

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4731151号
(P4731151)

(45) 発行日 平成23年7月20日(2011.7.20)

(24) 登録日 平成23年4月28日(2011.4.28)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/03 3 3 O B
A 6 1 B 6/03 3 7 1

請求項の数 10 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2004-308364 (P2004-308364)
 (22) 出願日 平成16年10月22日 (2004.10.22)
 (65) 公開番号 特開2006-116137 (P2006-116137A)
 (43) 公開日 平成18年5月11日 (2006.5.11)
 審査請求日 平成19年10月19日 (2007.10.19)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (74) 代理人 110000888
 特許業務法人 山王坂特許事務所
 (72) 発明者 廣川 浩一
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 (72) 発明者 後藤 大雅
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内

審査官 原 俊文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線管電流決定方法及びX線CT装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線CT装置のX線管に流すX線管電流を決定するX線CT装置のX線管電流決定方法であって、

X線管及びX線検出器を回転させずに被検体を一方向のみ走査し、この走査時に前記X線検出器から得られたスキャノグラムデータから被検体断面モデルを求める工程と、

前記被検体断面モデルに基づいて各ビューごとに変化させるX線管電流のX線管電流標準変調曲線を決定する工程と、

前記X線管電流標準変調曲線上の各ビューにおけるX線管電流を使用した場合の再構成画像における各ビューの画像ノイズ分散寄与値と、前記各ビューに対して適用されるビュー方向重みとに基づいて、前記X線管電流標準変調曲線上のX線管電流を使用したときの再構成画像の画像ノイズ分散値を推定する工程と、

操作者が設定した画像ノイズ目標値から定まる目標の画像ノイズ分散値と、前記推定した画像ノイズ分散値との比に基づいて、前記目標の画像ノイズ分散値を達成するように前記X線管電流標準変調曲線上のX線管電流を修正する工程と、

を含むことを特徴とするX線CT装置のX線管電流決定方法。

【請求項2】

前記各ビューごとに変化させるX線管電流のX線管電流標準変調曲線において、ビュー番号mに対する管電流値 $i_v(m)$ とし、

前記推定される再構成画像の画像ノイズ分散値を画像ノイズ分散値 V^* とし、

前記 X 線管電流標準変調曲線上の X 線管電流の修正を、下記（式 1）により行う。
【数 1】

$$i_a(m) = i_v(m) * \frac{V^*}{V_{tgt}} \dots \text{(式 1)}$$

但し、

$i_a(m)$: 実際に適用すべき管電流

V_{tgt} : 前記操作者が設定した画像ノイズ目標値から定まる目標の画像ノイズ分散値
ことを特徴とする請求項 1 に記載の X 線 CT 装置の X 線管電流決定方法。

【請求項 3】

10

前記再構成画像の画像ノイズ分散値 V^* を推定する工程において、下記（式 2）により
画像ノイズ分散値 V^* を推定する、

【数 2】

$$V^* = N * \sum_{m=0}^{M-1} \left(w(m) / \sum_{m=0}^{M-1} w(m) \right)^2 * V(T(m), i_v(m), trot, thk)$$

$$\dots \text{(式 2)}$$

但し、

N : 1 回転当たりのビュー数

M : 所望のスライス位置における CT 画像を再構成するために使用するビュー数

20

m : ビュー番号 ($m = 0 \sim M - 1$)

$w(m)$: ビュー番号 m に対して適用されるビュー方向重み

(フルスキャン再構成時において $w(m) = 1$ ($m = 0 \sim N - 1$))

$T(m)$: ビュー番号 m における X 線減弱指數

$trot$: スキャナが 1 回転する時間

thk : 画像厚

$V(T(m), i_v(m), trot, thk)$: $T(m), i_v(m), trot, thk$ として再構成した場合の画像ノイズ分散値

ことを特徴とする請求項 2 に記載の X 線 CT 装置の X 線管電流決定方法。

【請求項 4】

30

前記再構成画像の画像ノイズ分散値 V^* を推定する工程において、下記（式 3）により
画像ノイズ分散値 V^* を推定する、

【数3】

$$V^* = \frac{N}{\text{sumvalue}^2} * \sum_{m=0}^{M-1} \left[(w(m) + u_0(m))^2 + \sum_{p=-(\lambda/2)+1}^{\lambda/2} (u_p(m))^2 \right] * V(T(m), i_v(m), \text{trot}, \text{thk}) \dots \quad (\text{式3})$$

但し、

N : 1回転当たりのビューカウント

M : 希望のスライス位置におけるCT画像を再構成するために使用するビューカウント

m : ビューカウント番号 (m = 0 ~ M - 1)

w (m) : ビューカウント m に対して適用されるビューカウント方向重み

(フルスキャン再構成時において w (m) = 1 (m = 0 ~ N - 1))

T (m) : ビューカウント m における X 線減弱指數

trot : スキャナが 1 回転する時間

thk : 画像厚

V (T (m), i_v (m), trot, thk) :

T (m), i_v (m), trot, thk として再構成した場合の画像ノイズ分散値

$$\text{sumvalue} = \sum_{m=0}^{M-1} \left[w(m) + \sum_{p=-(\lambda/2)+1}^{\lambda/2} u_p(m) \right]$$

$u_p(m)$ ($p = (-\lambda/2) + 1, \dots, 0, \dots, \lambda/2$) は、下記 (式4) により表される

$$u_p(m) = \begin{cases} 1 + fp * (w(m) - 1) & (p=0, w(m) > 1) \\ fp * (w(m) - 1) & (p \neq 0, w(m) > 1) \\ w(m) & (p=0, w(m) \leq 1) \\ 0 & (p \neq 0, w(m) \leq 1) \end{cases} \dots \dots \dots \quad (\text{式4})$$

λ : チャンネル方向補間に使用するチャンネル (偶数)

i : 任意のチャンネル番号

fp : チャンネル方向補間係数

$i - \lambda/2 + 1 \sim i + \lambda/2$: 補間に使用するチャンネル範囲

ことを特徴とする請求項2に記載のX線CT装置のX線管電流決定方法。

【請求項5】

使用可能な管電圧ごと及びCTDIの基準となるファントム別に、下記(式5)における基準CTDI_{v o l}値、

管電流 1 mA · 照射時間 1 s · 移動ピッチ (スキャナ 1 回転あたりの天板 z 移動量 / X 線ビーム厚さ) = 1 · · · · · (式5)

を予め格納しておき、

前記基準 CTDI_{v o l} 値と、前記修正された X 線管電流標準変調曲線上の X 線管電流とに基づいて被曝線量の予測値を算出し、表示する工程を更に含む、

ことを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか一つに記載の X 線 C T 装置の X 線管電流決定方法。

【請求項 6】

X 線を照射する X 線管球と、前記 X 線管を制御する X 線管制御装置と、を備えた X 線源と、

被検体をはさんで前記 X 線源に対向し、X 線を検出して撮影データを出力する X 線検出器と、

前記 X 線源及び前記 X 線検出器を搭載して所定角度毎に回転可能な回転板と、

前記撮影データに基づいて再構成演算処理を行う画像処理装置と、
を備えた X 線 C T 装置であって、

X 線管及び X 線検出器を回転させずに被検体を一方向のみ走査し、この走査時に前記 X 線検出器から得られたスキャノグラムデータから被検体断面モデルを求める手段と、

前記被検体断面モデルに基づいて各ビューごとに変化させる X 線管電流の X 線管電流標準変調曲線を決定する手段と、

前記 X 線管電流標準変調曲線上の各ビューにおける X 線管電流を使用した場合の再構成画像における各ビューの画像ノイズ分散寄与値を推定する手段と、

前記推定した各ビューにおける画像ノイズ分散寄与値と、各ビューに対して適用されるビュー方向重みとに基づいて、前記 X 線管電流標準変調曲線上の X 線管電流を使用したときの再構成画像の画像ノイズ分散値を推定する手段と、

操作者が設定した画像ノイズ目標値から定まる目標の画像ノイズ分散値と、前記推定した画像ノイズ分散値との比に基づいて、前記目標の画像ノイズ分散値を達成するように前記 X 線管電流標準変調曲線上の X 線管電流を修正する手段と、

を備えることを特徴とする X 線 C T 装置。

【請求項 7】

前記 X 線管電流標準変調曲線上の X 線管電流を修正する手段は、

前記各ビューごとに変化させる X 線管電流の X 線管電流標準変調曲線において、ビュー番号 m に対する管電流値 $i_v(m)$ とし、

前記推定される再構成画像の画像ノイズ分散値を画像ノイズ分散値 V^* とすると、前記 X 線管電流標準変調曲線上の X 線管電流の修正を、下記(式 6)により行う、

【数 4】

$$i_a(m) = i_v(m) * \frac{V^*}{V_{tgt}} \dots \text{(式 6)}$$

但し、

$i_a(m)$: 実際に適用すべき管電流

V_{tgt} : 前記操作者が設定した画像ノイズ目標値から定まる目標の画像ノイズ分散値

ことを特徴とする請求項 6 に記載の X 線 C T 装置。

【請求項 8】

前記再構成画像の画像ノイズ分散値を推定する手段は、下記(式 7)により画像ノイズ分散値 V^* を推定する、

【数 5】

$$V^* = N * \sum_{m=0}^{M-1} \left(w(m) / \sum_{m=0}^{M-1} w(m) \right)^2 * V(T(m), i_v(m), trot, thk)$$

$$\dots \text{(式 7)}$$

但し、

N : 1 回転当たりのビュー数

M : 所望のスライス位置における C T 画像を再構成するために使用するビュー数

m : ビュー番号 (m = 0 ~ M - 1)

w(m) : ビュー番号 m に対して適用されるビュー方向重み

10

20

30

40

50

(フルスキャン再構成時において $w(m) = 1$ ($m = 0 \sim N - 1$))

$T(m)$: ビュー番号 m における X 線源弱指數

t_{rot} : スキャナが 1 回転する時間

thk : 画像厚

$V(T(m), i_v(m), t_{rot}, thk)$: $T(m), i_v(m), t_{rot}, thk$ として再構成した場合の画像ノイズ分散値

ことを特徴とする請求項 7 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 9】

前記再構成画像の画像ノイズ分散値を推定する手段は、下記(式 8)により画像ノイズ分散値 V^* を推定する、

10

【数 6】

$$V^* = \frac{N}{sumvalue^2} * \sum_{m=0}^{M-1} \left[(w(m) + u_0(m))^2 + \sum_{\substack{p=-(\lambda/2)+1 \\ p \neq 0}}^{\lambda/2} (u_p(m))^2 \right]$$

$$* V(T(m), i_v(m), t_{rot}, thk) \dots \text{(式 8)}$$

但し、

N : 1 回転当たりのビュー数

20

M : 所望のスライス位置における CT 画像を再構成するために使用するビュー数

m : ビュー番号 ($m = 0 \sim M - 1$)

$w(m)$: ビュー番号 m に対して適用されるビュー方向重み

(フルスキャン再構成時において $w(m) = 1$ ($m = 0 \sim N - 1$))

$T(m)$: ビュー番号 m における X 線減弱指數

t_{rot} : スキャナが 1 回転する時間

thk : 画像厚

30

$V(T(m), i_v(m), t_{rot}, thk)$:

$T(m), i_v(m), t_{rot}, thk$ として再構成した場合の画像ノイズ分散値

$$sumvalue = \sum_{m=0}^{M-1} \left[w(m) + \sum_{p=-(\lambda/2)+1}^{\lambda/2} u_p(m) \right]$$

$u_p(m)$ ($p = (-\lambda/2) + 1, \dots, 0, \dots, \lambda/2$) は、下記(式 9)により表される

$$u_p(m) = \begin{cases} 1 + fp * (w(m) - 1) & (p=0, w(m) > 1) \\ fp * (w(m) - 1) & (p \neq 0, w(m) > 1) \\ w(m) & (p=0, w(m) \leq 1) \\ 0 & (p \neq 0, w(m) \leq 1) \end{cases} \dots \text{(式 9)}$$

40

λ : チャンネル方向補間に使用するチャンネル (偶数)

i : 任意のチャンネル番号

fp : チャンネル方向補間係数

$i - \lambda/2 + 1 \sim i + \lambda/2$: 補間に使用するチャンネル範囲

ことを特徴とする請求項 7 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 10】

使用可能な管電圧ごと及び CTDI の基準となるファントム別に、下記(式 10)にお

50

ける基準 C T D I v o l 値、

管電流 1 mA・照射時間 1 s・移動ピッチ（スキャナ 1 回転あたりの天板 z 移動量 / X 線ビーム厚さ）= 1 . . . (式 10)

を格納する手段と、

前記基準 C T D I v o l 値と、前記修正された X 線管電流標準変調曲線上の X 線管電流とに基づいて被曝線量の予測値を算出し、表示する手段と、を更に含む、
ことを特徴とする請求項 6 乃至 9 のいずれかに記載の X 線 C T 装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、X 線管電流決定方法及び X 線 C T 装置に係り、特にファンビーム（扇形ビーム）もしくはコーンビーム（円錐形または角錐形ビーム）の X 線を被検体に照射し、被検体を透過した X 線を X 線検出器により計測し、多方向からの計測データを逆投影することにより被検体の断層像を得るシングルスライスもしくはマルチスライス X 線 C T 装置に関する。

【背景技術】

【0002】

マルチスライス X 線 C T 装置においては、図 3 に示すように被検体 17 にコーンビーム、すなわち角錐形の X 線ビームを X 線管 8 から照射し、検出素子 18 を二次元方向（チャネル方向と列方向）に配列した検出器 11 によって被検体透過後の X 線を計測して被検体 17 の投影データを得る。

20

【0003】

またシングルスライス X 線 C T 装置においては、検出素子を 1 列すなわち一次元方向（チャネル方向）に配列した検出器 11 を用い、被検体 17 にファンビームすなわち扇形の X 線ビームを X 線管 8 から照射し、被検体透過後の X 線を計測して被検体の投影データを得る。

【0004】

いずれにおいても、対向する X 線管 8 と検出器 11 とを被検体 17 の周囲に回転させて多方向からの投影データを獲得し、ぼけ補正のための再構成フィルター処理を行った上で逆投影して被検体 17 の断層像を再構成する。

30

【0005】

投影データは離散的な X 線管位置（以下、「ビュー」と呼ぶ）において獲得され、得られた投影データを「該当ビューにおける投影データ」と呼ぶ。1 回転あたりのビュー数は通常、数百から数千に及ぶ。1 枚の C T 画像を再構成するために必要なビュー数の投影データを獲得する動作を「スキャン」と呼ぶ。また、1 ビュー分の投影データは、検出器 11 のチャネル数 × 列数分のデータからなる（シングルスライス X 線 C T 装置は前述のとおり列数 = 1 の場合として考えられる。）。

【0006】

40

特許文献 1 は、上記の X 線 C T 装置において、再構成画像に要求される画像 S D (S t a n d a r d D e v i a t i o n) 値を満たすようなスキャンを行うため、1 方向のスキャノグラム撮影によって得られたスキャノグラム投影データから被検体の橢円断面モデルを算出し、橢円断面の投影面積と橢円断面の縦横比とから適切な管電流値を算出して、スキャンを実行することのできる C T 装置を開示する。

【0007】

また特許文献 2 は、C T スキャンにおいて自動露出制御を行う方法および装置を改良する技術を開示する。具体的には、露出制御装置は対象の周囲での X 線焦点の 1 旋回の第 1 半分中に、該半分において放射線検出器で生成した電気信号から該対象のスライスの実際減衰プロファイルを計算し、該プロファイルから旋回の第 2 半分に対するスライスの外挿

50

減衰プロファイルを計算し、該プロファイルに依存して旋回の第2半分中にX線源により照射した放射線量を変更すべく、例えば管電流等のX線源の操作パラメータを調整する。外挿減衰プロファイルは、現在スキャン中のスライスの画像内で規定の目標ピクセルノイズを達成すべく計算する。

【特許文献1】特開2001-043993号公報

【特許文献2】特開2004-073865号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

上記特許文献1のX線CT装置は、スキャン中の1回転ごとに被検体のモデルに対応した管電流値を適用するが、各々の1回転の間は一定の管電流値を用いる、という場合に、被検体のCT画像において画像SD目標値を実現可能である。10

【0009】

しかし、たとえば1回転中の被検体透過長変化に対応して管電流値を適切に変調させることにより、相対的に透過長が短い方向における被曝線量を適切に低減しつつ、目標とする画像SD値を実現する、というような場合には適用できない。

【0010】

更に、画像再構成に用いるビューに対して、らせん補正や体動補正の目的でビュー方向重みを適用する場合に、それらの重みがビュー毎に画像ノイズに及ぼす影響についても考慮されていないため、ビュー方向重みを適用する場合にも目標とする画像SD値を実現するという場合にも上記従来技術を適用することはできない。20

【0011】

また、特許文献2のX線CT装置は、スキャン計画時に被曝線量やX線電力を予測することができない。またビュー方向重みの影響は、該当ビューの管電流値や被検体減弱量と合わせて考慮する必要があるが、そのような考慮はなされていない。

【0012】

本発明の目的は、X線管周回位相に対する被検体透過長変化を考慮した管電流変調の影響やビュー方向重みの影響を適切に考慮しつつ、再構成画像の画質と被曝線量とのバランスを適正化する撮影条件をスキャン計画時に決定し得るX線CT装置のX線管電流決定方法及びX線CT装置を提供することである。30

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記の目的を達成するため、本発明のX線CT装置のX線管電流決定方法は、X線CT装置のX線管に流すX線管電流を決定するX線CT装置のX線管電流決定方法であって、X線管及びX線検出器を回転させずに被検体を一方向のみ走査し、この走査時に前記X線検出器から得られたスキャノグラムデータから被検体断面モデルを求める工程と、前記被検体断面モデルに基づいて各ビューごとに変化させるX線管電流のX線管電流標準変調曲線を決定する工程と、前記X線管電流標準変調曲線上のX線管電流を使用した場合の各ビューの画像ノイズ分散寄与値と、前記各ビューに対して適用されるビュー方向重みとに基づいて再構成画像の画像ノイズ分散値を推定する工程と、操作者が設定した画像ノイズ目標値から定まる目標の画像ノイズ分散値と、前記推定した画像ノイズ分散値との比に基づいて前記X線管電流標準変調曲線上のX線管電流を修正する工程と、を含む。また、使用可能な管電圧ごと及びCTDIの基準となるファントム別に、(式1)における基準CTDI_{v o l}値(式1)管電流1mA・照射時間1s・移動ピッチ(スキャナ1回転あたりの天板z移動量/X線ビーム厚さ)=1を予め格納しておき、前記基準CTDI_{v o l}値と、前記修正されたX線管電流標準変調曲線上のX線管電流とに基づいて被曝線量の予測値を算出し、表示する工程を更に含んでもよい。40

【0014】

ここでいう「画像ノイズ値」とは、再構成画像におけるCT値の標準偏差をいい、画像SD値と同意味である。なお、ここで操作者がCT画像の画質を指定するために画像ノイ50

ズ値を指標として用いているが、これは画像ノイズ値がCT画像のS/N比（信号／雑音比）を示す一般的な指標として用いられているためである。

【0015】

また、「画像ノイズ分散値」とは、対応する画像ノイズ値の2乗値に対応する値であつて、例えば「画像ノイズ分散目標値」は「画像ノイズ目標値」の2乗値に相当する。

【0016】

また、本発明にかかるX線CT装置は、X線を照射するX線管球と、前記X線管を制御するX線管制御装置と、を備えたX線源と、被検体をはさんで前記X線源に対向し、X線を検出して撮影データを出力するX線検出器と、前記X線源及び前記X線検出器を搭載して所定角度毎に回転可能な回転板と、前記撮影データに基づいて再構成演算処理を行う画像処理装置と、を備えたX線CT装置であつて、X線管及びX線検出器を回転させずに被検体を一方向のみ走査し、この走査時に前記X線検出器から得られたスキャナノグラムデータから被検体断面モデルを求める手段と、前記被検体断面モデルに基づいて各ビューごとに変化させるX線管電流のX線管電流標準変調曲線を決定する手段と、前記X線管電流標準変調曲線上のX線管電流を使用した場合の各ビューの画像ノイズ分散寄与値を推定する手段と、前記推定した各ビューの画像ノイズ分散寄与値と、各ビューに対して適用されるビュー方向重みとに基づいて再構成画像の画像ノイズ分散値を推定する手段と、操作者が設定した画像ノイズ目標値から定まる目標の画像ノイズ分散値と、前記推定した画像ノイズ分散値との比に基づいて前記X線管電流標準変調曲線上のX線管電流を修正する手段と、を備える。また、使用可能な管電圧ごと及びCTDIの基準となるファントム別に、(式2)における基準CTDI_{vol}値(式2)管電流1mA・照射時間1s・移動ピッチ(スキャナ1回転あたりの天板z移動量/X線ビーム厚さ)=1を格納する手段と、前記基準CTDI_{vol}値と、前記修正されたX線管電流標準変調曲線上のX線管電流とに基づいて被曝線量の予測値を算出し、表示する手段と、を更に含んでもよい。

10

20

30

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、X線管周回位相に対する被検体透過長変化を考慮した管電流変調の影響やビュー方向重みの影響を適切に考慮しつつ、再構成画像の画質と被曝線量とのバランスを適正化する撮影条件をスキャン計画時に決定することができるX線CT装置のX線管電流決定方法及びX線CT装置を提供することができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、添付図面に従って本発明の実施形態を詳細に説明する。なお、本発明は以下に示す実施形態に限定されるものではない。図2に本発明が適用されるX線CT装置の全体概観図、図1にその全体構成図を示す。

【0019】

図2に示すように、X線CT装置はスキャナ1、患者テーブル2、操作卓3、患者テーブル2の天板4、表示装置5および操作装置6を備える。スキャナ1は図1に示すようにX線がX線管制御装置7によって制御されるX線管8を備える。X線管8から放射されたX線は、コリメータ制御装置9によって制御されるコリメータ10により例えば、角錐形のX線ビームすなわちコーンビームX線とされ、被検体17に照射される。被検体17を透過したX線はX線検出器11に入射する。

50

【0020】

検出器11は、図3に示すようにチャネル方向と列方向とに二次元的に配列された複数のX線検出素子18を備える。X線検出器11の構成については後にあらためて説明する。X線検出器11にはデータ収集装置12が接続されている。データ収集装置12はX線検出器11の個々のX線検出素子18の検出データを収集する。

【0021】

以上の、X線管制御装置7からデータ収集装置12までの構成要素が、スキャナ1の回

50

転板 13 に搭載されている。回転板 13 は、回転制御装置 14 によって制御される回転板駆動装置 15 から駆動力伝達系 16 を通じて伝達される駆動力によって回転される。

【0022】

上述した X 線検出器 11 は、図 3 に示すように複数の X 線検出素子 18 をチャネル方向と列方向とに二次元的に配列した構成となっている。X 線検出素子 18 は、全体として円筒面状もしくはチャネル方向に関して折れ線状に湾曲した X 線入射面を構成しており、チャネル番号 i は例えば 1 ~ 1 0 0 0 程度、列番号 j は例えば 1 ~ 1 0 0 0 程度である。また X 線検出素子 18 は、例えばシンチレータとフォトダイオードの組み合わせによって構成される。X 線検出器 11 におけるチャネルの配列方向に一致するコーンビーム X 線のチャネル方向の広がり角度、すなわちファン角度は 10 度あり、また X 線検出器 11 における列の配列方向に一致するコーンビーム X 線の列方向広がりの角度、すなわちコーン角度は 10 度である。

【0023】

図 4 に示すように患者テーブル 2 の天板 4 に載せられた被検体 17 がスキャナ 1 の開口部に搬入された後、コリメータ 10 の開口幅によりコーン角度 を調整したコーンビーム X 線を被検体 17 に照射すると、コーンビーム X 線を照射された被検体 17 の像は X 線検出器 11 に投影され、X 線検出器 11 によって被検体 17 を透過した X 線が検出される。

【0024】

図 1 に示す患者テーブル 2 は、患者テーブル制御装置 20 によって患者テーブル上下動装置 21 を制御して適切なテーブル高さにするとともに、患者テーブル制御装置 20 によって天板駆動装置 22 を制御して天板 4 を前後動させて、図 4 に示すように被検体 17 をスキャナ 1 の X 線照射空間に搬入および搬出するように構成されている。 20

【0025】

図 1 に示す操作卓 3 はシステム制御装置 19 を有する。システム制御装置 19 には、スキャナ 1 と患者テーブル 2 が接続されている。

【0026】

より詳細にはスキャナ 1 内の X 線管制御装置 7、コリメータ制御装置 9、データ収集装置 12、および回転制御装置 14 がシステム制御装置 19 によって制御される。また患者テーブル 2 内の患者テーブル制御装置 20 がシステム制御装置 19 によって制御される。 30

【0027】

スキャナ 1 内のデータ収集装置 12 で収集されたデータはシステム制御装置 19 の制御によって画像再構成装置 23 に入力される。

【0028】

画像再構成装置 23 は、スキャノグラム撮影時にはデータ収集装置 12 が収集したスキャノグラム投影データ（被検体透視データ）を用いてスキャノグラム画像を作成し、スキャン時にはデータ収集装置 12 が収集した複数ビューの投影データを用いて CT 画像再構成を行う。

【0029】

画像再構成装置 23 において作成されたスキャノグラム画像・再構成された CT 画像や、各種データ、および X 線 CT 装置の機能を実現するためのプログラム等は、システム制御装置 19 に接続されている記憶装置 24 に格納される。 40

【0030】

システム制御装置 19 にはまた、表示装置 5 と操作装置 6 がそれぞれ接続されている。表示装置 5 は、画像再構成装置 23 から出力される再構成画像やシステム制御装置 19 が取り扱う種々の情報を表示する。操作装置 6 は、操作者によって操作され、各種の指示や情報等をシステム制御装置 19 に入力する。操作者は、表示装置 5 および操作装置 6 を使用して対話的に本実施の形態に係る X 線 CT 装置を操作する。

【0031】

システム制御装置 19 にはまた、スキャン計画装置 25 が接続されており、操作者が操作装置 6 を使用して入力した指示と記憶装置 24 から読み出したスキャノグラム画像を用 50

いてスキャン条件の事前計画作成を行うことができる。すなわち、記憶装置 24 から読み出されたスキャノグラム画像が表示装置 5 に表示され、操作者は表示された被検体スキャノグラム画像上で操作装置 6 を用いて CT 画像再構成位置（以下、スライス位置という）の座標を指定することにより、スライス位置の計画を立てることができる。さらにここで計画したスライス位置の情報は記憶装置 24 に保存され、スキャン計画装置 25 によって管電流制御条件等の計画を立てるためにも用いられる。

【 0 0 3 2 】

本実施の形態に係る X 線 CT 装置では、被検体 17 の CT 画像を取得するスキャンの前に、撮影条件を設定するために種々の準備操作を行う。この準備操作としては、被検体の撮影位置を設定するためのスキャノグラム画像の撮影、そのスキャノグラムデータの解析、それに基づく撮影条件としての最適な管電流の変化パターンの決定などが、システム制御装置 19 の制御下で行われる。特に、スキャノグラムデータの解析、それに基づく撮影条件としての最適な管電流の変化パターンの決定はシステム制御装置 19 に接続されたスキャン計画装置 25 の重要な機能である。10

【 0 0 3 3 】

これらの準備操作に関与する主な構成要素としては、図 1 中の、システム制御装置 19 と、スキャン計画装置 25 と、操作装置 6 と、表示装置 5 と、X 線管 8 と、検出器 11 などである。

【 0 0 3 4 】

この準備操作において、先ず操作装置 6 は主として X 線管電圧、X 線管電流設定値、などの X 線条件をシステムに入力する。20

【 0 0 3 5 】

X 線管 8 と X 線検出器 11 とを静止した状態で（回転板 13 を回転させない状態で）、テーブル 2 と回転板 13 とを被検体 17 の体軸に沿って相対移動させて、スキャノグラム画像の撮影を行い、スキャノグラム投影データおよびスキャノグラム画像データを記憶装置 24 に保存する。

【 0 0 3 6 】

スキャン計画装置 25 は、スキャノグラム投影データを解析し、被検体 17 の体軸に沿った任意の位置における推定断面をたとえば水に等価な X 線吸収係数を持つ橿円断面としてモデル化する。このモデルは被検体 17 の体軸に沿った位置（以下、z 位置という）に依存して橿円断面の長軸長・短軸長が変化する 3 次元的なモデルとなる（以下、被検体 3 次元モデルという）。被検体 3 次元モデルのデータは記憶装置 24 に保存される。30

【 0 0 3 7 】

スキャン計画装置 25 は操作装置 6 から入力された画像ノイズ目標値・管電圧・管電流設定値・X 線コリメーション条件・スキャナ 1 回転あたりの時間（以下、スキャン時間という）、およびスキャン計画装置 25 が作成した被検体 3 次元モデルのデータを基にして、下記の項目（1）及び項目（2）の値を算出し、システム制御装置 19 を介して表示装置 5 に表示する。

【 0 0 3 8 】

項目（1）は、スキャン中に被検体 17 の撮影部位の透過 X 線量の変化に応じて経時的に変化する一連の管電流値すなわち管電流の変化パターンである。管電流変化のパターンは、主として入力された画像ノイズ目標値と被検体 3 次元モデルとに基づいて決定する。決定された管電流変化パターンは記憶装置 24 に保存され、スキャン時に被検体 17 の撮影部位に応じて順次呼び出されて、X 線管 8 の管電流を変化させる。40

【 0 0 3 9 】

項目（2）は、推定被曝線量である。これは、まず、IEC 60601 に定める CTDI 测定ファントムの投影面積（後述）および該ファントムでの被曝線量の実測値もしくは理論計算値をデータベースとして記憶装置 24 に格納しておき、それらと被検体 17 の 3 次元モデル、推奨 X 線条件を比較して推定する。推定被曝線量は表示装置 5 に表示されることにより操作者に評価され、操作者は必要に応じて操作装置 6 を再操作して X 線条件の50

変更を行うことができる。なお、被曝線量の問題に関しては散乱線の影響が無視できないため、CTDI測定ファントムでの被曝線量を理論計算によって求める場合は、直接線と散乱線の双方の影響を考慮した計算が必要である。

【0040】

図5に、本発明の実施の形態に係るX線CT装置によるスキャンに先立つ準備操作の一連の動作のフロー図を示す。以下、図5の各ステップについてステップ順に説明する。

【0041】

ステップS100のスキャノグラム撮影の工程では、被検体17のスキャノグラム画像を撮影する。被検体17のスキャノグラム画像を撮影する手順と、スキャンにおいてCT画像を撮影する手順とは基本的には同じである。ステップS100ではスキャノグラム投影データは、回転板13を回転させずに被検体17に対して一定方向、たとえば背面方向からX線を照射して、検出器11によって投影データを取り込むことによって得られる。このスキャノグラム投影データは、X線検出器11からシステム制御装置19を介して画像再構成装置23に送られ、画像再構成装置23においてスキャノグラム画像が作成される。

10

【0042】

このとき得られるスキャノグラム画像は一定方向、たとえば背面から正面へ透過するX線による像を正面方向から見たものである。このスキャノグラム画像は、スキャン時の被検体17のスライス位置(CT画像再構成位置)設定のために利用される。またスキャノグラム投影データはスキャノグラム画像作成に用いられるだけでなく、本発明では特にスキャンにおける管電流制御のための管電流変化パターン決定のために利用される。

20

【0043】

ステップS110からステップS130の工程では、操作者がスキャノグラム画像を参照して操作装置6から撮影条件としての天板移動ピッチ、スキャン開始位置、スキャン終了位置、を入力する。これらの入力データを用いてスキャン計画装置25により、被検体17のCT画像撮影範囲とスライス位置zとX線管8の位相角(回転板13の位相角)が決定される。ここでスキャン開始位置、スキャン終了位置は一連のスキャンで得られる最初のCT画像のz位置、最後のCT画像のz位置を各々意味している。

【0044】

ステップS140では操作者が操作装置6から撮影条件としての管電圧設定値、X線コリメーション条件、再構成フィルター関数の種類、視野サイズ、を入力する。

30

【0045】

ステップS150の工程では、操作者が操作装置6から画質目標としての画像ノイズ目標値を入力する。

【0046】

次にステップS160のスキャノグラム投影データ解析の工程及びステップS170の被検体3次元モデル生成の工程では、スキャノグラム投影データがスキャン計画装置25によって解析され、被検体17の被検体3次元モデルが生成される。この被検体3次元モデルは、z位置に対応する被検体17の各断面を、水に等価なX線吸収係数を持つ橈円断面として近似したものである。

40

【0047】

ステップS180の工程では、体軸方向位置z、X線管8の位相角 每のX線減弱指数Tを算出する。ここでX線減弱指数は被検体3次元モデルの(z,)における橈円断面の中心を通るX線透過経路に沿ったX線吸収係数分布の積分値である。このデータは先に生成した被検体3次元モデルから求めることができるので、スキャン計画装置25が記憶装置24から被検体3次元モデルを呼び出して演算する。このX線減弱指数演算結果は、 $T = T(z,)$ と表される。

【0048】

次に、ステップS190の工程では、撮影条件としてのスキャン時間を操作装置6より入力する。スキャン開始位置と、スキャン終了位置、天板移動ピッチと、スキャン時間が

50

決定すると、スキャン中のX線管8の位置(z , θ)はスキャン開始後の経過時間 t の関数として表すことができるので、各スキャン位置での被検体17のX線減弱指数 T も時間 t の関数 $T = T(t)$ として表すことができる。このため、ステップS200の工程では、X線減弱指数 T の関数を、 $T = T(z, \theta)$ から $T = T(t)$ に変換する。

【0049】

次に、ステップS210における管電流変化パターンの設定方法の一例について説明する。ここで、スライス位置 z におけるCT画像 $I_{mg}(z)$ を再構成するために使用するビュー数を M とし、便宜的なビュー番号 m を $m = 0 \sim M - 1$ とする。1回転あたりのビュー数を N とした時、使用ビュー数 M は1回転あたりのビュー数 N と必ずしも等しくない。ここで、前述のX線減弱指数 T は使用するビュー番号の関数 $T(m)$ としても表すことができる。ビュー番号 $m = 0 \sim M - 1$ におけるX線減弱指数 T の最大値を $T_{max}(0 : M - 1)$ とし、この時に基準管電流値 i_{ref} を対応させると仮定した場合、ビュー番号 m に対する管電流値 $i_v(m)$ は次式のようになる。10

【0050】

[数1]

$$i_v(m) = i_{ref} * \exp(T(m) - T_{max}(0:M-1))$$

一方、スキャナが1回転する時間 t_{rot} が基準時間 t_{root_ref} に等しく、その間はX線減弱指数 T が一定値であり、管電圧として xv 、管電流値 i として基準管電流値 i_{ref} を用いたとし、1回転中のビュー数 N_{ref} に均等な重み付けをして、再構成フィルター関数 g を用い、画像厚 thk を基準画像厚 thk_{ref} として再構成した場合の画像ノイズ分散値 V は、X線減弱指数 T の関数として次式のように表される。20

【0051】

[数2]

$$V(T, i_{ref}, t_{rot_ref}, thk_{ref}) = c(xv, g, i_{ref}, t_{rot_ref}, thk_{ref}) * \exp(a(xv) * T)$$

但し、

$a(xv)$ は管電圧 xv に依存する定数

$$c(xv, g, i, t_{rot}, thk) = \frac{b(xv, g) * i_{ref} * t_{rot_ref} * thk_{ref}}{i * t_{rot} * thk} \quad 30$$

$b(xv, g)$ は管電圧 xv と再構成フィルター関数 g に依存する定数

【0052】

であり、 $a(xv)$ 、 $b(xv, g)$ は記憶装置24に予め格納しておく。前述の数1式で表される管電流値 $i_v(m)$ を用いた場合の画像ノイズ分散予測値 V^* は次式のように表される。

【0053】

[数3]

$$V^* = N * \sum_{m=0}^{M-1} \left(w(m) / \sum_{m=0}^{M-1} w(m) \right)^2 * V(T(m), i_v(m), t_{rot}, thk) \quad 40$$

【0054】

ここで数3式の $w(m)$ は各ビューに対して適用されるビュー方向重みである。ビュー方向重みは、再構成に使用するビュー数 M が1回転あたりのビュー数 N と異なる場合や、被検体の動きによるアーチファクトを補正する場合に用いられる。

【0055】

なお、使用ビュー数 M が1回転あたりのビュー数 N と等しい場合は、

$$w(m) = 1 (m = 0 \sim N - 1) \quad 50$$

にすることにより、いわゆるフルスキャン再構成を行うことができる。

【0056】

ここで、操作者が入力した画像ノイズ目標値 $S D t g t$ から定まる画像ノイズ分散目標値 $V t g t$ ($S D t g t$ の二乗値) と数3式の画像ノイズ分散予測値 V^* から、実際に適用すべき管電流値 $i_a(m)$ (m) は次式のように定められる。

【0057】

【数4】

$$i_a(m) = i_v(m) * \frac{V^*}{V_{tgt}}$$

10

【0058】

以上のようにして、操作者が入力した画像ノイズ目標値を各スライス位置のCT画像において実現するための管電流変調パターンを決定することができる。この管電流変調パターンをIとするとき、Iはスキャン開始後の経過時間tの関数 $I(t)$ として表すことができる。このように決定された管電流変調パターン $I = I(t)$ は記憶装置24に保存され、スキャン時に被検体17の撮影部位に応じてシステム制御装置19によって順次呼び出されて、X線管制御装置7を介してスキャン中の管電流を制御する。

【0059】

次にステップS220からステップS230による被曝線量予測値の算出と表示について説明する。本実施例ではIEC60601で定められているCTDIvolを応用して被曝線量の予測を行う。記憶装置24には、使用可能な管電圧ごとおよびCTDIの基準となる直径160mmおよび直径320mmのPMMAファントム別に、管電流1mA・照射時間1s・移動ピッチ(スキャナ1回転あたりの天板z移動量/X線ビーム厚さ)=1での基準CTDIvol値を予め格納しておく。ここで、

20

$CTDIvol_ref(xv, 160)$: 管電圧 xv 、直径160mmのPMMAファントムに対する基準 CTDIvol 値

$CTDIvol_ref(xv, 320)$: 管電圧 xv 、直径320mmのPMMAファントムに対する基準 CTDIvol 値

とする。また記憶装置24には、管電圧 xv における投影面積閾値 $Pthr(xv)$ も予め格納しておく。ここで投影面積は同一ビュー内の全チャネルにわたり投影データを加算した値であり、被検体の断面積と断面内X線吸収係数平均値との積に比例する。投影面積閾値 $Pthr(xv)$ は被検体3次元モデルの断面の大きさを頭部相当と腹部相当に区別するためのものである。投影面積閾値 $Pthr(xv)$ としては、管電圧 xv 、直径d [mm] のPMMAファントムの投影面積を $SPMMA(xv, d)$ としてたとえば、

30

$Pthr(xv) = SPMMA(xv, 190)$

なる値を用いる。

【0060】

計画しようとしている一連のスキャンが、X線照射状態でのスキャナ回転数R、移動ピッチp、1回転あたりの時間 $trot$ 、管電圧 xv であるとする。ここでスキャナ回転の番号rを便宜的に0~R-1として、任意の回転番号rにおける1回転中の被検体17の平均投影面積 $Spat(xv, r)$ は、被検体3次元モデルから予測可能であり、その予測値を $Spat_pred(xv, r)$ とする。また、任意の回転番号rにおける1回転中の平均管電流値 $i_mean(r)$ も前述の管電流変調パターン決定結果を利用して予測可能である。そこで1回転ごとのCTDIvol予測値である

40

$CTDIvol_pr$ を次式のように予測する。

【0061】

【数5】

$$\text{CTDIvol_pr}(r) = \begin{cases} \text{CTDIvol_ref}(xv, 160) * i_{\text{mean}}(r) * t_{\text{rot}} / p \\ (\text{Spat_pred}(xv, r) \leq P_{\text{thr}}(xv)) \\ \text{CTDIvol_ref}(xv, 320) * i_{\text{mean}}(r) * t_{\text{rot}} / p \\ (\text{Spat_pred}(xv, r) > P_{\text{thr}}(xv)) \end{cases}$$

さらに、回転番号 0 ~ R - 1 までの平均 C T D I v o l 予測値である

10

C T D I v o l _ p r e d を次式のように予測する。

【0062】

【数6】

$$\text{CTDI}_{\text{vol_pred}} = \frac{1}{R} * \sum_{r=0}^{R-1} \text{CTDI}_{\text{vol_pr}}(r)$$

【0063】

数6式で求めた C T D I v o l _ p r e d はスキャン計画装置 25 からシステム制御装置 19 を介して表示装置 5 に被曝線量予測値として表示される。

20

【0064】

次にステップ S 240 の画像ノイズ・被曝線量判断の工程では、ステップ S 230 で表示された被検体 17 の被曝線量予測値とステップ S 150 で入力した画像ノイズ目標値を操作者が見て、被曝線量と画質とのバランスが適正であるかどうかを判断し、適正であると判断した場合にはステップ S 250 のスキャン実行の工程に進んでスキャンを開始することになり、適正でないと判断した場合にはステップ S 150 に戻り、画像ノイズ目標値を再入力することになる。

【0065】

上記したように、X線CTスキャン前に画像ノイズ目標値を入力してそれに適した管電流変調パターンを決定することにより、画像ノイズと被曝線量のバランスを最適化したスキャンが実行可能となる。また被検体 17 の被曝線量を予測して、予測結果を表示することにより、操作者は事前に撮影条件に応じた被検体 17 の画像ノイズと被曝線量とのバランスを近似的に知ることが可能となり、そのバランスに不満がある場合には撮影条件をさらに変更することも可能である。

30

【0066】

図 6 は、本発明の第 2 の実施例によって実行されるスキャン準備操作における動作を説明するフローチャートである。図 5 と同一の工程は同一のステップ番号で示されている。

【0067】

ここでステップ S 260 における管電流変調パターン決定方法を図 7 に基づいて説明する。スライス位置 z における CT 画像 $I_{\text{mg}}(z)$ を再構成するために使用するビュー数を M とし、便宜的なビュー番号 m を $m = 0 \sim M - 1$ とする。1 回転あたりのビュー数を N とした時、使用ビュー数 M は 1 回転あたりのビュー数 N と必ずしも等しくない。またビュー番号 $m = 0$ における X 線管 8 の位相角を θ_0 とする。ただし、X 線管 8 が真上に位置する場合を位相角 0 ラジアンとし、X 線管 8 の周回方向を正の方向とする。また、被検体 3 次元モデルの橜円断面の横軸長を A、縦軸長を B とする。ここで、被検体 3 次元モデルの橜円断面の長軸方向に X 線照射する場合に基準管電流値 i_{ref} を対応させ、また被検体 3 次元モデルの橜円断面の短軸方向に X 線照射する場合に適当な管電流変調係数 ($0 < k < 1$) を用いて管電流値 $* i_{\text{ref}}$ を対応させ、それ以外のビューでは X 線管 8 の位相角に応じて i_{ref} と $* i_{\text{ref}}$ を三角関数で補間した結果を適用すると仮定した場合、ビュー番号 m に対する管電流値 $i_v(m)$ は次式のようになる。

40

50

【0068】

【数7】

$$i_v(m) = \begin{cases} 0.5 * i_ref * \left((\eta+1) + (\eta-1) * \cos\left(\frac{4*\pi*m}{N} + 2*\beta_0\right) \right) & (\text{縦軸長B} \leq \text{横軸長A}) \\ 0.5 * i_ref * \left((\eta+1) + (1-\eta) * \cos\left(\frac{4*\pi*m}{N} + 2*\beta_0\right) \right) & (\text{縦軸長B} > \text{横軸長A}) \end{cases}$$

10

【0069】

この数7式と数2式から数4式を用いて実際に適用すべき管電流値 i_a (m) を決定する。本実施の形態によれば、管電流の変化率をあまり大きくできないX線管制御装置7を使用している場合であっても、管電流変調係数 η を適当に定めることによりX線管制御装置7の能力範囲内で管電流変調を行うことができ、画像ノイズ目標値に沿った画質を実現することが可能である。なお、管電流変調係数 $\eta = 1$ の場合でもスライス位置 z に応じて橢円断面の長軸長・短軸長が変化することに対応して数3式による画像ノイズ分散予測値 V^* も変化するため、数4式を用いて算出される適用管電流 i_a (m) も変化し、画像ノイズ目標値に沿った画質を実現することが可能である。なお、本変形例は三角関数による補間を用いたが、他に、より単純な1次関数による補間を用いること等によっても同様に本発明の目的を達成することが可能である。

20

【0070】

図8は、本発明の第3の実施の形態に係るスキャン準備操作における動作を説明するフローチャートである。図5と同一の工程は同一のステップ番号で示されている。

【0071】

ここでステップS270における管電流変調パターン決定方法について説明する。画像ノイズを予測するためにビュー番号 m に対して仮定する管電流値 i_v (m) は前述の数1式、数7式のうち、システムに応じていずれか適当な方を用いてよい。

30

【0072】

ここで、ビュー番号 m に対するビュー方向重みを投影データに単純に乗ずるのではなく、対向データ加算と呼ばれる手法を用いることにより、画像のモアレ状アーチファクトを低減可能であることがわかっている。対向データ加算を用いる場合、ビュー方向重みと投影データの用い方は以下のようになる。

(a) ビュー番号 $< N/2$ かつ重みの値 > 1 となるビュー番号 m が存在する場合、下記(a.1) ~ (a.2) の処理を行う。

(a.1) 上記(a)に該当するビュー番号 m ではビュー番号 m の投影データに(重み $w(m)$ でなく) 1を乗じて画像再構成に用いる。

(a.2) 上記(a)に該当するビュー番号 m の対向側ビュー番号 $m+N/2$ では、ビュー番号 $m+N/2$ における重み $w(m+N/2)$ 、チャネル番号 i かつビュー番号 $m+N/2$ の投影データ $Proj(i, m+N/2)$ 、ビュー番号 m における重み $w(m)$ 、ビュー番号 m でのチャネル番号 $K-i$ (対向側チャネル) およびその近傍チャネルの投影データ $Proj(K-i+p, m)$ (ただし、 $p = -(N/2)+1, \dots, 0, \dots, N/2$ ではチャネル方向補間に使用するチャネル数)、チャネル方向補間の係数 f_p として数8式を画像再構成に用いる。

40

【0073】

【数8】

$$w\left(m + \frac{N}{2}\right) * Proj\left(i, m + \frac{N}{2}\right) + (w(m) - 1) * \sum_{p=-(\lambda/2)+1}^{\lambda/2} (f_p * Proj(K - i + p, m))$$

【0074】

ここで対向側、すなわちビュー番号がN/2異なる側に対してチャネル補間データを使用するのは、図9に示すようにX線検出器11の配置をいわゆる1/4チャネルオフセットにしている場合に対向データが1/2チャネル分ずれていることによる。

(b) ビュー番号 N/2で重みの値>1となるビュー番号mが存在する場合、下記(b.1)～(b.2)の処理を行う。 10

(b.1) 上記(b)に該当するビュー番号mではビュー番号mの投影データに(重みw(m)でなく)1を乗じて画像再構成に用いる。

(b.2) 上記(b)に該当するビュー番号mの対向側ビュー番号m-N/2では、ビュー番号m-N/2における重みw(m-N/2)、チャネル番号iかつビュー番号m-N/2の投影データProj(i, m-N/2)、ビュー番号mにおける重みw(m)、ビュー番号mでのチャネル番号K-i(対向側チャネル)およびその近傍チャネルの投影データProj(K-i+p, m)(ただし、p = -(/2)+1, ..., 0, ..., /2ではチャネル方向補間に使用するチャネル数)、チャネル方向補間の係数f_pとして数9式を画像再構成に用いる。

【0075】

20

【数9】

$$w\left(m - \frac{N}{2}\right) * Proj\left(i, m - \frac{N}{2}\right) + (w(m) - 1) * \sum_{p=-(\lambda/2)+1}^{\lambda/2} (f_p * Proj(K - i + p, m))$$

【0076】

上記のように対向データ加算を用いた場合、管電流値 i_v(m)を用いた場合の画像ノイズ分散予測値 V^{*}は次式のように表される。

【0077】

【数10】

30

$$V^* = \frac{N}{sumvalue^2} * \sum_{m=0}^{M-1} \left((w(m) + u_0(m))^2 + \sum_{\substack{p=-(\lambda/2)+1, \\ p \neq 0}}^{\lambda/2} (u_p(m))^2 \right) * V(T(m), i_v(m), trot, thk)$$

【0078】

ただし、u_p(m)(p = (- /2)+1, ..., 0, ..., /2)は、チャネル方向補間に使用するチャネル数を(偶数)、任意のチャネル番号iに対応して補間に使用するチャネル範囲をi - /2+1 ~ i + /2、チャネル方向補間係数f_pとして次式のとおりに表される。

【0079】

40

【数11】

$$u_p(m) = \begin{cases} 1 + f_p * (w(m) - 1) & (p = 0, w(m) > 1) \\ f_p * (w(m) - 1) & (p \neq 0, w(m) > 1) \\ w(m) & (p = 0, w(m) \leq 1) \\ 0 & (p \neq 0, w(m) \leq 1) \end{cases}$$

【0080】

50

またsumvalueは次式のとおりである。

【0081】

【数12】

$$\text{sumvalue} = \sum_{m=0}^{M-1} \left(w(m) + \sum_{p=-(\lambda/2)+1}^{\lambda/2} u_p(m) \right)$$

【0082】

そこで数1式または数7式と、数2式、数10式から数12式および数4式を用いて実際に適用すべき管電流値 $i_a(m)$ を決定する。本実施例によれば、対向データ加算によりモアレ状アーチファクトを低減しつつ、画像ノイズ目標値に沿った画質を実現することが可能となる。なお、数11式において $f_0 = 1$ かつ $p = 0$ で $f_p = 0$ とすれば、計算量は数3式より増加するが、数10式の計算結果は数3式と同一となり、対向データ加算を用いない場合にも数8式を適用することは可能である。

【0083】

上記の実施の形態に基づいて本発明について説明してきたが、本発明は以上に述べてきた実施の形態に限定されるものでないことは言うまでもない。

【0084】

以上説明した如く、本発明のX線CT装置では、スキャン計画装置25が
 (1) 被検体17のスキャノグラム投影データから被検体17の3次元モデルを生成するスキャノグラム解析・被検体3次元モデル生成機能や、
 (2) 被検体17の3次元モデルから被検体の撮影部位に応じた画像ノイズを予測し、画像ノイズ予測値と操作者が入力した画像ノイズ目標値との比較から管電流の変調パターンを自動的に設定する管電流設定機能や、
 (3) 管電流値に基づき被検体17の被曝線量を予測する機能、
 を備えており、画像ノイズと被曝線量の予測に用いるデータを格納したデータベースファイルを記憶する記憶装置24やスキャン計画装置25の処理結果を表示する表示装置5や、X線CT装置の撮影条件を設定する操作装置6などを備えているので、撮影条件として画像SD目標値を入力することにより、スキャン中の管電流の変化パターンを自動的に設定することができ、かつ被検体17へのX線被曝を事前評価することができる。

【0085】

更に、画像SD目標値と被曝線量予測値とのバランスが適切でないと操作者が判断する場合には画像SD目標値を再設定することが出来る。これにより被曝線量と画質のバランスが適正なX線CT検査を容易に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0086】

【図1】本発明が適用されるX線CT装置の全体構成図

【図2】本発明が適用されるX線CT装置の全体概観図

【図3】本発明が適用されるX線CT装置の検出器の構成およびX線照射との関係を説明する模式図

【図4】本発明が適用されるX線CT装置のスキャナ、患者テーブル、被検体の関係を側面方向から示す図

【図5】本発明の一実施例が適用されたX線CT装置のスキャンに先立つ準備操作の動作フロー図

【図6】本発明の第2の実施例によるスキャン準備操作の動作フロー図

【図7】被検体3次元モデルの断面の縦軸、横軸とX線管位相角との位置関係を示す図

【図8】本発明の第3の実施例によるスキャン準備操作の動作フロー図

【図9】対向データのチャネル位置関係の説明図

【符号の説明】

10

20

30

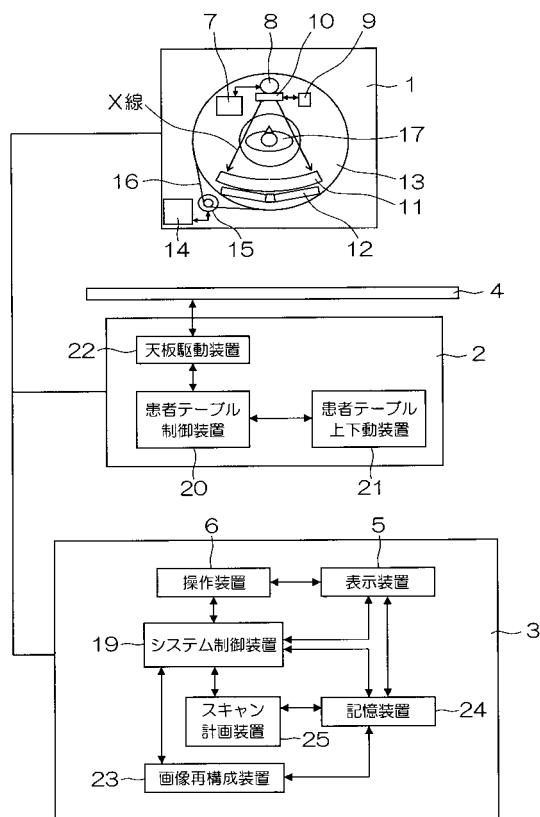
40

50

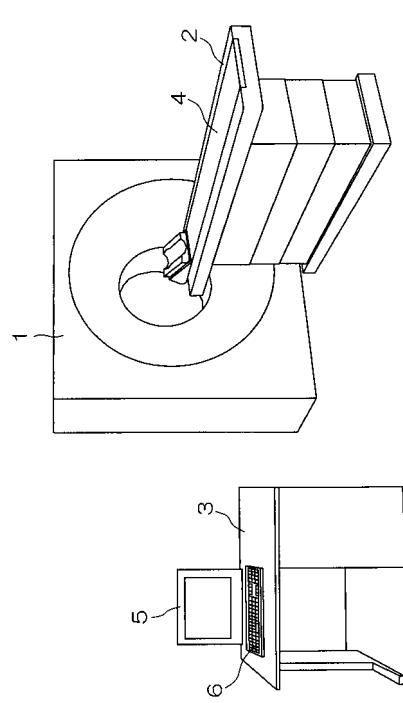
【0087】

1...スキャナ、2...患者テーブル、3...操作卓、4...天板、5...表示装置、6...操作装置、7...X線管制御装置、8...X線管、9...コリメータ制御装置、10...コリメータ、11...X線検出器、12...データ収集装置、13...回転板、14...回転制御装置、15...回転板駆動装置、16...駆動力伝達系、17...被検体、18...X線検出素子、19...システム制御装置、20...患者テーブル制御装置、21...患者テーブル上下動装置、22...天板駆動装置、23...画像再構成装置、24...記憶装置、25...スキャン計画装置

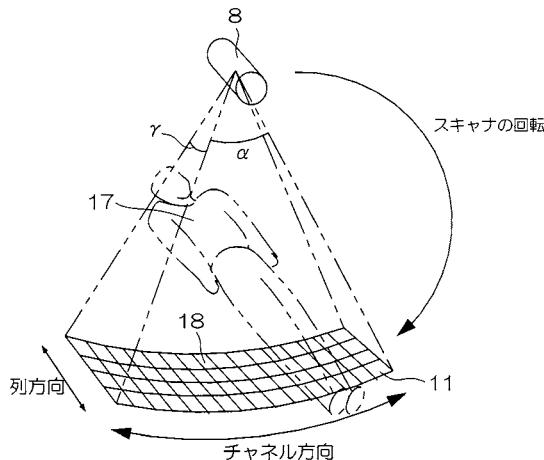
【図1】



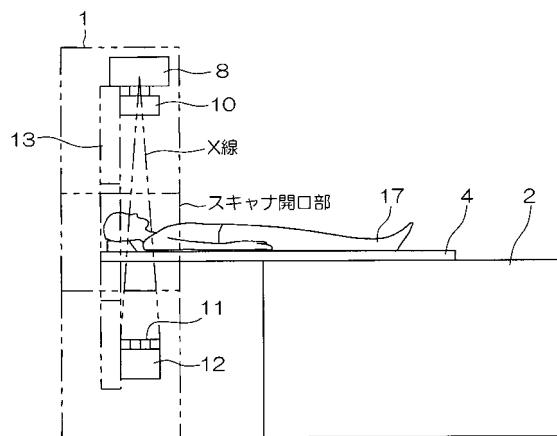
【図2】



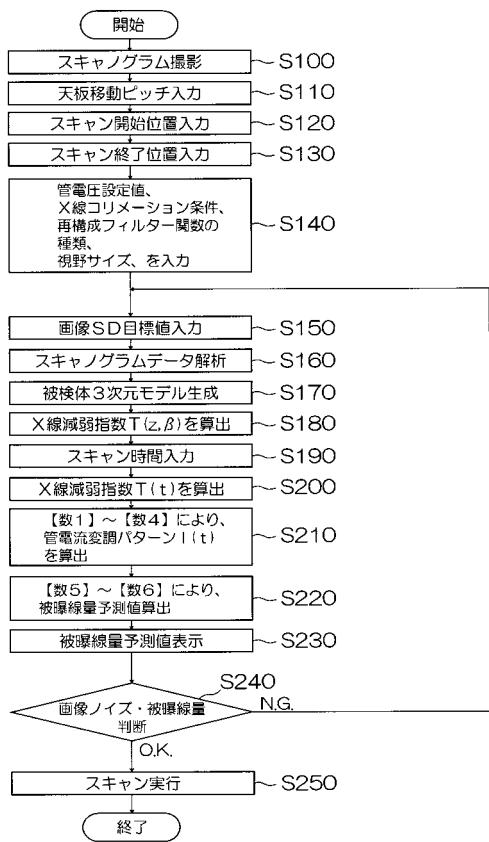
【図3】



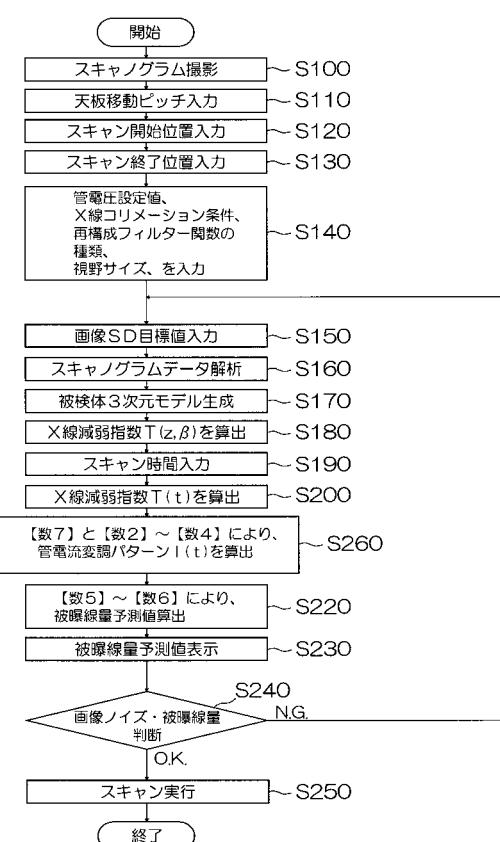
【図4】



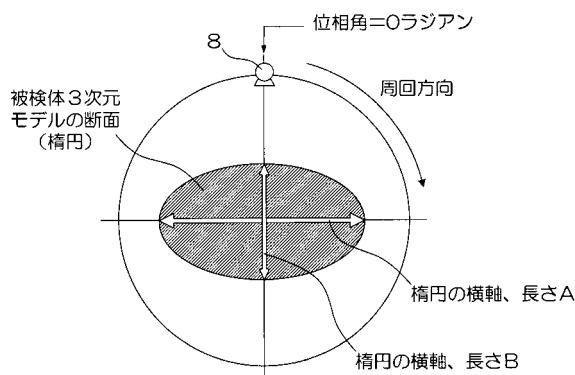
【図5】



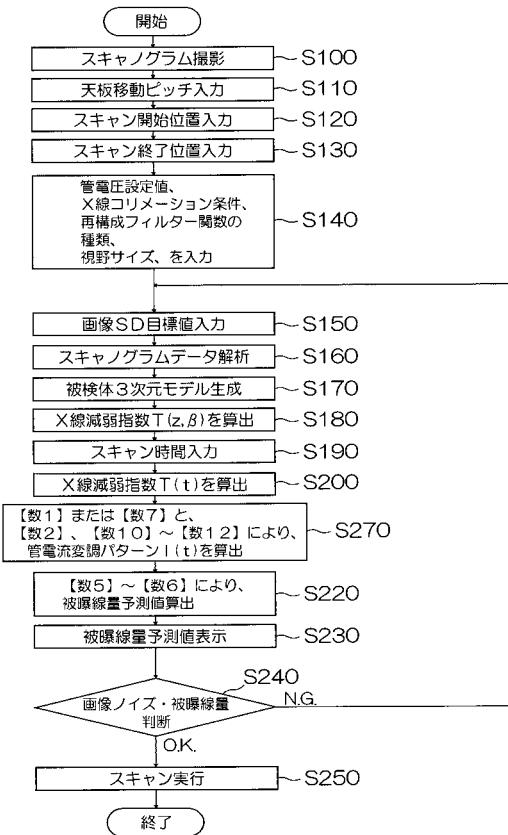
【図6】



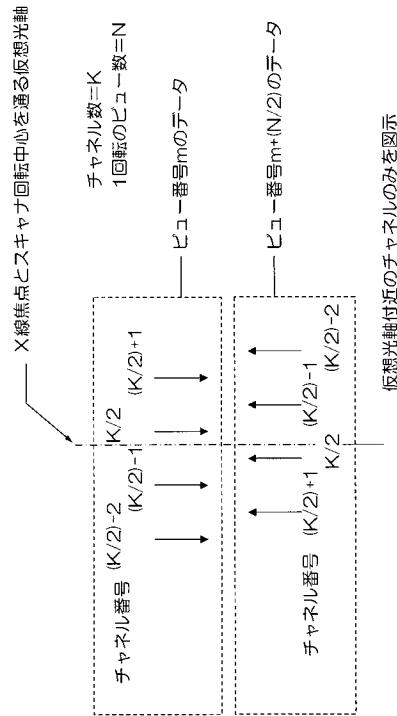
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2003-070779(JP,A)
特開2003-079611(JP,A)
特開平09-199292(JP,A)
特開2003-190139(JP,A)
特開2004-173924(JP,A)
特開2004-105382(JP,A)
特開2002-263097(JP,A)
特開2001-276040(JP,A)
特開平10-192267(JP,A)
特開平09-313476(JP,A)
特開平09-108209(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6 / 03