

(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2008-264254
(P2008-264254A)

(43) 公開日 平成20年11月6日(2008.11.6)

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

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2007-112138 (P2007-112138)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成19年4月20日(2007.4.20)	(71) 出願人	594164542 東芝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
		(71) 出願人	594164531 東芝医用システムエンジニアリング株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100081411 弁理士 三澤 正義
		(72) 発明者	星野 伸一 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 最終頁に続く

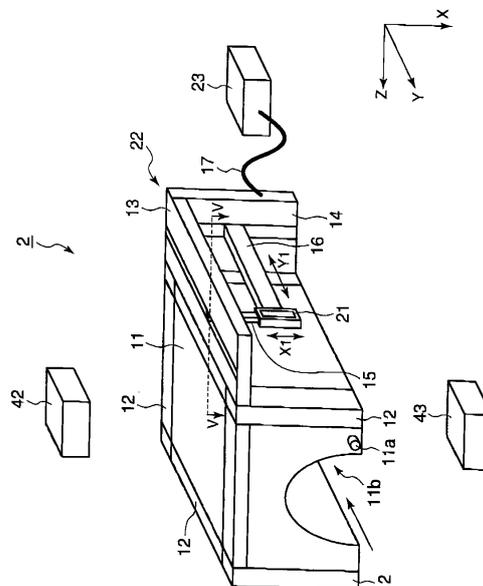
(54) 【発明の名称】 医用画像診断装置、及び超音波撮影支援装置

(57) 【要約】

【課題】 X線診断装置と超音波診断装置を用いた撮影において、術者が被曝せずに超音波画像を取得することが可能な超音波撮影支援装置を提供する。

【解決手段】 超音波プローブは保持部21によって保持されている。ウォーターバック部11の溝部11bに被検体の足を挿入し、ウォーターバック部11に足を密着させる。ウォーターバック部11を間にしてX線発生部42とX線検出部43を配置する。被検体内にガイドワイヤーとカテーテルを挿入した状態で、超音波プローブによって被検体に超音波を送信し、X線発生部42によって被検体にX線を曝射することで、超音波画像とX線画像を取得する。位置検出部は、ガイドワイヤーの先端に設置された磁性体からの磁場を検出することで、ガイドワイヤーの先端の位置を検出する。駆動部22は、検出された先端の位置に基づいて、保持部21をX-Y面内で移動させる。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に密着して前記被検体を覆うための超音波低減衰媒体と、
超音波プローブと、
超音波の送受信面が前記超音波低減衰媒体に近接した状態で前記超音波プローブを保持する保持部と、
前記超音波プローブによる超音波の送受信によって取得された受信信号に基づいて、超音波画像データを生成する超音波画像データ生成手段と、
X線を曝射するX線発生手段と、
前記超音波低減衰媒体を間にして前記X線源と対向して配置され、前記X線源から曝射されて前記被検体を透過したX線を検出するX線検出手段と、
前記X線検出手段からの出力に基づいてX線画像データを生成するX線画像データ生成手段と、
前記被検体内に挿入されるカテーテルの位置又は前記カテーテルを前記被検体内に案内するためのガイドワイヤーの位置を検出する検出手段と、
前記検出手段が検出した位置に基づいて、前記保持部を移動させる駆動手段と、
前記超音波画像データに基づく超音波画像と前記X線画像データに基づくX線画像とを重ねて前記表示手段に表示させる表示処理手段と、
を有することを特徴とする医用画像診断装置。

10

【請求項 2】

前記カテーテルの先端又は前記ガイドワイヤーの先端に磁性体が設置され、
前記検出手段は前記磁性体による磁場を検出することで、前記カテーテルの先端の位置又は前記ガイドワイヤーの先端の位置を検出し、
前記駆動手段は、前記検出された先端の位置に追従して前記保持部を移動させることを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像診断装置。

20

【請求項 3】

前記検出手段は、前記超音波画像データの輝度差に基づいて、前記カテーテルの先端の位置又は前記ガイドワイヤーの先端の位置を検出し、
前記駆動手段は、前記検出された先端の位置に追従して前記保持部を移動させることを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像診断装置。

30

【請求項 4】

前記検出手段は、前記X線画像データの輝度差に基づいて、前記カテーテルの先端の位置又は前記ガイドワイヤーの先端の位置を検出し、
前記駆動手段は、前記検出された先端の位置に追従して前記保持部を移動させることを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 5】

前記保持部は、前記X線発生手段と前記X線検出手段との間を避けて前記超音波プローブを保持することを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の医用画像診断装置。

【請求項 6】

前記保持部は、前記X線発生部から曝射されるX線の曝射方向に対して略直交する方向に前記超音波の送受信面を向けて前記超音波プローブを保持することを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の医用画像診断装置。

40

【請求項 7】

前記超音波低減衰媒体は液体又はゲル状であり、前記被検体に密着させて前記被検体を覆う容器の内部に充填され、

前記保持部は、超音波の送受信面が前記容器に接した状態で前記超音波プローブを保持することを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の医用画像診断装置。

【請求項 8】

平面を有する所定形状に前記容器を維持するフレーム部を更に有し、

50

前記保持部は、超音波の送受信面が前記容器の所定平面に接した状態で前記超音波プローブを保持し、

前記駆動手段は、前記検出手段が検出した位置に基づいて、前記容器の所定平面内で前記保持部を移動させることを特徴とする請求項 7 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 9】

被検体に密着して前記被検体を覆うための超音波低減衰媒体と、

前記超音波低減衰媒体に覆われた被検体内に挿入されるカテーテルの位置又は前記カテーテルを前記被検体内に案内するためのガイドワイヤーの位置を検出する検出手段と、

超音波の送受信面が前記超音波低減衰媒体に近接した状態で超音波プローブを保持する保持部と、

10

前記検出手段が検出した位置に基づいて前記保持部を移動させる駆動手段と、

を有することを特徴とする超音波撮影支援装置。

【請求項 10】

前記カテーテルの先端又は前記ガイドワイヤーの先端に磁性体が設置され、

前記検出手段は前記磁性体による磁場を検出することで、前記カテーテルの先端の位置又は前記ガイドワイヤーの先端の位置を検出し、

前記駆動手段は、前記検出された先端の位置に追従して前記保持部を移動させることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波撮影支援装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

この発明は、X線診断装置と超音波診断装置を用いた診断及び治療を行う際に、超音波プローブの操作を支援する医用画像診断装置、及び超音波撮影支援装置に関する。特に、カテーテルやガイドワイヤーを被検体に挿入するときに、超音波プローブの操作を支援する医用画像診断装置及び超音波撮影支援装置に関する。

【背景技術】

【0002】

血管狭窄などの治療では、X線診断装置を用いて患部の撮影を行うとともに、超音波診断装置を用いて、被検体に挿入されたカテーテルやガイドワイヤーの先端をリアルタイムで追跡することが行われている（例えば特許文献 1）。従来においては、X線診断装置によって患部を撮影している最中に、術者が手で超音波プローブを保持し、その超音波プローブを被検体の体表に当てることで超音波による撮影を行っていた。そして、術者が、超音波診断装置にて取得された超音波画像とX線診断装置にて取得されたX線画像を参照して、被検体に挿入されたガイドワイヤーやカテーテルの先端が超音波画像に含まれるように、超音波プローブを手で操作していた。

30

【0003】

【特許文献 1】特開 2001 - 299756 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

40

以上のように、従来においては、X線診断装置にて撮影を行っている最中に、術者が手で超音波プローブを保持して、被検体の体表に超音波プローブを当てて撮影を行っていた。超音波による撮影を行っている最中においても、X線診断装置から継続してX線が照射されているため、超音波プローブを保持している術者が被曝するおそれがあった。

【0005】

この発明は上記の問題を解決するものであり、X線診断装置と超音波診断装置を用いた撮影において、術者が被曝せずに超音波画像を取得することが可能な医用画像診断装置及び超音波撮影支援装置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】

【0006】

50

請求項 1 に記載の発明は、被検体に密着して前記被検体を覆うための超音波低減衰媒体と、超音波プローブと、超音波の送受信面が前記超音波低減衰媒体に近接した状態で前記超音波プローブを保持する保持部と、前記超音波プローブによる超音波の送受信によって取得された受信信号に基づいて、超音波画像データを生成する超音波画像データ生成手段と、X線を曝射するX線発生手段と、前記超音波低減衰媒体を間にして前記X線源と対向して配置され、前記X線源から曝射されて前記被検体を透過したX線を検出するX線検出手段と、前記X線検出手段からの出力に基づいてX線画像データを生成するX線画像データ生成手段と、前記被検体内に挿入されるカテーテルの位置又は前記カテーテルを前記被検体内に案内するためのガイドワイヤーの位置を検出する検出手段と、前記検出手段が検出した位置に基づいて、前記保持部を移動させる駆動手段と、前記超音波画像データに基づき超音波画像と前記X線画像データに基づきX線画像とを重ねて前記表示手段に表示させる表示処理手段と、を有することを特徴とする医用画像診断装置である。

10

また、請求項 9 に記載の発明は、被検体に密着して前記被検体を覆うための超音波低減衰媒体と、前記超音波低減衰媒体に覆われた被検体内に挿入されるカテーテルの位置又は前記カテーテルを前記被検体内に案内するためのガイドワイヤーの位置を検出する検出手段と、超音波の送受信面が前記超音波低減衰媒体に近接した状態で超音波プローブを保持する保持部と、前記検出手段が検出した位置に基づいて前記保持部を移動させる駆動手段と、を有することを特徴とする超音波撮影支援装置である。

【発明の効果】

【0007】

20

この発明によると、保持部によって超音波プローブを保持し、検出手段によってカテーテルの位置又はガイドワイヤーの位置を検出し、その検出結果に基づいて保持部を移動させることで、術者が超音波プローブを保持して、超音波画像又はX線画像を参照しながら超音波プローブを移動させる必要がない。これにより、術者の被曝を回避して、カテーテル又はガイドワイヤーが表された超音波画像を取得することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

[実施の形態]

(構成)

この発明の実施形態に係る超音波撮影支援装置と、その超音波撮影支援装置を備えた医用画像診断装置について図 1 及び図 2 を参照して説明する。図 1 は、この発明の実施形態に係る医用画像診断装置の構成を示すブロック図である。図 2 は、この発明の実施形態に係る医用画像診断装置に用いられる超音波撮影支援装置の構成を示す斜視図である。

30

【0009】

この発明の実施形態に係る医用画像診断装置 1 は、超音波撮影支援装置 2、超音波診断装置 3、X線診断装置 4、及びユーザインターフェース (UI) 5 を備えて構成されている。医用画像診断装置 1 は、超音波診断装置 3 と X線診断装置 4 とによって被検体を撮影する。例えば、被検体の患部、例えば血管狭窄部位を治療するとき、超音波診断装置 3 と X線診断装置 4 とによって血管狭窄部位を撮影し、その撮影下において、術者がカテーテルを血管内に挿入して治療を行う。

40

【0010】

[超音波撮影支援装置 2]

まず、超音波撮影支援装置 2 の構成について図 2 を参照して説明する。超音波撮影支援装置 2 は、ウォーターバック部 11、フレーム部 12、駆動部 22、及び保持部 21 を備えて構成されている。さらに、超音波撮影支援装置 2 は、駆動部 22 の動作を制御する駆動制御部 23、情報処理部 24、及び第 1 の位置検出部 25 を備えて構成されている。

【0011】

ウォーターバック部 11 は、内部に超音波低減衰媒体が充填された容器である。超音波低減衰媒体には、超音波の減衰が小さい材料が用いられ、さらに、音響インピーダンスの値が被検体の音響インピーダンスと近似している材料を用いることが望ましい。超音波低

50

減衰媒体には、例えば水やゲル状の媒体が用いられる。超音波低減衰媒体が充填された容器は、樹脂などで構成され、任意の形状に変えることができる。内部に超音波低減衰媒体を充填させた状態では、ウォーターバック部 1 1 は、立方体の一面に所定方向（図 2 では Y 方向）に延びる溝部 1 1 b が形成された形態を有している。このウォーターバック部 1 1 は、フレーム部 1 2 によって各辺が支えられて、立法体の形態を維持している。ウォーターバック部 1 1 の溝部 1 1 b に被検体の足又は腕を挿入させて、ウォーターバック部 1 1 の一面に被検体の足又は腕を密着させる。

【 0 0 1 2 】

また、ウォーターバック部 1 1 には、内部に超音波低減衰媒体を充填するため、又は、内部から超音波低減衰媒体を排出するための注入口が設けられ、その注入口に栓 1 1 a が設けられている。この栓 1 1 a をウォーターバック部 1 1 から抜いて、内部に超音波低減衰媒体を注入し、又は、内部から超音波低減衰媒体を排出することができる。これにより、被検体の足又は腕の大きさに合わせて、内部の超音波低減衰媒体の量を調整して、ウォーターバック部 1 1 と被検体の足又は腕との密着を図ることができる。また、X 線診断装置 4 から曝射された X 線によってウォーターバック部 1 1 内の超音波低減衰媒体が被曝された場合に、内部の超音波低減衰媒体を排出して新しい超音波低減衰媒体に交換することが可能となる。

10

【 0 0 1 3 】

駆動部 2 2 は、第 1 のガイドレール部 1 3、第 2 のガイドレール部 1 4、第 1 の支柱 1 5、及び第 2 の支柱 1 6 を備えて構成されている。第 1 のガイドレール部 1 3 は、ウォーターバック部 1 1 の一辺に沿って設置されている。第 2 のガイドレール部 1 4 は、第 1 のガイドレール部 1 3 に直交する方向に延びて、ウォーターバック部 1 1 の一辺に沿って設置されている。図 2 では、第 1 のガイドレール部 1 3 は Y 軸方向に延びて設置され、第 2 のガイドレール部 1 4 は Y 軸方向とは直交する X 軸方向に延びて設置されている。

20

【 0 0 1 4 】

保持部 2 1 は、超音波プローブを挟み込んで保持する。例えば、保持部 2 1 は、超音波の送受信面をウォーターバック部 1 1 に向けて超音波プローブを保持する。保持部 2 1 の構成について図 3 を参照して説明する。図 3 は、この発明の実施形態に係る保持部の構成を示す平面図である。

【 0 0 1 5 】

図 3 は、X - Y 面の図である。保持部 2 1 は、第 1 の保持部材 2 1 1 と第 2 の保持部材 2 1 2 とによって超音波プローブ 3 1 を両側から挟むことで超音波プローブ 3 1 を保持する。例えば、第 1 の保持部材 2 1 1 と第 2 の保持部材 2 1 2 とをねじ止めすることで、超音波プローブ 3 1 を固定する。

30

【 0 0 1 6 】

超音波プローブ 3 1 を保持部 2 1 に固定した状態を図 4 に示す。図 4 は、この発明の実施形態に係る超音波撮影支援装置の構成を示す斜視図である。超音波プローブ 3 1 の送受信面をウォーターバック部 1 1 に接した状態で、超音波プローブ 3 1 を保持部 2 1 に固定する。この実施形態においては、保持部 2 1 は、超音波プローブ 3 1 の送受信面を Z 方向に向けて固定し、ウォーターバック部 1 1 の側面に設置する。

40

【 0 0 1 7 】

第 1 の支柱 1 5 は、一端が保持部 2 1 に連結され、他端が第 1 のガイドレール部 1 3 に連結されて、保持部 2 1 と第 1 のガイドレール部 1 3 とを接続している。この第 1 の支柱 1 5 は、第 2 のガイドレール部 1 4 と平行に設置されている。また、第 2 の支柱 1 6 は、一端が保持部 2 1 に連結され、他端が第 2 のガイドレール部 1 4 に連結されて、保持部 2 1 と第 2 のガイドレール部 1 4 とを接続している。この第 2 の支柱 1 6 は、第 1 のガイドレール部 1 5 と平行に設置されている。従って、第 1 の支柱 1 5 と第 2 の支柱 1 6 とは、互いに直交して設置されている。

【 0 0 1 8 】

第 1 の支柱 1 5 と第 2 の支柱 1 6 は、例えば蛇腹構造を有して伸縮可能となっている。

50

そして、第1の支柱15を、第2のガイドレール部14と平行に設置することで、第2のガイドレール部14と平行な方向(X方向)に伸縮可能となっている。図2では、第1の支柱15は、矢印X1の方向に伸縮可能となっている。また、第2の支柱16を、第1のガイドレール部13と平行に設置することで、第1のガイドレール部13と平行な方向(Y方向)に伸縮可能となっている。図2では、第2の支柱16は、矢印Y1の方向に伸縮可能となっている。

【0019】

第1の支柱15は、第1のガイドレール部13に連結されて、Y方向に移動可能となっている。第1のガイドレール部13の断面構造を図5に示す。図5は、この発明の実施形態に係る第1のガイドレール部の断面構造を示す断面図であり、図2のV-V断面図である。第1の支柱15の他端には、第1の支柱15に直交する方向に延びるアーム151とアーム152が設置されている。アーム151とアーム152は、第1の支柱15を挟んで互いに反対方向に設置されている。第1のガイドレール部13は、コの字形の断面を有する第1の挟持体131と第2の挟持体132を備えて構成され、第1の挟持体131にアーム151を挿入し、第2の挟持体132にアーム152を挿入することで、第1の支柱15を両側から挟みこんで保持している。すなわち、第1の挟持体131によってアーム151を上下方向(X方向)から挟み込むことでアーム151を支持し、第2の挟持体132によってアーム152を上下方向(X方向)から挟み込むことでアーム152を支持する。これにより、第1の挟持体131と第2の挟持体132とによって第1の支柱15を保持している。

10

20

【0020】

アーム151とアーム152には、第1の支柱15を第1のガイドレール部13に沿って移動させるためのモータ(図示しない)が連結されている。そのモータの駆動力によって第1の支柱15は、Y方向に移動させられる。

【0021】

また、第2の支柱16は、第2のガイドレール14に連結されて、X方向に移動可能となっている。この第2の支柱16についても、第1の支柱15と同様に、他端にアームが設置され、第2のガイドレール14を構成する挟持体によってそのアームが挟み込まれることで、第2の支柱16が保持される。そして、第2の支柱16の他端に設置されているアームには、第1の支柱15と同様にモータが連結され、そのモータの駆動力によって第2の支柱16は、X方向に移動させられる。

30

【0022】

駆動部22には、ケーブル17によって駆動制御部23が接続されている。駆動制御部23は、駆動部22のモータを制御することで、第1の支柱15をX1方向に移動させ、第2の支柱16をY1方向に移動させる。そのことによって、駆動部22は、X-Y面内で、設定された位置に保持部21を移動させる。保持部21は、超音波プローブの送受信面をZ方向(X-Y面に直交する方向)に向けて保持しているため、保持部21がX-Y面内で移動させられることで、超音波プローブは超音波の送信方向とは直交するX-Y面内で移動させられることになる。

40

【0023】

また、第1の位置検出部25は、例えば磁気センサーを備えて構成されている。例えば、カテーテル又はガイドワイヤーの先端に磁性体を設置し、磁気センサーが磁場を検出することで、カテーテル又はガイドワイヤーの先端の位置を検出する。例えば、第1のガイドレール部13と第2のガイドレール部14との交点を3次元空間における直交座標系(XYZ座標系)の原点(X、Y、Z)=(0、0、0)とする。第1の位置検出部25は磁場を検出することで、その3次元空間(XYZ座標系)におけるカテーテル又はガイドワイヤーの先端の位置を検出する。第1の位置検出部25は、3次元空間におけるカテーテル又はガイドワイヤーの先端の位置を示す情報(座標情報)を情報処理部24に出力する。すなわち、第1の位置検出部25は、X座標、Y座標、Z座標の値を情報処理部24に出力する。例えば、血管狭窄部位の治療を行うために、血管内にカテーテルとガイドワ

50

ワイヤを挿入し、第1の位置検出部25は、血管内に挿入されたカテーテル又はガイドワイヤの先端の位置を検出する。

【0024】

情報処理部24は、第1の位置検出部25からカテーテル又はガイドワイヤの座標情報を受けると、保持部21の移動先の座標(X-Y面内における座標)を求める。X座標、Y座標、及びZ座標の値が第1の位置検出部25から情報処理部24に出力されているため、情報処理部24は、第1の位置検出部25から出力されたX座標とY座標を保持部21の移動先の座標として、駆動制御部23に出力する。

【0025】

駆動制御部23は、情報処理部24から座標情報(X座標とY座標の値)を受けると、その座標情報に従って駆動部22のモータを制御することで、第1の支柱15をX1方向に移動させ、第2の支柱16をY1方向に移動させる。これにより、駆動部22は、X-Y平面上において、情報処理部24から出力された座標の位置に保持部21を移動させる。これにより、被検体内(血管内)に挿入されたカテーテル又はガイドワイヤの先端の動きに、保持部21に保持された超音波プローブ31を追従させることが可能となる。

【0026】

駆動制御部23と情報処理部24は、CPUと、ROM、RAMなどの記憶装置を備えて構成されている。記憶装置には、駆動制御プログラムと情報処理プログラムが記憶されている。CPUが各プログラムを実行することで、駆動制御部23の機能と情報処理部24の機能を実行する。つまり、CPUが駆動制御プログラムを実行することで、駆動部22におけるモータの動作を制御する。また、CPUが情報処理プログラムを実行することで、保持部21の移動先の座標(X-Y平面上における座標)を求める。

【0027】

[超音波診断装置3]

超音波診断装置3は、超音波プローブ31、送受信部32、超音波画像データ生成部33、及び第2の位置検出部34を備えて構成されている。

【0028】

超音波プローブ31は、複数の超音波振動子が2次元的に配置された2次元アレイプローブからなり、超音波によって3次元の範囲を走査(スキャン)することができる。また、超音波プローブ31には、複数の超音波振動子が所定方向(走査方向)に配列された1次元アレイプローブを用いても良い。さらに、超音波プローブ31には、複数の超音波振動子が所定方向(走査方向)に1列に配列された1次元アレイプローブであって、走査方向に直交する方向(揺動方向)に超音波振動子を機械的に揺動させることで3次元の範囲の走査が可能な1次元アレイプローブを用いても良い。

【0029】

なお、超音波プローブ31には、リニア型プローブ、セクタ型プローブ、コンベックス型プローブを用いることができる。

【0030】

超音波プローブ31は、超音波撮影支援装置2の保持部21によって保持されて、超音波の送受信面がウォーターバック部11の一面に接して配置されている。この実施形態では、保持部21は、超音波の送受信面をZ方向に向けて超音波プローブ31を保持している。

【0031】

送受信部32は送信部と受信部とを備え、超音波プローブ31に電気信号を供給して超音波を発生させるとともに、超音波プローブ31が受信したエコー信号を受信する。

【0032】

送受信部32の送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する回路である。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する回路である。パルサ回路は、各振動子に対応した個別経路(チ

10

20

30

40

50

チャンネル)の数分のパルスを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスを発生し、超音波プローブ31の各振動子に供給するようになっている。

【0033】

また、送受信部32の受信部は、図示しないプリアンプ回路、A/D変換回路、及び受信遅延・加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ31の各振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A/D変換回路は、増幅されたエコー信号をA/D変換する。受信遅延・加算回路は、A/D変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。なお、この送受信部32によって加算処理された信号を「RFデータ(または、生データ)」と称することとする。

10

【0034】

超音波画像データ生成部33は、送受信部32から出力されたRFデータに基づいて断層像データや3次元画像データなどの超音波画像データを生成する。超音波画像データ生成部33は、図示しない信号処理部と画像データ生成部とを備えて構成されている。

【0035】

信号処理部は、Bモード処理回路、ドブラ処理回路、及びカラーモード処理回路を備えている。送受信部32から出力されたRFデータは、いずれかの処理回路にて処理が施される。Bモード処理回路はエコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号からBモード超音波ラスタデータを生成する。ドブラ処理回路はドブラ偏移周波数成分を取り出し、更にFFT処理等を施して血流情報を有するデータを生成する。カラーモード処理回路は動いている血流情報の映像化を行い、カラー超音波ラスタデータを生成する。血流情報には、速度、分散、パワー等の情報があり、血流情報は2値化情報として得られる。

20

【0036】

超音波プローブ31と送受信部32とによってボリュームスキャンを実行することで、3次元空間におけるデータ(輝度値)の分布を表すボリュームデータが取得された場合、画像データ生成部は、そのボリュームデータに対してサーフェイスレンダリング処理や、ボリュームレンダリング処理や、MPR処理(Multi Planar Reconstruction)などの画像処理を施すことにより、3次元画像データや任意断面における画像データ(MPR画像データ)などの超音波画像データを生成する。

【0037】

また、画像データ生成部は、直交座標系で表される画像を得るために、超音波ラスタデータを直交座標で表される画像データに変換する(スキャンコンバージョン処理)。例えば、画像データ生成部は、Bモード超音波ラスタデータに基づいて2次元情報としての断層像データを生成する。さらに、画像データ生成部は、複数の断層像データに基づいてボリュームデータを生成し、そのボリュームデータに基づいて3次元画像データや断層像データなどの超音波画像データを生成しても良い。

30

【0038】

第2の位置検出部34は、超音波画像データ生成部33から断層像データ又はボリュームデータを受けて、その断層像データ又はボリュームデータに基づいてカテーテル又はガイドワイヤーの先端の位置を検出する。例えば、第2の位置検出部34は輝度値に基づいて、断層像データ又はボリュームデータに含まれるカテーテル又はガイドワイヤーの輪郭を検出し、その輪郭の端部を先端として検出する。そして、第2の位置検出部34は、断層像データ又はボリュームデータの座標系におけるカテーテル又はガイドワイヤーの先端の座標情報を、超音波撮影支援装置2の情報処理部24に出力する。

40

【0039】

断層像データに基づいてカテーテル又はガイドワイヤーの先端の位置を検出した場合、第2の位置検出部34は、その断層像データの座標系(2次元の座標系)におけるカテーテル又はガイドワイヤーの先端の座標情報を情報処理部24に出力する。また、ボリュームデータに基づいてカテーテル又はガイドワイヤーの先端の位置を検出した場合、第2の位置検出部34は、ボリュームデータの座標系(3次元の座標系)におけるカテーテル又

50

はガイドワイヤーの先端の座標情報を情報処理部 2 4 に出力する。

【 0 0 4 0 】

情報処理部 2 4 は、第 2 の位置検出部 3 4 からカテーテル又はガイドワイヤーの先端の座標情報を受けると、保持部 2 1 の移動先の座標 (X - Y 面内における座標) を求める。

【 0 0 4 1 】

(ボリュームデータに基づく先端位置の検出)

まず、ボリュームデータに基づく先端位置の検出方法について説明する。例えば、駆動部 2 2 によって保持部 2 1 を X - Y 面内の所定位置 (初期設定の位置) に移動させることで、その初期設定の位置に超音波プローブ 3 1 を停止させ、その位置でボリュームスキャンを行なう。超音波プローブ 3 1 は、超音波の送受信面が Z 方向 (X - Y 面に直交する方向) に向けて保持部 2 1 によって保持されているため、超音波は Z 方向に送信される。超音波画像データ生成部 3 3 は、そのボリュームスキャンによって得られた信号に基づいてボリュームデータを生成する。第 2 の位置検出部 3 4 はそのボリュームデータに基づいて、被検体内に挿入されたカテーテル又はガイドワイヤーの先端の位置を検出する。すなわち、第 2 の位置検出部 3 4 は、そのボリュームデータに基づいて、3次元空間における直交座標系 (X Y Z 座標系) 上におけるカテーテル又はガイドワイヤーの先端の位置 (X 座標、Y 座標、Z 座標) を特定する。第 2 の位置検出部 3 4 は、X Y Z 座標系におけるカテーテル又はガイドワイヤーの座標情報を情報処理部 2 4 に出力する。情報処理部 2 4 は、第 2 の位置検出部 3 4 から出力された X 座標と Y 座標を保持部 2 1 の移動先の座標として、駆動制御部 2 3 に出力する。

10

20

【 0 0 4 2 】

駆動制御部 2 3 は、情報処理部 2 4 から座標情報 (X 座標と Y 座標の値) を受けると、その座標情報に従って駆動部 2 2 のモータを制御することで、初期設定の位置から第 1 の支柱 1 5 を X 1 方向に移動させ、第 2 の支柱 1 6 を Y 1 方向に移動させる。これにより、駆動部 2 2 は、X - Y 面内において、情報処理部 2 4 から出力された座標の位置に保持部 2 1 を移動させる。その結果、被検体内 (血管内) に挿入されたカテーテル又はガイドワイヤーの先端の動きに、保持部 2 1 に保持された超音波プローブ 3 1 を追従させることが可能となる。

【 0 0 4 3 】

(Y - Z 面に沿った断層像データに基づく先端位置の検出)

つぎに、Y - Z 面に沿った断層像データに基づく先端位置の検出方法について説明する。駆動部 2 2 によって保持部 2 1 を X - Y 面内の所定位置 (初期設定の位置) に移動させることで、その初期設定の位置に超音波プローブ 3 1 を停止させ、その位置で Y - Z 面内をスキャンする。超音波画像データ生成部 3 3 は、そのスキャンによって得られた信号に基づいて、Y - Z 面に平行な断面の断層像データを生成する。第 2 の位置検出部 3 4 はその断層像データに基づいて、被検体内に挿入されたカテーテル又はガイドワイヤーの先端の位置を検出する。すなわち、その断層像データは、Y - Z 面に沿った断面に平行であるため、第 2 の位置検出部 3 4 は、その断層像データに基づいて、Y - Z 面内におけるカテーテル又はガイドワイヤーの先端の位置 (Y 座標、Z 座標) を特定する。第 2 の位置検出部 3 4 は、Y - Z 面内におけるカテーテル又はガイドワイヤーの座標情報を情報処理部 2 4 に出力する。情報処理部 2 4 は、第 2 の位置検出部 3 4 から出力された Y 座標を保持部 2 1 の移動先として、駆動制御部 2 3 に出力する。

30

40

【 0 0 4 4 】

駆動制御部 2 3 は、情報処理部 2 4 から座標情報 (Y 座標の値) を受けると、その座標情報に従って駆動部 2 2 のモータを制御することで、初期設定の位置から第 2 の支柱 1 6 を Y 1 方向に移動させる。これにより、駆動部 2 2 は、X - Y 面内において、情報処理部 2 4 から出力された座標の位置に保持部 2 1 を移動させる。この場合、保持部 2 1 を Y 方向のみに移動させることになるが、この移動だけでも、保持部 2 1 に保持された超音波プローブ 3 1 を、カテーテル又はガイドワイヤーの先端に追従させることが可能となる。

【 0 0 4 5 】

50

(任意断面の断層像データに基づく先端位置の検出)

また、超音波画像データ生成部33が、ボリュームデータに基づいて操作者によって指定された断面に沿った断層像データを生成している場合、第2の位置検出部34はその断層像データに基づいて、被検体内に挿入されたカテーテル又はガイドワイヤーの先端の位置を検出しても良い。例えば、超音波画像データ生成部33が、Y-Z面に対して傾斜する断面の断層像データを生成した場合、第2の位置検出部34は、その断層像データに基づいてY-Z面上におけるカテーテル又はガイドワイヤーの先端の位置(Y座標とZ座標)を特定する。さらに、第2の位置検出部34は、超音波プローブ31が固定された位置(X座標、Y座標)と、Y-Z面に対するその断面の傾斜角度とに基づいて、カテーテル又はガイドワイヤーの先端のX座標を求めても良い。第2の位置検出部34は、XYZ座標系におけるカテーテル又はガイドワイヤーの座標情報を情報処理部24に出力する。情報処理部24は、第2の位置検出部34から出力されたX座標とY座標を保持部21の移動先の座標として、駆動制御部23に出力する。

10

【0046】

そして、駆動制御部23は、情報処理部24から座標情報(X座標とY座標の値)を受けると、その座標情報に従って駆動部22のモータを制御することで、第1の支柱15をX1方向に移動させ、第2の支柱16をY1方向に移動させる。これにより、駆動部22は、X-Y面内において、情報処理部24から出力された座標の位置に保持部21を移動させる。その結果、被検体内(血管内)に挿入されたカテーテル又はガイドワイヤーの先端の動きに、保持部21に保持された超音波プローブ31を追従させることが可能となる。

20

【0047】

超音波画像データ生成部33と第2の位置検出部34は、CPU、ROM、RAMなどの記憶装置を備えて構成されている。記憶装置には、超音波画像データ生成プログラムと第2の位置検出プログラムが記憶されている。CPUが各プログラムを実行することで、超音波画像データ生成部33の機能と第2の位置検出部34の機能を実行する。つまり、CPUが超音波画像データ生成プログラムを実行することで、断層像データや3次元画像データなどの超音波画像データを生成する。また、CPUが第2の位置検出プログラムを実行することで、ボリュームデータ又は断層像データに基づいて、カテーテル又はガイドワイヤーの先端の位置を検出する。

30

【0048】

[X線診断装置4]

X線診断装置4は、高電圧発生部41、X線発生部42、X線検出部43、X線画像データ生成部44、及び第3の位置検出部45を備えて構成されている。

【0049】

X線発生部42とX線検出部43とは、保持部46(Cアーム)によって支持されて、被検体を挟むように対向配置されている。X線発生部42は、X線管とX線絞り器を備えて構成されている。X線発生部42には高電圧発生部41が接続されており、X線発生部42のX線管に高電圧を供給する。X線管から曝射されたX線は、X線絞り器で所定のビーム幅に成形されて被検体に曝射される。

40

【0050】

この実施形態では、図2に示すように、X線発生部42とX線検出部43は、保持部46(図2では図示しない)によって支持されて、ウォーターバック部11をX方向から挟むように対向配置される。これにより、X線発生部42から曝射されたX線はウォーターバック部11を介して被検体に曝射され、被検体を透過したX線はX線検出部43にて検出される。図2に示す例では、X線発生部42とX線検出部43を、X方向に平行な方向に配置したが、保持部46(Cアーム)の角度を変えることで、X線発生部42とX線検出部43を、X方向に対して斜めの方向に配置しても良い。

【0051】

被検体(ウォーターバック部11)を透過したX線は、X線検出部43で検出される。

50

X線画像データ生成部44は、X線検出部43からの出力に基づいてX線画像データを生成する。X線検出部43は、例えば、X線検出器を2次的に配列したX線平面検出器、又はX線I・I・(イメージ・インテンシファイア)が用いられる。

【0052】

例えば、X線I・I・を用いた方式では、X線検出部43とX線画像データ生成部44は、X線I・I・と、X線テレビカメラと、A/D変換部とを備えて構成される。そして、X線I・I・は、被検体を透過したX線を可視光に変換して投影データを形成する。X線テレビカメラは、CCD撮像素子を用いて投影データを電気信号に変換し、A/D変換部は、X線テレビカメラから出力された電気信号をデジタル信号に変換する。これにより、被検体のX線画像データが生成される。

10

【0053】

第3の位置検出部45は、X線画像データ生成部44からX線画像データを受けて、そのX線画像データに基づいてカテーテル又はガイドワイヤーの先端の位置を検出する。例えば、第3の位置検出部45は、輝度値に基づいてカテーテル又はガイドワイヤーの輪郭を検出し、その輪郭の端部を先端部として検出する。そして、第3の位置検出部45は、X線画像データの座標系におけるカテーテル又はガイドワイヤーの先端の座標情報を、超音波撮影支援装置2の情報処理部24に出力する。

【0054】

情報処理部24は、第3の位置検出部45からカテーテル又はガイドワイヤーの先端の座標情報を受けると、保持部21の移動先の座標(X-Y面内における座標)を求める。

20

【0055】

例えば、保持部46(Cアーム)の角度を制御することで、X線発生部42とX線検出部43をX方向に平行な方向に配置し、その状態でX線発生部42からX線を曝射する。これにより、X線画像データ生成部44は、Y-Z面に平行なX線画像データを生成する。第3の位置検出部45はそのX線画像データに基づいて、被検体内に挿入されたカテーテル又はガイドワイヤーの先端の位置を検出する。すなわち、X線画像データは、Y-Z面に沿った断面に平行であるため、第3の位置検出部45は、そのX線画像データに基づいて、Y-Z面内におけるカテーテル又はガイドワイヤーの先端の位置(Y座標、Z座標)を特定する。第3の位置検出部45は、Y-Z面内におけるカテーテル又はガイドワイヤーの座標情報を情報処理部24に出力する。情報処理部24は、第3の位置検出部45から出力されたY座標を保持部21の移動先として、駆動制御部23に出力する。

30

【0056】

駆動制御部23は、情報処理部24から座標情報(Y座標の値)を受けると、その座標情報に従って駆動部22のモータを制御することで、第2の支柱16をY1方向に移動させる。これにより、駆動部22は、X-Y面内において、情報処理部24から出力された座標の位置に保持部21を移動させる。この場合、保持部21をY方向のみに移動させることになるが、この移動だけでも、保持部21に保持された超音波プローブ31を、カテーテル又はガイドワイヤーの先端に追従させることが可能となる。

【0057】

また、保持部46(Cアーム)の角度を制御することで、X線発生部42とX線検出部43をX方向に対して傾斜した方向に配置し、その状態でX線発生部42からX線を曝射しても良い。X線画像データ生成部44は、Y-Z面に対して傾斜したX線画像データに生成し、第3の位置検出部45は、そのX線画像データに基づいてY-Z面内におけるカテーテル又はガイドワイヤーの先端の位置(Y座標とZ座標)を特定しても良い。

40

【0058】

なお、X線画像データ生成部44と第3の位置検出部45は、CPU、ROM、RAMなどの記憶装置を備えて構成されている。記憶装置には、X線画像データ生成プログラムと第3の位置検出プログラムが記憶されている。CPUが各プログラムを実行することで、X線画像データ生成部44の機能と第3の位置検出部45の機能を実行する。つまり、CPUがX線画像データ生成プログラムを実行することで、X線画像データを生成する。

50

また、CPUが第3の位置検出プログラムを実行することで、X線画像データに基づいて、カテテル又はガイドワイヤーの先端の位置を検出する。

【0059】

ユーザインターフェース5(UI)は、表示処理部51と表示部52を備えて構成されている。表示処理部51は、超音波画像データ生成部33から断層像データなどの超音波画像データを受けて、その超音波画像データに基づく超音波画像を表示部52に表示させる。また、表示処理部51は、X線画像データ生成部44からX線画像データを受けて、そのX線画像データに基づくX線画像を表示部52に表示させる。さらに、表示処理部51は、超音波画像データに基づく超音波画像と、X線画像データに基づくX線画像とを重ねて表示部52に表示させても良い。

10

【0060】

表示部52はCRTや液晶ディスプレイなどのモニタで構成されている。また、ユーザインターフェース5は、図示しない操作部を備えている。操作部はキーボード、マウス、又はトラックボールなどで構成されており、超音波診断装置3やX線診断装置4の撮影条件などの各種指示や設定が行われる。

【0061】

表示処理部51は、CPU、ROM、RAMなどの記憶装置を備えて構成されている。記憶装置には、表示処理プログラムが記憶されている。CPUが表示処理プログラムを実行することで、超音波画像データに基づく超音波画像、又はX線画像データに基づくX線画像を表示部52に表示させ、さらに、超音波画像とX線画像とを重ねて表示部52に表示させる。

20

【0062】

また、医用画像診断装置1は、超音波撮影支援装置2、超音波診断装置3、X線診断装置4、及びユーザインターフェース5の動作を制御する主制御部(図示しない)を備えている。

【0063】

なお、この実施形態においては、第1の位置検出部25、第2の位置検出部34、及び第3の位置検出部45のうち、いずれかの位置検出部によってカテテル又はガイドワイヤーの先端の位置を検出すれば良い。すなわち、第1の位置検出部25のみによって先端の位置を検出しても良いし、第2の位置検出部34のみによって先端の位置を検出しても良いし、第3の位置検出部45のみによって先端の位置を検出しても良い。

30

【0064】

また、複数の位置検出器によってそれぞれ先端の位置を検出しても良い。例えば、第2の位置検出部34がボリュームデータに基づいて先端の位置を特定し、さらに、第3の位置検出部45がX線画像データに基づいて先端の位置を特定しても良い。カテテル又はガイドワイヤーは、被検体(足又は腕)内において、X線に対する感度が低くなったり、超音波に対する感度が低くなったりする場合がある。X線に対する感度が低くなると、X線画像データによってカテテル又はガイドワイヤーの検出が困難になるため、この場合は、第2の位置検出部34がボリュームデータに基づいて先端の位置を特定する。一方、超音波に対する感度が低くなると、超音波画像データによってカテテル又はガイドワイヤーの検出が困難になるため、この場合は、第3の位置検出部45がX線画像データに基づいて先端の位置を特定する。

40

【0065】

例えば、第1の位置検出部25、第2の位置検出部34、及び第3の位置検出部45による位置検出処理を切り替えるための切り替えスイッチを操作部(図示しない)に設けても良い。術者が、その切り替えスイッチを押下すると、その押下に応じた信号が医用画像診断装置1の主制御部(図示しない)に出力される。主制御部は、その押下に応じた信号を受けると、第1の位置検出部25、第2の位置検出部34、及び第3の位置検出部45による位置検出処理を切り替える。

【0066】

50

(動作)

次に、この発明の実施形態に係る医用画像診断装置1の動作について説明する。この実施形態では、超音波プローブ31に2次元アレイプローブを用いてボリュームスキャンを行なう場合について説明する。

【0067】

(第1の動作態様)

まず、第1の動作態様について説明する。第1の動作態様では、カテーテル又はガイドワイヤーの先端に磁性体を設置し、超音波撮影支援装置2に設置された第1の位置検出部25によってカテーテル又はガイドワイヤーの先端を検知する。

【0068】

ウォーターバック部11の溝部11bに被検体の足又は腕を挿入し、ウォーターバック部11を被検体の足又は腕に密着させる。この状態で、超音波診断装置3とX線診断装置4とによって撮影を行う。

【0069】

駆動制御部23による駆動部22のモータの制御の下、保持部21を初期設定の位置に移動させる。そして、超音波プローブ31の送受信面をウォーターバック11に接して、超音波プローブ31から超音波を送信する。超音波プローブ31から送信された超音波は、ウォーターバック部11を介して被検体(足又は腕)に照射される。そして、被検体から反射された超音波を超音波プローブ31によって受信する。このようにして、超音波プローブ31と送受信部32とによってボリュームスキャンを行なう。超音波プローブ31によって受信された反射波は送受信部32にて受信処理が施され、超音波画像データ生成部33に出力される。超音波画像データ生成部33はボリュームスキャンによって得られたボリュームデータに基づいて、操作者によって指定された断面の断層像データを生成する。例えば、超音波画像データ生成部33は、Y-Z面に平行な断面の断層像データを生成する。超音波画像データ生成部33は、その断層像データをユーザインターフェース5の表示処理部51に出力する。

【0070】

さらに、保持部46(Cアーム)を所定角度に設定し、X線発生部42からX線を曝射する。例えば、保持部46の角度を制御することで、X線発生部42とX線検出部43とをX方向に平行な方向に配置する。このように、X方向に平行な方向にX線発生部42とX線検出部43を配置して、X方向にX線を被検体に曝射し、また、超音波プローブ31によってX方向に直交するZ方向に超音波を送信することで、X線と超音波とを互いに直交する方向から被検体に照射する。この状態で、X線発生部42からX線を曝射する。X線発生部42から曝射されたX線は、ウォーターバック部11を介して被検体(足又は腕)に曝射され、さらに被検体を透過してX線検出部43に検出される。X線検出部43は、検出した信号をX線画像データ生成部44に出力する。X線画像データ生成部44は、検出された信号に基づいてX線画像データを生成する。X線発生部42とX線検出部43は、X方向に平行に配置されているため、X線画像データ生成部44によって生成されたX線画像データは、Y-Z面に平行な面の画像となる。X線画像データ生成部44は、そのX線画像データをユーザインターフェース5の表示処理部51に出力する。

【0071】

表示処理部51は超音波画像データ生成部33から断層像データを受け、さらに、X線画像データ生成部44からX線画像データを受けると、断層像データに基づく断層像とX線画像データに基づくX線画像とを重ねて表示部52に表示させる。

【0072】

このように、超音波診断装置3とX線診断装置4とによって撮影を行いながら、ガイドワイヤーとカテーテルを被検体内(足又は腕)に挿入する。例えば、足の血管狭窄部位を治療する場合、被検体の足を撮影しながら、足の血管内にガイドワイヤーとカテーテルを挿入する。第1の動作態様においては、ガイドワイヤー又はカテーテルの先端に磁性体を設置する。ガイドワイヤーとカテーテルが被検体内に挿入された状態で撮影を行って取得

10

20

30

40

50

された画像を図6に示す。図6は、断層像とX線画像とが重ねられた画像を示す図である。

【0073】

図6に示すように、表示処理部51は、超音波の送受信によって得られた断層像100と、X線の曝射によって得られたX線画像101とを重ねて表示部52に表示させる。断層像100とX線画像101は、Y-Z面に沿った画像である。この重ねられた画像には、血管狭窄部位102が表されており、被検体(足又は腕)に挿入されたガイドワイヤー103が表されている。この実施形態では、断層像100とX線画像101は、同じ平面に沿った画像であるが、それぞれ異なる角度の面に沿った画像であっても良い。異なる角度の面に沿った断層像とX線画像とを参照しても、術者はカテーテルとガイドワイヤーの位置を確認することができるからである。

10

【0074】

なお、X線と超音波をそれぞれ異なる方向から被検体に照射する。例えば、この第1の動作態様のように、X方向に平行な方向にX線発生部42とX線検出部43を配置して、X方向にX線を被検体に曝射し、また、超音波プローブ31によってX方向に直交するZ方向に超音波を送信することで、X線と超音波とを互いに直交する方向から被検体に照射する。このように、X線と超音波とをそれぞれ異なる方向から被検体に照射することで、X線画像に超音波プローブ31が写ることなく、X線画像と超音波画像を取得することが可能となる。

【0075】

そして、磁気センサーを備えた第1の位置検出部25が磁場を検出することで、3次元空間(XYZ座標系)におけるガイドワイヤー又はカテーテルの先端の位置(X座標、Y座標、Z座標)を検出する。第1の位置検出部25は、3次元空間におけるカテーテル又はガイドワイヤーの先端の座標情報(X座標、Y座標、Z座標)を情報処理部24に出力する。

20

【0076】

情報処理部24は、第1の位置検出部25からカテーテル又はガイドワイヤーの座標情報を受けると、保持部21の移動先の座標(X-Y面内における座標)を求め、その座標情報(X座標、Y座標)を駆動制御部23に出力する。駆動制御部23は、その座標情報(X座標、Y座標)に従って駆動部22のモータを制御することで、第1の支柱15と第2の支柱16をそれぞれ移動させて、保持部21を移動させる。これにより、駆動部22は、X-Y面内において、情報処理部24から出力された座標の位置に保持部21を移動させる。

30

【0077】

そして、術者は、図6に示すように、表示部52に表示された断層像100とX線画像101を参照することで、断層像100とX線画像101に表された血管狭窄部位102とガイドワイヤー103の位置を確認しながら、手技を進めてガイドワイヤーとカテーテルを血管内に挿入していく。

【0078】

手技を進めることで、ガイドワイヤーとカテーテルの位置が変わる。第1の位置検出部25は、ガイドワイヤー又はカテーテルの先端の位置を検出し続け、情報処理部24は保持部21の移動先の座標を求め、駆動部22はその移動先の座標に保持部21を移動させる。これにより、超音波プローブ31を、カテーテル又はガイドワイヤーの先端に追従させることが可能となる。そのため、超音波の送受信によって生成された断層像データには、カテーテル又はガイドワイヤーの先端の画像が含まれることになる。

40

【0079】

以上のように、保持部21によって超音波プローブ31を保持し、磁気センサーによってカテーテル又はガイドワイヤーの先端の位置を検出し、その検出結果に基づいて保持部を移動させることで、術者が超音波プローブを保持して、断層像やX線画像を参照しながら超音波プローブ31を移動させる必要がない。これにより、X線による術者の被曝を回

50

避して、カテーテル又はガイドワイヤーが表された断層像を取得することが可能となる。

【0080】

(第2の動作態様)

次に、第2の動作態様について説明する。第2の動作態様では、ポリウムデータに基づいてカテーテル又はガイドワイヤーの先端を検知する。

【0081】

第1の動作態様と同様に、ウォーターバック部11の溝部11bに被検体の足又は腕を挿入し、ウォーターバック部11を被検体の足又は腕に密着させる。そして、第1の動作態様と同様に、超音波診断装置3とX線診断装置4とによって撮影を行いながら、ガイドワイヤーとカテーテルを被検体内(足又は腕)に挿入する。

10

【0082】

駆動制御部23による駆動部22のモータの制御の下、保持部21を初期設定の位置に移動させる。そして、超音波プローブ31の送受信面をウォーターバック部11に接して、超音波プローブ31と送受信部32とによってポリウムスキャンを行なう。そして、超音波画像データ生成部33は、そのポリウムデータによって取得されたポリウムデータに基づいて、操作者によって指定された断面の断層像データを生成する。例えば、超音波画像データ生成部33は、Y-Z面に平行な断面の断層像データを生成する。超音波画像データ生成部33は、ポリウムデータを第2の位置検出部34に出力し、断層像データを表示処理部51に出力する。

20

【0083】

さらに、保持部46(Cアーム)を所定角度に設定し、X線発生部42からX線を曝射する。例えば、保持部46の角度を制御することで、X線発生部42とX線検出部43とをX方向に平行な方向に配置する。このように、X方向に平行な方向にX線発生部42とX線検出部43を配置して、X方向にX線を被検体に曝射し、また、超音波プローブ31によってX方向に直交するZ方向に超音波を送信することで、X線と超音波とを互いに直交する方向から被検体に照射する。X線発生部42から曝射されたX線は、ウォーターバック部11を介して被検体(足又は腕)に曝射され、さらに被検体を透過してX線検出部43にて検出される。X線画像データ生成部44は、X線検出部43が検出した信号に基づいてX線画像データを生成する。X線発生部42とX線検出部43は、X方向に平行に配置されているため、X線画像データ生成部44によって生成されたX線画像データは、Y-Z面に平行な面の画像となる。X線画像データ生成部44は、そのX線画像データを表示処理部51に出力する。

30

【0084】

表示処理部51は超音波画像データ生成部33から断層像データを受け、さらに、X線画像データ生成部44からX線画像データを受けると、断層像データに基づく断層像とX線画像データに基づくX線画像とを重ねて表示部52に表示させる。例えば図6に示すように、画像処理部51は、断層像100にX線画像101を重ねて表示部52に表示させる。

【0085】

このように、超音波診断装置3とX線診断装置4とによって撮影を行いながら、ガイドワイヤーとカテーテルを被検体内(足又は腕)に挿入する。そして、第2の位置検出部34は、超音波画像データ生成部33からポリウムデータを受けると、そのポリウムデータに基づいて、3次元空間(XYZ座標系)におけるカテーテル又はガイドワイヤーの先端の位置(X座標、Y座標、Z座標)を特定し、3次元空間における先端の座標情報(X座標、Y座標、Z座標)を情報処理部24に出力する。

40

【0086】

情報処理部24は、第2の位置検出部34からカテーテル又はガイドワイヤーの座標情報を受けると、保持部21の移動先の座標(X-Y平面内における座標)を求め、その座標情報(X座標、Y座標)を駆動制御部23に出力する。駆動制御部23は、その座標情報(X座標、Y座標)に従って駆動部22のモータを制御することで、第1の支柱15と

50

第2の支柱16をそれぞれ移動させて、保持部21を移動させる。これにより、駆動部22は、X-Y面内において、情報処理部24から出力された座標の位置に保持部21を移動させる。

【0087】

そして、術者は、表示部52に表示された断層像100とX線画像101を参照することで、断層像100とX線画像101に表された血管狭窄部位102とガイドワイヤー103の位置を確認しながら、手技を進めてガイドワイヤーとカテーテルを血管内に挿入していく。

【0088】

手技を進めることで、ガイドワイヤーとカテーテルの位置が変わる。第2の位置検出部34は、ボリュームデータに基づいてガイドワイヤー又はカテーテルの先端の位置を検出し続け、情報処理部24は保持部21の移動先の座標を求め、駆動部22はその移動先の座標に保持部21を移動させる。これにより、超音波プローブ31を、カテーテル又はガイドワイヤーの先端に追従させることが可能となる。そのため、超音波の送受信によって生成された断層像データには、カテーテル又はガイドワイヤーの先端の画像が含まれることになる。

10

【0089】

以上のように、保持部21によって超音波プローブ31を保持し、ボリュームデータによってカテーテル又はガイドワイヤーの先端の位置を検出し、その検出結果に基づいて保持部を移動させることで、術者が超音波プローブを保持して、断層像やX線画像を参照しながら超音波プローブ31を移動させる必要がない。これにより、X線による術者の被曝を回避して、カテーテル又はガイドワイヤーが表された断層像を取得することが可能となる。

20

【0090】

(第3の動作態様)

次に、第3の動作態様について説明する。第3の動作態様では、X線画像データに基づいてカテーテル又はガイドワイヤーの先端を検知する。

【0091】

第1の動作態様と同様に、ウォーターバック部11の溝部11bに被検体の足又は腕を挿入し、ウォーターバック部11を被検体の足又は腕に密着させる。この状態で、第1の動作態様と同様に、超音波診断装置3とX線診断装置4とによって撮影を行いながら、ガイドワイヤーとカテーテルを被検体内(足又は腕)に挿入する。

30

【0092】

駆動制御部23による駆動部22のモータの制御の下、保持部21を初期設定の位置に移動させる。そして、超音波プローブ31の送受信面をウォーターバック部11に接して、超音波プローブ31と送受信部32とによってボリュームスキャンを行なう。そして、超音波画像データ生成部33は、そのボリュームデータによって取得されたボリュームデータに基づいて、操作者によって指定された断面の断層像データを生成する。例えば、超音波画像データ生成部33は、Y-Z面に平行な断面の断層像データを生成する。超音波画像データ生成部33は、断層像データを表示処理部51に出力する。

40

【0093】

さらに、保持部46(Cアーム)を所定角度に設定し、X線発生部42からX線を曝射する。例えば、保持部46の角度を制御することで、X線発生部42とX線検出部43とをX方向に平行な方向に配置する。このように、X方向に平行な方向にX線発生部42とX線検出部43を配置して、X方向にX線を被検体に曝射し、また、超音波プローブ31によってX方向に直交するZ方向に超音波を送信することで、X線と超音波とを互いに直交する方向から被検体に照射する。X線発生部42から曝射されたX線は、ウォーターバック部11を介して被検体(足又は腕)に曝射され、さらに被検体を透過してX線検出部43にて検出される。X線画像データ生成部44は、X線検出部43が検出した信号に基づいてX線画像データを生成する。X線発生部42とX線検出部43は、X方向に平行に

50

配置されているため、X線画像データ生成部44によって生成されたX線画像データは、Y-Z面に平行な面の画像となる。X線画像データ生成部44は、そのX線画像データを第3の位置検出部45と表示処理部51に出力する。

【0094】

表示処理部51は、超音波画像データ生成部33から断層像データを受け、さらに、X線画像データ生成部44からX線画像データを受けると、断層像データに基づく断層像とX線画像データに基づくX線画像とを重ねて表示部52に表示させる。例えば図6に示すように、画像処理部51は、断層像100にX線画像101を重ねて表示部52に表示させる。

【0095】

このように、超音波診断装置3とX線診断装置4とによって撮影を行いながら、ガイドワイヤーとカテーテルを被検体内（足又は腕）に挿入する。そして、第3の位置検出部45は、X線画像データ生成部44からX線画像データを受けると、そのX線画像データに基づいて、Y-X面内におけるカテーテル又はガイドワイヤーの先端の位置（Y座標、Z座標）を特定し、Y-Z面内における先端の座標情報（Y座標、Z座標）を情報処理部24に出力する。

【0096】

情報処理部24は、第3の位置検出部45からカテーテル又はガイドワイヤーの座標情報を受けると、保持部21の移動先の座標（X-Y平面内における座標）を求め、その座標情報（Y座標）を駆動制御部23に出力する。駆動制御部23は、その座標情報（Y座標）に従って駆動部22のモータを制御することで、第2の支柱16を移動させて、保持部21を移動させる。

【0097】

そして、術者は、表示部52に表示された断層像100とX線画像101を参照することで、断層像100とX線画像101に表された血管狭窄部位102とガイドワイヤー103の位置を確認しながら、手技を進めてガイドワイヤーとカテーテルを血管内に挿入していく。

【0098】

手技を進めることで、ガイドワイヤーとカテーテルの位置が変わる。第3の位置検出部45は、X線画像データに基づいてガイドワイヤー又はカテーテルの先端の位置を検出し続け、情報処理部24は保持部21の移動先の座標を求め、駆動部22はその移動先の座標に保持部21を移動させる。これにより、超音波プローブ31を、カテーテル又はガイドワイヤーの先端に追従させることが可能となる。そのため、超音波の送受信によって生成された断層像データには、カテーテル又はガイドワイヤーの先端の画像が含まれることになる。

【0099】

以上のように、保持部21によって超音波プローブ31を保持し、X線画像データによってカテーテル又はガイドワイヤーの先端の位置を検出し、その検出結果に基づいて保持部を移動させることで、術者が超音波プローブを保持して、断層像やX線画像を参照しながら超音波プローブ31を移動させる必要がない。これにより、X線による術者の被曝を回避して、カテーテル又はガイドワイヤーが表された断層像を取得することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0100】

【図1】この発明の実施形態に係る医用画像診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】この発明の実施形態に係る医用画像診断装置に用いられる超音波撮影支援装置の構成を示す斜視図である。

【図3】この発明の実施形態に係る保持部の構成を示す平面図である。

【図4】この発明の実施形態に係る超音波撮影支援装置に超音波プローブを装着した状態を示す斜視図である。

10

20

30

40

50

【図5】この発明の実施形態に係る第1のガイドレール部の断面構造を示す断面図であり、図2のV-V断面図である。

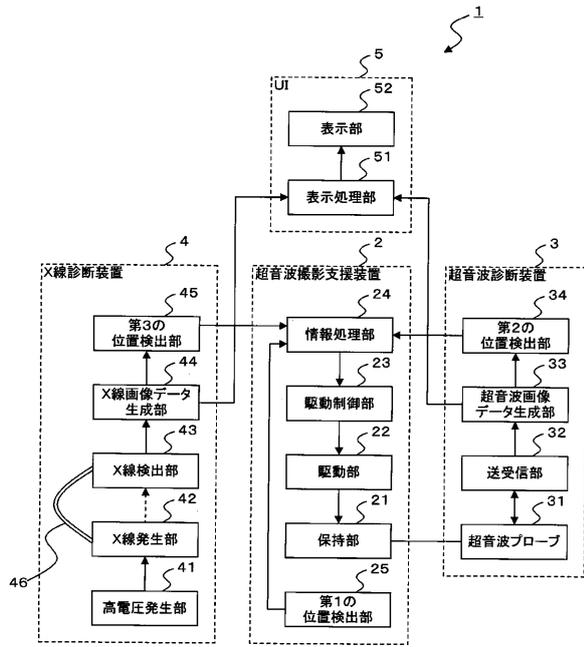
【図6】断層像とX線画像とが重ねられた画像を示す図である。

【符号の説明】

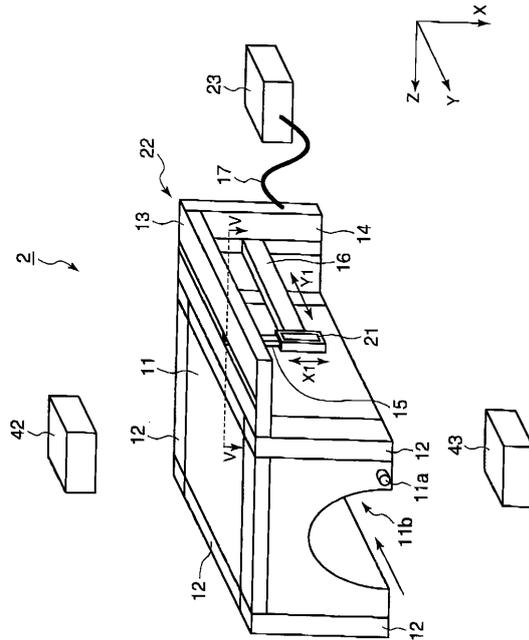
【0101】

- | | | |
|-----|------------------|----|
| 1 | 医用画像診断装置 | |
| 2 | 超音波撮影支援装置 | |
| 3 | 超音波診断装置 | |
| 4 | X線診断装置 | |
| 5 | ユーザインターフェース(U I) | 10 |
| 11 | ウォーターバック部 | |
| 11a | 栓 | |
| 11b | 溝部 | |
| 12 | フレーム部 | |
| 13 | 第1のガイドレール部 | |
| 14 | 第2のガイドレール部 | |
| 15 | 第1の支柱 | |
| 16 | 第2の支柱 | |
| 17 | ケーブル | |
| 21 | 保持部 | 20 |
| 22 | 駆動部 | |
| 23 | 駆動制御部 | |
| 24 | 情報処理部 | |
| 25 | 第1の位置検出部 | |
| 31 | 超音波プローブ | |
| 32 | 送受信部 | |
| 33 | 超音波画像データ生成部 | |
| 34 | 第2の位置検出部 | |
| 41 | 高電圧発生部 | |
| 42 | X線発生部 | 30 |
| 43 | X線検出部 | |
| 44 | X線画像データ生成部 | |
| 45 | 第3の位置検出部 | |
| 51 | 表示処理部 | |
| 52 | 表示部 | |

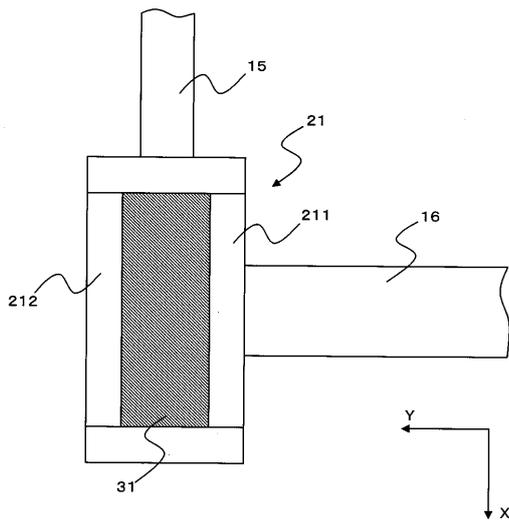
【 図 1 】



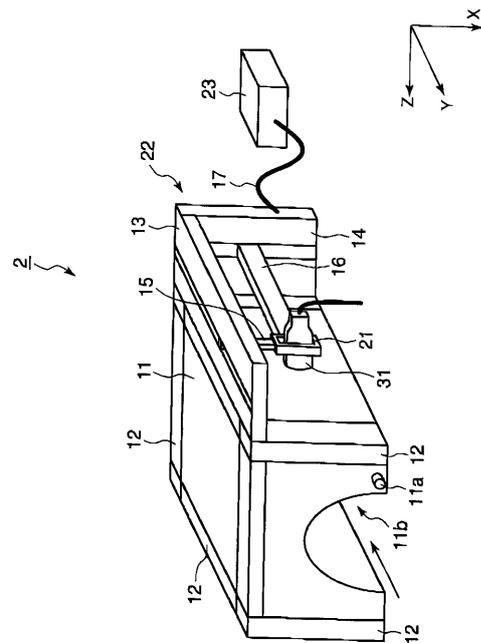
【 図 2 】



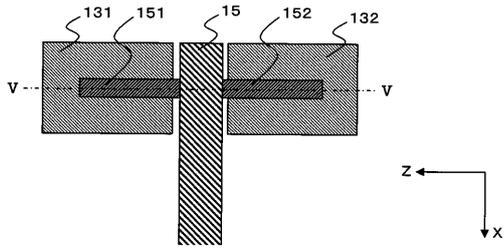
【 図 3 】



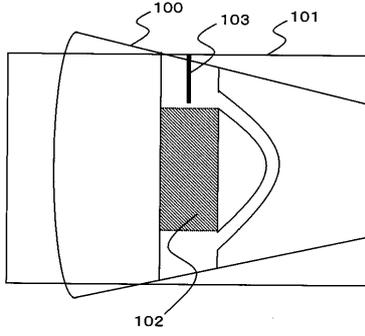
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

(72)発明者 西野 正敏

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 藤井 友和

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 小笠原 洋一

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 中野 研史

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

Fターム(参考) 4C093 AA02 CA34 DA10 EA02 EC16 ED30 EE30

4C601 EE16 GC02 GC11