

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-188516

(P2015-188516A)

(43) 公開日 平成27年11月2日(2015.11.2)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)F I  
A61B 8/00テーマコード (参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2014-66247 (P2014-66247)  
(22) 出願日 平成26年3月27日 (2014. 3. 27)(71) 出願人 390029791  
日立アロカメディカル株式会社  
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号  
(74) 代理人 110001210  
特許業務法人Y K I 国際特許事務所  
(72) 発明者 穴戸 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  
(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  
Fターム(参考) 4C601 BB03 EE04 JC02 JC07 JC21  
KK21

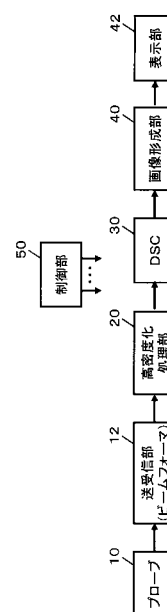
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

## (57) 【要約】

【課題】複数フレームの超音波画像をフレーム方向に高密度化する技術を提供する。

【解決手段】高密度化処理部20は、超音波ビームを走査することにより得られる複数フレームのフレームデータを高密度化する。高密度化処理部20は、各フレーム内のデータに基づいてフレーム間に対応したデータを得ることにより、複数フレームのフレームデータをフレーム方向に高密度化する。これにより、フレームデータのフレーム密度が高められる。

【選択図】図1



**【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することにより得られる複数フレームのフレームデータを高密度化する高密度化処理部と、  
高密度化されたフレームデータに基づいて超音波画像を形成する画像形成部と、  
を有し、  
前記高密度化処理部は、各フレーム内のデータに基づいてフレーム間に対応したデータを得ることにより、複数フレームのフレームデータをフレーム方向に高密度化する、  
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、複数フレームのフレームデータ内において、フレーム方向に対応したテンプレートを配置し、各フレーム内でウィンドウを移動させてテンプレートに適合するウィンドウを探索することにより、テンプレートに適合するウィンドウ内のデータに基づいて当該テンプレート内のフレーム間に対応したデータを得る、  
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、テンプレート内のデータとウィンドウ内のデータ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ウィンドウを探索する、  
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、テンプレート内のデータと当該テンプレート内のデータ間隔でウィンドウ内から選択されるデータと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ウィンドウを探索する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

**【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ウィンドウ内のデータに基づく高密度化データを、当該テンプレート内においてフレーム方向に並ぶ複数データのデータ間に挿入する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

**【請求項 6】**

請求項 2 から 5 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、超音波ビームの深さ方向に対応したウィンドウを設定する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 7】**

請求項 2 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、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ウィンドウを設定する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

40

**【請求項 8】**

請求項 2 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、  
前記高密度化処理部は、超音波ビームを走査することにより得られるオリジナルフレームのフレームデータ内において、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ウィンドウを探索することにより、テンプレートを配置した複数位置においてフレーム間に対応したデータを得る、

50

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、テンプレートを配置した複数位置において得られるフレーム間に対応したデータに基づいて挿入フレームを形成し、オリジナルフレームのフレーム間に挿入フレームを挿入することにより、フレームデータのフレーム密度を高める、

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】

10

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。また、超音波ビームを立体的に走査して三次元空間内からエコーデータを得ることにより、組織等を立体的に表現した三次元の超音波画像を形成することもできる。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。

20

【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。

30

【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。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0007】

【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】

【0008】

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、複数フレームの超音波画像に関するフレーム方向における高密度化に注目した。

【0009】

50

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、複数フレームの超音波画像をフレーム方向に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】

【0010】

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することにより得られる複数フレームのフレームデータを高密度化する高密度化処理部と、高密度化されたフレームデータに基づいて超音波画像を形成する画像形成部と、を有し、前記高密度化処理部は、各フレーム内のデータに基づいてフレーム間に対応したデータを得ることにより、複数フレームのフレームデータをフレーム方向に高密度化する、ことを特徴とする。

10

【0011】

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、診断用途等に応じた様々なタイプのものを利用することができる。そして、プローブを制御して超音波ビームを走査することにより、複数フレームのフレームデータが得られる。

【0012】

各フレーム内において、特に、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データからなる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各フレームが形成されてもよいし、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データを利用して各フレームが形成されてもよい。そして、走査面内において超音波ビームを走査することにより、例えば方位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を次々に形成することにより、走査面に対応した各フレーム内においてラインデータが収集される。

20

【0013】

さらに、例えば、三次元空間内においてフレーム位置をずらしつつ複数フレームが形成される。または、二次元平面内においてフレーム位置を実質的に固定しつつ複数の時相に亘って複数フレームが形成される。ところが、一般的に、各フレーム内において比較的高密度にラインデータが得られているのに比べて、複数フレームのフレーム方向におけるデータ密度（フレーム密度）は、低密度になる傾向にある。つまり、各フレーム内におけるデータと、フレーム方向に並ぶデータとでは、データ密度が互いに異なる傾向にある。

30

【0014】

上記装置によれば、各フレーム内のデータとフレーム方向に並ぶデータ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、各フレーム内のデータに基づいてフレーム間に対応したデータを得ることにより、複数フレームのフレームデータがフレーム方向に高密度化される。

【0015】

望ましい具体例において、前記高密度化処理部は、複数フレームのフレームデータ内において、フレーム方向に対応したテンプレートを配置し、各フレーム内でウィンドウを移動させてテンプレートに適合するウィンドウを探索することにより、テンプレートに適合するウィンドウ内のデータに基づいて当該テンプレート内のフレーム間に対応したデータを得る、ことを特徴とする。

40

【0016】

望ましい具体例において、前記高密度化処理部は、テンプレート内のデータとウィンドウ内のデータ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ウィンドウを探索する、ことを特徴とする。

【0017】

望ましい具体例において、前記高密度化処理部は、テンプレート内のデータと当該テン

50

プレート内のデータ間隔でウィンドウ内から選択されるデータと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ウィンドウを探索する、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、テンプレートに適合するウィンドウ内のデータに基づく高密度化データを、当該テンプレート内においてフレーム方向に並ぶ複数データのデータ間に挿入する、ことを特徴とする。

【0019】

望ましい具体例において、前記高密度化処理部は、超音波ビームの深さ方向に対応したウィンドウを設定する、ことを特徴とする。

【0020】

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ウィンドウを設定する、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、超音波ビームを走査することにより得られるオリジナルフレームのフレームデータ内において、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ウィンドウを探索することにより、テンプレートを配置した複数位置においてフレーム間に対応したデータを得る、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、テンプレートを配置した複数位置において得られるフレーム間に対応したデータに基づいて挿入フレームを形成し、オリジナルフレームのフレーム間に挿入フレームを挿入することにより、フレームデータのフレーム密度を高める、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0023】

本発明により、複数フレームの超音波画像をフレーム方向に高密度化する技術が提供される。例えば、本発明の好適な態様によれば、各フレーム内のデータとフレーム方向に並ぶデータ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、各フレーム内のデータに基づいてフレーム間に対応したデータを得ることにより、複数フレームのフレームデータがフレーム方向に高密度化される。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】本発明の好適な超音波診断装置の全体構成を示す機能ブロック図である。

【図2】高密度化されるフレームデータの具体例を示す図である。

【図3】フレーム方向の高密度化を説明するための図である。

【図4】類似度の評価を説明するための図である。

【図5】高密度化データの算出例を示す図である。

【図6】フレーム方向における高密度化の具体例1を説明するための図である。

【図7】フレーム方向における高密度化の具体例2を説明するための図である。

【図8】オリジナルフレームに対する各種処理を説明するための図である。

【図9】挿入フレーム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10】高密度化処理部20における処理の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】

【0025】

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機能ブロック図である。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超音波探触子を診断用途等に応じてプローブ10として利用することができる。

【0026】

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

10

20

30

40

50

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。

【0027】

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）を走査することにより得られる複数フレームのフレームデータを高密度化する。高密度化処理部 20 は、各フレーム内のデータに基づいてフレーム間に対応したデータを得ることにより、複数フレームのフレームデータをフレーム方向に高密度化する。つまり、フレームデータのフレーム密度が高められる。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。

10

【0028】

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フレームデータに対して座標変換処理等を施す。デジタルスキャンコンバータ 30 は、例えば、超音波ビームの走査に対応した走査座標系で得られたフレームデータから、各フレームごとに座標変換処理や補間処理等を行って、表示座標系に対応したフレームデータを得る。

【0029】

画像形成部 40 は、デジタルスキャンコンバータ 30 から得られるフレームデータ、つまり、高密度化されて表示座標系に変換された複数フレームのフレームデータに基づいて超音波画像を形成する。例えば、診断対象を含む三次元空間内から立体的に得られる複数フレームのフレームデータに基づいて、診断対象を立体的に映し出した三次元の超音波画像が形成される。また例えば、診断対象から複数時相に亘って得られる複数フレームのフレームデータに基づいて、診断対象を動的に映し出した動画の超音波画像が形成される。

20

【0030】

画像形成部 40 において形成された超音波画像は、必要に応じてグラフィックデータ等が合成され、表示部 42 に表示される。そして、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。

【0031】

図 1 において、高密度化処理部 20 は、デジタルスキャンコンバータ 30 の前段に配置されているが、高密度化処理部 20 は、デジタルスキャンコンバータ 30 の後段に配置されてもよい。その場合には、送受信部 12 から得られる複数フレームのフレームデータがデジタルスキャンコンバータ 30 において表示座標系に変換され、表示座標系に変換された複数フレームのフレームデータが、高密度化処理部 20 によりフレーム方向に高密度化され、高密度化された表示座標系に対応した複数フレームのフレームデータに基づいて、画像形成部 40 が超音波画像を形成する。

30

【0032】

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 DSC 30 と画像形成部 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。表示部 42 の好適な具体例は例えば液晶ディスプレイ等である。そして、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。

40

【0033】

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。

【0034】

50

図 2 は、高密度化されるフレームデータの具体例を示す図である。図 2 には、超音波ビームを走査することにより得られる複数フレームのフレームデータについての具体例が図示されている。

【0035】

例えば、深さ方向  $r$  に沿って形成される超音波ビームを方位方向 に電子的に走査することにより各フレームが形成され、各フレームをフレーム方向に電子的または機械的に移動させつつ立体的に超音波ビームを走査することにより、三次元空間内から立体的に複数フレームのフレームデータを得ることができる。この場合のフレーム方向は、各フレームが移動する空間的な方向（例えば方向 ）となる。ちなみに、超音波ビームの走査に対応した例えば  $r$  座標系で得られたフレームデータは、デジタルスキャンコンバータ 30 において、表示に適した例えば  $x y z$  直交座標系のフレームデータに座標変換される。

10

【0036】

また、深さ方向  $r$  に沿って形成される超音波ビームを方位方向 に電子的に走査して各時相ごとに各フレームを形成し、各フレームの位置をそのままとして複数時相に亘って超音波ビームを走査することにより、複数時相に対応した複数フレームのフレームデータを得ることができる。この場合のフレーム方向は、各フレームが得られた時相を示す時間方向となる。ちなみに、超音波ビームの走査に対応した例えば  $r$  座標系で得られた各フレームのデータは、デジタルスキャンコンバータ 30 において、表示に適した例えば  $x y z$  直交座標系のデータに座標変換される。

20

【0037】

各フレームは、深さ方向  $r$  と方位方向 に沿って二次元的に配列される複数のラインデータで構成される。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。

【0038】

そして、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や位置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。各フレームごとに、例えば数十から百本程度の超音波ビームが形成され、二次元的に複数のラインデータが収集される。

30

【0039】

さらに、例えば、三次元空間内においてフレーム位置をずらしつつ複数フレームが形成され、三次元的に複数のラインデータが収集されてフレームデータが構成される。又は、二次元平面内においてフレーム位置を固定しつつ複数時相に亘って複数フレームが形成され、二次元平面内において複数時相に亘って複数のラインデータが収集されてフレームデータが構成される。なお、三次元空間内から立体的に得られるフレームデータは、ボリュームデータと呼ばれ、さらに、複数時相に亘ってボリュームデータを得ることにより、三次元の動画による超音波画像を形成することも可能になる。

40

【0040】

ところが、ボリュームデータを得るには、超音波ビームを立体的に走査して多数のラインデータを収集する必要があるため、データの収集時間が長くなるため、ボリュームレート（単位時間あたりのボリューム数）に係る問題が懸念される。

【0041】

例えば、ボリュームレートを維持しつつ、各フレーム内におけるライン密度（各フレームを構成するラインデータの密度）を高めるためには、フレーム方向におけるフレーム密度（単位長さあたりのフレーム数）を低くする必要がある。また、ボリュームレートを維持しつつ、フレーム密度を高めるためにはライン密度を低くする必要がある。つまり、ボリュームレートを維持する場合に、ライン密度とフレーム密度は、互いにトレードオフの

50

関係にある。一般的には、電子走査により各フレーム内において比較的高密度にラインデータが得られているため、ライン密度を高密度に維持して電子走査面の画質が重視され、フレーム密度が低密度となる傾向にある。

#### 【 0 0 4 2 】

そこで、高密度化処理部 20 は、各フレームを構成する比較的高密度なデータ（ラインデータ）に基づいて、フレーム間に対応したデータを得ることにより、比較的低密度なフレーム方向のフレーム密度を高める。高密度化処理部 30 は、複数フレームのフレームデータ内において、フレーム方向に対応したテンプレートを配置し、各フレーム内でウィンドウを移動させてテンプレートに適合するウィンドウを探索することにより、テンプレートに適合するウィンドウ内のデータに基づいてテンプレート内のフレーム間に対応したデータを  
10

#### 【 0 0 4 3 】

図 3 は、フレーム方向の高密度化を説明するための図であり、テンプレートとウィンドウを利用した探索の具体例を示している。図 3 には、フレーム F 1 ~ F 6 を含む複数フレームのフレームデータと、それら複数フレームのフレームデータ内に配置されるテンプレート T と、各フレーム内において移動して探索に利用されるウィンドウ I が図示されている。

#### 【 0 0 4 4 】

図 3 に示す具体例において、テンプレート T は、複数フレームの配列方向であるフレーム方向に伸長された 1 次元形状である。フレームデータの中でフレーム方向に沿って並ぶデータをフレーム方向データとすると、図 3 のテンプレート T 内には、6 枚のフレーム F 1 ~ F 6 に属する 6 個のデータ T 1 ~ T 6 からなるフレーム方向データが含まれている。  
20

#### 【 0 0 4 5 】

なお、テンプレート T は、フレーム方向に対応した形体（形状や伸長方向）であることが望ましいものの、必ずしもフレーム方向に平行でなくてもよい。例えば、フレーム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、円形や楕円形など）であってもよいし、3 次元形状のテンプレート T が利用されてもよい。

#### 【 0 0 4 6 】

また、図 3 に示す具体例において、ウィンドウ I は、超音波ビームの深さ方向 r に伸長された 1 次元形状である。各フレームを構成するデータのうち、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、図 3 のウィンドウ I 内には、6 個のデータ S 3 1 ~ S 3 6（又はデータ S 4 1 ~ S 4 6）を含む深度方向データが含まれている。  
30

#### 【 0 0 4 7 】

なお、ウィンドウ I は、深さ方向 r に対応した形体（形状や伸長方向）であることが望ましいものの、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ウィンドウ I が設定されてもよい。また、方位方向に対応したウィンドウ I が設定されてもよい。例えば、方位方向に平行なウィンドウ I や方位方向に対して斜めに傾いたウィンドウ I が設定されてもよい。さらに、ウィンドウ I は、1 次元形状に限らず、2 次元形状（矩形その他の多角形、円形や楕円形など）であってもよいし、3 次元形状のウィンドウ I が利用されてもよい。  
40

#### 【 0 0 4 8 】

そして、テンプレート T とウィンドウ I は、互いに伸長方向が異なっているものの、互いに同一の形状であることが望ましい。また、テンプレート T 内のデータの間隔と、ウィンドウ I 内において選択されるデータの間の隔は、実空間上において互いに等しいことが望ましい。

#### 【 0 0 4 9 】

高密度化処理部 20 は、ウィンドウ I の探索領域を設定し、探索領域となる各フレーム内においてウィンドウ I を移動させて、テンプレート T に適合するウィンドウ I を探索する。高密度化処理部 20 は、例えば、テンプレート T に対応したフレームを基準として探  
50



探索領域を設定することが望ましい。図 3 に示す具体例において、テンプレート T は、フレーム F 3 とフレーム F 4 の間に挿入されるフレーム F 3 ' に対応している。そこで、高密度化処理部 20 は、例えば、テンプレート T に対応したフレーム F 3 ' に隣接するフレーム F 3 とフレーム F 4 を探索領域とする。そして、高密度化処理部 30 は、フレーム F 3 内とフレーム F 4 内においてウィンドウ I を移動させて、テンプレート T に適合するウィンドウ I を探索する。

【0050】

なお、探索領域は、テンプレート T に対応したフレームに隣接するフレームのみに限定されない。例えば、テンプレート T に対応したフレームから、数フレーム離れたフレームまでを探索領域としてもよい。また、複数フレームのフレームデータによりボリュームデータが構成され、複数時相に亘ってボリュームデータが得られる場合には、テンプレート T が配置された時相のボリュームデータに含まれる 1 つ以上のフレームに加えて、他の時相、例えば隣接する時相のボリュームデータに含まれる 1 つ以上のフレームが、探索領域とされてもよい。

10

【0051】

高密度化処理部 20 は、テンプレート T を配置してウィンドウ I の探索領域を設定すると、テンプレート T に属するデータ（フレーム方向データ）とウィンドウ I に属するデータ（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 に適合するウィンドウ I を探索する。高密度化処理部 20 は、テンプレート T 内のデータと、テンプレート T 内のデータ間隔でウィンドウ I 内から選択されるデータとの間の類似度に基づいた

20

【0052】

例えば、図 3 に示す具体例において、テンプレート T とフレーム F 4 内のウィンドウ I との間における類似度は、テンプレート T に属する 6 個のデータ T 1 ~ T 6 と、それら 6 個のデータ T 1 ~ T 6 と実空間内において同じ間隔でウィンドウ I 内から選択される 6 個のデータ S 4 1 ~ S 4 6 との間において評価される。

【0053】

図 4 は、類似度の評価を説明するための図であり、図 4 には、テンプレート T とウィンドウ I の具体例が図示されている。類似度の評価においては、例えば、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）などを代表とする類似度の演算を利用することができる。

30

【0054】

【数 1】

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

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

40

【0055】

【数 2】

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

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

【0056】

10

なお、図1の超音波診断装置は、例えば、深さに応じたゲイン調整（STC等）や、方位方向のゲイン調整（ANGLEGAIN等）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）に口バストな評価値を利用することが望ましい。そこで、その評価値として、次式に示すZSAD（Zero-mean Sum of Absolute Difference）を定義し、高密度化処理部20は、パターンマッチングにおいて次式のZSADを利用して類似度を演算してもよい。

【0057】

【数 3】

$$R_{ZSAD} = \sum_{r=0}^{L-1} \sum_{q=0}^{N-1} \sum_{p=0}^{M-1} |(T(i+p, j+q, k+r) - \bar{T}) - (I(a+p, b+d \cdot r, c+q) - \bar{I})|$$

20

$$\bar{T} = \frac{1}{LNM} \sum_{r=0}^{L-1} \sum_{q=0}^{N-1} \sum_{p=0}^{M-1} T(i+p, j+q, k+r) \quad : \quad \text{テンプレートT内の輝度値の平均値}$$

$$\bar{I} = \frac{1}{LNM} \sum_{r=0}^{L-1} \sum_{q=0}^{N-1} \sum_{p=0}^{M-1} I(a+p, b+d \cdot r, c+q) \quad : \quad \text{ウィンドウI内の輝度値の平均値}$$

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

30

【0058】

図4に示す符号は、数1式から数3式における変数に対応している。例えば、LとMとNは、テンプレートTのサイズを示している。Lは、テンプレートTのフレーム方向の大きさ、つまりフレーム方向に並ぶデータ数を示している。Mは、テンプレートTの方位方向の大きさ、つまり方位方向に並ぶデータ数を示している。そして、Nは、テンプレートTの深度方向の大きさ、つまり深度方向に並ぶデータ数を示している。図4に示す具体例では、L = 4, M = 1, N = 1である。

40

【0059】

T(i+p, j+q, k+r)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+pは方位方向の座標、j+qは深度方向の座標、k+rはフレーム方向の座標（フレーム番号）である。

【0060】

また、I(a+p, b+d \cdot r, c+q)は、ウィンドウI内の各データ（各画素）の値（画素値）を示しており、a+pは方位方向の座標、b+d \cdot rは深度方向の座標であり、c+qはフレーム方向の座標（フレーム番号）である。ウィンドウI内においては、テンプレートT内のフレーム方向のデータ間隔で深度方向の各データが選択される。その選択におけるデータ間隔がdであり、ウィンドウI内から、深さ方向に沿って並ぶd個の

50

データごとに１つのデータが選択される。

【００６１】

なお、図４と数１式から数３式において、フレーム数（複数フレームの総数）は $D$ であり、各フレーム内におけるライン数（各フレームを構成するライン総数）は $W$ であり、各フレーム内の１ラインあたりのデータ数（１ラインを構成するデータ総数）は $H$ である。

【００６２】

図３に戻り、パターンマッチングにおいては、探索領域となる各フレーム内で、ウィンドウ $I$ 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つ分ずつウィンドウ $I$ を移動しつつ、各位置において、ウィンドウ $I$ とテンプレート $T$ との間で、例えば数１式から数３式のいずれかにより、類似度の評価値が算出される。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 $r$ に沿ってウィンドウ $I$ を移動しつつ、各位置において類似度の評価値が算出される。なお、ウィンドウ $I$ は、深さ方向 $r$ に沿って数データ間隔で、方位方向に沿って数ビーム間隔で、段階的に移動させてもよい。

【００６３】

こうして、探索領域となる１つ以上のフレーム内の全域に亘ってウィンドウ $I$ を移動させつつ、各位置において類似度の評価値が算出される。なお、各フレーム内の一部が探索領域とされてもよい。そして、探索領域内において、例えば、類似度の評価値が最小値となる位置におけるウィンドウ $I$ が、テンプレート $T$ に適合するウィンドウ $I$ とされる。

【００６４】

なお、各フレームを構成するデータ（深さ方向 $r$ に並ぶラインデータ）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。

【００６５】

テンプレート $T$ に適合するウィンドウ $I$ が探索されると、そのウィンドウ $I$ から得られる高密度化データにより、テンプレート $T$ 内のデータが高密度化される。図３に示す具体例においては、テンプレート $T$ に適合するウィンドウ $I$ として、フレーム $F_4$ のウィンドウ $I$ が選択され、そのウィンドウ $I$ 内から得られるデータ $S_R$ が高密度化データとなり、テンプレート $T$ のデータ $T_3$ とデータ $T_4$ の間に挿入される。つまり、フレーム $F_3$ のデータとして、高密度化データであるデータ $S_R$ が挿入される。

【００６６】

テンプレート $T$ に適合するウィンドウ $I$ は、探索領域内において、例えば数１式から数３式のいずれかの評価値が最小となるウィンドウ $I$ 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 $T$ はフレーム方向に対応し、ウィンドウ $I$ は深さ方向 $r$ （方位方向でもよい）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 $T$ とそれに適合するウィンドウ $I$ 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。

【００６７】

そこで、図３に示す具体例のように、テンプレート $T$ に適合するウィンドウ $I$ から得られるデータ $S_R$ が高密度化データとされ、テンプレート $T$ のフレーム方向に並ぶデータの隙間に挿入される。なお、ウィンドウ $I$ 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。例えば図３に示す具体例のように、ウィンドウ $I$ 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、ウィンドウ $I$ の中心以外のデータの中から高密度化データが選択されてもよい。また、ウィンドウ $I$ 内の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。

【００６８】

図５は、高密度化データの算出例を示す図である。図５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、ウィンドウ $I$ 内の輝度パターン（画素値

10

20

30

40

50

1 0 0 , 1 1 0 , 1 0 5 , 8 0 ) の具体例が図示されている。

【 0 0 6 9 】

図 5 に示す具体例において数 2 式の S A D を利用すると  $R_{SAD} = 120$  となる。これに対し、図 5 に示す具体例において、数 3 式の Z S A D を利用すると  $R_{ZSAD} = 0$  となり、図 5 のテンプレート T に適合するウィンドウ I として、図 5 のウィンドウ I が選出される可能性が高まる。つまり、数 3 式の Z S A D を利用することにより、例えばゲイン調整等がある場合においても、輝度パターンからゲイン調整等による全体的な（平均的な）変動成分を差し引いて類似度を評価することができ、パターンマッチングの精度が高められる。

【 0 0 7 0 】

また、図 5 に示す具体例において、ウィンドウ I 内の画素 D（画素値 D）をテンプレート T 内の画素間（フレーム間）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 0 7 1 】

【 数 4 】

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

$$\bar{T} = \frac{1}{LNM} \sum_{r=0}^{L-1} \sum_{q=0}^{N-1} \sum_{p=0}^{M-1} T(i+p, j+q, k+r) \quad : \text{テンプレート T 内の輝度値の平均値}$$

$$\bar{I} = \frac{1}{LNM} \sum_{r=0}^{L-1} \sum_{q=0}^{N-1} \sum_{p=0}^{M-1} I(a+p, b+d \cdot r, c+q) \quad : \text{ウィンドウ I 内の輝度値の平均値}$$

【 0 0 7 2 】

図 3 に戻り、高密度化処理部 20 は、テンプレート T、つまりフレーム F 3' に対応したテンプレート T を、深さ方向 r と方位方向 に移動させることにより、フレーム F 3' 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 に適合するウィンドウ I を探索する。これにより、複数位置においてテンプレート T に挿入する高密度化データを決定し、フレーム F 3' のデータを形成する。さらに、高密度化処理部 20 は、図 3 に示すフレーム F 1'、F 2'、F 4'、F 5'、・・・についても、各フレームごとにそのフレーム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 に適合するウィンドウ I を探索することにより、複数位置においてテンプレート T に挿入する高密度化データを決定し、各フレームのデータを形成する。

【 0 0 7 3 】

こうして、例えば、図 3 に示す具体例のように、超音波の送受により得られた当初の複数フレーム F 1 ~ F 6（オリジナルフレーム）に、パターンマッチングに基づいて得られた複数フレーム F 1' ~ F 5'（挿入フレーム）が挿入され、複数フレームからなるフレームデータのフレーム密度が高められる。つまり、フレームデータがフレーム方向に高密度化される。

【 0 0 7 4 】

図 6 は、フレーム方向における高密度化の具体例 1 を説明するための図である。図 6 に示す具体例 1 は、複数フレームのフレームデータから、高密度化されたボリュームデータを形成する例である。

【 0 0 7 5 】

図 6 において、フレーム F 1 ~ F 6 を含む複数フレームのオリジナルフレームは、超音波を送受して得られた高密度化処理前のフレームデータである。オリジナルフレームのフレームデータは、例えば 1 ボリュームごとに 3 D メモリ等に記憶される。そして、オリジナルフレームのフレームデータから、図 3 を利用して説明した処理により、高密度化処理部 20 が、フレーム F 1' ~ F 5' の挿入フレームを形成する。

【 0 0 7 6 】

さらに、高密度化処理部 20 は、オリジナルフレームと挿入フレームを合成して、高密度化されたボリュームデータを形成する。例えば、図 6 に示すように、フレーム F 1 とフレーム F 2 の間にフレーム F 1 ' が挿入され、フレーム F 2 とフレーム F 3 の間にフレーム F 2 ' が挿入され、フレーム F 3 とフレーム F 4 の間にフレーム F 3 ' が挿入され、フレーム F 4 とフレーム F 5 の間にフレーム F 4 ' が挿入され、フレーム F 5 とフレーム F 6 の間にフレーム F 5 ' が挿入されて、高密度化されたボリュームデータが形成される。

【0077】

図 7 は、フレーム方向における高密度化の具体例 2 を説明するための図である。図 7 に示す具体例 2 は、複数時相に対応した複数フレームのフレームデータから、二次元超音波画像の動画（例えばリアルタイムの B モード画像）を形成する例である。

【0078】

図 7 において、フレーム F 1 ~ F 6 を含む複数フレームのオリジナルフレームは、超音波を送受して得られた高密度化処理前のフレームデータである。例えば、時相の古い方（過去）から、フレーム F 1 , フレーム F 2 , フレーム F 3 , . . . の順に、各時相ごとに各フレームが生成される。次々に生成されたフレームは、一時的に、フレームバッファに記憶される。例えば、少なくとも探索領域（図 3）として必要な複数のフレームが、フレームバッファに一時的に記憶される。

【0079】

そして、次々にフレームバッファに記憶されるオリジナルフレームのフレームデータから、図 3 を利用して説明した処理により、高密度化処理部 20 がフレーム F 1 ' ~ F 5 ' の挿入フレームを次々に形成する。

【0080】

さらに、高密度化処理部 20 は、セクタにより、オリジナルフレームの各フレームと挿入フレームの各フレームを時相順に交互に選択して、フレーム方向つまり時相方向に高密度化されたフレームデータを出力する。例えば、図 7 に示すようにフレーム F 1 , フレーム F 1 ' , フレーム F 2 , フレーム F 2 ' , フレーム F 3 , フレーム F 3 ' , . . . の順に各フレームが出力される。これにより、オリジナルフレームのみの場合のフレームレートよりも、フレームレートが高められる。

【0081】

以上に説明したように、オリジナルフレームに挿入フレームを挿入することにより、フレームデータがフレーム方向に高密度化される。その際に、オリジナルフレームと挿入フレームは、画質等において大きく相違しないことが望ましい。そこで、図 1 の超音波診断装置は、オリジナルフレームに対する各種処理と同等な処理を挿入フレームに対して実行する。

【0082】

図 8 は、オリジナルフレームに対する各種処理を説明するための図である。図 8 には、オリジナルフレームの各フレームを構成するラインデータに対する各種処理が図示されている。なお、図 8 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。

【0083】

(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 本分のデータであり、例えば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。

【0084】

図 1 の超音波診断装置は、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。図 8 の (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

10

20

30

40

50

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。

【0085】

図1の超音波診断装置は、図8の(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て、リサンプリング後のラインデータが得られる。

【0086】

なお、nTap 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。

10

【0087】

図1の超音波診断装置は、図8の(C)に示すリサンプリング後のラインデータ、つまり(C')に示すラインデータにより構成される複数フレームのフレームデータをオリジナルフレームとする。そして、そのオリジナルフレームから、図3を利用して説明したパターンマッチング処理により、挿入フレームを形成する。図1の超音波診断装置は、形成された挿入フレームに対して、以下に説明する深さ方向rのフィルタ処理を施す。

【0088】

図9は、挿入フレーム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9には、1つの(1枚の)挿入フレームが示されている。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白丸印(塗り潰されていない丸印)が、パターンマッチング処理(図3)により得られたデータ(高密度化データ)である。

20

【0089】

図1の超音波診断装置は、図9の挿入フレームを構成する高密度化データ(白丸)に対して、図8のオリジナルラインデータに対する深さ方向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。

【0090】

具体的には、オリジナルラインデータに対して図8(A)に示すnTap FIRフィルタが利用された場合に、挿入フレームの高密度化データに対して、図9に示すように、3個のデータを対象とした3Tap(タップ)FIRフィルタが施される。図8(A)に示すnTap 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8(C)における3個のデータ(例えばR1~R3)に相当する。そこで、図9に示す挿入フレームの高密度化データに対して、オリジナルラインデータの3個に相当する長さの3Tap FIRフィルタが適用される。

30

【0091】

また、例えば、nTap FIRフィルタ(図8)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、3Tap FIRフィルタ(図9)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。

40

【0092】

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。

【0093】

次に、高密度化処理部20の変形例について説明する。高密度化処理部20は、フィルタ処理後のデータに基づいてパターンマッチングを行ってもよい。

【0094】

図10は、高密度化処理部20における処理の変形例を説明するための図である。図10に示す変形例において、高密度化処理部20は、図1の送受信部12から得られるライ

50

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（Ｓ２１）。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。

【００９５】

続いて、高密度化処理部２０は、ノイズが除去されたラインデータで構成されるオリジナルフレームのフレームデータ内において、テンプレートＴとウィンドウＩを設定してパターンマッチング処理を行う（Ｓ２２，図３参照）。これにより、挿入フレームを構成するデータが選出される。

【００９６】

そして、高密度化処理部２０は、送受信部１２から得られるラインデータで構成されるオリジナルフレームのフレームデータ内に、Ｓ２２で選出されたデータの位置に該当する送受信部１２からのラインデータを高密度化データとして挿入して、フレームデータを高密度化する（Ｓ２３，図５参照）。高密度化されたフレームデータは、図１のデジタルスキャンコンバータ（ＤＳＣ）３０に出力される。

10

【００９７】

図１０に示す変形例では、Ｓ２１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、Ｓ２２においてパターンマッチングにより挿入フレームを構成するデータが選出されるため、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。また、Ｓ２３においては、送受信部１２から得られるラインデータ、つまりＳ２１のフィルタ処理前の当初のラインデータに基づいて、フレームデータが高密度化されるため、当初のラインデータを尊重した高密度化が実現できる。

20

【００９８】

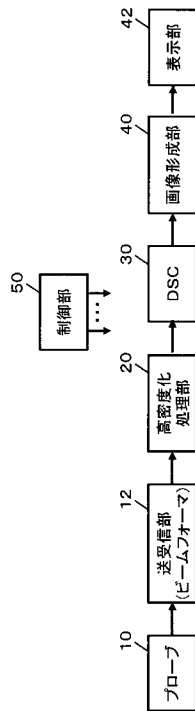
以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【符号の説明】

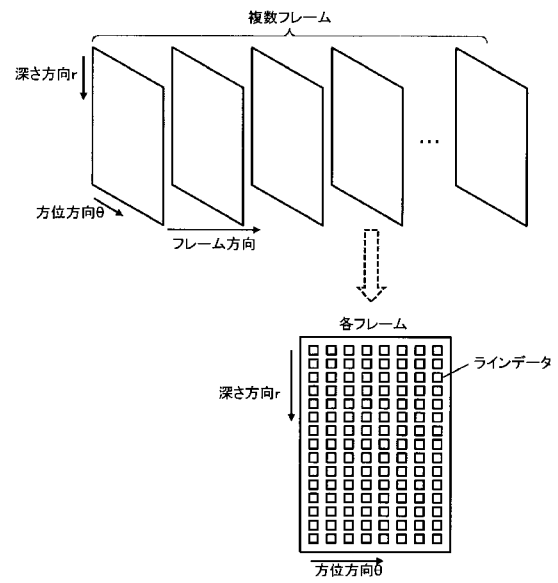
【００９９】

１０ プローブ、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 画像形成部、４２ 表示部、５０ 制御部。

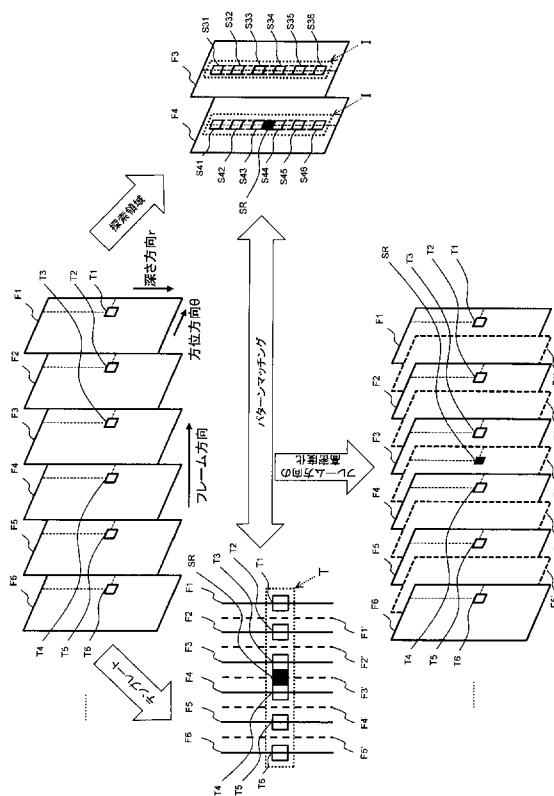
【図 1】



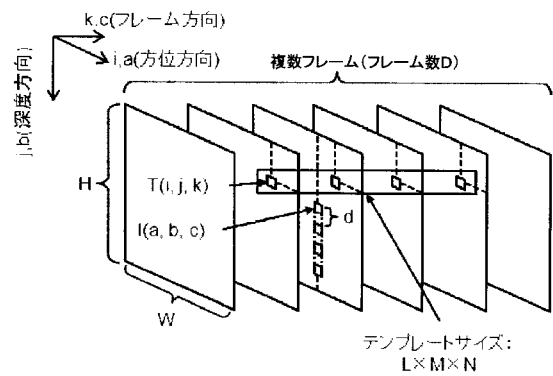
【図 2】



【図 3】

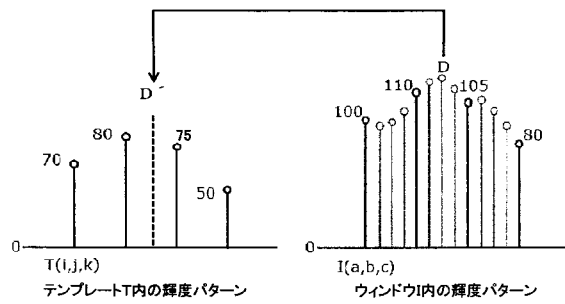


【図 4】

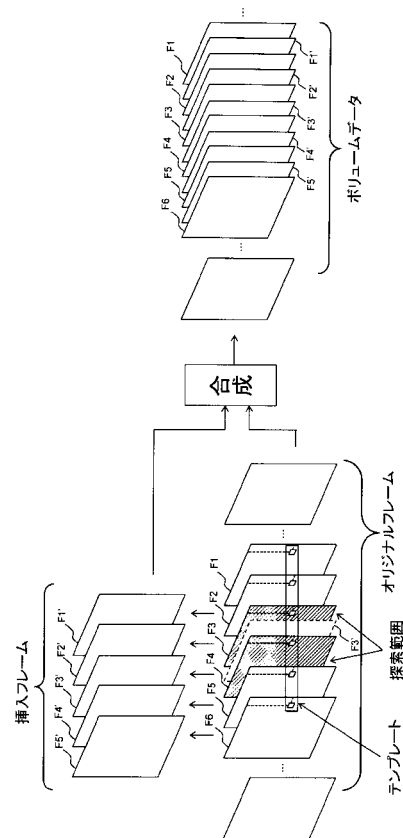




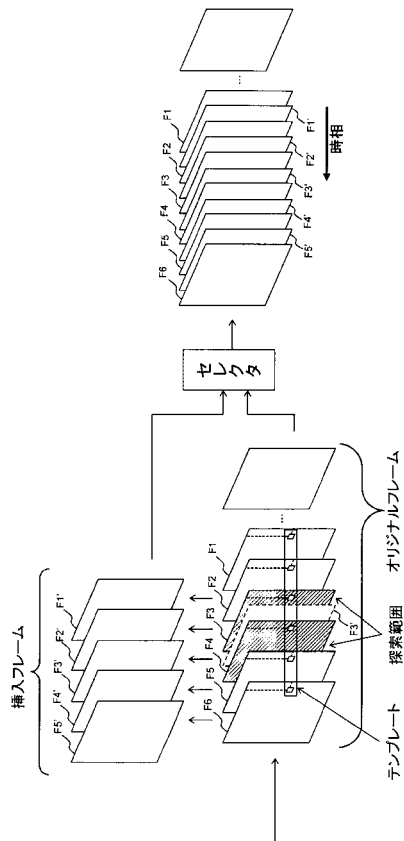
【図 5】



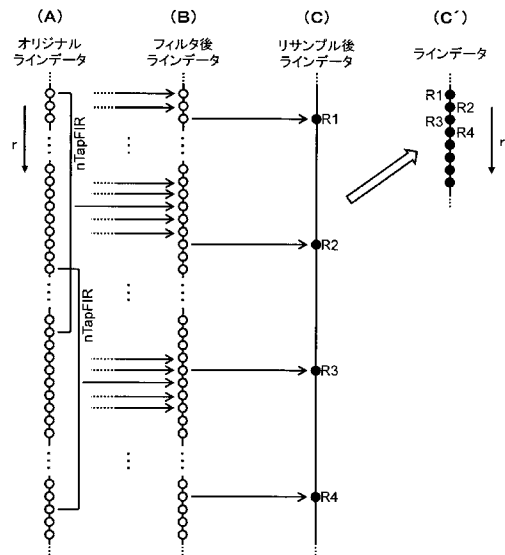
【図 6】



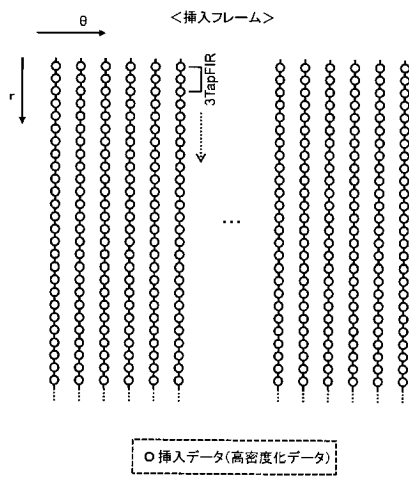
【図 7】



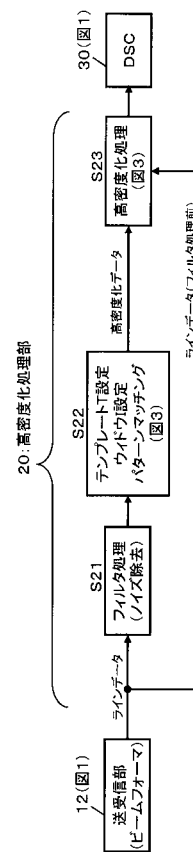
【図 8】



【図 9】



【図 10】



|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声诊断设备  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2015188516A</a>                                     | 公开(公告)日 | 2015-11-02 |
| 申请号            | JP2014066247  | 申请日     | 2014-03-27 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 日立阿洛卡医疗株式会社   |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 日立アロカメディカル株式会社  |         |            |
| [标]发明人         | 穴戸 裕哉<br>村下 賢   |         |            |
| 发明人            | 穴戸 裕哉<br>村下 賢   |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00  |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00  |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/BB03 4C601/EE04 4C601/JC02 4C601/JC07 4C601/JC21 4C601/KK21 |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>   |         |            |

|   |                                      |   |
|---|--------------------------------------|---|
| 摘要(译)   | (21) 出願番号 特願2014-66247 (P2014-66247) | (71) 出願人 390029791  |
| 要解决的问题：提供一种在帧方向上使多个帧的超声图像致密的技术。致密化处理单元20对通过扫描超声波束获得的多个帧的帧数据进行致密化。致密化处理部分20通过基于每个帧中的数据获得与帧相对应的数据，来在帧方向上致密多个帧的帧数据。结果，增加了帧数据的帧密度。[选型图]图1 | (22) 出願日 平成26年3月27日 (2014.3.27)      | 日立アロカメディカル株式会社<br>東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号<br>(74) 代理人 110001210<br>特許業務法人YK I 国際特許事務所<br>(72) 発明者 穴戸 裕哉<br>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<br>(72) 発明者 村下 賢<br>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<br>Fターム(参考) 4C601 BB03 EE04 JC02 JC07 JC21 KK21 |