

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5575534号
(P5575534)

(45) 発行日 平成26年8月20日(2014.8.20)

(24) 登録日 平成26年7月11日(2014.7.11)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 7 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2010-105423 (P2010-105423)	(73) 特許権者	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22年4月30日(2010.4.30)	(73) 特許権者	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
(65) 公開番号	特開2011-229837 (P2011-229837A)	(74) 代理人	100089118 弁理士 酒井 宏明
(43) 公開日	平成23年11月17日(2011.11.17)	(72) 発明者	吉田 哲也 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
審査請求日	平成25年4月23日(2013.4.23)	(72) 発明者	岡村 陽子 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】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波を送信し、前記超音波の反射波を受信する超音波プローブと、
前記超音波プローブが受信した超音波の反射波に基づいて、2つのモードの超音波画像を生成する画像生成手段と、

前記画像生成手段により生成された前記2つのモードの超音波画像それぞれに、前記超音波プローブに装着された穿刺アダプタから挿入される穿刺針の通過ラインである穿刺ガイドラインを重畳した2つの合成画像を生成する画像合成手段と、

前記穿刺ガイドラインが撮像領域と最も浅い位置で交わる交点を基準として、前記画像合成手段により生成された前記2つの合成画像を並列表示する際の表示領域を調整する表示領域調整手段と、

前記表示領域調整手段により調整された前記表示領域により、前記2つの合成画像を所定の表示部にて並列表示するように制御する表示制御手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記表示領域調整手段は、前記2つの合成画像それぞれを所定の倍率で並列表示する際、前記所定の表示部で各画像を並列表示する表示サイズの幅を前記所定の倍率で調整した幅を求め、前記交点の位置から該幅だけ離れた位置までを、前記表示領域として決定し、

前記表示制御手段は、前記2つの合成画像それぞれが前記表示領域でトリミングされた2つの画像を、前記所定の倍率により前記表示サイズにした2つの画像を並列表示するよ

10

20

うに制御することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記所定の倍率は、前記 2 つの合成画像それぞれを単独で表示する際の表示倍率と同じ倍率であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記表示領域調整手段は、前記 2 つの合成画像の並列表示への切り替え要求を受け付けた場合に、前記表示領域の調整を行なうことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記表示領域調整手段は、前記穿刺ガイドラインと前記超音波プローブの当接面との交点を前記交点とすることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記表示領域調整手段は、前記表示領域を所定の倍率にて拡大する要求を受け付けた場合、前記交点を通過した超音波の走査線を基準線とし、当該基準線から前記穿刺ガイドラインの深部側に向かって前記表示領域を前記所定の倍率にて拡大し、

前記表示制御手段は、前記表示領域調整手段により拡大された表示領域の前記 2 つの合成画像を縮小したうえで、前記所定の表示部にて並列表示するように制御することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

20

前記表示領域調整手段は、前記表示領域を所定の倍率にて縮小する要求を受け付けた場合、前記交点を通過した超音波の走査線を基準線とし、当該基準線に向かう方向で前記表示領域を前記所定の倍率にて縮小し、

前記表示制御手段は、前記表示領域調整手段により縮小された表示領域の前記 2 つの合成画像を拡大したうえで、前記所定の表示部にて並列表示するように制御することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施の形態は、超音波診断装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断装置は、X線診断装置、X線CT(Computed Tomography)装置、MRI(Magnetic Resonance Imaging)装置などの他の医用画像診断装置に比べ装置規模が小さく、また、超音波プローブを体表から当てるだけの簡便な操作により、例えば、心臓の拍動や胎児の動きといった検査対象の動きの様子をリアルタイムで表示可能な装置であることから、今日の医療において重要な役割を果たしている。また、被曝のおそれがない超音波診断装置には、片手で持ち運べる程度に小型化された装置も開発されており、かかる超音波診断装置は、産科や在宅医療などの医療現場においても容易に使用することができる。

40

【0003】

また、超音波診断装置は、同一断面を異なるスキャンシーケンスで超音波を走査することで、超音波プローブが受信した超音波の反射波に基づいて、様々なモードの超音波画像をリアルタイムで生成して表示することができる。具体的には、超音波診断装置は、Bモード画像、カラードプラ画像、超音波造影剤を用いた造影画像、フィルタ処理により特殊なターゲット(例えば、石灰化部位など)が強調表示された画像など、様々なモードの超音波画像をリアルタイムで生成して表示することができる。

【0004】

さらに、超音波診断装置は、同一断面を撮像した 2 つのモードの超音波画像を並列表示(Twin View表示)する機能を有している。図 11 は、Twin View表示

50

を説明するための図である。

【0005】

例えば、操作者は、図11の左図に示すように、超音波診断装置がカラードプラ画像を単独で表示（Single表示）している時点で、カラードプラ画像とBモード画像とのTwin View表示の要求を入力する。かかる場合、超音波診断装置は、Single表示と同じスケール（表示拡大率）により、2つのモードの画像を表示する。例えば、超音波診断装置は、図11の左図に示す矩形により、Single表示されていたカラードプラ画像をトリミングする。そして、超音波診断装置は、図11の右図に示すように、トリミング後のカラードプラ画像と、トリミング後のカラードプラ画像と同一範囲のBモード画像とを表示する。

10

【0006】

また、超音波診断装置は、超音波画像をリアルタイムで表示できることから、生体組織検査やラジオ波焼灼治療（RFA：Radio Frequency Ablation）などの穿刺が行なわれる場合に多く用いられる。例えば、生体組織検査のために組織採取を行う場合、医師は、ターゲットとなる病変をリアルタイムで超音波画像により確認しながら、穿刺針を体内に刺し、組織採取を行う。また、RFAを行う場合、医師は、ターゲットとなる病変をリアルタイムで超音波画像により確認しながら、穿刺針を病変部位まで刺し、その後、穿刺針からラジオ波を照射する。

【0007】

ここで、近年、穿刺を行なう場合に決まった角度および位置で穿刺針が刺されるように、超音波プローブに着脱可能なアタッチメント（穿刺アダプタ）が開発されている。また、穿刺アダプタの情報を用いることで、超音波画像に穿刺針が通過するライン（穿刺ガイドライン）を重畳して表示する超音波診断装置も開発されている。これにより、操作者は、穿刺ガイドラインとターゲット部位との位置関係から、穿刺針を刺す際の超音波プローブの位置を決定することができる。

20

【0008】

ところで、穿刺は、Bモード画像だけでなく、上述した他のモードの超音波画像を参照しながら行なわれる場合がある。例えば、医師は、穿刺針が血管を刺すことがないよう確認する必要がある場合、カラードプラ画像を参照しながら穿刺を行なう。また、医師は、例えば、肝腫瘍の疑いがある部位の組織を採取する場合、造影画像を参照しながら穿刺を行なう。また、医師は、石灰化部位を採取する場合、石灰化強調表示モードの画像を参照しながら穿刺を行う。

30

【0009】

このため、通常、医師は、上述したTwin View表示（並列表示）により、Bモード画像とともに他のモードの超音波画像を参照して穿刺を行なう。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】特開2007-195867号公報

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

ところで、穿刺が行なわれる際にTwin View表示を行なう場合、超音波診断装置は、上述したように、単独表示と同じスケールに維持されるように超音波画像のトリミングを行なう。例えば、超音波診断装置は、穿刺ガイドラインが重畳された2つのモードの超音波画像それぞれの左右両端を均等に削る。

【0012】

しかしながら、穿刺ガイドラインは、超音波画像の左右どちらかの端から始まる。図12は、従来技術の課題を説明するための図である。このため、Twin View表示では、図12に示すように、穿刺針が生体組織の浅部を通過する領域の画像が削られてしま

50

い、生体組織の浅部を観察することができない。その結果、浅部にターゲットがある場合や、血管などのように穿刺針が通過することを回避したい箇所が浅部にある場合などでは、Twin View表示を参照しながらの穿刺は、困難となる。また、穿刺針が体内に挿入されているにも関わらず、ある領域では、穿刺針の状態が画像で確認できず、その結果、術者に不安感を与えてしまう。

【0013】

すなわち、上記した従来の技術は、異なる2つのモードの超音波画像を並列表示することで穿刺ガイドラインの視認性が悪くなる場合があった。

【0014】

そこで、この発明は、上述した従来技術の課題を解決するためになされたものであり、異なる2つのモードの超音波画像を並列表示しても、穿刺ガイドラインの視認性を確保することが可能となる超音波診断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】

【0015】

実施の形態の超音波診断装置は、超音波プローブと、画像生成手段と、画像合成手段と、表示領域調整手段と、表示制御手段とを備える。超音波プローブは、超音波を送信し、前記超音波の反射波を受信する。画像生成手段は、前記超音波プローブが受信した超音波の反射波に基づいて、2つのモードの超音波画像を生成する。画像合成手段は、前記画像生成手段により生成された前記2つのモードの超音波画像それぞれに、前記超音波プローブに装着された穿刺アダプタから挿入される穿刺針の通過ラインである穿刺ガイドラインを重畳した2つの合成画像を生成する。表示領域調整手段は、前記穿刺ガイドラインが撮像領域と最も浅い位置で交わる交点を基準として、前記画像合成手段により生成された前記2つの合成画像を並列表示する際の表示領域を調整する。表示制御手段は、前記表示領域調整手段により調整された前記表示領域により、前記2つの合成画像を所定の表示部にて並列表示するように制御する。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】図1は、実施例1に係る超音波診断装置の構成を説明するための図である。

【図2】図2は、画像合成部を説明するための図である。

【図3】図3は、実施例1に係る制御部18の構成を説明するための図である。

【図4】図4は、実施例1に係る表示領域調整部を説明するための図である。

【図5】図5は、実施例1に係る表示制御部を説明するための図である。

【図6】図6は、実施例1に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【図7】図7は、実施例1に係る表示領域調整部が行なう表示領域の調整処理の変形例を説明するための図である。

【図8】図8は、実施例2に係る表示領域調整部を説明するための図である。

【図9】図9は、実施例2に係る表示制御部を説明するための図である。

【図10】図10は、実施例2に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【図11】図11は、Twin View表示を説明するための図である。

【図12】図12は、従来技術の課題を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下に添付図面を参照して、本願の開示する超音波診断装置の好適な実施例を詳細に説明する。

【実施例1】

【0018】

まず、実施例1に係る超音波診断装置の構成について説明する。図1は、実施例1に係る超音波診断装置の構成を説明するための図である。図1に示すように、実施例1に係る

超音波診断装置は、超音波プローブ1と、モニタ2と、入力装置3と、装置本体10とを有する。

【0019】

超音波プローブ1は、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体10が有する送受信部11から供給される駆動信号に基づき超音波を発生するとともに、被検体Pからの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ1は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックリング材などを有する。

【0020】

超音波プローブ1から被検体Pに超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体Pの体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ1が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁などの表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

10

【0021】

そして、実施例1に係る超音波プローブ1には、医師が超音波画像を参照しながら生体組織検査やラジオ波焼灼治療などの穿刺を行なうために、穿刺アダプタ1aが取り付けられる。そして、穿刺アダプタ1aには、穿刺針1bが取り付けられている。医師は、超音波画像を参照しながら、穿刺アダプタ1aに取り付けられた穿刺針1bを被検体Pのターゲット部位まで挿入する。

20

【0022】

なお、実施例1では、超音波プローブ1が超音波を直線状に操作するリニア走査型である場合について説明する。

【0023】

入力装置3は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボールなどを有し、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体10に対して受け付けた各種設定要求を転送する。具体的には、入力装置3は、表示モードの切り替え要求を受け付ける。より具体的には、入力装置3は、操作者から1つのモードの超音波画像を表示させるための「Single View表示」の要求や、操作者から2つのモードの超音波画像を並列表示させるための「Twin View表示」の要求を受け付ける。また、入力装置3は、操作者から超音波プローブ1に装着された穿刺アダプタ1aの穿刺角度(後述)の設定を受け付ける。

30

【0024】

モニタ2は、超音波診断装置の操作者が入力装置3を用いて各種設定要求を入力するためのGUI(Graphical User Interface)を表示したり、装置本体10において生成された超音波画像を表示したりする。

【0025】

装置本体10は、超音波プローブ1が受信した反射波に基づいて超音波画像を生成する装置であり、図1に示すように、送受信部11と、Bモード処理部12と、ドプラ処理部13と、画像生成部14と、画像メモリ15と、画像合成部16と、内部記憶部17と、制御部18とを有する。

40

【0026】

送受信部11は、トリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路などを有し、超音波プローブ1に駆動信号を供給する。パルサ回路は、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。また、遅延回路は、超音波プローブ1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、パルサ回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ1に駆動信号(駆動パルス

50

)を印加する。すなわち、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、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

【0027】

また、送受信部11は、アンプ回路、A/D変換器、加算器などを有し、超音波プローブ1が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行ない、A/D変換器は、ゲイン補正された反射波信号をA/D変換して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算器は、A/D変換器によって処理された反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

10

【0028】

このように、送受信部11は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。なお、送受信部11は、後述する制御部18の制御により、遅延情報、送信周波数、送信駆動電圧、開口素子数などを瞬時に変更可能な機能を有している。また、送受信部11は、1フレームもしくはレートごとに、異なる波形を送信して受信することも可能である。

【0029】

Bモード処理部12は、送受信部11からゲイン補正処理、A/D変換処理および加算処理が行なわれた処理済み反射波信号である反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理などを行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ(Bモードデータ)を生成する。

20

【0030】

ここで、Bモード処理部12は、検波周波数を変化させることで、映像化する周波数帯域を変えることができる。また、Bモード処理部12は、一つの受信データに対して、2つの検波周波数による検波処理を並列して行うことができる。

【0031】

このBモード処理部12の機能を用いることにより、造影剤が注入された被検体Pの関心領域における一つの受信データから、関心領域を流動する超音波造影剤(微小気泡、バブル)を反射源とする反射波データと、関心領域に存在する組織を反射源とする反射波データとを分離することができ、後述する画像生成部14は、流動するバブルを高感度に映像化した造影画像および形態を観察するために組織を映像化した組織画像を生成することができる。

30

【0032】

ドプラ処理部13は、送受信部11から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワーなどの移動体情報を多点について抽出したデータ(ドプラデータ)を生成する。

【0033】

画像生成部14は、Bモード処理部12が生成した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、入力装置13が生成したドプラデータから移動体情報を表す平均速度画像、分散画像、パワー画像、または、これらの組み合わせ画像としてのカラードプラ画像を超音波画像として生成する。

40

【0034】

また、画像生成部14は、造影剤が注入された被検体Pに対して、造影イメージングが実行される場合、Bモード処理部12が取得した信号から造影画像や組織画像などを生成する。また、画像生成部14は、Bモード処理部12が生成したBモードデータをフィルタ処理することで、特殊なターゲット(例えば、石灰化部位など)が強調表示された画像を生成することができる。

【0035】

このように、画像生成部14は、被検体Pの同一断面を異なるスキャンシーケンスで超音波を走査することで、超音波プローブ1が受信した超音波の反射波に基づいて、Bモー

50

ド画像、カラードブラ画像、造影画像、石灰化強調表示モードの画像など、様々なモードの超音波画像をリアルタイムで生成する。

【0036】

また、画像生成部14は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換(スキャンコンバート)し、表示用画像としての超音波画像を生成する。

【0037】

内部記憶部17は、超音波送受信、画像処理および表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報(例えば、患者ID、医師の所見など)や、診断プロトコルや各種ボディマークなどの各種データを記憶する。また、内部記憶部17は、必要に応じて、画像メモリ15が記憶する画像の保管などにも使用される。なお、内部記憶部17が記憶するデータは、図示しないインターフェース回路を經由して、外部の周辺装置へ転送することができる。そして、実施例1に係る内部記憶部17は、超音波プローブ1に取り付けられた穿刺アダプタ1aから被検体Pに対して挿入される穿刺針1bの穿刺角度を記憶している。例えば、内部記憶部17は、穿刺アダプタ1aが装着された超音波プローブ1が当接される被検体Pの生体表面に対する穿刺針1bの挿入角度「37度」を、穿刺アダプタ1aの穿刺角度として記憶する。また、内部記憶部17は、モニタ2の表示サイズを記憶している。

10

【0038】

画像合成部16は、画像生成部14が生成した超音波画像に、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディマークなどと合成し、ビデオ信号としてモニタ2に出力する。ここで、実施例1に係る画像合成部16は、モニタ2に出力される超音波画像に、超音波プローブ1に装着された穿刺アダプタ1aから挿入される穿刺針1bの通過ラインである穿刺ガイドラインを重畳した合成画像を生成する。具体的には、画像合成部16は、内部記憶部17に予め記憶されている穿刺アダプタ1aの穿刺角度を取得して、超音波画像に穿刺ガイドラインを合成する。図2は、画像合成部を説明するための図である。

20

【0039】

例えば、画像合成部16は、内部記憶部17から穿刺アダプタ1aの穿刺角度「37度」を取得して、図2に示すように、Bモード画像に点線の穿刺ガイドラインを重畳した合成画像を生成する。

30

【0040】

画像メモリ15は、画像生成部14が生成した超音波画像や、画像合成部16が合成した合成画像を記憶するメモリである。

【0041】

制御部18は、超音波診断装置における処理全体を制御する。具体的には、制御部18は、入力装置3を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部17から読込んだ各種制御プログラムおよび各種データに基づき、送受信部11、Bモード処理部12、ドブラ処理部13および画像生成部14の処理を制御したり、画像メモリ15が記憶する超音波画像や合成画像をモニタ2にて表示するように制御したりする。

40

【0042】

以上、実施例1に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、実施例1に係る超音波診断装置は、穿刺針1bが挿入された被検体Pの生体組織を撮像した2つのモードの超音波画像を生成する。そして、実施例1に係る超音波診断装置は、2つのモードの超音波画像それぞれに穿刺ガイドラインが重畳された2つの合成画像を生成し、これら合成画像の表示制御を行なう。

【0043】

具体的には、実施例1に係る超音波診断装置は、操作者から入力装置3を介して2つのモードの合成画像を並列表示(Twin View表示)させる要求を受け付けた場合に、以下、詳細に説明する制御部18の表示制御処理を行なうことで、異なる2つのモードの超音波画像(合成画像)を並列表示しても、穿刺ガイドラインの視認性を確保すること

50

を可能とする。

【0044】

なお、以下では、穿刺ガイドラインが重畳されたBモード画像（以下、Bモード合成画像と記載する）がモニタ2に単独で表示されている際に、入力装置3を介して、Bモード合成画像と穿刺ガイドラインが重畳されたカラードブラ画像（以下、カラードブラ合成画像と記載する）とを並列表示させる「Twin View表示」の要求を受け付けた場合について説明する。ただし、実施例1は、造影画像や石灰化強調表示モードの画像などの他のモードの超音波画像の合成画像が並列表示の対象となる場合であっても適用可能である。

【0045】

図3は、実施例1に係る制御部18の構成を説明するための図である。図3に示すように、実施例1に係る制御部18は、表示領域調整部18aと、表示制御部18bとを有する。

【0046】

表示領域調整部18aは、操作者から入力装置3を介して2つのモードの合成画像を並列表示（Twin View表示）させる要求を受け付けた場合に、以下の処理を行なう。すなわち、表示領域調整部18aは、画像メモリ15から2つのモードの合成画像を読み出す。そして、表示領域調整部18aは、穿刺ガイドラインと超音波の送信方向に対して最浅部にある被検体Pの生体組織との交点が含まれるように、2つのモードの合成画像を並列表示する際の表示領域を調整する。具体的には、表示領域調整部18aは、超音波を生体表面に対して直交する直線で走査する超音波プローブ1の走査線の中で上記の交点を通る走査線を決定する。

【0047】

そして、表示領域調整部18aは、上記の交点より深部にある穿刺ガイドライン上の点を通る走査線の中で、並列表示を行なってもモニタ2の表示サイズに収まる位置にある走査線を決定する。そして、表示領域調整部18aは、決定した2つの走査線により挟まれる範囲を表示領域として決定する。図4は、実施例1に係る表示領域調整部を説明するための図である。

【0048】

例えば、表示領域調整部18aは、穿刺ガイドラインと超音波の送信方向に対して最浅部にある被検体Pの生体組織との交点（図4に示す点線の丸を参照）を通る走査線と、並列表示を行なってもモニタ2の表示サイズに収まる位置にある走査線とで挟まれる範囲を、Bモード合成画像の表示領域（図4に示す矩形を参照）とする。同様の処理により、表示領域調整部18aは、カラードブラ合成画像の表示領域も調整する。なお、表示領域調整部18aは、モニタ2の表示サイズを内部記憶部17から取得する。

【0049】

図3に戻って、表示制御部18bは、表示領域調整部18aにより調整された表示領域により、2つの合成画像をモニタ2にて並列表示するように制御する。図5は、実施例1に係る表示制御部を説明するための図である。

【0050】

例えば、表示制御部18bは、図5に示すように、穿刺ガイドラインと超音波の送信方向に対して最浅部にある被検体Pの生体組織との交点を含む表示領域により、Bモード合成画像と、カラードブラ合成画像とをモニタ2に並列表示させる。かかる制御により、モニタ2は、穿刺中に、穿刺ガイドラインの浅部が確実に描出された2つのモードの合成画像をリアルタイムで表示する。

【0051】

次に、図6を用いて、実施例1に係る超音波診断装置の処理について説明する。図6は、実施例1に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【0052】

図6に示すように、実施例1に係る超音波診断装置は、操作者から2つのモードの合成

10

20

30

40

50

画像を並列表示させる Twin View 表示要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S101）。ここで、Twin View 表示要求を受け付けない場合（ステップ S101 否定）、超音波診断装置は、待機状態となる。

【0053】

一方、Twin View 表示要求を受け付けた場合（ステップ S101 肯定）、表示領域調整部 18a は、穿刺ガイドラインと超音波の送信方向に対して最浅部にある被検体 P の生体組織との交点が含まれるように、画像合成部 16 により生成された 2 つの合成画像を並列表示する際の表示領域を調整する（ステップ S102）。具体的には、表示領域調整部 18a は、超音波を生体表面に対して直交する直線で走査する超音波プローブ 1 の走査線の中で上記の交点を通る走査線を決定する。そして、表示領域調整部 18a は、上記の交点より深部にある穿刺ガイドライン上の点を通る走査線の中で、並列表示を行なってもモニタ 2 の表示サイズに収まる位置にある走査線を決定する。そして、表示領域調整部 18a は、決定した 2 つの走査線により挟まれる範囲を表示領域として決定する。

10

【0054】

そして、表示制御部 18b は、表示領域調整部 18a により調整された表示領域により、2 つモードの合成画像をモニタ 2 にて並列表示するように制御し（ステップ S103）、処理を終了する。なお、ステップ S103 の後は、表示制御部 18b は、表示領域調整部 18a により調整された表示領域により、順次生成される 2 つモードの合成画像をモニタ 2 にてリアルタイムで並列表示するように制御する。

【0055】

上述してきたように、実施例 1 では、画像生成部 14 は、超音波プローブ 1 が受信した超音波の反射波に基づいて、2 つのモードの超音波画像を生成する。そして、画像合成部 16 は、2 つのモードの超音波画像に超音波プローブ 1 に装着された穿刺アダプタ 1a から挿入される穿刺針 1b の通過ラインである穿刺ガイドラインを重畳した 2 つの合成画像を生成する。そして、入力装置 3 を介して Twin View 表示の要求を受け付けると、表示領域調整部 18a は、画像メモリ 15 から 2 つのモードの合成画像を読み出す。そして、表示領域調整部 18a は、穿刺ガイドラインと超音波の送信方向に対して最浅部にある生体組織との交点が含まれるように、2 つのモードの合成画像を並列表示する際の表示領域を調整する。そして、表示制御部 18b は、表示領域調整部 18a により調整された表示領域により、2 つの合成画像をモニタ 2 にて並列表示するように制御する。

20

【0056】

ここで、一般的な Twin View 表示では、Single 表示の際の視野深度や表示スケールが変わらないようにモニタ 2 の半分の表示エリアに表示させるため、画像の左右両端を削除していた。特に、穿刺時には、例えば、穿刺ガイドライン上に血管があるかないかを確認するために B モード画像とカラードプラ画像とを Twin View 表示することが行なわれていた。しかし、従来の Twin View 表示では、穿刺針 1b が生体組織の浅部を通過する領域が削られてしまう。

30

【0057】

一方、実施例 1 では、調整された表示領域により生体組織の最浅部が確実に表示されるので、穿刺針 1b が生体組織の浅部を通過する領域の合成画像が削られて生体組織の浅部を観察することができなくなることを回避できる。したがって、実施例 1 では、異なる 2 つのモードの超音波画像（合成画像）を並列表示しても、穿刺ガイドラインの視認性を確保することが可能となる。

40

【0058】

なお、上記では、超音波プローブ 1 が超音波を直線状に操作するリニア走査型である場合に表示領域調整部 18a が行なう表示領域の調整処理について説明した。ここで、超音波プローブ 1 が扇状に超音波を走査するコンベックスプローブやセクタプローブである場合、表示領域調整部 18a は、以下に説明するような表示領域の調整処理を行なう。図 7 は、実施例 1 に係る表示領域調整部が行なう表示領域の調整処理の変形例を説明するための図である。

50

【 0 0 5 9 】

まず、表示領域調整部 1 8 a は、図 7 の (A) に示すように、穿刺ガイドラインと前記超音波プローブの当接面との交点から送信された超音波の走査線 a を決定する。そして、表示領域調整部 1 8 a は、図 7 の (B) に示すように、決定した走査線のすべてが含まれるように表示領域を調整する。あるいは、表示領域調整部 1 8 a は、図 7 の (C) に示すように、決定した走査線の一部が含まれるように表示領域を調整する。図 7 の (C) に示す一例では、決定した走査線のうち、穿刺ガイドラインの浅部側半分にある走査線が含まれるように表示領域が調整されている。

【 0 0 6 0 】

かかる処理により、扇状に超音波が走査される場合に、穿刺針 1 b の挿入経路にて、より浅部側の被検体 P の生体組織の様相を 2 つの超音波画像にて穿刺ガイドラインとともに表示することができる。したがって、変形例でも、異なる 2 つのモードの超音波画像（合成画像）を並列表示しても、穿刺ガイドラインの視認性を確保することが可能となる。

【 実施例 2 】

【 0 0 6 1 】

実施例 2 では、表示領域が再調整される場合について、図 8 および図 9 を用いて説明する。なお、図 8 は、実施例 2 に係る表示領域調整部を説明するための図であり、図 9 は、実施例 2 に係る表示制御部を説明するための図である。

【 0 0 6 2 】

実施例 2 に係る制御部 1 8 は、実施例 1 で説明した実施例 1 に係る制御部 1 8 と同様の構成からなるが、表示領域調整部 1 8 a および表示制御部 1 8 b が実行する処理の内容が実施例 1 と異なる。以下、これらを中心にして説明する。

【 0 0 6 3 】

まず、並列表示されている 2 つのモードの合成画像を参照する操作者は、表示領域を拡大したい場合、例えば、入力装置 3 が有する調整つまみを操作することで、所望の拡大率を入力する。なお、実施例 2 では、B モード合成画像とカラードプラ合成画像との並列表示時に、表示領域の拡大要求を受け付ける場合について説明する。ただし、実施例 2 は、並列表示されている 2 つの画像のモードが、造影画像や石灰化強調表示モードの画像である場合であっても適用可能である。

【 0 0 6 4 】

表示領域の拡大要求を受け付けた場合、表示領域調整部 1 8 a は、受け付けた拡大率にて調整済みの表示領域を拡大する際の基準となる線（基準線）を決定する。具体的には、実施例 2 に係る表示領域調整部 1 8 a は、図 8 に示すように、穿刺ガイドラインと超音波の送信方向に対して最浅部にある生体組織との交点を通過した超音波の走査線を基準線「b」として決定する。そして、表示領域調整部 1 8 a は、図 8 に示すように、基準線「b」から穿刺ガイドラインの深部側に向かって、表示領域を受け付けた拡大率にて拡大する。

【 0 0 6 5 】

そして、実施例 2 に係る表示制御部 1 8 b は、表示領域調整部 1 8 a により拡大された表示領域の 2 つのモードの合成画像を縮小したうえで、モニタ 2 にて並列表示するように制御する。例えば、表示制御部 1 8 b は、図 9 に示すように、拡大された表示領域にある B モード合成画像を、拡大前の表示領域のサイズやモニタ 2 の表示サイズの半分にまで縮小させたうえで、モニタ 2 に表示させる。同様に、表示制御部 1 8 b は、拡大された表示領域のカラードプラ合成画像を、拡大前の表示領域のサイズやモニタ 2 の表示サイズの半分にまで縮小させたうえで、モニタ 2 に表示させる。その結果、操作者により参照される合成画像の領域は、基準線「b」が端となった状態で拡がることとなる。すなわち、表示領域調整部 1 8 a は、参照される合成画像の範囲を拡大する際、画像を参照する術者に違和感を与えることを回避するため、Single 表示時の画像の端が変わらないよう基準線「b」を基準として表示領域を拡大させる。そして、表示制御部 1 8 b は、拡大された表示領域にある合成画像を、2 つの画像が表示されるように縮小して表示させる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 6 】

次に、図 10 を用いて、実施例 2 に係る超音波診断装置の処理について説明する。図 10 は、実施例 2 に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【 0 0 6 7 】

図 10 に示すように、実施例 2 に係る超音波診断装置は、操作者から表示領域の拡大要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 2 0 1）。ここで、表示領域の拡大要求を受け付けない場合（ステップ S 2 0 1 否定）、超音波診断装置は、待機状態となる。

【 0 0 6 8 】

一方、表示領域の拡大要求を受け付けた場合（ステップ S 2 0 1 肯定）、表示領域調整部 1 8 a は、穿刺ガイドラインと超音波の送信方向に対して最浅部にある生体組織との交点を通じた超音波の走査線を基準線として決定し、決定した基準線に基づいて表示領域を拡大する（ステップ S 2 0 2）。具体的には、表示領域調整部 1 8 a は、基準線から穿刺ガイドラインの深部側に向かって、表示領域を受け付けた拡大率にて拡大する。

【 0 0 6 9 】

そして、表示制御部 1 8 b は、表示領域調整部 1 8 a により拡大された表示領域の 2 つのモードの合成画像を縮小したうえで、モニタ 2 にて並列表示するように制御し（ステップ S 2 0 3）、処理を終了する。なお、ステップ S 2 0 3 の後は、表示制御部 1 8 b は、拡大された表示領域により、順次生成される 2 つモードの合成画像を縮小したうえで、モニタ 2 にてリアルタイムで並列表示するように制御する。

【 0 0 7 0 】

上述してきたように、実施例 2 では、表示領域を拡大しても、生体組織の最浅部が確実に表示される。したがって、実施例 2 では、広い範囲の生体組織を観察しながら穿刺を行なう場合に、異なる 2 つのモードの超音波画像（合成画像）を並列表示しても、穿刺ガイドラインの視認性を確保することが可能となる。

【 0 0 7 1 】

なお、上記では、表示領域が拡大される場合について説明したが、実施例 2 は、表示領域が縮小される場合であってもよい。具体的には、表示領域調整部 1 8 a は、基準線「b」に向かう方向で、表示領域を受け付けた縮小率にて縮小する。そして、表示制御部 1 8 b は、表示領域調整部 1 8 a により縮小された表示領域の 2 つのモードの合成画像を拡大したうえで、モニタ 2 にて並列表示するように制御する。例えば、表示制御部 1 8 b は、縮小された表示領域の 2 つの合成画像を、縮小前の表示領域のサイズやモニタ 2 の表示サイズの半分にまで拡大させたうえで、モニタ 2 に表示させる。すなわち、表示領域調整部 1 8 a は、参照される合成画像の範囲を縮小する際、画像を参照する術者に違和感を与えることを回避するため、Single 表示時の画像の端が変わらないよう基準線「b」を基準として表示領域を縮小させる。そして、表示制御部 1 8 b は、縮小された表示領域にある合成画像を、2 つの画像が表示されるように拡大して表示させる。かかる変形例では、表示領域を縮小しても、確実に生体組織の最浅部が確実に表示される。したがって、この変形例では、狭い範囲の生体組織を詳細に観察しながら穿刺を行なう場合に異なる 2 つのモードの超音波画像（合成画像）を並列表示しても、穿刺ガイドラインの視認性を確保することが可能となる。

【 0 0 7 2 】

なお、上述した実施例 1 および 2 は、超音波プローブ 1 により穿刺中の被検体 P の生体組織を 2 次元で走査する場合のみならず、3 次元で走査する場合であっても適用可能である。

【 0 0 7 3 】

また、上述した実施例 1 および 2 の説明にて図示した超音波診断装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部または一部を、各種の負荷や使用状況などに応じて、任意の単位で機能的または物理的に分散・統合して構成することができる。例えば、表示領域調整部 1 8 a および表示制御部 1 8 b は、

10

20

30

40

50

統合される場合であってもよい。さらに、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部または任意の一部が、CPUおよび当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、あるいは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

【符号の説明】

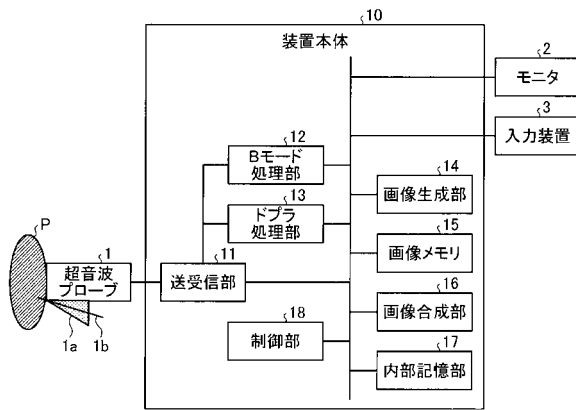
【0074】

- 1 超音波プローブ
- 1 a 穿刺アダプタ
- 1 b 穿刺針
- 2 モニタ
- 3 入力装置
- 10 装置本体
- 11 送受信部
- 12 Bモード処理部
- 13 ドプラ処理部
- 14 画像生成部
- 15 画像メモリ
- 16 画像合成部
- 17 内部記憶部
- 18 制御部
- 18 a 表示領域調整部
- 18 b 表示制御部

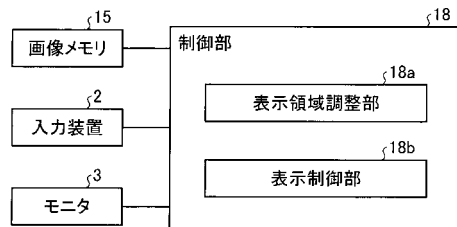
10

20

【図1】

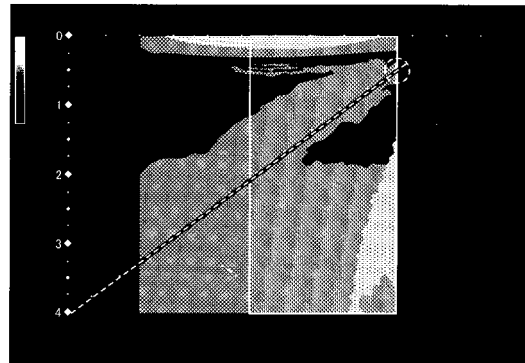
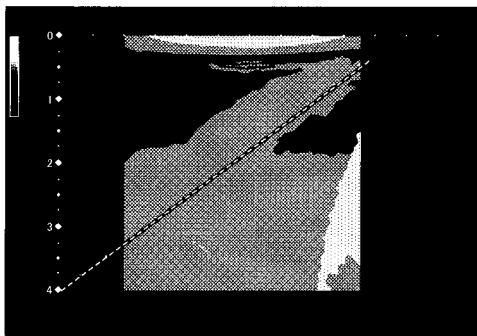


【図3】

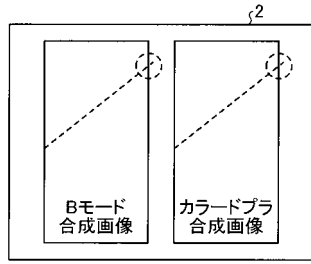


【図4】

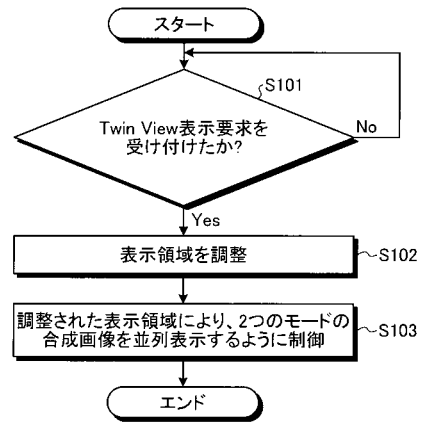
【図2】



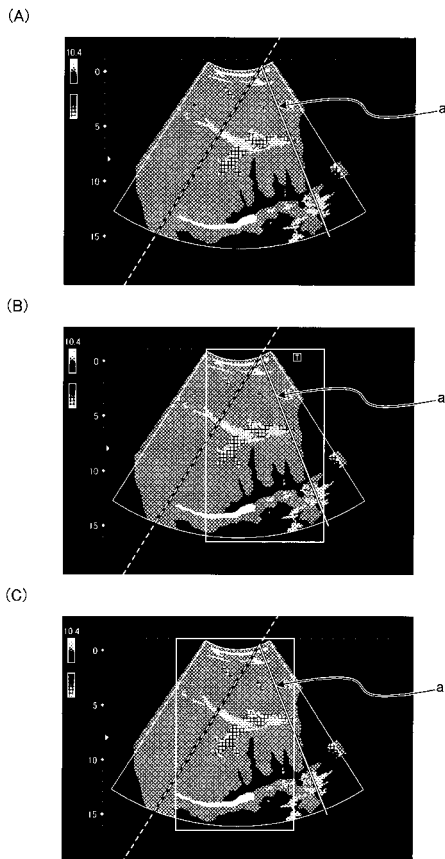
【図5】



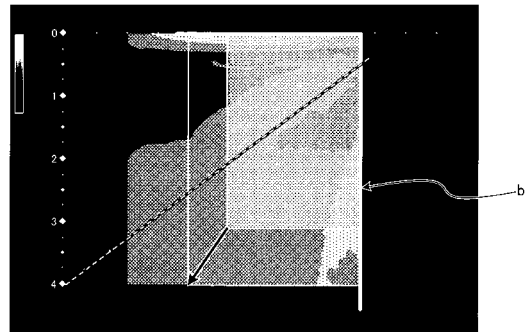
【図6】



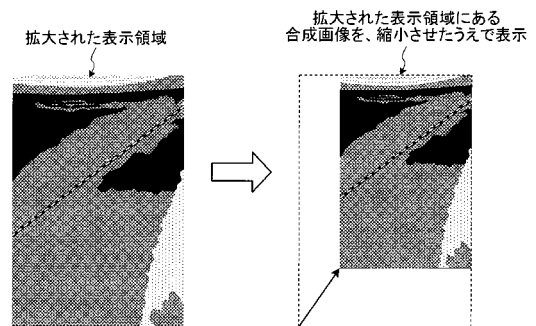
【図7】



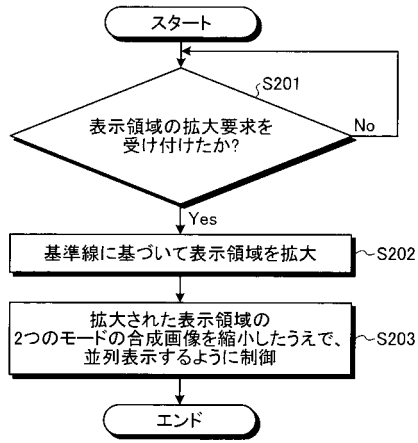
【図8】



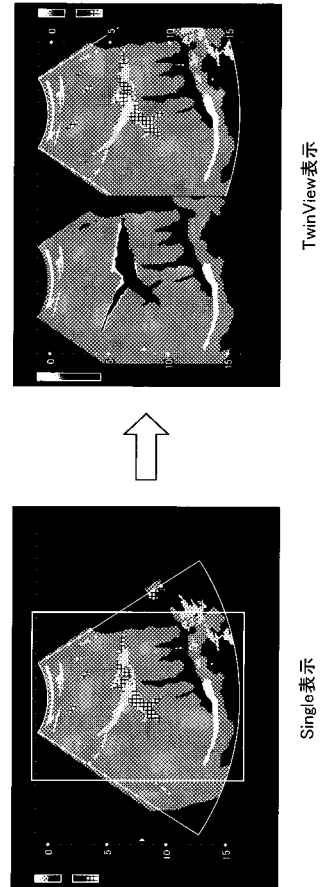
【図9】



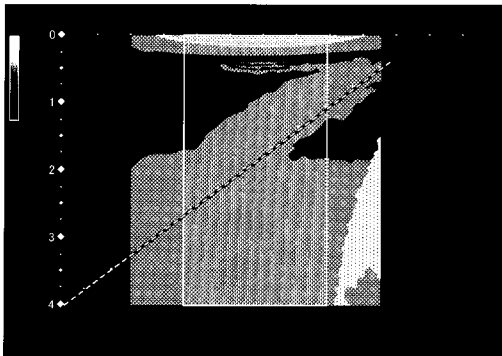
【図10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開平05 - 192334 (JP, A)
特開平11 - 033021 (JP, A)
特開平06 - 205778 (JP, A)
特開2008 - 132109 (JP, A)
特開2010 - 017527 (JP, A)
特開2010 - 068904 (JP, A)
国際公開第2007/040172 (WO, A1)
米国特許出願公開第2008/0044069 (US, A1)
米国特許出願公開第2008/0186378 (US, A1)
米国特許出願公開第2009/0198094 (US, A1)

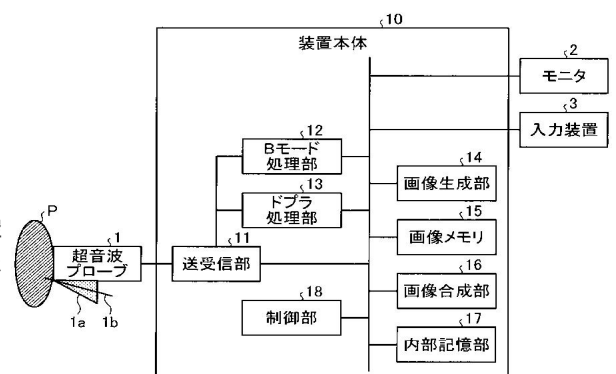
- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5575534B2	公开(公告)日	2014-08-20
申请号	JP2010105423	申请日	2010-04-30
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	吉田 哲也 岡村 陽子		
发明人	吉田 哲也 岡村 陽子		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B17/3403 A61B8/06 A61B8/0841 A61B8/13 A61B8/4245 A61B8/4444 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/5238 A61B18/12 A61B2017/3413 A61B2090/365		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE04 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/FF03 4C601/JC21 4C601/KK10 4C601/ /KK12 4C601/KK19 4C601/KK25 4C601/KK31		
代理人(译)	酒井宏明		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2011229837A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：即使在并行显示两种不同模式的超声图像时也要确保穿刺指南的可见性。解决方案：当显示区域调整部分18a经由输入装置3接收到对双视图显示的请求时，显示区域调整部分从图像存储器15中读出两个合成图像，这两个合成图像是通过在两种超声图像模式上叠加穿刺指南而形成的。然后，显示区域调整部分18a调整合成图像的两种模式的显示区域，以便平行显示，使得穿刺指南和位于最浅部分上的活组织相对于超声波的传输方向的交叉。包含在显示区域中。显示控制部分18b控制两个合成图像，使得可以通过使用由显示区域调整部分18a调整的显示区域在监视器2上并行显示图像。

【 图 1 】



【 图 2 】