

【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20年7月31日(2008.7.31)

【公開番号】特開2003-210452(P2003-210452A)

【公開日】平成15年7月29日(2003.7.29)

【出願番号】特願2002-375784(P2002-375784)

【国際特許分類】

A 61 B 6/03 (2006.01)

【F I】

A 61 B 6/03 3 2 1 Q

A 61 B 6/03 3 3 1

A 61 B 6/03 3 5 0 R

【手続補正書】

【提出日】平成20年6月16日(2008.6.16)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】特許請求の範囲

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】被検体(22)のコンピュータ断層(CT)画像を再構成するための方法(90)であって、ステップ移動/撮影モードにおいてCTイメージング・システム(10)を初期化するステップ(92)と、その隣接するアキシャル・スキャン同士の間の距離が検出器アイソセンタの位置における投影した検出器高さに概ね等しいような複数の隣接するアキシャル・スキャンが作成されるように被検体をスキャンするステップ(94)と、前記隣接するアキシャル・スキャンを用いて被検体の画像を再構成するステップ(96)と、を含み、

前記隣接するアキシャル・スキャン間の連続したカバー範囲を得るために、前記隣接するアキシャル・スキャン間の距離tは、次式の条件を満足する、

$t = (S - R)D/S$

(ここでDは、アイソセンタの位置での投影された検出器幅を表し、Sは、線源・アイソセンタ間距離を表し、Rは、前記アキシャル・スキャンの軸Zの方向に垂直な再構成FOV(x-y)の半径を表す)

方法。

【請求項2】投影サンプルを傾斜平行幾何学構成サンプルの組に区分けし直すステップをさらに含む請求項1に記載の方法(90)。

【請求項3】傾斜平行ビーム再構成アルゴリズムを用いて被検体(22)の画像を再構成するステップをさらに含む請求項1または2に記載の方法(90)。

【請求項4】P(t, Z)を点(x, y, z)を通る投影、またを投影角度とした

【数1】

$$S_\beta(\omega, Z) = \int_{-\infty}^{\infty} P_\beta(t, Z) e^{-j2\pi\omega t} dt$$

であるとして、前記傾斜平行ビーム再構成アルゴリズムが、

【数2】

$$f(x, y, z) = \int_0^{2\pi} \frac{d}{\sqrt{d^2 + Z^2}} \left[\int_0^{\infty} S_{\beta}(\omega, Z) e^{j2\pi\omega t} \omega d\omega \right] d\beta$$

である、請求項3に記載の方法(90)。

【請求項6】被検体(22)の画像を再構成するためのコンピュータ断層(CT)イメージング・システム(10)であって、

検出器アレイ(18)と、

少なくとも1つの放射線源(14)と、

前記検出器アレイ及び前記放射線源と結合させたコンピュータ(36)であって、

ステップ移動/撮影モードにおいてCTイメージング・システムを初期化すること(92)、

その隣接するアキシャル・スキャン同士の間の距離が検出器アイソセンタの位置における投影した検出器高さ(74)に概ね等しいような複数の隣接するアキシャル・スキャンが作成されるように被検体をスキャンすること(94)、

前記隣接するアキシャル・スキャンを用いて被検体の画像を再構成すること(96)、
を行うように構成したコンピュータ(36)と、

を備え、

前記隣接するアキシャル・スキャン間の連続したカバー範囲を得るために、前記隣接するアキシャル・スキャン間の距離tは、次式の条件を満足する、 $t = (S - R)D/S$
(ここでDは、アイソセンタの位置での投影された検出器幅を表し、Sは、線源・アイソセンタ間距離を表し、Rは、前記アキシャル・スキャンの軸Zの方向に垂直な再構成FOV(x - y)の半径を表す)

コンピュータ断層(CT)イメージング・システム(10)。

【請求項6】前記コンピュータ(36)がさらに、投影サンプルを傾斜平行幾何学構成サンプルの組に区分けし直すように構成されている、請求項5に記載のCTイメージング・システム(10)。

【請求項7】前記コンピュータ(36)がさらに、傾斜平行ビーム再構成アルゴリズムを用いて被検体(22)の画像を再構成するように構成されている、請求項5に記載のCTイメージング・システム(10)。

【請求項8】傾斜平行ビーム再構成アルゴリズムを用いて被検体(22)の画像を再構成するために前記コンピュータ(36)がさらに、P(t, Z)を点(x, y, z)を通る投影、またθを投影角度とした

【数3】

$$S_{\beta}(\omega, Z) = \int_{-\infty}^{\infty} P_{\beta}(t, Z) e^{-j2\pi\omega t} dt$$

であるとした次式、

【数4】

$$f(x, y, z) = \int_0^{2\pi} \frac{d}{\sqrt{d^2 + Z^2}} \left[\int_0^{\infty} S_{\beta}(\omega, Z) e^{j2\pi\omega t} \omega d\omega \right] d\beta$$

に従って被検体の画像を再構成するように構成されている、請求項7に記載のCTイメージング・システム(10)。

【請求項9】被検体(22)の画像を再構成させるようにコンピュータ(36)により実行可能なプログラムで符号化したコンピュータ読み取り可能媒体であって、前記プログ

ラムは、

ステップ移動 / 撮影モードにおいて CT イメージング・システム (10) を初期化すること (92) 、

その隣接するアキシャル・スキャン同士の間の距離が検出器アイソセンタの位置における投影した検出器高さ (74) に概ね等しいような複数の隣接するアキシャル・スキャンが作成されるように被検体をスキャンすること (94) 、

前記隣接するアキシャル・スキャンを用いて被検体の画像を再構成すること (96) 、
を行うようにコンピュータに指令するように構成されており、

前記隣接するアキシャル・スキャン間の連続したカバー範囲を得るために、前記隣接するアキシャル・スキャン間の距離 t は、次式の条件を満足する、 $t = (S - R)D / S$
(ここで D は、アイソセンタの位置での投影された検出器幅を表し、 S は、線源・アイソセンタ間距離を表し、 R は、前記アキシャル・スキャンの軸 Z の方向に垂直な再構成 FOV ($x - y$) の半径を表す)

コンピュータ読み取り可能媒体。