

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5829299号
(P5829299)

(45) 発行日 平成27年12月9日 (2015. 12. 9)

(24) 登録日 平成27年10月30日 (2015. 10. 30)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006. 01) A 6 1 B 8/00 Z DM
A 6 1 B 6/00 (2006. 01) A 6 1 B 6/00 3 0 0 Y

請求項の数 15 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2014-62177 (P2014-62177)
(22) 出願日 平成26年3月25日 (2014. 3. 25)
(65) 公開番号 特開2015-85170 (P2015-85170A)
(43) 公開日 平成27年5月7日 (2015. 5. 7)
審査請求日 平成26年11月26日 (2014. 11. 26)
(31) 優先権主張番号 特願2013-200121 (P2013-200121)
(32) 優先日 平成25年9月26日 (2013. 9. 26)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100080159
弁理士 渡辺 望穂
(74) 代理人 100090217
弁理士 三和 晴子
(74) 代理人 100152984
弁理士 伊東 秀明
(74) 代理人 100148080
弁理士 三橋 史生
(72) 発明者 和田 隆垂
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 複合型診断装置、複合診断システム、超音波診断装置、X線診断装置および複合型診断画像生成方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に向けて超音波ビームを送受信する超音波プローブと、
前記超音波プローブから出力される受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成部と、

角度自在に配置され、前記被検体に向けて放射線を照射する放射線源と、
前記被検体を挟んで前記放射線源の反対側に角度自在に配置され、前記放射線源から照射された放射線を検出する平面状の検出面を有し、前記検出面で検出される放射線の線量に応じた放射線画像を形成する放射線画像形成部と、

前記超音波プローブに設けられた第1の角度センサと、
前記放射線源に設けられた第2の角度センサと、
前記放射線画像形成部に設けられた第3の角度センサと、
前記第1の角度センサから得られる角度情報に基づいて、前記超音波プローブから送信される前記超音波ビームの送信方向を算出すると共に、算出された前記超音波ビームの送信方向に対して、前記放射線源から照射される放射線の照射方向がほぼ平行となる前記放射線源の線源最適角度と、前記放射線画像形成部の前記検出面の法線がほぼ平行となる前記放射線画像形成部の検出最適角度をそれぞれ算出する最適値算出部と

を備え、

前記第2の角度センサから得られる角度情報に基づいて前記放射線源の角度を前記線源最適角度に調節して放射線を照射し、前記第3の角度センサから得られる角度情報に基づ

いて前記放射線画像形成部の前記検出面の角度を前記検出最適角度に調節して前記放射線源からの放射線を検出する複合型診断装置。

【請求項 2】

前記超音波画像生成部が前記超音波ビームの走査面に沿う方向の前記超音波画像を生成すると共に、前記放射線画像形成部が前記超音波ビームの前記走査面に直交する方向の前記放射線画像を生成する請求項 1 に記載の複合型診断装置。

【請求項 3】

前記放射線源は、前記超音波画像における関心領域に絞って前記放射線を照射する請求項 2 に記載の複合型診断装置。

【請求項 4】

前記超音波画像生成部が前記超音波ビームの前記走査面に直交する方向の前記超音波画像を生成すると共に、前記放射線画像形成部が前記超音波ビームの前記走査面に直交する方向の前記放射線画像を生成し、

前記超音波画像は、前記走査面を順次ずらしながら前記超音波プローブから前記超音波ビームを送受信して得られた複数の超音波画像に基づいて生成される請求項 1 に記載の複合型診断装置。

【請求項 5】

前記線源最適角度に基づいて前記放射線源の角度を調節する線源駆動制御部、および、前記検出最適角度に基づいて前記放射線画像形成部の角度を調節する検出面駆動制御部のうち少なくとも 1 つをさらに有する請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の複合型診断装置。

【請求項 6】

前記線源最適角度および前記検出最適角度を表示する最適値表示部をさらに有する請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の複合型診断装置。

【請求項 7】

前記超音波プローブ、前記放射線源および前記放射線画像形成部にそれぞれ設けられた位置センサをさらに有し、

前記放射線源および放射線画像形成部は、位置移動自在に配置され、

前記最適値算出部は、前記位置センサから得られる位置情報に基づいて、前記超音波プローブから送信される前記超音波ビームの送信位置を算出すると共に、前記超音波ビームの前記送信方向に延びる送信軸に対して、前記放射線源の前記照射方向に延びる照射軸が重なる線源最適位置と、前記放射線画像形成部の前記検出面の法線が重なる検出最適位置とをそれぞれ算出する請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の複合型診断装置。

【請求項 8】

前記線源最適位置に基づいて前記放射線源の位置を調節する線源駆動制御部、および、前記検出最適位置に基づいて前記放射線画像形成部の位置を調節する検出面駆動制御部のうち少なくとも 1 つをさらに有する請求項 7 に記載の複合型診断装置。

【請求項 9】

前記線源最適位置および前記検出最適位置を表示する最適値表示部をさらに有する請求項 7 に記載の複合型診断装置。

【請求項 10】

前記超音波画像生成部で生成された前記超音波画像と、前記放射線画像形成部で形成された前記放射線画像とを同時に表示する画像表示部をさらに有する請求項 1 ~ 9 のいずれか一項に記載の複合型診断装置。

【請求項 11】

前記画像表示部は、前記超音波画像と前記放射線画像の縮尺を合わせて表示する請求項 10 に記載の複合型診断装置。

【請求項 12】

超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームを送受信し、

前記超音波プローブから出力される受信信号に基づいて、超音波画像生成部で超音波画

10

20

30

40

50

像を生成し、

前記超音波プローブに設けられた第１の角度センサから得られる角度情報に基づいて、最適値算出部が、前記超音波プローブから送信される前記超音波ビームの送信方向を算出すると共に、算出された前記超音波ビームの送信方向に対して、前記放射線源から照射される放射線の照射方向がほぼ平行となる前記放射線源の線源最適角度と、前記放射線画像形成部の検出面の法線がほぼ平行となる前記放射線画像形成部の検出最適角度をそれぞれ算出し、

前記放射線源に設けられた第２の角度センサから得られる角度情報に基づいて、前記放射線源の角度を前記線源最適角度に調節して放射線を照射し、

前記放射線画像形成部に設けられた第３の角度センサから得られる角度情報に基づいて、前記被検体を挟んで前記放射線源の反対側に配置された前記放射線画像形成部の検出面の角度を前記検出最適角度に調節して前記放射線源からの放射線を検出し、

前記放射線画像形成部が前記検出面で検出された放射線の線量に応じた放射線画像を形成する複合型診断画像生成方法。

【請求項１３】

被検体に向けて超音波ビームを送受信する超音波プローブと前記超音波プローブから出力される受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成部とを有する超音波診断装置と、角度自在に配置されて前記被検体に向けて放射線を照射する放射線源と前記被検体を挟んで前記放射線源の反対側に角度自在に配置されて前記放射線源から照射された放射線を検出する平面状の検出面を有し前記検出面で検出される放射線の線量に応じた放射線画像を形成する放射線画像形成部とを有する放射線診断装置とを複合させる複合診断システムであって、

前記超音波プローブに取り付けるための第１の角度センサと、

前記放射線源に取り付けるための第２の角度センサと、

前記放射線画像形成部に取り付けるための第３の角度センサと、

前記第１の角度センサから得られる角度情報に基づいて、前記超音波プローブから送信される前記超音波ビームの送信方向を算出すると共に、算出された前記超音波ビームの送信方向に対して、前記放射線源から照射される放射線の照射方向がほぼ平行となる前記放射線源の線源最適角度と、前記放射線画像形成部の前記検出面の法線がほぼ平行となる前記放射線画像形成部の検出最適角度をそれぞれ算出する最適値算出部と

を備え、

前記第２の角度センサから得られる角度情報に基づいて前記放射線源の角度を前記線源最適角度に調節して放射線を照射し、前記第３の角度センサから得られる角度情報に基づいて前記放射線画像形成部の前記検出面の角度を前記検出最適角度に調節して前記放射線源からの放射線を検出するための複合診断システム。

【請求項１４】

角度自在に配置されて前記被検体に向けて放射線を照射する放射線源と、前記被検体を挟んで前記放射線源の反対側に角度自在に配置されて前記放射線源から照射された放射線を検出する平面状の検出面を有し前記検出面で検出される放射線の線量に応じた放射線画像を形成する放射線画像形成部と、前記放射線源に設けられる第１の角度センサと、前記放射線画像形成部に設けられる第２の角度センサとを有する放射線診断装置と複合して動作する超音波診断装置であって、

被検体に向けて超音波ビームを送受信する超音波プローブと、

前記超音波プローブから出力される受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成部と、

前記超音波プローブに設けられる第３の角度センサと、

前記第３の角度センサから得られる角度情報に基づいて、前記超音波プローブから送信される前記超音波ビームの送信方向を算出すると共に、算出された前記超音波ビームの送信方向に対して、前記放射線源から照射される放射線の照射方向がほぼ平行となる前記放射線源の線源最適角度と、前記放射線画像形成部の前記検出面の法線がほぼ平行となる前

10

20

30

40

50

記放射線画像形成部の検出最適角度をそれぞれ算出する最適値算出部と、

前記最適値算出部で算出された前記線源最適角度と前記検出最適角度を前記放射線診断装置に送信する送信部と

を備え、

前記第 1 の角度センサから得られる角度情報に基づいて前記放射線源の角度を前記線源最適角度に調節して放射線を照射し、前記第 2 の角度センサから得られる角度情報に基づいて前記放射線画像形成部の検出面の角度を前記検出最適角度に調節して前記放射線源からの放射線を検出するための超音波診断装置。

【請求項 15】

被検体に向けて超音波ビームを送受信する超音波プローブと、前記超音波プローブから出力される受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成部と、前記超音波プローブに設けられる第 1 の角度センサとを有する超音波診断装置と複合して動作する放射線診断装置であって、

角度自在に配置され、前記被検体に向けて放射線を照射する放射線源と、

前記被検体を挟んで前記放射線源の反対側に角度自在に配置され、前記放射線源から照射された放射線を検出する平面状の検出面を有し、前記検出面で検出される放射線の線量に応じた放射線画像を形成する放射線画像形成部と、

前記放射線源に設けられる第 2 の角度センサと、

前記放射線画像検出部に設けられる第 3 の角度センサと、

前記超音波診断装置に接続されて前記第 1 の角度センサの角度情報を受信する受信部と

、

前記受信部で受信された前記第 1 の角度センサの角度情報に基づいて、前記超音波プローブから送信される前記超音波ビームの送信方向を算出すると共に、算出された前記超音波ビームの送信方向に対して、前記放射線源から照射される放射線の照射方向がほぼ平行となる前記放射線源の線源最適角度と、前記放射線画像形成部の前記検出面の法線がほぼ平行となる前記放射線画像形成部の検出最適角度をそれぞれ算出するための最適値算出部と

を備え、

前記第 2 の角度センサから得られる角度情報に基づいて前記放射線源の角度を前記線源最適角度に調節して放射線を照射し、前記第 3 の角度センサから得られる角度情報に基づいて前記放射線画像形成部の前記検出面の角度を前記検出最適角度に調節して前記放射線源からの放射線を検出する放射線診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、複合型診断装置、複合診断システム、超音波診断装置、X線診断装置および複合型診断画像生成方法に係り、特に、超音波画像を利用した超音波診断と放射線画像を利用した放射線診断とを複合した複合型診断装置、複合診断システム、超音波診断装置、X線診断装置および複合型診断画像生成方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置と、X線などの放射線画像を利用した放射線診断装置とがそれぞれ実用化されている。

一般に、超音波診断装置は、振動子アレイを内蔵した超音波プローブと、この超音波プローブに接続された装置本体とを有しており、超音波プローブから被検体に向けて超音波を送信し、被検体からの超音波エコーを超音波プローブの各チャンネルで受信して、その受信信号を装置本体で電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

また、放射線診断装置は、被検体を挟むように放射線源と放射線画像形成部とが配置されており、放射線源から照射された放射線が被検体を介して放射線画像形成部で検出され、その検出された放射線の線量に応じた放射線画像が放射線画像形成部において形成され

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 0 3 】

近年、超音波診断装置と放射線診断装置を互いに複合させて生成される超音波画像と放射線画像が診断に利用されている。例えば、超音波画像と放射線画像からは互いに異なる情報を得ることができる。具体的には、超音波画像により被検体内の筋肉や軟骨などの軟部組織を明確化することができ、放射線画像により骨などの硬部組織を明確化することができる。このため、超音波診断装置と放射線診断装置を複合させて被検体内の同じ断面に対応する超音波画像と放射線画像を生成することにより、診断の正確性や効率化を図ることができる。

また、超音波画像を用いて被検体内に生じた病変部を探索し、この病変部に向かって放射線を照射することで病変部を含む放射線画像を得るように超音波診断装置と放射線診断装置を複合させることもできる。この時、超音波画像に対応する被検体内の断面に対して直行する断面のX線画像を生成することにより、病変部を確実に含むX線画像を得ることができる。

このように、診断に応じて被検体内の互いの断面の向きが正確に対応するように超音波画像とX線画像を生成することが求められている。

【 0 0 0 4 】

超音波画像と放射線画像の両者を利用した診断装置としては、被検体内の血管等に挿入されるカテーテルが知られている。例えば、特許文献1には、カテーテルを導くガイドワイヤを被検体内に挿入する際に、静止X線画像とリアルタイムの超音波画像を取得し、造影によって表された血管を表示するX線画像上に、超音波画像で検出されたガイドワイヤの移動を表示することが開示されている。このように、超音波画像とX線画像を用いてガイドワイヤの移動を追跡することでガイドワイヤをスムーズに血管内に挿入していくことができる。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 0 - 0 5 7 9 1 0 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

しかしながら、特許文献1で示されるガイドワイヤの移動を追跡する装置では、ガイドワイヤを被検体内に挿入する作業を効率化するために超音波画像とX線画像が用いられており、超音波画像とX線画像を正確に対応させるためのものではない。

ここで、被検体内の互いの断面の向きが正確に対応する超音波画像とX線画像を生成するためには、超音波プローブから送信される超音波ビームの送信方向と、放射線源から照射される放射線の照射方向とをほぼ平行にすることが求められる。しかしながら、超音波プローブは、被検体内の診断部位が明確に表示されるように、様々な方向に自在に移動させて使用されるものであり、超音波プローブの位置などから超音波ビームの送信方向を正確に認識することは困難である。このため、超音波ビームの送信方向と放射線の照射方向とを平行に調節することは難しく、生成された超音波画像と放射線画像を正確に対応させることができないといった問題があった。

【 0 0 0 7 】

この発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたもので、診断に応じて被検体内の互いの断面の向きが正確に対応するように超音波画像と放射線画像を生成することができる複合型診断装置および複合型診断画像生成方法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 】

【 0 0 0 8 】

この発明に係る複合型診断装置は、被検体に向けて超音波ビームを送受信する超音波プ

10

20

30

40

50

ロープと、

超音波プローブから出力される受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成部と、

角度自在に配置され、被検体に向けて放射線を照射する放射線源と、被検体を挟んで放射線源の反対側に角度自在に配置され、放射線源から照射された放射線を検出する平面状の検出面を有し、検出面で検出される放射線の線量に応じた放射線画像を形成する放射線画像形成部と、超音波プローブに設けられた第1の角度センサと、放射線源に設けられた第2の角度センサと、放射線画像形成部に設けられた第3の角度センサと、第1の角度センサから得られる角度情報に基づいて、超音波プローブから送信される超音波ビームの送信方向を算出すると共に、算出された超音波ビームの送信方向に対して、放射線源から照射される放射線の照射方向がほぼ平行となる放射線源の線源最適角度と、放射線画像形成部の検出面の法線がほぼ平行となる放射線画像形成部の検出最適角度をそれぞれ算出する最適値算出部とを備え、第2の角度センサから得られる角度情報に基づいて放射線源の角度を線源最適角度に調節して放射線を照射し、第3の角度センサから得られる角度情報に基づいて放射線画像形成部の検出面の角度を検出最適角度に調節して放射線源からの放射線を検出するものである。

10

【0009】

ここで、超音波画像生成部が超音波ビームの走査面に沿う方向の超音波画像を生成すると共に、放射線画像形成部が超音波ビームの走査面に直交する方向の放射線画像を生成することが好ましい。また、放射線源は、超音波画像における関心領域に絞って放射線を照射することが好ましい。

20

また、超音波画像生成部が超音波ビームの走査面に直交する方向の超音波画像を生成すると共に、放射線画像形成部が超音波ビームの走査面に直交する方向の放射線画像を生成し、超音波画像は、走査面を順次ずらしながら超音波プローブから超音波ビームを送受信して得られた複数の超音波画像に基づいて生成することが好ましい。

【0010】

また、線源最適角度に基づいて放射線源の角度を調節する線源駆動制御部、および、検出最適角度に基づいて放射線画像形成部の角度を調節する検出面駆動制御部のうち少なくとも1つをさらに有することができる。

【0011】

30

また、線源最適角度および検出最適角度を表示する最適値表示部をさらに有することができる。

【0012】

また、超音波プローブ、放射線源および放射線画像形成部にそれぞれ設けられた位置センサをさらに有し、放射線源および放射線画像形成部は、位置移動自在に配置され、最適値算出部は、位置センサから得られる位置情報に基づいて、超音波プローブから送信される超音波ビームの送信位置を算出すると共に、超音波ビームの送信方向に延びる送信軸に対して、放射線源の照射方向に延びる照射軸が重なる線源最適位置と、放射線画像形成部の検出面の法線が重なる検出最適位置とをそれぞれ算出することができる。

【0013】

40

また、線源最適位置に基づいて放射線源の位置を調節する線源駆動制御部、および、検出最適位置に基づいて放射線画像形成部の位置を調節する検出面駆動制御部のうち少なくとも1つをさらに有することができる。

【0014】

また、線源最適位置および検出最適位置を表示する最適値表示部をさらに有することもできる。

【0015】

また、超音波画像生成部で生成された超音波画像と、放射線画像形成部で形成された放射線画像とを同時に表示する画像表示部をさらに有することが好ましい。

また、画像表示部は、超音波画像と放射線画像の縮尺を合わせて表示することができる

50

。

【 0 0 1 6 】

この発明に係る複合型診断画像生成方法は、超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームを送受信し、超音波プローブから出力される受信信号に基づいて、超音波画像生成部で超音波画像を生成し、超音波プローブに設けられた第1の角度センサから得られる角度情報に基づいて、最適値算出部が、超音波プローブから送信される超音波ビームの送信方向を算出すると共に、算出された超音波ビームの送信方向に対して、放射線源から照射される放射線の照射方向がほぼ平行となる放射線源の線源最適角度と、放射線画像形成部の検出面の法線がほぼ平行となる放射線画像形成部の検出最適角度をそれぞれ算出し、放射線源に設けられた第2の角度センサから得られる角度情報に基づいて、放射線源の角度を線源最適角度に調節して放射線を照射し、放射線画像形成部に設けられた第3の角度センサから得られる角度情報に基づいて、被検体を挟んで放射線源の反対側に配置された放射線画像形成部の検出面の角度を検出最適角度に調節して放射線源からの放射線を検出し、放射線画像形成部が検出面で検出された放射線の線量に応じた放射線画像を形成するものである。

10

【 0 0 1 7 】

この発明に係る複合診断システムは、被検体に向けて超音波ビームを送受信する超音波プローブと超音波プローブから出力される受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成部とを有する超音波診断装置と、角度自在に配置されて被検体に向けて放射線を照射する放射線源と被検体を挟んで放射線源の反対側に角度自在に配置されて放射線源から照射された放射線を検出する平面状の検出面を有し検出面で検出される放射線の線量に応じた放射線画像を形成する放射線画像形成部とを有する放射線診断装置とを複合させる複合診断システムであって、超音波プローブに取り付けるための第1の角度センサと、放射線源に取り付けるための第2の角度センサと、放射線画像形成部に取り付けるための第3の角度センサと、第1の角度センサから得られる角度情報に基づいて、超音波プローブから送信される超音波ビームの送信方向を算出すると共に、算出された超音波ビームの送信方向に対して、放射線源から照射される放射線の照射方向がほぼ平行となる放射線源の線源最適角度と、放射線画像形成部の検出面の法線がほぼ平行となる放射線画像形成部の検出最適角度をそれぞれ算出する最適値算出部とを備え、第2の角度センサから得られる角度情報に基づいて放射線源の角度を線源最適角度に調節して放射線を照射し、第3の角度センサから得られる角度情報に基づいて放射線画像形成部の検出面の角度を検出最適角度に調節して放射線源からの放射線を検出するものである。

20

30

【 0 0 1 8 】

この発明に係る超音波診断装置は、角度自在に配置されて被検体に向けて放射線を照射する放射線源と、被検体を挟んで放射線源の反対側に角度自在に配置されて放射線源から照射された放射線を検出する平面状の検出面を有し検出面で検出される放射線の線量に応じた放射線画像を形成する放射線画像形成部と、放射線源に設けられる第1の角度センサと、放射線画像形成部に設けられる第2の角度センサとを有する放射線診断装置と複合して動作する超音波診断装置であって、被検体に向けて超音波ビームを送受信する超音波プローブと、超音波プローブから出力される受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成部と、超音波プローブに設けられる第3の角度センサと、第3の角度センサから得られる角度情報に基づいて、超音波プローブから送信される超音波ビームの送信方向を算出すると共に、算出された超音波ビームの送信方向に対して、放射線源から照射される放射線の照射方向がほぼ平行となる放射線源の線源最適角度と、放射線画像形成部の検出面の法線がほぼ平行となる放射線画像形成部の検出最適角度をそれぞれ算出する最適値算出部と、最適値算出部で算出された線源最適角度と検出最適角度を放射線診断装置に送信する送信部とを備え、第1の角度センサから得られる角度情報に基づいて放射線源の角度を線源最適角度に調節して放射線を照射し、第2の角度センサから得られる角度情報に基づいて放射線画像形成部の検出面の角度を検出最適角度に調節して放射線源からの放射線を検出するためのものである。

40

50

【 0 0 1 9 】

この発明に係る放射線診断装置は、被検体に向けて超音波ビームを送受信する超音波プローブと、超音波プローブから出力される受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成部と、超音波プローブに設けられる第1の角度センサとを有する超音波診断装置と複合して動作する放射線診断装置であって、角度自在に配置され、被検体に向けて放射線を照射する放射線源と、被検体を挟んで放射線源の反対側に角度自在に配置され、放射線源から照射された放射線を検出する平面状の検出面を有し、検出面で検出される放射線の線量に応じた放射線画像を形成する放射線画像形成部と、放射線源に設けられる第2の角度センサと、放射線画像検出部に設けられる第3の角度センサと、超音波診断装置に接続されて第1の角度センサの角度情報を受信する受信部と、受信部で受信された第1の角度センサの角度情報に基づいて、超音波プローブから送信される超音波ビームの送信方向を算出すると共に、算出された超音波ビームの送信方向に対して、放射線源から照射される放射線の照射方向がほぼ平行となる放射線源の線源最適角度と、放射線画像形成部の検出面の法線がほぼ平行となる放射線画像形成部の検出最適角度をそれぞれ算出するための最適値算出部とを備え、第2の角度センサから得られる角度情報に基づいて放射線源の角度を線源最適角度に調節して放射線を照射し、第3の角度センサから得られる角度情報に基づいて放射線画像形成部の検出面の角度を検出最適角度に調節して放射線源からの放射線を検出するものである。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 2 0 】

この発明によれば、超音波ビームの送信方向に対して、放射線源から照射される放射線の照射方向がほぼ平行となる放射線源の線源最適角度と、放射線画像形成部の検出面の法線がほぼ平行となる放射線画像形成部の検出最適角度をそれぞれ算出するので、診断に応じて被検体内の互いの断面の向きが正確に対応するように超音波画像と放射線画像を生成することが可能となる。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 1 】

【 図 1 】 この発明の実施の形態1に係る複合型診断装置の構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 超音波プローブの構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 超音波ビームの走査面を示す図である。

30

【 図 4 】 画像表示部に画像を表示した様子を示す図である。

【 図 5 】 この発明の実施の形態2に係る複合型診断装置の要部の構成を示すブロック図である。

【 図 6 】 X線画像上に超音波画像に対応する位置にマーカを表示する様子を示す図である。

【 図 7 】 この発明の実施の形態3に係る複合型診断装置の要部の構成を示すブロック図である。

【 図 8 】 この発明の実施の形態5に係る複合型診断装置の要部の構成を示すブロック図である。

【 図 9 】 この発明の実施の形態6に係る複合型診断装置の要部の構成を示すブロック図である。

40

【 図 1 0 】 この発明の実施の形態7に係る複合型診断装置の要部の構成を示すブロック図である。

【 図 1 1 】 この発明の実施の形態8に係る複合診断システムの構成を示すブロック図である。

【 図 1 2 】 この発明の実施の形態9に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【 図 1 3 】 この発明の実施の形態10に係るX線診断装置の構成を示すブロック図である。

【 発明を実施するための形態 】

50

【 0 0 2 2 】

実施の形態 1

以下、この発明の実施の形態 1 を添付図面に基づいて説明する。

図 1 に、この発明の実施の形態 1 に係る複合型診断装置の構成を示す。複合型診断装置は、被検体 H に向けて所定の方向に超音波ビームを送信する超音波プローブ 1 と、被検体 H に向けて X 線を照射する X 線源 2 と、被検体を挟んで X 線源 2 の反対側に配置される放射線画像形成部 3 とを有する。この超音波プローブ 1、X 線源 2 および放射線画像形成部 3 には、それぞれ角度センサ 4 a ~ 4 c が内蔵されている。

【 0 0 2 3 】

また、超音波プローブ 1 にはプローブ制御部 5 を介して超音波画像生成部 6 が接続され、X 線源 2 には X 線照射制御部 7 を介して照射スイッチ 8 が接続され、放射線画像形成部 3 には X 線検出制御部 9 が接続されている。また、超音波画像生成部 6 には画像メモリ 6 a が接続されている。そして、超音波画像生成部 6 と X 線検出制御部 9 に表示制御部 1 0 が接続され、この表示制御部 1 0 に画像表示部 1 1 が接続されている。また、X 線照射制御部 7 と X 線検出制御部 9 が互いに接続されている。

【 0 0 2 4 】

また、超音波プローブ 1 に内蔵された角度センサ 4 a には最適値算出部 1 2 が接続され、この最適値算出部 1 2 に線源駆動制御部 1 3 と検出面駆動制御部 1 4 がそれぞれ接続されている。さらに、線源駆動制御部 1 3 には X 線源 2 に内蔵された角度センサ 4 b が接続されると共に、検出面駆動制御部 1 4 には放射線画像形成部 3 に内蔵された角度センサ 4 c が接続されている。

また、プローブ制御部 5、超音波画像生成部 6、X 線検出制御部 9 および最適値算出部 1 2 に制御部 1 5 が接続され、制御部 1 5 に操作部 1 6 が接続されている。

【 0 0 2 5 】

超音波プローブ 1 は、図 2 に示すように、1 次元又は 2 次元に配列された複数の超音波トランスデューサ 1 7 を有し、複数のトランスデューサ 1 7 にはそれぞれ対応して送信回路 1 8 と受信回路 1 9 が接続されている。また、超音波プローブ 1 の先端部には、超音波ビームが送受信される送受信面 2 0 が複数のトランスデューサ 1 7 の配列に応じた形状で形成されている。

【 0 0 2 6 】

送信回路 1 8 は、プローブ制御部 5 によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数のトランスデューサ 1 7 から送受信面 2 0 を介して送信される超音波が超音波ビームを形成するように、それぞれの送信信号の遅延量を調節してそれぞれのトランスデューサ 1 7 に供給する。

受信回路 1 9 は、それぞれ対応するトランスデューサ 1 7 から出力される受信信号を増幅して A / D 変換することで受信データを生成し、この受信データをプローブ制御部 5 に出力する。

【 0 0 2 7 】

プローブ制御部 5 は、制御部 1 5 から伝送される各種の制御信号に基づいて、超音波プローブ 1 の各部の制御を行う。具体的には、プローブ制御部 5 は、図 3 に示すように、超音波ビームの走査面 E が走査面 E に直交する方向 D に順次形成されるように送信回路 1 8 および受信回路 1 9 を制御する。例えば、2 次元に配列された複数の超音波トランスデューサ 1 7 を有する超音波プローブ 1 を用いる場合には、超音波ビームの走査面 E を走査面 E に直行する方向 D に順次ずらすように超音波ビームを送受信することにより、一方向 D に並ぶ複数の走査面 E を形成することができる。また、1 次元に配列された複数の超音波トランスデューサ 1 7 を有する超音波プローブ 1 を用いる場合には、例えばオペレータが方向 D に超音波プローブ 1 を順次ずらしつつ超音波ビームを送受信することにより、一方向 D に並ぶ複数の走査面 E を形成することができる。このようにして、被検体内の複数の横断面に沿って超音波ビームが順次送受信される。ここで、プローブ制御部 5 は、超音波ビームの走査面 E が互いに平行となるように制御することが好ましい。

【 0 0 2 8 】

超音波画像生成部 6 は、超音波プローブ 1 の受信回路 1 9 で生成された受信データに基づいて、被検体内の複数の横断面の断面画像情報である複数の 2 次元画像データを生成し、画像メモリ 6 a に格納する。そして、画像メモリ 6 a に格納された複数の 2 次元画像データに基づいて、所定の 2 次元画像データの横断面に直行する縦断面、すなわち超音波ビームの所定の走査面 E に直行する方向の超音波画像データを生成する。例えば、図 3 に示すように、複数の走査面 E のうち中央に位置する走査面 E a に直交する方向の超音波画像データ G a を生成することが好ましい。超音波画像生成部 6 は、生成した超音波画像データを表示制御部 1 0 に出力すると共に画像メモリ 6 a に格納する。

【 0 0 2 9 】

なお、超音波画像生成部 6 は、各 2 次元画像データを空間コンパウンドにより生成することもできる。すなわち、超音波画像生成部 6 は、超音波プローブ 1 の各超音波トランスデューサ 1 7 から超音波ビームを複数方向に送受信することにより得られた受信データに基づいて一部が互いに重なる複数の画像データを生成し、この複数の画像データの空間座標をそれぞれ変換して合成することにより 1 つの 2 次元画像データを生成する。これにより、各 2 次元画像データの画質を向上させると共に超音波画像データの画質を向上させることができる。

【 0 0 3 0 】

一方、X 線源 2 は、角度自在に配置され、X 線を発生する X 線管と X 線の照射野を限定するコリメータ等を備えて、被検体に向けて X 線の照射を行う。なお、X 線源 2 は、位置移動自在に配置されるのが好ましい。

照射スイッチ 8 は、オペレータによって操作される例えば二段階押しのスイッチであり、一段階押しで X 線源 2 のウォームアップを開始させるためのウォームアップ開始信号を発生し、二段階押しで X 線源 2 に照射を開始させるための照射開始信号を発生する。これらの信号は X 線照射制御部 7 に入力される。

X 線照射制御部 7 は、X 線源 2 に対して電力を供給する高電圧発生部が設けられており、照射スイッチ 8 から照射開始信号が入力されると、高電圧発生部から X 線源 2 に電力供給を開始して、X 線源 2 から X 線を照射させる。また、X 線検出制御部 9 を介して X 線画像形成部 3 に到達する X 線が十分な線量に到達したことが通知されると、高電圧発生部から X 線源 2 への電力供給を停止させ、X 線源 2 からの X 線の照射を停止させる。

【 0 0 3 1 】

X 線画像形成部 3 は、被検体 H を挟んで X 線源 2 の反対側に角度自在に配置され、X 線源 2 から照射された X 線を検出する平面状の検出面 2 1 を有し、検出面 2 1 で検出される X 線の線量に応じた X 線画像を形成する。

具体的には、X 線画像形成部 3 は、DR 方式のフラットパネル検出器を有する。フラットパネル検出器は、TFT アクティブマトリクス基板を有し、この基板上に X 線の到達線量に応じた電荷を蓄積する複数の画素をマトリクス状に配列してなる検出面 2 1 を備えている。検出面 2 1 に到達した X 線は、図示しないシンチレータにより可視光に変換され、変換された可視光が複数の画素で光電変換されることにより、X 線の到達線量に応じた電荷がそれぞれの画素で蓄積される。そして、それぞれの画素で蓄積された電荷は、X 線画像形成部 3 の信号処理回路に入力されて、X 線画像を表す X 線画像データが形成される。

X 線画像形成部 3 は、形成した X 線画像データを X 線検出制御部 9 に出力する。なお、X 線画像形成部 3 は、位置移動自在に配置されるのが好ましい。

【 0 0 3 2 】

X 線検出制御部 9 は、制御部 1 5 から伝送される各種の制御信号に基づいて、X 線画像形成部 3 の各部の制御を行う。また、X 線検出制御部 9 は、X 線画像形成部 3 から入力された X 線画像データを表示制御部 1 0 に出力すると共に図示しない画像メモリに格納する。

表示制御部 1 0 は、超音波画像生成部 6 から入力された超音波画像データに基づいて、画像表示部 1 1 に超音波画像を表示させる。また、表示制御部 1 0 は、X 線検出制御部 9

10

20

30

40

50

から入力されたX線画像データに基づいて、画像表示部11にX線画像を表示させる。

画像表示部11は、例えば、LCD等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部10の制御の下で、超音波画像とX線画像を表示する。

【0033】

また、最適値算出部12は、角度センサ4a~4cのうち少なくとも角度センサ4aから得られる角度情報に基づいて、超音波プローブ1から送信される超音波ビームの送信方向Sを算出すると共に、算出された超音波ビームの送信方向Sに対して、X線源2から照射されるX線の照射方向Rがほぼ平行となるX線源2の線源最適角度 α と、X線画像形成部3の検出面21の法線N（検出面21の中心軸）がほぼ平行となるX線画像形成部3の検出最適角度 β をそれぞれ算出する。ここで、検出面21の法線Nは、検出面21の中心軸上に設定することが好ましい。最適値算出部12は、算出した線源最適角度 α を線源駆動制御部13に出力すると共に、算出した検出最適角度 β を検出面駆動制御部14に出力する。

10

【0034】

ここで、超音波ビームの送信方向Sは、超音波プローブ1から被検体Hに向けて送信される超音波ビームのいずれか1つの走査線の方向に設定することができる。例えば、2次元に配列された複数の超音波トランスデューサ17から超音波ビームを送信する場合には、超音波ビームの送信方向Sは、図2に示すように、超音波プローブ1の筐体の中心軸L上（中央の走査線に沿って設定される送信軸L上）に設定するのが好ましい。すなわち、超音波ビームの送信方向Sは、図3に示すように、超音波ビームの複数の走査面Eのうち中央に位置する走査面Eaにおいて、その中心を通る走査線上に設定することが好ましい。なお、走査面Eaに対応する2次元画像データを空間コンパウンドにより生成する場合には、一部が互いに重なる複数の走査面Eaが方向Dに直交する方向に沿って形成されるが、この複数の走査面Eaのうち中央に位置する走査面Eaの中心を通る走査線上に超音波ビームの送信方向Sを設定することができる。

20

また、X線の照射方向Rは、X線源2から被検体Hに向けて照射されるX線のいずれかの光軸M上に設定することができ、例えば図1に示すように、X線の照射範囲の中央に位置する光軸M上に設定するのが好ましい。

【0035】

ここで、超音波ビームの送信方向Sに対してX線源2から照射されるX線の照射方向Rがほぼ平行とは、超音波ビームの送信方向Sに対して ± 10 度の角度範囲にX線源2の線源最適角度 α を設定することを示す。また、超音波ビームの送信方向Sに対してX線画像形成部3の検出面21の法線Nがほぼ平行とは、超音波ビームの送信方向Sに対して ± 10 度の角度範囲にX線画像形成部3の検出最適角度 β を設定することを示す。

30

なお、線源最適角度 α は、X線源2の角度調節が可能な最少単位の範囲内、例えばX線源2の角度を1度毎に調節可能である場合には ± 1 度の角度範囲内で、超音波ビームの送信方向Sに対してほぼ平行となるように設定することが好ましい。同様に、検出最適角度 β は、X線画像形成部3の角度調節が可能な最少単位の範囲内で、超音波ビームの送信方向Sに対してほぼ平行となるように設定することが好ましい。

【0036】

40

また、超音波画像生成部6およびX線画像形成部3で生成される超音波画像およびX線画像において対応する被検体内の断面が所定の角度以上にずれている場合には、制御部15が、超音波画像およびX線画像に対応する断面の角度のずれを算出し、超音波画像生成部6が、算出された角度のずれと角度センサ4a~4cの角度情報とに基づいて、X線画像に対応する断面に平行な断面の超音波画像を複数の2次元画像データから再度生成することが好ましい。これにより、例えば上記のX線源2およびX線画像形成部3の角度調節が可能な最小単位が大きいために超音波ビームの送信方向Sに対する細かい角度調節ができない場合でも、超音波画像およびX線画像に対応する断面が互いに平行になるように画像処理により高精度に調節することができる。

【0037】

50

線源駆動制御部 13 は、最適値算出部 12 で算出された線源最適角度 α に基づいて、角度センサ 4b を参照しつつ X 線源 2 の角度を線源最適角度 α に調節する。また、検出面駆動制御部 14 は、最適値算出部 12 で算出された検出最適角度 β に基づいて、角度センサ 4c を参照しつつ X 線画像形成部 3 の角度を検出最適角度 β に調節する。

【0038】

操作部 16 は、オペレータが撮像条件等の情報を入力操作するためのもので、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパネル等から形成することができる。

制御部 15 は、オペレータにより操作部 16 から入力された各種の指令信号等に基づいて、複合型診断装置内の各部の制御を行うものである。

なお、プローブ制御部 5、超音波画像生成部 6、X 線照射制御部 7、X 線検出制御部 9、表示制御部 10、線源駆動制御部 13、検出面駆動制御部 14 および制御部 15 は、CPU と、CPU に各種の処理を行わせるための動作プログラムから構成されるが、それらをデジタル回路で構成してもよい。上記の動作プログラムを格納する記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM または DVD-ROM 等を用いることができる。

【0039】

次に、実施の形態 1 の動作について説明する。

まず、図 1 に示すように、被検体 H の表面上に超音波プローブ 1 を配置し、例えば 2 次元に配列された複数のトランスデューサ 17 から超音波ビームが被検体に向けて走査面 E を順次平行にずらしながら送受信され、トランスデューサ 17 からの受信信号がプローブ制御部 5 を介して超音波画像生成部 6 に入力される。

【0040】

続いて、超音波画像生成部 6 が、受信信号に基づいて互いに平行な複数の走査面 E に対応する複数の 2 次元画像データ、すなわち被検体内の互いに平行な複数の横断面に対応する複数の 2 次元画像データを生成し、この複数の 2 次元画像データが画像メモリ 6a に格納される。続いて、超音波画像生成部 6 は、画像メモリ 6a に格納された複数の 2 次元画像データから超音波ビームの複数の走査面 E に直行する方向の超音波画像 G a を生成する。例えば、超音波画像生成部 6 は、画像メモリ 6a に格納された複数の 2 次元画像データから 3 次元画像データを生成し、この 3 次元画像データに基づいて超音波ビームの複数の走査面 E に直行する方向の超音波画像 G a を生成することができる。そして、この生成された超音波画像が、表示制御部 10 により画像表示部 11 に表示されると共に画像メモリ 6a に順次格納される。

【0041】

オペレータは、画像表示部 11 に表示される超音波画像を確認しながら超音波プローブ 1 を様々な方向に移動させ、所望の超音波画像が得られた時点で操作部 16 を介してフリーズ操作などを行い、診断に用いる超音波画像を決定する。一般的に、オペレータは、被検体内の診断部位が明確に表示された超音波画像を得るために、超音波プローブ 1 を傾斜させた状態で超音波ビームを送信させることがあり、その超音波プローブ 1 の位置から超音波ビームの送信方向を判断することは困難である。このため、超音波プローブ 1 の位置に基づいて X 線源 2 から X 線を照射しても X 線の照射方向が超音波ビームの送信方向と平行にならず、被検体内において向きが異なる断面の超音波画像と X 線画像が生成されることになる。

【0042】

そこで、所望の超音波画像が得られた時の超音波プローブ 1 の角度、例えばフリーズ操作を実行した時の超音波プローブ 1 の角度を、最適値算出部 12 が超音波プローブ 1 に設けられた角度センサ 4a から取得する。続いて、最適値算出部 12 は、角度センサ 4a から取得された角度情報に基づいて、所望の超音波画像が得られた時の超音波ビームの送信方向 S を算出する。

ここで、超音波ビームの送信方向 S は、図 2 に示すように、超音波プローブ 1 の中心軸 L 上に設定されるものとする。

10

20

30

40

50

そして、最適値算出部 12 は、超音波ビームの送信方向 S に対して X 線源 2 から照射される X 線の照射方向 R がほぼ平行となる X 線源 2 の線源最適角度 α を算出すると共に、超音波ビームの送信方向 S に対して X 線画像形成部 3 の検出面 21 の法線 N がほぼ平行となる X 線画像形成部 3 の検出最適角度 β を算出する。

【0043】

最適値算出部 12 は、算出した線源最適角度 α を線源駆動制御部 13 に出力し、算出した検出最適角度 β を検出面駆動制御部 14 に出力する。

そして、線源駆動制御部 13 が、X 線源 2 に設けられた角度センサ 4b を参照しつつ X 線源 2 の角度を線源最適角度 α に調節し、検出面駆動制御部 14 が、X 線画像形成部 3 に設けられた角度センサ 4c を参照しつつ X 線画像形成部 3 の角度を検出最適角度 β に調節する。

10

【0044】

これにより、X 線源 2 から照射される X 線の照射方向 R が、超音波ビームの送信方向 S とほぼ平行となり、先に得られた超音波ビームの走査面 E に直交する方向の超音波画像に対して、同じく超音波ビームの走査面 E に直交する方向の X 線画像を生成することができ、被検体内において互いに平行な断面に対応する超音波画像と X 線画像を生成することができる。さらに、X 線画像形成部 3 の検出面 21 の法線 N が、X 線の照射方向 R とほぼ平行となり、X 線源 2 から照射された X 線を検出面 21 に対して直交する方向から受信して、検出面 21 に到達した X 線を X 線画像に確実に反映させることができる。

【0045】

20

なお、線源駆動制御部 13 は、超音波プローブ 1 の送信位置に基づいて、超音波ビームの送信方向 S に延びる送信軸 L に対して、X 線源の照射方向 R に延びる照射軸 M が重なるように X 線源 2 の位置を移動させることが好ましい。これにより、被検体内における超音波ビームと X 線の進路を一致させることができ、被検体内において互いに平行で且つ同じ位置の断面に対応する超音波画像と X 線画像を生成することができる。

また、検出面駆動制御部 14 は、超音波プローブ 1 の送信位置に基づいて、超音波ビームの送信方向 S に延びる送信軸 L に対して、X 線画像形成部 3 の検出面 21 の法線 N が重なるように X 線画像形成部 3 の位置を移動させることが好ましい。これにより、被検体内を透過した X 線を検出面 21 の中央部で検出することができ、検出面 21 に到達した X 線をより確実に X 線画像に反映させることができる。

30

【0046】

続いて、照射スイッチ 8 が押圧されると、X 線源 2 のウォームアップ終了後に、X 線照射制御部 7 から撮影条件に応じた電力が X 線源 2 に供給され、線源最適角度 α に調節された X 線源 2 から X 線が照射方向 R に照射される。

X 線源 2 から照射された X 線は、被検体内を超音波ビームと同じ進路を通過して透過し、検出最適角度 β に調節された X 線画像形成部 3 の検出面 21 に対して垂直方向から入射する。このようにして、被検体を透過した X 線が X 線画像形成部 3 で検出されると、X 線画像形成部 3 が、検出された X 線量に応じた信号電荷を蓄積して X 線画像を形成する。

【0047】

X 線画像形成部 3 で形成された X 線画像は、X 線検出制御部 9 を介して表示制御部 10 に出力され、表示制御部 10 により画像表示部 11 に表示される。

40

これにより、先に得られた超音波画像に対して位置ずれなどが抑制された X 線画像が得られ、被検体内の軟部組織を明確化することに優れた超音波画像と、被検体内の硬部組織を明確化することに優れた X 線画像とを詳細に比較することができる。

【0048】

例えば、被検体内の心臓周辺部を画像化して、心臓および血管などを明確化した超音波画像と、心臓周辺に存在する肋骨などを明確化した X 線画像とを比較することにより、心臓の不具合が骨折による血管の圧迫により生じているなどの複合的な現象を詳細に捉えることができる。

また、超音波画像および X 線画像の一方のみで観察可能な肉離れや骨折などの症状を一

50

度に観察することができ、症状の原因を正確に判断することができる。

【0049】

なお、表示制御部10は、図4に示すように、超音波画像生成部6で生成された超音波画像Gaと、X線画像形成部3で形成されたX線画像Gbとを同時に並べて画像表示部11に表示させることが好ましい。このように、超音波画像GaとX線画像Gbを同時に表示することにより、より詳細な診断を行うことができる。

また、表示制御部10は、超音波画像GaとX線画像Gbの縮尺を合わせて画像表示部11に表示させることが好ましい。これにより、超音波画像GaとX線画像Gbをより正確に比較することができ、さらに詳細な診断を行うことができる。

【0050】

本実施の形態によれば、超音波ビームの送信方向Sに対してX線の照射方向をほぼ平行とすると共にX線画像形成部3の検出面の法線をほぼ平行とすることにより、被検体内において互いに平行な断面に対応する超音波画像とX線画像を生成することができる。これにより、超音波画像とX線画像に対応する被検体内の断面の方向にずれが生じることを抑制するため、互いに異なる情報を有する超音波画像とX線画像を詳細に比較して、診断の正確性を高めることができる。

【0051】

実施の形態2

実施の形態1では、超音波ビームの送信方向に対してX線の照射方向をほぼ平行とすると共にX線画像形成部の検出面の法線をほぼ平行とすることにより、超音波画像とX線画像に対応する被検体内の断面の向きが互いに平行となるように位置合わせしたが、診断に応じて被検体内の互いの断面の向きが正確に対応するように超音波画像とX線画像を生成することができればよく、これに限られるものではない。例えば、超音波画像とX線画像に対応する被検体内の断面の向きが互いに直行するように位置合わせすることもできる。

【0052】

例えば、図5に示すように、実施の形態1に係る複合型診断装置において、プローブ制御部5に換えてプローブ制御部22を配置すると共に超音波画像生成部6に換えて超音波画像生成部23を配置することができる。

プローブ制御部22は、被検体内に超音波を送受信するように送信回路18および受信回路19を制御する。

超音波画像生成部23は、超音波プローブ1の受信回路19で生成された受信データに基づいて、被検体内の横断面の断面画像情報である2次元画像データ、すなわち超音波ビームの走査面Eに沿う方向の超音波画像データを生成する。そして、超音波画像生成部23は、生成した超音波画像データを表示制御部10に出力すると共に画像メモリ6aに格納する。

【0053】

次に、実施の形態2の動作について説明する。

まず、被検体Hの表面上に配置された超音波プローブ1の複数のトランスデューサ17から超音波ビームが被検体内に送受信され、トランスデューサ17からの受信信号に基づいて、超音波画像生成部23が、超音波ビームの走査面Eに沿う方向の超音波画像を生成する。

【0054】

オペレータは、画像表示部11に表示される超音波画像を確認しながら超音波プローブ1を様々な方向に移動させ、所望の超音波画像が得られた時点で操作部16を介してフリーズ操作などを行い、診断に用いる超音波画像を決定する。例えば、オペレータは、病変部が発見された画像を診断に用いる超音波画像として決定することができる。

【0055】

続いて、最適値算出部12が、実施の形態1と同様にして、所望の超音波画像が得られた時の超音波プローブ1の角度を超音波プローブ1に設けられた角度センサ4aから取得し、その時の超音波ビームの送信方向Sを算出する。

10

20

30

40

50

ここで、超音波ビームの送信方向 S は、超音波プローブ 1 から被検体 H に向けて送信される超音波ビームのいずれかの走査線の方向に設定することができ、例えば図 2 に示すように、超音波プローブ 1 の筐体の中心軸 L 上（中央の走査線に沿って設定される送信軸 L 上）に設定するのが好ましい。なお、2 次元画像データを空間コンパウンドにより生成する場合には、一部が互いに重なる複数の走査面が形成されるが、この複数の走査面のうち中央に位置する走査面の中心を通る走査線上に超音波ビームの送信方向 S を設定することができる。

【 0 0 5 6 】

最適値算出部 1 2 は、超音波ビームの送信方向 S に対して X 線源 2 から照射される X 線の照射方向 R がほぼ平行となる X 線源 2 の線源最適角度 α を算出すると共に、超音波ビームの送信方向 S に対して X 線画像形成部 3 の検出面 2 1 の法線 N がほぼ平行となる X 線画像形成部 3 の検出最適角度 β を算出する。

10

算出された線源最適角度 α が線源駆動制御部 1 3 に入力されて、線源駆動制御部 1 3 が X 線源 2 の角度を線源最適角度 α に調節する。また、検出最適角度 β が検出面駆動制御部 1 4 に入力されて、検出面駆動制御部 1 4 が X 線画像形成部 3 の角度を検出最適角度 β に調節する。

【 0 0 5 7 】

これにより、 X 線源 2 から照射される X 線の照射方向 R が、超音波ビームの送信方向 S とほぼ平行となり、超音波ビームの走査面 E に直交する方向の X 線画像が生成されて、超音波画像と X 線画像に対応する被検体内の断面の向きが互いに直行するように位置合わせすることができる。さらに、 X 線画像形成部 3 の検出面 2 1 の法線 N が、 X 線の照射方向 R とほぼ平行となり、 X 線源 2 から照射された X 線を検出面 2 1 に対して直交する方向から受信して、検出面 2 1 に到達した X 線を X 線画像に確実に反映させることができる。

20

【 0 0 5 8 】

本実施の形態によれば、超音波ビームの送信方向 S に対して X 線の照射方向をほぼ平行とすると共に X 線画像形成部の検出面の法線をほぼ平行とすることにより、超音波画像と X 線画像に対応する被検体内の断面の向きが互いに直行するように位置合わせすることができる。これにより、超音波画像で撮影された病変部が確実に含まれるような X 線画像を生成することができ、病変部が存在しない方向に X 線が照射されて被検体の浴びる線量が増加することを抑制することができる。

30

【 0 0 5 9 】

本実施の形態に係る複合型診断装置は、例えば、妊婦、新生児または幼児などの X 線の照射量を極力低減したい被験者に対して好適に用いることができる。

また、本実施の形態では、超音波画像で病変部を確認した後にその病変部が確実に含まれるように X 線画像を生成するため、 X 線画像のみを生成して病変部を探索する場合と比較して X 線の照射回数を抑制することができる。このため、例えば、災害現場および仮設診療施設などで診察する際に、診察場所の周囲に存在する人に対する X 線の影響を抑制することができる。また、 X 線画像を生成するために携帯型 X 線装置を用いる場合には、そのバッテリーを節約することもできる。

【 0 0 6 0 】

40

また、本実施の形態では、超音波画像を用いて被検体の横断面の情報が得られると共に X 線画像を用いて被検体の縦断面の情報が得られるため、コンピュータ断層撮影 (Computed Tomography; CT) および磁気共鳴映像 (Magnetic Resonance Imaging; MR) などを用いて 3 次元画像を生成することなく、超音波画像と X 線画像の複合診断が可能となる。このため、例えば動物病院および小規模クリニックなど、診察に低いコストが求められる場合に好適に用いることができる。

【 0 0 6 1 】

さらに、本実施の形態では、超音波プローブ 1 の角度情報に基づいて X 線が病変部に的確に照射されるように X 線源の角度が調節されるため、例えば、斜位撮影される患者および ICU の患者など、 X 線の照射方向と患者との位置合わせが困難な場合においても X 線

50

を病変部に的確に照射することができる。この時、角度センサ 4 a ~ 4 c の基準となる基準角度センサを被検体に貼付けることが好ましい。この基準角度センサから得られる被検体の角度情報に基づいて、超音波プローブ 1、X線源 2 および検出面 2 1 の向きを精度よく調節することができる。

【 0 0 6 2 】

なお、X線源 2 は、超音波画像における関心領域に絞ってX線を照射することが好ましい。例えば、超音波画像において発見された病変部にオペレータが関心領域を設定し、設定された関心領域の情報を制御部 1 5 がX線照射制御部 7 とX線検出制御部 9 に出力する。続いて、X線照射制御部 7 が関心領域の範囲に絞られたX線を照射するようにX線源 2 を制御し、被検体内の病変部を透過したX線が、X線検出制御部 9 に制御されたX線画像形成部 3 の検出面 2 1 で検出される。

10

このように、被検体内の病変部に絞ってX線を照射することにより、被検体が浴びる線量をさらに低減することができる。

【 0 0 6 3 】

また、制御部 1 5 は、図 6 に示すように、最適値算出部 1 2 から得られる超音波プローブ 1 の角度情報に基づいて、画像表示部 1 1 に表示されるX線画像 G b 上に、先に得られた超音波画像に対応する被検体内の横断面を示すマーカー K を表示することが好ましい。これにより、超音波画像において発見された病変部の位置を容易に把握することができ、X線画像を用いて詳細な診断を行うことができる。また、X線画像とマーカー K の情報は、複合情報として図示しないコンソールなどに残し、その後の診断に活用することが好ましい。

20

【 0 0 6 4 】

実施の形態 3

上記の実施の形態 1 および 2 では、最適値算出部 1 2 は、超音波プローブ 1 の中心軸上に超音波ビームの送信方向 S を設定したが、例えば、図 7 に示すように、超音波プローブ 1 の送受信面 2 0 に対して斜め方向にステアされた超音波ビームを送信する場合には、超音波ビームの送信方向 S は、そのステアされた超音波ビームの送信方向に設定することが好ましい。

【 0 0 6 5 】

最適値算出部 1 2 は、超音波プローブ 1 に設けられた角度センサ 4 a からの角度情報と、制御部 1 5 で設定された超音波ビームのステア方向に基づいて、ステアされた超音波ビームの送信方向 S を算出する。続いて、最適値算出部 1 2 は、ステアされた超音波ビームの送信方向 S に対して、X線源 2 から照射されるX線の照射方向 R がほぼ平行となるX線源 2 の線源最適角度 α を算出すると共にX線画像形成部 3 の検出面 2 1 の法線 N がほぼ平行となるX線画像形成部 3 の検出最適角度 β を算出する。そして、線源駆動制御部 1 3 がX線源 2 の角度を線源最適角度 α に調節すると共に、検出面駆動制御部 1 4 がX線画像形成部 3 の角度を検出最適角度 β に調節する。

30

これにより、ステアされた超音波ビームの送信方向 S と、X線源 2 から照射されるX線の照射方向 R と、X線画像形成部 3 の検出面 2 1 の法線 N とをほぼ平行とすることができ、診断に応じて被検体内の互いの断面の向きが正確に対応するように超音波画像とX線画像を生成することができる。

40

【 0 0 6 6 】

実施の形態 4

上記の実施の形態 1 ~ 3 では、線源駆動制御部 1 3 と検出面駆動制御部 1 4 によりX線源 2 とX線画像形成部 3 の角度を調節したが、線源駆動制御部 1 3 および検出面駆動制御部 1 4 のどちらか一方を備えるように複合型診断装置を構成することもできる。

また、最適値算出部 1 2 で算出される線源最適角度 α および検出最適角度 β を表示する最適値表示部を備えることが好ましい。

例えば、検出面駆動制御部 1 4 を除くと共に検出最適角度 β を表示する最適値表示部を備えることにより、X線画像形成部 3 の角度は、オペレータが最適値表示部で検出最適角

50

度 β を確認して調節することができる。

【0067】

実施の形態5

図8に、実施の形態5に係る複合型診断装置の構成の要部を示す。この複合型診断装置は、実施の形態1～4の複合型診断装置において、線源駆動制御部13に換えて線源最適値表示部31を備えると共に、検出面駆動制御部14に換えて検出面最適値表示部32を備えるものである。なお、この線源最適値表示部31と検出面最適値表示部32は、本発明における最適値表示部を構成している。

【0068】

最適値算出部12は、超音波プローブ1に設けられた角度センサ4aの角度情報に基づいて、超音波ビームの送信方向Sを算出すると共に、X線源2の線源最適角度 α とX線画像形成部3の検出最適角度 β とをそれぞれ算出する。そして、最適値算出部12は、線源最適角度 α を線源最適値表示部31に出力し、検出最適角度 β を検出面最適値表示部32に出力する。また、線源最適値表示部31には、X線源2に設けられた角度センサ4bからの角度情報が入力され、検出面最適値表示部32には、X線画像形成部3に設けられた角度センサ4cからの角度情報が入力される。

【0069】

これにより、線源最適値表示部31には、線源最適角度 α とX線源2の角度とが表示され、この表示に基づいてオペレータがX線源の角度を線源最適角度 α に調節することができる。同様に、検出面最適値表示部32には、検出最適角度 β とX線画像形成部3の角度とが表示され、この表示に基づいてオペレータがX線画像形成部3の角度を検出最適角度 β に調節することができる。

【0070】

このように、線源駆動制御部13と検出面駆動制御部14を除くことで複合型診断装置を小型化することができ、例えば、X線源2とX線画像形成部3の角度および位置をフリーハンドで変更可能な可搬型の複合型診断装置とすることができる。

本実施の形態によれば、複合型診断装置を可搬型とした場合に、上記のように線源駆動制御部13と検出面駆動制御部14が除かれることで、超音波ビームの送信方向SとX線の照射方向Rを一致させることが困難となるが、最適値表示部を設けることでこれらの方向を容易に一致させることができ、診断に応じて被検体内の互いの断面の向きが正確に対応するように超音波画像とX線画像を生成することができる。

【0071】

実施の形態6

図9に、実施の形態6に係る複合型診断装置の構成の要部を示す。この複合型診断装置は、実施の形態1～4の複合型診断装置において、超音波プローブ1、X線源2およびX線画像形成部3にそれぞれ位置センサ41a～cを新たに設け、この位置センサ41aに最適値算出部42が接続され、さらに位置センサ41bに線源駆動制御部43が接続されると共に位置センサ41cに検出面駆動制御部44が接続されている。ここで、X線源2とX線画像形成部3は、角度自在および位置移動自在に配置されているものとする。

【0072】

最適値算出部42は、超音波プローブ1に設けられた位置センサ41aの位置情報に基づいて、超音波プローブ1から送信される超音波ビームの送信位置を算出すると共に、超音波ビームの送信方向に延びる送信軸Lに対して、X線源2の照射方向Rに延びる照射軸Mが重なる線源最適位置と、X線画像形成部3の検出面21の法線Nが重なる検出最適位置とをそれぞれ算出する。続いて、最適値算出部42は、線源最適位置を線源駆動制御部43に出力し、検出最適位置を検出面駆動制御部44に出力する。

【0073】

そして、線源駆動制御部43が、X線源2に設けられた角度センサ4bと位置センサ41bを参照しつつX線源2の角度を線源最適角度 α に調節すると共にX線源2の位置を線源最適位置に調節する。また、検出面駆動制御部44が、X線画像形成部3に設けられた

角度センサ 4 c と位置センサ 4 1 c を参照しつつ X 線画像形成部 3 の角度を検出最適角度 β に調節すると共に X 線画像形成部 3 の位置を検出最適位置に調節する。

【 0 0 7 4 】

本実施の形態によれば、超音波ビームの送信軸 L に対して、X 線の照射軸 M と X 線画像形成部 3 の検出面 2 1 の法線 N とを正確に一致させることができ、診断に応じて被検体内の互いの断面の向きが正確に対応するように超音波画像と X 線画像を生成することができる。

なお、線源駆動制御部 4 3 および検出面駆動制御部 4 4 のどちらか一方を備えるように構成することもできる。

【 0 0 7 5 】

また、超音波画像生成部 6 および X 線画像形成部 3 で生成される超音波画像および X 線画像において対応する被検体内の断面の位置が所定の距離以上にずれている場合には、制御部 1 5 が、超音波画像および X 線画像に対応する断面の位置のずれを算出し、超音波画像生成部 6 が、算出された位置のずれと位置センサ 4 1 a ~ 4 1 c の位置情報とに基づいて、X 線画像に対応する断面の位置に一致する断面の超音波画像を複数の 2 次元画像データから再度生成することが好ましい。

【 0 0 7 6 】

実施の形態 7

図 1 0 に、実施の形態 7 に係る複合型診断装置の構成の要部を示す。この複合型診断装置は、実施の形態 6 の複合型診断装置において、線源駆動制御部 4 3 に換えて線源最適値表示部 4 5 を備えると共に、検出面駆動制御部 4 4 に換えて検出面最適値表示部 4 6 を備えるものである。なお、この線源最適値表示部 4 5 と検出面最適値表示部 4 6 は、本発明における最適値表示部を構成している。

線源最適値表示部 4 5 には、最適値算出部 4 2 から出力された線源最適角度 α と線源最適位置が表示されると共に X 線源 2 に設けられた角度センサ 4 b および位置センサ 4 1 b からの角度情報および位置情報が表示される。また、検出面最適値表示部 4 6 には、最適値算出部 4 2 から出力された検出最適角度 β と検出最適位置が表示されると共に X 線画像形成部 3 に設けられた角度センサ 4 c および位置センサ 4 1 c からの角度情報および位置情報が表示される。

【 0 0 7 7 】

これにより、線源最適値表示部 4 5 および検出面最適値表示部 4 6 の表示に基づいて、オペレータが X 線源 2 の角度と位置を調節すると共に X 線画像形成部 3 の角度と位置を調節する。

本実施の形態によれば、上述した実施の形態 5 と同様に、線源駆動制御部 4 3 と検出面駆動制御部 4 4 を除くことで複合型診断装置を小型化することができ、例えば、X 線源 2 と X 線画像形成部 3 の角度および位置をフリーハンドで変更可能な可搬型の複合型診断装置とすることができる。

【 0 0 7 8 】

実施の形態 8

実施の形態 1 ~ 7 は、超音波プローブ 1、超音波画像生成部 6、X 線源 2 および X 線画像形成部 3 を含む複合型診断装置から構成されたが、超音波プローブ 1 および超音波画像生成部 6 を含む超音波診断装置と、X 線源 2 および X 線画像形成部 3 を含む X 線診断装置とを複合させるための複合診断システムから本発明を構成することもできる。

すなわち、複合診断システムは、超音波プローブ、放射線源および放射線画像検出部にそれぞれ取り付けのための角度センサと、角度センサから得られる角度情報に基づいて、超音波プローブから送信される超音波ビームの送信方向を算出すると共に、算出された超音波ビームの送信方向に対して、放射線源から照射される放射線の照射方向がほぼ平行となる放射線源の線源最適角度と、放射線画像形成部の検出面の法線がほぼ平行となる放射線画像形成部の検出最適角度をそれぞれ算出するための最適値算出部とを備えるものである。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 9 】

例えば、複合診断システムは、図 1 1 に示すように、角度センサ 5 1 a ~ 5 1 c と、角度センサ 5 1 b に接続された線源最適値表示部 5 2 と、角度センサ 5 1 c に接続された検出面最適値表示部 5 3 と、角度センサ 5 1 a、線源最適値表示部 5 2 および検出面最適値表示部 5 3 に接続された最適値算出部 5 4 とを有する。

複合診断システムを用いて超音波診断装置と X 線診断装置を複合させる際には、角度センサ 5 1 a が超音波診断装置に備えられた超音波プローブ P に取り付けられると共に、角度センサ 5 1 b および 5 1 c が X 線診断装置に備えられた X 線源 T a および X 線画像検出部 T b にそれぞれ取り付けられる。

【 0 0 8 0 】

10

最適値算出部 5 4 は、角度センサ 4 a から得られる角度情報に基づいて、超音波プローブ P から送信される超音波ビームの送信方向 S を算出すると共に、算出された超音波ビームの送信方向 S に対して、X 線源 T a から照射される X 線の照射方向 R がほぼ平行となる X 線源 T a の線源最適角度 α と、X 線画像形成部 T b の検出面 T c の法線がほぼ平行となる X 線画像形成部 T b の検出最適角度 β をそれぞれ算出する。

【 0 0 8 1 】

線源最適値表示部 5 2 は、線源最適角度 α と X 線源 T a の角度とが表示され、この表示に基づいてオペレータが X 線源 T a の角度を線源最適角度 α に調節する。同様にして、検出面最適値表示部 5 3 には、検出最適角度 β と X 線画像形成部 T b の角度とが表示され、この表示に基づいてオペレータが X 線画像形成部 T b の角度を検出最適角度 β に調節する。

20

このように、複合診断システムを用いて超音波診断装置と X 線診断装置を複合させることにより、実施の形態 5 に係る複合型診断装置と同様の診断を行うことができる。

【 0 0 8 2 】

本実施の形態によれば、診断に応じて被検体内の互いの断面の向きが正確に対応するように超音波画像と X 線画像を生成させることができる。特に、可搬型の超音波診断装置と可搬型の X 線診断装置を複合させる場合には、超音波ビームの送信方向 S と X 線の照射方向 R を一致させることが困難であるが、本発明の複合診断システムを用いることによりこれらの方向を容易に一致させることができる。

【 0 0 8 3 】

30

実施の形態 9

実施の形態 1 ~ 7 は、超音波プローブ 1、超音波画像生成部 6、X 線源 2 および X 線画像形成部 3 を一体に含む複合型診断装置から構成されたが、X 線源、X 線画像形成部、X 線源に設けられる第 1 の角度センサ、および X 線画像形成部に設けられる第 2 の角度センサを含む X 線診断装置と複合して動作する超音波診断装置から本発明を構成することもできる。

すなわち、本実施の形態の超音波診断装置は、超音波プローブと、超音波画像生成部と、超音波プローブに設けられる第 3 の角度センサと、第 3 の角度センサから得られる角度情報に基づいて、超音波プローブから送信される超音波ビームの送信方向を算出すると共に、算出された超音波ビームの送信方向に対して、放射線源から照射される放射線の照射方向がほぼ平行となる放射線源の線源最適角度と、放射線画像形成部の検出面の法線がほぼ平行となる放射線画像形成部の検出最適角度をそれぞれ算出する最適値算出部と、最適値算出部で算出された線源最適角度と検出最適角度を放射線診断装置に送信する送信部とを備えるものである。

40

【 0 0 8 4 】

例えば、図 1 2 に示すように、超音波診断装置は、超音波プローブ 1 と、図示しない超音波画像生成部と、超音波プローブ 1 に設けられる角度センサ 6 1 と、角度センサ 6 1 に接続された最適値算出部 6 2 と、最適値算出部 6 2 に接続された送信部 6 3 とを有する。送信部 6 3 は X 線診断装置の受信部 V に接続されている。

【 0 0 8 5 】

50

この超音波診断装置をX線診断装置と複合させる際には、最適値算出部62が、角度センサ61から得られる角度情報に基づいて、超音波プローブ1から送信される超音波ビームの送信方向に対して、X線源Taから照射されるX線の照射方向がほぼ平行となるX線源Taの線源最適角度と、X線画像形成部Tbの検出面Tcの法線がほぼ平行となるX線画像形成部Tbの検出最適角度をそれぞれ算出する。そして、算出された線源最適角度と検出最適角度を送信部63を介してX線診断装置の受信部Vに送信する。

【0086】

X線診断装置は、受信部Vaで線源最適角度と検出最適角度を受信すると、線源最適角度を線源最適値表示部Paに出力すると共に検出最適角度を検出面最適値表示部Pbに出力する。線源最適値表示部Paは、受信部Vから入力された線源最適角度を表示すると共にX線源Taに設けられた角度センサAaから入力されるX線源Taの角度を表示し、この表示に基づいてオペレータがX線源Taの角度を線源最適角度に調節する。同様に、検出面最適値表示部Pbは、受信部Vから入力された検出最適角度を表示すると共にX線画像形成部Tbに設けられた角度センサAbから入力されるX線画像形成部Tbの検出面Tcの角度を表示し、この表示に基づいて検出面Tcの角度が検出最適角度に調節される。

10

【0087】

本実施の形態によれば、診断に応じて被検体内の互いの断面の向きが正確に対応するように超音波画像とX線画像を生成させることができる。

【0088】

20

実施の形態10

実施の形態1～7は、超音波プローブ1、超音波画像生成部6、X線源2およびX線画像形成部3を一体に含む複合型診断装置から構成されたが、超音波プローブ、超音波画像生成部、および超音波プローブに設けられる第1の角度センサを含む超音波診断装置と複合して動作するX線診断装置から本発明を構成することもできる。

すなわち、本実施の形態のX線診断装置は、放射線源と、放射線画像形成部と、放射線源に設けられる第2の角度センサと、放射線画像検出部に設けられる第3の角度センサと、超音波診断装置に接続されて第1の角度センサの角度情報を受信する受信部と、受信部で受信された第1の角度センサの角度情報に基づいて、超音波プローブから送信される超音波ビームの送信方向を算出すると共に、算出された超音波ビームの送信方向に対して、放射線源から照射される放射線の照射方向がほぼ平行となる放射線源の線源最適角度と、放射線画像形成部の検出面の法線がほぼ平行となる放射線画像形成部の検出最適角度をそれぞれ算出するための最適値算出部とを備えるものである。

30

【0089】

例えば、図13に示すように、X線超音波診断装置は、X線源71と、検出面72を有するX線画像形成部73とを備え、X線源71に角度センサ74が設けられると共にX線画像形成部73に角度センサ75が設けられている。角度センサ74には線源最適値表示部76が接続され、角度センサ75には検出面最適値表示部77が接続されている。そして、線源最適値表示部76と検出面最適値表示部77が最適値算出部78を介して受信部79に接続されている。

40

【0090】

このX線診断装置を超音波診断装置と複合させる際には、超音波診断装置の超音波プローブPに設けられた角度センサAから超音波プローブPの角度情報が送信部Wを介してX線診断装置の受信部79に送信される。X線診断装置は、受信部79で受信された角度情報を最適値算出部78に出力する。最適値算出部78は、角度センサAの角度情報に基づいて、超音波プローブPから送信される超音波ビームの送信方向を算出すると共に、算出された超音波ビームの送信方向に対して、X線源71から照射されるX線の照射方向がほぼ平行となるX線源71の線源最適角度と、X線画像形成部73の検出面72の法線がほぼ平行となるX線画像形成部73の検出最適角度をそれぞれ算出する。そして、算出された線源最適角度を線源最適値表示部76に出力すると共に、検出最適角度を検出面最適値

50

表示部 77 に出力する。

【0091】

線源最適値表示部 76 は、最適値算出部 78 から入力された線源最適角度を表示すると共に角度センサ 74 から入力される X 線源 71 の角度を表示し、この表示に基づいてオペレータが X 線源 71 の角度を線源最適角度に調節する。同様にして、検出面最適値表示部 77 は、最適値算出部 78 から入力された検出最適角度を表示すると共に角度センサ 75 から入力される X 線画像形成部 73 の検出面 72 の角度を表示し、この表示に基づいて検出面 72 の角度が検出最適角度に調節される。

【0092】

本実施の形態によれば、診断に応じて被検体内の互いの断面の向きが正確に対応するように超音波画像と X 線画像を生成させることができる。

【符号の説明】

【0093】

1, P 超音波プローブ、2, 71, Ta X 線源、3, 73, Tb X 線画像形成部、4a, 4b, 4c, 51a, 51b, 51c, 61, 74, 75, A, Aa, Ab 角度センサ、41a, 41b, 41c 位置センサ、5, 22 プローブ制御部、6, 23

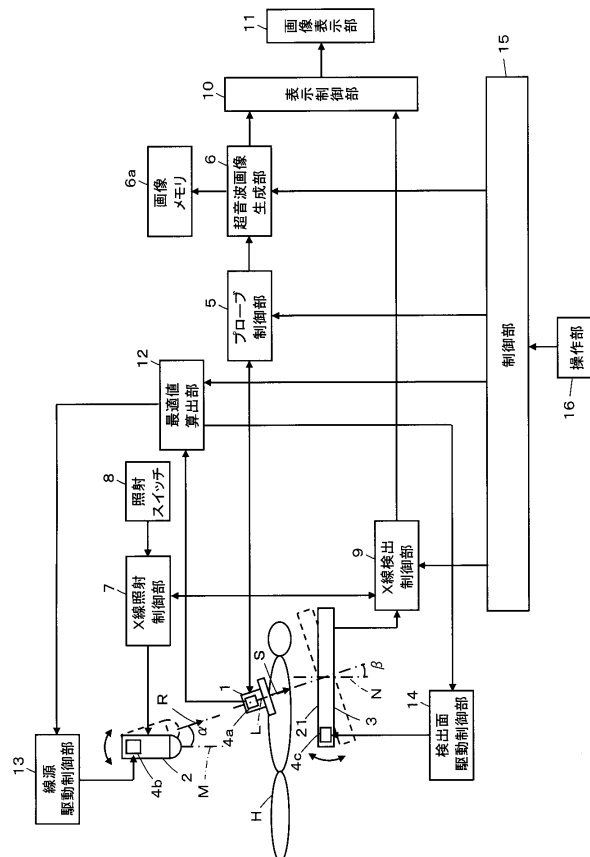
超音波画像生成部、7 X 線照射制御部、8 照射スイッチ、9 X 線検出制御部、10 表示制御部、11 画像表示部、12, 42, 62, 78 最適値算出部、13, 43 線源駆動制御部、14, 44 検出面駆動制御部、15 制御部、16 操作部、17

トランスデューサ、18 送信回路、19 受信回路、20 送受信面、21, 72 検出面、31, 45, 76, Pa 線源最適値表示部、32, 46, 77, Pb 検出面最適値表示部、63, W 送信部、79, V 受信部、S 超音波ビームの送信方向、R

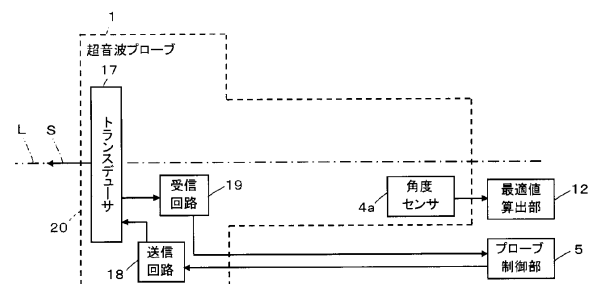
X 線の照射方向、L 送信軸、M 光軸、N 検出面の法線、 α 線源最適角度、 β 検出最適角度、Ga 超音波画像、Gb X 線画像、H 被検体、E, Ea 走査面、D 走査方向、K マーカー。

D 走査方向、K マーカー。

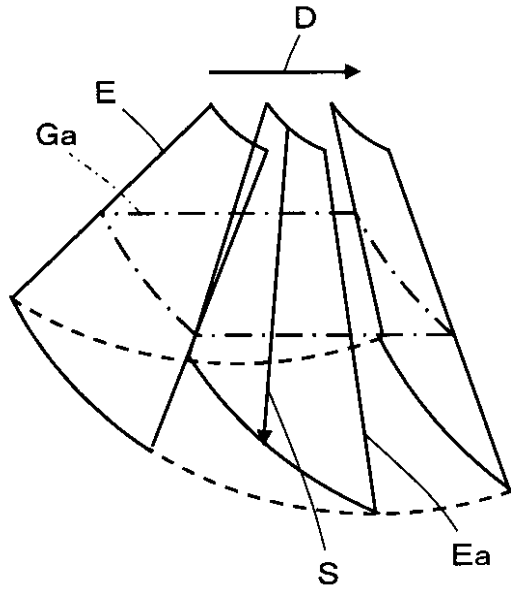
【図 1】



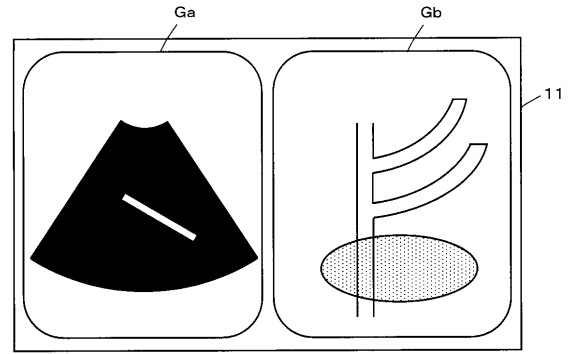
【図 2】



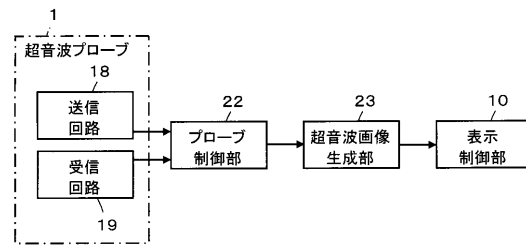
【図 3】



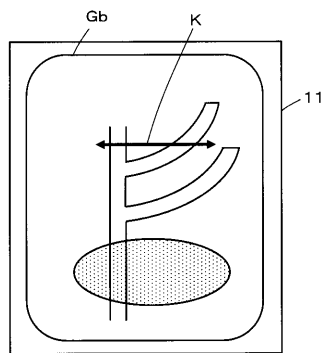
【図 4】



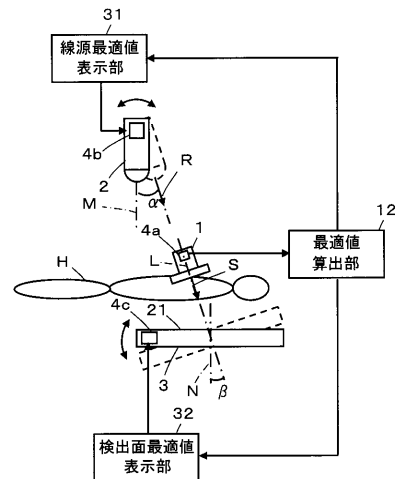
【図 5】



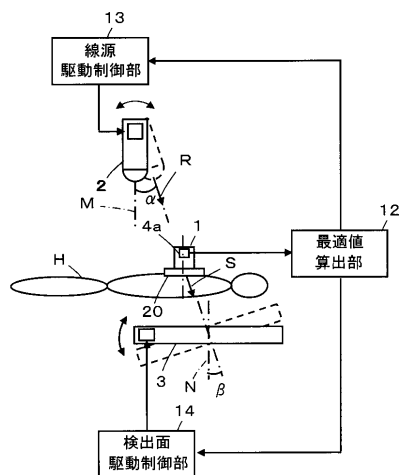
【図 6】



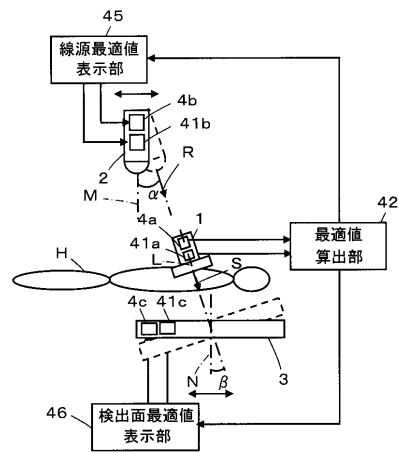
【図 8】



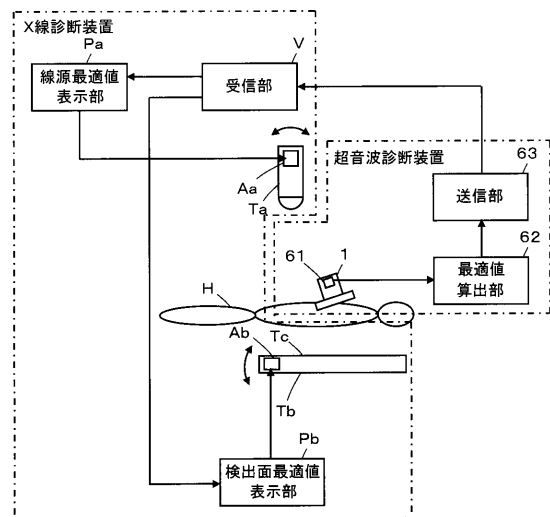
【図 7】



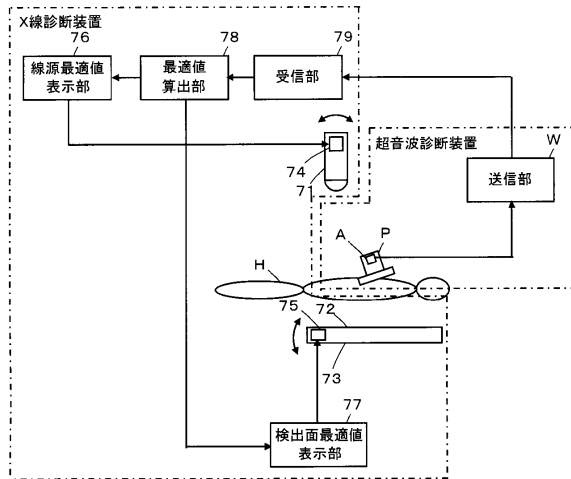
【 図 1 0 】



【圖 12】



【図 13】



フロントページの続き

- (72)発明者 大田 恭義
神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内
- (72)発明者 杉▲崎▼ 誠
神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内
- (72)発明者 坪田 圭司
神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

審査官 伊藤 幸仙

- (56)参考文献 特開 2 0 1 2 - 1 5 2 5 1 9 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 0 4 / 2 4 9 2 7 1 (U S , A 1)
欧州特許出願公開第 2 8 5 3 2 0 0 (E P , A 1)
米国特許出願公開第 2 0 1 5 / 8 7 9 7 8 (U S , A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
- | | | | |
|---------|---------|---|---------|
| A 6 1 B | 8 / 0 0 | - | 8 / 1 5 |
| A 6 1 B | 6 / 0 0 | | |

专利名称(译)	复合诊断设备，组合诊断系统，超声诊断设备，X射线诊断设备和混合诊断图像生成方法		
公开(公告)号	JP5829299B2	公开(公告)日	2015-12-09
申请号	JP2014062177	申请日	2014-03-25
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	和田隆亜 大田恭義 杉崎誠 坪田圭司		
发明人	和田 隆亜 大田 恭義 杉▲崎▼ 誠 坪田 圭司		
IPC分类号	A61B8/00 A61B6/00		
CPC分类号	A61B8/4416 A61B6/4417 A61B6/5247 A61B6/547 A61B6/587 A61B8/14 A61B8/4254 A61B8/44 A61B8/463 A61B8/5261		
FI分类号	A61B8/00.ZDM A61B6/00.300.Y A61B6/00.370 A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C093/AA07 4C093/CA21 4C093/EA02 4C093/EE02 4C093/FA13 4C093/FA15 4C093/FA55 4C093/FF13 4C093/FF32 4C601/BB17 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL33		
代理人(译)	伊藤英明		
优先权	2013200121 2013-09-26 JP		
其他公开文献	JP2015085170A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

最佳值计算器基于从超声波探头中提供的第一角度传感器获得的角度信息，计算从超声波探头发射的超声波束的发射方向，以及辐射源的辐射源最佳角度。来自辐射源的辐射基本平行于计算出的超声波束的传输方向和射线照相图像发生器的最佳检测角度，在该最佳检测角度下射线照相图像发生器的检测表面的法线基本上平行于计算出的方向。超声波束的传输。

(21) 出願番号	特願2014-62177 (P2014-62177)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成26年3月25日 (2014. 3. 25)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2015-85170 (P2015-85170A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成27年5月7日 (2015. 5. 7)	(74) 代理人	100080159
審査請求日	平成26年11月26日 (2014. 11. 26)		弁理士 渡辺 望悠
(31) 優先権主張番号	特願2013-200121 (P2013-200121)	(74) 代理人	100090217
(32) 優先日	平成25年9月26日 (2013. 9. 26)		弁理士 三和 晴子
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100152884
			弁理士 伊東 秀明
		(74) 代理人	100148080
			弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	和田 隆亜
			神奈川県足柄上郡開成町官台798番地
			富士フイルム株式会社内