

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6130811号
(P6130811)

(45) 発行日 平成29年5月17日(2017.5.17)

(24) 登録日 平成29年4月21日(2017.4.21)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 6/03 (2006.01)
 A 6 1 B 6/03 3 5 0 L
 A 6 1 B 6/03 Z D M

請求項の数 16 (全 19 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2014-96242 (P2014-96242) (22) 出願日 平成26年5月7日(2014.5.7) (62) 分割の表示 特願2011-553275 (P2011-553275) の分割 原出願日 平成22年12月27日(2010.12.27) (65) 公開番号 特開2014-138908 (P2014-138908A) (43) 公開日 平成26年7月31日(2014.7.31) 審査請求日 平成26年6月6日(2014.6.6) (31) 優先権主張番号 201010111359.8 (32) 優先日 平成22年2月10日(2010.2.10) (33) 優先権主張国 中国 (CN) 前置審査</p>	<p>(73) 特許権者 502192546 清華大学 Tsinghua University 中華人民共和国北京市海淀区清華大学 郵 編100084 Qinghuayuan, Haidian District, Beijing 1 00084, P. R. China (73) 特許権者 503414751 同方威視技術股▲分▼有限公司 中華人民共和国 北京市海澱區雙清路同方 大廈A座2層 100084 (74) 代理人 100101454 弁理士 山田 卓二</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 動き補償に基づくCT機器及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被走査物体をCT走査するためのCT走査機器と、
 被走査物体の動きパラメータを、前記CT走査機器の走査と同期に測定するための第1の光学カメラ及び第2の光学カメラを備える立体視測定システムと、
 前記動きパラメータに基づいて、再構成画像を行列変換することによって、CT結像中において被走査物体の動きを補償する結像装置とを備える動き補償に基づくCT機器において、
 前記被走査物体が生体である場合、前記被走査物体の動きは、胃腸のうごめきを除き、
 前記結像装置は、
 ある時刻の投影データを逆投影する前に、測定された動きパラメータに応じて初期値が予め設定された値である再構成画像に対し該当する行列変換を行うことによって、行列変換された再構成画像をその時刻での被走査物体のパターンと一致させ、
 その時刻の投影データの逆投影が終了した後、全ての時刻の投影データが逆投影済みとなるまでに、その逆投影が終了した後の再構成画像に対し測定された動きパラメータに応じて行列変換を行うことによって次の時刻に対応する物体パターンにさらに変換し、次の投影データの逆投影操作を行い、
 さらに、全ての時刻の投影データが逆投影済みとなった再構成画像を特定の時刻でのパターンに変換することを特徴とする動き補償に基づくCT機器。

【請求項2】

前記第 1 の光学カメラ及び第 2 の光学カメラは、被走査物体の 2 次元 / 3 次元画像を前記 C T 走査と同期に収集し、

前記結像装置は、収集された 2 次元 / 3 次元画像に基づいて、被走査物体の動きパラメータを算出することを特徴とする請求項 1 に記載の C T 機器。

【請求項 3】

前記第 1 の光学カメラ及び第 2 の光学カメラと、C T 走査機器との同期は、C T 走査機器における検知器の収集タイミングに基づいていることを特徴とする請求項 2 に記載の C T 機器。

【請求項 4】

C T 走査機器が使用する検知器の収集速度が前記第 1 の光学カメラ及び第 2 の光学カメラの収集速度より高い場合、前記第 1 の光学カメラ及び第 2 の光学カメラの収集トリガーとして、同期収集パルストリガー信号の周期を検知器の収集周期の整数倍に調整することを特徴とする請求項 3 に記載の C T 機器。

【請求項 5】

C T 再構成する時に、補間によって、C T 投影と一対一に対応する被走査物体の 3 次元座標及び動きパラメータを取得することを特徴とする請求項 4 に記載の C T 機器。

【請求項 6】

C T 走査機器が使用する検知器の収集速度が前記第 1 の光学カメラ及び第 2 の光学カメラの収集速度以下である場合、検知器の収集信号を前記第 1 の光学カメラ及び第 2 の光学カメラの同期トリガー信号として画像収集を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の C T 機器。

【請求項 7】

前記動きパラメータは、被走査物体の少なくとも一部の回転及び平行移動を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の C T 機器。

【請求項 8】

前記動き補償は、F B P 及び A R T アルゴリズムで実現されることを特徴とする請求項 1 に記載の C T 機器。

【請求項 9】

C T 機器に用いられる方法であって、

C T 走査機器を用いて被走査物体を C T 走査するステップと、

第 1 の光学カメラ及び第 2 の光学カメラを用いて、被走査物体の動きパラメータを、前記 C T 走査機器の走査と同期に測定するステップと、

前記動きパラメータに基づいて、再構成画像を行列変換することによって、C T 結像中において被走査物体の動きを補償するステップとを含む方法において、

前記被走査物体が生体である場合、前記被走査物体の動きは、胃腸のうごめきを除き、ある時刻の投影データを逆投影する前に、測定された動きパラメータに応じて初期値が予め設定された値である再構成画像に対し該当する行列変換を行うことによって、前記行列変換された再構成画像をその時刻での被走査物体のパターンと一致させ、

その時刻の投影データの逆投影が終了した後、全ての時刻の投影データが逆投影済みとなるまでに、その逆投影が終了した後の再構成画像に対し測定された動きパラメータに応じて行列変換を行うことによって次の時刻に対応する物体パターンにさらに変換し、次の投影データの逆投影操作を行い、

さらに、全ての時刻の投影データが逆投影済みとなった再構成画像を特定の時刻でのパターンに変換することを特徴とする方法。

【請求項 10】

第 1 の光学カメラ及び第 2 の光学カメラにより、被走査物体の 2 次元 / 3 次元画像を前記 C T 走査と同期に収集し、収集された 2 次元 / 3 次元画像に基づいて、被走査物体の動きパラメータを算出することを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記第 1 の光学カメラ及び第 2 の光学カメラは、C T 走査機器との同期が C T 走査機器

10

20

30

40

50

の検知器の収集タイミングに基づいていることを特徴とする請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

CT 走査機器が使用する検知器の収集速度が前記第 1 の光学カメラ及び第 2 の光学カメラの収集速度より高い場合、前記第 1 の光学カメラ及び第 2 の光学カメラの収集トリガーとして、同期収集パルストリガー信号の周期を検知器の収集周期の整数倍に調整することを特徴とする請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

CT 再構成する時に、補間によって、CT 投影と一対一に対応する被走査物体の 3 次元座標及び動きパラメータを取得することを特徴とする請求項 12 に記載の方法。

【請求項 14】

CT 走査機器が使用する検知器の収集速度が前記第 1 の光学カメラ及び第 2 の光学カメラの収集速度以下である場合、検知器の収集信号を前記第 1 の光学カメラ及び第 2 の光学カメラの同期トリガー信号として画像収集を行うことを特徴とする請求項 13 に記載の方法。

【請求項 15】

前記動きパラメータは、被走査物体の少なくとも一部の回転及び平行移動を含むことを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 16】

前記動き補償は、FBP 及び ART アルゴリズムで実現されることを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施例は、ラジオグラフィ結像に関し、具体的に動き補償に基づく CT 機器及び方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

1972 年に Hounsfield により 1 台目の CT 機が発明されてから、CT 技術は医療診断及び産業非破壊検査に革命的な影響を与えて来て、CT は医療、生物、航空、国防などの産業の重要な検査手段になっている。技術の進歩に伴い、CT 走査モード及び結像方法も進んでおり、コーンビーム 3 次元 CT は、既に研究及び適用の主流となっている。コーンビーム X 線 CT は、医学臨床、安全検査、非破壊検査などの分野に幅広く適用されており、特に、医学臨床診断において、螺旋 CT は、既に不可欠な検査手段の 1 つとなっている。

【0003】

1989 年に、螺旋 CT は医学臨床応用に導入され始め、螺旋 CT の大きな優位性のため、だんだん従来の断層 CT の代わりとなってきた。螺旋 CT は、断層 CT に比べて、投影データを中断せず連続して収集 (collection) を行うことができ、専門的に設計された再構成アルゴリズムにより物体の 3 次元データを取得して、CT 走査の時間が大幅に短縮され、再構成画像の Z 軸解像度を提供し、動きアーチファクトを低減しているという優位点がある。1991 年に、Elscent 社は、シングルスライス CT に基づいて、まず、デュアルスライス CT を出して、それからマルチスライス CT (Multi-slice CT、MSCT) の飛躍的な発展が幕を開けた。

【0004】

MSCT とシングルスライス CT との主な相違は、シングルスライス CT の検出器が単一列で、毎回 1 スライスのファンビーム投影データしか収集できないのに対して、MSCT の検出器が複数列で、複数スライスのコーンビーム投影データを同時に収集することができるという点である。したがって、MSCT は、シングルスライス CT に比べて、性能的に大幅な向上があり、X 線ビームの覆う範囲が大きく増加し、X 線の利用率が効果的に上がり、走査時間を短縮して、より高い品質の 3 次元再構成画像を得ることができる。1

10

20

30

40

50

1998年に、GM、Siemens、Toshiba、Philips社は、4マルチスライスCTを出して、各大手医療機器メーカーの激しい競争が幕を開けた。2001年に、GE社は8マルチスライスCTを最初に出した。2002年に、GE、Siemens、Toshiba、Philips社は16マルチスライスCTを出した。2005年に、Toshiba社は256マルチスライスCTを出した。2007年に、米・シカゴで開催された第93回北米放射線学会議に、Toshiba社は最新に出した320マルチスライスCT製品を公開した。Siemens社は、2005年に初のデュアルエネルギーCTを出した。今、最新のMSCTは、走査速度が4回/秒であり、人体の3次元結像、血管造影結像、心臓結像、脳灌流結像などの分野に広く適用されている。MSCT技術の上で、コンピュータ外科、仮想内視鏡技術及び補助放射線療法などの新しい技術も発展して来た。

10

【0005】

今、CT技術が産業、セキュリティチェック、医療などの分野に大きな成功を収めたが、工程適用条件の複雑性及び多様性のため、CT技術の更なる発展がより高く求められている。CT走査中に被走査物体自身が動くのがよくあることで、特に、生体CT結像においてはよくある。例えば、医療CTの走査中において、CT影像是、人体器官の固有動きにより常に動きアーチファクトが存在しており、画像ぼけやゴーストなどを招き、医師の病気に対する正確な診断に影響を与えてしまう。人体器官は、正常な新陳代謝中において、心臓の鼓動、肺の呼吸運動、脈の鼓動、胃腸のうごめくなどを含む様々な生理的な動きが存在している。これらの器官の動きは、呼吸が息止めによりコントロールできるのを除いて、他の多数の動きを一時止めさせることは困難である。また、医療CTの走査中において、例えば、パーキンソン病患者、幼児、自己管理能力がない精神病患者など、いずれも大幅に体が動く可能性がある。前記動きの全ては、MSCT画像において、動きアーチファクトを避けることなく形成してしまい、画質の劣化を招き、さらに走査失敗となる。したがって、動きアーチファクトを抑止・消去する技術の研究は、CT結像に対して、重要な現実的意味を有している。

20

【0006】

息止めの場合、健康人体は10秒内に頭部の平均動き変位が約0.35mmであり、現在MSCT画像が0.4mmだけの解像度を有する場合に、画像において深刻な動きアーチファクトが発生しない。人体の体幹部分の器官は、心臓の鼓動、胃腸のうごめくなどの動きに、頭部より大きく影響されるため、動きが頭部よりはっきり見える。特に、患者に対して、その体への支配力の低下のため、その動きの幅は1mmを超えて、さらにそれ以上に達する可能性があり、深刻な動きアーチファクトを招く恐れがあり、CT画像の品質に影響を与える。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

動きアーチファクトを低減する本質的な手段は、走査中における器官自身の動きによる影響を低減するように、結像の速度を高めることである。しかしながら、従来MSCTは、スリッピング技術によって、X線機及び検知器を人体の周りに高速回転して、CT走査を完成させる。現在、最速の走査速度は0.25秒/回であり、遠心力、材料強度などの多数の制限で、この速度が業界内の限界速度となっており、将来の数年内に大きな躍進を得ることが困難である。MSCTを除いて、他の医療CT、産業CTは、走査速度が0.25秒/回よりはるかに遅い。従って、単なる走査速度を高めることで、動きアーチファクトを完全に消去することはできない。

40

【0008】

現在、動きアーチファクトを抑止するもう1つの技術は、ゲーティング(Gating)技術であって、この技術は、心臓結像に既に多く適用されており、ゲーティング技術によって、MSCTの走査データを心臓位相に応じてグループ化し、それぞれ画像再構成を行って、画像融合技術を用いて最終的なCT画像を取得する。このようなゲーティング技

50

術は、幾つかのX線投影データを有効に利用しておらず、心臓結像の放射量を大きく増やしたという問題がある。しかし、医療照射は、最大の人為的な電離放射源となっており、CT検査のX線放射量を低減することは、全社会の大衆及び彼らの子孫の健康に係る重大な課題となっている。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の目的は、立体視システムを用いて、被走査物体の動く座標を測定し、さらに、再構成画像行列変換による動き補償技術を用いて、CT画像における動きアーチファクトを除去して、鮮明なCT画像を取得する、動き補償に基づくCT機器及び方法を提供することにある。

10

【0010】

本発明の一局面では、被走査物体をCT走査するためのCT走査機器と、被走査物体の動きパラメータを、前記CT走査機器の走査と同期に測定するための立体視測定システムと、前記動きパラメータに基づいて、再構成画像行列を変換することによって、CT結像中において被走査物体の動きを補償する結像装置とを備える動き補償に基づくCT機器を提供する。なお、前記被走査物体が生体である場合、前記被走査物体の動きは、胃腸のうごめきを除く。

【0011】

本発明の実施例によれば、前記立体視測定システムは、被走査物体の2次元/3次元画像を前記CT走査と同期に収集する第1のカメラ及び第2のカメラを備え、前記結像装置は、収集された2次元/3次元画像に基づいて、被走査物体の動きパラメータを算出する。

20

【0012】

本発明の実施例によれば、前記第1のカメラ及び第2のカメラと、CT走査機器との同期は、CT走査機器における検知器の収集タイミングに基づいている。

【0013】

本発明の実施例によれば、CT走査機器が使用する検知器の収集速度が前記第1のカメラ及び第2のカメラの収集速度より高い場合、前記第1のカメラ及び第2のカメラの収集トリガーとして、同期収集パルストリガー信号の周期を検知器の収集周期の整数倍に調整する。

30

【0014】

本発明の実施例によれば、CT再構成する時に、補完によって、CT投影と一対一に対応する被走査物体の3次元座標及び動きパラメータを取得する。

【0015】

本発明の実施例によれば、CT走査機器が使用する検知器の収集速度が前記第1のカメラ及び第2のカメラの収集速度以下である場合、検知器の収集信号を前記第1のカメラ及び第2のカメラの同期トリガー信号として画像収集を行う。

【0016】

本発明の実施例によれば、前記結像装置は、毎回逆投影する前に、測定された動きパラメータに応じて、再構成画像行列に対し該当する行列変換を行って、画像行列をその時刻での物体パターンと一致させる。

40

【0017】

本発明の実施例によれば、前記動きパラメータは、被走査物体の少なくとも一部の回転及び平行移動を含む。

【0018】

本発明の実施例によれば、前記動き補償は、FBP及びARTアルゴリズムで実現される。

【0019】

本発明の他の局面では、CT機器に用いられる方法であって、CT走査機器で被走査物体をCT走査するステップと、被走査物体の動きパラメータを、前記CT走査機器の走査

50

と同期に測定するステップと、前記動きパラメータに基づいて、再構成画像行列を変換することによって、C T結像中において被走査物体の動きを補償するステップとを含む方法を提供する。なお、前記被走査物体が生体である場合、前記被走査物体の動きは、胃腸のうごめきを除く。

【発明の効果】

【0020】

本発明の実施例の機器は、独立モジュールとして、従来又は新規開発されたC T機器に組み込まれることができ、本発明の実施例の機器及び方法を用いて、動きアーチファクトが除去されるC T画像を取得することができ、C T走査中における物体の動きによる動きアーチファクトを効果的に除去することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0021】

本発明の上記特徴及び利点は、以下の図面を結合する詳述で、さらに明らかになる。

【図1】本発明の実施例に係る動き補償に基づくC T機器の模式的なブロック図を示す。

【図2】両眼立体視システムにおいて2台のカメラの相対位置関係及び各座標系の模式図を示す。

【図3】立体視システムで3次元空間座標の測定を行うフローの模式的なフロー図である。

【図4】X線感知器をカメラと同期に収集するように制御するタイミングチャートを示し、(a)は、C Tシステムに用いる検知器における収集速度がカメラより速い時のタイミングチャートを示し、(b)は、C Tシステムに用いる検知器における収集速度がカメラと等しい時のタイミングチャートを示し、(c)は、C Tシステムに用いる検知器における収集速度がカメラより遅い時のタイミングチャートを示す。

20

【図5】本発明の実施例に係る画像再構成方法のフロー図を示す。

【図6】本発明の実施例の装置及び方法に用いる円盤モデルを示し、(a)は、初期時刻のモデルを示し、(b)は、一定時間後変化したモデルを示す。

【図7】本発明の実施例に係る装置を用いて動く物体にC T再構成を行うエミュレーションの結果を示し、(a)は従来のFBPによる再構成の結果で、(c)は本願の動き補償FBPによる再構成の結果で、(b)及び(d)はそれぞれ再構成の結果における水平及び垂直中心断面線で、(e)は従来のARTによる再構成の結果で、(g)は本願の動き補償ARTによる再構成の結果で、(f)及び(h)はそれぞれ再構成の結果における水平及び垂直中心断面線である。

30

【発明を実施するための形態】

【0022】

図面を参照しながら本発明の好ましい実施形態を詳述する。図面において、同じ符号は、異なる図面に示されるが、同じ又は類似な部材を示す。明瞭かつ簡潔のため、ここに含まれる既知機能及び構成の詳述は省略され、そうしなければ、本発明の主題が不明瞭となる。

【0023】

本発明の実施例によれば、動き補償に基づくC T機器及び方法を提供する。図1は本発明の実施例に係る動き補償に基づくC T機器の模式的なブロック図を示す。

40

【0024】

図1に示すように、本発明の実施例に係るC T機器は立体視システムを備えている。C T走査制御モジュール30の制御により、C T走査中において被走査物体の動きは、画像収集カード11により同期収集され、例えば、カメラA20及びカメラB21によって、産業用コンピュータ10のメモリ(図示しない)に記憶されたアルゴリズムにあわせて、物体の動きパラメータを算出する。さらに、算出された動きパラメータに基づいて、画像再構成中において、動きに補償を行い、動きアーチファクトを除去する。

【0025】

図1に示すように、本発明の実施例に係る装置は、C T走査するため必要とする、X線

50

機50と、検知器40と、スリップリング60とをさらに備える。CT走査中において、X線機50と検知器40との間に設置された被走査物体は、幾つかの部位、例えば頭部の動きが生じる。

【0026】

本発明の実施例によれば、1つの立体視システムによって、CT走査中において、被走査物体の2次元光学画像を同期に収集し、両眼視/三眼視による高速3次元座標測定アルゴリズムによって、各CT投影に対応する被走査物体の3次元座標を記録し、そして、測定された被走査物体の動きパラメータを用いて、CT再構成中において再構成画像行列変換技術により動き補償を行って、最終的再構成された2次元/3次元画像における動きアーチファクトを除去し、高精度なCT影像を取得する。

10

【0027】

立体視は、コンピュータを用いて、3次元シーンを複数の2次元画像により再構成する方法であり、コンピュータ視覚研究分野の重要な研究目標であり、特に、最近20年来、たくさん研究結果が取得されている。立体視は、主にパッシブ及びアクティブという2種類の種類に分類されており、前者には、シーンへの照明が物体の周りの光により与えられており、後者には、対象物体の周りの照明が専用光源装置により与えられている。よく適用されているのは、カメラによる立体視測定技術であり、さらに、使用されたカメラの数の違いによって、一眼視法と、両眼視法と、多眼視法とにも分けられている。以下具体的に描かれたのは、2台のカメラで立体視測定を行う両眼視技術であり、両画角による3次元座標高速位置決め手法である。立体視技術による動く3次元の測定は、両眼立体視に限定されるものではない。必ず上記両眼視/三眼視3次元座標測定アルゴリズムを用いることでなく、他の立体視システムを用いて被走査物体の3次元座標及び動きパラメータをCT走査過程に同期に収集してもよいことが、当業者にとって意識すべきことである。

20

【0028】

両眼立体視は、コンピュータ視覚の1つ重要な分岐であり、即ち、位置の違い2台カメラにより撮像された同一の動きシーンは、2つの画像における空間点の視差を算出することによって、当該点の3次元座標値を取得する。80年代、米国マサチューセッツ工科大学のMarrrは、視覚計算理論を提案、両眼視のマッチングに適用して、視差がある2つの平面図が深さのある立体図形を生成し、両眼立体視の発展の基礎を打ち立てた。他の立体視方法に比べて、両眼視は、直接人間の両目のシーンへの処理の方式を倣っており、簡単かつ信頼性があり、例えば、産業非接触式測定、ロボットナビ及び航空測量、3次元測定学、仮想現実などのいろんな分野において、重要な適用価値がある。

30

【0029】

図3に示すように、両眼立体視技術の実現は、以下のように、画像取得ステップS10と、カメラキャリブレーションステップS11と、特徴抽出ステップS12と、画像マッチングステップS13と、3次元座標算出ステップS14とに分けられる。

【0030】

本発明の実施例によれば、CT走査の環境及び対象物体の動き特徴に対して、CT結像に用いる両眼立体視測定システム及び方法を提案し、そして、以下提案される再構成画像行列変換の技術によって動く物体の正確なCT結像を実現し、動きアーチファクトを除去する。

40

【0031】

本発明の実施例によれば、1つの立体視測定システムを用いて、X線源がCT走査しながら、被走査物体に対して3次元座標の測定を行い、当該物体の動きパラメータを取得し、そして、提案された動き補償技術を用いて、動きアーチファクトを除去し、鮮明なCT画像を取得する。本発明の実施例の立体視測定システムは、両眼立体視の原理に基づくものであり、位置が異なる2つの視点から同一シーンを見て、CT走査物体の異なる視角での感知画像を取得し、幾何学的な結像の原理によって、画像の画素間の位置ばらつき(視差)を算出して、物体の3次元座標情報を取得する。図1に示すように、立体視測定シス

50

テムは、主に以下のようなソフト・ハードウェアの構成部分を含む。

【0032】

パラメータ性能が同じである2台のカメラ20及び21と、画像収集カード11と、データ伝送ケーブルとを含む。異なる2つの視角で被走査物体の2つの画像を同時に取得して、被走査物体の3次元座標を算出する。図1に示すように、2台のカメラA及びBは、一定の距離が離れて固定し配置され、一般にCCDカメラを用いてもよく、それぞれビデオ収集カード11を介してコンピュータに接続され、データをコンピュータ10に伝送し、コンピュータ10において、ソフトウェアプログラムを実行することによって動き補償に基づく画像再構成手順を行う。一般に、立体視システムは、2台のカメラの同期収集だけ要求するが、本発明の実施例において、この2台のカメラ20及び21の同期収集だけ要求することなく、その収集がCT走査システムにおける検知器40の収集と同期できることを保証しなければならず、これによって、以下算出される被走査物体の3次元座標が収集されたCT投影データと一対一に対応でき、CT動き補償の再構成を行い易くなる。したがって、2台のカメラ及びCT走査システムの同期収集を実現するために、外部トリガ源として、CT走査制御モジュール30からCT検知器40に同期する収集パルス信号を引き出して、2台のカメラ20及び21の同期収集を実現してもよい。

10

【0033】

物体の3次元座標を算出し易くするためには、一般に、2台のカメラ20及び21の相互位置関係が図2のように固定される。まず、被走査物体が位置する3次元空間内における直交座標系をxyzとし、次に、カメラA及びBの結像平面をそれぞれ $x_A y_A$ 及び $x_B y_B$ とし、2台のカメラの性能パラメータが全て同じであるため、それらの光軸 z_A, z_B が平行になり得ると共に、結像平面 $x_A y_A$ 及び $x_B y_B$ が同一平面内に存在し、かつ、それらの水平軸 x_A, x_B が3次元空間座標系のx軸と完全に重ね合わせている。 P_A, P_B は、それぞれ物体点PのカメラA及びBの結像平面内における結像点を示し、 O_A, O_B は、それぞれカメラA及びBの焦点を示し、x軸上に座標原点に対して対称であり、焦点から結像平面までの距離、即ち焦点距離fは、カメラ自身のハードウェアにより決められ、既知条件である。2台のカメラの距離は、Dであり、測定することによって得られる。

20

【0034】

空間物体点Pの3次元座標を (x_p, y_p, z_p) とし、ある時刻で、2台のカメラA及びBが同時に点Pにおける画像を撮像して、その各結像平面内にそれぞれ $P_A = (x_{pA}, y_{pA})$ 、 $P_B = (x_{pB}, y_{pB})$ とする。A及びBの画像が同一平面にあり、かつx軸が重ね合わせているため、点PのA及びBにおける画像点のy座標は同じであり、即ち、 $y_{pA} = y_{pB}$ 。三角形幾何学関係から分かる通り、

30

【数1】

$$\begin{cases} x_{pA} = f \cdot \frac{x_p + D/2}{z_p} \\ x_{pB} = f \cdot \frac{x_p - D/2}{z_p} \\ y_{pA} = y_{pB} = f \cdot \frac{y_p}{z_p} \end{cases} \dots\dots (1)$$

40

【0035】

物体点Pの3次元座標は、上記(式1)を解けることによって算出され、下記(式2)のようになる。

【数 2】

$$\left\{ \begin{array}{l} x_p = \frac{D}{2} \cdot \frac{x_{pA} + x_{pB}}{x_{pA} - x_{pB}} \\ y_p = \frac{y_{pA} \cdot D}{x_{pA} - x_{pB}} \\ z_p = \frac{f \cdot D}{x_{pA} - x_{pB}} \end{array} \right. \quad \dots (2)$$

10

【0036】

このように、物体の任意点の3次元空間座標を、左右2台の同期カメラ20及び21にて撮像された2つの画像により算出することができ、上記方法は、完全なポイント・ツー・ポイント演算であり、2台のカメラで撮像された画像にP点のマッチポイントを探し出せれば、上記計算方法によって、その対応する3次元座標を算出することができる。両眼視による立体視測定のプロロー及び3次元座標の計算は、以下の方法で完成される。

【0037】

図3に示すように、ステップS10で、画像同期取得は2台のカメラによる3次元座標の測定の基礎であり、カメラが図1のように配置された後、CT走査制御モジュール30の出力する同期収集パルス信号により、2台のカメラ20及び21が対象物体の2次元画像を同時に収集し、画像収集カード11によってコンピュータ10に伝送すると共に、画像データを収集する時間も記録する。

20

【0038】

コンピュータ立体視結像は、一般に両眼視画像を用い、三眼視又は多眼視結像技術を用いる場合もある。一般にCT走査される物体が例えば人体、荷物などのように比較的固定されていることを考えて、2台のカメラによる立体視システムは、一般に実際適用の要求を満たすことができる。

【0039】

ステップS11で、カメラのキャリブレーションを実行する。カメラのキャリブレーションの目的は、カメラの位置、属性パラメータを正確に決定し、結像モデルを作成して、空間座標系における、物体点とそれが存在する像平面における像点との対応関係を決定し、即ち変換行列を決定することである。一般的な場合に、その対応関係は、カメラの幾何学モデルにより決められており、例えば、2台のカメラの距離、カメラの焦点距離などの幾つかのパラメータは、測定すること及びカメラのパラメータ説明書を読むことによって得られるが、それらのパラメータをより正確に決定するために、実験を通じてそれらのパラメータ情報を測定・算出する必要がある。従って、カメラのキャリブレーションの手順は、カメラの内部の幾何学的及び光学的な特性（内部パラメータ）と、世界座標系に対するカメラ座標系の3次元位置及び方向（外部パラメータ）とを決定することである。一般に、それらのパラメータをより正確に決定するために、実験において世界座標系における3次元座標が既知であるマーカーを約10個程度を設けて、それら10個程度のマーカーのカメラ結像座標系における座標を測定することによって、全ての上記パラメータを決定し、カメラのキャリブレーションが終了する。

30

40

【0040】

ステップS12で、画像特性の抽出を実行する。画像特性の抽出とは、マーチングするための画像特徴を取得することである。主なマーチング特徴は点状特徴、線状特徴及び領域特徴などを有する。どのような特徴を抽出するかは、実際の被走査物体に応じて決められる必要がある。例えば、一般に、金属部材、精密機器などなら線特徴が選ばれ、荷物などなら領域特徴が選ばれる。幾つかの物体は、鮮明な特徴を有しておらず、例えば、一

50

般に、医療CTが人体腹部の結像は、例えば、白黒交互の「田」字形のパターンなどの補助マーカを人体の表面に貼り付ける必要がある。カメラが収集する2次元画像が様々なランダムノイズ及び歪みをよく含むため、特徴抽出する前に、必要な情報を目立たせ、不要な情報を抑えて、画像の鮮明度を向上し、画質を改善し、並びに画像をコンピュータに処理され易くし、各々の特徴分析及び抽出を行うように、画像に対して前処理を行う必要があるということを説明すべきである。

【0041】

ステップS13で、立体マーチングを実行する。立体マーチングとは、2台カメラで同期に撮像された2つの画像における画像特徴を対応付けすることである。同一物体は異なる視点における画像にかなり相違があるため、その前に決定されたマーチング特徴により、2つの画像の間に正確なマーチング関係を確立する。

10

【0042】

ステップS14で、3次元座標を算出する。マーチングする点を決めた後、特徴点の3次元座標を(式2)により決定して、物体の各特徴点の3次元パラメータを取得する。

【0043】

上記のように、カメラ20及び21の画像収集は、CT走査システムの走査に同期する。同期収集は、2台のカメラがCTシステムの検知器との同期収集を実現し得ることを保証しており、カメラとX線検知器との収集速度がよく異なっているため、タイミング制御の設計を専門的に行わなければならない。異なるCTシステムが用いる検知器は、収集速度がよく異なっており、例えば、現在の病院で主に使用されるMSCCT製品は、その検知器の収集速度が約1000Hz程度まで達し得るが、幾つかのコーンビームCTシステムで使用されるフラット検知器の収集速度が1~30Hz程度だけである。一般に、カメラの画像撮像速度は、25Hz又は30Hzで、高速カメラは、100Hzを超え、更なる高速まで達し得る。同期収集する際に、収集周波数の相違によって異なる同期タイミングを設計する必要がある。

20

【0044】

図4のように、以下3つの選択方式がある。(1)CTシステムで使用される検知器の収集速度がカメラより高い場合、図4における(a)タイミングを用いて、カメラ20及び21の収集トリガーとして、同期収集パルストリガー信号の周期をX線検知器40の収集周期の整数倍に調整すればよく、そのとき、カメラ20及び21で撮像された物体画像がCT走査の投影数より少なく、以下の動き補償CT再構成を行う際に、CT投影と一対一に対応する被走査物体の3次元座標を取得するように補完を行う必要がある。(2)CTシステムで使用される検知器40の収集速度がカメラに等しい場合、図4における(b)タイミングを用いればよく、そのとき、CT投影とカメラとは一対一に対応している。(3)CTシステムで使用される検知器40の収集速度がカメラより低い場合、図4における(c)タイミングを用いて、X線検知器40の収集信号をカメラ20及び21の同期トリガー信号として画像収集すればよく、そのとき、カメラ画像とCT投影とも一対一に対応している。

30

【0045】

立体視測定により物体のCT走査中における3次元座標を算出すれば、後述の画像行列変換によるCT再構成アルゴリズムで、動く物体を再構成して、動きアーチファクトが除去された鮮明なCT画像を取得することができる。

40

【0046】

物体のCT走査中における動き状況が分かれば、本発明の実施例の再構成アルゴリズムでCT再構成することができる。本発明の実施例の方法は、物体がどのような動きをするかには制限があり、被走査物体の動きは任意の小ユニットの剛体運動に分解することが可能であると要求しており、即ち、被走査物体の動きは、当該物体を構成する小ユニットがお互いに関連しない剛体運動をすると見なしてもよい、ということを説明すべきである。実に、例えば、金属部材の振動、心臓の鼓動、人体頭部の揺りなど、現実の生活中にありうるほとんどの物体の動きは、いずれも当該動きに見なされる。したがって、本実施例

50

が提案するCT画像再構成方法は、実際CT適用にありうるほとんどの動きアーチファクトを除去する要求を満たすことができる。被走査物体が全体として剛体運動する際に、物体の全ての小ユニットが共に動いてる特別形式とみられてもよい。そのため、以下、物体の全ての小ユニットがそれぞれ剛体運動する通常の場合で、本発明の実施例の方法を述べる。

【0047】

なお、当該再構成方法がCT走査の具体的な形式に係わらず、即ち、当該方法が平行ビームCT画像の再構成に適用されてもよく、ファンビームやコーンビームCT画像の再構成に適用されてもよく、従って、説明を明らかにするために、以下、当該方法を、平行ビームを例として詳述する、ということの説明すべきである。

10

【0048】

まず、2次元平面内に平行ビーム投影が下記(式3)で示されると考えて、

【数3】

$$p(\hat{\theta}, s) = \int_{\vec{x}} f(\vec{x}) \delta(\vec{x} \cdot \hat{\theta} - s) d\vec{x} \quad \dots\dots (3)$$

ただし、

$$f(\vec{x})$$

20

は、被走査物体の関数表現であり、

$$\hat{\theta}$$

は、投影方向に垂直する単位方向ベクトルであり、Sは、あるX線が探知器へ投影された位置である。CT画像の再構成において、最も広く適用されたFBP(フィルター逆投影)アルゴリズムは、先ず、以下のように、投影データをフィルタリングし、

【数4】

$$g(\hat{\theta}, s) = \int_{-s_0}^{s_0} p(\hat{\theta}, s') \cdot h(s - s') ds' \quad \dots\dots (4) \quad 30$$

ただし、h(s)は、フィルタ関数であり、通常Rampフィルタを用いる。そして、フィルタリングされた投影データを逆投影し、即ち、

$$f(\vec{x})$$

に再構成されてもよく、逆投影の式は以下のとおりであり、

【数5】

$$f(\vec{x}) = \int g(\hat{\theta}, s) \delta(\vec{x} \cdot \hat{\theta} - s) d\hat{\theta} \quad \dots\dots (5) \quad 40$$

(式5)は、伝統的なCTに最もよく使用されるFBP再構成アルゴリズムである。物体がCT走査中において動きがある際に、X線探知器が記録した物は、運動中における物体の投影データであり、その時、上記FBPアルゴリズムで再構成された

$$f(\vec{x})$$

は、CT走査中における物体の異なる動きパターンを混合している。このように、再構成画像において動きアーチファクトが混合・重畳されており、画質の低下になる。再構成中において動きアーチファクトを除去するために、まず、マルチボディ剛体運動モデルは、以下のように定義され、即ち、被走査物体が幾つかの小ユニットに分けられ、各ユニット

50

がそれぞれ剛体運動を行い、個別のユニットの剛体運動が以下の（式 6）により示され、
【数 6】

$$f_i(\vec{x}) = f\left(\begin{bmatrix} \cos(\varphi(t)) & \sin(\varphi(t)) \\ -\sin(\varphi(t)) & \cos(\varphi(t)) \end{bmatrix} \vec{x} + \vec{A}(t)\right) \quad \dots\dots (6)$$

【 0 0 4 9 】

剛体運動は、上記（式 6）で回転及び平行移動の 2 つの動きに分解される。ただし、

$\varphi(t)$

10

は、回転運動中において物体ユニットが t 時刻で回転した角度を示し、

$\vec{A}(t)$

は、平行移動中において物体ユニットの平行移動ベクトルを示す。その定義は以下のとおりである。

【数 7】

$$\Gamma_i(\vec{x}) = \begin{bmatrix} \cos(\varphi(t)) & -\sin(\varphi(t)) \\ \sin(\varphi(t)) & \cos(\varphi(t)) \end{bmatrix} \vec{x} + \vec{A}(t) \quad \dots\dots (7) \quad 20$$

上記（式 7）を（式 6）に代入すれば、下記（式 8）が得られる。

【数 8】

$$f_i(\vec{x}) = f(\Gamma_i(\vec{x})) \quad \dots\dots (8)$$

【 0 0 5 0 】

30

全ての物体ユニットを積算すれば、物体全体の動き表現式、即ち下記（式 9）が得られる。

【数 9】

$$f_i(\vec{x}) = \sum_i f_{i,i}(\vec{x}) \quad \dots\dots (9)$$

ただし、

$f_{i,i}(\vec{x})$

は、i 個目の物体ユニットの t 時刻での分布関数を示す。

40

【 0 0 5 1 】

物体はマルチボディの動きが存在する場合、その平行ビーム投影が適応に下記（式 1 0）のようになる。

【数 1 0】

$$\begin{aligned} p_i(\hat{\theta}, s) &= \int_{\mathbb{R}^2} \sum_i f_{i,i}(\vec{x}) \delta(\vec{x} \cdot \hat{\theta} - s) d\vec{x} \\ &= \sum_i \int_{\mathbb{R}^2} f_{i,i}(\vec{x}) \delta(\vec{x} \cdot \hat{\theta} - s) d\vec{x} \\ &= \sum_i p_{i,i}(\hat{\theta}, s) \quad \dots\dots (10) \end{aligned}$$

【 0 0 5 2 】

50

即ち、マルチボディの動きの場合での物体投影は、全ての物体ユニットの各投影の和と等しい。CT走査中において物体は動きが存在するため、各角度でのCT投影の対応する物体パターンは全て同じであり、このため、直接伝統的なCT再構成方法を用いて再構成することができなくなり、そうでなければ、再構成の結果は各異なるパターンの物体の簡単な重畳となる。

【0053】

本発明の実施例は、各異なる時刻で収集された投影データを逆投影する前に、被走査物体の再構成画像行列（初期値が予め設定された値）を、測定された運動状況に応じて異なる時刻に対応して、該当する行列変換を行って、画像行列をその時刻での物体パターンと一致させ、そして、さらに逆投影を行い、この時刻でのデータの逆投影が終了した後、このときの画像行列を次の時刻に対応する物体パターンにさらに変換して、全ての投影データが逆投影済みとなるまでに、次の群の投影データの逆投影操作を行い、さらに、そのときの画像行列を $t = 0$ 時刻でのパターンに変換して、最終的に動きアーチファクトが除去された $t = 0$ 時刻での物体パターンのCT再構成結果を得た、というCT再構成方法を提案している。CT走査中における物体の異なる時刻での動きパラメータが既に測定されたため、再構成された $t = 0$ 時刻での再構成結果を用いて、画像行列変換によって、任意時刻での物体再構成画像を得ることができる。

10

【0054】

本発明の実施例によれば、毎回逆投影操作の前に、更新後の再構成画像行列を初期時刻での状態に変換してもよい。

20

【0055】

図5は本発明の実施例の画像再構成手順のフロー図を示す。図5に示すように、ステップS20で、画像再構成行列の初期値として、被走査物体の再構成画像行列の要素を全てゼロ又1にする。

【0056】

ステップS21で、ある時刻（角度）での投影データ及びこの時刻での被走査物体の3次元動きパラメータを取得する。

【0057】

ステップS22で、コンピュータ10に3次元動きパラメータを用いて上記再構成画像行列を行列変換して、再構成画像行列をこの時刻での物体のパターンと一致させる。

30

【0058】

ステップS23で、投影データを用いて、逆投影アルゴリズム又は他のアルゴリズムを実行することによって、変換後の再構成画像行列を更新する。

【0059】

ステップS24で、更新後の再構成画像行列を初期時刻でのパターンに変換する。

【0060】

ステップS25で、再構成が終了したか否かを判断する。

終了したと判断すると、ステップS26で、再構成画像を出力し、例えば、ディスプレイに表示する。上記のように、初期時刻での再構成画像を取得して、行列変換により他の任意時刻での再構成画像を取得することができる。

40

終了していないと判断すると、ステップS27で、別の時刻（角度）での投影データと該当する3次元動きパラメータをとり、そして、フローはステップS22へ遷移し、上記操作手順を繰り返して実行する。

【0061】

以下、FBPアルゴリズム及びART (algebraic iteration) アルゴリズムの2つのアルゴリズムを例として、本発明の実施例に係る再構成手順の一例を詳述する。

【0062】

1. FBP型の動き補償アルゴリズム：

FBP再構成の(式5)を考えて、各角度投影データの対応する物体パターンが異なっ

50

ているため、各角度の逆投影結果を積算できるように、それらを統合しなければならない。
 (式5)は、改めて下記(式11)のように描かれる。

【数11】

$$f(\bar{x}) = \int_{\theta} f_{FBP,\hat{\theta}}(\bar{x}) d\hat{\theta} \quad \dots\dots (11)$$

ただし、

【数12】

$$f_{FBP,\hat{\theta}}(\bar{x}) = g(\hat{\theta}, s) \delta(\bar{x} \cdot \hat{\theta} - s) \quad \dots\dots (12)$$

マルチボディの動く物体にとっては、各角度毎での投影データ逆投影が対応するのが、異なる時刻での物体のパターン

$$f_t(\bar{x})$$

である。

【数13】

$$f_{FBP,t,\hat{\theta}}(\bar{x}) = g_t(\hat{\theta}, s) \delta(\bar{x} \cdot \hat{\theta} - s) \quad \dots\dots (13)$$

したがって、(式13)の結果を直接(式11)に代入することができない。上記した立体視システムによって各投影角度・時刻の対応する物体の3次元座標が既に算出されていることを考えたため、t時刻での物体をt=0時刻に変換する剛体変換式、即ち(式14)を得られる。

【数14】

$$f_{FBP,\hat{\theta}}(\bar{x}) = f_{FBP,t,\hat{\theta}}(\Gamma_t^{-1}(\bar{x})) \quad \dots\dots (14)$$

ただし、

$$\Gamma_t^{-1}$$

は、剛体変換式(式7)の逆変換である。(式11)に代入されると、動き補償された後の最終的なFBP再構成式(式15)を得た。

【数15】

$$f(\bar{x}) = \int_{\theta} f_{FBP,t=0,\hat{\theta}}(\bar{x}) d\hat{\theta} \quad \dots\dots (15)$$

【0063】

2. ART型の動き補償アルゴリズム:

ARTアルゴリズムは、FBPアルゴリズムに加えて、実際CTシステムによく適用される繰り返しアルゴリズムである。以下、ARTアルゴリズムに再構成画像行列変換の思想を如何に加えるかを導出し、動き補償に使用可能な新しいARTアルゴリズムを得る。ARTアルゴリズムの基本的な思想は、各X線毎の投影値に基づいて、繰り返し画像を一定の規則により補正して、最終的に、収束条件に合った再構成画像を得る。ここで、j本目のX線の投影が下記(式16)になる。

10

20

30

40

【数 1 6】

$$p_j = H_j f \quad \dots\dots (16)$$

ただし、 H_j は、この X 線の投影行列であり、経過した全ての再構成行列画素に対する当該 X 線の投影寄与を記録している。当該新型の ART 再構成アルゴリズムの計算手順は、以下のとおりである：

(1) 繰り返し画像の初期値

$$f_0^{k=0}$$

10

を設定し、一般に、全てゼロ又は 1 となり、即ち、画像変換行列の要素をゼロ又は 1 にする。

(2) k ステップ目の繰り返しを行い、対応する X 線投影が j 個目の投影値となり、この手順は下記 3 つのステップに分けられる。

(2.1)

$$f_0^k$$

を j 投影の対応する t 時刻でのパターンに変換する：

【数 1 7】

$$f_i^k(\bar{x}) = f_0^k(\Gamma_i^{-1}(\bar{x})) \quad \dots\dots (17)$$

20

(2.2)

$$f_i^k$$

を下記(式 18)に代入し、

$$f_i^{k+1}$$

を算出する。

【数 1 8】

30

$$\begin{cases} f_i^{k+1} = f_i^k + \frac{p_j - H_j f_i^k}{\|H_j\|^2} H_j^T & \|H_j\| \neq 0 \\ f_i^{k+1} = f_i^k & \|H_j\| = 0 \end{cases} \quad \dots\dots (18)$$

(2.3)

$$f_i^{k+1}$$

を t = 0 時刻での画像行列に変換する：

40

【数 1 9】

$$f_0^k(\bar{x}) = f_i^k(\Gamma_i(\bar{x})) \quad \dots\dots (19)$$

(3) k = k + 1、再構成画像

$$f_0^k$$

が収束条件に合うまでに、次の繰り返しを行う。

【0064】

特に、上記再構成アルゴリズムは、平行ビーム CT に限られるものでなく、ファンビー

50

ム及びコーンビームのCT画像再構成にも容易に適用されてもよい、ということを説明すべきである。以下は、コンピュータシミュレーション実験によって、上記CT画像再構成アルゴリズムに対して実験検証を行った結果である。

【0065】

図6に示すように、3層の合計36個の円盤を含むモデルを作成し、各層の円盤の回転速度は異なっており、円盤内線減弱係数を1とし、他の部分は0とする。図6の(a)はモデルの初期時刻での画像で、(b)は一定の時間を経過して動いた後のモデル画像である。

【0066】

実験中において、3層の円盤の回転速度は、外から内まで、それぞれ $2\omega_0$ 、 $3\omega_0$ 及び $5\omega_0$ である。 ω_0 はX線源及び検知器の回転走査速度であり、360度内で260度の投影が収集されており、検知器ユニットの数は256で、再構成画像行列画素は 256×256 である。図7に再構成結果を示した。

(a)は、伝統的なFBPアルゴリズムによって、直接に動く物体の投影データを用いて再構成した結果であり、各円盤は動きアーチファクトに完全にカーバされており、識別することができなくなっていることが分かる。

(c)は、本願の画像行列回転による新型FBP再構成の結果であり、画像は全ての円盤を鮮明に再構成しており、動きアーチファクトが良く補償されていることが分かる。

(b, d)は、それぞれ(a, c)再構成の結果のうち、水平及び垂直中心断面線であり、新型動き補償のFBPアルゴリズムの結果、再構成数値も正確であることが分かる。

(e)は、伝統的なARTアルゴリズムによって、直接に動く物体の投影データを用いて再構成した結果であり、各円盤も動きアーチファクトに完全にカーバされており、識別することができなくなっている。

(g)は、本願の画像行列回転による新型ART再構成の結果であり、画像は全ての円盤を鮮明に再構成しており、同様に動きアーチファクトが良く補償されている。

(f, h)は、それぞれ(e, g)再構成の結果のうち、水平及び垂直中心断面線であり、当該新型動き補償のARTアルゴリズムの結果、同様に再構成数値も正確である。

【0067】

上記のように、本発明の実施例が提案した立体視システムを用いたCT機器及び方法は、CT画像における動きアーチファクトに対して提案した解決方法である。

【0068】

現在、CT技術は数多くの技術分野に適用されており、CT適用によくある問題は、物体はCT走査中において若干の動きが存在する(特に、生物生体の結像において)ことにより、CT画像に動きアーチファクトが存在して画質を低下させたという点である。

【0069】

本発明の実施例のハードウェア部分は、容易に従来のCT走査機器に組み込まれて、システム機能のアップグレードを行うことができる。本発明の実施例の装置及び方法は、立体視システムで算出された物体3次元動きパラメータを提案された新型動き補償FBPまたはARTアルゴリズムに代入することによって、動きアーチファクトが効果的に抑えられ、さらに除去され、CT影像の品質を向上することができる。特に、幾つかの動きが自己コントロールできないような特別対象群体、例えば、パーキンソン病患者、幼児、生体ねずみなどにおいて、本発明の実施例の装置及び方法は特に重要である。また、超高解像度CT結像に対して、僅かな動きであっても、深刻な動きアーチファクトを招くことになる可能性があり、その時、本発明の実施例の装置は良い選択である。

【0070】

以上記載されたことは、本発明を実現するための実施形態であり、当業者は、本発明の要旨を逸脱しない範囲内の修正又は部分替えが本発明の請求の範囲に限定される範囲に属することを理解すべきである。したがって、本発明の保護範囲は、請求の範囲の保護範囲に基づくものである。

【符号の説明】

10

20

30

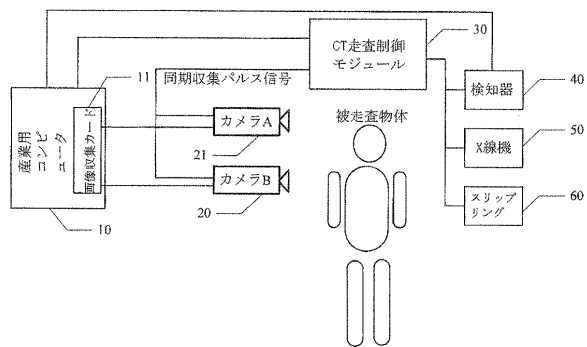
40

50

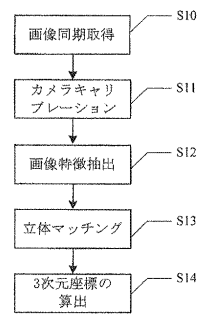
【 0 0 7 1 】

- 1 0 産業用コンピュータ
- 1 1 画像収集カード
- 2 0 カメラ A
- 2 1 カメラ B
- 3 0 CT走査モジュール
- 4 0 検知器
- 5 0 X線機
- 6 0 スリップリング

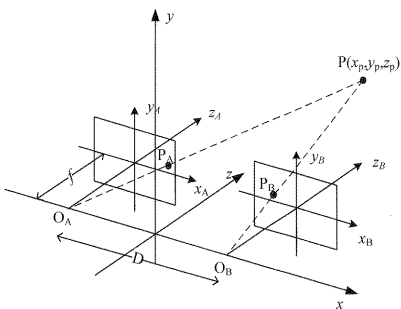
【 図 1 】



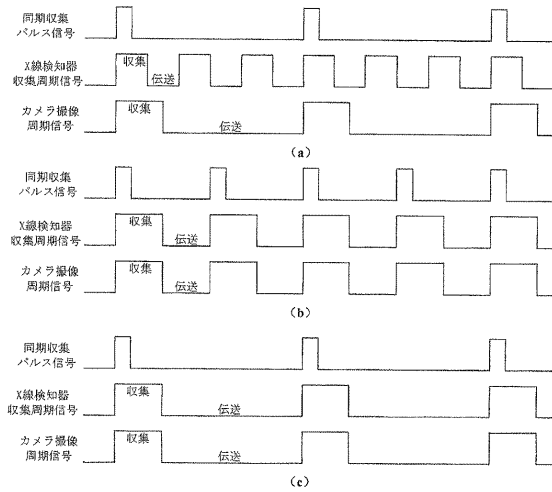
【 図 3 】



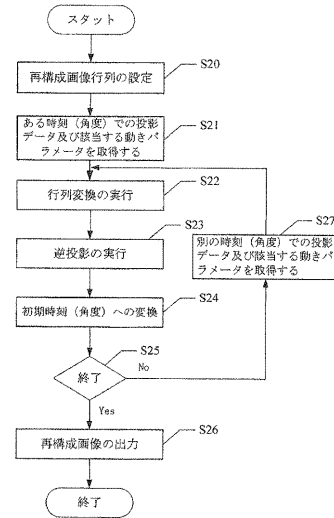
【 図 2 】



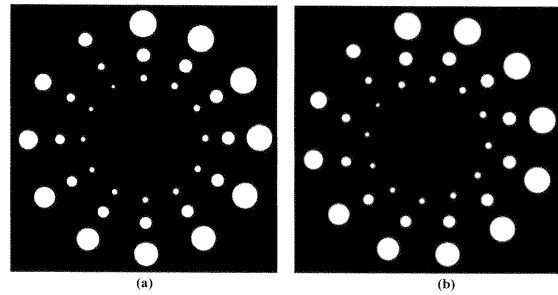
【 図 4 】



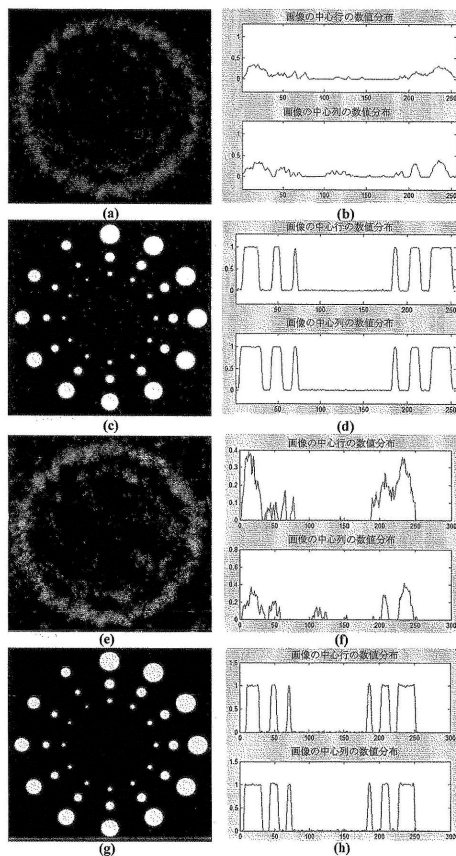
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

- (74)代理人 100081422
弁理士 田中 光雄
- (74)代理人 100132241
弁理士 岡部 博史
- (72)発明者 李 亮
中華人民共和国 1 0 0 0 8 4 北京市海澱區雙清路同方大廈 A 座 2 層
- (72)発明者 陳 志強
中華人民共和国 1 0 0 0 8 4 北京市海澱區雙清路同方大廈 A 座 2 層
- (72)発明者 張 麗
中華人民共和国 1 0 0 0 8 4 北京市海澱區雙清路同方大廈 A 座 2 層
- (72)発明者 康 克軍
中華人民共和国 1 0 0 0 8 4 北京市海澱區雙清路同方大廈 A 座 2 層
- (72)発明者 李 元景
中華人民共和国 1 0 0 0 8 4 北京市海澱區雙清路同方大廈 A 座 2 層
- (72)発明者 趙 自然
中華人民共和国 1 0 0 0 8 4 北京市海澱區雙清路同方大廈 A 座 2 層
- (72)発明者 劉 以農
中華人民共和国 1 0 0 0 8 4 北京市海澱區雙清路同方大廈 A 座 2 層
- (72)発明者 しん 宇翔
中華人民共和国 1 0 0 0 8 4 北京市海澱區雙清路同方大廈 A 座 2 層
- (72)発明者 金 しん
中華人民共和国 1 0 0 0 8 4 北京市海澱區雙清路同方大廈 A 座 2 層

審査官 伊藤 昭治

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 2 1 6 1 3 5 (J P , A)
米国特許第 0 6 2 5 9 9 4 2 (U S , B 1)
特表 2 0 0 7 - 5 2 6 0 6 9 (J P , A)
特開平 0 4 - 3 3 2 5 3 8 (J P , A)
米国特許第 0 5 2 5 1 1 2 8 (U S , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4