

(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2009-207613

(P2009-207613A)

(43) 公開日 平成21年9月17日(2009.9.17)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)

F I
A61B 8/06

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2008-52261 (P2008-52261)
(22) 出願日 平成20年3月3日 (2008.3.3)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100078765
弁理士 波多野 久
(74) 代理人 100078802
弁理士 関口 俊三
(74) 代理人 100077757
弁理士 猿渡 章雄
(74) 代理人 100130731
弁理士 河村 修

最終頁に続く

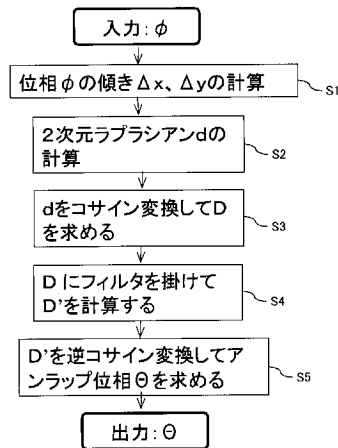
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断装置のデータ処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】カラードプラ法による撮影において、ノイズの影響を低減させることによって、収集された速度データに対する折り返し補正をより良好かつ安定して行うことが可能な超音波診断装置および超音波診断装置のデータ処理プログラムを提供することである。

【解決手段】超音波診断装置は、被検体に超音波を送受することによってドプラデータとして前記被検体内における移動体から位相信号を収集するデータ収集手段と、前記位相信号に対して2次元な位相変化の連続性に基づいて大域的な折り返し補正処理S1~S5を施す補正手段と、前記折り返し補正処理後の位相信号を表示させる表示手段とを有する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に超音波を送受することによってドブラデータとして前記被検体内における移動体から位相信号を収集するデータ収集手段と、

前記位相信号に対して 2 次元な位相変化の連続性に基づいて大域的な折り返し補正処理を施す補正手段と、

前記折り返し補正処理後の位相信号を表示させる表示手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記補正手段は、前記位相信号の 2 次元分布の傾きを折り返して得られる信号と前記折り返し補正処理後における前記位相信号の 2 次元分布の傾きとの間における 2 乗誤差を最小とする最小 2 乗法によって前記折り返し補正処理を行うように構成されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記補正手段は、前記位相信号の 2 次元分布の傾きを計算することにより第 1 のデータを求める処理、前記第 1 のデータを離散的 2 次元コサイン変換、離散的 2 次元フーリエ変換または離散的 2 次元サイン変換する処理することによって第 2 のデータを求める処理、前記第 2 のデータに対して周波数軸上においてフィルタ操作を行うことによって第 3 のデータを求める処理および前記第 3 のデータを離散的 2 次元逆コサイン変換、離散的 2 次元逆フーリエ変換または離散的 2 次元逆サイン変換する処理によって前記折り返し補正処理を行うように構成されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記補正手段は、前記移動体のパワー信号、分散信号、速度信号および前記位相信号の傾きの少なくとも 1 つの値に基づいて決定された重みを用いて、前記位相信号の 2 次元分布の傾きを折り返して得られる信号と前記折り返し補正処理後における前記位相信号の 2 次元分布の傾きとの間における 2 乗誤差を最小とする重み付き最小 2 乗法によって前記折り返し補正処理を行うように構成されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記データ収集手段は、3 次元の位相信号を収集するように構成される一方、前記補正手段は、前記 3 次元の位相信号に対して 2 次元または 3 次元な位相変化の連続性に基づいて大域的な折り返し補正処理を施すように構成されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記補正手段は、前記位相信号の 2 次元分布の傾きを折り返して得られる信号と前記折り返し補正処理後における前記位相信号の 2 次元分布の傾きとが互いに等しいという性質を利用して前記折り返し補正処理を行うように構成されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記補正手段は、前記位相信号の 2 次元分布の傾きを折り返して得られる信号の傾きを求めることによって計算されたラプラシアンと前記折り返し補正処理後における前記位相信号の 2 次元分布との間に成立するポアソン方程式を解くことによって、前記位相信号の 2 次元分布の傾きを折り返して得られる信号と前記折り返し補正処理後における前記位相信号の 2 次元分布の傾きとの間における 2 乗誤差を最小とする最小 2 乗法による前記折り返し補正処理を行うように構成されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

コンピュータを、

被検体に超音波を送受することによって前記被検体内における移動体から収集された位相信号を取得して 2 次元な位相変化の連続性に基づいて大域的な折り返し補正処理を施す補正手段、および

前記折り返し補正処理後の位相信号を用いて表示用の画像データを生成する画像データ

50

生成手段、

として機能させることを特徴とする超音波診断装置のデータ処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を送受することによって被検体の組織情報であるBモード像および血流や組織の動き情報であるカラードプラ像を生成して表示する超音波診断装置および超音波診断装置のデータ処理プログラムに係り、特にカラードプラ像における速度の折り返しを補正する超音波診断装置および超音波診断装置のデータ処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断におけるカラードプラ法は、生体に超音波を同一方向に複数回照射し、ドプラ効果により血流の速度やパワー、分散といった血流情報を抽出するものである。

【0003】

カラードプラ法では、同一地点からの複数の超音波の受信信号に対して、最初にMTI (moving target indication)フィルタと呼ばれるハイパス・フィルタ (HPF: high pass filter)を掛けることによって組織からの動きの遅い信号が抑圧される。ただし、血流ではなく組織の移動速度を観測する場合には、MTIフィルタは不要である。次に、MTIフィルタを通過した受信信号は自己相関器に掛けられる。そして、自己相関器の出力信号から血流等の移動のパワー、分散、速度が計算される。

【0004】

ここで、速度が折り返し速度を超えると折り返し現象が生じる。これは、パワー、分散、速度の計算の際に求められる位相が $- \sim +$ の範囲の値にしかならないことに由来する。すなわち、速度が折り返し速度を超えると、位相が $+$ から $-$ に折り返す。これはサンプリング定理による限界である。カラードプラ画像では速度が折り返し速度を超えると色が変化する。このため、観察が困難となったり、血流方向の判断を誤る恐れがある。

【0005】

従来のカラードプラ超音波診断装置では、ゼロシフトという機能がある。この機能は、位相の $- \sim +$ の範囲を $0 \sim +2$ の範囲とするものである。これにより、超音波ビームに対して向かってくる方向の血流速度が折り返し速度の2倍となるまで観測可能になる。しかしながら、この機能は、超音波ビームから遠ざかる方向の血流がないという条件下においてのみ利用可能である。つまり、ゼロシフトを行っても、観測可能な速度範囲が2であるということには変わりはない。

【0006】

サンプリング定理による限界を打ち破って2を超える位相を測定する方法としてスタガパルス法がある(例えば特許文献1、特許文献2または特許文献3参照)。スタガパルス法はレーダの分野では実用化されているが、超音波診断装置の分野では未だ実用化されていない。この理由は、超音波反射エコーにはスペックルと呼ばれる位相干渉が生じ、位相の2次の差分が安定して観測できないためである。

【0007】

また、低流速検出能を向上することにより、位相検出範囲を2のまま維持しつつ、速度ダイナミックレンジ(折り返し速度/検出可能低流速)を広げる技術が考案されている(例えば特許文献4参照)。しかしながら、この技術は折り返し速度を向上させるためのものではない。

【0008】

一方、位相変化の連続性を仮定して、2を超える位相を検出する手法としてアンラップ(unwrap)というものがある。

【0009】

図1は、従来超音波診断装置におけるアンラップ処理を説明する図である。

【0010】

10

20

30

40

50

図 1 (a)、(b)においてそれぞれ横軸は位置を、縦軸は信号の位相を示す。

【 0 0 1 1 】

アンラップは、現在の地点の位相が正の位相かつ隣の地点の位相が負の位相であり、両者の差が 2 に近い場合には折り返しが発生したと判断して、隣の地点の位相に 2 を加算した値を隣の地点の新しい位相値とするものである。

【 0 0 1 2 】

このため、図 1 (a)に示すように位相が $- \sim +$ の範囲に折り返った観測信号がアンラップ処理により図 1 (b)に示すような連続性を有する信号に補正される。

【 0 0 1 3 】

しかしながら、アンラップ処理は基本的には 1 次元処理としてしか行うことができない。このため、距離方向のラインでアンラップ処理を行った場合、ノイズが原因で誤った折り返し補正が実行される地点が現れる可能性がある。このように誤った折り返し補正が実行された場合には、誤った折り返し補正が行われた地点から位相が 2 シフトすることとなる。このため、すじが入ったような 2 次元画像が生成される場合がある。

【 0 0 1 4 】

このような問題に対する対策として、2 次元速度分布を利用して 2 次元的に局所的なアンラップ処理を行う手法が考案されている（例えば特許文献 5 参照）。この局所的なアンラップ処理を行う手法は、2 次元空間のある点を含む位相の傾きの周回積分値が 0 でない地点を留数 (residue) と定義して、留数を避けるように経路を選択するものである。

【特許文献 1】特開平 4 - 1 9 7 2 4 9 号公報

【特許文献 2】特開平 4 - 1 9 7 2 5 0 号公報

【特許文献 3】特開平 4 - 2 7 8 8 6 4 号公報

【特許文献 4】特開 2 0 0 5 - 1 7 6 9 9 7 号公報

【特許文献 5】米国特許出願公開第 2 0 0 7 / 0 0 6 6 8 9 6 号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 5 】

しかしながら、従来の 2 次元的に局所的なアンラップ処理を行う手法には、処理が複雑なために演算時間を要するという問題がある。また、留数が多くなった場合に留数を避けた地点が不自然に見える画像となるという問題がある。さらに、ロバスト性に問題があり、アンラップが不可能になる場合があるという問題もある。

【 0 0 1 6 】

本発明はかかる従来の事情に対処するためになされたものであり、カラードブラ法による撮影において、ノイズの影響を低減させることによって、収集された速度データに対する折り返し補正をより良好かつ安定して行うことが可能な超音波診断装置および超音波診断装置のデータ処理プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 7 】

本発明に係る超音波診断装置は、上述の目的を達成するために、請求項 1 に記載したように、被検体に超音波を送受することによってドブラデータとして前記被検体内における移動体から位相信号を収集するデータ収集手段と、前記位相信号に対して 2 次元な位相変化の連続性に基づいて大域的な折り返し補正処理を施す補正手段と、前記折り返し補正処理後の位相信号を表示させる表示手段とを有することを特徴とするものである。

【 0 0 1 8 】

また、本発明に係る超音波診断装置のデータ処理プログラムは、上述の目的を達成するために、請求項 8 に記載したように、コンピュータを、被検体に超音波を送受することによって前記被検体内における移動体から収集された位相信号を取得して 2 次元な位相変化の連続性に基づいて大域的な折り返し補正処理を施す補正手段および前記折り返し補正処理後の位相信号を用いて表示用の画像データを生成する画像データ生成手段として機能させることを特徴とするものである。

10

20

30

40

50

【発明の効果】

【0019】

本発明に係る超音波診断装置および超音波診断装置のデータ処理プログラムにおいては、カラードプラ法による撮影において、ノイズの影響を低減させることによって、収集された速度データに対する折り返し補正をより良好かつ安定して行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

本発明に係る超音波診断装置および超音波診断装置のデータ処理プログラムの実施の形態について添付図面を参照して説明する。

【0021】

図2は本発明に係る超音波診断装置の実施の形態を示すブロック構成図である。

【0022】

超音波診断装置1は、生体等の被検体に超音波の送受信を行うことにより被検体内において移動する赤血球や組織等の移動体の移動速度を位相変化によって測定し、測定された物体の2次元速度分布を表示するカラードプラ超音波診断装置である。

【0023】

そのために超音波診断装置1は、送信回路2、超音波プローブ3、受信回路4、Bモード処理系5、カラードプラ処理系6、折り返し補正部7、座標変換部8、画像合成部9、モニタ10および制御系11を備えている。超音波診断装置1の各構成要素は回路やプログラムを読み込ませたコンピュータにより構築することができる。例えば、超音波診断装置のデータ処理プログラムをコンピュータに読み込ませることによって、Bモード処理系5およびカラードプラ処理系6からの出力データをそれぞれ処理対象データとして画像データを生成するデータ処理システムが実用化されている。この場合には、データ処理プログラムを読み込ませたコンピュータにより折り返し補正部7、座標変換部8および画像合成部9が構築される。

【0024】

送信回路2は、超音波プローブ3に送信信号を印加する機能を有する。超音波プローブ3は、複数の超音波振動子を備え、各超音波振動子を用いて送信回路2から印加された送信信号を超音波信号に変換して図示しない被検体に送信する一方、被検体内で生じた超音波反射信号を受信し、受信された超音波反射信号を受信信号に変換して受信回路4に出力する機能を有する。受信回路4は、超音波プローブ3から取得した受信信号に対する整相加算処理等の所要の信号処理を行ってBモード像の生成用の受信信号をBモード処理系5に出力する一方、2次元血流速度を表示するカラードプラ像の生成用の受信信号をカラードプラ処理系6に出力する機能を有する。Bモード処理系5は、受信回路4から取得したBモード像の生成用の受信信号に対してBモード像の生成処理を施すことによりBモード像データを生成する機能と、生成したBモード像データを座標変換部8に出力する機能を有する。

【0025】

カラードプラ処理系6は、受信回路4から取得したカラードプラ像の生成用の受信信号に対してカラードプラ像の生成処理を施すことにより血流等の動きのある成分の速度信号、位相信号、パワー信号および分散信号等のカラードプラ像データを生成する機能と、生成したカラードプラ像データを折り返し補正部7に出力する機能を有する。

【0026】

カラードプラ処理系6は、MTIフィルタと呼ばれるHPF、自己相関器および速度・分散・パワー計算器を備えている。ただし、血流ではなく組織の移動速度を観測する場合には、MTIフィルタは不要である。カラードプラ処理系6のMTIフィルタは、受信回路4から取得したカラードプラ像の生成用の受信信号にHPFを掛けることによって組織からの動きの遅い信号を抑圧し、動き成分からの受信信号である動き信号を抽出する機能を有する。また、カラードプラ処理系6の自己相関器は、MTIフィルタによって抽出された動き信号に基づいて血流等の動きのある成分のパワー信号P、分散信号T、速度信号Vおよび位相信号

10

20

30

40

50

をカラードブラ像データとして求めるための中間的な信号を計算する機能を有する。

【 0 0 2 7 】

自己相関器では、式(1-1)および式(1-2)に示すような処理が行われる。すなわち、MTIフィルタの出力信号列を $x(1)$ 、 $x(2)$ 、 $x(3)$ 、 \dots 、 $x(n)$ とすると、自己相関器から信号 $c0$ 、 $c1$ が出力される。ただし、式(1-1)および式(1-2)において*は共役複素数を示す。

【 数 1 】

$$c0 = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n x^*(k)x(k) \quad (1-1)$$

$$c1 = \frac{1}{n-1} \sum_{k=1}^{n-1} x^*(k)x(k+1) \quad (1-2)$$

10

【 0 0 2 8 】

カラードブラ処理系6の速度・分散・パワー計算器は、式(2-1)、式(2-2)、式(2-3)、式(2-4)および式(2-5)により動きのある成分のパワー信号 P 、分散信号 T 、速度信号 V および位相信号を計算する機能を有する。ただし、 m は基準値、 C は音速、 PRF は同一方向へのパルス繰り返し周波数、 f_0 は受信周波数、 $Re()$ は実数部を抽出する関数、 $Im()$ は虚数部を抽出する関数、 $atan2()$ は $- \sim +$ までの角度を計算する関数である。

【 数 2 】

$$P = 10 \log_{10}(c0/m) \quad (2-1)$$

20

$$T = 1 - \frac{|c1|}{c0} \quad (2-2)$$

$$V = V_{Nyq} \cdot \frac{\phi}{\pi} \quad (2-3)$$

但し、

$$\phi = \text{atan2}(\text{Im}(c1), \text{Re}(c1)) \quad (2-4)$$

$$V_{Nyq} = \frac{C \cdot PRF}{4f_0} \quad (2-5)$$

30

である。

【 0 0 2 9 】

ここで、式(2-3)に示す速度信号 V が折り返し速度 V_{Nyq} を超えると折り返し現象が生じる。

【 0 0 3 0 】

そこで、折り返し補正部7には、カラードブラ処理系6からカラードブラ像データを取得して、2次元な位相変化の連続性に基づいて大域的な、つまり局所的でないアンラッピング処理を式(2-4)で求められる位相信号に対して施すことにより折り返し補正を行う機能と、折り返し補正処理後のカラードブラ像データを座標変換部8に出力する機能が備えられる。

40

【 0 0 3 1 】

尚、一般的にカラードブラ像として表示される情報として「速度」という言葉を使う場合が多い。しかし、正確には「速度」とは式(2-3)で示されるものであり、通常カラードブラ像として表示される情報は式(2-4)で示される「位相」である。従って、ここではカラードブラ像として表示される情報を「位相」として説明する。

【 0 0 3 2 】

折り返し補正部7に備えられる機能は、CPU (Central Processing Unit)、DSP (Digita

50

l Signal Processor)、GPU (Graphics Processing Unit)等の装置にプログラムを読み込ませることによるソフトウェア処理やASIC (Application Specific Integrated Circuit)、FPGA (Field Programmable Gate Array)あるいは汎用(Integrated Circuit)を使用した回路等のハードウェアによる処理、ソフトウェア処理とハードウェア処理とを組合せた処理によって実現することができる。

【0033】

折り返し補正部7は、具体的には、折り返しのある位相信号 $[i, j]$ から折り返しのない位相信号 $[i, j]$ を計算する処理を以下の手順で行う機能を備えている。

【0034】

図3は、図2に示す折り返し補正部7における位相信号の折り返し補正処理の手順の一例を示すフローチャートであり、図中Sに数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。

【0035】

まず、ステップS1において、観測によって式(2-4)で求められる位相信号 $[i, j]$ を入力信号とし、位相信号 $[i, j]$ のx方向の傾き $x[i, j]$ およびy方向の傾き $y[i, j]$ が式(3)により計算される。ただし、式(3)において $W(\)$ は、位相信号を- から+ の範囲に折り返すラップ関数である。尚、ここでは、位相を- から+ の範囲に折り返す処理をラップと称する。

【数3】

$$\begin{aligned} \Delta x[i, j] &= \begin{cases} W(\phi[i+1, j] - \phi[i, j]), & (0 \leq i \leq M-2 \quad 0 \leq j \leq N-1) \\ 0, & \textit{otherwise} \end{cases} \\ \Delta y[i, j] &= \begin{cases} W(\phi[i, j+1] - \phi[i, j]), & (0 \leq i \leq M-1 \quad 0 \leq j \leq N-2) \\ 0, & \textit{otherwise} \end{cases} \end{aligned} \quad (3)$$

【0036】

次に、ステップS2において、位相信号 $[i, j]$ のx方向の傾き $x[i, j]$ およびy方向の傾き $y[i, j]$ から式(4)により2次元ラプラシアン $d[i, j]$ が計算される。

【数4】

$$d[i, j] = (\Delta x[i, j] - \Delta x[i-1, j]) + (\Delta y[i, j] - \Delta y[i, j-1]) \quad (4)$$

【0037】

次に、ステップS3において、式(5)に示すように2次元ラプラシアン $d[i, j]$ を離散的2次元コサイン変換することによって $D[k, p]$ が計算される。

【数5】

$$D[k, p] = \sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} 4d[i, j] \cos\left\{\frac{\pi}{2M}k(2i+1)\right\} \cos\left\{\frac{\pi}{2N}p(2j+1)\right\} \quad (5)$$

【0038】

次に、ステップS4において、式(6)に示す演算によって $D[k, p]$ にフィルタリングを行って $D'[k, p]$ が計算される。

【数6】

$$D'[k, p] = \frac{D[k, p]}{2\left(\cos\frac{\pi k}{M} + \cos\frac{\pi p}{N} - 2\right)} \quad (6)$$

【0039】

次に、ステップS5において、式(7)に示すように、 $D'[k, p]$ を離散的2次元逆コサイン変換することによって、アンラップされた位相信号 $[i, j]$ を出力信号として求める

ことができる。尚、ここでは、 $-\pi$ から $+\pi$ の範囲にラップされた位相信号 Θ を元の位相信号 Θ に戻す処理をアンラップと称している。

【数 7】

$$\Theta[i, j] = \frac{1}{MN} \sum_{k=0}^{M-1} \sum_{p=0}^{N-1} w_1(k) w_2(p) D'[k, p] \cos\left\{\frac{\pi}{2M} k(2i+1)\right\} \cos\left\{\frac{\pi}{2N} p(2j+1)\right\} \quad (7)$$

$$\text{但し、 } w_1(k) = \begin{cases} 1/2, & (m=0) \\ 1, & (m \geq 1) \end{cases} \quad w_2(p) = \begin{cases} 1/2, & (p=0) \\ 1, & (p \geq 1) \end{cases}$$

【0040】

10

次に、上述した処理による効果について説明する。

【0041】

図4は、図2に示す折り返し補正部7における位相信号の折り返し補正処理の原理について説明する図である。

【0042】

図4(a), (b)においてそれぞれ横軸は位置を示し、縦軸は位相を示す。また、図4(a)は、折り返しを有するラップされた位相信号 Θ を示し、図4(b)は、図4(a)に示すラップされた位相信号 Θ を空間で微分した結果を $-\pi \sim +\pi$ の範囲にラップして得られる信号である。

【0043】

20

図4(a)に示すようにデータAの位相が $-\pi - x$ 、データBの位相が 0 、データCの位相が $+\pi + x$ であるとすると、データCは、位相が $-\pi + x$ のデータC'に折り返される。このように、観測された位相信号 Θ に折り返しが発生したとしても、図4(b)に示すように、位相信号 Θ を空間で微分した結果を $-\pi \sim +\pi$ の範囲にラップして得られる値は、折り返しのないアンラップされた位相信号 Θ を空間で微分した値に等しい。

【0044】

すなわち、式(8)に示すように、実際に観測されるデータBの位相 0 と折り返ったデータC'の位相 $-\pi + x$ の差分値 $-\pi + x$ のラップ関数 W によるラップ値 $W(-\pi + x)$ は、 $-\pi + x$ となる。

【数 8】

$$W(\Delta \phi) = W\{(-\pi + \Delta x) - \pi\} = W(-2\pi + \Delta x) = \Delta x \quad (8)$$

30

【0045】

式(8)から実際に観測されるデータBの位相 0 と折り返ったデータC'の位相 $-\pi + x$ との差分値 $-\pi + x$ のラップ関数 W によるラップ値 $W(-\pi + x)$ は、実際に観測されるデータBの位相 0 とデータCの位相 $+\pi + x$ との差分値に等しいことが分かる。

【0046】

そこで、式(3)に示すようにラップされた位相信号 $\Theta[i, j]$ の空間差分が計算される。また、式(4)は空間的なラプラシアンである。そうすると、式(9)に示す偏微分方程式で表されるポアソン方程式が成立する。

【数 9】

40

$$\frac{\partial^2 \Theta}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \Theta}{\partial y^2} = d \quad (9)$$

【0047】

式(9)からアンラップされた真の位相信号 Θ の分布を求めることは、離散化されたポアソン方程式におけるノイマンの境界条件を解くことに帰着する。この解法にはスペクトル法による高速化手法が存在する。このスペクトル法による高速化手法が上述した図3におけるステップS3、ステップS4およびステップS5の処理に相当する。

【0048】

式(6)に示す分母による除算で示される周波数軸上におけるフィルタ操作により空間軸

50

では積分を行った効果が得られる。よって、式(6)の除算処理後の信号に式(7)に示すような逆コサイン変換を行えば、アンラップされた位相信号を得ることができる。

【0049】

このように、位相信号の2次元分布の傾き x , y を折り返して得られるデータと折り返し補正処理後における位相信号の2次元分布の傾きとの間における2乗誤差を最小とする最小2乗法による折り返し補正(アンラップ)処理は、局所的にアンラップを行うものではなく、大域的にアンラップを行うものとなる。したがって、図3に示すアンラップ処理によって、2乗誤差が最小となるように空間全体で最適化された位相信号が出力される。

【0050】

尚、式(9)の偏微分方程式の解法としてのスペクトル法には上述した方法以外に離散的フーリエ変換および離散的フーリエ変換の逆変換を用いる方法や離散的サイン変換および離散的サイン変換の逆変換を用いる方法がある。このため、これらの方法を利用してアンラップされた位相信号を求めるようにしても良い。

【0051】

また、上述した式(3)~式(7)によりアンラップされた位相信号を計算する位相信号のアンラップ処理は、観測した各位相信号分布の全ての点における位相信号の重みを同等として計算を行う処理であるが、任意の重みを付けてアンラップ処理を行うこともできる。最小2乗法による演算に重みを付加する重み付き最小2乗法によるアンラップ処理は、以下の手順で行うことができる。

【0052】

アンラップ後の位相ベクトルをサイズMNの、観測した位相信号の差分値ベクトルをサイズ2MNの**b**、ラプラシアン行列を2MN行、MN列の行列Aを用いて**P=A^TA**、重み行列を2MN行、2MN列の**W**とすると、式(10)と表現できる。

【数10】

$$A^T W^T W A \theta = A^T W^T W b \quad (10)$$

【0053】

式(10)を直接的に解くことはできないが、式(11)を繰り返して演算することにより解くことができる。

【数11】

$$P \theta_{k+1} = A^T W^T W b - (A^T W^T W A - A^T A) \theta_k \quad (11)$$

【0054】

尚、式(11)において、観測した位相信号の差分値ベクトル**b**は、式(3)において位相信号のx方向の傾き x およびy方向の傾き y を1次元ベクトルとして並べたものに相当する。従って、差分値ベクトル**b**のサイズは、2MNとなり、式(12)により計算することができる。

【数12】

$$b(k) = \begin{cases} \Delta x[i, j], & i = \text{mod}(k, M), j = \text{floor}(k/N), & 0 \leq k < MN \\ \Delta y[i, j], & i = \text{mod}(k, M), j = \text{floor}((k - MN)/N), & MN \leq k < 2MN \end{cases} \quad (12)$$

【0055】

また、式(11)において、重み行列**W**は、観測した位相信号の差分値ベクトル**b**の各要素に対する重みである。従って重み行列**W**は、2MN行、2MN列の行列となる。重み行列**W**の各要素は、任意の手法により重み付けの対象となるデータの状況に応じて所望の値に設定することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 6 】

例えば、重み行列Wは、式(2-1)により計算したパワー信号Pを利用して値を設定することができる。一般にパワー信号Pの値が小さい場合にはノイズの影響を受けている可能性が高い。そこで、パワー信号Pの値が小さい位置では重み行列Wの値を小さく設定する。これにより、対応するパワー信号Pの値が小さい位相信号の重みを相対的に小さく設定し、対応するパワー信号Pの値が小さい位相信号がアンラップ処理に与える影響を低減することができる。そして、ノイズの影響を受けている可能性の高い位置におけるデータの重みを相対的に小さくしてノイズの影響を低減することができる。

【 0 0 5 7 】

パワー信号Pの値に応じて重み行列Wを決定する場合には、パワー信号Pに対してある閾値Pthが設定される。そして、重み行列Wは、重み行列Wは対角行列とされ、対角要素以外の各要素の値は0とされる。また、重み行列Wのk番目の対角要素の値W[k]は、パワー信号Pの閾値Pthを用いて式(13)のように決定することができる。

10

$$W[k] = \begin{cases} 1, & P[i, j] \geq Pth \\ Q(P[i, j]), & otherwise \end{cases} \quad (13)$$

$$\text{但し、} [i, j] = \begin{cases} i = \text{mod}(k, M), j = \text{floor}(k / N), & 0 \leq k < MN \\ i = \text{mod}(k, M), j = \text{floor}((k - MN) / N), & MN \leq k < 2MN \end{cases}$$

20

である。

【 0 0 5 8 】

式(13)において、 $0 < Q(p) < 1$ であり、 $Q(p)$ は、単調増加ではあるが任意の曲線を取る関数である。式(13)のように重み行列Wを決定すると、重み行列Wは、パワー信号Pが閾値Pth以上の場合には重みを1とする一方、パワー信号Pが閾値Pth未満の場合にはパワー信号Pの値に応じて小さい重み係数を設定する行列となる。

【 0 0 5 9 】

一方、式(3)における位相信号のx方向の傾き θ_x およびy方向の傾き θ_y が大きい場合にもノイズの影響を受けている可能性があるため、対応する位置におけるデータに対する重み行列Wの値を小さく設定することがノイズ低減上望ましい。さらに、式(2-2)における分散信号Tが大きい場合や、式(2-3)における速度信号Vが小さい場合にもそれぞれノイズの影響を受けている可能性があるため、対応するデータに対する重み行列Wの値を小さく設定することがノイズ低減上望ましい。

30

【 0 0 6 0 】

このように、重み行列Wの値は、位相信号のx方向の傾き θ_x およびy方向の傾き θ_y 、パワー信号P、分散信号T、速度信号Vやその他の移動体の情報を表すパラメータによって任意に変化させて設定することができる。複数のパラメータを入力として重み行列Wの値を決定する多次元入力による場合には、例えば、式(14)のように重み行列Wの値を決定することができる。

40

【 数 1 4 】

$$W[k] = \text{func}(P[i, j], \theta_x[i, j], T[i, j], \Delta x[i, j], \Delta y[i, j]) \quad (14)$$

【 0 0 6 1 】

ただし、式(14)において、 $\text{func}()$ は0から1の値を取る関数である。この関数 $\text{func}()$ は、定性的にパワー信号Pが小さい場合、アンラップされた位相信号が小さい場合、分散信号Tが大きい場合、位相信号のx方向の傾き θ_x が大きい場合、位相信号のy方向の傾き θ_y が大きい場合にはそれぞれ値が小さくなる、という性質を有する関数である。ただし、関数 $\text{func}()$ は、り、前述の各パラメータのうち複数のパラメータが相互に関連して変化

50

する場合には必ずしも値が小さくならない。

【 0 0 6 2 】

そして、上述したアンラップ処理によって折り返し補正された位相信号、パワー信号Pおよび分散信号Tは、折り返し補正部7から座標変換部8に出力される。

【 0 0 6 3 】

座標変換部8は、折り返し補正部7から取得した折り返し補正後の位相信号、パワー信号P、分散信号T等のカラードブラ像データおよびBモード処理系5から取得したBモード像データのデータ軸をスキャン軸から表示画像用の直交軸に座標変換する機能を有する。

【 0 0 6 4 】

画像合成部9は、座標変換部8から直交座標系のデータに変換された折り返し補正後のカラードブラ像データおよびBモード像データを取得して合成することにより、カラードブラ像とBモード像とを重ねて表示するための画像合成信号を生成する機能と、生成した画像合成信号をモニタ10に与えることによりカラードブラ像とBモード像の合成画像をモニタ10に表示させる機能とを有する。

【 0 0 6 5 】

制御系11は、超音波診断装置1の各構成要素を統括制御するための回路である。

【 0 0 6 6 】

次に超音波診断装置1の動作および作用について説明する。

【 0 0 6 7 】

送信回路2から送信信号が超音波プローブ3の各超音波振動子に印加されると、各超音波振動子においてそれぞれ電気信号である送信信号が超音波信号に変換されて被検体に相送される。これにより被検体内で生じた超音波反射信号は、各超音波振動子により受信され、受信された超音波反射信号は電気信号である受信信号に変換されて受信回路4に出力される。そうすると、受信回路4は、受信信号に対する整相加算処理等の所要の信号処理を行ってBモード像の生成用の受信信号をBモード処理系5に出力する一方、カラードブラ像の生成用の受信信号をカラードブラ処理系6に出力する。

【 0 0 6 8 】

このため、Bモード処理系5では、Bモード像の生成用の受信信号に対してBモード像データの生成処理が行われ、生成されたBモード像データが座標変換部8に出力される。

【 0 0 6 9 】

一方、カラードブラ処理系6では、MTIフィルタによりカラードブラ像の生成用の受信信号に対してHPFがかけられる。これにより組織からの動きの遅い信号が抑圧されて動き信号を抽出される。次に、カラードブラ処理系6の自己相関器は、動き信号に対して式(1-1)および式(1-2)に示す計算処理を行うことにより中間信号 c_0 、 c_1 を求める。次に、カラードブラ処理系6の速度・分散・パワー計算器は、式(2-1)、式(2-2)、式(2-3)、式(2-4)および式(2-5)により動きのある成分のパワー信号P、分散信号T、速度信号Vおよび位相信号を計算する。

【 0 0 7 0 】

次に、パワー信号P、分散信号T、速度信号Vおよび位相信号を含むカラードブラ像データは、折り返し補正部7に出力される。そうすると、折り返し補正部7は、上述した手法により位相信号に対して大域的なアンラッピング処理を施すことにより、折り返し補正を行う。そして、アンラッピング処理後の折り返し補正された位相信号を含むカラードブラ像データは、座標変換部8に出力される。

【 0 0 7 1 】

次に、座標変換部8は、折り返し補正部7から取得した折り返し補正後の位相信号、パワー信号P、分散信号T等のカラードブラ像データおよびBモード処理系5から取得したBモード像データのデータ軸をスキャン軸から表示画像用の直交軸に座標変換する。次に、画像合成部9は、座標変換部8から直交座標系のデータに変換された折り返し補正後のカラードブラ像データおよびBモード像データを取得して合成することにより、カラード

10

20

30

40

50

ブラ像とBモード像とを重ねて表示するための画像合成信号を生成する。生成された画像合成信号はモニタ10に与えられ、カラードブラ像とBモード像とを重畳した合成画像がモニタ10に表示される。

【0072】

図5は、図2に示す超音波診断装置1により折り返し補正された位相信号に基づいて作成されたカラードブラ像を折り返し補正前の位相信号に基づいて作成したカラードブラ像と比較した図である。

【0073】

図5(a)は、折り返し補正前の位相信号に基づいて作成した原画像を示し図5(b)は折り返し補正によってアンラップされた位相信号に基づいて作成されたカラードブラ像を、それぞれ示す。図5(a)、(b)に示すように、大域的な折り返し補正によって良好かつ安定的に補正された位相信号に基づいてカラードブラ像を生成することによって、より良好な画質でカラードブラ像を表示させることが可能となる。

【0074】

つまり、以上のような超音波診断装置1は、大域的な2次元位相アンラッピング処理により、カラードブラ像データである位相信号の折り返しを補正を行い、折り返し補正後の位相信号を含むカラードブラ像データから表示用のカラードブラ像を生成および表示させるものである。より具体的には、2次元位相分布の傾きの計算、離散的コサイン変換、周波数軸上でのフィルタ操作および逆コサイン変換という一連の処理によってアンラップされた位相信号を計算することができる。このような一連の処理によるアンラップ法を行うと、2次元かつ大域的な2乗誤差を最小とする解を出力として得ることができる。さらに、カラードブラ像データにおけるパワー信号値等のパラメータに応じて位相分布に重み付けした最小2乗法によりアンラップされた位相信号を逐次的な方法で得ることもできる。

【0075】

このような超音波診断装置1は、空間全体で最小2乗法によるアンラップ処理を行うように構成されているため、ノイズに対してロバストである。すなわち、超音波診断装置1によれば、アンラップ処理が従来のように局所的な処理ではなく大域的な処理であるため、ノイズの影響により隣接する位相の変化が大きい場合や、留数が多数ある場合であってもロバストにアンラップ処理を行うことができる。また、位相の変化量、パワー値、分散値、速度値等のパラメータに応じて決定した重みを利用して重み付けすることにより、ノイズの影響により位相値や速度値が正しくない位置におけるデータの影響を低減することができる。これにより、折り返し速度以上の速度範囲の値をとる速度信号が存在しても折り返しがないカラードブラ像を表示させることが可能となる。

【0076】

尚、超音波の3次元血流速度分布を測定する場合においても、3次元血流位相分布を示す位相信号から2次元あるいは3次元の位相アンラップ処理を行うことにより折り返し補正処理を行うことができる。これにより、折り返し速度以上の流速範囲まで3次元血流速度分布を表示させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0077】

【図1】従来の超音波診断装置におけるアンラップ処理を説明する図。

【図2】本発明に係る超音波診断装置の実施の形態を示すブロック構成図。

【図3】図2に示す折り返し補正部における位相信号の折り返し補正処理の手順の一例を示すフローチャート。

【図4】図2に示す折り返し補正部における位相信号の折り返し補正処理の原理について説明する図。

【図5】図2に示す超音波診断装置により折り返し補正された位相信号に基づいて作成されたカラードブラ像を折り返し補正前の位相信号に基づいて作成したカラードブラ像と比較した図。

【符号の説明】

10

20

30

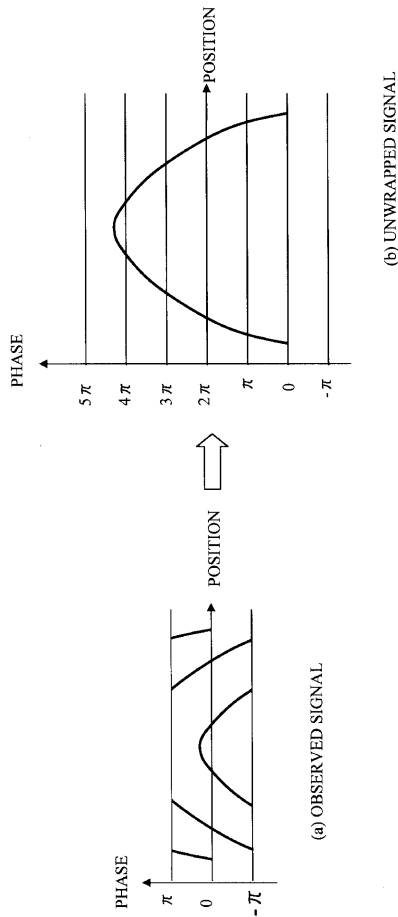
40

50

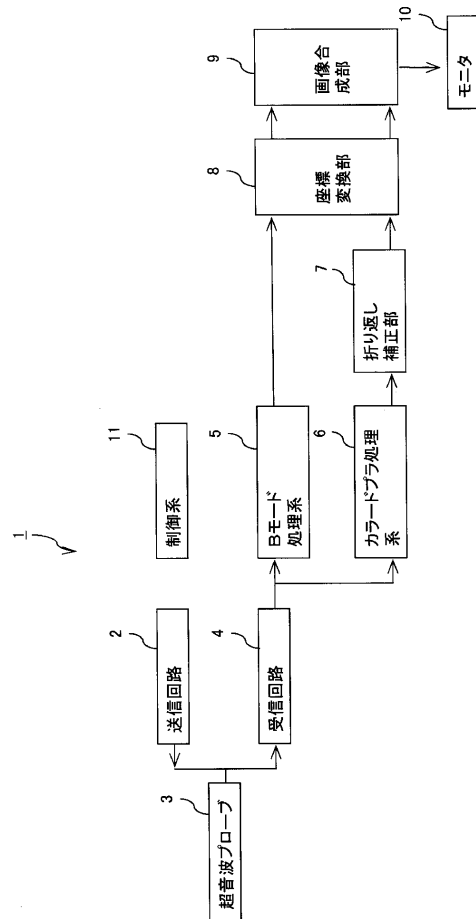
【 0 0 7 8 】

- 1 超音波診断装置
- 2 送信回路
- 3 超音波プローブ
- 4 受信回路
- 5 Bモード処理系
- 6 カラードプラ処理系
- 7 折り返し補正部
- 8 座標変換部
- 9 画像合成部
- 10 モニタ
- 11 制御系

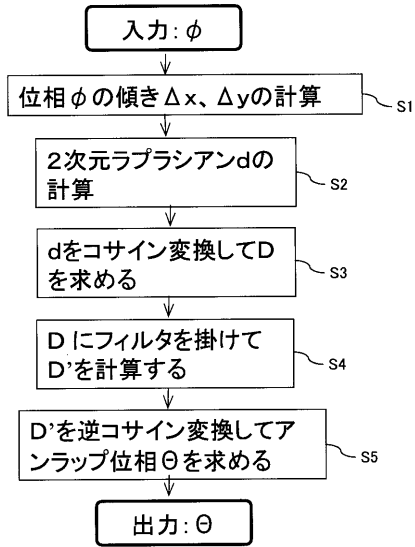
【 図 1 】



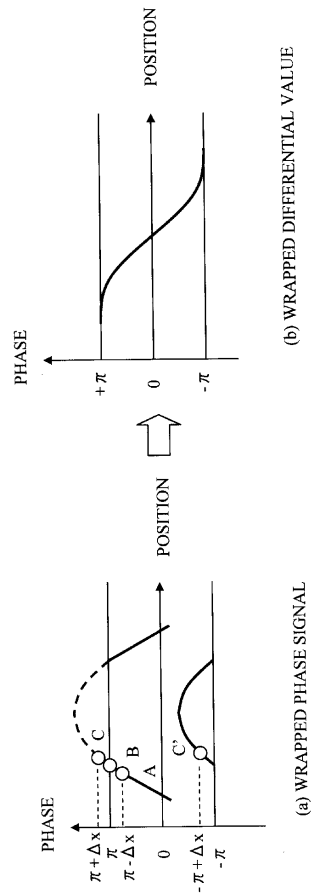
【 図 2 】



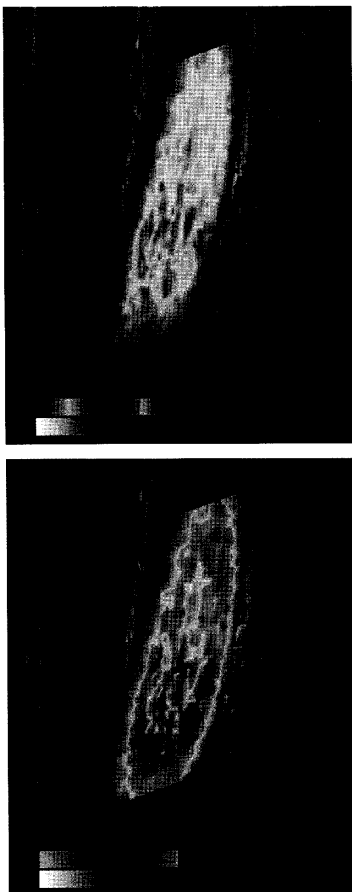
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



(b) UNWRAPPED IMAGE

(a) ORIGINAL IMAGE

フロントページの続き

(74)代理人 100136504

弁理士 山田 毅彦

(72)発明者 佐藤 武史

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD03 DE04 EE02 EE04 EE06 JB30 JB37 JB41 JB49 JB51
KK18 KK19

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波诊断装置的数据处理程序		
公开(公告)号	JP2009207613A	公开(公告)日	2009-09-17
申请号	JP2008052261	申请日	2008-03-03
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	佐藤武史		
发明人	佐藤 武史		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE02 4C601/EE04 4C601/EE06 4C601/JB30 4C601/JB37 4C601/JB41 4C601/JB49 4C601/JB51 4C601/KK18 4C601/KK19		
代理人(译)	波多野尚志 河村修		
其他公开文献	JP5269439B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：通过彩色多普勒方法减少成像中的噪声影响，从而可以更有利且稳定地对收集到的速度数据和超声诊断设备数据进行混叠校正。它是提供一个处理程序。超声波诊断装置通过对被检体进行超声波的收发来从被检体内的移动体收集相位信号 ϕ 作为多普勒数据，将相位信号 ϕ 收集为2。它具有用于基于尺寸相位变化的连续性进行全局折返校正处理S1至S5的校正装置，以及用于在折返校正处理之后显示相位信号 Θ 的显示装置。[选择图]图3

