

(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2019-130223

(P2019-130223A)

(43) 公開日 令和1年8月8日(2019.8.8)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/10 (2006.01)	A 6 1 B 6/10 3 0 2	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 7 0	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 6 0 B	
	A 6 1 B 8/14	
	A 6 1 B 6/00 3 2 0 Z	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2018-17192 (P2018-17192)  
 (22) 出願日 平成30年2月2日 (2018.2.2)

(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1385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 高橋 紗佳  
 栃木県大田原市下石上1385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1385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 大井 伸秀  
 栃木県大田原市下石上1385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

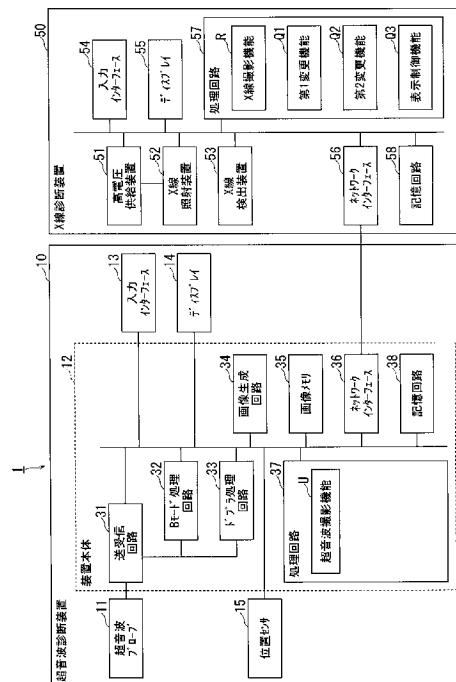
(54) 【発明の名称】 医用画像診断装置及びX線照射制御装置

(57) 【要約】

【課題】手技中における操作者のX線被曝を低減させること。

【解決手段】実施形態に係る医用画像診断装置は、変更手段と、表示制御手段とを有する。変更手段は、X線撮影中に、X線照射領域と非撮影対象との位置関係に従って、X線の照射条件を変更するように制御する。表示制御手段は、X線撮影に従って生成されるX線画像と、超音波撮影に従って生成される超音波画像とを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】**

X線撮影中に、X線照射領域と非撮影対象との位置関係に従って、前記X線の照射条件を変更するように制御する変更手段と、

前記X線撮影に従って生成されるX線画像と、超音波撮影に従って生成される超音波画像とを表示部に表示させる表示制御手段と、

を有する医用画像診断装置。

**【請求項 2】**

前記変更手段は、前記X線画像に基づいて、前記X線照射領域と前記非撮影対象との位置関係を特定する、

請求項1に記載の医用画像診断装置。

**【請求項 3】**

前記変更手段は、X線照射部及びX線検出部を支持するアームの位置情報と、前記非撮影対象としての超音波プローブの位置情報とに基づいて、前記X線照射領域と前記非撮影対象との位置関係を特定する、

請求項1に記載の医用画像診断装置。

**【請求項 4】**

X線撮影中に、超音波撮影の状態に従って、前記X線の照射条件を変更するように制御する変更手段と、

前記X線撮影に従って生成されるX線画像と、前記超音波撮影に従って生成される超音波画像とを表示部に表示させる表示制御手段と、

を有する医用画像診断装置。

**【請求項 5】**

前記変更手段は、前記超音波撮影による超音波画像のライブ表示のフリーズ状態、又は、アンフリーズ状態に応じて、前記X線の照射条件を変更するように制御する、

請求項4に記載の医用画像診断装置。

**【請求項 6】**

前記X線撮影が透視モードによるX線撮影である場合、

前記変更手段は、前記X線撮影を中断することで、前記X線の照射条件を変更する、

請求項1乃至5のうちいずれか一項に記載の医用画像診断装置。

**【請求項 7】**

前記X線撮影が撮影モードによるX線撮影である場合、

前記変更手段は、前記撮影モードを透視モードに変更するか、前記X線撮影を中止することで、前記X線の照射条件を変更する、

請求項1乃至5のうちいずれか一項に記載の医用画像診断装置。

**【請求項 8】**

前記X線撮影のためにX線を照射するX線照射部と、

前記X線を検出するX線検出部と、

前記X線照射部及び前記X線検出部を制御して、前記X線撮影を行うように制御するX線撮影手段と、

を更に有する請求項1乃至7のうちいずれか一項に記載の医用画像診断装置。

**【請求項 9】**

超音波プローブを制御して、前記超音波撮影を行うように制御する超音波撮影手段、

を更に有する請求項1乃至7のうちいずれか一項に記載の医用画像診断装置。

**【請求項 10】**

超音波診断装置及びX線診断装置と相互に通信可能なように接続されたX線照射制御装置であって、

X線撮影中に、X線照射領域と非撮影対象との位置関係に従って、前記X線の照射条件を変更するように制御する変更手段と、

前記X線撮影に従って生成されるX線画像と、超音波撮影に従って生成される超音波画

10

20

30

40

50

像とを表示部に表示させる表示制御手段と、  
を有する X 線照射制御装置。

【請求項 11】

超音波診断装置及び X 線診断装置と相互に通信可能なように接続された X 線照射制御装置であって、

X 線撮影中に、超音波撮影の状態に従って、前記 X 線の照射条件を変更するように制御する変更手段と、

前記 X 線撮影に従って生成される X 線画像と、前記超音波撮影に従って生成される超音波画像とを表示部に表示させる表示制御手段と、

を有する X 線照射制御装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、医用画像診断装置及び X 線照射制御装置に関する。

【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。

20

【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。

30

【0004】

特に、小児患者に対するカテーテル治療の場合は、被曝を避けるために成人患者の場合よりも X 線の照射量、照射時間を抑えなければならない。このような場合においても X 線診断装置及び超音波診断装置の併用は有効である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2014 - 54425 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、手技中における操作者の X 線被曝を低減させることである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施形態に係る医用画像診断装置は、変更手段と、表示制御手段とを有する。変更手段は、X 線撮影中に、X 線照射領域と非撮影対象との位置関係に従って、X 線の照射条件を変更するように制御する。表示制御手段は、X 線撮影に従って生成される X 線画像と、超音波撮影に従って生成される超音波画像とを表示部に表示させる。

【図面の簡単な説明】

50

## 【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。

【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第1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において、重畳画像の例を示す図。

【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、X線照射領域と非撮影対象との位置関係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の第2の動作例をフローチャートとして示す図。

【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の第3の動作例をフローチャートとして示す図。

【図8】図8は、第1の実施形態に係る医用画像診断システムの第4の動作例をフローチャートとして示す図。

【図9】図9は、第1の実施形態に係る医用画像診断システムの第5の動作例をフローチャートとして示す図。

【図10】図10は、第1の実施形態に係る医用画像診断システムの第6の動作例をフローチャートとして示す図。

【図11】図11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12】図12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、医用画像診断装置及びX線照射制御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)

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。

## 【0011】

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10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50とを備える。例えば、X線診断装置50は、X線循環器装置、いわゆるアンギオ(Angio)装置である。

## 【0012】

超音波診断装置10は、超音波プローブ11、装置本体12、入力インターフェース13、及びディスプレイ14を設ける。なお、装置本体12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12に超音波プローブ11、入力インターフェース13、及びディスプレイ14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11、装置本体12、入力インターフェース13、及びディスプレイ14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。

## 【0013】

超音波プローブ11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、例えば管腔体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11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12に接続される。

## 【0014】

超音波プローブ11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

10

20

30

40

50

セクタ型等の種類に分けられる。また、超音波プローブ 11 は、アレイ配列次元の違いにより、アジマス方向に 1 次元 (1D) 的に複数個の振動子が配列された 1D 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 (2D) 的に複数個の振動子が配列された 2D アレイプローブとの種類に分けられる。なお、1D 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。

【0015】

ここで、3D スキャン、つまり、ポリウムスキャンが実行される場合、超音波プローブ 11 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 2D アレイプローブが利用される。又は、ポリウムスキャンが実行される場合、超音波プローブ 11 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 1D プローブが利用される。後者のプローブは、メカ 4D プローブとも呼ばれる。

10

【0016】

装置本体 12 は、送受信回路 31、B モード処理回路 32、ドブラ処理回路 33、画像生成回路 34、画像メモリ 35、ネットワークインターフェース 36、処理回路 37、及び記憶回路 38 を備える。回路 31 ~ 34 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 31 ~ 34 の機能の全部又は一部は、処理回路 37 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。

【0017】

送受信回路 31 は、送信回路及び受信回路 (図示省略) を有する。送受信回路 31 は、処理回路 37 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を制御する。なお、送受信回路 31 が装置本体 12 に設けられる場合について説明するが、送受信回路 31 は、超音波プローブ 11 に設けられてもよいし、装置本体 12 及び超音波プローブ 11 の両方に設けられてもよい。

20

【0018】

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。

30

【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。

40

【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。

【0021】

ドブラ処理回路 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、ドブラ効果による血流や組織を抽出し、平均速度、分散、パ

50

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、ドブラデータと呼ばれる。

【 0 0 2 2 】

画像生成回路 3 4 は、処理回路 3 7 による制御の下、超音波プローブ 1 1 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 3 4 は、超音波画像として、B モード処理回路 3 2 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 3 4 は、超音波画像として、ドブラ処理回路 3 3 によって生成された２次元のドブ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ブラ画像を生成する。

10

【 0 0 2 3 】

画像メモリ 3 5 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 3 5 としての２次元メモリは、処理回路 3 7 の制御による制御の下、画像生成回路 3 4 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。

【 0 0 2 4 】

画像生成回路 3 4 は、処理回路 3 7 による制御の下、画像メモリ 3 5 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 3 5 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。

20

【 0 0 2 5 】

画像メモリ 3 5 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 3 5 としての３次元メモリは、処理回路 3 7 の制御による制御の下、画像生成回路 3 4 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。

【 0 0 2 6 】

ネットワークインターフェース 3 6 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 3 6 は、この各種プロトコルに従って、装置本体 1 2 と、外部の X 線診断装置 5 0 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。

30

【 0 0 2 7 】

また、ネットワークインターフェース 3 6 は、非接触無線通信用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 1 2 は、例えば超音波プローブ 1 1 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。

【 0 0 2 8 】

処理回路 3 7 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。

40

【 0 0 2 9 】

また、処理回路 3 7 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 3 8 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 3 8 が複数の回路要素の機能に対応する

50

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。

10

【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に出力する。

【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から表示出力要求のあった超音波画像(例えば、ライブ画像)を表示する。

20

【0033】

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。

30

【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。

40

【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。

【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。

50

## 【 0 0 3 7 】

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。

## 【 0 0 3 8 】

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。

10

## 【 0 0 3 9 】

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。

## 【 0 0 4 0 】

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、X線撮影中に、X線画像に超音波画像が重畳された重畳画像（例えば、図4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。

20

## 【 0 0 4 1 】

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。

## 【 0 0 4 2 】

処理回路57は、処理回路37と同等な構成を有する。

## 【 0 0 4 3 】

記憶回路58は、記憶回路38と同等な構成を有する。

30

## 【 0 0 4 4 】

Cアーム59は、X線照射装置52とX線検出装置53とを、対向配置するように支持する。Cアーム59は、処理回路57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59は、処理回路57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59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59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。

40

## 【 0 0 4 5 】

また、図2において、X線診断装置50が備えるCアーム構造は、X線照射装置52が寝台60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52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59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。

## 【 0 0 4 6 】

寝台60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57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57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

50

スライドを行うことができる。天板は、処理回路 57 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 57 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。

【0047】

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。

【0048】

処理回路 37 は、記憶回路 38 に記憶された、又は、処理回路 37 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 を実現する。以下、機能 U 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 は、超音波診断装置 10 に備えられる ASIC 等の回路により実現されてもよい。

10

【0049】

超音波撮影機能 U は、送受信回路 31、B モード処理回路 32、ドプラ処理回路 33、画像生成回路 34、及び画像メモリ 35 を制御して、超音波撮影を実行させる機能を含む。また、超音波撮影機能 U 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 14 に表示させる機能や、ネットワークインターフェース 36 を介して X 線診断装置 50 に送信する機能を含む。

【0050】

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、第 1 変更機能 Q1、第 2 変更機能 Q2、及び表示制御機能 Q3 を実現する。以下、機能 R、Q1 ~ Q3 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 ~ Q3 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。

20

【0051】

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、超音波診断装置 10 から送信された超音波画像と共にディスプレイ 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の的に照射するモードを意味する。

30

【0052】

第 1 変更機能 Q1 は、X 線撮影機能 R による X 線撮影中に、X 線照射領域と非撮影対象との位置関係に従って、X 線の照射条件を変更するように制御する機能を含む。第 1 変更機能 Q1 は、X 線撮影に従って生成された X 線画像に基づいて、X 線照射領域と、非撮影対象（例えば、手技者 D1、超音波技師 D2、及び助手等の操作者 D の手や、超音波プローブ 11 等）との位置関係を特定する。X 線画像に基づく非撮影対象の特定は、パターンマッチング技術によって行われればよい。又は、第 1 変更機能 Q1 は、超音波プローブ 11 の位置情報（位置及び角度）と、X 線診断装置 50（例えば、C アーム 59）の位置情報（位置及び角度）とに基づいて、X 線照射領域と、非撮影対象との位置関係を特定する。超音波プローブ 11 の位置情報に基づいて、手技者 D1、超音波技師 D2、及び助手等の操作者 D の手等の位置を推測することができる。

40

【0053】

第 1 変更機能 Q1 は、C アーム 59 を回転させるためのローラに取り付けられるロータリーエンコーダからエンコーダ情報を取得する。そして、第 1 変更機能 Q1 は、取得されたエンコーダ情報に基づいて、C アーム 59 に関する位置情報を算出する。なお、X 線診断装置 50 の位置情報は、C アーム 59 の位置情報に限定されるものではない。例えば、X 線診断装置 50 の位置情報は、X 線照射装置 52（可動絞り装置を含む）及び X 線検出装置 53 の位置情報を含んでもよい。その場合、第 1 変更機能 Q1 は、X 線照射装置 52 及び X 線検出装置 53 を SID 方向に動作させるためのローラに取り付けられるロータリーエンコーダからエンコーダ情報を取得する。

50

## 【 0 0 5 4 】

第 2 変更機能 Q 2 は、X 線撮影機能 R による X 線撮影中に、超音波撮影の状態に従って、X 線の照射条件を変更するように制御する機能を含む。例えば、第 2 変更機能 Q 2 は、超音波撮影による超音波画像のライブ表示のフリーズ状態、又は、アンフリーズ状態に応じて、X 線の照射条件を変更するように制御する。ここで、X 線の照射条件は、X 線条件とも呼ばれる。例えば、X 線の照射条件は、X 線照射装置 5 2 の管電圧及び管電流や、照射時間、入射線量等を含む。

## 【 0 0 5 5 】

なお、処理回路 5 7 は、第 1 変更機能 Q 1 と、第 2 変更機能 Q 2 との少なくとも一方を実現すればよい。処理回路 5 7 が第 1 変更機能 Q 1 を実現する場合について、図 3 ~ 図 8 を用いて後述し、処理回路 5 7 が第 2 変更機能 Q 2 を実現する場合について、図 9 及び図 1 0 を用いて後述する。

10

## 【 0 0 5 6 】

表示制御機能 Q 3 は、超音波撮影機能 U による超音波撮影に従って生成される超音波画像を超音波診断装置 1 0 から取得すると共に、X 線撮影機能 R による X 線撮影に従って生成される X 線画像を取得する機能を含む。また、表示制御機能 Q 3 は、取得された超音波画像及び X 線画像をディスプレイ 5 5 に表示させる機能を含む。例えば、表示制御機能 Q 3 は、X 線画像に超音波画像を重畳した重畳画像を生成し、重畳画像をディスプレイ 5 5 に表示させる。また、例えば、表示制御機能 Q 3 は、X 線画像及び超音波画像をディスプレイ 5 5 に表示させる。以下、前者、つまり、表示制御機能 Q 3 が重畳画像を生成するものとして説明する。

20

## 【 0 0 5 7 】

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、SHD (Structural Heart Disease) において、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適用される。医用画像診断システム 1 は、インターベンション治療を進める際、X 線診断装置 5 0 から得られる X 線画像だけでなく、超音波診断装置 1 0 から得られる超音波画像も駆使し、手技を進める場合に適用される。

## 【 0 0 5 8 】

例えば、医用画像診断システム 1 は、MitralClipを用いた僧帽弁閉鎖不全症 (MR : Mitral Regurgitation) に対するカテーテル治療に利用される。その場合、医師等の操作者は、X 線撮影中に、クリップ等のデバイスと心臓組織との位置関係を把握しながら、超音波画像で経食道心エコー (TEE) で血流状況を確認し、デバイスの留置を行う。

30

## 【 0 0 5 9 】

( 第 1 の実施形態に係る第 1 の動作例 )

図 3 は、医用画像診断システム 1 の第 1 の動作例をフローチャートとして示す図である。図 3 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を示す。図 4 は、重畳画像の例を示す図である。

## 【 0 0 6 0 】

X 線診断装置 5 0 の X 線撮影機能 R は、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 ST 1)。

40

## 【 0 0 6 1 】

また、超音波診断装置 1 0 の超音波撮影機能 U は、超音波プローブ 1 1 等を制御して、患者 P に対して、超音波撮影を開始する (ステップ ST 2)。表示制御機能 Q 3 は、ステップ ST 1 によって開始された X 線撮影に従って生成される X 線画像と、ステップ ST 2 によって開始された超音波撮影に従って生成される超音波画像とを取得し、X 線画像及び超音波画像をディスプレイ 5 5 に表示させる。例えば、表示制御機能 Q 3 は、X 線画像に超音波画像に重畳した重畳画像を生成してディスプレイ 5 5 に表示させる。

## 【 0 0 6 2 】

重畳画像を生成する場合、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、

50

X線診断装置50側のCアーム59等の位置情報とを利用して、両者が位置合せされる。例えば、Cアーム59の一端に設けられるX線照射装置52の焦点位置を、超音波画像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）処理における視点位置として特定する一方で、焦点位置から、Cアーム59の他端に設けられるX線検出器53の中心位置に向かう撮影方向を、超音波画像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、超音波画像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って、X線画像に重畳する。

【0063】

第1変更機能Q1は、ステップST1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、非撮影対象（例えば、手技者D1、超音波技師D2、及び助手等の操作者の手や超音波プローブ11等）が侵入したか否かを判断する（ステップST3）。

10

【0064】

ステップST3の判断にてYES、つまり、X線照射領域に非撮影対象が侵入したと判断された場合、X線撮影機能Rは、高電圧供給装置51を制御して、ステップST1によって開始された透視モードによるX線撮影を中止（中断）する（ステップST4）。ステップST3の判断にてNOとなる場合の重畳画像の例を図4（A）に示し、ステップST3の判断にてYESとなる場合の重畳画像の例を図4（B）に示す。図4（A）、（B）に示す画像は、カテテル像Cを含むX線画像IXに超音波画像IUが重畳された画像である。図4（B）では、X線照射領域に、非撮影対象が侵入していると判断される。

20

【0065】

図3の説明に戻って、第1変更機能Q1は、超音波プローブ11の位置情報と、Cアーム59の位置情報とに基づいて、X線照射領域から非撮影対象が退避したか否かを判断する（ステップST5）。ステップST5の判断において、X線撮影が中断されているので、画像解析に基づいて非撮影対象の退避を判断できないためである。

【0066】

図5は、X線照射領域と非撮影対象との位置関係を説明するための図である。

【0067】

図5（A）は、X線照射装置52が寝台60の天板の下部にある場合のX線照射領域Wを示す。図5（B）は、X線照射装置52が寝台60の天板の上部にある場合のX線照射領域Wを示す。

30

【0068】

図5（A）、（B）に示すように、X線照射領域Wの位置情報は、Cアーム59に関する位置情報から算出される3次元領域である。X線照射領域Wは、X線照射装置52の焦点位置Oと、可動絞り装置によって決まるX線検出装置53の検出面上の位置F1～F4とに基づく3次元領域である。また、操作者D（手技者D1及び超音波技師D2等）の位置情報は、kinect（登録商標）等の画像センサにより直接的に検出されてもよいし、位置センサ15による超音波プローブ11の位置情報により推定されてもよい。

【0069】

図3の説明に戻って、ステップST5の判断にてYES、つまり、X線照射領域から非撮影対象が退避したと判断された場合、X線撮影機能Rは、高電圧供給装置51を制御して、ステップST4によって中断された透視モードによるX線撮影を再開する（ステップST6）。表示制御機能Q3は、ステップST6によって再開されたX線撮影に従って生成されるX線画像と、ステップST2によって開始された超音波撮影に従って生成される超音波画像とをディスプレイ55に表示させる。例えば、表示制御機能Q3は、X線画像に超音波画像に重畳した重畳画像を生成してディスプレイ55に表示させる。

40

【0070】

X線撮影機能Rは、ステップST1によって開始された透視モードによるX線撮影、又は、ステップST6によって再開された透視モードによるX線撮影を終了するか否かを判

50

断する（ステップ S T 7）。ステップ S T 7 の判断にて Y E S、つまり、透視モードによる X 線撮影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 によって開始された透視モードによる X 線撮影、又は、ステップ S T 6 によって再開された透視モードによる X 線撮影を終了する（ステップ S T 8）。

【 0 0 7 1 】

超音波撮影機能 U は、ステップ S T 2 によって開始された超音波撮影を終了するか否かを判断する（ステップ S T 9）。ステップ S T 9 の判断にて Y E S、つまり、超音波撮影を終了すると判断された場合、超音波撮影機能 U は、ステップ S T 2 によって開始された超音波撮影を終了する（ステップ S T 1 0）。

【 0 0 7 2 】

ステップ S T 3 の判断にて N O、つまり、X 線照射領域に非撮影対象が侵入していないと判断された場合、X 線撮影機能 R は、ステップ S T 1 によって開始された透視モードによる X 線撮影、又は、ステップ S T 6 によって再開された透視モードによる X 線撮影を終了するか否かを判断する（ステップ S T 7）。

【 0 0 7 3 】

ステップ S T 5 の判断にて N O、つまり、X 線照射領域から非撮影対象が退避していないと判断された場合、第 1 変更機能 Q 1 は、X 線照射領域から非撮影対象が退避するフレームが現れるまでステップ S T 5 の判断を繰り返す。

【 0 0 7 4 】

ステップ S T 7 の判断にて N O、つまり、透視モードによる X 線撮影を終了しないと判断された場合、第 1 変更機能 Q 1 は、次のフレームにおいて、透視モードによる X 線撮影に従って生成された X 線画像を画像解析して、X 線照射領域に非撮影対象が侵入したか否かを判断する（ステップ S T 3）。

【 0 0 7 5 】

ステップ S T 9 の判断にて N O、つまり、超音波撮影を終了しないと判断された場合、超音波撮影機能 U は、撮影の終了指示があるまでステップ S T 9 の判断を繰り返す。

【 0 0 7 6 】

図 3 に示す医用画像診断システム 1 の第 1 の動作例によれば、X 線画像の画像解析と、位置情報とに基づいて X 線照射領域と非撮影対象との位置関係を特定し、その結果により X 線の照射を中断及び再開できるので、X 線照射の中断から再開までの間の非撮影対象の X 線被曝を低減することができる。また、医用画像診断システム 1 の第 1 の動作例によれば、超音波診断装置 1 0 及び X 線診断装置 5 0 の連携及び制御が容易になるという効果もある。

【 0 0 7 7 】

（第 1 の実施形態に係る第 2 の動作例）

図 6 は、医用画像診断システム 1 の第 2 の動作例をフローチャートとして示す図である。図 6 において、「S T」に数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。図 6 の図 3 と異なる点は、X 線画像の画像解析を行わない点である。

【 0 0 7 8 】

なお、図 6 において、図 3 に示すステップ同一ステップには同一符号を付して説明を省略する。

【 0 0 7 9 】

第 1 変更機能 Q 1 は、超音波プローブ 1 1 の位置情報と C アーム 5 9 の位置情報とに基づいて、X 線照射領域に、非撮影対象が侵入したか否かを判断する（ステップ S T 1 3）。X 線照射領域と非撮影対象との位置関係については、図 5 を用いて説明したとおりである。

【 0 0 8 0 】

図 6 に示す医用画像診断システム 1 の第 2 の動作例によれば、位置情報に基づいて X 線照射領域と非撮影対象との位置関係を特定し、その結果により X 線の照射を中断及び再開できるので、X 線照射の中断から再開までの間の非撮影対象の X 線被曝を低減することが

10

20

30

40

50

できる。また、医用画像診断システム 1 の第 2 の動作例によれば、超音波診断装置 10 及び X 線診断装置 50 の連携及び制御が容易になるという効果もある。

【0081】

(第 1 の実施形態に係る第 3 の動作例)

図 7 は、医用画像診断システム 1 の第 3 の動作例をフローチャートとして示す図である。図 7 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を示す。図 7 の図 3 及び図 6 と異なる点は、透視モードによる X 線撮影の代わりに、撮影モードによる X 線撮影を行う点である。

【0082】

なお、図 7 において、図 3 及び図 6 に示すステップ同一ステップには同一符号を付して説明を省略する。

10

【0083】

X 線診断装置 50 の X 線撮影機能 R は、高電圧供給装置 51、X 線照射装置 52、X 線検出装置 53 等を制御して、患者 P に対して、撮影モードによる X 線撮影を開始する(ステップ ST 21)。

【0084】

ステップ ST 3 の判断にて YES、つまり、X 線照射領域に非撮影対象が侵入したと判断された場合、X 線撮影機能 R は、高電圧供給装置 51 を制御して、X 線の照射条件を変更、つまり、ステップ ST 21 によって開始された撮影モードによる X 線撮影を透視モードによる X 線撮影に切り替える(ステップ ST 24)。ステップ ST 24 によれば、ステップ ST 4 とは異なり複数フレームの透視画像を収集できるので、操作者は、フレームをコマ送りで遡って観察することができる。表示制御機能 Q3 は、ステップ ST 24 によって切り替え後の透視モードによる X 線撮影に従って生成される X 線画像と、ステップ ST 2 によって開始された超音波撮影に従って生成される超音波画像とをディスプレイ 55 に表示させる。

20

【0085】

第 1 変更機能 Q1 は、ステップ ST 24 によって切り替え後の透視モードによる 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 線照射領域から非撮影対象が退避したか否かを判断する(ステップ ST 25)。ステップ ST 25 の判断にて YES、つまり、X 線照射領域から非撮影対象が退避したと判断された場合、X 線撮影機能 R は、高電圧供給装置 51 を制御して、X 線の照射条件を変更、つまり、ステップ ST 24 によって切り替え後の透視モードによる X 線撮影を、撮影モードによる X 線撮影に切り替える(ステップ ST 26)。表示制御機能 Q3 は、ステップ ST 26 によって切り替え後の撮影モードによる X 線撮影に従って生成される X 線画像と、ステップ ST 2 によって開始された超音波撮影に従って生成される超音波画像とをディスプレイ 55 に表示させる。

30

【0086】

図 7 に示す医用画像診断システム 1 の第 3 の動作例によれば、X 線画像の画像解析に基づいて X 線照射領域と非撮影対象との位置関係を特定し、その結果により X 線の照射条件を変更できるので、X 線強度を抑えている間の非撮影対象の X 線被曝を低減することができる。また、医用画像診断システム 1 の第 3 の動作例によれば、超音波診断装置 10 及び X 線診断装置 50 の連携及び制御が容易になるという効果もある。

40

【0087】

なお、図 7 に示す医用画像診断システム 1 の第 3 の動作例によれば、装置の位置情報は必要とされない。しかし、図 7 において、ステップ ST 4 (図 3 及び図 6 に図示)と同様に、X 線撮影機能 R は、ステップ ST 21 によって開始された撮影モードによる X 線撮影を中断してもよい(ステップ ST 24)。その場合、第 1 変更機能 Q1 は、装置の位置情報に基づいて、X 線照射領域から非撮影対象が退避したか否かを判断し(ステップ ST 25)、X 線撮影機能 R は、高電圧供給装置 51 を制御して、ステップ ST 24 によって中断された撮影モードによる X 線撮影を再開する(ステップ ST 26)。

50

## 【 0 0 8 8 】

(第1の実施形態に係る第4の動作例)

図8は、医用画像診断システム1の第4の動作例をフローチャートとして示す図である。図8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を示す。図8の図7と異なる点は、X線画像の画像解析を行わない点である。

## 【 0 0 8 9 】

なお、図8において、図3、図6及び図7に示すステップ同一ステップには同一符号を付して説明を省略する。

## 【 0 0 9 0 】

図8に示す医用画像診断システム1の第4の動作例によれば、位置情報に基づいてX線照射領域と非撮影対象との位置関係を特定し、その結果によりX線の照射条件を変更できるので、X線強度を抑えている間の非撮影対象のX線被曝を低減することができる。また、医用画像診断システム1の第4の動作例によれば、超音波診断装置10及びX線診断装置50の連携及び制御が容易になるという効果もある。

10

## 【 0 0 9 1 】

(第1の実施形態に係る第5の動作例)

図9は、医用画像診断システム1の第5の動作例をフローチャートとして示す図である。図9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を示す。図5の図3及び図6～図8と異なる点は、超音波診断装置10の状態に応じてX線診断装置50のX線の照射条件を変更する点である。

20

## 【 0 0 9 2 】

なお、図9において、図3及び図5～図8に示すステップ同一ステップには同一符号を付して説明を省略する。

## 【 0 0 9 3 】

第2変更機能Q2は、ステップST2によって開始された超音波撮影による超音波画像のライブ表示がフリーズされたか否かを判断する(ステップST43)。例えば、第2変更機能Q2は、超音波プローブ11を把持する超音波技師D2による入力インターフェース13の操作に基づいて、超音波画像のライブ表示がフリーズされたか否かを判断する。超音波画像のライブ表示がフリーズされた場合、X線撮影を中断する(ステップST4)。ここで、超音波画像のライブ表示のフリーズ指示によりX線撮影を中断する場合は、X線より超音波が優位の場合である。超音波が優位の場合とは、例えば、冠動脈内でのカテーテル挿入時や、MitralClipの留置後に弁の挟持状態の予後観察時を意味する。

30

## 【 0 0 9 4 】

第2変更機能Q2は、ステップST43によるフリーズが解除され、超音波撮影による超音波画像のライブ表示がアンフリーズされたか否かを判断する(ステップST45)。例えば、第2変更機能Q2は、超音波プローブ11を把持する超音波技師D2による入力インターフェース13の操作に基づいて、超音波画像のライブ表示がアンフリーズされたか否かを判断する。

## 【 0 0 9 5 】

ここで、超音波画像のライブ表示のアンフリーズ指示によりX線撮影を再開する場合は、超音波よりX線が優位の場合である。X線が優位の場合とは、例えば、カテーテルを下肢から心臓の冠動脈へ挿入している間や、時々行う造影剤注入時や、冠動脈分岐部でのカテーテルの進行方向の確認時や、僧帽弁へのMitralClip等のデバイスの留置時等を意味する。X線が優位であるか否かの判断は、X線照射を指示するためのフットスイッチの操作に基づけばよい。一方で、超音波が優位か否かの判断は、超音波プローブ11の空中放置状態、超音波画像が患者Pの患部の像を含まない状態、又は、超音波プローブ11の患者Pの体表への接触状態、つまり、超音波画像が患者Pの患部を含む状態であるかに基づけばよい。

40

## 【 0 0 9 6 】

図9に示す医用画像診断システム1の第5の動作例によれば、超音波診断装置10の状

50

態を特定し、その結果により X 線の照射を中断及び再開できるので、X 線照射の中断から再開までの間の非撮影対象の X 線被曝を低減することができる。また、医用画像診断システム 1 の第 5 の動作例によれば、超音波診断装置 10 及び X 線診断装置 50 の連携及び制御が容易になるという効果もある。

【0097】

(第 1 の実施形態に係る第 6 の動作例)

図 10 は、医用画像診断システム 1 の第 6 の動作例をフローチャートとして示す図である。図 10 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を示す。図 10 の図 9 と異なる点は、透視モードによる X 線撮影の代わりに、撮影モードによる X 線撮影を行う点である。

10

【0098】

なお、図 10 において、図 3 及び図 6 ~ 図 9 に示すステップ同一ステップには同一符号を付して説明を省略する。

【0099】

図 10 に示す医用画像診断システム 1 の第 6 の動作例によれば、超音波診断装置 10 の状態を特定し、その結果により X 線の照射条件を変更できるので、X 線強度を抑えている間の非撮影対象の X 線被曝を低減することができる。また、医用画像診断システム 1 の第 6 の動作例によれば、超音波診断装置 10 及び X 線診断装置 50 の連携及び制御が容易になるという効果もある。

20

【0100】

以上の説明において、機能 Q1 ~ Q3 が X 線診断装置 50 の処理回路 57 によって実現されるものとして説明したが、その場合に限定されるものではない。例えば、機能 Q1 ~ Q3 の全部又は一部は、超音波診断装置 10 の処理回路 37 によって実現されるものであってもよいし、超音波診断装置 10 及び X 線診断装置 50 以外の装置によって実現されるものであってもよい。以下、機能 Q1 ~ Q3 の全部が、超音波診断装置 10 の処理回路 37 によって実現される場合を、図 11 を用いて説明し、機能 Q1 ~ Q3 の全部が、超音波診断装置 10 及び X 線診断装置 50 以外の X 線照射制御装置の処理回路によって実現される場合を、図 12 を用いて説明する。

【0101】

(第 2 の実施形態)

図 11 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。

30

【0102】

図 11 は、第 2 の実施形態に係る医用画像診断システム 1A を示す。医用画像診断システム 1A 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 10A と、X 線診断装置 50A とを備える。

【0103】

図 11 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。

【0104】

超音波診断装置 10A 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 U、第 1 変更機能 Q1、第 2 変更機能 Q2、及び表示制御機能 Q3 を実現する。X 線診断装置 50A 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。

40

【0105】

機能 U、R、Q1 ~ Q3 については、図 1 ~ 図 10 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。

【0106】

図 11 に示す医用画像診断システム 1A によれば、位置情報や、超音波診断装置 10 の状態を特定し、その結果により、X 線の照射を中断及び再開したり X 線の照射条件を変更したりすることができるので、非撮影対象の X 線被曝を低減することができる。また、医用画像診断システム 1A によれば、超音波診断装置 10A 及び X 線診断装置 50A の連携

50

及び制御が容易になるという効果もある。

【0107】

(第3の実施形態)

図12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。

【0108】

図12は、第3の実施形態に係る医用画像診断システム1Bを示す。医用画像診断システム1Bは、超音波診断装置10Bと、X線診断装置50Bと、第3の実施形態に係るX線照射制御装置80とを備える。X線照射制御装置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。

【0109】

図12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11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11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

【0110】

X線照射制御装置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、X線照射制御装置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

【0111】

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U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。

【0112】

X線照射制御装置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、第1変更機能Q1、第2変更機能Q2、及び表示制御機能Q3を実現する。以下、機能Q1~Q3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~Q3の一部又は全部は、X線照射制御装置80に備えられるASIC等の回路により実現されてもよい。

30

【0113】

機能U、R、Q1~Q3については、図1乃至図10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。

【0114】

図12に示す医用画像診断システム1Bによれば、位置情報や、超音波診断装置10の状態を特定し、その結果により、X線の照射を中断及び再開したりX線の照射条件を変更したりすることができるので、非撮影対象のX線被曝を低減することができる。また、医用画像診断システム1Bによれば、X線照射制御装置80を使って超音波診断装置10B及びX線診断装置50Bの連携及び制御が容易になるという効果もある。

40

【0115】

以上説明した少なくとも1つの実施形態によれば、手技中における操作者のX線被曝を低減させることができる。

【0116】

なお、超音波撮影機能Uは、超音波撮影手段の一例である。X線撮影機能Rは、X線撮影手段の一例である。第1変更機能Q1及び第2変更機能Q2は、変更手段の一例である。表示制御機能Q3は、表示制御手段の一例である。

50

【0117】

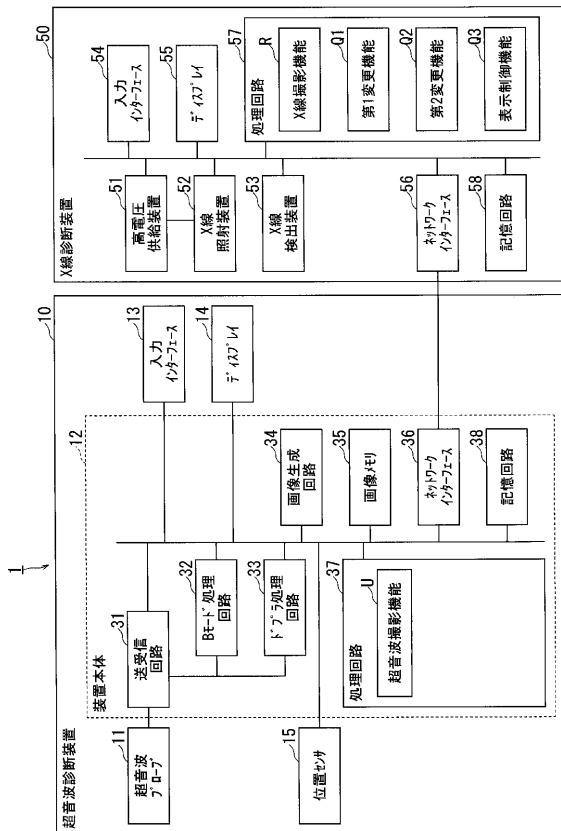
なお、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

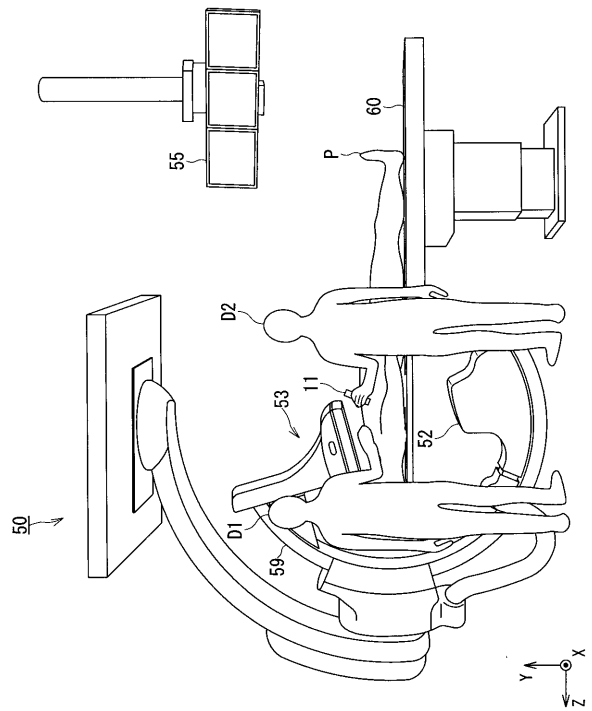
【0118】

- 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 X線照射制御装置
- Q1 第1変更機能
- Q2 第2変更機能
- Q3 表示制御機能

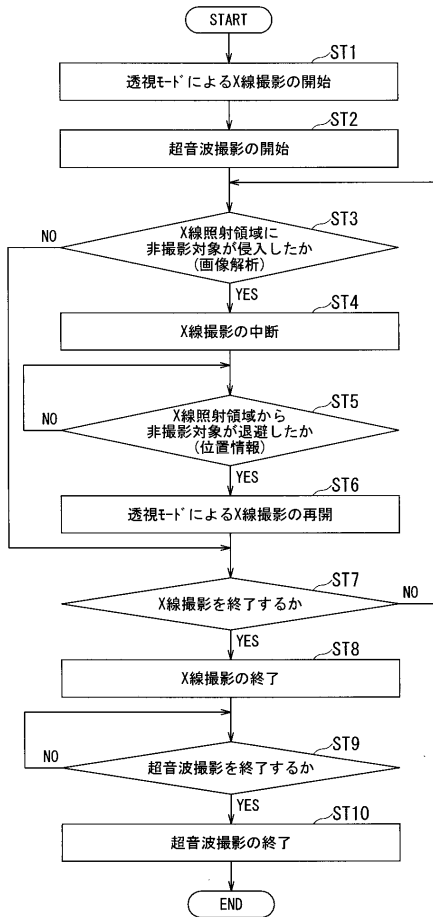
【図1】



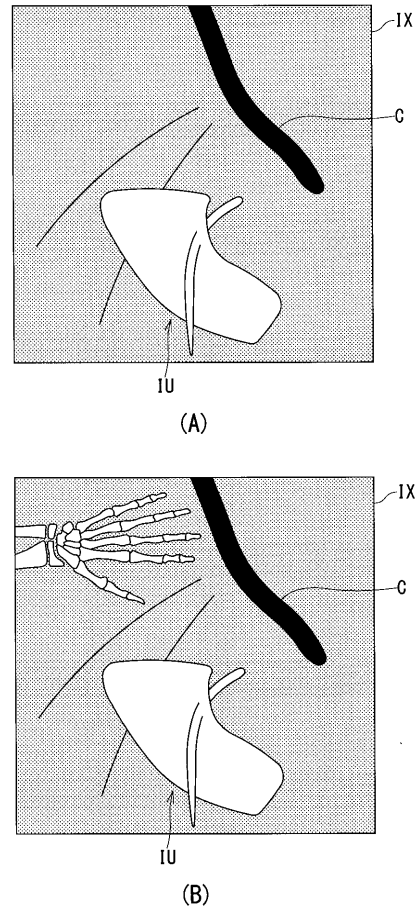
【図2】



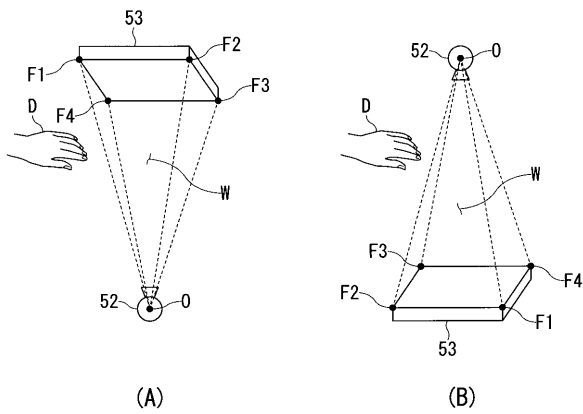
【 図 3 】



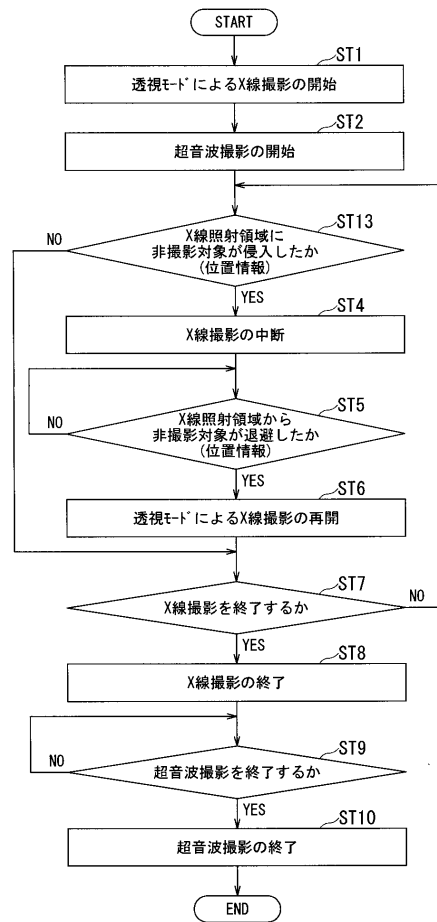
【 図 4 】



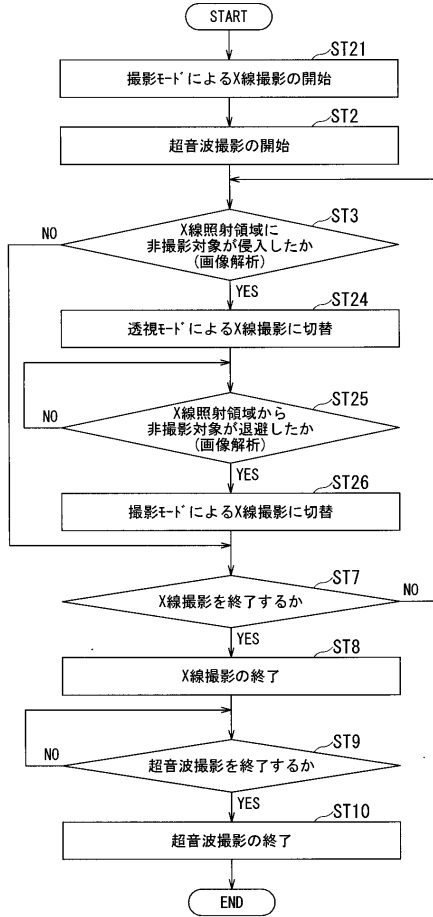
【 図 5 】



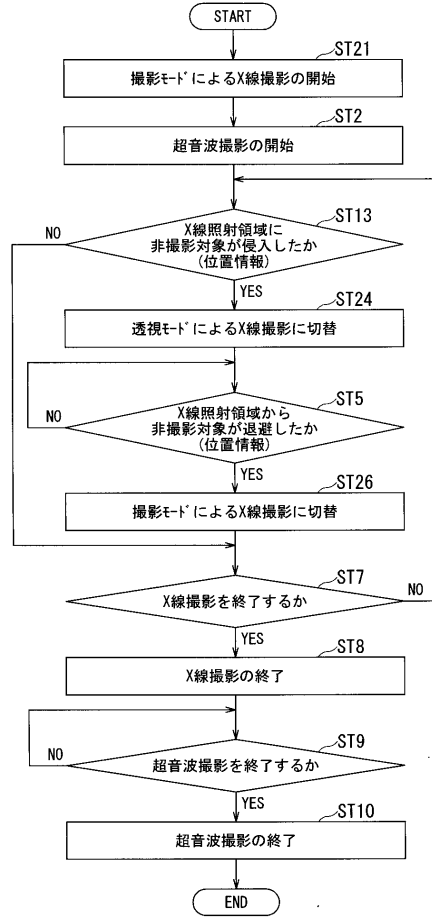
【 図 6 】



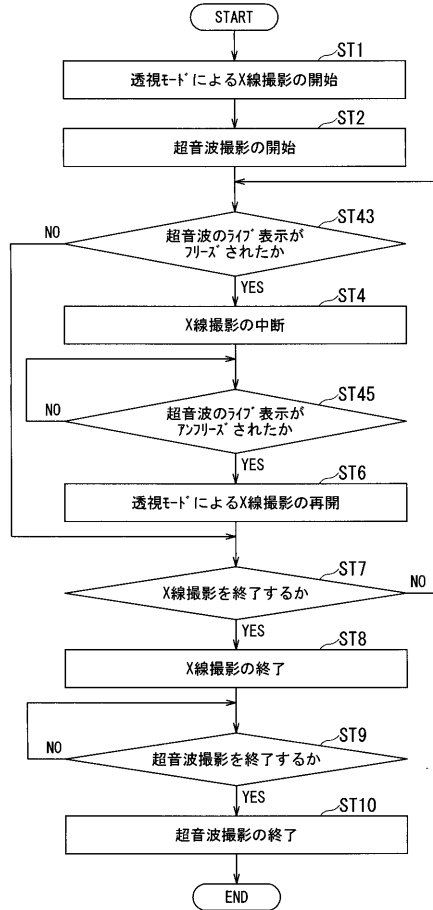
【 図 7 】



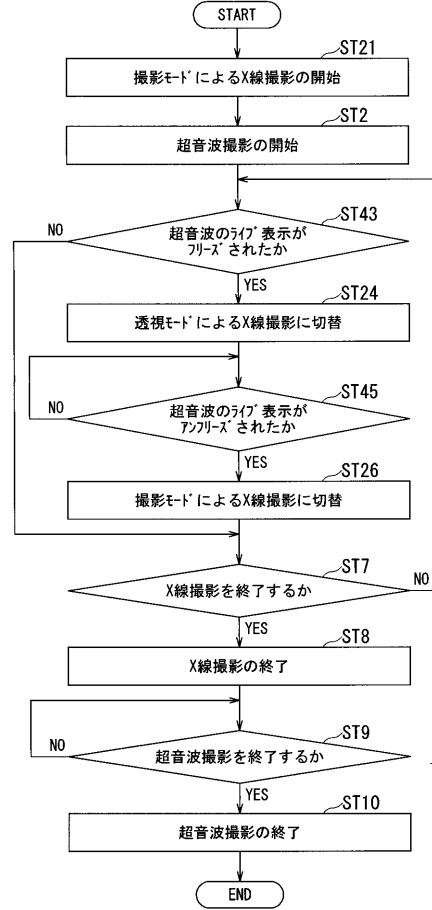
【 図 8 】



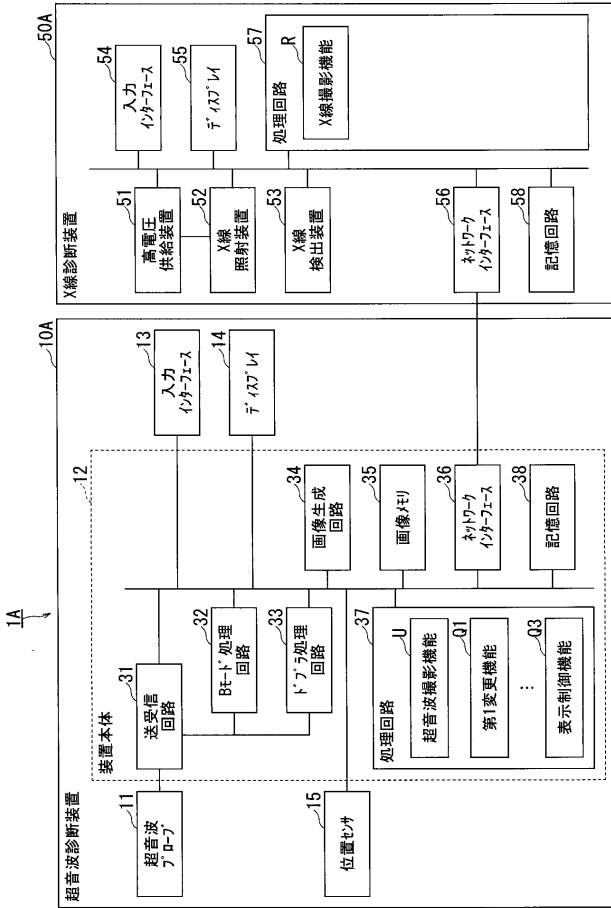
【 図 9 】



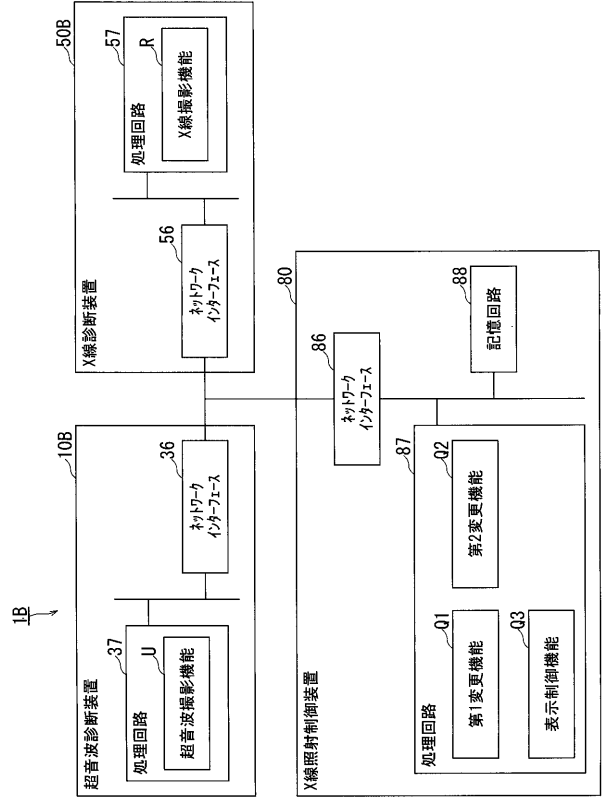
【 図 10 】



【図 1 1】



【図 1 2】



---

フロントページの続き

(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 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 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

F ターム(参考) 4C093 AA01 AA25 CA34 DA02 EC16 FA15 FA43 FA45 FF15 FF35

FF37

4C601 BB06 BB16 EE16 GA18 GA21 GA24 GA25 GB04 GB06 JC21

KK01 KK24 LL33

专利名称(译)	医学图像诊断设备和X射线照射控制设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2019130223A</a>	公开(公告)日	2019-08-08
申请号	JP2018017192	申请日	2018-02-02
[标]发明人	高橋 紗佳 長江 亮一 大井 伸秀 穠山 充男 安藤 広治 泉 実教 小役丸 貴士		
发明人	高橋 紗佳 長江 亮一 大井 伸秀 穠山 充男 安藤 広治 泉 実教 小役丸 貴士		
IPC分类号	A61B6/10 A61B6/00 A61B8/14		
FI分类号	A61B6/10.302 A61B6/00.370 A61B6/00.360.B A61B8/14 A61B6/00.320.Z		
F-TERM分类号	4C093/AA01 4C093/AA25 4C093/CA34 4C093/DA02 4C093/EC16 4C093/FA15 4C093/FA43 4C093/FA45 4C093/FF15 4C093/FF35 4C093/FF37 4C601/BB06 4C601/BB16 4C601/EE16 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GA24 4C601/GA25 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JC21 4C601/KK01 4C601/KK24 4C601/LL33		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明的一个目的是减少手术期间操作者的X射线暴露。根据实施例的医学图像诊断设备包括改变单元和显示控制单元。改变单元控制在X射线成像期间根据X射线照射区域和非成像目标之间的位置关系改变X射线照射条件。显示控制装置使显示单元显示根据X射线成像产生的X射线图像和根据超声成像产生的超声图像。 [选择]图1

