

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5642476号
(P5642476)

(45) 発行日 平成26年12月17日(2014.12.17)

(24) 登録日 平成26年11月7日(2014.11.7)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 6/03 (2006.01) A 6 1 B 6/03 3 6 0 B
 A 6 1 B 6/03 3 5 0 T

請求項の数 9 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2010-216487 (P2010-216487)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成22年9月28日 (2010.9.28)		ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
(65) 公開番号	特開2012-70814 (P2012-70814A)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(43) 公開日	平成24年4月12日 (2012.4.12)	(74) 代理人	100106541
審査請求日	平成25年9月25日 (2013.9.25)		弁理士 伊藤 信和
		(72) 発明者	萩原 明
			東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
		審査官	小田倉 直人

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置およびプログラム並びにX線CT装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体画像における1つの画素を注目画素として選択し、該注目画素を含む局所領域における画素値のばらつき度を算出する第1算出手段と、

前記局所領域における画素値の代表値を算出する第2算出手段と、

前記画素値のばらつき度に応じた画質の画像を、前記被写体画像と同じ被写体を表しており、画質が互いに異なっている複数の画像の中から選択し、選択された画像における前記注目画素に対応する画素の画素値を用いて、前記注目画素の画素値を調整する調整手段であって、前記第2算出手段により算出された前記画素値の代表値に基づいて、前記画素値のばらつき度と、該ばらつき度に応じた画質の画像として選択すべき画像との対応関係を調整する調整手段とを備えている画像処理装置。

10

【請求項 2】

前記画素値の代表値は、画素値の中間値、中央値、または平均値である請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記画素値のばらつき度は、前記局所領域における画素値の分散、標準偏差、または最大値と最小値との差である請求項1または請求項2に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記調整手段は、前記画素値のばらつき度に応じた画質の画像として、前記画素値のばらつき度が大きいほど、高周波成分がより強調された画像を選択し、前記画素値のばらつ

20

き度が小さいほど、高周波成分がより抑制された画像を選択する請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記被写体画像は、X 線 CT 撮影により得られた画像である請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記複数の画像は、前記被写体の X 線投影データに、互いに異なる複数の再構成関数をそれぞれ重畳し、逆投影して得られる画像である請求項 5 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記複数の画像は、前記被写体の X 線投影データに所定の再構成関数を重畳し、逆投影して得られる画像に、画像フィルタを適用して得られる画像である請求項 5 に記載の画像処理装置。

10

【請求項 8】

コンピュータを、請求項 1 から請求項 7 のいずれか一項に記載の画像処理装置として機能させるためのプログラム。

【請求項 9】

請求項 5 から請求項 7 のいずれか一項に記載の画像処理装置を有している X 線 CT 装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、被写体画像の画質を調整する画像処理装置およびプログラム (program) 並びに X 線 CT (Computed Tomography) 装置に関する。

【背景技術】

【0002】

X 線 CT 撮影等によって得られた被写体画像を用いた画像診断において、観察に適した画質は、その観察しようとする物質あるいは組織によって異なる場合がある。

【0003】

そこで、被検体画像において画素値を基に物質を弁別し、各物質の画質を適正化する画像診断装置が提案されている (特許文献 1, 第 3 4 段落 ~ 第 4 0 段落等参照)。

30

【0004】

この装置によれば、1 つの被写体画像上で互いに異なる複数の物質をそれぞれ所望の画質にて表すことができる。これにより、複数の物質や組織をそれぞれ適した画質にて同時に観察することができ、診断効率を向上させることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2 0 0 6 - 3 4 7 8 5 号公報

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、画素値が同程度である同じ種類の物質や組織であっても、その構造の細かさに応じて画質を調整したい場合がある。例えば、同じ骨部でも、細かい構造を持つ内耳の骨部では、その構造の細部が観察できるように、空間分解能の高さを優先し、一方、変化の少ない構造を持つ頭蓋の骨部では、自然な描写で観察の障害とならないように、粒状ノイズ (noise) の低さを優先したい場合がある。

【0007】

しかしながら、上記の画像診断装置では、画素値を基に画質を変化させるため、構造の細かさを基準に画質を適正化することができない。

50

【 0 0 0 8 】

このような事情により、被写体画像における各局所領域での構造の細かさに応じて画質を適正化することができる画像処理装置およびそのためのプログラム並びにX線CT装置が望まれている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

第1の観点の発明は、被写体画像における1つの画素を注目画素として選択し、該注目画素を含む局所領域における画素値のばらつき度を算出する第1算出手段と、前記画素値のばらつき度に応じた画質の画像を、前記被写体画像と同じ被写体を表しており、画質が互いに異なっている複数の画像の中から選択し、選択された画像における前記注目画素に

10

【 0 0 1 0 】

対応する画素の画素値を用いて、前記注目画素の画素値を調整する調整手段とを備えている画像処理装置を提供する。

【 0 0 1 1 】

第2の観点の発明は、前記画素値のばらつき度が、前記局所領域における画素値の分散、標準偏差、または最大値と最小値との差である上記第1の観点の画像処理装置を提供する。

20

【 0 0 1 2 】

第3の観点の発明は、前記調整手段が、前記画素値のばらつき度に応じた画質の画像として、前記画素値のばらつき度が大きいほど、高周波成分がより強調された画像を選択し、前記画素値のばらつき度が小さいほど、高周波成分がより抑制された画像を選択する上記第1の観点または第2の観点の画像処理装置を提供する。

【 0 0 1 3 】

第4の観点の発明は、前記局所領域における画素値の代表値を算出する第2算出手段をさらに備えており、前記調整手段が、前記第2算出手段により算出された前記画素値の代表値に基づいて、前記画素値のばらつき度と、該ばらつき度に応じた画質の画像として選択すべき画像との対応関係を調整する上記第1の観点から第3の観点のいずれか一つの観点の画像処理装置を提供する。

【 0 0 1 4 】

第5の観点の発明は、前記画素値の代表値が、画素値の中間値、中央値、または平均値である上記第4の観点の画像処理装置を提供する。

30

【 0 0 1 5 】

第6の観点の発明は、前記被写体画像が、X線CT撮影により得られた画像である上記第1の観点から第5の観点のいずれか一つの観点の画像処理装置を提供する。

【 0 0 1 6 】

第7の観点の発明は、前記複数の画像が、前記被写体のX線投影データ(data)に、互いに異なる複数の再構成関数をそれぞれ重畳し、逆投影して得られる画像である上記第6の観点の画像処理装置を提供する。

【 0 0 1 7 】

第8の観点の発明は、前記複数の画像が、前記被写体のX線投影データに所定の再構成関数を重畳し、逆投影して得られる画像に、画像フィルタ(filter)を適用して得られる

40

【 0 0 1 8 】

画像である上記第6の観点の画像処理装置を提供する。

【 0 0 1 9 】

第9の観点の発明は、コンピュータ(computer)を、上記第1の観点から第8の観点のいずれか一つの観点の画像処理装置として機能させるためのプログラムを提供する。

【 0 0 1 9 】

上記観点の発明によれば、被写体画像における各局所領域での画素値のばらつき度に応

50

じて画質を調整することができ、被写体画像における各局所領域での構造の細かさに応じて画質を適正化することができる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本実施形態にかかるX線CT装置を示すブロック図である。

【図2】本実施形態における処理の流れの説明図である。

【図3】断層像上で選択された注目画素の一例を示す図である。

【図4】断層像上で設定された局所領域の一例を示す図である。

【図5】CT値ばらつき度と再構成関数ごとの重み付け係数との関係を示すグラフである。

10

【図6】CT値ばらつき度と再構成関数ごとの重み付け係数との関係を示すグラフにおける、再構成関数を切り換える各閾値のCT値代表値の大きさに対する変化を示す図である。

。

【図7】CT値ばらつき度に応じて画質が適正化された断層像の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、図を参照して発明の実施形態について説明する。

【0022】

図1は、本実施形態にかかるX線CT装置の構成ブロック(block)図である。このX線CT装置100は、操作コンソール(console)1、撮影テーブル(table)10、走査ガントリー(gantry)20とを具備している。

20

【0023】

操作コンソール1は、操作者の入力を受け付ける入力装置2と、画像再構成処理などを実行する中央処理装置3と、走査ガントリー20で取得した投影データを収集するデータ収集バッファ(buffer)5と、投影データから再構成したCT画像を表示するモニタ(monitor)6と、プログラムやデータ、CT画像などを記憶する記憶装置7とを具備している。

。

【0024】

撮影テーブル10は、被検体を載置して走査ガントリー20のボア(空洞部)に対し搬入搬出するクレードル(cradle)12を具備している。クレードル12は、撮影テーブル10に内蔵するモータ(motor)で昇降およびテーブル直線移動される。

30

【0025】

走査ガントリー20は、X線管21と、X線コントローラ22と、コリメータ23と、X線検出器24と、データ収集部DAS(Data Acquisition System)25と、被検体の体軸の回りにX線管21などを回転させる回転部コントローラ(controller)26と、制御信号などを操作コンソール1や撮影テーブル10とやり取りする制御コントローラ29とを具備している。

【0026】

本実施形態におけるX線CT装置の構成は概ね上記の通りである。この構成のX線CT装置において、投影データの収集は例えば次のように行われる。

40

【0027】

まず、被検体を走査ガントリー20の回転部15の空洞部に位置させた状態でz軸方向の位置を固定し、X線管21からのX線ビームを被検体に照射し(X線の投影)、その透過X線をX線検出器24で検出する。そして、この透過X線の検出を、X線管21とX線検出器24を被検体の周囲で回転させながら、すなわち、投影角度(ビュー(view)角度)を変化させながら、複数N(例えば、 $N=1, 000$)のビュー方向で、360度分データ収集を行う。

【0028】

検出された各透過X線は、DAS25でデジタル値に変換されて投影データとしてデータ収集バッファ5を介して操作コンソール1に転送される。この動作を1スキャン(sc

50

an)とよぶ。そして、順次z軸方向にスキャン位置を所定量だけ移動して、次のスキャンを行っていく。このようなスキャン方式はコンベンショナルスキャン (conventional scan)方式またはアキシャルスキャン (axial scan)方式とよばれる。もっとも、投影角度の変化に同期して撮影テーブル10を所定速度で移動させ、スキャン位置を移動させながら(X線管21とX線検出器24とが被検体の周囲をらせん状に周回することになる)投影データを収集する方式を、いわゆるヘリカルスキャン (helical scan)方式とよぶ。本発明はコンベンショナルスキャン方式、ヘリカルスキャン方式いずれにも適用できる。

【0029】

操作コンソール1は、走査ガントリ20から転送されてくる投影データを中央処理装置3の固定ディスク(disk)HDDに格納するとともに、例えば、所定の再構成関数と重畳演算を行い、逆投影処理により断層像を再構成する。ここで、操作コンソール1は、スキャン処理中に走査ガントリ20から順次転送されてくる投影データからリアルタイム(real time)に断層像を再構成し、常に最新の断層像をモニタ6に表示させることが可能である。さらに、固定ディスクHDDに格納されている投影データを呼び出して改めて画像再構成を行わせることも可能である。

【0030】

以下、本実施形態における操作コンソール1の処理内容を、図2の説明図を参照しながら説明する。

【0031】

図2は、本実施形態における操作コンソール1の処理の流れを示す説明図である。このフローチャート(flowchart)に対応するプログラムは、ハードディスク(hard disk)HDD等からなる記憶装置7にインストール(install)されている画像処理プログラムに含まれ、中央処理装置3によって実行されるものである。

【0032】

ステップ(step)S1では、走査ガントリ20のデータ収集系、X線管21、X検出器24、DAS25により、被検体の投影データをスリッピング(slip ring)30経由で収集する。

【0033】

ステップS2では、収集された投影データに対し、対数変換、線質硬化(Beam Hardening)補正、X線検出器の感度補正等の、所定の前処理を行う。

【0034】

ステップS3では、前処理された投影データに複数の再構成関数、例えば3つの異なる再構成関数FA、FB、FCをそれぞれ重畳する。本実施形態では、再構成関数FA、FB、FCとして、例えば、画像の平滑化を行う、すなわち高周波成分を抑制し粒状ノイズを低減する再構成関数FAと、画像の鮮鋭化を行う、すなわち高周波成分を強調し、空間分解能を高くする再構成関数FBと、両者の中間の再構成関数FCを用意する。これにより、3つの再構成関数FA、FB、FCで重畳された3つの投影データを取得する。

【0035】

ステップS4では、3つの再構成関数FA、FB、FCで重畳された投影データを各々別に逆投影する。これにより、画質がそれぞれ異なる3つの断層像が再構成される。

【0036】

ステップS5では、逆投影処理で再構成された断層像のうちのいずれか1つを基準として、当該断層像上で注目画素APを選択する。ここでは、図3に示すように、再構成関数FCによる断層像GCを基準とし、その断層像GC上で注目画素APを選択する。なお、この基準とした断層像は、発明における被写体画像の一例である。

【0037】

ステップS6では、図4に示すように、断層像GC上で注目画素APを含む局所領域Arを設定する。この局所領域Arの大きさは、例えば、表示視野(DFOV)の径が40

10

20

30

40

50

〔 cm 〕で、断層像のサイズが 512×512 画素である場合には、注目画素 AP を中心とする 3×3 画素の大きさ、あるいは 5×5 画素の大きさとする。なお、この局所領域 A_r の大きさは、実空間上で対応する領域の大きさが一定の大きさとなるように設定するとよい。つまり、断層像を拡大表示したときは、その拡大率に合わせて局所領域 A_r の画素サイズも変化させる。

【0038】

ステップ S_7 では、局所領域 A_r における CT 値の代表値（以下、 CT 値代表値という） RV を算出する。この CT 値代表値 RV としては、例えば、局所領域 A_r に含まれる各画素の CT 値に対する中央値、中間値、平均値などが考えられるが、ここでは平均値とする。

10

【0039】

ステップ S_8 では、局所領域 A_r における CT 値のばらつきを示す指標値（以下、 CT 値ばらつき度という） SD を算出する。この CT 値ばらつき度 SD としては、例えば、局所領域 A_r に含まれる各画素の CT 値における最大値と最小値の差、分散、標準偏差などが考えられるが、ここでは標準偏差とする。

【0040】

ステップ S_9 では、注目画素 AP に対応する画素の画素値を、複数の再構成関数 FA 、 FB 、 FC の断層像 GA 、 GB 、 GC における対応画素の画素値を重み付け加算して求める際に用いる重み付け係数、すなわち混合比を、 CT 値代表値 RV および CT 値ばらつき度 SD に基づいて決定する。

20

【0041】

ここで、重み付け係数の決定方法について説明する。

【0042】

重み付け係数は、 CT 値ばらつき度 SD の値が大きくなるほど鮮鋭化画像寄りの画質になり、 CT 値ばらつき度 SD の値が小さくなるほど平滑化画像寄りの画質になるよう、決定する。

【0043】

図5は、 CT 値ばらつき度 SD と再構成関数ごとの重み付け係数との関係を示すグラフである。

【0044】

CT 値ばらつき度 SD の閾値 Th_1 、 Th_2 、 Th_3 、 Th_4 において各々の再構成関数の断層像 GA 、 GB 、 GC を切り換えている。なお、すべての重み付け係数の和は、すべての CT 値ばらつき度の範囲で1である。例えば、 CT 値ばらつき度 SD が大きい領域（閾値 Th_4 以上）、すなわち CT 値のばらつきが大きい領域では、構造が細かく X 線吸収の変化が大きいと考えられるので、構造の細部が観察できるよう、鮮鋭化を行う再構成関数 FB を用いた断層像 GB を用いる。また、 CT 値ばらつき度 SD が小さい領域（0以上閾値 Th_1 以下）、すなわち CT 値のばらつきが小さい領域では、構造が一樣で X 線吸収の変化が小さいと考えられるので、より自然な描写で観察の障害とならないよう、平滑化を行う再構成関数 FA を用いた断層像 GA を用いる。また、 CT 値ばらつき度 SD が中間の領域（閾値 Th_2 以上閾値 Th_3 以下）、すなわち CT 値のばらつきが中くらいの領域では、構造の細かさが中くらいと考えられるので、平滑化と鮮鋭化の中間の再構成関数 FC を用いた断層像 GC を用いる。 CT 値ばらつき度 SD が、閾値 $Th_1 \sim Th_2$ 、 $Th_3 \sim Th_4$ の間にある領域については、2つの断層像を、例えば図5に示すように線形重み付けして合成する。

30

40

【0045】

なお、本実施形態では、物質の種類によって画質の味付けを若干変えるため、各閾値 $Th_1 \sim Th_4$ を CT 値代表値 RV の大きさに応じてシフト（shift）させる。

【0046】

図6は、各閾値 $Th_1 \sim Th_4$ の CT 値代表値 RV の大きさに対する変化を示す図である。この例では、 CT 値代表値 RV が $-1000 \sim -800$ 程度である領域では、空気に

50

近い物質の画像になるので、平滑化画像寄りの観察しやすい画質となるよう各閾値を大きめに設定する。CT値代表値RVが-800~-300程度である領域では、空気以外のX線吸収の低い物質の画像になるので、構造が分かりやすい鮮鋭化画像寄りの画質となるよう各閾値を小さめに設定する。CT値代表値RVが-300~+500程度である領域では、内臓などの軟部組織の画像になるので、より自然で観察に障害とならない平滑化画像寄りの画質となるよう各閾値を大きめに設定する。また、CT値代表値RVが+500~である領域では、骨部組織に近い画像なので、構造が分かりやすい鮮鋭化画像寄りの画質となるよう各閾値を小さめに設定する。

【0047】

ステップS10では、注目画素APに対応する画素の画素値を、複数の再構成関数FA, FB, FCの断層像GA, GB, GCにおける対応画素の画素値を重み付け加算して求める。この重み付け加算には、ステップS9で決定した重み付け係数を用いる。

【0048】

ステップS11では、注目画素として他に選択すべき画素があるか否かを判定する。選択すべき画素があると判定された場合には、ステップS5に戻り、別の画素を注目画素として選択し、処理を続ける。一方、選択すべき画素がないと判定された場合には、再構成関数FA, FB, FCの断層像を合成して得られた断層像、すなわち領域ごとに画質が調整された断層像を表示する(ステップS12)。これにより、CT値ばらつき度に応じて画質が適正化された1つの断層像が表示される。

【0049】

図7に、CT値ばらつき度に応じて画質が適正化された断層像の一例を示す。図7(a)は、平滑化を行う再構成関数FAを用いた断層像GAであり、図7(b)は、中間の再構成関数FCを用いた断層像GCであり、図7(c)は、鮮鋭化を行う再構成関数FBを用いた断層像GBである。また、図7(d)は、図5および図6に示すような、CT値代表値RVおよびCT値ばらつき度SDと重み付け係数との関係を用いて、これらの断層像を重み付け加算することにより得られた合成画像GGである。この合成画像GGにおいて、脳実質に相当する領域では、構造が一様でX線吸収の変化が小さいので、平滑化を行う再構成関数FAを用いた断層像GAが主に採用され、粒状ノイズが低く抑えられた画質になっている。一方、内耳に相当する領域では、構造が細かくX線吸収の変化が大きいため、鮮鋭化を行う再構成関数FBを用いた断層像GBが主に採用され、空間分解能が高い画質になっている。その他の領域では、概ね中間の画質である断層像GCが採用され、鮮鋭化と平滑化の中間の画質になっている。

【0050】

以上説明したように、本実施形態によれば、異なる再構成関数を用いて再構成された断層像を複数作成しておき、断層像における各局所領域でのCT値ばらつき度によって断層像を切り換えて合成することにより、断層像における各局所領域での構造の細かさに応じて画質を適正化することができる。また、断層像を切り換える基準となるCT値ばらつき度SDの閾値を、CT値代表値RVに応じてさらに変化させているので、物質や組織の種類に応じて、画質を平滑化寄りにしたり、鮮鋭化寄りにしたりと、画質の味付けを変えることができる。

【0051】

なお、発明の実施形態は、上記の実施形態に限定されず、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の変更・追加等が可能である。

【0052】

例えば、上記実施形態では、3種の再構成関数FA, FB, FCを用いる例について説明したが、各々の種類を多くしたり少なくしたりしてもよい。

【0053】

また、再構成関数に画像フィルタを併用して、重み付け加算に用いる画質の異なる複数の画像を生成してもよい。または、再構成関数を1種類用いた後に、複数種類の画像フィルタを用いて、あるいは1種類の画像フィルタを繰返し適用して、画質の異なる複数の画

10

20

30

40

50

像を生成してもよい。具体例として、比較的強い鮮鋭化を行う再構成関数を用いて画像を再構成し、この再構成画像に平滑化フィルタを繰返し適用することで、鮮鋭度が段階的に異なっている複数の画像を生成するようにしてもよい。

【0054】

また、本実施形態では、画質の異なる複数の断層像を、CT値ばらつき度SDの値に応じた重み付け係数で重み付け加算することにより、画質の変化が滑らかで、より自然な描写の合成画像を生成するようにしているが、CT値ばらつき度SDの値に応じて、画質が異なる複数の断層像のうちいずれか1つの断層像を用いることにより、合成画像を生成するようにしてもよい。

【0055】

また、本実施形態では、CT値代表値RVとCT値ばらつき度SDとは、注目画素APによって定まる同じ形状および同じサイズ(size)の局所領域に対して算出しているが、CT値代表値RVとCT値ばらつき度SDとで、算出対象とする局所領域の形状やサイズを変えるようにしてもよい。

【0056】

また、本実施形態では、画質の異なる複数の断層像を予め用意しておき、画素ごとにこれらの画像における画素の画素値を重み付け加算して合成画像を生成しているが、重み付け加算する際に、その重み付け加算に用いる部分画像または画素をその都度再構成して重み付け加算し、合成画像を生成するようにしてもよい。

【0057】

また、本実施形態では、被写体画像をX線CT画像としているが、MR画像や超音波画像、X線画像等であってもよい。

【0058】

また、本実施形態では、被写体画像を2次元画像としているが、3次元画像とすることもできる。

【0059】

また、本実施形態では、被写体として人体を想定しているが、もちろん、被写体は、動物や物体等であってもよい。また、用途は、医療用に限定されず、産業用であってもよい。

【0060】

また、本実施形態による画像処理機能を有している画像処理装置、コンピュータをこのような画像処理装置やX線CT装置として機能させるためのプログラムもまた発明の実施形態の一例である。

【符号の説明】

【0061】

- 1 ... 操作コンソール
- 2 ... 入力装置
- 3 ... 中央処理装置
- 5 ... データ収集バッファ
- 6 ... モニタ
- 7 ... 記憶装置
- 10 ... 撮影テーブル
- 12 ... クレードル
- 15 ... 回転部
- 20 ... 走査ガントリ
- 21 ... X線管
- 22 ... X線コントローラ
- 23 ... コリメータ
- 24 ... X線検出器
- 25 ... データ収集部DAS

10

20

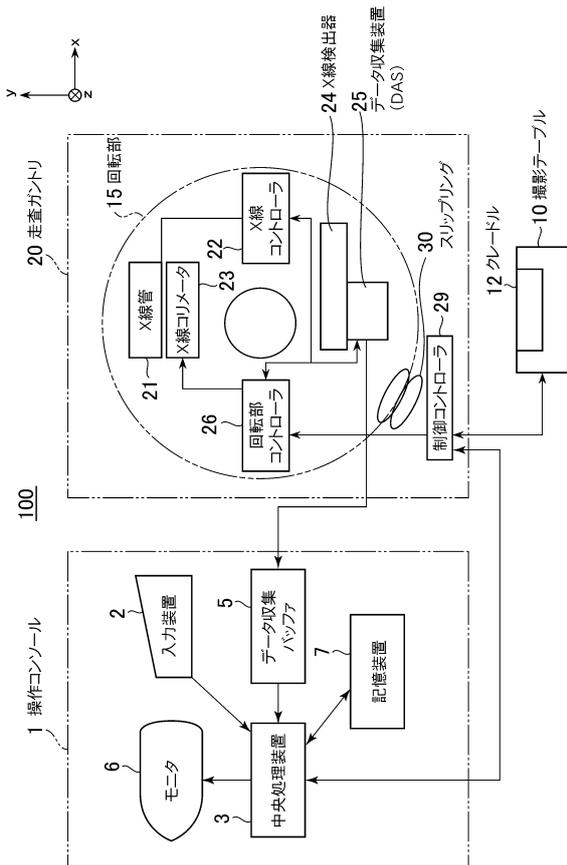
30

40

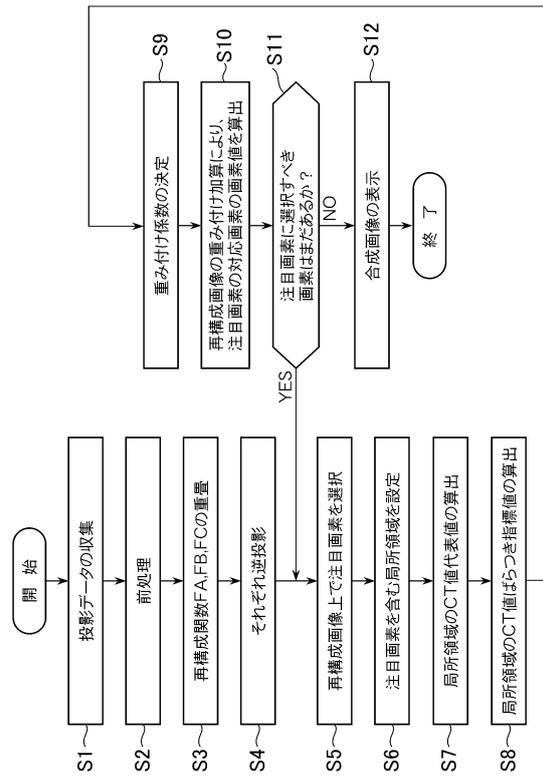
50

- 26 ... 回転部コントローラ
- 29 ... 制御コントローラ
- 30 ... スリッピング

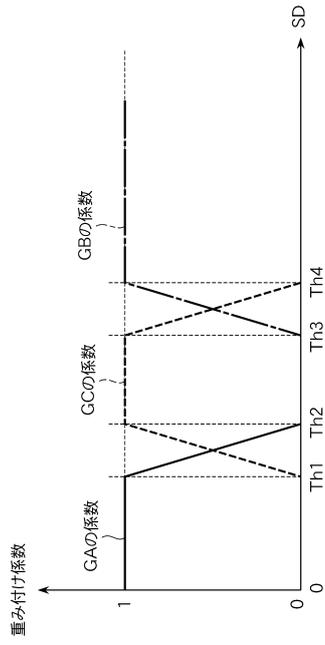
【図1】



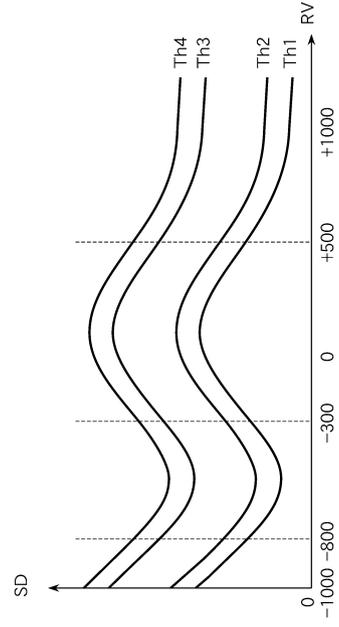
【図2】



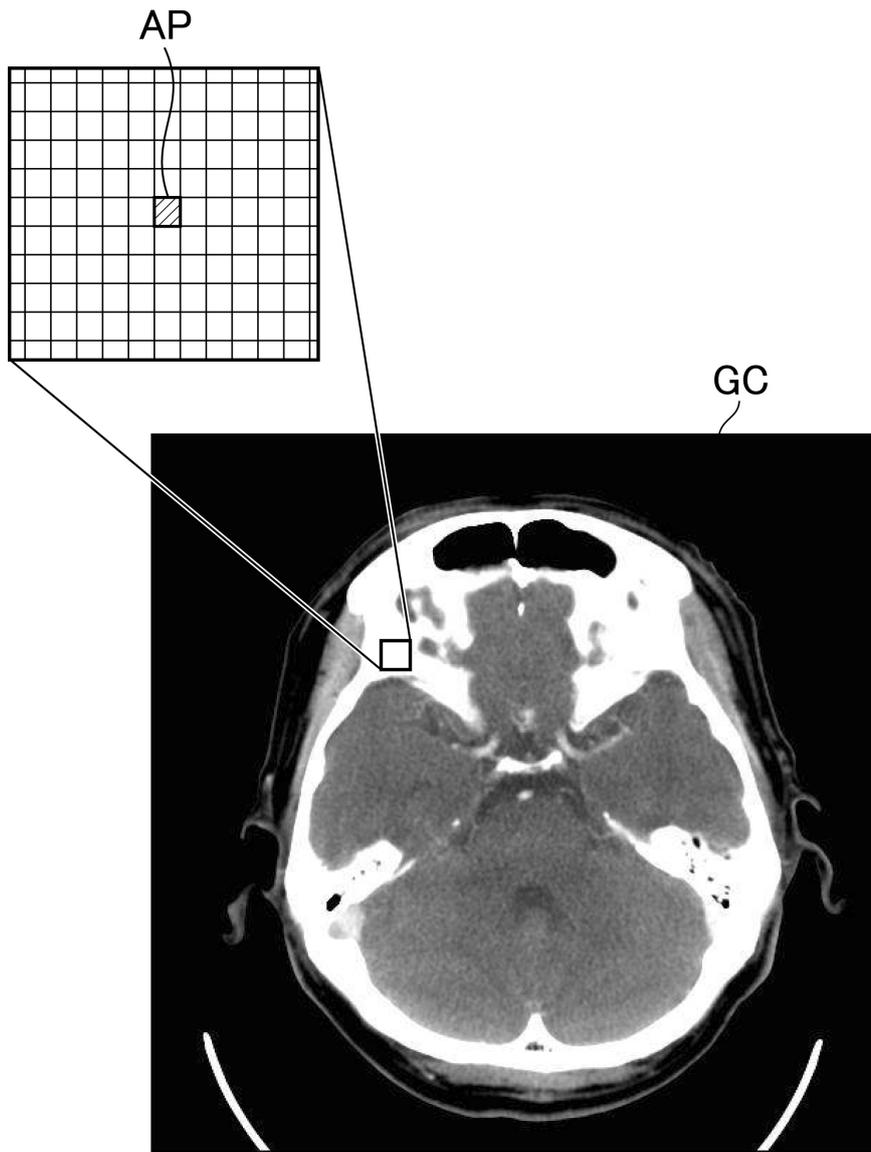
【図5】



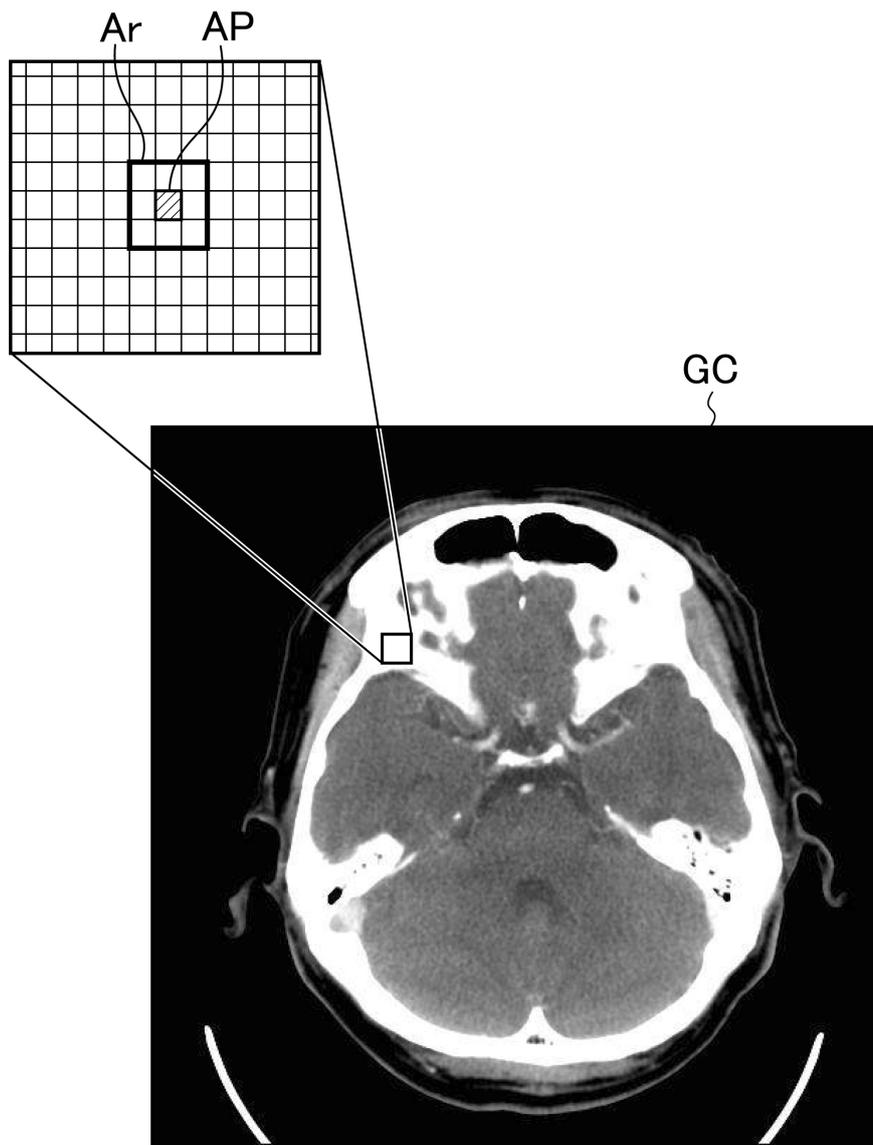
【図6】



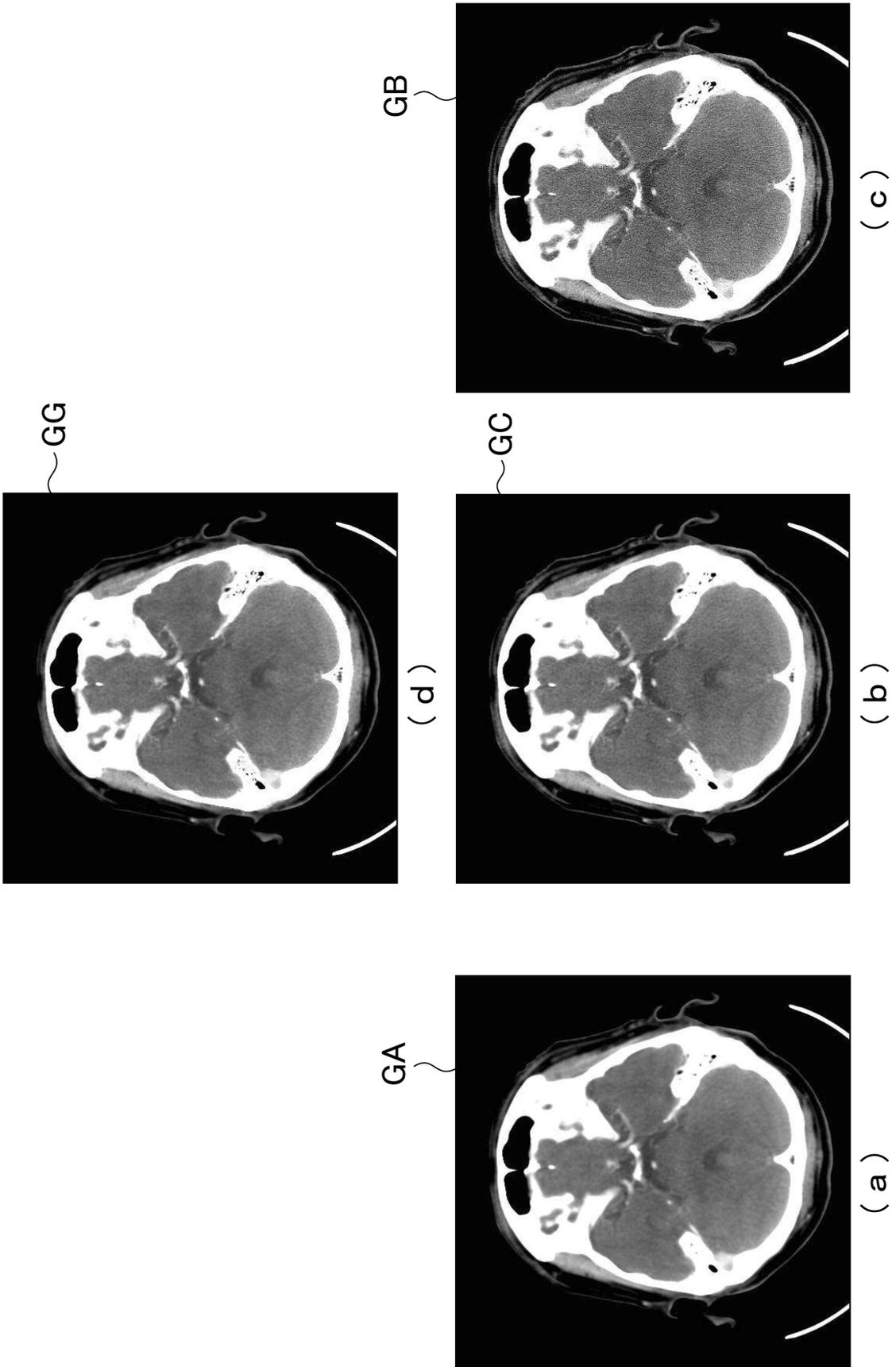
【図3】



【 図 4 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2006-034785(JP,A)
国際公開第2005/110232(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/03