(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3583836号
(P3583836)
(45)発行日　平成16年11月4日(2004.11.4)　(24)登録日　平成16年8月6日(2004.8.6)

(51)Int.Cl.[7]　F I
A61B 6/03　A61B 6/03 350R

請求項の数 3 (全 9 頁)

(21)出願番号　特願平7-218667
(22)出願日　平成7年8月28日(1995.8.28)
(65)公開番号　特開平9-56712
(43)公開日　平成9年3月4日(1997.3.4)
審査請求日　平成14年8月28日(2002.8.28)

(73)特許権者　000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区内神田１丁目１番１４号
(74)代理人　100099852
弁理士　多田　公子
(74)代理人　100077584
弁理士　守谷　一雄
(72)発明者　宮崎　靖
東京都千代田区内神田１丁目１番１４号　株式会社　日立メディコ内

審査官　小田倉　直人

(56)参考文献　特開昭５９－１８９８３３（ＪＰ，Ａ）
最終頁に続く

(54)【発明の名称】ビュー数変換手段を備えたＸ線ＣＴ装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
計測ビュー数と逆投影ビュー数が異なるモードを有し、計測データのビュー数を異なるビュー数に変換するビュー数変換手段を備えたX線CT装置において、前記ビュー数変換手段は入力データ及び出力データについてそれぞれ計測窓を定義し、出力データの計測窓と重なる範囲に計測窓を持つ入力データを用いて当該出力データを決定し、出力データの計測窓と重なる範囲に計測窓を持つ入力データが複数ある場合には、当該入力データに前記出力データの計測窓との重なりに応じた重み係数を乗じて重み付け加算することを特徴とするX線CT装置。
【請求項２】
前記出力データの計測窓は、互いに隣接する計測窓が重なり合うように定義されることを特徴とする請求項１記載のX線CT装置。
【請求項３】
前記入力データは、それぞれビュー毎に重み付けられることを特徴とする請求項１記載のX線CT装置。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【発明の属する技術分野】
本発明は、計測ビュー数と逆投影ビュー数が異なる場合に、投影データのビュー数を変換するビュー数変換手段を備えたＸ線ＣＴ装置に関し、特に出力データの各ビューのノイズ

レベルの均一化と低減を図ったこの種のＸ線ＣＴ装置に関する。

【０００２】

【従来の技術】

Ｘ線ＣＴ装置は、回転盤に設けられたＸ線源と、このＸ線源に対向配置され、複数の検出素子を配列して成る検出器とを備え、Ｘ線源が回転盤の略中央に置かれた被検査対象の周りを所定角度単位で回転しながら、検出器で透過Ｘ線（投影像）を検出する。この角度単位は通常０．５度以下で、回転盤の１回転につき約１０００～３０００の投影データが得られる。この１つの角度単位での投影を１ビューと称する。従って、通常は計測ビュー数は約１０００～３０００である。

【０００３】

一方、このように検出器で検出された投影データは、前処理の後、放射状Ｘ線の投影をそのまま、或いは放射状Ｘ線の投影を平行Ｘ線の投影に変換するアレンジメント処理を行い、平行線の投影をバックプロジェクション（逆投影）により画像再構成される。このバックプロジェクションにおけるビュー数（逆投影ビュー数）は最も単純には計測ビュー数に一致するが、種々の要請からこれらを異ならせる場合もある。

【０００４】

例えば、画像の高精細化の要求から計測密度は上がる傾向にあり、一方では高速化の要求から高速な再構成処理が必要となっている。高密度計測は検出器素子間隔を狭くすることと回転方向の高密度化、すなわち計測投影数（ビュー数）の増加になる。しかし、高密度計測になればなるほど演算量は増加してしまうので、演算量の増加への対処としてアルゴリズム的に演算量を減らことが考えられ、再構成演算の大きな部分を占める逆投影演算量を減らすために、逆投影ビュー数を減らすことが行われている。例えば、計測した２０００ビューを２ビューずつ加算して逆投影は１０００ビューだけ行うなどである。このようなビュー変換は、アレンジメント処理等に先立ってデータのリサンプリングによって行われる場合もあるし、同じサンプリング処理であるアレンジメントと同時に実行される場合もある。

【０００５】

【発明が解決しようとしている課題】

一般的に、ビュー数変換のようなリサンプリングにおいては、変換後のデータ（出力データ）のサンプル点に元データ（入力データ）が存在する場合には、その入力データを用いて、存在しない場合は相対的な位置関係を基に補間によって算出する。

【０００６】

今、図４（ａ）に示すように、計測開始角β０、角度間隔βｐでビュー数Ｍの計測データ（入力データ）Ｐを得、この計測データＰをＭ／２のビュー数のデータＱに変換する場合を考える。この場合、変換後のデータＱの計測開始角度β０を計測データＰの計測開始角度と一致させた場合には（同図（ｃ））、データＱのサンプル位置はＰの計測位置と完全に一致する。従って、奇数ビューのデータのみが補間データとして用いられ、その重みは１．０、一方偶数ビューのデータの重みは０．０となり交互に利用しないビューが存在してしまうことになる。

【０００７】

一般に複数の入力データを用いてデータを補間した場合、出力データにおけるノイズ量はデータ数がｎ倍の場合、その平方根分の１となる。従って、同図（ｃ）のように奇数ビューのデータのみを補間データとした場合、変換後の各データはノイズ量に変化はないが、画像全体を考えたとき再構成ビュー数は半分に減っているため画像ノイズはデータＰをビュー数変換せずに逆投影した場合に比べ√２倍に増加する。

【０００８】

これに対し、同図（ｂ）に示すように変換後のデータＱの開始角度β０をβｐ／２だけずらして設定した場合、全てのデータＱのサンプル点はデータＰの各サンプル点の中央に位置することになるため、２ビューずつの入力データの平均値を用いることになり、補間の重みは０．５となる。このとき再構成ビュー数は半分になるが変換後のデータはノイズ量

は１／√２（＝√｛（１／２）^{2}＋（１／２）^{2}｝）となるため最終的なＳ／Ｎは等価である。しかし、この場合には変換後のデータの計測開始をずらしているため、このようなデータを用いて画像再構成するためには再構成パラメータ（角度の演算パラメータ）を演算器に再ロードしなければならない場合もあり、不便なこともある。

【０００９】

次に同図（ｄ）に示すようにビュー数Ｍを２／３にした場合について考えてみると、変換データＱは交互に入力データＰとそのサンプル点が一致するデータと、各サンプル点の中央に位置するデータとが配置されることになる。すなわち変換後のデータＱには２ビューの入力データを平均化したデータと補間しないデータが交互に配置されることになる。この場合、２つのデータを平均化したビューではノイズが１／√２になっているのに対し、補間なしのデータではノイズ量に変化がないので、交互にノイズレベルの違うデータが配置されていることになる。このようにノイズレベルの異なるデータを含む場合、再構成画像上に補間しない場合のビューのノイズが強調され、ファインストリークと呼ばれる細い線状のアーチファクトが現れて好ましくない。

【００１０】

そこで本発明は、計測ビュー数と逆投影ビュー数が異なるモードを有したＸ線ＣＴ装置において、ビュー数変換時の出力データの各ビューのノイズレベルを均一化し、さらにノイズを低減することによってファインストリークなどのアーチファクトを抑制することを目的とする。

【００１１】

【課題を解決するための手段】

このような目的を達成する本発明のＸ線ＣＴ装置は、計測ビュー数と逆投影ビュー数が異なるモードを有し、投影データのビュー数を異なるビュー数に変換するビュー数変換手段を備えたＸ線ＣＴ装置において、前記ビュー数変換手段は入力データ及び出力データについてそれぞれ計測窓を定義し、出力データの計測窓と重なる範囲に計測窓を持つ入力データを用いて当該出力データを決定し、出力データの計測窓と重なる範囲に計測窓を持つ入力データが複数の場合には、当該入力データに前記出力データとの重なりに応じた重み係数を乗じるものである。この際、出力データの計測窓は、互いに隣接する計測窓が重なり合うように定義することができる。また入力データのノイズレベルがビュー毎に異なる場合は、そのノイズレベルに応じてビュー毎に重み付けられるものである。

【００１２】

ここでビュー数変換は、所定のビュー数の計測データを入力データとしてビュー数の異なる出力データを形成することを意味し、入力データのビュー数が出力データのビュー数よりも多い場合のみならず、入力データのビュー数が出力データのビュー数よりも少ない場合であってもよい。

入力データと出力データの各計測窓の重なりに応じて、即ち定義した出力データの計測窓に対する計測データ（入力データ）の寄与に応じて重み付け加算することにより、変換後のデータ（出力データ）の各計測窓毎にノイズ量を一定することができ、これにより各ビューのノイズ量変動によって生じるファインストリークなどのアーチファクトを抑制することができる。また出力データの計測窓を隣接するものについてオーバーラップさせることにより、ビュー数を減らす場合でも１つの計測窓についての出力データに複数の入力データを割当てることができ、これによりノイズの低減を図ることができ、再構成画像にアーチファクトが発生せずに良好な画像となる。

【００１３】

更にビュー毎にノイズレベルが異なる場合には、重み係数を決めるに際し、ビュー毎のノイズレベルを考慮することにより、より均一なノイズレベルとすることができる。

【００１４】

【発明の実施の形態】

図２は本発明が適用されるＸ線ＣＴ装置の構成図であり、主として走査・計測部であるガントリ１０と、画像処理やシステム全体を統括する中央処理装置２０とから成る。

ガントリ１０には、Ｘ線源１１が設置された回転盤１２、Ｘ線源１１に対向して配置されたＸ線検出器１３、中央処理装置２０からの入力により回転盤１２の回転数やＸ線のビーム幅等を制御するスキャン制御装置１４及び検出器１３で検出した透過Ｘ線を計測する計測回路１５が設けられている。被検査体（図示せず）は、回転盤１２の中央に設けられた開口内に設置されたベッドに寝かせられ、Ｘ線源１１を被検査体の周りで回転させることにより、１スキャンのデータを得ることができる。この際、計測は計測開始角をβ０として一定の角度間隔βｐで計測され、１つの角度間隔において検出器１３で計測されたデータは１ビューのデータとして、ビュー数分のデータが計測される。ビュー数は、後述するようにスキャン時間を設定することにより決まる。

【００１５】

中央処理装置２０は、管電圧、管電流、スライス厚やスキャン時間（スキャンモード）を設定し制御信号をスキャン制御装置１４に送る撮影条件設定手段２１、計測回路１５で計測された生の計測データにオフセット除去、キャリブレーション補正、リング補正等の前処理を施す前処理手段２２、前処理された計測データをリサンプリングしてそのビュー数を変換するビュー数変換手段２３、変換後のデータを基にアレンジメント処理、逆投影処理、フィルタリング等を行い画像再構成する画像再構成手段２４及び再構成された画像をＣＲＴ等の表示装置に表示するための画像表示手段２５を備え、更に撮影条件設定手段２１で設定されたスキャン時間を基にビュー数変換の際の重み付け係数を予め算出する重み設定手段２６を備えている。

【００１６】

撮影条件設定手段２１で設定されるスキャン時間は、典型的なＸ線ＣＴにおいては１秒、１．５秒、３秒の３つのモードを有し、１秒スキャンの計測ビュー数を１０００ビューとすると、１．５秒、３秒スキャンではそれぞれ１５００ビュー、３０００ビューとなる。一方、本実施例において画像再構成の際の逆変換ビュー数はすべてのスキャン時間とも共通で１０００ビューとなっている。

【００１７】

ビュー数変換手段２３は、各スキャンモードに応じて重み設定手段２６で予め算出してある重み係数をロードし、ビュー数を１０００ビューに変換する。この際、撮影条件設定手段２１で１秒スキャンを選択した場合は計測ビュー数と逆変換ビュー数が同一であるので、ビュー数変換手段２３は入力データをそのまま処理せずに出力する。また１．５秒スキャンを設定した場合は１５００ビューから１０００ビューに、３秒スキャンの場合は３０００ビューから１０００ビューに変換する。画像再構成手段２４はすべてのスキャン時間で同一の処理を行い、再構成された画像を表示手段２５に表示する。

【００１８】

次にこのようなＸ線ＣＴ装置におけるビュー数変換方法の１実施例について図１を参照して説明する。

まず撮影条件設定手段２１で、例えば３秒のスキャン時間が設定されると、走査・計測部において角度間隔βｐ（＝３６０度／３０００）で３０００ビュー分のデータＰが計測される。計測されたデータＰはビュー毎に前処理手段２２に伝送され、前処理された後、ビュー変換手段２３に入力される。図１（ａ）は、ビュー変換手段２３における入力データである計測データＰ３０００を横軸をβ（角度）として配列したものを示す。ここで計測開始角をβ０として一定の角度間隔βｐで計測した場合、計測投影角度βｉのデータとはβｐの広がりを持った計測窓（βｉ±βｐ／２）の中心βｉで計測されたデータとして定義する。換言すればサンプリング位置βｉで計測されたデータに対し、βｐの広がりを持った計測窓が定義される。図中、各ビュー数のデータのサンプル位置を◆、計測窓を□で表している。

【００１９】

この計測データＰ３０００は、逆変換ビュー数が同じ３０００であれば、ビュー数変換手段２３による処理を経ずに画像再構成手段２４にて画像再構成のために使用されるが、本実施例では上述したように逆変換ビュー数が１０００に設定されているので、同図（ｃ）

に示すようなビュー数１０００のデータＰ１０００に変換される。
【００２０】
この場合、データＰ１０００の測定開始角とデータＰ３０００の測定開始角とを一致させると、図１からも明らかなようにＰ１０００の計測窓にはＰ３０００の３ビュー分の計測窓が完全に重なり、３ビューの寄与分は同等であって、それ以外のデータの寄与がない。このような場合には３ビューのデータにそれぞれ同等の重み係数を乗じ次式によって変換を行う。
Ｐ１０００（１）＝（Ｐ３０００（３０００）＋Ｐ３０００（１）＋Ｐ３０００（２））／３
ここでは、１番目のビューの出力データＰ１０００（１）を決定するのに、入力データＰ３０００のうち３０００番目のビューのデータと、１番目及び２番目のビューのデータが使用されていることを表している。これをｋ番目（ｋ＝２～１０００）の出力データについて記述すると
Ｐ１０００（ｋ）＝（Ｐ３０００（ｉ）＋Ｐ３０００　（ｉ＋１）＋Ｐ３０００（ｉ＋２））／３
但し、ｉ＝３×（ｋ－１）
となる。
【００２１】
この重み係数は、３秒スキャンモードの場合の重み係数として予め重み設定手段２６で算出され登録されており、ビュー数変換手段２３はこの登録された重み係数を用いて上記変換を行う。この場合はＰ１０００は３ビューの計測データを平均化したデータであり、Ｐ１０００におけるすべてのビューのノイズレベルは１／√３で同等となる。
【００２２】
次に撮影条件設定手段２１で１．５秒のスキャン時間が設定された場合には、計測部において角度間隔βｐ（＝３６０度／１５００）で１５００ビュー分のデータＰ１５００が計測される。この場合のビュー数変換手段２３の入力データである計測データＰ１５００を図１（ｂ）に示す。このデータＰ１５００をビュー数１０００のデータＰ１０００に変換する場合を考えると、サンプル位置が一致するデータが１つ置きに存在する。即ち、Ｐ１０００（奇数）はＰ１５００とサンプル位置が一致するが、Ｐ１０００（偶数）ではＰ１５００の２つのサンプル位置の中央にサンプル位置が存在し、２つのビューのデータが等分に寄与している。このように、２つの入力データＰ１５００（ｊ）、Ｐ１５００（ｊ＋１）の計測窓のみが重なり、それ以外のビューが寄与していない偶数ビューＰ１０００（ｋ）（ｋ＝２、４、６、・・・・）では、２つの入力データＰ１５００（ｊ）、Ｐ１５００（ｊ＋１）のみを用いて単純な補間により、以下のように変換を行う。
Ｐ１０００（ｋ）＝（Ｐ１５００（ｊ）＋Ｐ１５００（ｊ＋１））／２
但し、ｊ＝（３×ｋ－２）／２
一方、奇数ビューのデータＰ１０００（ｋ）（ｋ＝１、３、５・・・・）では、入力データＰ１５００（ｊ）（ｊ＝（３×ｋ－１）／２）とサンプル点が一致するが、出力データＰ１０００（ｋ）の計測窓にはＰ１５００（ｊ）のみならず、Ｐ１５００（ｊ－１）及びＰ１５００（ｊ＋１）の計測窓が重なっており、これらデータの寄与率は計測窓の重なりから１／６、４／６、１／６であることが判る。従って奇数ビューの出力データＰ１０００（ｋ）を求める際の重み付けは次式となる。
Ｐ１０００（ｋ）＝Ｐ１５００（ｊ－１）／６＋Ｐ１５００（ｊ）・４／６＋Ｐ１５００（ｊ＋１）／６）
この場合はＰ１０００（ｋ）のノイズレベルは計測データ（Ｐ１５００）のすべてのビューのノイズレベルが１．０であるとすると、重みの二乗和の平方根となり約０．７となる。偶数ビューは単純平均であるから１／√２　０．７となりすべてのビューのノイズレベルは等価となる。これは、従来図４（ｄ）に示したように単純に補間処理を行った場合に比べ、全てのビューでノイズレベルが低減され、しかもビュー間でノイズレベルが均一となり、ファインストリークの原因が除去されていることがわかる。このように本実施例の

ＣＴ装置では、計測窓の重なる範囲、即ち入力データの出力データに対する寄与の程度を考慮して出力データを決めることによりアーチファクトのない良好な画像が得られる。

【００２３】

次に本発明のビュー数変換方法の他の実施例について図３を参照して説明する。

この実施例では、データの計測窓を定義するに際し、図３（ｃ）に示すように変換後のデータの隣り合うビューの計測窓を重なり合うように設定する。尚、同図において（ａ）及び（ｂ）は図１（ａ）、（ｂ）と同様それぞれスキャン時間３秒の場合及び１．５秒の場合における計測データＰ３０００及びＰ１５００を示すものである。

【００２４】

図３（ｃ）に示す実施例においては、出力データＰ１０００の計測窓は入力データＰ１５００の２ビュー分に相当する広がりを持つものとして設定している。この場合、Ｐ３０００からＰ１０００に変換する場合には、すべての変換後のデータにおいて、３つのＰ３０００（Ｐ３０００（ｊ－１）、Ｐ３０００（ｊ）、Ｐ３０００（ｊ＋１））の計測窓が完全にＰ１０００と重なり、２つのＰ３０００（Ｐ３０００（ｊ－２）、Ｐ３０００（ｊ＋２））の計測窓が１／２づつ重なっているので、これら変換後のデータに寄与する５つの入力データに対し、１／８、２／８、２／８、２／８、１／８の重み係数を乗じればよい。この場合、変換後データのノイズレベルは、計測データのすべてのビューのノイズレベルが１．０であるとすると、約０．４７となり、全ての変換後データにおいて等しく、しかも図１の場合に比べて低減されていることがわかる。

【００２５】

一方、Ｐ１５００からＰ１０００への変換は、偶数ビューでは図１に示す実施例と同様に２つの入力データのみが寄与しているので単純補間によるが、奇数ビューでは、サンプル位置の一致する入力データＰ１５００（ｊ）の計測窓が完全に重なっているのに対し、その両側のデータＰ１５００（ｊ－１）、Ｐ１５００（ｊ＋１）は寄与率が異なるので以下の重み付けを行う。

Ｐ１０００（ｋ）＝Ｐ１５００（ｊ－１）／４＋Ｐ１５００（ｊ）／２＋Ｐ１５００（ｊ＋１）／４）

この場合、奇数ビューのデータではノイズレベルが約０．６となり更にノイズが低減される。前述のように偶数ビューでは２つの入力データの単純補間であるため、そのノイズレベルが０．７であって偶数ビューと若干ばらつくが、いずれのビューにおいてもノイズレベル自体が低減されているため実用上はファインストリークが目立つほどではない。

【００２６】

このように本実施例では、変換後のデータについてその計測窓を隣接するどうしが重なり合うように設定することにより、さらにノイズを低減することができる。

尚、以上の説明で挙げた数字（計測ビュー数、逆投影ビュー数、ノイズレベル）は単なる例示であって、本発明はこれら数字で示される実施例に限定されるものではない。またスキャン時間についても１秒、１．５秒、３秒の３つのモードについて説明したが、これより少なくても又多くてもよい。また逆投影ビュー数も３つのスキャンモードについて共通に単一である場合について説明したが、複数の逆投影ビュー数のモードを有していてもよい。

【００２７】

更に以上の実施例では、計測ビュー数よりも少ない逆投影ビュー数に変換する場合について説明したが、本発明は、画質の向上等のために逆投影ビュー数を計測ビュー数よりも多いビュー数に変換する場合にも適用できる。

また以上の説明では、計測データは各ビュー毎のノイズレベルが等しい（1.0）として重み係数の計算を行ったが、楕円状の被写体のようにノイズレベルが計測方向によって大きく異なる場合は、予め計測データについてビュー毎にノイズレベルの相対的な差に応じて、ノイズレベルの大きいビューは重みを小さくするように重みを変えてもよい。この際、計測方向によるノイズレベルの分布が予測可能な場合には、その予測されるノイズレベル分布に応じた重み係数を求め、これを計測ビュー数のモードによって決まるビュー数変換

の重み係数に乗じて、重み係数の合計が１である新たな重み係数を求めることができる。この場合にも、各ビュー毎のノイズレベルを均一にすることができるので、アーチファクトのない良好な画像を得ることができる。

【００２８】

さらに上記実施の形態ではアレンジメント処理した平行Ｘ線の投影を逆投影処理する場合を説明したが、放射線状Ｘ線の投影を逆投影処理してもよい。

【００２９】

【発明の効果】

本発明によれば、計測データをビュー数の異なる投影データに変換するに際し、ビュー数変換手段において適切な重み付けをすることによって出力データの各ビューのノイズレベルを均一化するようにしたので、ファインストリークなどのアーチファクトを抑制した良好な再構成画像を得ることができる。さらに変換後のデータについて定義する計測窓の範囲を隣接するどうしでオーバーラップさせることにより、ノイズを低減し良好な再構成画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明のＸ線ＣＴ装置によるビュー数変換の一実施例を説明する図。

【図２】本発明が適用されるビュー数変換手段を備えたＸ線ＣＴ装置の構成を示す図。

【図３】本発明によるビュー数変換の他の実施例を説明する図。

【図４】従来のビュー数変換方法を説明する図。

【符号の説明】

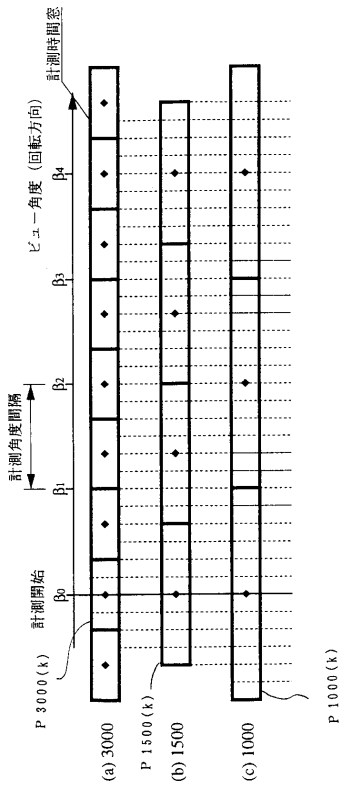
１０・・・・・・ガントリ（計測部）

２３・・・・・・ビュー変換手段

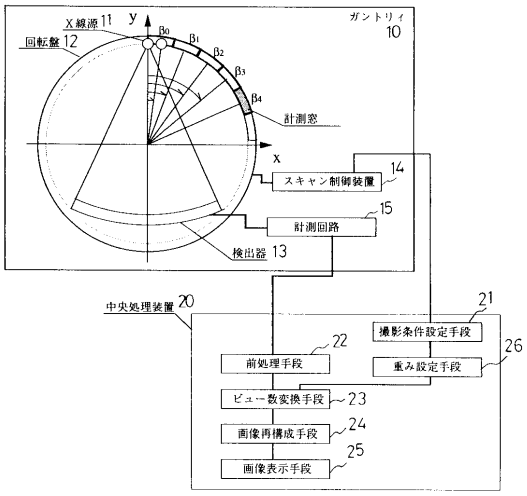
２６・・・・・・重み設定手段

Ｐ・・・・・・計測データ

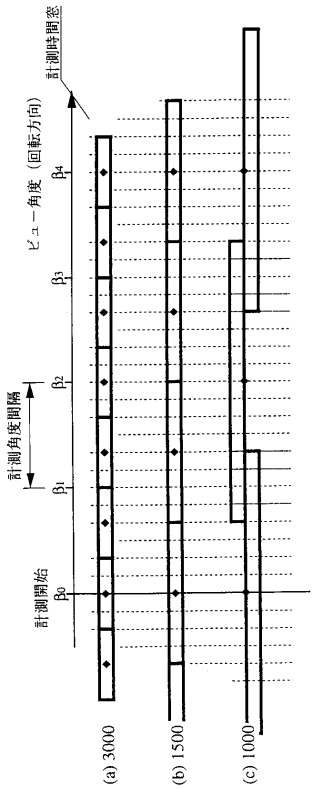
【図１】



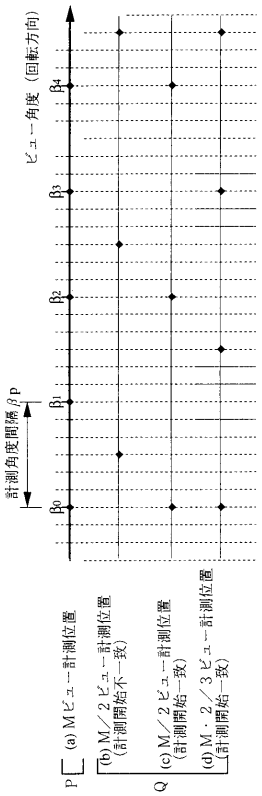
【図２】



【図３】


計測時間窓
ビュー角度（回転方向）
計測角度間隔
計測開始
β0
β1
β2
β3
β4
(a) 3000
(b) 1500
(c) 1000

【図４】


ビュー角度（回転方向）
計測角度間隔 Δβ
β0
β1
β2
β3
β4
P
(a) Mビュー計測位置
Q
(b) M／2ビュー計測位置
(計測開始不一致)
(c) M／2ビュー計測位置
(計測開始一致)
(d) M・2／3ビュー計測位置
(計測開始一致)

フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl.[7], ＤＢ名)
A61B 6/03