

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6747885号
(P6747885)

(45) 発行日 令和2年8月26日(2020.8.26)

(24) 登録日 令和2年8月11日(2020.8.11)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 6/03 (2006.01)
 A 6 1 B 6/03 3 7 O F
 A 6 1 B 6/03 3 5 O J
 A 6 1 B 6/03 3 5 O F

請求項の数 9 (全 32 頁)

(21) 出願番号	特願2016-123880 (P2016-123880)	(73) 特許権者	594164542 キヤノンメディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(22) 出願日	平成28年6月22日(2016.6.22)	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
(65) 公開番号	特開2017-6679 (P2017-6679A)	(74) 代理人	100103034 弁理士 野河 信久
(43) 公開日	平成29年1月12日(2017.1.12)	(74) 代理人	100075672 弁理士 峰 隆司
審査請求日	平成31年4月24日(2019.4.24)	(74) 代理人	100153051 弁理士 河野 直樹
(31) 優先権主張番号	14/746,012	(74) 代理人	100179062 弁理士 井上 正
(32) 優先日	平成27年6月22日(2015.6.22)	(74) 代理人	100189913 弁理士 鶴飼 健
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線診断装置及び放射線診断装置作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の角度における複数の第1画像又は前記複数の角度における複数の第2画像に基づいて、金属アーチファクトに対応する所定領域を同定する領域同定部と、

前記所定領域に関する前記複数の第1画像と前記複数の第2画像との位置ズレ補正を行う位置ズレ補正部と、

前記位置ズレ補正が行なわれた後に、前記複数の第1画像と前記複数の第2画像との差分処理を行いサブトラクション画像を生成し、前記複数の角度においてそれぞれ得られたサブトラクション画像に基づいて第1再構成画像を生成する画像生成部と、

を具備し、

前記画像生成部は、前記複数の第1画像あるいは前記複数の第2画像に基づいて第2再構成画像を生成し、前記第2再構成画像における前記所定領域を前記複数の角度に再投影して再投影画像を生成し、

前記領域同定部は、前記再投影画像に基づいて前記所定領域を同定する放射線診断装置。

【請求項2】

前記第1画像はマスク画像であり、前記第2画像はコントラスト画像である請求項1記載の放射線診断装置。

【請求項3】

前記所定領域は、被検体の動脈瘤に塞栓された金属性物質が含まれる領域である請求項

1又は2記載の放射線診断装置。

【請求項4】

前記領域同定部は、前記第1画像及び前記第2画像の少なくとも一方にビームハードニング補正を行った後、前記所定領域を同定する請求項1乃至3のうちいずれか一項記載の放射線診断装置。

【請求項5】

前記第2再構成画像は前記第1再構成画像に対しボクセルマトリックスサイズが小さい請求項1記載の放射線診断装置。

【請求項6】

前記位置ズレ補正部は、前記複数の第1画像における被検体の動脈瘤に塞栓された前記所定領域と、対応する角度における前記複数の第2画像における前記所定領域との位置が合うように、前記複数の第1画像及び前記複数の第2画像のうち少なくとも一方を補正する請求項1乃至5のうちいずれか一項記載の放射線診断装置。

10

【請求項7】

前記放射線診断装置は、X線CT装置である請求項1乃至6のうちいずれか一項記載の放射線診断装置。

【請求項8】

前記放射線診断装置は、Cアーム形アンギオ装置である請求項1乃至6のうちいずれか一項記載の放射線診断装置。

【請求項9】

20

複数の角度における複数の第1画像又は前記複数の角度における複数の第2画像に基づいて第2再構成画像を生成し、前記第2再構成画像における所定領域を前記複数の角度に再投影して再投影画像を生成し、前記再投影画像に基づいて金属アーチファクトに対応する所定領域を同定し、

前記同定した所定領域に関する前記複数の第1画像と前記複数の第2画像との位置ズレ補正を実行し、

前記位置ズレ補正が行なわれた後に、前記複数の第1画像と前記複数の第2画像との差分処理を行いサブトラクション画像を生成し、前記複数の角度においてそれぞれ得られたサブトラクション画像に基づいて第1再構成画像を生成すること、

を具備する放射線診断装置作動方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本実施形態は、放射線診断装置及び放射線診断装置作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

デジタルサブトラクション血管造影(DSA)法は、X線血管造影検査やインターベンションでは、検査や治療のために患者の血管の疾患または異常を診断するために使用され、治療の後、治療の有効性を実証するために使用される。DSAは、X線血管造影手順で収集されるデータを元に血管情報のみを抽出するために使用されるコンピュータ支援画像処理方法である。DSAは、造影剤の注入の直前に撮影された画像(マスク画像)と造影剤が目的の血管を通過しているときに取得された画像(コントラスト画像)との比較に依拠する。マスク画像は、対応するコントラスト画像からデジタル的に減算され、その結果、造影剤信号のみが抽出される。コントラスト画像は通常1枚ではなく、連続した画像として収集される。連続したコントラスト画像からマスク画像を減算して作成したDSA画像を動画として観察することで、術者は目的の血管における血流を理解することができる。

40

【0003】

またコンピュータ断層撮影(CT)と同様に、ガントリを十分な回転適用範囲を回転させながらマスク画像およびコントラスト画像を収集する。収集画像から3D血管画像を再

50

構成することで、術者は、構造重複という問題なしで目的の血管領域を3Dで観察することが可能になる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、コイルなど金属が目的の血管領域内またはその近くにある場合、患者の僅かな動きによっても金属アーチファクトが発生し、動脈瘤内に血流があるかどうかを判断できない場合がある。そのような金属アーチファクトが顕著な状況において金属アーチファクトを大きく低減させる（除去するまではいかなくとも）方法である。

【0005】

また、金属アーチファクト低減（MAR）における重要なステップは、背景に合致するようにフレームのペアを位置合わせするためにマスク画像に対してコントラスト画像をピクセルシフトさせることである。これはまた、DSA画像における血管構造の可視化を支援することができる。コントラスト画像とマスク画像との相対的な位置ずれを補正するためにマスク画像を平行移動および/または回転させるこのプロセスは、レジストレーションと呼ばれる。場合によっては、アーチファクトは、1つまたは複数の個々のフレームが、背景の方向と異なる方向のシフトを示す場合、複数の個々のフレームを減算する際に生じる。

【0006】

以上に鑑み、デジタルサブトラクション血管造影の回転シーケンスから再構成された3D血管画像において、従来に比して金属アーチファクトを好適に低減することができる放射線診断装置及び放射線診断装置の作動方法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】

【0007】

一実施形態に係る放射線診断装置は、複数の角度における複数の第1画像又は前記複数の角度における複数の第2画像に基づいて、金属アーチファクトに対応する所定領域を同定する領域同定部と、前記所定領域に関する前記複数の第1画像と前記複数の第2画像との位置ズレ補正を行う位置ズレ補正部と、前記位置ズレ補正が行なわれた後に、前記複数の第1画像と前記複数の第2画像との差分処理を行いサブトラクション画像を生成し、前記複数の角度においてそれぞれ得られたサブトラクション画像に基づいて第1再構成画像を生成する画像生成部と、を具備する。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】単一のX線源と単一の検出器ユニットとを有するCTスキャナの一実装形態の概略図。

【図2】Cアーム構成を使用するアンギオ装置の一実装形態の概略図。

【図3A】マスク画像の一例を示す図。

【図3B】コントラスト画像の一例を示す図。

【図3C】サブトラクション画像の一例を示す図。

【図3D】3D血管画像を再構成するようにマスク画像とコントラスト画像とを処理する方法の一実装形態の流れ図。

【図4A】マスク画像内の関心領域（ROI）の一例を示す図。

【図4B】コントラスト画像内のROIの一例を示す図。

【図4C】サブトラクション画像内のROIの一例を示す図。

【図5A】コイル投影のみを有するマスク画像の一例を示す図。

【図5B】コイル投影と造影剤情報の両方を有するコントラスト画像の一例を示す図。

【図6A】金属アーチファクト低減方法の一実装形態の流れ図。

【図6B】再投影されたコントラスト画像を生成するプロセスの一実装形態の流れ図。

【図6C】マスク画像とコントラスト画像との間の差分に対応する差分フレームを再構成するプロセスの一実装形態の流れ図。

10

20

30

40

50

【図7A】コントラスト画像を使用して3D血管画像再構成が実行された3D-DSA画像のスライスの一例を示す図。

【図7B】コントラスト画像のためのマスクの一例を示す図。

【図7C】造影剤投影マスクの一例を示す図。

【図7D】再投影された造影剤フレームの一例を示す図。

【図8】コントラスト画像を再投影する例示的な手順を示す図。

【図9A】マスク画像の一例を示す図。

【図9B】コントラスト画像の一例を示す図。

【図9C】混ぜ合わされた画像の一例を示す図。

【図10A】マスク画像の関心領域の一例を示す図。

10

【図10B】コントラスト画像の関心領域の一例を示す図。

【図11】コントラスト画像の関心領域の変換の一例を示す図。

【図12A】マスク画像とコントラスト画像との差を表す3D血管画像を再構成するために判断関数を使用する方法の一実装形態のフロー図。最終3D血管画像は金属アーチファクトがない。

【図12B】コントラスト画像とマスク画像との間のフレームレジストレーションの望ましさを決定するために画像単位判断関数を使用するプロセスの一実装形態のフロー図。

【図12C】コントラスト画像とマスク画像との間のフレームレジストレーションの望ましさを決定するために画像単位判断関数を使用するプロセスの一実装形態のフロー図。

【図12D】コントラスト画像とマスク画像との間の差分に対応する差分画像を再構成するプロセスの一実装形態の流れ図。

20

【図13A】コントラスト画像とマスク画像の差分画像を示す図。コントラスト画像とマスク画像との間の第1のオフセットは、金属画像の右下側の負のピクセル値の原因となる。

【図13B】コントラスト画像とマスク画像の差分画像を示す図。コントラスト画像とマスク画像との間の第2のオフセットは、金属画像の左上側の負のピクセル値の原因となる。

【図14】処理システムの一実装形態の概略図。

【図15】エネルギー積分検出器とエネルギー分解検出器の両方を有するハイブリッド構成を使用するCTスキャナの一実装形態の概略図。

30

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、本実施形態に係る放射線診断装置、及び放射線診断装置の作動方法について説明する。本実施形態に係る放射線診断装置は、典型的には、X線コンピュータ断層撮影装置、或いはCアーム形アンギオ装置である。

【0010】

放射線診断装置を用いて取得された3D血管画像は、回転シーケンスで撮影された投影データから再構成可能である。たとえば、回転シーケンスによって得られた投影データが適切な範囲の撮影角度（たとえば、 $180^\circ + \text{ファン角}$ ）以上得られている時、被検体の三次元画像は再構成可能となる。分かりやすくするため、本実施形態における説明は、再構成された三次元画像は各々「3D画像」と呼び、二次元投影データの1方向のデータは「画像」（すなわち、投影画像）、再構成に必要な「画像」の集合を「画像データ」と呼ぶ。また、「コントラスト画像」は投影データの1方向のデータを指すが、「3Dコントラスト画像」は再構成された画像を指す。

40

【0011】

図1は、透過された光子を検出するために検出器アレイを含むCT装置100の簡略化された概略的構造を示す。本開示の態様は、医用イメージングシステムとしてCT装置100に制限されない。特に、本実施形態で説明される構造および手順は、他の医用イメージングシステムに適用可能であり、具体的にはCT装置100および光子の検出に関する、本実施形態で提供される記述は例示である。

50

【0012】

検出器アレイ、光子検出器、および/または光子検出器アレイは、本実施形態では、単に検出器と呼ばれることがある。図1に示されるCT装置100は、X線管110と、フィルタおよびコリメータ120と、検出器130とを含む。一実装形態では、検出器130は、第3世代方式(third-generation geometry)で配置されたエネルギー積分検出器素子のアレイであってよい。一実装形態では、CT装置100は、第4世代方式で疎に配置されたエネルギー弁別(たとえば、フォトンカウンティング型)検出器も含み、この場合検出器130はエネルギー弁別検出器となる。CT装置100はまた、ガントリモータなどのさらなる機械構成要素および電気構成要素と、ガントリの回転を制御し、X線源を制御し、患者用寝台を制御するコントローラ140とを含む。CT装置100はまた、データ収集システム150と、処理回路160とを含む。処理回路160は、データ収集システムによって収集される投影(ビュー)データに基づいてCT画像を生成するように構成またはプログラムされる。たとえば、処理回路160は、検出器130がエネルギー弁別検出器である場合スペクトルCT画像を再構成する再構成部品を含む。処理回路は、本実施形態で説明されるプロセス、式、および関係に従って、方法を実行し、アルゴリズムを実行するようにプログラムされる。処理回路およびデータ収集システムは、メモリ170を利用することができ、メモリ170は、たとえば検出器から取得されたデータと、再構成された3D画像とを記憶するように構成される。

10

【0013】

X線管110、フィルタおよびコリメータ120、検出器130、ならびにコントローラ140は、穴を含むフレーム180内に設けられ得る。フレーム180は、略円筒形または略ドーナツ形を有する。図1に示される図では、フレーム180の穴の長手方向軸は、穴の中央にあり、ページ内外へと延びる。区域190と識別される、穴の内側は、CT装置100の視野(FOV)である。患者などの、スキャンされる被検体は、たとえば患者テーブルを用いてターゲット領域内に設置される。次いで、被検体は、放射線195のファンまたはコーンを用いてX線管110によって照射可能である。処理回路160は、捕捉された入射X線光子の光子カウントを決定するようにプログラムされる。データ収集システム150、処理回路160、およびメモリ170は、単一の機械またはコンピュータとして実施されてもよいし、ネットワークまたは他のデータ通信システムを介して互いに結合または分散された別個の機械またはコンピュータとして実施されてもよい。コントローラ140はまた、ネットワークまたは他のデータ通信システムを介して結合可能であり、別個の機械もしくはコンピュータによって実施されてもよいし、システムの別の機械もしくはコンピュータの一部として実施されてもよい。

20

30

【0014】

さらに、コントローラ140は、メモリ170に格納された専用プログラムを起動することで、上述する図3D、図6A、6B、図12A、12B、12C、12Dに示したフローに従う、領域同定処理等を実行する。

【0015】

図1では、検出器130は、長手方向軸に対してX線管110とともに回転する回転検出器アレイである。図1には示されていないが、検出器130は回転検出器アレイの代わりに360度分をカバーする固定検出器アレイであっても良い。他の検出器も実装可能である。

40

【0016】

一実装形態では、CT装置100のフレーム180はX線撮影ガントリである。処理回路160は、再構成処理回路と、画像処理回路と、前処理回路とを含むことができ、「回路」という用語は、プログラム命令を実行する中央処理ユニット(CPU)と解釈されてもよいし、FPGAなどの特殊用途ハードウェア回路と解釈されてもよいし、他の専用回路と解釈されてもよい。

【0017】

図2は、X線アンギオ装置のX線撮影ガントリの一例を示す。図2に示されるように、

50

X線アンギオ装置200は、X線管202と、X線検出器204と、Cアーム206と、スタンド208と、高電圧発生装置210と、寝台212と、X線停止デバイス214とを含む。

【0018】

高電圧発生装置210は、X線管202の電極の間に印加される高電圧を生成し、X線管202の陰極フィラメントに供給されるフィラメント電流も生成する。高電圧とフィラメント電流とを受けると、X線管202はX線を生成する。X線コリメータデバイス214は、X線管202によって生成されたX線を整形する。X線検出器204は、入射X線を直接または間接的に電荷に変換する複数の検出素子（ピクセル）の二次元配列であってよい。X線管202は、たとえば、据え置き型Cアーム306の一方の端に取り付けられる。X線検出器204は、Cアーム206の他方の端に取り付けられる。X線検出器204は、寝台212上の被検体OBJを挟んでX線管202と対面する。Cアーム206は、スタンド208上に回転可能に支持される。Cアーム206を回転させながら被検体OBJに対するX線撮影を繰り返すことは、三次元画像再構成に必要とされる多方向のX線投影データを収集することを可能にする。

10

【0019】

X線撮影制御回路は、回転X線撮影を実行し、X線投影データを生成するために、Cアーム206の回転、高電圧発生装置210からX線管202への高電圧の印加、およびX線検出器204からの信号の読み取りを制御する。

【0020】

デジタルサブトラクション血管造影法(DSA)では、観察方向固定の場合、コントラスト画像は非造影剤マスク画像から減算される。これにより他の軟部組織および骨の情報は消去され、血管情報のみが抽出される。Cアームガントリを用いる3D DSAの実装形態では、ガントリは2回のスキャンを実行する。各スキャンは、180°+ビームのファン角の角度間隔で実行される。1回のスキャンは造影剤なしで実行され、他方のスキャンは造影剤ありで実行される。各コントラスト画像は投影角度の略一致するマスク画像から1フレームずつ減算される。必要とされる角度間隔に十分な画像が収集された場合、3D血管画像はサブトラクション画像データから再構成可能となる。複数の投影角度に対するサブトラクション画像データを取得し、このサブトラクション画像データから3D血管画像を再構成する方法は、Cアーム方式(C-arm geometry)を有しハーフスキャン再構成方法を使用するガントリの場合に限定されない。他のCT装置方式(CT-apparatus geometry)ならびに他のショートスキャン再構成方法およびフルスキャン再構成方法も使用可能である。

20

30

【0021】

臨床適用例は、多くの場合、患者はコイルまたはクリップ、ステントなどの金属デバイスを留置されている。コイルは、動脈瘤に密に充填されることが多く、高密度であり、3D画像においてストリーク状のメタルアーチファクトを引き起こす。3D DSAでは、マスク画像とコントラスト画像との間で患者の動きがないことが理想的であり、金属は完全に消去される。しかしながら、造影剤が頭部に流入すると、患者は灼熱痛を感じる(殆どの患者は、造影剤が脳動脈に流れ込むとき、灼けつくような痛みを感じる)。したがって、患者は、じっとしているように言われていても、多少は動いてしまう。患者が動いた結果として、コントラスト画像とマスク画像との間の減算は、サブトラクション画像には大きな正負の値を有する。具体的には、負の値および正の値は、金属デバイスのシフトによって発生し、金属デバイスの周辺で生じる。患者の動きによる金属デバイスのシフトによって引き起こされる3D血管画像から金属アーチファクトは周辺の血管の観察を困難にし、また動脈瘤内に血流が残っていると言う誤診断を招いてしまうリスクがある。そのため金属アーチファクトの除去あるいは低減は重要な課題である。

40

【0022】

コントラスト画像とマスク画像との間の患者の動きによるアーチファクトを低減するためにマスク画像(またはコントラスト画像)を平行移動および回転させるプロセスはレジ

50

ストレーションと呼ばれる。一実装形態では、レジストレーションは、金属ステントまたは金属コイル等に代表される金属デバイスに対応する画像の関心領域（ROI）の同定によって実行可能である。関心領域（ROI）はコントラスト画像とマスク画像間で比較され、金属デバイスが2つの画像間で一致するまで、一方の画像は他方の画像に対して調整される（たとえば、コントラスト画像はマスク画像に一致するように平行移動および回転される）。一実装形態では、2つの画像間の位置合わせは、2つの画像のROI間の相互相関を最大にすることによって最適化される。

【0023】

造影剤に対応する吸収特徴が、金属ステントまたは金属コイルなどの金属デバイスに極めて近接している場合、画像をレジストレーションするために相互相関を使用することは、レジストレーションプロセスにエラーを引き起こすことがあり得る。このエラーを予防するために、元のマスク画像ではなく混ぜ合わされたマスク画像がレジストレーションに使用可能である。この混ぜ合わされたマスク画像は、コントラスト画像に類似した吸収分布を有し、コントラスト画像と混ぜ合わされたマスク画像との間のより大きな類似性によって、レジストレーションエラーが発生するリスクが大きく低減される。混ぜ合わされたマスク画像を生成するために、マスク画像が3D血管画像の再投影画像と合成される。次いで、コントラスト画像と混ぜ合わされたマスク画像とは、レジストレーションプロセス中に互いと位置合わせされる。ひとたびコントラスト画像が混ぜ合わされたマスク画像に対してレジストレーションされると、次いで、サブトラクション画像は、元のマスク画像と、レジストレーションされたコントラスト画像との間で1フレームずつ減算することによって取得可能である。最後に、アーチファクトを低減したサブトラクション画像データからアーチファクトを低減した3D血管画像が再構成可能である。たとえば、サブトラクション画像データが 180° + ファン角の投影角度にまたがる場合、ハーフスキャンフィルタ補正逆投影法が使用可能である。あるいはTV法などの逐次近似再構成法が使用可能である。

【0024】

図3Aは、マスク画像302の一例を示す。ROIは、金属デバイスを含むように定義される。図3Bは、コントラスト画像304の一例を示す。図3Bを図3Aと比較すると、特定の血管系構造の吸収の変化がはっきり視認可能である。図3Cは、サブトラクション画像306の一例を示す。減算は、コントラスト画像及びマスク画像のX線強度の自然対数を計算した後で実行される。あるいは、減算はまた、マスク画像からコントラスト画像を除算し、次いで、その演算結果の自然対数を計算することによっても実行可能である。サブトラクション画像は、背景を除去することによって血管系構造をより見やすくする。しかしながら、コントラスト画像とマスク画像との間の位置ずれが発生していると、金属デバイス周辺に大きなアーチファクトが生じる。

【0025】

（投影画像を用いた金属アーチファクトに対応する領域の同定）

図3Dは、コントラスト画像とマスク画像との間の位置ずれを補正する方法310の流れ図を示す。ステップ314では、ROIが定義される。次いで、ステップ318では、コントラスト画像は、それぞれのコントラスト画像とマスク画像との間の相互相関が最大になるように補正され、マスク画像との位置ずれが補正される。サブトラクション画像は、ステップ320で、それぞれの補正されたコントラスト画像およびマスク画像から1フレームずつ計算される。最後に、ステップ322で、これらのサブトラクション画像データから3D血管画像が再構成される。再構成方法は、Fieldkamp法などのフィルタ補正逆投影法であってもよいし、TV法などの逐次近似再構成法であってもよい。

【0026】

図4Aは、コイル近くのマスク画像402を示し、画像の下のプロファイルは、マスク画像の垂直断面に沿って計測した一次元プロファイル（たとえば、より大きな数は、よりX線吸収が少ないことを示す）を示す。図4Bは、コイルの近くのコントラスト画像404の一例を示す。図4Cは、サブトラクション画像406の一例を示す。サブトラクショ

10

20

30

40

50

ン画像406内のピーク408は、アーチファクトを示す。たとえば、患者の動きにより、コントラスト画像内の金属は、マスク画像内の金属に対し右下にシフトする。そのため、マスク画像がコントラスト画像から減算されるとき、金属画像の右下部分は、サブトラクション画像から完全に消去されず、図4Cに見られる正のアーチファクトを作り出し、金属画像の左上部分では、負のアーチファクトを生じさせる。マスク画像およびコントラスト画像の位置ずれを補正するプロセスは、レジストレーションと呼ばれ、図4Cに示される金属領域の右下の正のアーチファクトおよび金属領域の左上の負のアーチファクトを最小にすることができる。

【0027】

レジストレーションは、マスク画像とコントラスト画像との相互相関を最大にするように、コントラスト画像の位置を、マスク画像に一致させるように平行移動および回転させることによって行われる。大多数の投影画像では、一方の画像の位置を少しずつずらしながら相互相関を算出し、相互相関が最大となるマスク画像とコントラスト画像とを同定することは、マスク画像に対してコントラスト画像をレジストレーションするのに十分である。しかしながら、造影剤による吸収が金属コイルまたは金属ステントによる吸収に類似しており、投影画像上で造影剤が金属コイルまたは金属ステントに極めて近接するようになるとき、レジストレーションエラーが発生することがある。

【0028】

図5Aおよび図5Bは、マスク画像502はコイル情報504のみを含むが、コントラスト画像506は、造影剤による吸収を表す造影剤情報508と組み合わせたコイル情報504を含むことを示す。そのため、マスク画像の吸収分布は、コントラスト画像の吸収分布とは異なることがあり、このことが、マスク画像およびコントラスト画像のレジストレーションにエラーを持ち込み得る。さらに、図5Bは、コイルによる吸収情報が造影剤による吸収情報と同程度の量であることを示す。したがって、マスク画像とコントラスト画像との間の相互相関演算はエラーを発生するリスクがある。

【0029】

レジストレーションにおけるエラーを予防するために、マスク画像の代わりに、混ぜ合わされたマスク画像がレジストレーションに使用可能である。後述するように、この混ぜ合わされたマスク画像は、マスク画像を3D血管画像の再投影と組み合わせることによって取得可能であり、3D血管画像はサブトラクション画像データから再構成された画像である。レジストレーションに混ぜ合わされたマスク画像を使用することは、3D血管画像がサブトラクション画像データから2回再構成されることになる。第1の再構成は、混ぜ合わされたマスク画像を生成するために、混ぜ合わされたマスク画像を用いたレジストレーションの前に発生し、第2の再構成は、最終的な3D血管画像を再構成するために、混ぜ合わされたマスク画像を用いたレジストレーションの後で発生する。3D血管画像の第1の再構成のために、従来の方法（たとえば、収集されたマスク画像）を使用してレジストレーションが実行される。次いで、結果として得られる、サブトラクション画像データから再構成された3D血管画像は、再投影された造影剤情報を取得するために使用される。一実装形態では、第一の3D血管画像から図4Cに示される金属アーチファクトなどのアーチファクトに起因するアーチファクトを抑制する。具体的には3D血管画像内の異常なボクセルを識別するために閾値処理および領域拡張方法を使用し、次いで、再投影された造影剤情報から金属アーチファクトを抑制することができる。領域拡張は、閾値処理で同定された領域から隣接するボクセルを調べ、隣接ボクセルが領域に追加されるべきかを決定する。このプロセスは一定範囲反復される。

【0030】

たとえば、金属は、血管、筋肉、水、さらには骨などの軟物質よりも大きな吸収係数を有することが知られている。したがって、一般的な軟物質吸収と金属吸収との間の所定の吸収閾値は、金属に対応する可能性の高いボクセルを区別するために使用可能である。たとえば、金属に関する所定の閾値は、4000ハンズフィールドユニット(HU)とする

10

20

30

40

50

ことができ、したがって、この閾値よりも大きい吸収を持つボクセルは、金属ボクセルであると決定される。これらの金属ボクセルは、異常とフラグを立てられ、再投影から除外され得る。

【0031】

加えて、負の吸収に対応するボクセルも異常であり、再投影から除外され得る。加えて、デュアルエネルギーCTおよび/またはフォトンカウンティング型検出器を使用するCT装置では、各ボクセルに対するX線吸収のスペクトル変化も、さまざまなボクセルタイプ（たとえば、金属、軟物質、および造影剤）を区別する印として使用可能であり、このさらなる印は、決定プロセスにおいて、ボクセルが造影剤情報の範囲内かその範囲外かを決定するためにも使用可能である。

10

【0032】

一実装形態では、造影剤情報の投影は各ボクセルが造影剤情報かどうかを判定し、造影剤情報と判定されたボクセルのみを投影することで生成可能である。造影剤情報と判定されたボクセルが投影する領域は図7Cに示されており、造影剤情報を実施に再投影した結果は図7Dに示されている。

【0033】

一実装形態では、造影剤情報の再投影画像の分解能は、サブトラクション画像データと同じ分解能を持っている必要はない。造影剤情報の再投影画像の使用目的は、混ぜ合わされたマスク画像を生成するために情報をマスク画像内へと重ね合わせることである。これらの混ぜ合わされたマスク画像は、造影剤情報が粗い分解能のみを有するときであってもレジストレーションに大きな問題とはならない。造影剤情報の再投影画像の分解能を落とすことにより、方法600の高速化が可能となる。たとえば、最終的な再構成された画像のボクセルサイズが $512 \times 512 \times 512$ である場合、第1の再構成された3D血管画像のボクセルサイズは、 $128 \times 128 \times 128$ であるかまたはこれよりも小さくてよい。

20

【0034】

混ぜ合わされたマスク画像を取得した後、コントラスト画像は、混ぜ合わされたマスク画像に対してレジストレーション可能である（より小さなボクセルサイズが第1の再構成された3D血管画像のボクセルサイズあるいはおよび再投影された造影剤情報画像に使用された場合、混ぜ合わされた造影剤情報画像のサイズをマスク画像に等しくするために、補間処理によるアップサンプリングが使用可能である）。レジストレーションが実行された後、サブトラクション画像を生成するために、レジストレーションされたコントラスト画像からマスク画像が減算される。次いで、サブトラクション画像データを使用して3D再構成が実行され、この第2の再構成は、改善されたレジストレーションにより金属アーチファクトのない3D血管画像を、より細かい分解能（たとえば、 $512 \times 512 \times 512$ の画像を生成するために）で実行され得る。3D血管画像の第2の再構成の前のレジストレーションは、混ぜ合わされたマスク画像を使用して実行されたので、レジストレーションプロセスにおいてエラーが発生し難い。そのため最終的な3D血管画像は、初期3D血管画像内に存在する金属アーチファクトが大きく低減されている。

30

【0035】

なおここでは混ぜ合わされたマスク画像を生成しているが、その代わりに投影された造影剤情報をコントラスト画像から差し引き、造影剤の影響を排除したコントラスト画像を生成しても良い。

40

【0036】

さらにレジストレーションエラーが発生するのはまれなので、別の機序でエラーを予防しても良い。具体的には位置ずれ補正量を撮影角度毎に比較すると、近接する補正量はほぼ一致する。この特徴を利用し、近接する角度とは明らかに異なる補正量を示すものは異常と判断し、その場合は隣接撮影角度の補正量を元に、検索する補正量の範囲を限定する。この場合は再構成が1度で済むので、最終的な再構成画像を得るまでの時間が短縮できると言うメリットがある。

50

【 0 0 3 7 】

(再構成画像を用いた金属アーチファクトに対応する領域の同定)

次に図 6 A、6 B、6 C を参照すると、処理回路によって実行される、3 D 血管画像から患者の動きによる金属アーチファクトの兆候を取り除くための方法の一実装形態について説明するフローチャート 6 0 0 が示されている。

【 0 0 3 8 】

ステップ 6 0 2 では、処理回路は、マスク画像を使用する第 1 の再構成を実行することによって 3 D マスク画像を生成する。マスク画像は、造影剤が患者に注入される前に取得される。最終的な再構成画像のボクセルサイズよりも小さいボクセルサイズの第 1 の三次元画像が再構成される。第 1 の三次元画像のボクセルサイズは、最終的な再構成画像の 4 分の 1 に等しいまたはそれより小さくてよい。たとえば、最終的な再構成された画像の行列が 5 1 2 × 5 1 2 × 5 1 2 である場合、第 1 の三次元画像の行列は、1 2 8 × 1 2 8 × 1 2 8 であるかまたはこれよりも小さい。

10

【 0 0 3 9 】

ステップ 6 0 4 では、処理回路は、第 1 の三次元画像で所定の閾値を上回るすべてのボクセル値を抽出することによって、金属ボクセルを抽出する。この所定の閾値は、軟物質と金属との最も良い区別を作り出し得る値である。一実装形態では、4 0 0 0 H U が適用される。

【 0 0 4 0 】

ステップ 6 0 6 では、処理回路は、1 フレームペアずつ、R O I を同定するために金属ボクセルを各投影画像方向へと再投影する。

20

【 0 0 4 1 】

ステップ 6 0 8 では、処理回路は、マスク画像上で金属ピクセルを含む R O I を定義する。R O I は金属ボクセルが投影された領域に対し、一定の範囲で拡張処理したものである。

【 0 0 4 2 】

プロセス 6 1 7 は、再投影された造影剤情報を生成する方法である。プロセス 6 1 7 のステップは、図 6 B に示されている。

【 0 0 4 3 】

プロセス 6 1 7 のステップ 6 1 8 では、処理回路は、D S A 画像を取得するために、対応するコントラスト画像からマスク画像を減算する。

30

【 0 0 4 4 】

プロセス 6 1 7 のステップ 6 2 0 では、処理回路は、取得された D S A 画像に対して再構成を実行する。

【 0 0 4 5 】

プロセス 6 1 7 のステップ 6 2 2 では、処理回路は、所定の範囲に入るすべてのボクセルを再構成された 3 D 血管画像から抽出することによって、造影剤ボクセルを識別する。

【 0 0 4 6 】

ステップ 6 2 4 では、処理回路は、3 D 血管画像内の造影剤に対応するボクセルを再投影する。

40

【 0 0 4 7 】

ステップ 6 1 0 では、マスク画像は、混ぜ合わされたマスク画像を生成するために、造影剤ボクセルの再投影と混ぜ合わされる。図 8 は、マスク画像および造影剤ボクセルの再投影から混ぜ合わされたマスク画像を生成する一実装形態を示す。

【 0 0 4 8 】

ステップ 6 1 2 では、コントラスト画像が、混ぜ合わされたマスク画像にレジストレーションされる。一実装形態では、レジストレーションは、R O I 内でのコントラスト画像と混ぜ合わされたマスク画像との相互相関を最大にすることによって実行される。

【 0 0 4 9 】

プロセス 6 1 5 では、金属アーチファクトのないサブトラクション画像データが、適切

50

にレジストレーションされたコントラスト画像とマスク画像との間の差分演算によって生成される。

【 0 0 5 0 】

ステップ 6 1 6 では、金属アーチファクトのない 3 D 血管画像が、任意の既知の画像再構成方法を使用してサブトラクション画像データから再構成される。ハーフスキャン（すなわち、 $180^\circ + \text{ファン角}$ の投影角度にまたがるスキャン）のみがマスク画像データおよびコントラスト画像データに対して実行された場合、ハーフスキャン再構成方法が使用される。

【 0 0 5 1 】

図 6 A のステップ 6 1 0 では、処理回路は、混ぜ合わされたマスク画像を生成するために、マスク画像を再投影された造影剤情報と混ぜ合わせる。

10

【 0 0 5 2 】

図 8 に示されるように、混ぜ合わされたマスク画像上の ROI 8 0 8 は、コントラスト画像との相互相関を計算することによってコントラスト画像 8 1 0 をレジストレーションするために使用される。図 9 A はマスク画像の一例である。図 9 B はコントラスト画像の一例である。図 9 C は、混ぜ合わされたマスク画像の一例である。マスク画像と比較されると、混ぜ合わされたマスク画像は、コントラスト画像とより良く一致し、これが、より良い同一条件での比較をもたらし、より正確なレジストレーションを達成する。

【 0 0 5 3 】

ステップ 6 1 2 では、処理回路は、混ぜ合わされたマスク画像とコントラスト画像との間の ROI の相互相関分析を実行することによって、混ぜ合わされたマスク画像とコントラスト画像を 1 投影方向ペアずつレジストレーションし、探索領域は、想定される最大の動きに依存する。

20

【 0 0 5 4 】

一実施形態では、2 D 平行移動は、探索に十分である。別の実施形態では、レジストレーションは、相互相関の最大値に対応する、図 1 1 に示される変換 T を探索する際に平行移動変換と回転変換の両方を含む。

【 0 0 5 5 】

回転シーケンスが開始される前に、患者は静止したままであるように指示される。しかしながら、患者の頭部に造影剤が侵入することは、患者に灼熱痛を引き起こし、それに反応して患者が動く。したがって、コントラスト画像は、通常、患者が動くためにマスク画像と位置ずれが発生していることが多い。図 3 C は、マスク画像とコントラスト画像との間のコイル投影の位置合わせ不良を示す。そのため、マスク画像とコントラスト画像との間のレジストレーションは、マスク画像とコントラスト画像を位置合わせするために必要とされる。

30

【 0 0 5 6 】

図 1 0 A は、マスク画像の ROI の一例を示す。マスク画像の ROI は、マスク画像内の探索領域である。図 1 0 B は、コントラスト画像の ROI の一例を示す。マスク画像の ROI は、コントラスト画像の ROI と同じサイズであり、コントラスト画像の ROI と同じ、フラットパネル検出器のグリッド位置を有する。しかし、マスク画像とコントラスト画像との間の患者の動きが、2 つの画像間のそれぞれの ROI 内での金属の位置の差をもたらす。そのため、相互相関が最大値となるようなコントラスト画像内の ROI を見つける必要がある。

40

【 0 0 5 7 】

レジストレーションは、（混ぜ合わされた）マスク画像とコントラスト画像との間の相互相関関数の最大値を見つけることによって実行され、相互相関関数は、平行移動と回転の両方を含むことができる。あるいは、レジストレーションは、（混ぜ合わされた）マスク画像とコントラスト画像との間の重なり積分を最大にする引数（すなわち、変換）について解くことによって実行され得、変換演算子の引数は、平行移動と回転の両方を含む。

【 0 0 5 8 】

50

ステップ614では、処理回路は、1投影方向ずつ、レジストレーションされたコントラスト画像をマスク画像からサブトラクションする。

【0059】

ステップ616では、処理回路は、再構成を実行し、金属アーチファクトのない3D血管画像を取得する。

【0060】

(判断関数を用いた金属アーチファクトに対応する領域の同定)

一実施形態では、判断関数が、金属アーチファクトを低減するために使用可能である。判断関数は、マスク画像のためのROIにおいて、およびコントラスト画像のための同じROIにおいて、2つの抽出された画像を一致させる変換が平行移動または回転によって支配されるかどうかを決定するために、2つの画像が比較される。回転が一定の閾値よりも小さい場合、変換は、平行移動変換によって支配されると推定される。

10

【0061】

加えて、判断関数は、レジストレーションに値するのに十分なほど患者が動いたかどうかを決定するという目的のために使用可能である。レジストレーションに値するのに十分なほど患者が動かなかった場合、レジストレーションステップおよび付随するすべての不可欠なステップが省略可能であり、計算上の負荷を大きく減ずることになる。

【0062】

一実装形態では、2つのタイプの判断関数すなわちデータ単位判断関数および画像単位判断関数が使用される。データ単位判断関数では、画像データのすべてが評価され、画像データのためのコントラスト画像のすべてがレジストレーションを必要とするかどうかに関する決定がなされる。画像単位判断関数では、レジストレーションが特定の画像ペアに必要とされるかどうかを決定するために、各画像ペア(すなわち、コントラスト画像および対応するマスク画像)が個別に評価される。

20

【0063】

一実装形態では、判断関数は、レジストレーションなしのROI内のマスク画像と造影剤画像との間の差分画像のエントロピーを計算することによって実現され得る。計算されたエントロピーが所定の範囲外である場合、データ単位判断関数は、レジストレーションが必要とされると決定する。

【0064】

一実装形態では、判断関数は、サブトラクション画像データ内で所定の値よりも小さい負の値の数を計算することによって実現され得る。これは、レジストレーションなしのROI内のマスク画像とコントラスト画像との差である。たとえば、造影剤は吸収を増加させ、したがって、マスク画像からコントラスト画像を引いたものは、理想的には正の値またはゼロに近い値のみを生じる。サブトラクション画像データ内の負の値は、マスク画像に対するコントラスト画像の変位を示すので、所定の閾値よりも小さいサブトラクション画像データ内の負のピクセル(たとえば、ゼロよりも大幅に小さい)の数は、変位の大きさを示す。したがって、判断関数は、第1の基準を満たす(すなわち、実質的に負であるための第1の閾値を下回るピクセル値を有する)ピクセルの数がピクセル数の閾値を超え

30

40

【0065】

次に図12A、12B、12C、12Dを参照すると、処理回路によって実行される、上記で説明された判断関数を用いて3D血管画像から金属アーチファクトの表示を取り除くための方法について説明するフローチャート1200が示されている。

【0066】

ステップ1202では、処理回路は、マスク画像を使用する第1の再構成を実行することによって3Dマスク画像を生成する。このステップは、ステップ602と同様である。

【0067】

ステップ1204では、処理回路は、マスク画像からの、所定の閾値を上回るすべてのボクセル値を閾値処理することによって、金属ボクセルを識別する。このステップは、ス

50

テップ604と同様である。

【0068】

ステップ1206では、処理回路は、マスク画像とコントラスト画像の両方に金属を含む関心領域(ROI)を定義する。このステップは、ステップ606と同様である。

【0069】

プロセス1208では、処理回路は、図12Bに示されるように、コントラスト画像に対応するマスク画像にレジストレーションすべきかどうかをデータ単位判断関数に基づいて決定する。プロセス1208の一部として、処理回路は、マスク画像から再構成された画像とコントラスト画像から再構成された画像との間のサブトラクション画像を生成し、関心ボリューム(VOI)内のエントロピーを計算する。

10

【0070】

プロセス1208のステップ1250では、マスク画像データは、3Dマスク画像(すなわち、断層像)を再構成するために使用される。

【0071】

プロセス1208のステップ1252では、3Dマスク画像内で金属領域に対応するボクセルが、閾値処理方法および領域拡張方法を使用して、範囲外にセグメント化され、フラグを立てられる。

【0072】

プロセス1208のステップ1254では、VOIは、金属ボクセルを含むように定義される。

20

【0073】

プロセス1208のステップ1256では、3Dコントラスト画像がコントラスト画像データから再構成される。このコントラスト画像データから再構成された画像は、少なくともVOIを含む。

【0074】

プロセス1208のステップ1258では、VOI内の3Dマスク画像からVOI内の3Dコントラスト画像を減算することによって、サブトラクション画像がVOI内で計算される。

【0075】

プロセス1208のステップ1260では、サブトラクション画像のエントロピーが計算される。患者が動き、コイルのような金属デバイスが適切に減算されないとき、減算された画像内に残存信号が残り、サブトラクション画像に大きな値が生じることがある。

30

【0076】

プロセス1208のステップ1262では、処理回路は、取得されたエントロピーが所定の閾値エントロピー範囲内にあるかどうかを決定する。計算されたエントロピーが所定の閾値エントロピー範囲外にある場合、処理回路は、プロセス1220に進み、ステップ1236にも進む。計算されたエントロピーが所定の閾値エントロピー範囲内にある場合、処理回路は、すべてのコントラスト画像に対するレジストレーションを中止する。

【0077】

所定の閾値エントロピー p は、最も良い値を探索するために3D血管画像データセットのプールを使用することによって、統計的基準から決定可能である。

40

【0078】

ステップ1210では、処理回路は、マスクフレームを生成するために、金属ボリューム画像の金属ボクセルの再投影を実行する。

【0079】

ステップ1212では、処理回路は、1フレームペアずつ、マスク画像をROI内のコントラスト画像から減算する。

【0080】

プロセス1220では、処理回路は、図12Cに示されるように、コントラスト画像に対応するマスク画像にレジストレーションすべきかどうかを画像単位判断関数に基づい

50

て決定する。

【 0 0 8 1 】

プロセス 1 2 2 0 のステップ 1 2 2 2 では、処理回路は、ステップ 1 2 1 2 と同様に、ROI 内の対応するコントラスト画像からマスク画像を減算する。

【 0 0 8 2 】

プロセス 1 2 2 0 のステップ 1 2 2 4 では、処理回路は、ステップ 1 2 2 2 で取得されたサブトラクション画像内の一定以下の負のピクセルの数を計算する。

【 0 0 8 3 】

コントラスト画像は、マスク画像内の減衰している被検体のすべてに加えて、造影剤による減衰を含むので、マスク画像からコントラスト画像を減算すると、一般に、正の値（たとえば、造影剤を有する領域）またはゼロ（たとえば、造影剤のない領域内）となる。しかしながら、コントラスト画像およびマスク画像が位置ずれを起こしているとき、マスク画像の金属領域がコントラスト画像の非金属領域に重複することがあり、結果として、負のサブトラクション信号を呈するしたがって、コイル/ステントの金属デバイスの投影がマスク画像とコントラスト画像との間で位置ずれしているとき、サブトラクション画像は、大きな負の値の領域を含む可能性が高く、この領域の面積（すなわち、大きな負の値を有するピクセルの数）は、マスク画像とコントラスト画像との間の位置ずれの大きさの指標である。

10

【 0 0 8 4 】

プロセス 1 2 2 0 のステップ 1 2 2 6 では、処理回路は、計算された負のピクセルの数が負のピクセルの所定の閾値を超えるかどうかを決定する。負のピクセルの数が負のピクセルの所定の閾値よりも大きい場合、処理回路は、ステップ 1 2 2 6 で評価された差に対応するマスク画像およびコントラスト画像に対して、ステップ 1 2 2 8、それに続いてステップ 1 2 3 0 を実行する。

20

【 0 0 8 5 】

そうでない場合、処理回路は、当該マスク画像およびコントラスト画像のペアに対してステップ 1 2 2 8 と 1 2 3 0 とを飛ばし、ステップ 1 2 2 1 を通ってステップ 1 2 3 1 に直接進むことによって、レジストレーションプロセスを飛ばす。負のピクセルの数が所定の閾値を下回る場合、そのペアに対してレジストレーションを飛ばしても良いと決定する。プロセス 1 2 2 0 では、マスク画像とコントラスト画像のペアの間位置ずれが画像単位で決定され、各マスク画像およびコントラスト画像のペアは独立して検討され、いくつかのペアはおそらく、レジストレーションプロセスを飛ばしてステップ 1 2 2 1 に行くが、他のペアはおそらく、レジストレーションプロセスを行うためにステップ 1 2 2 8 に行く。各マスク画像およびコントラスト画像のペアは、ステップ 1 2 2 1 またはステップ 1 2 2 8 のいずれかに行く。

30

【 0 0 8 6 】

図 1 3 A および図 1 3 B は、マスク画像とコントラスト画像との間の位置ずれにより負のピクセルが生じるサブトラクション画像 1 3 0 2 を示す。コイルのような金属デバイスの位置が、マスク画像とコントラスト画像との間で位置ずれが発生しているとき、大きな負のサブトラクション値が出現する。一実装形態では、サブトラクション画像の一定以下の負のピクセル値の合計が判断関数に使用され得る。しかしながら、サブトラクション画像の負のピクセル値の合計を計算することが困難なことがある。したがって、代替実装形態では、コイル投影の面積に対する負のサブトラクション値の面積の比が判断関数に使用され得る。この比 r は、次の式 (1 2) で定義される。

40

【 0 0 8 7 】

$$r = (\text{多数の負のピクセル数} / \text{多数のコイルピクセル数}) \quad (12)$$

【 0 0 8 8 】

$r > 5\%$ の場合、処理回路は判断関数を通過し、ステップ 1 2 2 8 でレジストレーションを実行する。 $r \leq 5\%$ の場合、処理回路は、このマスク画像およびコントラスト画像のペアに対するレジストレーションを中止する。最適な r はまた、十分な数の 3 D 血管画像

50

から経験的に決められてもよい。

【0089】

ステップ1236では、処理回路は、再投影された造影剤情報を生成する。方法は、プロセス617で説明されている。

【0090】

ステップ1228では、処理回路は、混ぜ合わされたマスク画像を生成するために、マスク画像を再投影された造影剤情報と混ぜ合わせる。このステップは、ステップ610と同様である。

【0091】

ステップ1230では、処理回路は、混ぜ合わされたマスク画像とコントラスト画像との間のROIの相互相関分析を実行することによって、混ぜ合わされたマスク画像とコントラスト画像を1フレームペアずつレジストレーションし、探索領域は、想定される最大の動きに依存する。このステップは、ステップ612と同様である。

【0092】

プロセス1231では、レジストレーションを完了したマスク画像とコントラスト画像とを用いてサブトラクション画像が計算され、金属アーチファクトのない3D血管画像がサブトラクション画像データから再構成される。このプロセスは、プロセス615と同様である。

【0093】

プロセス1231のステップ1232では、処理回路は、1画像ペアずつ、レジストレーションされたマスク画像をコントラスト画像から減算する。このステップは、ステップ614と同様である。

【0094】

プロセス1231のステップ1234では、処理回路は、再構成を実行し、金属アーチファクトのない3D血管画像を取得する。このステップは、ステップ616と同様である。

【0095】

処理システムの一例が図14に示されており、これは、図1の処理回路160および図15のプロセッサ1570の一実装形態の一例である。処理回路6は、ハードウェアデバイス、たとえば、具体的にはCPUに図6および図12のフローチャートに示される機能を実行させる1つまたは複数のコンピュータプログラムを実行するように構成されたCPUとすることができる。具体的には、この例示的な処理システムは、中央処理ユニット(CPU)および/または少なくとも1つの特定用途向けプロセッサASP(図示されず)などの1つまたは複数のマイクロプロセッサまたは等価物を使用して実装され得る。マイクロプロセッサとは、本開示のプロセスとシステムとを実行および/または制御するようにマイクロプロセッサを制御するように構成され、本実施形態で説明されるアルゴリズムを実行するように構成された、メモリ回路(たとえば、ROM、EPROM、EEPROM(登録商標)、フラッシュメモリ、スタティックメモリ、DRAM、SDRAM、およびこれらの等価物)などのコンピュータ可読記憶媒体を利用する1つまたは複数の回路である。他の記憶媒体は、ハードディスクドライブまたは光ディスクドライブを制御できる、ディスクコントローラなどのコントローラを介して制御され得る。

【0096】

マイクロプロセッサまたはその態様は、代替実装形態では、本開示の態様を増強するまたはこれを完全に実装するための論理デバイスを含むまたはこれのみを含むことができる。そのような論理デバイスとしては、限定されるものではないが、特定用途向け集積回路(ASIC)、フィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)、ジェネリックアレイオブジック(GAL: generic-array of logic)、およびこれらの等価物がある。マイクロプロセッサは、別個のデバイスであってもよいし、単一の処理機構であってもよい。さらに、本開示は、計算効率の改善を達成するために、マルチコアCPUおよびグラフィックス処理ユニット(GPU)の並列処理機能から利益を得ることができる。マルチ処

10

20

30

40

50

トディスク、ハードディスク、フロッピー（登録商標）ディスク、テープ、光磁気ディスク、PROM（EPROM、EEPROM、フラッシュEPROM）、DRAM、SRAM、SDRAM、または他の任意磁気媒体、コンパクトディスク（たとえば、CD-ROM）、またはコンピュータが読み取り可能な他の任意の媒体である。ソフトウェアとしては、限定されるものではないが、デバイスドライバ、オペレーティングシステム、開発ツール、アプリケーションソフトウェア、および/またはグラフィカルユーザインターフェースがあり得る。

【0102】

上述の媒体上のコンピュータコード要素は、限定されるものではないが、スクリプト、解釈可能プログラム、ダイナミックリンクライブラリ（DLL）、Java（登録商標）クラス、および完全実行可能プログラムを含む、任意の解釈可能または実行可能なコード機構であってよい。さらに、本開示の態様の処理の一部は、より良い性能、信頼性、および/またはコストのために分散されてよい。

10

【0103】

処理システムのデータ入力部分は、たとえば、それぞれのワイヤード接続によって、検出器または検出器のアレイから入力信号を受け入れる。複数のASICまたは他のデータ処理構成要素は、データ入力部分を形成するように、またはデータ入力部分に入力を提供するように設けられ得る。ASICはそれぞれ、離散検出器アレイまたはそのセグメント（離散部分）から信号を受け取ることができる。検出器からの出力信号がアナログ信号であるとき、フィルタ回路は、データ記録および処理用途のために、アナログ-デジタル変換器とともに設けられ得る。フィルタリングはまた、アナログ信号のための離散フィルタ回路がなくても、デジタルフィルタリングによって提供され得る。あるいは、検出器がデジタル信号を出力するとき、デジタルフィルタリングおよび/またはデータ処理は、検出器の出力から直接実行可能である。

20

【0104】

一実装形態では、3D血管画像を再構成するためにマスク画像とコントラスト画像とをレジストレーションおよび減算する方法は、エネルギー積分検出器またはX線エネルギー分解検出器（たとえば、フォトンカウンティング型検出器）のいずれかを有するCT装置と、エネルギー積分検出器とエネルギー分解検出器の組み合わせを有するハイブリッドシステムとを使用して実行可能である。図15は、第3世代方式で配置されたエネルギー積分検出器と第4世代方式で配置されたフォトンカウンティング型検出器（PCD）とを有するハイブリッドCTスキャナシステムの一例の概略図を示す。参照によりその全体が本実施形態に組み込まれる米国特許出願第13/426,903号に説明されるように、CTスキャナは、PCDのリングの内側のX線源1512と結合されたリングトポロジで配置され、X線検出器ユニット1503はPCDのリングの外側にある。エネルギー積分検出器のみを有するCTスキャナは、図15のPCDを取り除くことによって獲得可能である。エネルギー分解検出器のみを有するCTスキャナは、図15のX線検出器ユニット1503を取り除くことによって獲得可能である。

30

【0105】

CTスキャナシステム内で所定の第3世代方式の検出器ユニット1503と組み合わせる所定の第4世代方式のPCDを設置するための一実装形態が、図15に示されている。この図は、テーブル1516上に載置される被検体OBJ、X線源1512、コリメータ/フィルタ1514、X線検出器1503、およびフォトンカウンティング型検出器PCD1~PCDNの間の相対位置を示す。PCDは、被検体OBJの方へ向けられた前面と、被検体OBJから離れるように向けられた背面とを有する。被検体OBJを通して進むX線は、PCDによって（前面で）検出されるか、または疎に配置されたPCD間の空間を通過し、X線検出器1503内の密に充填されたエネルギー積分検出器によって検出される、のいずれかである。

40

【0106】

X線投影データを獲得、記憶、処理、および配信するための回路およびハードウェアも

50

図15に示されている。この回路およびハードウェアは、プロセッサ1570と、ネットワークコントローラ1574と、メモリ1578と、データ収集システム1576とを含む。

【0107】

一実装形態では、X線源1512およびコリメータ/フィルタ1514は、ガントリ1540に回転可能に接続された回転構成要素1510に固定式に接続される。X線検出器1503も同様に、ガントリ1540に回転可能に接続された回転構成要素1530に固定式に接続される。一方、PCDは、ガントリ1540に固定式に接続された円形構成要素1520に固定式に接続される。ガントリ1540は、多数のCTスキャナを収容する。

10

【0108】

CTスキャナのガントリは、X線源からPCDおよび検出器ユニット1503まで進むX線の投影面内に位置決めされたテーブル1516上に配置された被検体OBJを有効にする開いた開口1515も含む。「投影面」とは、X線がX線源1512からPCDと検出器ユニット1503とを含む検出器まで通過するボリュームである。「被検体空間」とは、投影面とガントリの開いた開口1515の交差点である。「画像空間」は、X線源1512がガントリの開いた開口のまわりで回転するときのX線源1512のすべての投影角度に対応する投影面の和集合を含む。

【0109】

スキャンは、被検体OBJが被検体空間を占有し、X線源が一連の投影角度によって回転されるとき、実行され、CTスキャナは、各投影角度で被検体OBJを通るX線透過/減衰の投影データを収集する。

20

【0110】

一般に、フォトンカウンティング型検出器PCD1~PCDNは各々、所定数のエネルギービンの各々に対する光子カウントを出力する。第4世代方式で配置されたフォトンカウンティング型検出器PCD1~PCDNに加えて、図15に示される実装形態は、従来の第3世代方式で配置されたエネルギー積分検出器を有する検出器ユニット1503を含む。検出器ユニット1503内の検出器素子は、検出器ユニット表面に沿って、フォトンカウンティング型検出器よりも高密度に設置可能である。

【0111】

一実装形態では、フォトンカウンティング型検出器は、円などの所定の方式で被検体OBJのまわりに疎に設置される。たとえば、フォトンカウンティング型検出器PCD1~PCDNは、ガントリ内の所定の第2の円形構成要素1520上に固定式に設置される。一実装形態では、フォトンカウンティング型検出器PCD1~PCDNは、所定の等間隔位置で円形構成要素1520上に固定式に設置される。代替実装形態では、フォトンカウンティング型検出器PCD1~PCDNは、所定の非等間隔位置で円形構成要素1520上に固定式に設置される。円形構成要素1520は、被検体OBJに対して静止したままであり、データ収集中に回転しない。

30

【0112】

X線源1512、コリメータ1514(ポウタイフィルタを含む)と検出器ユニット1503の両方は、被検体OBJのまわりで回転するが、フォトンカウンティング型検出器PCD1~PCDNは、被検体OBJに対して静止している。一実装形態では、X線源1512は、被検体OBJに向かって所定の線源ファンビーム角度 θ_A でX線放射線を投影するが、X線源1512は、疎に設置されたフォトンカウンティング型検出器PCD1~PCDNの外側で被検体OBJのまわりを回転する。そのうえ、検出器ユニット1503は、X線源1512から被検体OBJを横切って直径に沿って対向する位置に取り付けられ、固定円形構成要素1520の外側で回転し、固定円形構成要素1520上には、フォトンカウンティング型検出器PCD1~PCDNが所定の疎な配置で固定される。

40

【0113】

一実装形態では、X線源1512は、任意選択で、被検体OBJに対するらせん状経路

50

を進み、回転部分 1510 は、X線源 1512 と検出器ユニット 1503 とを回転部分 1510 の回転平面内で回転させるので、テーブル 1516 は、この回転平面に垂直な所定の方向に直線的に被検体 O B J を移動させる。

【0114】

被検体 O B J のまわりでの回転部分 1510 の動きは、動き制御システムによって制御される。この動き制御システムは、データ収集システムと統合可能であり、または回転部分 1510 の角度位置およびテーブル 1516 の直線位置に関する一方向情報を個別に提供することができる。この動き制御システムは、回転部分 1510 およびテーブル 1516 の位置を制御するために、位置エンコーダと、フィードバックとを含むことができる。この動き制御システムは、開ループシステム、閉ループシステム、または開ループシステムと閉ループシステムの組み合わせとすることができる。この動き制御システムは、回転部分 1510 の位置およびテーブル 1516 の位置に関連するフィードバックを提供するために、リニアエンコーダとロータリエンコーダとを使用することができる。この動き制御システムは、回転部分 1510 の動きとテーブル 1516 の動きとを駆動するためにアクチュエータを使用することができる。これらのポジションおよびアクチュエータとしては、ステッパモータ、DCモータ、ウォーム駆動、ベルトドライブ、および当技術分野で知られている他のアクチュエータがあり得る。

10

【0115】

CTスキャナは、フォトンカウンティング型検出器および検出器ユニット 1503 からデータ収集システム 1576、プロセッサ 1570、メモリ 1578、ネットワークコントローラ 1574 に投影測定結果を送るデータチャネルも含む。データ収集システム 1576 は、検出器からの投影データの収集、デジタル化、およびルーティングを制御する。データ収集システム 1576 は、環状回転フレーム 1510 および 1530 の回転を制御する X線撮影制御回路も含む。一実装形態では、データ収集システム 1576 は、寝台 1516 の移動と、X線源 1512 の動作と、X線検出器 1503 の動作も制御する。データ収集システム 1576 は、集中型システムであってもよいし、分散システムであってもよい。一実装形態では、データ収集システム 1576 は、プロセッサ 1570 と統合される。プロセッサ 1570 は、投影データから画像を再構成することと、投影データの再構成前処理と、画像データの再構成後処理とを含む機能を実行する。

20

【0116】

投影データの再構成前処理としては、検出器非線形性、極性効果、ノイズバランシング、および物質分別 (material decomposition) を補正する較正があり得る。

30

【0117】

再構成後処理としては、必要に応じて、フィルタリングおよび画像の平滑化、ボリュームレンダリング処理、および画像差分処理があり得る。画像再構成プロセスは、フィルタ補正逆投影法、逐次近似画像再構成法、または確率的画像再構成法を使用して実行可能である。プロセッサ 1570 とデータ収集システム 1576 の両方は、たとえば、投影データと、再構成された画像と、較正データおよびパラメータと、コンピュータプログラムとを記憶するために、メモリ 1576 を利用することができる。

【0118】

プロセッサ 1570 は、離散論理ゲートとして、特定用途向け集積回路 (ASIC)、フィールドプログラマブルゲートアレイ (FPGA)、または他の複合プログラマブル論理デバイス (CPLD) として実装可能な CPU を含むことができる。FPGA または CPLD の実装形態は、VHDL、Verilog、または他の任意のハードウェア記述言語でコーディングされてよく、そのコードは、FPGA または CPLD 内の電子メモリに直接記憶されてもよいし、別個の電子メモリとして記憶されてもよい。さらに、メモリは、ROM、EPROM、EEPROM、またはフラッシュメモリなど、不揮発性であってもよい。メモリは、スタティック RAM またはダイナミック RAM など、揮発性であってもよく、マイクロコントローラまたはマイクロプロセッサなどのプロセッサが、電子メモリならびに FPGA または CPLD とメモリとの間の相互作用を管理するために設けられて

40

50

もよい。

【0119】

あるいは、再構成プロセッサ内のCPUは、本実施形態で説明される機能を実行するコンピュータ可読命令のセットを含むコンピュータプログラムを実行してよく、このプログラムは、上述の非一時的な電子メモリのいずれかおよび/またはハードディスクドライブ、CD、DVD、フラッシュドライブ、もしくは他の任意の既知の記憶媒体に格納される。さらに、コンピュータ可読命令は、米国のIntelのXeonプロセッサまたは米国のAMDのOpteronプロセッサなどのプロセッサ、およびMicrosoft VISTA、UNIX（登録商標）、Solaris、LINUX（登録商標）、Apple、MAC-OSなどのオペレーティングシステム、および当業者に知られている他のオペレーティングシステムとともに実行する、ユーティリティアプリケーション、バックグラウンドデーモン、またはオペレーティングシステムの構成要素、またはこれらの組み合わせとして提供されてもよい。さらに、CPUは、命令を実行するために並列で協働的に機能する複数のプロセッサとして実装可能である。

10

【0120】

一実装形態では、再構成された画像は、ディスプレイ上に表示可能である。ディスプレイは、LCDディスプレイ、CRTディスプレイ、プラズマディスプレイ、OLED、LED、または当技術分野で知られている他の任意のディスプレイであってよい。

【0121】

メモリ1578は、ハードディスクドライブ、CD-ROMドライブ、DVDドライブ、フラッシュドライブ、RAM、ROM、または当技術分野で知られている他の任意の電子ストレージであってよい。

20

【0122】

米国のIntel CorporationのIntel Ethernet（登録商標）PROネットワークインターフェースカードなどのネットワークコントローラ1574は、CTスキャナのさまざまな部品間をつなぐことができる。加えて、ネットワークコントローラ1574はまた、外部ネットワークとつながることができる。諒解され得るように、外部ネットワークは、インターネットなどのパブリックネットワーク、またはLANネットワークもしくはWANネットワークなどのプライベートネットワーク、またはこれらの任意の組み合わせであってよく、PSTNサブネットワークまたはISDNサブネットワークも含むことができる。外部ネットワークはまた、イーサネット（登録商標）ネットワークなどの有線であってよいし、セルラーネットワークなどのワイヤレスであってよく、セルラーネットワークとしては、EDGE、3Gワイヤレスセルラーシステム、および4Gワイヤレスセルラーシステムがある。ワイヤレスネットワークはまた、WiFi、ブルートゥース（登録商標）、または既知の他の任意の通信のワイヤレス形態であってよい。

30

【0123】

一実装形態では、X線源1512は、任意選択で、単一エネルギー源である。別の実装形態では、X線源1512は、所定の高レベルエネルギーで、および所定の低レベルエネルギーでX線放射線を発するためのkVスイッチング機能を実行するように構成される。さらに別の代替実施形態では、X線源1512は、X線エネルギーの広域スペクトルを発する単一線源である。さらに別の実施形態では、X線源1512は複数のX線エミッタを含み、各エミッタは、空間的およびスペクトル的に異なる。

40

【0124】

検出器ユニット1503は、X線放射線がシンチレーター/蛍光体素子と相互作用することから生じるX線検出イベントから結果として得られる光子を検出するために、光電子増倍管またはアパランシェフォトダイオードを有するシンチレーション素子または蛍光体素子などのエネルギー積分検出器を使用することができる。シンチレーター/蛍光体素子は、結晶（たとえば、NaI(Tl)、CsI(Tl)、CsI(Na)、CsI(純)、CsF、KI(Tl)、LiI(Eu)、BaF₂、CaF₂(Eu)、ZnS(Ag)

50

、 CaWO_4 、 CdWO_4 、 $\text{YAG}(\text{Ce})$ 、 $\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}(\text{Ce})$ 、 GSO 、 LSO 、 $\text{LaCl}_3(\text{Ce})$ 、 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ 、 LYSO 、 BGO 、 $\text{LaCl}_3(\text{Ce})$ 、 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ 、 $\text{C}_{14}\text{H}_{10}$ 、 $\text{C}_{14}\text{H}_{12}$ 、および C_{10}H_8)、有機液体(たとえば、 p -テルフェニル($\text{C}_{18}\text{H}_{14}$)、 $\text{PBD}(\text{C}_{20}\text{H}_{14}\text{N}_2\text{O})$ 、ブチル $\text{PBD}(\text{C}_{24}\text{H}_{22}\text{N}_2\text{O})$)、または $\text{PPO}(\text{C}_{15}\text{H}_{11}\text{NO})$ などの、フッ素を有する有機溶媒)、プラスチック(たとえば、固体ポリマーマトリックス中に懸濁された粉(flour))、または他の知るシンチレーターであってよい。

【0125】

PCD は、テルル化カドミウム(CdTe)、テルル化カドミウム亜鉛(CZT)、シリコン(Si)、ヨウ化第二水銀(HgI_2)、およびヒ化ガリウム(GaAs)などの半導体に基づいた直接的 X 線放射線検出器を使用することができる。半導体に基づいた直接的 X 線検出器は、一般に、シンチレーター検出器などの間接的検出器よりもはるかに早い時間応答を有する。直接的検出器の迅速な時間応答は、直接的検出器が個々の X 線検出イベントを解決することを可能にする。しかしながら、臨床 X 線アプリケーションで一般的な高い X 線束では、多数の検出イベントが発生する。検出される X 線のエネルギーは、直接的検出器によって生成される信号に比例し、検出イベントは、スペクトル CT のためのスペクトル的に解決された X 線データを生じるエネルギービンへと編成され得る。

【0126】

スペクトル CT 投影データを取得すると、プロセッサ1570を使用するスペクトル CT イメージングシステムは、第1の材料および第2の材料(たとえば、骨などの高 Z 材料および水などの低 Z 材料)にそれぞれ対応する投影長 L_1 と L_2 とを取得するために、スペクトル CT 投影データに対する物質分別を実行する。この物質分別の実行は、 PCD の応答の非線形性によって、固有 X 線エスケープによって、および X 線エネルギーの関数としての吸収係数の変化によるビームハードニングによって複雑化される。

以下の下線部は、第1国米出願の独立クレーム、及び実施形態の冒頭部分の記載を、保険としてコピーしたものです。

【0127】

さらに、本実施形態に係る放射線診断装置は、次のようなコンピュータ断層イメージング装置であってよい。すなわち、デジタルサブトラクションコンピュータ断層撮影法においてレジストレーションを改善し、アーチファクトを低減させるコンピュータ断層撮影イメージング装置であって、処理回路であって、被検体のスキャン中に生成された第1のマスク画像とコントラスト画像とを取得し、各第1のマスク画像および造コントラスト画像は複数の投影角度のうちそれぞれの投影角度で取得され、差分フレームを生成するために、各第1のマスク画像から前記対応するコントラスト画像を減算し、前記サブトラクション画像データを使用して第1の3D血管画像を再構成し、造影剤情報再投影画像を生成するために、前記複数の投影角度で前記第1の3D血管画像を投影し、混ぜ合わされたマスク画像を生成するために、各第1のマスク画像を前記対応する造影剤情報再投影画像と混ぜ合わせ、平行移動を含む変換を使用して前記コントラスト画像の吸収特徴を前記混ぜ合わされたマスク画像の吸収特徴と一致するように、各コントラスト画像を前記対応する混ぜ合わされたマスク画像とレジストレーションし、サブトラクション画像を生成するために前記変換を使用して前記第1のマスク画像と前記コントラスト画像が位置合わせされた後で、各第1のマスク画像から前記対応するコントラスト画像を減算し、前記サブトラクション画像データを使用して第2の3D血管画像を再構成するように構成された処理回路、を備えるものであってもよい。

【0128】

また、本実施形態に係る放射線診断作動方法は、次のようなコンピュータ断層イメージングの作動方法であってよい。すなわち、デジタルサブトラクションコンピュータ断層撮影法においてレジストレーションを改善しアーチファクトを低減させるコンピュータ断層撮影イメージング方法であって、被検体のスキャン中に生成された第1のマスク画像とコントラスト画像を取得することと、各第1のマスク画像およびコントラスト画像は複

10

20

30

40

50

数の投影角度のうちそれぞれの投影角度で取得され、サブトラクション画像を生成するために、各第1のマスク画像から前記対応するコントラスト画像を減算することと、前記サブトラクション画像データを使用して第1の3D血管画像を再構成することと、造影剤情報再投影画像を生成するために、前記複数の投影角度で前記第1の3D血管画像を投影することと、混ぜ合わされたマスク画像を生成するために、各マスク画像を前記対応する造影剤情報再投影画像と混ぜ合わせるすることと、平行移動を含む変換を使用して前記コントラスト画像の吸収特徴を前記混ぜ合わされたマスク画像の吸収特徴と一致するように、各コントラスト画像を前記対応する混ぜ合わされたマスク画像とレジストレーションすることと、サブトラクション画像を生成するために前記変換を使用して前記第1のマスク画像と前記コントラスト画像が位置合わせされた後で、各第1のマスク画像から前記対応するコントラスト画像を減算することと、前記サブトラクション画像データを使用して第2の3D血管画像を再構成することとを備えるものであってもよい。

10

【0129】

また、本実施形態に係る放射線診断装置は、次のようなコンピュータ断層イメージング装置であってよい。すなわち、(1)被検体のスキャン中に生成された複数のマスク画像と複数のコントラスト画像とを取得し、(2)金属ボリュームデータを生成するためにマスク画像データを用いて第1の再構成を実行し、(3)3Dマスク画像内の金属ボクセルを識別し、(4)金属デバイスの投影範囲を同定するために金属ボクセルを再投影し、(5)マスク画像の各々において金属ボクセルの投影範囲を拡張して関心領域を定義し、各関心領域は金属領域を含み、(6)サブトラクション画像データを使用して3D血管画像を再構成し、造影剤に対応する3D血管画像内のボクセルを識別し、再投影された造影剤情報を取得するために、この識別されたボクセルを再投影し、(7)マスク画像を再投影された造影剤情報と混ぜ合わせ、(8)マスク画像の各々において定義された関心領域を使用して、混ぜ合わされたマスク画像およびコントラスト画像の相互相関分析を1投影方向ペアずつ実行することによって、混ぜ合わされたマスク画像をコントラスト画像とレジストレーションし、(9)サブトラクション画像を生成するために、レジストレーションされたマスク画像から対応するコントラスト画像を1画像ペアずつ減算し、(10)金属アーチファクトのない3D血管画像を生成するために、サブトラクション画像データを用いて第2の再構成を実行するように構成された処理回路を備えるコンピュータ断層イメージング装置であってよい。

20

30

【0130】

また、本実施形態に係る放射線診断装置は、次のようなコンピュータ断層イメージング装置であってよい。すなわち、(1)被検体のスキャン中に生成された複数のマスク画像と複数のコントラスト画像とを取得し、(2)金属ボリュームデータを生成するためにマスク画像データを用いて第1の再構成を実行し、(3)3Dマスク画像内の金属ボクセルを識別し、(4)マスク画像の各々において関心領域を定義し、各関心領域は金属領域を含み、(5)マスク画像とコントラスト画像のすべてをレジストレーションするかどうか決定するためにデータ単位判断関数を実行し、(6)金属デバイスの投影範囲を同定するために金属ボクセルを再投影し、(7)金属投影範囲拡張してマスク画像の各々において関心領域を定義し、各関心領域は金属領域を含み、(8)マスク画像とコントラスト画像のペアをレジストレーションするかどうか決定するために画像単位判断関数を実行し、(9)サブトラクション画像データを使用して3D血管画像を再構成し、造影剤に対応する3D血管画像内のボクセルを識別し、再投影された造影剤情報を取得するために、この識別されたボクセルを再投影し、(10)マスクフレームを再投影された造影剤情報と混ぜ合わせ、(11)混ぜ合わされたマスク画像の各々において定義された関心領域を使用して、混ぜ合わされたマスク画像およびコントラストの相互相関分析を1画像ペアずつ実行することによって、混ぜ合わされたマスク画像をコントラスト画像とレジストレーションし、(12)サブトラクション画像データを生成するために、レジストレーションされたマスク画像から対応するコントラスト画像を1画像ペアずつ減算し、(13)金属アーチファクトのない3D血管画像を生成するために、サブトラクション画像データから第2

40

50

の再構成を実行するように構成された処理回路を備えるコンピュータ断層イメージング装置であってもよい。

【0131】

また、本実施形態に係る放射線診断装置は、次のようなコンピュータ断層イメージング装置であってもよい。すなわち、(1)被検体のスキャン中に生成されたマスク画像とコントラスト画像とを取得し、各マスク画像およびコントラスト画像は複数の投影角度のうちそれぞれの投影角度であり、(2)対応するコントラスト画像を各マスク画像から減算して、サブトラクション画像を生成し、(3)サブトラクション画像を使用して第1の3D血管画像を再構成し、(4)再投影された造影剤情報を生成するために、複数の投影角度で第1の3D血管画像を投影し、(5)各マスク画像を対応する再投影された血管情報と混ぜ合わせて、混ぜ合わされたマスク画像を生成し、(6)平行移動を含む変換を使用してコントラスト画像の吸収特徴を混ぜ合わされたマスク画像の吸収特徴と一致させるために、各コントラスト画像を対応する混ぜ合わされたマスク画像とレジストレーションし、(7)変換を使用してマスク画像とコントラスト画像が位置合わせされた後で、対応するコントラスト画像を各マスク画像から減算して、サブトラクション画像データを生成し、(8)このサブトラクション画像データを使用して第2の3D血管画像を再構成するように構成された処理回路を含むコンピュータ断層イメージング装置であってもよい。

10

【0132】

また、本実施形態に係る放射線診断装置は、次のようなコンピュータ断層イメージング装置であってもよい。すなわち、(1)被検体のスキャン中に生成されたマスク前画像とコントラスト画像とを取得し、各マスク前画像およびコントラスト画像は複数の投影角度のうちそれぞれの投影角度であり、(2)マスク前画像を使用して3Dマスク画像を再構成し、(3)3Dマスク画像内の金属ボクセルを識別し、(4)複数の投影角度で金属ボクセルを再投影し、(5)金属ボクセルの再投影領域を拡張して対応するマスクフレーム内の関心領域を定義し、(6)対応するコントラスト画像から各マスク画像を減算して、サブトラクション画像を生成し、(7)このサブトラクション画像データを使用して第1の3D血管画像を再構成し、(8)再投影された造影剤情報を生成するために、複数の投影角度で第1の3D血管画像を投影し、(9)各マスク画像を対応する再投影された造影剤除法と混ぜ合わせて、混ぜ合わされたマスク画像を生成し、(10)平行移動と回転とを含む変換を使用してコントラスト画像の吸収特徴を対応する関心領域内の混ぜ合わされたマスク画像の吸収特徴と一致させるために、各コントラスト画像を対応する混ぜ合わされたマスク画像とレジストレーションし、ここにおいて、変換は、混ぜ合わされたマスク画像と対応するコントラスト画像との相互相関の最大値に対応する、(11)変換を使用してマスク画像とコントラスト画像が位置合わせされて、対応するコントラスト画像を各マスク画像から減算し、(12)サブトラクション画像データを使用して第2の3D血管画像を再構成するように構成された処理回路を備えるコンピュータ断層イメージング装置であってもよい。

20

30

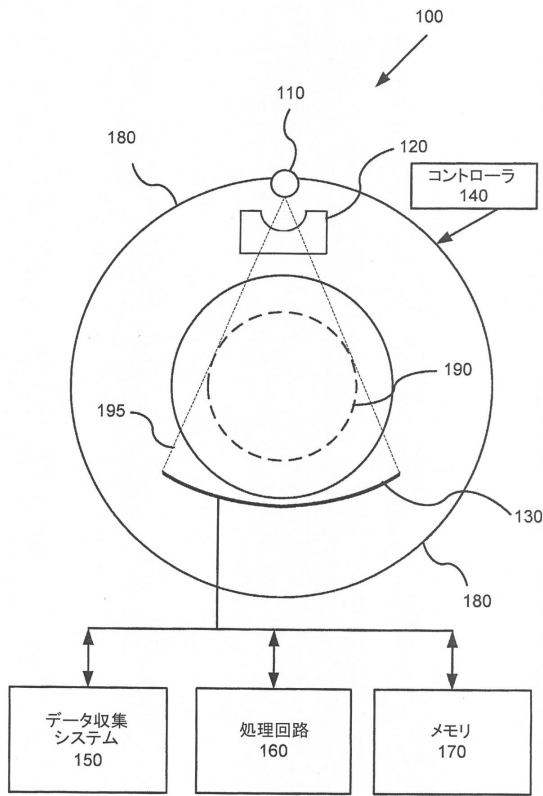
【0133】

特定の実装形態が説明されているが、これらの実装形態は、例として提示されたにすぎず、本開示の範囲を制限することが意図されるものではない。本実施形態で説明される新規なデバイス、システム、および方法は、さまざまな他の形態で実施され得る。そのうえ、本実施形態で説明されるデバイス、システム、および方法の形態におけるさまざまな省略、置き換え、および変更は、本開示の趣旨から逸脱することなくなされ得る。添付の特許請求の範囲およびその等価物は、包含することが意図されている。

40

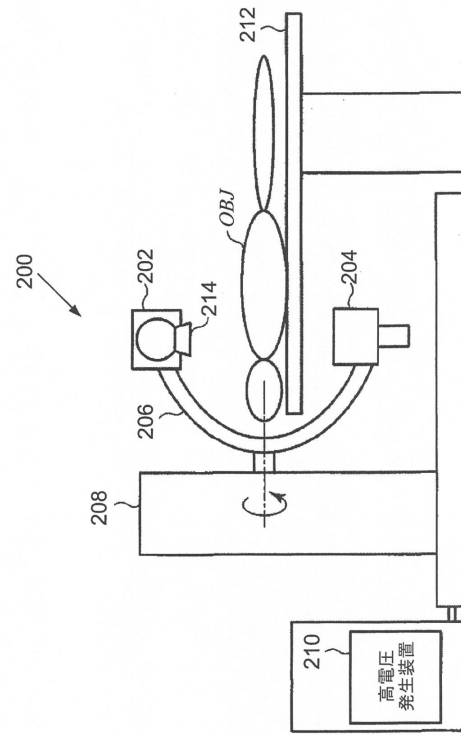
【図 1】

図 1



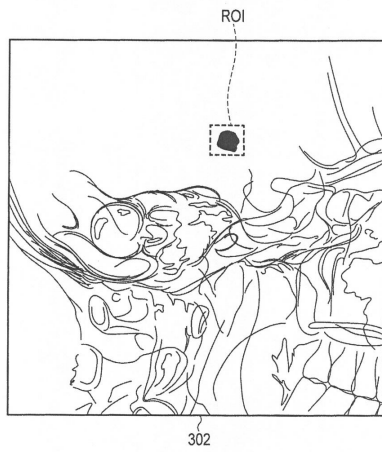
【図 2】

図 2



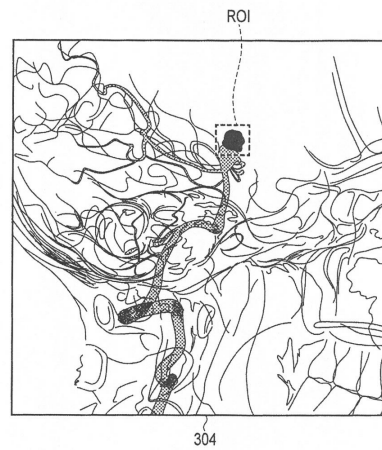
【図 3 A】

図 3A



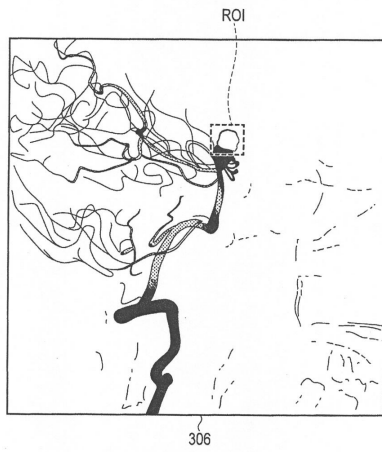
【図 3 B】

図 3B



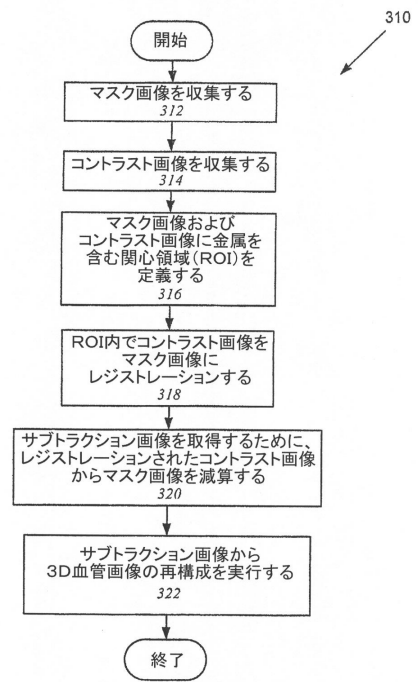
【図 3 C】

図 3C



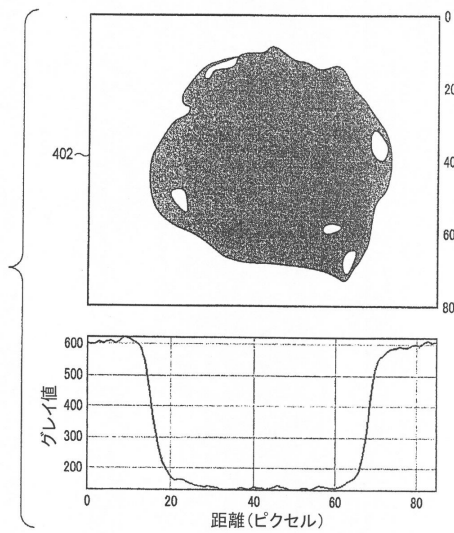
【図 3 D】

図 3D



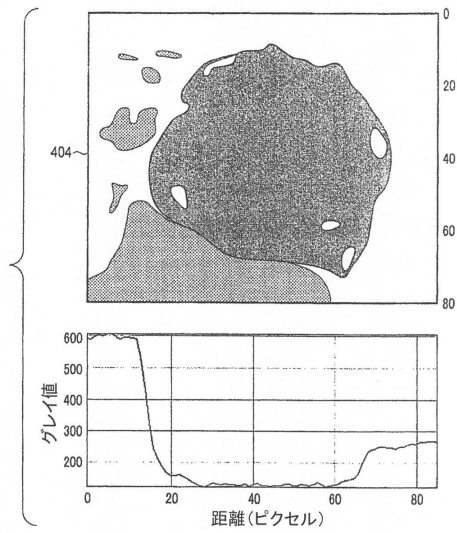
【図 4 A】

図 4A



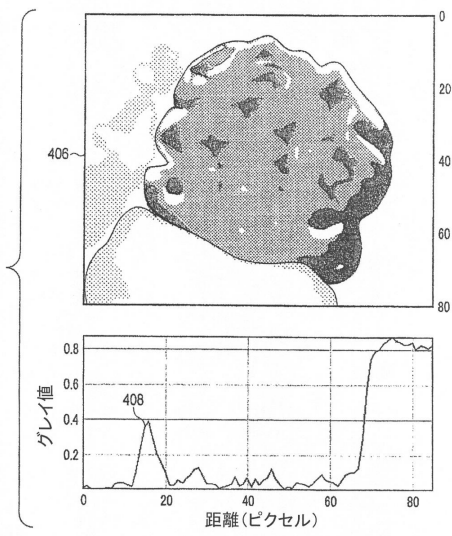
【図 4 B】

図 4B



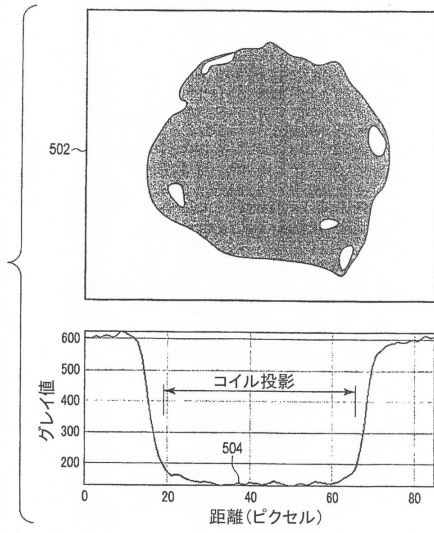
【図4C】

図4C



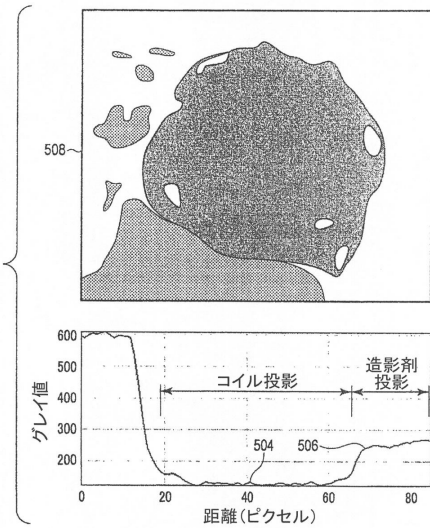
【図5A】

図5A



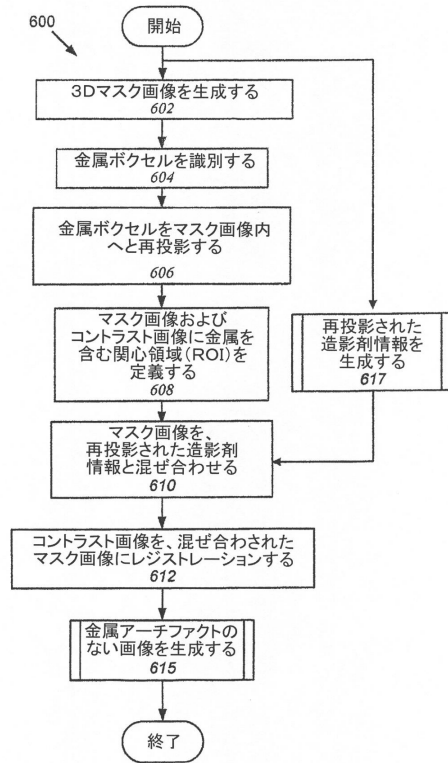
【図5B】

図5B



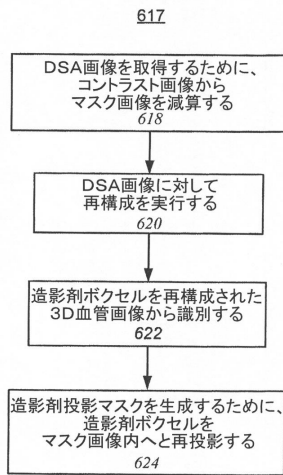
【図6A】

図6A



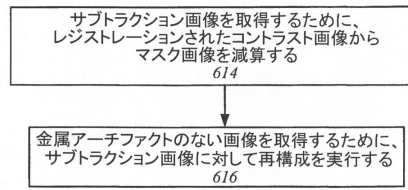
【図 6 B】

図 6B



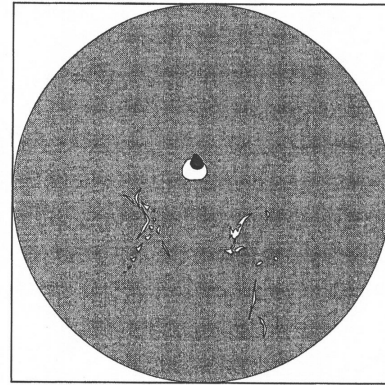
【図 6 C】

図 6C



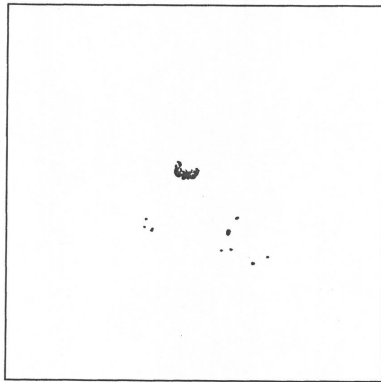
【図 7 A】

図 7A



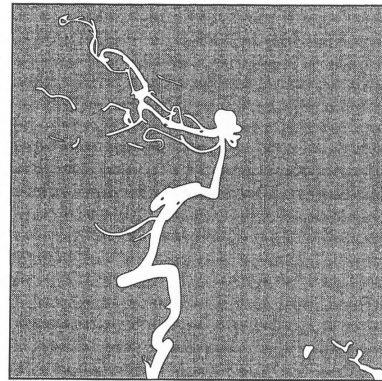
【図 7 B】

図 7B



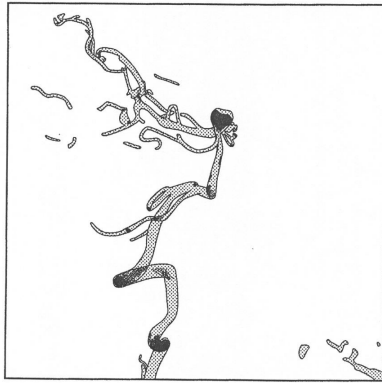
【図 7 C】

図 7C



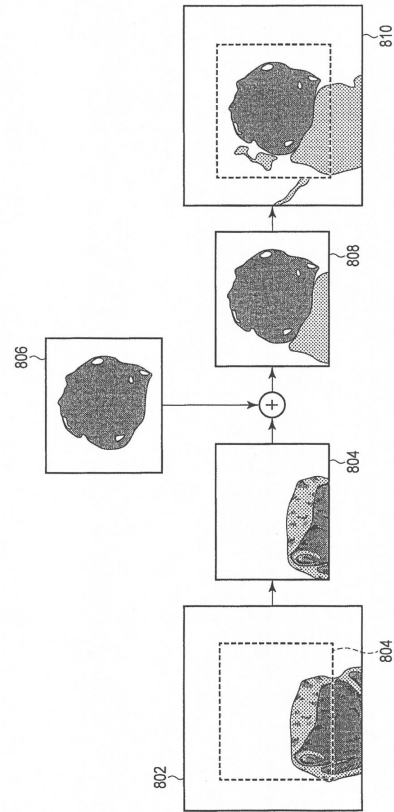
【図 7 D】

図 7D



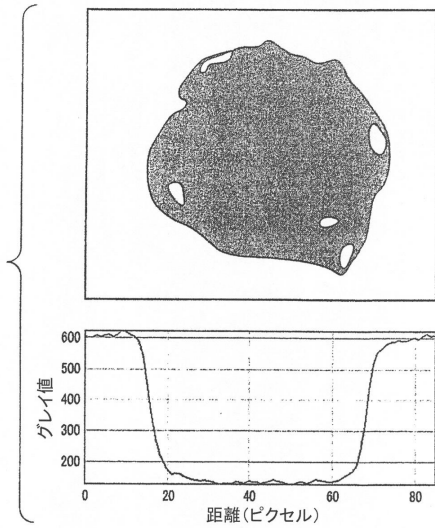
【図 8】

図 8



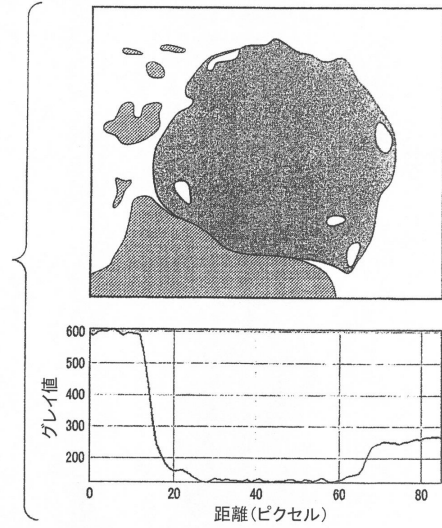
【図 9 A】

図 9A



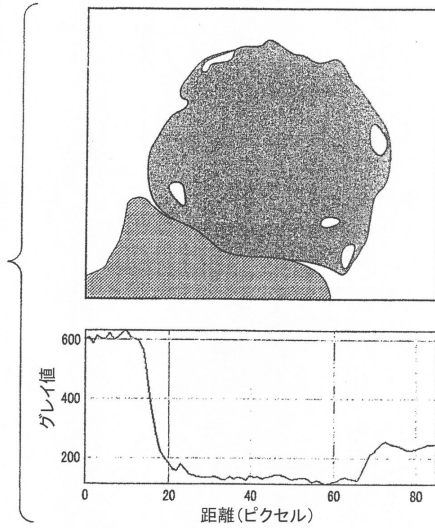
【図 9 B】

図 9B



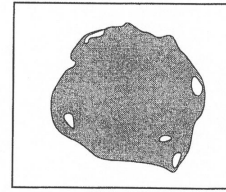
【図9C】

図9C



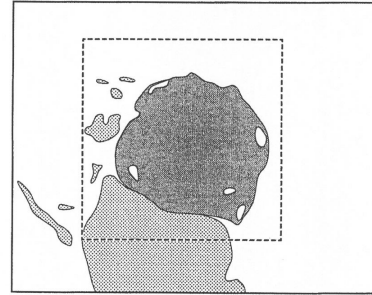
【図10A】

図10A



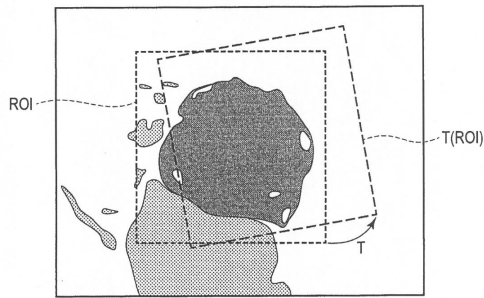
【図10B】

図10B



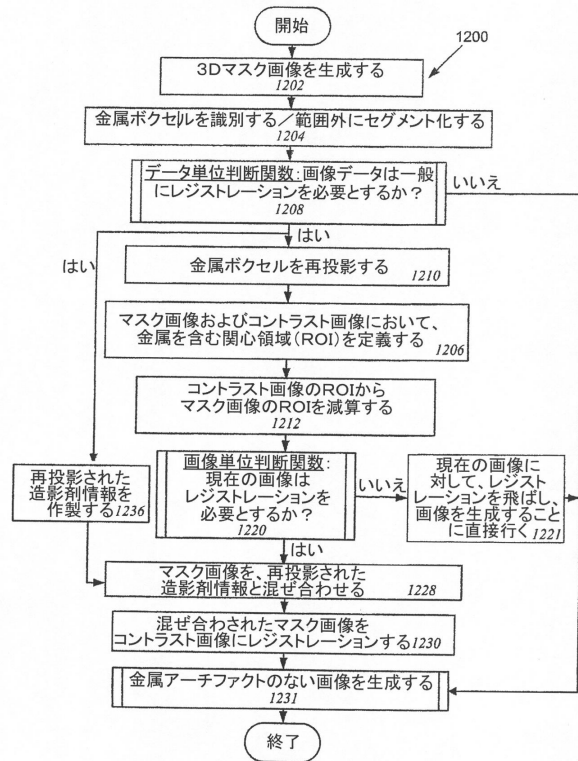
【図11】

図11



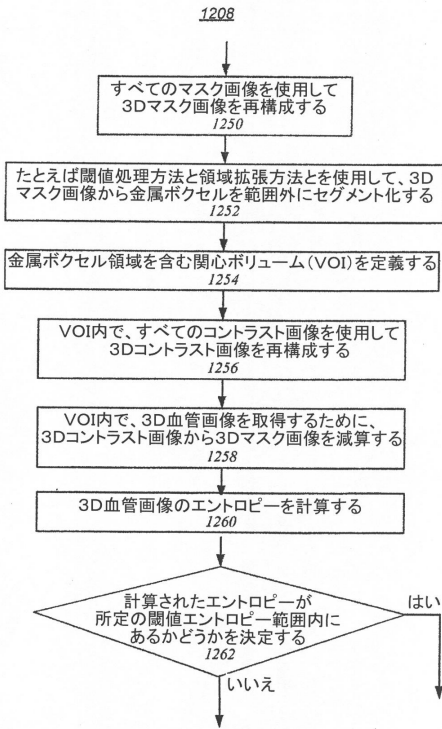
【図12A】

図12A



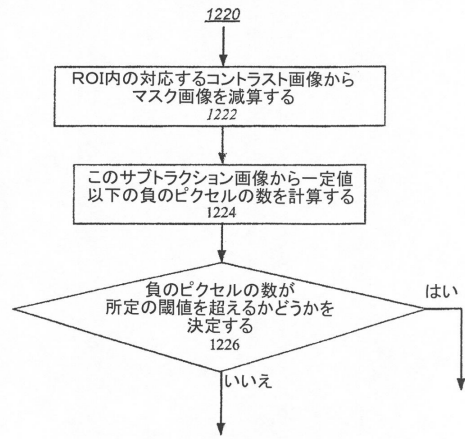
【図12B】

図12B



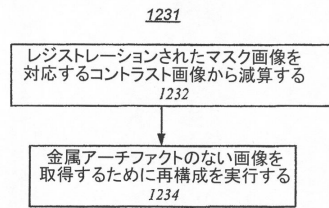
【図12C】

図12C



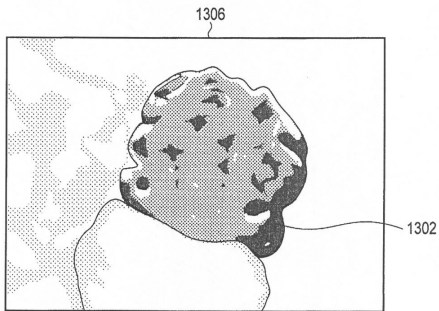
【図12D】

図12D



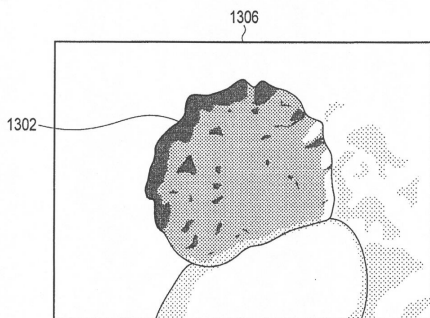
【図13A】

図13A



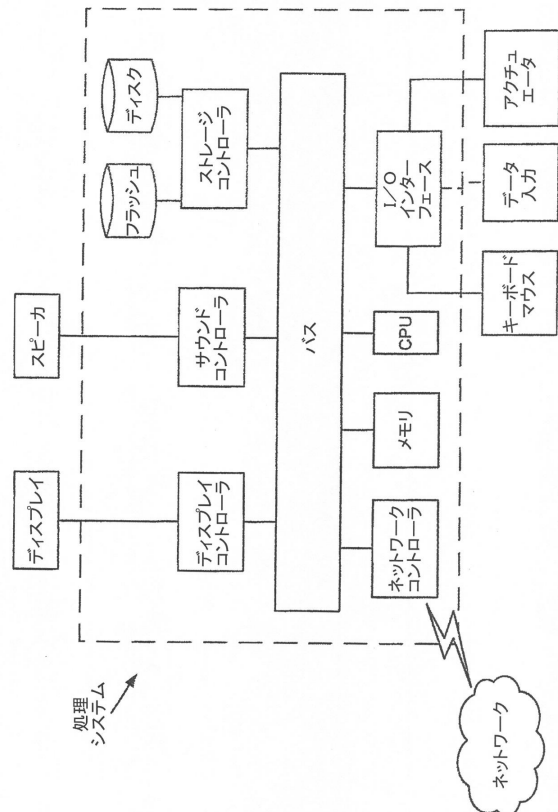
【図13B】

図13B



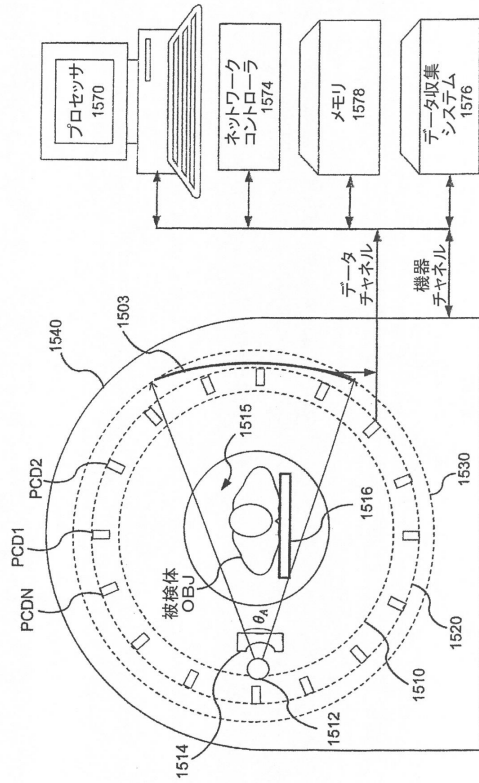
【図14】

図14



【図 15】

図 15



フロントページの続き

- (72)発明者 マイケル・シルバー
アメリカ合衆国、 イリノイ州 60061、 パーノン・ヒルズ、 ディアパス・ドライブ 7
06 東芝メディカルリサーチ・アメリカ社内
- (72)発明者 大石 悟
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 ユイ ビンチャン
アメリカ合衆国、 イリノイ州 60061、 パーノン・ヒルズ、 ディアパス・ドライブ 7
06 東芝メディカルリサーチ・アメリカ社内

審査官 相川 俊

- (56)参考文献 特開2009-101208(JP,A)
特開2006-087631(JP,A)
特開2011-240178(JP,A)
米国特許出願公開第2014/0267255(US,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/00 - 6/14