

【公報種別】特許法第17条の2の規定による補正の掲載

【部門区分】第1部門第2区分

【発行日】平成19年6月14日(2007.6.14)

【公表番号】特表2002-541896(P2002-541896A)

【公表日】平成14年12月10日(2002.12.10)

【出願番号】特願2000-611814(P2000-611814)

【国際特許分類】

A 6 1 B	6/03	(2006.01)
G 0 1 T	1/20	(2006.01)
G 0 6 T	1/00	(2006.01)
G 0 6 T	5/20	(2006.01)
H 0 4 N	1/04	(2006.01)
G 0 1 T	1/161	(2006.01)

【F I】

A 6 1 B	6/03	3 5 0 M
A 6 1 B	6/03	3 2 0 W
A 6 1 B	6/03	3 5 0 R
A 6 1 B	6/03	3 7 1
G 0 1 T	1/20	G
G 0 6 T	1/00	4 2 0 A
G 0 6 T	5/20	C
H 0 4 N	1/04	E
G 0 1 T	1/161	C

【手続補正書】

【提出日】平成19年4月6日(2007.4.6)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【書類名】明細書

【発明の名称】半撮影域のみをカバーする縮小サイズ検出器を利用するコンピュータ断層撮影システムに用いる装置及び方法

【特許請求の範囲】

【請求項1】被検体の投影データを取得するための立体的コンピュータ断層撮影(VCT)システムであって、

被検体にX線を投射するX線源と、

X線源から投射されたX線を受け取って、入射するX線に応答して電気信号を発生する検出器であって、当該検出器上へのVCTシステムの回転中心の投影に対応する中心位置を基準として、当該検出器の幅の半分だけシフトさせた検出器と、

前記検出器から前記電気信号を読み出し、これをデジタル信号に変換するデータ収集システムと、

データ収集システムから前記デジタル信号を受け取り、再構成アルゴリズムを実行することができるコンピュータであって、該コンピュータは、再構成アルゴリズムを実行して前記デジタル信号を処理するときに画像を再構成する、コンピュータと、

を備える立体的コンピュータ断層撮影システム。

【請求項2】前記検出器が複数の検出器素子を含んでおり、複数の投影ビューの各々に対して、一検出器素子に関連する検出器素子値Vaがコンピュータによって選択され

、該検出器素子値 V_a は、被検体を通して線源と該関連する検出器素子とを結ぶ射線の線減衰係数の線積分を表す値であり、コンピュータはまた前記検出器素子値に関連する検出器素子について別の検出器素子値 V_b を推定し、各々の投影ビューにおいて、検出器素子値 V_a は測定投影データに対応し、且つ検出器素子値 V_b は推定投影データに対応しており、コンピュータはまた、各々の投影ビューに対して、検出器素子値 V_a 及び V_b が得られた後に、平滑化関数を適用して検出器素子値 V_a 及び V_b の間の違いを除去するように働く請求項 1 記載の立体的コンピュータ断層撮影システム。

【請求項 3】 前記検出器が高分解能の面積型検出器である請求項 2 記載の立体的コンピュータ断層撮影システム。

【請求項 4】 平滑化関数を適用する前に、平滑化関数に重み付けし、この重み付けした平滑化関数を測定投影データ及び推定投影データに適用して、検出器の中心射線の位置における検出器素子値 V_a 及び V_b の間の違いを低減し、 $VC\Gamma$ システムの撮影域の中心の近傍の領域内で検出器素子値 V_a 及び V_b の間の違いを平滑化する請求項 3 記載の立体的コンピュータ断層撮影システム。

【請求項 5】 平滑化関数は、検出器素子値 V_a 及び V_b の間の差の半分を測定投影データ及び推定投影データに加算することによって重み付けされる請求項 4 記載の立体的コンピュータ断層撮影システム。

【請求項 6】 平滑化関数は、検出器素子値 V_a 及び V_b の間の差の半分を測定投影データ及び推定投影データから減算することによって重み付けされる請求項 4 記載の立体的コンピュータ断層撮影システム。

【請求項 7】 コンピュータ断層撮影 (CT) システムを使用して被検体の投影データを取得するための方法であって、

X 線源から X 線を被検体に投射するステップと、

検出器の各投影ビューにおいて投射された X 線を CT システムの検出器で受け取るステップであって、前記検出器は複数の検出器素子より構成されると共に、検出器上に入射する X 線に応答して電気信号を発生する、ステップと、

前記電気信号をデジタル化するステップと、

各投影ビューごとに、 CT システムの検出器上の中心射線の位置に最も近い検出器素子の検出器素子値 V_a を選定するステップと、

前記選定した検出器素子値 V_a に関連した検出器素子に対して、反対方向から収集した投影データの補間に沿って、または同じ方向での再構成データの順方向投影によって、該検出器素子に対する検出器素子値 V_b を推定するステップと、

V_a と V_b の間の違いを除去することができる平滑化関数を選択するステップであって、各々の投影ビューにおいて、検出器素子値 V_a は測定投影データに対応し、且つ検出器素子値 V_b は推定投影データに対応している、ステップと、

平滑化関数に重み付けするステップと、

この重み付けした平滑化関数を利用して、測定投影データと推定投影データとを組み合わせたときの差を低減して、平滑な移行領域を生成するステップと、
を含む方法。

【請求項 8】 前記選定した検出器素子値 V_a は、被検体を通して線源と該関連する検出器素子とを結ぶ射線の線減衰係数の線積分を表す値であり、各々の投影ビューに対して検出器素子値 V_a 及び V_b が得られた後に、前記の重み付けした平滑化関数を利用するステップが実行される請求項 7 記載の方法。

【請求項 9】 平滑化関数は、検出器素子値 V_a 及び V_b の間の差の半分を測定投影データ及び推定投影データに加算することによって重み付けされる請求項 8 記載の方法。

【請求項 10】 平滑化関数は、検出器素子値 V_a 及び V_b の間の差の半分を測定投影データ及び推定投影データから減算することによって重み付けされる請求項 8 記載の方法。

【請求項 11】 被検体に X 線を投射する X 線源と、複数の検出器素子を含み、X 線源から投射された X 線を受け取って、入射する X 線に応答して電気信号を発生する検出器

と、前記検出器から前記電気信号を読み出して、これをデジタル信号に変換するデータ収集コンポーネントとを備えた、被検体の投影データを取得するための立体的コンピュータ断層撮影(VCCT)システムに用いられる装置であって、前記検出器が、該検出器上へのVCCTシステムの回転中心の投影に対応する中心位置を基準として、当該検出器の幅の半分だけシフトされている、前記装置において、

データ収集コンポーネントから前記デジタル信号を受け取り、再構成アルゴリズムを実行することができるコンピュータであって、再構成アルゴリズムを実行して前記デジタル信号を処理するときに画像を再構成するコンピュータを有している装置。

【請求項12】複数の投影ビューの各々に対して、前記コンピュータは、一検出器素子に関連する検出器素子値Vaを選択し、該検出器素子値Vaは、被検体を通して線源と該関連する検出器素子とを結ぶ射線の線減衰係数の線積分を表す値であり、コンピュータはまた前記検出器素子値に関連する検出器素子について別の検出器素子値Vbを推定し、各々の投影ビューにおいて、検出器素子値Vaは測定投影データに対応し、且つ検出器素子値Vbは推定投影データに対応しており、コンピュータはまた、各々の投影ビューに対して、検出器素子値Va及びVbが得られた後に、平滑化関数を適用して検出器素子値Va及びVbの間の違いを除去する請求項11記載の装置。

【請求項13】前記検出器が高分解能の面積型検出器である請求項12記載の装置。

【請求項14】前記コンピュータは、平滑化関数を適用する前に、平滑化関数に重み付けし、この重み付けした平滑化関数を測定投影データ及び推定投影データに適用して、検出器の中心射線の位置における検出器素子値Va及びVbの間の違いを低減し、VCCTシステムの撮影域の中心の近傍の領域内で検出器素子値Va及びVbの間の違いを平滑化する請求項13記載の装置。

【請求項15】平滑化関数は、検出器素子値Va及びVbの間の差の半分を測定投影データ及び推定投影データに加算することによって重み付けされる請求項14記載の装置。

【請求項16】平滑化関数は、検出器素子値Va及びVbの間の差の半分を測定投影データ及び推定投影データから減算することによって重み付けされる請求項14記載の装置。

【請求項17】コンピュータ読み出し可能な媒体上で具現化され、且つコンピュータ断層撮影(CT)システムを使用して被検体の投影データを取得するためのコンピュータ・プログラムであって、

CTシステムの検出器上の中心射線の位置に最も近い検出器素子の検出器素子値Vaを選定する第1のコード・セグメントと、

前記選定した検出器素子値Vaに関連した検出器素子に対して、反対方向から収集した投影データの補間によって、または同じ方向での再構成データの順方向投影によって、該検出器素子に対する検出器素子値Vbを推定する第2のコード・セグメントと、

VaとVbの間の違いを除去することができる平滑化関数を選択する第3のコード・セグメントであって、各々の投影ビューにおいて、検出器素子値Vaは測定投影データに対応し、且つ検出器素子値Vbは推定投影データに対応している、第3のコード・セグメントと、

平滑化関数に重み付けする第4のコード・セグメントと、

前記重み付けした平滑化関数を利用して、測定投影データと推定投影データとを組み合わせたときの差を低減して、平滑な移行領域を生成する第5のコード・セグメントと、を含んでいるコンピュータ・プログラム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、撮影域(field of view)の半分のみを覆うようにし、これによりアーチファクトを増加させずに(あるいは、実質的に増加させずに)面積型検出器(area detector)

のサイズ及びコストを低減することを可能とした縮小サイズの面積型検出器を利用する立体的コンピュータ断層撮影（volumetric computed tomography：VCT）システムで用いられる方法及び装置に関するものである。

【0002】

【発明の背景】

コンピュータ断層撮影（CT）では、一般に、患者にX線を当てるごと、患者身体の一部分のデジタルX線投影データを収集すること、並びにこのデジタルX線投影データを処理及び逆投影し、次いでCTシステムの表示モニタ上に画像を表示することが必要である。CTシステムは、典型的には、ガントリと、テーブルと、X線管と、X線検出器アレイと、コンピュータと、表示モニタとを備えている。コンピュータはガントリの制御装置に指令を送り、ガントリによりX線管及び／または検出器アレイがある特定の回転速度で回転させる。

【0003】

第3世代のCTシステムでは、その一部が検出器アレイ及びX線管により構成されているガントリと患者身体との間の相対的な回転運動が生じる。この相対的回転運動が生じるに伴い、コンピュータはX線管及び検出器アレイにより実行されるデータ収集プロセスを制御してデジタルX線写真を収集する。次いで、コンピュータは、再構成アルゴリズムを実行することによりデジタルX線写真データを処理し逆投影させ、さらに再構成されたCT画像を表示モニタ上に表示する。

【0004】

現在使用されている多くのCTシステムでは、ガントリ内で單一行の検出器を利用しておらず、通常、この單一行検出器のことを、検出器素子の線形アレイと呼んでいる。さらに改良されたCTシステムでは、検出器からなる2～4行の線形アレイを使用して複数行検出器を製作している。この両検出器配置は共にヘリカル・スキャン・プロトコルで使用可能である。しかし、複数行検出器では、CTシステムのヘリカル・ピッチを大きくすることにより患者に対する指定した軸方向カバー範囲をより短時間でスキャンできるので、患者のスキャンが容易になる。ヘリカル・ピッチは、典型的には、患者を支持しているテーブルのガントリ1回転中の変位の、検出器ピッチに対する比として定義される。例えば、ヘリカル・ピッチが1であるとは、CTシステムのCTガントリの1回転中に、患者テーブルが検出器ピッチに等しい量だけ並進することを意味する。

【0005】

通常は、線形検出器または複数行検出器のアレイにより、X線源が放出するX線ファンビームに対する全撮影域がカバーされる。換言すると、スキャンを受けている被検体（患者である場合と患者でない場合がある）を透過した、あるいは被検体のその領域を照射したX線は、検出器アレイにより吸収される。

【0006】

CTイメージング・システムの幾つかでは、検出器アレイのサイズを小さくすることが望ましく、また場合によっては、検出器アレイのサイズを小さくすることが必要である。例えば、CT技術の最近の発展においては、CTデータ収集のために、多数行の線形検出器アレイにより構成されている面積型検出器アレイが使用されている。現在のところ、全撮影域、すなわち画像化している患者の全範囲をカバーする検出器パネルは、未だ利用可能ではない。さらに、線形検出器アレイを使用するシステムの幾つかでは、スキャンを受けている患者に比して極めて広い撮影域を提供している。この状況の場合でもまた、その検出器アレイのサイズ及びコストを低減することが望ましい。

【0007】

これらの限界を克服するために利用されてきた1つの技法は、そのサイズをより小さくしその幅の半分とした検出器アレイを並進させることである。例えば、検出器アレイの本来のサイズが、患者の所望の撮影域をカバーするために80cmに等しい幅を有しているとする。本来の検出器幅の半分に等しい幅（この場合では40cm）を有するような、より小さな検出器を使用することができる。この検出器は、CTイメージング・システムの

撮影域の概ね半分をカバーするようにして、検出器幅の半分（この例では 20 cm）だけ偏位させる。この例によれば、患者の同じ撮影域を、本来の値の半分に等しい幅を有する検出器により収集することができる。

【 0 0 0 8 】

さらに、固定した幅をもつ検出器を備えるシステムで撮影域を拡大することが可能である。通常は、CTイメージング・システムの回転中心の投影は、検出器パネルの中心に一致している。CTイメージングの回転中心とは、その周りでX線源及び検出器アレイを回転させている点の物理的位置のことである。しかし、その検出器を本来の位置を基準にして検出器幅の半分だけ偏位させることにより、システムの撮影域（FOV）を拡大することができる。イメージング・システムの回転中心の検出器への投影が、シフトさせた線形、複数行または面積型検出器のエッジの近傍にある。しかしながら、この検出器によりイメージング・システムの物理的回転中心（すなわち、アイソセンタの位置）を通過するX線からの投影データを依然として測定できている。一方、この配置により、イメージング・システムの撮影域は本来の構成の事実上 2 倍となり、これにより、イメージング・システムの撮影域を大幅に拡大することができる。検出器をその幅の半分だけシフトさせるシステム構成のことを、典型的には、半検出器シフトと呼んでいる。

【 0 0 0 9 】

そのX線源が点であり検出器パネルのみを照射すると共に扇形（fan）に似た形状をしたX線をある角度アパーチャで放出するCTシステムであるファンビームCTシステムでは、CTガントリの全回転の一部分に対する投影データを収集する必要がある。具体的には、ガントリが 180 度にファン角度を加えた値に等しい角度間にわたって患者の周りの円形軌道で回転している間の、投影データを収集する必要がある。繰り返すと、ファン角度は、イメージング・システムのアキシャル面内で検出器アレイのみを照射するようなX線の角度アパーチャの尺度である。投影の測定は、必ずしもガントリを患者の周りを 360 度の全回転させている間中行う必要がないため、投影データのうちのあるものが冗長であることは明らかである。

【 0 0 1 0 】

CTシステムの半検出器シフト構成では、ガントリの 360 度の全回転に対してデータが収集される。ガントリの各ビュー角度において、投影データの半分のみが測定される。ガントリの他のビューからのデータは、所与のビュー角度に対する投影データを完成させるために使用される。このプロセスを線形検出器アレイに対して実施するための方式は、当技術分野においては周知である。しかし、イメージング・システムの撮影域の半分をカバーしている測定投影データをガントリの他のビューがもたらしたデータと組み合わせる場合、得られる投影データは投影データの中心の近傍では十分にマッチングしないことがある。これらのミスマッチングは、低減させたり除去したりしないと、望ましくないアーチファクトを再構成画像内に生じさせことがある。

【 0 0 1 1 】

現在、撮影域内での投影データの不連続により生じるアーチファクトを軽減するために使用されている技法の 1 つでは、重み関数を利用して移行領域内のデータの不連続を平滑化している。この技法では、検出器は、その検出器上へのイメージング・システムの回転中心の投影を越えて延びる幾らかの追加の検出器素子を有している必要がある。ガントリが患者の周りを 360 度回転する際に、シフトさせた検出器パネルのうち、検出器上への回転中心の投影を若干越えて両方向に延びている領域を「移行領域」と呼んでいる。実際のデータは、検出器により移行領域の半分において測定される。また移行領域の第 2 の半分内においては、ガントリの別のビューからデータを作成することができる。移行領域内の測定されて合成されたデータが、データ相互間の不連続を平滑化するための重み係数と乗算される。一般に、移行領域が大きいと画質が良くなるが、このシステム構成の撮影域は半検出器シフト構成でもたらされる撮影域と比べて若干小さくなるためシステムのコストの増加にもつながる。この代替では、検出器上へのイメージング・システムの回転中心の投影を越えて延びる幾らかの追加の検出器素子を有している必要があり、これはシス

テムのコストを一層高くする。

【 0 0 1 2 】

この検出器アレイで全撮影域を実現できるように、或いはその代わりに個々の検出器素子の数を減らすことが出来るように、測定データと移行領域内で作成されたデータとの積算を改良する必要がある。

【 0 0 1 3 】

半検出器シフト構成を利用する複数行又は立体的CTシステムでは、イメージング・システムの撮影域の半分内で投影データを測定する一方、投影データの残りの半分を反対方向の射線（すなわち、撮影している物体の線減衰係数の同様な線積分データを提供するガントリの角度位置から取得される射線(ray)）から作成又は合成する必要がある。しかしながら、CTガントリの別の投影角度で測定された投影データは、本来の幅の2倍であり且つ偏位（オフセット）をもたせていない検出器で測定する場合の射線と同じ方位を有していない。これは、線源から放出されるX線が半径方向角度（すなわち、軸方向の平面内の射線の方位）及び仰角（すなわち、軸方向の平面の外の射線の方位）の両方を有するためである。したがって、半検出器シフト構成で面積型検出器を利用し、かつその恩恵を実現させると共に、上記の問題点を克服させたVCTシステムが必要である。

【 0 0 1 4 】

【発明の概要】

本発明は、被検体の投影データを取得するためのコンピュータ断層撮影（CT）システムを提供する。該CTシステムは、X線源及び検出器を備える。検出器は、検出器上へのCTシステムの回転中心の投影に対応する中心位置に対してその幅の半分だけシフトされている。本発明の方法によれば、各投影ビューごとに、被検体を通して線源と検出器素子とを結ぶ射線の線減衰値の線積分を表す処理済みの検出器素子値であって、この信号の位置として、検出器上へのイメージング・システム（CTシステム）の回転中心の投影位置に最も近い検出器素子からの信号であることを表している処理済みの検出器素子値Vaが選定される。次いで、この選定した検出器素子に対して、反対方向から、または同じ方向の順方向投影から、検出器素子値Vbを推定する。次いで、VaとVbの間の違いを除去できる平滑化関数を選択する。次いで、この平滑化関数を適用することにより、VaとVbの間の違いを除去する。

【 0 0 1 5 】

【発明の実施の形態】

本発明の方法及び装置を記載するに先立ち、図1を参照しながら本発明のVCTシステムについての概略的考察を示すこととする。図1は、本発明の方法及び装置を実現させるのに適した立体的CTスキャン・システムのブロック図である。この立体的CTスキャン・システムは、患者の解剖学的特徴に対する画像の再構成に使用することに関して検討することにするが、本発明は任意の特定の対象を画像化することに限定されるものではないことを理解されたい。さらに、当業者であれば理解するように、本発明は工業用プロセスのために使用することもできる。さらに、本発明は、医用CT装置に限定されるものではなく、X線源及び検出器の幾何学構成が固定しており、被検体の方がスキャン時間の間に回転するような工業用システムも包含している。

【 0 0 1 6 】

立体的CTスキャン・システムでは、そのガントリは患者などの被検体の周りを回転し、投影データが収集される。コンピュータ1は、この立体的CTスキャン・システムの動作を制御している。本明細書において、ガントリの回転という場合、この語句によりX線管2の回転及び／または検出器3（好ましくは、高分解能の面積型検出器）の回転を表すことを意図したものである。X線管2及び面積型検出器3はガントリに含まれている。制御装置4A及び4Bは、立体的CTスキャン・システムのコンピュータ1により制御されると共に、それぞれX線管2と検出器3に結合されている。制御装置4A及び4Bにより、X線管2及び／または検出器3に対して適切な相対的回転運動が与えられる。制御装置は必ずしも個々に必要ではない。単一の制御装置コンポーネントを使用してガントリを回

転させることもできる。またコンピュータ1は、本発明の方法を実現するために、画像スキャン時間の変動、画像分解能及び／または軸方向カバー範囲を制御していることにも留意されたい。

【0017】

コンピュータ1は、データ収集システム6に検出器3をサンプリングする時点を指示し、かつガントリの速度を制御することによって、そのデータ収集プロセスを制御する。その上、コンピュータ1は、データ収集システム6に指示して面積型検出器3により得られる放射線写真の分解能を設定させ、これによりシステムの分解能を変更することが可能となる。データ収集システム6は、図示するように読み出し電子回路を備えている。

【0018】

面積型検出器3は検出器素子からなるアレイ（図示せず）により構成されている。各検出器素子は、その検出器素子上に入射するX線エネルギーの量に関連する、それぞれの素子に対応した強度値を測定する。本発明の装置及び方法を立体的CTスキャン・システムに取り入れることにより、新規の立体的CTスキャン・システムが創り出される。したがって、本発明により新規の立体的CTスキャン・システムを提供することができる。

【0019】

データ収集を実行して本発明による処理を実施するためには、本発明が任意の特定のコンピュータに限定されるものではないことに留意されたい。本明細書で使用する場合において、この「コンピュータ」という用語によって、本発明による処理を実行するために必要な算出(calculation) や計算(computation) を実行する能力がある任意の装置を表そうとする意図である。したがって、本発明による制御アルゴリズム10を実行するために利用するコンピュータは、必要な処理を実行する能力がある任意の装置とすることができます。

【0020】

本発明に関して、一方法によって、代替的なデータ平滑化スキームによって移行領域をカバーするために追加の検出器素子を使用する必要性をなくす。さらに、代替方法の1つでは反復アルゴリズムを利用して、全撮影域をカバーするような大きな検出器アレイを使用してデータを収集したと仮定した場合に測定されるはずの投影データを推定する。反復アルゴリズムは、CTデータを再構成するステップと、測定した投影データと順方向投影ルーチンにより作成されたデータとの間の誤差を推定するステップと、誤差を平滑化及び／又は低減するステップと、停止要件が満たされるまでは上記処理を繰り返すステップとを有する。この停止要件は、この方法の2回の繰り返しの間での再構成データの差を測定する計量上の閾値であってよい。このような計量の一例は、周知の最小自乗計量法である。順方向投影ルーチンは、X線源の位置から検出器へ結ぶ射線に沿った被検体又は患者のCT再構成における線減衰係数の線積分を計算することによって、実験的データ収集を模擬する方法である。

移行領域内の誤差は同様の方式で取り扱われるため、この2つの方式は同じコンテクストの範囲内で以下に考察することにする。

【0021】

本発明の技法では、先行する繰り返しステップより取得した再構成データを順方向投影すること、または1組の反対方向の射線から取得した冗長検出器データを補間することのいずれかにより、1組のX線投影{P_a}を形成する。ここで反対方向の射線では{P_a}と逆方向の投影データの別の1組が形成される。前に述べたように、順方向投影の技法は、射線を仮想のX線源から放出するプロセスであり、これらの射線は個々の検出器素子に向かって再構成されたボリュームを横切る。この射線に沿って再構成された値の線減衰値は射線に沿って合算され、これを線減衰係数の線積分という。順方向投影処理を実現するために周知のいくつかの技法を利用しうる。

【0022】

再構成データを順方向投影する反復技法(IFPTという)は一般に、より大きな円錐角に対応する(すなわち、VCTシステムで使用するような)投影データを作成するのに

適しており、一方、冗長投影データを補間する技法（R P D T という）は、中間面（すなわち、ゼロ度の円錐角を持つ平面）により近い位置の投影データに対してより適している。ファン角度と同様に、円錐角も、X線源からファン角度方向と直角の方向に放出されるX線の角度範囲を指している。これはX線の仰角と呼ぶことが出来る。I F P T またはR P D T のいずれかを用いて取得される検出器の推定値と、データを実際に測定した場合に得られるはずの本来の値との間の違いのために、検出器上へのC Tシステムの回転中心の投影（位置）に近い画像内に歪みを生じることがある。説明を簡潔にするために、検出器上へのC Tシステムの回転中心の投影の位置を、中心射線位置と称する。

R P D T 技法は面積型検出器又は複数行型検出器の中心行に対して有用であり、またI F P T 技法はR P D T 技法が有効でない円錐角において面積型検出器又は複数行型検出器内の各行に対して有用である。

【0023】

再構成画像における歪み又はアーティファクトを軽減するために、本発明の技法は平滑化関数を利用する。平滑化関数については、図3を参照しながら、以下のように記載することができる。

【0024】

1. 各投影ビューごとに、中心射線位置に最も近い既知の検出器素子を選定する（21）。以下においてこれをV aで表す。
2. 同じ検出器素子に対して、（代替のビューからの補間投影データ（R P D T ）を介して、あるいは再構成データの順方向投影（I F P T ）により）推定値を取得する（22）。以下においてこれをV bで表す。
3. 適切な平滑化関数を生成する（23）。
4. 平滑化関数をV aとV bの間の差の半分で重み付けし、必要とされるとき測定データ及び合成データに該関数を加算（又は減算）する。平滑化関数によって中心射線位置でのV aとV bの間の違いを低減させて、この違いをイメージング・システムの撮影域の中心の近傍の領域内で段階的に平滑化する（24）。

【0025】

このことは以下の考察から理解することができる。すなわち、撮影域の中心における投影データの不連続性の量を、 $d = V a - V b$ とする。一例として、この違いを段階的に平滑化するために使用できる平滑化関数の1つは、次式で規定される指數関数とすることができる。

【0026】

$$V = 0.5 d e^{-ax_0} \quad (\text{式1})$$

上式において、 x_0 は検出器素子の値V aに対応する検出器位置からの距離の絶対値であり、aはこの平滑化関数に関する曲線の傾きを制御するための係数である。重み付けした指數関数は、中心射線位置（検出器上へのイメージング・システムの回転中心の投影に対応する検出器位置）の一方の側に位置する投影値に対して加算（減算）されてより低い（高い）推定値を上昇（低下）させると共に、この指數関数は中心射線位置の別の側の投影値に対して加算（減算）されてより高い（低い）本来の値を低下（上昇）させている。換言すると、真の投影データと推定した投影データを組み合わせることにより、中心射線の位置での投影データの不一致を低減する方法を提供できる。したがって、このプロセスにより、アーティファクトを低減または除去させた平滑なデータ移行領域を提供することができる（25）。

上述した方法を用いて、中心射線位置での検出器のオーバーラップの量を最小限にして、コスト効率の良い設計を提供することが出来る。

【0027】

現在のところ、従来の技術では、立体的C T（V C T ）システム内で面積型検出器を半検出器シフト構成で使用する方法は知られていない。V C T システム、並びに移行領域を作成することによりイメージング・システムの撮影域内で投影データの不連続を除去する

ための様々な既知の技法について上記において説明したので、ここで、本発明の別の面を説明することにする。従って、上述した記載は抽象化して一般的な態様に作成できる。

【0028】

変数 $f_{\text{順}}$ 及び $f_{\text{反対}}$ を用いて、線源角度 θ において取得され、順方向の射線及び反対方向の射線（角度方位が同じで横切る方向が反対の射線）の信号強度をそれぞれ表している2つの関数を表現することにする。

【0029】

$$f_{\text{順}}(n) = 0 \quad (N_2 < n < N \text{ の場合}) \quad (\text{式2})$$

$$f_{\text{順}}(n) = 0 \quad (1 < n < N_2 \text{ の場合}) \quad (\text{式3})$$

ここで、変数 n は検出器アレイ内の位置を指すために用いられる。例えば、検出器アレイが 1000 個の検出器を有する場合、 $1 < n < 1000$ である。 N は水平な検出器素子の数であり、 N_2 は検出器内の中心射線の位置である。上記の両者は被検体の同じ部分を横切っているので、理想的には、 $f_{\text{順}}(N_2)$ は $f_{\text{反対}}(N_2)$ と全く同じであるはずである。しかし、以下の理由によりこうしたことは起こり得ない。

【0030】

(a) 各射線の実際の形状は、線源を始点とし検出器素子を終点とする浅い四面体であり、被検体が全体に均質であって回転対称である以外はその被検体の正確に同じ位置を横切る同一の射線は存在しないこと。

(b) スキャン・サイクル中の被検体 / 患者の動きにより各順方向 / 反対方向射線の対に付加的な誤差が導入されること。

(c) これまでに、効率のよい完全な補間スキームが開発されていないこと。
すなわち、補間のプロセスにより誤差が導入されること。

【0031】

線源角度位置 θ における $f_{\text{順}}(N_2)$ と $f_{\text{反対}}(N_2)$ の差を $d(\theta)$ と仮定すると、 $d(\theta)$ が完全にランダムである場合には、再構成画像に導入される誤差は、恐らく CT の他のランダム誤差に関連する量子ノイズにより覆い隠されてしまうはずである。しかし、その誤差がある程度体系的である場合には、再構成画像内に明らかなアーチファクトが導入されることになる。この理由により、移行領域において平滑化プロセスを利用する必要がある。換言すると、この平滑化関数は、 $f_{\text{順}}$ 及び $f_{\text{反対}}$ のステップ状誤差を検出器素子 N_2 で表される中心射線位置の周りでより小さくするように開発されている。

【0032】

$f_{\text{順}}$ 及び $f_{\text{反対}}$ のそれぞれに対する平滑化関数を、 W 及び W' を用いて表すことにする。 W 及び W' を導き出す際には、当業者は理解するようなある種の基準を考慮する必要がある。さらに、この目的のためには、本明細書に具体的に掲げたもの以外に、以下の例のような多様な平滑化関数が適していることは、当業者であれば理解するであろう。

【0033】

$$W(n) + W'(n) = 1 \quad (\text{すべての } n \text{ に対して}) \quad (\text{式4})$$

$$W(n) = W'(n) = 0 \quad (n = N_2 \pm n \text{ の位置で}) \quad (\text{式5})$$

【0034】

上式において、 n は W 及び W' の平滑さの程度を設定しており、 n は微分演算子である。さらに、この種の用途に関する従来の平滑化関数は、一般にフェザリング関数 (feathering function) としても知られていることに留意されたい。 W 及び W' を用いて順方向と反対方向の射線の間の移行領域を発見している。平滑化関数を正しく作用させるためには、 n はゼロを超える整数でなければならないことに留意されたい。実際に、 n が大きいほど、その平滑化関数はより良好に作用する。しかし、 n を大きくし過ぎると中心射線位置の検出器素子である N_2 を超えて延びるように追加の検出器素子を用いることが必要となる。したがって、 n の選択では、 n が十分に大きいが、移行領域に対して追加の検出器素子の付加を要する程に大きくはないようにする必要がある。こうしたことから、 $f_{\text{順}}$ 及び $f_{\text{反対}}$ は次式の限界を有している。

【0035】

$$f(n) = 0 \quad (N_2 + n < n < N \text{ の場合}) \quad (\text{式 } 6)$$

$$f(n) = 0 \quad (1 < n < N_2 - n \text{ の場合}) \quad (\text{式 } 7)$$

【0036】

逆投影プロセスで使用されている実際の検出器信号は、 $W f$ 及び $W' f$ である。移行領域をより広くすると順方向と反対方向の射線の間のミスマッチング誤差の多くが除去される傾向があるため、各半撮影域（FOV）投影データに対して反対方向の射線を構成する必要がないことにさらに留意されたい。換言すると、各半FOVデータ（及び追加の n の検出器の各値）にゼロを埋め込み長さが N の検出器データを取得し、続いて従来のフィルタ補正投影手順を実行する。補間は必要でない。

【0037】

CTシステム内、すなわち面積型検出器内の検出器の行数を増加させると、追加の検出器素子が（行数の n 倍）より多くなることが動機付けとなって、 n を最小にすることができる方法及び装置を考案することにより従来の方式を改良することが必要である。

【0038】

本発明による方式では n を 1 まで減少させている。一方、コンピュータによるシミュレーションによれば、これと同等のアーチファクト・レベルを達成するには、従来の平滑化方法では n を概ね 20 とする必要があることが示されている。面積型検出器の移行領域で必要となる検出器素子数が、線形アレイで必要となる素子数と比べオーダーにして 3 衡多い VCT 用途では、この利点はさらに重要となる。

【0039】

順方向の射線、並びに補間または順方向投影により取得される反対方向の射線には、体系的誤差が存在する可能性がある。 $f(N_2)$ と $f(N_2)$ の間の差を検出することによりステップ状誤差を測定することができる。ここで、 $d(\) = f(N_2) - f(N_2)$ すると、 $d(\)$ は、 $f(N_2)$ と $f(N_2)$ の間のステップ状誤差（ここで、 $\$ は X 線源の角度位置である）として観測される。

【0040】

本方式では、例えば、(式1)に記載した指數関数（ここで a は指數関数の平滑化を制御するための制御係数である）を用いてステップ状誤差を平滑化する。順方向の射線及び反対方向の射線の関数、 $f(n)$ 及び $f(n)$ は、次式で示す投影データ $g(n)$ に変換される。ここで、 $1 < n < N$ である。

【0041】

$1 < n < N_2$ の場合

$$g(n) = f(n) - p(N_2 - n) \quad (\text{式 } 8)$$

$N_2 < n < N$ の場合

$$g(n) = f(n) + p(n - N_2) \quad (\text{式 } 9)$$

(式8) 及び (式9) から $n = N_2$ において、 $g(n)$ は等しくなる。

【0042】

各投影画像に対して、次の手順を実行する。

1. (式2) に従ってゼロを埋め込んで、 $f(n)$ と呼ぶ、本来の半FOV 投影データを測定する。
2. 反対方向の射線の組 $f(n)$ を取得し、(式3) に従ってゼロを埋め込む。
3. (式8) 及び (式9) に従い、ステップ状誤差 $d(\)$ に基づいて平滑化関数を適用する（ここで $d(\) = f(N_2) - f(N_2)$ ）。
4. $g(n)$ を作成して、一組の N 個の検出器データを形成する。
5. $g(n)$ に対して従来のフィルタ補正逆投影を適用する。
6. すべての投影角度に対してステップ 1 ~ 5 を繰り返す。

【0043】

本発明の一方法として、上記の手順は、様々な角度からのその他の投影データを補間することにより反対方向の射線を取得することができるような任意の CT スキャナに対して

有効である。別の半FOVのデータを常に冗長ファンビーム投影データから概ね算出することができるような2次元ファンビームの場合は、その完全な場合となる。この技法を3D-VCTに拡張する場合には、円軌道を使用している場合の中間面（すなわち、仰角がゼロであるX線平面）上でのみ完全な補間を生じさせることができる。

【0044】

本発明の結果によれば、円軌道を使用するVCTに対して同じ技法を適用する場合、この技法は、±1.5度の範囲内の円錐角または本書で用いる仰角に対して（中心射線の位置を超えて20個の追加の検出器を使用している）従来の平滑化技法と比べて動作がより優れていることが示される。しかし、このことは大きな円錐角度に関しては当てはまらない。反対方向の射線のもつ角度方位が完全な検出器を使用する場合に測定されるばすのデータと相當に違っているためである。このことを理解するために、CTスキャナの回転中心を通り且つ検出器の中間面からはずれている射線、従って仰角がゼロでない射線を想定する。そこで、線源と検出器の点を180度回転させる。明らかに、その場合の射線は、仮想の患者の同じ領域を通過しない。この状況に対処するため、画質を改善するような繰り返し手法を利用することができます。その手順を以下に示す。

【0045】

1. 上記のステップ1～6に従って初期3次元画像を取得する。すぐ上に記載したことから、再構成画像にアーティファクトが生じる可能性が高い。
2. 本手法の第2回目の繰り返しで、順方向投影法を使用して半FOV投影データの各組に対する「反対方向の射線」を取得し、これらを上記に概説したステップ3～6に従って他の半FOV投影による測定データと組み合わせて完全な投影データの組を作成する。平滑化関数は投影データの組内に行毎に実現することが出来る。
3. 再構成が収斂するまで、すなわちその画像の品質が変化しなくなるまで又は改善されなくなるまで、このプロセスのステップ2へ継続する。

【0046】

本発明を特定の実施形態について検討してきたことに留意されたい。したがって、本発明はこれらの実施形態に限定されるものではない。例えば、検討した平滑化関数は、この目的に利用しうる種類の他の関数を排除することを意味しているものではない。さらに、本方法は走査プロトコルに限定されない。すなわち、本方法はアキシャル（軸方向）スキャン・プロトコル（患者テーブルがスキャン期間中に移動しない）及びヘリカル（螺旋）スキャン・プロトコルの両方に適用し得る。これらの概念を利用し拡張して、特定の用途に対して有用な別の面積型検出器スキャン・プロトコルを実現することを可能とする方式については、当業者であれば理解するであろう。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明のCTシステムのブロック図である。

【図2】

本発明の方法に従って利用される検出器の偏位を表した図である。

【図3】

好みしい実施形態に従って本発明の方法を表したブロック図である。

【符号の説明】

- 1 コンピュータ
- 2 X線管
- 3 検出器
- 4 A 制御装置
- 4 B 制御装置
- 6 データ収集システム
- 10 制御アルゴリズム

【手続補正2】

【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図3

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図3】

