

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6970758号
(P6970758)

(45) 発行日 令和3年11月24日(2021.11.24)

(24) 登録日 令和3年11月2日(2021.11.2)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 6/03 (2006.01) A 6 1 B 6/03 3 6 0 G
G 0 6 T 1/00 (2006.01) G 0 6 T 1/00 2 9 0 B

請求項の数 15 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2019-563852 (P2019-563852)	(73) 特許権者	512293770
(86) (22) 出願日	平成30年5月18日 (2018. 5. 18)		ダッソー システムズ シムリア コーポ レイション
(65) 公表番号	特表2020-520708 (P2020-520708A)		アメリカ合衆国 02919 ロードアイ ランド州 ジョンストン アトウッド ア ベニュー 1301 스위트 101ダ ブリュ
(43) 公表日	令和2年7月16日 (2020. 7. 16)	(74) 代理人	100094569
(86) 国際出願番号	PCT/US2018/033330		弁理士 田中 伸一郎
(87) 国際公開番号	W02018/213667	(74) 代理人	100103610
(87) 国際公開日	平成30年11月22日 (2018. 11. 22)		弁理士 ▲吉▼田 和彦
審査請求日	令和3年5月12日 (2021. 5. 12)	(74) 代理人	100109070
(31) 優先権主張番号	15/598, 476		弁理士 須田 洋之
(32) 優先日	平成29年5月18日 (2017. 5. 18)	(74) 代理人	100067013
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		弁理士 大塚 文昭
早期審査対象出願			

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 CTスキャン結果の改善

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血管系 (2 0 0) の医用画像のコントラストレベルを補正するためのシステム (1 1 4)
) であって、前記システムは、

1 又は 2 以上の処理装置と、

命令を記憶する 1 又は 2 以上のハードウェア記憶装置と、

を備え、前記命令は、前記 1 又は 2 以上の処理装置によって実行された時に、前記 1 又は
 2 以上の処理装置に、

全体的基準コントラストレベルを識別するステップと、

局所的コントラストレベルの中心線を計算する (3 0 8) ステップと、

前記血管系内の位置を表す各画像位置 (2 0 4 , 2 0 6 , 2 0 8 , 2 1 0 , 4 0 6)
 について、前記全体的基準コントラストレベルを前記血管系内の前記位置へ最も近い前記
 中心線のコントラストレベルである (3 0 8 , 4 0 4) 局所的基準コントラストレベルで
 除算した比率を前記位置の元々のコントラストレベルに掛け合わせるによって補正コ
 ントラストレベルを反復して決定するステップと、

前記補正コントラストを使用して各画像位置のコントラストが調整された医用画像 (1 1 2)
 を生成するステップと、

を含む動作を実行させる、

ことを特徴とするシステム。

【請求項 2】

前記全体的基準コントラストレベルは、大動脈口内の位置を表す基準位置（202，402）から決定される、
請求項1に記載のシステム。

【請求項3】

前記動作は、補正コントラストレベルを有する前記画像位置に基づいて血管系の表現を生成するステップをさらに含む、
請求項1に記載のシステム。

【請求項4】

前記動作は、前記血管系の前記表現に基づいて流体流シミュレーションを生成するステップをさらに含む、
請求項3に記載のシステム。

10

【請求項5】

前記動作は、前記血管系の前記表現に基づいて物理的モデルを生成するステップをさらに含む、
請求項3に記載のシステム。

【請求項6】

前記動作は、前記血管系の前記表現を医師に提示するステップをさらに含む、
請求項3に記載のシステム。

【請求項7】

前記血管系の開始領域を前記全体的コントラストレベルの基準点として識別するステップと、
20

前記血管系の遠位端を識別するステップと、

それぞれが前記開始領域を前記遠位端のうちの1つに接続する、前記血管系内の一連の経路を識別するステップと、

各経路の中心線（404）を識別するステップと、

前記血管系内の位置を表す各画像位置について、最も近い中心線位置のコントラストレベルを前記位置の前記局所的基準コントラストレベルとして使用するステップと、
を含む、請求項1に記載のシステム。

【請求項8】

血管系の医用画像のコントラストレベルを補正するためのコンピュータ実行方法であって、
30

全体的基準コントラストレベルを識別するステップと、

局所的コントラストレベルの中心線を計算する（308）ステップと、

前記血管系内の位置を表す1つの画像位置（204，206，208，210，406）について、前記全体的基準コントラストレベルを前記血管系内の前記位置へ最も近い前記中心線のコントラストレベルである（308，404）局所的基準コントラストレベルで除算した比率を前記位置の元々のコントラストレベルに掛け合わせることにによって補正コントラストレベルを反復して決定するステップと、

前記補正コントラストを使用して前記位置のコントラストが調整された医用画像（112）を生成するステップと、
40
を含むことを特徴とするコンピュータ実行方法。

【請求項9】

補正コントラストレベルを決定するステップは、前記血管系内の各画像位置について、前記全体的基準コントラストレベルを局所的基準コントラストレベルで除算した前記比率を前記位置の前記元々のコントラストレベルに掛け合わせることによるものである、請求項8に記載のコンピュータ実行方法。

【請求項10】

前記全体的基準コントラストレベルは、大動脈口内の位置を表す基準位置（202，402）から決定される、
請求項9に記載のコンピュータ実行方法。

50

【請求項 1 1】

補正コントラストレベルを有する前記画像位置に基づいて血管系の表現を生成するステップをさらに含む、
請求項 9 に記載のコンピュータ実行方法。

【請求項 1 2】

前記血管系の前記表現に基づいて流体流シミュレーションを生成するステップをさらに含む、
請求項 1 1 に記載のコンピュータ実行方法。

【請求項 1 3】

前記血管系の前記表現に基づいて物理的モデルを生成するステップをさらに含む、
請求項 1 1 に記載のコンピュータ実行方法。

10

【請求項 1 4】

前記血管系の前記表現を医師に提示するステップをさらに含む、
請求項 1 1 に記載のコンピュータ実行方法。

【請求項 1 5】

前記血管系の開始領域を前記全体的コントラストレベルの基準点として識別するステップと、

前記血管系の遠位端を識別するステップと、

それぞれが前記開始領域を前記遠位端のうちの 1 つに接続する、前記血管系内の一連の経路を識別するステップと、

20

各経路の中心線 (4 0 4) を識別するステップと、

前記血管系内の位置を表す各画像位置について、最も近い中心線位置のコントラストレベルを前記位置の前記局所的基準コントラストレベルとして使用するステップと、
を含む、請求項 8 または 9 に記載のコンピュータ実行方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

〔関連出願との相互参照〕

本出願は、2017年5月18日に提出された米国特許出願公開第 1 5 / 5 9 8 , 4 7 6 号の利益を主張するものである。この先行出願の開示は本出願の開示の一部とみなされ、引用により本出願に組み入れられる。

30

【背景技術】

【0 0 0 2】

コンピュータ断層撮影 (C T) スキャンでは、異なる角度から撮影された X 線画像の組み合わせを利用してスキャン対象の特定部位の断面画像を生成する。

【0 0 0 3】

C T スキャンは、頭部、肺、肺系統、心臓及び腹部の分析を含む様々な異なる医療用途で使用されている。C T スキャンは、例えば血管系の狭窄を検出するために使用することもできる。

【発明の概要】

40

【課題を解決するための手段】

【0 0 0 4】

本明細書では、医用画像処理に関する技術について説明する。

【0 0 0 5】

本明細書では、血管系の医用画像のコントラストレベルを補正するための方法、コンピュータプログラム製品及びシステムについて説明する。

【0 0 0 6】

一般に、本明細書で説明する主題の 1 つの態様は、全体的基準コントラストレベルを識別する行為を含む方法において具体化することができる。この方法は、血管系内の位置を表す各画像位置について、全体的基準コントラストレベルを局所的基準コントラストレベ

50

ルで除算した比率をその位置の元々のコントラストレベルに掛け合わせることによって補正コントラストレベルを決定する行為を含む。この方法は、補正コントラストを使用して各画像位置のコントラストが調整された医用画像を生成するステップも含む。

【 0 0 0 7 】

この態様の他の実施形態は、それぞれがこの方法のアクションを実行するように構成された対応するコンピュータシステム、装置、及び1又は2以上のコンピュータ記憶装置に記録されたコンピュータプログラムを含む。1又は2以上のコンピュータのシステムは、動作時にシステムにアクションを実行させるソフトウェア、ファームウェア、ハードウェア、又はこれらの組み合わせをインストールされることによって特定の動作又はアクションを実行するように構成することができる。1又は2以上のコンピュータプログラムは、データ処理装置によって実行された時に装置にアクションを実行させる命令を含むことによって特定の動作又はアクションを実行するように構成することができる。

10

【 0 0 0 8 】

上記の及びその他の実施形態は、それぞれ任意に以下の特徴のうちの1つ又は2つ以上を単独で又は組み合わせて含むことができる。全体的基準コントラストレベルは、大動脈口内の位置を表す基準位置から決定することができる。方法は、補正コントラストレベルを有する画像位置に基づいて血管系の表現を生成する行為を含むことができる。方法は、血管系の表現に基づいて流体流シミュレーションを生成する行為を含むことができる。方法は、血管系の表現に基づいて物理的モデルを生成する行為を含むことができる。方法は、血管系の表現を医師に提示する行為を含むことができる。方法は、血管系の開始領域を全体的コントラストレベルの基準点として識別する行為と、血管系の遠位端を識別する行為と、それぞれが開始領域を遠位端のうちの1つに接続する、血管系内の一連の経路を識別する行為と、各経路の中心線を識別する行為と、血管系内の位置を表す各画像位置について、最も近い中心線位置のコントラストレベルを局所的基準コントラストレベルとして使用する行為とを含むことができる。

20

【 0 0 0 9 】

添付図面及び以下の説明には、本明細書で説明する主題の1又は2以上の実施形態の詳細を示す。明細書、図面及び特許請求の範囲からは、本主題の他の特徴、態様及び利点が明らかになるであろう。

【 図面の簡単な説明 】

30

【 0 0 1 0 】

【 図 1 】 C T スキャンを使用した関心部位の3次元画像を示す図である。

【 図 2 】 冠動脈系の一部の事前補正表現を示す図である。

【 図 3 】 C T スキャンに対する T A G の影響を補正するプロセス例のフローチャートである。

【 図 4 】 図 3 のプロセス例を冠動脈系の一部の表現に適用したものを示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 1 】

様々な図面では、同じ要素を同じ参照番号及び参照記号で示す。

【 0 0 1 2 】

40

図 1 は、C T スキャンを使用した関心部位の3次元画像を示す図である。コンピュータ断層撮影法 (C T) は、患者に狭 X 線ビームを向け、身体の周囲で素早く回転させて信号を生成し、これを機械のコンピュータによって処理して断面画像を生成するコンピュータ撮像法である。C T スキャナ 1 0 2 は、患者 1 0 4 の周囲を回転する電動式 X 線源を使用する。X 線源が 1 回転する毎に、C T コンピュータが患者の 2 D 画像スライス 1 0 6 を構築する。システムは、患者の複数の画像スライス 1 0 6 を撮影することができる。

【 0 0 1 3 】

画像スライスを使用して、患者 1 0 4 の関心部位の 3 D 画像を生成することができる。この例では、関心部位が冠動脈系の一部である。しかしながら、2 D 画像スライスを使用して生成された 3 D 画像は完全ではない。C T スキャンにおいて使用される X 線技術に伴

50

う医療プロセスは、3D画像を歪ませるアーチファクトをもたらす。これらのアーチファクトにより、冠動脈系の表現が不正確になってしまう。

【0014】

コンピュータシステム114は、これらの不正確さを除去及び/又は補償するように3D画像を調整することによって、さらに正確な冠動脈の3D表現112を生成することができる。

【0015】

図2に、冠動脈系200の一部の事前補正表現を示す。通常、冠動脈のCT画像は、ヨード造影剤を注入して血管信号を背景から引き立たせることによって取得される。造影剤は過渡的に注入され、従って冠動脈枝を均一に満たさず、具体的には、一般に大動脈領域(大動脈口202)ではコントラストが高く、末梢領域では低い。また、この現象は、狭窄(体内通路の異常狭窄)の近傍では非線形性及び強い変調を示す。これらの観察結果は、概して経管的減衰勾配(TAG)と呼ばれている。コントラスト差が造影剤の非均一性に起因するものであるか、それとも狭窄に起因するものであるかを判断するのは困難であるため、これらの非線形性及び変調は、狭窄の同定をさらに困難にする恐れがある。

10

【0016】

この例では、冠動脈系200がTAGの例を示しており、異なる領域(例えば、領域204、206、208及び210)に異なるコントラストレベルが見られる。異なるコントラストレベルは、実際の狭窄をより深刻なものにすることも、或いはその他の不正確さをもたらすこともある。図では、特定の領域内のコントラストが均一なものとして示されているが、このような一貫性は不要であり、ここでは例示目的で使用している。むしろ、コントラストレベルは、3D画像全体を通じて絶えず変化し得る。

20

【0017】

TAGは、前以て予測できない複数の生理学的及び解剖学的因子に依存する。放射線科医らは、血管形態を解釈する際にTAGによってもたらされる可能性がある頻繁なバイアスを考慮するが、専ら経験に基づく視覚的方法に委ねられる。この経験は個々の放射線科医に固有のものであり、ソフトウェア又は手続き的アルゴリズム法を使用する際に前以て複製しておくことはできない。

【0018】

従って、冠動脈疾患の定量的評価と診断評価の両方のために、及び/又は冠状血管の再構成において血流をシミュレートするために、冠動脈管腔形態の正しい解釈を目視検査よりも正確に可能にすることが必要とされている。

30

【0019】

TAGがもたらす1つの問題点は、末端領域における管腔が小さく見えてしまうテーパリング効果を引き起こす点である。TAGを有する血管に閾値ベースのセグメンテーションを適用すると、結果として得られる血管の断面積は、患者の実際の血管の断面積よりも小さくなってしまふ。この効果は、その位置の大動脈からの距離に関連し、血管形状にアーチファクトをもたらす。アーチファクトの低減によって血管腔の視覚的評価がより正確になり、血管腔の定量的評価が現実に近い、単一の普遍的閾値に基づくセグメンテーション法を使用して冠動脈枝全体を確実に分割できるようにTAGを補正することが望ましい。

40

【0020】

コンピュータシステムは、冠動脈枝をナビゲートし、局所的コントラストレベルを調査し、局所的減衰及び/又は変調を補正し、典型的には大動脈で取得される基準レベルに基づいてコントラストレベルを復元することができる。結果として得られる補正画像は、造影剤が冠動脈枝全体を満たすさらに理想的な特徴を示す。この結果、閾値ベースの画像セグメンテーションプロセスによる正確に再現された関心領域形状の生成がさらに可能になる。

【0021】

後述するシステムのさらなる利点は、プロセスが高速であってコスト効率が高い点であ

50

る。従って、コンピュータシステムの計算リソースに過度な負担を掛けずに近リアルタイムで実行することができる。

【0022】

図3は、CTスキャンに対するTAGの影響を補正するプロセス300の例のフローチャートである。このプロセスは、CTスキャンを分析するコンピュータシステムによって実行することができる。このプロセス300について、図4を参照しながら説明する。図4には、冠動脈系400の一部の表現にプロセス300を適用した例を示す。

【0023】

プロセス300は、大動脈口の基準点(例えば、図4の基準点402)を決定する(302)。いくつかの実装では、3D画像上にマーカーを配置することによって手動で基準点を決定することができる。いくつかの実装では、大動脈を認識することによって自動で基準点を決定することができる。例えば、大動脈は、大動脈の正常な円形断面を追跡して識別するフィルタを使用して識別することができる。

10

【0024】

プロセス300は、大動脈及び関連する血管構造を含む関心領域(例えば、図4の関心領域400)(この例では、冠動脈系の領域が関心領域である)を識別する(302)。関心領域の識別は、従来の半自動又は自動彫刻法(sculpting, semi-automatic or automatic conventional methods)によって実行することができる。いくつかの実装では、関心領域を初期設定の一部としてシステムに提供することができる。

20

【0025】

プロセス300は、関心領域を接続グラフ(connected graph)として書き換える(304)。このグラフは、CT画像スライス又は初期3D画像に基づいて生成することができ、ここでは各画素がグラフのノードであり、隣接画素が葉(leaf)によって接続される。

【0026】

プロセス300は、グラフを分析して(306)遠位端を発見する。プロセスは、識別された遠位端毎にマーケット(market)を設定することができる。

【0027】

プロセス300は、大動脈口からマーカーまでの中心線を決定する(308)。例えば、プロセスは、(例えば、ダイクストラ法を使用して)大動脈口から各マーカーまでの最良経路アルゴリズム(best-path algorithm)を実行することができる。最良経路は、経路の中心線(例えば、図4の中心線404)と考えることができる。

30

【0028】

プロセス300は、中心線上の各ノード/画素のコントラストレベルを識別する(310)。

【0029】

プロセス300は、コントラストレベルの高周波値をフィルタ除去する(312)。例えば、プロセスは、線形畳み込み(入力として与えられる線形空間不変量(linear spatial invariant)及び対応する応答の出力を計算する動作)、又は低域通過フィルタ(一定のカットオフ周波数よりも低い周波数の信号を通過させてカットオフ周波数よりも高い周波数の信号を減衰させるフィルタ)を使用することができる。いくつかの実装では、プロセスが、他のフィルタ処理及び/又は空間平滑化法を使用して高周波値をフィルタ処理することもできる。

40

【0030】

プロセス300は、3D画像の全ての画素について、全ての考えられる中心線の中で対応する画素に最も近い中心線上の点を決定する(314)。例えば、図4を参照すると、プロセスは、画素/ノード406について、中心線404上の点408を最も近い点として識別することができる。

【0031】

50

プロセス300は、大動脈口コントラストレベルを最も近い中心線点のコントラストレベルで除算した比率を各画素の元々のコントラストレベルに掛け合わせることによって各画素のコントラストレベルを補正する(316)。例えば、図4を参照すると、システムは、画素/ノード406のコントラストレベルを補正するために、基準点402におけるコントラストと中心線404上の最も近い点408におけるコントラストとの比率を画素/ノード406におけるコントラストに掛け合わせることができる。

【0032】

冠動脈CTでは、コントラスト不均質(contrast inhomogeneity)が自然に発生し、狭窄の存在下では特に強い。上述した局所的調整では、単一の普遍的閾値を使用して、血管壁又は局所形態についての予備知識を伴わずに血管樹を決定することができる。

10

【0033】

さらに、この方法は、血管セグメンテーションに局所的閾値を使用すべきであるという、或いは他のさらに複雑な方法を使用して管腔(分水界、領域拡張、勾配検出、...)を決定すべきであるという従来の見解を破棄するものでもある。

【0034】

システムは、管腔の詳細、動脈分岐の度合い、異なる重症度の複数の重大な石灰化又は狭窄の存在の影響を受けないため、方法が広く適用可能なものになる。

【0035】

この方法は、造影剤を利用する限り、或いは過渡的過剰において造影剤が領域全体を均一に満たす前の局所的注入及び画像収集という同じのタイプの原理に従う造影剤を使用することによって、他のタイプのCT又はMRIベースの画像診断法に適用することもできる。

20

【0036】

プロセスは、原3D画像を再校正する。新たな又は更新された3D画像は、関心領域の3D表現を形成する。このプロセスの用途は、狭窄又はその他の心臓脈管問題の診断、冠動脈系の幾何学的復元、及び/又はシミュレーションによる血流パターンの再現を含む。

【0037】

本明細書で説明した主題及び動作の実施形態は、本明細書で開示した構造及びこれらの構造的同等物を含む、デジタル電子回路又はコンピュータソフトウェア、ファームウェア又はハードウェア、或いはこれらのうちの1つ又は2つ以上の組み合わせで実装することができる。本明細書で説明した主題の実施形態は、1又は2以上のコンピュータプログラム(すなわちコンピュータ記憶媒体上で符号化された、データ処理装置が実行するための、又はこれらのデータ処理装置の動作を制御するためのコンピュータプログラム命令の1又は2以上のモジュール)として実装することができる。コンピュータ記憶媒体は、コンピュータ可読記憶装置、コンピュータ可読記憶基板、ランダム又はシリアルアクセスメモリアレイ又はデバイス、又はこれらの1又は2以上の組み合わせとすることができ、或いはこれらに含めることができる。コンピュータ記憶媒体は、1又は2以上の独立した物理的コンポーネント又は媒体(例えば、複数のCD、ディスク又はその他の記憶装置)とすることも、或いはこれらに含めることもできる。コンピュータ記憶媒体は、非一時的なものとするすることができる。

30

40

【0038】

本明細書で説明した動作は、例えば1又は2以上のコンピュータ可読記憶装置に記憶された、又は他のソースから受け取られたデータに対してデータ処理装置が実行する動作として実装することができる。

【0039】

「データ処理装置」という用語は、データを処理する全ての種類の装置、デバイス及び機械を含み、一例としてプログラマブルプロセッサ、コンピュータ、システムオンチップ、又は複数のシステムオンチップ、又はこれらの組み合わせを含む。この装置は、(例えばFPGA(フィールドプログラマブルゲートアレイ)又はASIC(特定用途向け集積

50

回路)などの)専用論理回路を含むこともできる。この装置は、ハードウェアに加えて、対象とするコンピュータプログラム(例えばプロセッサファームウェア、プロトコルスタック、データベース管理システム、オペレーティングシステム、クロスプラットフォームランタイム環境、仮想マシン、又はこれらのうちの1つ又は2つ以上の組み合わせを構成するコード)の実行環境を形成するコードを含むこともできる。この装置及び実行環境は、ウェブサービスインフラ、分散コンピューティングインフラ及びグリッド計算インフラなどの様々な異なる計算モデルインフラを実現することができる。

【0040】

(プログラム、ソフトウェア、ソフトウェアアプリケーション、スクリプト又はコードとしても知られている)コンピュータプログラムは、コンパイラ型言語、インタープリタ型言語、宣言型言語、手続き型言語、オブジェクト指向型言語又は関数型言語を含むあらゆる形のプログラミング言語で書くことができ、スタンドアロンプログラム、又はモジュール、コンポーネント、サブルーチン、サービス、オブジェクト、又はコンピュータ環境で使用するのに適した他のユニットとしての形を含むあらゆる形で展開することができる。コンピュータプログラムは、必須ではないが、ファイルシステム内のファイルに対応することができる。プログラムは、対象プログラム専用の単一のファイル内の、又は複数の連動するファイル(例えば、1又は2以上のモジュール、サブプログラム、又はコードの一部を記憶するファイル)内の、他のプログラム又はデータ(例えば、マークアップ言語リソースに記憶された1又は2以上のスクリプト)を保持するファイルの一部に記憶することができる。コンピュータプログラムは、1つのコンピュータ上で実行されるように展開することも、或いは1つのサイトに位置する、又は複数のサイトに分散して通信ネットワークによって相互接続された複数のコンピュータ上で実行されるように展開することもできる。

【0041】

本明細書で説明したプロセス及びロジックフローは、1又は2以上のコンピュータプログラムを実行する1又は2以上のプログラマブルプロセッサによって、入力データに作用して出力を生成することによって動作を行うように実行することができる。プロセス及びロジックフローは、例えばFPGA(フィールドプログラマブルゲートアレイ)又はASIC(特定用途向け集積回路)などの専用論理回路によって実行することもでき、装置をこのような専用論理回路として実装することもできる。

【0042】

コンピュータプログラムを実行するのに適したプロセッサとしては、一例として、汎用マイクロプロセッサ及び専用マイクロプロセッサの両方、並びにいずれかの1又は2以上のあらゆる種類のデジタルコンピュータのプロセッサが挙げられる。一般に、プロセッサは、リードオンリメモリ又はランダムアクセスメモリ、或いはこれらの両方から命令及びデータを受け取る。コンピュータの必須要素は、命令に従って動作を実行するプロセッサ、並びに命令及びデータを記憶する1又は2以上の記憶装置である。一般に、コンピュータは、(例えば電子ディスク、磁気ディスク、磁気光学ディスク又は光学ディスクなどの)データを記憶する1又は2以上の大容量記憶装置も含み、或いはこのような大容量記憶装置との間でデータの受け取り及びデータの転送、又はこれらの両方を行うように動作可能に結合されるが、コンピュータは、このような装置を有していなくてもよい。さらに、いくつかの例を挙げると、コンピュータは、例えば携帯電話機、携帯情報端末(PDA)、モバイルオーディオプレーヤ又はビデオプレーヤ、ゲーム機、GPS受信機、又はポータブル記憶装置(例えば、ユニバーサルシリアルバス(USB)フラッシュドライブ)などの別の装置に組み込むこともできる。コンピュータプログラム命令及びデータの記憶に適した装置としては、一例として(EPROM、EEPROM及びフラッシュメモリデバイスなどの)半導体メモリデバイス、(内部ハードディスク又はリムーバブルディスクなどの)磁気ディスク、磁気光学ディスク、並びにCD-ROM及びDVD-ROMディスクを含む全ての形の不揮発性メモリ、媒体及びメモリデバイスが挙げられる。プロセッサ及びメモリは、専用論理回路によって補完することも、又は専用論理回路に組み込むこと

10

20

30

40

50

もできる。

【 0 0 4 3 】

本明細書で説明した主題の実施形態は、ユーザとの相互作用をもたらすために、（ＣＲＴ（陰極線管）又はＬＣＤ（液晶ディスプレイ）モニタなどの）ユーザに情報を表示する表示装置と、（マウス又はトラックボールなどの）ユーザがコンピュータに入力を提供できるようにするキーボード及びポインティングデバイスとを有するコンピュータ上に実装することができる。他の種類の装置を使用してユーザとの相互作用をもたらすこともでき、例えばユーザに提供されるフィードバックは、（視覚的フィードバック、聴覚的フィードバック又は触覚的フィードバックなどの）あらゆる形の感覚的フィードバックとすることができ、ユーザからの入力は、音響入力、音声入力又は触覚入力を含むあらゆる形で受け取ることができる。また、コンピュータは、例えばウェブブラウザから受け取られた要求に応答してユーザのユーザ装置上のウェブブラウザにウェブページを送信することなどの、ユーザが使用する装置との間で文書を送受信することによってユーザと相互作用することもできる。

10

【 0 0 4 4 】

本明細書で説明した主題の実施形態は、（例えばデータサーバとしての）バックエンドコンポーネント、（アプリケーションサーバなどの）ミドルウェアコンポーネント、又は（ユーザが本明細書で説明した主題の実装と相互作用できるようにするグラフィカルユーザインターフェイス又はウェブブラウザを有するユーザコンピュータなどの）フロントエンドコンポーネント、或いは1又は2以上のこのようなバックエンドコンポーネント、ミドルウェアコンポーネント又はフロントエンドコンポーネントのいずれかの組み合わせを含むコンピュータシステムに実装することができる。システムのコンポーネントは、（通信ネットワークなどの）いずれかの形又は媒体のデジタル又は光データ通信によって相互接続することができる。通信ネットワークの例としては、ローカルエリアネットワーク（「LAN」）、（インターネットなどの）ワイドエリアネットワーク（「WAN」）、及び（アドホックピアツーピアネットワークなどの）ピアツーピアネットワークが挙げられる。

20

【 0 0 4 5 】

コンピュータシステムは、ユーザ及びサーバを含むことができる。一般に、ユーザとサーバは互いに離れており、通常は通信ネットワークを介して相互作用する。このユーザとサーバの関係は、それぞれのコンピュータ上で実行される、互いにユーザ - サーバの関係を有するコンピュータプログラムによって生じる。実施形態によっては、（例えば、ユーザ装置とやりとりするユーザにデータを表示し、このユーザからユーザ入力を受けるために）サーバがユーザ装置にデータ（例えば、HTMLページ）を送信することもある。ユーザ装置で生成されたデータ（例えば、ユーザインタラクションの結果）は、サーバにおいてユーザ装置から受け取ることができる。

30

【 0 0 4 6 】

本明細書は多くの特定の实装の詳細を含むが、これらの詳細は、いずれかの発明又は特許請求できるものの範囲を限定するものとして解釈すべきではなく、むしろ特定の発明の特定の实施形態に固有の特徴を説明するものとして解釈すべきである。本明細書において別個の实施形態の文脈で説明したいくつかの特徴は、単一の实施形態において組み合わせて実装することもできる。これとは逆に、単一の实施形態の文脈で説明した様々な特徴は、複数の实施形態において別個に、又はいずれかの好適な部分的組み合わせの形で実装することもできる。さらに、上記ではいくつかの組み合わせで機能するように特徴を説明し、最初はこのように特許請求していることもあるが、場合によっては、特許請求する組み合わせから生じる1又は2以上の特徴をこれらの組み合わせから削除することもでき、特許請求する組み合わせを下位の組み合わせ又は下位の組み合わせの変形例に向けることもできる。

40

【 0 0 4 7 】

同様に、図面には特定の順序で動作を示しているが、これについて、望ましい結果を達

50

成するためにこのような動作を図示の特定の順序又は順番で実施し、又は図示の動作を全て実施する必要があると理解すべきではない。状況によっては、マルチタスク及び並行処理が有利な場合もある。さらに、上述した実施形態において様々なシステムコンポーネントを分離していても、このような分離が全ての実施形態において必要であると理解すべきではなく、説明したプログラムコンポーネント及びシステムを単一のソフトウェア製品に一般的に統合し、又は複数のソフトウェア製品にパッケージ化することもできると理解されたい。

【0048】

以上、本主題の特定の実施形態について説明した。以下の特許請求の範囲には他の実施形態も含まれる。場合によっては、特許請求の範囲に記載した動作を異なる順序で実行しても望ましい結果を得ることができる。また、望ましい結果を達成するために、添付図に示した処理を必ずしも図示の特定の順序又は順番で行う必要はない。実装によっては、マルチタスク及び並行処理が有利な場合もある。

10

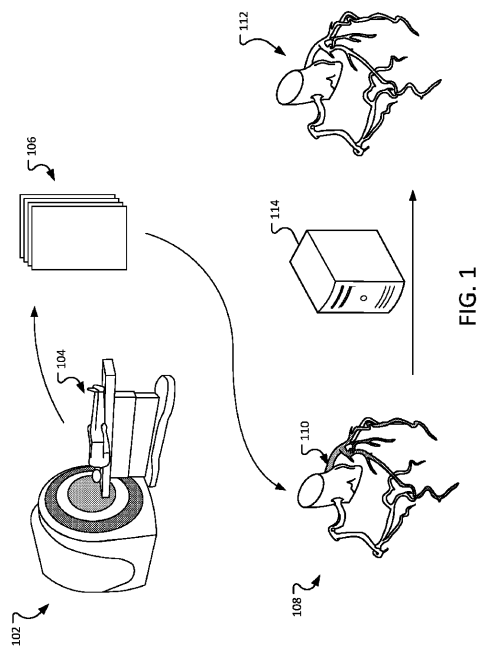
【符号の説明】

【0049】

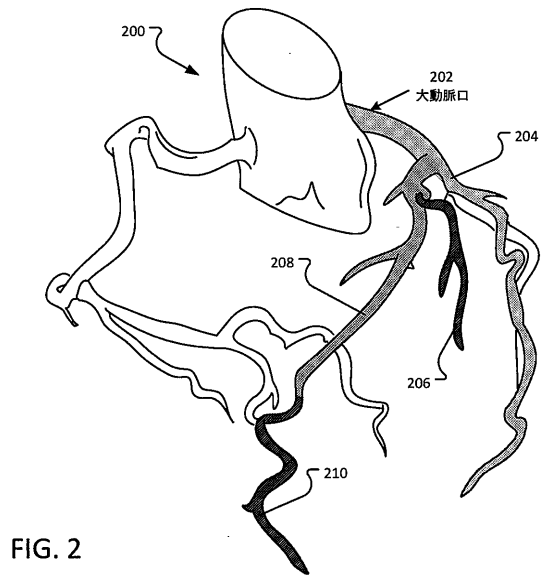
- 102 CTスキャナ
- 104 患者
- 106 2D画像スライス
- 112 3D表現
- 114 コンピュータシステム

20

【図1】



【図2】



【 図 3 】

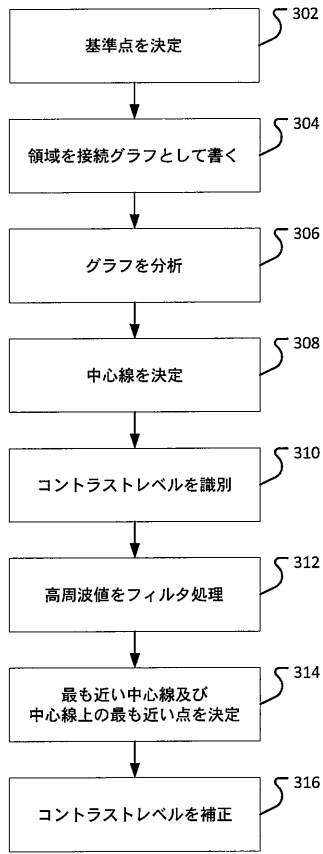


FIG. 3

【 図 4 】

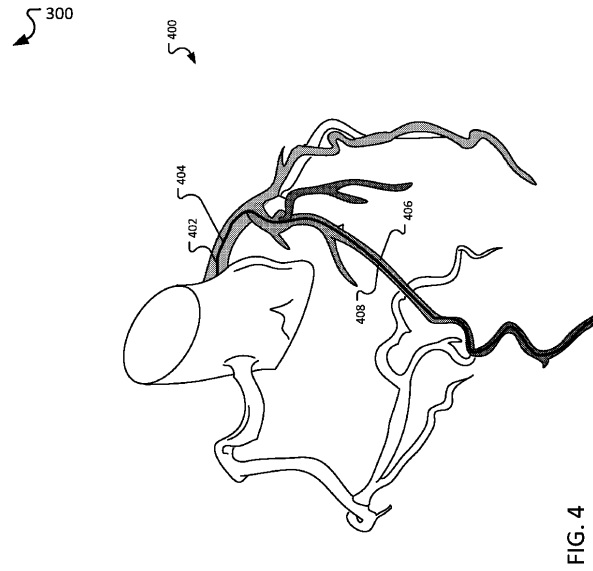


FIG. 4

フロントページの続き

- (74)代理人 100086771
弁理士 西島 孝喜
- (74)代理人 100109335
弁理士 上杉 浩
- (74)代理人 100120525
弁理士 近藤 直樹
- (74)代理人 100139712
弁理士 那須 威夫
- (72)発明者 メルキオンナ シモーネ
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 02478 ベルモント スクール ストリート 20
- (72)発明者 フィックス ブライアン
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 02452 ウォルサム ハンボルト ストリート 32

審査官 井上 香緒梨

- (56)参考文献 特開2005-296332(JP, A)
特開平01-181848(JP, A)
特表2013-534154(JP, A)
米国特許出願公開第2012/0041318(US, A1)

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