

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/084278

発行日 平成29年1月5日 (2017.1.5)

(43) 国際公開日 平成26年6月5日 (2014.6.5)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14 4 C 6 0 1

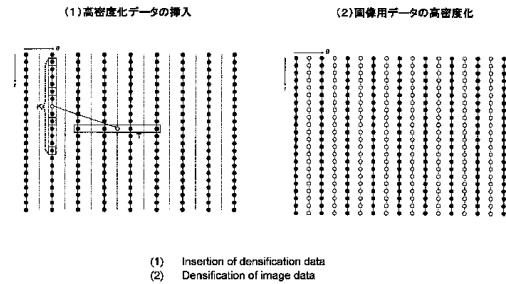
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 31 頁)

<p>出願番号 特願2014-549876 (P2014-549876)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2013/081963</p> <p>(22) 国際出願日 平成25年11月27日 (2013.11.27)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2012-258309 (P2012-258309)</p> <p>(32) 優先日 平成24年11月27日 (2012.11.27)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(71) 出願人 000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号</p> <p>(74) 代理人 110001210 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所</p> <p>(72) 発明者 宍戸 裕哉 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内</p> <p>(72) 発明者 村下 賢 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内</p> <p>(72) 発明者 前田 俊徳 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 EE04 JC02 JC06</p> <p style="text-align: right;">最終頁に続く</p>
--	--

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

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）を走査して得られる複数の超音波ビームに対応した複数のラインデータで構成される画像用データを高密度化する。高密度化処理部 20 は、画像用データ内において、超音波ビームの深さ方向に沿って高密度に並ぶ深度方向データに基づいて、超音波ビームの走査方向に沿って低密度に並ぶ走査方向データの密度を補うことにより、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、
超音波ビームを走査して得られる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、画像用データ内において、超音波ビームの深さ方向に沿って高密度に並ぶ深度方向データに基づいて、超音波ビームの走査方向に沿って低密度に並ぶ走査方向データの密度を補うことにより、画像用データを高密度化する、

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、画像用データ内において、超音波ビームの走査方向に対応したテンプレートを配置して超音波ビームの深さ方向に対応したカーネルを移動させ、テンプレートに適合するカーネルを探索することにより、探索されたカーネルに属する深度方向データを用いてテンプレートに属する走査方向データの密度を補う、

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、テンプレートに属する走査方向データとカーネルに属する深度方向データとの間のパターンマッチングにより、テンプレートに適合するカーネルを探索する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記高密度化処理部は、テンプレート内の走査方向データとその走査方向データのデータ間隔でカーネル内から選択される深度方向データとの間の類似度に基づいたパターンマッチングにより、テンプレートに適合するカーネルを探索する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 5】

請求項 2 から 4 のいずれか 1 項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、テンプレートに適合するカーネル内の深度方向データに基づいて得られる高密度化データを、テンプレート内の走査方向データの隙間に挿入することにより、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 6】

請求項 5 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、テンプレート内の走査方向データの隙間において、当該テンプレートに適合するカーネルの探索で得られた類似度の空間的な分布に基づいて、類似度が最良となる位置を推定し、推定した位置に前記高密度化データを挿入する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 7】

請求項 3 から 6 のいずれか 1 項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、パターンマッチングによりテンプレートに適合する候補となる複数の候補カーネルを探索し、複数の候補カーネルの中から各候補カーネルとテンプレートとの距離に基づいてテンプレートに適合するカーネルを選択する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 3 から 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

50

前記高密度化処理部は、テンプレートに適合する複数のカーネルを選択し、当該複数のカーネルから得られる深度方向データに基づいて、テンプレート内の走査方向データの隙間に挿入する高密度化データを得る、

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、テンプレートに適合する複数のカーネルから得られる深度方向データと、当該各カーネルとテンプレートとの距離と、に基づいて前記高密度化データを得る、

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 10】

請求項 2 から 9 のいずれか 1 項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、実空間におけるサイズが互いに等しくなるようにテンプレートとカーネルを設定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 2 から 10 のいずれか 1 項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、超音波ビームを放射状または扇状に走査して得られる画像用データを高密度化するにあたり、画像用データ内に配置するテンプレートの位置が深いほどテンプレートの実空間におけるサイズを大きくする、

ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【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、テンプレート内の走査方向データとその走査方向データのデータ間隔でカーネル内から選択される深度方向データとの間の類似度に基づいたパターンマッチングにより、テンプレートに適合するカーネルを探索するにあたり、テンプレートの位置が深いほどカーネル内から選択する深度方向データのデータ間隔を大きくする、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】

請求項 2 から 12 のいずれか 1 項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、画像用データ内において互いに異なる複数位置にテンプレートを配置し、各位置においてテンプレートに適合するカーネルを探索することにより、複数位置においてテンプレートに属する走査方向データの密度を補う、

ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 14】

請求項 13 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、画像用データ内の複数位置においてテンプレートに属する走査方向データの個数を一定とする、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 15】

請求項 2 から 10 のいずれか 1 項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、画像用データ内において互いに異なる複数位置にテンプレートを配置し、各位置においてテンプレートに適合するカーネルを探索することにより、複数位置においてテンプレートに属する走査方向データの密度を補うにあたり、画像用データ内の複数位置においてテンプレートの実空間におけるサイズを一定とする、

ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【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。

50

【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】

心臓等の診断に限らず、一般的に、超音波診断装置において得られる超音波画像の画質は良好であることが望ましい。超音波画像の画質を向上させる具体策として、超音波画像を高密度化する技術が提案されている。

【0004】

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。

【0005】

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。

【0006】

特許文献1, 2に記載された技術を利用することにより、例えば、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ことが可能になる。

【0007】

また、超音波ビームの走査方式のうち、セクタ走査やコンベックス走査においては、プローブ側を中心として、超音波ビームが放射状または扇状に走査される。そのため、プローブに近い浅部に比べ、プローブから遠い深部において超音波ビームの間隔が広がる。このように、超音波ビームの間隔が広がる場合においても、その間隔を補うように高密度化できることが望ましい。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2012-105750号公報

【特許文献2】特開2012-105751号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

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、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。

【0010】

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、超音波ビームの走査方向と深さ方向の粗密関係を利用して、超音波画像を高密度化する技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

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、超音波ビームを走査して得られる画像用デ

10

20

30

40

50

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、画像用データ内において、超音波ビームの深さ方向に沿って高密度に並ぶ深度方向データに基づいて、超音波ビームの走査方向に沿って低密度に並ぶ走査方向データの密度を補うことにより、画像用データを高密度化する、ことを特徴とする。

【0012】

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。上記構成により実現される高密度化は、特にコンベックス走査型やセクタ走査型との組み合わせにおいて好適である。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、三次元画像やドプ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、超音波画像の形成に利用されるデータであり、例えば、走査される超音波ビームに沿って得られるラインデータなどである。

10

【0013】

超音波ビームの深さ方向については、浅部（プローブに近い側）から深部（プローブから遠い側）に亘って、超音波の受信信号を連続的に得ることができるため、比較的高密度に並ぶ深度方向データを得ることができる。例えば、1本の超音波ビームに沿って数千個のラインデータを得ることができ、数千個のラインデータをそのまま利用してもよいし、数千個のラインデータをリサンプリング（デシメンション）して得られる数百個のラインデータを利用してもよい。そして、超音波ビームを走査することにより、例えば走査方向に沿って超音波ビームの位置（角度）を段階的にずらしつつ複数の超音波ビームが次々に形成される。一般的な二次元のBモード画像であれば、1枚（1フレーム）の画像を得るために利用される超音波ビームの本数は例えば百本程度であり、例えばフレームレートを高めるためには超音波ビームの本数をさらに減らす必要がある。そのため、超音波ビームの走査方向に沿って並ぶ走査方向データは比較的低密度になる。このように、超音波ビームの走査方向と深さ方向では、得られるデータの密度が互いに異なる。

20

【0014】

上記装置によれば、超音波ビームの走査方向と深さ方向の粗密関係を利用した超音波画像の高密度化が実現される。つまり、超音波ビームの深さ方向に沿って高密度に並ぶ深度方向データに基づいて、超音波ビームの走査方向に沿って低密度に並ぶ走査方向データの密度を補うことにより、画像用データが高密度化される。

30

【0015】

望ましい具体例において、前記高密度化処理部は、画像用データ内において、超音波ビームの走査方向に対応したテンプレートを配置して超音波ビームの深さ方向に対応したカーネルを移動させ、テンプレートに適合するカーネルを探索することにより、探索されたカーネルに属する深度方向データを用いてテンプレートに属する走査方向データの密度を補う、ことを特徴とする。

【0016】

上記構成において、テンプレートは、例えば走査方向データを取り囲むように設定されることが望ましく、1次元形状であってもよいし2次元形状であってもよい。画像用データが3次元データであれば、3次元形状のテンプレートが利用されてもよい。また、カーネルは、例えば深度方向データを取り囲むように設定されることが望ましく、1次元形状であってもよいし2次元形状であってもよい。画像用データが3次元データであれば、3次元形状のカーネルが利用されてもよい。なお、テンプレートとカーネルは互いに同一形状であることが望ましい。

40

【0017】

望ましい具体例において、前記高密度化処理部は、テンプレートに属する走査方向データとカーネルに属する深度方向データとの間のパターンマッチングにより、テンプレート

50

に適合するカーネルを探索する、ことを特徴とする。

【0018】

望ましい具体例において、前記高密度化処理部は、テンプレート内の走査方向データとその走査方向データのデータ間隔でカーネル内から選択される深度方向データとの間の類似度に基づいたパターンマッチングにより、テンプレートに適合するカーネルを探索することを特徴とする。

【0019】

上記構成において、類似度とは、類似の度合い評価するための指標であり、例えば、類似が良好なほど（良く似ているほど）小さな値を示す指標でもよいし、類似が良好なほど大きな値を示す指標でもよい。類似の度合いを評価する指標としては、例えば、比較するデータ同士の差に関する二乗和や、比較するデータ同士の差に関する絶対値の和などが好適であるものの、他の公知の様々な演算手法を利用してもよい。

【0020】

望ましい具体例において、前記高密度化処理部は、テンプレートに適合するカーネル内の深度方向データに基づいて得られる高密度化データを、テンプレート内の走査方向データの隙間に挿入することにより、画像用データを高密度化する、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、テンプレート内の走査方向データの隙間において、当該テンプレートに適合するカーネルの探索で得られた類似度の空間的な分布に基づいて、類似度が最良となる位置を推定し、推定した位置に前記高密度化データを挿入する、ことを特徴とする。

【0022】

望ましい具体例において、前記高密度化処理部は、パターンマッチングによりテンプレートに適合する候補となる複数の候補カーネルを探索し、複数の候補カーネルの中から各候補カーネルとテンプレートとの距離に基づいてテンプレートに適合するカーネルを選択する、ことを特徴とする。

【0023】

望ましい具体例において、前記高密度化処理部は、テンプレートに適合する複数のカーネルを選択し、当該複数のカーネルから得られる深度方向データに基づいて、テンプレート内の走査方向データの隙間に挿入する高密度化データを得る、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、テンプレートに適合する複数のカーネルから得られる深度方向データと、当該各カーネルとテンプレートとの距離と、に基づいて前記高密度化データを得る、ことを特徴とする。

【0025】

望ましい具体例において、前記高密度化処理部は、実空間におけるサイズが互いに等しくなるようにテンプレートとカーネルを設定する、ことを特徴とする。

【0026】

望ましい具体例において、前記高密度化処理部は、超音波ビームを放射状または扇状に走査して得られる画像用データを高密度化するにあたり、画像用データ内に配置するテンプレートの位置が深いほどテンプレートの実空間におけるサイズを大きくする、ことを特徴とする。

【0027】

望ましい具体例において、前記高密度化処理部は、テンプレート内の走査方向データとその走査方向データのデータ間隔でカーネル内から選択される深度方向データとの間の類似度に基づいたパターンマッチングにより、テンプレートに適合するカーネルを探索するにあたり、テンプレートの位置が深いほどカーネル内から選択する深度方向データのデータ間隔を大きくする、ことを特徴とする。

【0028】

望ましい具体例において、前記高密度化処理部は、画像用データ内において互いに異な

10

20

30

40

50

る複数位置にテンプレートを配置し、各位置においてテンプレートに適合するカーネルを探索することにより、複数位置においてテンプレートに属する走査方向データの密度を補う、ことを特徴とする。

【0029】

望ましい具体例において、前記高密度化処理部は、画像用データ内の複数位置においてテンプレートに属する走査方向データの個数を一定とする、ことを特徴とする。

【0030】

望ましい具体例において、前記高密度化処理部は、画像用データ内において互いに異なる複数位置にテンプレートを配置し、各位置においてテンプレートに適合するカーネルを探索することにより、複数位置においてテンプレートに属する走査方向データの密度を補うにあたり、画像用データ内の複数位置においてテンプレートの実空間におけるサイズを一定とする、ことを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0031】

本発明により、超音波ビームの走査方向と深さ方向の粗密関係を利用した超音波画像の高密度化が実現される。例えば、本発明の好適な態様によれば、超音波ビームの深さ方向に沿って高密度に並ぶ深度方向データに基づいて、超音波ビームの走査方向に沿って低密度に並ぶ走査方向データの密度を補うことにより、画像用データが高密度化される。

【図面の簡単な説明】

【0032】

20

【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】超音波ビームを走査して得られる画像用データの具体例を示す図である。

【図3】テンプレートとカーネルを利用した探索の具体例を示す図である。

【図4】実空間内におけるデータ間隔を説明するための図である。

【図5】高密度化データによる高密度化の具体例を示す図である。

【図6】高密度化された画像用データの具体例を示す図である。

【図7】距離を考慮した高密度化データの挿入例を示す図である。

【図8】複数のカーネルKを利用した高密度化データの挿入例を示す図である。

【図9】高密度化データの挿入位置に関する推定の具体例を示す図である。

30

【図10】対応点位置への高密度化データの挿入例を示す図である。

【図11】対応点位置を利用した高密度化の具体例を示す図である。

【図12】対応点位置を利用して高密度化された画像用データを示す図である。

【図13】デジタルスキャンコンバータにおける補間処理の具体例を示す図である。

【図14】図1の超音波診断装置における処理を纏めたフローチャートである。

【図15】低密度画像の具体例を示す図である。

【図16】高密度画像の具体例1を示す図である。

【図17】高密度画像の具体例2を示す図である。

【図18】高密度画像の具体例3を示す図である。

【図19】高密度画像の具体例4を示す図である。

40

【図20】ラインデータに対する各種処理を説明するための図である。

【図21】高密度化された画像用データに対する深さ方向のフィルタ処理を説明するための図である。

【図22】パターンマッチングの具体例を示す図である。

【図23】高密度化処理部における処理の変形例を説明するための図である。

【図24】探索領域を拡張した変形例を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0033】

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、コンベックス走査型やセクタ走査型やリニア走査型、二次元画像（断層画像）用や三次元画像用等の各種のプ

50

プローブ10を診断用途に応じて利用することができる。

【0034】

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する。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。つまり、送受信部12は、ビームフォーマの機能を備えている。また、収集された受信ビーム信号(RF信号)は、検波処理等の受信信号処理を施される。これにより、各受信ビームごとにその受信ビームに沿って得られるラインデータが高密度化処理部20へ送られる。

【0035】

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)を走査して得られる複数の超音波ビームに対応した複数のラインデータで構成される画像用データを高密度化する。高密度化処理部20は、画像用データ内において、超音波ビームの深さ方向に沿って高密度に並ぶ深度方向データに基づいて、超音波ビームの走査方向に沿って低密度に並ぶ走査方向データの密度を補うことにより、画像用データを高密度化する。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。

【0036】

デジタルスキャンコンバータ(DSC)30は、高密度化処理部20において高密度化された画像用データ、つまり高密度化された複数の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30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複数のラインデータから、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30は、走査座標系のフレームレートで得られた複数の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。

【0037】

表示処理部40は、デジタルスキャンコンバータ30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で実現される表示部42に表示される。なお、制御部50は、図1の超音波診断装置内を全体的に制御する。

【0038】

なお、図1に示す構成(各機能ブロック)のうち、送受信部12と高密度化処理部20とDSC30と表示処理部40は、それぞれ、例えばプロセッサや電子回路等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。制御部50は、例えば、CPUやプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPUやプロセッサの動作を規定するソフトウェア(プログラム)との協働により実現することができる。

【0039】

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。

【0040】

図2は、超音波ビームを走査して得られる画像用データ的具体例を示す図である。図2には、超音波ビームを走査して得られる複数の超音波ビームに対応した複数のラインデータで構成される画像用データが示されている。図2には、超音波ビームの深さ方向rと超音波ビームの走査方向である方位方向θが示されており、深さ方向rに沿って並ぶ複数の黒丸印(塗り潰し丸印)の列がラインデータである。

【0041】

ラインデータは、超音波ビームの深さ方向rに沿って収集される。深さ方向rについては、浅部(プローブ10に近い側)から深部(プローブ10から遠い側)に亘って、超音波の受信信号を連続的に得ることができるため、比較的高密度に並ぶラインデータを得る

10

20

30

40

50

ことができる。例えば、1本の超音波ビームに沿って数千個のラインデータを得ることができ、数千個のラインデータをそのまま利用してもよいし、数千個のラインデータをリサンプリング（デシメンション）して得られる数百個のラインデータを利用してもよい。

【0042】

そして、例えばコンベックス走査やセクタ走査の場合、方位方向に超音波ビームが走査され、超音波ビームの角度を段階的にずらしつつ複数の超音波ビームが次々に形成される。二次元のBモード画像であれば、1枚（1フレーム）の画像を得るために、例えば数十から百本程度の超音波ビームが形成され、各超音波ビームごとに深さ方向rに沿ってラインデータが収集される。

【0043】

このように、ラインデータは、深さ方向rに沿って比較的高密度に収集されるものの、方位方向においては、超音波ビームの走査間隔だけラインデータ同士が離れている。そのため、複数のラインデータで構成される画像用データは、方位方向に沿って、比較的低密度となる。そこで、高密度化処理部20は、以下に詳述する処理により、互いに隣接する超音波ビームの間、つまり図2において破線で示す直線上に高密度化データを挿入して、画像用データを高密度化する。

【0044】

高密度化処理部20は、画像用データ内において、超音波ビームの方位方向（走査方向）に対応したテンプレートを配置し、超音波ビームの深さ方向rに対応したカーネルを移動させ、テンプレートに適合するカーネルを探索することにより、探索されたカーネルに属する深度方向データを用いてテンプレートに属する走査方向データの密度を補う。

【0045】

図3は、テンプレートとカーネルを利用した探索の具体例を示す図である。図3には、図2の画像用データが示されている。つまり、超音波ビームの深さ方向rと超音波ビームの走査方向である方位方向が示されており、深さ方向rに沿って並ぶ複数の黒丸印（塗り潰し丸印）の列がラインデータである。但し、図3においては、方位方向に沿って得られた複数のラインデータが互いに平行に配置されている。

【0046】

図3(1)は、テンプレートTとカーネルKの具体例を示している。この具体例において、テンプレートTは、方位方向に伸長された1次元形状である。画像用データのうち方位方向に沿って並ぶデータを方位方向データとすると、テンプレートT内には4個のデータからなる方位方向データが含まれている。なお、テンプレートTは、方位方向に対応した形状であればよく、必ずしも方位方向に平行でなくてもよい。例えば方位方向に対して斜めに傾いたテンプレートTが設定されてもよい。また、テンプレートTは、1次元形状に限らず、2次元形状（矩形その他の多角形や円形など）であってもよい。画像用データが3次元データであれば、3次元形状のテンプレートTが利用されてもよい。

【0047】

一方、図3(1)の具体例において、カーネルKは、深さ方向rに伸長された1次元形状である。画像用データのうち、深さ方向rに沿って並ぶデータを深度方向データとすると、カーネルK内には13個のデータからなる深度方向データが含まれている。なお、カーネルKは、深さ方向rに対応した形状であればよく、必ずしも深さ方向rに平行でなくてもよい。例えば、深さ方向rに対して斜めに傾いたカーネルKが設定されてもよい。また、カーネルKは、1次元形状に限らず、2次元形状（矩形その他の多角形や円形など）であってもよい。画像用データが3次元データであれば、3次元形状のカーネルKが利用されてもよい。なお、カーネルKはテンプレートTと同一の形状であることが望ましい。

【0048】

高密度化処理部20は、画像用データ内において、カーネルKを移動させ、テンプレートTに適合するカーネルKを探索する。高密度化処理部20は、画像用データ内に探索領域SAを設定し、設定した探索領域SA内でカーネルKを移動させる。図3(1)の具体例において、探索領域SAは、テンプレートTの位置を中心としてテンプレートTを取り

10

20

30

40

50

囲む矩形とされている。なお、探索領域 S A の形状はその他の多角形や円形などであってもよい。画像用データが 3 次元データであれば、3 次元形状の探索領域 S A が利用されてもよい。また、探索領域 S A は、テンプレート T の位置を中心とした配置に限らず、画像用データの状態等に応じて、テンプレート T と探索領域 S A の位置関係が適宜調整されてもよい。また、探索領域 S A の大きさは、固定的に設定されてもよいし、画像用データの状態等に応じて適宜調整されてもよい。例えば、画像用データの全域を探索領域 S A としてもよい。

【 0 0 4 9 】

図 3 (2) は、テンプレート T に適合するカーネル K の探索の具体例を示している。高密度化処理部 2 0 は、テンプレート T に属する方位方向データとカーネル K に属する深度方向データとの間のパターンマッチングにより、テンプレート T に適合するカーネル K を探索する。高密度化処理部 2 0 は、テンプレート T 内の走査方向データとその走査方向データのデータ間隔でカーネル K 内から選択される深度方向データとの間の類似度に基づいたパターンマッチングにより、テンプレート T に適合するカーネル K を探索する、つまり図 3 (2) においてテンプレート T に対してカーネル K を 9 0 ° 回転させてテンプレート T とカーネル K との間でパターンマッチングが行われる。なお、カーネル K の回転方向は右側 9 0 ° または左側 9 0 ° のいずれでもよく、また、右側 9 0 ° と左側 9 0 ° の両方についてパターンマッチングを行ってもよい。パターンマッチングにおいては、数 1 式に示す輝度差二乗和 (S S D) や数 2 式に示す輝度差絶対和 (S A D) などを代表とする類似度の演算が利用される。

10

20

【 0 0 5 0 】

【 数 1 】

$$R_{SSD} = \sum_{q=0}^{N-1} \sum_{p=0}^{M-1} (I(k+q, l+d \cdot p) - T(i+p, j+q))^2$$

$$\begin{cases} I(x, y) & 0 \leq x \leq W-1, \quad 0 \leq y \leq H-1 \\ T(x', y') & 0 \leq x' \leq W-1, \quad 0 \leq y' \leq H-1 \end{cases}$$

30

【 数 2 】

$$R_{SAD} = \sum_{j=0}^{N-1} \sum_{i=0}^{M-1} |I(k+q, l+d \cdot p) - T(i+p, j+q)|$$

$$\begin{cases} I(x, y) & 0 \leq x \leq W-1, \quad 0 \leq y \leq H-1 \\ T(x', y') & 0 \leq x' \leq W-1, \quad 0 \leq y' \leq H-1 \end{cases}$$

40

【 0 0 5 1 】

図 3 (2) に示す符号は、数 1 式と数 2 式における変数に対応している。例えば、M と N は、テンプレート T のサイズを示している。M は、テンプレート T の方位方向の大きさ、つまり方位方向データのデータ数を示している。また、N は、テンプレート T の深度方向 r の大きさ、つまり方位方向データの列数を示している。図 3 (2) の具体例においては、M = 4 , N = 1 である。T (i , j) は、テンプレート T 内の各データ (各画素) の値 (画素値) を示しており、i は方位方向の座標であり、j は深度方向 r の座標である。

【 0 0 5 2 】

また、I (k , l) は、カーネル K 内の各データ (各画素) の値 (画素値) を示しており、k は方位方向の座標であり、l (エル) は深度方向 r の座標である。カーネル K 内

50

においては、テンプレート T 内の方位方向データのデータ間隔で、深度方向データの各データが選択される。d は、その選択におけるデータ間隔であり、図 3 (2) の具体例においては d = 4 であり、カーネル K 内から、深さ方向 r に沿って 4 データごとに 1 つのデータが選択される。

【 0 0 5 3 】

テンプレート T とカーネル K は、実空間内において、大きさと形状が互いに等しいことが望ましい。さらに、テンプレート T 内の方位方向データのデータ間隔と、カーネル K 内において選択される深度方向データのデータ間隔が、実空間上において互いに等しいことが望ましい。

【 0 0 5 4 】

図 4 は、実空間内におけるデータ間隔を説明するための図である。図 4 には、セクタ走査により得られるラインデータの具体例が図示されている。セクタ走査やコンベックス走査においては、プローブ側を中心として、超音波ビームが放射状または扇状に走査されるため、プローブに近い浅部に比べ、プローブから遠い深部において超音波ビームの間隔が広がる。

【 0 0 5 5 】

図 4 において、超音波ビームの長さ（最大の深さ）が R (mm) であり、超音波ビームの走査範囲（角度範囲）が (deg) である。また、1 本の超音波ビームに沿って得られるラインデータの個数（サンプル数）が S であり、超音波ビームの本数（ライン総数）が Ln である。

【 0 0 5 6 】

そして、深さ方向のサンプリングレート（ラインデータ間隔）が R となる。一方、方位方向のサンプリングレート（ビーム間隔）は、深さに応じて異なり、深さ R a におけるサンプリングレートが a となる。そこで、方位方向に対応したテンプレート T 内のデータ間隔と、深さ方向に対応したカーネル K 内から選択されるデータ間隔とを、実空間上において互いに等しくするにあたり、次式に示す方位方向のサンプリングレート a と深さ方向のサンプリングレート R の比率を利用する。

【 0 0 5 7 】

【 数 3 】

$$\frac{\Delta a}{\Delta R} = \frac{2SR_a \sin \frac{\theta}{2(Ln-1)}}{R}$$

【 0 0 5 8 】

例えば、図 3 (2) に示すテンプレート T の深さを R a として、数 3 式によりサンプリングレート比率を算出し、算出結果に最も近い整数を図 3 (2) , 数 1 式, 数 2 式における d (深度方向データの選択間隔) とする。つまり、テンプレート T が深くなるほど方位方向のサンプリングレート a が大きくなり（広がり）、それに応じて、カーネル K 内における深度方向データの選択間隔 d も大きくなる。これにより、テンプレート T 内の方位方向データのデータ間隔と、カーネル K 内において選択される深度方向データのデータ間隔を、実空間上において互いに等しくすることができる。

【 0 0 5 9 】

図 3 (2) に戻り、数 1 式に示す輝度差二乗和 (S S D) を利用したパターンマッチングにおいては、カーネル K を深さ方向 r に沿って段階的に移動しつつ、例えば深さ方向 r に沿って高密度に並ぶデータの 1 つ分ずつカーネル K を移動しつつ、各位置において、カーネル K とテンプレート T との間で数 1 式の S S D が算出される。さらに、方位方向に沿って超音波ビームの 1 本分だけ位置をずらして、深さ方向 r に沿ってカーネル K を移動しつつ、各位置において数 1 式の S S D が算出される。こうして、探索領域 S A 内の全域に亘ってカーネル K を移動させつつ、各位置において数 1 式の S S D が算出される。そし

10

20

30

40

50

て、探索領域 $S A$ 内において例えば $S S D$ が最小値となる位置におけるカーネル K が、テンプレート T に適合するカーネル K とされる。なお、カーネル K は、深さ方向 r に沿って数データ間隔で、方位方向 θ に沿って数ビーム間隔で、段階的に移動させてもよい。

【0060】

また、数2式に示す輝度差絶対和 ($S A D$) を利用したパターンマッチングでも、輝度差二乗和 ($S S D$) の場合と同様に、探索領域 $S A$ 内の全域に亘ってカーネル K を移動させつつ、各位置において数2式の $S A D$ が算出される。そして、探索領域 $S A$ 内において例えば $S A D$ が最小値となる位置におけるカーネル K が、テンプレート T に適合するカーネル K とされる。

【0061】

なお、図3(2)の画像用データを構成するラインデータは、デシメンション(リサンプリング)前後のいずれでもよい。デシメンション前であれば深度方向データが多数であるためパターンマッチングの精度が高まり、デシメンション後であれば深度方向データが間引かれているためパターンマッチングの演算負荷を軽減できる。

【0062】

テンプレート T に適合するカーネル K が探索されると、そのカーネル K の深度方向データから得られる高密度化データにより、テンプレート T 内の方位方向データが高密度化される。

【0063】

図5は、高密度化データによる高密度化の具体例を示す図である。図5には、図3の画像用データが示されている。つまり、超音波ビームの深さ方向 r と超音波ビームの方位方向 θ が示されており、深さ方向 r に沿って並ぶ複数の黒丸印(塗り潰された丸印)がラインデータである。

【0064】

図5(1)は、高密度化データの挿入例を示している。図5(1)の画像用データ内にはテンプレート T とそれに適合するカーネル K が示されている。高密度化処理部20は、テンプレート T に適合するカーネル K 内の深度方向データから得られる高密度化データをテンプレート T 内の方位方向データの隙間に挿入する。図5(1)の具体例において、カーネル K の中心に位置する白丸(塗り潰されていない丸印)の深度方向データが高密度化データとされ、テンプレート T の中心に位置する隙間(破線で示す直線上)に挿入されている。

【0065】

テンプレート T に適合するカーネル K は、探索領域 $S A$ (図3)内において、輝度差二乗和(数1式)または輝度差絶対和(数2式)が最小となるカーネル K であり、テンプレート T に最も類似した画像部分である。テンプレート T は方位方向 θ に対応し、カーネル K は深さ方向 r に対応しており、互いに対応する方向が異なるものの、テンプレート T とそれに適合するカーネル K は最も類似した画像部分であり、超音波の音響的な振る舞いや組織の性状等が互いに酷似している可能性が極めて高い。

【0066】

そこで、図5(1)に示す具体例のように、テンプレート T に適合するカーネル K の深度方向データから得られる白丸の高密度化データがテンプレート T の方位方向データの隙間に挿入される。なお、カーネル K 内における高密度化データの位置と、テンプレート T 内における高密度化データの挿入位置は、互いに等しいことが望ましい。つまり、例えば図5(1)に示す具体例のように、カーネル K の中心から得られた高密度化データがテンプレート T の中心に挿入されることが望ましい。なお、カーネル K の深度方向データの中から高密度化データが選択されてもよいし、カーネル K の深度方向データに基づいた演算により高密度化データが算出されてもよい。

【0067】

さらに、高密度化処理部20は、画像用データ内において互いに異なる複数位置にテンプレート T を配置し、各位置においてテンプレート T に適合するカーネル K を探索するこ

10

20

30

40

50

とにより、複数位置においてテンプレートTに属する方位方向データの密度を補い、画像用データを高密度化する。

【0068】

図5(2)は、画像用データの高密度化の具体例を示している。図5(2)において、画像用データはその全域に亘って高密度化データが挿入されている。つまり、画像用データの全域に亘って複数位置にテンプレートTを配置し、各位置においてテンプレートTに適合するカーネルKを探索し、テンプレートTの各位置において白丸の高密度化データを得て、その位置に高密度化データを配置すると図5(2)の具体例となる。図5(2)においては、互いに隣接する超音波ビームの間、つまり図5(1)において破線で示す直線上を埋め尽くすように高密度化データが挿入され、画像用データが高密度化されている。

10

【0069】

図6は、高密度化された画像用データの具体例を示す図である。図2に示した画像用データに対し、図3から図5を利用して説明した処理により高密度化された画像用データが図6に示されている。図2の画像用データと比較して、図6においては、互いに隣接する超音波ビームの間、つまり図2において破線で示す直線上を埋め尽くすように高密度化データが挿入され、画像用データが高密度化されている。高密度化処理部20において高密度化された画像用データは、デジタルスキャンコンバータ30において座標変換処理を施される。

【0070】

デジタルスキャンコンバータ30は、例えば図6に示す高密度化された画像用データについて、超音波ビームの走査に対応した r 走査座標系で得られた画像用データから、 x y 直交座標系の表示座標系に対応した画像データを得る。例えば図6において格子状に示される x y 直交座標系内の複数座標において、各座標ごとに、その座標の近傍に位置するラインデータ(黒丸)と高密度化データ(白丸)を利用した補間処理により、 x y 直交座標系の各座標における画像データが算出される。

20

【0071】

こうして、デジタルスキャンコンバータ30において得られた画像データに対して、表示処理部40が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42に表示される。

【0072】

なお、図5(1)においては、カーネルKの中心から得られた1つの高密度化データをテンプレートTの中心に挿入する具体例を説明したが、以下に説明する変形例により、高密度化データを挿入してもよい。

30

【0073】

図7は、距離を考慮した高密度化データの挿入例を示す図である。図7には、高密度化処理される画像用データが示されている。つまり、超音波ビームの深度方向(深さ方向) r と超音波ビームのライン方向(方位方向) θ が示されており、深度方向 r に沿って並ぶ複数の黒丸印(塗り潰された丸印)がラインデータである。

【0074】

図7の画像用データ内にはテンプレートTと、それに適合するカーネルKの探索において得られた複数のカーネル K_A 、 K_B 、 K_C が示されている。また、図7には、テンプレートTと各カーネルKとの間における輝度差絶対和 SAD と、テンプレートTと各カーネルKとの間の距離(例えば中心間の距離) $Dist$ が示されている。つまり、カーネル K_A の輝度差絶対和と距離がそれぞれ SAD_A と $Dist_A$ であり、カーネル K_B の輝度差絶対和と距離がそれぞれ SAD_B と $Dist_B$ であり、カーネル K_C の輝度差絶対和と距離がそれぞれ SAD_C と $Dist_C$ である。

40

【0075】

図7の挿入例においては、類似度である SAD に加えて距離 $Dist$ を考慮してテンプレートTに挿入される高密度化データPが決定される。つまり、 SAD が最小であることを優先しつつ、 SAD が最小となるカーネルKが複数ある場合に、距離 $Dist$ の小さい

50

方が選択される。具体例を示すと次のとおりである。

【0076】

(1) 「 $SAD_A < SAD_B < SAD_C$ 」であれば、カーネル K_A を選択し、カーネル K_A の中心に位置するデータAを、テンプレートTに挿入する高密度化データPとする。

(2) 「 $SAD_A = SAD_B = SAD_C$ 」且つ「 $Dist_A < Dist_B < Dist_C$ 」であれば、カーネル K_A を選択し、カーネル K_A の中心に位置するデータAを、テンプレートTに挿入する高密度化データPとする。

(3) 「 $SAD_A > SAD_B = SAD_C$ 」且つ「 $Dist_A < Dist_B < Dist_C$ 」であれば、カーネル K_B を選択し、カーネル K_B の中心に位置するデータBを、テンプレートTに挿入する高密度化データPとする。

【0077】

また、選択されたカーネルK内から得られる複数のデータを平滑化して得られるデータをテンプレートTに挿入する高密度化データPとしてもよい。例えばカーネル K_A が選択された場合に、カーネル K_A の中心に位置するデータAとその上下(浅い側と深い側)のデータからなる複数個のデータの平均値を高密度化データPとする。これにより、仮にデータAがノイズであった場合にも、平滑化によりノイズの影響が軽減または除去されて不自然な画像の生成を抑制できる。

【0078】

なお、平滑化に利用されるデータ個数(タップ数)は、カーネルKのサイズに応じて決定されてもよい。例えば「タップ数 = (カーネルサイズ - 1) / 3 + 1」とする。また、カーネルKのサイズ(カーネル内の深度方向のデータ総数)は、テンプレートTの実空間内におけるサイズに合わせることを望ましい。例えば、テンプレートTが深いほどテンプレートTの実空間内におけるサイズが大きくなる場合に、カーネルKのサイズもそれに合わせて大きくする。具体例を示すと、テンプレートTが比較的浅い領域において、カーネルサイズが7とされ、その場合のタップ数は3となる。また、テンプレートTが中間の領域においてカーネルサイズが19とされ、その場合のタップ数は7となる。そして、テンプレートTが比較的深い領域において、カーネルサイズが37とされ、その場合のタップ数は13となる。

【0079】

図8は、複数のカーネルKを利用した高密度化データの挿入例を示す図である。図7と同様に、図8には、高密度化処理される画像用データが示されている。図8の画像用データ内にはテンプレートTと、それに適合するカーネルKの探索において得られた複数のカーネル K_A 、 K_B 、 K_C 、 K_D が示されている。

【0080】

また、図8には、テンプレートTと各カーネルKとの間における輝度差絶対和 SAD とテンプレートTと各カーネルKとの間の距離(例えば中心間の距離) $Dist$ が示されている。つまりカーネル K_A の輝度差絶対和と距離がそれぞれ SAD_A と $Dist_A$ であり、カーネル K_B の輝度差絶対和と距離がそれぞれ SAD_B と $Dist_B$ であり、カーネル K_C の輝度差絶対和と距離がそれぞれ SAD_C と $Dist_C$ であり、カーネル K_D の輝度差絶対和と距離がそれぞれ SAD_D と $Dist_D$ である。

【0081】

図8の挿入例においては、類似度である SAD が小さい方から順に、距離 $Dist$ を考慮して、複数のカーネルKが選択される。例えば、 SAD が小さい方から順に3個のカーネルKを選択することを優先しつつ、 SAD が同値となるカーネルKが複数ある場合に、距離 $Dist$ の小さい方を選択する。具体例を示すと次のとおりである。

【0082】

(1) 「 $SAD_A < SAD_B < SAD_C < SAD_D$ 」であれば、カーネル K_A 、 K_B 、 K_C を選択し、カーネル K_A 、 K_B 、 K_C の各々の中心に位置するデータA、B、Cに基づいてテンプレートTに挿入する高密度化データPを得る。例えば、データA、B、Cの平均値を高密度化データPとする。また、選択されたカーネル K_A 、 K_B 、 K_C の各々の距

10

20

30

40

50

離に応じた重み付け加算「 $P = 0.5A + 0.25B + 0.25C$ 」により、高密度化データPを得るようにしてもよい。

(2)「 $SAD_A = SAD_B = SAD_C = SAD_D$ 」且つ「 $Dist_A < Dist_B < Dist_C < Dist_D$ 」であれば、カーネル K_A, K_B, K_C を選択し、カーネル K_A, K_B, K_C の各々の中心に位置するデータA, B, Cに基づいてテンプレートTに挿入する高密度化データPを得る。例えば、データA, B, Cの平均値を高密度化データPとする。また、距離に応じた重み付け加算「 $P = 0.5A + 0.25B + 0.25C$ 」により、高密度化データPを得るようにしてもよい。

(3)「 $SAD_A > SAD_B = SAD_C = SAD_D$ 」且つ「 $Dist_A < Dist_B < Dist_C < Dist_D$ 」であれば、カーネル K_B, K_C, K_D を選択し、カーネル K_B, K_C, K_D の各々の中心に位置するデータB, C, Dに基づいてテンプレートTに挿入する高密度化データPを得る。例えば、データB, C, Dの平均値を高密度化データPとする。また、距離に応じた重み付け加算「 $P = 0.5B + 0.25C + 0.25D$ 」により、高密度化データPを得るようにしてもよい。

【0083】

なお、以上までの説明においては、高密度化データをテンプレートTの中心に挿入する具体例を説明したが、以下に説明するように、高密度化データの挿入位置を推定し、その挿入位置に高密度化データを挿入してもよい。

【0084】

図9は、高密度化データの挿入位置に関する推定の具体例を示す図である。なお、挿入位置の推定に先立って、高密度化処理部20は、例えば図3を利用して説明した具体例によりテンプレートTに適合したカーネルKを探索する。そして図9の推定の具体例では、テンプレートT内の走査方向データの隙間において、高密度化データを挿入する最良の位置が推定される。高密度化処理部20は、テンプレートTに適合するカーネルKの探索で得られた類似度の空間的な分布に基づいて、類似度が最良となる最良位置を推定し、推定した最良位置に高密度化データを挿入する。

【0085】

図9(1)は、等角直線フィッティングを利用した推定例を示しており、図9(2)はパラボラフィッティングを利用した推定例を示している。図9(1)(2)の各々において、横軸はカーネルKの位置を示しており、縦軸は、各位置における類似度の値、例えば輝度差二乗和(数1式)または輝度差絶対和(数2式)の値を示している。また、黒丸印(塗り潰された丸印)が各位置で算出された類似度の具体例である。

【0086】

図3を利用して説明したように、テンプレートTに適合したカーネルKの探索においては、輝度差二乗和(SSD)または輝度差絶対和(SAD)が最小値となる位置におけるカーネルKが、テンプレートTに適合するカーネルKとされる。

【0087】

図9(1)(2)において、横軸の位置0(ゼロ)がカーネルKの探索位置である。つまり、類似度が算出された複数位置のうち、位置0において算出された類似度が最小値となる。また、横軸の位置1と位置-1は、探索位置である位置0の近傍におけるカーネルKの移動位置である。例えば、深さ方向rに沿って並ぶデータの1つ分ずつカーネルKを移動しつつ類似度を得た場合には、位置0からデータ1つ分だけずれた移動位置が位置1と位置-1となる。

【0088】

高密度化処理部20は、探索位置の近傍における類似度の空間的な分布に基づいて、類似度が最良となる対応点位置(最良位置)を推定する。例えば、図9(1)に示す例のように、等角フィッティングを利用して対応点位置が推定される。つまり、負方向側から正方向側に向かって類似度が減少する減少直線DLと類似度が増加する増加直線ILについて、減少直線DLと増加直線ILの傾きを同一(等角)としつつ、位置-1, 0, 1の3点(黒丸印)を通るように減少直線DLと増加直線ILを設定し、設置した減少直線D

10

20

30

40

50

Lと増加直線ILの交点の位置を対応点位置(サブピクセル位置)とする。

【0089】

また、例えば、図9(2)に示す例のように、パラボラフィッティングを利用してもよい。つまり、位置-1, 0, 1の3点(黒丸印)を通る例えば放物線を設定し、その放物線が極小となる位置を対応点位置(サブピクセル位置)とする。

【0090】

こうして、探索位置である位置0よりも類似度が良い(SSD又はSADが小さい)対応点位置が推定される。対応点位置が推定されると、高密度化処理部20は、探索位置のカーネルKから得られる高密度化データをテンプレートT内の対応点位置に挿入する。例えば、カーネルKの中心から得られた高密度化データが、テンプレートTの中心から対応点位置に相当する距離だけずれた位置に挿入される。

10

【0091】

図10は、対応点位置への高密度化データの挿入例を示す図である。図10には、高密度化処理される画像用データが示されている。つまり、超音波ビームの深さ方向rと超音波ビームの走査方向である方位方向θが示されており、深さ方向rに沿って並ぶ複数の黒丸印(塗り潰された丸印)がラインデータである。

【0092】

図10の画像用データ内には、2つのテンプレートT1, T2とそれに適合するカーネルKが示されている。テンプレートT1の方位方向データの隙間(走査線間)には、2つのカーネルKから得られる2つの高密度化データ(白丸)が挿入されている。また、テンプレートT2の方位方向データの隙間には、3つのカーネルKから得られる3つの高密度化データが挿入されている。各高密度化データの挿入位置は、図9を利用して説明した処理により推定される。図10に示すように、1つのテンプレートTのデータ間に複数の高密度化データが挿入されてもよい。

20

【0093】

図11は、対応点位置を利用した高密度化の具体例を示す図である。図11において、画像用データは、その全域に亘って高密度化データが挿入されている。つまり、画像用データの全域に亘って複数位置にテンプレートTを配置し、各位置においてテンプレートTに適合するカーネルKを探索し、そのカーネルKから白丸の高密度化データを得て対応点位置へ配置すると図11の具体例となる。図11においては、互いに隣接する超音波ビームの間、つまり図11において黒丸で示すラインデータ間に複数の高密度化データが挿入され、画像用データが高密度化されている。

30

【0094】

なお、画像用データ内において一様な密度で高密度化データが挿入されてもよいし、深さに応じて密度を異ならせてもよい。例えば、セクタ走査やコンベックス走査により得られた画像用データは、深い部分ほど超音波ビームの間隔が広がるため、深い部分ほど高密度化データのデータ数を増加させてもよいし、浅い部分において高密度化を省略してもよい。

【0095】

図12は、対応点位置を利用して高密度化された画像用データを示す図である。図2に示した画像用データに対し、図9から図11を利用して説明した処理により高密度化された画像用データが、図12に示されている。図2の画像用データと比較して、図12においては、互いに隣接する超音波ビームの間つまり黒丸で示すラインデータ間に複数の高密度化データが挿入され、画像用データのデータ密度が数倍に高密度化されている。高密度化処理部20において高密度化された画像用データは、デジタルスキャンコンバータ30において座標変換処理を施される。

40

【0096】

デジタルスキャンコンバータ30は、例えば図12に示す高密度化された画像用データについて、超音波ビームの走査に対応したr-θ走査座標系で得られた画像用データから、x-y直交座標系の表示座標系に対応した画像データを得る。例えば図12において格子状

50

に示される x y 直交座標系内の複数座標において、各座標ごとに、その座標の近傍に位置するラインデータ（黒丸）と高密度化データ（白丸）を利用した補間処理により、 x y 直交座標系の各座標における画像データが算出される。

【0097】

図13は、デジタルスキャンコンバータ（DSC）30における補間処理の具体例を示す図である。図13には、図12の領域Aが拡大表示されている。デジタルスキャンコンバータ30は、 x y 直交座標系の画像データを構成する画素データPを得るにあたり、画素データPの近傍に位置するラインデータ（黒丸）と高密度化データ（白丸）の少なくとも一方を利用する。

【0098】

図13に示す具体例においては、画素データPに近い順に選ばれた4つの高密度化データが利用される。各高密度化データの位置（対応点位置）は、図9を利用して説明した処理により推定され、例えばメモリ等に記憶されている。デジタルスキャンコンバータ30は、メモリ等から4つの高密度化データの対応点位置（ p_1, p_2, p_3, p_4 ）を読み出し、例えば、画素データPの位置から各高密度化データの位置までの距離に応じた重み付け加算により、4つの高密度化データから画素データPを得る。なお、図13の具体例においては、4つの高密度化データから画素データPを得ているが、画素データPの位置によっては、補間処理に利用される4つのデータにラインデータが含まれる場合もある。

【0099】

図14は、図1の超音波診断装置における処理を纏めたフローチャートである。まず、複数の超音波ビームに対応した複数のラインデータで構成される画像用データが得られると（S1401）、高密度化処理部20は、画像用データ内にテンプレートTを配置し（S1402、図3）、探索領域SAを設定する（S1403、図3）。また、高密度化処理部20は、テンプレートTの位置（深さ）に応じて、カーネルK内において選択される深度方向データのデータ間隔を設定する（S1404、図4）。

【0100】

さらに、高密度化処理部20は、探索領域SA内においてカーネルKを移動させつつ（S1405、図3）、カーネルKの各位置においてカーネルKとテンプレートTのパターンマッチングを行う（S1406、図3）。そして、探索領域SAの全域においてパターンマッチングが終了し、テンプレートTに適合するカーネルKが探索されると（S1407）、適合するカーネルKの深度方向データから得られる高密度化データが、テンプレートT内の方位方向データの隙間に挿入される（S1408、図5、図7～図11）。

【0101】

高密度化処理部20は、画像用データ内の複数位置にテンプレートTを配置し、各位置においてS1402からS1408までの処理を実行する。画像用データの全域に亘る全テンプレートが終了するまで、S1402からS1408までの処理が繰り返し実行される（S1409）。

【0102】

こうして、高密度化処理部20により、画像用データ内の全域に亘って高密度化データが挿入されると、高密度化された画像用データがデジタルスキャンコンバータ30により表示座標系へ変換され（S1410、図6、図12、図13）、高密度化された画像が表示部42に表示される（S1411）。

【0103】

図1の超音波診断装置によれば、超音波ビームの深さ方向に沿って高密度に並ぶ深度方向データに基づいて、超音波ビームの走査方向（方位方向）に沿って低密度に並ぶ走査方向データ（方位方向データ）の密度を補うことにより、画像用データが高密度化される。そのため、比較的解像度の高い超音波画像を提供することができる。また、例えば、高フレームレートで低密度に得られた動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提供することができる。また、セクタ走査やコンベックス走査により得られる画像の深い部分における高密度化はもちろん、リニア走査等により得られる画像

10

20

30

40

50

が高密度化されてもよい。

【0104】

なお、図3から図14を利用して説明した処理の一部または全てに対応したプログラムにより、図1に示した高密度化処理部20から表示処理部40までの機能の一部または全てをコンピュータで実現し、そのコンピュータを超音波画像処理装置として機能させてもよい。上記プログラムは、例えば、ディスクやメモリなどのコンピュータが読み取り可能な記憶媒体に記憶され、その記憶媒体を介してコンピュータに提供される。もちろん、インターネット等の電気通信回線を介して上記プログラムがコンピュータに提供されてもよい。

【0105】

以上、本発明の好適な実施形態である図1の超音波診断装置について詳述したが、図1の超音波診断装置により得られる超音波画像の具体例を示すと次のようになる。

【0106】

図15は、低密度画像の具体例を示す図である。図15の低密度画像は、セクタ走査により得られたライン数(ビーム本数)61のBモード画像である。図15の低密度画像を高密度化して得られる高密度画像の具体例を図16から図19に示す。

【0107】

図16は、高密度画像の具体例1を示す図である。図16の高密度画像は、図7を利用して説明した高密度化データの挿入例により、SADが最小値となる1つのカーネルKから得られた1つの高密度化データを、図15の低密度画像内に次々に挿入して得られた、ライン数121の高密度画像である。

【0108】

図17は、高密度画像の具体例2を示す図である。図17の高密度画像は、図7を利用して説明した高密度化データの挿入例により、SADが最小値となる1つのカーネルKから平滑化により得られた高密度化データを、図15の低密度画像内に次々に挿入して得られた高密度画像である。

【0109】

図18は、高密度画像の具体例3を示す図である。図18の高密度画像は、図8を利用して説明した高密度化データの挿入例により、SADが小さい3つのカーネルKから得られるデータの平均値により得られた高密度化データを、図15の低密度画像内に次々に挿入して得られた高密度画像である。

【0110】

図19は、高密度画像の具体例4を示す図である。図19の高密度画像は、図8を利用して説明した高密度化データの挿入例により、SADが小さい3つのカーネルKから得られるデータを距離に応じて重み付け加算して得られた高密度化データを、図15の低密度画像内に次々に挿入して得られた高密度画像である。

【0111】

図16から図19に示す高密度画像はいずれも、図15の低密度画像より解像度が向上して鮮明になっている。

【0112】

図1の超音波診断装置により得られる超音波画像の具体例は以上のとおりである。図1の超音波診断装置(本超音波診断装置)は、さらに、以下に説明する追加または変更の機能も備えている。

【0113】

<深さ方向のフィルタ処理>

図20は、ラインデータに対する各種処理を説明するための図である。図20に示す各種処理は、例えば、送受信部12または高密度化処理部20が実行する。

【0114】

(A)は、送受信部12において得られるオリジナルのラインデータを示している。(A)に示すオリジナルのラインデータは、超音波ビーム(受信ビーム)1本分のデータで

10

20

30

40

50

あり、数百から数千個程度のサンプリングデータで構成される。

【0115】

本超音波診断装置は、オリジナルのラインデータに対して、深さ方向 r のフィルタ処理を施す。例えば深さ方向 r に並ぶいくつかのサンプリングデータを対象とした FIR フィルタ処理が施される。(A)には、フィルタ処理の具体例として、 n 個 (n は自然数) のサンプリングデータを対象とした n Tap (タップ) FIR フィルタが図示されている。例えば、深さ方向 r に沿って n Tap FIR フィルタのウィンドウ (n 個分のデータ範囲) を 1 データずつシフトさせながら、次々にフィルタ処理後のデータを得ることにより、(B) に示すフィルタ後のラインデータが得られる。

【0116】

本超音波診断装置は、(B) に示すフィルタ後のラインデータをリサンプリング処理して、(C) に示すリサンプリング後のラインデータを得る。例えば、深さ方向 r に並ぶフィルタ後のラインデータから、数データ間隔でサンプリングデータが抽出される。

【0117】

なお、 n Tap FIR フィルタを数データずつシフトさせてフィルタ処理後のデータを得ることにより、(A) に示すオリジナルのラインデータから、直接的に、(C) に示すリサンプリング後のラインデータを得るようにしてもよい。

【0118】

本超音波診断装置は、(C) に示すリサンプリング後のラインデータを利用して、つまり (C') に示すラインデータを利用して、画像用データの高密度化処理を行う。例えば図3から図13を利用して説明した処理により高密度化された画像用データを得る。さらに、本超音波診断装置は、高密度化された画像用データに対して、深さ方向 r のフィルタ処理を施す。

【0119】

図21は、高密度化された画像用データに対する深さ方向 r のフィルタ処理を説明するための図である。図21には、高密度化された画像用データが示されている。つまり、超音波ビームの深さ方向 r と超音波ビームの方位方向 θ が示されており、深さ方向 r に沿って並ぶ複数の黒丸印 (塗り潰された丸印) がリサンプリング後のラインデータ (図20における (C')) であり、深さ方向 r に沿って並ぶ複数の白丸印 (塗り潰されていない丸印) が、高密度化処理 (例えば図3から図13) により挿入されたデータ (高密度化データ) である。

【0120】

本超音波診断装置において、例えば高密度化処理部20は、高密度化データ (白丸) に対して、ラインデータ (黒丸) に対する深さ方向 r のフィルタ処理と同程度のフィルタ処理を施す。同程度とは、例えば、実空間内におけるフィルタの長さ (データ数) が互いに同じ又は実質的に同じであり、各データに対する重みづけ (フィルタ係数) が互いに同じ又は実質的に同じである場合などである。

【0121】

具体的には、ラインデータに対して図20 (A) に示す n Tap FIR フィルタが利用された場合に、高密度化データに対して、図21に示すように、3個のデータを対象とした 3 Tap (タップ) FIR フィルタが施される。図20 (A) に示す n Tap FIR フィルタは、フィルタの長さが n データであり、実空間内における長さが、図20 (C) における3個のデータ (例えば $R_1 \sim R_3$) に相当する。そこで、図21に示す高密度化データ (白丸) に対して、ラインデータ (黒丸) の3個に相当する長さの 3 Tap FIR フィルタが適用される。

【0122】

また、例えば、 n Tap FIR フィルタ (図20) の先頭データの係数と中心データの係数と最終データの係数を、必要に応じて規格化処理して、3 Tap FIR フィルタ (図21) の先頭データの係数と中心データの係数と最終データの係数とする。

【0123】

10

20

30

40

50

なお、上述したフィルタの長さや重みづけは1つの具体例であり、フィルタの長さや重みづけは上記具体例に限定されない。また、ユーザがフィルタの長さや重みづけを調整できる構成としてもよい。

【0124】

<輝度バイアスを考慮したパターンマッチング>

図3を利用した説明では、テンプレートTに適合するカーネルKの探索において、数1式に示す輝度差二乗和(SSD)や数2式に示す輝度差絶対和(SAD)によるパターンマッチングを説明した。

【0125】

本超音波診断装置は、装置内で深さに応じたゲイン調整(例えばSTC)や、方位方向のゲイン調整(例えばANGLEGAIN)により、超音波画像内のゲインを局所的に調整することができる。そのため、パターンマッチングにおいては、明るさ(輝度の大きさ)にロバストな評価値を利用することが望ましい。そこで、本超音波診断装置は、次式においてZSAD(Zero-mean Sum of Absolute Difference)を定義し、パターンマッチングにおいて次式に示すZSADを利用してよい。

【0126】

【数4】

$$R_{ZSAD} = \sum_{q=0}^{N-1} \sum_{p=0}^{M-1} |T(i+p, j+q) - \bar{T} - (I(k+q, l+d \cdot p) - \bar{I})| \quad 20$$

$$\bar{T} = \frac{1}{NM} \sum_{q=0}^{N-1} \sum_{p=0}^{M-1} T(i+p, j+q)$$

$$\bar{I} = \frac{1}{NM} \sum_{q=0}^{N-1} \sum_{p=0}^{M-1} I(k+q, l+d \cdot p)$$

$$\begin{cases} T(x, y) & 0 \leq x \leq W-1, \quad 0 \leq y \leq H-1 \\ I(x', y') & 0 \leq x' \leq W-1, \quad 0 \leq y' \leq H-1 \end{cases}$$

30

【0127】

図3(2)に示す符号は、数4式における変数に対応している。例えば、MとNは、テンプレートTのサイズを示している。Mは、テンプレートTの方位方向の大きさ、つまり方位方向データのデータ数を示している。また、Nは、テンプレートTの深度方向rの大きさ、つまり方位方向データの列数を示している。図3(2)の具体例においては、M=4, N=1である。T(i, j)は、テンプレートT内の各データ(各画素)の値(画素値)を示しており、iは方位方向の座標であり、jは深度方向rの座標である。

【0128】

また、I(k, l)は、カーネルK内の各データ(各画素)の値(画素値)を示しており、kは方位方向の座標であり、l(エル)は深度方向rの座標である。カーネルK内においては、テンプレートT内の方位方向データのデータ間隔で、深度方向データの各データが選択される。dは、その選択におけるデータ間隔であり、図3(2)の具体例においてはd=4であり、カーネルK内から、深さ方向rに沿って4データごとに1つのデータが選択される。

40

【0129】

図22は、パターンマッチングの具体例を示す図である。図22には、テンプレートT内の輝度パターン(画素値70, 80, 75, 50)と、カーネルK内の輝度パターン(画素値100, 110, 105, 80)の具体例が図示されている。

【0130】

図22に示す具体例において数2式のSADを利用するとR_{SAD} = 120となる。これ

50

に対し、図 2 2 に示す具体例において、数 4 式の Z S A D を利用すると $R_{ZSAD} = 0$ となり、図 2 2 のテンプレート T に適合するカーネル K として、図 2 2 のカーネル K が選出される可能性が高まる。

【 0 1 3 1 】

また、図 2 2 に示す具体例において、カーネル K 内の画素 D (画素値 D) をテンプレート T 内の画素間に挿入して画素 D' (画素値 D) とする場合には、次式に基づいて画素値が決定される。

【 0 1 3 2 】

【 数 5 】

$$D' = D - \bar{I} + \bar{T}$$

$$\bar{I} \dots \text{数 4 式における } \bar{I} = \frac{1}{NM} \sum_{q=0}^{N-1} \sum_{p=0}^{M-1} I(k+q, l+d \cdot p)$$

$$\bar{T} \dots \text{数 4 式における } \bar{T} = \frac{1}{NM} \sum_{q=0}^{N-1} \sum_{p=0}^{M-1} T(i+p, j+q)$$

10

【 0 1 3 3 】

< フィルタ処理後のデータによるパターンマッチング >

図 2 3 は、高密度化処理部 2 0 における処理の変形例を説明するための図である。図 2 3 に示す変形例において、高密度化処理部 2 0 は、図 1 の送受信部 1 2 から得られるラインデータに対して、ノイズ除去または平滑化のためのフィルタ処理を施す (S 2 1)。これにより、パターンマッチングにおいて悪影響を与えるノイズが除去される。

20

【 0 1 3 4 】

続いて、高密度化処理部 2 0 は、ノイズが除去されたラインデータに基づく画像用データ内において、テンプレート T とカーネル K を設定してパターンマッチング処理を行う (S 2 2, 図 3 参照)。これにより、ラインデータとラインデータの間には挿入される高密度化データが選出される。

30

【 0 1 3 5 】

そして、高密度化処理部 2 0 は、送受信部 1 2 から得られるラインデータに基づく画像用データ内に、S 2 2 で選出された位置に該当する送受信部 1 2 からのラインデータを高密度化データとして挿入して、画像用データを高密度化する (S 2 3, 図 5 参照)。高密度化された画像用データは、図 1 のデジタルスキャンコンバータ (D S C) 3 0 に出力される。

【 0 1 3 6 】

図 2 3 に示す変形例では、S 2 1 においてフィルタ処理を施されたラインデータに基づいてパターンマッチングが行われるため、ノイズに伴うパターンマッチングの精度の低下を抑制できる。

40

【 0 1 3 7 】

< 探索領域 S A の拡張 >

図 2 4 は、探索領域 S A を拡張した変形例を説明するための図である。図 2 4 には、ラインデータに基づいて得られる画像用データが、複数フレームに亘って図示されている。図 2 4 において、フレーム f は、高密度化処理の対象となっている注目フレームであり、フレーム f の画像用データ内にテンプレートが設定される。

【 0 1 3 8 】

図 2 4 に示す変形例では、フレーム f のテンプレートに適合するカーネルが、フレーム f 内に加えて、他のフレーム内においても探索される。例えば、フレーム f 内に探索領域 S A が設定され、さらに、フレーム f に隣接するフレーム f - 1 とフレーム f + 1 内にも

50

探索領域 SA が設定され、フレーム f とフレーム f - 1 とフレーム f + 1 に設定された探索領域 SA 内で、フレーム f のテンプレートに適合するカーネルが探索される。

【 0 1 3 9 】

これにより、テンプレートが設定されたフレーム内のみでカーネルが探索される場合に比べて、パターンマッチングの精度が高められる。なお、探索に利用されるフレームは、テンプレートが設定された注目フレームに隣接する場合に限らず、例えば、注目フレームから数フレーム離れたフレームまで、探索の範囲を広げてよい。

【 0 1 4 0 】

なお、例えば、類似度の演算（数 1 式，数 2 式，数 4 式）において、注目フレームと他のフレームに対して互いに異なる重みづけを行ってもよい。例えば、注目フレームを最大の重みづけとして注目フレームから離れるに従って重みづけを小さくして、テンプレートに適合するカーネルが探索されてもよい。

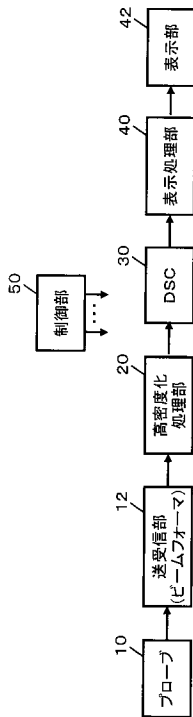
10

【 符号の説明 】

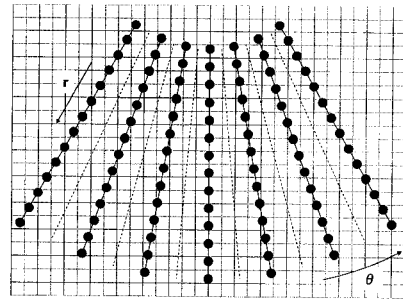
【 0 1 4 1 】

10 プロローブ、12 送受信部、20 高密度化処理部、30 デジタルスキャンコンバータ（DSC）、40 表示処理部、42 表示部、50 制御部。

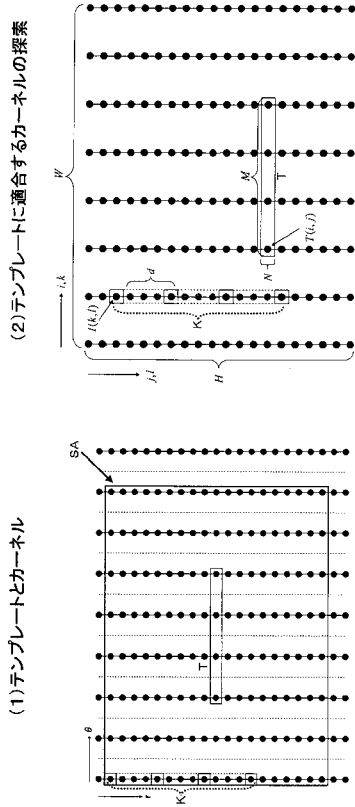
【 図 1 】



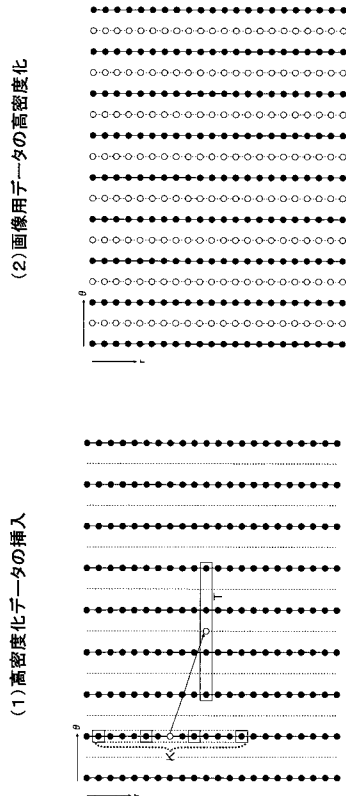
【 図 2 】



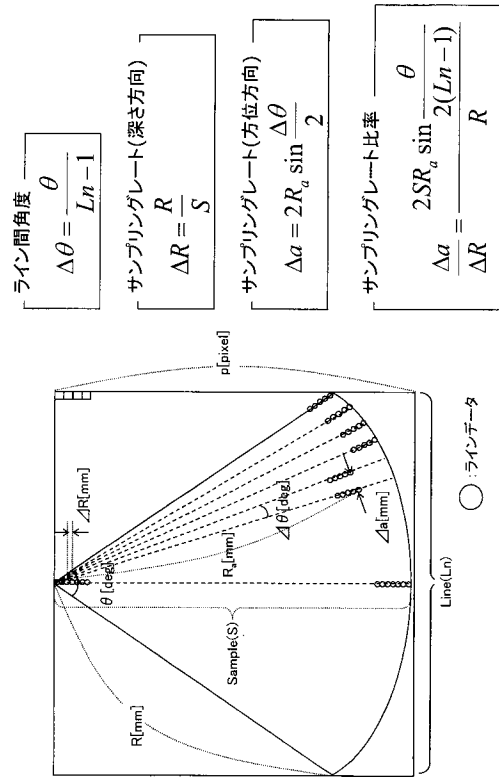
【 図 3 】



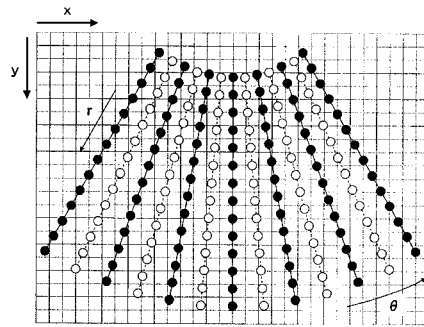
【 図 5 】



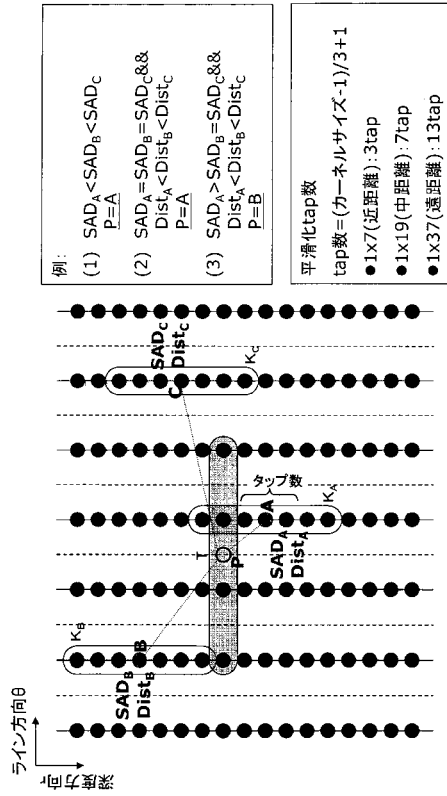
【 図 4 】



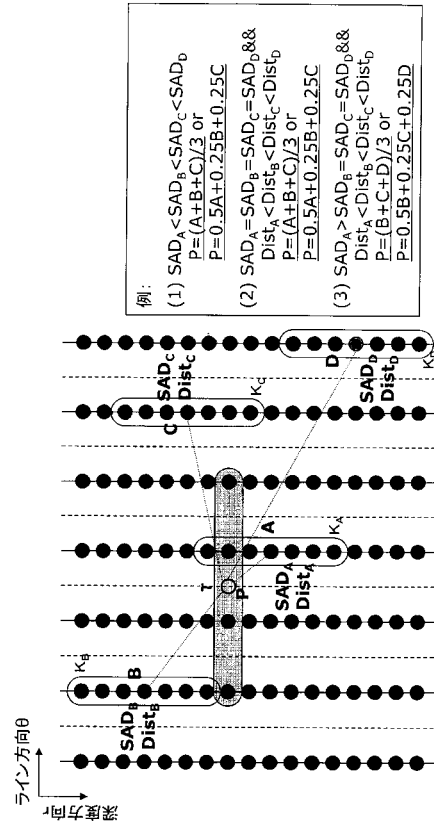
【 図 6 】



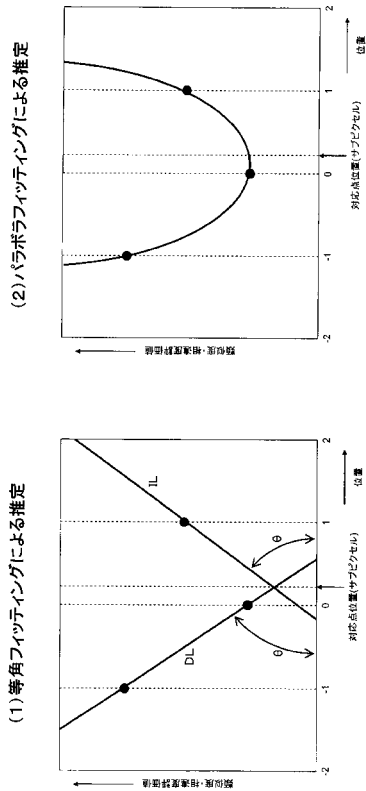
【 図 7 】



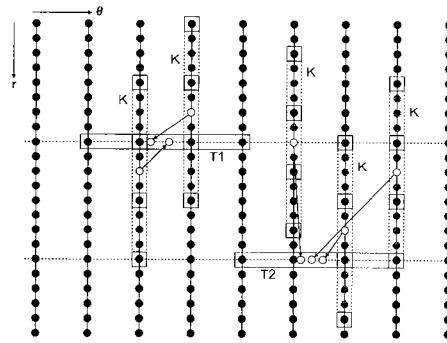
【 図 8 】



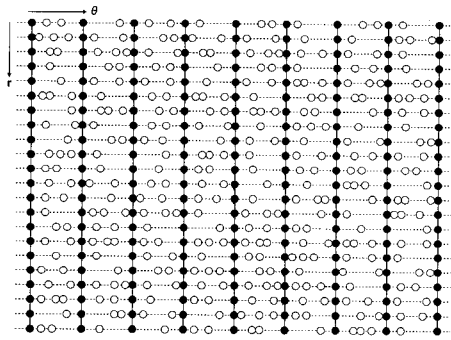
【 図 9 】



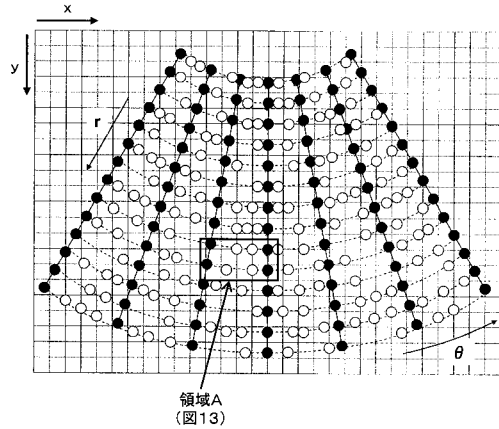
【 図 10 】



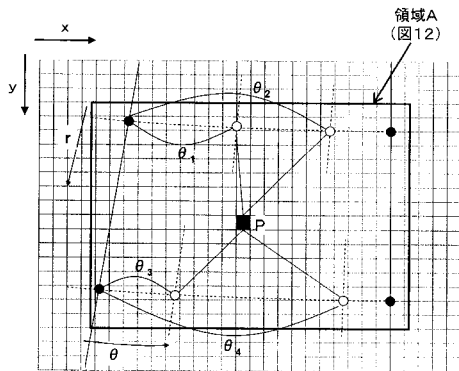
【 図 1 1 】



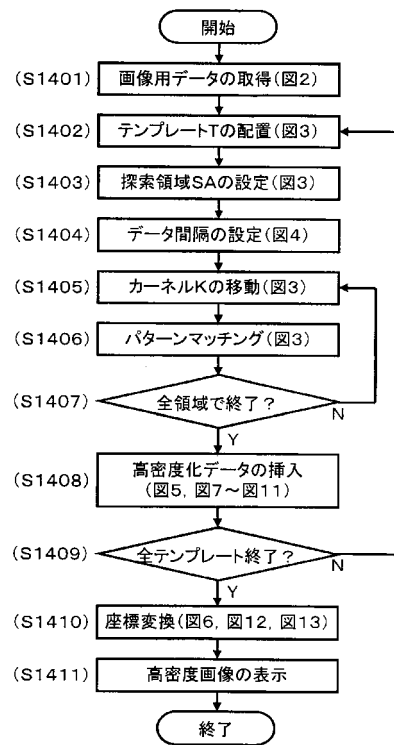
【 図 1 2 】



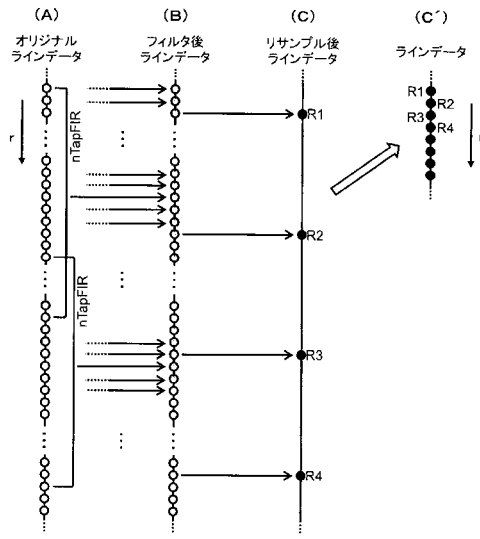
【 図 1 3 】



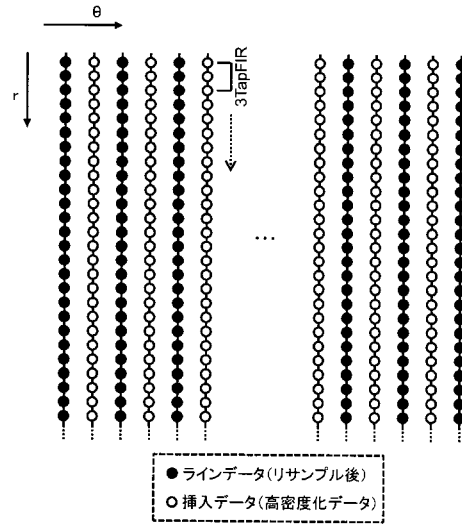
【 図 1 4 】



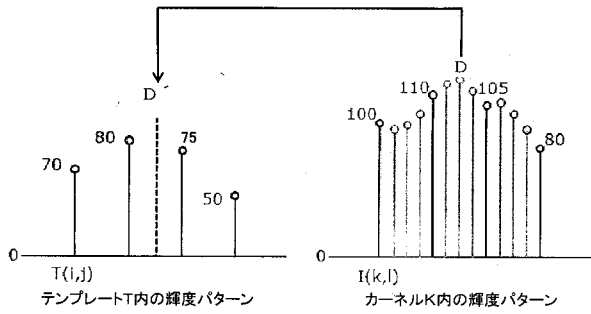
【図20】



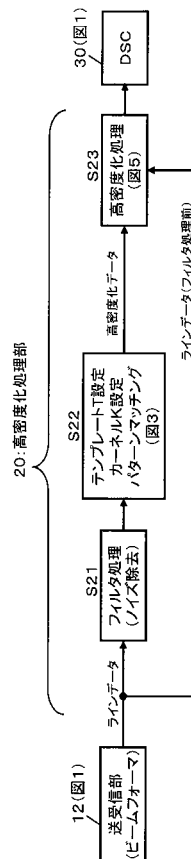
【図21】



【図22】



【図23】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2013/081963
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 XPLORÉ (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.
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	1-15
A	JP 2008-237789 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 09 October 2008 (09.10.2008), entire text; all drawings (Family: none)	1-15
A	JP 2005-87266 A (Fujifilm Corp.), 07 April 2005 (07.04.2005), entire text; all drawings (Family: none)	1-15
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 19 December, 2013 (19.12.13)		Date of mailing of the international search report 07 January, 2014 (07.01.14)
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 2013/081963									
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2013年</td> </tr> </table>				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
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										
国際調査で使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									
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	1-15									
A	JP 2008-237789 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2008.10.09, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-15									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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		の日の後に公表された文献									
「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		「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									
「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		「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									
「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)		「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									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 19.12.2013		国際調査報告の発送日 07.01.2014									
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									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 8 1 9 6 3
C (続き) . 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
A	JP 2005-87266 A (富士フイルム株式会社) 2005.04.07, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-15

フロントページの続き

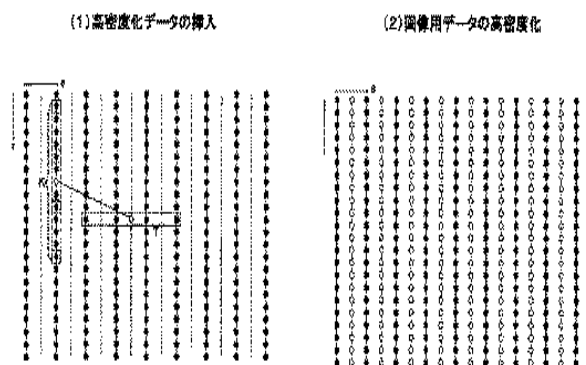
(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, 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

(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	JPWO2014084278A1	公开(公告)日	2017-01-05
申请号	JP2014549876	申请日	2013-11-27
[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	穴戸 裕哉 村下 賢 前田 俊徳		
发明人	穴戸 裕哉 村下 賢 前田 俊徳		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/5269 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/461 A61B8/5207 A61B8/54 G01S7/52034 G01S15/8977 G06T3/4007		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/JC02 4C601/JC06		
优先权	2012258309 2012-11-27 JP		
其他公开文献	JP6249958B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

致密化处理单元20对由与通过扫描超声波束（发射束和接收束）获得的多个超声波束相对应的多个线数据组成的图像数据进行致密。致密化处理单元20在图像数据中，基于沿着超声波束的深度方向以高密度布置的深度方向数据，沿着超声波束的扫描方向以低密度布置的扫描方向。通过补偿数据密度，图像数据被致密化。



(1) Insertion of densification data
(2) Densification of image data