

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2008-546464  
(P2008-546464A)

(43) 公表日 平成20年12月25日(2008.12.25)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	2 G 0 8 8
<b>G 0 1 T</b> 1/161 (2006.01)	G 0 1 T 1/161 C	4 C 0 9 3
	A 6 1 B 6/03 3 7 0 B	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2008-517643 (P2008-517643)  
 (86) (22) 出願日 平成18年6月13日 (2006. 6. 13)  
 (85) 翻訳文提出日 平成19年12月21日 (2007. 12. 21)  
 (86) 国際出願番号 PCT/1B2006/051889  
 (87) 国際公開番号 W02006/136973  
 (87) 国際公開日 平成18年12月28日 (2006. 12. 28)  
 (31) 優先権主張番号 60/692, 753  
 (32) 優先日 平成17年6月22日 (2005. 6. 22)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

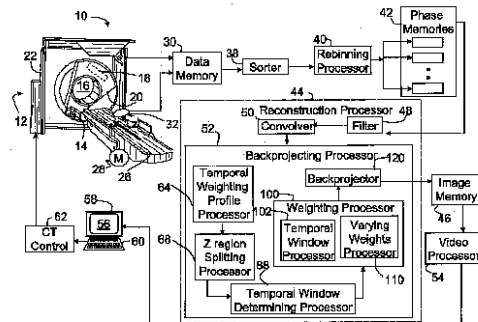
(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ  
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1  
 (74) 代理人 100070150  
 弁理士 伊東 忠彦  
 (74) 代理人 100091214  
 弁理士 大貫 進介  
 (74) 代理人 100107766  
 弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心臓CT撮影のバンドアーチファクトの抑制

(57) 【要約】

被検体は、1つ又は複数の連続する心サイクル内に現れる予め選択された位相点(34)で撮像される。照射ウィンドウ(94)が、予め選択された位相点(34)を囲む位相点ウィンドウ(92)内で被検体の再構成されるボクセルの各々を照射する。位相点ウィンドウ(92)が照射ウィンドウ(94)内に完全に含まれる整数個の連続する心サイクルを含む時間ウィンドウ(90)が決定される。決定された時間ウィンドウ(90)に従って照射ウィンドウ(94)が切り詰められる。軸方向(Z)に沿って互いに交互にされた第1及び第2の領域(72、74)が決定される。時間的加重付けプロファイルプロセッサ(64)が、投影に依存する時間的加重付けプロファイル(66)を生成する。時間ウィンドウプロセッサ(102)が、関連する第1の領域内の各ボクセルに、正規化された逆投影加重を適用する。可変加重プロセッサ(110)が、関連する第2の領域内の各ボクセルの測定値に、連続的且つ滑らかな加重付けを施す。逆投影プロセッサ(120)が、加重付けされた測定値を立体的な画像表現へと3次元的に逆投影する。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体が検査領域内で動くときに 1 つ又は複数の連続する心サイクル内に現れる予め選択された位相点で撮影を行う診断用撮影システムであって：

前記予め選択された位相点を取り囲む位相点ウィンドウ内で前記被検体の再構成されるボクセルの各々を照射する照射ウィンドウ；

N を整数として、前記位相点ウィンドウが前記照射ウィンドウ内に完全に含まれる N 個の連続する心サイクルを含む時間ウィンドウを決定し、且つ決定された時間ウィンドウに従って前記照射ウィンドウを短く切り詰める、時間ウィンドウ決定プロセッサ又はアルゴリズム；

軸方向に沿って互いに交互にされた第 1 及び第 2 の領域を決定する Z 領域分割プロセッサ又はアルゴリズム；

前記時間ウィンドウの前記第 1 及び第 2 の領域にある前記再構成されるボクセルの測定値に、正規化された加重を適用する重み付けプロセッサ；及び

正規化された加重を適用された測定値を立体的な画像表現へと 3 次元的に逆投影する逆投影プロセッサ又はアルゴリズム；

を有するシステム。

## 【請求項 2】

投影に依存する時間的加重付けプロファイルを決する時間的加重付けプロファイルプロセッサ；

を更に有し、且つ

前記重み付けプロセッサは：

前記時間的加重付けプロファイルのうちの前記時間ウィンドウに対応する区画を選定し、且つ関連する第 1 の領域内にある各ボクセルに、選定された区画の正規化された一定の加重を適用する、時間ウィンドウプロセッサ

を含む、

請求項 1 に記載のシステム。

## 【請求項 3】

前記重み付けプロセッサは更に：

関連する第 2 の領域内にある各ボクセルの測定値に、連続的且つ滑らかな加重付けを施す可変加重プロセッサ

を含む、請求項 2 に記載のシステム。

## 【請求項 4】

前記関連する第 2 の領域内にある前記ボクセルに与えられる加重は、該第 2 の領域に隣接する先導及び後続の第 1 の領域内にあるボクセルに与えられる前記一定の加重の間で補間される、請求項 3 に記載のシステム。

## 【請求項 5】

回転式ガントリー；

前記回転式ガントリーに配置された、前記検査領域を横切る円錐ビーム放射線の放射線源；及び

前記放射線源に対向するように前記回転式ガントリーに配置され、前記放射線が前記検査領域を通過した後で該放射線を検出し、且つ検出された放射線を電子的な投影データ様式に変換する、放射線検出器；

を更に有する請求項 1 に記載のシステム。

## 【請求項 6】

前記時間ウィンドウの大きさを決定する連続する心サイクルの数 N は：

$W_{min}$  は前記再構成される全ボクセルを照射する照射ウィンドウの組からの最小の照射ウィンドウ幅、RT はガントリーの回転時間、 $R_{max}$  はスキャン中の最大心周期、は前もって選定されたパラメータであるとして、

$$N = \text{floor} \left( (W_{min} - RT / 2) / R_{max} - \right)$$

10

20

30

40

50

である、請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 7】

各々の隣接し合う前記第 1 及び第 2 の領域を合わせた長さ  $L_1$  は：

は前記軸方向での前記被検体の速度、 $R$  は前記心サイクルの周期であるとして、

$$L_1 = \quad \cdot R$$

である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記第 2 の領域の長さ  $L_2$  は：

は前記軸方向での前記被検体の速度、 $R$  は前記心サイクルの周期、 $\quad$  は前記心サイクル内の該第 2 の領域の長さ  $L_2$  を規定するパラメータであるとして、

$$L_2 = \quad \cdot \quad \cdot R$$

である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

少なくとも複数の照射ウィンドウ内で投影データを収集する CT スキャナであり：

回転式ガントリー；

前記検査領域を横切る円錐ビーム放射線の放射線源；

前記放射線が前記検査領域を通過した後で該放射線を検出し、それを投影データ様式に変換する放射線検出器であり、前記放射線源及び該放射線検出器は、前記検査領域の周りを連続的に回転するように前記回転式ガントリー上に対向し合うように配置されている、放射線検出器；及び

前記立体的な画像表現を表示するディスプレイ；

を有する CT スキャナ；

を更に有する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 10】

予め選択された位相点を取り囲む位相点ウィンドウ内で被検体の再構成されるボクセルの各々を照射する照射段階であり、該位相点の各々は前記被検体が検査領域内で動くときに 1 つ又は複数の連続する心サイクル内に現れる、照射段階；

$N$  を整数として、前記位相点ウィンドウが照射ウィンドウ内に完全に含まれる  $N$  個の連続する心サイクルを含む時間ウィンドウを決定し、且つ決定された時間ウィンドウに従って前記照射ウィンドウを短く切り詰める段階；

軸方向に沿って前記時間ウィンドウ内で第 1 及び第 2 の領域を決定する決定段階であり、該第 1 及び第 2 の領域は互いに交互にされる、決定段階；

前記時間ウィンドウの前記第 1 及び第 2 の領域にある前記再構成されるボクセルの測定値に、正規化された加重を適用する段階；及び

正規化された加重を適用された測定値を立体的な画像表現へと 3 次元的に逆投影する段階；

を有する撮影方法。

【請求項 11】

投影に依存する時間的加重付けプロファイルを決定する段階；

前記時間的加重付けプロファイルのうちの前記時間ウィンドウに対応する区画を選定する段階；及び

関連する第 1 の領域内にある各ボクセルに、選定された区画の正規化された共通の加重を適用する段階；

を更に有する請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記加重を適用する段階は更に：

関連する第 2 の領域内にある各ボクセルの測定値に、連続的且つ滑らかな加重を適用する段階、

を含む、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

10

20

30

40

50

前記関連する第 2 の領域内にある前記ボクセルに与えられる加重は、該第 2 の領域に隣接する第 1 の領域群にあるボクセルに与えられる加重の間で補間される、請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記検査領域の周りで円錐ビーム放射線を回転させる段階；及び  
前記被検体を横切った放射線を検出する段階；  
を更に有する請求項 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 5】

前記時間ウィンドウに対応する連続する心サイクルの数  $N$  は：

$WW_{min}$  は前記再構成される全ボクセルを照射する照射ウィンドウの組からの最小の照射ウィンドウ幅、 $RT$  はガントリーの回転時間、 $RR_{max}$  はスキャン中の最大心周期、は前もって選定されたパラメータであるとして、

$$N = \text{floor} \left( ( WW_{min} - RT / 2 ) / RR_{max} \right)$$

である、請求項 1 4 に記載の方法。

【請求項 1 6】

隣接し合う前記第 1 及び第 2 の領域を合わせた長さ  $L_1$  は：

は前記被検体の速度、 $RR$  は前記心サイクルの周期であるとして、

$$L_1 = \quad \cdot RR$$

である、請求項 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 7】

前記第 2 の領域の長さ  $L_2$  は：

は前記被検体の速度、 $RR$  は前記心サイクルの周期、は前記心サイクル内の該第 2 の領域の長さ  $L_2$  を規定するパラメータであるとして、

$$L_2 = \quad \cdot RR$$

である、請求項 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 8】

請求項 1 0 に記載の段階群を実行する CT スキャナ。

【請求項 1 9】

検査領域を横切る円錐ビーム放射線の放射線源；

前記放射線が前記検査領域を通過した後で該放射線を検出し、それを投影データ様式に変換する放射線検出器；

円錐ビーム投影データを 3 次元再構成画像に再構成する画像プロセッサであり；

前記投影データを、選定された心サイクルの各々の間に収集されたデータセットに仕分けする段階；

収集されたデータを平行な光線の様式にリビンングする段階；

前記平行な光線の様式のデータをフィルタリングする段階；

フィルタリングされたデータを畳み込む段階；

連続した心サイクルを整数個含む時間ウィンドウを決定する段階；

投影に依存する時間的重み付けプロファイルを決定する段階；

軸方向に沿って前記時間ウィンドウ内で第 1 及び第 2 の領域を決定する段階であり、該第 1 及び第 2 の領域は交互にされる、決定する段階；

前記時間的重み付けプロファイルのうちの前記時間ウィンドウに対応する区画を選定する段階；

関連する第 1 の領域内にある各ボクセルの測定値に、前記時間的重み付けプロファイルのうちの選定された区画の正規化された共通の加重を適用する段階；及び

関連する第 2 の領域内にある各ボクセルの測定値に、連続的且つ滑らかな重み付けを施す段階；

を実行するようにプログラムされた画像プロセッサ；並びに

畳み込まれ、正規化され、重み付けられた逆投影データを人が視認可能な画像様式で表示するディスプレイ；

10

20

30

40

50

を有する診断用撮影システム。

【請求項 20】

心サイクルの周期的に繰り返される位相点で撮影データを収集する段階；及び再構成画像の各ボクセルに寄与する位相点の数を丸めることによって、収集されたデータに連続的な重み付けを施す段階；

を有する心臓撮影方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は診断用の撮影技術に関する。本発明は、特に被検体の心臓のコンピュータ断層撮影に適用されるものであり、特にそれを参照して説明される。しかしながら、本発明はまた、その他の種類のコンピュータ断層撮影、単一光子放出型コンピュータ断層撮影（SPECT）、陽電子放出型断層撮影（PET）、及び3次元X線撮影などにも適用可能なものである。

10

【背景技術】

【0002】

一般に、コンピュータ断層撮影システムは、検査されるべき対象物の周りを回転するX線源及びX線検出器を有している。対象物は複数の方向から、X線源からのX線ビームで照射される。X線検出器はそれぞれの方向で対象物を通過したX線を受け取り、問題としている方向に関する減衰プロファイルを形成する。減衰プロファイルは、問題としている方向で対象物を貫通するX線形路に沿ってX線が吸収又は散乱されることに起因する、入射X線の減衰を表す。

20

【0003】

ヘリカル心臓円錐ビーム画像は、位相選択アルゴリズムを用いて再構成される。一般的に、心臓画像の生成には特定の心位相が選択される。選択された位相、すなわち、相異なる心サイクルではあるが同一の心位相に対応する時点、に時間的に近接して収集されたデータのみが、マルチスライス再構成処理で同時に使用される。スキャンパラメータ、患者の心拍とその変動性、及び心臓ゲーティングのウィンドウ幅と位置に応じて、各々のボクセルの再構成に使用されるサイクル数は異なる。ボクセルは、一般的に、所与のボクセルすなわち照射ウィンドウを通過した全ての心サイクルにわたる全ての利用可能な光線から再構成される。

30

【0004】

CT画像の品質は、しばしば、互いに空間的に近接するが異なる軸方向位置すなわちZ座標を有するボクセルが、異なる心サイクルの位相点付近からの投影を用いて再構成されることにより生じるバンドアーチファクトによって低下されてしまう。相異なるZ座標にあるボクセル群は、相異なるグループの心サイクル群又は照射ウィンドウ群で照射され得る。第1のボクセルは或る1つの照射ウィンドウで収集されたデータを用いて再構成され、その一方で、第2のボクセルは異なる1つの照射ウィンドウで収集されたデータを用いて再構成される。心サイクル数は照射ウィンドウが異なると変わってくる。このことは、これら2つのボクセルに関して計算されるCT数の間に相違を生じさせ得るものである。

40

【0005】

例えばサジタル（矢状）断像又は कोरोナル（冠状）断像などのZ方向に細長い断像は、例えば非周期的な心臓運動、各心サイクル内での位相点の決定の一貫性の欠如、様々なボクセルに寄与する心サイクル数の相違、及びその他などの幾つかの原因に帰せられ得るストリーク（streak）やアーチファクトを含んでいることがある。

【0006】

バンドアーチファクトの発生源を是正することに依存しない、心臓の円錐ビーム撮影におけるバンドアーチファクトを抑制する技術が望まれる。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

50

## 【 0 0 0 7 】

本発明は、心臓の円錐ビーム撮影におけるバンドアーチファクトを抑制する方法及び装置を提供することを目的とする。

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 0 8 】

本発明の一態様に従って、被検体が検査領域内で動くときに1つ又は複数の連続する心サイクル内に現れる予め選択された位相点で撮影を行う診断用撮影システムが開示される。照射ウィンドウが、予め選択された位相点を取り囲む位相点ウィンドウ内で被検体の再構成されるボクセルの各々を照射する。時間ウィンドウ決定プロセッサ又はアルゴリズムが、Nを整数として、位相点ウィンドウが照射ウィンドウ内に完全に含まれるN個の連続する心サイクルを含む時間ウィンドウを決定し、且つ決定された時間ウィンドウに従って前記照射ウィンドウを短く切り詰める。Z領域分割プロセッサ又はアルゴリズムが、軸方向に沿って第1及び第2の領域を決定する。第1及び第2の領域は互いに交互にされる。重み付けプロセッサが、時間ウィンドウの第1及び第2の領域にある再構成されるボクセルの測定値に、正規化された加重を適用する。逆投影プロセッサ又はアルゴリズムが、重み付けされた測定値を立体的な画像表現へと3次的に逆投影する。

10

## 【 0 0 0 9 】

本発明の他の一態様に従って撮影方法が開示される。予め選択された位相点を取り囲む位相点ウィンドウ内で被検体の再構成されるボクセルの各々が照射される。この位相点の各々は被検体が検査領域内で動くときに1つ又は複数の連続する心サイクル内に現れるものである。Nを整数として、位相点ウィンドウが照射ウィンドウ内に完全に含まれるN個の連続する心サイクルを含む時間ウィンドウが決定される。決定された時間ウィンドウに従って照射ウィンドウが短く切り詰められる。軸方向に沿って時間ウィンドウ内で第1及び第2の領域が決定される。この第1及び第2の領域は互いに交互にされる。時間ウィンドウの第1及び第2の領域にある再構成されるボクセルの測定値に重み付けが適用される。重み付けを適用された測定値は立体的な画像表現へと3次的に逆投影される。

20

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 1 0 】

本発明の1つの利点は、バンドアーチファクトが抑制されることにある。他の1つの利点は、バンドアーチファクトの発生源を決定することを回避する技術にある。他の1つの利点は、心臓及びその他のゲーティング撮影技術による画像が改善されることにある。

30

## 【 0 0 1 1 】

以下の好適な実施形態についての詳細な説明を読むことにより、数多くの更なる効果が当業者に明らかになるであろう。

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 1 2 】

本発明は様々な構成要素とその配置、及び様々な処理段階及びその編成の形態を取り得る。図面は、好適な実施形態を例示するためだけのものであり、本発明を限定するものとして解釈されるべきではない。

## 【 0 0 1 3 】

図1を参照するに、撮像システム10は、放射線源14を有するコンピュータ断層撮影スキャナ12を含んでおり、放射線源14は検査領域16に向けて、好ましくは円錐ビーム又はウェッジビームである放射線ビームを生成する。放射線ビームは、検査領域16に配置された撮影対象の関心領域を横切るとき相互作用して部分的に吸収され、放射線ビームが検査領域を通過すると、空間的に変化する放射線吸収が生成される。放射線ビームが検査領域16を通過した後、好ましくは2次元検出器である放射線検出器18が、吸収により減衰された放射線を検出する。放射線源14と検出器18の各放射線検出素子との間の経路は光線と呼ばれる。

40

## 【 0 0 1 4 】

好ましくは、放射線源14は円錐ビーム状のx線を生成する。放射線源14及び検出器18は

50

、検出器18が放射線源14からのx線を継続して受光するように、回転式ガントリー20上の反対側で対向し合うようにして取り付けられる。放射線源14及び検出器18が回転式ガントリー20上で検査領域16の周りを回転するとき、複数回の回転にまたがって視界(view)群が収集される。各視界すなわちデータの2次元配列は、検出器18の検出素子の同時サンプリングによって収集された、放射線源14の位置に頂点を有する円錐状の光線群を表す。ヘリカル円錐ビームによるコンピュータ断層撮影においては、被検体支持台又は寝台26はモータ駆動28によって軸方向すなわちZ方向に直線的に移動される。

#### 【0015】

選択的に、円錐ビームによるコンピュータ断層撮影の投影データは、(i)被検体支持台26を、各軸方向スキャンの最中は静止させ且つ軸方向スキャン同士の間には線形に一段進めるか、(ii)螺旋軌道を規定するように被検体支持台26を連続的に移動させるか、の何れかで複数の回転にまたがって収集される。放射線検出器18の検出素子の出力は、電気的な収集・積分された減衰投影値 $\mu d$ に変換されて、データメモリ30に記録される。各投影データ $\mu d$ は、放射線源14から検出器18の検出素子群のうちの対応する1つへの直線に沿っての減衰の線積分に相当する。

10

#### 【0016】

典型的な円錐ビームの幾何学構成では、一般的に、この線積分の添字はその測定値を測定するのに使用された検出素子に対応する。しかしながら、この線積分の添字が検出素子の番号との直接的な対応関係を欠いている場合も意図される。このような直接的な対応関係の欠如は、例えば、リビンングされた(re-binned)投影間の補間によって生じ得る。

20

#### 【0017】

マルチスライス式スキャナにおける放射線源を焦点とする収集の幾何学構成では、データメモリ30に記録された減衰の線積分の測定値群、すなわち、投影データセットの投影値群は、 $P(\theta, \phi, n)$ とパラメータ化されることができる。ただし、 $\theta$ は回転式ガントリー20の位置によって決定される放射線源14の光源角、 $\phi$ は扇内の角度( $\theta$ を扇角として $[-\theta/2, \theta/2]$ )、 $n$ は検出器の行番号である。

#### 【0018】

心臓モニタ32は患者の心サイクルを監視し、典型的に各サイクルのR波、すなわち、各R-R間隔におけるR波に対する位相点34を検出する。位相点34の位置は、心臓運動の特徴及び要求される診断情報に従って臨床医によって選択される。減衰データは、ソート手段38によって、選択された心位相の各々の間に収集されたデータセット、すなわち、心位相特定データセットに仕分けされる。円錐から平行ビーム配置への心位相特定データは、リビンングプロセッサ40によって一組の平行な視界へとリビンングされる。この平行な視界は、回転軸に垂直な平面である軸平面に投影される。各視界は等間隔のライン群を含んでいる。ラインとは、スキャン視野(FOV)と交差する軸平面内に含まれ、且つ正準座標 $(x, y)$ によって特徴付けられる線積分として定義されるものである。ただし、

30

$\theta$ は伝播角 $[0, \theta]$ 、 $l$ は治療中心からの距離である。特に、短い時間ウィンドウによって定められる心位相では、1つの心位相でのデータは、複数の回転及び心サイクルの各々における短い円弧部分で収集されたデータに相当する。この円弧部分のデータは単独では少なすぎ、完全なデータセットとはなり得ない。完全なデータセットを生成するため、データは幾つかの心サイクルにわたって収集され、必要であれば補間される。心位相特定データセットは対応する位相メモリ42に記録される。再構成プロセッサ44は、各々の選択された心位相に関するデータから、画像メモリ46に記録される対応する3次元画像へと視界データを処理する。或る1つの再構成技術においては、並列な投影の各々内の測定値がフィルタ48を用いてフィルタリングされる。コンボルバ(convolver)50は、例えば1次元ヤコビアンカーネル(Jacobian kernel)等のランプカーネルを用いた1次元コンボリューションを実行する。このコンボリューションは平行な測定値セットに沿って実行される。データは角度によって畳み込まれ、角度範囲 $[0, \theta]$ をカバーする2次元データセットが完成される。完全なデータセットのために補間が必要とされることがあり得る。逆投影プロセッサ52は、詳細に後述されるように、畳み込まれたデータの3次元画像

40

50

表現への正規化重み付け逆投影を実行する。ビデオプロセッサ54は、画像メモリ46の内容物の一部又は全てを処理し、例えば3次元レンダリング、選択画像スライス、最大強度投影、CINEアニメーション、又はこれらに類するもの等の、人間が視認可能な画像表現を作り出す。この人間が視認可能な画像表現はユーザインターフェース58のディスプレイ56上に表示される。ユーザインターフェース58は好ましくは、パーソナルコンピュータ、ワークステーション、ノート型コンピュータ、又はこれらに類するものである。必要に応じて、画像メモリ46に含まれる選択された内容物は、紙面にプリントされ、不揮発性の電子又は磁気記憶媒体に記憶され、ローカルエリアネットワーク又はインターネット上で伝送され、あるいはその他の方法で処理される。好ましくは、放射線医又はその他の操作者が入力手段60を介してコンピュータ断層撮影スキャナ12を制御し、それにより、撮影セッションを設定し、撮影セッションを変更し、撮影セッションを実行し、撮影セッションを監視し、あるいはその他の方法でスキャナ12を制御するように、スキャン制御器62をプログラムする。

10

#### 【0019】

図1に加えて図2をも参照するに、時間的重み付けプロファイルプロセッサ又はアルゴリズム64は、ボクセルに依存せず且つ投影に依存する時間的重み付けプロファイル66を計算する。この時間的重み付けプロファイル66は位相点ウィンドウの複製から成る。すなわち、これは各心サイクル内で予め特定された位相点34に中心を有する関数：

$$w^t(c) = \left( c / c' \right)$$

から成る。ただし、 $w^t$  は1をピーク値とする三角形の形状をした関数であり、 $c$  は測定点と該測定点に最も近い位相点との間の時間的なずれであり、 $c'$  は再構成に寄与する位相点ウィンドウの半値幅である。

20

#### 【0020】

最高の分解能は、完全なデータセットを実現する $c'$ の最小幅を求めることによって得られる。位相点ウィンドウは全ボクセルの再構成に十分なデータを提供する幅を用いて計算される。

#### 【0021】

図1に加えて図3をも参照するに、Z領域分割（若しくはZ領域重み付け関数決定）手段、プロセッサ又はアルゴリズム68は、Zプロファイル70を軸方向Zに、交互になった第1領域及び第2の領域、すなわち固定加重領域及び可変加重領域72、74に分割する。各々の2つの隣接する第1及び第2の領域72、74を合わせた軸方向の長さは：

30

$$L_1 = v \cdot RR$$

と定義される。ただし、 $v$  は寝台の速度、 $RR$  は患者のECGから抽出された心周期である。

#### 【0022】

第2の領域74の各々は対応する位相点34を囲むように定められる。一実施形態において、縦線で図示される各位相点34は関連する第2の領域74の実質的に中心に位置している。第2の領域74の軸方向の長さ $L_2$ は：

$$L_2 = v \cdot RR$$

と定義される。ただし、 $v$  は寝台の速度、 $RR$  は患者のECGから抽出された心周期、 $L_2$  は心周期内の第2の領域の長さを規定するパラメータである。

40

#### 【0023】

上述のように選択されるパラメータ  $L_1$  はパラメータ  $L_2$  :

$$L_1 = L_2 + \text{mod} \left( (WW_{min} - RT / 2) / RR_{max} - L_2, 1 \right)$$

の最小値を設定する。ただし、 $WW_{min}$  は再構成される全ボクセルを照射するウィンドウの組からの最小の照射ウィンドウ幅、 $RT$  はガントリーの回転時間、 $RR_{max}$  はスキャン中の最大心周期である。

#### 【0024】

図1及び3に加えて再び図2を参照するに、時間ウィンドウ決定アルゴリズム又はプロセッサ88は、対応する再構成されるボクセルA、B、C、・・・の各々に関する時間ウィ

50



ンドウ90を決定する。より具体的には、時間ウィンドウ90は、Nを整数として、所与のボクセルの照射ウィンドウ94内に完全に含まれるN個の連続する位相点34の位相点ウィンドウ92から収集された投影のみを再構成において含むように選定される。所与のボクセルの照射ウィンドウ94に完全に含まれない位相点ウィンドウは、直線96にて図示されるように切り捨てられる。各位相点34の周りの狭い位相点ウィンドウは一層良好な分解能をもたらすが、少ない数のデータ点は再構成画質を低下させることになる。

【0025】

連続する位相点34の数Nは：

$$N = \text{floor} \left( \left( WW_{\min} - RT / 2 \right) / RR_{\max} - \right)$$

によって決定される。ただし、 $WW_{\min}$ は再構成される全ボクセルを照射するウィンドウの組からの最小の照射ウィンドウ幅、RTはガントリーの回転時間、 $RR_{\max}$ はスキャン中の最大心周期、は前もって選定され、0.3 - 0.5の典型値を想定するパラメータである。

10

【0026】

図3の例においては、連続する位相点の数Nは2であり、例えば、照射ウィンドウ94は2つの位相点ウィンドウへと短く切り詰められている。斯くして、第1の領域72内の各々の関連するボクセルが放射線を受ける動きの範囲を表す照射ウィンドウ94の各々は、正確な数の心サイクルに対応する一定の時間ウィンドウ90に置き換えられる。時間照射ウィンドウ90の何れかの側への時間的重み付けプロファイルは切り捨てられる。

20

【0027】

重み付けプロセッサ100は、Z座標に関して全ボクセルに、滑らかに変化する加重を適用する。より具体的には、固定重み付け（又は時間ウィンドウ）プロセッサ又はアルゴリズム102が、例えばボクセルA、C等の第1の領域72内に位置するボクセルのために、正規化された逆投影加重を計算する。固定重み付けプロセッサ102は、時間的重み付けプロファイル66のうちのボクセルに依存する時間ウィンドウ90に入る区画を選定する。選定された区画は、同一の [ 0 , ) に折り畳まれる全投影に与えられる加重の合計が1に等しくなるように正規化される。各測定値に与えられる正規化された加重の総和は：

$$W = W^t (c)$$

である。

30

【0028】

可変加重プロセッサ110は、例えばボクセルB等の第2の領域74内に位置する全ボクセルに、滑らかに変化する重み付けを適用する。第2の領域74内のボクセルBに適用される正規化された逆投影加重が、隣接する第1の領域の正規化された重み付けプロファイルの間への線形補間によって計算される。この補間の加重は、第2の領域74とそれに隣接する先導及び後続の第1の領域116、118との第1及び第2の境界線112、114と、ボクセルBのZ座標との間の距離d1、d2に従って計算される。

【0029】

逆投影器120（又は逆投影プロセッサ又はアルゴリズム）は正規化された投影を画像メモリに逆投影する。

40

【0030】

斯くして、ボクセルに寄与する位相点の数を、第1の領域内のボクセルの位相点の正確な一定数に丸めること、及び第2の領域内のボクセルの位置に関する連続した滑らかに変化する正規化された逆投影重み付けを提供することにより、Z方向での或る1つのボクセルから別の1つのボクセルへと急激にCT数が変化する現象が平滑化され、あるいは実質的に排除され、それにより、アーチファクトが抑制される。

【0031】

好適な実施形態を参照しながら本発明を説明してきた。以上の詳細な説明を読み、理解した者によって改良及び改変が想到されることは明らかである。本発明は、添付の請求項又はその均等物の範囲内に入る限りにおいて、そのような全ての改良及び改変を含むとして解釈されるものである。

50

【図面の簡単な説明】

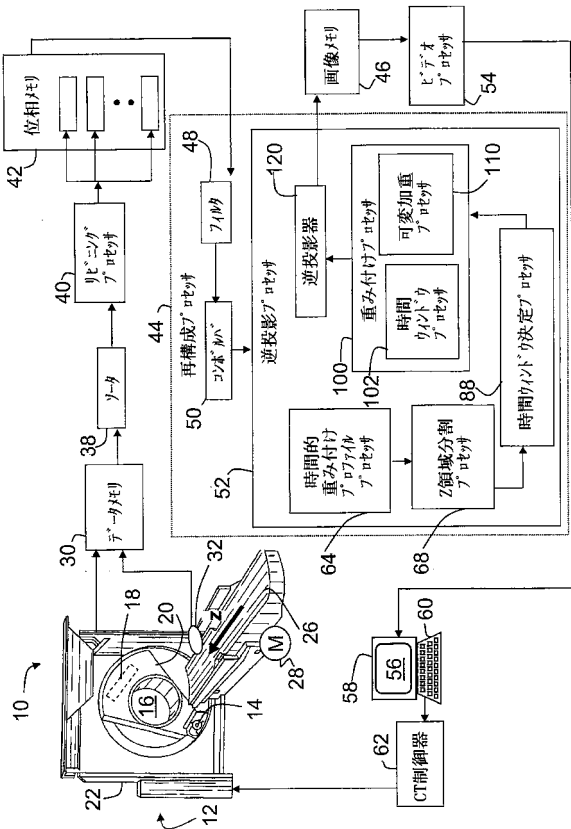
【0032】

【図1】コンピュータ断層撮影システムを示す図である。

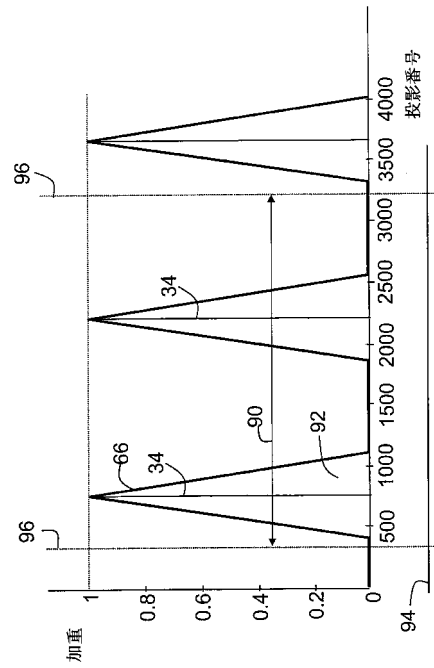
【図2】ボクセルに依存しない重み付けプロファイルを示す図である。

【図3】交互にされた重み付けプロファイル領域に分割されるZ区間の一部を示す図である。

【図1】



【図2】



【 図 3 】

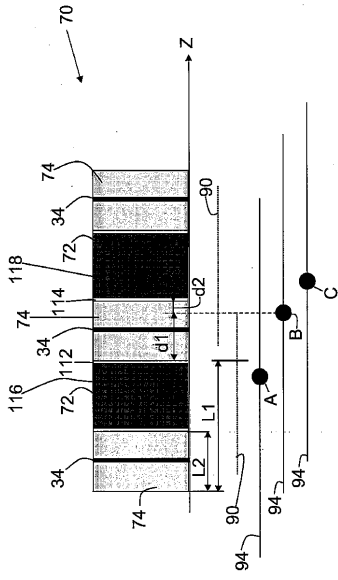


FIG 3

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

international application No PCT/IB2006/051889
---

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. A61B6/03		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, INSPEC, COMPENDEX		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	HOFFMANN MARTIN H K ET AL: "Noninvasive coronary angiography with 16-detector row CT: effect of heart rate." RADIOLOGY JAN 2005, vol. 234, no. 1, January 2005 (2005-01), pages 86-97, XP002427667 ISSN: 0033-8419	20
A	page 88 - 89, section 'Image reconstruction' figure 2  ----- -/--	1, 10, 18, 19
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 document 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  3 April 2007		Date of mailing of the international search report  13/04/2007
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer  Knüpling, Moritz

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/IB2006/051889

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	<p>MANZKE R ET AL: "ARTIFACT ANALYSIS AND RECONSTRUCTION IMPROVEMENT IN HELICAL CARDIAC CONE BEAM CT" IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, vol. 23, no. 9, September 2004 (2004-09), pages 1150-1164, XP001240173 ISSN: 0278-0062 page 1151, column 1, line 41 - line 45 page 1152, section 'A. ECR Reconstruction Principles'</p>	20
A	<p>page 1152, paragraph 8</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1,10,18, 19

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 シェクター, ジラド

イスラエル国 34751 ハイファ, ライオネル ワトソン 16/5 ストリート(番地なし)

Fターム(参考) 2G088 EE02 FF02

4C093 AA22 BA10 CA13 DA02 EB17 FA47 FD12 FE12 FE15 FE22  
FF42