

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5377825号
(P5377825)

(45) 発行日 平成25年12月25日(2013.12.25)

(24) 登録日 平成25年10月4日(2013.10.4)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/03 3 6 O J
A 6 1 B 6/03 3 6 O G
A 6 1 B 6/03 3 7 O Z

請求項の数 9 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2006-307315 (P2006-307315)
 (22) 出願日 平成18年11月14日 (2006.11.14)
 (65) 公開番号 特開2007-136184 (P2007-136184A)
 (43) 公開日 平成19年6月7日 (2007.6.7)
 審査請求日 平成21年11月9日 (2009.11.9)
 (31) 優先権主張番号 11/282,150
 (32) 優先日 平成17年11月17日 (2005.11.17)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
 クタディ、リバーロード、1番
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 智志
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久
 (72) 発明者 ルーベン・エンジェル・ララ・モンタルヴ
 オ
 フランス、パリーイルードーフランス、ア
 パルトマン・308、リュ・ドゥ・トルビ
 ア、212番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】血管枝を選択して表示するコンピュータ・システム及び、血管枝を選択して表示することをプロ
 セッサに指令するように構成されている命令を記録した機械読み取り可能な媒体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

医用撮像装置から得られる骨不含医用画像(62)において主血管に初期点を配置し、前記主血管を出発点として分岐点(68)及び枝(66)を識別し、開始節点及び終了節点を結ぶ各々の経路を解析し、前記主血管から出た各々の枝の隣接グラフを構築して、前記隣接グラフを用いて予め決められた規準に従って前記血管を通る経路を選択して表示するように構成されており、前記予め選択された規準は、最小の最大曲率及び最大累積径から成る群から選択される少なくとも一つの要素を含んでいる、コンピュータ・システム。

10

【請求項2】

医用撮像装置を制御するコンピュータ(36)又はワークステーションであって、さらに、内部に血管を有する容積を含む再構成される画像データを得るように前記医用撮像装置を動作させるように構成されており、さらに、前記骨不含医用画像(62)を形成するために前記再構成される画像データに骨除去ルーチンを適用するように構成されている請求項1に記載のシステム。

【請求項3】

前記医用撮像装置は計算機式断層写真法(CT)イメージング・システム(10)であり、前記内部に血管を有する容積は、大動脈容積を含む容積であり、前記主血管は大動脈(64)である、請求項2に記載のシステム。

20

【請求項 4】

前記再構成される画像データは三次元（3D）計算機式断層写真法（CT）腹部画像（60）である、請求項3に記載のシステム。

【請求項 5】

前記内部に血管を有する容積は、大動脈容積を含む容積であり、前記主血管は大動脈（64）であり、

さらに、主血管に初期点を配置するために、容積解析ルーチンを用いて前記大動脈の最も高い二次元（2D）スライスを見出して、最大の連結成分を求めるように構成されている請求項2に記載のシステム。

【請求項 6】

分岐点（68）を識別するために、ヘッセ型（Hessian）フィルタを適用して非血管様容積を除去するように構成されている請求項5に記載のシステム。

【請求項 7】

分岐点（68）を識別するために、ヘッセ型フィルタを適用して非血管様容積を除去するように構成されている請求項1に記載のシステム。

【請求項 8】

医用撮像装置から得られる骨不含医用画像において主血管に初期点を配置し、前記主血管を出発点として分岐点（68）及び枝（66）を識別し、

前記主血管から出た各々の枝の隣接グラフを構築して、

前記隣接グラフを用いて予め決められた規準に従って前記血管を通る経路を選択して表示することをプロセッサに指令するように構成されている命令を記録し、

前記予め選択された規準は、最小の最大曲率及び最大累積径から成る群から選択される少なくとも一つの要素を含んでいる、機械読み取り可能な媒体。

【請求項 9】

前記命令は、さらに、距離マップを使用して前記隣接グラフを構築することをプロセッサに指令するように構成されている命令を含む、請求項8に記載の機械読み取り可能な媒体。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

30

【0001】

本発明は一般的には、血管枝を解析して表示する方法及び装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

計算機式断層写真法（CT）画像からの血管の様々な枝の識別及びラベリングは、かかる血管の解析及び診断のためにより有意義に用いられ得る筈の貴重な時間を掛けて行なわれ得る機械的作業である。

【0003】

血管枝をラベリングして解析する公知の手順は、表示器、及びマウス、トラックボール又はキーボードのキーのような利用者用ポインティング・デバイスを有するコンピュータを用いて、画像において枝端の各々に相当する点を手動で配置することを含んでいる。この選択の後に、コンピュータは、診断目的で各々の血管枝を表示するプログラムを実行する。

【0004】

例えば、様々な大動脈枝（例えば腹腔動脈、上腸間膜動脈、右腎動脈、左腎動脈、右外腸骨動脈及び/又は左外腸骨動脈）から1枚のCT画像を選択する。2D画像スライス又は3D画像において点を配置する。利用者はポインティング・デバイスで開始点を配置し、各々の枝を、枝の先端に点を配置することにより指定する。全ての点を配置した後に、コンピュータは自動追跡ソフトウェア・ルーチンを実行する。このルーチンは開始点を残りの枝点と結んで、血管内部の経路を辿る。

40

50

【0005】

次いで、血管解析のために各々の枝を様々な像（すなわち、3D像、管腔像、アキシャル像及び斜方像）に表示する。これらの像は、最小径及び最大径のような定量的な血管情報を提供して、画像への測定の適用を容易にする。

【特許文献1】米国特許第7397942号

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0006】**

この手動式手順は、比較的時間浪費的であり、特に不慣れな利用者にとってはそうである。さらに、血管枝の正確な末端に点を手動で配置するのは困難であるため、この手順は最適な結果を生ずるとは限らない。結果として、かかる血管枝を完全に表示することができない場合がある。10

【課題を解決するための手段】**【0007】**

従って、本発明の幾つかの構成は、血管画像を選択し且つ／又はラベリングする方法を提供する。この方法は、医用撮像装置から得られる骨不含医用画像において主血管に初期点を配置するステップと、主血管を出発点として分岐点及び枝を識別するステップとを含んでいる。この方法はさらに、主血管から出た各々の枝の隣接グラフを構築するステップを含んでいる。この方法はまた、隣接枝を用いて予め決められた規準に従って血管を通る最善の経路若しくは少なくとも好ましい経路を選択して表示するステップ、又は主血管の枝をラベリングして表示するステップのいずれか又は両方を含んでいる。20

【0008】

さらに他の観点では、本発明の幾つかの構成は、コンピュータ又はワークステーションを提供する。このコンピュータ又はワークステーションは、医用撮像装置から得られる骨不含医用画像において主血管に初期点を配置し、主血管を出発点として分岐点及び枝を識別し、主血管から出た各々の枝の隣接グラフを構築するように構成されている。このコンピュータ又はワークステーションはまた、隣接枝を用いて予め決められた規準に従って血管を通る最善の経路若しくは少なくとも好ましい経路を選択して表示し、且つ／又は主血管の枝をラベリングして表示するように構成されている。

【0009】

さらにもう一つの観点では、本発明の幾つかの構成は、医用撮像装置から得られる骨不含医用画像において主血管に初期点を配置し、主血管を出発点として分岐点及び枝を識別することをプロセッサに指令するように構成されている命令を記録した機械読み取り可能な媒体（1又は複数）を提供する。この命令はまた、主血管から出た各々の枝の隣接グラフを構築することをプロセッサに指令するように構成されている命令を含んでいる。また、隣接枝を用いて予め決められた規準に従って血管を通る最善の経路若しくは少なくとも好ましい経路を選択して表示し、且つ／又は主血管の枝をラベリングして表示することをプロセッサに指令するように構成されている命令も含まれている。30

【0010】

本発明の構成は、点の手動配置を必要とせずに、CT画像の様々な枝の高速の自動識別及びラベリングを提供することが認められよう。40

【発明を実施するための最良の形態】**【0011】**

本発明の幾つかの構成の技術的效果は、大動脈枝の視覚化を提供する自動式ワークフローを提供することを含む。また、本発明の幾つかの構成は、冠状血管のような他の血管の自動解析を提供する。幾つかの構成における自動式ワークフローは、3D CT画像からの骨除去、動脈の各々の枝について開始点及び末梢点を正確に決定する容積解析、並びに中心線及び血管量化（すなわち最小径及び最大径）を表示するためのツリー（樹）解析を提供し又は容易にする。骨除去は、本発明の幾つかの構成では公知の「auto bone」ルーチンを用いて提供され、ツリー解析は公知の自動追跡ルーチンによって提供される。50

【0012】

本発明の幾つかの構成は、血管樹容積（骨及び空気が除去されている）を入力として受け入れて、全ての枝の末梢点を出力として生成する容積解析ルーチンを用いる。これらの枝はまた、ラベリングされる。例えば、ある枝を腸骨動脈又は腎動脈等に属するものとラベリングすることができる。

【0013】

幾つかの公知のCTイメージング・システム構成においては、放射線源がファン（扇形）形状のビームを投射し、このビームは、デカルト座標系のXY平面であって、一般に「イメージング（撮像）平面」と呼ばれる平面内に位置するようにコリメートされる。放射線ビームは、患者のような撮像対象を透過する。ビームは対象によって減弱された後に放射線検出器のアレイに入射する。検出器アレイで受光される減弱した放射線ビームの強度は、対象による放射線ビームの減弱量に依存している。アレイ内の各々の検出器素子が、検出器の位置でのビーム減弱の測定値である別個の電気信号を発生する。全ての検出器からの減弱測定値を別個に取得して透過プロファイルを生成する。10

【0014】

第三世代CTシステムでは、放射線源及び検出器アレイは、放射線ビームが撮像対象と交差する角度が定常的に変化するように撮像平面内で撮像対象の周りをガントリと共に回転する。一つのガントリ角度での検出器アレイからの一群の放射線減弱測定値すなわち投影データを「ビュー」と呼ぶ。対象の「走査（スキャン）」は、放射線源及び検出器が1回転する間に様々なガントリ角度すなわちビュー角度において形成される一組のビューを含んでいる。20

【0015】

アキシャル・スキャン（軸方向走査）では、投影データを処理して、対象を通して得られる二次元スライスに対応する画像を再構成する。一組の投影データから画像を再構成する一方法に、当業界でフィルタ補正逆投影法と呼ばれるものがある。この方法は、走査からの減弱測定値を「CT数」又は「ハンスフィールド単位」と呼ばれる整数へ変換し、これらの整数を用いて表示装置上の対応するピクセルの輝度を制御する。

【0016】

全走査時間を短縮するために、「ヘリカル」・スキャン（螺旋走査）を行なうこともできる。「ヘリカル」・スキャンを行なうためには、患者を移動させながら所定数のスライスのデータを取得する。かかるシステムは、1回のファン・ビーム・ヘリカル・スキャンから単一の螺旋を生成する。ファン・ビームによって悉く写像された螺旋から投影データが得られ、投影データから各々の所定のスライスにおける画像を再構成することができる。30

【0017】

本書で用いる場合には、单数形で記載されており单数不定冠詞を冠した要素またはステップとの用語は、排除を明記していない限りかかる要素又はステップを複数備えることを排除しないものと理解されたい。さらに、本発明の「一実施形態」、「一構成」若しくは「幾つかの構成」に対する参照、又は類似の参照は、所載の特徴を同様に組み入れている追加の実施形態の存在を排除しないものと解釈されたい。40

【0018】

また、本書で用いられる「画像を再構成する」との表現は、画像を表わすデータが生成されるが可視画像は形成されないような本発明の実施形態を排除するものではない。従つて、本書で用いられる「画像」との用語は、可視画像及び可視画像を表わすデータの両方を広く指す。但し、多くの実施形態は少なくとも1枚の可視画像を形成し（又は形成するように構成されており）、表示される可視画像の形成は本発明の幾つかの構成の技術的効果となっている。

【0019】

図1は、CTイメージング・システム10の見取り図である。図2は、図1に示すシステム10のブロック模式図である。本発明の幾つかの構成では、計算機式断層写真法（C50

T) イメージング・システム 10 が、「第三世代」CT イメージング・システムに典型的なガントリ 12 を含むものとして示されている。ガントリ 12 は放射線源 14 を有し、放射線源 14 は、X 線のコーン・ビーム 16 をガントリ 12 の反対側に設けられている検出器アレイ 18 に向かって投射する。

【0020】

検出器アレイ 18 は、複数の検出器素子 20 を含む複数の検出器横列（図示されていない）によって形成されており、検出器素子 20 は一括で、患者 22 のような対象を透過した投射 X 線ビームを感知する。各々の検出器素子 20 は、入射放射線ビームの強度を表わし從って対象又は患者 22 を透過する際のビームの減弱を表わす電気信号を発生する。マルチ・スライス検出器アレイ 18 を有するイメージング・システム 10 は、対象 22 の容積を表わす複数の画像を形成することが可能である。これら複数の画像の各々の画像が、容積の別個の「スライス」に対応している。スライスの「厚み」又はアーチャは、検出器横列の厚みに依存している。10

【0021】

放射線投影データを取得するための 1 回の走査の間に、ガントリ 12 及びガントリ 12 に装着されている構成部品は回転中心 24 の周りを回転する。図 2 は、検出器素子 20 の単一の横列（すなわち検出器横列 1 列）のみを示している。しかしながら、マルチ・スライス検出器アレイ 18 は、1 回の走査中に複数の準平行スライス又は平行スライスに対応する投影データが同時に取得され得るように検出器素子 20 の複数の平行な検出器横列を含んでいる。20

【0022】

ガントリ 12 の回転及び放射線源 14 の動作は、CT システム 10 の制御機構 26 によって制御される。制御機構 26 は、放射線制御器 28 とガントリ・モータ制御器 30 とを含んでおり、放射線制御器 28 は放射線源 14 に電力信号及びタイミング信号を供給し、ガントリ・モータ制御器 30 はガントリ 12 の回転速度及び位置を制御する。制御機構 26 内に設けられているデータ取得システム（DAS）32 が検出器素子 20 からのアナログ・データをサンプリングして、後続の処理のためにこのデータをデジタル信号へ変換する。画像再構成器 34 が、サンプリングされてデジタル化された放射線データを DAS 32 から受け取って高速画像再構成を実行する。再構成された画像はコンピュータ 36 への入力として印加され、コンピュータ 36 は大容量記憶装置 38 に画像を記憶させる。30

【0023】

コンピュータ 36 はまた、キーボード、及び / 又はマウスのようなポインティング・デバイスを有するコンソール 40 を介して操作者から指令及び走査用パラメータを受け取る。付設されている陰極線管表示器又は他の適当な表示装置 42 によって、操作者は、再構成された画像及びコンピュータ 36 からのその他のデータを観測することができる。操作者が供給した指令及びパラメータはコンピュータ 36 によって用いられて、DAS 32、放射線制御器 28 及びガントリ・モータ制御器 30 に制御信号及び情報を供給する。加えて、コンピュータ 36 は、電動式テーブル 46 を制御するテーブル・モータ制御器 44 を動作させて、患者 22 をガントリ 12 内で配置する。具体的には、テーブル 46 は患者 22 の各部分をガントリ開口 48 を通して移動させる。40

【0024】

一実施形態では、コンピュータ 36 は、フレキシブル・ディスク又はCD-ROM のようなコンピュータ読み取り可能な媒体 52 からの命令及び / 又はデータを読み取る装置 50、例えばフレキシブル・ディスク・ドライブ又はCD-ROM ドライブを含んでいる。他の実施形態では、コンピュータ 36 はファームウェア（図示されていない）に記憶されている命令を実行する。一般的には、図 2 に示す DAS 32、再構成器 34 及びコンピュータ 36 の少なくとも一つに設けられているプロセッサが以下に記載する工程を実行するようにプログラムされている。言うまでもなく、この方法は CT システム 10 での実施に限定されておらず、イメージング・システムのその他多くの形式及び変形、又はスタンド・アロン型コンピュータ・システム及びワークステーション、又は網に結合されたワーク50

ステーションと共に用いることができる。一実施形態では、コンピュータ36は、本書に記載する作用を果たすようにプログラムされており、従って、本書で用いられるコンピュータとの用語は当技術分野でコンピュータと呼ばれている集積回路のみに限らず、コンピュータ、プロセッサ、マイクロコントローラ、マイクロコンピュータ、プログラマブル論理コントローラ、特定応用向け集積回路、及び他のプログラム可能な回路を広く指す。また、本書に記載する方法は医療環境において記載されているが、産業環境又は運輸環境、例えば限定しないが空港若しくは他の輸送拠点での手荷物走査用CTシステム等で典型的に用いられるシステム等のような非医用イメージング・システムにおいても本発明の利点が得られると思量される。

【0025】

10

本発明の幾つかの構成では、図3の流れ図100を参照して述べると、本発明の技術的効果は次のようにして達成される。すなわち、ステップ101において、操作者が先ずイメージング・システム10で患者22を走査して、大動脈容積を含む再構成される画像データを得る。(所載の例は大動脈血管を選択してラベリングすることに関わっているため、本書では大動脈容積を取り上げる。例えば、他の血管を選択し且つノンラベリングしたい場合には、これら他の血管に適した容積を走査する。)ステップ101によって形成される3D CT腹部画像60の一例を図4に示す。ステップ102では、任意の公知の適当な骨除去ルーチンを用いて、図5に示すもののような骨不含画像62を形成する。次に、ステップ104では、容積解析ルーチン103が大動脈64(又は適当な場合には他の主血管)に初期点を配置する。さらに具体的には、ステップ104で初期点を見出す動作は、幾つかの構成では、大動脈の最も高い2Dスライスを見出して、最大の連結成分を求めるにより、「きれいな」大動脈(周囲に他の小物体が存在しない)から実行される。初期点はこの連結成分の中心である。

【0026】

20

ステップ106では、主大動脈64を出発点として枝66と共に分岐点を識別する。主大動脈64の画像の一例を図6に示し、主大動脈を出発点とする枝66(但しその全てがラベリングされている訳ではない)を図7に示す。分岐点の識別(図8に孤立的に示す分岐点68のようなもの)が、数学的モルフォロジ手法を用いて、ヘッセ型(Hessian)フィルタを適用して両腎臓のような非血管様容積を除去して実行される。次に、ステップ108では、容積解析ルーチン103によって、主大動脈64から出た各々の枝66から隣接グラフを構築する。例えば、本発明の幾つかの構成では、図9に示すもののような距離マップ70から隣接グラフを生成する。距離マップ70の原点は1個の分岐点である(但し、必ずしも図8に示すものではない)。隣接グラフは、容積、さらに具体的には、血管の特性を表わす堅牢で且つ迅速な方法として用いられる。隣接グラフを構築するために、ソフトウェアはプロセッサに指令して、枝の距離マップを計算させる。この計算の結果として、各々の節点(ノード)が一定範囲の距離に属する点として表わされる。

【0027】

30

一旦、隣接グラフが決定されたら、開始節点と終了節点とを結ぶ各々の経路が解析される。さらに具体的には、ステップ110において、各々の枝の隣接グラフについて、その特性に応じて最善の副分枝(sub-branch)が選択される。最善の副分枝を選択するのに用いられる予め選択された規準としては、幾つかの構成では、枝の径(太い枝の経路を最も通り易くする)、及び枝の曲率(最小の彎曲を有する副分枝を好ましいものとする)等がある。例えば、図10を参照して述べると、本発明の様々な構成では、経路74よりも経路72が好まれて選択される。さらに具体的には、各々の経路について、各々の節点の平均径を用いて累積径を算出する。好まれる経路は、最大累積径を有する経路である。また、本発明の幾つかの構成では、各々の可能な経路について、最大曲率が決定される。各々の節点の平均径は、デルタ容積での点の数から、デルタ距離を既知として直接算出される。節点の中心は、デルタ容積の重心として決定され、局所的な曲率は3個の点(節点の中心を含む)を用いて算出される。好まれる経路は、最小の最大曲率を有する経路である。幾つかの構成では、累積径及び最大曲率を正規化し加重して、最も好まれる経路又は「最

40

50

善の」経路を決定する。この「最善の」経路は、本発明の幾つかの構成では、視覚的に示されて（例えば彩色された線によって）表示装置に表示される。次いで、予め選択された規準を用いて、最善の経路又は少なくとも好ましい経路を選択する。

【0028】

ステップ112では、大動脈の様々な枝にラベリングする。ソフトウェア・ルーチン103は、局所的な節点配向及び全体的な枝配向を用いて各々の枝の名称を決定するよう構成されている。節点の配向は、幾つかの構成では、2個の連続した節点を結ぶベクトルとして決定される。これらの配向を先駆的解剖学的モデルと比較して、この比較の結果として名称を決定する。ステップ114では、ラベル付き画像（例えば図11の画像76）を表示する。（幾つかの構成では、最善の経路の表示及び枝画像のラベルを单一の画像として提供する。）さらに具体的には、本発明の幾つかの構成では、局所的な節点配向及び一般的な枝配向を用いて、先駆的解剖学的モデルを用いて様々な枝を分類する。例えば、本発明の一構成では、腎動脈が本質的に水平に位置し、腸骨動脈がさらに実質的に垂直に位置しているような解剖学的モデルを用いる。

10

【0029】

図3に示され本書で説明した処理ステップを実行することをプロセッサに指令するよう構成されているソフトウェア命令は、コンピュータ36のファームウェア若しくは他のメモリ、及び／又はコンピュータ読み取り可能な媒体（1若しくは複数）52に存在し得る。表示器42を用いて操作者に対して画像を表示することができ、コンソール40を操作者によって用いてコンピュータ36と対話し、例えばCTイメージング・システム10に指令して、患者22を走査して再構成される画像データを得、且つ／又は容積解析ルーチン103を開始することができる。また、イメージング・システム10とは別個のコンピュータ・システム又はワークステーションでの処理に適したデータがイメージング・システム10から供給される限りにおいて、本発明の工程はこれら別個のコンピュータ・システム又はワークステーションで実行され得ることが認められよう。

20

【0030】

このように、本発明の構成は、点の手動配置を必要とせずに、CT画像の様々な枝の高速の自動識別及びラベリングを提供することが認められよう。また、大動脈解析との関連で本発明を記載したが、本発明の構成は、大動脈血管の選択及びラベリングのみに限定されておらず、また特定の生成法（すなわち技術）によるCTイメージング・システムを用いることにも限定されていないことが認められよう（例えば電子ビームCTイメージング・システムを用いることができる）。他の形式のイメージング・システム（例えばMRI）も用いることができる。

30

【0031】

本発明を様々な特定の実施形態について記載したが、当業者であれば、特許請求の範囲の要旨及び範囲内にある改変を施して本発明を実施し得ることを認められよう。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

40

【図面の簡単な説明】

【0032】

【図1】医用イメージング・システム、さらに具体的には、計算機式断層写真法イメージング・システムの見取り図である。

【図2】図1の医用イメージング・システムのブロック模式図である。

【図3】本発明の幾つかの構成において、血管枝を選択し、ラベリングして表示するために実行される方法を表わす流れ図である。

【図4】図3の流れ図に表わされているステップにおいて図1のイメージング・システムによって形成される3D CT腹部画像の一例の図である。

【図5】図4の画像から形成される骨不含画像の図である。

50

【図6】主大動脈の画像の図である。

【図7】主大動脈を出発点とした枝の画像の図である。

【図8】大動脈の枝の幾つかの分岐点の画像の図である。

【図9】本発明の幾つかの構成において用いられるものを表わしている距離マップの図である。

【図10】好まれる経路及び比較的好まれない経路の一例を示す大動脈の画像の図である。

【図11】大動脈及びその枝のラベル付き画像の図である。

【符号の説明】

【0033】

10	CTイメージング・システム	10
12	ガントリ	
14	放射線源	
16	コーン・ビーム	
18	マルチ・スライス検出器アレイ	
20	検出器素子	
22	対象又は患者	
24	回転中心	
26	制御機構	
28	放射線制御器	20
30	ガントリ・モータ制御器	
32	DAS	
36	コンピュータ	
38	大容量記憶装置	
40	コンソール	
42	表示装置	
44	テーブル・モータ制御器	
46	電動式テーブル	
48	ガントリ開口	
50	装置	30
52	コンピュータ読み取り可能な媒体	
60	腹部画像	
62	骨不含画像	
64	主大動脈	
66	枝	
68	分岐点	
70	距離マップ	
72	経路	
74	経路	
76	画像	40
100	流れ図	
101	ステップ	
102	ステップ	
103	容積解析ルーチン	
104	ステップ	
106	ステップ	
108	ステップ	
110	ステップ	
112	ステップ	
114	ステップ	50

【図1】

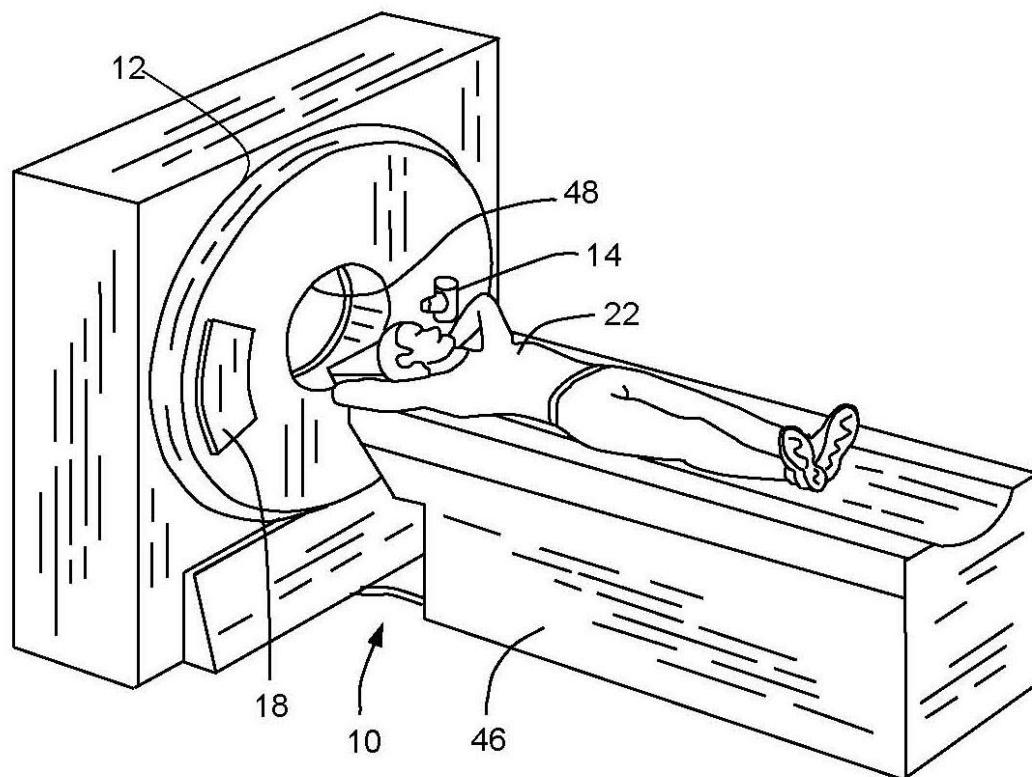


FIG. 1

【図2】

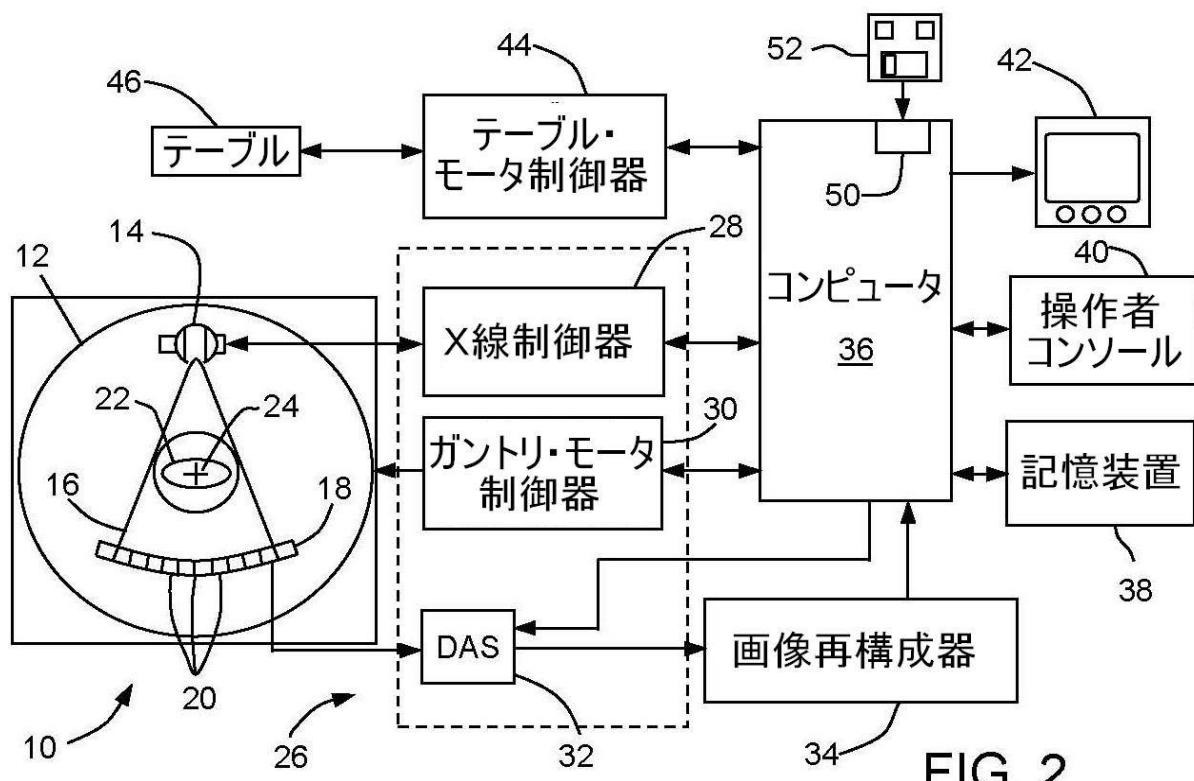


FIG. 2

【図3】

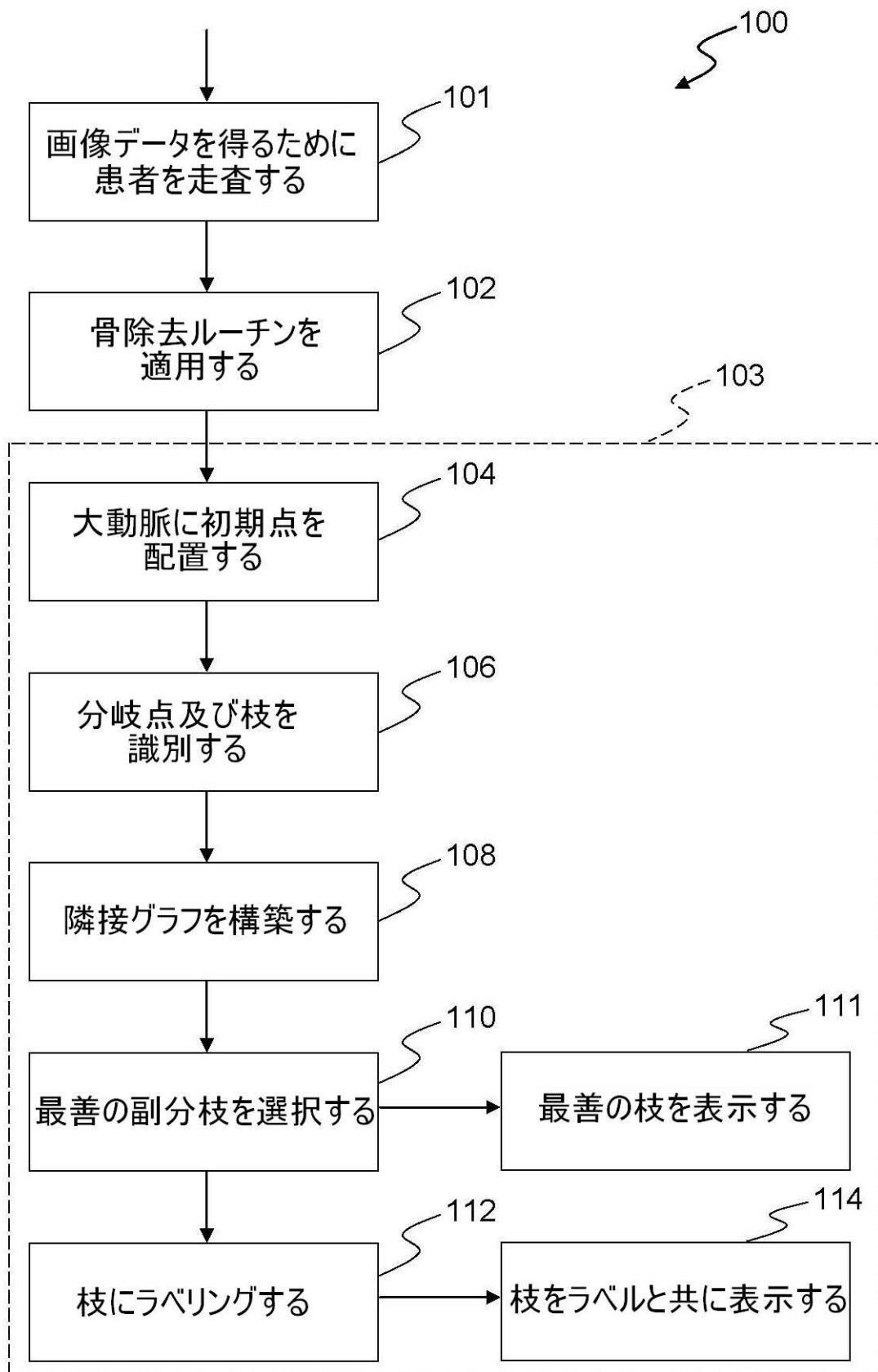


FIG. 3

【図4】

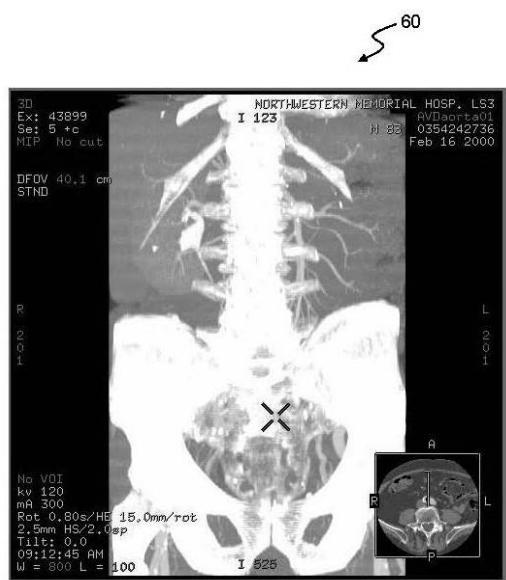


FIG. 4

【図5】



FIG. 5

【図6】

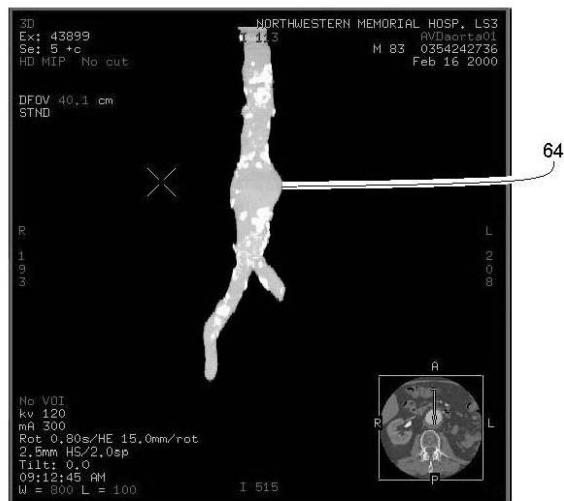


FIG. 6

【図7】

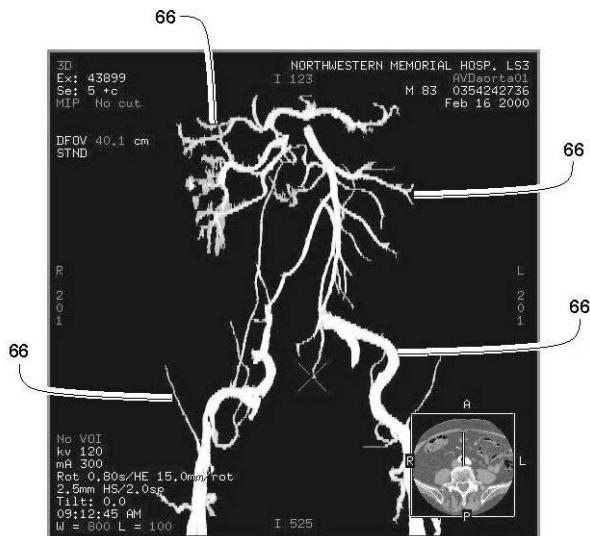


FIG. 7

【図8】

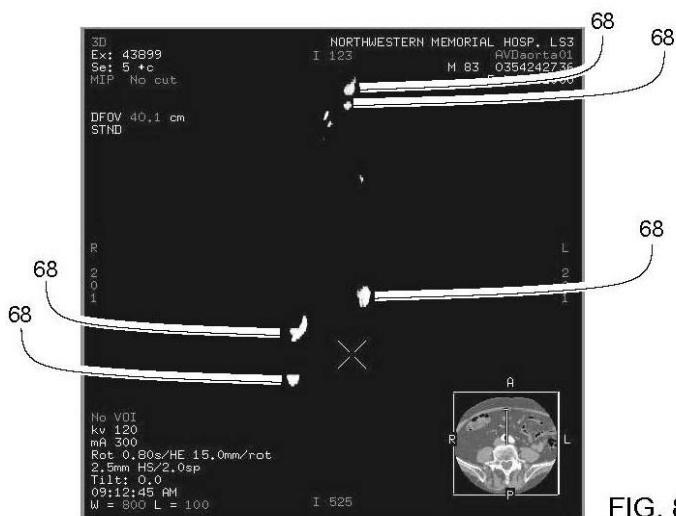


FIG. 8

【図9】

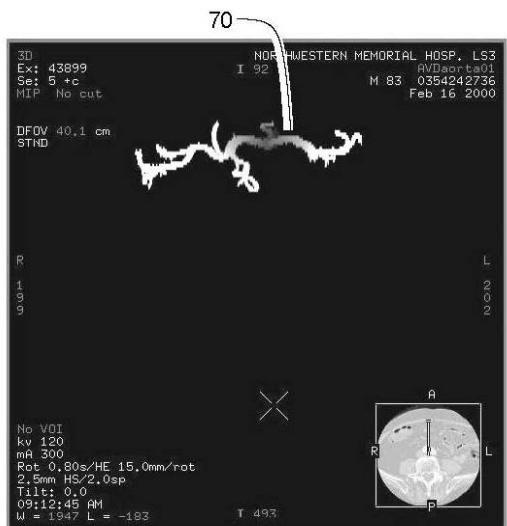


FIG. 9

【図 10】

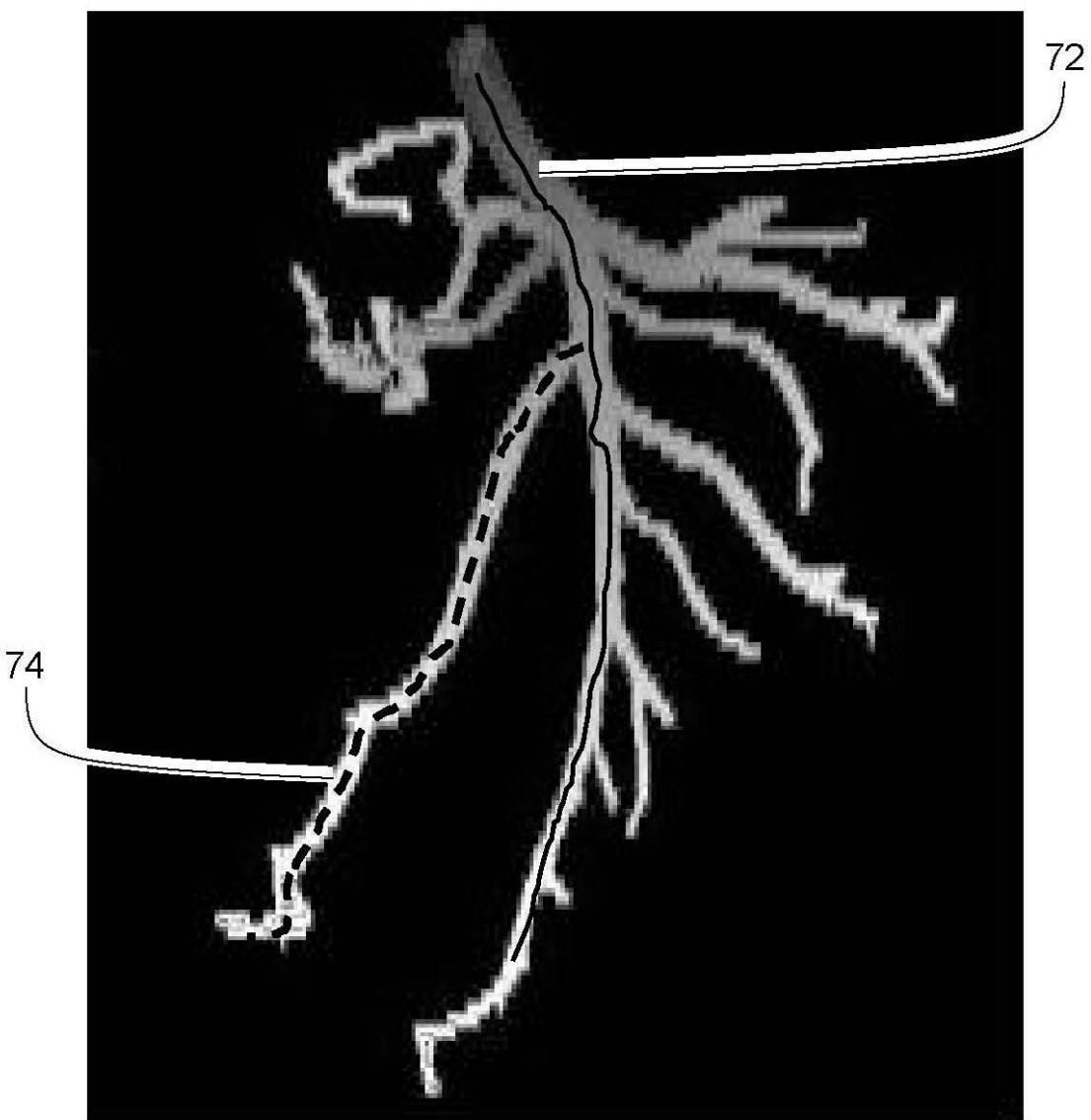


FIG. 10

【図11】

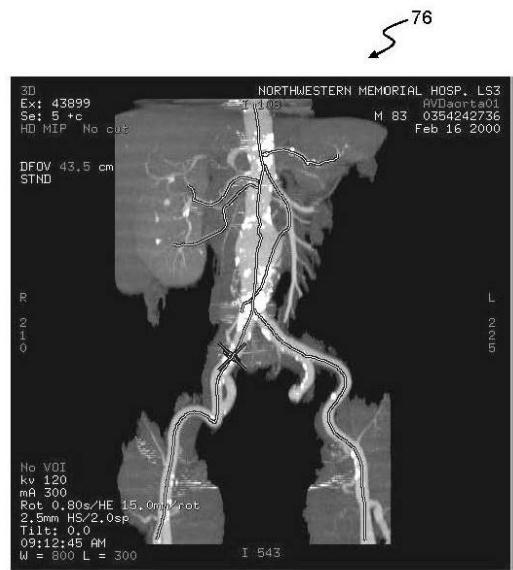


FIG. 11

フロントページの続き

(72)発明者 ローラン・ステファニ
フランス、パリ、リュ・デ・バウシェ、5番

(72)発明者 ローラン・ラウネー¹
フランス、サン・レミー・ル・シェヴルース、アンパッセ・ドゥ・サルジ、11番

(72)発明者 ジエローム・フランソワ・ノブリオッシュ
フランス、ニュイユ・シュール・セーヌ、リュ・ジャック・ドュル、52ビ番

審査官 亀澤 智博

(56)参考文献 国際公開第2004/070648 (WO, A1)
特表2004-283373 (JP, A)
特表2005-508680 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6 / 03