

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4540947号  
(P4540947)

(45) 発行日 平成22年9月8日(2010.9.8)

(24) 登録日 平成22年7月2日(2010.7.2)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 6/03 (2006.01)** A 6 1 B 6/03 F  
 A 6 1 B 6/03 3 6 0 D

請求項の数 2 (全 11 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2003-205641 (P2003-205641)                  (22) 出願日 平成15年8月4日(2003.8.4)                  (65) 公開番号 特開2005-52191 (P2005-52191A)                  (43) 公開日 平成17年3月3日(2005.3.3)                  審査請求日 平成18年7月10日(2006.7.10)</p>	<p>(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 100093872                  弁理士 高崎 芳紘                  (72) 発明者 中沢 哲夫                  東京都千代田区内神田1丁目1番14号                  株式会社 日立メディコ内                  (72) 発明者 園分 博人                  東京都千代田区内神田1丁目1番14号                  株式会社 日立メディコ内                  (72) 発明者 林 宏光                  東京都豊島区南大塚1丁目4番4号                  審査官 安田 明央</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線CT装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体を介してX線源とX線検出器を対向配置し、スキャン処理時にX線源から照射して被検体を透過したX線を上記X線検出器で検出して計測投影データを取得し、この計測投影データを用いて再構成手段によって再構成画像を得るX線CT装置において、被検体のスキャン処理に先立って、被検体に代る、カルシウム含有量及び径サイズの異なる複数のカルシウム基準体のファントムに対してスキャン処理を行い、カルシウム含有量及び径サイズで定まる理想CT値とこのスキャン処理で得た計測CT値との関係を示すカルシウム成分補正テーブルを作成する補正テーブル作成手段と、被検体のスキャン処理による再構成画像中のカルシウム成分部位の内部カルシウム成分のCT値を上記カルシウム成分補正テーブルに応じて補正するカルシウムキャリブレーション手段とを備えると共に、

10

上記カルシウムキャリブレーション手段は、被検体の再構成画像中のカルシウム成分部位の画像の大きさと、同一又は近い大きさのカルシウム基準体のファントムに対応する、上記カルシウム成分補正テーブルから、この被検体の再構成画像中のカルシウム成分部位の画像内の被検体測定CT値に対応する理想CT値を求め、被検体の測定CT値をこの理想CT値に補正する、

ものとしたことを特徴とするX線CT装置。

【請求項2】

請求項1記載のものにおいて、上記カルシウム成分補正テーブルは、カルシウム成分の含有量および大きさと異なる複数のカルシウム基準体を有するカルシウムファントムを

20

計算機シミュレーションで発生させ、このカルシウムファントムの計算機シミュレーションでのCTスキャン処理によるCT値と、理想CT値とから作成したことを特徴とするX線CT装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明はX線CT装置に係わり、特に心臓領域のCT撮影を行うのに好適なX線CT装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

X線CT装置は、X線源とX線検出器とを対向配置したスキャナを被検体の周囲360度回転しながら（第3世代CT装置）被検体を透過したX線を取得し、逆投影法などの画像再構成法を用いて断層画像を得る医療機器であり、鮮明な断層像が得られるためその臨床的有用性は高く、例えば、通常のレントゲン検査では写らない程度の肺がんや石灰化などを明瞭に捉えることが可能である。しかし、心臓領域の撮影の場合、心臓は通常、健常者で1分間に60～70回の拍動を繰り返しており、X線CT装置で同部を撮影すると、その再構成画像にアーチファクト（擬似画像）が発生する。このため拍動する心臓を撮影するには、スキャナが被検体の周囲を回転走査する第3世代CT装置では原理的に無理がある。

【0003】

この点、X線源とX線検出器が被検体の周囲を回転走査しない電子ビーム走査型CTと呼ばれる第4世代CT装置では、スキャンスピードを100ms程度まで高速化して心臓領域の撮影を可能にしているが、心臓が停止したような明瞭な心臓断層像が得られるものの装置が大規模化し高価格となってしまふ。また第3世代CT装置を用いて心臓領域の撮影を実現するために、比較的心臓の動きの少ない拡張期前後のみに計測された投影データを再構成する方法等があり、これは心電同期再構成法またはECG再構成法などと呼ばれている。スキャンスピードが1秒程度の第3世代CT装置で実施されているECG再構成法では、十分な時間分解能の心臓断層像を得ることはできない。ところが、近年、第3世代CT装置のスキャンスピードは1秒を大きく下回る0.5秒以下が実現され、さらには体軸方向に多数配列された多列検出器が搭載されるようになると、ECG再構成法が見直されてきた。

【0004】

このような多列検出器を搭載したスキャンスピードが1秒以下のX線CT装置でECG再構成法を実施すると、心臓領域を実効的な時間分解能100～250ms程度で再構成画像を得ることも可能となり、時間分解能ではウルトラファーストCT装置と同等とも成り得てきた。心臓領域をECG再構成法を用いて撮影すると、心臓が停止したかのような鮮明な心臓断層像が得られる以外に冠動脈の石灰化などの情報も画像から得ることが可能となる。この冠動脈の石灰化は虚血性心疾患と強い相関があると言われている。ウルトラファーストCT装置では、冠動脈石灰化の大きさやCT値などから石灰化の危険度指標であるカルシウムスコアを算出し、虚血性心疾患の予防に役立てている。

【0005】

しかしながら、冠動脈石灰化は冠動脈自体が数ミリ程度であるため、その石灰化の大きさも非常に小さい。それゆえ、石灰化のCT値が実際よりも低く計測されることがある。カルシウムスコアリングの基準は石灰化した領域のCT値を基準としているため、発見した冠動脈石灰化のCT値が低く計測されることはカルシウムスコア値が下がることになり、これは虚血性心疾患の危険度指標を下げていることになってしまう。このような問題を解決するため、カルシウム基準体を被検体と一緒にスキャンし、これを補正に用いるX線CT装置が提案されている（例えば、特許文献1参照）。

【0006】

【特許文献1】

10

20

30

40

50

特開 2002 - 186611 号公報

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来の X 線 CT 装置は、被検体と一緒に患者ベッドに埋め込まれたカルシウム基準体をスキャンしているため、X 線高吸収体と一緒に人体などをスキャン処理することになり、再構成画像にはアーチファクトが多く発生することが予想され臨床上有効ではない。またカルシウム基準体はカルシウムの含有量が異なっているが、その大きさは一定であり、様々な大きさの石灰化に対して適切に補正することができなかった。

【0008】

本発明の目的は、再構成画像におけるアーチファクトを軽減しながら石灰化の CT 値を適切に補正することができるようにした X 線 CT 装置を提供することにある。

10

【0009】

【課題を解決するための手段】

本発明は上記目的を達成するために、被検体を介して X 線源と X 線検出器を対向配置し、スキャン処理時に X 線源から照射して被検体を透過した X 線を上記 X 線検出器で検出して計測投影データを取得し、この計測投影データを用いて再構成手段によって再構成画像を得る X 線 CT 装置において、被検体のスキャン処理に先立ってカルシウム成分補正テーブルの作成を開始する補正テーブル作成手段と、被検体のスキャン処理による内部カルシウム成分の CT 値を上記カルシウム成分補正テーブルに応じて補正するカルシウムキャリブレーション手段とを備えたことを特徴とする。

20

【0010】

本発明による X 線 CT 装置は、従来のように被検体と一緒に患者ベッドに埋め込まれたカルシウム基準体をスキャンするのではなく、被検体のスキャン処理に先立って、カルシウムファントムスキャン処理手段によるカルシウムファントムスキャン処理を実施し、この結果に基づいてカルシウムキャリブレーション処理手段でカルシウムキャリブレーション処理を行って CT 値を補正しているため、X 線高吸収体と一緒に人体などをスキャン処理することがないので再構成画像におけるアーチファクトを軽減しながら石灰化の CT 値を適切に補正することができる。

【0011】

また請求項 2 に記載の本発明は、請求項 1 記載のものにおいて、上記カルシウム成分補正テーブルは、カルシウム成分の含有量および大きさが異なる複数のカルシウム基準体を有するカルシウムファントムを用い、このカルシウムファントムのスキャン処理による CT 値と、理想的 CT 値との差から作成したことを特徴とする。このような X 線 CT 装置によれば、カルシウム成分の含有量および大きさが異なる複数のカルシウム基準体を有するカルシウムファントムを用いているため、被検体のスキャン処理によるカルシウム成分の大きさに対応させたカルシウム基準体を選定して、より正確に CT 値を補正することができる。

30

【0012】

例えば、カルシウム成分補正テーブルは、カルシウム成分の含有量および大きさが異なる複数のカルシウム基準体を有するカルシウムファントムを用い、このカルシウムファントムのスキャン処理による CT 値を測定し、測定された直径別の上記カルシウム基準体の CT 値を元に算出した補正基準線から両者の誤差量を得て作成し、カルシウムキャリブレーション手段は、被検体のスキャン処理による内部カルシウム成分の CT 値を上記誤差量から補正することができる。

40

【0013】

また請求項 3 に記載の本発明は、請求項 1 記載のものにおいて、上記カルシウム成分補正テーブルは、カルシウム成分の含有量および大きさが異なる複数のカルシウム基準体を有するカルシウムファントムを計算機シミュレーションで発生させ、このカルシウムファントムの計算機シミュレーションでの CT スキャン処理による CT 値と、理想的 CT 値との差から作成したことを特徴とする。このような X 線 CT 装置によれば、実際に X 線を曝

50

射することなくカルシウム成分補正テーブルを容易に得ることができる。

【0014】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。

図1は、本発明の一実施の形態によるX線CT装置の動作を示すフローチャートである。まず、ステップS1では、判定手段によってECG撮影モードが否かを判定する。つまり、ECG同期撮影した画像から冠動脈のカルシウムスコアの算出を行うか否かを判定する。判定手段がステップS1でECG撮影モードではないと判定した場合、例えば頭部検査の場合はステップS3の通常スキャン処理を行う。この通常スキャン処理では、X線源から照射して被検体を透過したX線をX線検出器で検出し、これに基づく投影データを画像再構成手段によってステップS8で再構成し、その再構成画像を画像表示手段によって表示装置に表示する。一方、CT検査領域が心臓でありECG撮影モードの場合、被検体のECG同期スキャン処理に先立って、ステップS2のカルシウムファントムスキャン処理手段によるカルシウムファントムスキャン処理へ移る。

10

【0015】

このカルシウムファントムスキャン処理手段によるカルシウムファントムスキャン処理では、図2に示した円柱状のカルシウムファントムをスキャン処理する。このカルシウムファントムは、同図(A)に示すように複数本の円柱状カルシウム基準体1, 2, 3を有しており、それぞれの直径は例えば2mm, 4mm, 6mmであるが、その本数や径はこれらに限定されるものではない。またカルシウム基準体1~3は、同図(B)に示したように体軸方向にカルシウム含有量が異なり、それぞれCT値レベルで100, 200, 300, 400のように順次変化させている。カルシウムファントムスキャン処理手段によってこのカルシウムファントムをスキャン処理した後、再構成画像処理を実行し、この画像のCT値に基づいて後述するように被検体のスキャン処理におけるECG同期再構成画像の内部カルシウム成分のCT値を補正する。

20

【0016】

ステップS2でのカルシウムファントムのスキャン処理が終了すると、ステップS4のECG同期スキャン処理手段による被検体のECG同期スキャン処理に移る。ここでは、被検体の心拍数などのパラメータから最適な撮影条件が決定される。ECG同期スキャン処理としては様々なものが提案されており、いずれのものでも適用することができる。X線源から照射して被検体を透過したX線をX線検出器で検出すると共に、被検体の心拍に関連した計測投影データを収集する。

30

【0017】

ステップS4でのECG同期スキャン処理が終了すると、ステップS5ではECG再構成処理手段によるECG再構成処理が行われ、先の計測投影データに基づいて心臓領域の断層像が再構成される。冠動脈が石灰化を起こしていると仮定すると、この段階の心臓断層像に含まれる冠動脈の石灰化部分は、その石灰化領域が小さいこと、また螺旋スキャンの影響などからそのCT測定値が真のCT値より低下したり、または上昇しているため、このCT値をそのまま採用することができない。

【0018】

そこで、このCT値の正当性を高めるため、ステップS6でカルシウムキャリブレーション処理手段によるカルシウムキャリブレーション処理を行い、心臓断層像の石灰化領域のCT値を真値に補正処理する。次に、このカルシウムキャリブレーション処理手段によるカルシウムキャリブレーション処理について説明する。

40

【0019】

上述したステップS2のカルシウムファントムスキャン処理手段によるカルシウムファントムスキャン処理によって得られた再構成画像は図3(B)のようになる。同図(B)は、図3(A)に示したカルシウム基準体1~3のCT値100に対応するA-A線に沿った断面を示しており、各カルシウム基準体1~3内の各+位置は、CT値の各測定位置を表している。このカルシウム基準体1のCT値を5箇所での+位置で測定し、そのCT測定

50

値の平均CT測定値を得る。またカルシウム基準体1～3のCT値200およびCT値300に対応する断面位置においても同様にCT測定値の平均CT測定値を得る。さらに、図4(A)に示したカルシウム基準体1～3のCT値400に対応するB-B線に沿った断面位置でも、各カルシウム基準体1～3内の各5箇所のでCT値の測定を行い、そのCT測定値の平均CT測定値を得る。このように5箇所の測定位置によるCT測定値の平均CT測定値が算出されるので、CT値の一様性が考慮されたことになる。

【0020】

この結果、各断面位置の平均CT測定値は理想的には100、200、300、400となり、図5の近似直線4のように比例関係を示すが、使用しているX線CT装置の特性およびカルシウム基準体の大きさなどの要因から必ずしも図5のようにはならない。実際には図6に示す近似直線5のようにカルシウム基準体1における平均CT測定値の低下が見込まれる。この近似直線5は、カルシウム基準体1のCT値が異なる各断面位置での平均CT測定値をもとに、例えばカルシウム基準体1のCT値100の断面位置における平均CT測定値が50、CT値200の断面位置における平均CT測定値が150、CT値300の断面位置における平均CT測定値が210、CT値400の断面位置における平均CT測定値が310であったとき、最小二乗法によって得られたもので、以下、補正基準線と称する。この補正基準線5は上述した4点から近似すると、数1によって表すことができる。

【数1】

$$y = 0.83x - 30$$

【0021】

次に、このように実際に低下したカルシウム成分のCT値を補正するカルシウムキャリブレーション処理手段によるカルシウムキャリブレーション処理に説明する。

ステップS4およびステップS5のECG同期スキャン処理およびECG再構成処理によって、図7に示したように2mm程度の直径を持つカルシウム成分6を含む断層像が得られたとする。このカルシウム成分6は2mm程度の大きさなので、そのCT値を補正するカルシウムキャリブレーション処理においては、径が2mmであるカルシウム基準体1を基準に考える。今、カルシウム成分6の中心付近のCT測定値が180と測定されたと仮定すると、図8に示すように縦軸で示すCT測定値が180である場合、カルシウム基準体1のCT値は253のカルシウム成分がそれに相当し、近似直線4に対してCT値7が低下したと判断される。

【0022】

図2(B)に示したようにカルシウム基準体1には、実際にCT値253のカルシウム含有部分は存在しないが、上述した補正基準線5から推測することができる。つまりCT値253のカルシウム成分であるが、上述したようにスキャン処理や様々な要因により180に低下したことになる。従って、真のCT値253は、CT測定値180にCT補正值73を加算した補正後に得られることになる。

【0023】

このようなカルシウム成分のCT値補正を一般式で説明すると、近似直線4を数2で、また補正基準線5を数3のように表すことができる。

【数2】

$$Y1 = a1x + b1$$

【数3】

$$Y2 = a2x + b2$$

ここで、数2は理想的CT値を示す直線であるため、本来は係数a1および係数b1はそれぞれ1および0と考えるべきであるが、X線CT装置によっては完全に成り立つとは言

10

20

30

40

50

えず、装置固有の特性も考慮して係数を付加し説明している。

【 0 0 2 4 】

またカルシウム成分の補正変換式は数 4 のように表すことができ、ここで  $Y_2$  は実際に補正対象のカルシウム成分の CT 値を示し、 $a_1$ 、 $a_2$ 、 $b_1$ 、 $b_2$  などは数 2 および数 3 に示した一般式の係数をそれぞれ表している。

【 数 4 】

$$Y_1 = (Y_2 - b_2) a_1 / a_2 + b_1$$

実際に図 8 を用いて説明した CT 値の補正について、数 4 を用いて求めてみると、 $Y_2 = 180$ 、 $a_2 = 0.83$ 、 $b_2 = -30$ 、 $a_1 = 1$ 、 $b_1 = 0$  であるから、補正後 CT 値  $Y_1$  は 253 として求められる。このような数 4 を全ての CT 値に対して予め計算しておくことにより、カルシウム成分補正テーブルが作成される。その後、図 7 に示したカルシウム成分 6 の CT 値は、このカルシウム成分補正テーブルを有するカルシウムキャリブレーション処理手段によって補正される。

10

【 0 0 2 5 】

ここまでの説明では、カルシウム成分 6 の中心付近の画素を補正対象としたが、同じ処理をカルシウム成分 6 の画素全てについて実行すれば、カルシウム成分 6 の全体を補正することになる。各画素毎に補正を実行しなくても、カルシウム成分 6 の領域全体の平均値を計算し、全体値を数 4 で補正換算しても良い。この場合、演算の高速化が図れる反面、誤差成分も大きくなる。

【 0 0 2 6 】

図 7 に示したカルシウム成分 6 の場合、その大きさが 2 mm 程度と仮定して説明したが、実際には様々な大きさのカルシウム成分が存在する。例えば、6 mm 程度のカルシウム成分を補正するには、カルシウム基準体 1 を用いた補正ではその誤差が大きくなるので、それに近い他のカルシウム基準体 2、3、望ましくは 6 mm のカルシウム基準体 3 を用いることによって誤差を抑えることができる。カルシウム基準体 2、3 を用いた CT 値の補正処理では、図 9 に示すようにカルシウム基準体 1 の場合と同様に CT 値を測定し、最小二乗法により求めた近似直線を補正基準線 8、9 として行うことができる。

20

【 0 0 2 7 】

このようにカルシウムファントムとして径の異なる複数のカルシウム基準体 1 ~ 3 を用いているため、実際に測定したカルシウム成分に応じて誤差を抑えることができる近似のカルシウム基準体 1 ~ 3 を選定し、これを用いて補正基準線を算出することによって、様々な大きさのカルシウム成分に対して有効に補正を実行することができるようになる。また補正換算に関しては数 4 をそのまま適用することができ、単に補正基準線の係数  $a_2$ 、 $b_2$  を変化させるだけである。また上述した説明では補正基準線を算出する際、最小二乗法による直線近似を用いたが、近似はこれに限らずスプライン補間等を用いて良く、さらに最小二乗法は一次の直線近似を用いて説明したが、二次の曲線近似を補正基準線としても良い。

30

【 0 0 2 8 】

図 10 は、上述したカルシウムキャリブレーション処理の動作を示すフローチャートである。

40

ステップ S 6 のカルシウムキャリブレーション処理が開始されると、まず、ステップ S 6 a では ECG 再構成画像からカルシウム成分 6 の画像のみを取り出しが行われ、この抽出処理は閾値処理やマスク処理で行うことができる。続くステップ S 6 b では、得られたカルシウム成分のみの画像の大きさを計算し、この大きさに最も近いカルシウム基準体 1 ~ 3 の補正基準線を選択する。例えば、カルシウム成分 6 の大きさが 5.6 mm であれば、もっとも補正に相応しいのは直径 6 mm のカルシウム基準体 3 の補正基準線である。またカルシウム成分 6 の大きさが直径 3 mm の場合は、カルシウム基準体 1 とカルシウム基準体 2 の中間の径であるから、直径 2 mm のカルシウム基準体 1 の補正基準線と直径 4 mm のカルシウム基準体 2 の補正基準線から新たに補正基準線を作るか、またはそれら二つの補正基準線の係数の平均を用いて補正換算式に適用するなどに対応することができる。

50

## 【 0 0 2 9 】

次のステップ S 6 c では、上述した補正基準線の係数を元にカルシウム成分 6 の C T 値を数 4 を用いてカルシウム成分補正テーブルを作成し、これを参照して補正換算する。このカルシウムキャリブレーション処理を行うカルシウムキャリブレーション処理手段は、X 線 C T 装置の演算装置を用いてソフトウェア上で構成することができる。このカルシウムキャリブレーション処理の後、ステップ S 7 でカルシウムスコアリング処理手段に画像が渡され、カルシウムスコアリング処理が実施され、適正なカルシウムスコアリング評価が実施される。

## 【 0 0 3 0 】

その後に行われる E C G 同期スキャン処理においては、図 1 に示したステップ S 2 のカルシウムファントムスキャン処理を行うことなくステップ S 4 の E C G 同期スキャン処理を実施し、ステップ S 5 の E C G 再構成処理を行った後、ステップ S 6 でカルシウムキャリブレーション処理を行う。このときのカルシウムキャリブレーション処理は、既に作成しているカルシウム成分補正テーブルを用いて補正換算する。しかし、X 線 C T 装置のシステムを変更した場合、このカルシウム成分補正テーブルは図 1 に示したフローチャートに従って作成して更新するのが望ましい。

10

## 【 0 0 3 1 】

上述した実施の形態の X 線 C T 装置によれば、従来のように被検体と一緒に患者ベッドに埋め込まれたカルシウム基準体をスキャンするのではなく、ステップ S 4 で示した被検体のスキャン処理に先立って、ステップ S 2 で示したカルシウムファントムスキャン処理手段によるカルシウムファントムスキャン処理を実施し、この結果に基づいてカルシウムキャリブレーション処理手段でカルシウムキャリブレーション処理を行って C T 値を補正しているため、X 線高吸収体と一緒に人体などをスキャン処理することがないので再構成画像にアーチファクトが発生しない。しかも、カルシウムファントムは径の異なる複数のカルシウム基準体 1 ~ 3 から構成しているため、様々な大きさの石灰化に対して適切に C T 値を補正することができる。

20

## 【 0 0 3 2 】

図 1 1 は、本発明の他の実施の形態による X 線 C T 装置の動作を示すフローチャートであり、図 1 に示した手順と同等の手順には同一符号を付けて詳細な説明を省略する。

上述した実施の形態では、カルシウムファントムを用いた場合のカルシウムキャリブレーション処理について説明したが、この実施の形態では、ステップ S 2 A でカルシウムファントムスキャンを計算機シミュレーションデータで得て、この計算機シミュレーションで得られた模擬的カルシウムスキャンファントム断層像の C T 値と理想的 C T 値との差から算出したカルシウム補正テーブルを作成する。ステップ S 6 のカルシウムキャリブレーション処理では、先の実施の形態の場合と同様のカルシウムキャリブレーション処理手段により、このカルシウム補正テーブルを用いて C T 値を補正するようにする。つまり、図 2 ( A ) で示したカルシウムファントムを計算機上で、直径、長さ等をもとに発生させ、このファントムを計算機上で C T スキャンと同等の演算を実行することで、模擬的なカルシウムスキャンファントム断層像を得ることができる。

30

## 【 0 0 3 3 】

この実施の形態によっても、先の実施の形態と同様にカルシウム補正テーブルを用いてカルシウムキャリブレーション処理手段でカルシウムキャリブレーション処理を行って C T 値を補正しているため、X 線高吸収体と一緒に人体などをスキャン処理することがないので再構成画像にアーチファクトが発生しない。しかも、図 1 に示したステップ S 2 のカルシウムファントムスキャン処理を行わないため、実際に X 線を曝射することなくカルシウム補正テーブルを得ることができる。

40

## 【 0 0 3 4 】

尚、上述した実施の形態では、二次元画像についてのカルシウムキャリブレーション処理手段について説明したが、三次元画像を用いたカルシウムキャリブレーション処理手段とし、この場合も二次元画像の場合と同様の補正処理を行い、カルシウムファントムの形状

50

等については、球形のカルシウムファントムをスキャン処理して三次元再構成画像を得てから、その三次元画像のボクセル値を理想系のボクセル値と比較して補正を実施する。補正換算方法などは、上述した数4で行うことができる。ただし基準となるのは二次元画像のCT値に対してボクセル値で実施することになる。

【0035】

【発明の効果】

以上説明したように本発明のX線CT装置によれば、従来のように被検体と一緒に患者ベッドに埋め込まれたカルシウム基準体をスキャンするのではなく、被検体のスキャン処理に先立って作成を開始したカルシウム成分補正テーブルを有しており、このカルシウム成分補正テーブルに基づいてカルシウムキャリブレーション処理を行ってCT値を補正することができ、X線高吸収体と一緒に人体などをスキャン処理することがないので再構成画像におけるアーチファクトを軽減しながら石灰化のCT値を適切に補正することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施の形態によるX線CT装置の動作を示すフローチャートである。

【図2】図1に示したカルシウムファントムスキャン処理で用いるカルシウムファントムを示す斜視図および断面図である。

【図3】図2に示したカルシウムファントムのA-A線に沿った断面図である。

【図4】図2に示したカルシウムファントムのB-B線に沿った断面図である。

【図5】カルシウムファントムを用いた理想的なCT値特性図である。

20

【図6】カルシウムファントムを用いた実際のCT値特性図である。

【図7】カルシウム成分を有する画像の説明図である。

【図8】図1に示したカルシウムキャリブレーション処理を示すCT値特性図である。

【図9】図1に示したカルシウムキャリブレーション処理を示す他のCT値特性図である。

。

【図10】図1に示したカルシウムキャリブレーション処理の動作を示すフローチャートである。

【図11】本発明の他の実施の形態によるX線CT装置の動作を示すフローチャートである。

【符号の説明】

30

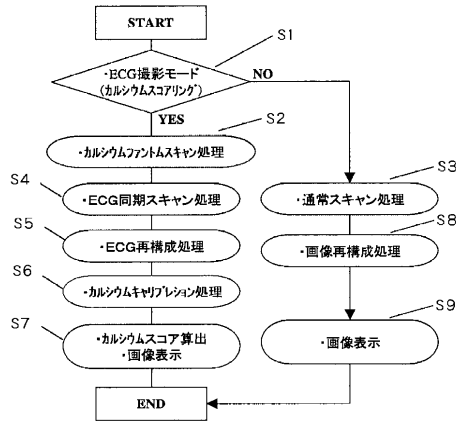
1～3 カルシウム基準体

4 近似直線

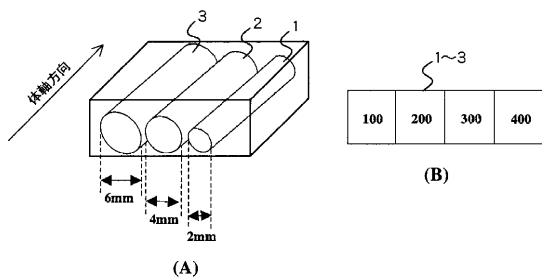
5 補正基準線



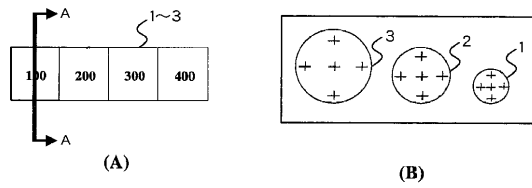
【図1】



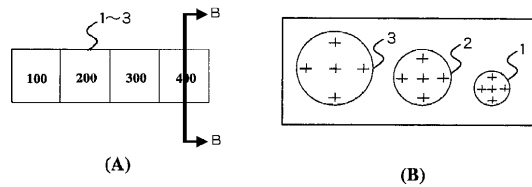
【図2】



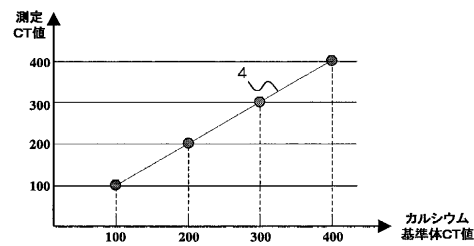
【図3】



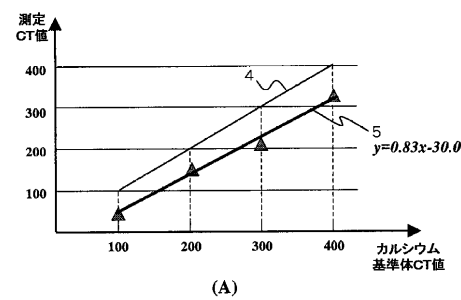
【図4】



【図5】



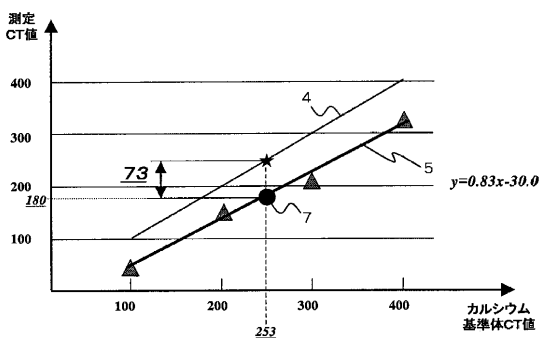
【図6】



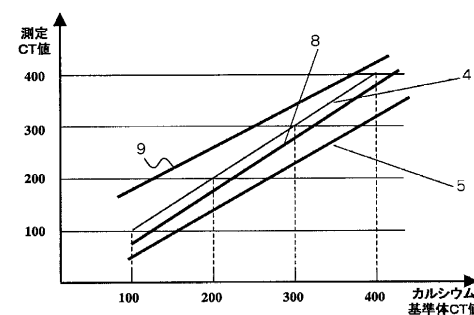
【図7】



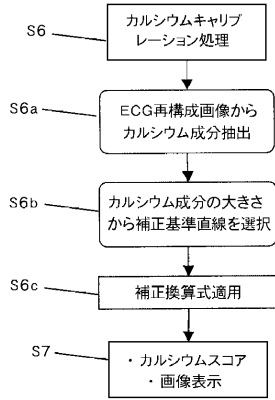
【図8】



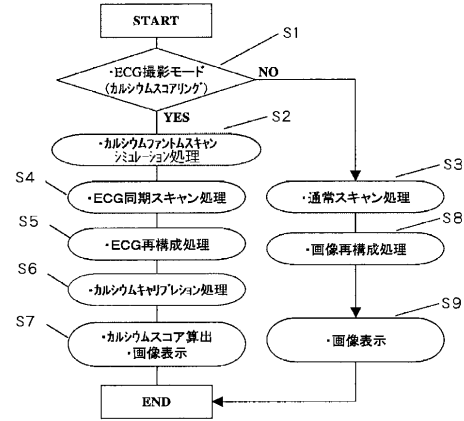
【図9】



【図10】



【図11】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平04 - 144551 (JP, A)  
特開平04 - 015048 (JP, A)  
特開2001 - 286464 (JP, A)  
特開2002 - 186611 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 6/00