

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/069558

発行日 平成28年9月8日(2016.9.8)

(43) 国際公開日 平成28年5月8日(2014.5.8)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/14

テーマコード(参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 29 頁)

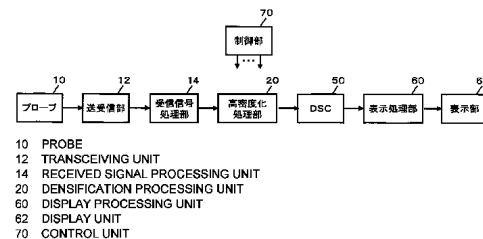
出願番号	特願2014-544571 (P2014-544571)	(71) 出願人	000005108
(21) 国際出願番号	PCT/JP2013/079509		株式会社日立製作所
(22) 国際出願日	平成25年10月31日(2013.10.31)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(31) 優先権主張番号	特願2012-239765 (P2012-239765)	(74) 代理人	110001210
(32) 優先日	平成24年10月31日(2012.10.31)		特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	前田 俊徳
			東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立
			アロカメディカル株式会社内
		(72) 発明者	村下 賢
			東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立
			アロカメディカル株式会社内
		(72) 発明者	宍戸 裕哉
			東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立
			アロカメディカル株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

超音波ビームを低密度に走査して得られる低密度画像の画像用データが高密度化処理部20において高密度化される。高密度化処理部20は、超音波ビームを高密度に走査して得られた高密度画像に関する学習により、その学習の結果として高密度画像から得られた複数の高密度化データで低密度画像の画像用データの密度を補うことにより、低密度画像の画像用データを高密度化する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送受するプローブと、
プローブを制御して超音波ビームを走査する送受信部と、
超音波ビームを低密度に走査して得られる低密度画像の画像用データを高密度化する高密度化処理部と、
高密度化された画像用データに基づいて表示画像を形成する表示処理部と、
を有し、
前記高密度化処理部は、超音波ビームを高密度に走査して得られた高密度画像に関する学習により、当該学習の結果として高密度画像から得られた複数の高密度化データで低密度画像の画像用データの密度を補うことにより、低密度画像の画像用データを高密度化する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
前記高密度化処理部は、
高密度画像に関する学習の結果として高密度画像の画像用データから得られた複数の高密度化データを記憶するメモリを備え、
メモリに記憶された複数の高密度化データの中から、低密度画像の画像用データの隙間に対応した複数の高密度化データを選択し、選択した複数の高密度化データで低密度画像の画像用データの隙間を補うことにより、低密度画像の画像用データを高密度化する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、
前記高密度化処理部は、低密度画像内の互いに異なる箇所に複数の注目領域を設定し、
前記メモリに記憶された複数の高密度化データの中から、各注目領域ごとにその注目領域に対応した高密度化データを選択する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、
前記メモリには、高密度画像に設定された複数の注目領域について、各注目領域に属する画像用データの特徴情報に応じた複数の高密度化データが記憶され、
前記高密度化処理部は、前記メモリに記憶された複数の高密度化データの中から、低密度画像の各注目領域に対応した高密度化データとして、当該注目領域に属する画像用データの特徴情報に対応した高密度化データを選択する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、
前記メモリには、高密度画像の各注目領域に属する画像用データの配列パターンに応じた複数の高密度化データが記憶され、
前記高密度化処理部は、前記メモリに記憶された複数の高密度化データの中から、低密度画像の各注目領域に対応した高密度化データとして、当該注目領域に属する画像用データの配列パターンに対応した高密度化データを選択する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
前記高密度化処理部は、本装置による診断に先立って事前に形成された高密度画像から得られた複数の高密度化データを記憶するメモリを備え、当該メモリに記憶された複数の高密度化データで、本装置による診断において得られる低密度画像の画像用データを高密度化する、

50

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波診断装置において、

前記メモリには、本装置による診断に先立って事前に形成された高密度画像に設定された複数の注目領域について、各注目領域に属する画像用データの特徴情報と当該注目領域から得られる高密度化データとが互いに対応付けて管理されつつ、当該高密度化データが記憶され、

前記高密度化処理部は、本装置による診断において得られる低密度画像内の互いに異なる箇所に複数の注目領域を設定し、前記メモリに記憶された複数の高密度化データの中から、低密度画像の各注目領域ごとにその注目領域に属する画像用データの特徴情報に対応した高密度化データを選択し、複数の注目領域について選択された複数の高密度化データにより、低密度画像の画像用データを高密度化する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記送受信部は、学習モードにおいて超音波ビームを高密度に走査し、診断モードにおいて超音波ビームを低密度に走査し、

前記高密度化処理部は、学習モードにおいて高密度画像から得られた複数の高密度化データにより、診断モードにおいて得られる低密度画像の画像用データを高密度化する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波診断装置において、

前記高密度化処理部は、

学習モードにおいて得られた高密度画像に設定された複数の注目領域について、各注目領域に属する画像用データの特徴情報に応じた複数の高密度化データを記憶するメモリを備え、

診断モードにおいて得られる低密度画像の画像用データを高密度化するにあたり、前記メモリに記憶された複数の高密度化データの中から、低密度画像に設定された各注目領域ごとにその注目領域に属する画像用データの特徴情報に対応した高密度化データを選択する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の超音波診断装置において、

学習モードで得られた高密度画像と診断モードで得られた低密度画像とを比較し、その比較の結果に基づいて、学習モードで得られた高密度画像に関する学習結果が良好か否かを判定する学習結果判定部と、

本装置内を制御する制御部と、

をさらに有し、

前記制御部は、学習結果判定部において学習結果が良好ではないと判定されると、新たな学習結果を得るように、本装置内を学習モードに切り替える、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記高密度化処理部は、複数の高密度化データの中から低密度画像の画像用データの隙間に対応した複数の高密度化データを選択し、選択した複数の高密度化データで低密度画像の画像用データの隙間を補うことにより、低密度画像の画像用データを高密度化する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の超音波診断装置において、

前記高密度化処理部は、低密度画像内の互いに異なる箇所に複数の注目領域を設定し、

10

20

30

40

50

複数の高密度化データの中から、各注目領域ごとにその注目領域に対応した高密度化データを選択する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 3】

請求項 1 2 に記載の超音波診断装置において、

前記高密度化処理部は、画像用データに関する複数の配列パターンに対応した複数の高密度化データの中から、低密度画像の各注目領域に対応した高密度化データとして、当該注目領域に属する画像用データの配列パターンに対応した高密度化データを選択する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 4】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記高密度化処理部は、本装置による診断に先立って事前に形成された高密度画像から得られた複数の高密度化データで、本装置による診断において得られる低密度画像の画像用データを高密度化する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、超音波画像を高密度化する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置を利用することにより、例えば運動する組織等の動画像をリアルタイムで得て診断を行うことができる。特に、近年における心臓等の診断や治療において超音波診断装置は極めて重要な医療機器である。

【0003】

超音波診断装置によりリアルタイムで超音波の動画像を得るにあたっては、フレームレートと画像密度（画像の解像度）が、互いにトレードオフの関係にある。例えば、複数の断層画像で構成される動画像のフレームレートを高めるためには、各断層画像を得る際に超音波ビームの走査を粗くする必要があり、各断層画像の画像密度は低下する。一方、各断層画像の画像密度を高めるためには、各断層画像を得る際に超音波ビームの走査を密にする必要があり、複数の断層画像で構成される動画像のフレームレートは低下する。

【0004】

動画像の理想を追求するのであれば、フレームレートが高く（高フレームレート）且つ画像密度も高い（高密度画像）ことが望ましい。その理想に近づくために、高フレームレートで得られる低密度画像を高密度化する技術が提案されている。

【0005】

例えば、特許文献 1 には、前フレーム上の注目画素ごとに前フレームと現フレームとの間においてパターンマッチング処理を実行し、現フレームを構成していた原始的画素群と注目画素ごとにパターンマッチング処理により定義された追加的画素群とに基づいて、現フレームを高密度化する技術が記載されている。

【0006】

また、特許文献 2 には、フレーム内において第 1 画素列と第 2 画素列と第 3 画素列を定義し、第 1 画素列上の注目画素ごとに、第 1 画素列と第 2 画素列との間でパターンマッチング処理を実行し、注目画素についての第 2 画素列上のマッピングアドレスを演算し、さらに、第 3 画素列上の注目画素ごとに、第 3 画素列と第 2 画素列との間でパターンマッチング処理を実行し、注目画素についての第 2 画素列上のマッピングアドレスを演算し、そして、複数の注目画素が有する画素値とマッピングアドレスを利用して、第 2 画素列を高密度化する技術が記載されている。

【0007】

例えば、特許文献 1 , 2 に記載された技術を利用することにより、高フレームレートで

10

20

30

40

50

得られる低密度画像を高密度化することが可能になる。

【 0 0 0 8 】

また、デジタルカメラ等により撮影される画像を高密度化する一般的な画像処理において、高密度画像に関する学習結果を利用して低密度画像を高密度化する技術が知られている。例えば、非特許文献 1 には、画像をパッチ（小領域）に分解し、低解像度パッチとそれに対応する高解像度パッチとをペアにしてデータベースを作成しておき、入力画像を分解した低解像度パッチに対応した高解像度パッチをデータベースから得て、その低解像度パッチを高解像度パッチに置換することにより、入力画像を高密度化する技術が提案されている。

【 先行技術文献 】

10

【 特許文献 】

【 0 0 0 9 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 2 - 1 0 5 7 5 0 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 1 2 - 1 0 5 7 5 1 号公報

【 非特許文献 】

【 0 0 1 0 】

【 非特許文献 1 】 小川祐樹、他 2 名、「高周波強調処理と入力画像の利用による学習型超解像」、画像の認識・理解シンポジウム（MIRU2010）、2010 年 7 月、IS2-35:1004-1010

【 発明の概要 】

20

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 1 】

上述した背景技術に鑑み、本願の発明者は、超音波画像を高密度化する改良技術について研究開発を重ねてきた。特に、高密度画像に関する学習の結果を利用することにより、特許文献 1, 2 に記載された画期的な技術とは異なる原理により、超音波画像を高密度化する技術に注目した。

【 0 0 1 2 】

なお、例えば非特許文献 1 に記載された、高密度画像に関する学習の結果を利用した一般的な画像処理に係る技術では、低解像度パッチを高解像度パッチに置換して画像を高密度化している。しかし、超音波診断装置においては、低密度画像は実際の診断において得られる貴重な画像であり、その低密度画像をできる限り尊重することが望ましい。そのため、上述した一般的な画像処理を適用して、単純に低密度画像を高密度画像に置換してしまうことは望ましくない。

30

【 0 0 1 3 】

本発明は、上述した研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、超音波の高密度画像に関する学習の結果を利用して超音波の低密度画像を高密度化する改良技術を提供することにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 4 】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、超音波を送受するプローブと、プローブを制御して超音波ビームを走査する送受信部と、超音波ビームを低密度に走査して得られる低密度画像の画像用データを高密度化する高密度化処理部と、高密度化された画像用データに基づいて表示画像を形成する表示処理部と、を有し、前記高密度化処理部は、超音波ビームを高密度に走査して得られた高密度画像に関する学習により、当該学習の結果として高密度画像から得られた複数の高密度化データで低密度画像の画像用データの密度を補うことにより、低密度画像の画像用データを高密度化する、ことを特徴とする。

40

【 0 0 1 5 】

上記構成において、超音波を送受するプローブは、例えば、コンベックス走査型、セクタ走査型、リニア走査型など、診断用途に応じた様々なタイプのものを利用することができる。また、二次元断層画像用のプローブが利用されてもよいし、三次元画像用のプロー

50

ブが利用されてもよい。そして、高密度化の対象となる画像は、例えば二次元断層画像（Bモード画像）が好適な一例であるものの、三次元画像やドブラ画像やエラストグラフィ画像などでもよい。また、画像用データとは、画像の形成に利用されるデータであり、具体的には、例えば、検波等の信号処理の前後における信号のデータや、スキャンコンバータの前後における画像のデータなどである。

【0016】

上記装置によれば、超音波の高密度画像に関する学習の結果を利用して、超音波の低密度画像が高密度化される。特に、高密度画像から得られた複数の高密度化データで低密度画像の画像用データの密度を補って低密度画像の画像用データを高密度化するため、画像用データを置換してしまう場合に比べて、低密度画像の画像用データが尊重され、診断情報としての高い信頼性を維持しつつ高密度化された画像を提供することができる。もちろん、高フレームレートで得られた低密度画像を高密度化することにより、高フレームレート且つ高密度な動画像を実現することも可能になる。

10

【0017】

望ましい具体例において、前記高密度化処理部は、高密度画像に関する学習の結果として高密度画像の画像用データから得られた複数の高密度化データを記憶するメモリを備え、メモリに記憶された複数の高密度化データの中から、低密度画像の画像用データの隙間に対応した複数の高密度化データを選択し、選択した複数の高密度化データで低密度画像の画像用データの隙間を補うことにより、低密度画像の画像用データを高密度化する、ことを特徴とする。

20

【0018】

望ましい具体例において、前記高密度化処理部は、低密度画像内の互いに異なる箇所に複数の注目領域を設定し、前記メモリに記憶された複数の高密度化データの中から、各注目領域ごとにその注目領域に対応した高密度化データを選択する、ことを特徴とする。

【0019】

望ましい具体例において、前記メモリには、高密度画像に設定された複数の注目領域について、各注目領域に属する画像用データの特徴情報に応じた複数の高密度化データが記憶され、前記高密度化処理部は、前記メモリに記憶された複数の高密度化データの中から、低密度画像の各注目領域に対応した高密度化データとして、当該注目領域に属する画像用データの特徴情報に対応した高密度化データを選択する、ことを特徴とする。

30

【0020】

望ましい具体例において、前記メモリには、高密度画像の各注目領域に属する画像用データの配列パターンに応じた複数の高密度化データが記憶され、前記高密度化処理部は、前記メモリに記憶された複数の高密度化データの中から、低密度画像の各注目領域に対応した高密度化データとして、当該注目領域に属する画像用データの配列パターンに対応した高密度化データを選択する、ことを特徴とする。

【0021】

望ましい具体例において、前記高密度化処理部は、本装置による診断に先立って事前に形成された高密度画像から得られた複数の高密度化データを記憶するメモリを備え、当該メモリに記憶された複数の高密度化データで、本装置による診断において得られる低密度画像の画像用データを高密度化する、ことを特徴とする。

40

【0022】

望ましい具体例において、前記メモリには、本装置による診断に先立って事前に形成された高密度画像に設定された複数の注目領域について、各注目領域に属する画像用データの特徴情報と当該注目領域から得られる高密度化データとが互いに対応付けて管理されつつ、当該高密度化データが記憶され、前記高密度化処理部は、本装置による診断において得られる低密度画像内の互いに異なる箇所に複数の注目領域を設定し、前記メモリに記憶された複数の高密度化データの中から、低密度画像の各注目領域ごとにその注目領域に属する画像用データの特徴情報に対応した高密度化データを選択し、複数の注目領域について選択された複数の高密度化データにより、低密度画像の画像用データを高密度化する、

50

ことを特徴とする。

【0023】

望ましい具体例において、前記送受信部は、学習モードにおいて超音波ビームを高密度に走査し、診断モードにおいて超音波ビームを低密度に走査し、前記高密度化処理部は、学習モードにおいて高密度画像から得られた複数の高密度化データにより、診断モードにおいて得られる低密度画像の画像用データを高密度化する、ことを特徴とする。

【0024】

望ましい具体例において、前記高密度化処理部は、学習モードにおいて得られた高密度画像に設定された複数の注目領域について、各注目領域に属する画像用データの特徴情報に応じた複数の高密度化データを記憶するメモリを備え、診断モードにおいて得られる低密度画像の画像用データを高密度化するにあたり、前記メモリに記憶された複数の高密度化データの中から、低密度画像に設定された各注目領域ごとにその注目領域に属する画像用データの特徴情報に対応した高密度化データを選択する、ことを特徴とする。

【0025】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、学習モードで得られた高密度画像と診断モードで得られた低密度画像とを比較し、その比較の結果に基づいて、学習モードで得られた高密度画像に関する学習結果が良好か否かを判定する学習結果判定部と、本装置内を制御する制御部と、をさらに有し、前記制御部は、学習結果判定部において学習結果が良好ではないと判定されると、新たな学習結果を得るように、本装置内を学習モードに切り替える、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0026】

本発明により、超音波の高密度画像に関する学習の結果を利用して超音波の低密度画像を高密度化する改良技術が提供される。

【0027】

例えば、本発明の好適な態様によれば、高密度画像から得られた複数の高密度化データで低密度画像の画像用データの密度を補って低密度画像の画像用データが高密度化されるため、画像用データを置換してしまう場合に比べて、低密度画像の画像用データが尊重され、診断情報としての高い信頼性を維持しつつ高密度化された画像を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】本発明の好適な超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】高密度化処理部の内部構成を示すブロック図である。

【図3】輝度パターンと高密度化データの抽出に係る具体例を示す図である。

【図4】輝度パターンと高密度化データの対応付けに係る具体例を示す図である。

【図5】高密度画像に関する学習結果の記憶処理に係る具体例を示す図である。

【図6】画像領域ごとに輝度パターンと高密度化データに対応付ける変形例を示す図である。

【図7】輝度パターンと高密度化データの抽出に係る別の具体例を示す図である。

【図8】輝度パターンと高密度化データの対応付けの別の具体例を示す図である。

【図9】高密度画像に関する学習結果の記憶処理に係る別の具体例を示す図である。

【図10】画像学習部における処理を纏めたフローチャートである。

【図11】高密度化データの選択に係る具体例を示す図である。

【図12】高密度化データの選択に係る別の具体例を示す図である。

【図13】低密度画像と高密度化データの合成に係る具体例を示す図である。

【図14】高密度化処理部における処理を纏めたフローチャートである。

【図15】本発明の別の好適な超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図16】学習結果判定部の内部構成を示すブロック図である。

【図17】学習モードと診断モードの切り替えに係る具体例を示す図である。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための形態】**【0029】**

図1は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。プローブ10は超音波を送受する超音波探触子である。例えば、セクタ走査型、リニア走査型、二次元画像（断層画像）用、三次元画像用等の各種のプローブ10を診断用途に応じて使い分けることができる。

【0030】

送受信部12は、プローブ10が備える複数の振動素子を送信制御して送信ビームを形成し、送信ビームを診断領域内で走査させる。また、送受信部12は、複数の振動素子から得られる複数の受信信号を整相加算処理するなどして受信ビームを形成し、診断領域内の全域から受信ビーム信号を収集する。こうして、送受信部12において収集された受信ビーム信号（RF信号）は受信信号処理部14に送られる。

【0031】

受信信号処理部14は、受信ビーム信号（RF信号）に対して、検波処理や対数変換処理等の受信信号処理を施し、これにより、各受信ビームごとに得られるラインデータを高密度化処理部20へ出力する。

【0032】

高密度化処理部20は、超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）を低密度に走査して得られる低密度画像の画像用データを高密度化する。高密度化処理部20は、超音波ビームを高密度に走査して得られた高密度画像に関する学習により、その学習の結果として高密度画像から得られた複数の高密度化データで低密度画像の画像用データの密度を補うことにより、低密度画像の画像用データを高密度化する。図1においては、受信信号処理部14から得られるラインデータが高密度化処理部20により高密度化される。なお、高密度化処理部20の内部構成や高密度化処理部20における具体的な処理については後に詳述する。

【0033】

デジタルスキャンコンバータ（DSC）50は、高密度化処理部20において高密度化されたラインデータに対して、座標変換処理やフレームレート調整処理等を施す。デジタルスキャンコンバータ50は、超音波ビームの走査に対応した走査座標系で得られたラインデータから、座標変換処理や補間処理等を利用して、表示座標系に対応した画像データを得る。また、デジタルスキャンコンバータ50は、走査座標系のフレームレートで得られたラインデータを表示座標系のフレームレートの画像データに変換する。

【0034】

表示処理部60は、デジタルスキャンコンバータ50から得られる画像データに対してグラフィックデータ等を合成して表示画像を形成する。その表示画像は、液晶ディスプレイ等の表示部62に表示される。そして、制御部70は図1の超音波診断装置内を全体的に制御する。

【0035】

図1の超音波診断装置の全体構成は以上のとおりである。次に、当該超音波診断装置における高密度化処理について説明する。なお、図1に示した構成（ブロック）については以下の説明において図1の符号を利用する。

【0036】

図2は、高密度化処理部20の内部構成を示すブロック図である。高密度化処理部20は、低密度画像の画像用データ、つまり図1の具体例においては受信信号処理部14から得られるラインデータを高密度化処理し、これにより得られる高密度化画像の画像用データを後段、つまり図1の具体例においてはデジタルスキャンコンバータ50へ出力する。高密度化処理部20は、注目領域設定部22と特徴量抽出部24と学習結果メモリ26とデータ合成部28を備えており、高密度化処理において、学習結果メモリ26に記憶された高密度画像に関する学習の結果を利用する。

【0037】

10

20

30

40

50

高密度画像に関する学習の結果は、画像学習部 30 から得られる。画像学習部 30 は、図 1 の超音波診断装置による診断に先立って事前に形成された高密度画像に基づいて高密度化画像の学習結果を得る。なお、画像学習部 30 は、図 1 の超音波診断装置内に設けられてもよいし、当該超音波診断装置外で例えばコンピュータ内で実現されてもよい。

【0038】

画像学習部 30 は、超音波を高密度に走査して得られた高密度画像の画像用データに基づいて学習結果を得る。高密度画像の画像用データは、図 1 の超音波診断装置により得られることが望ましいものの、他の超音波診断装置から得られてもよい。画像学習部 30 は注目領域設定部 32 と特徴量抽出部 34 とデータ抽出部 36 と対応付け処理部 38 を備えており、例えば図 3 ~ 図 10 を利用して以下に説明する処理により学習結果を得る。そこで画像学習部 30 による処理について説明する。なお、図 2 に示した構成（ブロック）については、以下の説明においても図 2 の符号を利用する。

10

【0039】

図 3 は、輝度パターンと高密度化データの抽出に係る具体例を示す図である。図 3 には画像学習部 30 において処理される高密度画像 300 の具体例が図示されている。

【0040】

高密度画像 300 は、超音波を高密度に走査して得られた高密度画像の画像用データである。図 3 の例において、高密度画像 300 は、二次元的に配列された複数のデータ 301 で構成されている。複数のデータ 301 は、各受信ビーム BM ごとに、深さ方向（r 方向）に沿って並べられ、さらに、複数の受信ビーム BM に関する複数のデータ 301 がビーム走査方向（ θ 方向）に並べられている。各データ 301 の具体例は、各受信ビームごとに得られるラインデータであり、例えば 16 ビットの輝度値である。

20

【0041】

画像学習部 30 は、例えば、画像を管理するサーバやハードディスクから、ネットワークを介して、高密度画像 300 を得る。サーバ等における管理やネットワークを介した通信には、例えば DICOM (Digital Imaging and COmmunication in Medicine) 等の医療機器に係る規格を利用することが望ましい。もちろん、外部のサーバやハードディスクを利用せずに、画像学習部 30 自身が備えるハードディスクなどに高密度画像 300 が記憶されて管理されてもよい。

【0042】

高密度画像 300 を得ると、画像学習部 30 の注目領域設定部 32 は、高密度画像 300 に対して注目領域 306 を設定する。図 3 に示す例では、高密度画像 300 内に 1 次元の注目領域 306 が設定されている。

30

【0043】

注目領域 306 が設定されると、特徴量抽出部 34 は、注目領域 306 に属するデータから特徴情報を抽出する。特徴量抽出部 34 は、まず、注目領域 306 に属する 4 つのデータ 302 ~ 305 を抽出する。4 つのデータ 302 ~ 305 は、後に説明する低密度画像のデータ間隔で抽出される。そして、特徴量抽出部 34 は、注目領域 306 に属するデータの特徴情報として、例えば 4 つのデータ 302 ~ 305 の配列パターンを抽出する。つまり、4 つのデータ 302 ~ 305 の各々が 16 ビットの輝度値であれば、4 つの輝度値のパターンである輝度パターン 307 が抽出される。

40

【0044】

一方、データ抽出部 36 は、注目領域 306 が設定されると、注目領域 306 に対応した高密度化データ 308 を抽出する。データ抽出部 36 は、高密度画像 300 を構成する複数のデータ 301 の中から、例えば、注目領域 306 の中心に位置するデータ 301 を高密度化データ 308 として抽出する。

【0045】

こうして、注目領域 306 の輝度パターン 307 とその注目領域 306 に対応した高密度化データ 308 が抽出される。なお、注目領域設定部 32 は、1 つの高密度画像 300 について、例えば画像の全域に亘って注目領域 306 を移動させつつ注目領域 306 を設

50

定することが望ましい。そして、移動設定される注目領域 306 の各位置において、輝度パターン 307 と高密度化データ 308 が抽出される。さらに、複数の高密度画像 300 から輝度パターン 307 と高密度化データ 308 を抽出するようにしてもよい。

【0046】

なお、図 3 においては、注目領域 306 に属するデータから得られる特徴情報の好適な具体例として、輝度パターン 307 について説明したが、例えば、注目領域 306 内をラスタスキャンして輝度値を 1 次元配列したベクトルデータや注目領域 306 内のデータの平均値や分散値や主成分分析などに基づいて特徴情報を得るようにしてもよい。

【0047】

図 4 は、輝度パターンと高密度化データの対応付けに係る具体例を示す図である。図 4 には画像学習部 30 の特徴量抽出部 34 とデータ抽出部 36 において抽出された輝度パターン 307 と高密度化データ 308 (図 3 参照) が図示されている。

10

【0048】

輝度パターン 307 と高密度化データ 308 が抽出されると、画像学習部 30 の対応付け処理部 38 は、輝度パターン 307 と高密度化データ 308 を互いに対応付けた対応テーブル 309 を作成する。対応テーブル 309 には、輝度パターン 307 に関する例えば全パターンに対応した高密度化データ 308 を対応付けることが可能であり、対応付け処理部 38 は、移動設定される注目領域 306 (図 3 参照) の各位置ごとに得られる輝度パターン 307 と高密度化データ 308 を互いに対応付けて、次々に対応テーブル 309 に登録していく。

20

【0049】

なお、同一の輝度パターン 307 について、互いに異なる複数の高密度化データ 308 が得られた場合には、例えば最も頻度の高い高密度化データ 308 をその輝度パターン 307 に対応付けてもよいし、複数の高密度化データ 308 の平均値やメディアン値等をその輝度パターン 307 に対応付けてもよい。また、対応テーブル 309 には輝度パターン 307 の全パターンに対応した高密度化データ 308 を登録することが望ましいものの、例えば、学習として十分と判断される枚数の高密度画像 300 (図 3 参照) から得ることができない輝度パターン 307 については、データ無し (NULL) としてもよい。

【0050】

また、例えば、B モード画像やドブラ画像などの画像の種類、プローブの種類、診断対象となる組織の種類、健常組織か非健常組織かの種別、などに応じて複数の対応テーブル 309 が作成されてもよい。もちろん、画像の種類やプローブの種類などの複数の判断要素を組み合わせた条件ごとに対応テーブル 309 を作成してもよい。

30

【0051】

図 5 は、高密度画像に関する学習結果の記憶処理に係る具体例を示す図である。図 5 には、画像学習部 30 の対応付け処理部 38 により作成された対応テーブル 309 (図 4 参照) と、高密度化処理部 20 が備える学習結果メモリ 26 (図 2 参照) が示されている。対応付け処理部 38 は、対応テーブル 309 に登録された複数の輝度パターンの各々に対応した高密度化データを学習結果メモリ 26 に記憶する。

【0052】

対応テーブル 309 において、輝度パターンに対応した高密度化データが登録されていない (NULL) の場合には、例えば輝度パターン内のデータの平均値やメディアン値などをその輝度パターンに対応した高密度化データとして学習結果メモリ 26 に記憶する。また、輝度パターンに対応した高密度化データが登録されていない場合に、近傍パターンの高密度化データの平均値やメディアン値をその輝度パターンの高密度化データとしてもよい。例えば図 5 の具体例において、パターン 2 の近傍パターンであるパターン 1 とパターン 3 の高密度化データの平均値やメディアン値をパターン 2 の高密度化データとして学習結果メモリ 26 に記憶してもよい。

40

【0053】

こうして、学習結果メモリ 26 には、高密度画像に関する学習の結果として、高密度画

50

像のデータから得られた複数の高密度化データが記憶される。なお、高密度画像に関する学習の結果として、対応テーブル309が学習結果メモリ26に記憶されてもよい。

【0054】

図6は、画像領域ごとに輝度パターンと高密度化データを対応付ける変形例を示す図である。図6には、画像学習部30の特徴量抽出部34とデータ抽出部36において抽出された輝度パターン307と高密度化データ308（図3参照）が図示されている。

【0055】

図4の具体例と同様に、図6の変形例においても、画像学習部30の対応付け処理部38は、輝度パターン307と高密度化データ308を互いに対応付けた対応テーブル309を作成する。対応テーブル309には、輝度パターン307に関する例えば全パターン
10
に対応した高密度化データ308を対応付けることが可能であり、対応付け処理部38は移動設定される注目領域306（図3参照）の各位置ごとに得られる輝度パターン307と高密度化データ308を互いに対応付けて、次々に対応テーブル309に登録する。

【0056】

図4の具体例とは異なり、図6に示す変形例においては、高密度画像300が複数の画像領域に分割される。そして、各画像領域ごとに輝度パターン307と高密度化データ308が対応付けられる。

【0057】

図6には、高密度画像300を4つの画像領域（領域1～領域4）に分割した場合の具体例が図示されている。つまり、注目領域306（図3参照）の位置（例えば注目領域306の中心位置すなわち高密度化データ308の位置）が、高密度画像300内における領域1～領域4のいずれに属しているかに応じて、各画像領域ごとに輝度パターン307と高密度化データ308が対応付けられる。その結果、例えば、図6に示すように、1つのパターンLについて、各画像領域（領域1～領域4）ごとに、その画像領域に応じた高密度化データ308が対応付けられる。
20

【0058】

これにより、輝度パターン307に加えて、さらに画像データの位置（どの画像領域に属しているか）に応じて、最適な高密度化データ308を得ることができる。なお、高密度画像300は、さらに多数の（4以上の）画像領域に分割されてもよいし、また、高密度画像300内に含まれる組織等の構造に応じて、各画像領域の形状や分割数が決定されてもよい。
30

【0059】

図7は、輝度パターンと高密度化データの抽出に係る別の具体例を示す図である。図7には、画像学習部30において処理される高密度画像310の具体例が図示されている。

【0060】

高密度画像310は、超音波を高密度に走査して得られた高密度画像の画像用データであり、図3における高密度画像300と同様に、図7の高密度画像310も、二次元的に配列された複数のデータで構成されている。図7の具体例においては、画像学習部30の注目領域設定部32により、高密度画像310に対して2次元の注目領域316が設定されている。
40

【0061】

注目領域316が設定されると、特徴量抽出部34は、注目領域316に属するデータから特徴情報を抽出する。特徴量抽出部34は、まず、注目領域316に属する例えば4つのデータ列312～315を抽出する。4つのデータ列312～315は、後に説明する低密度画像のビーム間隔で抽出される。そして、特徴量抽出部34は、注目領域316に属するデータの特徴情報として、例えば、4つのデータ列312～315を構成する20個のデータの輝度パターン317を抽出する。

【0062】

一方、データ抽出部34は、注目領域316が設定されると、注目領域316に対応した高密度化データ318を抽出する。データ抽出部34は、高密度画像310を構成する
50

複数のデータの中から、例えば、注目領域 3 1 6 の中心に位置するデータを高密度化データ 3 1 8 として抽出する。

【 0 0 6 3 】

こうして、図 3 の具体例と同様に、図 7 の具体例においても、注目領域 3 1 6 の輝度パターン 3 1 7 とその注目領域 3 1 6 に対応した高密度化データ 3 1 8 が抽出される。

【 0 0 6 4 】

図 8 は、輝度パターンと高密度化データの対応付けに係る別の具体例を示す図である。図 8 には、画像学習部 3 0 の特徴量抽出部 3 4 とデータ抽出部 3 6 において抽出された輝度パターン 3 1 7 と高密度化データ 3 1 8 (図 7 参照) が図示されている。

【 0 0 6 5 】

図 4 の具体例と同様に、図 8 の具体例においても、画像学習部 3 0 の対応付け処理部 3 8 は、輝度パターン 3 1 7 と高密度化データ 3 1 8 を互いに対応付けた対応テーブル 3 1 9 を作成する。対応テーブル 3 1 9 には、輝度パターン 3 1 7 に関する例えば全パターンに対応した高密度化データ 3 1 8 を対応付けることが可能であり、対応付け処理部 3 8 は移動設定される注目領域 3 1 6 (図 7 参照) の各位置ごとに得られる輝度パターン 3 1 7 と高密度化データ 3 1 8 を互いに対応付けて、次々に対応テーブル 3 1 9 に登録する。

【 0 0 6 6 】

なお、同一の輝度パターン 3 1 7 について、互いに異なる複数の高密度化データ 3 1 8 が得られた場合には、例えば最も頻度の高い高密度化データ 3 1 8 をその輝度パターン 3 1 7 に対応付けてもよいし、複数の高密度化データ 3 1 8 の平均値やメディアン値等をその輝度パターン 3 1 7 に対応付けてもよい。また、対応テーブル 3 1 9 には輝度パターン 3 1 7 の全パターンに対応した高密度化データ 3 1 8 を登録することが望ましいものの、例えば、学習として十分と判断される枚数の高密度画像 3 1 0 (図 7 参照) から得ることができない輝度パターン 3 1 7 については、データ無し (NULL) としてもよい。

【 0 0 6 7 】

図 9 は、高密度画像に関する学習結果の記憶処理に係る別の具体例を示す図である。図 9 には、画像学習部 3 0 の対応付け処理部 3 8 により作成された対応テーブル 3 1 9 (図 8 参照) と、高密度化処理部 2 0 が備える学習結果メモリ 2 6 (図 2 参照) が図示されている。対応付け処理部 3 8 は、対応テーブル 3 1 9 に登録された複数の輝度パターンの各々に対応した高密度化データを学習結果メモリ 2 6 に記憶する。

【 0 0 6 8 】

対応テーブル 3 1 9 において、輝度パターンに対応した高密度化データが登録されていない (NULL) の場合には、例えば輝度パターン内のデータの平均値やメディアン値などをその輝度パターンに対応した高密度化データとして学習結果メモリ 2 6 に記憶する。また、輝度パターンに対応した高密度化データが登録されていない場合に、近傍パターンの高密度化データの平均値やメディアン値をその輝度パターンの高密度化データとしてもよい。例えば図 9 の具体例において、パターン 2 の近傍パターンであるパターン 1 とパターン 3 の高密度化データの平均値やメディアン値をパターン 2 の高密度化データとして、学習結果メモリ 2 6 に記憶してもよい。

【 0 0 6 9 】

図 10 は、画像学習部 3 0 における処理を纏めたフローチャートである。まず、画像学習部 3 0 が高密度画像を取得すると (S 9 0 1)、注目領域設定部 3 2 は、高密度画像に対して注目領域を設定する (S 9 0 2: 図 3, 図 7 参照)。

【 0 0 7 0 】

注目領域が設定されると、特徴量抽出部 3 4 は、注目領域に属するデータから特徴情報として輝度パターンを抽出し (S 9 0 3; 図 3, 図 7 参照)、データ抽出部 3 4 は、注目領域に対応した高密度化データを抽出する (S 9 0 4; 図 3, 図 7 参照)。さらに、対応付け処理部 3 8 は、輝度パターンと高密度化データを互いに対応付けた対応テーブルを作成する (S 9 0 5: 図 4, 図 6, 図 8 参照)。

【 0 0 7 1 】

10

20

30

40

50

S 9 0 2 から S 9 0 5 までの処理は、画像内に設定される注目領域の各位置において実行され、画像内において注目領域を移動設定することにより、S 9 0 2 から S 9 0 5 までの処理が繰り返される。

【 0 0 7 2 】

そして、例えば画像内の全領域に亘る処理が終了すると (S 9 0 6)、高密度画像に関する学習の結果として、高密度画像のデータから得られた複数の高密度化データが学習結果メモリに記憶され (S 9 0 7)、本フローチャートが終了する。なお複数の高密度画像から学習結果を得る場合には各高密度画像ごとに図 1 0 のフローチャートが実行される。

【 0 0 7 3 】

以上に説明した処理により、高密度画像に関する学習結果が得られる。例えば、図 1 の超音波診断装置による診断に先立って事前に、複数の輝度パターンに対応した複数の高密度化データが学習結果メモリ 2 6 に記憶される。

10

【 0 0 7 4 】

図 1 の超音波診断装置による診断においては、超音波ビーム (送信ビームと受信ビーム) を低密度に走査することにより、比較的高いフレームレートで低密度画像を得て、例えば心臓等の動画画像が形成される。診断において得られる低密度画像の画像用データは、高密度化処理部 2 0 に送られる。高密度化処理部 2 0 は、診断において超音波ビームを低密度に走査して得られる低密度画像の画像用データを高密度化する。

【 0 0 7 5 】

図 2 に示したように、高密度化処理部 2 0 は、注目領域設定部 2 2 と特徴量抽出部 2 4 と学習結果メモリ 2 6 とデータ合成部 2 8 を備えており、学習結果メモリ 2 6 に記憶された複数の高密度化データで低密度画像の画像用データの隙間を補うことにより、低密度画像の画像用データを高密度化する。そこで、高密度化処理部 2 0 による処理について説明する。なお、図 2 に示した構成 (ブロック) については、以下の説明においても図 2 の符号を利用する。

20

【 0 0 7 6 】

図 1 1 は、高密度化データの選択に係る具体例を示す図である。図 1 1 には、高密度化処理部 2 0 において処理される低密度画像 2 0 0 の具体例が図示されている。

【 0 0 7 7 】

低密度画像 2 0 0 は、超音波を低密度に走査して得られた低密度画像の画像用データである。図 1 1 の例において、低密度画像 2 0 0 は、二次元的に配列された複数のデータ 2 0 1 で構成されている。複数のデータ 2 0 1 は、各受信ビーム B M ごとに、深さ方向 (r 方向) に沿って並べられ、さらに、複数の受信ビーム B M に関する複数のデータ 2 0 1 がビーム走査方向 (θ 方向) に並べられている。各データ 2 0 1 の具体例は、各受信ビームごとに得られるラインデータであり、例えば 1 6 ビットの輝度値である。

30

【 0 0 7 8 】

図 1 1 の低密度画像 2 0 0 は、図 3 の高密度画像 3 0 0 と比較して、例えば、深さ方向 (r 方向) のデータ数が同であり、ビーム走査方向 (θ 方向) に並ぶ受信ビーム B M の本数が少ない。例えば、図 3 の高密度画像 3 0 0 と比較して、図 1 1 の低密度画像 2 0 0 における受信ビーム B M の本数は 1 / 2 とされる。高密度画像 3 0 0 との比較において、低密度画像 2 0 0 の受信ビーム B M の本数が 1 / 3 , 2 / 3 , 1 / 4 , 3 / 4 , . . . などとされてもよい。

40

【 0 0 7 9 】

低密度画像 2 0 0 を得ると、高密度化処理部 2 0 の注目領域設定部 2 2 は、低密度画像 2 0 0 に対して注目領域 2 0 6 を設定する。注目領域 2 0 6 は、高密度画像の学習において利用された注目領域に形状と大きさを一致させることが望ましい。例えば、図 3 に示した 1 次元の注目領域 3 0 6 が利用されて高密度画像の学習結果が得られている場合には、図 1 1 に示す例のように、低密度画像 2 0 0 内に 1 次元の注目領域 2 0 6 が設定される。

【 0 0 8 0 】

注目領域 2 0 6 が設定されると、特徴量抽出部 2 4 は、注目領域 2 0 6 に属するデータ

50

から特徴情報を抽出する。特徴量抽出部 2 4 は、高密度画像の学習において利用された特徴情報を利用する。例えば、図 3 に示した輝度パターン 3 0 7 が利用されて高密度画像の学習結果が得られている場合には、図 1 1 に示すように、特徴量抽出部 2 4 は、注目領域 2 0 6 に属するデータの特徴情報として、例えば 4 つのデータ 2 0 2 ~ 2 0 5 の輝度パターン 2 0 7 を抽出する。また、図 6 の変形例のように、画像領域ごとに輝度パターン 3 0 7 と高密度化データ 3 0 8 を対応付けた対応テーブル 3 0 9 を利用する場合には、図 1 1 における注目領域 2 0 6 に属するデータの特徴情報として、特徴量抽出部 2 4 は、輝度パターン 2 0 7 に加えて注目領域 2 0 6 の位置（例えば注目領域 2 0 6 の中心位置）を取得する。

【 0 0 8 1 】

なお、図 3 において、例えば、注目領域 3 0 6 内をラスタスキャンし、輝度値を 1 次元配列したベクトルデータや注目領域 3 0 6 内のデータの平均値や分散値などに基づいて特徴情報を得た場合には、図 1 1 においても、例えば、注目領域 2 0 6 内をラスタスキャンして輝度値を 1 次元配列したベクトルデータや注目領域 2 0 6 内のデータの平均値や分散値などに基づいて特徴情報を得る。

【 0 0 8 2 】

そして、特徴量抽出部 2 4 は、学習結果メモリ 2 6 に記憶された複数の高密度化データの中から、輝度パターン 2 0 7 に対応した高密度化データ 3 0 8 を選択する。つまり、輝度パターン 2 0 7 に一致する輝度パターン 3 0 7（図 3）の高密度化データ 3 0 8 が選択される。また、図 6 の変形例から高密度化データ 3 0 8 を得る場合には、図 1 1 における注目領域 2 0 6 の位置に応じて、注目領域 2 0 6 が属する領域（図 6 の領域 1 ~ 領域 4 のいずれか）に対応し、輝度パターン 2 0 7 に一致する輝度パターン 3 0 7（図 6）の高密度化データ 3 0 8 が選択される。

【 0 0 8 3 】

さらに、学習結果メモリ 2 6 から選択された高密度化データ 3 0 8 が、注目領域 2 0 6 に対応した高密度化データ 3 0 8 とされ、低密度画像 2 0 0 を構成する複数のデータ 2 0 1 の密度を補うために利用される。選択された高密度化データ 3 0 8 は、低密度画像 2 0 0 内において、注目領域 2 0 6 の位置を基準とした挿入位置に配置される。つまり、注目領域 2 0 6 と挿入位置の相対的な位置関係が、図 3 の注目領域 3 0 6 と高密度化データ 3 0 8 の相対的な位置関係に一致するように、挿入位置が決定される。図 3 に示した例のように、注目領域 3 0 6 の中心に位置するデータ 3 0 1 を高密度化データ 3 0 8 として抽出した場合には、図 1 1 に示す例において、注目領域 2 0 6 の中心に高密度化データ 3 0 8 が挿入されてデータ 2 0 3 とデータ 2 0 4 の間に配置される。

【 0 0 8 4 】

こうして、注目領域 2 0 6 に対応した高密度化データ 3 0 8 が選択され、注目領域 2 0 6 の複数のデータ 2 0 1 の密度を補うように、例えば複数のデータ 2 0 1 の隙間に高密度化データ 3 0 8 が配置される。注目領域 2 0 6 は、各低密度画像 2 0 0 ごとに、例えば画像の全域に亘って移動するように設定され、注目領域 2 0 6 の各位置において高密度化データ 3 0 8 が選択される。これにより、各低密度画像 2 0 0 の全域を補うように、複数の高密度化データ 3 0 8 が選択される。

【 0 0 8 5 】

図 1 2 は、高密度化データの選択に係る別の具体例を示す図である。図 1 2 には、高密度化処理部 2 0 において処理される低密度画像 2 1 0 の具体例が図示されている。

【 0 0 8 6 】

低密度画像 2 1 0 は、超音波を低密度に走査して得られた低密度画像の画像用データであり、図 1 1 における低密度画像 2 0 0 と同様に、図 1 2 の低密度画像 2 1 0 も、二次元的に配列された複数のデータで構成されている。

【 0 0 8 7 】

図 1 2 の具体例においては、高密度化処理部 2 0 の注目領域設定部 2 2 により、低密度画像 2 1 0 に対して 2 次元の注目領域 2 1 6 が設定されている。注目領域 2 1 6 は、高密

10

20

30

40

50

度画像の学習において利用された注目領域に形状と大きさを一致させることが望ましい。例えば、図 7 に示した 2 次元の注目領域 3 1 6 が利用されて高密度画像の学習結果が得られている場合には、図 1 2 に示す例のように、低密度画像 2 1 0 内に 2 次元の注目領域 2 1 6 が設定される。

【 0 0 8 8 】

注目領域 2 1 6 が設定されると、特徴量抽出部 2 4 は、注目領域 2 1 6 に属するデータから特徴情報を抽出する。特徴量抽出部 2 4 は、高密度画像の学習において利用された特徴情報を利用する。例えば、図 7 に示した輝度パターン 3 1 7 が利用されて高密度画像の学習結果が得られている場合には、図 1 2 に示すように、特徴量抽出部 2 4 は、注目領域 2 1 6 に属するデータの特徴情報として、例えば 4 つのデータ列 2 1 2 ~ 2 1 5 を構成する 2 0 個のデータの輝度パターン 2 1 7 を抽出する。

10

【 0 0 8 9 】

そして、特徴量抽出部 2 4 は、学習結果メモリ 2 6 に記憶された複数の高密度化データの中から、輝度パターン 2 1 7 に対応した高密度化データ 3 1 8 を選択する。つまり、輝度パターン 2 1 7 に一致する輝度パターン 3 1 7 (図 7) の高密度化データ 3 1 8 が選択される。

【 0 0 9 0 】

さらに、学習結果メモリ 2 6 から選択された高密度化データ 3 1 8 が、注目領域 2 1 6 に対応した高密度化データ 3 1 8 とされ、低密度画像 2 1 0 を構成する複数のデータの密度を補うために利用される。例えば、注目領域 2 1 6 と挿入位置の相対的な位置関係が、図 7 の注目領域 3 1 6 と高密度化データ 3 1 8 の相対的な位置関係に一致するように、低密度画像 2 1 0 内における高密度化データ 3 1 8 の挿入位置が決定される。図 7 に示した例のように、注目領域 3 1 6 の中心に位置するデータを高密度化データ 3 1 8 として抽出した場合には、図 1 2 に示す例において、注目領域 2 1 6 の中心に高密度化データ 3 1 8 が挿入される。

20

【 0 0 9 1 】

こうして、図 1 1 の具体例と同様に、図 1 2 の具体例においても、注目領域 2 1 6 が、各低密度画像 2 1 0 ごとに、例えば画像の全域に亘って移動するように設定され、注目領域 2 1 6 の各位置において高密度化データ 3 1 8 が選択され、各低密度画像 2 1 0 の全域を補うように、複数の高密度化データ 3 1 8 が選択される。

30

【 0 0 9 2 】

図 1 3 は、低密度画像と高密度化データの合成に係る具体例を示す図である。図 1 3 には、高密度化の対象となる低密度画像 2 0 0 (2 1 0)、つまり、図 1 1 または図 1 2 に示した低密度画像 2 0 0 (2 1 0) が図示されている。また、図 1 3 には、図 1 1 または図 1 2 を利用して説明した処理により選択された、低密度画像 2 0 0 (2 1 0) に関する複数の高密度化データ 3 0 8 (3 1 8) が図示されている。

【 0 0 9 3 】

低密度画像 2 0 0 (2 1 0) と複数の高密度化データ 3 0 8 (3 1 8) は、高密度化処理部 2 0 (図 2) のデータ合成部 2 8 へ送られ、データ合成部 2 8 において合成される。データ合成部 2 8 は、低密度画像 2 0 0 (2 1 0) 内の各挿入位置に、複数の高密度化データ 3 0 8 (3 1 8) を配置することにより、低密度画像 2 0 0 (2 1 0) を構成する複数のデータと複数の高密度化データ 3 0 8 (3 1 8) とにより、高密度化画像 4 0 0 の画像用データを形成する。そして、形成された画像用データが高密度化処理部 2 0 の後段、つまり図 1 の具体例においてはデジタルスキャンコンバータ 5 0 へ出力され、高密度化画像 4 0 0 が表示部 6 2 に表示される。

40

【 0 0 9 4 】

図 1 4 は、高密度化処理部 2 0 における処理を纏めたフローチャートである。まず、高密度化処理部 2 0 が低密度画像を取得すると (S 1 3 0 1)、注目領域設定部 2 2 は、低密度画像に対して注目領域を設定する (S 1 3 0 2 : 図 1 1 , 図 1 2 参照)。

【 0 0 9 5 】

50

注目領域が設定されると、特徴量抽出部 24 は、注目領域に属するデータから特徴情報として輝度パターンを抽出し (S1303; 図 11, 図 12 参照)、学習結果メモリ 26 から輝度パターンに対応した高密度化データを選択する (S1304; 図 11, 図 12 参照)。

【0096】

S1302 から S1304 までの処理は、低密度画像内に設定される注目領域の各位置において実行され、画像内において注目領域を移動設定することにより、S1302 から S1304 までの処理が繰り返される。

【0097】

そして、画像内の全領域に亘る処理が終了すると (S1305)、低密度画像と複数の高密度化データが合成されて高密度化画像が形成され (S1306; 図 13 参照)、本フローチャートが終了する。なお、複数の低密度画像を高密度化処理する場合には、各低密度画像ごとに図 14 のフローチャートが実行される。

【0098】

以上に説明した処理により、例えば、図 1 の超音波診断装置による診断において、高フレームレートで次々に得られる複数の低密度画像が高密度化され、高フレームレート且つ高密度な動画像を得ることができる。

【0099】

図 15 は、本発明の実施において好適な別の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。図 15 の超音波診断装置は、図 1 の超音波診断装置を部分的に変更したものである。図 15 において、図 1 と比較して機能と処理が同じブロックについては、図 1 と同じ符号を付して説明を簡略化する。

【0100】

図 15 の超音波診断装置においても、送受信部 12 がプローブ 10 を送信制御して診断領域内から受信ビーム信号を収集し、受信信号処理部 14 が受信ビーム信号 (RF 信号) に対して、検波処理や対数変換処理等の受信信号処理を施し、これにより、各受信ビームごとに得られるラインデータが画像用データとして受信信号処理部 14 の後段へ出力される。

【0101】

高密度化処理部 20 は、超音波ビームを高密度に走査して得られた高密度画像に関する学習により、その学習の結果として高密度画像から得られた複数の高密度化データで低密度画像の画像用データの密度を補うことにより、低密度画像の画像用データを高密度化する。高密度化処理部 20 の内部構成は図 2 に示したとおりであり、高密度化処理部 20 における具体的な処理は、図 11 ~ 図 14 を利用して説明したとおりである。

【0102】

画像学習部 30 は、超音波を高密度に走査して得られた高密度画像の画像用データに基づいて学習結果を得る。画像学習部 30 の内部構成は、図 2 に示したとおりであり、画像学習部 30 における具体的な処理は、図 3 ~ 図 10 を利用して説明したとおりである。

【0103】

そして、デジタルスキャンコンバータ (DSC) 50 は、高密度化処理部 20 から出力されたラインデータに対して、座標変換処理やフレームレート調整処理等を施し、表示処理部 60 は、デジタルスキャンコンバータ 50 から得られる画像データに対してグラフィックデータ等を合成して表示画像を形成し、その表示画像が表示部 62 に表示される。制御部 70 は、図 15 の超音波診断装置内を全体的に制御する。

【0104】

図 15 の超音波診断装置は、図 1 の超音波診断装置と異なり、学習モードと診断モードを使い分け、また、学習結果判定部 40 を備えている。送受信部 12 は、学習モードにおいて超音波ビームを高密度に走査し、診断モードにおいて超音波ビームを低密度に走査する。画像学習部 30 は、学習モードにおいて得られた高密度画像から学習結果を得る。そして、高密度化処理部 20 は、診断モードにおいて得られる低密度画像の画像用データを

10

20

30

40

50

高密度化するにあたり、学習モードにおける高密度画像に関する学習結果を利用する。

【0105】

そして、学習結果判定部40は、学習モードで得られた高密度画像と診断モードで得られた低密度画像とを比較し、その比較の結果に基づいて、学習モードで得られた高密度画像に関する学習結果が良好か否かを判定する。

【0106】

図16は、学習結果判定部40の内部構成を示すブロック図である。学習結果判定部40は、特徴量抽出部42、44と特徴量比較部46と比較結果判定部48を備えている。

【0107】

特徴量抽出部42は、学習モードにおいて得られて画像学習部30(図15)が学習結果を得るために利用した高密度画像に関する特徴量を抽出する。特徴量抽出部42は、例えば、高密度画像を低密度化した際の画像全体の特徴量を抽出する。

【0108】

低密度化とは、高密度画像の密度を低密度画像と同じ密度に低下させる処理であり、例えば、図3の高密度画像300における複数の受信ビームBMを1本おきに間引いて、図11の低密度画像200と同じ密度に低下させる。もちろん、1本おきとは異なる他のパターンで受信ビームBMを間引いてもよい。また、特徴量とは、例えば、低密度化された画像をラスタスキャンし、輝度値を1次元配列したベクトルデータや、主成分分析などで得られる画像の特徴である。

【0109】

一方、特徴量抽出部44は、診断モードにおいて得られた低密度画像に関する特徴量を抽出する。特徴量抽出部44において抽出される低密度画像の特徴量は、特徴量抽出部42において抽出される高密度画像の特徴量と同じであることが望ましく、例えば、低密度画像をラスタスキャンし、輝度値を1次元配列したベクトルデータや、主成分分析などで得られる画像の特徴である。

【0110】

特徴量比較部46は、特徴量抽出部42から得られる高密度画像の特徴量と、特徴量抽出部44から得られる低密度画像の特徴量を比較する。ここで比較とは、例えば2つの特徴量の差分を算出することなどである。

【0111】

比較結果判定部48は、特徴量比較部46において得られた比較結果と判定閾値とに基づいて、高密度画像に関する学習結果が低密度画像を高密度化するにあたって有効か否かを判定する。例えば、高密度画像を得た際の診断状況から低密度画像を得た際の診断状況が大きく変化した場合に、比較結果判定部48における判定によりその変化を検知できることが望ましい。

【0112】

そのため、比較結果判定部48における判定閾値は、例えば、観察部位が心臓の短軸像から長軸像に変化した場合など、観察部位の大きな変化を検知できるように設定されることが望ましい。判定閾値は、例えばユーザ(検査者)等により適宜に調整されてもよい。

【0113】

そして、比較結果判定部48は、例えば、特徴量比較部46において得られた比較結果が判定閾値を超える場合に、診断状況が大きく変化していると判断し、学習結果が有効ではないと判定する。一方、比較結果判定部48は、特徴量比較部46において得られた比較結果が判定閾値を超えない場合に、診断状況が大きく変化していないと判断して、学習結果が有効であると判定する。

【0114】

比較結果判定部48は、学習結果が有効ではないと判定すると、制御部70に対して、学習開始制御信号を出力する。制御部70は、学習開始制御信号を得ると、図15の超音波診断装置を学習モードとする。これにより、新たな高密度画像が形成されて新たな学習結果が得られる。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 5 】

また、比較結果判定部 4 8 は、学習開始制御信号を出力してから、学習期間終了後に、制御部 7 0 に対して学習終了制御信号を出力する。学習期間は例えば 1 秒間程度であり、学習期間をユーザが調整できるようにしてもよい。学習終了制御信号を得ると、制御部 7 0 は、図 1 5 の超音波診断装置を学習モードから診断モードへ切り替える。なお、学習モードにおいて作成される対応テーブル 3 0 9 , 3 1 9 (図 4 , 図 8) が十分に埋まったと判断される時点において、例えば全パターンのうちの閾値割合以上のパターンが得られた時点で、学習モードを終了させて診断モードへ切り替えるようにしてもよい。

【 0 1 1 6 】

図 1 7 は、学習モードと診断モードの切り替えに係る具体例を示す図である。図 1 7 には、図 1 5 の超音波診断装置の診断中におけるモードの切り替え例が示されている。図 1 5 の符号を利用しつつ図 1 7 の具体例について説明する。

10

【 0 1 1 7 】

まず、例えば診断の開示時点においては、その診断に適した学習結果を得るために、図 1 5 の超音波診断装置が学習モードとされ、学習期間内に高密度画像が形成されて高密度画像から学習結果が得られる。高密度画像は、低フレームレート (例えば 3 0 H z) で次々に形成され、学習期間内に形成される複数フレームの高密度画像から学習結果が得られる。なお、学習モードにおいて得られる高密度画像は、表示部 6 2 に表示されることが望ましい。

【 0 1 1 8 】

そして、学習期間終了のタイミングで出力される学習終了制御信号に応じて、図 1 5 の超音波診断装置が学習モードから診断モードへ切り替えられる。診断モードにおいては、高フレームレート (例えば 6 0 H z) で低密度画像が次々に形成され、各フレームごとに低密度画像に対して高密度化処理が実行される。そして、高フレームレートで次々に形成される高密度化された画像が表示部 6 2 に表示される。

20

【 0 1 1 9 】

また、診断モードにおいて、学習結果判定部 4 0 は、各フレームごとに次々に形成される低密度画像とその診断モードの直前の学習モードで得られた高密度画像を比較し、直前の学習モードで得られた学習結果が有効か否かを判定する。学習結果判定部 4 0 は、例えば、低密度画像の各フレームごとに判定を行う。もちろん、数フレーム間隔で判定を行うようにしてもよい。

30

【 0 1 2 0 】

そして、診断モードにおいて学習結果が有効ではないと判定されると、学習結果判定部 4 0 から学習開始制御信号が出力され、図 1 5 の超音波診断装置が学習モードに切り替えられ、学習期間内において新たな高密度画像が形成されて新たな学習結果が得られる。学習期間が終了すると、再び診断モードに切り替えられる。

【 0 1 2 1 】

図 1 5 の超音波診断装置を利用することにより、例えば心臓を診断する場合に、心臓の短軸像から診断を開始し、学習モードにおいてその心臓の短軸像の高密度画像から学習結果を得て、診断モードにおいてその心臓の短軸像を高フレームレート且つ高密度化された画像で診断することができる。診断対象となる心臓の短軸像から得た学習結果を利用してその短軸像の低密度画像を高密度化処理するため、学習結果と高密度化処理の整合性が良く、一層信頼性の高い画像を提供することが可能になる。

40

【 0 1 2 2 】

また、例えば、短軸像の診断に引き続いて心臓の長軸像の診断が行われると、短軸像から長軸像へ変化する時点において、学習結果判定部 4 0 による判定に基づいて、図 1 5 の超音波診断装置が診断モードから学習モードに切り替えられる。そして、長軸像の高密度画像が例えば 1 秒程度の学習期間だけ学習されてから、診断モードにおいてその長軸像に関する高フレームレート且つ高密度化された画像を得ることができる。長軸像の診断においては長軸像から得た学習結果を利用してその長軸像の低密度画像を高密度化処理するた

50

め、学習結果と高密度化処理の良好な整合性が再び維持される。

【0123】

このように、図15の超音波診断装置によれば、例えば心臓の短軸像から長軸像のように、診断状況が変化した場合においても、その診断状況の変化に追従するように高密度画像の学習結果が更新されるため、信頼性の高い画像を提供し続けることが可能になる。

【0124】

なお、学習結果が有効か否かの判定に基づいて診断モードから学習モードへ切り替える具体例を説明したが、その判定に加えて又はその判定とは別に、例えば診断モードの間に数秒程度ごとに間欠的に学習モードを実行するようにしてもよい。また、複数種類の診断に対応した複数の診断モードを有する場合には、ある診断モードから別の診断モードに切り替えられる際に、2つの診断モードの間に学習モードを実行するようにしてもよい。あるいは、プローブに位置センサ等を設け、例えば心臓の短軸像から長軸像の診断へとプローブの配置位置を移動するにあたり、当該位置センサ等で加速度等の物理的な指標値を算出してプローブの動きを検出し、指標値と基準値との比較に基づいた判定により、診断モードから学習モードに切り替えるようにしてもよい。

【0125】

また、図1と図15の超音波診断装置において、高密度化処理部20は、送受信部12と受信信号処理部14の間に配置されてもよい。その場合には、高密度処理部20が取り扱う画像用データは、送受信部12から出力される受信ビーム信号(RF信号)となる。また、高密度化処理部20は、デジタルスキャンコンバータ50と表示処理部60の間に配置されてもよい。その場合には、高密度処理部20が取り扱う画像用データは、デジタルスキャンコンバータ50から出力される表示座標系に対応した画像データとなる。さらに、高密度化の対象となる画像は、例えば二次元断層画像(Bモード画像)が好適な一例であるものの、三次元画像やドブラ画像やエラストグラフィ画像などでもよい。

【0126】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【符号の説明】

【0127】

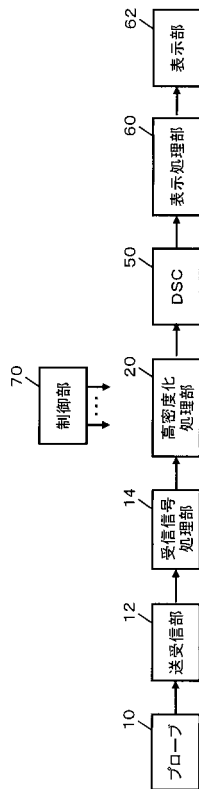
10 プローブ、12 送受信部、14 受信信号処理部、20 高密度化処理部、30 画像学習部、40 学習結果判定部、50 デジタルスキャンコンバータ、60 表示処理部、62 表示部、70 制御部。

10

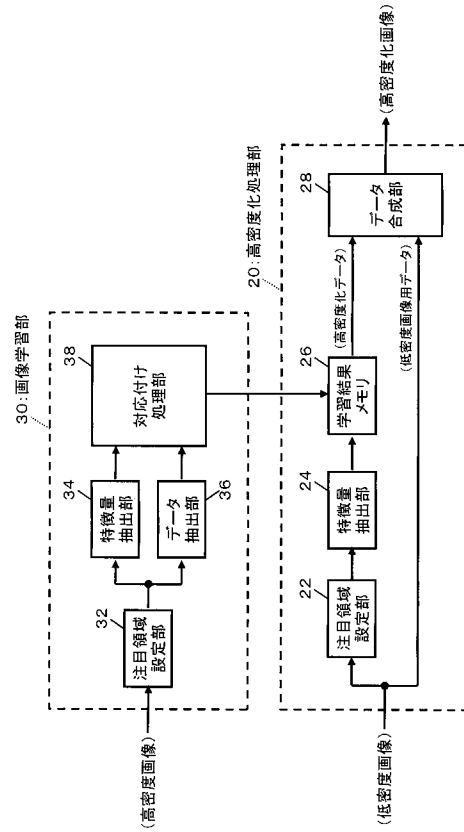
20

30

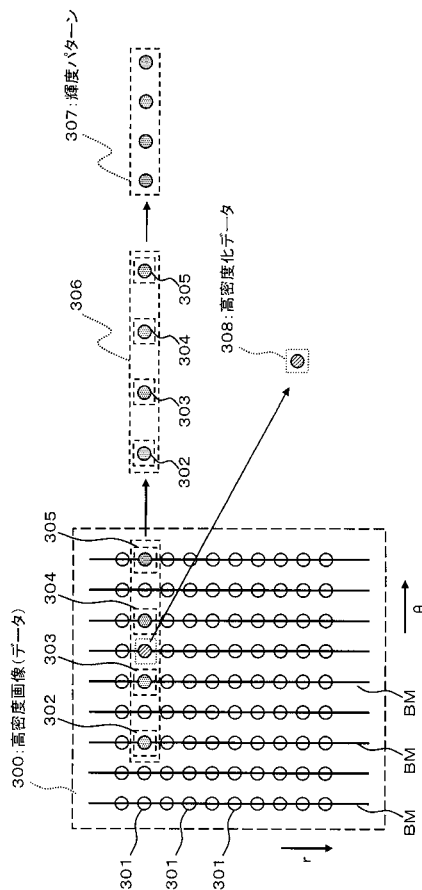
【 図 1 】



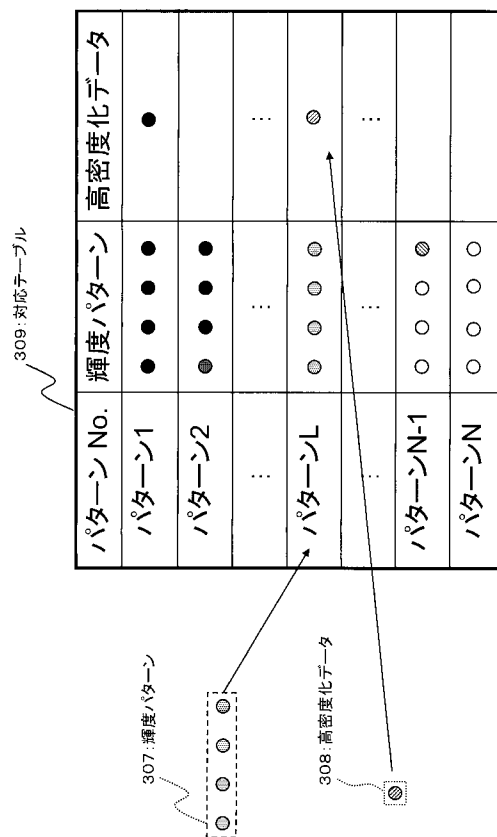
【 図 2 】



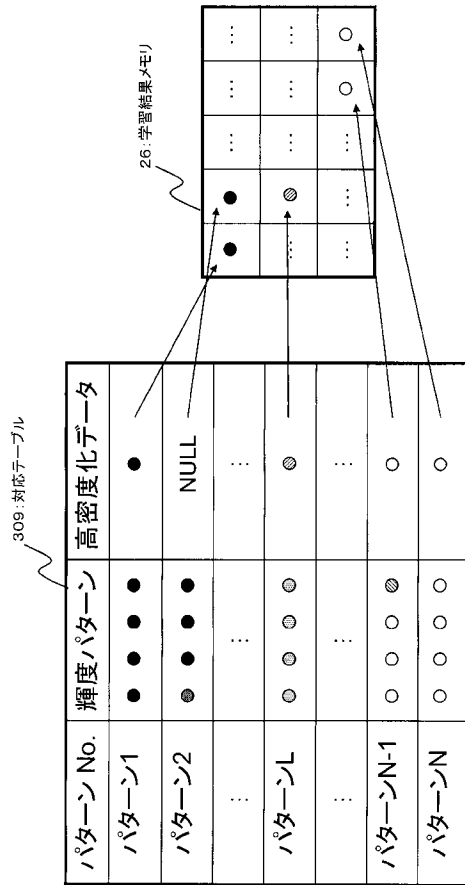
【 図 3 】



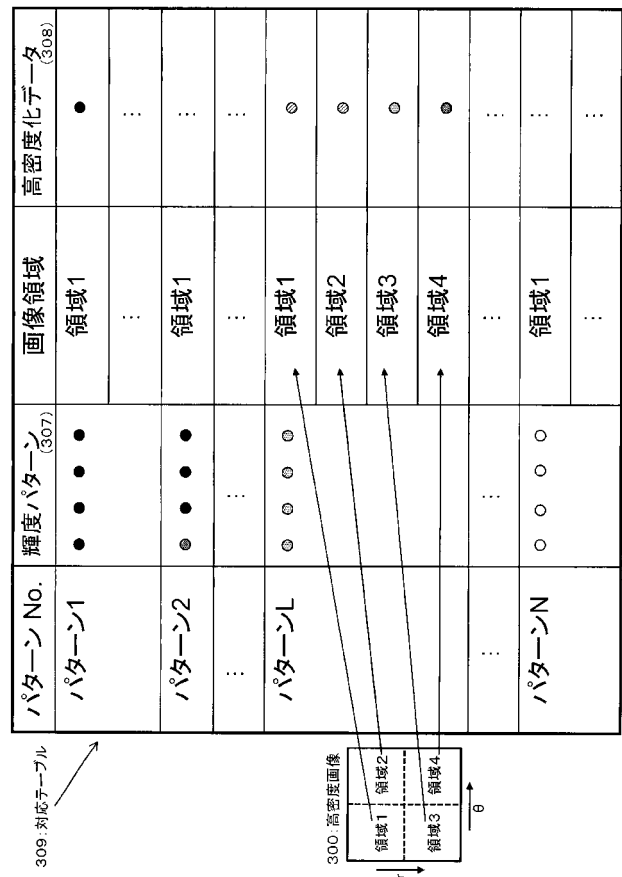
【 図 4 】



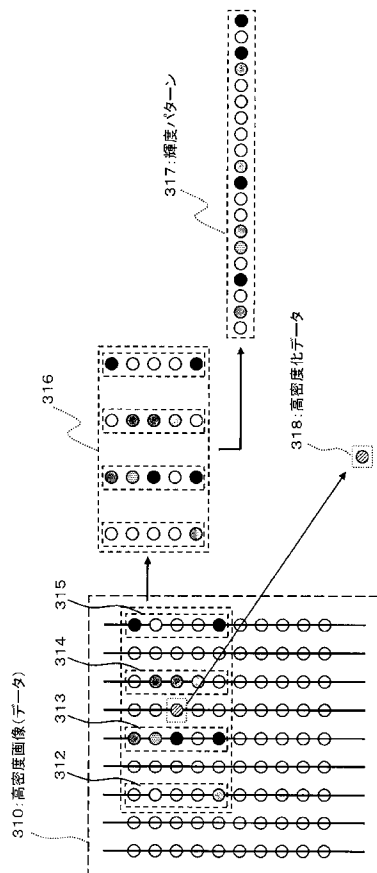
【 図 5 】



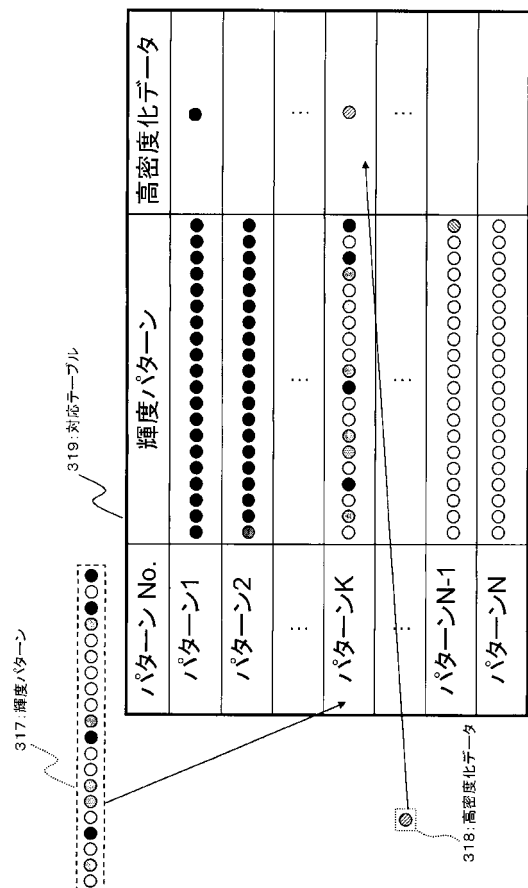
【 図 6 】



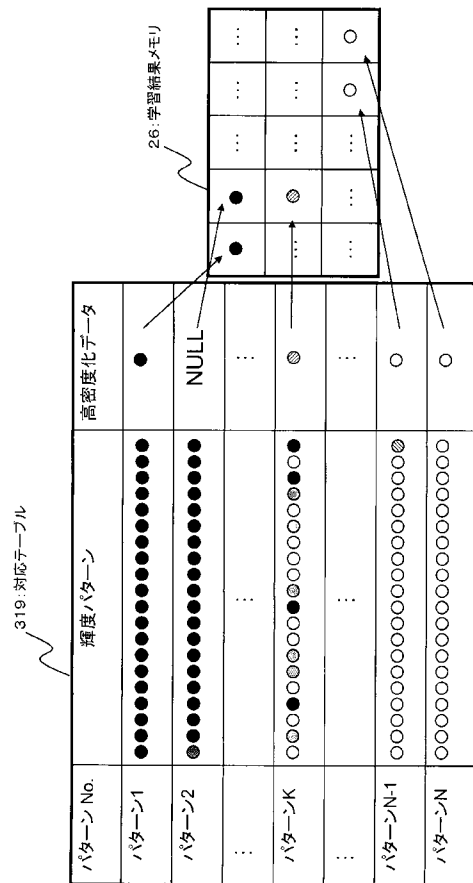
【圖 7】



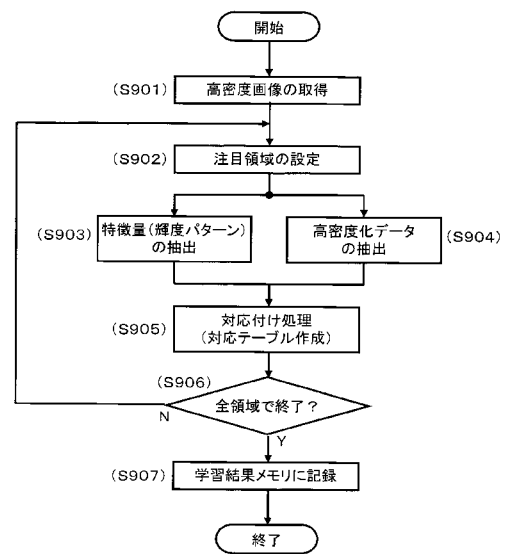
【 図 8 】



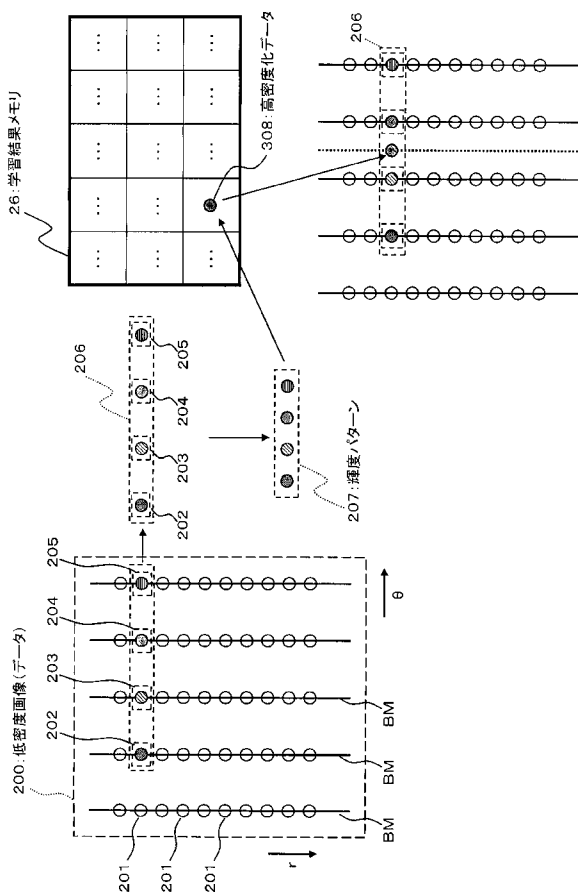
【 図 9 】



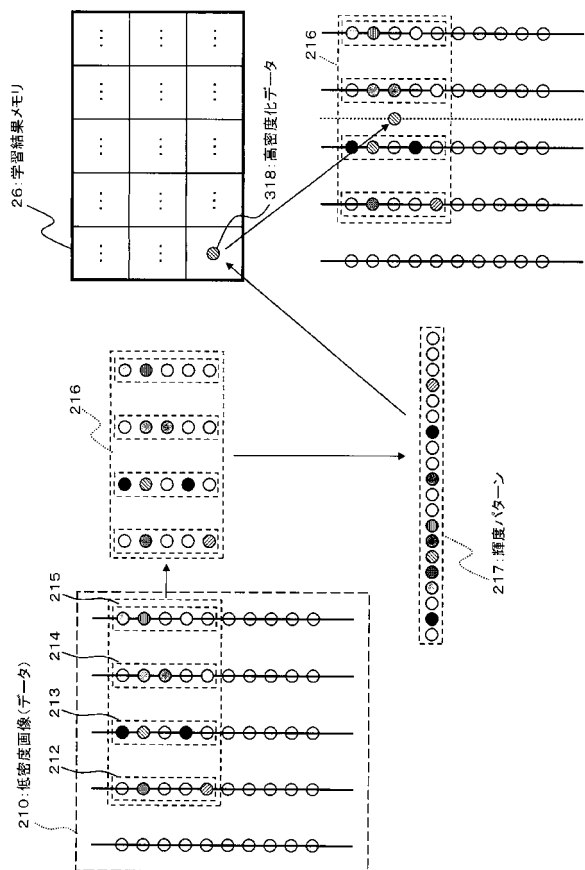
【 図 1 0 】



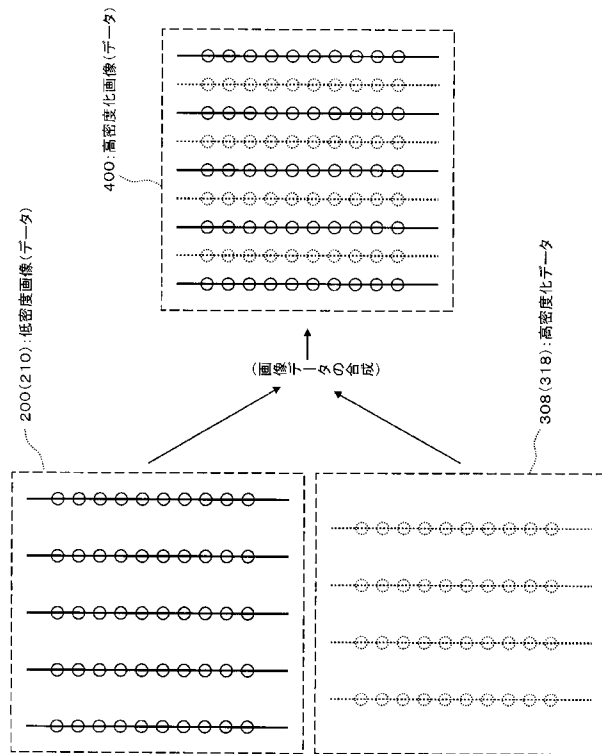
【 図 1 1 】



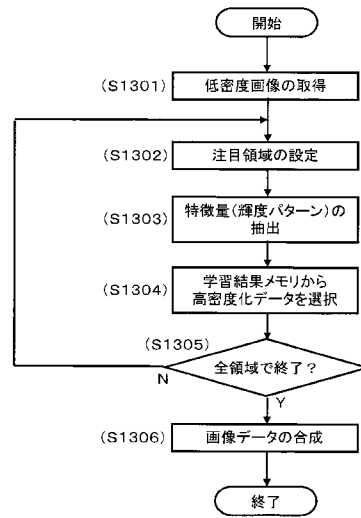
【 ㊦ 1 2 】



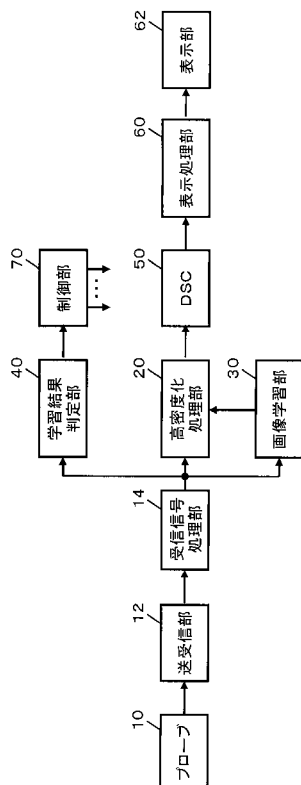
【図 13】



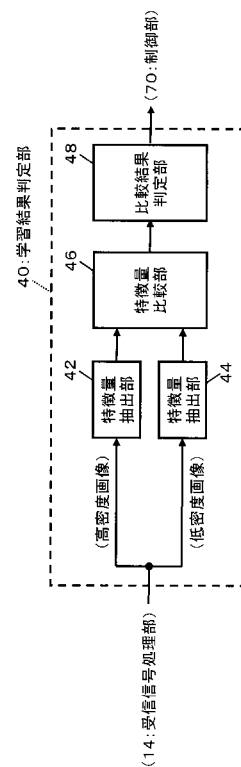
【図 14】



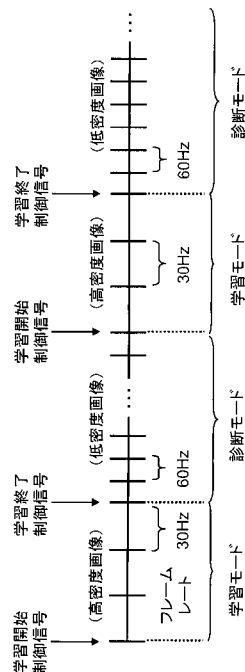
【図 15】



【図 16】



【図 17】



【手続補正書】

【提出日】平成26年8月28日(2014.8.28)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波を送受するプローブと、
 プローブを制御して超音波ビームを走査する送受信部と、
 超音波ビームを低密度に走査して得られる低密度画像の画像用データを高密度化する高密度化処理部と、

高密度化された画像用データに基づいて表示画像を形成する表示処理部と、
 を有し、

前記高密度化処理部は、超音波ビームを高密度に走査して得られた高密度画像に関する学習により、当該学習の結果として高密度画像から得られた複数の高密度化データで低密度画像の画像用データの隙間を補うことにより、低密度画像の画像用データを高密度化する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断装置において、

前記高密度化処理部は、

高密度画像に関する学習の結果として高密度画像の画像用データから得られた複数の高密度化データを記憶するメモリを備え、

メモリに記憶された複数の高密度化データの中から、低密度画像の画像用データの隙間に対応した複数の高密度化データを選択し、選択した複数の高密度化データで低密度画像の画像用データの隙間を補うことにより、低密度画像の画像用データを高密度化する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記高密度化処理部は、低密度画像内の互いに異なる箇所に複数の注目領域を設定し、前記メモリに記憶された複数の高密度化データの中から、各注目領域ごとにその注目領域に対応した高密度化データを選択する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記メモリには、高密度画像に設定された複数の注目領域について、各注目領域に属する画像用データの特徴情報に応じた複数の高密度化データが記憶され、

前記高密度化処理部は、前記メモリに記憶された複数の高密度化データの中から、低密度画像の各注目領域に対応した高密度化データとして、当該注目領域に属する画像用データの特徴情報に対応した高密度化データを選択する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、

前記メモリには、高密度画像の各注目領域に属する画像用データの配列パターンに応じた複数の高密度化データが記憶され、

前記高密度化処理部は、前記メモリに記憶された複数の高密度化データの中から、低密度画像の各注目領域に対応した高密度化データとして、当該注目領域に属する画像用データの配列パターンに対応した高密度化データを選択する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記高密度化処理部は、本装置による診断に先立って事前に形成された高密度画像から得られた複数の高密度化データを記憶するメモリを備え、当該メモリに記憶された複数の高密度化データで、本装置による診断において得られる低密度画像の画像用データを高密度化する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波診断装置において、

前記メモリには、本装置による診断に先立って事前に形成された高密度画像に設定された複数の注目領域について、各注目領域に属する画像用データの特徴情報と当該注目領域から得られる高密度化データとが互いに対応付けて管理されつつ、当該高密度化データが記憶され、

前記高密度化処理部は、本装置による診断において得られる低密度画像内の互いに異なる箇所に複数の注目領域を設定し、前記メモリに記憶された複数の高密度化データの中から、低密度画像の各注目領域ごとにその注目領域に属する画像用データの特徴情報に対応した高密度化データを選択し、複数の注目領域について選択された複数の高密度化データにより、低密度画像の画像用データを高密度化する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記送受信部は、学習モードにおいて超音波ビームを高密度に走査し、診断モードにおいて超音波ビームを低密度に走査し、

前記高密度化処理部は、学習モードにおいて高密度画像から得られた複数の高密度化デ

ータにより、診断モードにおいて得られる低密度画像の画像用データを高密度化する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波診断装置において、
前記高密度化処理部は、

学習モードにおいて得られた高密度画像に設定された複数の注目領域について、各注目領域に属する画像用データの特徴情報に応じた複数の高密度化データを記憶するメモリを備え、

診断モードにおいて得られる低密度画像の画像用データを高密度化するにあたり、前記メモリに記憶された複数の高密度化データの中から、低密度画像に設定された各注目領域ごとにその注目領域に属する画像用データの特徴情報に対応した高密度化データを選択する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の超音波診断装置において、

学習モードで得られた高密度画像と診断モードで得られた低密度画像とを比較し、その比較の結果に基づいて、学習モードで得られた高密度画像に関する学習結果が良好か否かを判定する学習結果判定部と、

本装置内を制御する制御部と、
をさらに有し、

前記制御部は、学習結果判定部において学習結果が良好ではないと判定されると、新たな学習結果を得るように、本装置内を学習モードに切り替える、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記高密度化処理部は、複数の高密度化データの中から低密度画像の画像用データの隙間に対応した複数の高密度化データを選択し、選択した複数の高密度化データで低密度画像の画像用データの隙間を補うことにより、低密度画像の画像用データを高密度化する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の超音波診断装置において、

前記高密度化処理部は、低密度画像内の互いに異なる箇所に複数の注目領域を設定し、複数の高密度化データの中から、各注目領域ごとにその注目領域に対応した高密度化データを選択する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】

請求項 12 に記載の超音波診断装置において、

前記高密度化処理部は、画像用データに関する複数の配列パターンに対応した複数の高密度化データの中から、低密度画像の各注目領域に対応した高密度化データとして、当該注目領域に属する画像用データの配列パターンに対応した高密度化データを選択する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 14】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記高密度化処理部は、本装置による診断に先立って事前に形成された高密度画像から得られた複数の高密度化データで、本装置による診断において得られる低密度画像の画像用データを高密度化する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/079509

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(2006.01)i, G06T3/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00-8/14, G06T3/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

IEEE XPLORE(super-resolution, ultrasound)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2012-105751 A (Hitachi Aloka Medical, Ltd.), 07 June 2012 (07.06.2012), entire text; all drawings & US 2012/0121150 A1 & EP 2453406 A1 & CN 102462509 A	1, 6, 7, 14 2-5, 8-13
Y	JP 2008-67110 A (Toshiba Corp.), 21 March 2008 (21.03.2008), paragraphs [0075] to [0077] (Family: none)	1, 6, 7, 14

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
03 December, 2013 (03.12.13)Date of mailing of the international search report
10 December, 2013 (10.12.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 7 9 5 0 9	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i, G06T3/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00-8/14, G06T3/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2013年 日本国実用新案登録公報 1996-2013年 日本国登録実用新案公報 1994-2013年			
国際調査で利用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) IEEE Xplore (super-resolution, ultrasound)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
Y A	JP 2012-105751 A (日立アロカメディカル株式会社) 2012.06.07, 全文, 全図 & US 2012/0121150 A1 & EP 2453406 A1 & CN 102462509 A	1, 6, 7, 14 2-5, 8-13	
Y	JP 2008-67110 A (株式会社東芝) 2008.03.21, 段落 75-77 (ファミリーなし)	1, 6, 7, 14	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 03.12.2013		国際調査報告の発送日 10.12.2013	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 泉 卓也	2Q 2908 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

Fターム(参考) 4C601 EE04 EE08 JC02 JC06 JC37 LL05

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2014069558A1	公开(公告)日	2016-09-08
申请号	JP2014544571	申请日	2013-10-31
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	前田俊徳 村下賢 穴戸裕哉		
发明人	前田 俊徳 村下 賢 穴戸 裕哉		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	G06T7/0012 A61B8/0883 A61B8/5207 G01S15/8977 G06K9/46 G06K2009/4666 G06T3/4053		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/JC02 4C601/JC06 4C601/JC37 4C601/LL05		
优先权	2012239765 2012-10-31 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

通过以低密度扫描超声波束获得的低密度图像的图像数据在高密度处理单元20中被致密化。高密度处理单元20对通过以高密度扫描超声波束而获得的高密度图像执行学习，并且作为学习的结果，使用从高密度图像获得的多个致密化数据来生成低密度图像。对于图像通过补偿图像的密度来获得低密度图像的密度图像数据。

