

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-181065

(P2019-181065A)

(43) 公開日 令和1年10月24日(2019.10.24)

(51) Int. Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 7 0	4 C 0 9 3
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 5 0 Z	4 C 6 0 1
	A 6 1 B 8/14	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2018-79158 (P2018-79158)  
 (22) 出願日 平成30年4月17日 (2018. 4. 17)

(71) 出願人 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1 3 8 5 番地  
 (74) 代理人 110001380  
 特許業務法人東京国際特許事務所  
 (72) 発明者 小役丸 貴士  
 栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 キヤ  
 ノンメディカルシステムズ株式会社内  
 (72) 発明者 高橋 紗佳  
 栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 キヤ  
 ノンメディカルシステムズ株式会社内  
 (72) 発明者 長江 亮一  
 栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 キヤ  
 ノンメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

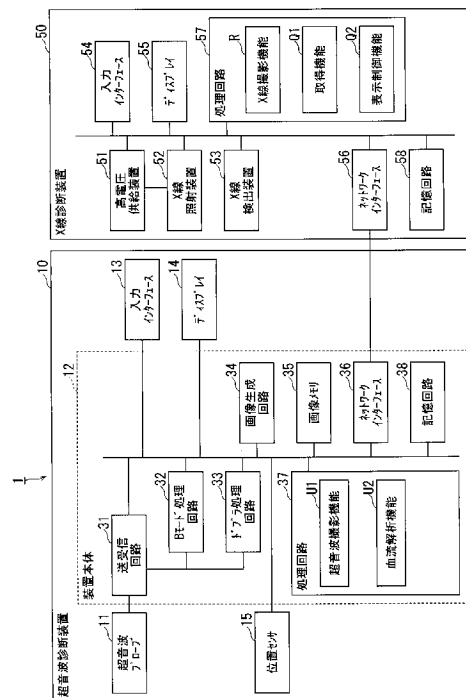
(54) 【発明の名称】 X線診断装置及び医用画像処理装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】ステントグラフト留置後に、エンドリークの有無を簡易に操作者に提示するX線診断装置及び医用画像処理装置を提供する。

【解決手段】X線診断装置50は、X線撮影手段と、取得手段と、表示制御手段とを有する。X線撮影手段は、被検体にX線を照射させることで被検体のX線画像を生成する。取得手段は、被検体の超音波画像に基づく、血管内の血流情報を超音波診断装置1から取得する。表示制御手段は、X線画像上に、血流情報を重畳した重畳画像を生成して表示部に表示させる。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体に X 線を照射させることで前記被検体の X 線画像を生成する X 線撮影手段と、  
前記被検体の超音波画像に基づく、血管内の血流情報を超音波診断装置から取得する取得手段と、

前記 X 線画像上に、前記血流情報を重畳した重畳画像を生成して表示部に表示させる表示制御手段と、

を有する X 線診断装置。

**【請求項 2】**

前記取得手段は、前記血流情報を血流解析して得られた解析結果を前記超音波診断装置から取得し、

前記表示制御手段は、前記 X 線画像上に、前記解析結果を重畳した重畳画像を生成して表示部に表示させる、

請求項 1 に記載の X 線診断装置。

10

**【請求項 3】**

前記解析結果は、動脈瘤内の血流情報に基づく各位置の血流方向から判定された、エンドリークの分類を示す情報である、

請求項 1 又は 2 に記載の X 線診断装置。

**【請求項 4】**

被検体の X 線画像を取得すると共に、前記被検体の超音波画像に基づく、血管内の血流情報を取得する取得手段と、

前記 X 線画像上に、前記血流情報を重畳した重畳画像を生成して表示部に表示させる表示制御手段と、

を有する医用画像処理装置。

20

**【請求項 5】**

前記取得手段は、前記血流情報を血流解析して得られた解析結果を取得し、

前記表示制御手段は、前記 X 線画像上に、前記解析結果を重畳した重畳画像を生成して表示部に表示させる、

請求項 4 に記載の医用画像処理装置。

**【請求項 6】**

前記解析結果は、動脈瘤内の血流情報に基づく各位置の血流方向から判定された、エンドリークの分類を示す情報である、

請求項 4 又は 5 に記載の医用画像処理装置。

30

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明の実施形態は、X 線診断装置及び医用画像処理装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

X 線診断装置、超音波診断装置、X 線 CT (Computed Tomography) 装置、及び磁気共鳴イメージング装置等の医用画像診断装置のうち、異なる種類の装置を併用することで治療効率の向上などを図る目的で、異なる種類の複数の医用画像診断装置を有する医用画像診断システムが存在する。例えば、カテーテルを用いたインターベンション治療が行われる場合に、X 線診断装置及び超音波診断装置が併用される。

40

**【0003】**

X 線診断装置は、被検体内に X 線を透過し、その透過像を画像化するものである。X 線画像を取得する手段としては、比較的強い X 線を照射する「撮影モード」と、比較的弱い X 線を照射する「透視モード」とがある。医師は、撮影モード又は透視モードによる X 線照射により血管内のカテーテルを確認しながら、患者にカテーテルを挿入する。そして、カテーテルの患部への到達後、X 線によりあらゆる角度から患部の撮影が行われる。その

50

後、確認された患部の治療をカテーテルによって行う。X線による透視及び撮影では確認できない病変も見逃さないために、超音波診断装置を併用し、患部の特定を行う方法が注目されている。

【0004】

超音波画像を併用したX線による透視及び撮影において、例えば、腹部大動脈ステントグラフト内挿術が行われる。腹部大動脈ステントグラフト内挿術とは、IVR (Interventional Radiology) 下で、患者の血管に、先端にステントグラフト (人工血管) が取り付けられたカテーテルを挿入し、ステントグラフトを血管内に留置する手技を意味する。腹部大動脈ステントグラフト内挿術は、大動脈内に発生した瘤への血流を遮断し、瘤の破裂を防ぐことを目的とする。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2013-180088号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、ステントグラフト留置後に、エンドリークの有無を簡易に操作者に提示することである。

【課題を解決するための手段】

20

【0007】

実施形態に係るX線診断装置は、X線撮影手段と、取得手段と、表示制御手段とを有する。X線撮影手段は、被検体にX線を照射させることで被検体のX線画像を生成する。取得手段は、被検体の超音波画像に基づく、血管内の血流情報を超音波診断装置から取得する。表示制御手段は、X線画像上に、血流情報を重畳した重畳画像を生成して表示部に表示させる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る医用画像診断システムの構成を示す概略図。

【図2】図2は、第1の実施形態に係る医用画像診断システムの外観を示す図。

30

【図3】図3は、第1の実施形態に係る医用画像診断システムの動作例をフローチャートとして示す図。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る医用画像診断システムの動作例をフローチャートとして示す図。

【図5】図5は、第1の実施形態に係る医用画像診断システムにおいて、エンドリークの分類を説明するための図。

【図6】図6は、第1の実施形態に係る医用画像診断システムにおいて、表示される重畳画像の第1例を示す図。

【図7】図7は、第1の実施形態に係る医用画像診断システムにおいて、表示される重畳画像の第2例を示す図。

40

【図8】図8は、第2の実施形態に係る医用画像診断システムの構成を示す概略図。

【図9】図9は、第2の実施形態に係る医用画像診断システムにおいて、表示される重畳画像の第3例を示す図。

【図10】図10は、第3の実施形態に係る医用画像診断システムの構成を示す概略図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、図面を参照しながら、X線診断装置及び医用画像処理装置の実施形態について詳細に説明する。

【0010】

(第1の実施形態)

50

図 1 は、第 1 の実施形態に係る医用画像診断システムの構成を示す概略図である。図 2 は、第 1 の実施形態に係る医用画像診断システムの外観を示す図である。

【 0 0 1 1 】

図 1 及び図 2 は、第 1 の実施形態に係る医用画像診断システム 1 を示す。医用画像診断システム 1 は、超音波診断装置 1 0 と、第 1 の実施形態に係る医用画像診断装置としての X 線診断装置 5 0 とを備える。例えば、X 線診断装置 5 0 は、X 線循環器装置、いわゆるアンギオ (Angio) 装置である。

【 0 0 1 2 】

超音波診断装置 1 0 は、超音波プローブ 1 1、装置本体 1 2、入力インターフェース 1 3、及びディスプレイ 1 4 を設ける。なお、装置本体 1 2 のみの構成を超音波診断装置と称する場合もあり、装置本体 1 2 に超音波プローブ 1 1、入力インターフェース 1 3、及びディスプレイ 1 4 のうち少なくとも 1 つを加えた構成を超音波診断装置と称する場合もある。以下の説明では、超音波プローブ 1 1、装置本体 1 2、入力インターフェース 1 3、及びディスプレイ 1 4 の全てが備えられた構成を超音波診断装置とする場合について説明する。

10

【 0 0 1 3 】

超音波プローブ 1 1 は、前面部に複数個の微小な振動子 (圧電素子) を備え、スキャン対象を含む領域、例えば腹部大動脈瘤を含む領域に対して超音波の送受波を行う。各振動子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルスを超音波パルスに変換し、また、受信時には反射波を電気信号 (受信信号) に変換する機能を有する。超音波プローブ 1 1 は小型、軽量に構成されており、ケーブル (又は無線通信) を介して装置本体 1 2 に接続される。

20

【 0 0 1 4 】

超音波プローブ 1 1 は、スキャン方式の違いにより、リニア型、コンベックス型、及びセクタ型等の種類に分けられる。また、超音波プローブ 1 1 は、アレイ配列次元の違いにより、アジマス方向に 1 次元 (1 D) 的に複数個の振動子が配列された 1 D アレイプローブと、アジマス方向かつエレベーション方向に 2 次元 (2 D) 的に複数個の振動子が配列された 2 D アレイプローブとの種類に分けられる。なお、1 D アレイプローブは、エレベーション方向に少数の振動子が配列されたプローブを含む。

30

【 0 0 1 5 】

ここで、3 D スキャン、つまり、ボリュームスキャンが実行される場合、超音波プローブ 1 1 として、リニア型、コンベックス型、及びセクタ型等のスキャン方式を備えた 2 D アレイプローブが利用される。又は、ボリュームスキャンが実行される場合、超音波プローブ 1 1 として、リニア型、コンベックス型、及びセクタ型等のスキャン方式を備え、エレベーション方向に機械的に揺動する機構を備えた 1 D プローブが利用される。後者のプローブは、メカ 4 D プローブとも呼ばれる。

【 0 0 1 6 】

装置本体 1 2 は、送受信回路 3 1、B モード処理回路 3 2、ドプラ処理回路 3 3、画像生成回路 3 4、画像メモリ 3 5、ネットワークインターフェース 3 6、処理回路 3 7、及び記憶回路 3 8 を備える。回路 3 1 ~ 3 4 は、特定用途向け集積回路 (ASIC: Application Specific Integrated Circuit) 等によって構成されるものである。しかしながら、その場合に限定されるものではなく、回路 3 1 ~ 3 4 の機能の全部又は一部は、処理回路 3 7 がプログラムを実行することで実現されるものであってもよい。

40

【 0 0 1 7 】

送受信回路 3 1 は、送信回路及び受信回路 (図示省略) を有する。送受信回路 3 1 は、処理回路 3 7 による制御の下、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。なお、送受信回路 3 1 が装置本体 1 2 に設けられる場合について説明するが、送受信回路 3 1 は、超音波プローブ 1 1 に設けられてもよいし、装置本体 1 2 及び超音波プローブ 1 1 の両方に設けられてもよい。

【 0 0 1 8 】

50

送信回路は、パルス発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路等を有し、超音波振動子に駆動信号を供給する。パルス発生回路は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。送信遅延回路は、超音波プローブ 11 の超音波振動子から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルス発生回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、パルサ回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波振動子に駆動パルスを印加する。送信遅延回路は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面から送信される超音波ビームの送信方向を任意に調整する。

【0019】

受信回路は、アンプ回路、A/D (Analog to Digital) 変換器、及び加算器等を有し、超音波振動子が受信したエコー信号を受け、このエコー信号に対して各種処理を行ってエコーデータを生成する。アンプ回路は、エコー信号をチャンネル毎に増幅してゲイン補正処理を行う。A/D変換器は、ゲイン補正されたエコー信号をA/D変換し、デジタルデータに受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、A/D変換器によって処理されたエコー信号の加算処理を行ってエコーデータを生成する。加算器の加算処理により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

10

【0020】

Bモード処理回路32は、処理回路37による制御の下、受信回路からエコーデータを受信し、対数増幅、及び包絡線検波処理等を行って、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ(2次元又は3次元データ)を生成する。このデータは、一般に、Bモードデータと呼ばれる。

20

【0021】

ドプラ処理回路33は、処理回路37による制御の下、受信回路からのエコーデータから速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織を抽出し、平均速度、分散、パワー等の移動態情報を多点について抽出したデータ(2次元又は3次元データ)を生成する。このデータは、一般に、ドプラデータと呼ばれる。

【0022】

画像生成回路34は、処理回路37による制御の下、超音波プローブ11が受信したエコー信号に基づいて、所定の輝度レンジで表現された超音波画像を画像データとして生成する。例えば、画像生成回路34は、超音波画像として、Bモード処理回路32によって生成された2次元のBモードデータから反射波の強度を輝度にて表したBモード画像を生成する。また、画像生成回路34は、超音波画像として、ドプラ処理回路33によって生成された2次元のドプラデータから移動態情報を表す平均速度画像、分散画像、パワー画像、又は、これらの組み合わせ画像としてのカラードプラ画像を生成する。

30

【0023】

画像メモリ35は、1フレーム当たり2軸方向に複数のメモリセルを備え、それを複数フレーム分備えたメモリである2次元メモリを含む。画像メモリ35としての2次元メモリは、処理回路37の制御による制御の下、画像生成回路34によって生成された1フレーム、又は、複数フレームに係る超音波画像を2次元画像データとして記憶する。

【0024】

画像生成回路34は、処理回路37による制御の下、画像メモリ35としての2次元メモリに配列された超音波画像に対し、必要に応じて補間処理を行う3次元再構成を行うことで、画像メモリ35としての3次元メモリ内に超音波画像をボリュームデータとして生成する。補間処理方法としては、公知の技術が用いられる。

40

【0025】

画像メモリ35は、3軸方向(X軸、Y軸、及びZ軸方向)に複数のメモリセルを備えたメモリである3次元メモリを含む場合もある。画像メモリ35としての3次元メモリは、処理回路37の制御による制御の下、画像生成回路34によって生成された超音波画像をボリュームデータとして記憶する。

【0026】

50

ネットワークインターフェース 36 は、ネットワークの形態に応じた種々の情報通信用プロトコルを実装する。ネットワークインターフェース 36 は、この各種プロトコルに従って、装置本体 12 と、外部の X 線診断装置 50 等の機器とを接続する。この接続には、電子ネットワークを介した電氣的な接続等を適用することができる。ここで、電子ネットワークとは、電気通信技術を利用した情報通信網全般を意味し、無線 / 有線の病院基幹の LAN (Local Area Network) やインターネット網のほか、電話通信回線網、光ファイバ通信ネットワーク、ケーブル通信ネットワーク、衛星通信ネットワーク、Wifi、及び Bluetooth (登録商標) 等を含む。

【0027】

また、ネットワークインターフェース 36 は、非接触無線通信の種々のプロトコルを実装してもよい。この場合、装置本体 12 は、例えば超音波プローブ 11 と、ネットワークを介さず直接にデータ送受信することができる。

10

【0028】

処理回路 37 は、専用又は汎用の CPU (Central Processing Unit)、MPU (Micro Processor Unit)、又は GPU (Graphics Processing Unit) の他、ASIC、及び、プログラマブル論理デバイス等を意味する。プログラマブル論理デバイスとしては、例えば、単純プログラマブル論理デバイス (SPLD: Simple Programmable Logic Device)、複合プログラマブル論理デバイス (CPLD: Complex Programmable Logic Device)、及び、フィールドプログラマブルゲートアレイ (FPGA: Field Programmable Gate Array) 等が挙げられる。

20

【0029】

また、処理回路 37 は、単一の回路によって構成されてもよいし、複数の独立した回路要素の組み合わせによって構成されてもよい。後者の場合、記憶回路 38 は回路要素ごとに個別に設けられてもよいし、単一の記憶回路 38 が複数の回路要素の機能に対応するプログラムを記憶するものであってもよい。

【0030】

記憶回路 38 は、RAM (Random Access Memory)、フラッシュメモリ (Flash Memory) 等の半導体メモリ素子、ハードディスク、光ディスク等によって構成される。記憶回路 38 は、USB (Universal Serial Bus) メモリ及び DVD (Digital Video Disk) 等の可搬型メディアによって構成されてもよい。記憶回路 38 は、処理回路 37 において用いられる各種処理プログラム (アプリケーションプログラムの他、OS (Operating System) 等も含まれる) や、プログラムの実行に必要なデータを記憶する。また、OS に、操作者に対するディスプレイ 14 への情報の表示にグラフィックを多用し、基礎的な操作を入力インターフェース 13 によって行うことができる GUI (Graphical User Interface) を含めることもできる。

30

【0031】

入力インターフェース 13 は、超音波技師 D2 によって操作が可能な入力デバイスからの信号を入力する回路と、入力デバイスとを含む。入力デバイスは、トラックボール、スイッチ、マウス、キーボード、走査面に触れることで入力操作を行うタッチパッド、表示画面とタッチパッドとが一体化されたタッチスクリーン、光学センサを用いた非接触入力回路、及び音声入力回路等によって実現される。超音波技師 D2 により入力デバイスが操作されると、入力インターフェース 13 はその操作に応じた入力信号を生成して処理回路 37 へ出力する。

40

【0032】

ディスプレイ 14 は、例えば液晶ディスプレイや OLED (Organic Light Emitting Diode) ディスプレイ等の一般的な表示出力装置により構成される。また、ディスプレイ 14 は、GPU (Graphics Processing Unit) 及び VRAM (Video RAM) 等を含む。ディスプレイ 14 は、処理回路 37 の制御による制御の下、処理回路 37 から表示要求された超音波画像 (例えば、ライブ画像) を表示する。

【0033】

50

位置センサ 15 は、超音波プローブ 11 の、時系列に複数の位置情報を検知して、装置本体 12 に出力する。位置センサ 15 としては、超音波プローブ 11 に取り付けられるタイプのセンサと、超音波プローブ 11 とは別体で設けられるタイプのセンサとがある。後者のセンサは、光学式センサであり、測定対象である超音波プローブ 11 の特徴点を複数位置から撮影し、三角測量の原理で超音波プローブ 11 の各位置を検出する。以下、位置センサ 15 が前者のセンサである場合について説明する。

【0034】

位置センサ 15 は、超音波プローブ 11 に取り付けられ、自身の位置情報を検知して、装置本体 12 に出力する。位置センサ 15 の位置情報を、超音波プローブ 11 の位置情報と見なすこともできる。超音波プローブ 11 の位置情報は、超音波プローブ 11 の位置及び姿勢（傾き角）を含む。例えば、磁場送信器（図示省略）が 3 軸の磁場を順次送信しその磁場を位置センサ 15 で順次受信することにより超音波プローブ 11 の姿勢が検知され得る。また、位置センサ 15 は、3 次元空間における 3 軸の角速度を検知する 3 軸ジャイロセンサ、3 次元空間における 3 軸の加速度を検知する 3 軸加速度センサ、3 次元空間における 3 軸の地磁気を検知する 3 軸地磁気センサのうち少なくともいずれかを含む、いわゆる 9 軸センサであってもよい。

10

【0035】

X 線診断装置 50 は、高電圧供給装置 51、X 線照射装置 52、X 線検出装置 53、入力インターフェース 54、ディスプレイ 55、ネットワークインターフェース 56、処理回路 57、記憶回路 58、C アーム 59（図 2 のみに図示）、及び寝台 60（図 2 のみに図示）を備える。

20

【0036】

高電圧供給装置 51 は、処理回路 57 による制御の下、X 線照射装置 52 の X 線管に高電圧電力を供給する。

【0037】

X 線照射装置 52 は、C アーム 59 の一端に設けられる。X 線照射装置 52 は、X 線管（X 線源）及び可動絞り装置を設ける。X 線管は、高電圧供給装置 51 から高電圧電力の供給を受けて、高電圧電力の条件に応じて X 線を発生する。可動絞り装置は、処理回路 57 による制御の下、X 線管の X 線照射口で、X 線を遮蔽する物質から構成された絞り羽根を移動可能に支持する。なお、X 線管の前面に、X 線管によって発生された X 線の線質を調整する線質調整フィルタ（図示省略）を備えてもよい。

30

【0038】

X 線検出装置 53 は、C アーム 59 の他端に、X 線照射装置 52 に対向するように設けられる。X 線検出装置 53 は、処理回路 57 による制御の下、S I D（Source-Image Distance）方向に沿って動作、即ち、前後動作を行うことができる。また、X 線検出装置 53 は、処理回路 57 による制御の下、S I D 方向を中心とした回転方向に沿って動作、即ち、回転動作を行うことができる。

【0039】

入力インターフェース 54 は、入力インターフェース 13 と同等な構成を有する。治療室内の操作者 D（手技者 D1、超音波技師 D2、及び助手等）によって入力インターフェース 54 が操作されると、操作信号が処理回路 57 に送られる。

40

【0040】

ディスプレイ 55 は、ディスプレイ 14 と同等な構成を有する。ディスプレイ 55 は、超音波撮影に従って生成された超音波画像と、X 線撮影に従って生成された X 線画像とを表示する。例えば、ディスプレイ 55 は、手技中に、X 線画像に超音波画像が重畳された重畳画像（例えば、図 6 に図示）を表示するか、X 線画像及び超音波画像を並列表示する。

【0041】

ネットワークインターフェース 56 は、ネットワークインターフェース 36 と同等な構成を有する。

50

## 【 0 0 4 2 】

処理回路 5 7 は、処理回路 3 7 と同等な構成を有する。

## 【 0 0 4 3 】

記憶回路 5 8 は、記憶回路 3 8 と同等な構成を有する。

## 【 0 0 4 4 】

Cアーム 5 9 は、X線照射装置 5 2 と X線検出装置 5 3 とを、対向配置するように支持する。Cアーム 5 9 は、処理回路 5 7 による制御の下、又は手動操作に従って、円弧方向の回転、即ち、C R A (Cranial View) の向きの回転と、C A U (Caudal View) の向きの回転とが可能である。また、Cアーム 5 9 は、処理回路 5 7 による制御の下、又は手動操作に従って、支点中心の回転、即ち、L A O (Left Anterior Oblique View) の向きの回転と、R A O (Right Anterior Oblique View) の向きの回転とに対応する。なお、Cアーム 5 9 の円弧方向の回転が、L A O の向きの回転と R A O の向きの回転とに対応し、Cアーム 5 9 の支点中心の回転が、C R A の向きの回転と C A U の向きの回転とに対応する構成を有していてもよい。

10

## 【 0 0 4 5 】

また、図 2 において、X線診断装置 5 0 が備える Cアーム構造は、X線照射装置 5 2 が寝台 6 0 の天板の下方に位置するアンダーテーブルの場合を示す。しかしながらその場合に限定されるものではなく、X線照射装置 5 2 が天板の上方に位置するオーバーテーブルの場合であってもよい。また、Cアーム 5 9 は、アームにより代替されてもよいし、アームが組み合わされてもよい。

20

## 【 0 0 4 6 】

寝台 6 0 は、被検体、例えば患者 P を載置可能な天板を備える。天板は、処理回路 5 7 による制御の下、X軸方向に沿って動作、即ち、左右方向へのスライドを行うことができる。天板は、処理回路 5 7 による制御の下、Y軸方向に沿って動作、即ち、昇降方向へのスライドを行うことができる。天板は、処理回路 5 7 による制御の下、Z軸方向に沿って動作、即ち、頭足方向へのスライドを行うことができる。また、天板は、処理回路 5 7 による制御の下、ローリング動作や、チルト動作を行うことも可能である。

## 【 0 0 4 7 】

続いて、医用画像診断システム 1 の機能について説明する。

## 【 0 0 4 8 】

処理回路 3 7 は、記憶回路 3 8 に記憶された、又は、処理回路 3 7 内に直接組み込まれたプログラムを読み出して実行することで、超音波撮影機能 U 1 及び血流解析機能 U 2 を実現する。以下、機能 U 1 , U 2 がソフトウェア的に機能する場合を例に挙げて説明するが、機能 U 1 , U 2 の全部又は一部は、超音波診断装置 1 0 に備えられる A S I C 等の回路により実現されてもよい。

30

## 【 0 0 4 9 】

超音波撮影機能 U 1 は、送受信回路 3 1、Bモード処理回路 3 2、ドプラ処理回路 3 3、画像生成回路 3 4、及び画像メモリ 3 5 を制御して、超音波撮影を実行させて超音波画像を収集する機能を含む。また、超音波撮影機能 U 1 は、超音波撮影に従って生成された超音波画像をディスプレイ 1 4 に表示させる機能を含む。

40

## 【 0 0 5 0 】

血流解析機能 U 2 は、超音波撮影機能 U 1 によって収集された超音波画像（例えば、カラードプラ画像）に基づいて、腹部（又は胸部）大動脈瘤付近の血管内の血流情報を測定する機能と、血流情報に対して血流解析を行う機能とを含む。また、血流解析機能 U 2 は、血流情報又は解析結果をディスプレイ 1 4 に表示させる機能や、血流情報又は解析結果を、ネットワークインターフェース 3 6 を介して X線診断装置 5 0 に送信する機能を含む。

## 【 0 0 5 1 】

血流情報は、Bモード及びパルスドプラモードにより測定される。Bモードにより、患者内部の組織構造が可視化される。一般的に、血流情報は、パルスドプラモードにより、

50

超音波プローブ 11 に近づく方向の血流が暖色系の色彩で、超音波プローブ 11 から遠ざかる血流が寒色系の色彩で表現されたデータ集合を意味する。

【0052】

血流解析は、動脈瘤内の血流情報に基づく各位置の血流方向から、エンドリーク (endo leak) がどの Type に分類されるのかを判定するものである。ここで、エンドリークとは、動脈瘤内に血液が流入する現象を意味する。エンドリークは、大きく 5 個の Type に分類され、そのうち 4 個の Type が合併症として問題となる。「Type \_\_ I」は、ステントグラフトの上側又は下側と血管壁との圧着が不十分な状態のために起こるものである。「Type \_\_ II」は、下腸間膜動脈や腰動脈の血流の逆流によるものである。「Type \_\_ III」は、ステントグラフトの接合部 (継目) から血液が漏出するものである。「Type \_\_ IV」は、ステントグラフト自体を血液が透過して起こるものである。本実施形態では、特に、大血管の血圧が動脈瘤にもかかり破裂するリスクがある「Type \_\_ I」及び「Type \_\_ III」を対象とする (図 5 参照)。

10

ここで、

【0053】

血管領域のうち拡張できない場所 (例えば、動脈瘤) が存在する場合、動脈瘤を超えた場所に拡張できる場所まで到達可能なように長い 1 個のステントグラフトを採用するか、複数のステントグラフトが継ぎ足されたステントグラフトを採用することができる。後者の場合、図 5 に示すように、ステントグラフト SG の外側において、「Type \_\_ I」及び「Type \_\_ III」に分類されるエンドリークが発生する。

20

【0054】

処理回路 57 は、記憶回路 58 に記憶された、又は、処理回路 57 内に直接組み込まれたプログラムを読み出して実行することで、X 線撮影機能 R、取得機能 Q1、及び表示制御機能 Q2 を実現する。以下、機能 R、Q1、Q2 がソフトウェア的に機能する場合を例に挙げて説明するが、機能 R、Q1、Q2 の全部又は一部は、X 線診断装置 50 に備えられる ASIC 等の回路により実現されてもよい。

【0055】

X 線撮影機能 R は、高電圧供給装置 51、X 線照射装置 52、及び X 線検出装置 53 を制御して、X 線撮影を実行させる機能を含む。また、X 線撮影機能 R は、X 線撮影に従って生成された X 線画像をディスプレイ 55 に表示させる機能を含む。なお、X 線撮影は、透視モードによる X 線撮影と、撮影モードによる X 線撮影とを含む。ここで、撮影モードとは、比較的強い X 線を照射してよりコントラストの明確な X 線画像を得るモードを意味し、透視モードとは、比較的弱い X 線を連続的又はパルス的に照射するモードを意味する。

30

【0056】

取得機能 Q1 は、血流解析機能 U2 による血流情報又は解析結果を、超音波診断装置 10 から取得する機能を含む。

【0057】

表示制御機能 Q2 は、X 線撮影機能 R によって生成された X 線画像上に、取得機能 Q1 によって取得された血流情報又は解析結果を重畳した重畳画像を生成する機能と、重畳画像をディスプレイ 55 に表示させる機能とを含む。

40

【0058】

続いて、医用画像診断システム 1 の動作について説明する。医用画像診断システム 1 は、腹部 (又は胸部) 大動脈ステントグラフト内挿術において、インターベンション治療を用いたステントグラフト留置後に適用される。医用画像診断システム 1 のインターベンション治療では、X 線診断装置 50 から得られる X 線画像だけではなく、超音波診断装置 10 から得られる超音波画像も駆使し、手技が進められる。

【0059】

図 3 及び図 4 は、医用画像診断システム 1 の動作例をフローチャートとして示す図である。図 3 及び図 4 において、「ST」に数字を付した符号はフローチャートの各ステップ

50

を示す。

【 0 0 6 0 】

まず、図 3 について説明する。X 線診断装置 5 0 の X 線撮影機能 R は、ステントグラフト留置後、高電圧供給装置 5 1、X 線照射装置 5 2、X 線検出装置 5 3 等を制御して、患者 P に対して、透視モードによる X 線撮影を開始する（ステップ S T 1 1）。X 線撮影により生成された X 線画像是、ディスプレイ 5 5 に表示される。

【 0 0 6 1 】

表示制御機能 Q 2 は、ステップ S T 1 1 によって開始された透視モードによる X 線撮影に従って生成された所定フレームの X 線画像を画像解析して、X 線照射領域に、ステントグラフトが侵入したか否かを判断する（ステップ S T 1 2）。

10

【 0 0 6 2 】

ステップ S T 1 2 の判断にて Y E S、即ち、X 線照射領域内にステントグラフトが侵入したと判断される場合、超音波診断装置 1 0 の超音波撮影機能 U 1 は、超音波プローブ 1 1 等を制御して、患者 P のステントグラフト留置位置付近に対して、超音波撮影（例えば、ボリュームスキャン）を開始して超音波画像（例えば、カラードブラ画像）を収集すると共に、位置センサ 1 5 を制御して位置センサ 1 5 の位置情報を収集する（ステップ S T 1 3）。つまり、超音波撮影機能 U 1 は、ステップ S T 1 3 において、位置センサ 1 5 の位置情報から求められる超音波画像の位置情報を収集する。カテーテルでステントグラフトの留置を一通り終わったら、超音波技師 D 2 は、超音波プローブ 1 1 を患者 P の体表に当て、超音波撮影が実行される。ドブラにより意図しない部位から血流（漏れ）がないかを

20

【 0 0 6 3 】

一方で、ステップ S T 1 2 の判断にて N O、即ち、X 線照射領域内にステントグラフトが侵入していないと判断される場合、表示制御機能 Q 2 は、X 線照射領域内にステントグラフトが侵入したと判断されるまで待機する。

【 0 0 6 4 】

血流解析機能 U 2 は、ステップ S T 1 3 によって収集された超音波画像に基づいて、腹部大動脈瘤付近の血管内の血流情報を測定し、血流情報に対して血流解析を行う（ステップ S T 1 4）。血流解析機能 U 2 は、必要に応じて、表示された超音波画像をフリーズすることで、フリーズされた画像に基づいて血流情報や解析結果を得る。血流解析は、血流情報に基づく血流の流れる位置及び方向から、各血流のエンドリークがどの T y p e に分類されるのかを判定するものである。

30

【 0 0 6 5 】

なお、ステップ S T 1 3、S T 1 4 において、ステップ S T 1 1 によって開始された X 線撮影は、一次的に中断されてもよい。

【 0 0 6 6 】

取得機能 Q 1 は、超音波診断装置 1 0 から、ステップ S T 1 4 による血流情報又は解析結果を取得する（ステップ S T 1 5）。以下、特に言及する場合を除き、取得機能 Q 1 が、超音波診断装置 1 0 から解析結果を取得する場合について説明する。続いて、表示制御機能 Q 2 は、X 線画像に対して、超音波画像の位置合わせを行うことで、X 線画像に対して、解析結果の位置合わせを行う（ステップ S T 1 6）。

40

【 0 0 6 7 】

図 4 の説明に移って、表示制御機能 Q 2 は、ステップ S T 1 5 によって取得された解析結果に基づいて、ステントグラフトの外側に血流が存在するか否かを判断する（ステップ S T 1 7）。ステップ S T 1 7 の判断にて Y E S、即ち、ステップステントグラフトの外側に血流が存在すると判断される場合、表示制御機能 Q 2 は、ディスプレイ 5 5 に表示される X 線画像に、ステップ S T 1 6 によって位置合わせされた解析結果を重畳することで、重畳画像を生成する（ステップ S T 1 8）。

【 0 0 6 8 】

ここで、解析結果の代わりにボリュームデータである血流情報が重畳される場合、表示

50

制御機能 Q 2 は、ステップ S T 1 6 ~ S T 1 8 において、超音波診断装置 1 0 側の超音波プローブ 1 1 の位置情報と、X 線診断装置 5 0 側の C アーム 5 9 等の位置情報とを利用して、両者の位置合せを行う。表示制御機能 Q 2 は、X 線診断装置 5 0 側の撮影状態から特定される視点位置及び視線方向に基づいて、超音波画像に基づく血流情報のボリュームデータのレンダリング（ボリュームレンダリング又はサーフェスレンダリング等）処理を行って血流情報の投影画像を生成し、投影画像を X 線画像に重畳する。

【 0 0 6 9 】

例えば、表示制御機能 Q 2 は、C アーム 5 9 の一端に設けられる X 線照射装置 5 2 の焦点位置を、超音波画像に基づく血流情報のボリュームデータのレンダリング処理における視点位置として特定する。また、表示制御機能 Q 2 は、焦点位置から、C アーム 5 9 の他  
10  
端に設けられる X 線検出器 5 3 の中心位置に向かう撮影方向を、血流情報のボリュームデータのレンダリング処理における視線方向として特定する。そして、表示制御機能 Q 2 は、血流情報のボリュームデータに対して、特定された視点位置及び視線方向に基づいてレンダリング処理を行う。

【 0 0 7 0 】

なお、表示制御機能 Q 2 は、血流情報のボリュームデータ全体を投影処理して投影画像を生成し、その投影画像を X 線画像に重畳してもよいが、その場合に限定されるものではない。例えば、超音波画像からステントグラフトの位置が検出可能であるので、血流情報のボリュームデータうちステントグラフトの周辺の領域のみを投影処理して投影画像を生成し、その投影画像を X 線画像に重畳してもよい。  
20

【 0 0 7 1 】

一方で、ステップ S T 1 7 の判断にて N O、即ち、ステップステントグラフトの外側に血流が存在しないと判断される場合、超音波プローブ 1 1 の操作による断面変更（ステップ S T 2 2）に伴って、次のフレームにおいて超音波画像と位置センサ 1 5 の位置情報とを収集する（図 3 のステップ S T 1 3）。

【 0 0 7 2 】

表示制御機能 Q 2 は、ステップ S T 1 8 によって生成された重畳画像をディスプレイ 5 5 に表示する（ステップ S T 1 9）。

【 0 0 7 3 】

図 6 は、表示される重畳画像の第 1 例を示す図である。図 7 は、表示される重畳画像の  
30  
第 2 例を示す図である。

【 0 0 7 4 】

図 6 は、X 線画像の血管領域の外側に、解析結果を示す情報（文字又は色彩）が重畳された重畳画像である。X 線画像上に、解析結果であるエンドリークの分類「Type \_\_ I」及び「Type \_\_ I I I」を示す情報が重畳されることで重畳画像が生成される。これにより、ディスプレイ 5 5 に表示される X 線画像上で、エンドリークの分類「Type \_\_ I」及び「Type \_\_ I I I」を手技者 D 1 に提示することができる。このような表示により、手技者 D 1 は、ステントグラフトのどこから漏れがあるかが視認でき、その箇所を特定できるので、修復手技の手助けになる。  
40

【 0 0 7 5 】

図 7 は、X 線画像の血管領域の外側に、解析結果を示す情報が重畳された重畳画像である。X 線画像上に、解析結果であるエンドリークの分類「Type \_\_ I」及び「Type \_\_ I I I」を示す情報が重畳されることで重畳画像が生成される。これにより、ディスプレイ 5 5 に表示される X 線画像上で、エンドリークの分類「Type \_\_ I」及び「Type \_\_ I I I」を手技者 D 1 に提示することができる。

【 0 0 7 6 】

図 4 の説明に戻って、表示制御機能 Q 2 は、血流解析を終了するか否かを判断する（ステップ S T 2 0）。例えば、手技者 D 1 が任意のタイミングで、入力インターフェース 5 4 を操作することにより、表示制御機能 Q 2 は、血流解析を終了すると判断することができる。  
50

## 【 0 0 7 7 】

ステップ S T 2 0 の判断にて Y E S、即ち、血流解析を終了すると判断された場合、X線撮影機能 R は、ステップ S T 1 1 によって開始された X 線撮影を終了する（ステップ S T 2 1 ）。

## 【 0 0 7 8 】

一方で、ステップ S T 2 0 の判断にて N O、即ち、血流解析を終了しないと判断された場合、図 3 のステップ S T 1 3 に戻り、次のフレームにおいて超音波画像と位置センサ 1 5 の位置情報とを収集する。

## 【 0 0 7 9 】

医用画像診断システム 1 によれば、ステントグラフト留置後の血流状態（血流情報）を、X線診断装置 5 0 のディスプレイ 5 5 を介して手技者 D 1 に提示することができる。また、医用画像診断システム 1 によれば、ステントグラフト留置後に、エンドリークの有無を簡易に操作者に提示することができる。

10

## 【 0 0 8 0 】

（第 2 の実施形態）

図 8 は、第 2 の実施形態に係る医用画像診断システムの構成を示す概略図である。

## 【 0 0 8 1 】

図 8 は、第 2 の実施形態に係る医用画像診断システム 1 A を示す。医用画像診断システム 1 A は、第 2 の実施形態に係る医用画像診断装置としての超音波診断装置 1 0 A と、X線診断装置 5 0 A とを備える。

20

## 【 0 0 8 2 】

図 8 において、図 1 と同一部材には同一符号を付して説明を省略する。

## 【 0 0 8 3 】

超音波診断装置 1 0 A の処理回路 3 7 は、プログラムを実行することで、超音波撮影機能 U 1、血流解析機能 U 2、取得機能 Q 1、及び表示制御機能 Q 2 を実現する。X線診断装置 5 0 A の処理回路 5 7 は、プログラムを実行することで、X線撮影機能 R を実現する。

## 【 0 0 8 4 】

取得機能 Q 1 は、超音波診断装置 1 0 A の外部装置、例えば、X線診断装置 5 0 A から送信された X 線画像を取得する機能を含む。なお、機能 U 1、U 2、R、Q 1、Q 2 については、図 1 ~ 図 7 を用いて第 1 の実施形態で説明したので、説明を省略する。

30

## 【 0 0 8 5 】

図 9 は、表示される重畳画像の第 3 例を示す図である。

## 【 0 0 8 6 】

図 9 は、超音波画像の血管領域の外側に、解析結果を示す情報が重畳された重畳画像である。超音波画像上に、解析結果であるエンドリークの分類「Type \_\_ I」及び「Type \_\_ I I I」を示す情報が重畳されることで重畳画像が生成される。これにより、ディスプレイ 1 4 に表示される超音波画像上で、エンドリークの分類「Type \_\_ I」及び「Type \_\_ I I I」を手技者 D 1 に提示することができる。

40

## 【 0 0 8 7 】

医用画像診断システム 1 A によれば、ステントグラフト留置後の血流状態を、超音波診断装置 1 0 A のディスプレイ 1 4 を介して手技者 D 1 や超音波技師 D 2 に提示することができる。また、医用画像診断システム 1 A によれば、ステントグラフト留置後に、エンドリークの有無を簡易に操作者に提示することができる。

## 【 0 0 8 8 】

（第 3 の実施形態）

図 1 0 は、第 3 の実施形態に係る医用画像診断システムの構成を示す概略図である。

## 【 0 0 8 9 】

図 1 0 は、第 3 の実施形態に係る医用画像診断システム 1 B を示す。医用画像診断システム 1 B は、超音波診断装置 1 0 B と、X線診断装置 5 0 B と、第 3 の実施形態に係る医

50

用画像処理装置 80 とを備える。医用画像処理装置 80 は、超音波診断装置 10B 及び X 線診断装置 50B と相互に通信可能なように接続されている。

【0090】

医用画像処理装置 80 は、医用画像管理装置や、ワークステーションや、読影端末等であり、ネットワーク N を介して接続されたシステム上に設けられる。なお、医用画像処理装置 80 は、オフラインの装置であってもよい。その場合、医用画像処理装置 80 は、可搬型の記録媒体を介して超音波診断装置 10B から解析結果を取得すると共に、可搬型の記録媒体を介して X 線診断装置 50B から X 線画像を取得する。

【0091】

図 10 において、図 1 と同一部材には同一符号を付して説明を省略する。また、超音波診断装置 10B は、超音波診断装置 10 (図 1 に図示)、10A (図 8 に図示) と同様に、超音波プローブ 11、装置本体 12、入力インターフェース 13、ディスプレイ 14、及び位置センサ 15 を備えるが、ネットワークインターフェース 36 及び処理回路 37 以外の構成については図示を省略する。同様に、X 線診断装置 50B は、X 線診断装置 50 (図 1 に図示)、50A (図 8 に図示) と同様に、高電圧供給装置 51、X 線照射装置 52、X 線検出装置 53、入力インターフェース 54、ディスプレイ 55、ネットワークインターフェース 56、処理回路 57、及び記憶回路 58 を備えるが、ネットワークインターフェース 56 及び処理回路 57 以外の構成については図示を省略する。

10

【0092】

医用画像処理装置 80 は、ネットワークインターフェース 86、処理回路 87、及び記憶回路 88 を備える。なお、医用画像処理装置 80 は、入力インターフェース 13、54 (図 1 に図示) と同等の構成の入力インターフェースや、ディスプレイ 14、55 (図 1 に図示) と同等の構成のディスプレイを備えてもよい。

20

【0093】

超音波診断装置 10B の処理回路 37 は、プログラムを実行することで、超音波撮影機能 U1 及び血流解析機能 U2 を実現する。X 線診断装置 50B の処理回路 57 は、プログラムを実行することで、X 線撮影機能 R を実現する。

【0094】

医用画像処理装置 80 の処理回路 87 は、記憶回路 88 に記憶された、又は、処理回路 87 内に直接組み込まれたプログラムを読み出して実行することで、取得機能 Q1 及び表示制御機能 Q2 を実現する。以下、機能 Q1、Q2 がソフトウェア的に機能する場合を例に挙げて説明するが、機能 Q1、Q2 の一部又は全部は、医用画像処理装置 80 に備えられる ASIC 等の回路により実現されてもよい。

30

【0095】

取得機能 Q1 は、超音波診断装置 10B から送信された解析結果を取得すると共に、X 線診断装置 50B から送信された X 線画像を取得する機能を含む。なお、機能 U1、U2、R、Q1、Q2 については、図 1 ~ 図 7 を用いて第 1 の実施形態で説明したので、説明を省略する。

【0096】

医用画像診断システム 1B によれば、ステントグラフト留置後の血流状態を、医用画像処理装置 80 のディスプレイ (図示省略) を介して操作者に提示することができる。また、医用画像診断システム 1B によれば、ステントグラフト留置後に、エンドリークの有無を簡易に操作者に提示することができる。

40

【0097】

以上説明した少なくとも 1 つの実施形態によれば、ステントグラフト留置後に、エンドリークの有無を簡易に操作者に提示することができる。

【0098】

なお、超音波撮影機能 U1 は、超音波撮影手段の一例である。血流解析機能 U2 は、血流解析手段の一例である。X 線撮影機能 R は、X 線撮影手段の一例である。取得機能 Q1 は、取得手段の一例である。表示制御機能 Q2 は、表示制御手段の一例である。

50

## 【 0 0 9 9 】

また、実施形態において、ステントグラフト留置の場合について説明したが、その場合に限定されるものではない。例えば、実施形態をコイル塞栓術に応用することも可能である。その場合、瘤内にある程度の量のコイルを詰め込んだ時点で、超音波プローブ 11 を体表に当て、カラードプラにより血流情報を含む重畳画像を表示する。手技者 D1 は、重畳画像で、意図しない部位からの血液の漏れが確認したら、瘤内にコイルを追加で詰め込むことができる。

## 【 0 1 0 0 】

なお、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

10

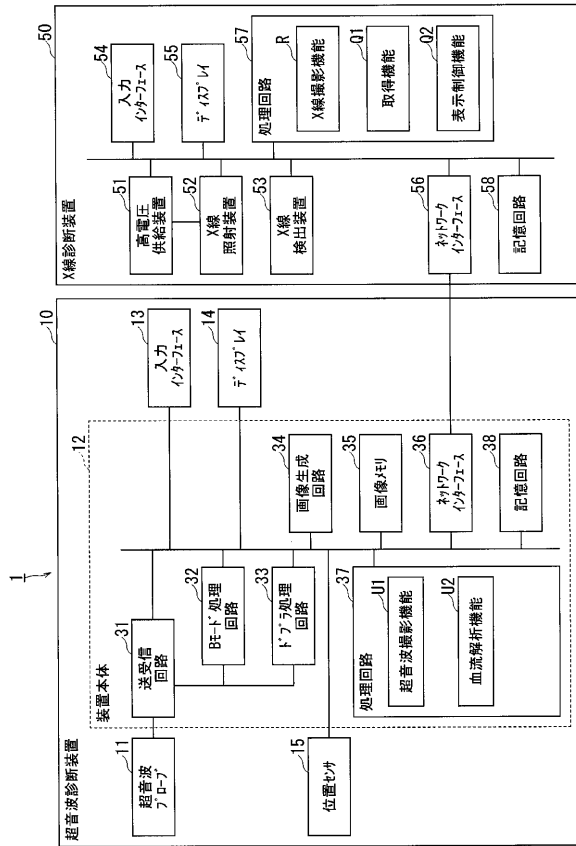
## 【 符号の説明 】

## 【 0 1 0 1 】

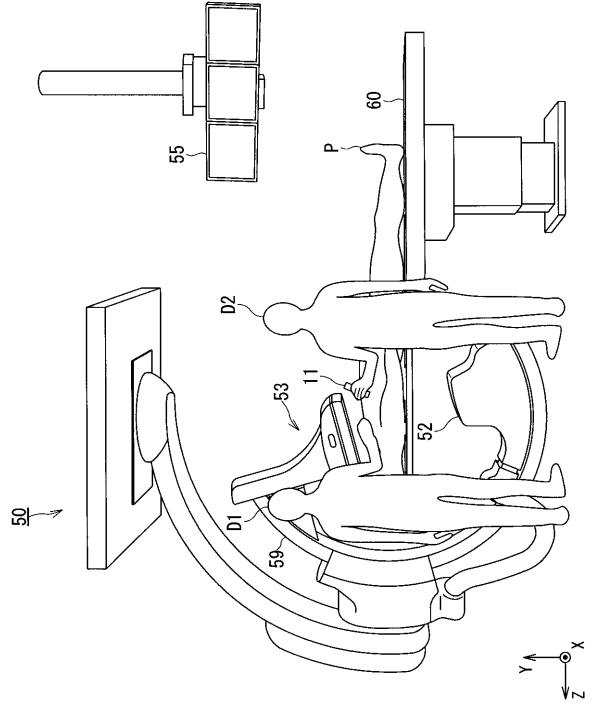
1, 1A, 1B 医用画像診断システム  
10, 10A, 10B 超音波診断装置  
37, 57, 87 処理回路  
50, 50A, 50B X線診断装置  
80 医用画像処理装置  
U1 超音波撮影機能  
U2 血流解析機能  
R X線撮影機能  
Q1 取得機能  
Q2 表示制御機能

20

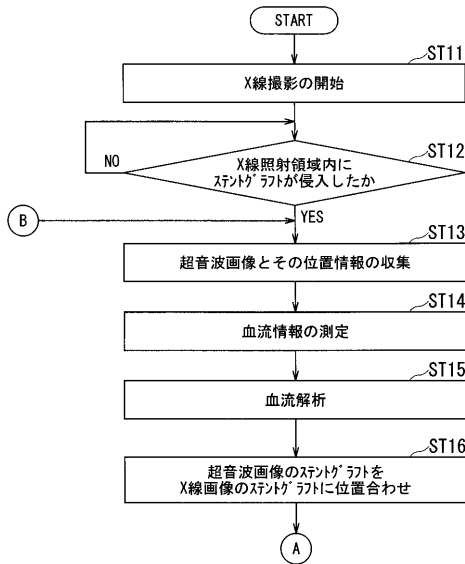
【図1】



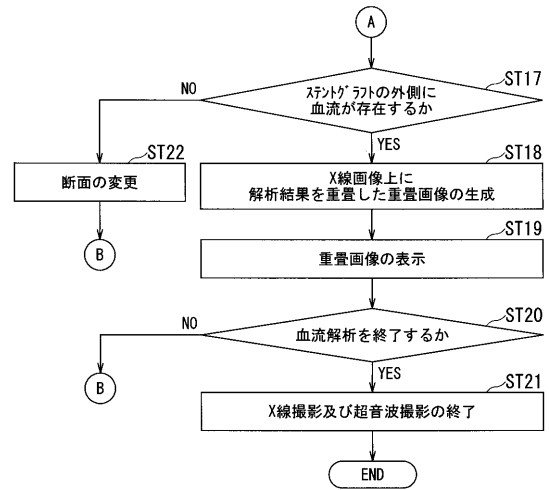
【図2】



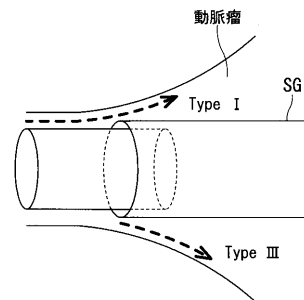
【図3】



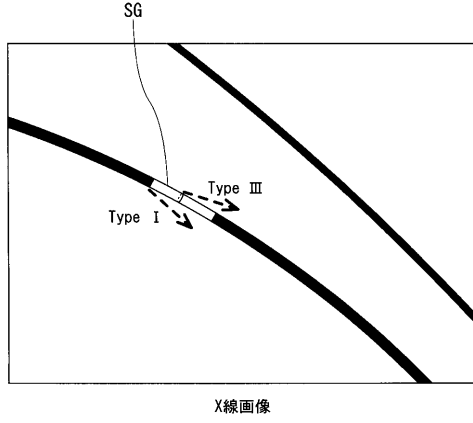
【図4】



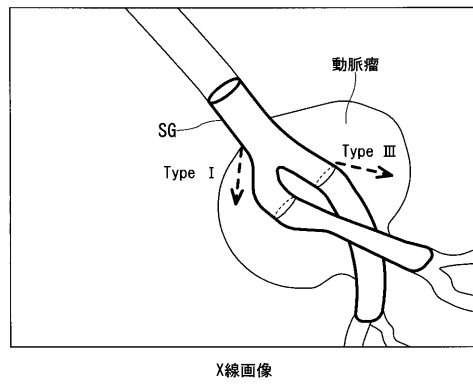
【図5】



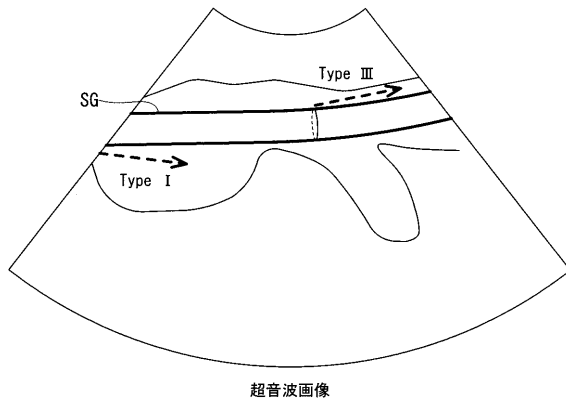
【図6】



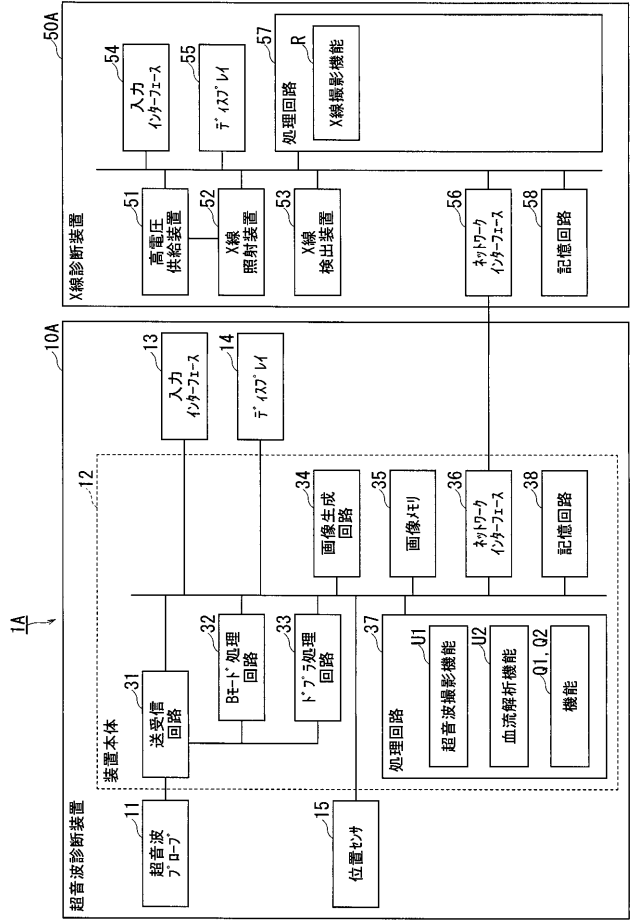
【図7】



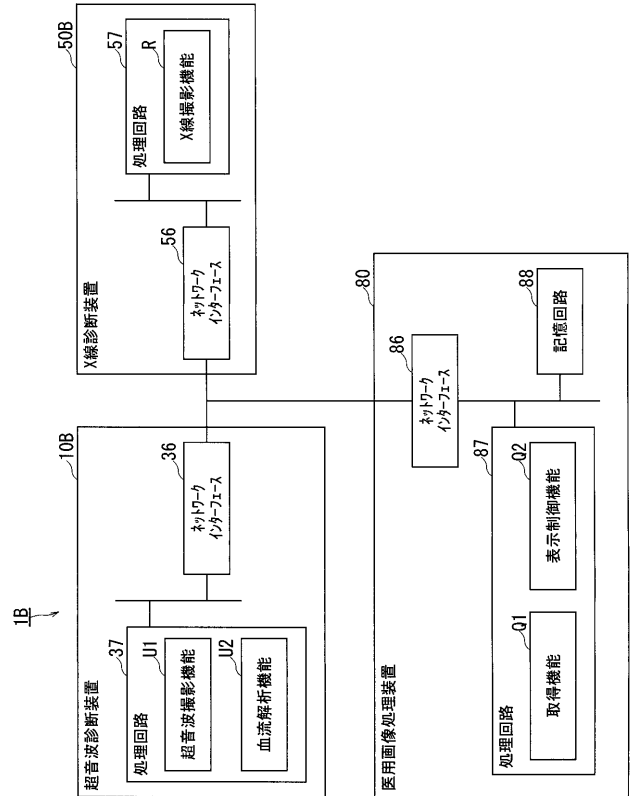
【図9】



【図8】



【図10】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 大井 伸秀  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 安藤 広治  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 穉山 充男  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 泉 実教  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 小島 孝之  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内
- Fターム(参考) 4C093 AA08 CA18 DA02 EC16 FG16 FG20  
4C601 DE03 EE16 GA18 GA25 GB03 JB34 JC06 JC21 LL33

专利名称(译)	X射线诊断设备和医学图像处理设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2019181065A</a>	公开(公告)日	2019-10-24
申请号	JP2018079158	申请日	2018-04-17
[标]发明人	小役丸貴士 高橋紗佳 長江亮一 大井伸秀 安藤広治 穠山充男 泉実教 小島孝之		
发明人	小役丸 貴士 高橋 紗佳 長江 亮一 大井 伸秀 安藤 広治 穠山 充男 泉 実教 小島 孝之		
IPC分类号	A61B6/00 A61B8/14		
FI分类号	A61B6/00.370 A61B6/00.350.Z A61B8/14		
F-TERM分类号	4C093/AA08 4C093/CA18 4C093/DA02 4C093/EC16 4C093/FG16 4C093/FG20 4C601/DE03 4C601/EE16 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/GB03 4C601/JB34 4C601/JC06 4C601/JC21 4C601/LL33		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

为了提供一种X射线诊断设备和医学图像处理设备，该X射线诊断设备和医学图像处理设备可以容易地向操作者显示在覆膜支架植入后是否存在内漏。解决方案：X射线诊断设备50包括X射线成像装置，获取装置，和显示控制装置。X射线成像装置通过将X射线投射到对象上来生成对象的X射线图像。取得单元从超声波诊断装置1取得被检体的超声波血流信息。显示控制单元使叠加了血流信息的X射线图像上的叠加图像显示在显示部上。 1个

