

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5367106号  
(P5367106)

(45) 発行日 平成25年12月11日(2013.12.11)

(24) 登録日 平成25年9月20日(2013.9.20)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 8 (全 17 頁)

|           |                               |           |                     |
|-----------|-------------------------------|-----------|---------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2012-45280 (P2012-45280)    | (73) 特許権者 | 390029791           |
| (22) 出願日  | 平成24年3月1日(2012.3.1)           |           | 日立アロカメディカル株式会社      |
| (65) 公開番号 | 特開2013-180035 (P2013-180035A) |           | 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号     |
| (43) 公開日  | 平成25年9月12日(2013.9.12)         | (74) 代理人  | 110001210           |
| 審査請求日     | 平成25年2月19日(2013.2.19)         |           | 特許業務法人Y K I 国際特許事務所 |
|           |                               | (72) 発明者  | 曹 景文                |
|           |                               |           | 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  | 吉澤 慎吾               |
|           |                               |           | 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       |
|           |                               | 審査官       | 宮川 哲伸               |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波を送受するプローブと、  
プローブを制御することにより超音波の受信信号を得る送受信部と、  
超音波の受信信号に基づいて得られるフレームデータを複数フレームの配列方向に沿ってフィルタ処理するフィルタ処理部と、  
フィルタ処理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、  
前記フィルタ処理部は、フレーム内における深さに応じてオフセットレベルを設定された高域通過フィルタをその深さのフレームデータに適用してフィルタ処理するにあたり、  
固定的なエコーを含んだ深さのフレームデータに対し、低いオフセットレベルを設定された高域通過フィルタを適用し、運動する診断対象を含んだ深さのフレームデータに対し、高いオフセットレベルを設定された高域通過フィルタを適用する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

超音波を送受するプローブと、  
プローブを制御することにより超音波の受信信号を得る送受信部と、  
超音波の受信信号に基づいて得られるフレームデータを複数フレームの配列方向に沿ってフィルタ処理するフィルタ処理部と、  
フィルタ処理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、

10

20

を有し、

前記フィルタ処理部は、フレーム内における深さに応じてオフセットレベルを設定された高域通過フィルタをその深さのフレームデータに適用してフィルタ処理し、

前記フィルタ処理部で処理されたフレームデータに対して、複数フレームの配列方向に沿って、低域通過フィルタ又はメディアンフィルタを適用する後処理部をさらに有する、  
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、

前記後処理部は、低域通過フィルタを適用するにあたり、フレーム内における深さに応じてオフセットレベルを設定された低域通過フィルタをその深さのフレームデータに適用する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記後処理部は、メディアンフィルタを適用するにあたり、運動する診断対象を含んだ深い領域とは異なる浅い領域のフレームデータに対して限定的にメディアンフィルタを適用する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記フィルタ処理部で処理されたフレームデータについて、フレーム内の各位置において複数フレームの配列方向に沿ってフレームデータの変化を確認することにより、その位置において前記後処理部の処理を必要とするか否かを判定する判定部をさらに有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 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、

前記フィルタ処理部は、運動する診断対象を含んだ深い領域のフレームデータに対し、浅い領域よりも高いオフセットレベルを設定された高域通過フィルタを適用する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 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、

前記フィルタ処理部は、フレーム内において深いほど高いオフセットレベルを設定されて深いほど全域通過フィルタの特性に近づけられた高域通過フィルタを適用する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 1 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、

前記フィルタ処理部は、フレームデータのフレームレートとフレーム内における深さに応じてフィルタ係数を設定されたデジタル高域通過フィルタをそのフレームデータに適用する、

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、超音波画像の画質を改善する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、臓器や血管や胎児などの診断に広く利用されており、例えば心臓の診断において重要な役割を担っている。超音波診断装置を利用することにより、例えば拍動する心臓を動画の超音波画像で観察することなどが可能になる。

【0003】

心臓の超音波診断においては、心臓よりも浅い側（プローブ側）に胸壁や肋骨や心膜などが存在するため、これらの存在に起因する固定的なエコー（固定エコー）が超音波画像内に発生する。心臓に注目した超音波診断においては、固定エコーが超音波画像の画質を劣化させる要因となる。そこで、この固定エコーを低減する技術が従来から提案されている。

#### 【0004】

例えば、特許文献1には、超音波を送受して得られたフレームデータに対して、複数フレームの配列方向に沿ってハイパスフィルタ（HPF）を適用することにより、つまりフレーム間のHPF処理により、複数フレームの配列方向（時間方向）に関する変動が心臓に比べて小さい固定エコーを低減する旨の技術が提案されている。

10

#### 【0005】

ところが、単純なフレーム間のHPF処理では、固定エコーのみを完全に除去して心臓からのエコーを完全に保持することが困難であり、部分的に固定エコーの残留や心臓からのエコーの損失が発生し、これにより動画内でちらつきが発生してしまう。また、フレーム間のHPF処理では、複数フレーム間における重み付け加算に相当する処理が行われるため、動画内において動きの速い心臓の弁などが二重三重に見えてしまい、また、心臓（心筋）の境界がにじんで見えてしまう。

#### 【0006】

そこで、例えば、特許文献2には、上述したちらつきを抑えるために、フレーム間のHPF処理の後に、さらにフレーム間のLPF処理（ローパスフィルタ処理）を行う旨の技術が提案されている。つまりLPF処理によりフレーム間のスムージング（平滑化）を行ってちらつきを緩和している。しかし、単純に画像全体にフレーム間のLPF処理を行うと画像が全体的にぼやけてしまうなど、さらに別の問題が発生してしまう。

20

#### 【0007】

また、例えば、特許文献3には、上述したちらつきやにじみを抑えるために、固定エコーが多く存在する浅い領域においてHPF処理後のフレームデータの重みを大きくし、心臓が存在する深い領域においてHPF処理前のフレームデータの重みを大きくし、HPF処理の前後におけるフレームデータを重み付け加算する旨の技術が提案されている。これにより、浅い領域において固定エコーを低減し、深い領域における心臓のちらつきやにじみを抑えている。しかし、重み付け加算するための回路構成が必要になるなど、回路規模の面での問題が残ってしてしまう。

30

#### 【先行技術文献】

#### 【特許文献】

#### 【0008】

【特許文献1】特開平8-107896号公報

【特許文献2】特開2000-139909号公報

【特許文献3】特開2005-288021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、例えば心臓などの運動する診断対象を含んだ超音波画像の画質を改善する技術について研究開発を重ねてきた。特に、複数フレームの配列方向に沿ったフィルタ処理に注目した。

40

#### 【0010】

本発明は、その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、複数フレームの配列方向に沿ったフィルタ処理に係る改良技術を実現することにある。

#### 【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、プローブを制御することにより超音波の受信信号を得る送受信部と、超音波の受信信号に基づいて得

50

られるフレームデータを複数フレームの配列方向に沿ってフィルタ処理するフィルタ処理部と、フィルタ処理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、前記フィルタ処理部は、フレーム内における深さに応じてオフセットレベルを設定された高域通過フィルタをその深さのフレームデータに適用してフィルタ処理する、ことを特徴とする。

#### 【0012】

上記超音波診断装置は、フレーム内における深さに応じてオフセットレベルを設定された高域通過フィルタ（ハイパスフィルタ）をその深さのフレームデータに適用している。高域通過フィルタのオフセットとは、高域通過フィルタの利得特性を押し上げることであり、オフセットレベルは、例えば高域通過フィルタが処理対象とする周波数帯域の下限（例えば0 Hz）におけるフィルタの利得値などにより定義される。

10

#### 【0013】

そして、そのオフセットレベルは、例えばデジタルフィルタにおいては、フィルタ係数を変更することなどにより、比較的容易に所望のレベルに調整することができる。そのため、上記超音波診断装置によれば、複数フレームの配列方向に沿ったフィルタ処理により超音波画像の画質を改善するにあたり、深さに応じて比較的容易に高域通過フィルタの特性を調整することが可能になる。

#### 【0014】

望ましい具体例において、前記フィルタ処理部は、運動する診断対象を含んだ深い領域のフレームデータに対し、浅い領域よりも高いオフセットレベルを設定された高域通過フィルタを適用する、ことを特徴とする。

20

#### 【0015】

望ましい具体例において、前記フィルタ処理部は、フレーム内において深いほど高いオフセットレベルを設定されて深いほど全域通過フィルタの特性に近づけられた高域通過フィルタを適用する、ことを特徴とする。

#### 【0016】

望ましい具体例において、前記フィルタ処理部で処理されたフレームデータに対して、複数フレームの配列方向に沿って、低域通過フィルタ又はメディアンフィルタを適用した後処理部をさらに有する、ことを特徴とする。

#### 【0017】

望ましい具体例において、前記後処理部は、低域通過フィルタを適用するにあたり、フレーム内における深さに応じてオフセットレベルを設定された低域通過フィルタをその深さのフレームデータに適用する、ことを特徴とする。

30

#### 【0018】

望ましい具体例において、前記後処理部は、メディアンフィルタを適用するにあたり、運動する診断対象を含んだ深い領域とは異なる浅い領域のフレームデータに対して限定的にメディアンフィルタを適用する、ことを特徴とする。

#### 【0019】

望ましい具体例において、前記フィルタ処理部で処理されたフレームデータについて、フレーム内の各位置において複数フレームの配列方向に沿ってフレームデータの変化を確認することにより、その位置において前記後処理部の処理を必要とするか否かを判定する判定部をさらに有する、ことを特徴とする。

40

#### 【0020】

望ましい具体例において、前記フィルタ処理部は、フレームデータのフレームレートとフレーム内における深さに応じてフィルタ係数を設定されたデジタル高域通過フィルタをそのフレームデータに適用する、ことを特徴とする。

#### 【発明の効果】

#### 【0021】

本発明により、複数フレームの配列方向に沿ったフィルタ処理に係る改良技術が実現される。例えば、本発明の好適な態様によれば、深さに応じて比較的容易に高域通過フィル

50

タの特性を調整することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】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図である。

【図2】デジタルフィルタの具体例を示す図である。

【図3】3タップFIRフィルタで構成されるHPFの周波数特性を示す図である。

【図4】深さに応じたフィルタ係数 $k_0$ の設定例を示す図である。

【図5】2タップFIRフィルタで構成されるHPFの周波数特性を示す図である。

【図6】2タップFIRフィルタで構成されるLPFの周波数特性を示す図である。

【図7】メディアンフィルタの具体例を示す図である。

【図8】判定部の具体例を示す図である。

【図9】フレームレートによるHPFの周波数特性の変化を示す図である。

【図10】フレームレートによるLPFの周波数特性の変化を示す図である。

【図11】深さとフレームレートに応じたフィルタ係数 $k_0$ の設定例（HPF）を示す図である。

【図12】深さとフレームレートに応じたフィルタ係数 $k_0$ の設定例（LPF）を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

図1は、本発明の実施において好適な超音波診断装置（本超音波診断装置）の全体構成図である。プローブ10は、診断対象となる組織などを含む診断領域に超音波を送波し、診断領域から反射される超音波を受波する。プローブ10は、超音波を送受する複数の振動素子を備えており、複数の振動素子が送受信部12によって送信制御されて送信ビームが形成される。また、複数の振動素子が診断領域から反射された超音波を受波し、これにより得られた信号が送受信部12へ出力され、送受信部12が受信ビームを形成する。

【0024】

送受信部12は、プローブ10が備える複数の振動素子の各々に対応した送信信号を出力することにより、超音波の送信ビームを形成してその送信ビームを走査する。また、送受信部12は、プローブ10が備える複数の振動素子の各々から得られる受信信号に対して整相加算処理などを施すことにより、走査される送信ビームに対応した受信ビームを形成し、受信ビームに沿って得られるエコーデータ（受信信号）を出力する。

【0025】

送受信部12は、二次元平面内で超音波ビーム（送信ビームとそれに対応した受信ビーム）を走査してエコーデータを収集することにより、その二次元平面に対応したフレームを構成するフレームデータを得る。そして、送受信部12は、その二次元平面内における超音波ビームの走査を繰り返して、複数フレームに亘ってフレームデータを得る。こうして得られたフレームデータは、例えばメモリなどに記憶されて、そのメモリなどから読み出されて、後段のHPF処理部20などにおいて処理される。

【0026】

本超音波診断装置は、例えば心臓などの運動する組織の診断に適しており、心臓などの診断対象を含んだ超音波画像の画質を改善する機能を備えている。つまり、心臓よりも浅い側（プローブ10側）に存在する胸壁や肋骨や心膜などに伴う固定的なエコー（固定エコー）を低減して、超音波画像の画質を改善している。

【0027】

HPF（ハイパスフィルタ）処理部20は、固定エコーを低減するために、複数フレームに亘って得られたフレームデータをフィルタ処理する。HPF処理部20は、フレームデータに対して、複数フレームの配列方向に沿って高域通過フィルタ（ハイパスフィルタ）を適用することにより、つまりフレーム間のHPF処理により、複数フレームの配列方向（時間方向）に関する変動が心臓に比べて小さい固定エコーを低減する。

【0028】

10

20

30

40

50

超音波画像内においては、心臓を含んだ深い領域よりも浅い領域に固定エコーが多く存在する。そこで、H P F処理部20は、フレーム内における深さに応じて特性を設定された高域通過フィルタをその深さのフレームデータに適用してフィルタ処理する。高域通過フィルタは、例えばデジタルフィルタで実現することができ、フィルタ設定部22がそのデジタルフィルタのフィルタ係数などを設定することにより、高域通過フィルタの特性を調整する。

#### 【0029】

図2は、デジタルフィルタの具体例を示す図である。フレームデータは、複数フレームの配列方向に沿ってフィルタ処理される。つまり、フレーム内のある位置（座標）のフレームデータについて、複数フレームに亘って、その同じ位置にあるフレームデータが次々にフィルタ処理される。

10

#### 【0030】

図2<A>には、3タップで構成されたF I Rフィルタ（3タップF I Rフィルタ）が示されている。この3タップF I Rフィルタには、複数フレームに亘るフレームデータが次々に入力される。図2<A>において、 $x_{n-1}$ 、 $x_n$ 、 $x_{n+1}$ は、フレーム内の同じ位置（座標）におけるフレームデータであり、連続する3フレームから得られるフレームデータである。

#### 【0031】

3タップF I Rフィルタに、1フレームのフレームデータが入力されると、その1フレームのフレームデータがフレームメモリ1に記憶される。次に、新たな1フレームのフレームデータが入力されると、フレームメモリ1に記憶されていたフレームデータが後段のフレームメモリ2に記憶され、新たに入力された1フレームのフレームデータが前段のフレームメモリ1に記憶される。こうして、新たな1フレームのフレームデータが次々に入力される度に、前段のフレームメモリ1から後段のフレームメモリ2にフレームデータが次々にシフトされる。図2<A>において、 $x_n$ が注目フレームのフレームデータであり、 $x_{n-1}$ は、 $x_n$ よりも1つ前のフレームから得られるフレームデータであり、 $x_{n+1}$ は、 $x_n$ よりも1つ後のフレームから得られるフレームデータである。

20

#### 【0032】

3タップF I Rフィルタは、連続する3フレームから得られる3つのフレームデータの各々に対してフィルタ係数を乗算し、さらに、乗算後の3つのデータを加算処理する。つまり、図2<A>において、フレームデータである $x_{n-1}$ 、 $x_n$ 、 $x_{n+1}$ の各々に対して、フィルタ係数である $k_{-1}$ 、 $k_0$ 、 $k_1$ が乗算され、さらに乗算後の3つのデータが加算処理され、注目フレームに関するフィルタ処理の結果 $y_n = k_{-1}x_{n-1} + k_0x_n + k_1x_{n+1}$ が出力される。

30

#### 【0033】

図2<B>には、2タップで構成されたF I Rフィルタ（2タップF I Rフィルタ）が示されている。2タップF I Rフィルタの場合にも、複数フレームに亘るフレームデータが次々に入力され、1フレームのフレームデータがフレームメモリに記憶される。図2<B>において、 $x_n$ が注目フレームのフレームデータである。また、 $x_n$ 、 $x_{n+1}$ は、フレーム内の同じ位置におけるフレームデータであり、連続する2フレームから得られるフレームデータである。

40

#### 【0034】

そして、2タップF I Rフィルタの場合においても、フレームデータである $x_n$ 、 $x_{n+1}$ の各々に対して、フィルタ係数である $k_0$ 、 $k_1$ が乗算され、さらに乗算後の2つのデータが加算処理され、注目フレームに関するフィルタ処理の結果 $y_n = k_0x_n + k_1x_{n+1}$ が出力される。

#### 【0035】

本超音波診断装置では、例えば、図2に示した3タップF I Rフィルタまたは2タップF I Rフィルタにより高域通過フィルタが実現され、フィルタ係数を調整することにより高域通過フィルタの特性が調整される。なお、図2には、デジタルフィルタの具体例として、2タップと3タップのF I Rフィルタを示したが、タップ数が4タップ以上のフィルタが利用されてもよい。また、F I Rフィルタに代えてI I Rフィルタが利用されてもよ

50

い。

#### 【0036】

図2の3タップFIRフィルタにおいて、フィルタ係数を対称型 ( $k_{-1} = k_1$ ) とし、周波数に対するゲイン特性 (利得特性) が単調増加であり、最も高域における利得を 0 [dB] とする下記条件 (1-1) (1-2) を満たすフィルタ係数を設定すると、図3に示す特性の高域通過フィルタ (HPF) となる。

#### 【0037】

##### 【数1】

$$-0.25 \leq k_1 \leq 0, \quad 0.5 \leq k_0 \leq 1 \quad (1-1)$$

$$|k_{-1}| + |k_0| + |k_1| = 1 \quad (1-2)$$

10

#### 【0038】

図3は、3タップFIRフィルタ (図2) で構成されるHPFの周波数特性を示す図である。図3において、横軸は周波数を示しており、 $F_s$  はフレームレートつまりフレームデータのサンプリング周波数である。縦軸はフィルタの利得を示している。また、図3における  $k_{-1}$ ,  $k_0$ ,  $k_1$  は、3タップFIRフィルタ (図2) のフィルタ係数である。

#### 【0039】

図3に示す周波数特性によれば、フィルタ係数に応じてHPFのオフセットレベルが変化している。HPFのオフセットとは、HPFの利得特性を押し上げることである。図3においては、HPFが処理対象とする周波数帯域の下限である0Hzにおけるフィルタの利得値をオフセットレベルと定義する。

20

#### 【0040】

図3においては、中心のタップに関するフィルタ係数  $k_0$  が 0.5 の場合にオフセットレベルが 0 と最小になり、低域側の抑制効果つまり固定エコーの抑制効果が最も大きい。また、フィルタ係数  $k_0$  が 0.5 から大きくなるにつれて、オフセットレベルが上昇して固定エコーの抑制効果が徐々に小さくなる。そして、フィルタ係数  $k_0$  が 1.0 の場合にオフセットレベルが 1 と最大になり、低域側の抑制効果つまり固定エコーの抑制効果が無くなり、入力信号をそのまま出力する全域通過フィルタの特性となる。

#### 【0041】

30

本超音波診断装置では、フレームデータのフレーム内における深さに応じてHPFのオフセットレベルを設定する。具体的には、深いほど高いオフセットレベルが設定されるよう、図1のフィルタ設定部22により、HPF処理部20におけるフィルタ係数  $k_0$  が制御される。

#### 【0042】

図4は、深さに応じたフィルタ係数  $k_0$  の設定例を示す図である。図4において、横軸は深さを示しており、縦軸はフィルタ係数  $k_0$  の値を示している。深さとは、フィルタによって処理されるフレームデータのフレーム内における深さである。

#### 【0043】

図4に示す設定例では、深さ0 (プローブ10の直近) から深さd1までの浅い部分において、フィルタ係数  $k_0$  の値が  $p$  ( $0.5 \leq p < 1.0$ ) に設定されている。そして、深さd1から深さd2まで、深くなるにつれてフィルタ係数  $k_0$  の値が引き上げられ、深さd2以降の深い部分においてフィルタ係数  $k_0$  の値が  $q$  ( $p < q \leq 1.0$ ) に設定されている。なお、深さd1とその近傍においてフィルタ係数  $k_0$  の値を滑らかに変化させ、深さd2とその近傍においてもフィルタ係数  $k_0$  の値を滑らかに変化させるようにしてもよい。また、深さ0から深さd1までの浅い部分においてフィルタ係数  $k_0$  の値を必要に応じて変化させてよいし、深さd2以降の深い部分においてもフィルタ係数  $k_0$  の値を必要に応じて変化させてよい。また、深さd1と深さd2の位置を適宜に調整することにより、フィルタ係数  $k_0$  の深さに応じた変化を急峻することや緩やかにすることもできる。

40

#### 【0044】

50

さらに、浅い領域における固定エコーの低減効果を重視したい場合には、図4に示すフィルタ係数 $k_0$ の特性を全体的に深くなる方向にシフトさせるか、または、その特性を全体的に $k_0$ の値が小さくなる方向にシフトさせればよい。もちろん両方のシフトを混在させてもよい。また、ちらつきやにじみの抑制効果を重視したい場合には、図4に示す特性を全体的に浅くなる方向にシフトさせるか、または、その特性を全体的に $k_0$ の値が大きくなる方向にシフトさせればよい。もちろん両方のシフトを混在させてもよい。

#### 【0045】

3タップFIRフィルタに代えて2タップFIRフィルタを利用すると、回路構成などをさらに簡素化することができる。例えば、図2の2タップFIRフィルタにおいて、周波数に対するゲイン特性（利得特性）が単調増加であり、最も高域における利得を0[dB]とする下記条件（2-1）（2-2）を満たすフィルタ係数を設定すると、図5に示す特性の高域通過フィルタ（HPF）となる。

#### 【0046】

##### 【数2】

$$0.5 \leq k_0 \leq 1, \quad -0.5 \leq k_1 \leq 0 \quad (2-1)$$

$$|k_0| + |k_1| = 1 \quad (2-2)$$

#### 【0047】

図5は、2タップFIRフィルタ（図2）で構成されるHPFの周波数特性を示す図である。図3の場合と同様に、図5においても、横軸は周波数を示しており、Fsはフレームレートつまりフレームデータのサンプリング周波数である。縦軸はフィルタの利得を示している。また、図5における $k_0$ 、 $k_1$ は、2タップFIRフィルタ（図2）のフィルタ係数である。図5に示す周波数特性においても、フィルタ係数に応じてHPFのオフセットレベルが変化している。

#### 【0048】

つまり、HPFが処理対象とする周波数帯域の下限である0Hzにおけるフィルタの利得値をオフセットレベルと定義すると、図5においても、フィルタ係数 $k_0$ が0.5の場合にオフセットレベルが0と最小になり、低域側の抑制効果つまり固定エコーの抑制効果が最も大きい。また、フィルタ係数 $k_0$ が0.5から大きくなるにつれて、オフセットレベルが上昇して固定エコーの抑制効果が徐々に小さくなる。そして、フィルタ係数 $k_0$ が1.0の場合にオフセットレベルが1と最大になり、低域側の抑制効果つまり固定エコーの抑制効果が無くなり、入力信号をそのまま出力する全域通過フィルタの特性となる。

#### 【0049】

2タップFIRフィルタの場合にも、フレームデータのフレーム内における深さに応じてHPFのオフセットレベルが設定される。つまり、深いほど高いオフセットレベルが設定されるよう、図1のフィルタ設定部22によりフィルタ係数 $k_0$ が制御される。その制御においても、図4を利用して説明したフィルタ係数 $k_0$ の設定例を適用することができる。

#### 【0050】

図2から図5を利用して説明した高域通過フィルタ（ハイパスフィルタ）を利用することにより、比較的簡易な構成で、つまり重み付け加算処理などの複雑な回路構成（例えば特許文献3参照）を必要とせずに、固定エコーの低減と画像のちらつきやにじみの抑制とを両立することができる。

#### 【0051】

図1に戻り、HPF処理部20においてフレーム間HPF処理された複数フレームのフレームデータは、検波処理部30において検波処理されてから後処理部40に送られる。検波処理部30では公知の検波処理が実行される。

#### 【0052】

HPF処理部20における処理により固定エコーの低減と画像のちらつきやにじみの抑制が既の実現されているものの、本超音波診断装置では、後処理部40において、さらに



画像のちらつきを抑制することができる。後処理部 40 は、フレームデータに対して、複数フレームの配列方向に沿って、低域通過フィルタ又はメディアンフィルタを適用する。

【0053】

後処理部 40 が低域通過フィルタ (LPF) を利用する場合、低域通過フィルタは、図 2 に示した 3 タップ FIR フィルタまたは 2 タップ FIR フィルタにより実現することができる。もちろん、タップ数が 4 タップ以上のフィルタが利用されてもよいし、FIR フィルタに代えて IIR フィルタが利用されてもよい。

【0054】

例えば、図 2 の 2 タップ FIR フィルタにおいて、周波数に対するゲイン特性 (利得特性) が単調減少であり、DC 成分 (周波数 0 Hz 成分) の利得を 0 [dB] とする下記条件 (3-1) (3-2) を満たすフィルタ係数を設定すると、図 6 に示す特性の低域通過フィルタ (LPF) となる。

10

【0055】

【数 3】

$$0.5 \leq k_0 \leq 1 \quad (3-1)$$

$$k_0 + k_1 = 1 \quad (3-2)$$

【0056】

図 6 は、2 タップ FIR フィルタ (図 2) で構成される LPF の周波数特性を示す図である。図 6 において、横軸は周波数を示しており、Fs はフレームレートつまりフレームデータのサンプリング周波数である。縦軸はフィルタの利得を示している。また、図 6 における  $k_0$ 、 $k_1$  は、2 タップ FIR フィルタ (図 2) のフィルタ係数である。

20

【0057】

図 6 に示す周波数特性によれば、フィルタ係数に応じて LPF のオフセットレベルが変化している。LPF のオフセットとは、LPF の利得特性を押し上げることである。図 6 においては、LPF が処理対象とする周波数帯域の上限である  $F_s / 2$ 、つまりサンプリング周波数の  $1 / 2$  の周波数におけるフィルタの利得値をオフセットレベルと定義する。

【0058】

図 6 においては、フィルタ係数  $k_0$  が 0.5 の場合にオフセットレベルが 0 と最小になり、高域側の抑制効果つまりスムージング効果が最も大きい。複数フレームの配列方向におけるスムージング効果が高められることにより、ちらつきの抑制効果も高められる。一方、フィルタ係数  $k_0$  が 0.5 から大きくなるにつれて、オフセットレベルが上昇してスムージング効果が徐々に小さくなる。そして、フィルタ係数  $k_0$  が 1.0 の場合にオフセットレベルが 1 と最大になり、高域側の抑制効果つまりスムージング効果が無くなり、入力信号をそのまま出力する全域通過フィルタの特性となる。

30

【0059】

本超音波診断装置では、フレームデータのフレーム内における深さに応じて LPF のオフセットレベルを設定する。具体的には、深いほど高いオフセットレベルが設定されるよう、図 1 のフィルタ設定部 42 により、後処理部 40 におけるフィルタ係数  $k_0$  が制御される。その制御においても、図 4 を利用して説明したフィルタ係数  $k_0$  の設定例を適用することができる。

40

【0060】

後処理部 40 がメディアンフィルタを利用する場合、例えば、図 7 に示す構成のメディアンフィルタが利用される。図 7 は、メディアンフィルタの具体例を示す図である。このメディアンフィルタには、複数フレームに亘るフレームデータが次々に入力される。図 7 において、 $x_n$  が注目フレームのフレームデータである。また、 $x_{n-1}$ 、 $x_n$ 、 $x_{n+1}$  は、フレーム内の同じ位置 (座標) におけるフレームデータであり、連続する 3 フレームから得られるフレームデータである。

【0061】

50

メディアンフィルタに1フレームのフレームデータが入力されると、その1フレームのフレームデータがフレームメモリ1に記憶される。次に、新たな1フレームのフレームデータが入力されると、フレームメモリ1に記憶されていたフレームデータが後段のフレームメモリ2に記憶され、新たに入力された1フレームのフレームデータが前段のフレームメモリ1に記憶される。こうして、新たな1フレームのフレームデータが次々に入力される度に、前段のフレームメモリ1から後段のフレームメモリ2にフレームデータが次々にシフトされる。図7において、 $x_{n-1}$ は $x_n$ よりも1つ前のフレームから得られるフレームデータであり、 $x_{n+1}$ は $x_n$ よりも1つ後のフレームから得られるフレームデータである。

**【0062】**

メディアンフィルタは、連続する3フレームから得られる3つのフレームデータのうちの中間値を選択して出力する。つまり、図7において、 $x_{n-1}$ 、 $x_n$ 、 $x_{n+1}$ のうちの中間の値であるデータを選択し、注目フレームにおける処理結果 $y_n$ として出力する。

**【0063】**

メディアンフィルタにより、画像のぼけを抑制しながら、ちらつきを抑制することが可能になる。但し、画像の全体にメディアンフィルタを適用するよりも、フレーム内の浅い領域に対して限定的にメディアンフィルタを適用する方が望ましい。つまり、心臓が存在する深い領域に対してメディアンフィルタを適用しないことにより、心臓の弁などにおいてにじみを発生させないように配慮することが望ましい。例えば、深さの閾値を設けておき、その閾値よりも深い位置のフレームデータに対して、メディアンフィルタを適用しないようにしてもよい。

**【0064】**

また、図1の判定部50が、後処理部40における処理を必要とするか否かを判定してもよい。この場合において、判定部50は、HPF処理部20で処理されて検波処理部30を介して得られるフレームデータについて、フレーム内の各位置において複数フレームの配列方向に沿ってフレームデータの変化を確認することにより、その位置において後処理部40の処理を必要とするか否かを判定する。

**【0065】**

図8は、判定部50の具体例を示す図である。判定部50には、複数フレームに亘るフレームデータが次々に入力される。図8において、 $x_{n-1}$ 、 $x_n$ 、 $x_{n+1}$ は、フレーム内の同じ位置（座標）におけるフレームデータであり、連続する3フレームから得られるフレームデータである。

**【0066】**

判定部50に1フレームのフレームデータが入力されると、その1フレームのフレームデータがフレームメモリ1に記憶される。次に、新たな1フレームのフレームデータが入力されると、フレームメモリ1に記憶されていたフレームデータが後段のフレームメモリ2に記憶され、新たに入力された1フレームのフレームデータが前段のフレームメモリ1に記憶される。こうして、新たな1フレームのフレームデータが次々に入力される度に、前段のフレームメモリ1から後段のフレームメモリ2にフレームデータが次々にシフトされる。図8において、 $x_n$ が注目フレームのフレームデータであり、 $x_{n-1}$ は $x_n$ よりも1つ前のフレームから得られるフレームデータであり、 $x_{n+1}$ は $x_n$ よりも1つ後のフレームから得られるフレームデータである。

**【0067】**

平均値演算部は、注目フレームの前後のフレームデータの絶対値の平均値 $A_n$ を次式により算出する。なお、次式のMは、注目フレームの前または後のフレーム数であり、図8の具体例では、 $M=1$ となる。

**【0068】**

【数 4】

$$A_n = \frac{1}{2M} \sum_{m=1}^M (|x_{n-m}| + |x_{n+m}|) \quad (4)$$

【0069】

そして、判定処理部は、注目フレームのフレームデータに関する絶対値と、平均値演算部において算出された平均値 $A_n$ を比較し、次式の条件に基づいて、その注目フレームのフレームデータについて、ちらつき抑制処理を必要とするか否かを判定する。

【0070】

10

【数 5】

$$||x_n| - A_n| \geq T_H \quad (5-1)$$

$$||x_n| - A_n| / A_n \geq T_H \quad (5-2)$$

【0071】

条件（5-1）（5-2）において、 $T_H$ は、ちらつき判定のための閾値である。例えば条件（5-1）が満たされる場合に、注目フレームのフレームデータ $x_n$ について、ちらつき抑制処理が必要であると判定される。なお、条件（5-1）に代えて、平均値 $A_n$ により規格化された条件（5-2）を利用してもよい。

20

【0072】

図1に戻り、後処理部40は、判定部50においてちらつき抑制処理が必要であると判定された注目フレームのフレームデータについてちらつき抑制処理を実行し、ちらつき抑制処理が必要でないと判定された注目フレームのフレームデータについてはちらつき抑制処理を実行しない。ちらつき処理を実行する場合には、例えば、図6を利用して説明したLPF、または、図7を利用して説明したメディアンフィルタを適用して、ちらつき抑制処理を行う。また、図1の後処理部40は、注目フレームのフレームデータに関するちらつき抑制処理の結果として、（4）式で得られる平均値 $A_n$ を出力してもよい。

【0073】

30

対数圧縮処理部60は、後処理部40から得られる複数フレームのフレームデータに対して、公知の対数圧縮処理を実行する。こうして、対数圧縮処理された複数フレームのフレームデータが表示部70に送られ、例えば拍動する心臓を動画で表現した超音波画像が表示部70に表示される。なお、後処理部40は、対数圧縮処理部60の後段に設けられてもよい。

【0074】

このように、本超音波診断装置によれば、HPF処理部20において固定エコーの低減と画像のちらつきやにじみの抑制を実現し、後処理部40においてさらに画像のちらつきを抑制することができる。その処理にあたって、HPF処理部20は、フレーム内における深さに応じて特性を設定された高域通過フィルタを利用し、後処理部40は、フレーム内における深さに応じて特性を設定された低域通過フィルタを利用している。つまり、フレーム内における深さに応じて高域通過フィルタや低域通過フィルタの特性が調整されている。高域通過フィルタや低域通過フィルタをデジタルフィルタで実現する場合には、この深さに応じた調整に加えて、フレームデータのフレームレートも考慮されることが望ましい。

40

【0075】

図9は、フレームレートによるHPFの周波数特性の変化を示す図であり、3タップFIRフィルタ（図2）で構成されるHPFの周波数特性がフレームレートに応じて変化する様子を示している。図9において、横軸は周波数を示しており、縦軸はフィルタの利得を示している。なお、Fsはフレームレート（フレーム周波数）つまりフレームデータの

50

サンプリング周波数である。また、図9に示す周波数特性は、図2の3タップFIRフィルタのフィルタ係数 $k_{-1}$ ,  $k_0$ ,  $k_1$ をそれぞれ-0.25, 0.50, -0.25として、各フレームレートFsにより得られる特性である。

#### 【0076】

一方、図10は、フレームレートによるLPFの周波数特性の変化を示す図であり、3タップFIRフィルタ(図2)で構成されるLPFの周波数特性がフレームレートに応じて変化する様子を示している。図10において、横軸は周波数を示しており、縦軸はフィルタの利得を示している。なお、Fsはフレームレート(フレーム周波数)つまりフレームデータのサンプリング周波数である。また、図10に示す周波数特性は、図2の3タップFIRフィルタのフィルタ係数 $k_{-1}$ ,  $k_0$ ,  $k_1$ をそれぞれ0.25, 0.50, 0.25として、各フレームレートFsにより得られる特性である。

10

#### 【0077】

図9, 図10に示すように、デジタルフィルタにおいては、フィルタ係数を固定したままであると、フレームレートFsの大きさに応じて周波数特性が変化する。つまり、フレームレートFsが大きくなる(高くなる)につれて、周波数特性が周波数軸方向に引き伸ばされ、遮断周波数が高くなる傾向にある。

#### 【0078】

そこで、本超音波診断装置では、例えばユーザ操作などにより設定されるフレームレートFsの大きさに応じて、例えば、図2に例示されるデジタルフィルタのフィルタ係数を調整する。

20

#### 【0079】

タップ数が固定の場合、例えば図2の3タップFIRフィルタで構成されるHPFの周波数特性は、図3に例示したとおりである。図3には、フィルタ係数 $k_0$ が0.5から大きくなるにつれて、HPFのオフセットレベルが上昇することが示されている。そして、オフセットレベルが上昇するほど、HPFの遮断周波数が低くなっている。つまり、オフセットレベルを高くすることにより、HPFの遮断周波数を低くすることができる。

#### 【0080】

一方、図9を利用して説明したように、フレームレートFsが大きくなるにつれて、HPFの周波数特性は、周波数軸方向に引き伸ばされて遮断周波数が高くなる傾向にある。つまり、フレームレートFsが高くなるにつれて、遮断周波数も高くなる傾向にある。

30

#### 【0081】

そこで、フレームレートFsが高くなるにつれて、遮断周波数も高くなる傾向を抑えるために、フレームレートFsが高くなるにつれて、オフセットレベルを高くして遮断周波数が低くなる方向にフィルタ係数を調整する。これにより、フレームレートFsの変動に応じてHPFの遮断周波数ができるかぎり変動しないように制御することが可能になる。なお、図1のHPF処理部20で利用されるHPFのフィルタ係数は、フィルタ設定部22により調整される。

#### 【0082】

また、タップ数が固定の場合、例えば図2の2タップFIRフィルタで構成されるLPFの周波数特性は、図6に例示したとおりである。図6には、フィルタ係数 $k_0$ が0.5から大きくなるにつれて、LPFのオフセットレベルが上昇することが示されている。そして、オフセットレベルが上昇するほど、LPFの遮断周波数が高くなっている。つまりオフセットレベルを高くすることにより、LPFの遮断周波数を高くすることができる。

40

#### 【0083】

一方、図10を利用して説明したように、フレームレートFsが大きくなるにつれて、LPFの周波数特性は周波数軸方向に引き伸ばされて遮断周波数が高くなる傾向にある。つまり、フレームレートFsが高くなるにつれて、遮断周波数も高くなる傾向にある。

#### 【0084】

そこで、フレームレートFsが高くなるにつれて、遮断周波数も高くなる傾向を抑えるために、フレームレートFsが高くなるにつれて、オフセットレベルを低くして遮断周波

50

数が低くなる方向にフィルタ係数を調整する。これにより、フレームレート  $F_s$  の変動に応じて LPF の遮断周波数ができるかぎり変動しないように制御することが可能になる。なお、図 1 の後処理部 40 で利用される LPF のフィルタ係数は、フィルタ設定部 42 により調整される。

#### 【0085】

さらに、フィルタ係数に加えて、フィルタのタップ数が調整されてもよい。例えば、図 9 において、フレームレートが 30 Hz の周波数特性が、固定エコーの低減と画像のちらつきやにじみの抑制に効果的である場合、フレームレートが 40 Hz や 20 Hz の場合でも、30 Hz の周波数特性に近づくようにフィルタ係数とタップ数が調整される。具体的には、例えば、フレームレートが高められて 30 Hz から 40 Hz に変更される場合、40 Hz における遮断周波数が高くなるように（30 Hz の場合の遮断周波数に近づくように）、且つ、40 Hz における周波数特性が緩やかにならないように（30 Hz の場合の周波数特性に近づくように）、フィルタ係数とタップ数が変更される。

10

#### 【0086】

また、図 10 においても、例えば、フレームレートが 30 Hz の周波数特性が、ちらつきの抑制に効果的である場合、フレームレートが 40 Hz や 20 Hz の場合でも 30 Hz の周波数特性に近づくようにフィルタ係数とタップ数が調整される。

#### 【0087】

さらに、HPF において、深さに応じたフィルタ係数の制御と、フレームレートに応じたフィルタ係数の制御を両立させるには、図 11 に示す設定例が参照される。例えば、基準となるフレームレート（例えば 30 Hz）で、深さに応じたフィルタ係数  $k_0$  の特性が設定されている場合に、フレームレートが高められると（例えば 40 Hz にされると）、図 11 に示す HPF のフィルタ係数  $k_0$  の特性を全体的に浅くなる方向にシフトさせるか、または、その特性を全体的に  $k_0$  の値が大きくなる方向にシフトさせる。もちろん、両方のシフトを混在させてもよい。一方フレームレートが低くされると（例えば 20 Hz にされると）、図 11 に示す HPF のフィルタ係数  $k_0$  の特性を全体的に深くなる方向にシフトさせるか、または、その特性を全体的に  $k_0$  の値が小さくなる方向にシフトさせる。もちろん、両方のシフトを混在させてもよい。

20

#### 【0088】

一方、LPF において、深さに応じたフィルタ係数の制御と、フレームレートに応じたフィルタ係数の制御を両立させるには、図 12 に示す設定例が参照される。例えば、基準となるフレームレート（例えば 30 Hz）で、深さに応じたフィルタ係数  $k_0$  の特性が設定されている場合に、フレームレートが高められると（例えば 40 Hz にされると）、図 12 に示す LPF のフィルタ係数  $k_0$  の特性を全体的に深くなる方向にシフトさせるか、または、その特性を全体的に  $k_0$  の値が小さくなる方向にシフトさせる。もちろん、両方のシフトを混在させてもよい。一方、フレームレートが低くされると（例えば 20 Hz にされると）、図 12 に示す LPF のフィルタ係数  $k_0$  の特性を全体的に浅くなる方向にシフトさせるか、または、その特性を全体的に  $k_0$  の値が大きくなる方向にシフトさせる。もちろん、両方のシフトを混在させてもよい。

30

#### 【0089】

これにより、フレームレートの変更に伴う特性の変化を抑えつつ、HPF 処理部 20 において固定エコーの低減と画像のちらつきやにじみの抑制を実現し、後処理部 40 においてさらに画像のちらつきを抑制することができる。

40

#### 【0090】

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】

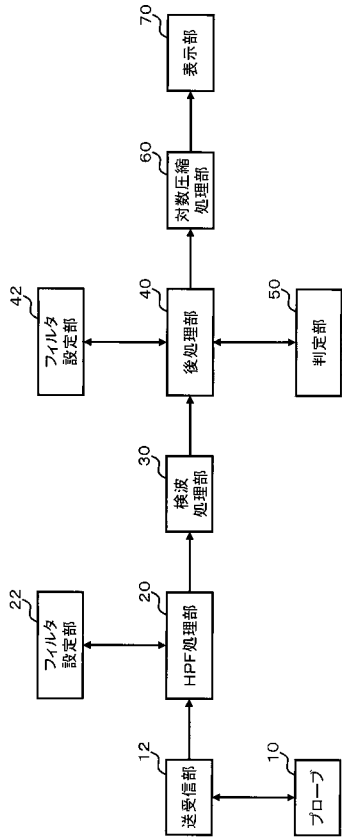
#### 【0091】

10 プローブ、12 送受信部、20 HPF 処理部、40 後処理部、50 判定

50

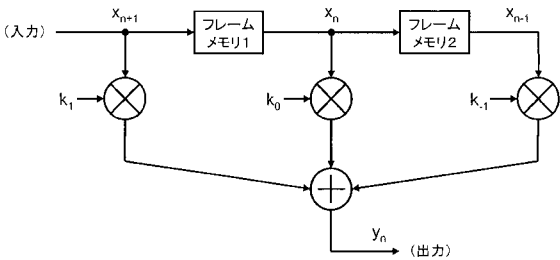
部。

【図 1】

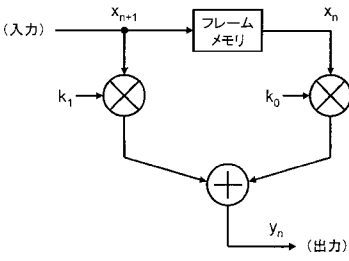


【図 2】

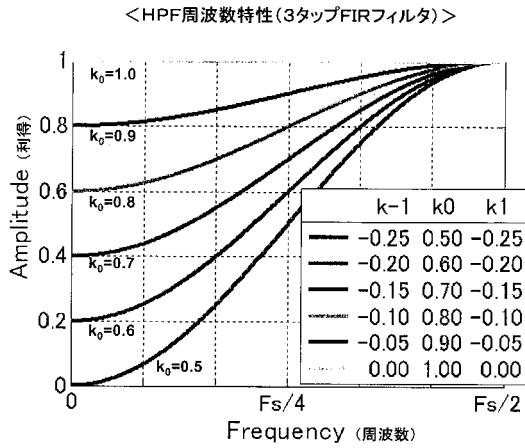
<A> 3タップFIRフィルタ



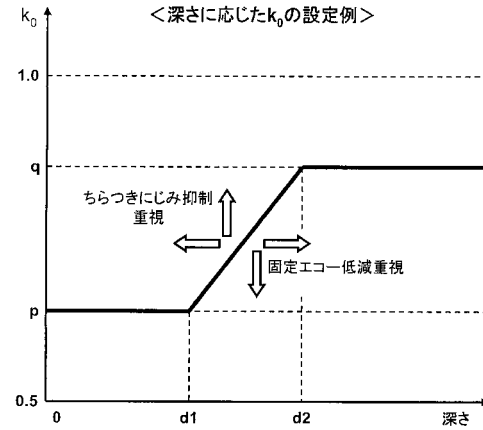
<B> 2タップFIRフィルタ



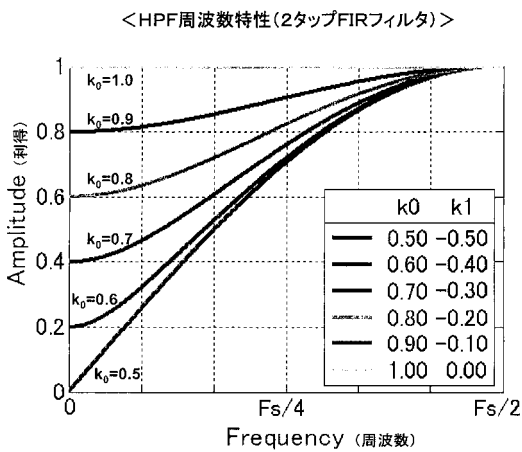
【図 3】



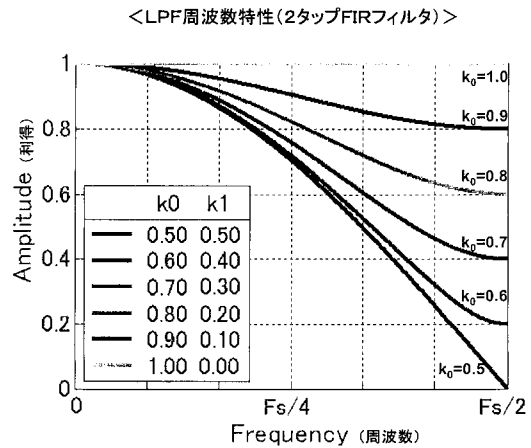
【図 4】



【図 5】

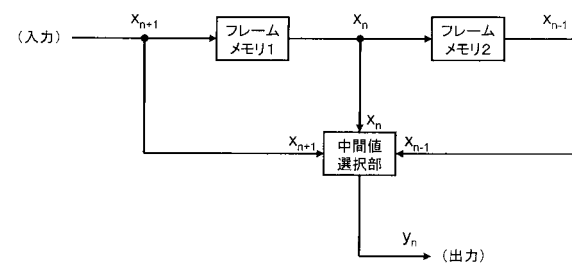


【図 6】



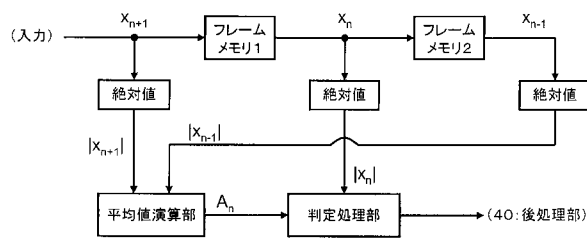
【図 7】

＜メディアンフィルタ＞

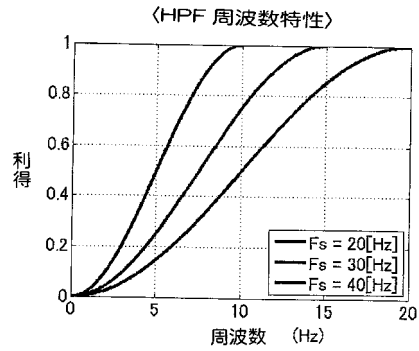


【図 8】

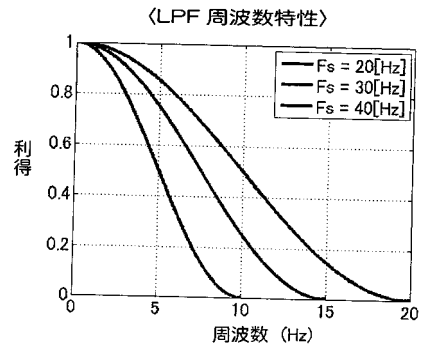
&lt;50: 判定部&gt;



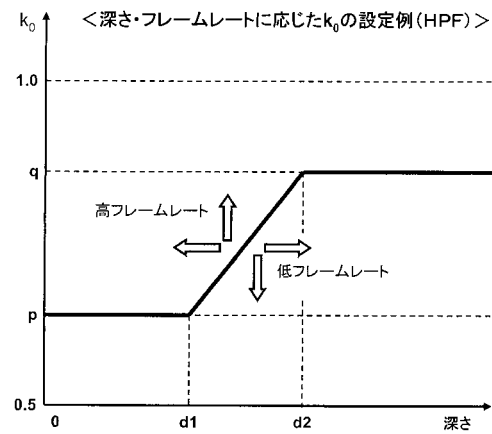
【図 9】



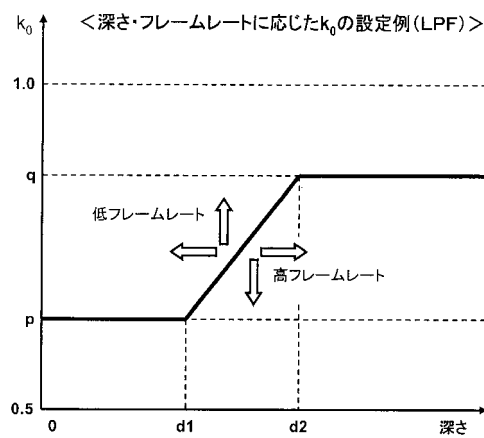
【図 10】



【図 11】



【図 12】





---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2000-316846 (JP, A)  
特開2009-005737 (JP, A)  
特開2006-271557 (JP, A)  
特開2006-231069 (JP, A)  
特開2000-166924 (JP, A)  
特開2000-139909 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/00 - 8/15

|                |                                                                                         |         |            |
|----------------|-----------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声诊断设备                                                                                  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP5367106B2</a>                                                             | 公开(公告)日 | 2013-12-11 |
| 申请号            | JP2012045280                                                                            | 申请日     | 2012-03-01 |
| [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                                                                          |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 日立アロカメディカル株式会社                                                                          |         |            |
| [标]发明人         | 曹景文<br>吉澤慎吾                                                                             |         |            |
| 发明人            | 曹 景文<br>吉澤 慎吾                                                                           |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                                                                |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00                                                                                |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/BB05 4C601/DD15 4C601/EE04 4C601/JB29 4C601/JB31 4C601/JB32 4C601/JB33 4C601/JC16 |         |            |
| 其他公开文献         | JP2013180035A                                                                           |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                               |         |            |

#### 摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种与多帧阵列方向的滤波处理相关的改进技术。解决方案：在比包括超声图像中的心脏的深区域更浅的区域中存在大量固定回波。HPF处理部分20通过应用高通滤波器来执行滤波处理，其中，根据帧中的深度来设置特性，以对帧深度的数据进行帧化。例如，高通滤波器可以通过数字滤波器实现。通过允许滤波器设置部分22设置数字滤波器的滤波器系数等来调整高通滤波器的特性。也就是说，滤波器设置部分22控制HPF处理部分20中的滤波器系数，以在深度较大时设置较高的偏移电平。

$$A_n = \frac{1}{2M} \sum_{m=1}^M (|x_{n-m}| + |x_{n+m}|)$$