

(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
2012年1月19日(19.01.2012)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2012/008492 A1

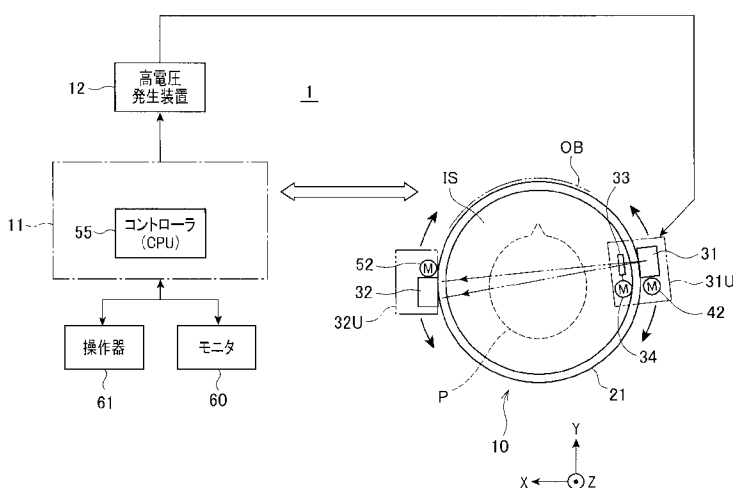
- (51) 国際特許分類:
A61B 6/14 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/065987
- (22) 国際出願日: 2011年7月13日(13.07.2011)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2010-158542 2010年7月13日(13.07.2010) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社テレシステムズ(TELESYSTEMS Co., Ltd) [JP/JP]; 〒5560003 大阪府大阪市浪速区恵美須西2丁目8番19号 Osaka (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 山河 勉 (YAMAKAWA Tsutomu) [JP/JP]; 〒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). 辻田 政廣 (TSUJITA Masahiro) [JP/JP]; 〒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). 勝又 明敏 (KATSUMATA Akitoshi) [JP/JP]; 〒4910903 愛知県一宮市八幡四丁目1番97-102号 Aichi (JP). 尾川 浩一 (OGAWA Koichi) [JP/JP]; 〒1640001 東京都中野区中野三丁目15番1号 Tokyo (JP). 青木 久敏(AOKI Hisatoshi) [JP/JP]; 〒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, 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, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, 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.
- (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, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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,

[続葉有]

(54) Title: X-RAY TOMOGRAM IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称: X線断層像撮影装置

[図1]



- 12 HIGH VOLTAGE GENERATION DEVICE
- 55 CONTROLLER (CPU)
- 60 MONITOR
- 61 ACTUATOR

(57) Abstract: An X-ray tomogram imaging device (1) of the present invention is provided with an X-ray tube (31) and a direct conversion-type detector (32). The X-ray tube and the detector are supported so as to be independently rotatable of each other along a curved trajectory by way of support means (21, 31U, and 312). Scanning and image reconstruction are performed under instruction from a computer (11). The X-ray tube and the detector are moved independently of each other along the trajectory so that X-ray radiation is consistently transmitted at a desired angle through a desired cross-section of an object to be imaged. A panorama image of the cross-section is generated using frame data, and using the frame data and the panorama image, a tomogram is generated in which the focus in the object to be imaged has been optimized and distortion caused by differences in the angles of the paths of the X-ray radiation has been suppressed. The present invention can be implemented as an apparatus for such applications as medicine, including dentistry, and destructive testing. In addition, the present invention can also have functionality for CT imaging.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2012/008492 A1



NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI 添付公開書類:
(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, — 国際調査報告 (条約第 21 条(3))
NE, SN, TD, TG).

X線断層像撮影装置(1)は、X線管(31)及び直接変換型の検出器(32)を備える。X線管及び検出器は、支持手段(21, 311, 312)により、曲線状の軌道に沿って互いに独立して回転可能に支持される。コンピュータ(11)の指示の下でスキャン及び画像再構成が実行される。撮像対象の所望の断面にX線が常に所望角度で透過するようにX線管及び検出器を軌道に沿って互いに独立して移動させる。フレームデータを用いて断面のパノラマ画像が生成され、フレームデータとパノラマ画像とを用い、撮像対象に在る構造体の焦点が最適化され且つX線パスの角度の違いに因る歪を抑制した断層像が生成される。本装置は歯科用を含む医療用、破壊検査用などの機器として実施可能。またCT撮影の機能を持つことも可能。

明 細 書

発明の名称： X線断層像撮影装置

技術分野

[0001] 本発明は、X線を用いて対象物の断層像を撮影するX線断層像撮影装置に係り、とくに、トモシンセシス法に基づいて対象物の3次元のパノラマ画像などの断層像を撮影するX線断層像撮影装置に関する。

背景技術

[0002] 近年、トモシンセシス法 (tomosynthesis) に依る被検体の断層撮影法が盛んに行われるようになってきている。このトモシンセシス法の原理はかなり古くから知られている (例えば特許文献1を参照)。近年では、そのトモシンセシス法に依る画像再構成の簡便さを享受しようとする断層撮影法も提案されている (例えば特許文献2及び特許文献3を参照)。また、歯科用及びマンモグラフィでその例が多数見られるようになってきている (例えば特許文献4、特許文献5、特許文献6、及び特許文献7を参照)。

[0003] 従来、このトモシンセシス法を好んで適用した放射線撮像装置の1つに、X線を用いた歯科用のパノラマ撮像装置がある。このパノラマ撮像装置は、X線検出器 (以下、検出器と呼ぶ) の動きに制約があり、撮像空間に機械的に設定される軌道に従った断層面 (基準断層面と呼ぶ) に焦点が合うようになっている。なお、撮像空間とは、被検体の顎部の周囲を回転するX線管及び検出器の間に位置する、X線パスが移動する空間を言う。

[0004] このため、撮像空間において歯列が基準断層面に沿って位置しているときのみ、画像の焦点は最適化される。しかし、歯列が基準断層面からずれている場合、画像は最適な焦点を失い、ぼける。したがって、不鮮明な部分を精度良く見たい場合は、ボケた部位が鮮明に見えるように被検体の位置決めをやり直してデータの再収集を行うか、ボケた部分の口内撮影を施して、より鮮明な画像を得ていた。

[0005] その一方で、近年、特許文献8のように、X線の検出データを高速 (例え

ば300fps)に収集できる検出器を使用し、その検出データをすべてコンピュータに取り込み、トモシンセシス法を実行するX線パノラマ撮像装置が開発されている。この装置の場合、検出データをトモシンセシス法で処理して断層面のパノラマ画像を生成するとともに、その断層面の位置をその面の前後方向に変更し、その変更した断層面のパノラマ画像を生成できる。この画像生成を行うために、予め、検出器の検出面(つまり、X線の入射面)に平行な複数の断層面の距離の情報(シフト・アンド・アッド量またはゲインと呼ばれる)を、ファントムを用いて求めるか、理論計算で求める。撮像時には、X線管及び検出器の対を被検体の顎部の周囲に回転させながらデータ収集を行う。このときの回転中心の位置は、歯列に対して接近したり離れたりする。収集されたデータは、上述の距離の情報を用いたトモシンセシス法をソフトウェア処理することで、ボケの少ない画像が作成される。

[0006] なお、特許文献9に示されるように、同じ1台の装置でありながら、パノラマ撮影とX線CT撮影を選択的に実行できる装置も知られている。

先行技術文献

特許文献

- [0007] 特許文献1：特開昭57-203430
特許文献2：特開平6-88790
特許文献3：特開平10-295680
特許文献4：特開平4-144548
特許文献5：米国特許第5,428,660
特許文献6：特開2008-11098
特許文献7：米国特許公開 US2006/0203959 A1
特許文献8：特開2007-136163
特許文献9：特開平11-318816

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、上述した放射線撮像装置としてのパノラマ撮像装置はX線被曝線量の問題から依然として使用しづらい面があった。一般に、パノラマ撮像装置は、X線口内撮影装置や歯科用CT装置と比較すると、X線被曝線量が少ない。しかしながら、X線口内撮影装置の代替になるほど、分解能はよくない。これらの理由のため、X線口内撮影装置やCT装置による歯列の精査は依然として主流になっているのが現状であった。さらに、従来のパノラマ撮像装置の場合、その放射線の線量当量が「3ヶ月で1.3mSv」を超える。このため、パノラマ撮像装置は、X線口内撮影装置やCT装置などと同様に、あくまで放射線の管理区域内に設置する必要があった。

[0009] したがって、患者は治療椅子のある診察室から、放射線管理区域である撮影室に移動してパノラマ撮像を行なうことを余儀なくされている。このため、例えばリーマを用いた歯根先端の検出をする場合、患者はその歯にリーマを差し込まれた状態で診察室から撮影室に移動し、パノラマ撮像、口内撮影、あるいはCT撮影を行う必要があった。この患者の移動は、患者自身にとっても、また歯科医にとっても厄介なことである。例えば、リーマを用いた歯根先端の位置を、患者を治療椅子に座らせた（寝かせた）ままの状態でもX線画像を用いて確認できるような治療法を採ることができない。かかる理由から、歯科用パノラマ撮像装置は有用ではあるものの、理想的な使用期待に比べて使い勝手がよくないという指摘があった。

[0010] また、専用室としてのX線撮影室を用意しなければならないので、施設もその分、大掛かりになり、より省スペースで簡単にX線撮影をしたいとする要望には応えていない現状がある。

[0011] さらに、従来の各種タイプのパノラマ撮像装置は、前述した如く、X線被曝線量の低減化は図られているが、X線口内撮影装置にとって代わるほどの分解能の高い画像を提供できていないという状況にも直面している。

[0012] 本発明は、上述の従来の状況に鑑みてなされたもので、放射線管理区域をより狭い範囲に止め、作業中であっても再構成した断層像を観察できるなど、使い勝手に優れ、且つ、高い分解能の断層像を提供することができるX線

断層像撮影装置を提供する、ことをその目的とする。

課題を解決するための手段

[0013] 上述した目的を達成するために、本発明は、その主たる態様として、供給される電流の値に応じた量のX線を照射するX線管と、前記X線に応答する複数の画素を2次元に配列して当該X線を入射させる入射面を有し、当該X線の入射に応じて前記複数の画素からデジタル電気量のデータをフレーム毎に出力する検出器と、曲線状の軌道を供するとともに、前記X線管及び前記検出器を当該軌道に沿って互いに独立して移動可能な状態で当該X線管及び当該検出器を支持する支持手段と、を備えたデータ収集器と、前記データ収集器が提供する前記軌道の内側に置かれる撮像対象に対して当該撮像対象の所望の断面のスキャン方向の各位置にて前記X線が常に所望の角度で透過するように、前記X線管及び前記検出器を前記軌道に沿って互いに独立して移動させる移動手段と、前記データ収集器により収集された前記データを用いて前記断面のパノラマ画像をトモシンセス法により生成するパノラマ画像生成手段と、前記データ収集器により収集された前記データと前記パノラマ画像生成手段により生成された前記パノラマ画像とを用いて、前記撮像対象に在る構造体の焦点が最適化され且つ前記X線のパスの方向の角度の違いに起因した歪を抑制した断層像を生成する断層像生成手段と、を備えたことを特徴とするX線断層像撮影装置を提供する。

[0014] また、好適な実施形態として、当該X線断層像撮影装置は、前記検出器により収集されたフレームデータを用いてCT (Computed Tomography) 法に基づく断層像の再構成するCT画像再構成手段を有し、前記移動手段は、前記X線管と前記検出器とを互いに正対させた状態で前記軌道上を移動させる手段であり、前記トモシンセス法に代えてCT撮影を行いたいときに前記検出器の姿勢を切り換える切換手段を有していてもよい。

発明の効果

[0015] 本発明に係るX線断層像撮影装置によれば、放射線管理区域をより狭い範囲に止め、作業中であっても再構成した断層像を観察できるなど、使い勝手

に優れ、且つ、高い分解能の断層像を提供することができる。

[0016] とくに、このX線断層像撮影装置を歯科用のX線口外撮影装置に適用すれば、放射線管理区域として大掛かりなX線撮影室を必要とせずに、患者を治療椅子に座らせた（寝かせた）状態で、治療中にその歯列のパノラマ画像を撮影することができるなど、使い勝手に優れ、且つ、X線口内撮影装置にとって代わる、高い分解能のパノラマ画像を供することができる。さらに、パノラマ撮影のみならず、CT撮影も選択的に実施することができ、1台2役の撮影機能を有するので、汎用性が極めて高い。

図面の簡単な説明

[0017] 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X線断層像撮影装置としてのX線口外撮影装置の全体構成の概略を示す図。

[図2]図2は、本実施形態に係るX線口外撮影装置の電氣的な概略構成を示すブロック図。

[図3]図3は、X線口外撮影装置で採用している直交撮影法を原理的に説明する図。

[図4]図4は、拡大率を説明する図。

[図5]図5は、実施形態に係る直交撮影法で採用している、X線管と検出器の回転速度と管電流の制御を説明する図。

[図6]図6は、図5で説明した制御の例を説明するグラフ。

[図7]図7は、図5の制御をより一般化して説明するための、X線管と検出器の回転移動を説明する図。

[図8]図8は、図5の制御をより一般化して説明するための、回転角度と制御量との関係を例示するグラフ。

[図9]図9は、図5の制御をより一般化して説明するための、回転角度と制御量との関係を例示する別のグラフ。

[図10]図10は、図5の制御をより一般化して説明するための、回転角度と制御量との関係を例示する更に別のグラフ。

[図11]図11(A), (B)は、X線管に対するコリメータの独立した制御を説明する図。

[図12]図12(A), (B)は、回転角度とX線管及び検出器の回転の角速度との制御例を示すグラフ。

[図13]図13は、プリンスキャンの概要を説明するフローチャート。

[図14]図14は、プリンスキャンの概要を説明するフローチャート。

[図15]図15(A)～(F)は、スキャン中のX線管と検出器の回転移動の様子を説明する図。

[図16]図16は、ファントムの一例を示す一部破断した斜視図。

[図17]図17は、ファントムのベースにおける、マーカを有する支柱の植設位置とキャリブレーションに用いる断層面の位置との関係を説明する図。

[図18]図18は、基準断層面の位置に植設する支柱の一例を説明する斜視図。

[図19]図19は、外側断層面の位置に植設する支柱の一例を説明する斜視図。

[図20]図20(A), (B)は、基準面パノラマ画像に映り込むマーカの位置と検出器とマーカの位置関係を説明する図。

[図21]図21(A), (B)は、本発明に係るパノラマ画像の再構成の原理を説明するための図。

[図22]図22(A), (B)は、図21(A), (B)における幾何学的な位置関係を数値化して説明する図。

[図23]図23は、コントローラ及び画像プロセッサにより協働して実行される、撮像空間の構造解析及びキャリブレーションの手順の概略を説明するフローチャート。

[図24]図24(A)～(C)は、X線の照射(投影)角度のずれを測定するための手順を説明する図。

[図25]図25は、X線の照射角度のずれを説明する図。

[図26]図26は、角速度曲線の一例とそれをX線の実際の照射角度のずれに

応じて補正する様子を説明する図。

[図27]図27は、X線照射角度 $\theta = 0^\circ$ におけるマーカとその結像位置との位置関係を説明する図。

[図28]図28は、X線照射角度 $\theta = 0^\circ$ 以外の角度におけるマーカとその結像位置との位置関係を説明する図。

[図29]図29は、本実施形態における縦方向の拡大率の補正を加味した、X線管の位置を睨む方向の3次元投影の概念を説明する図。

[図30]図30は、パノラマ撮像装置のコントローラ及び画像プロセッサが協同して実行する撮像のための処理の概要を示すフローチャート。

[図31]図31は、フレームデータとパノラマ画像の写像位置との関係を説明するグラフ。

[図32]図32は、基準面パノラマ画像の一例を模式的に示す図。

[図33]図33(A)、(B)は、パノラマ画像の縦方向の拡大率の相違を補正する処理を説明する図、

[図34]図34は、基準面パノラマ画像にROIを設定したときの画像の一例を模式的に示す図。

[図35]図35は、画像プロセッサが実行する歯の存在する位置・形状を同定する処理の概要を説明するフローチャート。

[図36]図36は、X線管と検出器の対の回転中心の変化に伴う3Dパノラマ画像上のZ軸方向の同一位置からX線管への投影角度の違いを説明する図。

[図37]図37は、3D基準画像の一例を模式的に示す図。

[図38]図38は、3D基準断層面に付加する複数の平行な断層面を説明する斜視図。

[図39]図39は、X線管と検出器の対の回転中心の変化に伴う、3Dパノラマ画像上のZ軸方向の同一位置からX線管へ投影したときの複数の断層面上の位置の違いを説明する図。

[図40(1)]図40(1)は、その(A)~(D)の順に、3D基準画像上の位置毎に最適焦点の断層面を特定する処理を説明する図。

[図40(2)]図40(2)は、その(E)～(H)の順に、3D基準画像上の位置毎に最適焦点の断層面を特定する処理を説明する図。

[図41]図41は、最適焦点位置の特定処理における周波数解析の結果を例示するグラフ。

[図42]図42は、最適焦点位置の特定処理における最適焦点の断層面の位置の一例を示すグラフ。

[図43]図43は、断層面位置に応じて変わる周波数特性パターンを例示するグラフ。

[図44]図44は、歯の実在する位置が3D基準断層面からずれている状態を説明する図。

[図45]図45(A)、(B)は、歯を3D基準断層面の位置からその実在する位置へシフトさせる状態を拡大率の大小に応じて説明する図。

[図46]図46(A)、(B)は、歯を3D基準断層面の位置からその実在する位置へシフトさせる状態を拡大率の大小に応じて説明する図。

[図47]図47は、歯を3D基準断層面の位置からその実在する位置へシフトさせる状態を拡大率の大小に応じて説明する図。

[図48]図48は、位置同定位置のために3D基準画像上の処理点を移動させる処理を説明する斜視図。

[図49]図49は、処理点毎に特定される最適焦点の断層面位置の同定と、その異常な同定を説明する斜視図。

[図50]図50は、最適焦点の断層面位置の同定とスムージングより作成された3Dオートフォーカス画像を模式的に示す図。

[図51]図51は、3Dオートフォーカス画像を3D基準断層面に投影する処理の概念を説明する図。

[図52]図52は、3D基準断層面に投影された画像とそこに設定されたROIとを模式的に説明する模式図。

[図53]図53は、3Dオートフォーカス画像を基準面パノラマ画像の2次元の面に投影する処理の概念を説明する図。

[図54]図54は、2D参照画像とそこに設定されたROIとを模式的に説明する図。

[図55]図55は、本実施形態に係るX線口外撮影装置の装着の一例を説明する図。

[図56]図56は、本実施形態に係るX線口外撮影装置の装着の別の一例を説明する図。

[図57]図57は、本実施形態に係るX線口外撮影装置の装着の更に別の一例を説明する図。

[図58]図58は、本発明の第2の実施形態に係るX線断層像撮影装置を説明する外観図である。

[図59]図59は、第2の実施形態におけるX線管と検出器との別々の軌道を説明する図である。

[図60]図60(a), (b)は、第2の実施形態で使用する検出器の平面図及び側面図を示す。

[図61]図61は、第2の実施形態で使用する検出器のパノラマ撮影モードに有効視野を説明する図である。

[図62]図62は、第2の実施形態で使用する検出器のCT撮影モードに有効視野を説明する図である。

[図63]図63は、第2の実施形態においてパノラマ撮影モードからCT撮影モードに移行させるときの検出器の回転及び高さ方向の移動を説明する図である。

[図64]図64は、パノラマ撮影におけるX線管とその照射野の角度を説明する図である。

[図65]図65は、第2の実施形態においてコントローラにより実行されるパノラマ撮影モードからCT撮影モードへの移行制御を説明するフローチャートである。

[図66]図66は、第2の実施形態においてコントローラにより実行されるスキャン及びデータ収集を説明するフローチャートである。

[図67]図67(a), (b)は、歯列の全域をCT撮影するときのX線管及び検出器の体軸方向の移動と撮影領域とを説明する図である。

[図68]図68(a), (b)は、歯列の一部をCT撮影するときのX線管及び検出器の体軸方向の移動と撮影領域とを説明する図である。

発明を実施するための形態

[0018] 以下、添付図面を参照して、本発明の実施形態を説明する。

[0019] (第1の実施形態)

図1～54を参照して、本発明に係るX線断層像撮影装置としての歯科用X線口外撮影装置の第1の実施形態を説明する。

[0020] このX線口外撮影装置は、被検体Pの顎部の撮像対象(歯列など)を顎部の外部からX線でスキャンし、このスキャンで収集したデータをトモシンセシス法で処理し、その撮像対象の断層像を生成するモダリティである。このため、本実施形態に係るX線口外撮影装置は、既存の歯科治療で用いられているパノラマ撮像装置の機能は勿論のこと、従来のパノラマ撮像装置では得られなかった、小形・軽量化、高分解能な画像の提供、放射線管理区域として撮像室を設けなければならないという不便さに由来するワークフローの改善など、本発明の目的を達成し得る。

[0021] <基本構成>

この実施形態では、最初に、本実施形態に係るX線口外撮影装置の基本構成を説明する。その後で、このX線口外撮影装置の設置の様々な具体例を変形例として説明する。

[0022] 図1に、実施形態に係るX線口外撮影装置1の基本構成を示す。このX線口外撮影装置1は、被検体P(患者)の口外から、その被検体Pの歯列を含む顎部の内部構造を示すパノラマ画像、及び、このパノラマ画像を用いて3次元(3D)断層像を提供するモダリティである。

[0023] このX線口外撮影装置1は、その基本要素として、顎部に対してX線によるスキャンを行ってX線透過データを収集するスキャン装置10と、このスキャン装置10のスキャン動作に関わる駆動を制御するとともに、スキャン

装置 10 が収集した X 線透過データを受けて画像を再構成するコンピュータ 11 と、スキャン装置 10 に高電圧を供給する高電圧発生装置 12 とを備える。なお、本実施形態で言うスキャンとは、被検体 P の撮像部位に対して予め定めた複数のパスのそれぞれに沿って X 線（X 線ビーム X B）を照射し、画像再構成に必要な分の X 線透過データのセットを収集する一連の動作である。

[0024] スキャン装置 10 は、後述の変形例で説明するように様々な設置方法によって被検体 P の顎部（撮像部位）の周りに近接し、その顎部を囲うように配置される。具体的には、スキャン装置 10 は、図 1 及び図 3 から分かるように、円状の軌道 O B を提供する円形のリング体 21 を有する。軌道 O B は、リング体 21 の外側面を成す円周面に沿って仮想的に創生される円軌道である。

[0025] スキャン時には、このリング体 21 が被検体 P の顎部の周りに配置される。この配置の仕方は様々である。例えば後述の変形例で説明するように、リング体 21 を歯科用の治療椅子のヘッドレストに固定的に又は着脱自在に設置してもよい。また、治療椅子とは別体の C 形状のアームを用意し、このアームにリング体 21 を支持させてもよい。さらに、被検体 P の肩部及び／又は頭部に載せたホルダに、このリング体 21 を支持させるようにしてもよい。要するに、スキャン時にリング体 21 を被検体 P の顎部の周りに位置させることができ、且つ、スキャンに必要な X 線の量を減らすために、リング体 21 の径を極力小さくして、小形化することが望ましい。

[0026] なお、図 1 に示す如く、リング体 21 に対して、このリング体 21 が提供する軌道 O B に沿った 2 次元面を X Y 面とする X 軸、Y 軸、及び Z 軸から成る直交座標を設定し、必要に応じて、これらの座標軸を用いて説明する。

[0027] このリング体 21 は、前述のように、この外周面に沿った仮想的な円形の軌道 O B を提供する。同時に、このリング体 21 は、スキャンを実施するため、X 線管 31 を備える X 線管ユニット 31 U と検出器 32 を備える検出器ユニット 32 U とをその軌道 O B に沿って移動可能に支持している。リング

体 2 1 の外周面には、その周方向に沿って、例えばベアリング（図示せず）が形成されている。

[0028] X線管ユニット 3 1 U は、X線管 3 1 のほかに、このユニット 3 1 U を軌道 O B に沿って移動させるウォームギヤなどの移動機構 4 1 と、この移動機構 4 1 を移動させる電動モータ 4 2 とを備える。さらに、本実施形態では、この X線管ユニット 3 1 U に、コリメータ 3 3 と、このコリメータ 3 3 を X線管 3 1 に対して相対的に移動可能な超音波モータ、ねじ機構などの駆動部 3 4 とを備える。

[0029] なお、X線管 3 1 及び検出器 3 2 が回転しながら X線によるスキャンが実行されるので、リング体 2 1 が供する円形軌道 O B によって囲まれる内部の空間は撮像空間 I S を形成している。

[0030] X線管 3 1 は、例えば回転陽極型の真空管型の X線管、又は、電界放射型カーボンナノチューブカソードを用いたパルス点灯型の X線管で構成されており、そのターゲット（陽極）から X線を検出器 2 2 に向けて放射状に放射させる。このターゲットに衝突させる電子線の焦点（いわゆる X線管焦点）の径は 0. 2 5 m m 以下と小さく、したがって、この X線管 2 1 は点状の X線源として機能する。

[0031] X線管 2 1 の前面側の所定位置には、スリット状の開口を有するコリメータ 3 3 が位置付けられている。X線管 2 1 から曝射された X線は、このコリメータ 3 3 の開口を通過する。このため、検出器 3 2 に入射させる X線を、その検出面（すなわち実際の収集用の窓（例えば 5. 0 m m 幅の窓））に絞ることができる。コリメータ 3 3 は、移動機構 3 4 によってその位置及び姿勢、又は、位置のみが移動可能に形成されている。コリメータ 3 3 及び移動機構 3 4 は、X線管ユニット 3 1 U の内部に設置されているため、X線管 3 1 と共に移動する。

[0032] X線管ユニット 3 1 U と同様に、検出器ユニット 3 2 U は、X線を検出する検出器 3 2 のほかに、このユニット 3 2 U を軌道 O B に沿って移動させるウォームギヤなどの移動機構 5 1 と、この移動機構 5 1 を移動させる電動モ

ータ52とを備える。

[0033] 一方、検出器32は、放射線検出手段として機能するデバイスであり、X線検出素子を2次元状（例えば、 64×1500 のマトリクス状）に配置した検出面を有するデジタル形X線検出器である。この検出器32は、その検出面に入射するX線を検出する。この検出器32は、一例として、CdTeで作られた、縦長形の検出面（例えば、横6.4mm×縦150mm）を有している。なお、本実施形態は画像再構成法としてトモシンセシス法を採用しているため、検出器32はその横（幅）方向にも複数のX線検出素子を持つことが必須である。

[0034] この検出器32は、その縦方向をZ軸方向に一致させて縦方向に配置される。この検出器32の検出時の横方向（XY面に沿った方向）の有効幅は、前述したコリメータ33によって例えば約5.0mmに設定される。この検出器32は、例えば300fpsの高速なフレームレート（1フレームは、例えば、 64×1500 画素）で入射X線を、当該X線の量に応じたデジタル量の電気信号に直接変換でき、その電気信号をフレーム毎に画像データとして収集することができる。以下、この収集データを「フレームデータ」と呼ぶ。

[0035] なお、電動モータ42、52及び駆動部34は、コンピュータ11から送信されてくる駆動信号に応じて、互いに独立して駆動可能になっている。このため、X線管ユニット31U及び検出器ユニット32Uは、軌道OBに沿って互いに独立して移動可能であり、また、X線管ユニット31Uの内部において、コリメータ33はX線管31に対して独立して相対的に移動可能に構成されている。なお、必要に応じて、コリメータ33を使用しない構成も可能である。また、コリメータ11から電動モータ42、52及び駆動部34への駆動信号は、有線によって送信してもよいし、無線によって送信してもよい。

[0036] なお、本発明に係るX線断層像撮影装置は、必ずしも歯科用X線口外撮影装置に実施するものに限定されず、トモシンセシス法を用いて対象物の実体

形状（位置）を3次元的に把握する装置にも実施することができる。例えば医療用では以下のような装置に本発明を実施することができる。

- [0037] (1) 腕、足などの骨のスキャン撮影装置： 腕、足を回転体に入れることで撮影可能、また検出器をフォトンカウンティング型検出器や、2つのエネルギーのX線を照射することで、イメージングと骨塩定量を同時に行うシステム。リング体としての円形ドーム体を縦方向に移動する構造を採用することで、スキャン領域を変更することもできるシステム。
- [0038] (2) 肺がん検診装置： リング体としての円形ドーム体に胸部を挿入し、胸部をカバーする検出器で、スキャンし一気に多層断層面を再構成するようなシステム。
- [0039] (3) マンモスキャナー： リング体としての円形ドームに乳房を設定し、スキャンし一気に多層断層面を再構成するシステム。
- [0040] (4) 頭蓋骨外形把握用スキャナ： 頭部を、リング体としての円形ドーム体に入れて、頭蓋骨表層を3次元的に把握するシステム。
- [0041] (5) セファロメトリー装置： 頭部を、リング体としての円形ドーム体に入れて、セファロメトリーに相当する面で再構成を行い、拡大率による歪のない画像を提供する装置。また整形外科、美容整形などの審美的な診断装置。
- [0042] (6) 死体鑑定用装置： 軽量の可動構造にして、死体の歯列撮影を可能な構造にすることで、死体の個人判定に用いるシステム。3次元構造と精密な歯列構造を表現できるために、精度の高い鑑定が期待できる。
- [0043] (7) 動物（ペット）検査X線装置： 動物のX線検査を、ドーム型の検査装置。これにより、撮影領域を自在に選択できるために、大半の検査に対応できる。
- [0044] なお、家庭に持ち込める装置として、上述した(1)、(3)項、ならびに、本実施形態で一例として後述するX線口外撮影装置を、軽量の可動構造にすることで家庭に持ち込み可能な装置に展開することができる。もちろん小型車に搭載して歯科診療所のない地方に歯科診療を提供することもできる

- 。
- [0045] 一方、非破壊検査用としては、以下のような装置に本発明を適用することができる。
- [0046] (8) 内部構造検査装置： 小型梱包物、金属内部構造、食品、フレキシブル実装基板、ICなどなどの内部構造検査装置。検査ドーム内の3次元の任意面で再構成が可能なので、3次元構造が、非検査物の性質によっては検査できる。また検出器をフォトンカウンティング型検出器や、2つのエネルギーのX線を照射することで、物質を同定することも可能である。
- [0047] (9) 空港での手荷物検査装置： 検査ドーム内を手荷物をステップワイズに送り込みスキャンすることで、CTより低線量かつ高速安価に検査できる。
- [0048] (10) アSEMBL物の検査装置： 立体的に配置されるアSEMBL物の構造を3次元的に検査する装置、再構成面を自在に指定することで、標準化した構造体の特定部位の内部検査が可能になる。
- [0049] (11) 絵画のX線検査装置： 凹凸のある絵画の内部を分析する際の検査装置。ある程度大きなドームを構成することで可能になる。
- [0050] このような多様な用途に展開できるが、本実施形態では、X線口外撮影装置について説明している。
- [0051] 次に、図2に戻って、このX線口外撮影装置1の制御及び処理のための電氣的なブロック図を示す。
- [0052] 同図に示す如く、X線管31は高電圧発生装置12に電氣的に接続され、これによりX線管31はX線曝射のための高電圧の供給を受ける。また、X線管31を移動させる電動モータ42は制御ライン45を介してドライバ46Aに接続され、このドライバ46Aがコンピュータ11に接続されている。検出器32は収集ライン47を介してコンピュータ11に接続されている。検出器32を移動させる電動モータ52は制御ライン48を介してドライバ46Bに接続され、このドライバ46Bがコンピュータ11に接続されている。さらに、コリメータ33を移動させる駆動部34も制御ライン49を

介してドライバ46Cに接続され、このドライバ46Cがコンピュータ11に接続されている。高電圧発生装置12は、コンピュータ11から与えられる制御信号により、X線管31に対する管電流及び管電圧などのX線曝射条件、並びに、曝射タイミングのシーケンスに応じて制御する。

[0053] コンピュータ11は、収集したフレームデータを含む大量の画像データを扱うため、大容量の画像データを格納可能な、例えばパーソナルコンピュータで構成される。つまり、コンピュータ11は、その主要な構成要素として、内部バス50を介して相互に通信可能に接続されたインターフェース51、バッファメモリ52、画像メモリ53、画像プロセッサ54、コントローラとしてのCPU55、ROM56、RAM57、及びフレームメモリ58を備える。また、コンピュータ11は別のインターフェース59を備え、このインターフェース59を介して、モニタ60及び操作器61に接続されている。なお、インターフェース51には、パノラマ像などの画像や医師に説明される画像などを見ることができ患者用モニタ62にも接続されている。

[0054] バッファメモリ52は、インターフェース51を介して受信した、検出器32からのデジタル量のフレームデータを一時的に記憶する。

[0055] また、画像プロセッサ54は、CPU55の制御下に置かれ、後述する3D基準断層面SSのパノラマ画像の作成、及びそのパノラマ画像の後利用のための処理を操作者との間でインタラクティブに実行する機能を有する。この機能を実現するためのプログラムはROM56に予め格納されている。このROM56はプログラムを格納する記録媒体として機能する。また、ROM56にはLUT（ルックアップテーブル）が確保され、このLUTに後述する管電流Iの補正特性、及び、X線管21及び検出器32の回転角度 θ を演算するための参照関数が予め格納されている。なお、このプログラムは予めROM56に格納しておいてもよいが、場合によっては、外部システムから、通信回線又は持ち運び可能なメモリを使い、RAM57を介してコントローラ55のワークエリアにインストールするようにしてもよい。

[0056] 画像プロセッサ54により処理される又は処理途中のフレームデータ、画

像データなどのデータは、画像メモリ53に読出し書込み可能に格納される。画像メモリ53には、例えばハードディスクなどの大容量の記録媒体（不揮発性且つ読出し書込み可能）が使用される。また、フレームメモリ58は、再構成されたパノラマ画像データ、後処理されるパノラマ画像データなどを表示するために使用される。フレームメモリ58に記憶される画像データは、所定周期でモニタ60の画面に表示される。

[0057] コントローラ（CPU）55は、ROM56に予め格納されている制御及び処理の全体を担うプログラムに沿って、装置の構成要素の全体の動作を制御する。かかるプログラムは、操作者からそれぞれに制御項目についてインターラクティブに操作情報を受け付けるように設定されている。このため、コントローラ55は、後述するように、フレームデータの収集（スキャン）などを実行可能に構成されている。

[0058] このため、患者Pの顎部は、図1に示すように、スキャンユニット10の内側、すなわち撮像空間ISに、動かない状態で位置付けられる。この位置付け状態でスキャンが開始されると、X線管31及びコリメータ33、並びに、検出器32がリング体21に沿って、つまり軌道OBに沿って回転する。

[0059] この回転の間に、コントローラ55からの制御の元で、高電圧発生装置12が所定周期のパルスモードで曝射用の高電圧（指定された管電圧及び管電流）をX線管31に供給させ、X線管31をパルスモードで駆動させる。これにより、X線管31から所定周期でパルス状のX線が曝射される。このパルス駆動には、半波整流した駆動信号を使う場合もあるし、インバータ回路を用いたDC駆動方式の駆動信号を使う場合もある。このX線は、撮影位置に位置する患者の顎部（歯列部分）を透過して検出器32に入射する。検出器32は、前述したように、入射X線を直接検出し、対応するデジタル電気量の2次元のフレームデータ（例えば64×1500画素）を非常に高速のフレームレート（例えば300fps）で順次出力する。このフレームデータは、通信ライン47を介してコンピュータ11に送られ、そのインターフェー

ス51を介してバッファメモリ52に一時的に保管される。この一時保管されたフレームデータは、その後、画像メモリ53に転送されて保管される。このフレームデータを用いて、従来から良く診療に使用される2次元のパノラマ画像や、顎部をその輪郭に沿って再構成した擬似3次元のパノラマ画像（透過像）がトモシンセス法を応用して再構成される。

[0060] <画期的な構成、スキャン制御、画像処理の特徴>

撮影時には、リング体21の内側の撮像空間ISに被検体Pの顎部が位置付けられる。したがって、X線管31から曝射されたX線はコリメータ33によりコリメートされX線ビームXBとなって被検体Pに向かって照射される。このX線ビームXBは被検体Pの顎部を透過して検出器32の検出面に入射し、検出面に並んだX線検出素子によりデジタル量の電気信号に画素毎に直接変換される。この結果、前述したように検出器22からフレームデータが高速なフレームレートで出力される。

[0061] このフレームデータは、X線管31（及びコリメータ33）並びに検出器32が軌道OBに沿って移動しながら、所定間隔毎に間欠的（例えば300fps毎）に収集される。

[0062] この間欠的な収集の間に、X線管31及び検出器32は、被検体Pの顎部を挟んで互いに斜めに対向した位置又は互いに正対して位置をとりながら顎部の周りを回転することを特徴とする。「X線管31及び検出器32が互いに正対して」とは、X線管31から照射されたX線ビームXBの中心軸（X線ビームをXY面に投影したときのビーム広がりを中心軸）が検出器32の検出面に直交する状態を言う。また、「X線管31及び検出器32が互いに斜めに対向して」とは、上記X線ビームの中心軸が検出器32の検出面に90°以外の角度（0° < 角度 < 90°）で入射する状態を言う。

[0063] ここで、本実施形態に係るX線口外撮影装置で採用されている、従来には無い、画期的な構成上の特徴を説明する。

[0064] <円形軌道>

歯科用のパノラマ撮像装置においても、他の医療用のモダリティと同様に

、高分解能な画像の提供とともに、省電力化や小形・軽量化が求められている。

[0065] そこで、本X線口外撮影装置は、まず、小形・軽量化を図るために、スキャン部、すなわち、本実施形態においてはスキャン装置10におけるX線管31及び検出器32の移動する軌道を円形にする。つまり、リング体11で円形軌道OBを作る。しかも、このリング体11の径は極力小さくする。リング体11は、撮像対象が顎部、さらには歯列であることから、被検体の頭部が収まる程度の大きさであればよい。このため、リング体11は、例えば240mm程度の内径であって、270mm程度の外径を有する程度に作る。つまり、軌道OBの径は、一例として、約270mmである。このように小さい径の軌道OBを設定することで、この軌道OB上を回転移動するX線管31及び検出器32は、従来のパノラマ撮像装置のスキャン部に比べて、互いに非常に近い距離で接近することになる。これにより、スキャン装置10は従来のそれに比べて小形化及び軽量化を図ることができる。

[0066] なお、X線管31及び検出器32は同一の円形軌道OB上を回転するので、その円形軌道OBの中心、すなわち回転中心OからX線管31までの距離及び回転中心Oから検出器32までの距離は等しい。しかしながら、本発明に係る軌道は必ずしもこれに限定されず、回転中心OからX線管までの距離と回転中心Oから検出器までの距離は互いに異なってもよい。つまり、X線管と検出器が互いに径の異なる2つの円形軌道に沿って独自に回転するようにすることもできる。このときの2つの円形軌道は同軸である方が設計上、容易である。

[0067] また、X線管31及び検出器32の間の距離が小さくなることで、同じX線量を想定するのであれば、X線管31が照射するX線の強度を下げることもできる。つまり、X線強度その自身は距離の2乗に比例して減衰し、同じ検出器の幅と画素サイズであれば距離の3乗相当の減衰になるので、僅かな距離の短縮化であっても、要求されるX線強度を下げることもできる。

[0068] このように、X線管31と検出器32との間に距離は、従来のパノラマ撮

像装置の場合よりも小さい値に設計されており、X線管31に流す電流Iを750 μ A程度の値に抑えられる。この電流Iの値は、従来の約1/10以下の値になる。このため、従来のパノラマ撮像装置の場合には必要であった放射線管理区域としての別室（放射線撮影室）は不要となり、放射線管理区域をX線管31と検出器32が回転する撮像空間ISに止めることができる。

[0069] つまり、治療中の患者Pにスキャン装置10を装着することができれば、治療をしながら（患者Pを移動させないで治療用椅子に座らせたまま）、歯列の断層像を取得することができる。勿論、X線管電流Iが少ない分、被曝量も少なくなるので、熟練を要せずに全体を粗くプリスキャンを行い、ヘッドレストを制御することで顎の角度を最適に位置付けて治療部位を的確にスキャンするなど、多様な撮影を行うこともできるのである。

[0070] <管焦点、検出器>

また、X線管電流Iを少なくするだけでは、画像の分解能が下がるので、使用に耐えられる高精細な断層像を生成することはできない。このため、本実施形態では、X線管焦点を0.25mm以下の小さい値に設定すること、検出器32として直接変換型のデジタル型検出器を用いて高速にフレームデータを収集することも必要である。

[0071] <直交撮影と独立駆動>

その一方で、このX線口外撮影装置1は、被検体の顎部の馬蹄形を成す歯列に沿った断層面の画像をトモシンセス法で再構成する。図3に示すように、歯列TRの位置はスキャン装置10のXY面における幾何学的中心Oには位置せず、顎部の前側に寄っている。加えて、歯列TRの後方にはスキャン時の障害物としての頸椎CSが位置する。歯列TRそのものをとっても歯と歯の重なりがある。このため、その重なりが極力写り込まないように、かつ、極力、頸椎CSを避けて歯列を通過するようにX線ビームXBのパスがX線照射角度 θ 毎に選択されている。このようにパスを選択すると、各照射角度 θ においてパスは歯列TRに直交又は直交に近い値を採る（なお、「直交

」とは、「X線ビームが歯と歯の間を通り抜けるようにしたい」との意味であり、必ずしも90度を意味するものではない)。このため、このようなパスに沿ったスキャンは、所謂、直交撮影と呼ばれる。このような観点を加味して、X線ビームXBのパスは例えば図3に示すように設定される。

[0072] この図3は、本実施形態で採用したX線管31、検出器32、被検体Pの顎部の歯列TR、及び、この歯列TRに沿った3D(3次元)基準断層面SSと、X線ビームXBのパスとのX線照射角度(スキャン角度) θ 毎の位置関係をXY面に投影して示す。3D基準断層面SSとは、基準面として採用する断層面が単なる平面ではなく、3次元的な空間の広がりを持っているので、擬似的な3次元という意味で、そのように呼んでいる。また、「X線ビーム」とは、X線管31から曝射され且つコリメータ33でコリメートされたX線である。X線ビームの(パスの)方向(つまりX線照射角度)は、X線管31のX線焦点と検出器31の検出面に入射するX線の中心位置(図3においてXY面に投影した中心位置)とを結ぶラインの方向を言う。X線ビームのパスの位置及び方向は、歯列TRに沿った各位置によって変わるように設定されている。

[0073] この歯列TRをXY面に対する投影したときの輪郭(形状)は個人差がある。このため、本実施形態では、統計的に標準的な輪郭を採用している。この標準的な輪郭は、略馬蹄形を成すもので、例えば文献「R. Molteni, "A universal test phantom for dental panoramic radiography" MedicaMudi, vol. 36, no.3, 1991」によっても知られている。この輪郭に沿って3D基準断層面SSが設定されている。この3D基準断層面SSは、図示した位置からZ軸方向に沿って立ち上がる擬似的な3次元な広がりを持つ断面(仮想面)である。この3D基準断層面SSは、本実施形態では、装置側で予め用意されているものである。なお、3D基準断層面SSは、装置側で予め用意された複数の断層面から撮影前に選択するようにしてもよい。つまり、3D基準断層面SSとしての固定した断面であることには変わりはないが、かかる選択動作によって、3D基準断層面SSの位置を、歯列の奥行き(前後)

方向の一定範囲で変更可能にしてもよい。

[0074] このような統計的に標準的な歯列TRを採用し、図3に示すように、歯列TRのどの位置を採ってもX線ビームXBのパスが極力、その輪郭に直交するように、且つ、X線ビームXBのパスが極力、頸椎を避けて通過するように、各X線照射角度 θ におけるパスの方向（すなわちX線照射方向）が設定される。本実施形態は、そのような歯の重なりやノイズ成分としての頸椎の影響を回避することを優先したX線ビームXBのパスを設定している。このX線照射角度 θ は、X線管ユニット31U及び検出器ユニット32Uからみれば、回転角度に相当する。このため、この角度 θ は、回転角度でもあり、X線照射角度でもあり、またスキャン角度でもある。以下、必要に応じて、この角度 θ を使い分ける。

[0075] なお、この図3に示す直交撮影を重視したX線ビームXBのパスの設定法は、所望のパス位置の設定ということの代表であり、必ずしも、歯列の各位置においてX線ビームXBのパスが正確に歯列に直交するという意味ではないし、また、上述の直交撮影以外の撮影に対するパスの設定を排除するという意味ではない。

[0076] 上述のように直交撮影を所望してX線ビームXBのパスを設定すると、図3から分かるように、歯列TRの前歯部の中心位置ではX線管31（コリメータ33）と検出器32は互いに正対している。つまり、X線ビームXBのパスはリング体12の幾何学的な中心Oを通る。しかし、前歯の中心の位置から左右の臼歯部の方向にX線ビームXBのパスが移動するにつれて、そのパスは幾何学的中心Oから外れた軌道を通る。さらに、臼歯部の奥に進むにつれて、そのパスは中心Oに接近するように移動する。そして、本実施形態の場合、このパスは再び中心Oを通過する。X線ビームXBのパスがどの程度まで移動するかは、スキャン範囲 Φ （例えば、 $\Phi = 190 \sim 210^\circ = \pm 85^\circ \sim \pm 105^\circ$ ）の設定による。

[0077] このように、本実施形態では、X線ビームXBのパスを、幾何学的な中心Oよりも撮影対象である歯列TRの形状を優先させ、「直交撮影」ができる

ように設定されていることにも特徴がある。これを実現するための措置として、X線管31（及びコリメータ33）及び検出器32を互いに円軌道OBに沿って互いに独立して回転可能にし、且つ、コリメータ33をX線管11に対して移動可能に構成している。

[0078] <濃度ムラ対策>

しかしながら、上述の構成を実施すると、X線強度が低いので、検出器32に入射する単位時間当たりのフォトン数が少なくなる。このため、既存のトモシンセス法で画像を再構成すると、画素濃度が低いことから、ノイズの影響も大きく、また濃度ムラも大きい。

[0079] ・独自の画像再構成

そこで、本実施形態では、照射するX線強度を下げた場合でも、耐ノイズ性も高く、構造物の実際の大きさや形状を反映した高精細な3次元的広がりを持つ画像（3次元的画像）を提供可能な画像再構成法をも併せて採用する。この画像再構成法を実施した処理は後述される。

[0080] ・拡大率の変化に対する対策

一方、歯列TRがリング体12の幾何学的中心Oに位置していないこと、X線管31及び検出器32を円形軌道OBに沿って動かし、且つ、直交撮影の撮影を優先していることによって、X線照射角度 θ の値毎に、歯列TRとX線管31との間の距離が大きく変化する。つまり、歯列をスキャンしたときの拡大率がX線照射角度 θ 毎に変わる。拡大率とは、歯の実際の大きさとその歯の陰影が検出器32の検出面に作る投影像の大きさとの比である。これを、図4を使って説明する。このため、上述した画像処理法は、この拡大率の影響を排除又は低減する処理をも含む。これは、画像再構成の全体処理と共に後述される。

[0081] ・管電流の調整

さらに、本実施形態に係るX線口外撮影装置では、X線管31及び検出器32は幾何学的な中心O（固定）を持つ円形軌道OBに沿って互いに独立して回転（移動）するものの、前述したように直交撮影に重きを置いているこ

とから、回転角度 θ の夫々の位置におけるX線ビームXBのパスは必ずしも幾何学中心Oを通過していない。幾何学的中心Oを通過していないというよりも、直交撮影を優先して、幾何学中心Oに囚われずにX線ビームXBのパスを設定している、と言える。幾何学中心Oを通過しているX線ビームXBのパスは1回のスキャンの間で前歯の中心部の1点を通過するパスと、左右それぞれの臼歯部の1点を通過する、合計3箇所を過ぎない(図3参照)。

[0082] このようなスキャンを実現するために、軌道OBを移動する検出器32の回転角速度 V_{θ} が軌道OB上の位置に応じて制御される。このため、例えば図5に示す如く、検出器32がある角度範囲A(臼歯部の一部)を通過するときの回転角速度 $V_{\theta A}$ は、別の角度範囲B(前歯部の一部)を通過する回転角速度 $V_{\theta B}$ よりも大きい。この検出器32の移動中に、X線ビームXBは一定間隔で入射する。このことは、検出器32に入射するX線の光子数が軌道OBの位置に応じて変化することを意味する。光子数が変化すると、再構成されるパノラマ画像の画素値にムラ(濃度ムラ)が生じて画質が低下する。そこで、この画素値のムラを排除又は抑制するために、検出器32の軌道OB上の回転位置、すなわち、その相手方のX線管31の軌道OB上の回転位置に応じて、その管電流Iを調整するのである。図5の例で言えば、軌道OB上の角度範囲Aに対向する角度範囲A'を移動するときのX線管31の管電流 I_A を、別の角度範囲Bに対向する角度範囲B'を移動する管電流 I_B よりも相対的に下げる。これをX線管21の回転角度 θ の全体に展開すると、回転角度 θ 対管電流Iの特性は一般的には図6のように表される。つまり、左右の臼歯部をスキャンするときには、前歯部をスキャンするときよりも、管電流Iの値を上げる。なお、管電流Iの最大値は、前述した別室(放射線撮影室)を要求しない値に設定されている。この図8に示す管電流Iの補正特性が予め、後述するROMのルックアップテーブルに予め格納されている。この管電流IのX線照射角度毎の制御も実施される。

[0083] なお、図3に示すように、極力、頸椎を避けつつ、且つ、所望のスキャン角度 θ を採る撮影になるようにX線ビームXBのパスを設定しているが、頸

椎を完全に避けてパスを設定することは困難である。どうしても、頸椎を通るX線ビームXBのパスが含まれてしまう。そこで、頸椎を通過するパスに沿ってX線ビームが照射されるときには、その分、X線強度を上げるように管電流Iを制御してもよい。

[0084] なお、上述したような管電流を調整する方法に変えて、又は、一緒に、X線管21に印加する管電圧を調整してもよい。管電圧を上げると、X線のフォトン数が増え、一方、それを下げると、フォトン数が下がるので、管電流の上下と同様の調整機能を発揮することができる。

[0085] ・データ収集時間の調整

さらに、この管電流Iの制御に代えて又は一緒に、X線透過データの収集時間を制御してもよい。この概念を、図7～10を用いて説明する。

[0086] 本実施形態の場合、図7に示すように、所定時間 T_i の経過を想定すると、この時間の中に、X線管31は軌道OBに沿って x_i の距離を移動し、検出器32は同じく軌道OBに沿って d_i の距離だけ移動する。このため、データ収集時間の調整として、この所定時間 T_i の値を、検出器32におけるフォトン数のカウントが大体同じになるように決めればよい。

[0087] 仮に、頸椎などの障害陰影が無いとすれば、単純に、X線管31と検出器32の移動（回転）に伴う歯列TRに沿った移動距離 S_i に反比例した速度で両者を移動させ、

$$\Sigma C / S_i = \Sigma T_i = \text{全体の収集時間（ここで、Cは定数）}$$

となるようにX線管31及び検出器32の移動を制御すればよい。この様子を図8に示す。

[0088] しかしながら、実際には、図9に例示される、頸椎や反対側の顎骨で吸収されるファクタ A_i （1以下の定数）を考慮する必要がある。そのため、

$$\Sigma C / (S_i \cdot A_i) = \Sigma T_i = \text{全体の収集時間}$$

となるように、X線管31と検出器32の移動（回転）を制御する。この制御の一例を図10に示す。これにより、パノラマ画像の横方向（つまり、X線ビームXBをスキャンさせる方向）の濃度が一定値に近づく。なお、この

濃度ムラの調整とともに、前述したように、パノラマ画像の縦方向における拡大率の補正を行なうことが望ましい。

[0089] なお、画像の濃度ムラを改善する手法として、管電流を変える、管電圧を変える、及び、データ収集時間を変える、という3つの手法を説明したが、これらの3つの手法は適宜に組み合わせて（例えば3つの手法、2つの手法）実施してもよいし、何れか1つを単独で実施してもよい。

[0090] <コリメータの独立制御>

本実施形態では、さらに、コリメータ33の位置及び姿勢が制御されることも1つの特徴である。この趣旨を以下に説明する。

[0091] 本実施形態では、コリメータ33の位置及び姿勢も、前述したようにX線管31と検出器32とを結ぶライン、すなわちX線照射方向に応じて制御される。コリメータ33の位置とは、図11(A)に模式的に示すように、コリメータ33のX線管31に対する、X線ビームXBの方向に直交する、XY面に沿った方向の位置を言う。また、コリメータ33の姿勢とは、同図(B)に模式的に示すように、X線ビームXBに対する回転した姿勢を言う。

[0092] このようにコリメータ33の位置及び姿勢を制御する理由は、本実施形態におけるスキャン法が前述したパノラマ撮影を円形軌道にて実現することに基づき検出器とX線管の位置が必ずしも常に対向位置にはないことに拠る。本実施形態におけるスキャン法が前述した直交撮影に基づくものであることに拠る。X線管31と検出器32が常に正対していれば、コリメータ23の位置及び姿勢は固定状態でよい。しかしながら、図3から分かるように、歯列TRの前歯部の中心及び左右の臼歯部側の各一点を除く、大部分の回転角度 θ の位置で、検出器32がX線管31に対して斜めの方向に位置付けられる。つまりX線管31の正面方向Pからシフトした位置に検出器22が移動するため、この検出器32の検出面に正確にX線ビームXBを入射させるには、コリメータ33の位置及び／又は姿勢を適宜に制御する必要がある。

[0093] なお、コリメータ33はその位置及び姿勢の一方のみを、便宜的に、X線管21の回転角度 θ に応じて制御するようにしてもよい。

[0094] <その他>

さらに、本実施形態に係るスキャン装置10には、X線管31及び検出器32の回転位置を検出する回転センサ36、37、及び、被検体Pの顎部がスキャンに動いたことを検知する動きセンサ38を備えている。回転センサ36、37は、コントローラが指令するモータ駆動用のパルス信号のパルス数から演算により求めるようにしてもよい。

[0095] さらに、後述するROM56のLUTには、図12(A)、(B)に示すように、横軸を回転角度 θ とし且つ縦軸を回転角速度 V_{θ} とする回転制御パターンが参照関数として予め格納されている。この回転制御パターンは、前述した図3に示すように、所謂「直交撮影」を達成し且つパノラマ画像の横方向の濃度ムラを低減する上で必要な、X線管31、検出器32、及び被検体Pの顎部の歯列TRの位置関係を回転角度 θ 毎に規定する参照関数である。この参照関数は、したがって、直交撮影に必要な速度制御ファクタに加え、前述した濃度ムラ対策のうちの、管電流の調整ファクタ及びデータ収集時間の調整ファクタのうちの少なくとも何れか一方のファクタに基づいて予め規定されている。

[0096] 図12(A)は、X線管31が採るべき回転角度 θ 毎の回転角速度 V_{θ} を定めている。この回転角度 θ －回転角速度 V_{θ} を規定するグラフによれば、回転角度 $\theta = 0^{\circ}$ の位置で回転角速度 V_{θ} が高く、回転角度 $\theta = 0^{\circ}$ から左右に角度が増加するにつれて回転角速度 V_{θ} が下がるように設定されている。なお、回転角度 $\theta = 0^{\circ}$ の位置は基準位置として、前述した図3から分かる。すなわち、本実施形態では、円形軌道OB内に位置する歯列TRに沿って3D基準断層面SS(図3ではZ軸方向から見ている)を設定している。この3D基準断層面SSに対して歯列TRの前歯部の中心をX線ビームXBが通るときに、そのX線ビームXBは円形軌道OBの幾何学的中心Oを通るように設定されている。そこで、前歯部の中心及び幾何学的中心Oを通るラインの回転角度 θ を $\theta = 0^{\circ}$ に定めている。

[0097] これに対し、図12(B)は、検出器32が採るべき回転角度 θ 毎の回転

角速度 V_{θ} を定めている。この回転角度 θ —回転角速度 V_{θ} を規定するグラフは、その大小の関係が上述した同図（A）のものとは反対又はそれに近い軌跡を描くように設定されている。

[0098] <スキャン>

さらに、本実施形態に係るX線口外撮影装置1において実施される、顎の角度をチェックするためのプリスキャン、及び、データ収集のためのメインスキャンについて説明する。

[0099] ・プリスキャン

このX線口外撮影装置1では、1回のスキャンに伴う患者に対するX線被曝の量が少ないので、実際の診療のための画像データ（フレームデータ）を収集するメインスキャンに先立ってプリスキャンを実施する。プリスキャンを実施した場合でも、患者のX線被曝量を低く抑えることができる。プリスキャンは、画素サイズを荒くして、電流を下げ、かつ高速にデータ収集を行うものである。

[0100] このプリスキャンの手順を図13に示す。

[0101] 患者の顔、すなわち顎部の周囲にスキャン装置10をセットする。これにより、患者の顎の周囲に近接するような状態でリング体11が位置付けられる。この状態で、コントローラ55による制御が開始される。

[0102] このプリスキャンが開始されると、コントローラ55はまず、ステップS1にて、位置検出器36及び37から位置情報を読み込み、X線管31及び検出器32の軌道OB上の位置を演算する。次いで、コントローラ55は、ステップS2にて、この演算した位置が初期位置か否かを判断し、初期位置でなければ、その処理をステップS3に移行させる。ステップS3にて、モータ42及び52を回転させてX線管31及び検出器32を軌道OB上の予め設定されている初期位置に復帰させる。なお、この場合、コリメータ33のX線管31に対する位置及び姿勢は所定位置で固定されている。

[0103] 一方、ステップS2の判断においてX線管31及び検出器32が既に軌道OB上の初期位置に在る場合、コントローラ55は、ステップ4にて操作器

61から送信されてくるオペレータの操作信号を監視しながら、プリスキャンを開始するか否かを判断しながら待機する。

[0104] このステップS4の判断がYES、すなわちオペレータがスキャンの開始を指令した場合、コントローラ55は、その処理をステップS5に移行させ、プリスキャン条件をROM56のLUTから読み出し、プリスキャンを実行させる。このプリスキャン条件には、X線管31の曝射条件（管電圧、管電流）、スキャン速度（X線管31、検出器32の回転速度）、及び、画像処理における画素の束ね数が含まれる。例えば、後述するメインスキャンに比べて、管電流を1/2に、スキャン速度を2倍に、画素の束ね数=4とするプリスキャン条件が読み出される。

[0105] なお、プリスキャンの場合、その目的に鑑みると、読影可能であるかぎり粗い画素の2次元パノラマ画像又は3次元の断層像（3次元パノラマ画像）の生成が許される。そのため、本実施形態では、プリスキャン条件としては、上述したようにスキャン速度を上げ、且つ、管電流を下げる以外条件は、後述するメインスキャンと同様に実行する。つまり、後述するように、管電流の補正、コリメータの姿勢・位置制御、及び、スキャン範囲（回転角度 θ の範囲）=例えば 210° 、実在位置を考慮した自動焦点化の3次元画像処理法（後述する）を設定している。

[0106] しかしながら、プリスキャン条件は必ずしもメインスキャンのスキャン条件と同じでなくてもよく、従来公知の種々のパノラマ画像の処理法を設定するようにしてもよい。

[0107] コントローラ55は、ステップS6にて、再び、位置検出器36及び37から回転位置情報を読み込み、X線管31及び検出器32の軌道OB上に沿った現在の回転位置を演算する。次いで、コントローラ55は、ステップS7にて、この回転位置に基づき、スキャンが終了したか否かを判断する。つまり、X線管31及び検出器32が共に軌道OB上に沿って、設定した回転角度（例えば 210° ）の間を移動しながらスキャンを行ない、予め定めた回転位置の終点まで到達したか否かを判断する。

- [0108] このステップS 7の判断がYES、すなわち終点到達を示す場合、コントローラ55は、前述した同様にステップS 8、S 9にてX線管31及び検出器32を、それらの軌道OB上の初期位置に戻して、スキャン制御を終わる。
- [0109] これに対して、ステップS 7にてNO、すなわちX線管31及び検出器32が未だそれらの終点位置に到達していない場合、その処理をステップS 6に戻して繰り返す。
- [0110] 画像プロセッサ54は、このように収集されたプリスキャンのフレームデータに、後述するメインスキャン時のトモシンセシスを適用する。これにより、後述するが、メインスキャン時と同様に、対象物の空間的な実在位置を考慮し、常にX線管の焦点を睨む向きに沿って自動的に最適焦点化した3次元（擬似的3次元）のパノラマ画像を再構成する。この再構成された3次元パノラマ画像は、画像上のそれぞれの位置にて、隣接する4つの画素を1つに束ねてパノラマ画像が形成される。このパノラマ画像のサイズは縮小されており、粗い画質であるが、歯列TRなどの位置確認用としては充分である。X線量は、スキャン速度を2倍にし、管電流は1/2にするので、トータルでX線量は1/4になる。これにより、X線被曝量も少なくなる。
- [0111] オペレータは、この再構成された3次元のパノラマ画像を観察して、歯列TRを的確に捉えているか、顎（首）の角度が的確かなどの確認を行う。必要であれば、顎部の位置付けを修正する。また、このパノラマ画像には頸椎CSが写りこんでいるので、背後に回ったときのX線管31からのX線ビームができるだけ頸椎CSの間を通過し良好な画像になるように、顎（首）の角度も修正する。
- [0112] なお、再構成された3次元画像の位置を見て、所望の3次元位置に顎が設定されているかを解析し、顎の位置を自動的に変えるようにチンレストの角度を制御することもできる。なお、従来の再構成法によってパノラマ画像を再構成した場合も、オペレータが、その画像から顎部の位置を判断し、位置の修正を促すことができる。

[0113] ・メインスキャン

次に、図14を参照して、コントローラ55の制御下で実行されるメインスキャンの制御を説明する。

[0114] コントローラ55は、予めROM56に格納されていたスキャン制御のためのプログラムをそのワークエリアに読み出し、このプログラムを順次実行する。

[0115] このプログラムが開始されると、コントローラ55はまず、ステップS11にて、位置検出器36及び37から位置情報を読み込み、X線管31及び検出器32の軌道OB上の位置を演算する。次いで、コントローラ55は、ステップS12にて、この演算した位置が初期位置か否かを判断し、初期位置でなければ、その処理をステップS13に移行させる。ステップS13にて、モータ42及び52を回転させてX線管31及び検出器32を軌道OB上の予め設定されている初期位置に復帰させる。

[0116] 一方、ステップS12の判断においてX線管31及び検出器32が既に軌道OB上の初期位置に在る場合、コントローラ55は、ステップ14にて操作器61から送信されてくるオペレータの操作信号を監視しながら、メインスキャンを開始するか否か判断しながら待機する。

[0117] このステップS14の判断がYES、すなわちオペレータがメインスキャンの開始を指令した場合、コントローラ55は、その処理をステップS15に移行させ、X線管31及び検出器32それぞれの参照関数（回転パターン）をROM56のLUTから読み出し、その参照関数に基づいてメインスキャンを開始させる。この参照関数は、図12（A）、（B）に示すように、横軸を回転位置 θ とし且つ縦軸を回転角速度 V_{θ} である。

[0118] コントローラ55は、ステップS16にて、再び、位置検出器36及び37から回転位置情報を読み込み、X線管31及び検出器32の軌道OB上に沿った現在の回転位置を演算する。次いで、コントローラ55は、ステップS17にて、この回転位置に基づき、スキャンが終了したか否かを判断する。つまり、X線管31及び検出器32が共に軌道OB上に沿って、設定した

回転角度（例えば 210° ）の間を移動しながらスキャンを行ない、予め定めた回転位置の終点まで到達したか否かを判断する。

[0119] このステップS17の判断がYES、すなわち終点到達を示す場合、コントローラ55は、前述した同様にステップS18、S19にてX線管31及び検出器32を、それらの軌道OB上の初期位置に戻して、スキャン制御を終わる。

[0120] これに対して、ステップS17にてNO、すなわちX線管31及び検出器32が未だそれらの終点位置に到達していない場合、コントローラ55はステップS20の処理に移行する。この処理により、ステップS16で検出したX線管31及び検出器32の現在の回転位置 θ に応じた回転角速度 V_θ が演算される。つまり、コントローラ55はROM56のLUTを参照し、図12(A)、(B)に示す関数に現在の回転位置 θ を適用することで、現在指令すべき回転角速度 V_θ が決められる。

[0121] 次いで、コントローラ55は、ステップS21にて、X線管21に供給する管電流 I を現在の回転位置 θ に応じて演算する。この演算の意図は、前述したように、検出器22が検出するX線のフォトン数の差を補正することである。なお、前述したようにデータ収集時間で十分に濃度ムラの変化を抑制できる場合には、この管電流 I の調整処理は実行しなくてもよい。

[0122] さらに、コントローラ55は、そのステップS22にて、前述したステップS20で求めたX線管31及び検出器32の回転角度 θ を利用して、コリメータ33の位置／姿勢を制御する指令値を演算する。この指令値は、コリメータ33を駆動する駆動部34の駆動信号として演算される。

[0123] このようにX線管31及び検出器32の回転速度 V 、X線管31の管電流 I 、並びに、コリメータ33の位置／姿勢の指令値が求められるので、コントローラ55はステップS22にて、それらの値をモータ42、52、34及び高電圧発生装置12に指令する。これにより、X線管31は高電圧発生装置12から所定管電圧 V 及び演算した管電流 I に応じてパルス駆動信号を受け、この駆動信号に応じた強度及びフォトン数のX線を発生させる。また

、モータ42、52の例えばパルス駆動によりX線管31及び検出器32が互いに独立した回転速度で軌道OBに沿って移動（回転）する。さらに、X線管31及び検出器32の各回転位置にて、X線管31から照射されたX線ビームがコリメータ33により検出器32の検出面を正確に方向付けられるようにコリメートされる。この結果、X線ビームXBは常に検出器32の検出面に確実に入射できる。

[0124] その後、コントローラ55の処理はステップS16に戻され、前述したステップS16～S23がスキャン終了及び初期位置への復帰まで繰り返される。

[0125] したがって、図15（A）に示すように初期位置に在るX線管31及び検出器32（及びコリメータ33）は、その回転駆動の開始に伴って円形軌道OBを移動し始める（図15（B））。この移動を行ないながら、X線管31から一定間隔でX線が照射される。このX線ビームXBのパスは予め定められた直交撮影などに専念したパスとなり、極力、歯列TRに直交するように設定されている。X線管31及び検出器32の移動に伴って、被検体Pの顎部の前側を回るように移動する（図15（C）,（D））。この移動中も勿論、一定間隔のX線スキャンが実行される。やがて、X線管31及び検出器32はそれらの回転の終点（すなわち、210°のスキャン終了の位置）まで到達すると（図15（E））、スキャンを終了させて、元の初期位置まで戻る（図15（F））。

[0126] なお、コントローラ55は、また動きセンサ38の信号を常時監視しており、被検体Pの動きを検出した場合、操作器61又は別途の図示しない非常用スイッチからの指示に応じて、スキャンを中止するとともに、その旨を警告する。これにより、被検体Pがスキャンに驚いて動いたとき、不用意に動いて画質が担保できないときなどに、再撮像を行うことができる。

[0127] <3D再構成>

一方、患者の顎部の撮像を行う場合は、後述するように、撮像空間ISにおける歯列の実体位置を正確に把握した3D再構成が実行される。これは、

図 29 に概説するように、3D 基準断層面 SS から、X線管 31 を睨む X線の斜めの照射方向に沿って投影が行われ、歯列などの撮像対象（実体物）の 3次元位置が高精度に同定される。以下、この位置同定の処理を含む撮像を説明する。

[0128] ・撮像空間を規定するパラメータのキャリブレーション

撮像を説明する前に、ファントムを使った、撮像空間における基準断層面に対する撮像系の 3次元構造を示す幾何学的なパラメータの値や変化量を推定する処理、すなわちキャリブレーションを説明する。このキャリブレーションの結果は、画像再構成に反映させられるとともに、必要に応じて、撮像空間の構造解析や設計に用いられる。

[0129] このキャリブレーションに伴う処理は、コントローラ 57 及び画像プロセッサ 56 が協働して実行される。キャリブレーション専用のプロセッサを設けてもよい。このキャリブレーションには、本実施形態では、被検体 P の歯列を模したファントムを用いることを特徴する。

[0130] （ファントム）

図 16 に、このファントム（ファントム装置）101 の一部破断した外観を示す。このファントム 101 は、かかるキャリブレーションに必要なパラメータの測定を 1 個で間に合わせることができる万能型ファントムである。なお、本発明に係るファントムは、必ずしも、この万能型ファントムに限定されるものではなく、後述するように 3D 画像再構成に必要なパラメータをキャリブレーションを実施できるものであれば、その形態は様々に変形可能であることは勿論である。この変形例の幾つかも後に説明される。

[0131] この万能型ファントム 101 は、透明な樹脂製の板状のベース 111 及び天板 112 と、このベース 111 及び天板 112 に挟持された複数の支柱 113 とを備える。これらの支柱 113（113'）には、後述するように X線透過率が樹脂材とは異なる金属製のマーカを備えている。なお、樹脂の種類は例えばアクリル樹脂であるが、X線透過率がマーカのそれと異なるものであればよい。また、樹脂が透明としたのは、マーカが見易いからである。

- [0132] 支柱113 (113')のそれぞれは、その上下端がベース111及び天板112に差し込まれて固定されている。以下、これを詳述する。
- [0133] ベース111は、図16, 17に示すように、四角い板状を成し、透明な樹脂部材で製造される。このベース111の上面には、3次元の基準断面SSをXY面に投影したときの基準面軌道ORsと、この基準面軌道ORsよりも所定距離DS、例えば20mm外側に当該基準面軌道ORsに例えば平行に引かれた外側面軌道ORouterとが設定されている。これらの軌道ORs, ORouterは、オペレータに分かり易いように、ベース111の面上に実際に線として描出してもよいし、仮想的なものであってもよい。
- [0134] このベース111の上面には、それらの両方の軌道ORs, ORouterと基準断面SSに焦点が合うようにX線管31及び検出器32を回転移動させるときのX線照射角度 θ それぞれとの交点に四角い植設穴111Aが形成される。なお、上記両軌道ORs, ORouter間の距離DSは必ずしも20mmに設定する必要はなく、限られたサイズ関係の中で後述するパラメータをより精度良く演算できる値であればよい。
- [0135] 複数の支柱113は、それぞれ、図18, 19に示すように、アクリルなどの樹脂製の角柱として形成されている。各支柱113は、一定長さの角柱状の支柱本体113Aと、その上下端それぞれに一体に突設された四角柱状の突起113Bとを備える。支柱本体113Aは、その長手方向に直交する断面サイズが例えば5mm×5mmであり、その長さが92mmである。各突起113Bのサイズは、支柱本体113Aのそれよりも小さい断面であって、例えば高さ5mm程度の長さになっている。
- [0136] 各支柱本体113Aの一面には、キャリブレーション用の第1、第2、及び第3のマーカ114, 115、及び116が配設されている。これらのマーカ114, 115、及び116は全て、アルミ製又は黄銅製の小径のロッドであり、その径は例えば0.6mmである。このうち、第1及び第2のマーカ114, 115は、支柱本体113Aの上端、下端からそれぞれ所定距離、例えば10mm、15mmだけ離れた位置に横向きに配設されている。

支柱本体 11A の表面に例えば径 0.6 mm の断面半円状の削りを入れて、その削り部分に小径ロッドとしての第 1 及び第 2 のマーカ 114、115 を固設する。

[0137] さらに、図 18 に示すように、第 3 のマーカ 116 は、支柱本体 113A の上端から例えば 30 mm 離れた位置を中心に縦方向に沿って固設されている。この第 3 のマーカ 116 は一定の長さを有し、その長さは例えば 20 mm である。この第 3 のマーカ 116 は、上述した第 1 及び第 2 のマーカ 114、115 と同様の方法で植設されている。

[0138] なお、上述した支柱 113 及びマーカ位置の寸法はあくまで例示であって、その他の適宜な寸法で設計することができる。

[0139] 以上、基準面軌道 ORs に沿って配設されるファントム 113 を図 16 について説明した。

[0140] 一方、外側面軌道 ORouter に沿って配設されるファントム 113' は、図 19 に示したように構成されている。ここで興味深い特徴は、図 18 に示したファントム 113 を上下逆さまにしたものが図 19 のファントム 113' になっているということである。このため、各ファントム 113' にも第 2、第 1 のマーカ 115、114 が上下端寄りに横向きに位置し、且つ第 1 のマーカ 114 寄りの位置で縦向きに位置している。マーカの植設方法も全く同じであるので、ファントム 101 を組み立てるときに、基準面軌道 ORs と外側面軌道 ORouter との間で逆さまに向きを変えればよく、パーツの共通化を図り、製造コストを下げることができる。勿論、互いの逆さまの向きを混同しないように X 線透過に影響を与えない上下端の目印を付けたり、植設用の突起 113B 及び植設穴 111A の形状を、上下のベース 111 及び天板 112 の間で違えるなどの変形を施してもよい。

[0141] 上述のように、第 1 及び第 2 のマーカ 114、115 と第 3 のマーカ 116 の植設方向及び長さは互いに異なる。その理由は、キャリブレーションにおいて異なるパラメータの測定が必要であり、そのパラメータの属性に合わせた形状の異なる種類のマーカが必要であることによる。このように、本実

施形態では、1つのファントム101に全ての必要な種類のマーカを効率的に且つ無駄無く配したことも特徴の1つである。これ故に、パラメータの種類に合わせた複数のファントムを使用しなくても良いという効果がある。

[0142] 第1及び第2のマーカ114, 115は、後述するが、撮像空間に存在するX線管31、検出器32、回転中心RC、及び3D基準断層面SSの間の距離関係の情報及びX線管31の検出器32に対する高さ位置の情報を得るためのマーカである。これに対し、第3のマーカ116は、後述するゲインと呼ばれる量(= $\Delta X / \Delta F_i$)、および、X線照射角度 θ それぞれに対する実際の投影角度を測定するためのマーカである。

[0143] すなわち、基準面軌道ORs及び外側面軌道ORouterに在る第1、第2、及び第3のマーカ114, 115、及び116が基準面パノラマ画像及び外側面パノラマ画像に写り込む。これを例えばX線照射角度 $\theta = 75^\circ$ についてみた場合、例えば基準面パノラマ画像には図20(A)に示すように描出される。つまり、図20(B)に示す幾何学的関係から、基準面パノラマ画像には、上から、基準面軌道ORsに在る第1のマーカ114(ORs)、外側面軌道ORouterに在る第2のマーカ115(ORouter)、基準面軌道ORsに在る第3のマーカ116(ORs)、外側面軌道ORouterに在る第3のマーカ116(ORouter)、基準面軌道ORsに在る第2のマーカ115(ORs)、及び、外側面軌道ORouterに在る第1のマーカ114(ORouter)の順で並んで黒く描出される。

[0144] 逆に言えば、このような並びで描出されるように、外側面軌道ORouterの基準面軌道ORsに対する離間距離及び各マーカの縦方向の位置を設定してある。ただし、外側面軌道ORouterに在るマーカ114(ORouter), 115(ORouter), 116(ORouter)の画像は、基準面軌道ORsに在るそれらの画像よりはボケている。なお、シフト・アンド・アッド量を変更して外側断層面に焦点を合わせてパノラマ画像を再構成すれば、そのボケの程度、つまり、最適焦点の画像か否かの関係は逆になる。

[0145] パノラマ画像上では、4つのマーカ114(ORs)、115(ORouter

)、115 (ORs)、及び114 (ORouter) の画像は横向の黒線として描出され、X線管31、検出器32、回転中心RC、及び基準断層面SSの間の距離関係のパラメータ、並びに、X線管31の検出器32に対する高さ位置のパラメータを測定するために使用される。また、2つのマーカ116 (ORs) 及び116 (ORouter) の画像は、縦向きの黒線として描出され、後述するゲインと呼ばれる量 ($=\Delta X/\Delta Fi$)、および、X線照射角度 θ それぞれに対する実際の投影角度を測定するために使用される。X線の照射角度が設計値又は想定値からずれている場合、実際の投影角度もそれらの値からずれるので、2つのマーカ116 (ORs) 及び116 (ORouter) の縦向きの黒線の位置は一致せず、横向方向にずれて描出される。このずれを演算することで実際の投影角度のずれを測定できる。

[0146] このように、ファントム101は、撮像空間における撮像系の距離及び高さに関して一度のスキャンで必要十分な位置情報を与えることができる。このため、このファントム101は異なる種類のパラメータを単独で測定可能な汎用性を発揮する。

[0147] なお、天板112は必ずしも設けなくてもよい。しかし、ベース111に植設した複数の支柱113には、そのマーカ114、115、116が高精度な空間位置を保つことが要求される。このため、設置や保管のときに、支柱113が傾いたり、ずれたり、損傷したりすることを防止するためには、天板112は設ける方がよい。天板112とベース111との間に、両板を支えるためだけの樹脂性の支柱を設けてもよい。

[0148] ・再構成の原理

ここで、X線口外撮影装置1における再構成の基本原理を数式的に説明する。

[0149] この再構成においては、X線管31と検出器32の対の回転中心RCが、ほぼ、回転角度 $\theta = 0^\circ$ のときの幾何学中心Oを通る直線に沿って移動する(図3参照)。このため、この回転中心RCの移動分を考慮した再構成を行うことが特徴である。なお、この項の説明では、この回転中心RCの移動を一

般化して、つまり、必ずしも上述した直線に沿って移動する場合に限らず、どのように移動した場合にも対応できるように一般化して説明する。

[0150] 図21(A)は、略馬蹄形の歯列の周りを、互いに正対し且つそれぞれ異なる曲線軌道 T_s 、 T_D に沿って回転(移動)するX線管31及び検出器32の様子を示す。X線管31が一方の軌道 T_s に沿って回転し、検出器32が他方の軌道 T_D に沿って回転する。つまり、X線管31及び検出器32は対となって回転するが、その対の回転の中心(回転中心)RCも移動する。同図(A)の例は、回転中心RCが移動する状態を代表的に示している。

[0151] いま、図21(A)に示すように、X線管31及び検出器32の対の回転中心RCが位置Oに在り、X線管31の焦点位置を S_1 、検出器32の幅方向の中心位置を C_1 、X線管31の回転半径(以下、X線管・回転中心距離)を R_s 、検出器32の回転半径(以下、検出器・回転中心距離)を R_D 、回転中心RCの位置Oから歯列のある点Qまでの距離(以下、回転中心・基準断面距離)をD、及び、回転中心RCが描く軌道を T_0 とする。この距離 R_s と R_D は固定値である。

[0152] さらに、図21(B)は、X線管31の焦点位置Sが S_1 から S_2 に回転移動するときの状態を示すもので、この移動により、回転中心RCの軌道 T_0 は半径 α の円上を角速度 ω で動いて、回転中心RCが $O(S_1)$ から $O(S_2)$ に移動するものとする。この場合、その回転中心RCの2つの位置 $O(S_1)$ 、 $O(S_2)$ が両方の焦点位置Sが S_1 、 S_2 に作る角度 θ_1 は $\theta_1 = \omega t$ (t : 時間)となる。一方、かかる回転移動によって、歯列の点Qの検出器32への投影点はそれまでの $P_A(S_1)$ から $P_A(S_2)$ に変化する。このとき、検出器32の幅方向の中心位置はそれぞれ C_1 、 C_2 である。

[0153] この図21(B)の幾何学的関係を、回転中心RCの位置が $O(S_1)$ から $O(S_2)$ への移動とその軌道 T_0 との関係に着目して抜き出すと、図22(A)のように表される。この両位置 $O(S_1)$ 、 $O(S_2)$ 間の距離は微小であるから、角度 θ_1 と半径 α を使って $\theta_1 \alpha$ と表すことができる。この結果、回転中心位置 $O(S_1)$ 、 $O(S_2)$ 、X線焦点位置 S_2 、及び再構成位置Qは

全て距離の関係で表すことができ、図 2 2 (B) に示すようになる。つまり、X線管位置 S_2 と回転中心位置 $O(S_2)$ との間の距離が X線管・回転中心間距離 R_s 、及び、回転中心位置 $O(S_2)$ と検出器中心位置 C_2 との間の距離が検出器・回転中心間距離 R_d であるから、回転中心位置 $O(S_1)$ と $O(S_2)$ の間の距離が $\alpha\theta_1$ 、回転中心位置 $O(S_2)$ と再構成位置 Q との間の距離が $D - \alpha\theta_1$ 、再構成位置 Q から線分 $O(S_2) - C_2$ に垂直に下ろした線分が $(D - \alpha\theta_1) \sin\theta_1$ 、さらに、その垂線の交点 B と回転中心位置 $O(S_2)$ との間に距離が $(D - \alpha\theta_1) \cos\theta_1$ となる。

[0154] 本実施態様では、撮像空間における撮像系の幾何学的な位置関係の解析（構造解析）や、撮像空間における歯列の実体位置の抽出を行う 3D 画像再構成（オートフォーカスと呼ぶ）に必要なパラメータをキャリブレーションするための演算に「回転中心位置 $O(S_1)$ 、 $O(S_2)$ 間の距離 α 」を考慮する点がポイントである。

[0155] ・ゲインの演算

上述した図 2 2 (B) に示す距離関係を用いてゲインと呼ばれる量（ $= \Delta X / \Delta F_i$ ）を求める。

[0156] 図 2 2 (B) に示す幾何学的関係から、

$$x = [(R_s + R_d) / \{R_s + (D - \alpha\theta_1)\}] \cdot (D - \alpha\theta_1) \sin\theta_1 \quad \dots \quad (1)$$

の関係が成り立つ。 $\alpha\theta_1$ を補正項 $M (= \alpha\theta_1)$ と捉えると、 θ_1 及び x は微小なので、近似式として

$$\Delta x / \Delta \theta = \{(R_s + R_d) / (R_s + (D - M))\} (D - M) \quad \dots \quad (2)$$

が成り立つ。

[0157] 検出器 3 2 が出力するフレームデータを F_i とおくと、

$$\Delta x / \Delta \theta = (\Delta x / \Delta F_i) (\Delta F_i / \Delta \theta) \quad \dots \quad (3)$$

なので、

$$\Delta x / \Delta F_i = (\Delta \theta / \Delta F_i) \{(R_s + R_d) / (R_s + (D - M))\} (D - M) \quad \dots \quad (4)$$

となる。

[0158] この (4) 式の左辺 $\Delta x / \Delta F_i$ はゲイン（シフト・アンド・アッド量の

変化率)と呼ばれる。このゲイン $\Delta X / \Delta F_i$ は、複数のフレームデータを互いにシフトして加算するトモシンセス法(つまり、シフト・アンド・アッド演算)におけるシフト・アンド・アッド量の変化率を示している。

[0159] また、(4)式の右辺中の $R_s + R_D$ は、検出器とX線管との間の距離(検出器・X線管間距離)を表し、 $R_s + (D - M)$ は「回転中心位置 $O(S_1)$ 、 $O(S_2)$ 間の移動距離 $\alpha\theta_1$ 」の分だけ補正された、X線管と焦点との間の距離(焦点位置・X線管間距離)を表している。また、 $(D - M)$ は、かかる移動距離 $\alpha\theta$ の分だけ差し引いた、新しい回転中心の位置と再構成点 Q との間の距離を表している。

[0160] この結果、ゲイン $\Delta X / \Delta F_i$ の曲線(以下、単に「ゲイン曲線」という)は、検出器・X線管間距離 $R_s + R_D$ 、焦点位置・X線管間距離 $R_s + (D - M)$ 、回転中心・再構成点間距離 $(D - M)$ 、及び、フレームデータ F_i と回転角度 θ との関係を表す角速度曲線 $\Delta\theta / \Delta F_i$ (図27参照)に基づいて演算できる。このゲイン曲線を積分し、前歯の中心位置を画像の中心位置になるようにすれば、回転角度のそれぞれにて、回転中心 RC から距離 D の位置で焦点の合ったパノラマ画像を再構成することができる。

[0161] なお、特開2007-136163に示されているように、上述したゲイン $\Delta X / \Delta F_i$ の大小は通常の電気回路などのそれとは概念が異なり、ゲイン $\Delta X / \Delta F_i$ が大きいほど、フレームデータ同士を相互に加算するときのフレームデータの重ね合わせ量(シフト量)は小さくなる。反対に、ゲイン $\Delta X / \Delta F_i$ が小さくなるほど、その重ね合わせ量は大きくなる。

[0162] 本実施形態では、撮像空間の構造解析やキャリブレーションに必要なパラメータを上述した(4)式のゲイン式に基づき、且つ、キャリブレーションファントムを使って求める。このため、先にキャリブレーションファントムの構成及び機能を説明する。

[0163] ・パラメータの演算

次に、図23に基づいて、撮像空間の構造解析やキャリブレーションに必要なパラメータを測定するための演算について説明する。つまり、ここで挙

げるパラメータとしては、

- ・ 構造解析において、X線管・回転中心距離 R_s 、X線管・回転中心距離 R_s 、X線管 3 1 の検出器 3 2 に対する Z 軸方向の高さ B_1 、及び、

- ・ キャリブレーションにおいて、ゲイン $\Delta x / \Delta F_i$ 、X線照射角度 θ 、角速度曲線 $\Delta \theta / \Delta F_i$ 、回転中心・基準断層面距離 D 、補正項 M 、移動する回転中心 RC の XY 面上の座標 (C_X, C_Y)

である。

[0164] この内、キャリブレーション用のパラメータ「 $\Delta x / \Delta F_i$ 、 θ 、 $\Delta \theta / \Delta F_i$ 、 D 、 M 、 (C_X, C_Y) 」は、入力値 F_i のルックアップテーブル LUT として記憶・更新される。

[0165] これらのパラメータを演算するための処理として、

- 処理 1 (ファントムの設置とキャリブレーション用の X 線撮影 (スキャン))、

- 処理 2 (ゲイン $\Delta x / \Delta F_i$ のプロファイルの演算)、

- 処理 3 (X線照射角度 θ のずれ (実際の投影角度 θ') の演算)

- 処理 4 (角速度曲線 $\theta = f(F_i) : \Delta \theta / \Delta F_i$ の演算)、

- 処理 5 (パラメータ R_s 、 R_d 、 B_1 の演算)、

- 処理 6 (パラメータ $\Delta x / \Delta F_i$ 、 θ 、 $\Delta \theta / \Delta F_i$ 、 D 、 M 、 (C_X, C_Y) の演算、更新：つまりキャリブレーション)

及び、

- 処理 7 (歯列の実体位置を抽出した 3D 再構成)

が挙げられる。これを処理は、コントローラ 55 と画像プロセッサ 54 が協働して実行する、図 23 に示すフローチャートの中で実行される。このフローチャートに沿って説明する。

[0166] (処理 1)

コントローラ 55 はオペレータにファントム 101 を、X線口外撮影装置 1 の撮像空間 IS の所定位置に設置するように画面や音声で指示する (ステップ S31)。この所定位置とは、撮像時に患者 P が顎を載せるチンレスト

25の位置である。

[0167] 次いで、コントローラ47はキャリブレーション用スキャンの実行を操作器58で指示する(ステップS32)。この指示に応答して、コントローラ55はROM61に予め格納しているキャリブレーション用スキャンのプログラムをそのワークメモリに読み出す。コントローラ55は、このプログラムを実行することで、コリメータ33が付いたX線管31と検出器32とをファントムの周りを回転させる。この回転の間に、X線管31の点状のX線焦点から例えばパルスX線が曝射され。このパルスX線はコリメータ33によりコリメートされてファン状のX線ビームとなる。このX線ビームがファントムを透過し、検出器32の検出面に入射する。これにより、検出器32はファントムを透過してX線を検出して、それに対応するデジタル電気量のフレームデータを一定時間毎(例えば300fps)に出力する。

[0168] X線管31と検出器32は、単純にファントムの周りを回るのではなく、その両者を結ぶ線分上の回転中心RCの位置がファントムの前側に接近した後、離れる軌道を追従するように回転する。つまり、実際のスキャン時には、歯列の前歯付近に進むほど、回転中心RCが歯列に接近し、回転中心RCの位置がずれていく。この移動を許容するように、X線管31及び検出器32の回転位置、角速度がそれぞれ個別に制御される。

[0169] 検出器32から出力されたフレームデータはバッファメモリ53に一時保管される。画像プロセッサ53は、そのフレームデータを用いてトモシンセシスの元に基準断層面SSの基準面パノラマ画像を再構成する(ステップS33)。

[0170] (処理2)

次いで、画像プロセッサ54はゲイン $\Delta X / \Delta F_i$ を求める(ステップS34)。

[0171] まず、再構成された基準面パノラマ画像上で、基準断層面SSに沿った軌道を辿る基準面位置にX線照射角度 θ 毎に配置された、ファントム101の支柱のマーカが中心に描出されているフレームデータの番号 F_i を決める。

この決定は、オペレータが基準面パノラマ画像を目視しながら決めればよい。なお、この基準面パノラマ画像には、基準断層面SSよりも20mm外側の断層面の軌道を辿る外側面位置にX線照射角度 θ 毎に配置した支柱のファントムも当然に写り込んでいる。

[0172] 次いで、基準面位置の支柱それぞれのファントムに対して、一番焦点が合うフレームデータ F_i の重ね合わせ量（シフト・アンド・アッド量） X を求める。これもオペレータが基準面パノラマ画像を観察しながら操作器58を操作し、中心フレームデータ F_{i_0} の両サイドにあるフレームデータ F_i を重ねてその画像のボケを観察するという方法を試行錯誤で繰り返して決める。この結果、基準断層面SSに沿った各支柱のマーカに対応した中心フレームデータ F_{i_0} とその最適な重ね合わせ量 X が決まったので、それらのデータを滑らかに繋ぎ合せて重ね合わせ量のプロファイル P_x を求める。このプロファイル P_x からX線照射角度 θ の設定値毎のゲイン $\Delta X / \Delta F_i$ を求める。

[0173] なお、重ね合わせ量を横軸にとり、マーカ像のエッジ統計量（例えば半値幅）を縦軸にとったグラフを生成し、このグラフのエッジ統計量がピークとなる点を推定するようにしてもよい。この推定値から最適な重ね合わせ量を演算すればよい。これによれば、基準面パノラマ画像上で、写りこんでいるマーカ像の位置を点ROIなどで指定すれば、その指定位置における最適な重ね合わせ量をほぼ自動的に演算することができる。

[0174] 次いで、画像プロセッサ54は、コントローラ55からの指示に基づいてキャリブレーションの程度の指示を受ける。本実施形態では、X線照射角度 θ についてキャリブレーションを実施せずに、システムが予め有しているX線照射角度 θ の設計値をそのまま採用する簡易型のキャリブレーションと、ファントム101をスキャンして得たパノラマ画像からX線照射角度 θ もキャリブレーションする詳細型のキャリブレーションとが予め用意されている。このため、コントローラ55は、例えばモニタ60への画像表示を通じて、簡易型キャリブレーションを行うのか、詳細型キャリブレーションを行うのか、オペレータから事前に情報を得る。したがって、画像処理プロセッサ

56はコントローラ55からの指示を受けて、キャリブレーションが簡易型であるのか詳細型であるのかを判断する（ステップS35）。

[0175] 画像プロセッサ54が簡易型キャリブレーションを行うと判断した場合、例えば予め決まっている照射角度 $\theta = 0^\circ$ 、 $\pm 15^\circ$ 、 $\pm 30^\circ$ 、…の値をそのまま読み出して設定する（ステップS36）。これに対し、詳細型キャリブレーションを行うと判断した場合、パノラマ画像からX線照射角度 θ のずれ、即ち実際の照射角度 θ' を演算する。

[0176] （処理3）

次に、X線照射角度 θ に対する実際の照射角度（投影角度） θ' のずれ量 θ shiftを演算する（ステップS37）。

[0177] この演算には、再構成された基準面パノラマ画像上で、基準断層面SSよりも20mm外側の断層面に沿った、外側面位置に沿ってX線照射角度 θ 毎に配置された支柱のマーカについて、ステップS34と同様に、X線照射角度 θ 毎のゲイン $\Delta X / \Delta F_i$ 、及び、そのゲイン $\Delta X / \Delta F_i$ のプロファイルを生成する。このプロファイルのデータを用いて、基準断層面SSよりも20mm外側の断面の外側面パノラマ画像を再構成する。この外側面パノラマ画像において、かかる外側面位置に在る支柱113'それぞれのファントムの横方向（2次元基準面パノラマ画像上での横方向）の物理的な中心位置を決める。この決定もオペレータがパノラマ画像を目視しながら行う。

[0178] ステップS34において基準面位置に在る支柱それぞれのマーカが使用している中心フレームデータの番号 F_i は既に決定している。そこで、当該中心フレームデータに対する外側面パノラマ画像におけるマーカの横方向（2次元基準面パノラマ画像上での横方向）の位置（図24（A）参照）、及び、外側面位置にあるマーカ116の外側面パノラマ画像における横方向の位置（図24（B）参照）から、両者間の画像上のずれ量 P shiftを演算する。このずれ量 P shiftを実長のずれ量 L に変換する（図24（C）参照）。このずれ量 L と両軌道 OR_s 、 OR_{router} 間の既知の距離 D_S （実施形態では20mm）とを用いて、

実際の照射角度 θ' のずれ量 $\theta \text{ shift} = \arctan(L/DS)$

の演算を角度 θ ($= 0^\circ$ 、 $\pm 15^\circ$ 、 $\pm 30^\circ$ 、 \dots) 毎に行う。これにより、所定値刻みの X 線照射角度 θ それぞれに対する実際の照射角度 θ' のずれ量 $P \text{ shift}$ を求めることができる。このずれ量 $P \text{ shift}$ の例を図 25 に示す。

[0179] (処理 4)

次に、画像プロセッサ 54 は、投影角曲線 $\theta = f(F_i)$ 、すなわち角速度曲線 $\Delta\theta/\Delta F_i$ を演算する (ステップ S38)。

[0180] 詳細型キャリブレーションの場合、既に、各 X 線照射角度 θ からの実際の照射角度 θ' のずれ量 $\theta \text{ shift}$ が求められている。このため、このずれ量 $\theta \text{ shift}$ から基準断層面 SS に在るマーカの照射角度 θ' をそれぞれ求める。簡易型キャリブレーションの場合は、簡便的に採用した設計値 θ がそのまま使用される。

[0181] 一方、前述したステップ S34 において、基準断層面 SS に在る、X 線照射角度 θ 毎のマーカの中心フレームデータ F_i の番号は求められている。したがって、照射角度の実際値 θ' 又は照射角度の設計値 θ のそれぞれのフレームデータ F_i を繋ぎ合わせてスムージングを掛けることで、投影角曲線 $\theta = f(F_i)$ を求める。この投影角曲線 $\theta = f(F_i)$ の一例を図 26 に示す。同図において、投影角曲線 $\theta' = f(F_i)$ は、元の投影角曲線 $\theta = f(F_i)$ から、実際の照射角度 θ' の分だけ補正された曲線を示す。

[0182] (処理 5 : X 線照射角度 $\theta = 0$ 度の位置における定数パラメータの演算)

次に、画像プロセッサ 54 は、X 線ビームの照射角度 $\theta = 0^\circ$ のときの X 線管・回転中心間距離 R_s 、検出器・回転中心間距離 R_d 、及び、X 線管の焦点位置の高さ情報 B_1 を定数パラメータとしてパノラマ画像から演算する (ステップ S39)。

[0183] 図 27 に示すように、X 線管 31 及び検出器 32 が対向して配置されており、その間に、回転中心 RC 及び基準断層面 SS が位置しているとする。基準断層面 SS の位置に上下に 67 mm、互いに離間した 2 つのマーカ 114、115 が存在しているとする。X 線管 31 の X 線焦点は点光源と見做せる

ほど小さい焦点（例えば0.5 mmの径）。また、X線の照射角度 θ は 0° であるとする。つまり、コリメータ33で絞られたX線ビームは基準断面SSに存在すると仮定される歯列の前歯の中心部に照射される。このX線ビームは、2つのマーカ114, 115をオブリークに透過して検出器32の検出面の高さB2, B3の位置にそれらの投影点を作る。つまり、マーカ114, 115の位置は縦方向（Z軸方向）に拡大されて画像として投影点B2, B3を作る。なお、検出器32の検出面の最下限の位置を座標0の原点として設定しており、この点を通る水平面（XY座標面）から起算してX線焦点位置の高さをB1としている。したがって、検出器32の検出面には、座標0の原点、X線焦点高さB1、及び、マーカ114, 115の投影高さB2, B3が下から順に並ぶ。

[0184] この図27に模式的に示すX線照射角度 $\theta = 0^\circ$ における幾何学関係に、前記ゲインの式(4)： $\Delta x / \Delta Fi = (\Delta \theta / \Delta Fi) \{ (Rs + Rd) / (Rs + (D - M)) \} (D - M)$ を適用する。X線照射角度 $\theta = 0^\circ$ のときは、図22(A), (B)から分かるように、補正項 $M = 0$ と見做せる。このため、(4)式は、

$$\Delta x / \Delta Fi = (\Delta \theta / \Delta Fi) \{ (Rs + Rd) / (Rs + D) \} D \quad \dots \quad (5)$$

と表すことができる。マーカ114, 115に対する画像の拡大率の計算から

$$(Rs + Rd) / (Rs + D) = (B3_{(D)} - B2_{(D)}) / 67 = K_{(D)} \quad \dots \quad (6)$$

が成り立つ。ここで、拡大率 $K(D)$ は、検出器32により、基準断面の位置であってX線照射角度 $\theta = 0^\circ$ の位置にあるマーカ114, 115の投影点B2, B3の位置を検出すれば判るので、既知の値である。

[0185] 同様に、

$$(Rs + Rd) / (Rs + D + 20) = (B3_{(D+20)} - B2_{(D+20)}) / 67 = K_{(D+20)} \quad \dots \quad (7)$$

が成り立ち、拡大率 $K(D+20)$ は、検出器32により、基準断面よりも20 mm外側の位置であってX線照射角度 $\theta = 0^\circ$ の位置にあるファントムの投影点B2, B3の位置を検出すれば判るので、既知の値である。

[0186] このため、上記(6)、(7)式

$$(R_s + R_d) / (R_s + D) = K_{(D)} \quad \dots \quad (8)$$

$$(R_s + R_d) / (R_s + D + 20) = K_{(D+20)} \quad \dots \quad (9)$$

において、

$$X = R_s + R_d, \quad Y = R_s + D \quad \dots \quad (10)$$

とおくと、

$$X / Y = K_{(D)} \quad \dots \quad (11)$$

$$X / (Y + 20) = K_{(D+20)} \quad \dots \quad (12)$$

となり、この2つの式からX、Yの値を求めておく。

[0187] 一方、前記(5)式は、(8)式を使えば、

$$\Delta x / \Delta F_i = (\Delta \theta / \Delta F_i) \cdot K_{(D)} \cdot D \quad \dots \quad (13)$$

と書き換えることができる。この(13)式において、回転中心・基準断層面間距離D以外の項は既知であるので、(13)式からX線照射角度 $\theta = 0^\circ$ における回転中心・基準断層面間距離Dが分かる。距離Dが既知になると、X、Yの値が既に分っているので、(10)式を使って、X線照射角度 $\theta = 0^\circ$ におけるX線管・回転中心間距離 R_s 、及び、検出器・回転中心間距離 R_d がそれぞれ求められる。

[0188] この距離D、 R_s 、 R_d が求められると、図27において幾何学的に成立する、

$$(B_{2(D+20)} - B_1) / H = K_{(D+20)} \quad \dots \quad (14)$$

$$(B_{2(D)} - B_1) / H = K_{(D)} \quad \dots \quad (15)$$

の2式を解くことで、X線管31の上下方向(Z軸方向)の位置 B_1 、及び、下側のファントムのX線管31からの高さHを求める。

[0189] (処理6：X線照射角度 $\theta = 0$ 度以外の角度位置における、フレームデータ F_i を入力とする関数パラメータの演算)

このときには、照射角度 θ 毎のX線管31、検出器32、回転中心RC、及びファントム(マーカ)の幾何学的な位置関係は、図28のように表される。

[0190] X線照射角度 θ が0度以外の角度であっても、前述した式(6)及び(8)

)は成立している。このため、これらの式に基づいて、各角度 θ におけるマーカー114, 115が位置B2, B3に作る投影像 $B3_{(D)}$ 、 $B2_{(D)}$ を求めることで、各照射角度 θ における回転中心・基準断層面距離Dが演算される(ステップS40)。この距離Dが分かれば、既に既知となっているX線照射角度 θ 又はその実際値 θ' を用いて回転中心RCの位置座標(CX, CY)も演算される(ステップS41)。

[0191] さらに、X線照射角度 θ が 0° 以外の角度のときには、図22(A), (B)から分かるように、補正項 $M(\neq 0)$ の考慮が必要である。このため、(4)式:

$$\Delta x / \Delta Fi = (\Delta \theta / \Delta Fi) \{ (Rs + Rd) / (Rs + (D - M)) \} (D - M)$$

を用いる必要がある。既に、各X線照射角度 θ における補正項M以外の項は演算されているので、それらを(4)式に当てはめて補正項Mが演算される(ステップS42)。このようにステップS40~S42を通して、関数パラメータ $\Delta x / \Delta Fi$ 、 θ 、 $\Delta \theta / \Delta Fi$ 、D、M、(CX, CY)が演算される。

[0192] 次に、画像プロセッサ54は、画像メモリ53に書き込まれている、それらの関数パラメータを今回求めた新しい値で更新する(ステップS43)。これにより、3D画像再構成に必要なパラメータがキャリブレーションされたことになる。

[0193] 以上の構造解析及びキャリブレーションのための演算が終わると、画像プロセッサ54は、演算した定数パラメータRd, Rs, B1及び関数パラメータ $\Delta x / \Delta Fi$ 、 θ 、 $\Delta \theta / \Delta Fi$ 、D、M、(CX, CY)が印刷したり表示したりして出力するか否かを、オペレータの操作情報から判断する(ステップS44)。そのような出力が必要な場合、画像プロセッサ54がそれらの値を印刷又は表示する(ステップS45)。

[0194] さらに、かかるパラメータの出力が終わるか、又は、そのような出力が不要な場合、処理はコントローラ55に渡され、コンピュータ57がオペレータとの間で、インターラクティブに患者の撮像を行うか否かを判断する(ステップS46)。撮像が不要な場合は、一連の処理を終わる。これにより、

撮像空間の構造解析及び簡易型又は詳細型のキャリブレーションが完了する。

[0195] 一方、患者の顎部の撮像を行う場合は、後述するように、撮像空間における歯列の実体位置を正確に把握した3D再構成が実行される。これは、図29に概説するように、3D基準断層面SSから、X線管31を睨むX線の斜めの照射方向に沿って投影が行われ、歯列などの撮像対象（実体物）の3次元位置が高精度に同定される。以下、この位置同定の処理を含む撮像を説明する。

[0196] <画像再構成>

次に、図30を用いて、コントローラ55及び画像プロセッサ54が協働して実行される撮像のための処理を説明する。この処理には、上述したように、スキャンによりデータ収集、プレ処理としての基準面パノラマ画像の再構成、並びに、メインの処理としての3次元オートフォーカス画像（3次元表面画像）の作成及びその3次元オートフォーカス画像を用いた各種態様に応じた表示や計測などが含まれる。

[0197] （データ収集及び基準面パノラマ画像の再構成）

まず、コントローラ55は、被検体Pの位置決めなど撮影の準備が済むと、操作器58を介して与えられる操作者の指示に応答し、データ収集のためのスキャンを指令する（図30、ステップS51）。これにより、回転駆動機構30A、移動機構30B、及び、高電圧発生器41が予め設定されている制御シーケンスに沿って駆動するように指令される。このため、X線管31及び検出器32の対を被検体Pの顎部の周囲に回転させながら、その回転動作の間に、X線管31にパルス状又は連続波のX線を所定周期で又は連続的に曝射させる。このとき、X線管31及び検出器32の対は、前述したようにキャリブレーションされた3D基準断層面SSを焦点化するように予め設定されている駆動条件に基づいて回転駆動される。この結果、X線管31から曝射されたX線は被検体Pを透過して検出器32により検出される。したがって、前述したように、検出器32から例えば300fpsのレートで

X線透過量を反映したデジタル量のフレームデータ（画素データ）が出力される。このフレームデータはバッファメモリ53に一時保管される。

[0198] このスキヤンの指令が済むと、処理の指示は画像プロセッサ54に渡される。画像プロセッサ54は、3D基準断層面SSをX線照射方向のフレーム番号Fi毎に、ルックアップテーブルLUTから照射角度、角速度、回転中心・基準断層面間距離D、及び補正項Mの最新値を読み出して、当該3D基準断層面SSを補正する。これにより、この断層面SSが部分的にその前後方向に位置変更されてスムージングされる（ステップS52A）。次いで、この補正された3D基準断層面SSの空間位置に対応したトモシンセシス法に基づくシフト&アッドに拠り基準面パノラマ画像P1stを再構成するとともに、その再構成した画像の各画素値を記憶する（ステップS52B）。

[0199] なお、この再構成処理において、従来と同様に、前歯部の中心で縦横の拡大率の比が同じになるように重み係数を掛ける処理も実行される。

[0200] この再構成の仕方は公知ではあるが、若干説明しておく。この再構成に使用するフレームデータのセットは、例えば図31に示すパノラマ画像の横方向の写像位置とその写像位置の画像を作成するために相互加算するフレームデータのセットとの関係を示す写像特性から求められる。この写像特性を示す曲線は、フレームデータ方向（横軸）において両サイドの臼歯部に応じて傾斜が急な両曲線部分と前歯部に応じて傾斜が臼歯部のそれよりも緩やかな曲線部分とから成っている。この投影特性上で、図示の如く、パノラマ画像の横方向における所望の写像位置を指定する。これに応じて、その写像位置の画像を作成するために使用するフレームデータのセットとそのシフト量（重ね合わせの程度：つまり傾斜度）が求められる。そこで、それらのフレームデータ（画素値）をその指定したシフト量を以ってシフトさせながら相互に加算して、指定した写像位置（範囲）の縦方向の画像データを求める。パノラマ画像の横方向の全範囲に亘って、上記写像位置の指定とシフト&アッドを行うことにより、3D基準断層面SSに焦点を当てたときの基準面パノラマ画像P1stが再構成される。

- [0201] 画像プロセッサ54は次いで、この基準面パノラマ画像P1stをモニタ60に表示させる（ステップS53）。この基準面パノラマ画像P1stの例を図32に模式的に示す。
- [0202] この基準面パノラマ画像P1stは、フレームデータをシフトさせながら相互に加算した画像であるので、矩形状の2次元画像である。拡大率について言えば、前歯部の中心で縦横の拡大率の比が同じになるように係数を掛ける処理を行っているので、従来と同様に、拡大率に因る前歯部の縦横の画像歪はある程度改善されている。しかし、臼歯部に進むにつれて歯の縦横比は崩れてくる。つまり、臼歯部の歯は実寸より縮んで描出される。
- [0203] 加えて、本実施形態の場合、X線管31及び検出器32が共に物理的に同一の円形軌道OBに沿って回転していることから、再構成された基準パノラマ画像P1stの縦方向の拡大率の変化の因る歪は大きい。つまり、図33（A）に例示するように、基準パノラマ画像P1stの横方向の各位置における拡大率 K （ K_1 、 K_2 、…、 K_n ）は全部異なる。
- [0204] そこで、画像プロセッサ54は、既に求めている回転角度 θ 毎の拡大率 K の値を用いて、この拡大率 K が画像横方向の各位置にてほぼ同じ値になるように係数 $1/K$ （ $1/K_1$ 、 $1/K_2$ 、…、 $1/K_n$ ）を横方向各位置における各列の画素列に乗じる（ステップS53A）。この結果、図33（B）に示すように、表示される基準パノラマ画像P1stの輪郭自体は矩形状のものから多少波打ったものになるが、表示される歯列TRの縦方向の大きさや形状は画像横方向の各位置においてほぼ同一になる。この拡大率の相違に因る縦方向の歪が補正された基準パノラマ画像P1stの画素値は再び画像メモリ53に格納され、その後の表示処理や3D再構成処理に使用される。
- [0205] なお、この拡大率 K は、予め装置側で用意している値を使用して上記補正を行なってもよい。
- [0206] （基準面パノラマ画像上でのROI設定）
- 次いで、画像プロセッサ54は操作者から操作器58を使って基準面パノラマ画像P1stにROI（関心領域）が設定するか否かを判断する（ステッ

プS54)。ここで設定するROIは、読影者が特に関心を寄せる例えば矩形形状の部分領域である。勿論、ROIは必ずしも矩形でなくてもよい。なお、このROIは、後述するオートフォーカスにより作成したパノラマ画像について設定してもよく、この処理も後述される。

[0207] このステップS54の判断がYESとなると、画像プロセッサ54は操作者の操作情報に基づいて基準面パノラマ画像P1stにROIを設定する(ステップS55)。次いで、ROIにより設定された部分領域の部分画像を切り出し、その部分画像を例えば拡大して表示する(ステップS56)。この部分画像は、例えば図34に示すように、元の基準面パノラマ画像P1stに重畳して表示される。また、この1つ以上の部分画像を上歯、下歯の歯列の模式的に表すようにブロックを所定順に並べた、いわゆるテンプレートに収めるように表示してもよい。

[0208] 次いで、画像プロセッサ54は処理を終了させるか否かを判断する。この判断は操作者からの所定の操作情報が有るか否かによる(ステップS57)。未だ処理を終了させないと判断した場合(ステップS57、NO)、ステップS54まで戻って上述した処理を繰り返す。一方、処理終了の判断ができた場合、図31に示す処理を終了させる。

[0209] 一方、画像プロセッサ54は、ステップS54の判断でNOとなる場合、すなわちROIを設定しないと判断した場合、次の判断に移行する。つまり、メインの処理としての3Dオートフォーカス画像を作成するか否かを、操作者の操作情報から判断する(ステップS58)。この作成も行わないと判断した場合(ステップS58、NO)、ステップS57に戻って処理終了か否かを前述と同様に判断する。

[0210] (最適焦点の断面位置の特定)

これに対して、3Dオートフォーカス画像を作成すると判断した場合(ステップS58、YES)、ステップS59のサブルーチン処理に移行する。このステップS59で実行される処理は、本発明の特徴の一つを成すもので、回転中心RCの位置変化を考慮し、且つ、各画素から常にX線管31のX

線焦点を睨んだオブリークな投影方向 DR_x に沿って、歯列の縦方向の歪みを補正しながら行なう、自動的な歯列の実存位置・形状の同定処理である。

- [0211] この実在位置・形状の同定のためのサブルーチン処理を図35に示す。
- [0212] まず、画像プロセッサ54は、基準面パノラマ画像 $Plst$ （矩形）を3D基準断層面 SS （湾曲面）に平行な湾曲面に座標変換して3Dパノラマ画像を一度、作成する。そして、ルックアップテーブル LUT からフレーム番号 F_i 毎の照射角度 θ および回転中心の位置座標（ CX 、 CY ）の最新値を読み出し、この位置座標（ CX 、 CY ）からX線管・回転中心間距離 R_s だけ方向を延長し、X線照射角度 θ 毎にX線管31の位置を演算する。そして、作成した3Dパノラマ画像の画素それぞれから常にX線管31のX線焦点を睨んだオブリークな投影方向 DR_x を決める。その上で、各投影方向 DR_x に沿って3D基準断層面 SS に、断層面変更の演算によりフレームデータを求め、これを座標変換することで投影し、その湾曲した3D基準断層面 SS の投影画像を作成する（ステップS151）。この投影像の画素値は画像メモリ53に保管される。
- [0213] ここで行われる投影は、図36に説明するように、回転中心 RC （ $RC1$ 、 $RC2$ ）の位置、すなわちX線管31の位置に向けたオブリークな投影方向 DR_x に沿って行われる。図36の例で言えば、3Dパノラマ画像上の高さ方向（Z軸方向）における同じ位置 P_n の画素であっても、X線管31の位置の違いによって3D基準断層面 SS の画像上の異なる位置 $SS1$ 、 $SS2$ に投影される。
- [0214] この投影処理により作成される投影画像を3D基準画像 $Plref$ と呼ぶことにする。この3D基準画像 $Plref$ は、基準面パノラマ画像 $Plst$ の部位毎に、前述した縦方向の拡大率を考慮した斜め方向の投影によって作成されている。前歯部の歯の拡大率が大であったものが、その拡大は上述の投影により実サイズに是正され、一方、臼歯部の歯の拡大率が小であったものが、その拡大も上述の投影より実サイズに是正される。このため、3D基準画像 $Plref$ は歯の実寸で表示された画像であり、スキャン中に回転中心 RC が移動

することによる拡大率の大小による歪が除去された画像である。ただし、この3D基準画像P I refは歯列が3D基準断層面SSに沿って存在すると仮定したときの画像でもある。被検体Pの実際の歯は3D基準断層面SSに沿っていることは稀であるので、後述する更なる実在位置の同定処理が必要になる。

[0215] 画像プロセッサ54は、その3D基準画像P I refをモニタ60に表示させ、操作者の参照に供する（ステップS152）。この様子を図37に示す。

[0216] この後、画像プロセッサ54は、3D基準断層面SSに、その面に平行な複数の湾曲した断層面を付加する（ステップS153）。この様子を図38に示す。同図には、3D基準断層面SSの投影方向DRx（歯列の奥行き方向）の前後それぞれに複数の断層面が付加されている。この複数の断層面のそれぞれも、3D基準断層面SSが回転中心・基準断層面間距離D及び補正項Mで補正された分だけ、その面の前後方向の位置が部分的に補正された断層面である。

[0217] 一例として、3D基準断層面SSの前側に複数の断層面SFm～SF1を間隔D1（例えば0.5mm）で設定し、その後側に複数の断層面SR1～SRnを間隔D2（例えば0.5mm）で設定している。間隔D1、D2は同じであっても、互いに相違していてもよい。また、付加する断層面は、3D基準断層面SSの前後に1枚ずつ（m、n=1）であってもよいし、前後の何れかに1枚又は複数枚であってもよい。

[0218] なお、この仮想的に付加する断層面SFm～SF1、SR1～SRnの位置データは、3D基準断層面SSの位置データと共に予めROM61に格納されているので、これを画像プロセッサ54のワークエリアに読み出すことで、かかる付加が実行される。断層面SFm～SF1、SS、SR1～SRnの高さは投影方向DRxの最大の傾きと歯列の高さを考慮して適宜に設定されている。また、同定処理の都度、付加する断層面の位置（間隔D1、D2）及び枚数をインタラクティブに変更するようにしてもよい。

[0219] 次いで、画像プロセッサ54は、ステップS151で行ったと同様に、回

転中心RCの位置座標(CX, CY)の変化に応じた投影方向DRxを求め、その投影方向DRXに沿って、基準面パノラマ画像Plstを、付加した断層面SFm~SF1、SR1~SRnそれぞれに、断層面変更の演算によりフレームデータを求めて、これを座標変換することで投影する(ステップS154)。この結果、付加断層面SFm~SF1、SR1~SRnそれぞれの投影画像が作成される。これらの投影画像の画素値は画像メモリ53に保管される。

[0220] ここで作成される投影画像を3D付加画像Plsfm, ..., Plsf1, Plsr1, ..., Plsrnと呼ぶ。これらの3D付加画像Plsfm, ..., Plsf1, Plsr1, ..., Plsrnも、それぞれ、基準面パノラマ画像Plstの位置毎に、前述した縦方向の拡大率を考慮した斜め方向の投影によって作成されている。これを図39の例で言えば、3Dパノラマ画像上の高さ方向(Z軸方向)における同じ位置Pnの画素であっても、X線管31の位置の違いによって3D付加画像Plsfm, ..., Plsf1, Plsr1, ..., Plsrnそれぞれの上で異なる位置に投影される。

[0221] このため、これらの3D付加画像Plsfm, ..., Plsf1, Plsr1, ..., Plsrnも歯の実寸で表示された画像であり、スキャン中に回転中心RCが移動することによる拡大率の大小による歪が除去された画像である。ただし、これらの3D付加画像Plsfm, ..., Plsf1, Plsr1, ..., Plsrnは歯列がそれぞれの付加断層面SFm~SF1、SR1~SRnに沿って存在すると仮定したときの画像でもある。

[0222] なお、この作成された複数枚の3D付加画像Plsfm, ..., Plsf1, Plsr1, ..., Plsrnはそのまま3次元画像として、又は、座標変換した上で長方形形状の2次元画像としてモニタ60に表示させるようにしてもよい。

[0223] この後、画像プロセッサ54は3D基準画像Plref、すなわち3D基準断層面SSにおける初期位置 $P(x, y, z) = P(0, 0, 0)$ を指定する(ステップS155: 図40(A)参照)。これが済むと、3D基準画像Plrefにおいて、指定した位置 $P(x, y, z)$ を中心とする一定長さの線分Lcを指定す

る（ステップS 1 5 6：図4 0（B）参照）。この線分L cは 2^n 個（ $n = 1, 2, 3, \dots$ ；例えば1 2 8）分の画素に相当する長さを有する。なお、線分L cは湾曲する3 D基準断層面S Sの一部に沿って湾曲していてもよいし、直線と見做せる範囲で設定してもよい。

[0224] 次いで、画像プロセッサ5 4は、指定された線分L c（ x, y, z ）の画像上の上下に複数本の同一長さの線分L addを仮想的に付加する（ステップS 1 5 7：図4 0（C）参照）。

[0225] さらに、上述した線分L 及び複数の線分L addのそれぞれを構成する 2^n 個分の画素それぞれの画素値 P_{ij} を画像メモリ5 3から読み出し、これを各線分に割り当てる（ステップS 1 5 8）。この画素値 P_{ij} は、前述したステップS 1 5 1, S 1 5 4で既に取り得して保管していた値である。

[0226] 次いで、複数の線分L 及びL addの対応する画素の画素値 P_{ij} 同士を加算して、線分L c（ x, y, z ）を構成する周波数解析用の 2^n 個の画素値 P_{ij}^* を求める（ステップS 1 5 9：図4 0（D）参照）。この加算より、線分L（ x, y, z ）の元の画素値に統計的ノイズが混入している場合でも、その画素値の変化について後述する周波数解析を行なうときの統計的ノイズを低減させることができる。

[0227] 次いで、画像プロセッサ5 4は、付加した3 D付加画像 $P_{l sf1}, \dots, P_{l sf1}, P_{l sr1}, \dots, P_{l srn}$ のそれぞれにおいて、上述の3 D基準画像 $P_{l ref}$ 上で現在指定されている線分L c（ x, y, z ）が、現在指定されている位置 $P(x, y, z)$ を通る投影方向 $D R x$ において対向する線分 $L_{f m} \sim L_{f 1}, L_{r 1} \sim L_{r n}$ の位置を特定する（ステップS 1 6 0：図4 0（E）参照）。このとき、線分L cの現在の中心位置 $P(x, y, z)$ 及びその長さ、並びに、スキャン中のX線管3 1の回転位置が分っているので、線分L cの両端とX線管3 1との結んでできる、Z軸方向から見たときに扇状となるX線照射範囲R Aを演算できる。このため、位置 $P(x, y, z)$ が指定されれば、そのX線照射範囲R Aに位置する線分 $L_{f m} \sim L_{f 1}, L_{r 1} \sim L_{r n}$ の位置を特定できる。

[0228] なお、3 D基準画像 $P_{l ref}$ 上に位置 $P(x, y, z)$ を指定するステップS 1 6

0の処理は全部の位置指定が終わるまで繰り返される。このため、実効的には、仮想した断層面 $S F_m \sim S F_1$ 、 $S S$ 、 $S R_1 \sim S R_n$ を、位置が遠近するX線管31から照射されたX線は範囲 $H_1 \sim H_2$ （Z軸方向の範囲）で扇形に透過していることになる（図40（F））。このため、断層面 $S F_m \sim S F_1$ 、 $S S$ 、 $S R_1 \sim S R_n$ そのものを、その高さがスキャン方向毎に変わり且つ互いに平行な略馬蹄形の断面にとして設定してもよい。

[0229] 上述のように線分 $L_{f_m} \sim L_{f_1}$ 、 $L_{r_1} \sim L_{r_n}$ が決まると、画像プロセッサ54は、それらの線分の画素値 P_{ij}^* を画像メモリ53から読み出す（ステップS161）。

[0230] 図40（E）に示すように、X線管31は点源であるから、X線照射範囲 $R A$ は扇状（Z軸方向から見たときに）になっている。このため、線分 $L_{f_m} \sim L_{f_1}$ 、 $L_{r_1} \sim L_{r_n}$ それぞれの画素数は 2^n 個からずれてしまっている。そこで、画像プロセッサ54は、付加した線分 $L_{f_m} \sim L_{f_1}$ 、 $L_{r_1} \sim L_{r_n}$ の画素数が基準となる線分 $L_c(x, y, z)$ の画素数 2^n 個と同じになるように、線分 $L_{f_m} \sim L_{f_1}$ 、 $L_{r_1} \sim L_{r_n}$ それぞれに画素数に間隔 D_1 、 D_2 に応じた係数を掛ける（ステップS162）。したがって、図40（G）に模式的に示すように、全ての線分 $L_{f_m} \sim L_{f_1}$ 、 L_c 、 $L_{r_1} \sim L_{r_n}$ は互いに平行で且つ同一の 2^n 個の画素から構成される。

[0231] この後、画像プロセッサ54は、準備された全て線分 $L_{f_1} \sim L_{f_m}$ 、 L_c 、 $L_{r_1} \sim L_{r_n}$ の画素の値の変化を周波数解析する（ステップS163）。この結果、線分 $L_{f_1} \sim L_{f_m}$ 、 L_c 、 $L_{r_1} \sim L_{r_n}$ それぞれについて、図40（H）に示すように、横軸に周波数及び縦軸にフーリエ係数（振幅値）とする解析結果が得られる。

[0232] なお、この周波数解析には高速フーリエ変換（FFT）を用いているが、ウェーブレット変換を用いてもよい。また、そのような周波数解析法に代えて、エッジ描出のための一次微分演算を行うソーベルフィルタを用いて等価な処理を行ってもよい。このフィルタを使用する場合、エッジの最大になる断層面の位置を最適焦点位置と見做すことができる。

- [0233] 次いで、全ての線分 $L_{f1} \sim L_{fm}$ 、 L_c 、 $L_{r1} \sim L_{rn}$ に対する周波数解析の結果からノイズを除去する（ステップ S164）。図41には、1つの線分に対する周波数解析特性を例示する。解析した最高周波数の一定範囲の領域の周波数成分の係数は除外し、その残りの高周波数成分の係数を採用する。その理由は、最高周波数側の一定範囲の領域の周波数成分は、ノイズ成分であるためである。
- [0234] さらに、画像プロセッサ54は、それぞれの線分に対する周波数解析特性の係数を線分毎に二乗加算するとともに、その二乗加算値を縦軸とし、かつ、初期位置 $P(x, y, z) = P(0, 0, 0)$ を投影方向 DR_x に貫く複数の断層面 $S_{Fm} \sim S_{F1}$ 、 S_S 、 $S_{R1} \sim S_{Rn}$ 位置を横軸としたプロファイルとして演算する（ステップ S165）。このプロファイルの一例を図42に示す。同図において断面位置とは、複数の断層面 $S_{F1} \sim S_{Fm}$ 、 S_S 、 $S_{R1} \sim S_{Rn}$ の投影方向 DR_x （歯列の奥行き方向）の位置である。
- [0235] 図43には、物質がエナメル質、海綿骨、空気、バイトブロックである場合の複数種のプロファイル PR_1 、 PR_2 、 PR_3 、 PR_4 の典型的なパターンが例示されている。仮に、現在指定している位置 $P(x, y, z)$ を通る投影方向 DR_x の何れかの位置にエナメル質の物質、すなわち歯が存在している場合、そのプロファイル PR_1 はシャープなピークを有する。また、かかる投影方向 DR_x に海綿骨が存在している場合、そのプロファイル PR_2 はなだらかな凸曲線となる。同様に、かかる投影方向 DR_x に空気しか存在している場合、そのプロファイル PR_3 は特定のピークを持たない傾向を示す曲線となる。さらに、かかる投影方向 DR_x にバイトブロックが存在している場合、そのプロファイル PR_4 は、2つのシャープなピークを有する。このうち、投影方向 DR_x の内側（X線管の側）に相当するピークがエナメル質の物質に対するピークを示し、外側（検出器の側）に相当するピークがバイトブロックに対するピークを示す。図43に示すプロファイル $PR_1 \sim PR_4$ のパターンを示すデータは、参照プロファイルとして、例えば ROM61 に参照テーブルとして予め記憶されている。

- [0236] そこで、画像プロセッサ54は、かかる参照テーブルを用いて、現在指定している位置 $P(x, y, z)$ を通る投影方向 DR_x における、歯に対する最適焦点の位置を特定する（ステップS166）。
- [0237] つまり、前のステップS165で求めたプロファイルが参照プロファイル $PR_1 \sim PR_4$ の何れに該当するのか、パターン認識の手法で判断する。
- [0238] まず、求めたプロファイルが参照プロファイル PR_2 、 PR_4 である場合には処理の対象から外す。一方、求めたプロファイルが参照プロファイル PR_1 （エナメル質）に該当する場合、そのピークを呈する断面位置、すなわち、複数の断層面 $SF_1 \sim SF_m$ 、 SS 、 $FR_1 \sim FR_n$ のうちの何れかの位置が最適焦点であるとして特定する。さらに、求めたプロファイルが参照プロファイル PR_4 に該当する場合、その内側（X線管の側）にピークを呈する断面位置（エナメル質の位置）、すなわち、複数の断層面 $SF_m \sim SF_1$ 、 SS 、 $FR_1 \sim FR_n$ のうちの何れかの位置が最適焦点であるとして特定する。
- [0239] これらの位置の特定処理により、いま指定している位置 $P(x, y, z)$ に在る歯の部分が、実際は、奥行き方向のどの位置に在るかを決めたことになる。つまり、3D基準断層面 SS 上に沿った3D基準画像 P_{Iref} に描出された歯の部分は実際には、その断層面 SS の前側に在るかもしれないし、後側に在るかもしれない。この実在位置が上述の特定処理により正確に決定される。別の言い方をすれば、3D基準断層面 SS 上に在ると仮定して描出された3D基準画像 P_{Iref} の歯の部分が、上述の特定処理により、実在する位置にシフトされると言える。
- [0240] この結果、図44～図47に示すように、位置 $P(x, y, z)$ の1回の指定毎に、3D基準断層面 SS （3D基準画像 P_{Iref} ）における位置 P_1 が P_{1real} （または P_2 が P_{2real} ）にシフトされる。とくに、複数の付加断層面 $SF_m \sim SF_1$ 、 $FR_1 \sim FR_n$ に設定する線分 $L_{fm} \sim L_{f1}$ 、 $L_{r1} \sim L_{rn}$ の位置が投影方向 DR_x のオブリーク角度 θ を考慮して設定されている。このため、シフトされる位置 P_{1real} は、オブリーク角度 θ が小さい場合（45（

A)、図46(A)参照)よりも大きい場合(図45(B)、図46(B)参照)の方が低くなる。したがって、このシフト位置 $P_{1\text{real}}$ は、オブリークなX線照射角度 θ 、すなわち拡大率の大小による歪みが補償されている。なお、図47に示すように、歯が3D基準断層面SSに沿って実在する場合、 $P_1 = P_{1\text{real}}$ となって、歯が位置するものと仮定していた3D基準断層面SSが実在位置として決まる。この場合はシフト量=0のシフトが実行されたことになる。

- [0241] 画像プロセッサ54は、ステップS165において、これらの特定した、歯の実在位置を示すデータを位置 $P(x, y, z)$ 毎に、そのワークエリアに記憶する。
- [0242] このようにして、3D基準画像 $P_{1\text{ref}}$ (すなわち3D基準断層面SS)で現在指定されている位置 $P(x, y, z)$ 、つまり、いまの場合、最初に指定した初期位置 $P(0, 0, 0)$ を通る奥行き方向において歯の一部(エナメル質)が存在しているか否かの特定(フィルタリング)し、及び、そのような歯の一部が存在している場合に、その奥行き方向における最適焦点位置の特定が完了する。
- [0243] これが済むと、画像プロセッサ54は、例えば図48に示す如く、3D基準画像 $P_{1\text{ref}}$ 上に予め設定した全ての判断位置 P について上述した特定処理が完了したか否かを判断する(ステップS167)。この判断は、現在処理している位置 $P(x, y, z)$ が最終の位置 $P(p, q, r)$ か否かで判定することで行う。この判断がNOとなって、全ての判断位置 P について特定処理が完了していない場合、画像プロセッサ54は、その判断位置 $P(x, y, z)$ を1つ分シフトさせ(ステップS168)、その処理を前述したステップS155に戻し、上述した一連の特定処理を繰り返す。
- [0244] なお、図48に示すように、複数の判断位置 P は3D基準画像 $P_{1\text{ref}}$ (すなわち3D基準断層面SS)に沿って所定間隔を以って2次元的に予め配置されている。同図の例では、3D基準画像 $P_{1\text{ref}}$ の縦軸方向 i 及び横軸方向 j に沿って縦横同一の所定間隔 d を空けて配置されている。ただし、この所

定間隔 d は縦軸方向 i 及び横軸方向 j それぞれにて互いに相違させてもよい。ステップ S 1 6 8 の処理におけるシフトの方向は、3 D 基準画像 $P I_{ref}$ に沿った縦、横、及び斜めの何れの方角であってもよい。図 4 8 に示すように、3 D 基準画像 $P I_{ref}$ の縦軸方向 i に沿ってシフトさせた後、横軸方向 j にシフトしてまた縦軸方向 i に沿ってシフトさせることを規則正しく繰り返してもよい（図の符号 S C を参照）。その逆に、横軸方向 j にシフトさせた後、縦軸方向 i にシフトさせることを繰り返してもよい。さらに、斜め方向にシフトさせてもよい。

[0245] その一方で、複数の判断位置 P の全てにおいて上述した一連の判断が終了すると、上述した繰り返し判断の中で前述したステップ S 1 6 7 における判断が Y E S となる。つまり、3 D 基準断層面 S S の奥行き方向における判断位置 P 毎に最適焦点の断面位置の検出（最適焦点位置の有無の判断を含む）の処理が完了したことになる。この場合、最適焦点の断面位置の結合処理に移行する。

[0246] （最適焦点の断面位置を結合する処理）

上述したステップ S 1 6 7 の判断が Y E S となると、画像プロセッサ 5 4 はステップ S 1 6 5 において特定し記憶していた最適焦点の断面位置を表すデータを読み出す（ステップ S 1 6 9）。この断面位置のデータは、それぞれの判断位置 $P(x, y, z)$ を通る投影方向 $D R_x$ の位置である。この様子を図 4 9 に模式的に示す。同図において、黒丸は 3 D 基準画像 $P I_{ref}$ （3 D 基準断層面 S S）の判断位置 $P(x, y, z)$ を示す。ここで、湾曲した 3 D 基準画像 $P I_{ref}$ の縦方向及び横方向を (i, j) と表す。図 4 9 において、白丸で示す如く、例えば、 $i, j = 0, 0$ の判断位置 $P(x_{00}, y_{00}, z_{00})$ に対する最適焦点断面位置が内側（X 線管の側）に 1 つ寄った断層面 S R 1 の位置であり、その隣の $i, j = 0, 1$ の判断位置 $P(x_{01}, y_{01}, z_{01})$ に対する最適焦点断面位置が内側さらに 1 つ寄った断層面 S R 2 の位置であり、その隣の $i, j = 0, 2$ の判断位置 $P(x_{02}, y_{02}, z_{02})$ に対する最適焦点断面位置が内側さらに 1 つ寄った断層面 S R 3 の位置であり、といった具合になる。なお、図

49は、図を見易くするため、Z軸方向（縦方向）の1つの位置におけるステップS168を示しているが、このZ軸方向の他の位置それぞれについてもステップS168の処理が実行される。

[0247] 次いで、画像プロセッサ54はノイズの除去を行う（ステップS170）。図49の例で例えば、画像の縦横方向の位置 i 、 $j = 0, 3$ の判断位置 P （ x_{03} 、 y_{03} 、 z_{03} ）に対する最適焦点断面位置が外側（検出器の側）に m 個も寄った断層面 $S F m$ の位置であるとする。このような場合、画像プロセッサ54は、断面位置同士の差分を例えば閾値判断に掛けてノイズであり異常であると見做す。この場合、隣接する断面同士の位置のデータを滑らかに繋がるように例えば平滑化し、その平滑化した新たな位置データに置換する、又は、選択的に検出器の外側に近いデータを優先させる、などの処理を行う。なお、このような置換による補償を行わずに、単に、異常データを処理対象から外すようにしてもよい。この異常データの排除にZ軸方向のデータの異常を加味することも当然可能である。

[0248] この後、画像プロセッサ54は、ノイズ除去した位置（すなわちエナメル質の位置）を結合し、この結合した位置のデータを3次元的にスムージングして、エナメル質の部分の形状をトレースした表面画像を作成する（ステップS171）。さらに、この画像プロセッサ54は、この表面画像を、その部位全てが自動的に最適焦点処理に付された3次元パノラマ画像、すなわち3Dオートフォーカス画像 $P I focus$ としてモニタ60に所定のビュー角度で表示させる（ステップS172）。

[0249] これにより、図50に示すように、所定のビュー角度で見た、被検体 P の口腔部の歯列の構造体が最も明瞭に見える輪郭に沿ってできる3Dオートフォーカス画像 $P I focus$ を提供できる。同図において、湾曲している馬蹄形の範囲 S は、3Dオートフォーカス画像 $P I focus$ を表示するための範囲であり、実線部分が歯列の実際の位置及び形状を表している。A-A'線及びB-B'線で示す如く、歯茎（歯槽骨）の部分や下顎洞、顎関節、頸動脈などは、歯（主にエナメル質）の端部から一定距離にした断層距離をキープし、断

層面を作り3D断層面投影する方法も可能である。この場合は、これらの部位が最適焦点になっていることは保証できないが、3Dのパノラマ画像としては、違和感を覚えない画像として再構成可能である。勿論、これらの部位も最適焦点面の計算に工夫を加え、そのまま計算し用いる方法も、診断の目的によっては有り得るの言うまでもない。

[0250] このように、3Dオートフォーカス画像PI focusは、歯列に沿って湾曲しながらも、その表面はでこぼこしており、この「でこぼこ」により個々の歯の実際の位置及びその形状（輪郭）を画素の濃淡で表している。その他の部分も違和感のない画像として表現できる。

[0251] このように個々の被検体Pの歯列の实在位置・形状を表す3Dオートフォーカス画像PI focusが作成される。

[0252] （種々の表示処理）

この後、画像プロセッサ54は、その3Dオートフォーカス画像PI focusを他の態様で観察する機会を操作者に与える。つまり、画像プロセッサ54は、操作者から操作情報に基づいて、その3Dオートフォーカス画像PI focusを他の態様でインタラクティブに表示するか否かを判断する。

[0253] その一例として、画像プロセッサ54は、3Dオートフォーカス画像（3次元パノラマ画像）PI focusの部分領域を観察するか否かを判断する（図31、ステップS60）。このステップS60の判断がYESになると、さらに、その部分領域の観察を3D基準断層面SSで行うのか、又は、基準面パノラマ画像の矩形面（2次元）で行うのか、操作者からの情報に基づいて判断する（ステップS61）。このステップS61において3D基準断層面SSを使用すると判断されると、画像プロセッサ54は、3Dオートフォーカス画像PI focusを3D基準断層面SSに、個々の画素を通る投影方向DRxに沿って再投影する（ステップS62）。この再投影の様子を図51に示す。この再投影は例えば3D基準断層面の一画素を、対応する3次元の画素をサブピクセルで区切り再投影するサブピクセル法により実行される。

[0254] この3D基準断層面SSへの再投影像は、3D参照画像PI_{proj-3D}として、

モニタ60に表示される(ステップS63)。この3D参照画像 $P I_{proj-3D}$ の一例を図52に示す。

[0255] 一方、ステップS61において基準面パノラマ画像 $P I_{st}$ の矩形面を使用すると判断されると、画像プロセッサ54は3Dオートフォーカス画像 $P I_{focus}$ をその矩形面、つまり基準面パノラマ画像の面に再投影する(ステップS64)。この再投影も、標準パノラマ画像面の一画素を、対応する3次元の画素をサブピクセルで区切り再投影するいわゆるサブピクセル法により実行されるのは言うまでもない。この再投影の概念を図53に示す。この再投影は、2D参照画像 $P I_{proj-2D}$ として、モニタ60に表示される(ステップS65)。この2D参照画像 $P I_{proj-2D}$ の一例を図54に示す。

[0256] そこで、操作者は、この3D参照画像 $P I_{proj-3D}$ または2D参照画像 $P I_{proj-2D}$ に所望の、例えば矩形のROI(関心領域)を設定する(ステップS66: 図52及び図54を参照)。このROIにより指定された部分領域の画像は例えば拡大され、例えば現在表示されている3D参照画像 $P I_{proj-3D}$ または2D参照画像 $P I_{proj-2D}$ に重畳表示される(ステップS67)。勿論、この表示は、パノラマ画像とは別個の単独画像であってもよいし、同パノラマ画像との分割表示であってもよいし、歯列を模した複数のブロックから成るテンプレートの1つに収めた表示であってもよい。

[0257] この後、画像プロセッサ64はかかる一連の処理を終了するか否かを操作情報から判断し(ステップS68)、この判断がYESの場合は処理を前述したステップS57に戻す。これに対し、NOの場合は処理をステップS60に戻して上述した処理を繰り返す。

[0258] その一方で、前述したステップS60において部分画像の観察をしないと判断する場合、画像プロセッサ54は、現在表示されている3Dオートフォーカス画像 $P I_{focus}$ を回転、移動、及び/又は拡大・縮小して表示するか否かをインタラクティブに判断する(ステップS59)。この判断がYESのなる場合、指令情報に応じて3Dオートフォーカス画像 $P I_{focus}$ を回転、移動、及び/又は拡大・縮小し、その画像を表示する(ステップS70、S

71)。この後、処理はステップS68に移され、前述と同様の処理を繰り返す。

[0259] 勿論、表示態様の種類は上述したものに限定されず、例えばカラー化など、その他の様々な態様を採り得る。

[0260] 操作者が処理の終了を指示している場合、画像プロセッサ64はステップS68、S57を経て、かかる処理を終了させる。

[0261] なお、上述したステップS66の設定処理を行った後、ステップS67の表示処理を行わずに、ステップS69の処理に移行するようにしてもよい。その場合、設定したROIは、回転、移動、拡大・縮小した画像と共にステップS71において表示される。

[0262] 以上のように、本実施形態によれば、パノラマ撮像空間の構造を3次元的に把握することで、投影方向が3次元的に表現できる。従って、パノラマ画像の焦点が合っている限りは、3次元表現された画像に歪が生じず、正確なパノラマ撮影画像を構築することができる。このことにより、パノラマ画像をより、位置決めの良い否に関わらず安定に表示でき、かつパノラマ画像全体で鮮明な画像を作るようなこともできる。

[0263] 本X線口外撮影装置1のスキャンは以上のように実行される。このため、X線管21及び検出器22は、被検体に接近した軌道OBに沿って移動しながら、X線ビームXBで歯列TRをスキャンすることができる。本実施形態の場合、歯列TRの前歯部の中心部の位置と検出器22の間の距離は一例として、54mmと接近している。さらに、X線管21と検出器22との間の距離は、軌道OBの幾何学的な中心Oを通るX線ビームXBのパスであっても300mmであり、その他のX線ビームのパスの長さはそれよりも小さい。このため、X線管21の管電流を500 μ A程度の値にしても十分に撮像可能である。この管電流は従来の1/10以下の値である。このため、被検体Pに与えるX線被曝の量は著しく小さくなる。放射線管理区域はスキャン装置10が形成する撮像空間の内部に限定される。つまり、スキャン装置10、具体的には、軌道体12の外側は放射線管理区域の規定から外れるので

、歯科医はスキャン装置 10 の傍らに立ったまま撮像を行うことができる。つまり、放射線管理区域がより狭い範囲で済む。

[0264] このように、放射線管理区域を、従来とは全く違って、スキャン装置 10 の内側である非常に狭い範囲に止めて省スペースでコンパクトに形成することができる。そして、患者を治療椅子に座わらせた状態で、治療中にその歯列のパノラマ画像を撮影することができる。このため、歯科医にとって非常に使い勝手に優れる。さらに、前述した本願独自の、対象物の実在位置、形状を 3 次元的により高精度に検出する処理に拠って、従来の X 線口内撮影装置と同等或いはそれ以上の高い分解能のパノラマ画像を供することができる。

[0265] 勿論、念のため、撮像時にはスキャン装置 10 を X 線シールド板で覆うこともできるが、これは必須ではない。

[0266] 以上のように、従来よりも少ない X 線量で撮像することができるので、複数回スキャンを実行する場合でも、X 線被曝の許容量までに余裕を持てる。したがって、プリスキャンを行って事前に関心部位をサーチし、その後で、その関心部位を部分的に詳細にスキャンすることもできる。この様子を患者も患者用モニタで診ることができるし、医師が患者用モニタを使って説明しながら治療することもできる。

[0267] このように、放射線管理区域をスキャン装置という狭い空間に止めて省スペース化を図り、患者を治療椅子に座らせた（寝かせた）状態で、治療中にその歯列のパノラマ画像を撮影することができる。このため、使い勝手に優れ、且つ、X 線口内撮影装置にとって代わることができるほどの、高い分解能の 3 次元パノラマ画像を提供することができる。

[0268] （装着例）

以上説明した X 線口外撮影装置 1 は、具体的には、様々な態様で設置できる。例えば、図 55 に示すように、スキャン装置 10 を治療椅子の背もたれにアーム 201 を介して固設又は着脱自在に取り付け、患者は治療椅子に座った状態で、上から吊持されたスキャン装置 10 の装着を受けるようにしてもよい。この図 55 の装着例においては、更にスキャン装置 10 を、患者 P

の肩に置いた肩パッド202によっても支持するようにしている。これにより、患者Pの顎部の位置決めもより容易になる。アーム201はキャスト付きのポール202に取り付けられており、このポール202には、コンピュータ11およびタッチパネル式のモニタ60及び操作器61が取り付けられている。この図55の装着例の変形としては、スキャン装置10自体を患者の肩又は頭部に肩パッド又は頭部パットを介して単独で設置した状態で撮像するようにしてもよい。

[0269] さらに、図56に示すように、スキャン装置10を歯科用の治療椅子のヘッドレスト部分に固定的に又は着脱自在に取り付けることができる。

[0270] さらに、米国特許第5,428,660号に見られるように、別体としてのアーム装置204の先端にスキャン装置10を取り付け、撮像時に、治療椅子に座っている患者Pの頭部の周辺にそのスキャン装置10を位置決め可能に構成することもできる。この例を図57に示す。

[0271] 一方、本実施形態では円形のリング体21を用いて円形軌道OBを創出するスキャン装置10を例示したが、軌道OBを提供する部材の形状は必ずしも円形である必要はない。例えば、楕円形であってもよいし、曲線の一部を有する様々な形状であってもよい。さらに、スキャンの角度範囲を考慮すると、リング体21の一部が繋がっておらずに、開放されていてもよい。そのような開放口から電源や制御に必要なコードを内部の回路に接続することができる。

[0272] また、画像の濃度ムラを改善する手法として、画像を再構成した後の処理において実施することもできる。例えば、滑らかな重み係数を基準パノラマ画像P1stの横方向の各画素列に沿って乗じるようにしてもよい。

[0273] また、本実施形態に係るファントムを用いて撮像空間の構造解析及び3D画像再構成に必要な拡大率などの各種のパラメータをキャリブレーションすることができる。その一方で、ファントムを用いずに、必要なパラメータとして予め設計した設計値をそのまま簡便的に用いてもよい。

[0274] ところで、本発明に係る放射線撮像装置は、前述したように、歯科用のX

線口外撮影装置に実施するものに限定されず、トモシンセシス法を用いて対象物の実体形状（位置）を3次元的に把握する装置としても実施することができる。

[0275] （第2の実施形態）

続いて、図58～図68を参照して、本発明の第2の実施形態に係るX線断層像撮影装置を説明する。

[0276] なお、本実施形態に係るX線断層像撮影装置の構成要素のうち、前述した第1の実施形態と同一又は同等の構成要素には同一符号を付して、その説明を簡単化又は省略する。

[0277] 本実施形態に係るX線断層像撮影装置は、トモシンセシス法に基づく断層像撮影（パノラマ撮影）のための構成を有し、かつ、その構成を維持したままで、術者からの要求に応じて、CT（Computed Tomography）法に基づく断層像撮影（X線CT撮影）に切り換え、そのX線CT撮影を実施する機能を有する。つまり、1台2役の機能を担った複合システムが提供される。

[0278] 図58に示すように、このX線断層像撮影装置300は、スキャン装置301と、本体キャビネット302とを備える。スキャン装置301は、互いに独立して回転可能な第1、第2の2本のアーム311、312を備える。この第1、第2のアーム311、312の先端部に、同アームに交差するようにX線管ユニット31U及び検出器ユニット32Uがそれぞれ取り付けられている。このため、第1、第2のアーム311、312、X線管ユニット31U、及び検出器ユニット32Uにより図示のようにL字状を成す2つのアーム部が回転中心Oを通る中心軸CAの周りに回転可能になっている。この回転により2つのアーム部の間に形成される空間は撮像空間ISとして提供される。この撮像空間ISにベッドや歯科用椅子に寝た状態の被検体P（患者）の顎部を位置付けする。

[0279] なお、中心軸CAの方向を直交座標系のZ軸とし、このZ軸に沿って被検体Pの頭部を位置させるので、このZ軸を体軸方向と呼ぶことにする。

[0280] X線管ユニット31Uと検出器ユニット32Uは共に、被検体Pの顎部を

間にして互いに正対して又は斜めに対向する。X線管ユニット31Uには、第1の実施形態と同様に、X線管31及びコリメータ33が設けられている。また、検出器ユニット32Uには、第1の実施形態と同様に、X線検出器32Aが設けられている。

[0281] 第1及び第2のアーム311, 312それぞれの他端は同一の支持部320に回転可能に支持され、且つ、共に中心軸CAの周りに回転可能である。この支持部320は、キャスト付きの本体キャビネット302に取り付けられている。本体キャビネット302は、前述したコンピュータ11及び高電圧発生装置12をその内部に備え、また術者とのインタラクティブな対話のために、その外部にモニタ60及び操作器61を備える。

[0282] さらに、X線管ユニット31UにはX線管31とコリメータ33とが内蔵され、検出器ユニット32Uには検出器32Aとが内蔵されている。このため、X線管31から曝射されたX線はコリメータ33でその照射野が絞られ、被検体Pの顎部を透過する。この透過X線が検出器32Aで検出される。したがって、パノラマ撮影モード及びCT撮影モードの何れにおいても、X線管31及び検出器32Aが対になって被検体Pの顎部の周りを回転しながら（但し、X線管31及び検出器32Aの回転は互いに独立して制御される）、X線により顎部をスキャンできる。つまり、同一のスキャン装置301により、パノラマモード及びCTモードの撮影を行うことができる。

[0283] ただし、パノラマ撮影モードとCT撮影モードを同一のスキャン装置301により、且つ、そのジオメトリ（回転中心OからX線管31（のX線管焦点）及び検出器32A（の検出素子）までのそれぞれの距離）を変えないで実行するために、回転中心OからX線管31までの距離を少し長めにとっている。つまり、回転中心Oから検出器32Aまでの距離 r_1 は例えば15cmであるが、回転中心OからX線管31（のX線管焦点）までの距離 r_2 は例えば21.5cmである。この結果、図59に模式的に示すように、回転中心Oの周りに、第1の円軌道OB1に沿って検出器32Aが回転し、また径が第1の円軌道OB1より大きい第2の円軌道OB2に沿ってX線管31

が回転する。このように2つの円軌道OB1、OB2を有することは、X線管31及び検出器32が共に同一の円軌道OB上を回転する第1の実施形態とは異なる。なお、このような2つの径の異なる円軌道OB1、OB2を用いるスキャン装置の構成を前述した第1の実施形態で説明したX線口外撮影装置に適用することもできる。

[0284] さらに、同一のスキャン装置301でパノラマ撮影モードとCT撮影モードとを両立させるために、コリメータ33による照射野の制御、検出器32Aの姿勢変更、X線管31と検出器32Aの被検体Pの体軸方向Zへの移動、スキャン装置301自体の被検体顎部に対する位置変更を行う。これらの特徴事項は後述する動作説明に関連させて適宜に説明する。

[0285] X線管31に対する管電圧は例えば70kV、管電流は例えば900 μ A \sim 1.3mAに設定し、第1の実施形態と同様に、放射線管理区域はスキャン装置301が形成する撮像空間ISの内部に限定されるようになっている。

[0286] ここで、検出器32Aについて説明する。検出器32Aは、第1の実施形態と同様に、X線をデジタル電気量に直接変換する半導体検出器として構成される。本実施形態では、この半導体検出器をモジュール化し、複数個(17個 \times 4個)のモジュールMJを2次元状に配列することで、図60(a)(b)に示すように、縦長の矩形の有効視野(X線が入射する有効領域)を持たせている。例えば、図60(a)における縦方向(第1の方向)LON=14.2cm、横方向(第2の方向)LAT=3.2cmの有効視野F32が提供される。複数のモジュールMJは箱状のケース32bに収められている。

[0287] この検出器32Aに対して、コリメータ33の開口制御及びモジュールMJのマスク処理が撮影モード毎に実行される。パノラマ撮影モードのときには、上記マスク処理とコリメータ33の開口の絞りとにより、図61に示すように、例えば細いスリット状の有効視野Fpanoが設定される。この有効視野Fpanoは縦方向LON=10cm、横方向LAT=0.6cmである。な

お、図61の仮想線KSで示すように、コリメータ33により縦方向LATのサイズをより短くした有効視野Fpano-sを設定することもできる。この短い有効視野Fpano-sは顎部の上下の歯列を主に撮影したい場合に適用される。

[0288] 一方、CT撮影モードのときには、検出器32Aは、パノラマ撮影モードのときに比べて、横にほぼ90°倒して（回転させて）使用される。つまり、横長の検出器32Aとして使用される。このときも、上記マスク処理とコリメータ33の開口の絞りとにより、図62に示すように、例えばスリット状の2種類の有効視野Fct-fとFct-pが設定される。一方の有効視野Fct-fは顎部の歯列全体をCT撮影する場合に適し、横方向（図62中の縦方向LON）で14.2cm、縦方向（同図中で横方向LAT）で3.2cmのサイズを有する。もう一方の有効視野Fct-pは、歯列の一部（例えば前歯部、左臼歯部、又は、右臼歯部など）CT撮影する場合に適し、横方向（縦方向LON）で7.1cm、縦方向（横方向LAT）で3.2cmのサイズを有する。

[0289] なお、CT撮影モードのときに検出器32Aを倒す（回転させる）角度は、必ずしも90°又はほぼ90°の角度でなくてもよく、検出器の有効視野の形状に鑑み、パノラマ撮影モードのときの検出器の長手方向に対して斜めに交差するように倒してもよい。要するに、CT撮影モードのときに、照射野を広くしてスキンの効率を上げるため、体軸方向に一定幅以上の視野（画素領域）を確保するようにできればよい。

[0290] この検出器32Aは、パノラマ撮影モードとCT撮影モードとに兼用される。このため、パノラマ撮影モードからCT撮影モードに移行する場合、検出器32Aを約90°回転させる必要がある。この様子を図63に示す。このため、検出器32Aのケース32bにはX線入射面の反対側に回転軸32cが設けられ、この回転軸32cを中心に手動で又はモード変更の指示に応じて自動的に回転可能になっている。回転軸32cは検出器32Aの長手方向の中心に位置している。

- [0291] また、歯科用CT撮影は、単に、検出器32Aを90度倒す（回転）させるだけでは不十分である。つまり、i) X線管31及び検出器32Aの体軸方向Zの移動、ii) 検出器32Aを90度倒す（回転）、iii) 検出器32Aの体軸方向Zへのスライド、iv) スキャン装置301の体軸方向Zの移動、及び、v) スキャン装置301の体軸方向Zに直交する面に沿って左側又は右側へのシフト、などの位置調整が必要である。
- [0292] これらの位置変更は、歯列のパノラマ撮影におけるジオメトリの特殊性、及び、X線CT撮影に必要な位置決め起因している。
- [0293] 歯列のパノラマ撮影においては、これは第1の実施形態では特に言及していないが、首部に頸椎CSが存在していることを常に意識したX線パスの設定を行う必要がある（図64参照）。X線がなるべく頸椎CSの骨と骨の間を透過して歯列TRに入射するように、それらの骨の間の隙間の傾きを考慮している。このため、X線管から照射されたX線のパスは少し上目使いになるように、X線管の歯列に対する位置付け及びコリメータの開口制御がなされている。この様子を図64に模式的に示す。
- [0294] したがって、CT撮影に移行した場合、この検出器32Aを単純に約90°回転させただけでは、体軸方向Zにおいて回転中心Oの位置と歯列TRの位置がずれてしまう。このため、CT撮影に移行すると、体軸方向ZにおいてX線管31と検出器32Aの対の位置を所定距離H1（例えば5cm）だけ上げる、つまり、頭部側に所定距離H1だけシフトさせる。これにより、歯列THと回転中心Oとの体軸方向Zにおける高さがほぼ一致する。
- [0295] CT撮影においては、次いで、検出器32Aの回転軸32cを中心に検出器32Aを約90°倒して（回転させて）、縦横の関係を逆にする。この後、検出器32Aだけを所定距離H2（例えば4.3cm）だけ体軸方向Zにおいて下げる、つまり、頭部から離れる方向に所定距離H2だけシフトさせる。これにより、CT撮影に対する、スキャン装置301における検出器32Aの初期位置が決まる。
- [0296] また、CT撮影においては、スキャン装置301の体軸方向Zの移動、及

び、スキャン装置301の体軸方向Zに直交する面に沿って左側又は右側へのシフトも必要になる。これらの移動は、被検体Pの歯列の部分を撮影するときに有効な位置の微調整である。本実施形態では、部分歯列のCT撮影として、前歯部撮影モード、左臼歯部撮影モード、及び、右臼歯部撮影モードが用意されている。前歯部撮影モードのときに、スキャン装置301自体を体軸方向Zの頭部側へ所定距離H3（例えば3cm）移動させる。また、左臼歯部撮影モードのときには、スキャン装置301自体を被検体Pから見て左側に所定距離H4（例えば3cm）だけ平行移動させる。反対に、右臼歯部撮影モードのときには、スキャン装置301自体を被検体Pから見て右側に所定距離H4（例えば3cm）だけ平行移動させる。この左臼歯部、右臼歯部の撮影モードにおいては従って、同一面ながら、回転中心Oの位置も左側、又は、右側に所定距離だけH4だけ平行に移動する。この移動により左臼歯部又は右臼歯部の位置が回転中心Oにより近くなる。

[0297] なお、スキャン装置301を移動するということは、文字通り、本体キャビネット302に支持されているスキャン装置301を移動させる構成であってもよいし、スキャン装置301の支持部320が支持している第1及び第2のアーム311、312だけを移動させるようにしてもよい。

[0298] 上述したスキャン装置301の体軸方向Z及びそれに直交する面に沿った移動、X線管31及び検出器32Aの体軸方向への移動、検出器32Aの回転軸32bの周りへの回転、並びに、検出器32Aの体軸方向Zの移動は、回転移動機構によりなされる。この回転移動機構としては、支持部320を上下方向及び水平面内の縦横方向に移動可能な機構M1、及び、支持部320に在って第1、第2のアーム311、312を中心軸CAの周りに互いに独立して回転可能な機構M2を含む。さらに、上記回転移動機構は、第1のアーム311の内部に在ってX線管ユニット31Uを中心軸CAの方向に移動可能であるとともに、中心軸CAに平行な軸の周りに自転させることが可能な機構M3、及び、第2のアーム312の内部に在って検出器ユニット32Uを中心軸CAの方向に移動可能であるとともに、中心軸CAに平行な軸

の周りに自転させることが可能な機構M4を含む。これらの機構M1～M4は、図示しないドライバを介してコントローラ55の制御の下で駆動するようになっている。

[0299] 続いて、図65～図66を参照して、コントローラ55により実行される、パノラマ撮影からCT撮影への移行に関わる処理を説明する。

[0300] なお、この処理は、パノラマ撮影の状態からオペレータの希望に応答してCT撮影に移行させるものである。このX線断層像撮影装置300は、パノラマ撮影及びCT撮影の両機能を持ちながらも、パノラマ撮影の機能を基本とし、これにCT撮影の機能を付加的に持たせるという設計思想を採っている。このため、パノラマ撮影からCT撮影への移行に関わる処理を説明することが相応しい。しかしながら、パノラマ撮影とCT撮影との両機能を対等に有し、ユーザがX線断層像撮影装置300を起動させた時点で両撮影モードの何れかを選択するようにしてもよい。なお、CT撮影モードからパノラマ撮影モードに戻る場合、コントローラ55の指令の下に図65で説明する手順とは逆の手順でX線管31及び検出器32Aがパノラマ撮影の初期位置に戻ればよい。

[0301] 図65において、コントローラ55は、ステップS201にて、オペレータから操作器61を介した指令情報に基づいてCT撮影モードが指令されているか否かを判断する。この判断がYESであれば、歯列全域CT撮影モード又は部分歯列CT撮影モードの何れかが指示されていることになるので、ステップS202～S204の共通処理が先に実行される。

[0302] まず、コントローラ55は、X線管31及び検出器32Aの対を体軸方向Zに沿って所定距離H1（例えば5cm）だけ頭部方向に移動させる（ステップS202）。次いで、コントローラ55は、検出器32Aを90度、回転させて横向きにする（ステップS203）。次いで、検出器32Aを体軸方向Zに沿って所定距離H2（例えば4.3cm）だけ体軸方向Zにて下げる（ステップS204）。なお、図64の仮想線は図66（d）の状態を示している。

- [0303] 次に、コントローラ55は、ステップS205にて、オペレータからの操作情報に基づいてCT撮影モードが歯列全域CT撮影モードか否かを判断する。この判断がYES、すなわち歯列全域CT撮影モードのときには、ステップS206にて、コリメータ33の開口を調整して、X線の照射野を検出器32AのX線入射面の有効視野 F_{ct-f} に一致させる。次いで、コントローラ55は、ステップS206にて、オペレータからの操作情報に基づいて、スキャン装置301の体軸方向Zの位置を最終的に微調整し、撮影位置を定める。この調整は手動であっても自動的に行われてもよい。
- [0304] さらに、ステップS208において、X線管31に与えるCT撮影用の管電圧及び管電流を設定し、ステップS209に移行する。ここでは、スキャンが指令されてデータ収集される。このステップS209の処理は後で詳述する。
- [0305] 前述したステップS205においてNOの判断のときには、部分歯列CT撮影モードが指令されている。したがって、コントローラ55は、オペレータからの操作情報にしたがって、前歯部CT撮影モードが指令されているのか（ステップS210）、右臼歯部CT撮影モードが指令されているのか（ステップS211でYES）、又は、左臼歯部CT撮影モードが指令されているのか（ステップS211でNO）が判断される。
- [0306] 前歯部CT撮影モードが指令されている場合、ステップS212において、スキャン装置301を体軸方向Zの頭部側へ所定距離H3（例えば3cm）移動させる。右臼歯部CT撮影モードが指令されている場合、ステップS213に移行して、スキャン装置301自体を被検体Pから見て右側に所定距離H4（例えば3cm）だけ平行移動させる。反対に、左臼歯部CT撮影モードが指令されている場合、ステップS214に移行して、スキャン装置301自体を被検体Pから見て左側に所定距離H4（例えば3cm）だけ平行移動させる。
- [0307] これらの部分CT撮影に対するスキャン装置301の位置的な微調整が済むと、コントローラ55はその処理をステップS215に進め、コリメータ

33の開口を調整して、X線の照射野が検出器32AのX線入射面に仮想的に設定した部分的な有効視野 F_{ct-p} に一致させる。この後、前述したステップS208、S209が実行される。

[0308] なお、上述した処理のうち、ステップS202、S203、S204、S212、S213、及びS214で実行されると同等の操作を、オペレータが手動で行うように構成してもよい。

[0309] また、上述した距離 H_1 、 H_2 、 H_3 、 H_4 は被検体の体格、特に額部（歯列を含む）の統計的なサイズに基づく微調整の量であって、その都度、オペレータが被検体の体格に鑑みてそれらの量を増減させることができる。

[0310] 次に、図66を参照して、CT撮影モードにおけるデータ収集を説明する。コントローラ55はまず、ステップS251において、X線管31及び検出器32Aの対を初期位置において互いに正対するように位置付ける。この位置付が完了すると、ステップS252、S253の処理を通じて、第1及び第2のアーム311、312を中心軸CAの右回り（又は左周り）に例えば所定角度範囲 θ_{ct} （ $+210^\circ$ 又は -210° ）回転させるとともに、この回転の間、検出器32Aが検出した透過X線の所定周期毎のフレームデータを収集し、このフレームデータをバッファメモリ52に一時保管する。

[0311] 次に、第1及び第2のアーム311、312が予め所定角度範囲 θ_{ct} の終点位置まで到達すると、コントローラ55は、ステップS254にて、それらの回転を停止させる。次に、ステップS255において、X線管31及び検出器32Aの対、すなわち第1及び第2のアーム311、312を体軸方向Zにおいて所定距離 H_5 （例えば19mm）だけ胸部側に移動させる。

[0312] この後、ステップS256、S257の処理を通じて、第1及び第2のアーム311、312を中心軸CAの右回り（又は左周り）に、前述した終点位置から初期位置に向けて所定角度範囲 θ_{ct} （ -210° 又は $+210^\circ$ ）回転させるとともに、この回転の間、検出器32Aが検出した透過X線の所定周期毎のフレームデータを収集し、このフレームデータをバッファメモリ

52に一時保管する。

[0313] このようにして所定角度 θ_{ct} の往路スキャン、所定距離H5の体軸方向の移動、及び所定角度 θ_{ct} の往路スキャンが実行される。この一連のスキャンが終わると、1及び第2のアーム311、312の回転が停止される（ステップS258）。

[0314] 以上のデータ収集により、歯列全域CT撮影モードのときには、図67（a）、（b）に示すように、回転中心Oの周りに、歯列全域をカバーする所定領域B1（例えば85mm ϕ ×38mmの高さ）の撮影領域を確保できる。また、部分歯列CT撮影モードのときには、図68（a）、（b）に示すように、少なくとも前歯部、右臼歯部、または左臼歯部をカバーする所定領域B2（例えば45mm ϕ ×38mmの高さ）の撮影領域を確保できる。

[0315] スキャンが終わると、これら何れかの3次元領域B1又はB2の透過データが収集されているので、画像プロセッサ54は、この収集データに所望のアルゴリズムを適用して3次元のCTデータを再構成することができる。この3次元の再構成データに適宜な断面変換処理を施して、例えば歯列全域に沿った断面や歯列の部分的な断面に沿った断層像を切り出すことができる。

[0316] 上述した構成要素以外の構成要素は、第1の実施形態で説明したものと同一又は同等に構成されている。

[0317] このため、本実施形態に係るX線口外撮影装置は、パノラマ撮影を行うことができる一方で、同じ装置で、X線CT撮影をも簡単に行うことができる。スキャン装置を取り換えたりする必要もないので、使い勝手が良く、汎用性が高い。勿論、前述した第1の実施形態の作用効果も併せて享受できる。

[0318] なお、上述した第2の実施形態に係るX線断層像撮影装置を、マンモグラフィを行うCT装置に適用してもよい。例えば、ベッド上にうつ伏せに寝た患者の乳房部をベッドに開けた穴から垂下させ、通常のマンモグラフィで使われるX線吸収の少ない乳房プレス板のときよりも弱いプレス力で乳房部を挟む。これにより固定された乳房部の周りを、前述したスキャン装置301の第1及び第2のアーム311、312、すなわちX線管31及び検出器3

2 Aに前述と同様に所定角度範囲の回転（往路）、体軸方向への移動、及び所定角度範囲の回転（復路）を実行させる。これにより、乳房のトモシンセシス用あるいはX線CT断層用のX線透過データを収集でき、マンモグラフィのための断層像を生成することができる。

[0319] また、患者が座した状態で、頭部の代わりに乳房部を位置決めし、その乳房部を通常のマンモグラフィで使われるX線吸収の少ない乳房プレス板のときよりも弱いプレス力で挟み、その状態で上述と同様に乳房部をスキャンする。これにより、前記と同様のマンモグラフィが可能になる。

[0320] その際、検出器は一行ではなく、多列、例えば3列離散的に配置あるいは平面検出器の一部を使用することで、トモシンセシスによる収集の投影角が広角になる。これにより、更に断層像として鮮明度が向上し、患者のX線被ばくの少ない画像を得ることもできる。このように、本発明に係るX線断層撮影装置が備える検出器の数は必ずしも1個に限定されるものではない。複数個の検出器又はそれと同等の平面検出器も本発明に係る検出器の概念に含まれる。

[0321] またマンモグラフィに適用する検出器においては、乳房側における検出器視野と検出器端面との間の距離を数mmレベルまで小さくし、その端面際まで検査領域を確保することはトモシンセシス法及びX線CT断層法共に重要である。

[0322] したがって、このような装置の場合も、第2の実施形態で説明した利点を享受することができる。

産業上の利用可能性

[0323] 本発明に係るX線断層像撮影装置によれば、例えば、これを歯科用のパノラマ撮影装置に適用することができる。この場合、放射線管理区域をスキャナ部分であるスキャン装置に止めることで小形化を図ることができ、患者を治療椅子に座らせた（寝かせた）状態で、治療中にその歯列のパノラマ画像を撮影することができるなど、使い勝手に優れ、且つ、X線口内撮影装置にとって代わるほどの、高い分解能のパノラマ画像を提供することができる。

また、このX線断層像撮影装置は、パノラマ撮影に加えて、X線CT撮影も行いうことがので、医療現場での汎用性が高い。さらに、このX線断層像撮影装置は、歯科用に限らず、歯科以外の医療用の装置、並びに、非破壊検査用の装置にも適用でき、上述と同様の利用可能性を発揮できる。

符号の説明

[0324] 1 X線口外撮影装置 (X線断層像撮影装置)

10, 301 スキャン装置

11 コンピュータ

21 リング体

31 X線管

31U X線管ユニット

32, 32A 検出器

32U 検出器ユニット

33 コリメータ

54 画像プロセッサ

55 コントローラ (CPU)

300 X線断層像撮影装

302 本体キャビネット

311 第1のアーム

312 第2のアーム

320 支持部

P 被検体

OB, OB1, OB2 軌道

TR 歯列

IS 撮像空間

O 回転中心

CA 中心軸

請求の範囲

[請求項1]

供給される電流の値に応じた量のX線を照射するX線管と、

前記X線に応答する複数の画素を2次元に配列して当該X線を入射させる入射面を有し、当該X線の入射に応じて前記複数の画素からデジタル電気量のデータをフレーム毎に出力する検出器と、

曲線状の軌道を供するとともに、前記X線管及び前記検出器を当該軌道に沿って互いに独立して移動可能な状態で当該X線管及び当該検出器を支持する支持手段と、を備えたデータ収集器と、

前記データ収集器が提供する前記軌道の内側に置かれる撮像対象に対して当該撮像対象の所望の断面のスキャン方向の各位置にて前記X線が常に所望の角度で透過するように、前記X線管及び前記検出器を前記軌道に沿って互いに独立して移動させる移動手段と、

前記データ収集器により収集された前記データを用いて前記断面のパノラマ画像をトモシンセシス法により生成するパノラマ画像生成手段と、

前記データ収集器により収集された前記データと前記パノラマ画像生成手段により生成された前記パノラマ画像とを用いて、前記撮像対象に在る構造体の焦点が最適化され且つ前記X線のパスの角度の違いに起因した歪を抑制した断層像を生成する断層像生成手段と、

を備えたことを特徴とするX線断層像撮影装置。

[請求項2]

前記移動手段が前記X線管及び前記検出器を移動させている間に、前記X線の単位時間当たりに照射されるX線量が前記各位置で均一化されるように当該X線量を調整するX線量調整手段を備えた特徴とする請求項1に記載のX線断層像撮影装置。

[請求項3]

前記X線量調整手段は、前記各位置に応じて前記X線管に供給する前記電流の値を調整する管電流調整手段、前記各位置に応じて前記X線管に印加する管電圧を調整する管電圧調整手段、及び、前記各位置に応じて前記検出器による前記データの収集時間を調整する収集時間

調整手段のうちの少なくとも一方で構成されることを特徴とする請求項 2 に記載の X 線断層像撮影装置。

[請求項4] 前記撮像対象は、被検者の顎部の歯列であり、
前記管電流調整手段は、前記 X 線のパスが前記歯列のスキャンによって陰影障害となる頸椎を通るパスであるときに、前記電流の値を他のパスを通るときのそれよりも大きくする手段である、ことを特徴とする請求項 3 に記載の X 線断層像撮影装置。

[請求項5] 前記撮像対象は、被検者の顎部の歯列であり、
前記収集時間調整手段は、前記 X 線のパスが前記歯列のスキャンによって陰影障害となる頸椎を通るパスであるときに、前記収集時間を他のパスを通るときのそれよりも長くする手段である、ことを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の X 線断層像撮影装置。

[請求項6] 前記パノラマ画像生成手段により生成された前記パノラマ画像の前記スキャン方向とは直交する高さ方向の歪みを、当該高さ方向における前記 X 線の前記断面に対する拡大率の、前記スキャン方向の位置間のばらつきに基づいて補正する拡大率補正手段を備えたことを特徴とする請求項 1 ～ 5 の何れか 1 項に記載の X 線断層像撮影装置。

[請求項7] 前記データ収集器は、前記 X 線管から照射される前記 X 線をコリメートするコリメータを当該 X 線管に対して独立して移動可能に備え、
前記移動手段は、前記スキャン方向の各位置における前記 X 線の前記断面に対する透過角度に応じて、前記コリメータを前記 X 線管に対して移動させる手段を備える、ことを特徴とする請求項 1 ～ 6 の何れか一項に記載の X 線断層面撮影装置。

[請求項8] 前記コリメータは、前記 X 線の照射方向に直交する方向に移動可能に、又は、当該照射方向に対して回転可能に備えられている、ことを特徴とする請求項 7 に記載の X 線断層面撮影装置。

[請求項9] 前記軌道は、円形又は楕円形の軌道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 X 線断層像撮影装置。

- [請求項10] 前記軌道は、前記撮像対象を含む被検体の部位を内在可能な円形であることを特徴とする請求項1～9の何れか一項に記載のX線断層像撮影装置。
- [請求項11] 前記軌道体は、前記軌道を提供するも、その円形の軌道体の一部が開放されていることを特徴とする請求項10に記載のX線断層像撮影装置。
- [請求項12] 前記X線管は0.3mm以下の径のX線焦点を有し、前記支持手段は前記X線管の焦点位置と前記検出器の入射面との間の距離は40cm以下になるように前記X線管及び前記検出器を支持する、ことを特徴とする請求項1～11の何れか一項に記載のX線断層像撮影装置。
- [請求項13] 前記データ収集器は、少なくとも前記データの収集時には前記支持手段の外側を前記X線に対して遮蔽するX線遮蔽手段を有する、ことを特徴とする請求項12に記載のX線断層像撮影装置。
- [請求項14] 前記断層像生成手段は、
前記データ収集器により収集された前記データを用いて前記撮像対象の前記所望の断面の投影画像を基準面画像として再構成する基準面画像再構成手段と、
前記基準面画像のデータと前記検出器が出力したデータとを用いて3次元の前記最適焦点画像を作成する最適焦点画像作成手段と、を備えたことを特徴とする請求項1～13の何れか一項に記載のX線断層像撮影装置。
- [請求項15] 前記所望の断面は、前記X線管と前記検出器との間の空間において湾曲した矩形形状の3次元(3D)基準断層面であり、
前記撮像撮像は、被検体の歯列であり、
前記基準面画像再構成手段は、前記歯列のパノラマ画像を再構成する手段である、ことを特徴とする請求項14に記載のX線断層像撮影装置。
- [請求項16] 前記画像作成手段は、

前記 3 D 基準断層面に沿う複数の断層面を、当該 3 D 基準断層面に
対向した方向に設定する断層面設定手段と、

前記複数の断層面のそれぞれの画素値を演算する画素値演算手段と
、

前記 3 D 基準断層面と前記画素値演算手段により画素値が与えられ
た前記複数の断層面との画像データを用いて前記撮像部位の最適焦点
化されたサンプル位置を同定する位置同定手段と、

前記位置同定手段により同定されたサンプル位置に、前記 X 線管か
ら当該各サンプル位置を介して前記検出器を臨む視線上に存在し且つ
前記パノラマ画像の対応するサンプル点の画素値に基づく画素を与え
る画素値付与手段と、

前記画素値付与手段により画素値が付与された前記サンプル位置に
おける前記 3 D 基準断層面及び前記複数の断層面が有する画素値が示
す特性をパターン認識することにより前記歯列を決定する歯列決定手
段と、

前記歯列決定手段により決定された前記歯列の特異点を除去する特
異点除去手段と、を備えたことを特徴とする請求項 15 に記載の X 線
断層像撮影装置。

[請求項17]

前記特異点除去手段は、前記サンプル点のそれぞれにおける前記周
波数特性に基づいて同種の特性を示す物質毎に分類する分類手段と、
この分類手段により分類された物質毎に当該各物質を滑らかに繋ぐス
ムージング手段とを備えた、ことを特徴とする請求項 16 に記載の X
線断層像撮影装置。

[請求項18]

当該 X 線断層像撮影装置は、前記検出器により収集されたフレーム
データを用いて C T (Computed Tomography) 法に基づく断層像の再
構成する C T 画像再構成手段を有し、

前記移動手段は、前記 X 線管と前記検出器とを互いに正対させた状
態で前記軌道上を移動させる手段であり、

前記トモシンセス法に代えてCT撮影を行いたいときに前記検出器の姿勢を切り換える切換手段を有することを特徴とする請求項1～17の何れか一項に記載のX線断層像撮影装置。

[請求項19]

前記切換手段は、

前記X線管と前記検出器とを前記被検体の体軸方向の頭部よりに所定距離だけ移動させる位置変更手段と

前記検出器を、前記撮像対象としての被検体の顎部に前記トモシンセス法を実施するときの第1の姿勢から、前記被検体の顎部に前記CT法を実施するときの第2の姿勢に変わるように当該検出器の角度を変更する角度変更手段と、

を備える請求項18に記載のX線断層像撮影装置。

[請求項20]

前記検出器の前記入射面は互いに直交する第1の辺及び第2の辺を有し、

第1の辺の方向に並ぶ前記画素の数は前記第2の辺の方向に並ぶ前記画素の数よりも少なく、

前記角度変更手段は、前記検出器を、前記撮像対象としての被検体の顎部に前記トモシンセス法を実施するとき前記第1の辺の方向が横方向になる第1の姿勢から、前記被検体の顎部に前記CT法を実施するとき前記第2の辺の方向が横方向になる第2の姿勢に変わるように当該検出器の角度を変更するように構成された手段である、請求項19に記載のX線断層像撮影装置。

[請求項21]

前記データ収集器は、前記X線器の前記入射面に入射するX線の領域を変更するための変更可能な開口を有するコリメータと、

前記第1の姿勢及び前記第2の姿勢に応じて前記コリメータの開口の面積を制御する第1の開口制御手段と、を有することを特徴とする請求項19に記載のX線断層像撮影装置。

[請求項22]

前記軌道は、前記X線管と前記検出器とが前記被検体の顎部の周りに回転するときの回転中心からの径が所定長さの第1の軌道と、当該

回転中心からの径が第1の軌道のそれよりも長い第2の軌道とを含み、

前記支持手段は、

前記X線管を前記第2の軌道に沿って移動可能に支持する第1のアームと、

前記検出器を前記第1の軌道に沿って移動可能に支持する第2のアームと、

を備えたことを特徴とする請求項18～21の何れか一項に記載のX線断層像撮影装置。

[請求項23]

前記第1のアームは、前記X線管を前記検出器に正対させた状態で支持し且つ当該X線管を前記第2の軌道に沿って移動可能に支持し、

前記第2のアームは、前記検出器を前記X線管に正対させた状態で支持し且つ当該検出器を前記第1の軌道に沿って移動可能に支持する

、

ように構成した請求項22に記載のX線断層像撮影装置。

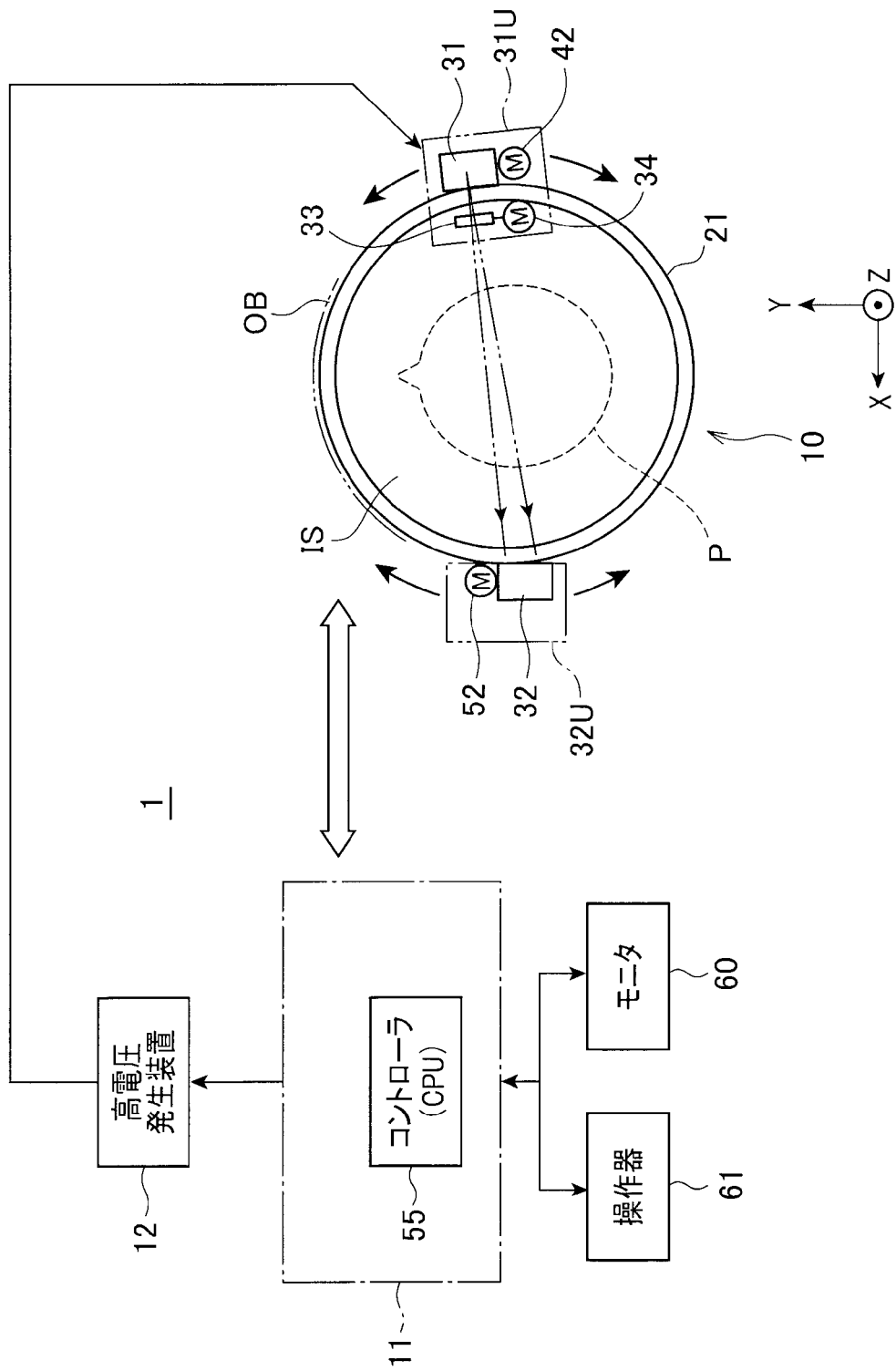
[請求項24]

前記CT撮影を行うときに、前記顎部の歯列の全域をCT撮影するのか又は当該歯列の部分をCT撮影するのかをオペレータとの間でインタラクティブに決めるCT撮影モード決定手段と、

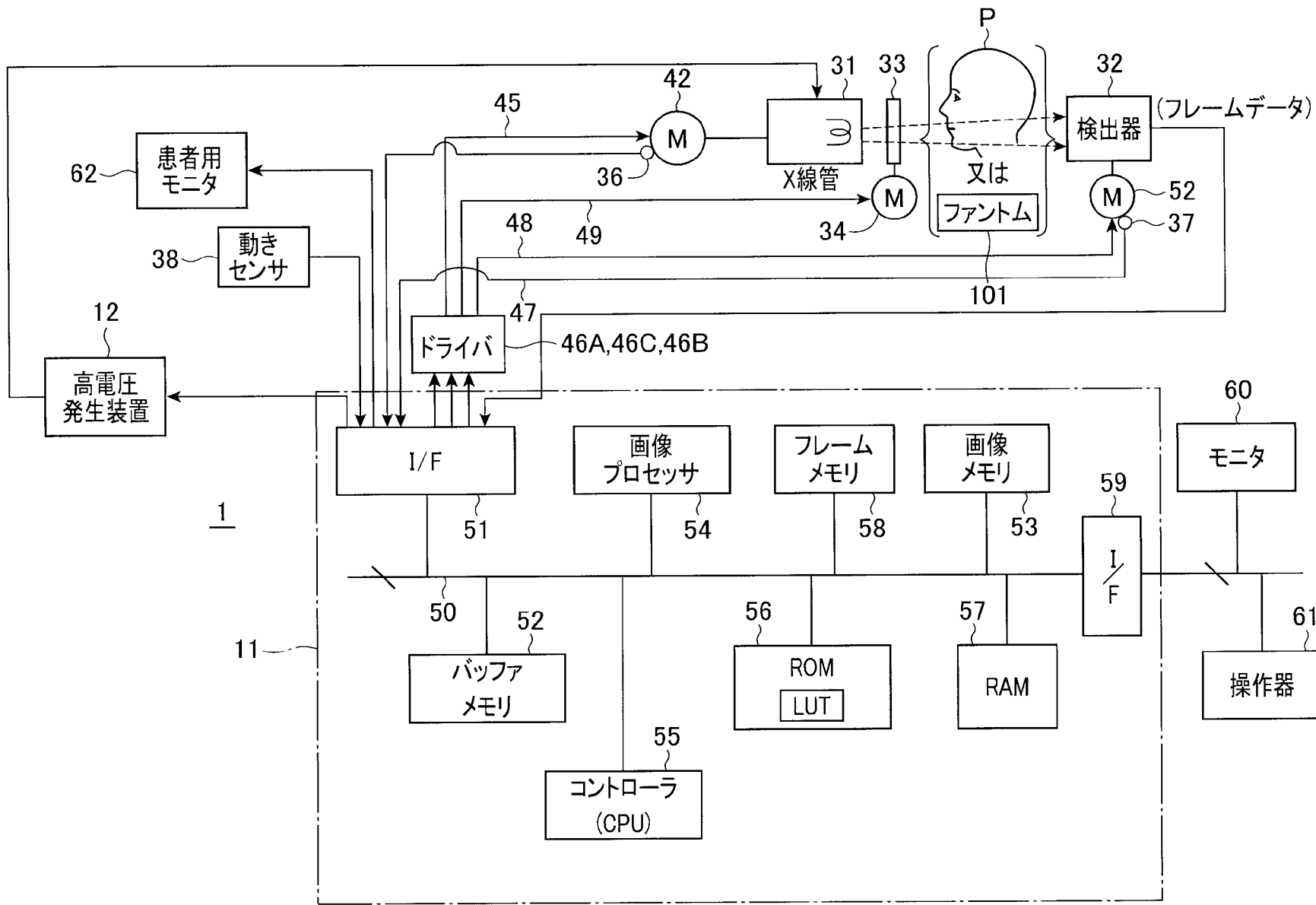
このCT撮影モード決定手段により決定されたCT撮影の態様に応じて前記コリメータの開口の面積を制御する第2の開口制御手段と、

を備えたことを特徴とする請求項20～23の何れか一項に記載のX線断層像撮影装置。

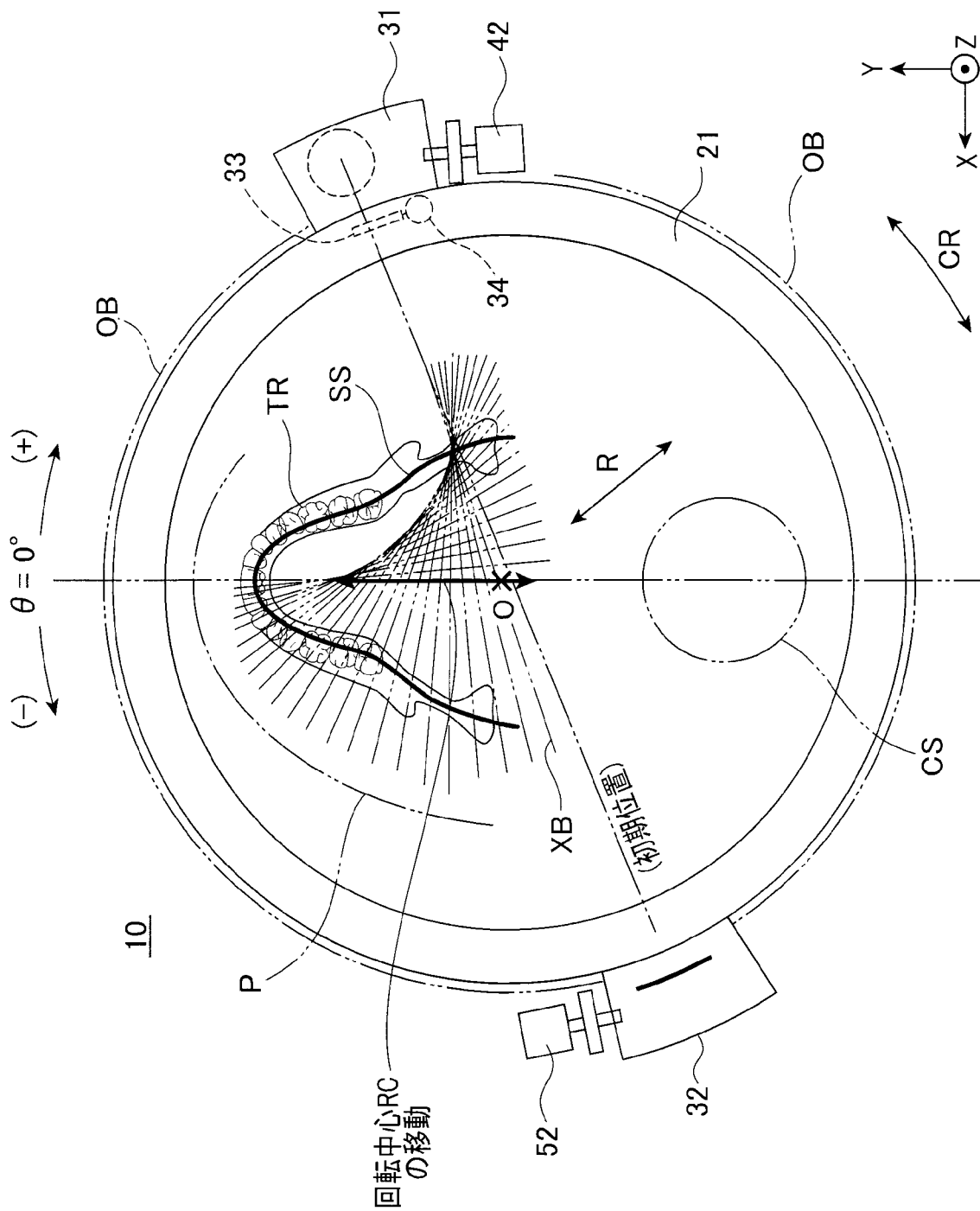
[図1]



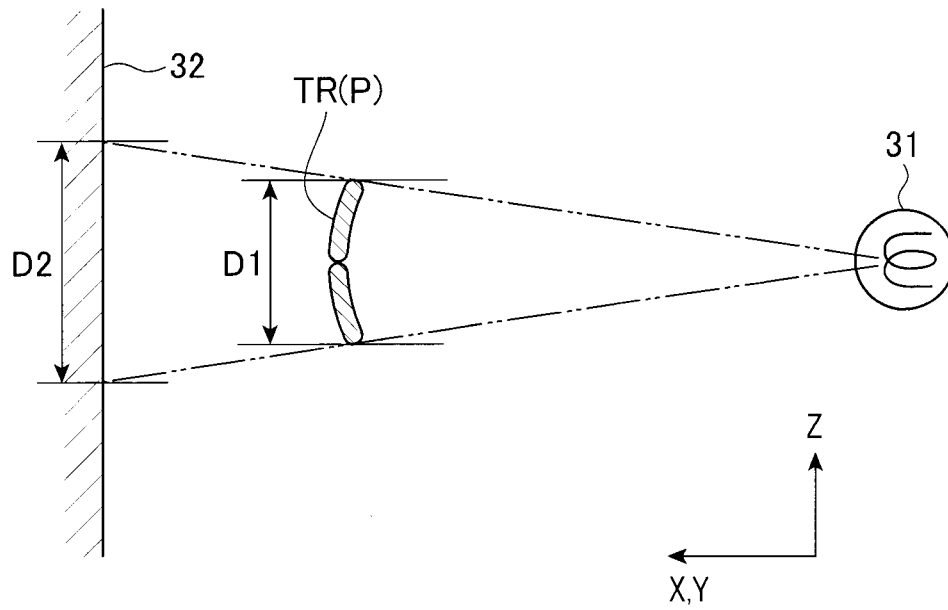
[図2]



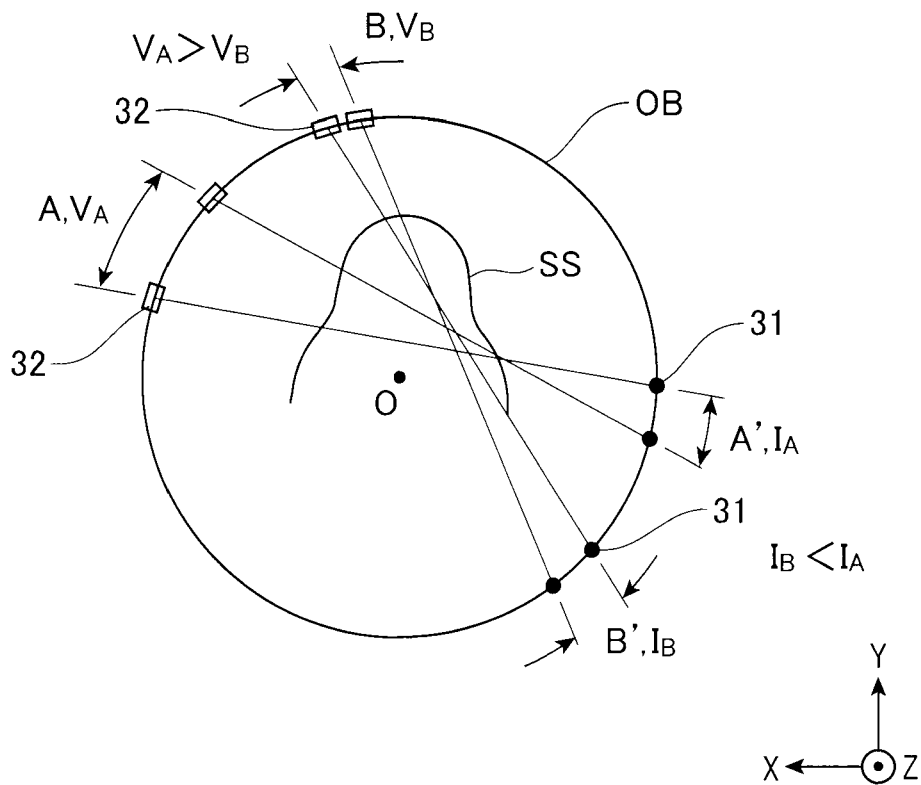
[図3]



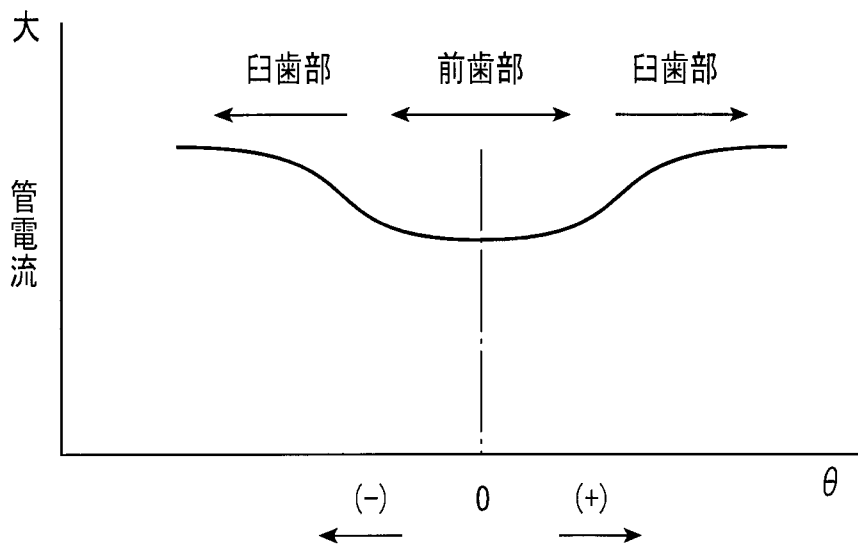
[図4]



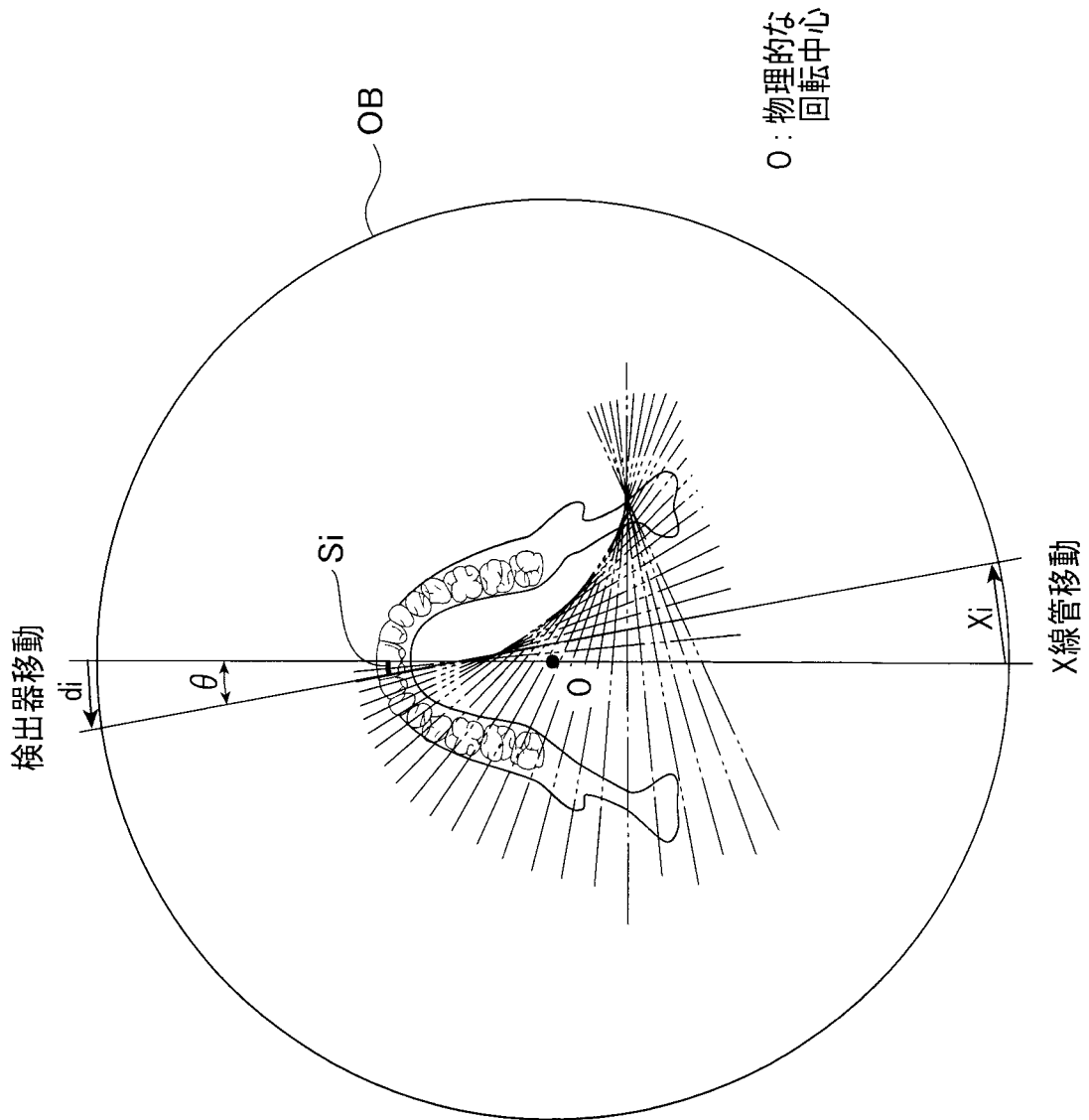
[図5]



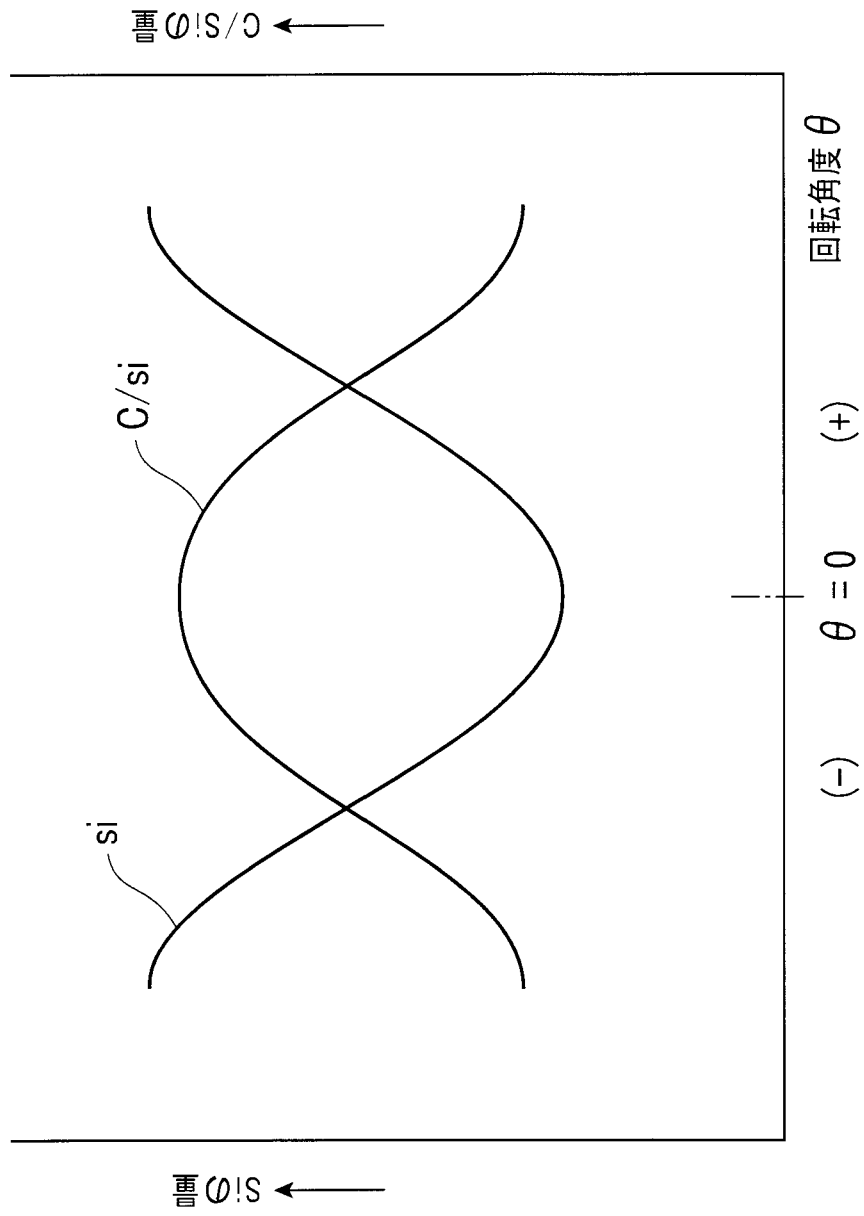
[図6]



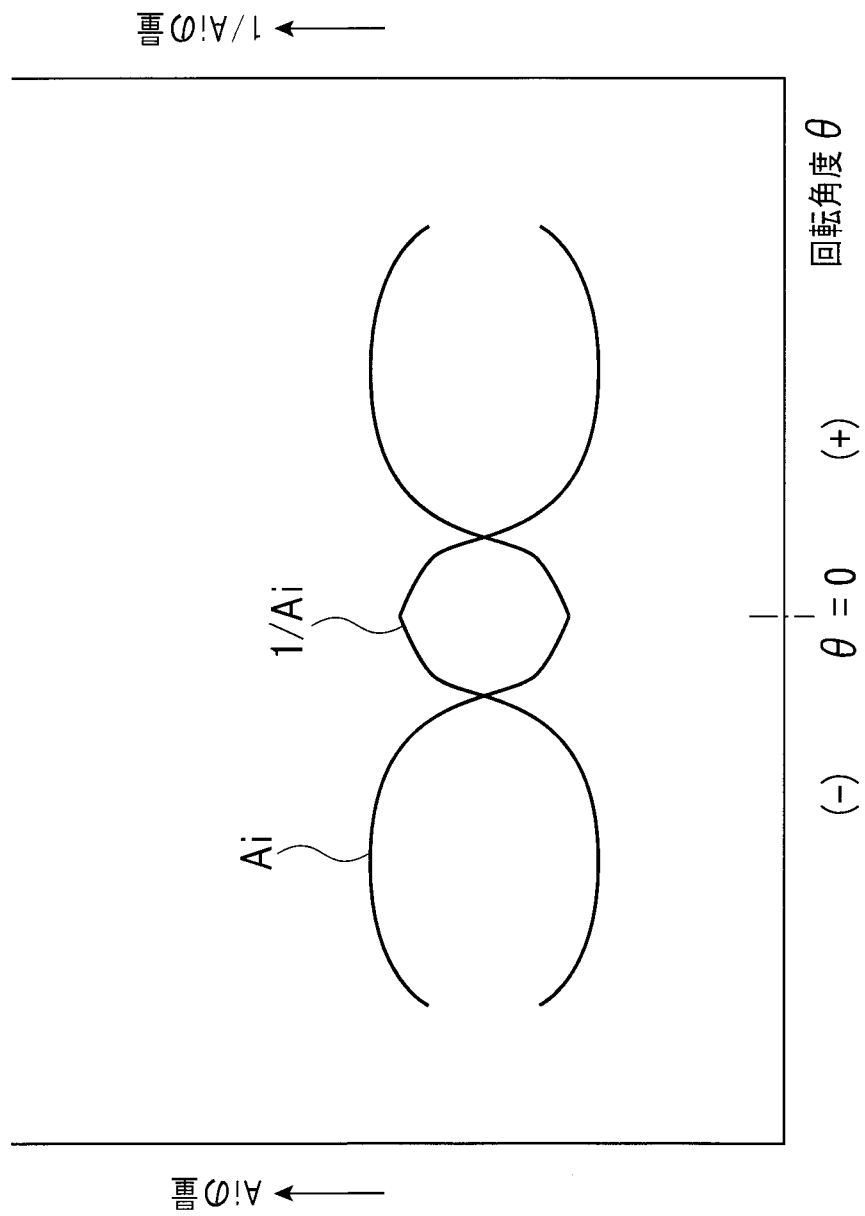
[圖7]



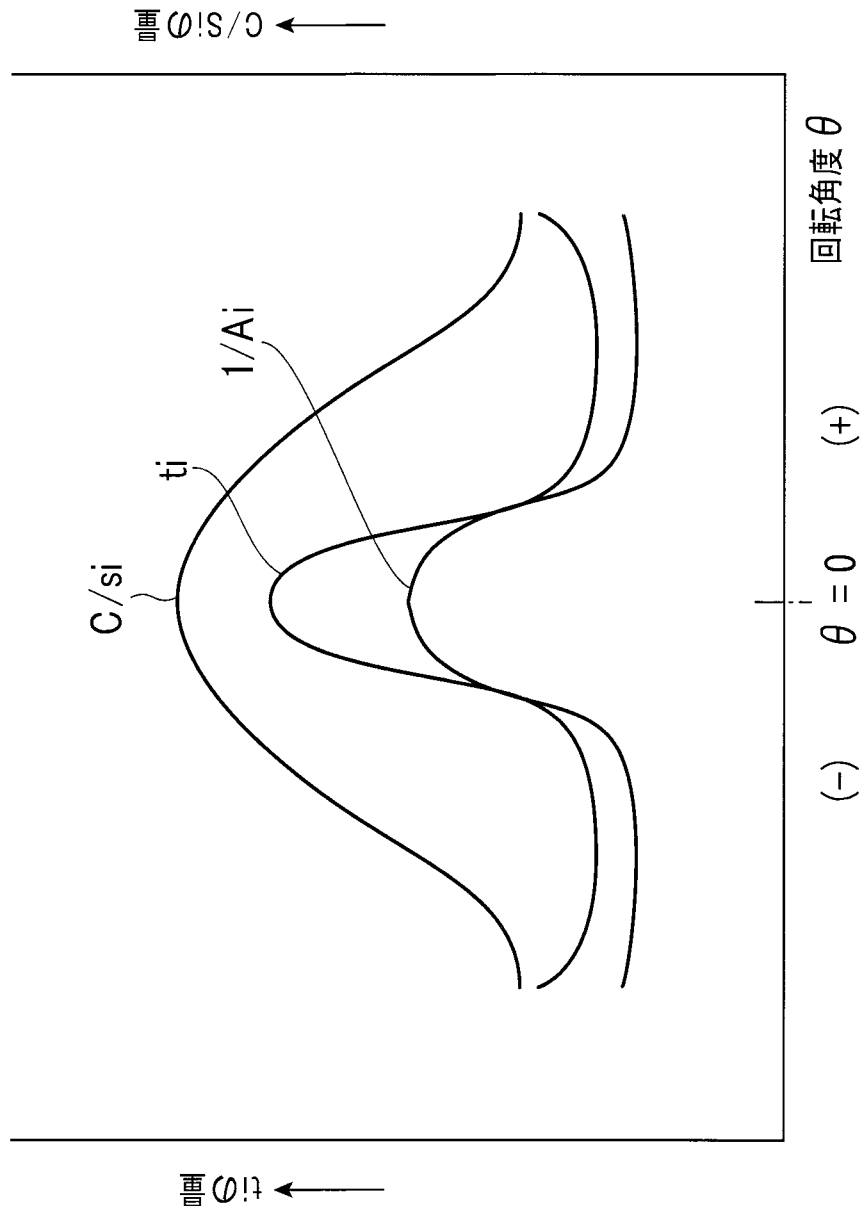
[図8]



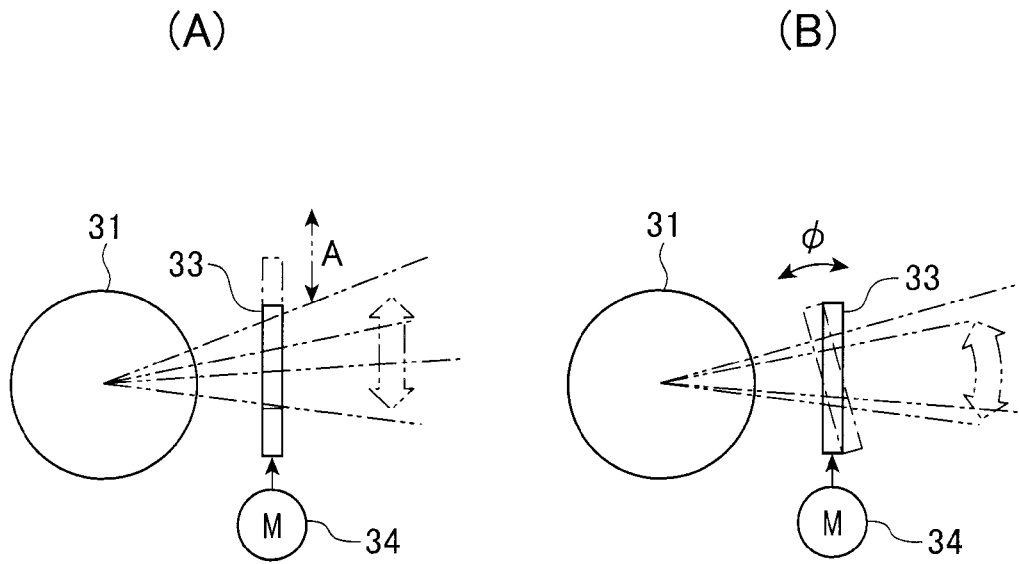
[図9]



[図10]

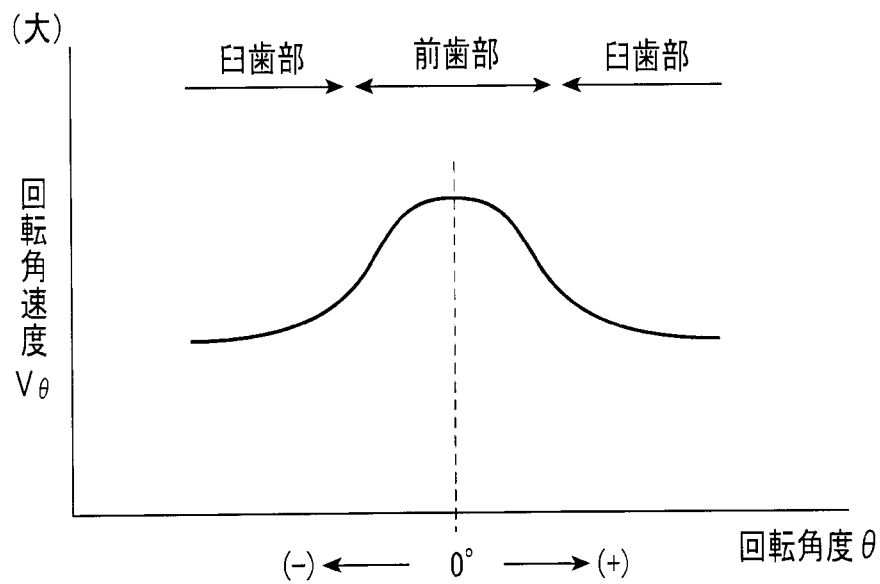


[図11]

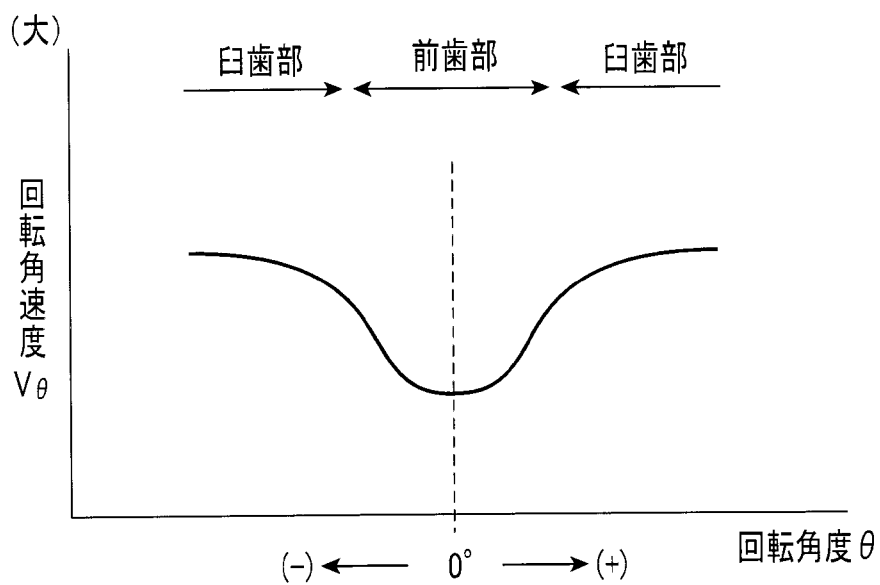


[図12]

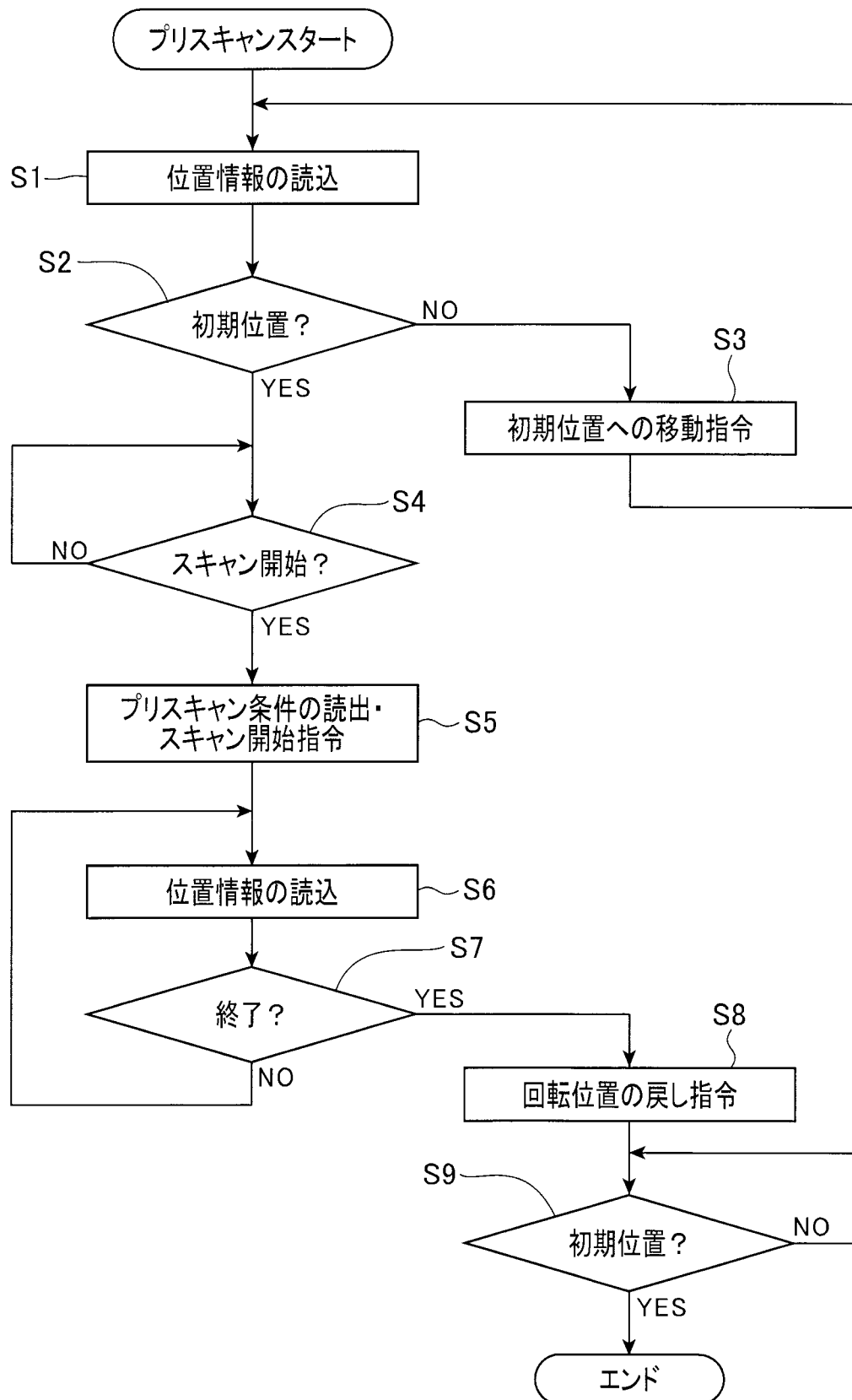
(A)



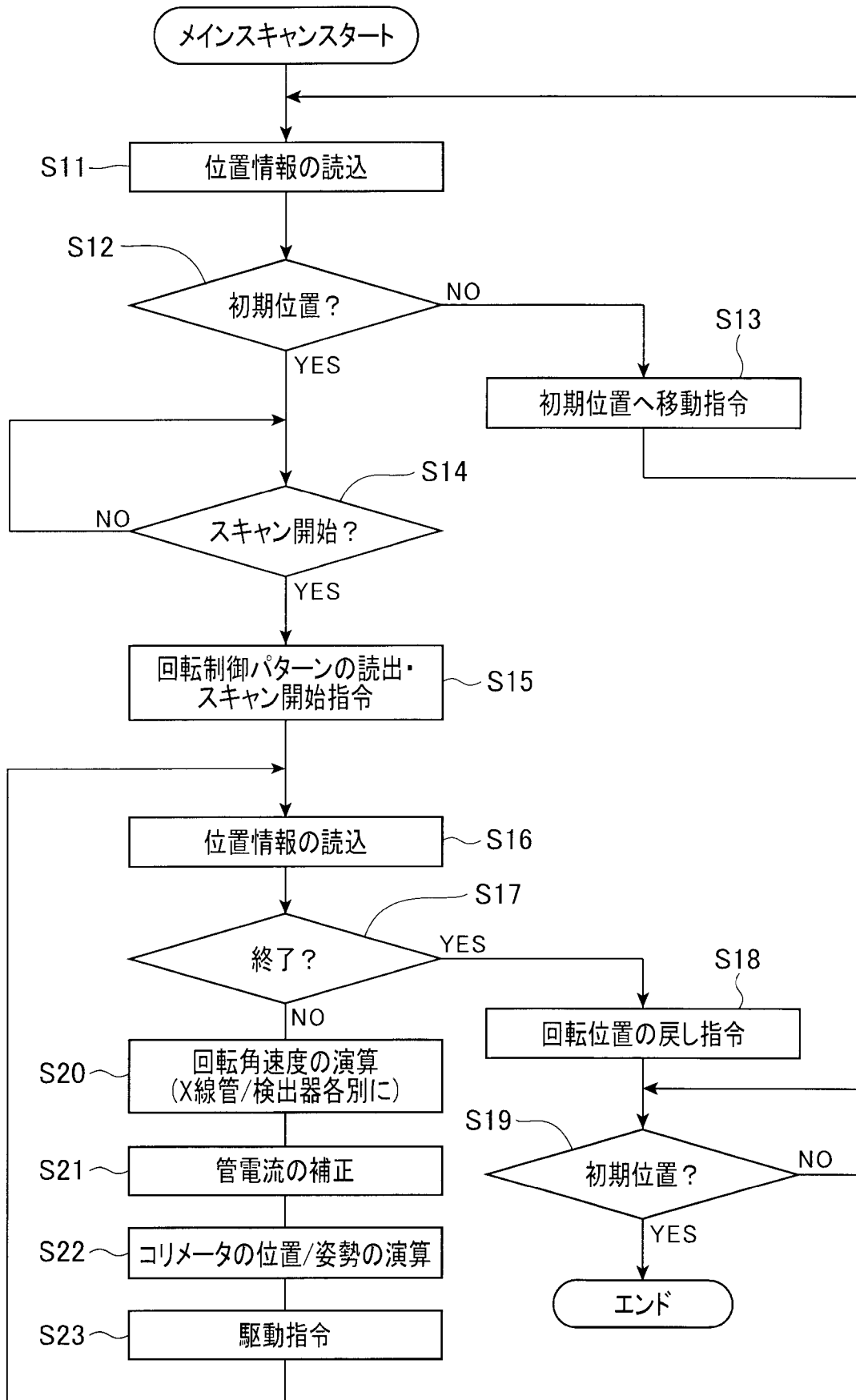
(B)



[図13]

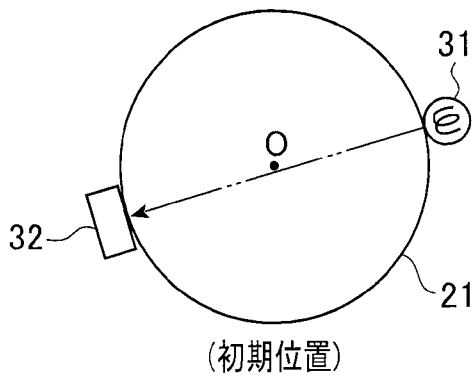


[図14]

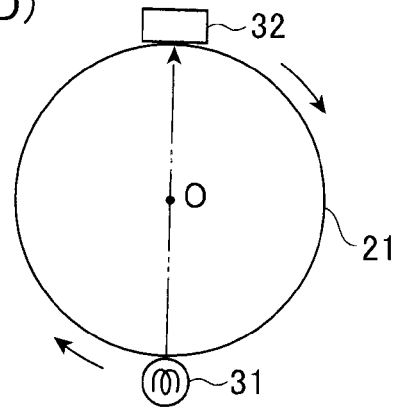


[図15]

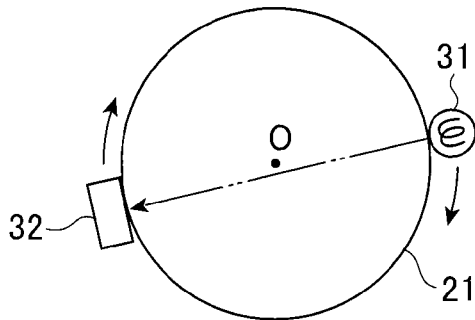
(A)



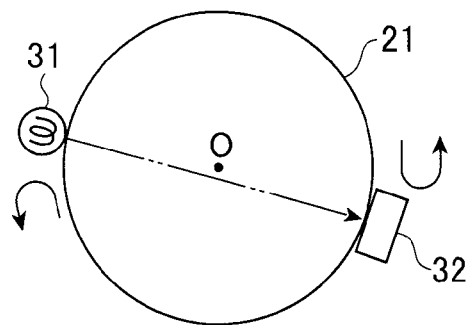
(D)



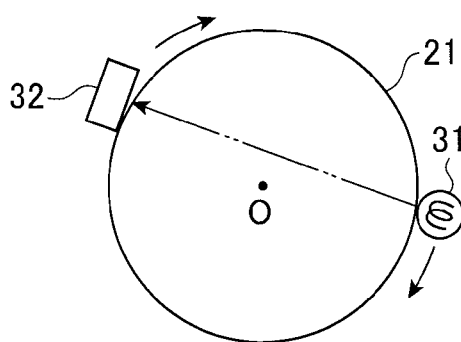
(B)



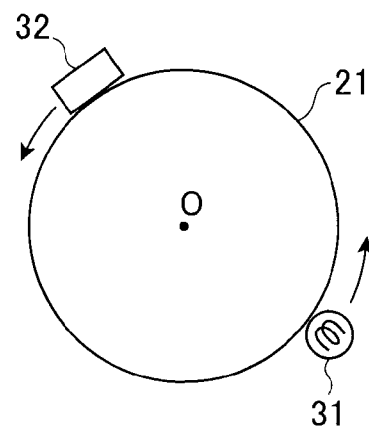
(E)



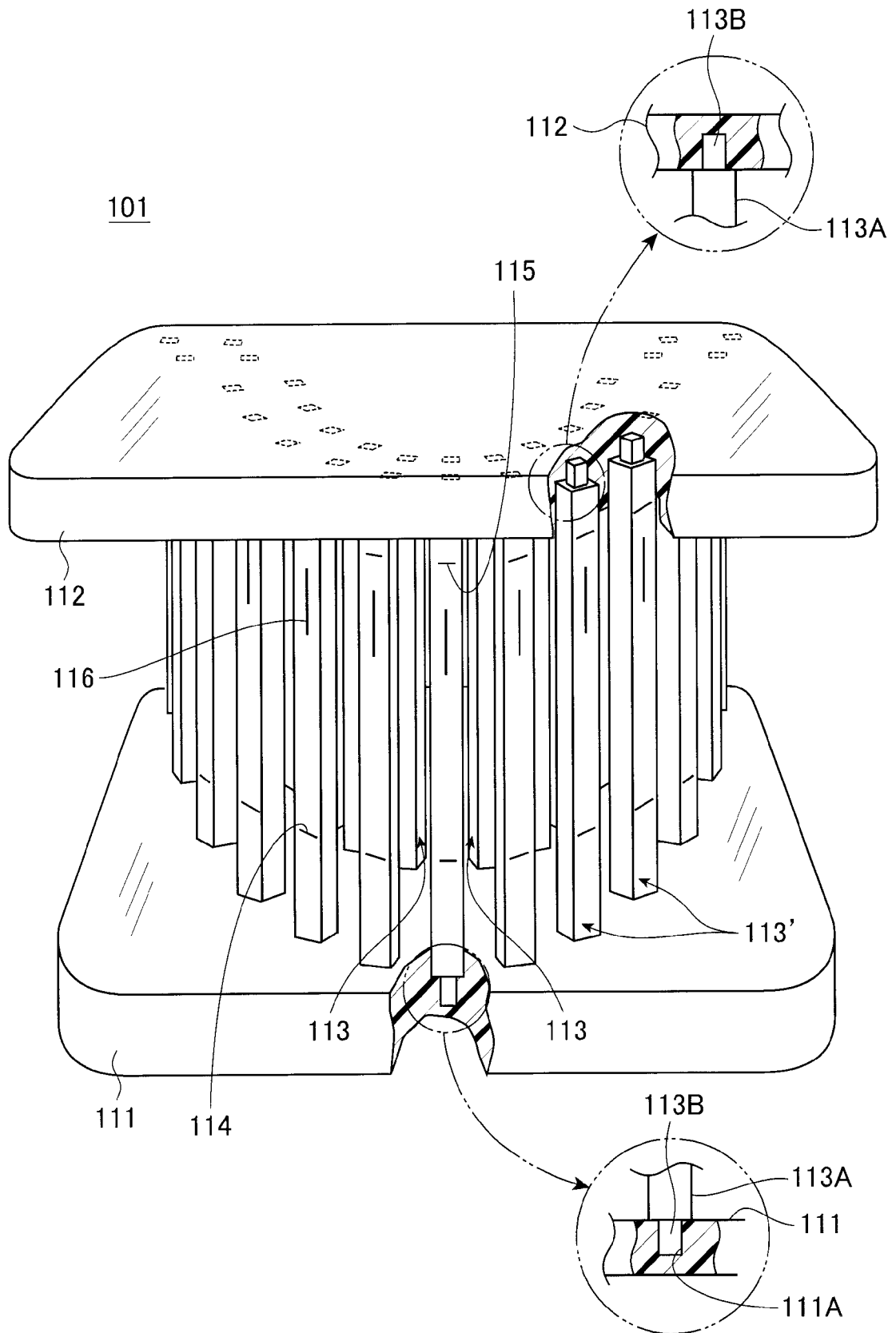
(C)



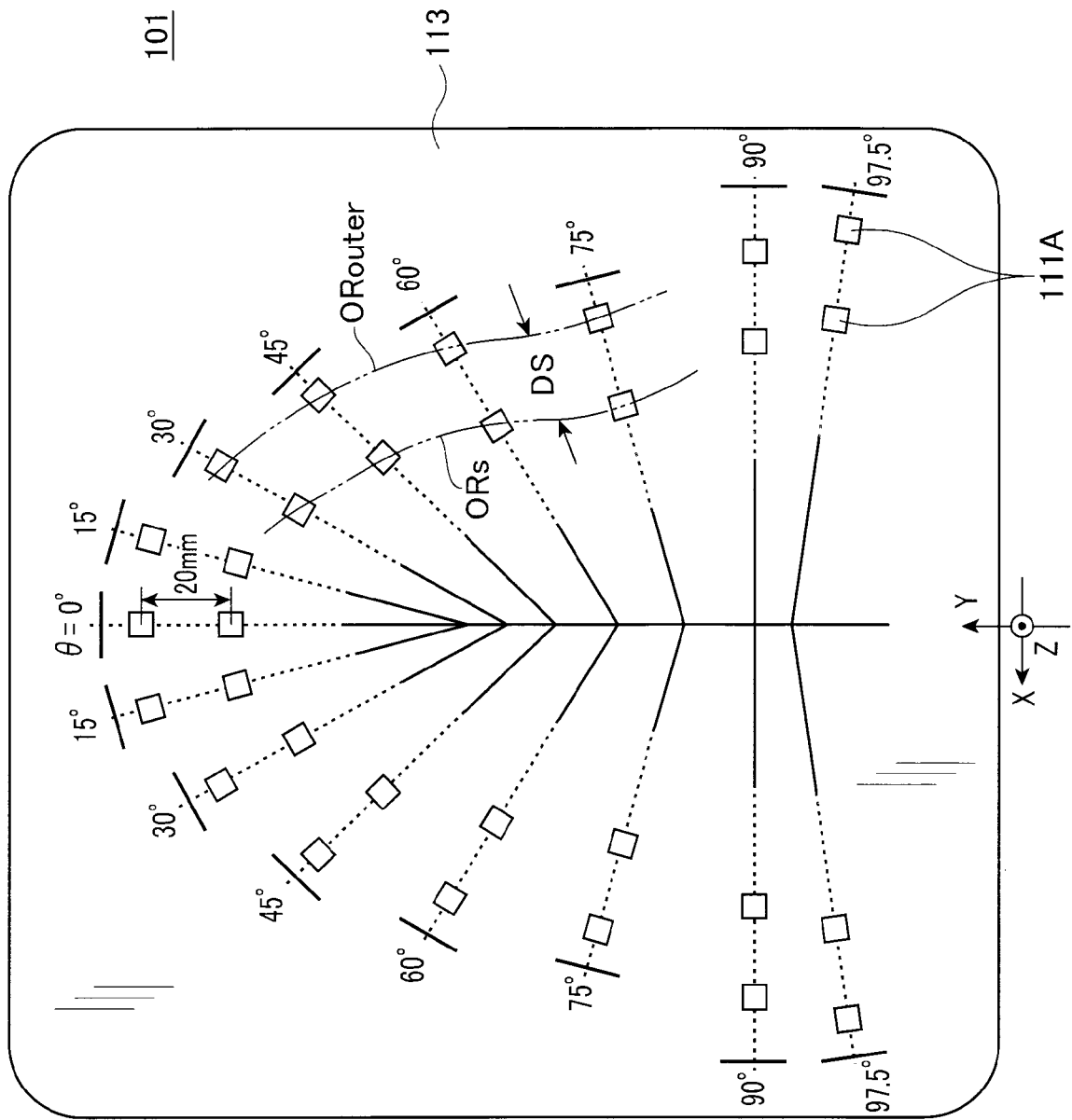
(F)



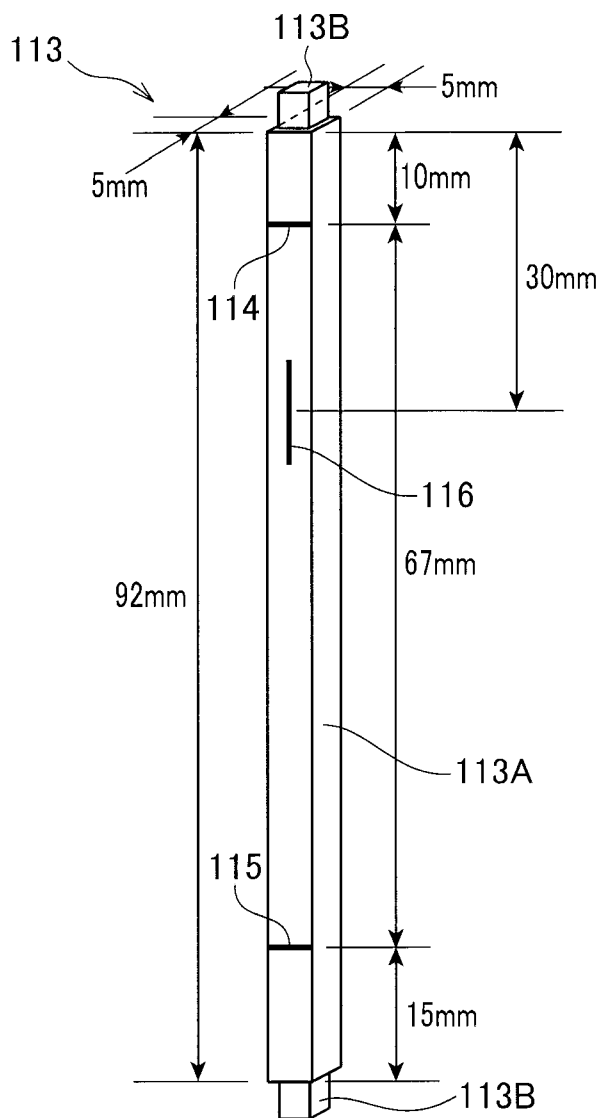
[図16]



[図17]

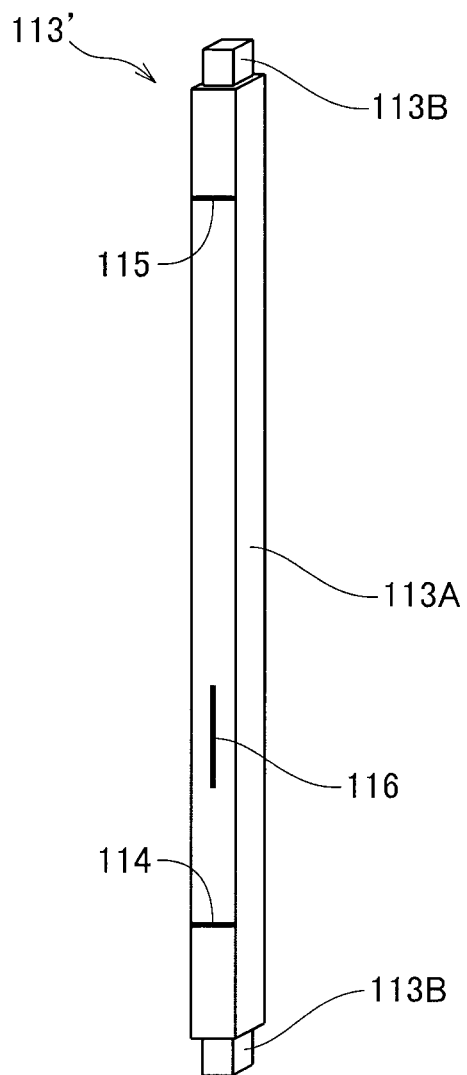


[図18]



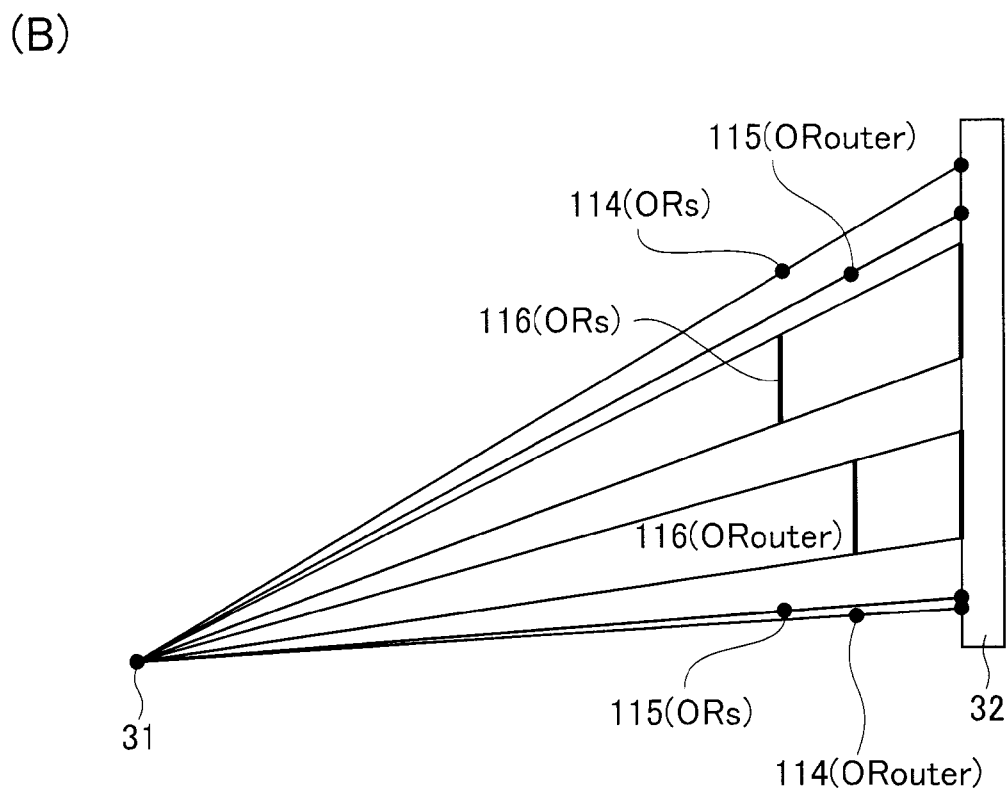
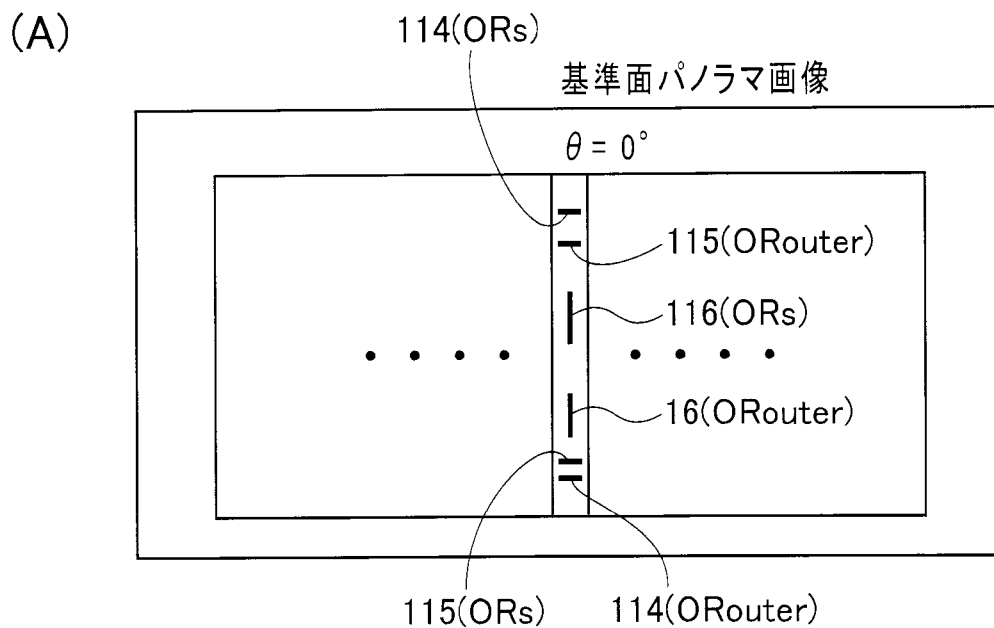
(基準面位置用)

[図19]

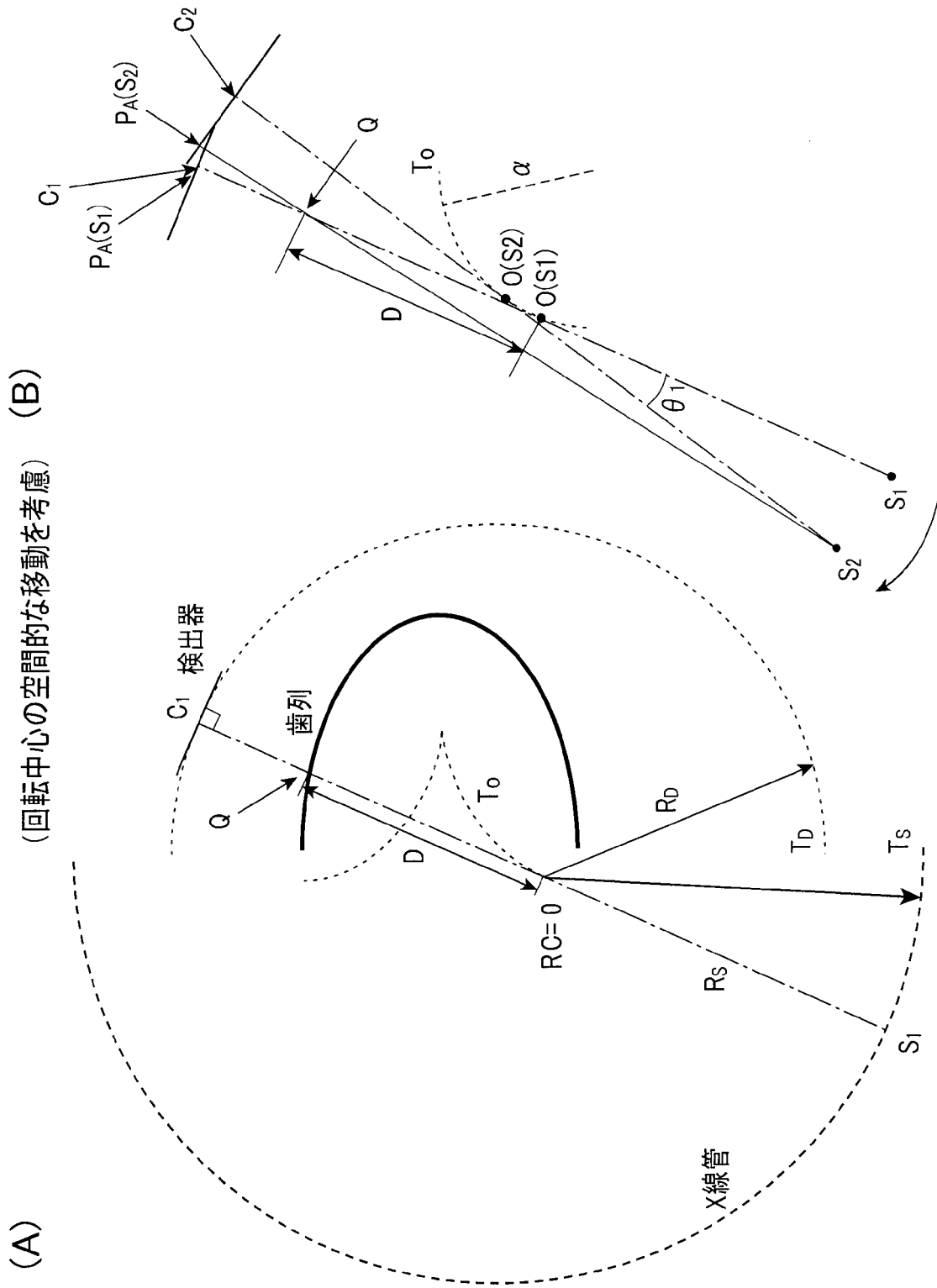


(外側面位置用)

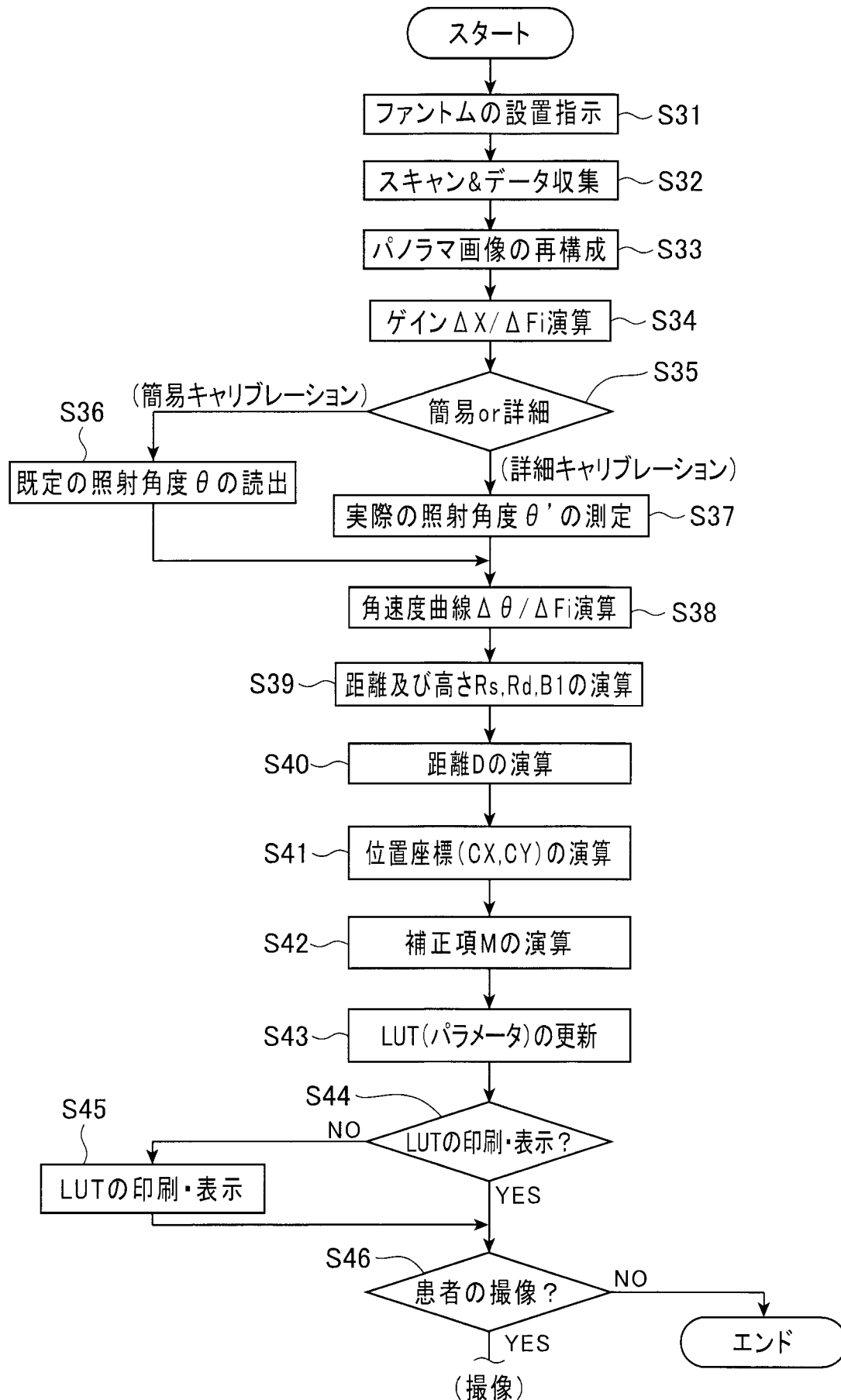
[図20]



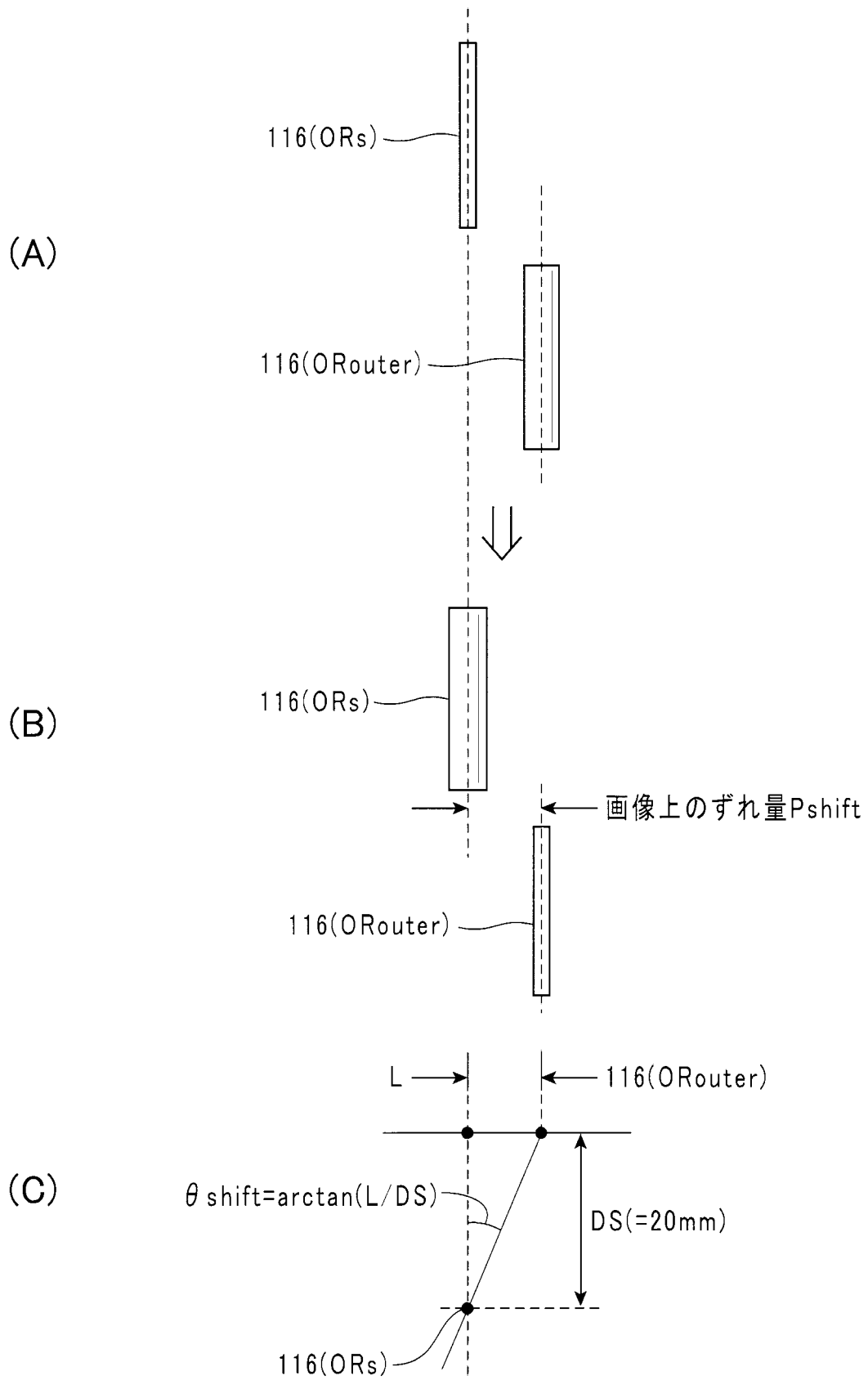
[図21]



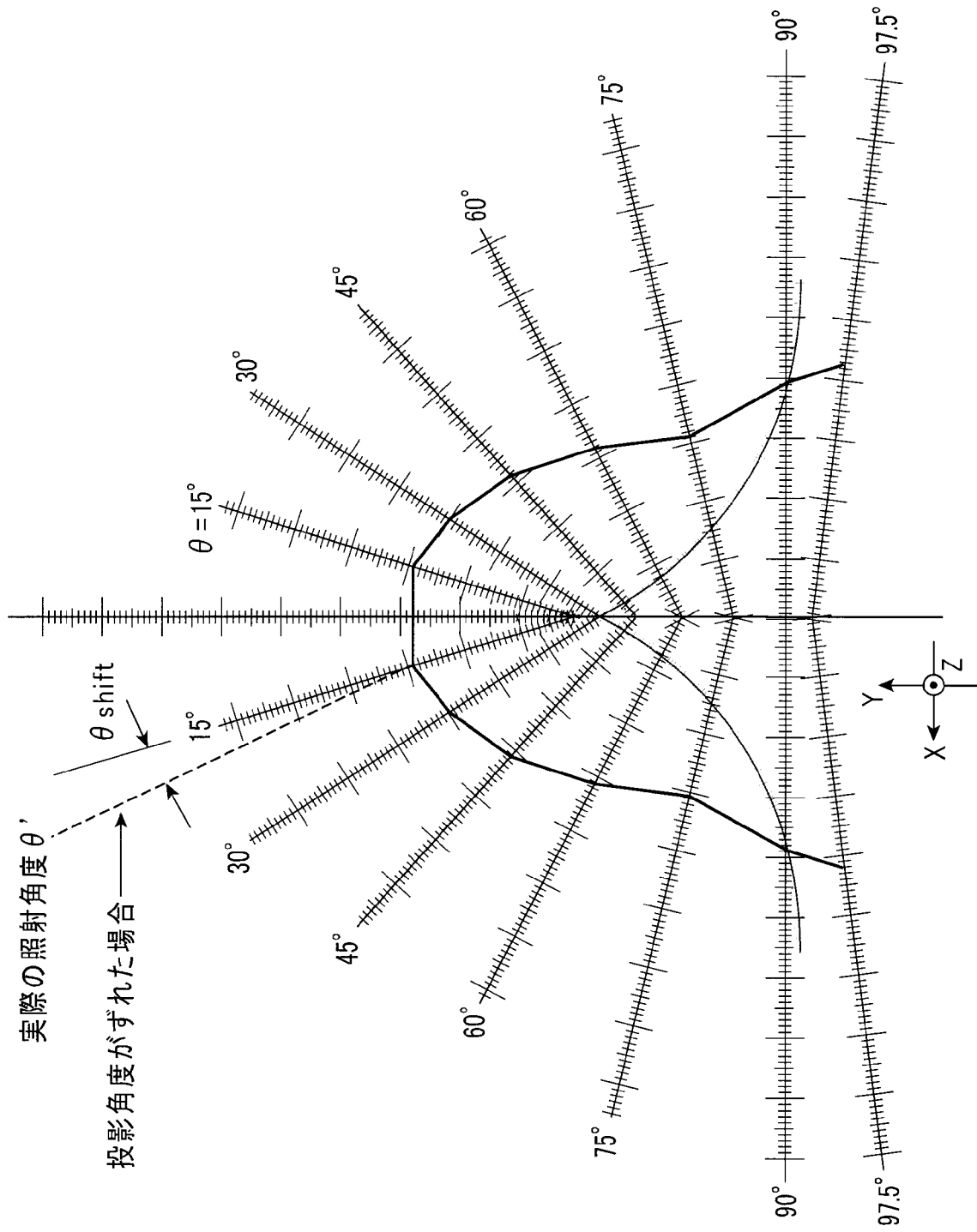
[図23]



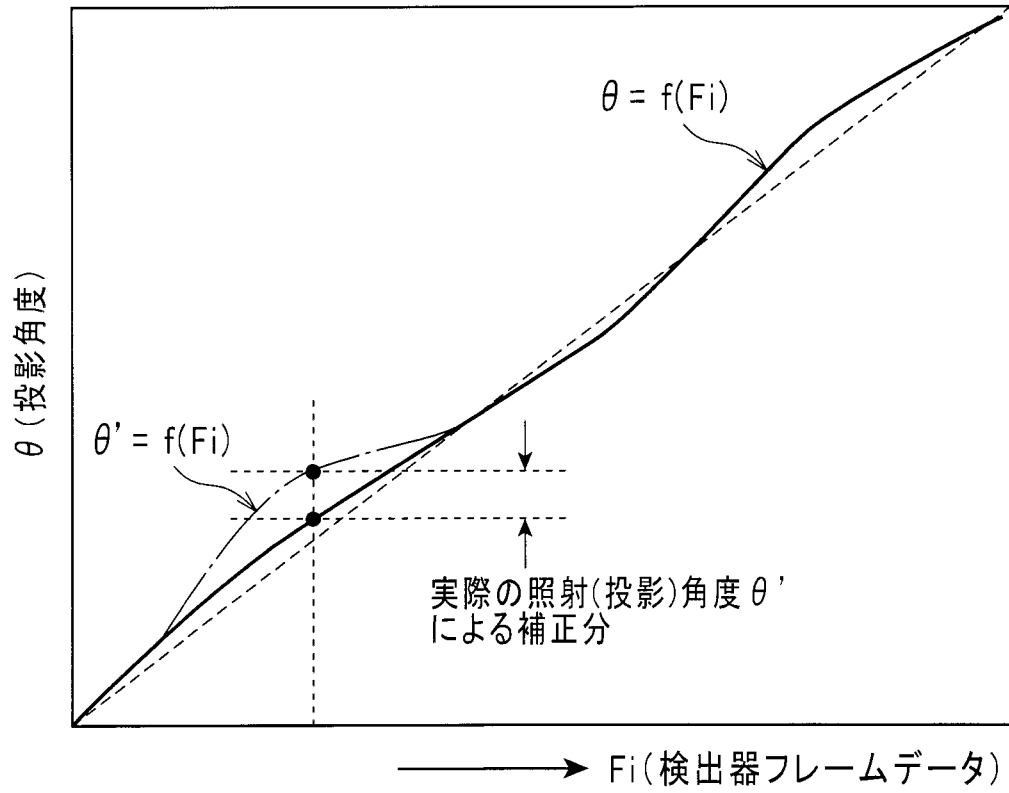
[図24]



[図25]

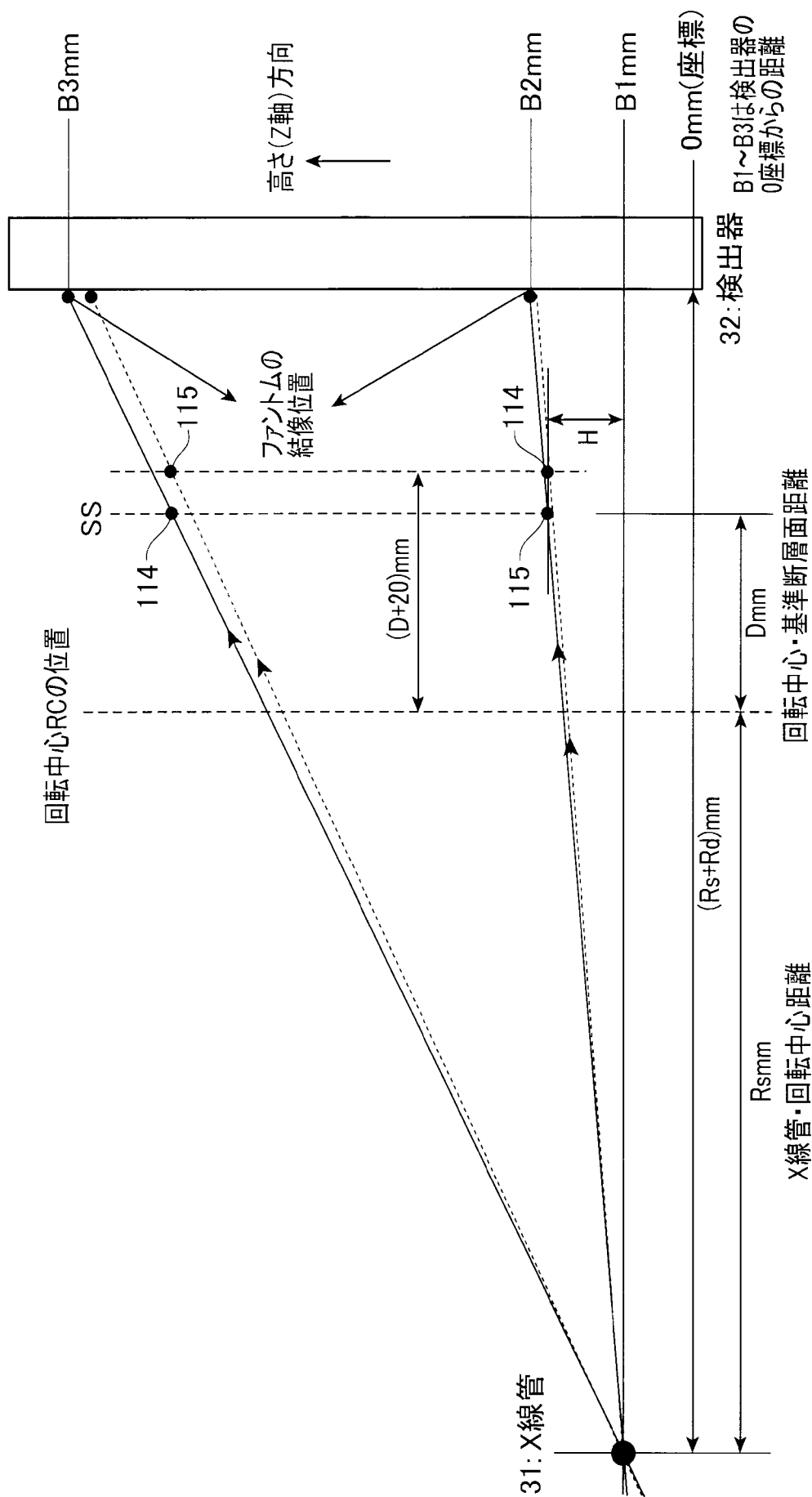


[図26]



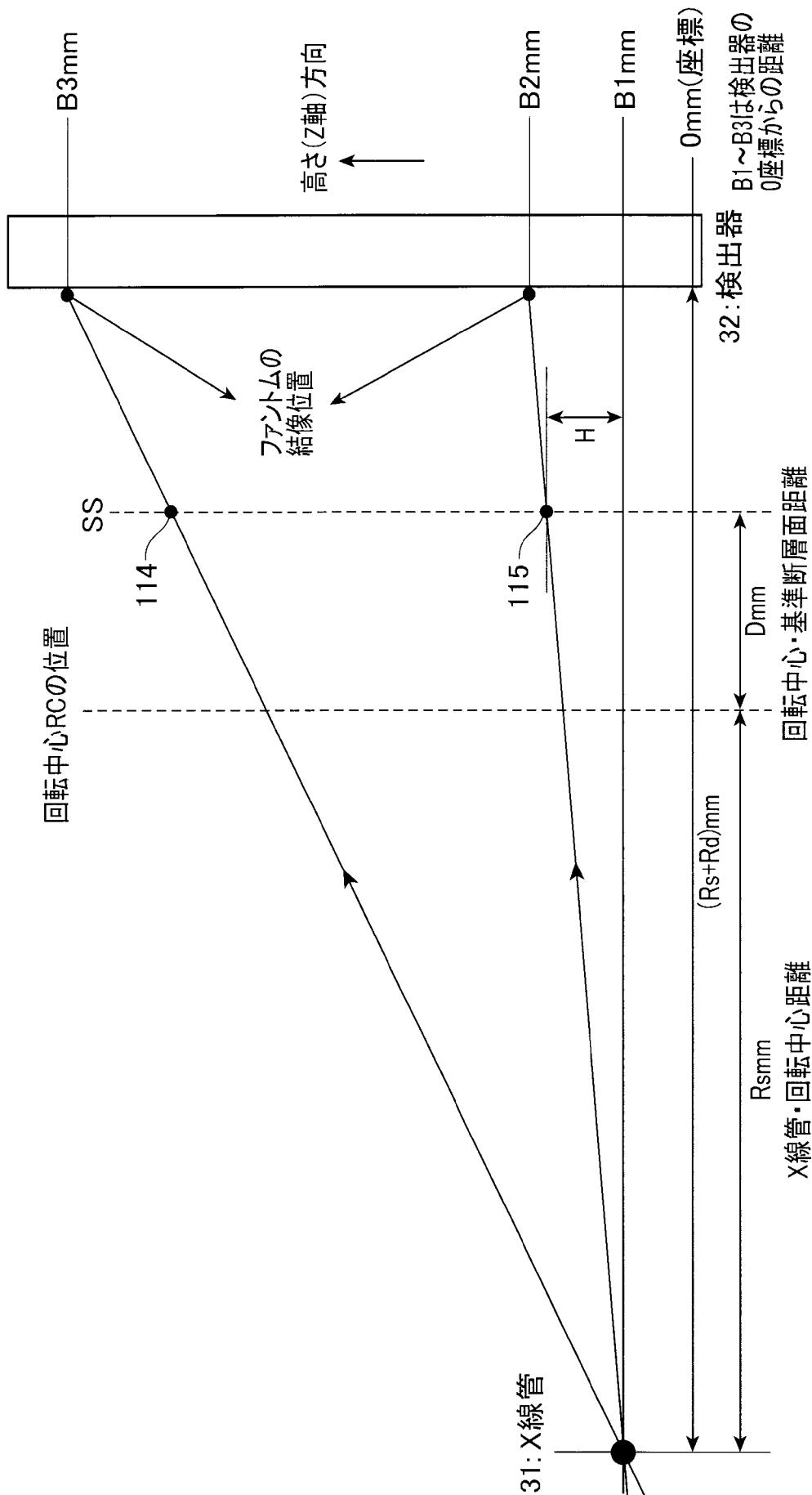
[図27]

[0° のX線照射角度における測定]

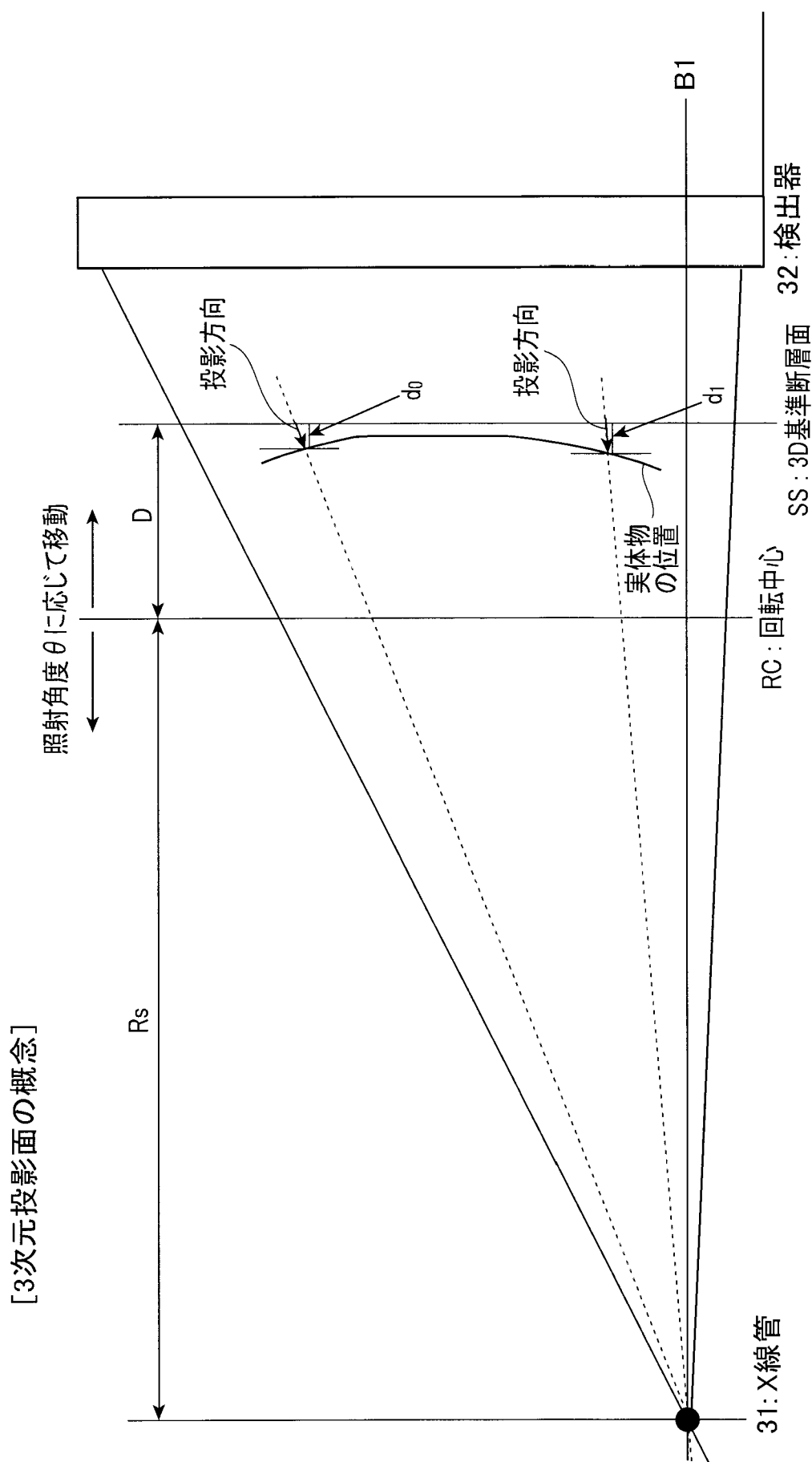


[図28]

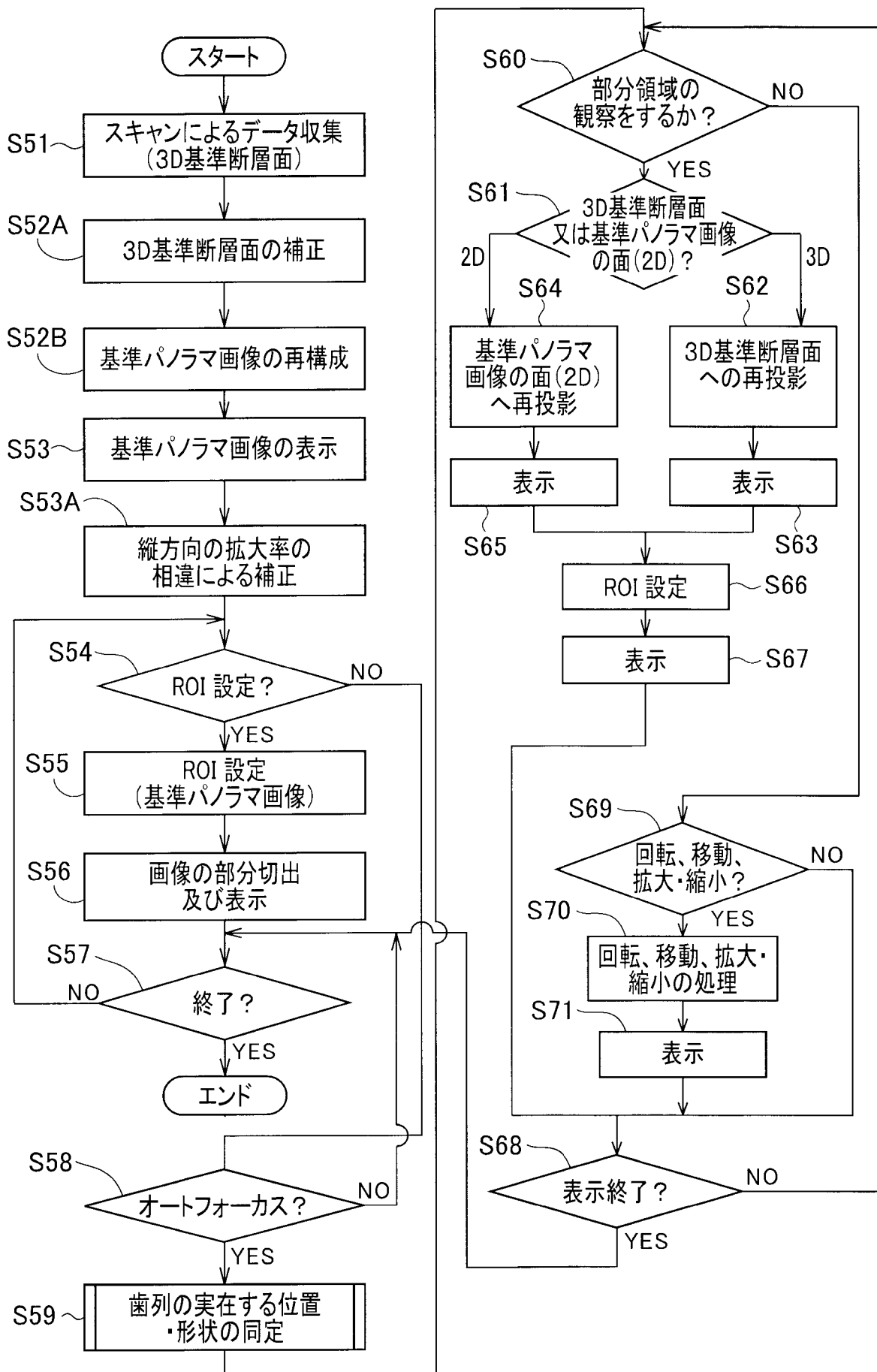
[0° 以外のX線照射角度における測定]



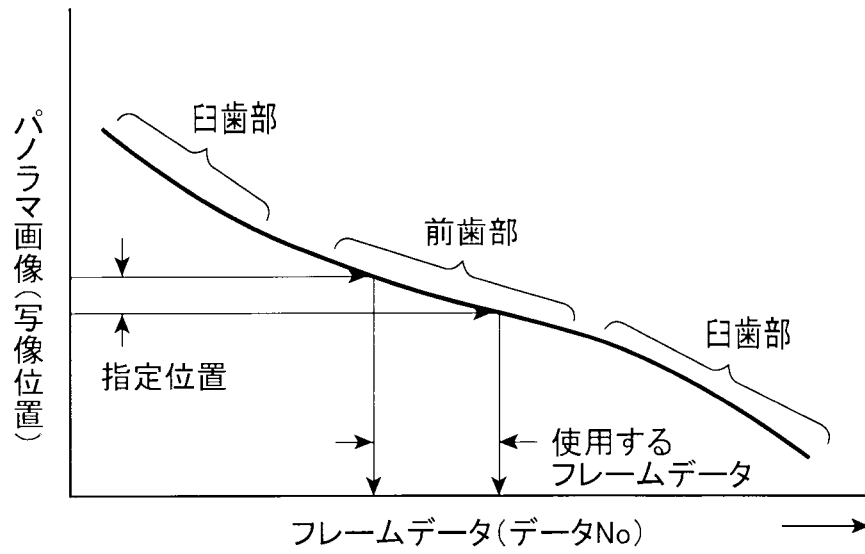
[図29]



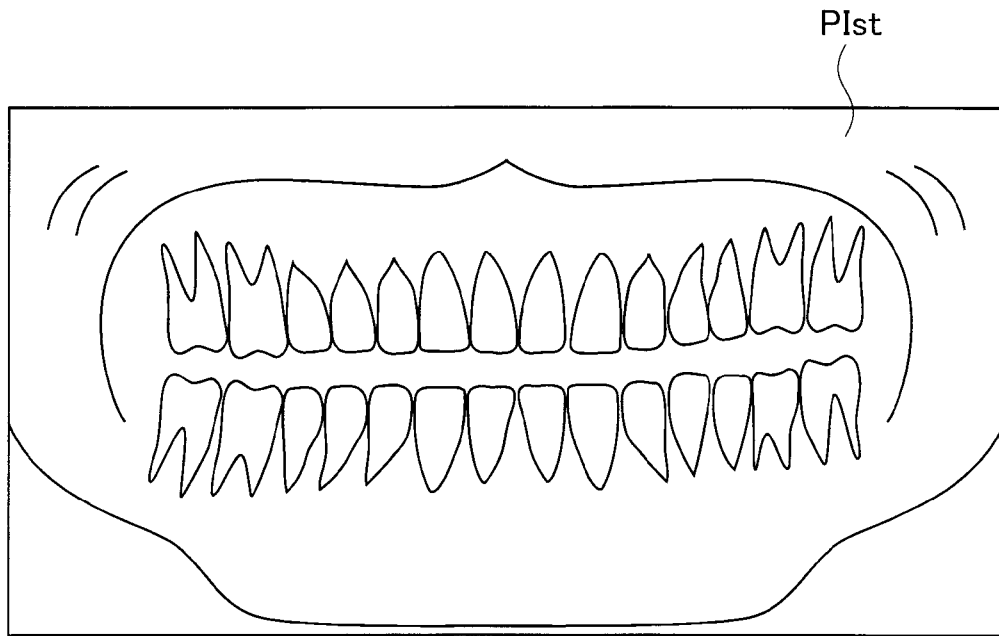
[図30]



[図31]

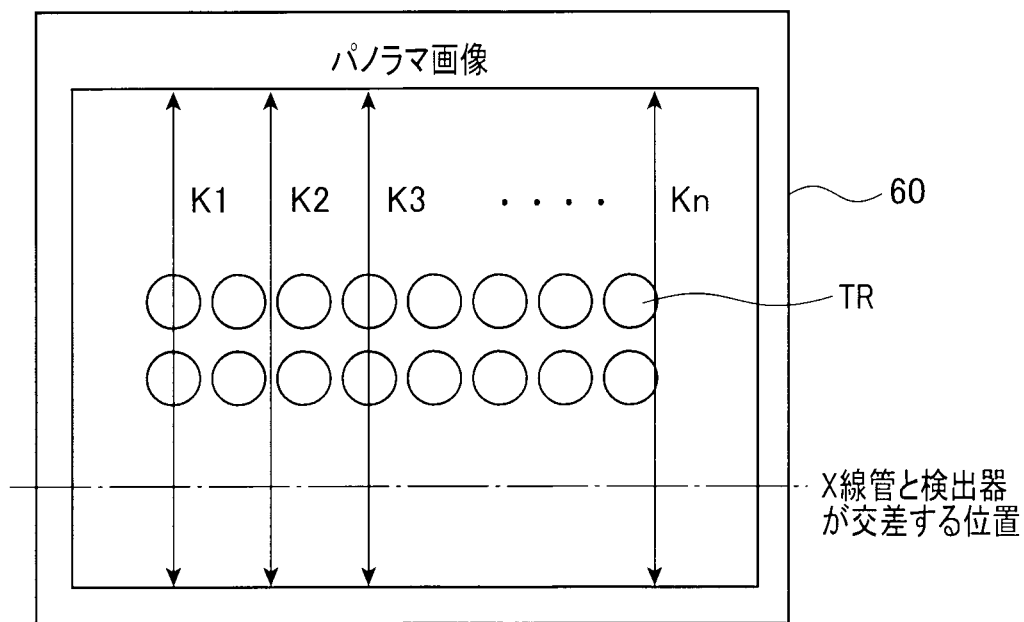


[図32]



[図33]

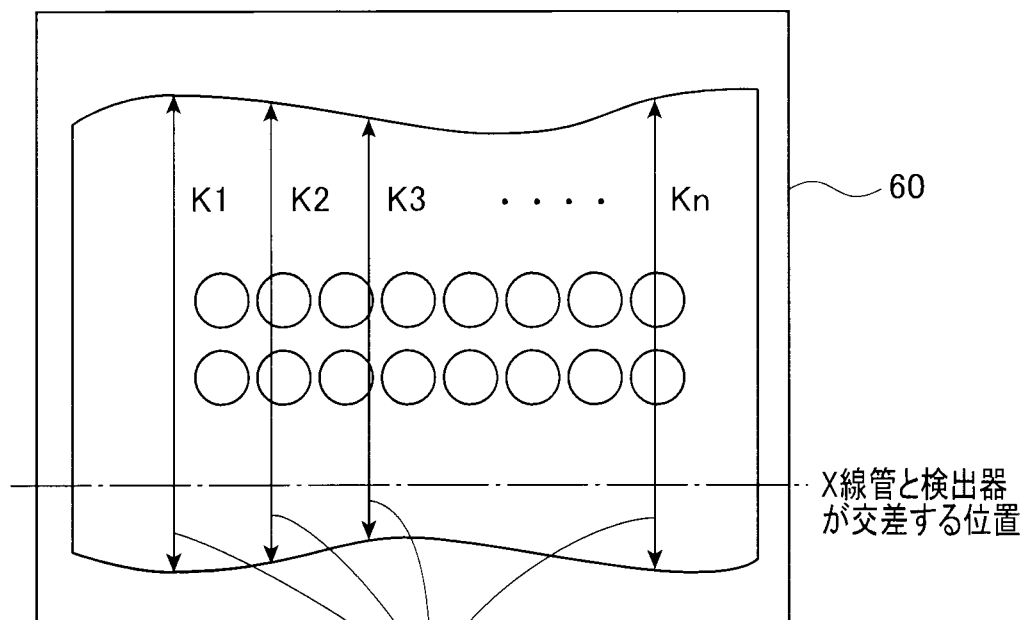
(A)



$k_1, k_2, k_3, \dots, k_n$:異なる

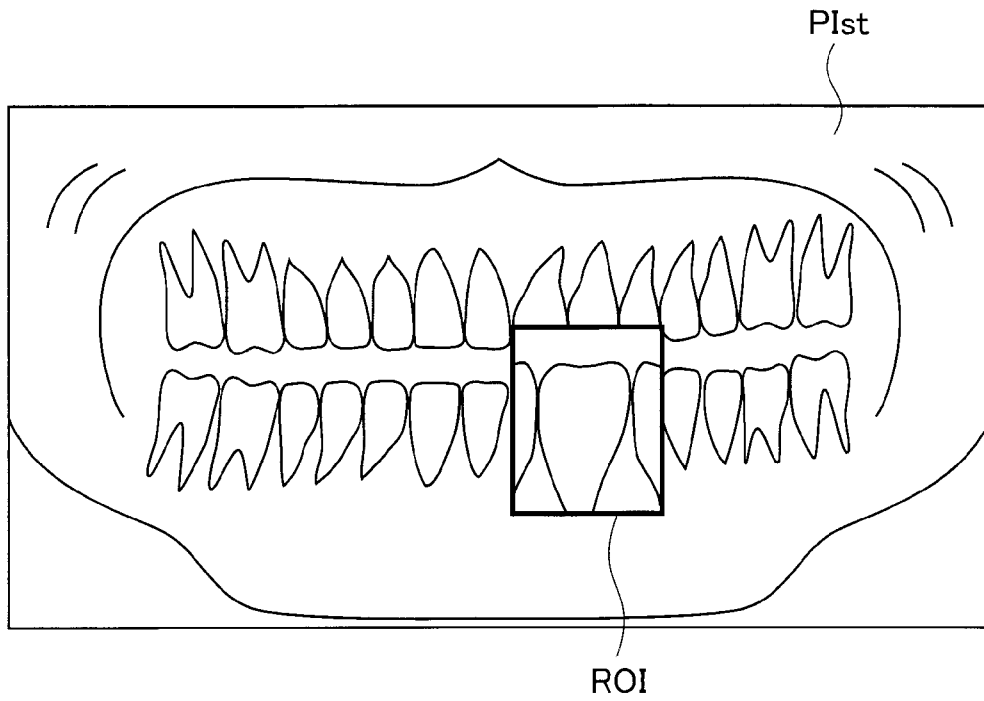
$\Downarrow \times 1/k_1, 1/k_2, 1/k_3, \dots, 1/k_n$

(B)

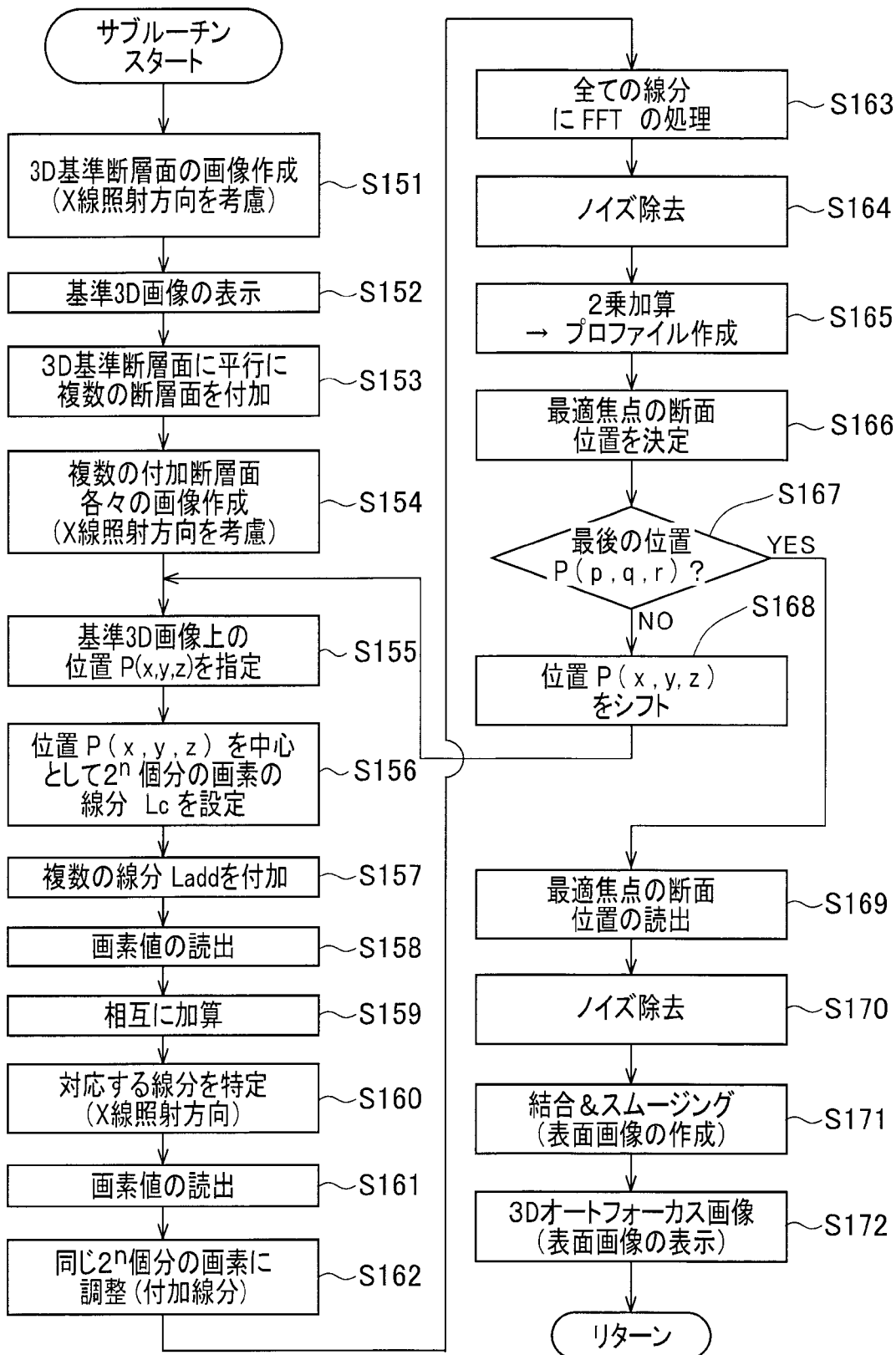


歯の拡大率は同じ

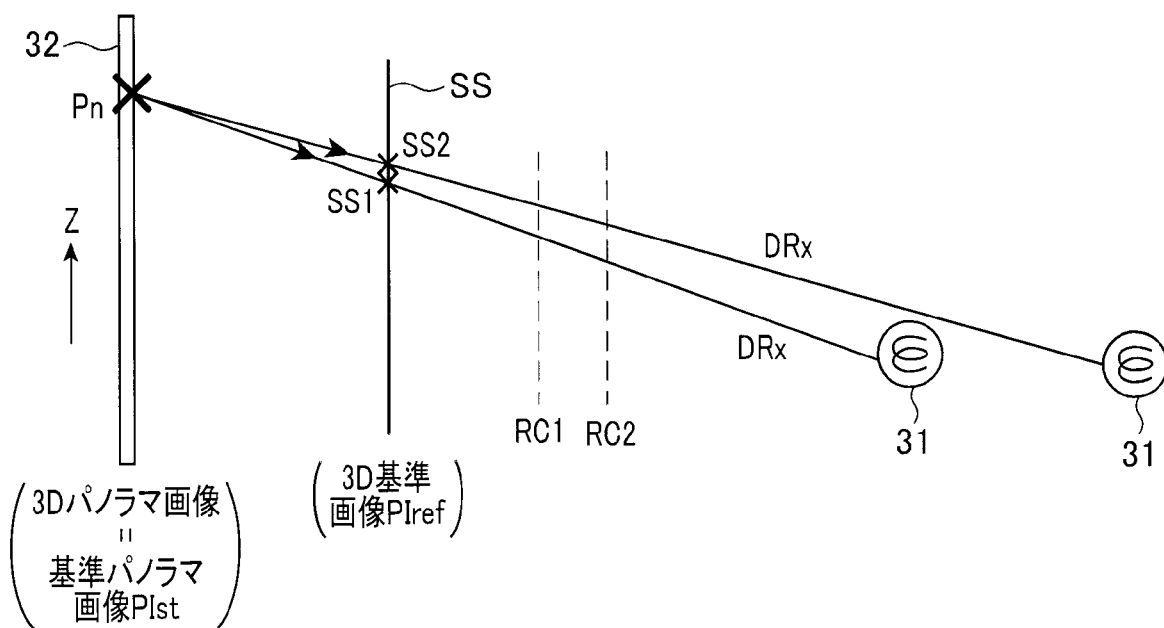
[図34]



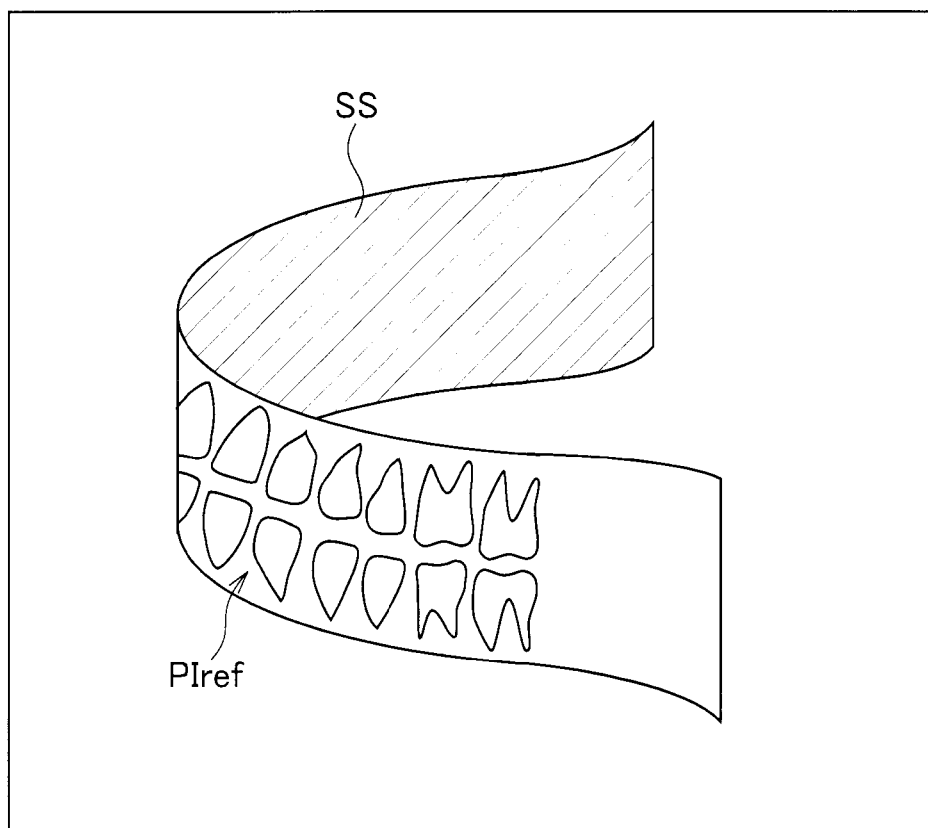
[図35]



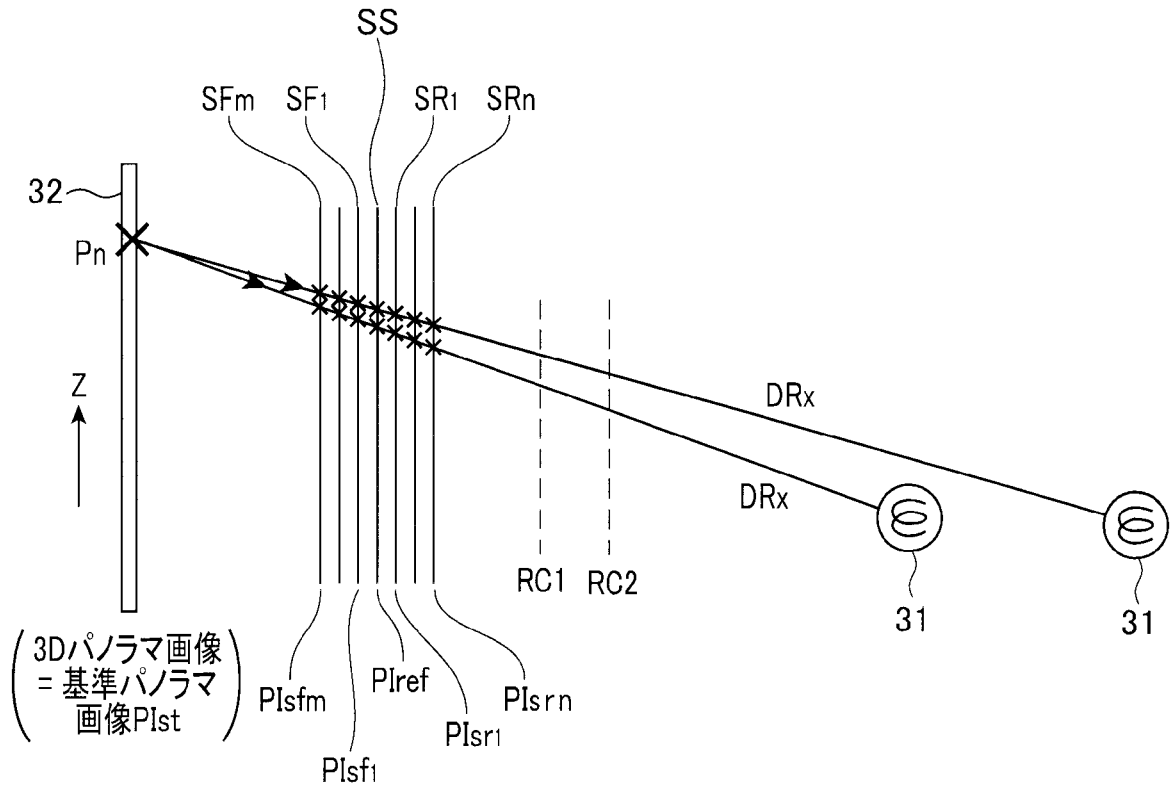
[図36]



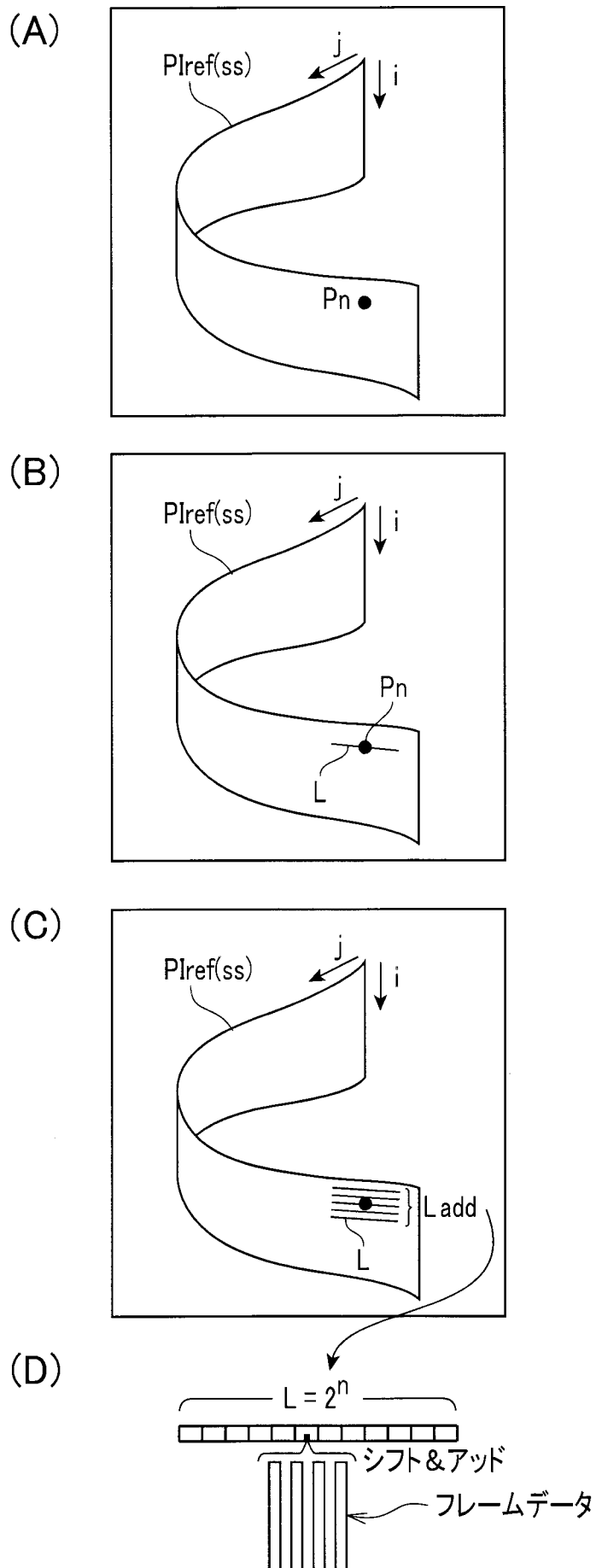
[図37]



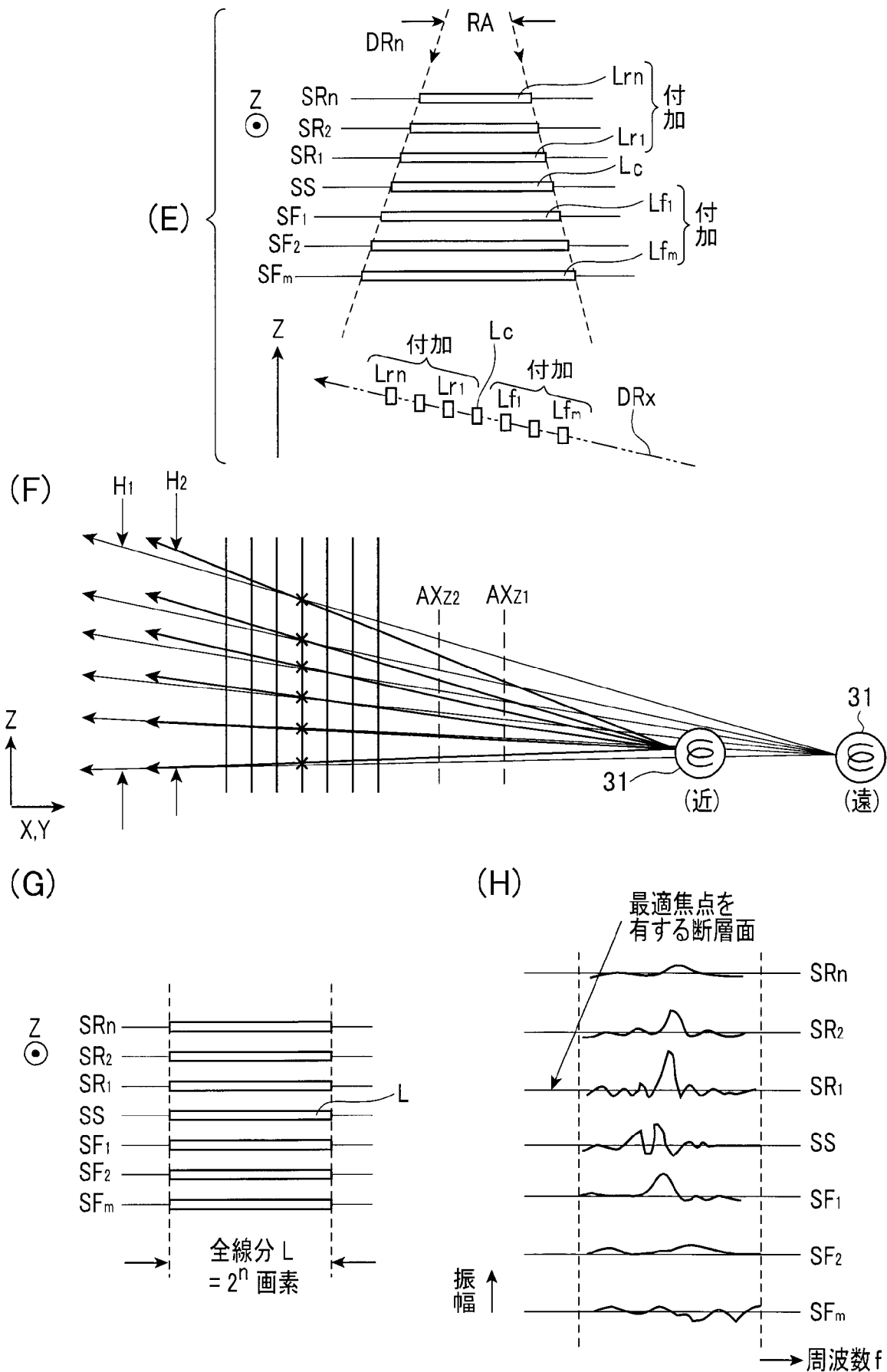
[図39]



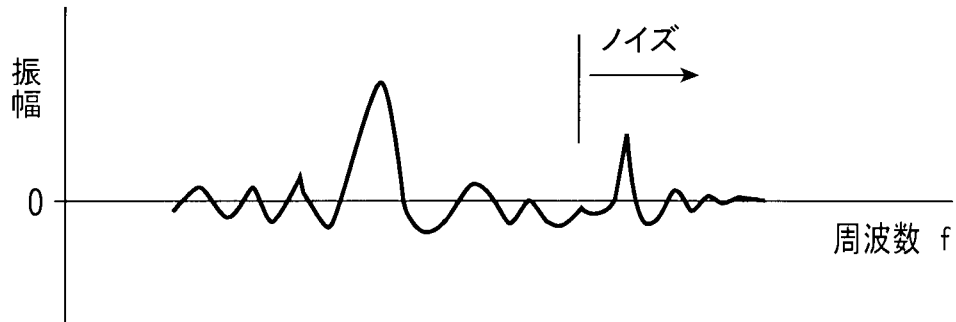
[図40(1)]



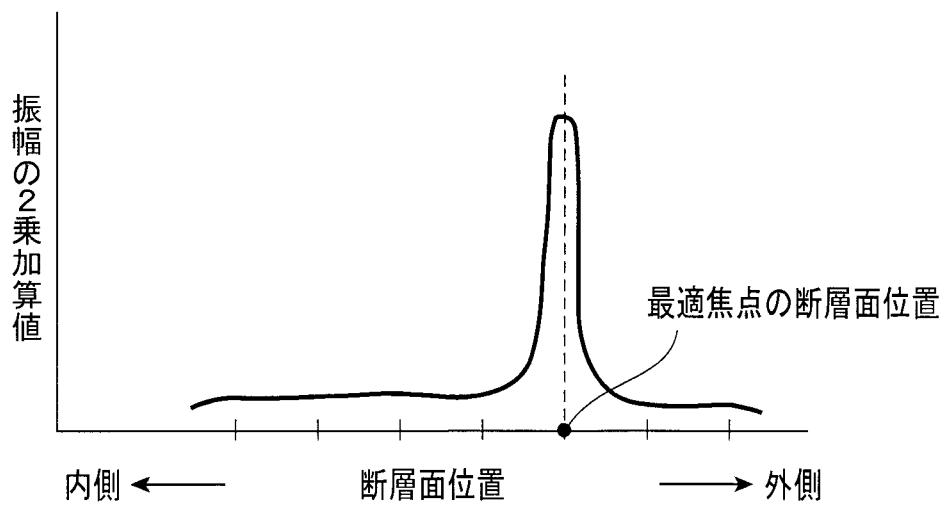
[図40(2)]



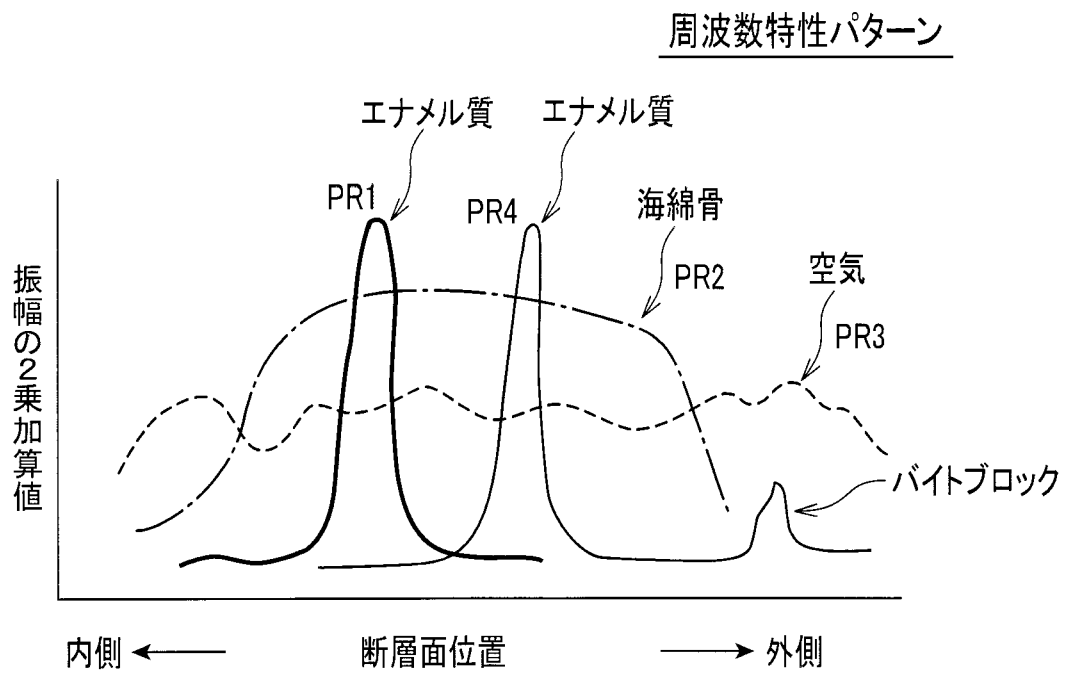
[図41]



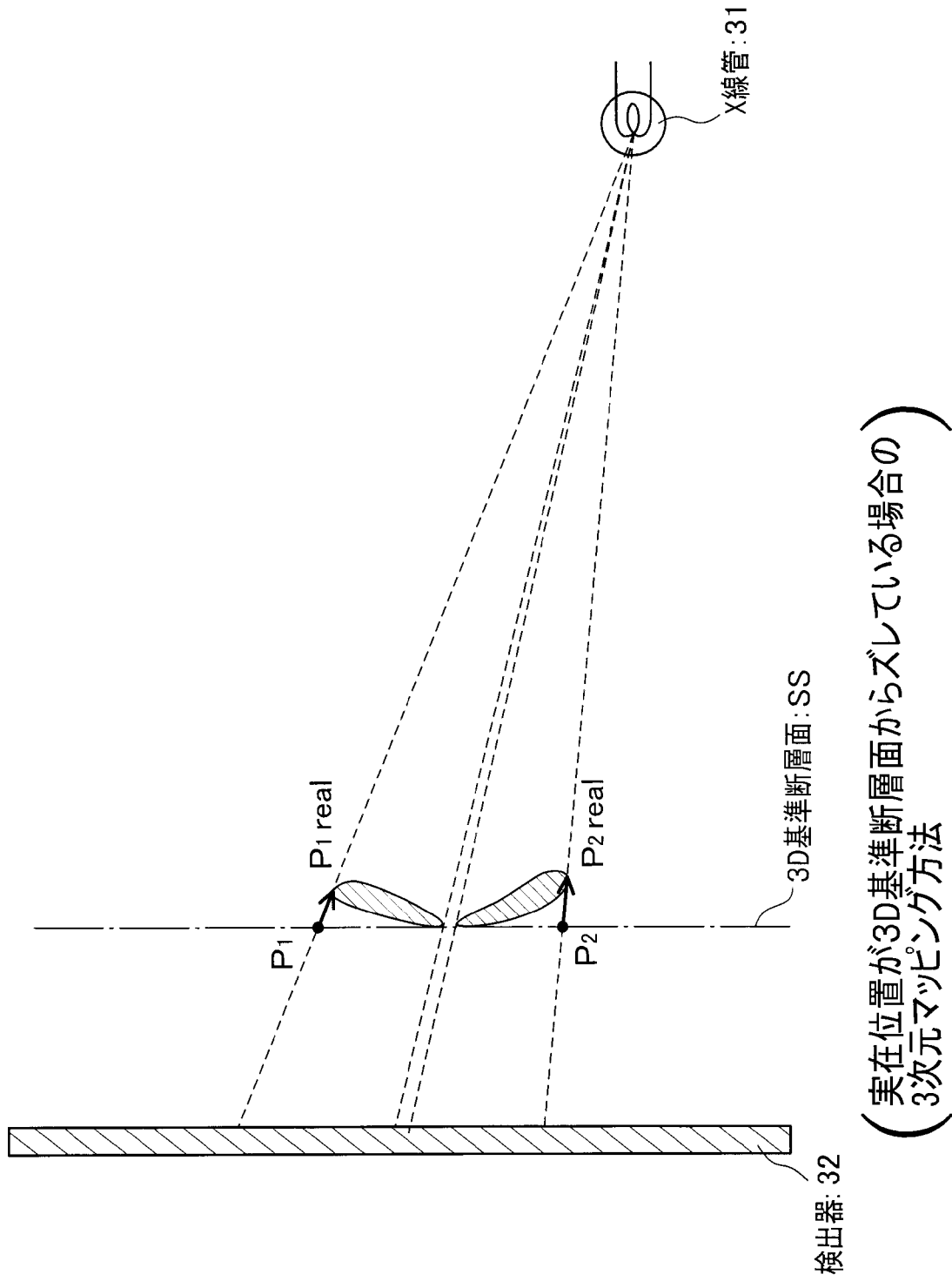
[図42]



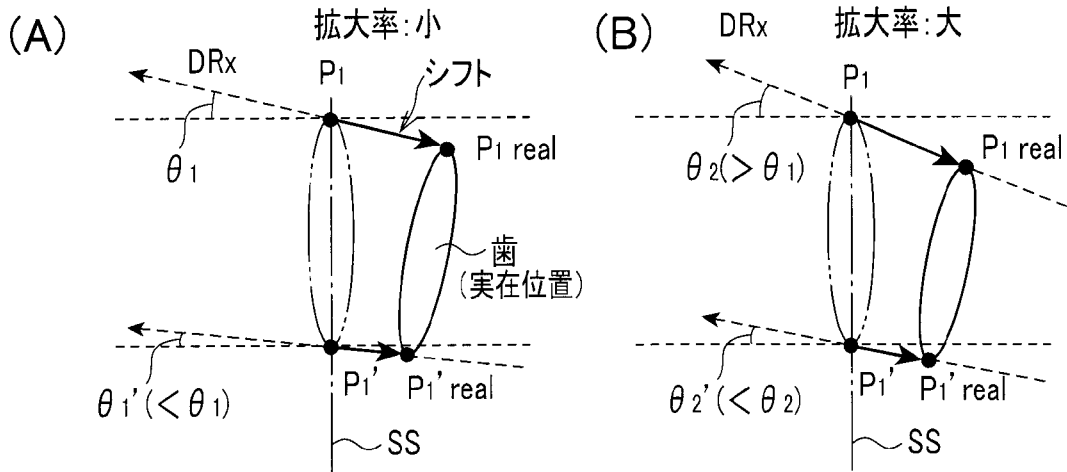
[図43]



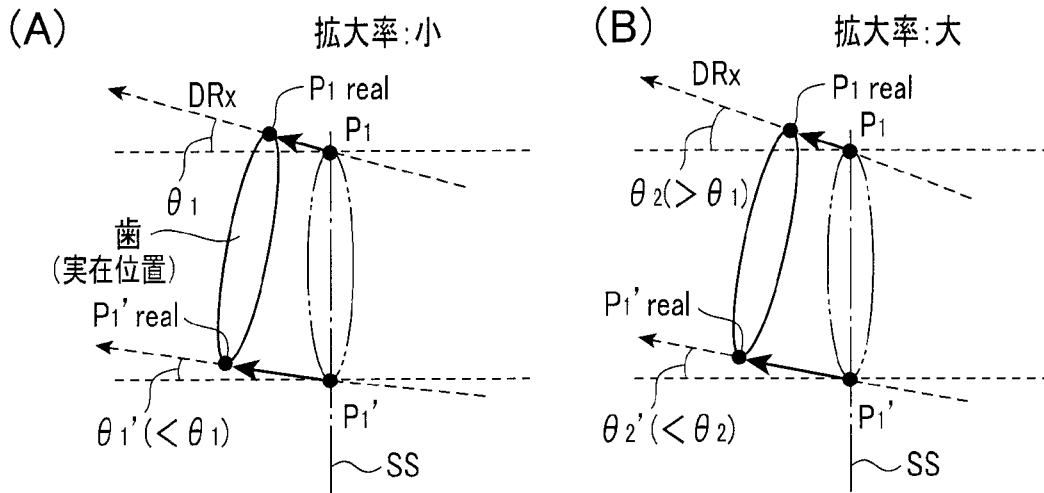
[図44]



[図45]

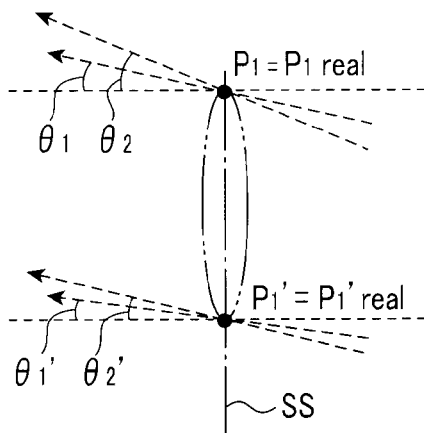


[図46]



[図47]

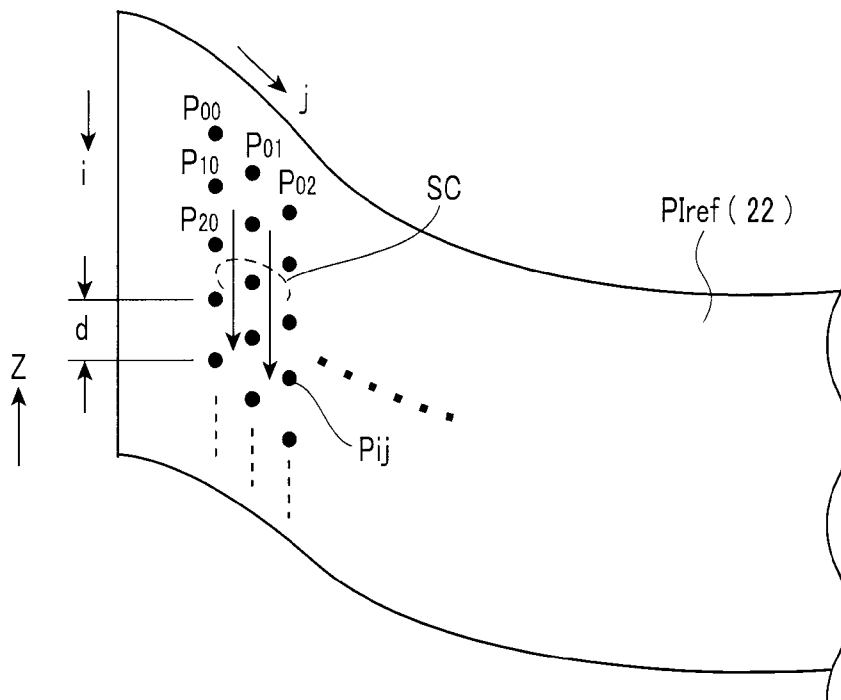
歯が標準断層面に実在する場合



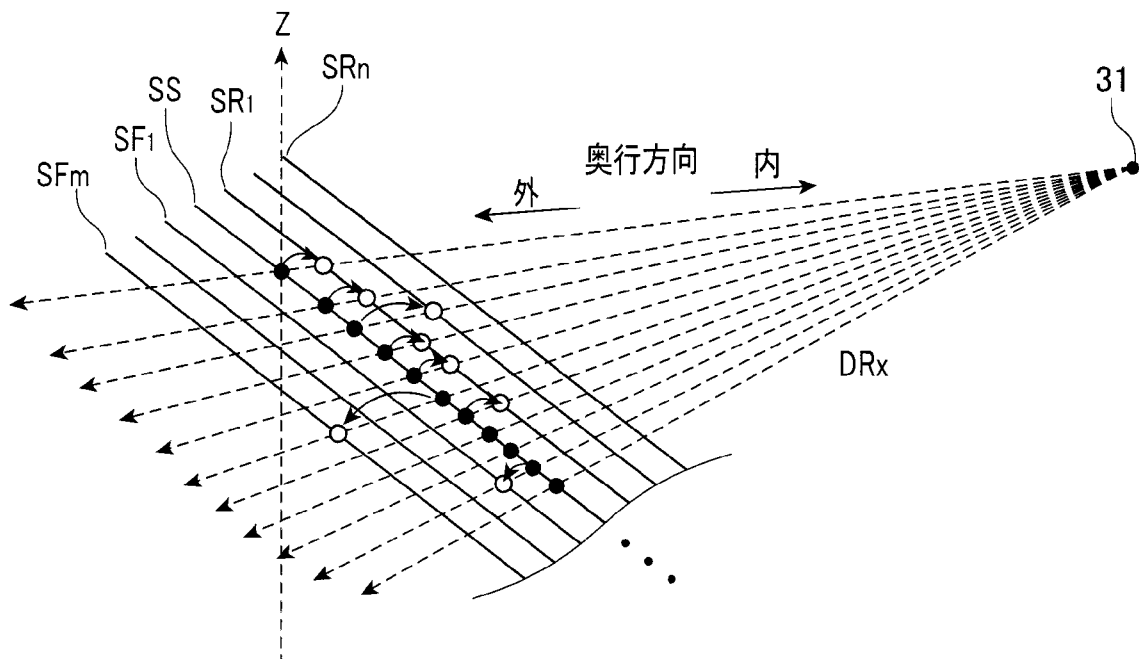
θ_1, θ_1' ; 拡大率:小

θ_2, θ_2' ; 拡大率:大

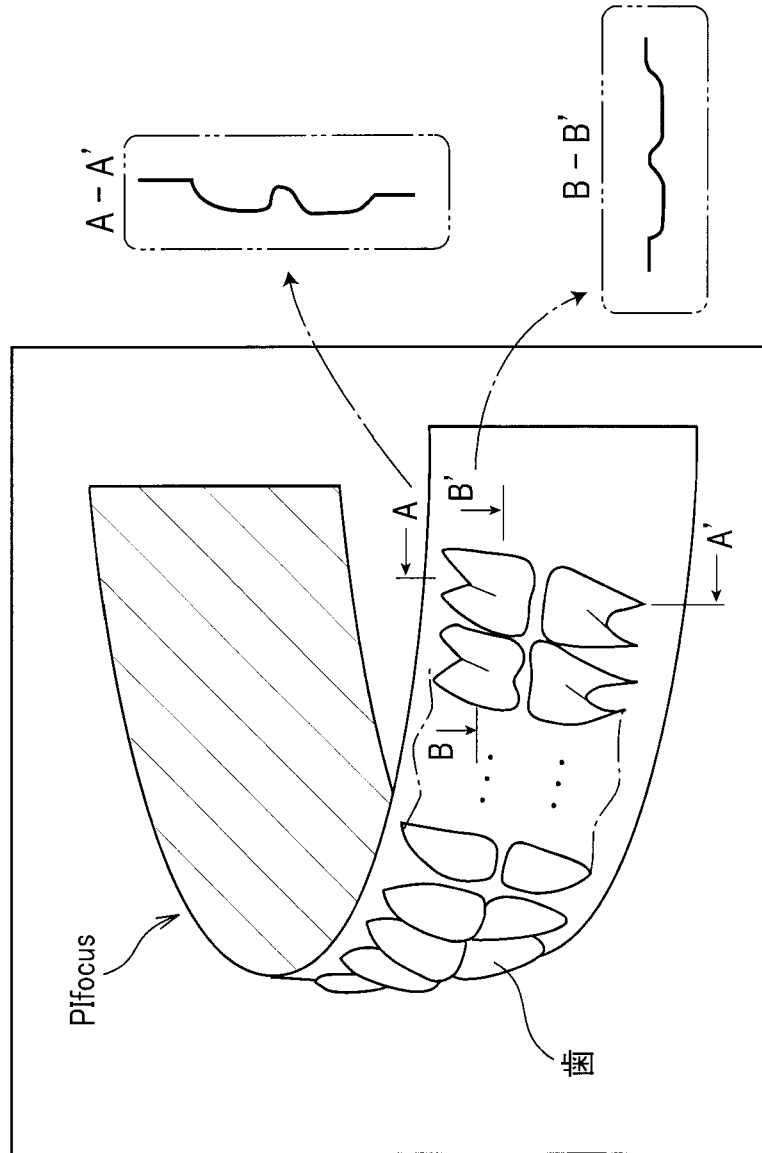
[図48]



[図49]

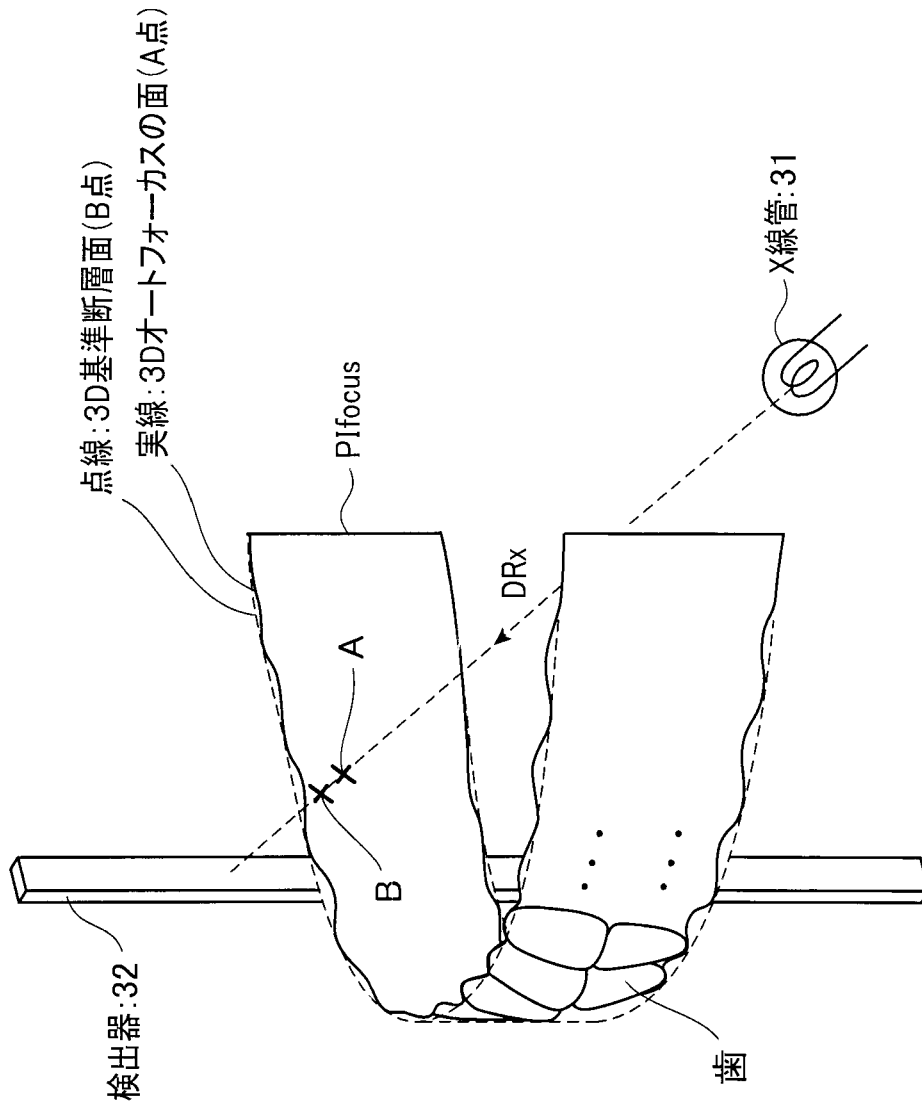


[図50]



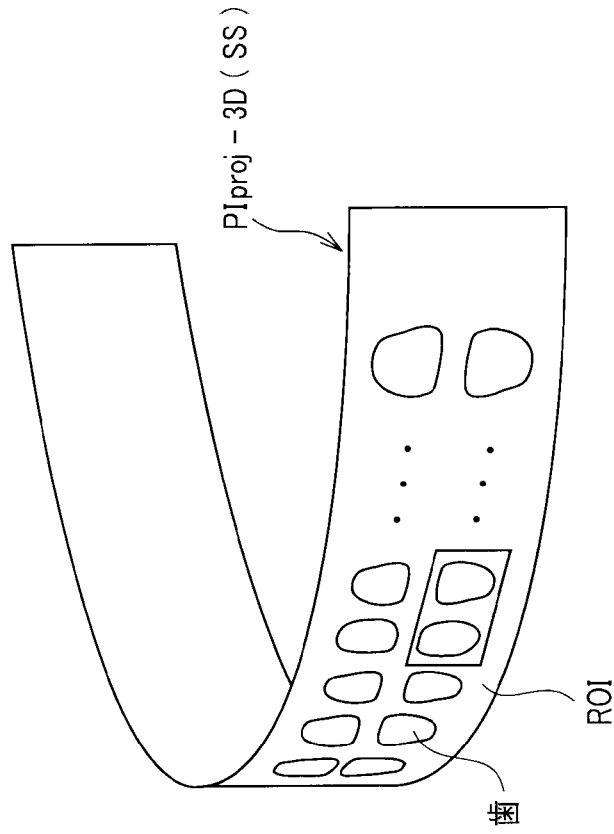
3Dオートフォーカス画像

[図51]



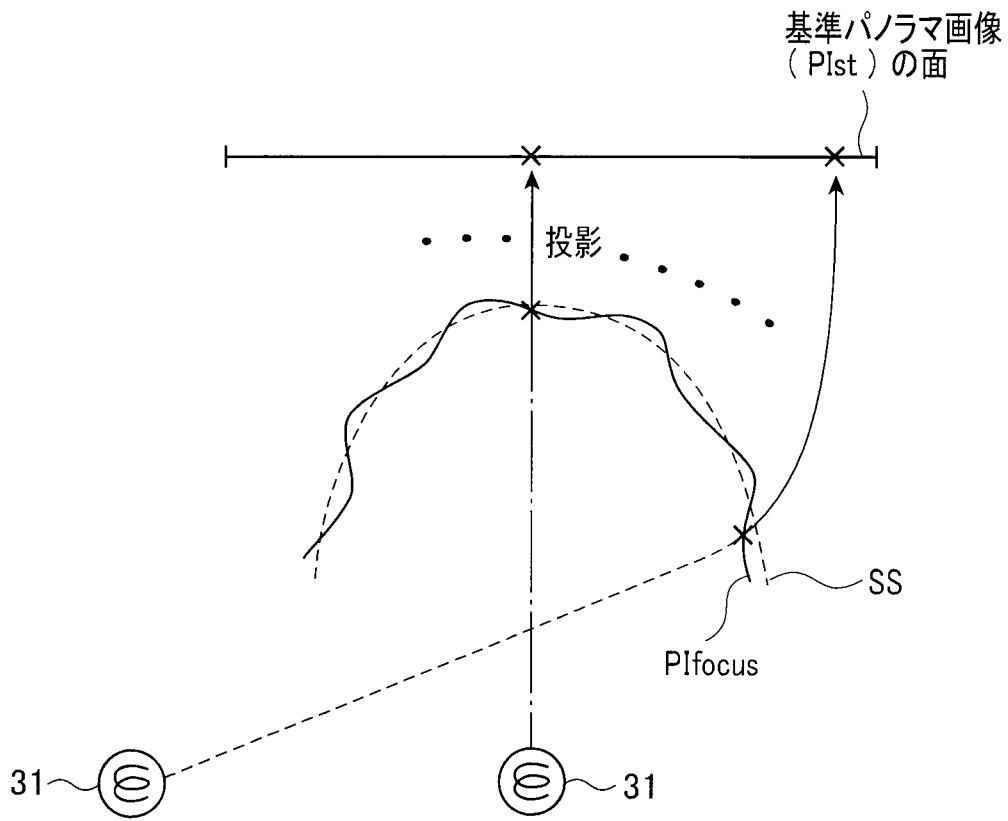
[3Dオortフォークス画像を3D基準断層面に投影する方法
(A点をB点に投影)]

[図52]

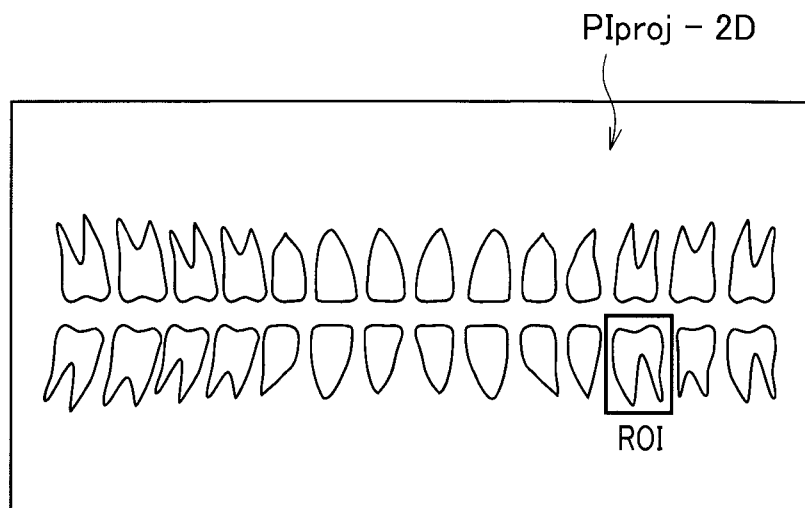


[3D基準断面面に投影された画像にROIを設定する方法]

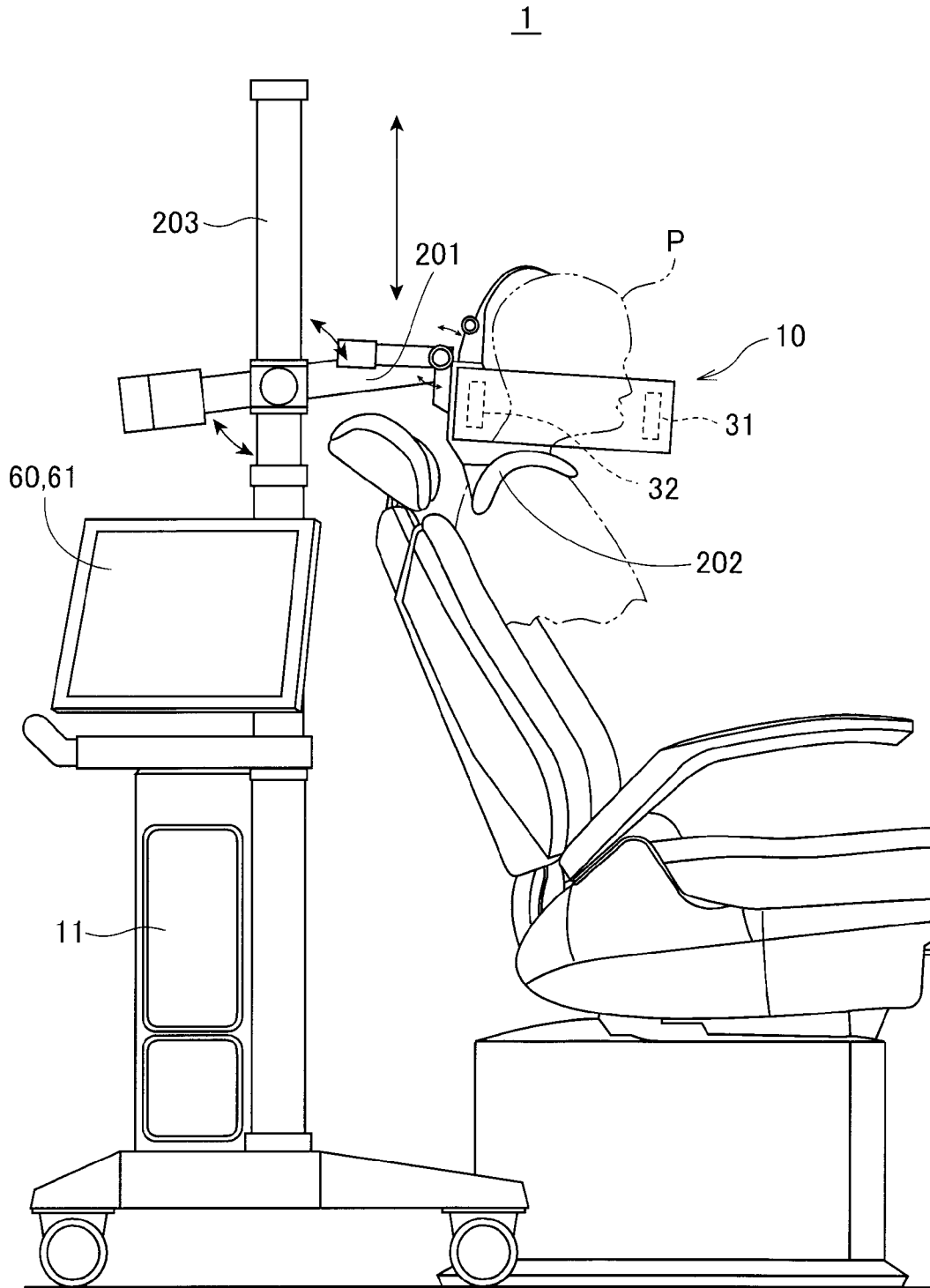
[図53]



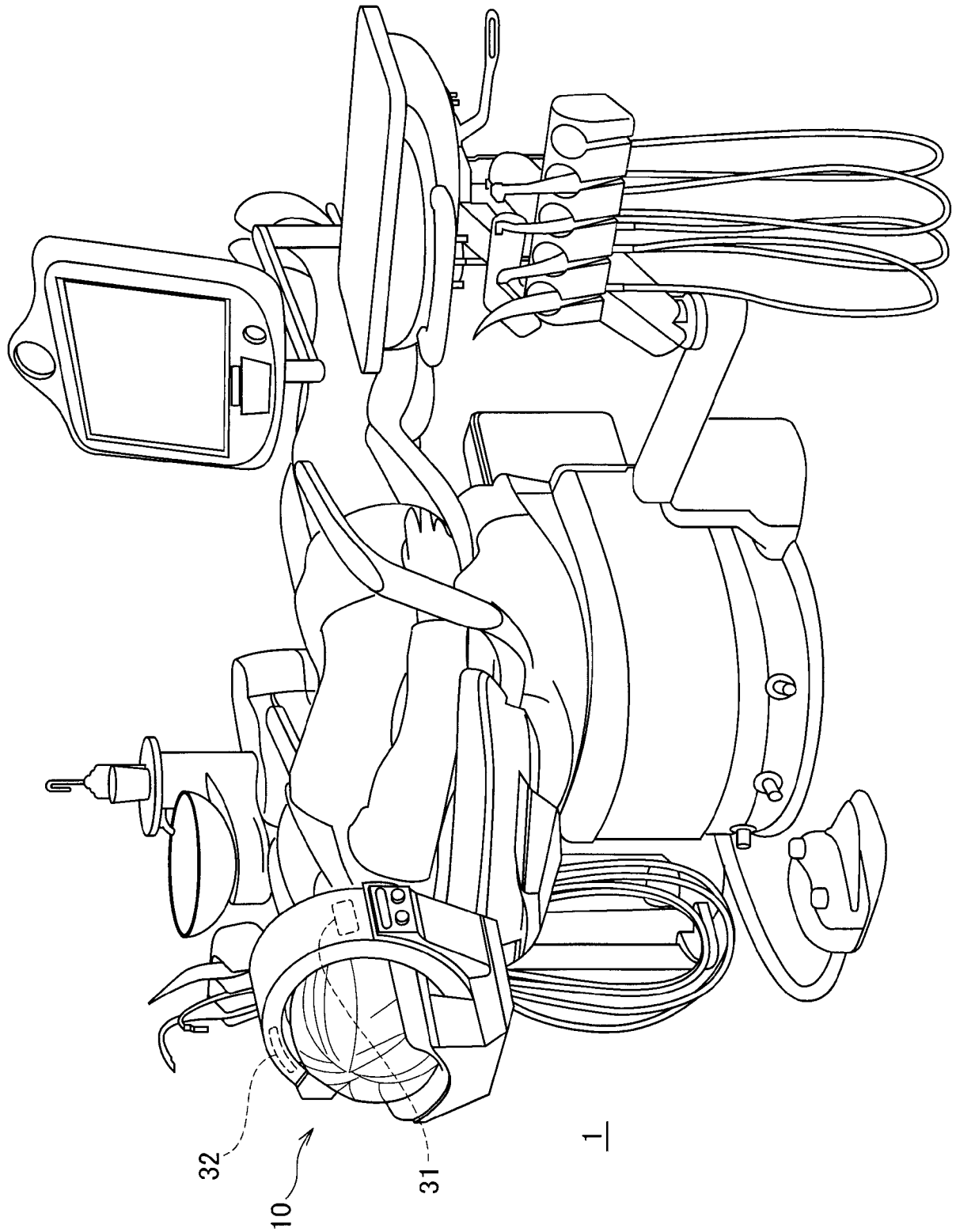
[図54]



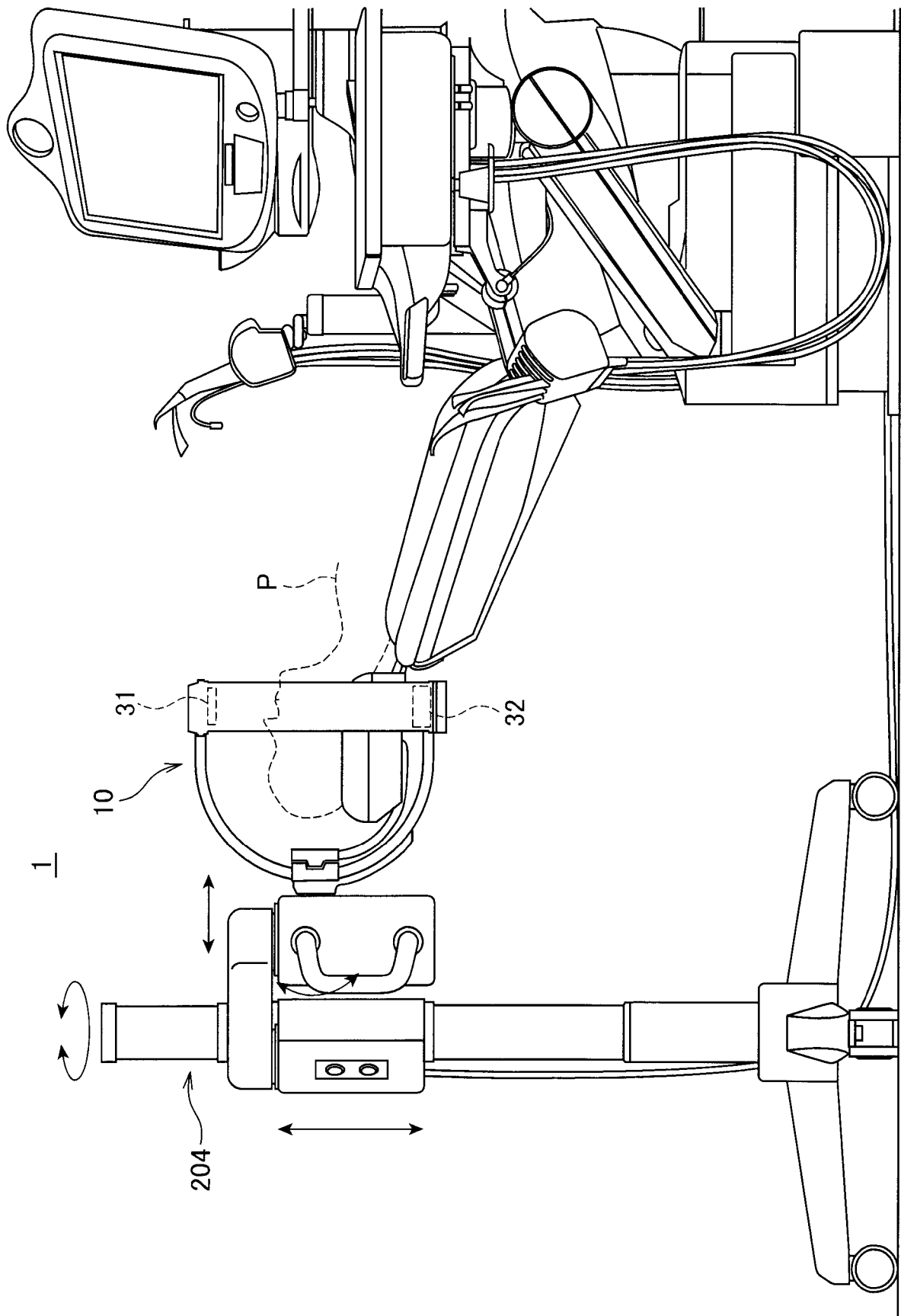
[図55]



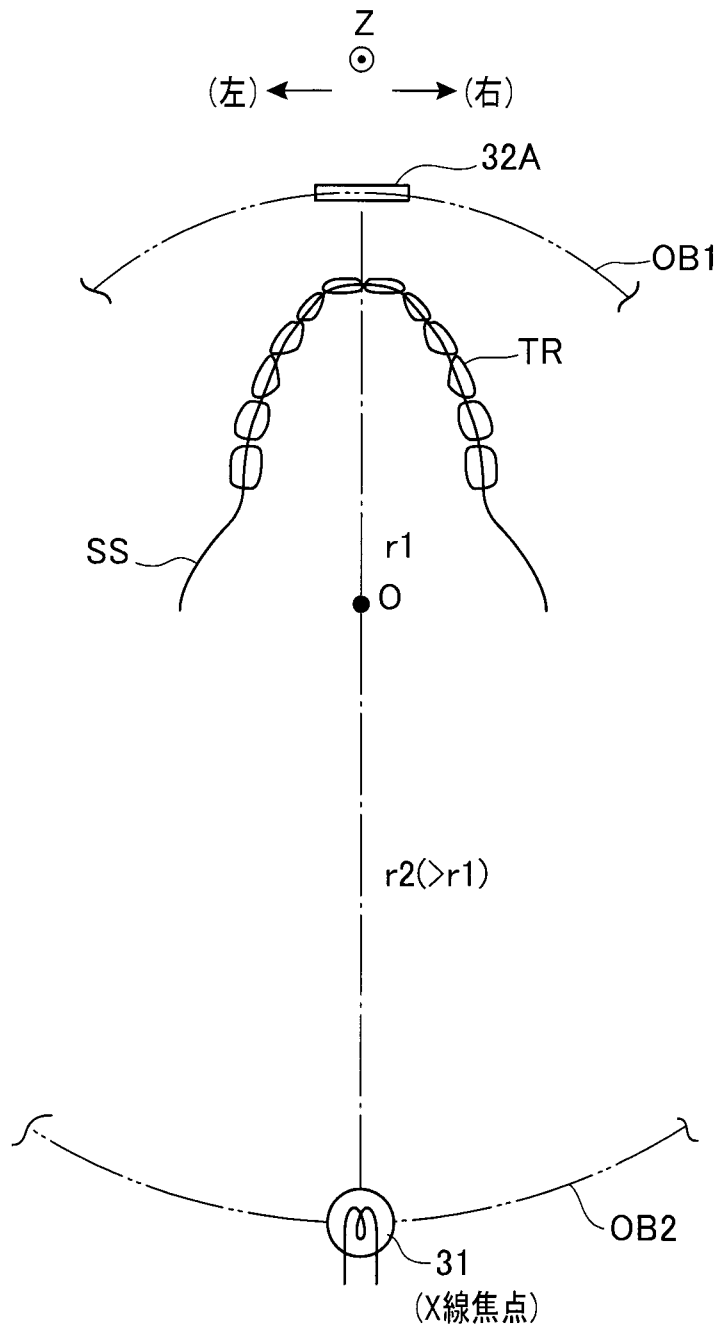
[図56]



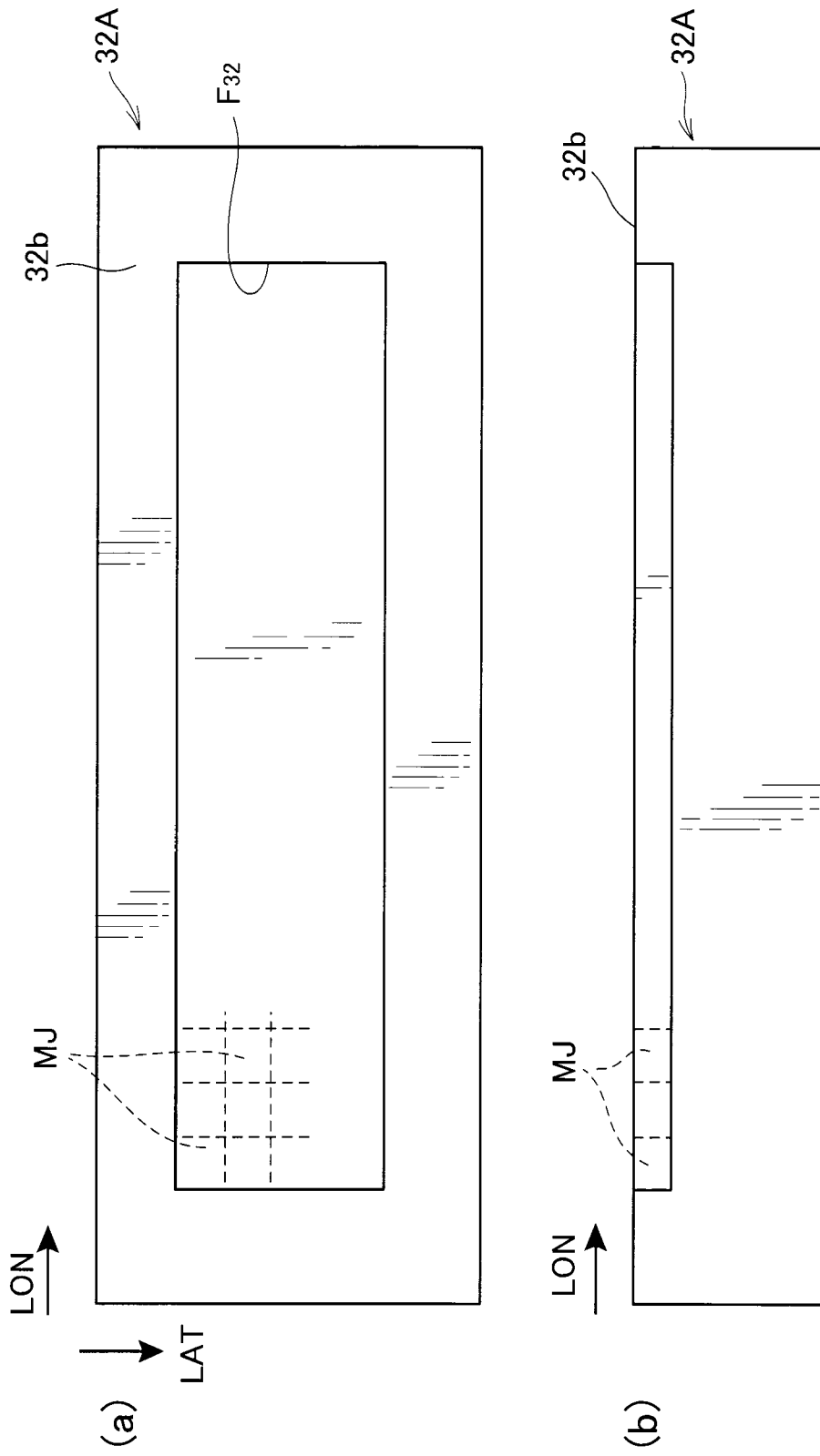
[図57]



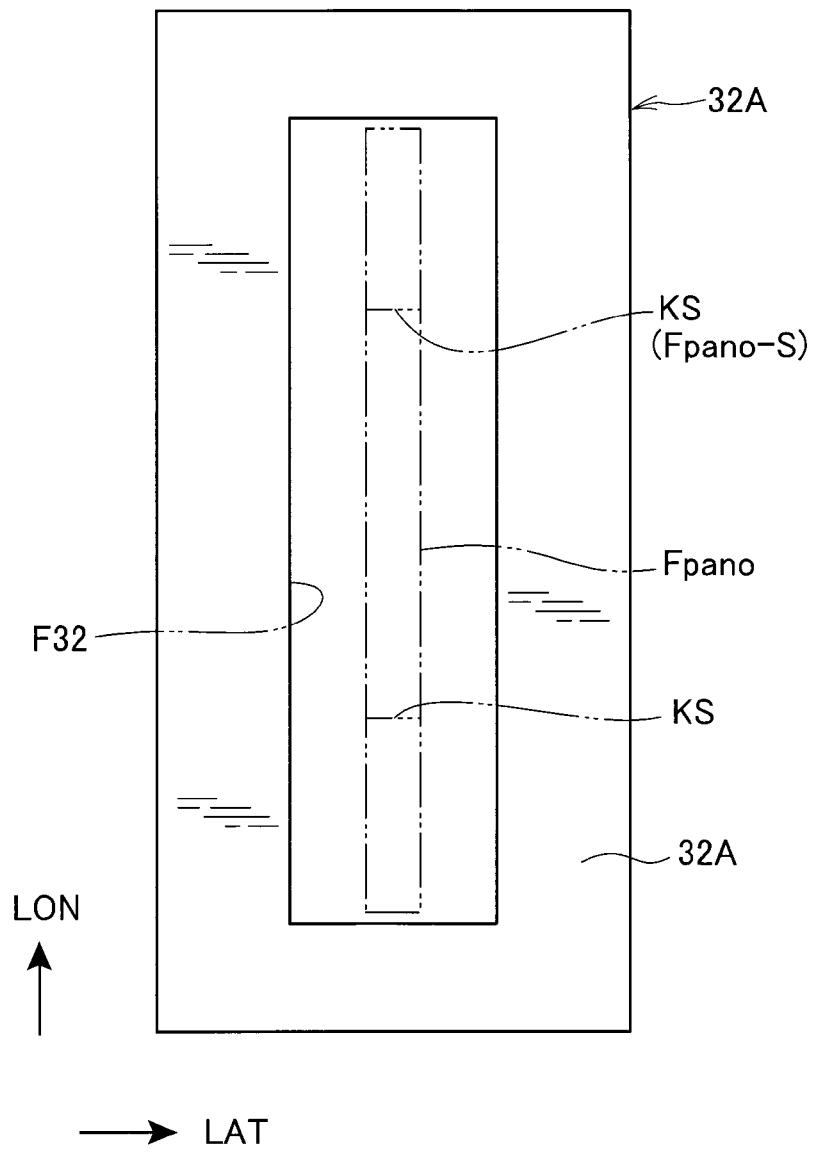
[図59]



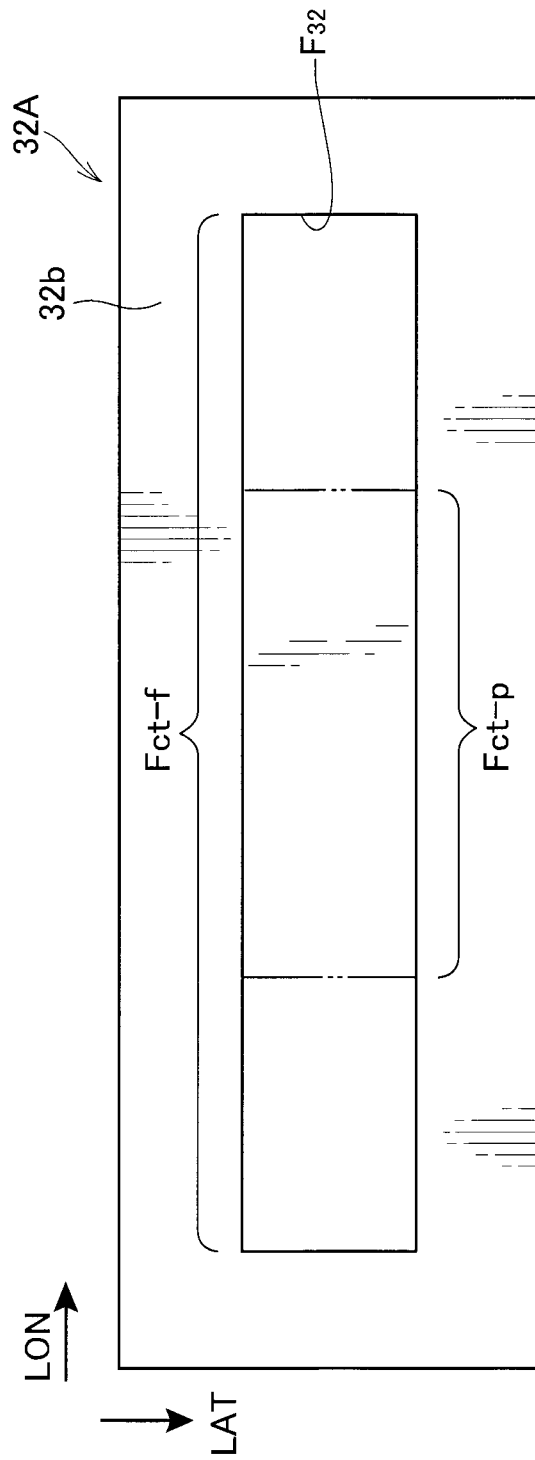
[図60]



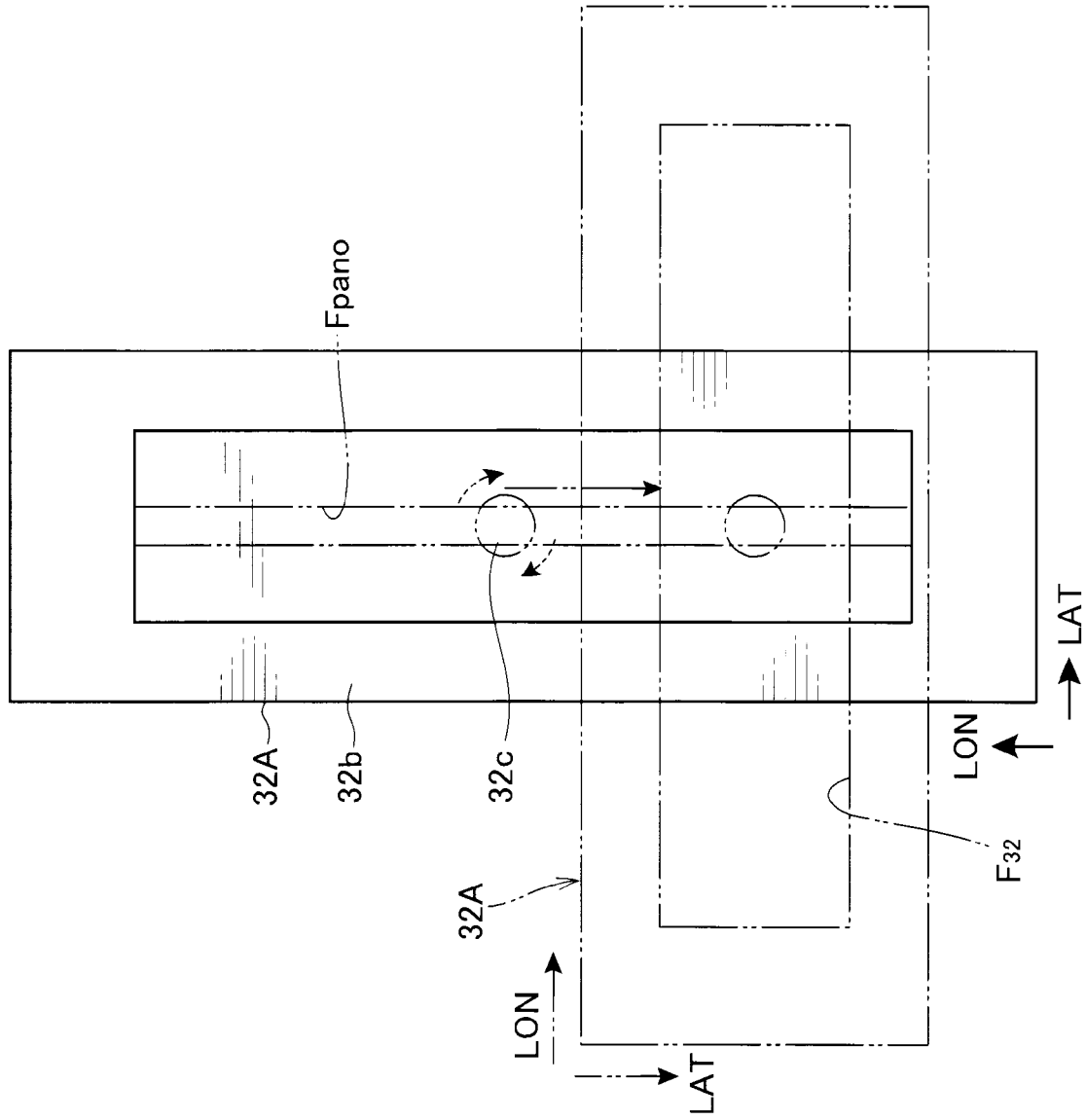
[図61]



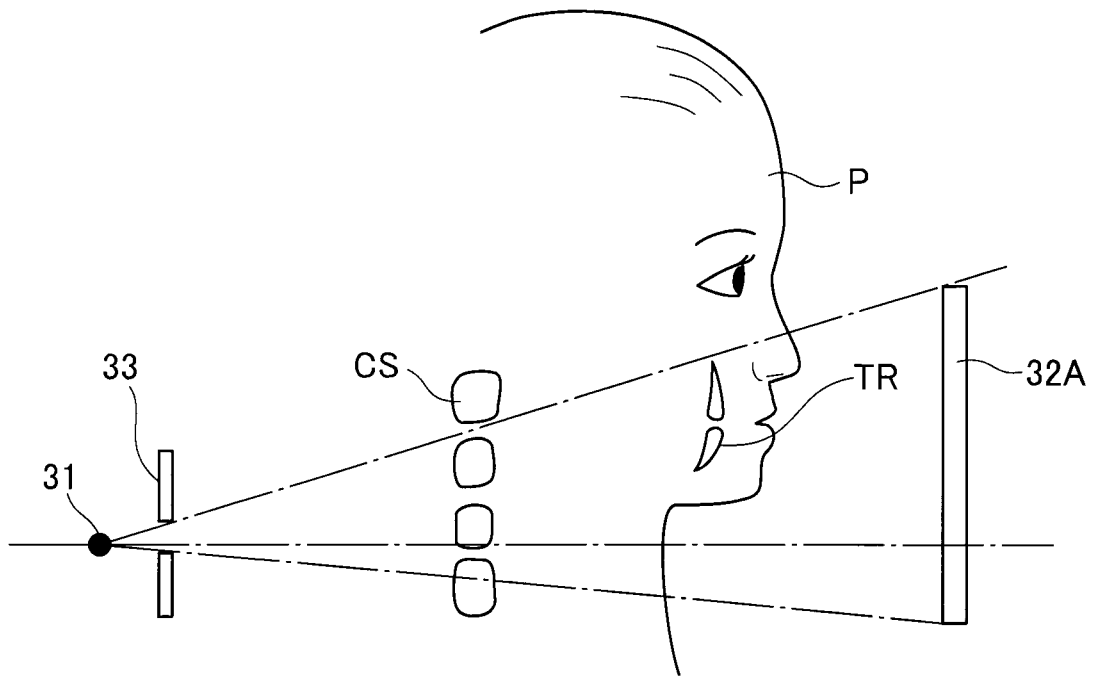
[図62]



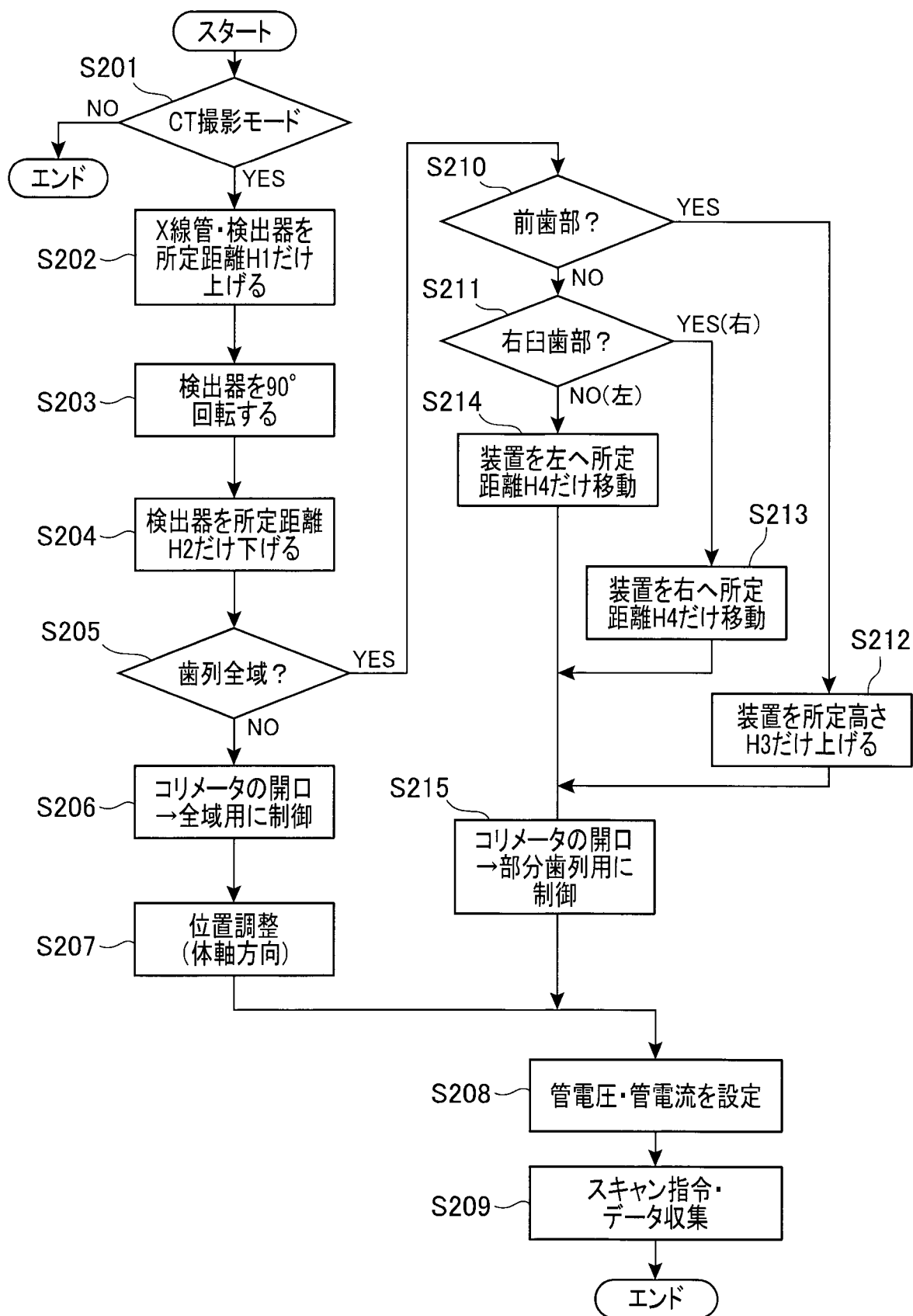
[図63]



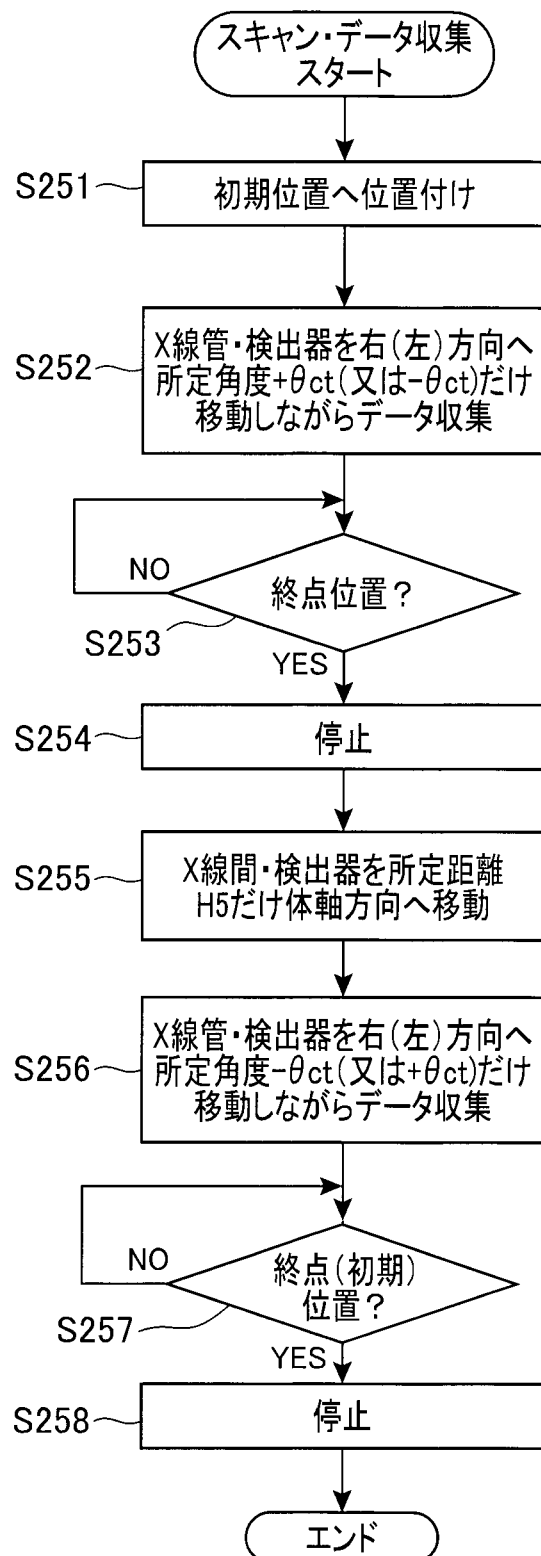
[図64]



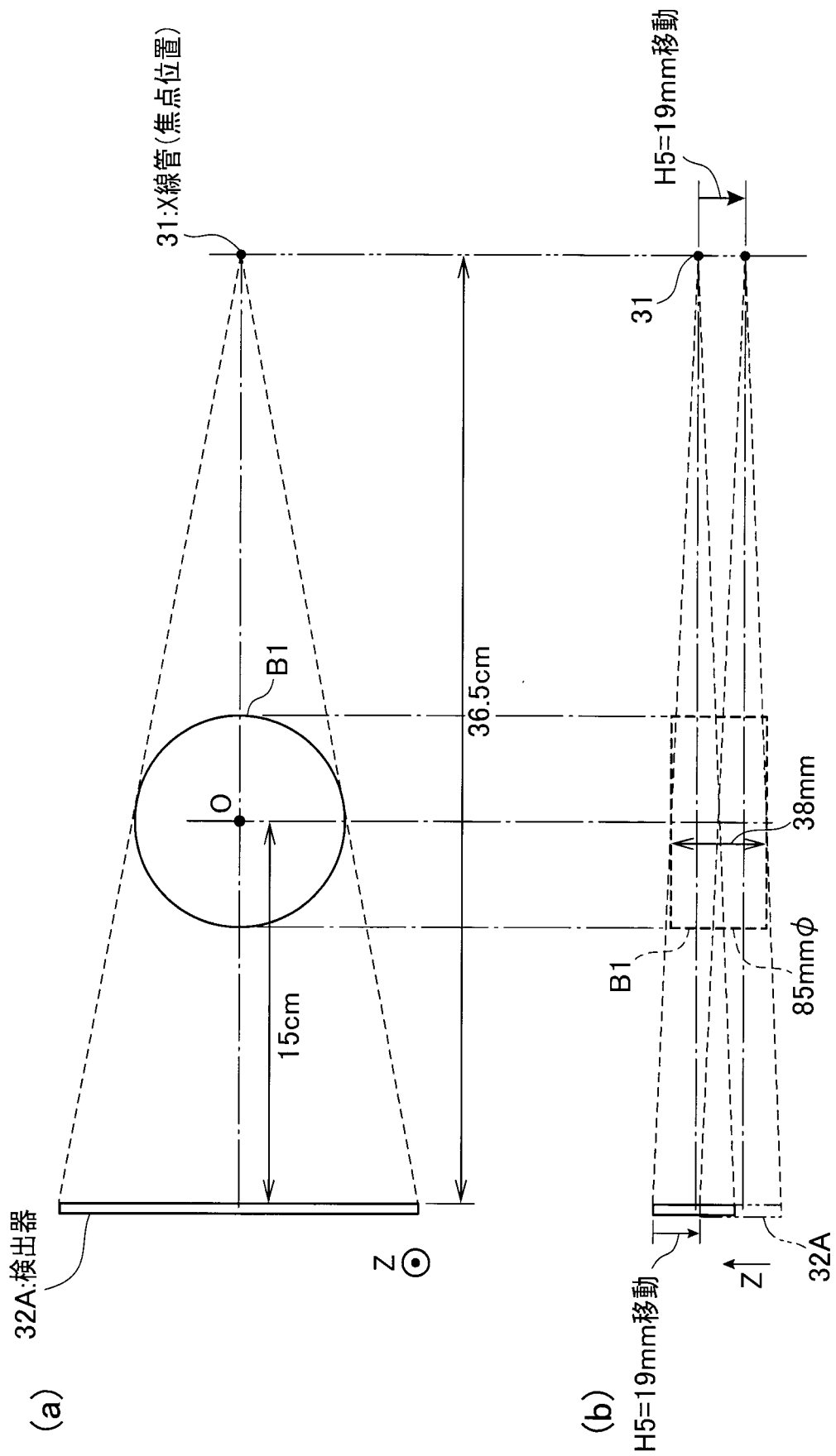
[図65]



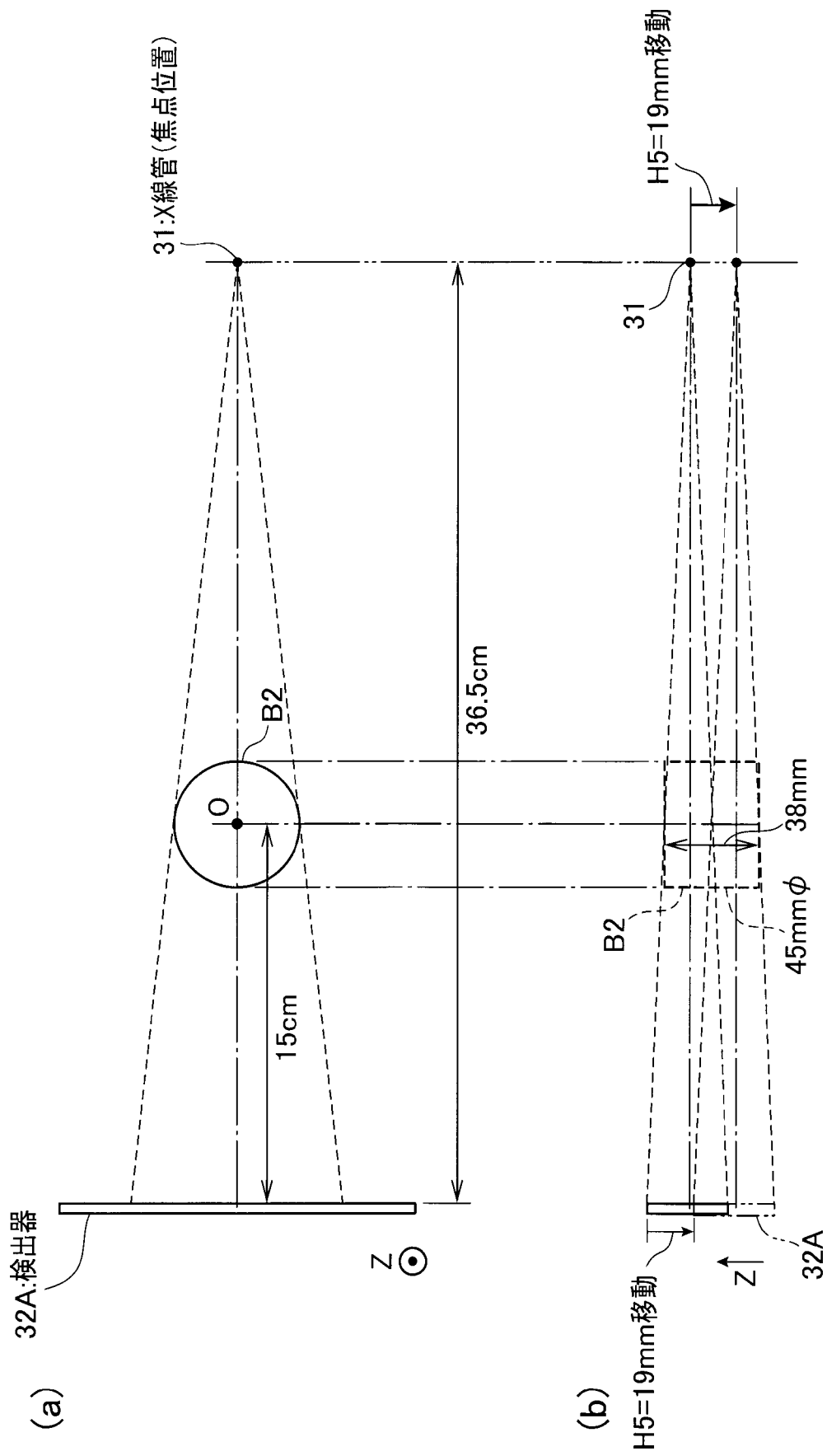
[図66]



[図67]



[図68]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/065987

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

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	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

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.
Y A	JP 2007-136163 A (Axion Japan Co., Ltd.), 07 June 2007 (07.06.2007), entire text; fig. 1 to 44 entire text; fig. 1 to 44 & US 2009/0310845 A1 & EP 1961383 A1 & WO 2007/046458 A1	1-15 16-24
Y	JP 2001-258876 A (Siemens AG.), 25 September 2001 (25.09.2001), entire text; fig. 1 to 4 & US 2001/0036246 A1 & EP 1127549 A2 & DE 10008053 A	1-15

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
30 September, 2011 (30.09.11)

Date of mailing of the international search report
01 November, 2011 (01.11.11)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/065987

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 10-225454 A (J. Morita Manufacturing Corp.), 25 August 1998 (25.08.1998), entire text; fig. 1 to 12 & US 6018563 A & DE 19754463 A & FR 2768044 A	2-15
Y	JP 2003-290220 A (Hitachi Medical Corp.), 14 October 2003 (14.10.2003), entire text; fig. 1 to 11 & US 2005/0117693 A1 & EP 1491145 A1 & WO 2003/084406 A1	6-15
Y	JP 2010-42119 A (Yoshida Seisakusho Co., Ltd.), 25 February 2010 (25.02.2010), entire text; fig. 1 to 9 (Family: none)	7-15
Y	JP 2007-7358 A (Norihiro HATAKEYAMA), 18 January 2007 (18.01.2007), entire text; fig. 1 to 5 (Family: none)	12-15
A	WO 2006/033483 A1 (iCat Corp.), 30 March 2006 (30.03.2006), entire text; fig. 1 to 13 & JP 2008-253808 A & JP 2009-90138 A & JP 2009-233349 A & US 2009/0123892 A1 & EP 1808129 A1	1-24

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. 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	1971-2011年
日本国実用新案登録公報	1996-2011年
日本国登録実用新案公報	1994-2011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
Y A	JP 2007-136163 A (株式会社 アクシオン・ジャパン) 2007.06.07, 全文, 第1-44 図 全文, 第1-44 図 & US 2009/0310845 A1 & EP 1961383 A1 & WO 2007/046458 A1	1-15 16-24
Y	JP 2001-258876 A (シーメンス アクチエンゲゼルシャフト) 2001.09.25, 全文, 第1-4 図 & US 2001/0036246 A1 & EP 1127549 A2 & DE 10008053 A	1-15

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

30.09.2011

国際調査報告の発送日

01.11.2011

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)

安田 明央

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

9309

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
Y	JP 10-225454 A (株式会社モリタ製作所) 1998. 08. 25, 全文, 第 1-12 図 & US 6018563 A & DE 19754463 A & FR 2768044 A	2-15
Y	JP 2003-290220 A (株式会社日立メディコ) 2003. 10. 14, 全文, 第 1-11 図 & US 2005/0117693 A1 & EP 1491145 A1 & WO 2003/084406 A1	6-15
Y	JP 2010-42119 A (株式会社吉田製作所) 2010. 02. 25, 全文, 第 1-9 図 (ファミリーなし)	7-15
Y	JP 2007-7358 A (畠山 典人) 2007. 01. 18, 全文, 第 1-5 図 (ファミリーなし)	12-15
A	WO 2006/033483 A1 (株式会社アイキャット) 2006. 03. 30, 全文, 第 1-13 図 & JP 2008-253808 A & JP 2009-90138 A & JP 2009-233349 A & US 2009/0123892 A1 & EP 1808129 A1	1-24