

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6546173号

(P6546173)

(45) 発行日 令和1年7月24日(2019.7.24)

(24) 登録日 令和1年6月28日(2019.6.28)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 6/14 (2006.01)**  
A 6 1 B 6/14 3 0 0  
A 6 1 B 6/14 3 1 1

請求項の数 5 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2016-536035 (P2016-536035)	(73) 特許権者	512121680
(86) (22) 出願日	平成26年8月20日 (2014.8.20)		バテック カンパニー リミテッド
(65) 公表番号	特表2016-538087 (P2016-538087A)		大韓民国 1 8 4 4 9 ギョンギド ファ
(43) 公表日	平成28年12月8日 (2016.12.8)		ソンシ サムスン 1 ロ 2 ギル 1 3
(86) 国際出願番号	PCT/KR2014/007742	(73) 特許権者	516053154
(87) 国際公開番号	W02015/026165		バテック イウ ホールディングス カン
(87) 国際公開日	平成27年2月26日 (2015.2.26)		パニー リミテッド
審査請求日	平成29年8月14日 (2017.8.14)		大韓民国 1 8 4 4 9 ギョンギド ファ
(31) 優先権主張番号	10-2013-0098642		ソンシ サムスン 1 ロ 2 ギル 1 3
(32) 優先日	平成25年8月20日 (2013.8.20)	(74) 代理人	100106150
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)		弁理士 高橋 英樹
		(74) 代理人	100082175
			弁理士 高田 守

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線画像撮影装置及びX線画像撮影方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮影領域の一部にX線を照射するX線ソースと、  
前記撮影領域の一部を透過した前記X線を検出するX線センサーと、  
前記X線ソースと前記X線センサーが前記撮影領域の複数の方向から前記撮影領域の実質的な全面積を透過するX線を照射及び検出するように、前記X線ソース及び前記X線センサーの少なくとも一つを移動させる移動部と、  
前記X線センサーで検出される前記撮影領域の全面積に対するX線検出結果を用いて前記撮影領域全体のCT画像を実現する画像処理部と、  
を含んでなり、  
前記X線センサーは、前記撮影領域の長さ方向に対して垂直な断面を内包する最小円の半径×拡大率未満の幅を有し、  
前記撮影領域は、3次元画像を実現しようとする領域であり、  
前記X線の照射及び検出は、前記3次元画像の実現に必要な複数の位置の夫々におけるX線照射方向が、当該位置における位置別X線照射方向と一致するように実行され、  
前記複数の位置、および前記位置別X線照射方向は、前記撮影領域の実質的な全面積のX線照射角度範囲が、3次元画像の実現に必要な基準値以上となるように決定されている、X線画像撮影装置。

【請求項 2】

前記撮影領域の一部は前記撮影領域の1/2未満の一部領域である、請求項1に記載の

X線画像撮影装置。

【請求項3】

前記移動部は、前記撮影領域を挟んで前記X線ソースと前記X線センサーとが互いに対向するように支持し、前記X線ソースと前記X線センサーとの間の回転軸を中心に回転する回転アームを含む、請求項1に記載のX線画像撮影装置。

【請求項4】

前記移動部は、X線画像撮影の少なくとも一部の区間で前記回転軸を前記回転軸と交差する平面に沿って移動させる回転アーム移動部を含む、請求項3に記載のX線画像撮影装置。

【請求項5】

前記回転アーム移動部は、前記回転軸を前記平面上の曲線軌跡に沿って移動させる、請求項4に記載のX線画像撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、X線画像撮影に係り、より具体的には、小さな幅、特に撮影領域(Field Of View、FOV)の長さ方向に対して垂直な断面を内包する最小円の半径未満たる小さな幅のX線センサーで撮影領域全体の3次元X線画像を実現するX線画像撮影装置及びX線画像撮影方法に関する。

【背景技術】

【0002】

X線は、物体を透過しながらコンプトン散乱(compton scattering)や光電効果(photoelectric effect)などの物質固有のX線減衰係数に応じて減衰する。

【0003】

X線画像撮影は、このようなX線の透過特性を用いた放射線写真法であって、撮影対象の撮影領域(Field Of View、FOV)を透過する過程で累積されたX線の減衰量に基づいて撮影領域の内部構造に対するX線画像を実現する。そして、このためのX線画像撮影装置は、撮影領域にX線を照射するX線ソース、撮影領域を透過したX線を検出するX線センサー、及びX線センサーの検出結果を用いて撮影領域のX線画像を実現する画像処理部を含む。

【0004】

一方、最近、X線画像撮影は、半導体及び情報処理技術の発展に伴い、デジタルセンサーを利用したDR(Digital Radiography)で速く代替される中で、X線画像撮影技術も多様に進歩している。

【0005】

一例として、図1は歯科分野で使用される一般的な歯及び歯周辺組織のX線パノラマ画像であり、図2は一般的なX線パノラマ画像の撮影方法を簡略に示す模式図である。

【0006】

X線パノラマ画像は、撮影領域2、すなわち、被検者の顎弓部分を挟んでX線ソース4とX線センサー5を対向させて移動させながら顎弓軌跡に対して区間ごとにX線撮影を行い、これらの撮影結果をつなぎ合わせて顎弓軌跡に沿った歯及び歯周辺組織の配置関係を一つの透過画像に繰り広げて表示する。これにより、歯及び歯周辺組織の全体的な配置関係を容易に把握することができるため、歯科専門医などに最も馴染んだ標準画像として活用されている。

【0007】

このようなX線パノラマ画像撮影のために、X線ソース4とX線センサー5との間の回転軸3は、所定の角度範囲で回転するとともに、所定の長さの範囲で直線運動する2軸駆動方式を示し、これにより、回転軸3とX線センサー5との間の一定地点に定義される焦点区間を顎弓軌跡に沿ってスキャン移動させながら顎弓軌跡に対する区間ごとの歯及び歯

10

20

30

40

50

周辺組織のX線検出結果を獲得する。

【0008】

しかし、X線パノラマ画像は、長さ情報の精度に劣るうえ、歯の重なりや頸椎によるブラーリング (blurring) など透過画像の限界が存在する。

【0009】

別の例として、図3は歯科及び関連医療部門で使用される一般的な頭部のX線CT画像であり、図4は一般的なX線CT画像の撮影方法を簡略に示す模式図である。

【0010】

X線CT画像は、撮影領域2、すなわち、被検者の頭部を挟んでX線ソース4とX線センサー5を対向させて回転させながらX線撮影を行い、これらの撮影結果を所定の再構成アルゴリズムで再構成して撮影領域に対する3次元画像を表示する。これにより、撮影領域の全体に対する3次元画像 (図3の右下段に相当) だけでなく、ユーザー所望の位置及び方向による断層画像 (図3の左側上下段、右上段に相当) を正確に表示することができるため、歯科専門医等に高い精度が要求される分野、例えばインプラント施術などに活用されている。

【0011】

このようなX線CT撮影のために、X線ソース4とX線センサー5との間の回転軸3は、撮影領域2の長さ方向に向かう中心軸に固定された状態で所定の角度範囲で回転する1軸駆動を行い、これにより回転軸3を中心にX線ソース4とX線センサー5間の接線の回転により定義される円柱状の撮影領域2全体に対して複数の方向からX線検出結果を獲得する。

【0012】

しかし、一般的なX線CT画像は、X線パノラマ画像に比べて、撮影領域に照射される放射線量が相対的に多く、大面積、特に大きな幅のX線センサーが必要であるという欠点を示す。

【0013】

さらに詳しくは、一般的なX線CT画像を得るために、X線センサーは撮影領域の複数の方向から撮影領域の全面積を透過したX線を検出しなければならない。

【0014】

一例として、歯科分野でよく使用されるコーンビーム (cone beam) 形態のX線で第1幅  $w_1$  (但し、 $w_1$  は撮影領域の最大幅) 及び第1高さ  $t_1$  (但し、 $t_1$  は撮影領域の最大高さ) の撮影領域をX線CT撮影する場合について考察する。図5は該場合を示している。

【0015】

図示の如く、一般的なX線CT撮影において、X線ソース4とX線センサー5との間の回転軸3は、撮影領域2の長さ方向に向かった中心軸に固定された状態で所定の角度範囲で1軸回転を行う。このとき、X線センサー5の第2幅  $w_2$  は、X線ソース4と撮影領域2の中心軸との距離  $d_1$  に対するX線ソース4とX線センサー5との距離  $d_2$  の比で定義されるX線画像撮影装置の拡大率 ( $d_2 / d_1$ ) が反映された第1幅  $w_1$  以上、すなわち  $w_2 = (d_2 / d_1) * w_1$  でなければならない、X線センサー5の第2高さ  $t_2$  もX線撮影装置の拡大率 ( $d_2 / d_1$ ) が反映された第1高さ  $t_1$  以上、すなわち  $t_2 = (d_2 / d_1) * t_1$  であればこそ初めて撮影領域2の複数の方向から撮影領域2の全面積を透過したX線を検出することができる。その結果、撮影領域2は、長さ方向に垂直な断面の直径が第1幅である円形であって、第1高さの円柱状になる。

【0016】

参考までに、目的に応じては、X線CT撮影の際にX線ソースとX線センサーとの間の回転軸が撮影領域の長さ方向に向かう中心軸と一致することを前提に、回転軸の左側または右側の撮影領域を透過する半値幅 (Full Width half Maximum、FWHM) の非対称X線を用いてX線センサーの第2幅  $w_2$  を  $w_2 = (d_2 / d_1) * w / 2$  まで縮小させる、いわゆるハーフビーム (half beam) またはハーフスキ

10

20

30

40

50

ヤン(half scan)方式が使用されることもできる。

【0017】

しかし、いずれの方式でも、X線CT撮影のためのX線センサーは、その幅が撮影領域の長さ方向に対して垂直な断面を持つ円の半径以上であればこそ、撮影領域全体に対する3次元画像の実現が可能である。よって、X線パノラマ撮影のためのX線センサーに比べてはるかに大きな幅を示す。

【0018】

実際、同じ撮影領域に対してX線パノラマ画像とX線CT画像を得ようとする場合、X線パノラマ撮影用X線センサーは、その幅が5～20mmに過ぎないスリット形状を示すのに対し、X線CT撮影用X線センサーは、その幅が高さに匹敵する正方形若しくはこれ

10

【0019】

一般的なX線センサーはサイズに応じて価格が飛躍的に上昇するので、X線CT装置は大きな幅のX線センサー及びこれによる装備の高価化を回避することができず、X線センサーの面積増加により、被検者に照射される放射線量も増加するという欠点を示す。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0020】

本発明は、前述した欠点を解消するために案出されたもので、その目的は、小さな幅、特に撮影領域の長さ方向に対して垂直な断面を内包する最小円の半径未満たる小さな幅のX線センサーで撮影領域全体に対する3次元画像を実現するX線画像撮影方法及びX線画像撮影装置を提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0021】

上記目的を達成するために、本発明の一実施例は、撮影領域の一部にX線を照射するX線ソースと；前記撮影領域の一部を透過した前記X線を検出するX線センサーと；前記X線ソースと前記X線センサーが前記撮影領域の複数の方向から前記撮影領域の実質的な全面積を透過するX線を照射及び検出するように、前記X線ソース及び前記X線センサーの少なくとも一つを移動させる移動部と；前記X線センサーで検出される前記撮影領域の全面積に対するX線検出結果を用いて前記撮影領域全体の3次元画像を実現する画像処理部

30

【0022】

このとき、前記撮影領域の一部は前記撮影領域の1/2未満の一部領域であることを特徴とする。前記X線センサーは、前記撮影領域の長さ方向に対して垂直な断面を内包する最小円の半径×拡大率未満の幅を有することを特徴とする。

【0023】

また、前記移動部は、前記撮影領域を挟んで前記X線ソースと前記X線センサーとが互いに対向するように支持し、前記X線ソースと前記X線センサーとの間の回転軸を中心に回転する回転アームを含み、前記移動部は、X線画像撮影の少なくとも一部の区間で前記回転軸を前記回転軸と交差する平面に沿って移動させる回転アーム移動部を含むことを特徴とする。前記回転アーム移動部は、前記回転軸を前記平面上の曲線軌跡に沿って移動させることを特徴とする。

40

【0024】

一方、本発明の他の実施例は、撮影領域の一部にX線を照射するX線ソースと；前記撮影領域の一部を透過した前記X線を検出するX線センサーと；前記撮影領域を挟んで前記X線ソースと前記X線センサーとが互いに対向するように支持し、前記X線ソースと前記X線センサーとの間の回転軸を中心に回転可能である回転アームと；X線画像撮影の少なくとも一部の区間で前記回転軸を前記回転軸と交差する曲線軌跡に沿って移動させる回転アーム移動部と；を含んでなる、X線画像撮影装置を提供する。

【0025】

50

このとき、前記回転アーム移動部は、前記X線ソースと前記X線センサーが前記X線画像撮影中に前記撮影領域の複数の方向から前記撮影領域の実質的な全面積を透過するX線を照射及び検出するように前記回転軸を移動させることを特徴とする。または、前記回転アーム移動部を介して前記回転アームを支持する回転アーム支持部をさらに含み、前記回転アーム移動部は、前記回転軸が連結され、前記回転アーム支持部に移動可能に設置される移動ベースと；前記回転アーム支持部に対して前記移動ベースを移動させて前記回転軸が前記曲線軌跡に沿って移動するようにする第1駆動部と；前記移動ベースに対して前記回転軸を回転させる第2駆動部と；を含むことを特徴とする。このとき、前記回転アーム移動部は前記回転アーム支持部に設置される曲線レールをさらに含み、前記移動ベースは前記曲線レールに沿って移動可能に設置されることを特徴とする。

10

#### 【0026】

また、前記回転アーム移動部は、前記回転軸が連結され、前記回転アーム支持部に連結軸で連結される連結アームと；前記回転アーム支持部に対して前記連結軸を回転させて前記回転軸が前記曲線軌跡に沿って移動するようにする第1駆動部と；前記連結アーム駆動部に対して前記回転軸を回転させる第2駆動部と；を含むことを特徴とする。このとき、前記連結軸及び前記回転軸の少なくとも一つを前記連結アームに対して移動させる軸調整部をさらに含み、前記軸調整部は前記連結軸と前記回転軸間の間隔を調節することを特徴とする。

#### 【0027】

前記X線センサーは前記撮影領域の長さ方向に対して垂直な断面を内包する最小円の半径×拡大率未満の幅を有することを特徴とし、前記撮影領域の一部は前記撮影領域の1/2未満の一部領域であることを特徴とする。

20

#### 【0028】

他方、本発明の一実施例は、a)撮影領域の複数の方向からそれぞれ前記撮影領域の1/2未満の一部領域に対してX線を照射及び検出して、前記撮影領域の実質的な全面積を透過したX線検出結果を得る段階と；b)前記X線検出結果を用いて前記撮影領域全体の3次元画像を実現する段階と；を含んでなる、X線画像撮影方法を提供する。

#### 【0029】

この際、前記b)段階は、前記X線検出結果を再構成アルゴリズムで再構成して前記3次元画像を実現することを特徴とし、前記再構成アルゴリズムは、CS(Compressed Sensing)基盤の反復再構成アルゴリズムまたはBP(Back Projection)を含むFBP(Filter Back Projection)アルゴリズムの少なくとも一つであることを特徴とする。前記a)段階の後であって前記b)段階の前に、前記撮影領域の位置ごとの前記再構成条件が一定であるように前記X線検出結果を補正する段階をさらに含むことを特徴とし、前記X線検出結果は、前記撮影領域に対する前記X線の透過方向ごとに補正されることを特徴とする。

30

#### 【0030】

また、前記再構成条件は、前記X線検出結果の拡大率及び前記撮影領域内の前記X線の重畳回数の少なくとも一つであることを特徴とする。

#### 【0031】

さらに、本発明の別の実施例は、撮影領域の複数の方向からそれぞれ前記撮影領域の1/2未満の一部領域を透過するX線照射方向を決定する段階と；前記X線照射方向に沿って前記X線を照射し、前記撮影領域を透過したX線検出結果を得る段階と；前記X線検出結果を用いて前記撮影領域全体の3次元画像を実現する段階と；を含んでなる、X線画像撮影方法を提供する。

40

#### 【0032】

このとき、前記a)段階は、前記X線が前記撮影領域の実質的な全面積を透過するように前記X線照射方向を決定することを特徴とし、前記a)段階は、前記撮影領域の位置ごとの前記X線照射角度範囲が基準値以上となるように前記X線照射方向を決定することを特徴とし、前記基準値は90°または180°以上360°未満であることを特徴とする

50

。

【発明の効果】

【0033】

本発明は、撮影領域の一部をそれぞれ透過する複数の方向のX線で撮影領域全体の3次元画像を実現するX線画像撮影装置及びX線画像撮影方法を提供する。よって、既存のX線CT画像撮影に比べて小さな幅、特に撮影領域の長さ方向に対して垂直な断面を内包する最小円の半径未満たる小さな幅のX線センサーでも撮影領域全体に対して正確な3次元画像を得ることができる。

【0034】

併せて、本発明に係るX線画像撮影方法及びX線画像撮影装置は、X線画像撮影中にX線ソースまたはX線センサーと被検者との衝突などの物理的干渉の可能性がなく、機械的駆動に対する制御の便宜性を最大化し、振動などのX線撮影の信頼性低下要因を最小限に抑えることができるため、より安全で安定したX線画像撮影が可能であるという利点がある。

【図面の簡単な説明】

【0035】

【図1】一般的なX線パノラマ画像を示す。

【図2】一般的なX線パノラマ画像の撮影方法を示す模式図である。

【図3】一般的なX線CT画像を示す。

【図4】一般的なX線CT画像撮影方法を示す模式図である。

【図5】一般的なX線CT画像撮影方法の撮影領域とX線ソース及びX線センサーの関係を示す模式図である。

【図6】本発明に係るX線画像撮影方法を示す模式図である。

【図7】本発明に係るX線画像撮影装置を示す模式図である。

【図8】撮影領域の3次元画像実現のための位置別X線照射角度範囲を示す模式図である。

。

【図9】撮影領域の3次元画像実現のための位置別X線照射方向を示す模式図である。

【図10】撮影領域の3次元画像実現のための位置別X線照射方向を曲線軌跡に投影する過程を示す模式図である。

【図11】撮影領域の3次元画像実現のための位置別X線照射方向を曲線軌跡に投影した結果を示す模式図である。

【図12】X線照射方向によるX線検出結果の拡大率と撮影領域内のX線重畳度の差を説明するための模式図である。

【図13】撮影領域内のX線重畳度の補償前後を示す模式図である。

【図14】本発明に係るX線画像撮影方法を示すフローチャートである。

【図15】本発明の一実施例に係るX線画像撮影装置を示す側面図である。

【図16】本発明の一実施例に係るX線画像撮影装置を示す平面図である。

【図17】本発明の他の実施例に係るX線画像撮影装置を示す斜視図である。

【図18】本発明に係るX線画像撮影結果を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0036】

以下、本発明の実施例を詳細に説明する。参考までに、以下では歯科用X線画像撮影を一例として説明するが、本発明の技術思想はこれに限定されない。以下の説明を参照する場合、本発明の技術思想は関連した全てのX線画像撮影に応用可能であることを、当業者であれば容易に分かる。

【0037】

本格的な説明に先立ち、理解を助けるために関連図面を参照して、本発明に係るX線画像撮影方法の主要内容をまず考察する。

【0038】

図6は本発明に係るX線画像撮影方法の撮影領域18、X線ソース112及びX線セン

10

20

30

40

50

サー 1 1 4 の関係を簡略に示す模式図であり、図 7 は本発明に係る X 線画像撮影方法のための構成概要を示す模式図である。

【 0 0 3 9 】

図示の如く、本発明に係る X 線画像撮影方法は、撮影領域 1 8 の複数の方向からそれぞれ撮影領域 1 8 の一部に X 線を照射する X 線ソース 1 1 2、撮影領域 1 8 の複数の方向からそれぞれ撮影領域 1 8 の一部を透過した X 線を検出する X 線センサー 1 1 4、及び X 線センサー 1 1 4 の検出結果を用いて撮影領域 1 8 全体の 3 次元画像を実現する画像処理部 1 4 0 を利用する。参考までに、本明細書において、撮影領域 1 8 は一貫して F O V、すなわち 3 次元画像実現領域を意味する。

【 0 0 4 0 】

X 線ソース 1 1 2 は、X 線の照射角度及び照射面積を制御するコリメータなどの調節手段を含み、これにより撮影領域 1 8 の全面積に対して撮影領域 1 8 の複数の方向からそれぞれ撮影領域 1 8 の一部、特に撮影領域 1 8 の 1 / 2 未満に後述の X 線センサー 1 1 4 に対応する X 線を照射する。そして、X 線センサー 1 1 4 は、小さな幅、特に撮影領域 1 8 の長さ方向に対して垂直な断面を内包する最小円の半径 \* 拡大率未満の幅であって、X 線ソース 1 1 2 に対向して配置され、撮影領域 1 8 の全面積に対して撮影領域 1 8 の複数の方向からそれぞれ撮影領域 1 8 の 1 / 2 未満の一部領域を透過した X 線を検出する。

【 0 0 4 1 】

このため、X 線ソース 1 1 2 と X 線センサー 1 1 4 の少なくとも一つは、所定の移動部によって移動可能であり、好ましくはアーム ( a r m ) またはガントリー ( g a n t r y ) 形態の機構物である回転アーム 1 1 0 の両端に固定され、撮影領域 1 8 を挟んで対向して移動する。このため、回転アーム 1 1 0 の X 線ソース 1 1 2 と X 線センサー 1 1 4 との間には回転軸 1 1 1 が設けられ、前記回転軸 1 1 1 は X 線画像撮影の少なくとも一部の区間で所定の角度範囲で回転しながら、回転軸 1 1 1 と交差する平面に沿って移動する。回転軸 1 1 1 の回転及び移動については該当部分でさらに詳しく説明する。

【 0 0 4 2 】

一方、本発明に係る X 線画像撮影方法が歯科用である場合、撮影領域 1 8 は、一例として、被検者の顎弓を含む頭部 1 0 の一部領域であってもよい。つまり、図示の如く、撮影領域 1 8 は長さ方向に対して垂直な断面が顎弓を含むアーチ状若しくは馬蹄状であってもよい。ところが、これに限定されず、本発明に係る X 線画像撮影方法の撮影領域 1 8 は、長さ方向に対して垂直な断面が円形、楕円形、アーチ形など、目的に応じて様々な図形の形状に変形できる。但し、撮影領域 1 8 の形状を問わず、X 線センサー 1 1 4 は、撮影領域 1 8 の長さ方向に対して垂直な断面を内包する最小円の半径 \* 拡大率未満の幅を示す。

【 0 0 4 3 】

その結果、本発明に係る X 線画像撮影方法は、撮影領域 1 8 をそれぞれ部分的に透過する X 線を撮影領域 1 8 の複数の方向から撮影領域 1 8 の全面積に照射及び検出することにより、撮影領域 1 8 全体の 3 次元画像を実現する。このために、本発明に係る X 線画像撮影方法は、撮影領域 1 8 の 3 次元画像の実現に必要な位置別 X 線照射方向を定義することの特徴とする。

【 0 0 4 4 】

さらに具体的には、本発明に係る X 線画像撮影方法は、撮影領域 1 8 をそれぞれ部分的に透過する複数の方向の X 線を用いるので、撮影領域 1 8 の位置別 X 線照射方向が互いに異なり得る。一方、X 線検出結果の再構成による 3 次元画像実現のためには、撮影領域 1 8 の実質的な全面積にわたって一定の範囲の X 線照射角度を必要とする。X 線照射角度範囲は、再構成アルゴリズムによって異なるが、一例として C S ( C o m p r e s s e d S e n s i n g ) 基盤の反復再構成アルゴリズムを使用する場合には 9 0 ° 以上であり、解析的方法の代表的な例として B P ( B a c k P r o j e c t i o n ) を含む F B P ( F i l t e r B a c k P r o j e c t i o n ) アルゴリズムを使用する場合には 1 8 0 ° 以上であると知られている。

【 0 0 4 5 】

しかし、本発明に係るX線画像撮影方法において、X線は撮影領域18の複数の方向から撮影領域18をそれぞれ部分的に通過するので、位置別X線照射方向が互いに異なり、これにより、位置によっては3次元画像の実現に必要なX線照射角度範囲が大きく異なるか或いは不足する可能性がある。

【0046】

したがって、本発明に係るX線画像撮影方法は、撮影領域18をそれぞれ部分的に透過する全方向のX線を考慮して撮影領域18の3次元画像実現のための位置別X線照射方向を決定し、これにより撮影領域18の実質的な全面積にわたって3次元画像の実現に必要なX線照射角度範囲を確保することを一特徴とする。

【0047】

図8は本発明に係るX線画像撮影方法において、3次元画像の実現に必要な位置別X線照射角度範囲を示す。

【0048】

このとき、X線照射角度範囲は、撮影領域18を部分的に透過する全方向のX線を考慮して決定され、撮影領域18の実質的な全面積のX線照射角度範囲が基準値以上となるように撮影領域18の位置別X線照射方向を決定する。参考までに、X線照射角度範囲の基準値は90°または180°以上360°以下であってもよい。

【0049】

図9は本発明に係るX線画像撮影方法において、撮影領域18の3次元画像実現のための位置別X線照射方向を示す模式図である。参考までに、図9では撮影領域18が被検者の顎弓を含むアーチ状若しくは馬蹄状であるという仮定の下に、3次元画像実現のための位置別X線照射方向を顎弓軌跡182上に矢印で表示し、便宜上(1)~(9)に区分する。それぞれの矢印が指す方向はX線照射方向に該当する。

【0050】

このとき、任意に(2)地点を考察すると、X線の照射面積などによって多少の差があるが、撮影領域18の他の地点、すなわち図面を前提とする場合は、少なくとも(1)、(3)、(4)、(7)地点を透過するX線の一部は(2)地点を透過する。言い換えれば、(2)地点の3次元画像実現に必要なX線照射角度範囲の一部は、他の地点を透過するX線で充足されることが分かる。したがって、図9の矢印は、撮影領域18を部分的に透過する全方向のX線と3次元画像の実現に必要なX線照射角度範囲を考慮して、3次元画像実現のための撮影領域18の位置別X線照射方向を顎弓軌跡182上に簡略に表示したものと理解できる。

【0051】

一方、以上の説明の如く、撮影領域18の3次元画像実現のための位置別X線照射方向が定義されると、X線ソースとX線センサーとの間の回転軸を適切に移動及び回転させて(1)~(9)地点でそれぞれ矢印とX線照射方向とを一致させる場合、3次元画像の実現に必要な位置別X線照射角度範囲が充足できる。

【0052】

ところが、これはX線照射方向のみを考慮したものなので、実際撮影の際にX線ソース及び/またはX線センサーと被検者間の物理的な衝突が発生することがあり、X線ソースとX線センサーの不要な回転及び移動により撮影効率が低下することがある。

【0053】

したがって、本発明に係るX線撮影方法は、撮影領域18の3次元画像の実現に必要な位置別X線照射方向を定義し、その後、前記位置別X線照射方向を少なくとも一つの曲線軌跡160cに投影させてX線ソースとX線センサーとの間の回転軸の移動軌跡を決定することをもう一つの特徴とする。

【0054】

図10及び図11はそれぞれ本発明に係るX線画像撮影方法において撮影領域18の3次元画像実現に必要な位置別X線照射方向を少なくとも一つの曲線軌跡160cに投影させる過程及び結果を簡単に示す模式図である。

【0055】

10

20

30

40

50



図10に示すように、本発明に係るX線画像撮影方法は、予め定義された撮影領域18の位置別X線照射方向を該当方向に延長させて少なくとも一つの曲線軌跡160cに交差するように投影する。図面から、(1)~(9)地点のX線照射方向がそれぞれ曲線軌跡160c上の(a)~(i)地点に一对一で投影されることを確認することができる。

【0056】

このとき、たとえ図10では撮影領域18の位置別X線照射方向が単一の曲線軌跡160cに交差投影されると示したが、これに限定されない。言い換えれば、曲線軌跡160cは、円形や楕円形など始点と終点が会う閉曲線形状、又は始点と終点が互いに分離された開曲線形状であり、サイズや形状の異なる1つ以上であって、撮影領域18の内部または外部にあるか或いは撮影領域18を横切ることができる。例えば、曲線軌跡160cの

10

【0057】

但し、曲線軌跡160cは、後述する本発明に係るX線画像撮影装置においてX線ソースとX線センサーとの間の回転軸の実際移動軌跡になるので、被検者との衝突などの物理的干渉の可能性がなく、X線ソースとX線センサーの機械的移動による制御の便宜性を最大化し、振動などのX線画像の信頼性低下要因を最小限に抑えることができるように設計される必要がある。

【0058】

このために、好ましくは、曲線軌跡160cは、サイズの異なる2つ以下の円形軌跡を含む同心円若しくはこれに類似した形状を示すが、各円形軌跡を追従する回転軸の移動及び回転は逆方向の方向転換なしに一方向に定義される。

20

【0059】

その結果、図11に示すように、撮影領域18の3次元画像実現に必要な位置別X線照射方向の実質的な全部は、少なくとも一つの曲線軌跡160cに交差投影できる。少なくとも一つの曲線軌跡160cは、後述する本発明に係るX線画像撮影装置におけるX線ソースとX線センサーとの間の回転軸の移動軌跡となる。

【0060】

一方、このように少なくとも一つの曲線軌跡160cが決定されると、前記曲線軌跡160cに沿って回転軸を移動させながらX線ソースとX線センサーを適切に回転させ、曲線軌跡160c上に投影されたX線照射方向に従ってそれぞれX線撮影を行い、該当位置でそれぞれ撮影領域18の一部を透過したX線検出結果を得る。

30

【0061】

こうして得られたX線検出結果は、撮影領域18の複数の方向からそれぞれ撮影領域18の一部、正確には撮影領域18の1/2未満の一部領域別に撮影領域18の全面積を透過したX線検出結果であって、撮影領域18の実質的な全面積にわたって3次元画像の実現に必要なX線照射角度範囲を満足する。

【0062】

従って、前記X線検出結果は、本発明に係るX線画像撮影方法の画像処理部(図7の140参照、以下同じ。)で再構成過程を経て撮影領域18全体の3次元画像として実現できる。このため、画像処理部140は所定の再構成アルゴリズムを含む。

40

【0063】

但し、本発明に係るX線画像撮影方法は、撮影領域18の複数の方向からそれぞれ撮影領域18の一部を透過したX線を用いるので、X線照射方向によって再構成条件が異なり得る。それ故に、本発明に係るX線画像撮影方法は、X線照射方向に応じた再構成条件を撮影領域18の位置ごとに均一に調節し、これは本発明の別の特徴になる。

【0064】

さらに具体的には、X線3次元画像の最小単位はボクセル(voxel)であり、再構成とは、複数の方向のX線センサー114の検出結果を用いて、X線の透過経路上にあるボクセルのCTナンバー若しくはHU(Hounsfield Unit)を取得する一

50

連の過程とされる。これを任意のボクセルを基準に見ると、該当ボクセルを透過する複数の方向のX線検出結果を用いて前記ボクセルのCTナンバー若しくはHUを取得するものなので、そのためには任意のボクセルを透過する複数の方向のX線においてボクセルの再構成条件、例えば拡大率やX線重畳度などが一定でなければならない。

【0065】

しかし、本発明に係るX線画像撮影方法は、撮影領域18の複数の方向から撮影領域18の一部をそれぞれ透過したX線の検出結果を用いるので、撮影領域18の位置ごとの再構成条件が異なり得る。例えば、図12は本発明に係るX線画像撮影方法において、X線照射方向に応じたX線検出結果の拡大率及び撮影領域18内の位置別X線重畳度が相違し得ることを示す模式図である。

10

【0066】

図示の如く、本発明に係るX線画像撮影方法で任意の二つの撮影地点でそれぞれX線画像撮影を行った場合、撮影領域18内の一点M1を透過したX線はそれぞれR1とR2位置のX線検出結果として得られる。このとき、本発明に係るX線画像撮影方法は、X線照射方向を少なくとも一つの曲線軌跡に投影させるので、M1とR1との距離と、M1とR2との距離は互いに異なることがあり、結果として、X線照射方向によって撮影領域18の同一地点に対するX線検出結果の拡大率が互いに異なることがある。同様に、撮影領域18内の一点M1を透過したX線はそれぞれR1とR2位置のX線検出結果になるが、撮影領域18内の他の点M2を透過したX線はR2でのみ検出されるので、M1、M2が同じ物質であっても、ボクセルのCTナンバー若しくはHUが互いに異なることがある。

20

【0067】

したがって、本発明に係るX線画像処理方法は、再構成過程にまたは再構成過程前にX線照射方向に応じたX線検出結果の拡大率と撮影領域18内のX線重畳度をX線照射方向ごとに補償し、これにより撮影領域18の位置別再構成条件を均一にする。そして、所定の再構成アルゴリズムによる再構成過程を介して撮影領域18の3次元画像を実現する。

【0068】

参考までに、図13は本発明に係るX線画像処理方法において、X線重畳度をX線照射方向ごとに補償する過程を示す模式図である。すなわち、図13の左側(a)を参照すると、撮影領域18の複数の方向からそれぞれ撮影領域18の一部を透過したX線が撮影領域18の位置ごとに互いに異なる重畳度を示す。一方、本発明に係るX線画像撮影方法において撮影領域18内のX線重畳度をX線照射方向ごとに補償すると、図13の右側(b)に示すように撮影領域18の位置別X線重畳度を均一にすることができる。

30

【0069】

以下、図14を参照して、上述した本発明に係るX線画像撮影方法を順次考察する。図14は本発明に係るX線画像撮影方法を示すフローチャートである。

【0070】

まず、本発明に係るX線画像撮影方法は、撮影目的などを考慮して撮影領域を決定する(st1)。

【0071】

40

このとき、撮影領域の長さ方向に対して垂直な断面は、円形、楕円形、アーチ形などの様々な図形の形状を示すことができる。そして、撮影領域のX線画像撮影のためのX線センサーは撮影領域を内包する最小円の半径×拡大率未満の小さな幅を示し、X線ソースとX線センサーはそれらの間の回転軸に沿って移動及び回転が可能な回転アームの両端に固定される。

【0072】

次に、本発明に係るX線画像撮影方法は撮影領域の3次元画像実現のための位置別X線照射方向を定義する(st2)。

【0073】

このとき、位置別X線照射方向は、撮影領域を透過する全方向のX線を考慮して、撮影

50

領域の３次元画像の再構成に必要なＸ線照射角度範囲を満足するように決定される。

【００７４】

次いで、本発明に係るＸ線撮影方法は、少なくとも一つの曲線軌跡を設定する（ｓｔ３）。そして、撮影領域の３次元画像の実現に必要な位置別Ｘ線照射方向を前記曲線軌跡に投影させる。

【００７５】

このとき、曲線軌跡は、３次元画像の実現に必要な位置別Ｘ線照射方向を該当方向に延長する場合、これらの実質的な全部が交差する一つ以上であって、その数または形状に特別な制限はない。但し、曲線軌跡はＸ線ソースとＸ線センサーとの間の回転軸の回転及び移動軌跡であることを勘案して、被検者との衝突などの物理的干渉の可能性がなく、Ｘ線  
10  
ソースとＸ線センサーの物理的、機械的移動による制御の便宜性を最大化し、振動などのＸ線画像の信頼性低下要因を最小限に抑えることができるように設計される必要がある。よって、曲線軌跡は、好ましくは大きさの異なる二つ以下の円形軌跡を含む同心円またはこれに類似した形状を示し、それぞれの円形軌跡における回転軸の移動と回転は逆方向の方向転換なしに一方方向に定義される。

【００７６】

次に、本発明に係るＸ線画像撮影方法は、少なくとも一つの曲線軌跡をＸ線ソースとＸ線センサーとの間の回転軸の移動軌跡として決定し、前記曲線軌跡に沿って回転軸を移動させながらＸ線ソースとＸ線センサーを適切に回転させ、曲線軌跡上に投影されたＸ線照射方向に沿ってＸ線撮影を行うことにより、それぞれ撮影領域の一部を透過したＸ線検出  
20  
結果を得る（ｓｔ４）。

【００７７】

その後、本発明に係るＸ線画像撮影方法は、Ｘ線照射方向に応じた再構成条件として、Ｘ線検出結果の拡大率と撮影領域の位置別Ｘ線重畳度を均一に調節し（ｓｔ５）、最後に所定の再構成アルゴリズムによる再構成を介して撮影領域の３次元画像を実現する（ｓｔ  
6）。

【００７８】

一方、上述した本発明に係るＸ線画像撮影方法で撮影領域の３次元画像を実現するためには、Ｘ線ソースとＸ線センサーとの間の回転軸が曲線軌道に沿って移動しながら回転可能でなければならない。したがって、本発明は、Ｘ線撮影の少なくとも一部の区間でＸ線  
30  
ソースとＸ線センサーとの間の回転軸が曲線軌道に沿って回転及び移動可能なＸ線画像撮影装置を提供する。

【００７９】

以下、本発明に係るＸ線画像撮影装置の実施例を説明する。

図１５及び図１６はそれぞれ本発明の一実施例に係るＸ線画像撮影装置の一部を示す平面図と側面図であって、便宜上、Ｘ線ソース１１２とＸ線センサー１１４を含む撮影部１  
02の一部のみを示す。

【００８０】

図示の如く、本実施例に係るＸ線画像撮影装置の撮影部１０２は、Ｘ線ソース１１２と  
40  
Ｘ線センサー１１４を支持する回転アーム１１０、回転アーム１１０を支持する回転アーム支持部１２０、及び回転アーム１１０と回転アーム支持部１２０とを連結し、回転アーム支持部１２０に対して回転アーム１１０の回転及び移動を可能にする回転アーム移動部１５０を含む。

【００８１】

回転アーム１１０はガントリーまたはこれに類似した形態であって、Ｘ線ソース１１２と  
50  
Ｘ線センサー１１４は回転アーム１１０の両端に対向して設置される。そして、回転アーム１１０のＸ線ソース１１２とＸ線センサー１１４との間には回転軸１１１が備えられる。

【００８２】

回転アーム支持部１２０は、図１７を参照すると、カラム４００に交差するように連結  
50

され、カラム４００に沿って昇降することができ、回転アーム移動部１５０を介して回転アーム１１０を支持する。

【００８３】

回転アーム移動部１５０は、回転アーム１１０と回転アーム支持部１２０とを連結する一方で、回転アーム１１０の回転軸１１１が回転アーム支持部１２０に対して回転及び移動できるようにする。このための回転アーム移動部１５０は、曲線軌跡を定義する曲線ルール１５１と、曲線ルール１５１に沿って移動し、回転アーム１１０の回転軸１１１が回転可能に連結される移動ベース１５２とを含む。

【００８４】

前記曲線ルール１５１は回転アーム支持部１２０に設置できる。移動ベース１５２は、10  
回転軸１１１を回転させる回転アーム駆動部１１５、及び曲線ルール１５１に沿って移動ベース１５２を移動させる運行駆動部１５３を含む。好ましくは、曲線ルール１５１を挟んで運行駆動部１５３と対向するように配置され、移動ベース１５２が曲線ルール１５１に沿って移動可能にガイドするガイドローラ１５４を含む。

【００８５】

運行駆動部１５３は、一例として、モーター及び曲線ルール１５１に転がり接触するブーリーを含んでもよく、他の例としては、曲線ルール１５１の外周面にラックが形成された場合にそれに噛合されるピニオンを含んでもよい。回転アーム駆動部１１５も、一例としてモーターを含んでもよく、必要に応じて、モーターの回転力を回転アーム１１０の回転軸１１１へ伝達するギアを含むことができる。20

【００８６】

曲線ルール１５１は、図示の如く、回転軸１１１の移動経路である曲線軌跡を定義する。回転軸１１１は移動ベース１５２によって曲線ルール１５１による曲線軌跡に沿って移動するが、回転軸１１１の移動は回転軸１１１の回転と並行して行われ得る。ここで、並行は同時または順次の場合を含む。その結果、回転軸１１１は、X線撮影の少なくとも一部の区間で曲線ルール１５１による曲線軌道に沿って移動及び回転する。

【００８７】

一方、曲線ルール１５１は、円形に限定されず、円形または楕円形のように始点と終点が合う閉曲線型であってもよく、始点と終点が互いに分離された開曲線型であってもよい。つまり、曲線ルール１５１の形態は回転軸１１１の曲線軌跡に応じて設計できる。これ30  
については前述している。

【００８８】

その結果、本発明の一実施例に係るX線撮影装置は、X線ソース１１２とX線センサー１１４との間の回転軸１１１がX線画像撮影の少なくとも一部の区間で曲線軌道に沿って移動及び回転可能であり、X線ソース１１２とX線センサー１１４は撮影領域の複数の方向から撮影領域の全面積に対して、撮影領域の一部を透過するそれぞれX線をそれぞれ照射及び検出することができる。

【００８９】

図１７は本発明の他の実施例に係るX線画像撮影装置を示す斜視図である。

本実施例に係る撮影部１０２は、一実施例と比較すると、回転アーム支持部１２０と回転アーム１１０とを連結する回転アーム移動部１５０が連結アーム１３０を含むことに特徴がある。40

【００９０】

連結アーム１３０の一方には回転軸１１１が連結され、回転アーム１１０が連結アーム１３０に対して回転軸１１１を中心に回転することができ、連結アーム１３０のもう一方は回転アーム支持部１２０に連結軸１２１を介して接続され、連結アーム１３０が回転アーム支持部１２０に対して連結軸１２１を中心に回転することができる。

【００９１】

このため、たとえ図示してはいないが、回転アーム支持部１２０には、連結アーム１３０の連結軸１２１を回転させる駆動部が備えられてもよく、連結アーム１３０または回転50

アーム 1 1 0 には、回転軸 1 1 1 を回転させる別の駆動部が備えられてもよい。

【 0 0 9 2 】

このとき、好ましくは、連結アーム 1 3 0 には、回転軸 1 1 1 及び連結軸 1 2 1 の少なくとも一つを移動させることが可能な軸調整部 1 3 1 a が備えられてもよく、一例として、前記軸調整部 1 3 1 a は回転軸 1 1 1 及び連結軸 1 2 1 の少なくとも一つを連結アーム 1 3 0 の長さ方向に沿って移動させて二軸間の距離を調整する。このような軸調整部 1 3 1 a を介して X 線撮影中に回転軸 1 1 1 の移動軌跡たる曲線軌跡を多様に調節することができる。

【 0 0 9 3 】

その結果、本発明の他の実施形態に係る X 線撮影装置は、X 線ソース 1 1 2 と X 線センサー 1 1 4 との間の回転軸 1 1 1 が X 線画像撮影の少なくとも一部の区間で曲線軌道に沿って移動及び回転し、X 線ソース 1 1 2 と X 線センサー 1 1 4 は、撮影領域の複数の方向から撮影領域の全面積に対して、それぞれ撮影領域の一部を透過する X 線を照射及び検出することができる。

【 0 0 9 4 】

図 1 8 は本発明に係る X 線画像撮影方法ないしは X 線画像撮影装置で実現された撮影領域の 3 次元画像を示す。別個の図として示してはいないが、このような 3 次元画像表示のために、本発明に係る X 線画像撮影装置はディスプレイ装置を含むことができ、これとは異なり、前記 3 次元画像は本発明に係る X 線画像撮影装置に有線または無線で接続される別途のコンピュータなどのディスプレイ装置に表示されることも可能である。

【 0 0 9 5 】

図示の如く、ディスプレイ装置は、撮影領域の 3 次元画像を表示し（右下段を参照）、ユーザー所望の任意の位置及び方向による様々な断層画像を提供することができる。例えば、撮影領域が被検者の顎弓を含むアーチ状ないしは馬蹄状である場合、ディスプレイ装置を介しては被検者の顎弓部分が 3 次元画像として表示され、その他にも 3 次元画像内の様々な断層画像が一緒に表示できる。

【 0 0 9 6 】

このとき、好ましくは、画像処理部若しくは別途のコンピュータには所定のプログラムが搭載され、3 次元画像で入力部などを用いてユーザーが指定した位置を基準に顎弓の全体軌跡を示すアキシャル断層画像をディスプレイ装置に表示し、アキシャル断層画像でユーザーが指定した軌跡に対して垂直なパノラマ断面をディスプレイ装置に表示することができる。

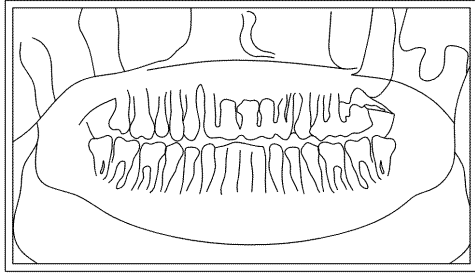
【 0 0 9 7 】

このようなパノラマ断面は、歯科専門医に最も馴染んだ標準画像であるのはもちろんのこと、3 次元画像から断面変換されたものであるから、長さ情報が非常に正確であり、歯の重なりや頸椎によるブラーリングなど、既存の透過画像に見られる限界がない。よって、その活用範囲が非常に広い。

【 0 0 9 8 】

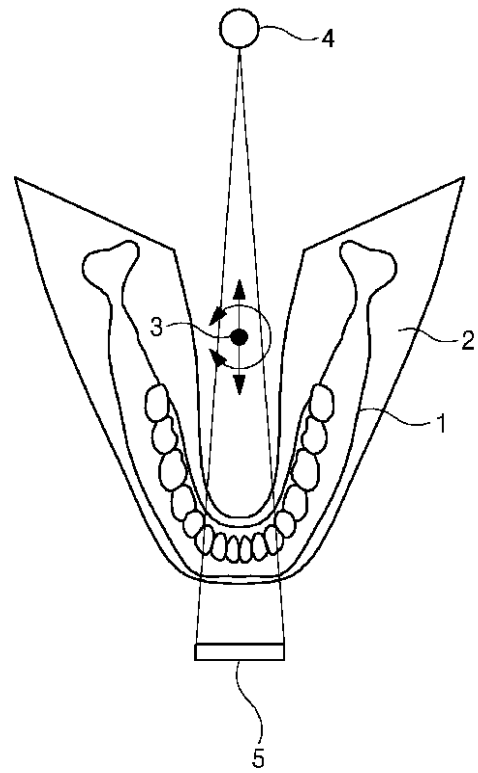
以上の説明及び図面は、本発明の技術思想を説明するための例示に過ぎず、本発明を限定するものではない。すなわち、本発明は幾らでも様々な変形または応用が可能であるが、これらの変形または応用が本発明の範囲内にあれば本発明の権利範囲に属するというべきなので、本発明の権利範囲は以下の特許請求の範囲及びその均等範囲に解釈されるべきである。

【図 1】

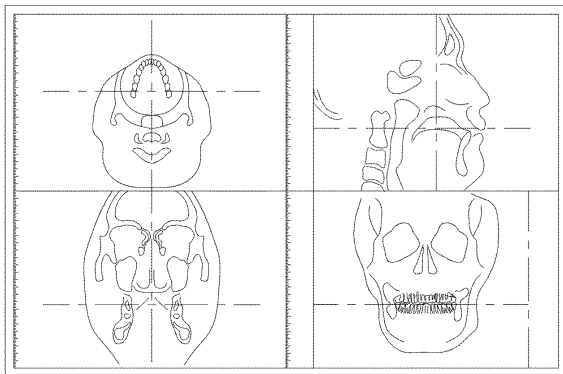


【図 2】

[Fig. 2]

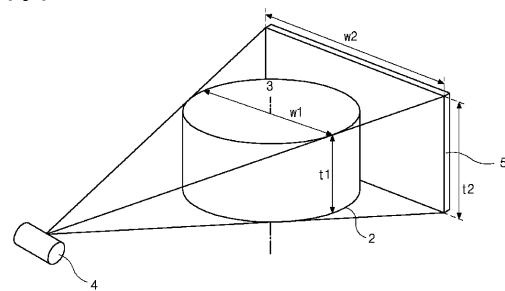


【図 3】



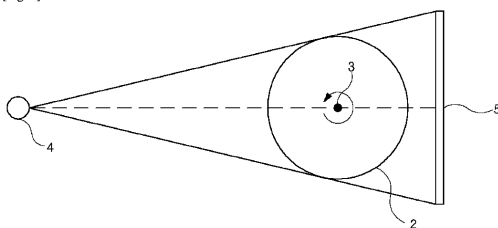
【図 5】

[Fig. 5]



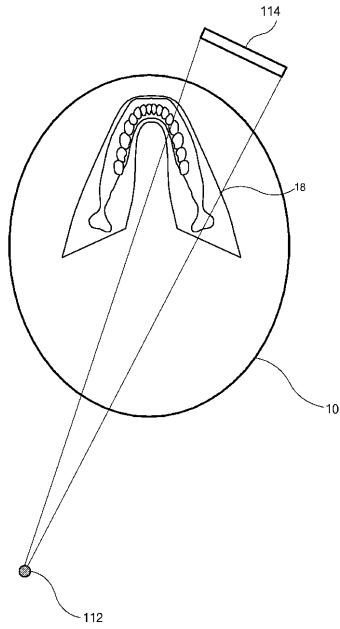
【図 4】

[Fig. 4]



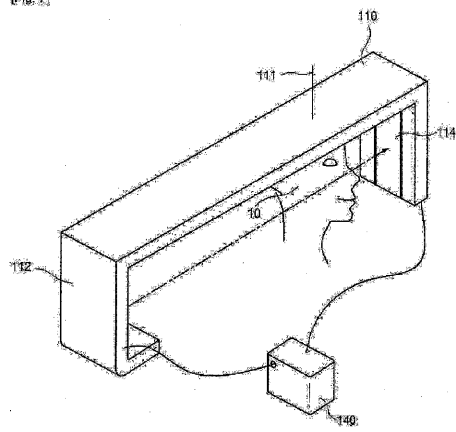
【図 6】

[Fig. 6]

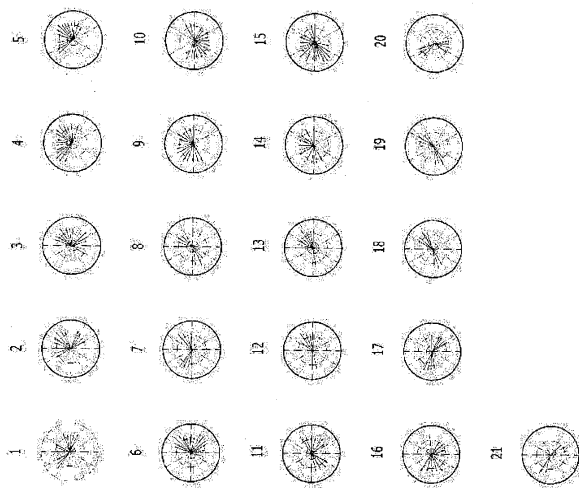


【図 7】

[Fig. 7]

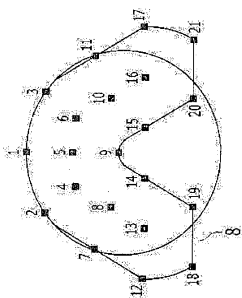
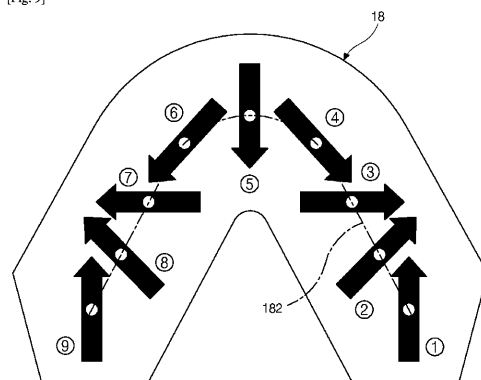


【図 8】



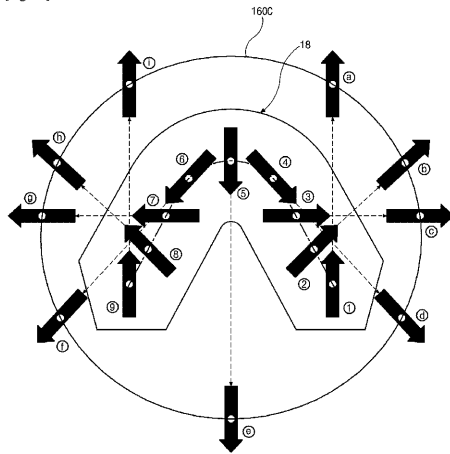
【図 9】

[Fig. 9]



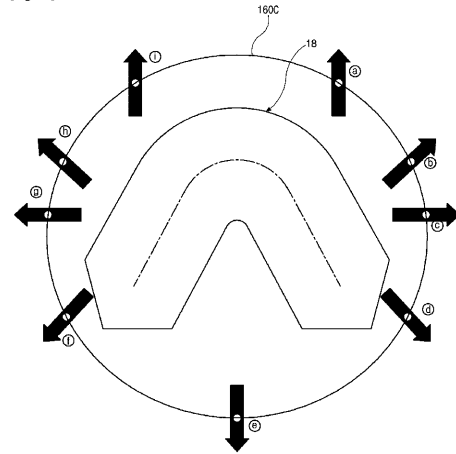
【図 10】

[Fig. 10]



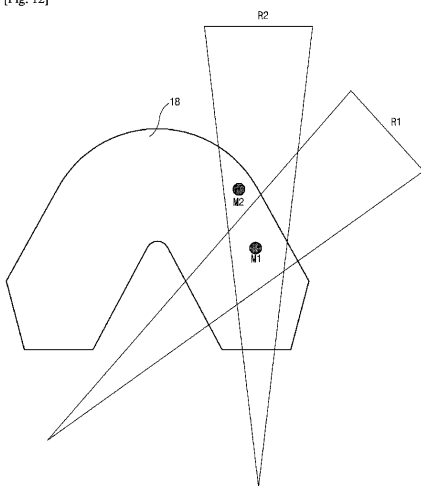
【図 11】

[Fig. 11]

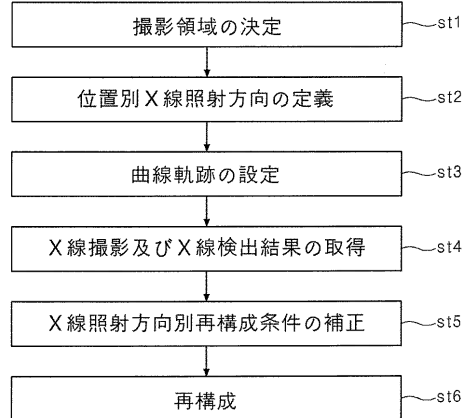


【図 12】

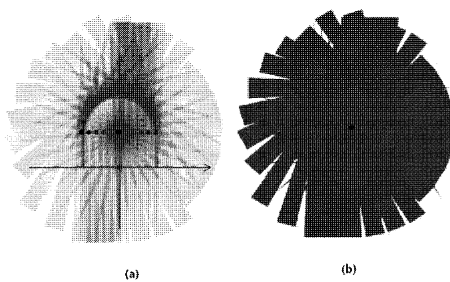
[Fig. 12]



【図 14】

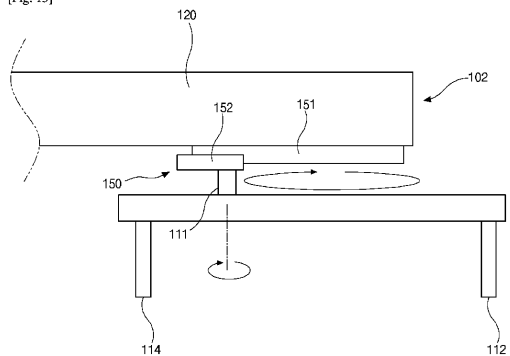


【図 13】



【図 15】

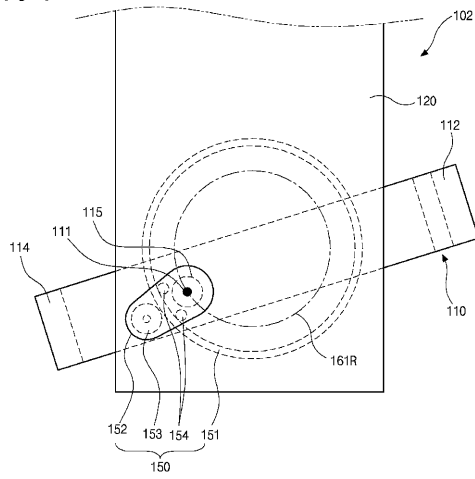
[Fig. 15]





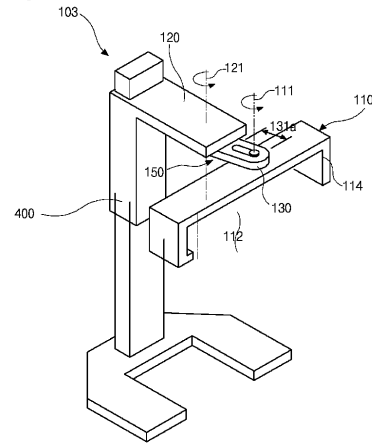
【図 16】

[Fig. 16]

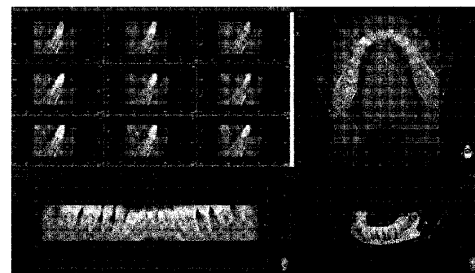


【図 17】

[Fig. 17]



【図 18】



---

フロントページの続き

(72)発明者 チョイ ソンイル  
大韓民国 キョンギド 445 - 170 ファソンシ 2ギル サムスン 1口 13  
(72)発明者 アン ビョンジュン  
大韓民国 キョンギド 445 - 170 ファソンシ 2ギル サムスン 1口 13  
(72)発明者 ノー サンベク  
大韓民国 キョンギド 445 - 170 ファソンシ 2ギル サムスン 1口 13  
(72)発明者 オー チタク  
大韓民国 キョンギド 445 - 170 ファソンシ 2ギル サムスン 1口 13

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 特開2003 - 290220 (JP, A)  
米国特許出願公開第2005 / 0117693 (US, A1)  
特表2013 - 517045 (JP, A)  
米国特許出願公開第2012 / 0307960 (US, A1)  
特表2010 - 512829 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 6 / 00 - 6 / 14