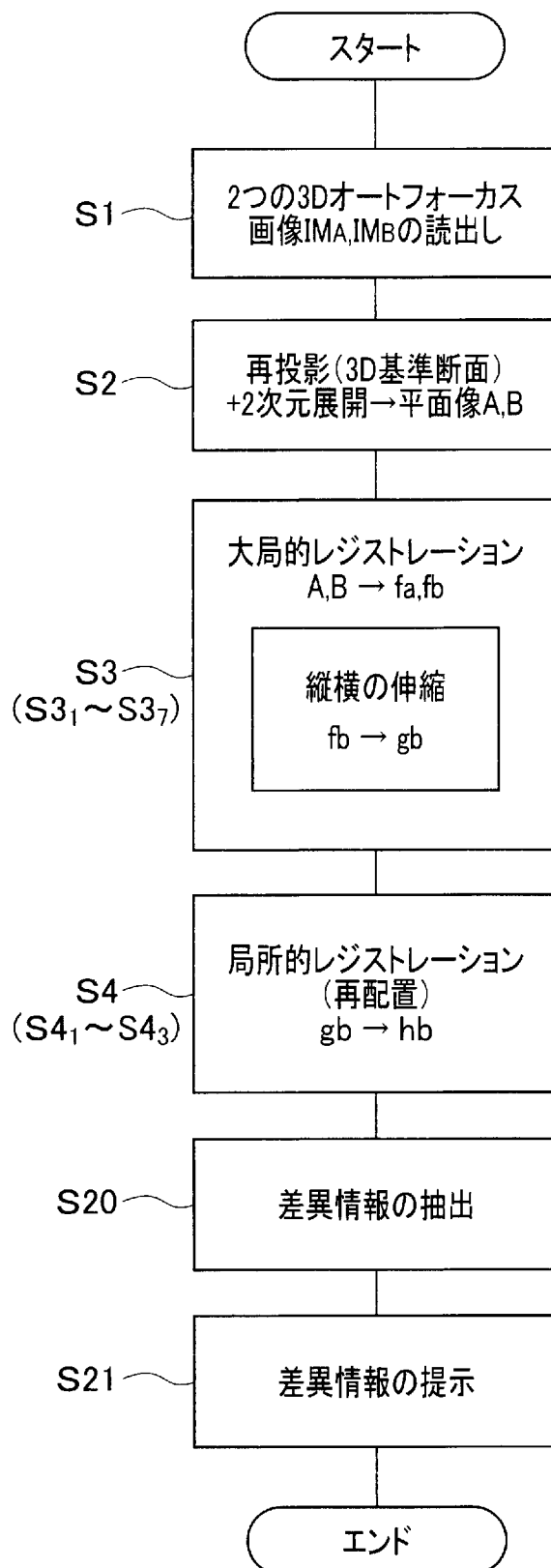
[図22]



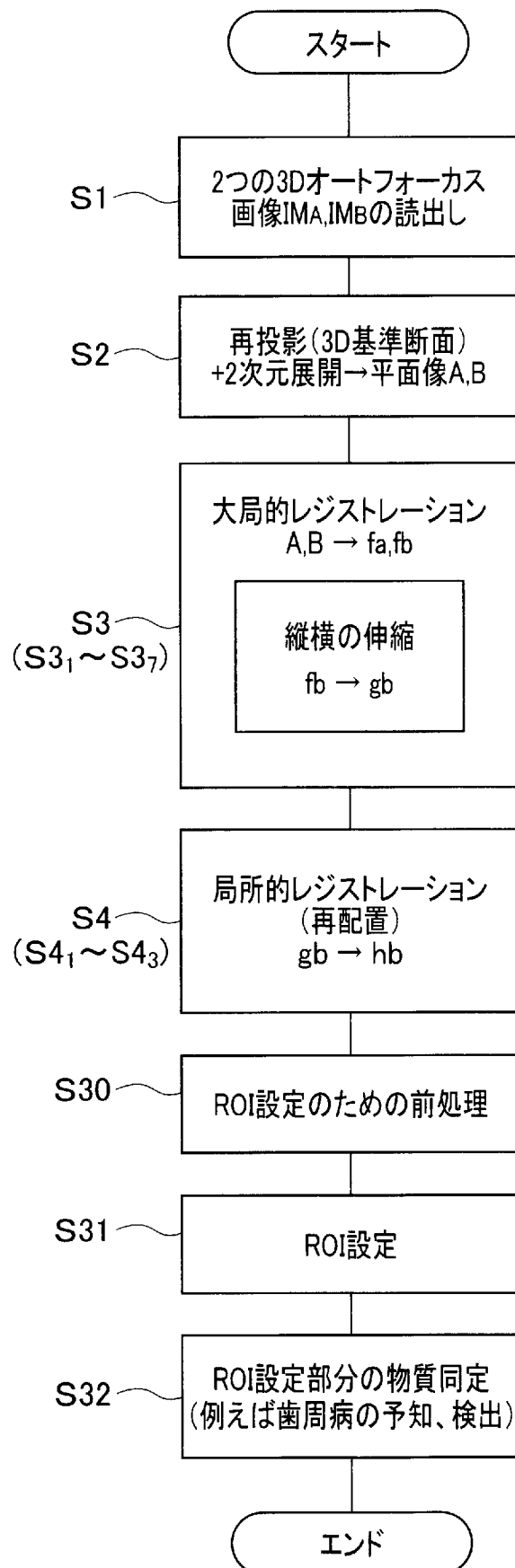
[図23]



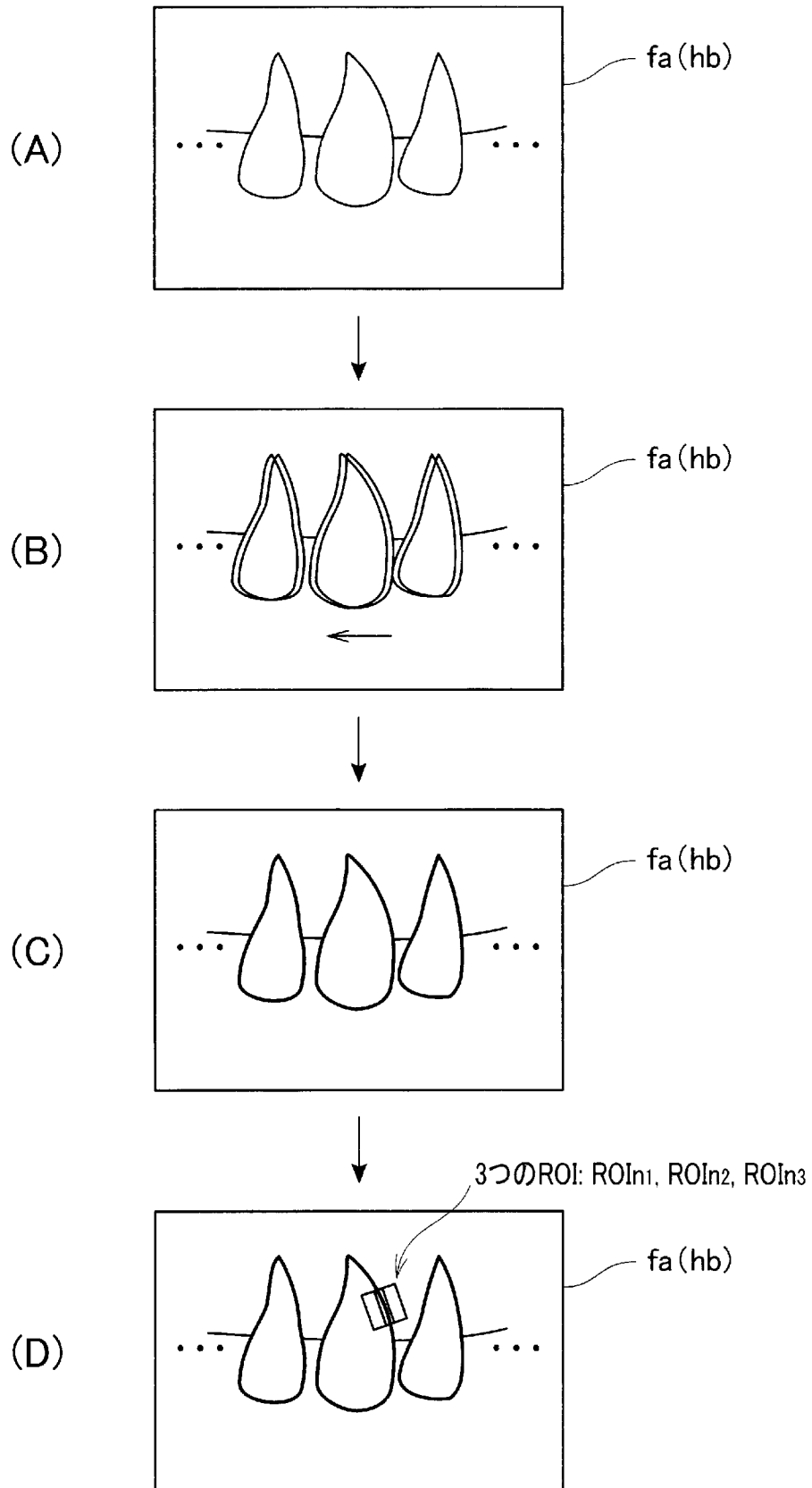
[図24]



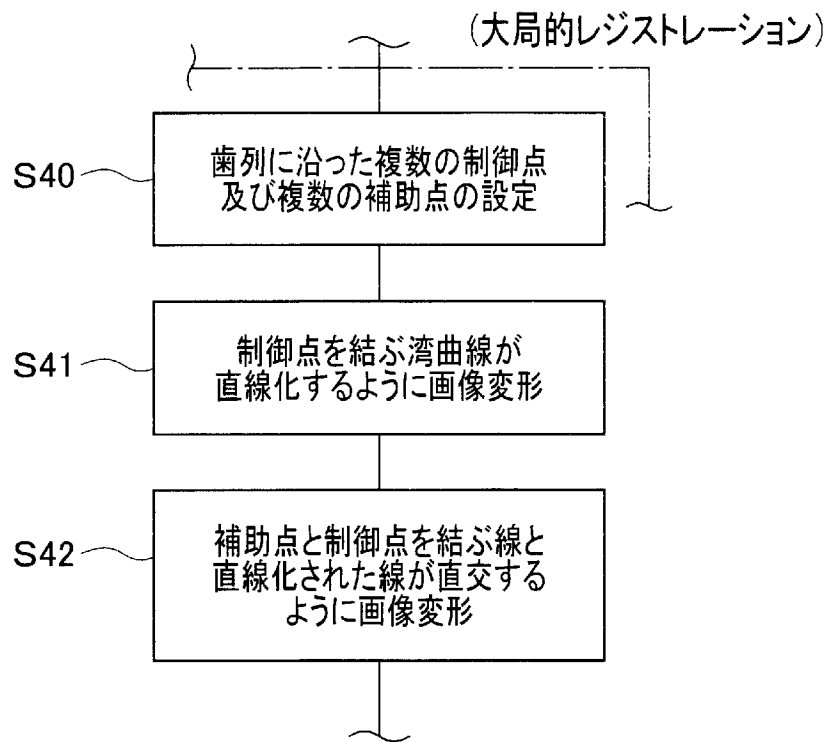
[図25]



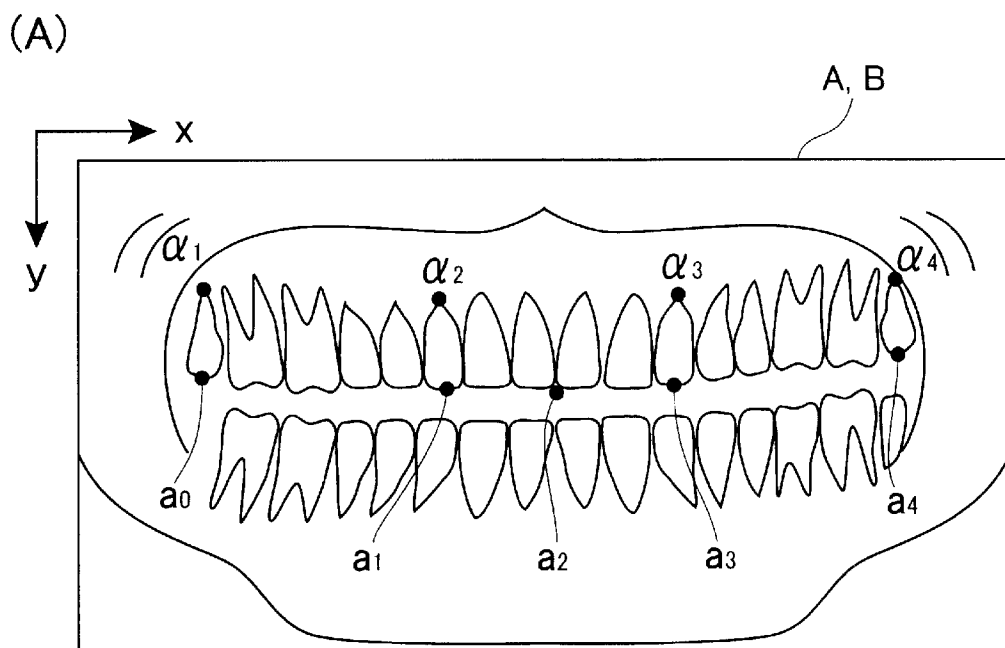
[図26]



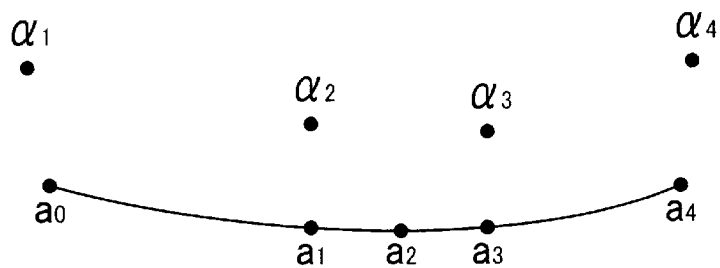
[図27]



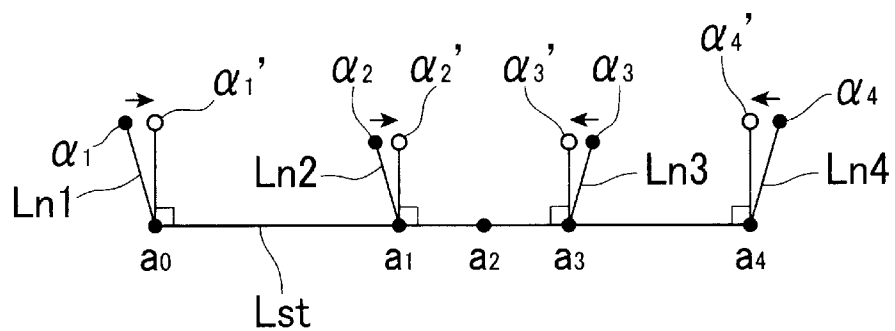
[図28]



(B)



(C)



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/075159

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00(2006.01) i, A61B6/14(2006.01) i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B6/00, A61B6/14

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

| | | | |
|---------------------------|-----------|----------------------------|-----------|
| Jitsuyo Shinan Koho | 1922-1996 | Jitsuyo Shinan Toroku Koho | 1996-2012 |
| Kokai Jitsuyo Shinan Koho | 1971-2012 | Toroku Jitsuyo Shinan Koho | 1994-2012 |

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|-----------|--|-----------------------|
| A | JP 2007-68554 A (Fujifilm Corp.), 22 March 2007 (22.03.2007), paragraph [0029]; fig. 4 to 6 & US 2007/0036410 A1 | 1-10 |
| A | JP 2009-146178 A (Hitachi Medical Computer Systems, Inc.), 02 July 2009 (02.07.2009), paragraphs [0025] to [0039]; fig. 8 to 24 (Family: none) | 1-10 |
| A | JP 2009-268641 A (Eiko KOSUGE, Tohoku University), 19 November 2009 (19.11.2009), paragraphs [0008] to [0066] (Family: none) | 1-10 |

 Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

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

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

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

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

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

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

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

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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
26 October, 2012 (26.10.12)Date of mailing of the international search report
06 November, 2012 (06.11.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B6/00(2006.01)i, A61B6/14(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B6/00, A61B6/14

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

| | |
|-------------|------------|
| 日本国実用新案公報 | 1922-1996年 |
| 日本国公開実用新案公報 | 1971-2012年 |
| 日本国実用新案登録公報 | 1996-2012年 |
| 日本国登録実用新案公報 | 1994-2012年 |

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

| 引用文献の カテゴリー* | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示 | 関連する 請求項の番号 |
|-----------------|---|----------------|
| A | JP 2007-68554 A (富士フイルム株式会社) 2007.03.22, 段落 29, 図 4-6 & US 2007/0036410 A1 | 1-10 |
| A | JP 2009-146178 A (日立メディカルコンピュータ株式会社) 2009.07.02, 段落 25-39, 図 8-24 (ファミリーなし) | 1-10 |

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献
 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

26. 10. 2012

国際調査報告の発送日

06. 11. 2012

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)
 郵便番号 100-8915
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

泉 卓也

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

2908

| C (続き) . 関連すると認められる文献 | | |
|-----------------------|---|----------------|
| 引用文献の カテゴリー* | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示 | 関連する 請求項の番号 |
| A | JP 2009-268641 A (小菅栄子, 国立大学法人東北大学) 2009.11.19, 段落 8-66 (ファミリーなし) | 1-10 |