

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5002397号

(P5002397)

(45) 発行日 平成24年8月15日 (2012. 8. 15)

(24) 登録日 平成24年5月25日 (2012. 5. 25)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006. 01)

A 6 1 B 8/00

G 0 6 T 1/00 (2006. 01)

G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

G 0 6 T 5/20 (2006. 01)

G 0 6 T 5/20 A

請求項の数 20 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2007-256338 (P2007-256338)
(22) 出願日 平成19年9月28日 (2007. 9. 28)
(65) 公開番号 特開2009-82469 (P2009-82469A)
(43) 公開日 平成21年4月23日 (2009. 4. 23)
審査請求日 平成22年8月16日 (2010. 8. 16)

(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
(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
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100075672
弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体における同一領域を少なくとも一部重複させるように超音波スキャンを複数回行い、受信エコーに基づいて複数フレームの画像を生成する超音波診断装置であって、

前記複数フレームの画像のそれぞれに対して、所定の変換処理により多重解像度解析を行う解析手段と、

前記解析手段による多重解像度解析により取得した各解像度の各係数毎に、前記複数フレームの画像間の対応する係数同士でそれぞれフィルタ演算処理を行うフィルタ演算手段と、

前記フィルタ演算手段によるフィルタ演算処理結果に対して、前記所定の変換処理の逆変換処理を施して1フレームの画像を生成する画像生成手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記解析手段により行われる前記所定の変換処理とは、ウェーブレット変換、ステーションナリウェーブレット変換、及びピラミッド変換のうちの何れかによる変換処理であることと特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記フィルタ演算処理手段による前記フィルタ演算処理とは、前記多重解像度解析により取得した前記係数のうち低周波側の係数については平均値を取る演算であり、高周波側の係数については絶対値の大きい値を出力する演算処理であることを特徴とする請求項 1

10

20

に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記フィルタ演算処理手段による前記フィルタ演算処理とは、全ての前記係数について、絶対値の大きい値を出力する演算処理であ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 5】

前記フィルタ演算処理手段は、前記複数フレームの画像における所定の位置の係数の出力値を決定する際に、当該所定の位置の近傍の係数も利用して前記フィルタ演算処理を行う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 6】

前記解析手段による前記多重解像度解析を実施した後であって、前記フィルタ演算処理手段による前記フィルタ演算処理を実施する前に、前記複数フレームの画像における互いに重複する領域の辺縁部において、前記解析手段による前記所定の変換処理に起因して発生するエッジ成分を除去するエッジ成分除去手段を含む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 7】

前記フィルタ演算手段により前記フィルタ演算処理を行う前及び／又は後に、各々の前記画像毎に非線形拡散フィルタ処理を施す非線形拡散フィルタ手段を含む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 8】

前記画像生成手段による前記逆変換処理を行う前に、前記フィルタ演算処理後の各ウェーブレット係数に対して所定の係数を乗算する画像処理手段を含む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 9】

前記画像を所定の表示手段に表示させる為の表示座標へ座標変換する座標変換手段を含み、

前記解析手段、前記フィルタ演算処理手段、及び前記画像生成手段による処理は、前記座標変換手段による座標変換処理前又は座標変換処理後に行うことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 8 のうち何れか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記超音波スキャンは、

被検体の同一部位に対して複数の異なる方向から超音波ビームの送受信を行なうスキャン、

被検体上で超音波プローブを移動させながら画像を取得していき、これら取得した画像に基づいて前記超音波プローブの動きを検出して前記画像の位置合わせを行なうスキャン、

被検体における同一の領域に対して複数の異なる位置から 3 次元スキャンを実施するスキャン、

超音波ビームの送信周波数及び／又は受信周波数を異ならせて被検体に対して同一の方向から複数回の超音波ビームの送受信を行うスキャン、及び

被検体に対して同一の方向から送信フォーカスを変えて複数回の超音波ビームの送受信を行うスキャン、

を含むことを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

被検体における同一領域を少なくとも一部重複させるように超音波スキャンを複数回行い、受信エコーに基づいて複数フレームの画像を生成する超音波診断装置としてコンピュータを機能させるプログラムであって、

前記複数フレームの画像のそれぞれに対して、所定の変換処理により多重解像度解析を行う解析機能と、

前記解析機能による多重解像度解析により取得した各解像度の各係数毎に、前記複数フ

10

20

30

40

50

レームの画像間の対応する係数同士でそれぞれフィルタ演算処理を行うフィルタ演算機能と、

前記フィルタ演算機能によるフィルタ演算処理結果に対して、前記所定の変換処理の逆変換処理を施して1フレームの画像を生成する画像生成機能と、

をコンピュータに実現させることを特徴とするプログラム。

【請求項12】

前記解析機能により行われる前記所定の変換処理とは、ウェーブレット変換、ステーションナリウェーブレット変換、及びピラミッド変換のうちの何れかによる変換処理であることと特徴とする請求項11に記載のプログラム。

【請求項13】

前記フィルタ演算処理機能による前記フィルタ演算処理とは、前記多重解像度解析により取得した前記係数のうち低周波側の係数については平均値を取る演算であり、高周波側の係数については絶対値の大きい値を出力する演算処理であることを特徴とする請求項11に記載のプログラム。

【請求項14】

前記フィルタ演算処理機能による前記フィルタ演算処理とは、全ての前記係数について、絶対値の大きい値を出力する演算処理であることを特徴とする請求項11に記載のプログラム。

【請求項15】

前記フィルタ演算処理機能は、前記複数フレームの画像における所定の位置の係数の出力値を決定する際に、当該所定の位置の近傍の係数も利用して前記フィルタ演算処理を行う機能であることを特徴とする請求項11に記載のプログラム。

【請求項16】

前記解析機能による前記多重解像度解析を実施した後であって、前記フィルタ演算処理機能による前記フィルタ演算処理を実施する前に、前記複数フレームの画像における互いに重複する領域の辺縁部において、前記解析機能による前記所定の変換処理に起因して発生するエッジ成分を除去するエッジ成分除去機能を更にコンピュータに実現させることを特徴とする請求項11に記載のプログラム。

【請求項17】

前記フィルタ演算機能により前記フィルタ演算処理を行う前及び／又は後に、各々の前記画像毎に非線形拡散フィルタ処理を施す非線形拡散フィルタ機能を更にコンピュータに実現させることを特徴とする請求項11に記載のプログラム。

【請求項18】

前記画像生成機能による前記逆変換処理を行う前に、前記フィルタ演算処理後の各ウェーブレット係数に対して所定の係数を乗算する画像処理機能をコンピュータに更に実現させることを特徴とする請求項12に記載のプログラム。

【請求項19】

前記画像を所定の表示手段に表示させる為の表示座標へ座標変換する座標変換機能をコンピュータに実現させ、

前記解析機能、前記フィルタ演算処理機能、及び前記画像生成機能による処理は、前記座標変換機能による座標変換処理前又は座標変換処理後に行うことを特徴とする請求項11乃至請求項18のうち何れか一つに記載のプログラム。

【請求項20】

前記超音波スキャンは、

被検体の同一部位に対して複数の異なる方向から超音波ビームの送受信を行なうスキャン、

被検体上で超音波プローブを移動させながら画像を取得していき、これら取得した画像に基づいて前記超音波プローブの動きを検出して前記画像の位置合わせを行なうスキャン、

被検体における同一の領域に対して複数の異なる位置から3次元スキャンを実施するス

10

20

30

40

50

キャン、

超音波ビームの送信周波数及び／又は受信周波数を異ならせて被検体に対して同一の方向から複数回の超音波ビームの送受信を行うスキャン、及び

被検体に対して同一の方向から送信フォーカスを変えて複数回の超音波ビームの送受信を行うスキャン、

を含むことを特徴とする請求項 19 に記載のプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及びプログラムに関し、特に超音波スキャンして取得した複数フレームの画像を合成処理する超音波診断装置及びプログラムに関する。 10

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された圧電振動子から発生する超音波を被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射信号を前記圧電振動子によって受信してモニタ上に表示するものである。この超音波診断装置によれば、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの画像データを容易に得ることができる為、臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。

【0003】

被検体の組織或いは血球からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は、超音波パルス反射法と超音波ドプラ法の 2 つの大きな技術開発により急速な進歩を遂げ、前記技術を用いて得られる B モード画像データとカラードプラ画像データは、今日の超音波診断において不可欠なものとなっている。 20

【0004】

ところで、超音波診断装置によって得られる超音波画像データにおいては、被検体内の複数の反射体からの反射超音波のランダムな干渉によって生ずる粒状性のノイズ（所謂、スペックルノイズ）が発生し、このスペックルノイズは装置のシステムノイズと共に超音波診断の妨げとなることが知られている。

【0005】

このようなスペックルノイズを低減する方法としては、例えばコンパウンドスキャン法を挙げることができる。コンパウンドスキャン法は更に空間コンパウンドスキャンと周波数コンパウンドスキャンに分類される。 30

【0006】

前記空間コンパウンドスキャンは、被検体の同一部位に対して複数の異なる方向から超音波送受波を行ない、得られた複数の画像データを加算合成して表示用の画像データを生成する技術である。他方、前記周波数コンパウンドスキャンは、被検体の同一部位に対し異なる超音波周波数によって複数枚の画像データを収集し、これらの画像データを加算合成して表示用画像データを生成する技術である。

【0007】

このように画像データを合成処理する技術として、例えば特許文献 1 には、次のような技術が開示されている。すなわち、特許文献 1 には、個々の連続するイメージフレームを複数のサブイメージ領域に分割し、該サブイメージ領域の局部移動ベクトルを推定評価する段階と、推定評価された局部移動ベクトルを基に包括的イメージ移動を推定評価する段階と、推定評価された包括的なイメージ移動を基に複合された X F O V イメージを表示する段階とより成る、複合された超音波イメージを発生させる方法が開示されている。 40

【0008】

この特許文献 1 に開示された方法によれば、拡大された視野（X F O V）イメージとして表される、大きな複合超音波イメージを発生させることができる。

【0009】

また、前記スペックルノイズを低減する方法としては、例えば特許文献 2 に次のような 50

技術が開示されている。すなわち、特許文献2には、被検体の複数方向に対して超音波送受波を行なって画像データを生成する画像データ生成手段と、前記画像データに対しウェーブレット変換を行なって各解像度レベルにおける低周波ウェーブレット変換係数と複数の高周波ウェーブレット変換係数を算出するウェーブレット変換手段と、前記高周波ウェーブレット変換係数に基づいて前記画像データのエッジ情報を検出するエッジ情報検出手段と、検出された前記エッジ情報に基づいて前記高周波ウェーブレット変換係数を重み付け演算する係数処理手段と、重み付け演算された前記高周波ウェーブレット変換係数を用いたウェーブレット逆変換によってエッジ強調された画像データを生成するウェーブレット逆変換手段と、前記エッジ強調された画像データを表示する表示手段を備えた超音波診断装置が開示されている。

10

【0010】

この特許文献2に開示された超音波診断装置によれば、超音波画像データにおいて効果的なスペckルノイズの低減とエッジ強調が可能となる。

【0011】

ところで、超音波診断装置で組織像を表示する際に、超音波スキャンして得られた画像データを合成して表示する際の合成方法としては、主として次の3種類の合成方法が知られている。

【0012】

(合成方法1) 空間コンパウンドスキャン

空間コンパウンドスキャンでは、図8に示すように、超音波プローブ101を固定して保持し、フレーム毎に異なる方向からスキャンを行う。このように異なる方向から超音波スキャンを行うと、同じ場所からのエコーであっても干渉条件が異なる為、スペckルの相関が少なくなる。従って、重複する領域(第1スキャン画像103と第2スキャン画像105との重複領域107)について平均値演算又は最大値演算を行うことにより、スペckルを低減させることができる。

20

【0013】

また、超音波ビームに垂直な組織境界は鏡面反射により、より明瞭な境界エコーを発生する為、多数の方向から超音波ビームを照射することで、いろいろな角度の組織境界からのエコーを明瞭に表示させることが可能となる。

【0014】

(合成方法2) パノラミックビュー

パノラミックビューとは、特許文献1で示されるような映像法であり、図9に示すように超音波プローブ101をスキャン断面の方向に動かし、得られた画像データから超音波プローブ101の動きを検出して、画像データを並行移動且つ回転移動して位置合わせを行い合成処理することで、より広い視野を表示する技術である。現在は最新の画像が上になるような上書きによる合成処理が一般に行われている。

30

【0015】

(合成方法3) コンビネーションフォーカス

コンビネーションフォーカスとは、図10に示すように、異なる方向からではなく同一の方向から、送信フォーカスを変えて複数回の超音波ビームの送受信を行い、例えば近距離の領域の画像111Aに関しては近距離フォーカスの超音波ビーム111により取得し、遠距離の領域の画像113Aに関しては遠距離フォーカスの超音波ビーム113により取得し、それらの画像を合成する技術である。

40

【特許文献1】特開平8-280688号公報

【特許文献2】特開2005-296331号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0016】

しかしながら、上述した画像データの合成方法は、それぞれ次のような問題を抱えている。

50

【0017】

まず、空間コンパウンドスキャンに関しては、画像データを合成する際に、図8に示すように当該合成に係る画像データ（第1スキャン画像103と第2スキャン画像105と）の間に、重複する領域107と重複しない領域109とが生じる。ここで、重複しない領域109に関しては、当該合成に係る画像データをそのまま表示することになる。他方、重複する領域107における画像合成方法としては、例えば平均値演算や最大値演算等を挙げることができる。

【0018】

ここで、最大値演算を採る場合には、重複する領域107と重複しない領域109とのつなぎ目（境界）における表示は自然な表示となるが、一つの画像データに階調の高いアーティファクトがあると、該アーティファクトがそのまま表示されてしまう。一方、平均値演算を採る場合には、重複する領域107と重複しない領域109とのつなぎ目（境界）における表示が不自然に見えてしまう。更に、最大値演算を採る場合であっても、平均値演算を採る場合であっても、当該合成処理後の画像データは、どこかぼけた表示であるという印象を観察者に与える画像データとなるという問題がある。

【0019】

また、パノラミックビューによる場合は、重複する領域が生じた場合には、上述したように当該領域の画像データを上書き処理を行う。従って、合成処理に起因する画像のぼけは生じない。しかしながら、重複する領域の画像データが存在するにも関わらず、それを利用しないということは、画像データを合成処理することによるメリットを十分に享受しているとは言いがたい。換言すれば、重複する領域の画像データを利用することで、上述した空間コンパウンドスキャンにより得られる効果を得ることができる。しかしながら、空間コンパウンドスキャンの抱える問題も同時に抱えてしまう為、いずれにしろ空間コンパウンドスキャンの抱える上述した問題を解決しなくてはならない。

【0020】

さらには、例えばパノラミックビューによる場合のように、異なる位置からスキャンして取得した画像データには、それぞれ取得した位置によって、当該画像データ中に鮮明な領域と不鮮明な領域とが存在する。例えば図11に示すように、関心領域131の右側に不鮮明領域が存在する第1画像133と、関心領域131の左側に不鮮明領域が存在する第2画像135とについて、平均値演算や最大値演算を実行して合成処理を行うと、不鮮明な領域が拡大した画像データしか得ることができない。

【0021】

従って、このような場合には、当該合成処理に係る画像データ中の不鮮明な領域は用いずに、鮮明な領域のみを用いて合成処理を行うことで、鮮明な領域のみを有する画像データ137を得ることが好ましい。しかしながら、現在、このような合成処理を自動的に行う技術は開示されていない。

【0022】

そして、コンビネーションフォーカスによる場合は、画像データを分割して合成する為、つなぎ目（境界）が、当該合成処理後の画像データ上で見えてしまうという問題がある。つなぎ目（境界）について少しずつ重みを変えて加算するという方法もあるが、重みを変えて加算する方法よりも分解能向上に寄与するような合成処理方法がより好ましい。

【0023】

なお、特許文献1及び特許文献2に開示されている技術は、当然ながら図8乃至図11を参照して説明した上述の問題を解決するものではない。

【0024】

本発明は、前記の事情に鑑みてなされたものであり、合成処理により作成した画像データにおいて、当該合成処理に係る画像データ同士の重複する領域と重複しない領域との境界が不連続に見えないこと、高輝度のアーティファクトが強調されてしまわないこと、当該合成処理に係る画像データに不鮮明な領域を有する画像データが含まれていた場合であってもこれに起因する不鮮明な領域が生じないこと、を実現した超音波画像診断装置及び

10

20

30

40

50

プログラム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】

【0025】

上記の目的を達成するために、本発明の第1の態様による超音波診断装置は、被検体における同一領域を少なくとも一部重複させるように超音波スキャンを複数回行い、受信エコーに基づいて複数フレームの画像を生成する超音波診断装置であって、前記複数フレームの画像のそれぞれに対して、所定の変換処理により多重解像度解析を行う解析手段と、前記解析手段による多重解像度解析により取得した各解像度の各係数毎に、前記複数フレームの画像間の対応する係数同士でそれぞれフィルタ演算処理を行うフィルタ演算手段と、前記フィルタ演算手段によるフィルタ演算処理結果に対して、前記所定の変換処理の逆変換処理を施して1フレームの画像を生成する画像生成手段と、を具備することを特徴とする。

10

【0026】

上記の目的を達成するために、本発明の第2の態様によるプログラムは、被検体における同一領域を少なくとも一部重複させるように超音波スキャンを複数回行い、受信エコーに基づいて複数フレームの画像を生成する超音波診断装置としてコンピュータを機能させるプログラムであって、前記複数フレームの画像のそれぞれに対して、所定の変換処理により多重解像度解析を行う解析機能と、前記解析機能による多重解像度解析により取得した各解像度の各係数毎に、前記複数フレームの画像間の対応する係数同士でそれぞれフィルタ演算処理を行うフィルタ演算機能と、前記フィルタ演算機能によるフィルタ演算処理結果に対して、前記所定の変換処理の逆変換処理を施して1フレームの画像を生成する画像生成機能と、をコンピュータに実現させることを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0027】

本発明によれば、合成処理により作成した画像データにおいて、当該合成処理に係る画像データ同士の重複する領域と重複しない領域との境界が不連続に見えないこと、高輝度のアーティファクトが強調されてしまわないこと、当該合成処理に係る画像データに不鮮明な領域を有する画像データが含まれていた場合であってもこれに起因する不鮮明な領域が生じないこと、を実現した超音波画像診断装置及びプログラムを提供することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

以下、図面を参照して本発明の一実施形態を説明する。

【0029】

図1は、本一実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示す図である。同図に示すように本一実施形態に係る超音波診断装置1は、超音波プローブ2と、送信回路4と、受信回路6と、Bモード処理手段8と、カラードプラ処理手段10と、座標変換手段12と、画像合成手段14と、モニタ16と、制御手段18と、を具備する。

【0030】

前記超音波プローブ2は、被検体との間で照射・反射される超音波信号の送受波を担うデバイス（探触子）であり、電気／機械可逆的変換素子としての圧電セラミック等の圧電素子で形成されている。この超音波プローブ2は、例えばアレイ状に配列される複数の圧電素子を先端部に装備したフェーズドアレイタイプのもので構成される。これにより、超音波プローブ2は、供給されるパルス駆動電圧を超音波パルス信号に変換して被検体のスキャン領域内の所望方向に送信し、且つ被検体から反射してきた超音波信号をこれに対応する電圧のエコー信号に変換する。

40

【0031】

前記送信回路4は、前記制御手段18による制御信号に基づいて、送信チャンネル毎に所定の送信遅延時間が付与されたタイミングで、前記超音波プローブ2の各圧電素子に駆動信号を送信し、これにより前記超音波プローブ2の各圧電素子から被検体内に向けて超

50

音波信号を送波させる。

【0032】

前記受信回路6は、超音波信号の送波に応じて被検体内の音響インピーダンスの不整合面で反射され、組織内の散乱体によって散乱された成分等を含む超音波エコー信号を、前記超音波プローブ2の各圧電素子を介してそれに対応する電圧量のエコー信号として受信し、そのエコー信号に受信遅延・加算処理を施し、その処理が施された受信信号を前記Bモード処理手段8及びカラードプラ処理手段10にそれぞれ出力する。

【0033】

前記Bモード処理手段8は、前記受信回路6からの出力信号に包絡線検波を行い、これで検波された信号を被検体内の組織の形態情報を担うものとして、前記座標変換手段12

10

【0034】

前記カラードプラ処理手段10は、前記受信回路6からの出力信号に基づいて速度情報を周波数解析し、その解析結果を被検体内の血流又は組織の移動速度情報を担う信号として、前記座標変換手段12に出力する。

【0035】

前記座標変換手段12は、前記Bモード処理手段8及び前記カラードプラ処理手段10からの出力信号を、表示座標へ座標変換して前記画像合成手段14へ出力する。

【0036】

前記画像合成手段14は、前記座標変換手段12からの信号を受信し、制御手段18による制御で、Bモード像及びCFM（カラー・フロー・マッピング）像に関する各種画像処理及び合成処理（詳細は後述）を行い、更にこれらの画像に基づいて各種の定量解析や計測を行いその結果を示す情報を画像上に付加する等の画像処理を行い、その結果得られた画像信号をTV用のスキャン信号に変換してモニタ16に出力する。

20

【0037】

前記制御手段18は、図示しない内部バスに接続されたCPU（プロセッサ）、メモリ（RAM／ROM）、ハードディスク装置、リムーバブルメディア（CD-ROM、フロッピー（登録商標）ディスク、メモリカード等）の駆動装置、及びその他の周辺装置を有するコンピュータとしての機能を有し、検査時に予めプログラムされた手順に従って当該超音波診断装置1全体の動作を制御する。

30

【0038】

以上説明した構成により、前記モニタ16上には、超音波画像（Bモード像及びCFM像に関する各種の画像や、その計測、解析結果に関する情報等を含む）が表示される。

【0039】

なお、空間コンパウンドスキャンにおいてはフレーム毎に前記超音波プローブ2による斜めスキャンの方向（角度）を変化させるのであるが、フレーム毎にスキャンを変化させるのはBモード像のみとし、CFM像はフレーム毎に同じスキャンとする。つまり、ここでは空間コンパウンドスキャン及び合成処理を行うのはBモードのみとする。以下、Bモード像の処理についてのみ詳細に説明する。

【0040】

40

以下、本第1実施形態に係る超音波診断装置1の主な特徴の一つである前記画像合成手段14による合成処理について詳細に説明する。

【0041】

まず、前記画像合成手段14による合成処理についての入出力関係は、例えば図2に示すような入出力関係となる。すなわち、Nフレーム（あるいはNフレーム以上）の演算によって画像を合成し、入力と同じフレーム数の画像データを出力する。より具体的には、図2に示すように画像データA1と画像データB1とを合成して画像データF1を生成し、画像データB1と画像データA2とを合成して画像データF2を生成し、画像データA2と画像データB2とを合成して画像データF3を生成する。

【0042】

50

なお、図 2 においては、説明の便宜上 2 方向のコンパウンド処理の場合を例に示しているが、本一実施形態に係る超音波診断装置により N 方向のコンパウンド処理を行うことが可能であるのは勿論である。

【0043】

次に、前記画像合成手段 14 による合成処理の流れについて、図 3 に示すフローチャートを参照して説明する。ここでは、 $(k+1)$ フレームの画像データを合成処理することを例に説明する。なお、それぞれのステップにおける処理の詳細は、図 4 を参照して後に詳述する。

【0044】

まず、前記画像合成手段 14 は、最新の画像データ (n フレーム目の画像) が入力される (ステップ S 1) と、L レベルの離散的 2 次元ウェーブレット変換を行う (ステップ S 2)。

【0045】

続いて、前記画像合成手段 14 は、合成処理に係る画像同士の重複する領域に存在するエッジ成分を含むエッジ領域を除去する (ステップ S 3)。通常、画像の辺縁部においては、ウェーブレット変換を行うと高周波側にエッジ成分が発生する。そして、合成処理後の画像においては、当然ながら前記画像の辺縁部は、もはや辺縁部ではなくなる。従って、前記辺縁部におけるエッジ成分は不要になる。この為、ステップ S 3 においてエッジ成分の除去を行う。

【0046】

その後、前記画像合成手段 14 は、後述する所定の演算処理 ($(k+1)$ 枚のフレームの各ウェーブレット係数毎に演算を行う処理) を行い (ステップ S 4)、該演算処理結果に対して 2 次元離散逆ウェーブレット変換を行って (ステップ S 5)、合成処理後の画像データである $A(0)$ を得る。

【0047】

以下、本一実施形態における画像データの合成処理の原理を、図 4 を参照して詳細に説明する。ここでは、画像 a 及び画像 b の 2 つの画像を合成処理する場合を例に説明する。具体的には、前記画像合成手段 14 は、次のようにして画像 a 及び画像 b の多重解像度解析 (ここではレベル 2 の 2 次元離散ウェーブレット変換) を行う (ステップ S 2)。

【0048】

すなわち、前記画像合成手段 14 は、まずレベル 1 の 2 次元離散ウェーブレット変換によって、 $A1$ (Approximation), $H1$ (Horizontal detail), $V1$ (Vertical detail), $D1$ (Diagonal detail) のウェーブレット係数に分解する。続いて、前記 $A1$ についてのみ、更に 2 次元離散ウェーブレット変換を行う。これにより、図 4 に示すように $A2, H2, V2, D2$ を得る。これらの処理を、画像 a 及び画像 b の双方についてそれぞれ行う。

【0049】

続いて、図 4 において楕円形状 51 で囲って示す領域であるエッジ領域を除去する (当該エッジ領域中の高周波側の係数を 0 にする) 処理を行う (ステップ S 3)。

【0050】

なお、このエッジ領域は、合成処理後の画像においては辺縁部とならないエッジ領域である。換言すれば、このエッジ領域は、合成処理前の或る 1 枚の画像にとっては当該画像の辺縁部であるが、合成処理後の画像においては辺縁部とはならない領域であり、この領域は当該合成処理前に既知の領域である。同様に、ウェーブレット変換を行った場合に、その画像の辺縁部が影響を与える範囲の領域も当該合成処理前に既知の領域である。

【0051】

以上説明したステップ S 1 乃至ステップ S 3 の処理によれば、当然ながら同じ画像からは同じ結果を得ることができる。従って、現在の結果を順次保存しておくことで、毎回再度演算することなく図 3 において破線で囲った枠内に示す $(n-k)$ フレームから $(n-1)$ フレームまでの離散的 2 次元ウェーブレット変換の値を得ることができる。

【0052】

そして、前記ステップ S 4 における演算処理及び前記ステップ S 5 における 2 次元離散逆ウェーブレット変換は、例えば次のような演算を行う処理である。

【0053】

ここで、演算関数を $\text{func}(a1, a2, \dots, aN, M, \text{Level})$ で示し、離散的 2 次元逆ウェーブレット変換を idwt2 で示す。但し、 $a1, a2, \dots, aN$ は入力データを示し、 $M=0$ は Approximation を示し、 $M=1$ は Horizontal detail を示し、 $M=2$ は Vertical detail を示し、 $M=3$ は Diagonal detail を示し、Level はウェーブレット展開数を示す。

【0054】

```

A(L)=func(A(L,n),A(L,n-1),...,A(L,n-k),0,L)
H(L)=func(H(L,n),H(L,n-1),...,H(L,n-k),1,L)
V(L)=func(V(L,n),V(L,n-1),...,V(L,n-k),2,L)
D(L)=func(D(L,n),D(L,n-1),...,D(L,n-k),3,L)
H(L-1)=func(H(L-1,n),H(L-1,n-1),...,H(L-1,n-k),1,L-1)
V(L-1)=func(V(L-1,n),V(L-1,n-1),...,V(L-1,n-k),2,L-1)
D(L-1)=func(D(L-1,n),D(L-1,n-1),...,D(L-1,n-k),3,L-1)
. . . . .
H(1)=func(H(L,n),H(L,n-1),...,H(L,n-k),1,1)
V(1)=func(V(L,n),V(L,n-1),...,V(L,n-k),2,1)
D(1)=func(D(L,n),D(L,n-1),...,D(L,n-k),3,1)
A(L-1)=idwt2(A(L),H(L),V(L),D(L))
A(L-2)=idwt2(A(L-1),H(L-1),V(L-1),D(L-1))
. . . . .
A(0)=idwt2(A(1),H(1),V(1),D(1))

```

ここで、前記 A(0) が合成処理により最終的に作成された画像データである。

【0055】

なお、上述した演算関数の一例としては、すべての Level において、
 $\text{func}(a1, a2, \dots, aN, M, \text{Level}) = \text{Mean}(a1, a2, \dots, aN) \quad M=0$
 $\text{func}(a1, a2, \dots, aN, M, \text{Level}) = \text{AbsMax}(a1, a2, \dots, aN) \quad M=1, 2, 3$
を挙げることができる。

【0056】

但し、 $\text{Mean}(a, b)$ は、 a と b との平均値を計算する演算であるが、 $a=0$ の場合は b の値を出力し、 $b=0$ の場合は a の値を出力する演算である。また、 $\text{AbsMax}(a, b)$ は a 及び b のうち何れか絶対値の大きい方を出力する演算である。

【0057】

なお、より具体的には、前記ステップ S 4 においては、例えば次のような演算を行う。

【0058】

```

A2 = Mean(A2a, A2b)
H2 = AbsMax(H2a, H2b)
V2 = AbsMax(V2a, V2b)
D2 = AbsMax(D2a, D2b)
H1 = AbsMax(H1a, H1b)
V1 = AbsMax(V1a, V1b)
D1 = AbsMax(D1a, D1b)

```

そして、上述した演算を行った後、前記画像合成手段 14 は、前記の係数 $A2, H2, V2, D2$ から 2 次元離散逆ウェーブレット変換を行って $A1$ を算出し、 $A1, H1, V1, D1$ から 2 次元離散逆ウェーブレット変換を行って（ステップ S 5）、合成処理後の画像データである $A(0)$ を得る。

【0059】

以下、前記ステップ S 4 における演算処理を行うことで得られる効果について説明する。

【0060】

まず、前記Approximationの係数については平均値演算を行うことで、平均輝度が変化しないという効果、及び画像の大まかな構造は合成処理に係る各々の画像間の平均値で示されることになるという効果を得ることができる。

【0061】

また、前記H,V,Dのdetail係数については最大値演算を行うことで、それぞれの画像のうち最大の分解能を持つ画像が選択され、各画素毎に最大の分解能を持つ画像が自動的に選択される。従って、全体としては重ね合わせの境界も見えずに自然な重ね合わせとして見え、各画素においては重ね合わせた画像の中の最大の分解能を持つ画像が表示されるので、分解能が向上して見えるという効果を得ることができる。

10

【0062】

つまり、画像データ同士の重複する領域と重複しない領域との境界が不連続に見えないこと、高輝度のアーティファクトが強調されてしまわないこと、画像データに不鮮明な領域を有する画像データが含まれていた場合であってもこれに起因する不鮮明な領域が生じないこと、という目的を達成することができる。

【0063】

このような演算により、コンパウンドスキャンで期待される鏡面反射による画像の鮮明化が達成される。ここで、更にスペックル除去という効果を得る為には、ウェーブレット変換を行うことを利用して、ウェーブレット縮退(Wavelet Shrinkage)という画像処理技術を併用すればよい。レベルの低いdetail係数はノイズである場合が多いので、ウェーブレット縮退を行うことで、スペックルを除去又は低減することができる。

20

【0064】

なお、この場合の前記func関数としては、例えば次の関数を挙げることができる。

【0065】

$$\text{func}(a_1, a_2, \dots, a_N, M, \text{Level}) = \text{AbsMax}(a_1, a_2, \dots, a_N) * c(M, \text{Level}) \quad M=1, 2, 3$$

ここで、 $c(M, \text{Level})$ はウェーブレット係数の重みを示し、例えばLevelが1のような小さい場合に0に近い値を取り、Levelが大きい場合は1に近い値を取る。また、 $c(M, \text{Level})$ の値は、Mによって指定されるHorizontal, Vertical, Diagonalの場合でそれぞれ値を変えても良い。さらには、 $c(M, \text{Level})$ の値は、組織の辺縁等のエッジを強調する為に、1より大きい値を取っても良い。

30

【0066】

なお、以上説明した前記画像合成手段14による処理は、例えば図5に示す互いに重複するような複数回の3次元スキャンにより取得した画像データに対しても適用できる。

【0067】

図5は、3次元スキャンをしながら前記超音波プローブ2を動かしたり、別のウィンドウから同一の組織を観察する様子、つまり一旦前記超音波プローブ2を被検体から離して当該被検体の別の位置へ置きかえて再び画像を取得するというプロセスを繰り返す様子を示す図である。

40

【0068】

この方法によれば、被検体における同一の領域に対して異なる位置から複数回3次元スキャンを実施して、取得した画像の位置合わせを3次元的に行うことにより、完全に同一断面又は同一ボクセルのデータを得ることができる。この場合、同一の領域について複数のボクセルデータが存在し、複数のボクセルデータ又は切り出された複数の2次元画像データを合成処理することになる。そして、このような方法を採用する場合にも、上述した前記画像合成手段14による合成処理を適用することができることは勿論である。

【0069】

ところで、前記画像合成手段14による上述した一連の合成処理は、プログラム化することで、或いはプログラム化した後当該プログラムを記憶媒体に読み込むことによって、

50

超音波診断装置 1 とは独立したソフトウェア製品単体としての販売、配布も容易になり、また本一実施形態に係る技術を他のハードウェア上で利用することも可能となる。

【0070】

以上説明したように、本一実施形態によれば、合成処理により作成した画像データにおいて、当該合成処理に係る画像データ同士の重複する領域と重複しない領域との境界が不連続に見えないこと、高輝度のアーティファクトが強調されてしまわないこと、当該合成処理に係る画像データに不鮮明な領域を有する画像データが含まれていた場合であってもこれに起因する不鮮明な領域が生じないこと、を実現した超音波画像診断装置及びプログラムを提供することができる。

【0071】

ところで、上述した前記画像合成手段 14 による合成処理によって得られた画像データにおいては、当該合成処理前の画像データ同士の重複する領域と重複しない領域との境界が自然であり且つ分解能が向上する。分解能が向上する理由は、当該合成処理後の画像データは、合成処理前の画像データにおける高周波成分のうち最も大きい成分を持つ為、最も解像度が高い状態で合成処理されるからである。

【0072】

以上、一実施形態に基づいて本発明を説明したが、本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨の範囲内で種々の変形及び応用が可能なことは勿論である。

【0073】

(第 1 変形例)

合成処理における演算方法としては上述した演算方法以外にも、例えば全ての場合において Mean 演算を用いる方法、又は全ての場合において AbsMax 演算を用いる方法を採用してもよい。

【0074】

全ての場合において Mean 演算を用いる方法は、ウェーブレット変換を行わずに単に Mean を取る処理と基本的には同等の処理であるが、本一実施形態においては上述したようにウェーブレット係数上で重複する側のエッジ領域除去を行っている為、重複する領域における境界が不連続に見えることがない。

【0075】

全ての場合において AbsMax 演算を用いる方法は、ウェーブレット変換を行わずに単に Max を取る処理とは異なり、各画素毎に最大の分解能を持つ画像が出力されることになる。但し、平均輝度が上昇したり、高輝度のアーティファクトが残る場合がある。

【0076】

(第 2 変形例)

合成処理における上述した演算方法では、各画素毎の係数のみを用いて合成処理を行ったが、当該画素の近傍の画素の係数を用いて合成処理を行っても勿論良い。

【0077】

例えば、2 枚の画像の位置 (x,y) における AbsMax による計算方法として、1 枚目の画像における位置 (x,y) を含む周囲 5×5 点の平均値 a1 を計算し、且つ 2 枚目の画像における位置 (x,y) を含む周囲 5×5 点の平均値 a2 を計算し、前記 a1 及び前記 a2 のうち絶対値の大きい方の値を位置 (x,y) における出力値とする。この処理により、ノイズが強調されて見えることを低減することができる。

【0078】

(第 3 変形例)

合成処理における上述した演算方法では、多重解像度解析に離散的ウェーブレット変換を用いた。一般的な離散的ウェーブレット変換では、当該画像データに対して LPF (Low Pass Filter) と HPF (High Pass Filter) を掛け、それぞれの出力を半分にダウンサンプリングする。この為、情報量は当該変換前と変換後とは変わらない。

10

20

30

40

50

【0079】

しかしながら、ウェーブレット縮退で係数を処理した後に、逆ウェーブレット変換を行うと、当該画像上にブロック状のアーティファクトが見える場合がある。これを防ぐ為に、離散的ウェーブレット変換の代わりに、例えばステーションナリ(stationary)ウェーブレット変換を行っても良い。

【0080】

このステーションナリウェーブレット変換では、ダウンサンプリングを行わない。この為、2次元画像を処理する場合には、1回の変換によって情報量が4倍になってしまう。しかしながら、ウェーブレット縮退を行った後に逆変換を行った場合であっても、当該画像上に上述したブロック状のアーティファクトは見られないという効果を得ることができる。

10

【0081】

(第4変形例)

合成処理における上述した演算方法では、多重解像度解析に離散的ウェーブレット変換を用いた。しかしながら、多重解像度変換にウェーブレット変換の代わりに、例えばラプラシアン(Laplacian)ピラミッド、RoL(Ratio of Low pass)ピラミッド、又はグラディエント(Gradient)ピラミッド、といった各種のピラミッド変換(Pyramid transform)を用いても良い。

【0082】

ウェーブレット変換とピラミッド変換との相違点は、ウェーブレット変換が直交変換であるのに対して、ピラミッド変換は必ずしも直交変換ではない点である。しかしながら、ウェーブレット変換及びピラミッド変換の双方共、それらの変換によって多重解像度解析が可能である点では共通する。

20

【0083】

(第5変形例)

図6に示すようにスペckル低減やエッジを強調する為の非線形拡散フィルタ処理(ステップS11)を、前記ステップS4における演算処理の前或いは前記ステップS4における演算処理の後の何れか一方又は両方に挿入しても良い。なお、図6においては、説明の便宜上、前記ステップS4の前後双方に非線形拡散フィルタ処理(ステップS11)を挿入して示している。

30

【0084】

すなわち、例えば特開2006-116307に開示されているような、多重解像度解析と非線形拡散フィルタとを組み合わせた処理を、合成処理前に挿入することで、スペckルが少なく且つエッジが強調された見やすい合成画像を得ることができる。このような処理を行う場合には、多重解像度解析は既に行われているので、この処理に掛かる時間を節約することができる。

【0085】

(第6変形例)

前記一実施形態においてはコンパウンドスキャンを用いる場合を例に説明したが、コンパウンドスキャンに限らず、例えばパノラミックビュー又は3次元スキャンを行いながら超音波プローブ2を動かしたり、別のウィンドウから同一の組織を観察する場合であっても同様に適用できる。

40

【0086】

なお、パノラミックビューの場合には、画像から動き量を推定して、当該画像を並行移動及び／又は回転移動させる必要がある。詳細は、前記特許文献1に開示されている。別の位置から3次元スキャンを行う場合も、3次的に並行移動及び／又は回転移動させることで、断面を所望の断面に合わせることができる。このようにして断面を一致させた後は、前記一実施形態において説明した画像の合成処理を行うことができる。

【0087】

(第7変形例)

50

コンビネーションフォーカス法による合成処理に、前記一実施形態を適用してもよい。この場合、合成処理に係る画像の境界をオーバーラップさせて、前記一実施形態で説明した画像合成手段14による合成処理を行う。

【0088】

図7は、2段のコンビネーションフォーカス法の概念を示す図である。近距離フォーカスの超音波ビーム111により取得した画像51Aと、遠距離フォーカスの超音波ビーム53による画像53Aとの境界をオーバーラップさせてオーバーラップ領域55Aを作り、このオーバーラップ領域55Aについて、前記一実施形態において説明した合成処理方法を用いる。

【0089】

これにより、合成処理後の画像における分解能の向上且つスペックルの低減が期待できる。この場合、前記画像合成手段14による処理と、前記座標変換手段12による処理との順序を逆にしてもよい。

【0090】

(第8変形例)

周波数コンパウンドスキャンによる合成処理に、前記一実施形態を適用してもよい。なお、基本波画像と2次高調波画像との合成も周波数コンパウンドの一種である。周波数コンパウンドスキャンによれば、通常は、各々のスキャン範囲は一致するので、コンビネーションフォーカス法と同様に前記一実施形態を適用することができる。

【0091】

さらに、上述した実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件の適当な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件からいくつかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成も発明として抽出され得る。

【図面の簡単な説明】

【0092】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示す図。

【図2】画像合成手段の入出力を示す図。

【図3】画像合成手段による画像データの合成処理のフローチャートを示す図。

【図4】本発明の一実施形態における画像データの合成処理の原理を示す図。

【図5】3次元スキャンの概念を示す図。

【図6】スペックル低減やエッジを強調するフィルタ処理を挿入する場合の、画像合成手段による画像データの合成処理のフローチャートを示す図。

【図7】2段のコンビネーションフォーカス法の概念を示す図。

【図8】空間コンパウンドスキャンの概念を示す図。

【図9】パノラミックビューの概念を示す図。

【図10】コンビネーションフォーカスの概念を示す図。

【図11】従来技術が抱える問題点を示す図。

【符号の説明】

【0093】

1…超音波診断装置、 2…超音波プローブ、 4…送信回路、 6…受信回路、 8…Bモード処理手段、 10…カラードプラ処理手段、 12…座標変換手段、 14…画像合成手段、 16…モニタ、 18…制御手段。

10

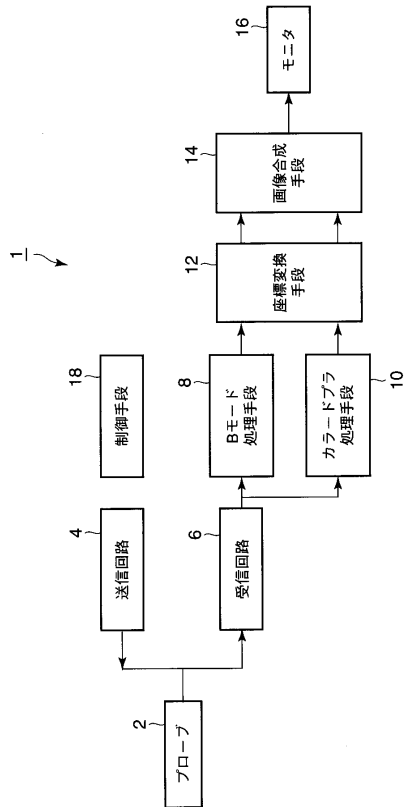
20

30

40

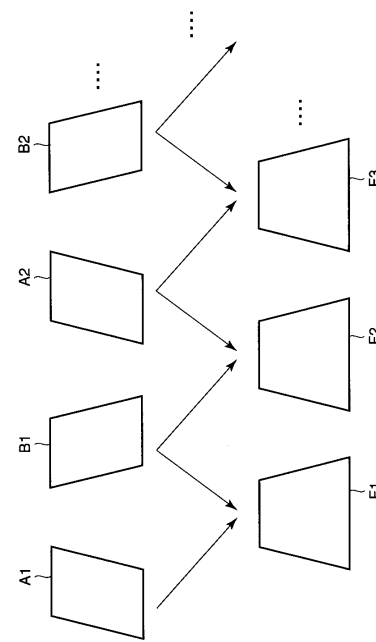
【図 1】

図 1



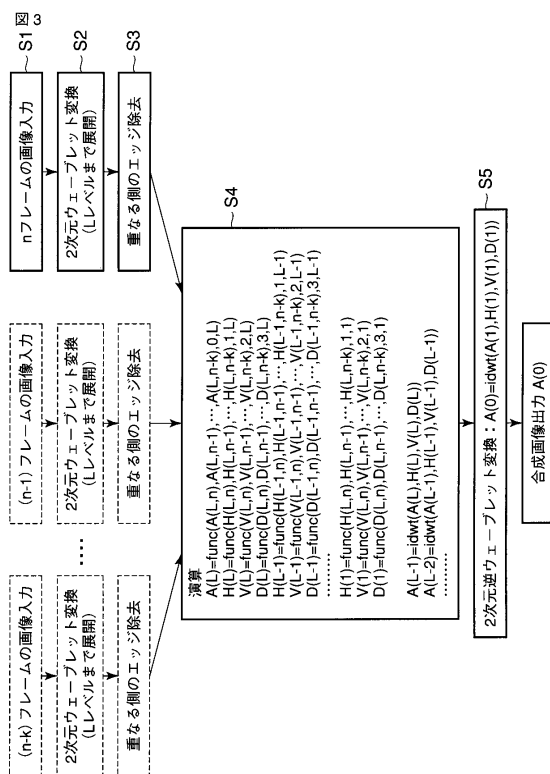
【図 2】

図 2



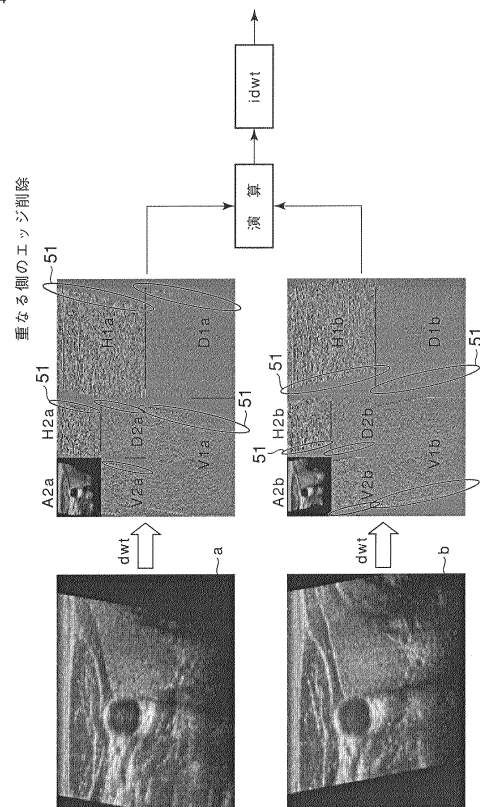
【図 3】

図 3



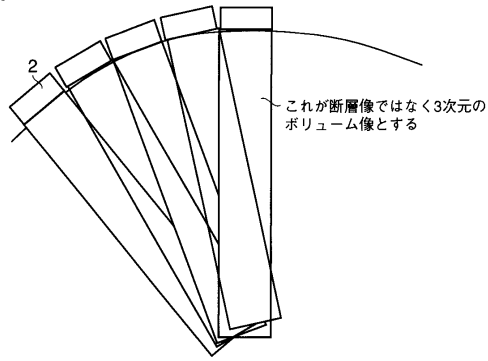
【図 4】

図 4



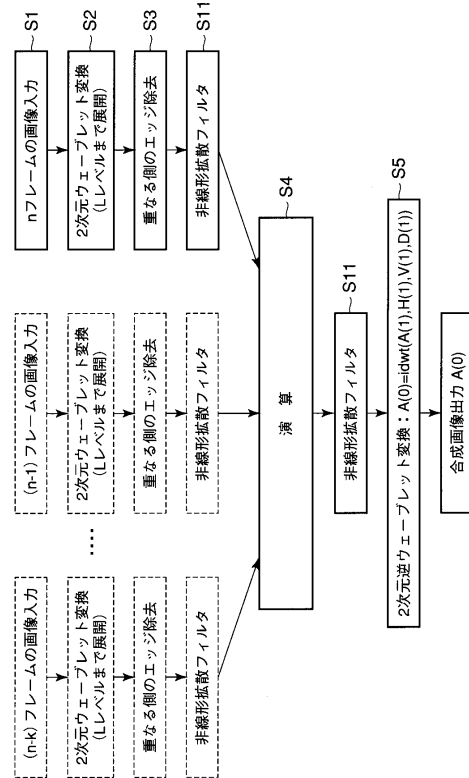
【図 5】

図 5



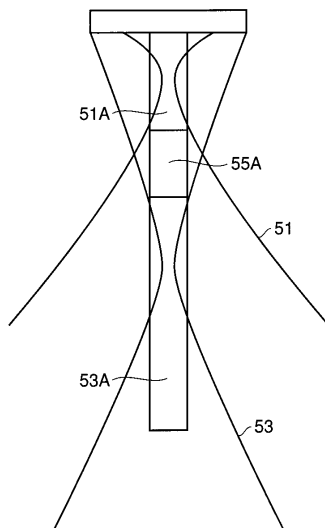
【図 6】

図 6



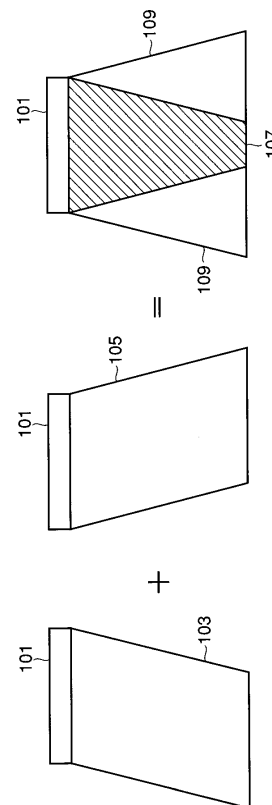
【図 7】

図 7



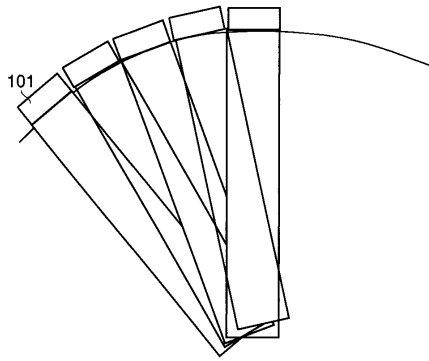
【図 8】

図 8



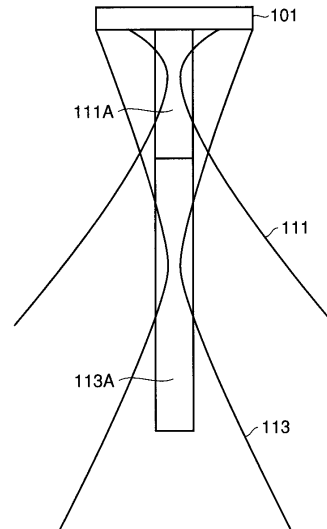
【図 9】

図 9



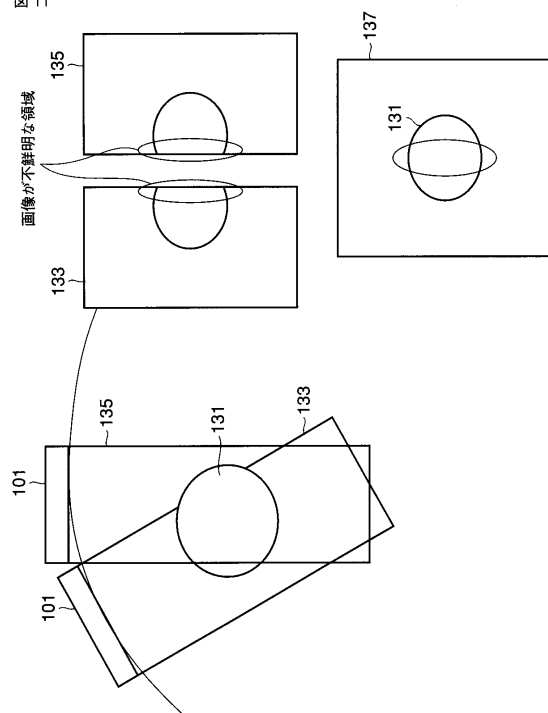
【図 10】

图 10



【図 1 1】

图 11



フロントページの続き

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 佐藤 武史

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本社内

(72)発明者 大住 良太

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本社内

(72)発明者 今村 智久

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本社内

審査官 樋口 宗彦

(56)参考文献 特開2006-297106 (JP, A)

特開2006-116307 (JP, A)

特開2005-296331 (JP, A)

米国特許第6042545 (US, A)

特表2009-501587 (JP, A)

特開2006-288679 (JP, A)

特開平6-154218 (JP, A)

特開平7-284090 (JP, A)

特開2005-81154 (JP, A)

特開2004-140794 (JP, A)

特開平11-75204 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备和程序		
公开(公告)号	JP5002397B2	公开(公告)日	2012-08-15
申请号	JP2007256338	申请日	2007-09-28
[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	佐藤武史 大住良太 今村智久		
发明人	佐藤 武史 大住 良太 今村 智久		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T5/20		
CPC分类号	G06T5/00 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/54 G01S7/52026 G01S7/52065 G01S15/8995 G06T2207/20016 G06T2207/20064		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T5/20.A G06T5/20 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/JC04 4C601/JC22 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE02 5B057/CE03 5B057/CE05 5B057/CE06 5B057/CG05 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA18 5L096/FA26 5L096/FA32 5L096/GA55 5L096/GA59		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2009082469A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备和程序，其在通过合成处理准备的图像数据中防止图像数据的重叠区域和非重叠区域之间的边界与合成处理相关联，从而看起来不连续，即使当通过合成处理准备的图像数据包含具有不清晰区域的图像数据时，也会突出显示高亮度的伪像，并且生成不清楚的区域。解决方案：超声诊断设备包括图像合成装置14，其通过预定的变换处理对多个帧的各个图像执行多分辨率分析，对多个图像中的每个图像中的每个系数执行滤波操作处理。通过多分辨率分析获得的每个分辨率的每个系数中的帧的帧，并且对于滤波操作处理的结果执行预定变换处理的逆变换处理，以生成一帧的图像。Z

