

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2012 年 1 月 19 日(19.01.2012)

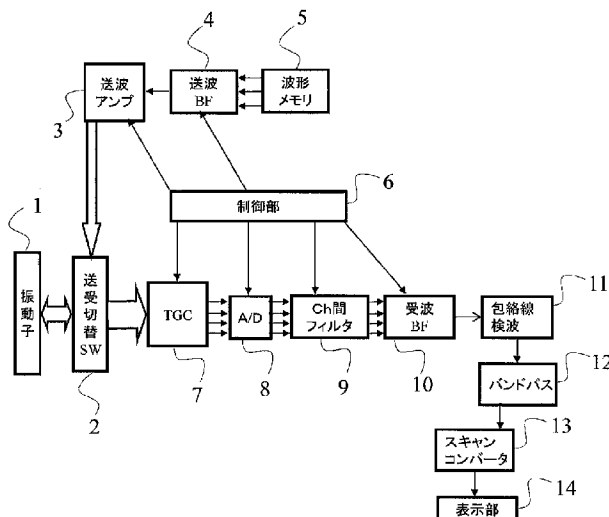
(10) 国際公開番号
WO 2012/008573 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/066220
- (22) 国際出願日: 2011 年 7 月 15 日(15.07.2011)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2010-160205 2010 年 7 月 15 日(15.07.2010) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ(HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 東 隆 (AZUMA Takashi) [JP/JP]; 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目 2 8 0 番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: ポレール特許業務法人(POLAIRE I.P.C.); 〒1040032 東京都中央区八丁堀二丁目 7 番 1 号 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, 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, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: ULTRASONIC IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称: 超音波撮像装置

[図1]



1 Oscillator
2 Transmission/reception switch SW
3 Transmission wave amplifier
4 Transmission wave BF
5 Waveform memory
6 Controller

9 Inter-channel filter
10 Reception wave BF
11 Envelope detection
12 Bandpass
13 Scan converter
14 Display

(57) Abstract: Disclosed is an ultrasonic imaging device having an improved signal-to-noise ratio. After A/D conversion, by performing filtering between channels or two-dimensional filtering between channels and along the time axis, reduction in spatial resolution is suppressed as much as possible to thereby improve the signal-to-noise ratio.

(57) 要約: 超音波撮像装置の信号対雑音比を改善する。A/D変換後に、ch間でのフィルタリング、もしくは、ch間と時間軸の二次元のフィルタリングを行うことにより、空間分解能の低下を極力抑えた信号対雑音比の改善を図る。

明 細 書

発明の名称：超音波撮像装置

技術分野

[0001] 本発明は、医療用の超音波撮像装置、特に信号対雑音比の改善による高画質化技術化に関する。

背景技術

[0002] 超音波診断装置は、リアルタイム性や、ポータブルであることなどの特徴から医療用断層像撮像装置として広く用いられている。特に乳腺や甲状腺などの体表組織や、肝臓、腎臓などの消化器、心臓や脈管などの循環器など、軟部組織の腫瘍などの病変を検出する手法として医療画像診断装置として必要不可欠なものとなっている。超音波診断装置における基本的な性能指標である、空間分解能と撮像範囲はトレードオフの関係にある。すなわち、周波数を上げることで、波長が短くなるので、もし比帯域幅（＝中心周波数/帯域幅）が一定であるならば、空間分解能が向上する。一方、生体中の超音波伝搬に伴う減衰率は、周波数が大きくなるに伴い増大する。つまり、周波数が高いほど、超音波探触子から遠いところの信号強度の減衰が著しくなる。生体中で減衰した超音波エネルギーは熱に変わるので、過度な超音波音圧を入れることは生体に損傷を与えるリスクをもたらす可能性がある。また、瞬時音圧が大きくなると、キャビテーションのリスクを増大する可能性がある。このような生体損傷のリスクを極力抑えるために、生体に送波出来る超音波の音圧やエネルギーに制限があるため、深部からのエコーは生体減衰の結果低下してしまった場合に、これを回復する方法はない。通常の診断装置においては、エコー信号を受信後にプリアンプで増幅したあとA/D変換を行うので、A/D変換の有限のbit幅のため必ず、有限のダイナミックレンジを持っている。さらに、通常はA/D変換後のランダムな電気ノイズの影響で、A/D変換のダイナミックレンジをフルには使えないのが実情である。このため、生体深部からのエコーが生体減衰によって低下してしまった場合は、

信号対雑音比が低下し、画像の感度、解像度が低下してしまう。これを補うために、周波数を低くすると空間分解能が低下してしまうという課題があった。このような信号対雑音比の低下を補う方法として、特許文献1に示すような、A/D変換、遅延の後に周波数空間上のバンドパスフィルタを挿入して、信号対雑音比を改善する方法がある。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開平11-244286号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 周波数軸上のバンドパスフィルタは、空間分解能と撮像視野（ペネトレーション）の両立に寄与する一つの方法である。しかし、この手法によって、信号対雑音比を大きく改善するには、バンドパスフィルタの帯域幅を狭くする必要があり、空間分解能の低下につながる可能性がある。これは、結局、空間分解能と撮像視野のトレードオフから逃れられていないことになる。本発明では、別の手段によって、超音波診断装置の空間分解能と撮像視野の両立を図ることを目的とするものである。

課題を解決するための手段

[0005] 上記の目的を達成するため、本発明においては、超音波振動子と、超音波振動子を介して被検体に超音波を送信する送信部と、超音波振動子が被検体から受信した受波信号を整相する受信部と、受信部から出力されたる受波信号から被検体の断層像を表示する表示部と、送信部と受信部とを制御する制御部とを有する超音波診断装置であって、受信部は、電気ノイズを選択的に抑圧するチャンネル間フィルタと、ビームを選択的に受信する受信ビームフォーマと、包絡線検波部を有し、チャンネル間フィルタは被検体からのエコー信号に含まれる信号とノイズを、チャンネル間の連続性により分離し、ノイズを除去するフィルタリング処理を行う構成の超音波診断装置を提供する。

すなわち、本発明では、A/D変換後に、チャンネル間でのフィルタリング、もしくは、チャンネル間と時間軸の二次元のフィルタリングを行うことにより、空間分解能の低下を極力抑えた信号対雑音比の改善を図る。

発明の効果

[0006] 本発明によると、超音波診断装置の基本性能の二つである、空間分解能と信号対雑音比の両立をはかり、この結果として、断層像の画質の改善を実現する。

図面の簡単な説明

[0007] [図1]本発明の実施の形態の超音波撮像装置の装置構成を示すブロック図。
[図2]従来の実施の形態の超音波撮像装置の装置構成を示すブロック図。
[図3]本発明の概念の説明図。
[図4]電気ノイズの有無による信号と雑音の強度比、及び従来手法を適用した場合の信号と雑音の強度比を計算した結果。
[図5]本発明の手法により、信号と雑音の強度比を計算した結果。
[図6]本発明を検討するためのシミュレーションモデルの説明図。
[図7]電気ノイズと音響信号の特性に関する説明図。
[図8]本発明の実施の形態の超音波撮像装置の装置構成の一部分を示すブロック図
[図9]本発明のフィルタリングアルゴリズムの説明図
[図10]本発明の信号処理アルゴリズムの説明図
[図11]本発明をドップラ血流画像に適用した場合の装置構成図
[図12]ドップラ信号処理の概念説明図
[図13]ドップラ信号処理において、本発明が対象とするノイズの説明図

発明を実施するための形態

[0008] 以下、本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。

実施例 1

[0009] 実施例 1 は、超音波診断装置に係り、超音波振動子 1 と、超音波振動子を

介して被検体に超音波を送信する送信部と、超音波振動子が被検体から受信した受波信号を整相する受信部と、受信部から出力されたる受波信号から被検体の断層像を表示する表示部 14 と、送信部と受信部とを制御する制御部 6 とを有する超音波診断装置であって、受信部は、電気ノイズを選択的に抑圧するチャンネル間フィルタ 9 と、ビームを選択的に受信する受信ビームフォーマ 10 と、包絡線検波部 11 を含み、チャンネル間フィルタ 9 は被検体からのエコー信号に含まれる信号とノイズを、チャンネル間の連続性により分離し、ノイズを除去するフィルタリング処理を行う超音波診断装置の実施例である。

[0010] まず図 1 を用いて、本実施例の超音波診断装置における、画像化のための信号処理の流れを説明する。ここには図示しない被検体の表面に設置された超音波振動子 1 に対して、送受切替スイッチ (SW) 2 を介して、制御部 6 の制御のもと送信ビームフォーマ (BF) 4 から送波アンプ 3 を介して、送波メモリ 5 に記憶された波形送波が電気パルスとして送られる。この送波アンプ 3、送波ビームフォーマ 4、波形メモリ 5 で送信部が構成される。このとき送信ビームフォーマ 4 は、所望の走査線上に超音波ビームが進むように、振動子 1 の各チャンネル (以下、 ch と略す場合がある) 間の遅延時間が適した状態になるように制御している。この送信ビームフォーマ 4 から電気信号を受けて、超音波振動子 1 において電気信号は超音波信号に変換され、被検体内に超音波パルスが送波される。

[0011] 被検体内において、散乱された超音波パルスは一部がエコー信号として再び超音波振動子 1 によって、受信され、超音波信号から電気信号に変換される。この受信された信号は送受切替スイッチ 2 を介して、受信部に取り込まれる。送受切替スイッチ 2 からの受信電気信号が入力される TGC アンプ 7 から、バンドパスフィルタ 12 に至る回路ブロックで構成される受信部では、まず time gain control (TGC) アンプ 7 によって、エコーの伝搬距離に応じた増幅をおこない、アナログ/デジタル (A/D) 変換素子 8 によって、アナログ信号からデジタル信号に変換され、本発明の特徴であるチャンネル

間フィルタ 9 によって信号対雑音比の改善を行い、受波ビームフォーマ (BF) 10 によって、所望の走査線上の所望の深さからのエコー信号が選択的に増強された、ある走査線上のデータとして、整相加算される。この整相加算されたデータが包絡線検波部 11 によって、包絡線信号に変換、バンドパスフィルタ 12 を介してスキャンコンバータ 13 に送られ、スキャンコンバージョンが行われる。このスキャンコンバージョン後のデータが表示部 14 に送られ、超音波断層像として、表示される。本実施例の超音波診断装置の受信部は、電気ノイズを選択的に抑圧するチャンネル間フィルタ 9 と、ビームを選択的に受信する受信ビームフォーマ 10 と、包絡線検波部 11 を少なくとも含む。参考のために、従来の装置構成の例を図 2 に示す。A/D 変換素子 8 の後にチャンネル間フィルタ 9 が無いこと以外は、本発明の装置構成と同じである。

[0012] 次に本発明の概念を説明する。本発明で分離して除去しようとする対象は、振動子 1 で電気信号に変換したあと、受波ビームフォーマ 10 によって整相加算されるまでの間に混入する電気ノイズである。図 7 に、電気ノイズと周波数毎の音響的な信号特性の概略図を示す。両方の図とも縦軸は信号のノイズの強さ (信号に関しては各成分毎) を表し、(a) の横軸は深さ (信号の伝搬距離)、(b) の横軸は周波数を表す。ノイズに関しては、深さ (エコーの受信時間に対応) にも、周波数にも依存せずにおおよそ平坦となっている。一方、信号強度は深さに応じて減少し、周波数が高いほどその傾きは大きくなる。周波数が低いほど減衰が小さいが、空間分解能も悪くなるので、撮像視野の最も深いところで、必要な信号対雑音比をとれる周波数がその撮像条件における下限周波数となり、これは測定部位や疾患によって異なる。またユーザの好みによっても調整されることがある。高い周波数を用いると高い空間分解能を実現できるので、上限周波数は撮像視野の最も浅い部分で必要な信号対雑音比をとれる周波数において最も高い周波数が用いられる。上限周波数も測定部位や疾患によって異なり、ユーザの好みによっても調整されることがある。信号は上記のような周波数依存減衰の影響を受けるの

で、(b)に示すように、横軸を周波数として、伝搬距離ごとに、深い、中くらい、浅い部位と並べてグラフを書くと、深くなるに従って、中心周波数が低周波側にシフトする。一方で電気ノイズは通常は白色雑音であるので、周波数に対する依存性は小さい。

[0013] 図3に示すように、体内の散乱体から戻ってきたエコー信号は、隣接する振動子に対しては、距離に応じた時間差で電気信号に変換される。すなわち、エコー信号に起因する信号は ch 間で一定の連続性がある。一方、振動子で電気信号に変換されたあとに混入する電気ノイズは、ホワイトノイズの場合、 ch 間でランダムに入るので、 ch 間に連続性がない。本発明では、この信号とノイズの ch 方向の連続性の違いに着目し、エコー信号に含まれる信号とノイズを、 ch 間の連続性により分離し、ノイズを除去するものである。図3の一番右に、ある時間での ch 方向の信号強度分布を模式的に示す。ここで、音響的な信号は連続性があり、電気ノイズは連続性の無い信号として現れる。そこで、整相加算前に ch 間でフィルタリングを行い、信号から電気ノイズの分離、除去を行う。通常の診断装置で行っているような、ビームフォーマの出力に対する処理では、整相加算処理によって、本発明で着目する連続性の違いを調べることが原理的に不可能である。

[0014] 次に、実際に計算機シミュレーションによって、定量的に発明の効果は見積もった。計算に用いたパラメータは、素子数(ch 数): 64、中心周波数: 7.5MHz、素子ピッチ: 0.2mm。送波波形のサイクル数: 2、焦点距離: 50mm、シミュレーションのサンプリング時間: 周期の32分の1、音速: 1540m/s、散乱体の間隔: 波長の16分の1、散乱体を置く空間: 1×1 mm。この条件で、ランダム散乱体からのエコー信号を各素子で受け、振動子の伝達関数とコンボリューションを行い、時間軸上の波形に変換。ここでは、散乱体空間は、送波ビームの焦域内にあるものとして扱った。時間軸上の波形にした後に、ランダムに電気ノイズを加え、素子間での整相処理を行い、本発明のチャンネル間フィルタリングを行う。フィルタリング後に、 ch 間の加算処理を行った。散乱体空間は半分に散乱体が存在し、半分が存在しない

領域を作った。これによって、信号対雑音比を評価する。なお信号が無い領域に関しては、A/D変換のbit幅を16bitとして、有限のダイナミックレンジであることを模擬した。図6に実際のシミュレーションでの散乱体分布（a）、伝搬距離に応じた散乱体位置補正（b）、受波エコー（c）、ノイズ混入後（d）の信号分布を表示した。この（d）に示す信号分布に対して、フィルタを加え、整相加算を行い、信号対雑音比を評価した。

[0015] 図4の（a）はノイズを混入しなかった場合の整相加算後の時間軸上エコーデータである。サンプリングポイントが60以下の領域は信号が無い部分、70以上の領域は信号がある部分である。信号強度の平均値から雑音強度の平均値を引くことで、信号対雑音比を評価した。（b）はノイズがある場合で、この場合の信号対雑音比は28dBであった。（c）は従来手法である、時間軸上の低域濾過フィルタをchごとに適用した結果であり、信号対雑音比は27dB、つまりほとんど改善しなかった。次に図5に本発明を適用した結果を示す。（a）は図4の（b）と同じで、フィルタを用いなかった場合である。（b）と（d）が本発明の結果であり、（c）は対象として時間軸方向にノイズの分離除去を行った結果である。いずれもノイズ除去は $[3 \times 1]$ のメディアンフィルタを用いた。メディアンフィルタとは、入力値の中で中央値を出力するフィルタである。周囲のデータに対して特異的な値をとるノイズを除去するのに有効なフィルタである。（b）のch間でメディアンフィルタを行った結果、信号対雑音比は56dB、（c）の時間軸上のメディアンフィルタを行った結果、信号対雑音比は44dB、（d）の2Dのメディアンフィルタを行った結果、信号対雑音比は82dBとなった。信号対雑音比の改善率で比べると、本発明の（b）が28dB（d）が54dB、一方、時間軸上でのメディアンフィルタは16dBであった。このように、本発明による信号対雑音比の改善率は最大で54dBであり、従来手法から類推できる方法（c）と比べても38dB、つまりほぼ100倍の雑音抑圧効果をもつ。仮に中心周波数10MHz、生体の周波数依存減衰が0.6dB/MHz/cmの場合で考えると、38dBはペネトレーションが6cm改善する効果を持

つ。

[0016] ここまで、 c h 間のフィルタとして、メディアンフィルタの例を説明してきた。本発明の概念は、 c h 間の連続性のある信号を通して、連続性のない信号を分離して除去する方法である。その観点では、メディアンフィルタ以外にも、空間周波数に関するバンドパスフィルタなども活用することが可能である。空間方法のローパスフィルタに関しては、元々整相加算処理がローパスフィルタとしても機能するので、差異が生じない。

[0017] 一方、信号の特性に適応的に機能するフィルタも使うことが出来る。例えば、以下図9と図10に説明する重み可変の適応フィルタを用いることも出来る。適応フィルタに入力されるデータの中で強度を計算する点の強度を I_0 と表わし、この強度の出力を計算するための、着目領域（重みを計算する領域）のサイズを $i_{\max}$ 掛ける $j_{\max}$ とする。このサイズが大きいほどフィルタの効果は大きい、その分演算速度は遅くなる。以下、着目領域内の座標 i, j における信号強度を I_{ij} とする。計算を行なうデータの位置と、前記 i と j によって定まる範囲のデータが設定され、後述の重み関数に基づいて重み w_{ij} の計算が行なわれる。この重み計算を設定範囲内全点に対して行われると、式1によってフィルタ出力 I_0' が求まり、計算対象データをシフトして、このデータ内の全点に関して計算が行なわれたら、フィルタ処理が終了する。

$$[0018] \quad I_0' = \sum w_{ij} \times I_{ij} / \sum I_{ij} \quad \text{式 1}$$

ここで、 Σ は i と j をそれぞれ1から $i_{\max}$ 、 $j_{\max}$ の範囲で加算する。

[0019] 次に重み関数を説明する。 $I_0 - I_{ij}$ の差が大きくなるほど重みが単調に小さくなる関数として、ガウシアン関数もしくは偶数次の多項式などを用いることができる。この重み関数を使って式1に示す演算処理を行うことで、空間分解能を損ねることなく、ノイズ成分のみを抑圧することが出来る。前記の例では重み可変の適応フィルタの例で説明したが、他にモルフォロジカルフィルタ（形状重みをつけた最大値もしくは最小値を計算するフィルタ）や、スパイク除去フィルタ、リップル除去フィルタであれば、同じような効果を期待出来る。

[0020] また、本発明を超音波診断装置に適用する場合、エコー信号源の深さに応じてチャンネル間フィルタの形状（方位方向のメディアンフィルタのサイズや、方位方向の空間周波数のカットオフ周波数）をダイナミックに変えることは有効である。なぜなら、通常超音波診断装置において、ごく近距離を除けば、口径幅は一定であるので、深くなればなるほど、焦点距離と口径幅の比が大きくなり、方位方向のビーム幅が広がる。また、生体依存減衰によって、周波数の高い成分から、けずれていくため、深部からのエコーほど、低周波成分の割合が大きくなることも、ビーム幅が広がることに寄与する。受波ビームを検討しているので、ダイナミックフォーカスにより各サンプリング点においてフォーカスがあっていると考えると、例えば口径幅が W 、焦点距離 L 、周波数 f 、生体の音速 v とすると、連続波の場合、回折角 θ は式2で近似出来る。

[0021] $\theta = \sin^{-1}(v/2fw)$ 式2

受波焦点でのビーム幅は $L \times \tan \theta$ でとなるので、 θ が小さい条件では（波長に対して十分口径が広いとき）ビーム幅は L に比例して f に反比例する。この結果、深部になるに応じて、 c/h 間のコヒーレンス距離が、長くなるので、最適なフィルタサイズが、大きくなっていく。この変化を取り入れた方が、深さごとに最適な雑音除去を行うことが出来る。

[0022] ここまでの検討は、音響的な信号と電気ノイズの選別に関して説明を行ってきた。本発明の手法を用いれば、音響信号の中でも、受波焦点からの信号と、それ以外の位置からの信号（以下、音響ノイズ）を区別することが可能となる。受波ビームフォーミングにおいて、受波焦点以外からの音響信号としては、主に以下の3通りの信号がある。(1)送信及び受波グレーティングビーム上の反射源からのエコー信号、(2)受波焦点以外からのエコー信号が、伝搬中の屈折や散乱の結果、焦点からのエコー信号の到達時間と同じタイミングで受信してしまうことによって生じる音響的なノイズ。(3)受波焦点以外からのエコー信号が、超音波探触子と生体中の反射物の間の多重反射の結果、焦点からのエコー信号の到達時間と同じタイミングで受信してしまうことに

よって生じる音響的なノイズ。このうち(1)に関しては、受波焦点からの信号とコヒーレンスがあるので、区別することは難しい。一方、(2)と(3)に関してはc h毎の受信時間の分布が、受波焦点からの信号のc h毎の受信時間の分布と異なる。この特性の違いに着目すると、本発明を適用することで(2)と(3)に起因する音響ノイズを低減することが出来る。図1の例では、A/D変換8、チャンネル間フィルタ9、受波ビームフォーマ10の処理の順であったが、図8に示した様に、受波ビームフォーマ10の処理を整相部15と加算部16に分割し、A/D変換8、整相部15、チャンネル間フィルタ9、加算部16の処理の順とする。遅延凹面、すなわち音響ノイズと信号ではc h毎の受信時間の分布が異なるため、信号に対応した整相処理を行うと、音響ノイズのc h間の連続性は小さくなり、チャンネル間フィルタ9によって音響ノイズ成分を抑圧することが出来る。

実施例 2

[0023] 実施例1においては超音波断層像に、電気ノイズ除去法を適用する例に関して説明を行ってきた。本実施例ではドップラ血流測定（連続波ドップラおよびパルスドップラ測定法）に適用した場合に関して説明を行う。

[0024] まず連続波ドップラに適用した場合に関して説明を行う。連続波ドップラは受波ビーム取得の方位方向は固定して、受信したデータをFFTなどの方法によって周波数変換を行い、血流に起因するエコー信号は血流速度に応じたドップラシフトしている効果を使って、エコー源の速度推定を行う方法である。図11に示すように、受波ビームフォーマ処理のあと、バンドパスフィルタとドップラ速度推定を行い、血流速度の時間変化画像を形成する。A/D変換と受波ビームフォーマの間で行う処理は同じである。

[0025] 次にパルスドップラに適用した場合に関して説明を行う。パルスドップラは連続波ドップラと異なり、エコーの時間軸方向に周波数変換を行うのではなく、繰り返しデータ取得方法に周波数変換を行う。方位方向のみにチャンネル間フィルタを行う場合は、A/D変換と受波ビームフォーマの間で行う処理に関して、すでに記述したものと同じである。

[0026] 一方、実施例 1 に記載した二次元メディアンフィルタを $c-h$ 方向と時間方向に適用したアナロジをパルスドップラに適用した場合、時間方向の座標軸が異なる。図 12 に、エコー信号の時間軸と、超音波送受信の繰り返し時間軸と、それぞれの繰り返し送受信によって取得したエコー信号の例を示す。繰り返し送受信間隔は、対象物の動きに応じて調整される。つまり、ナイキスト周波数の制約下で速度推定が行えるように最適化される。生体中の血流速度として、10m/s から数cm/s に対応するには、繰り返し周波数は、100Hz ~ 10kHz 程度が選択される。対象物に動きが無い場合は、図 12 (a) の波形は上下に全く変化しないので、特定のサンプリング時間 T_0 に対応するデータ図 12 (b) での信号の変動は無い。しかし、繰り返し信号取得間に対象物が深さ方向に動く場合、図 12 (a) に示すように、エコー波形に変化が生じ、特定のサンプリング時間 T_0 に対応するデータ図 12 (b) において信号に位相回転が生じる。この位相回転速度が対象物の深さ方向への速度に比例する。

[0027] 本発明では図 12 に示す超音波送受信繰り返し方向と $c-h$ 方向の二次元のメディアンフィルタもしくは、超音波送受信繰り返し方向と $c-h$ 方向とエコーの時間軸の三次元のメディアンフィルタを適用することで、フィルタ空間上のコヒーレンスが存在しない電気ノイズを選択的に除去することが出来る。インコヒーレントノイズ除去後の処理は通常のパルスドップラ処理と同じである。

実施例 3

[0028] 近年プロセッサの性能向上に伴い、超音波診断装置の信号処理として利用可能なアルゴリズムも、より高度化されてきている。特に、従来より超音波撮像の欠点であった方位方向の分解能を改善する手法として、レーダや移動体通信の分野で発展したCapon法がある。これは従来の整相回路における遅延時間が受信信号によらず、予め定まった値を用いて居たのに対して、対象となる受信データ毎に、遅延時間を最適化し、方位方向の分解能が最良となるように設計された手法である。

[0029] 具体的には c h 毎の時系列データをベクトル V として $[v_1, v_2, \dots, v_N]$ (N は c h 数、各 v は時系列データ)、相関行列 $R = V^t V$ 、各 c h への複素重みベクトル w を用いて計算した任意の二つのチャンネルの積の総和、 $P = 1/2 w R w^t$ が最少となるように、 w を最適化したビームフォーミングがCapon法である。ここで右肩に t がついている記号は、転置ベクトルの記号である。拘束条件なしに、 P 最少とすると、 $w=0$ となってしまうので、中心軸上のビーム出力は 0 とならないようにするために、 $w a^t = 1$ という拘束条件をかける。ここで a はモードベクトルであり、ビーム走査方向に対する、各 c h の距離差を位相差に直した値からなるベクトルである。この w は変分法によって求めることが可能であり、その時の $w = R^{-1} a^t / (a R^{-1} a^t)$ と、モードベクトルと相関行列の逆数から計算される。このCaponビームフォーミングの前処理として、本発明のインコヒーレントノイズ除去は有用である。Caponビームフォーミングのロバスト性を向上するからである。

実施例 4

[0030] 信号対雑音比を向上する方法として、符号化送受信がある。超音波強度の最大値は、生体に与える影響を考慮して制限する必要がある、その制約下で送信するエネルギーを増やすためには、レーダーの分野などで普及している時間軸方向に伸長した符号化信号を送波し、被検体内で反射した信号を、受波し、電気信号に変換した後に、フィルタリング処理により時間軸方向に圧縮し、パルス波形に戻す符号化送受信法が用いられている。

[0031] 符号化送受信法の場合には、時間軸方向に長くなったドライブ符号化パルスを用いる。このドライブ符号化パルスで超音波探触子を駆動すると、超音波探触子から生体内に符号化波形の超音波信号が送波され、生体内の反射体で反射して戻ってくる。それを再び超音波探触子で電気信号に変換すると、符号化受波波形が得られる。ドライブ符号化パルスに対応した復号フィルタを用いて、ドライブ信号を長くした分だけ符号化波形を時間軸上で縮める処理を行う。その結果、パルス送受波の場合と距離分解能が同程度で、信号強度が大きい復号波形が得られる。こうして、生体内での振幅を大きくするこ

となく送波エネルギーを増やすことが出来る。この方法と、本発明のチャンネル間フィルタ処理を組合せることも有用である。符号化送受信においては、符号化波形をなるべく長くした方が、信号対雑音比の完全効果が大きい。しかし、過度に長くなると、受波ダイナミックフォーカスの焦域より波形の長さが上回ってしまい、符号の複合に失敗する。そのために、受波ダイナミックフォーカスの影響を受けないために、受波の整相加算前に、符号の複合をすることが望ましい。本発明を符号化送受信に適用する場合、チャンネル間フィルタを入れる場所が重要である。符号化波形の状態でこそ、 c h 間のコヒーレンスの違いが生じるからである。よって、本発明としては、受信のA/D変換、チャンネル間フィルタ、符号の複合、整相加算という順番が唯一の解となる。

[0032] 以上、本発明に関して、典型的な例を使って説明を行ったが、本発明の技術思想を変えない範囲で、要素技術に変更を行っても、本発明を実現できることは、言うまでもない。

符号の説明

[0033] 1…振動子、2…送受切り替えスイッチ、3…送波アンプ、4…送波ビームフォーマ、5…波形メモリ、6…制御部、7…タイムゲインコントロールアンプ、8…A/D変換素子、9…チャンネル間フィルタ、10…受波ビームフォーマ、11…包絡線検波、12…バンドパスフィルタ、13…スキャンコンバータ、14…表示部、15…整相部、16…加算部

請求の範囲

- [請求項1] 超音波振動子と、前記超音波振動子を介して被検体に超音波を送信する送信部と、前記超音波振動子が前記被検体から受信した受波信号を整相する受信部と、前記受信部から出力されたる受波信号から前記被検体の断層像を表示する表示部と、前記送信部と前記受信部とを制御する制御部とを有する超音波撮像装置であって、
前記受信部は電気ノイズを選択的に抑圧するチャンネル間フィルタと、ビームを選択的に受信する受信ビームフォーマと、包絡線検波部を有し、前記チャンネル間フィルタは被検体からのエコー信号に含まれる信号とノイズを、チャンネル間の連続性により分離し、上記ノイズを除去するフィルタリング処理を行うことを特徴とする超音波撮像装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の超音波撮像装置において、
前記チャンネル間フィルタはA/D変換後であり、チャンネル間の加算処理前であることを特徴とする超音波撮像装置。
- [請求項3] 請求項1に記載の超音波撮像装置において、
前記チャンネル間フィルタはメディアンフィルタであることを特徴とする超音波撮像装置。
- [請求項4] 請求項1に記載の超音波撮像装置において、
前記チャンネル間フィルタはチャンネル間と時間軸の二次元メディアンフィルタであることを特徴とする超音波撮像装置。
- [請求項5] 請求項1に記載の超音波撮像装置において、
前記チャンネル間フィルタは、前記エコーデータの各点の周辺データ点範囲を定める手段と、前記各データの信号強度と前記データ点範囲の各データ点の強度差から重み関数を決定するための関数を求める手段とを有し、前記関数は0の時に極大点をもち、負の無限大から正の無限大の範囲での前記関数の絶対値の積分値は有限であり、前記関数の微分から、前記データ点範囲の各データに対する前記重み関数を決定して、前記重み関数と前記データ点範囲の各データの強度との積和を

前記データの強度に加算した値を、前記フィルタリング処理の結果の信号強度とすることを特徴とする超音波撮像装置。

[請求項6] 請求項1に記載の超音波撮像装置において、
前記チャンネル間フィルタのフィルタサイズが、前記エコーデータの受信時間に応じて変化するように構成されたことを特徴とする超音波撮像装置。

[請求項7] 請求項1に記載の超音波撮像装置において、
前記チャンネル間フィルタで分離して除去するノイズは電気ノイズとともに焦点およびその近傍にある音源以外からの音響ノイズであることを特徴とする超音波撮像装置。

[請求項8] 請求項1に記載の超音波撮像装置において、
前記チャンネル間フィルタはA/D変換と整相の後であり、チャンネル間の加算処理前であることを特徴とする超音波撮像装置。

[請求項9] 請求項1に記載の超音波撮像装置において、
特にドップラ血流測定を対象とする装置であって、前記チャンネル間フィルタは超音波送受信繰り返しの時間軸と、 c h の並んだ軸と、エコーデータの時間軸の3つの次元のうち少なくとも二次元以上のフィルタであることを特徴とする超音波撮像装置。

[請求項10] 請求項2に記載の超音波撮像装置において、
加算処理に用いる遅延データがC a p o n法に基づいて計算されることを特徴とする超音波撮像装置

[請求項11] 請求項2に記載の超音波撮像装置において、
送波パルスを時間軸上で伸長する波形符号化回路を備え、送波波形の符号化送信を行い、前記送波波形を受波後、前記受波波形をパルス圧縮を行う複合回路を備え、前記チャンネル間フィルタは、前記A/D変換の後、前記チャンネル間の加算の前に行うことを特徴とする超音波撮像装置。

[図1]

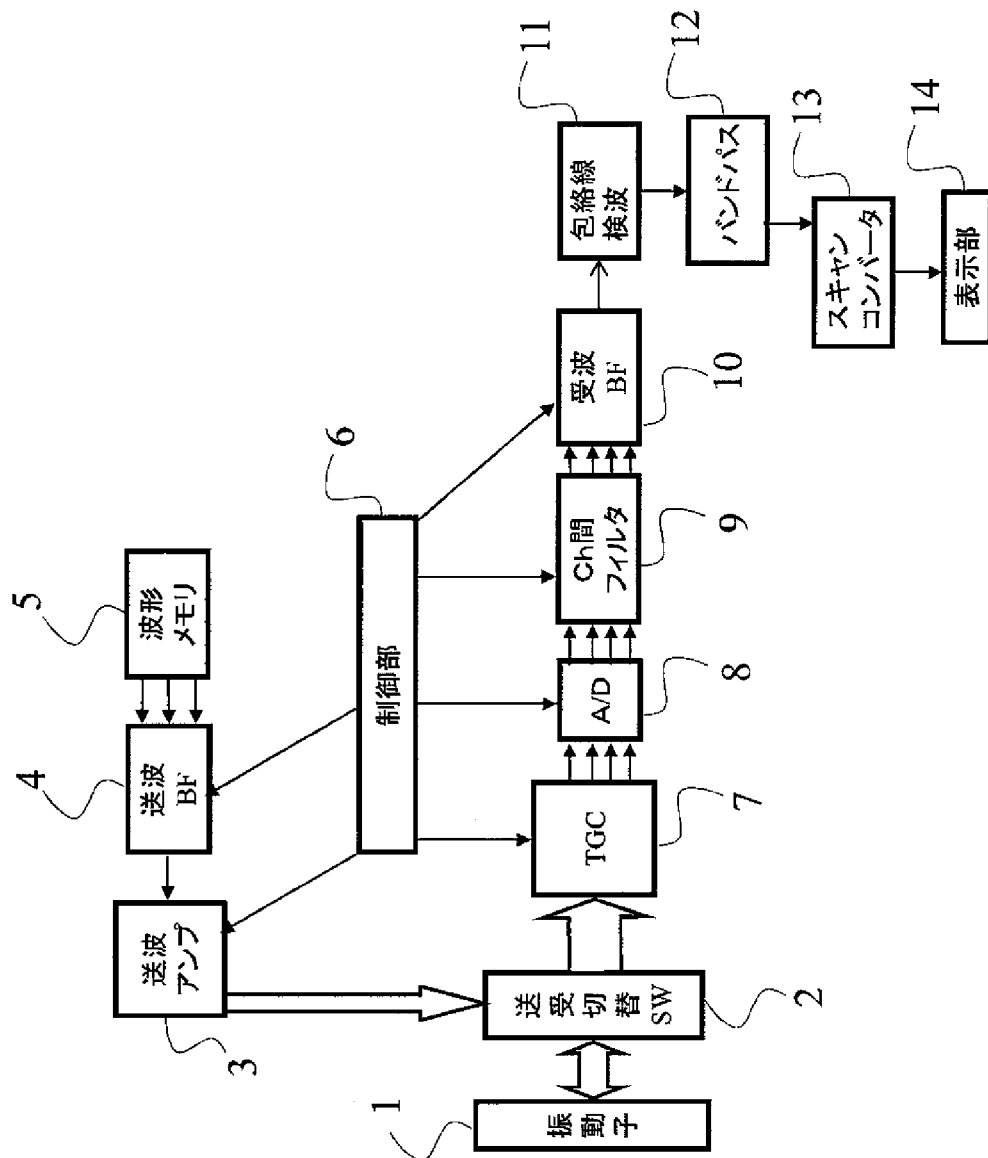


図 1

[図2]

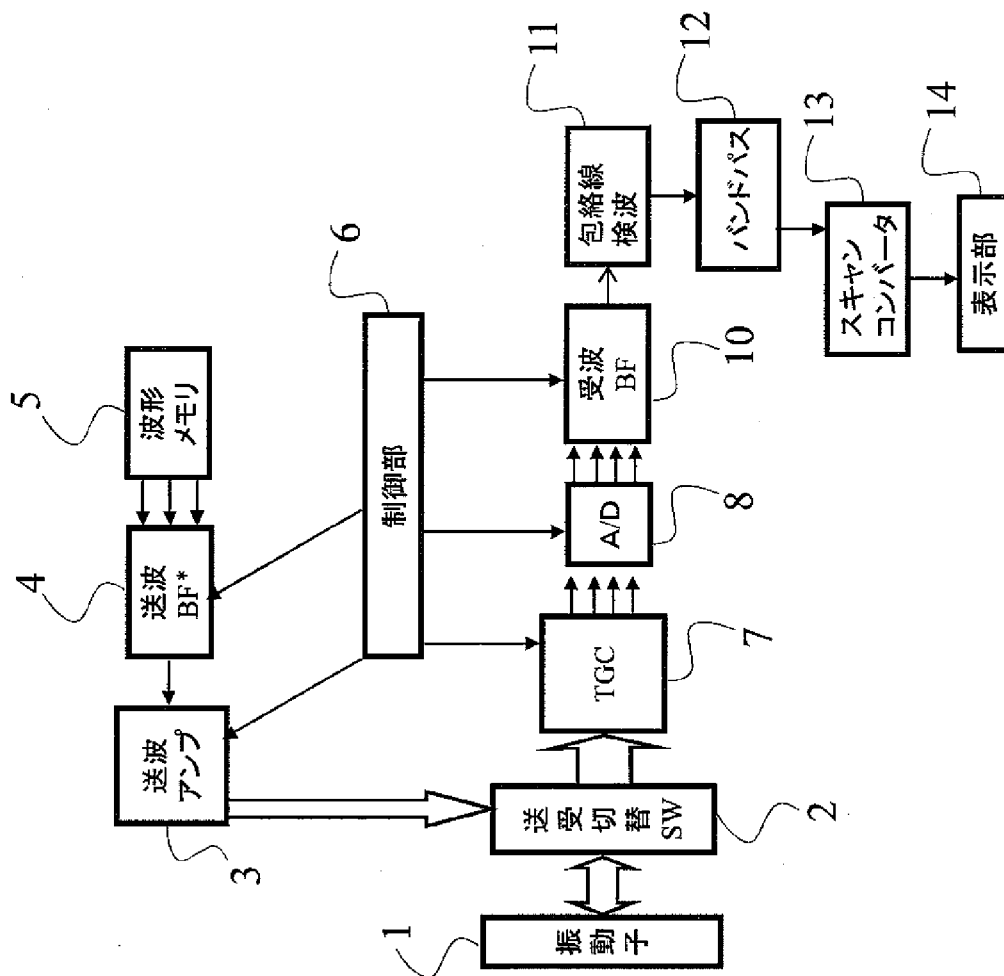


図 2

[図3]

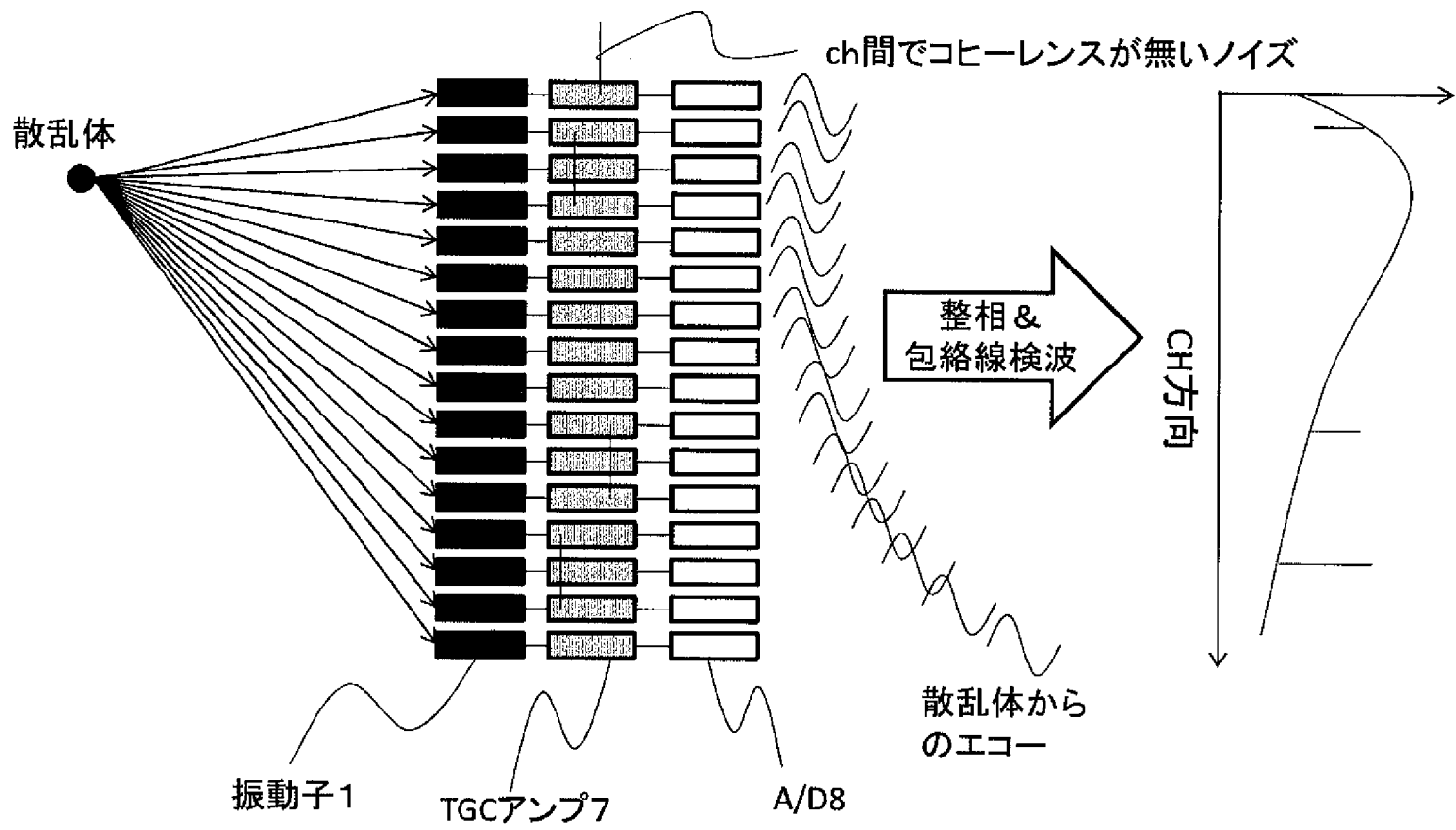


図 3

[図4]

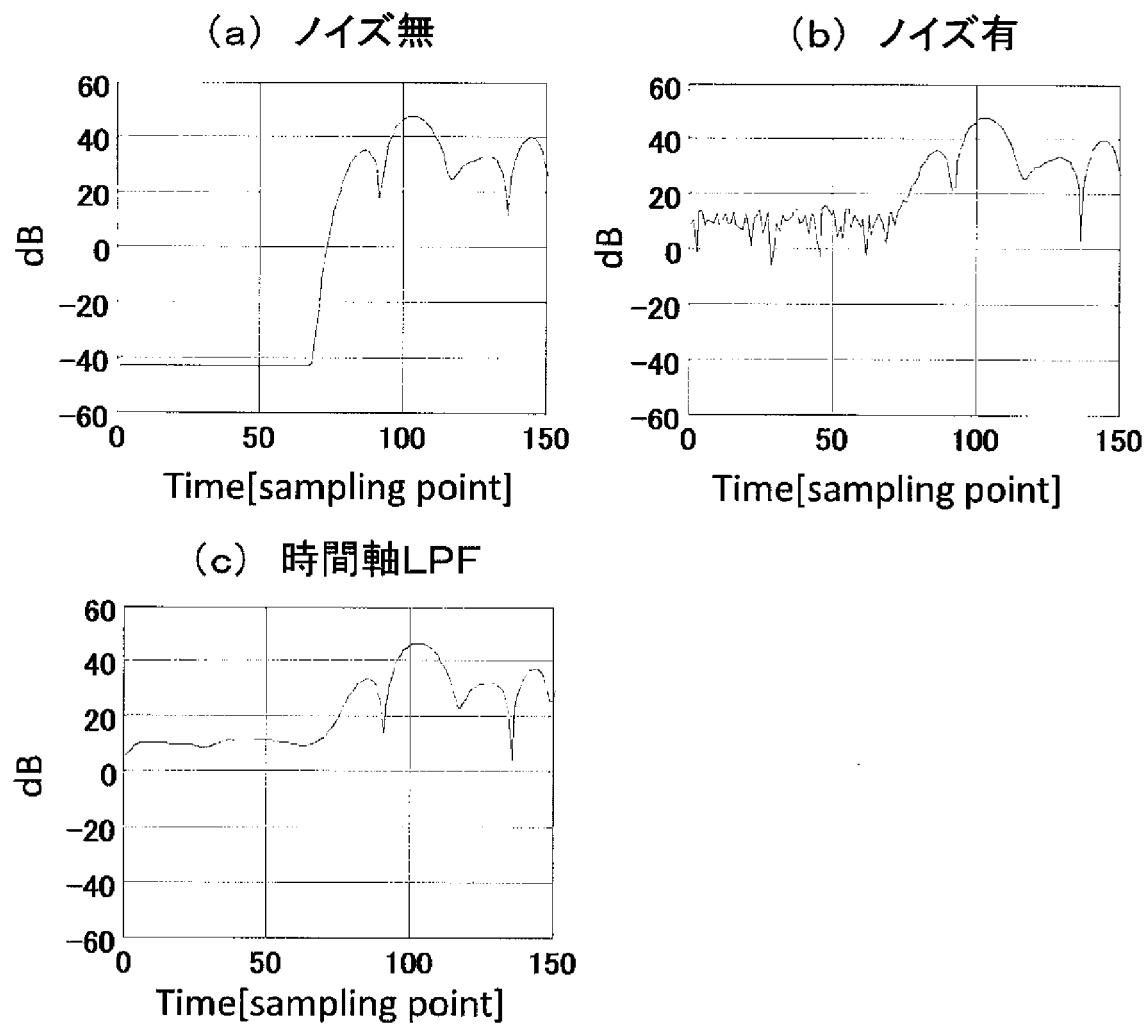


図 4

[図5]

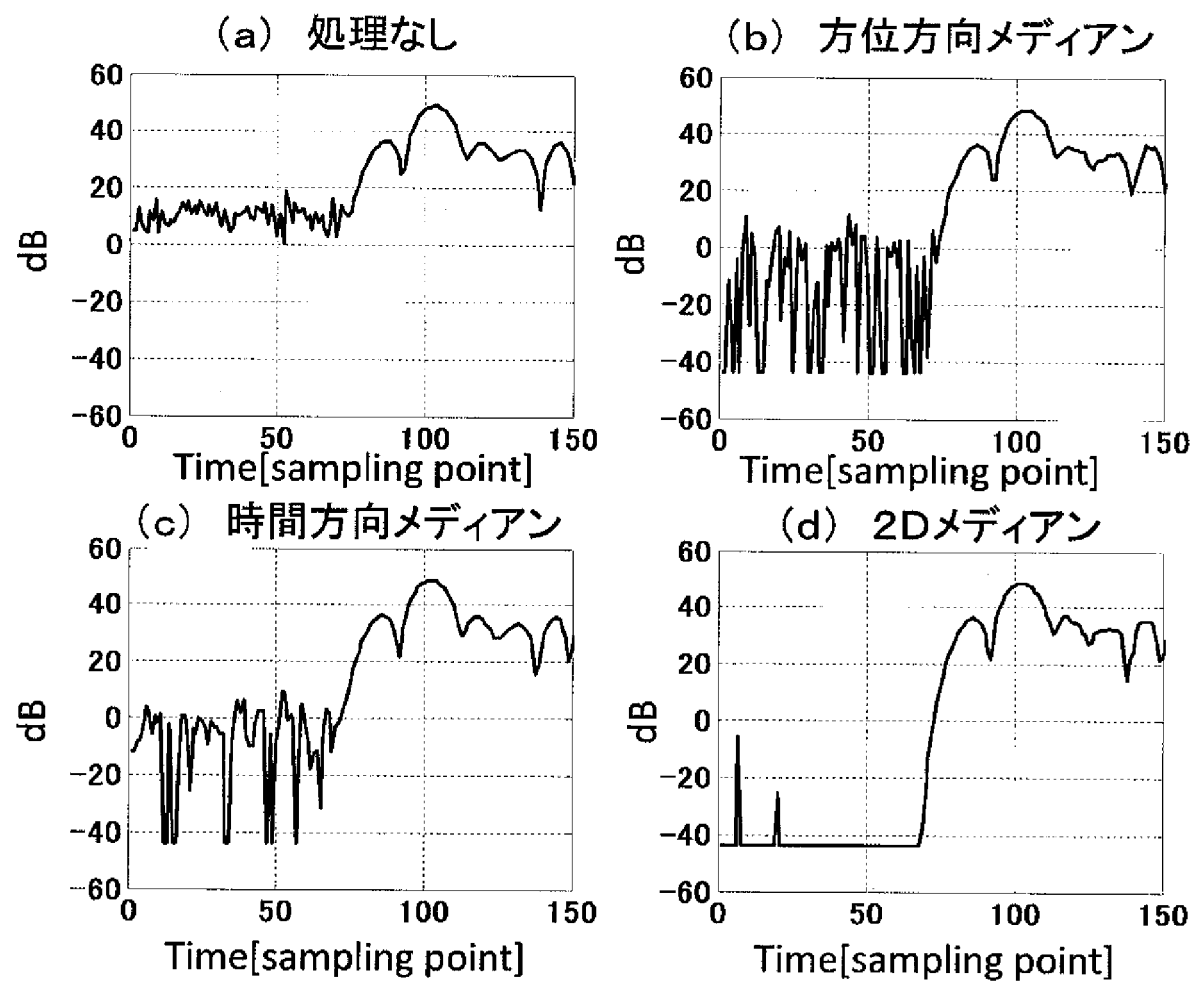


図 5

[図6]

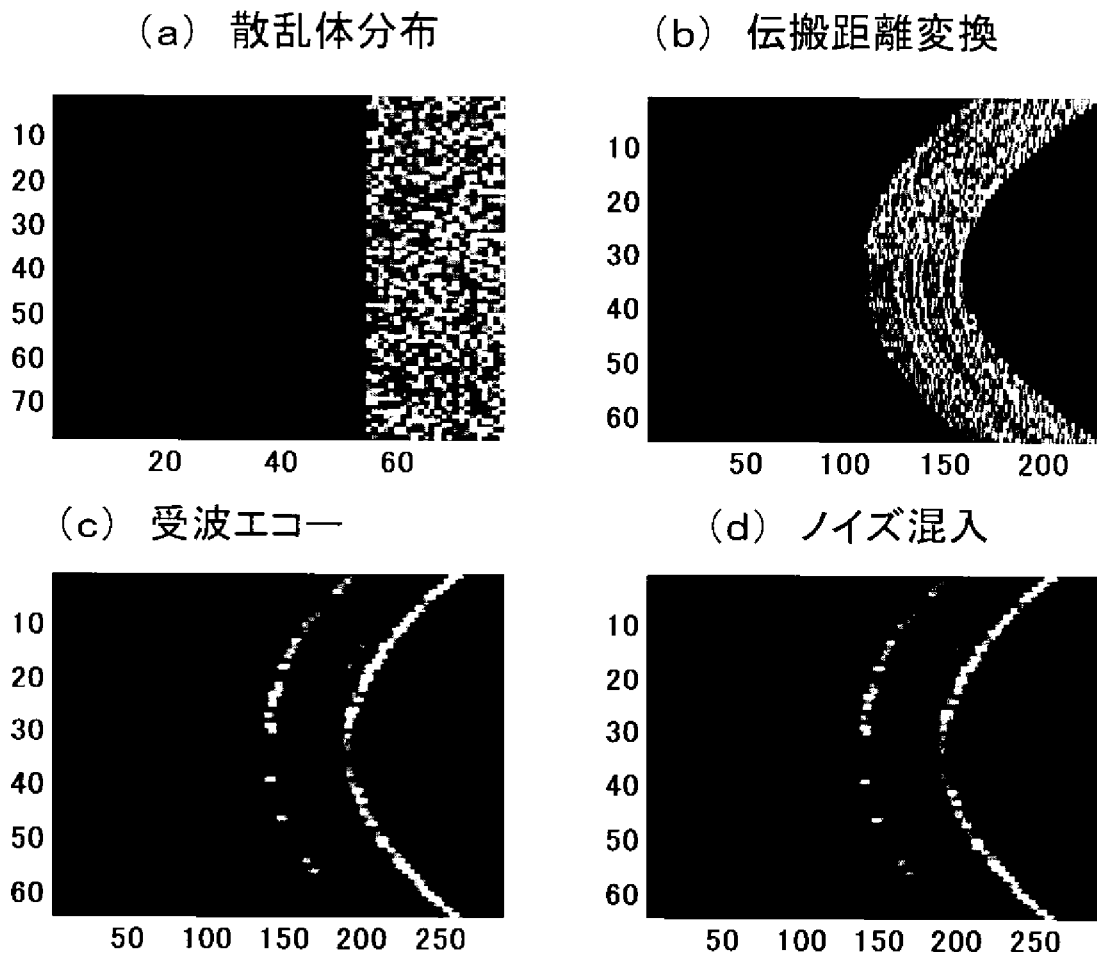


図 6

[図7]

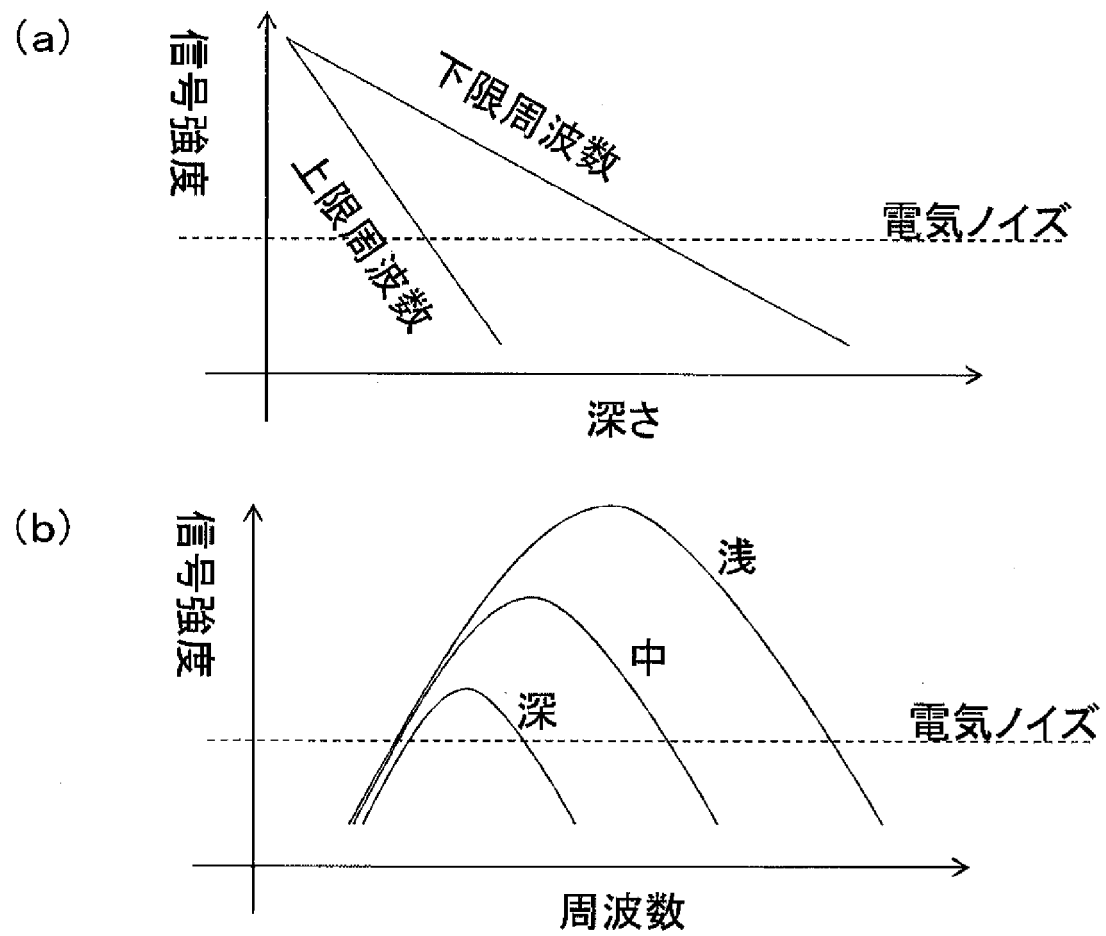
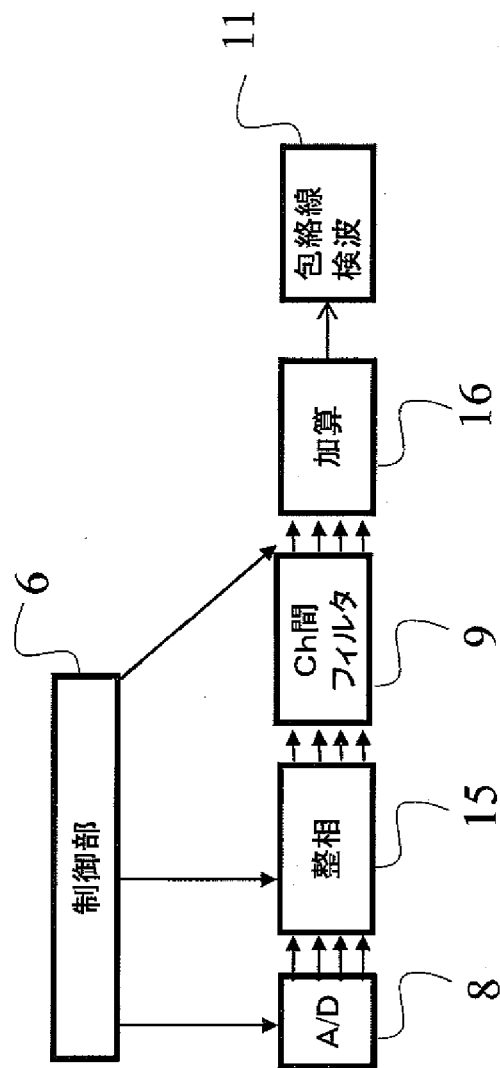
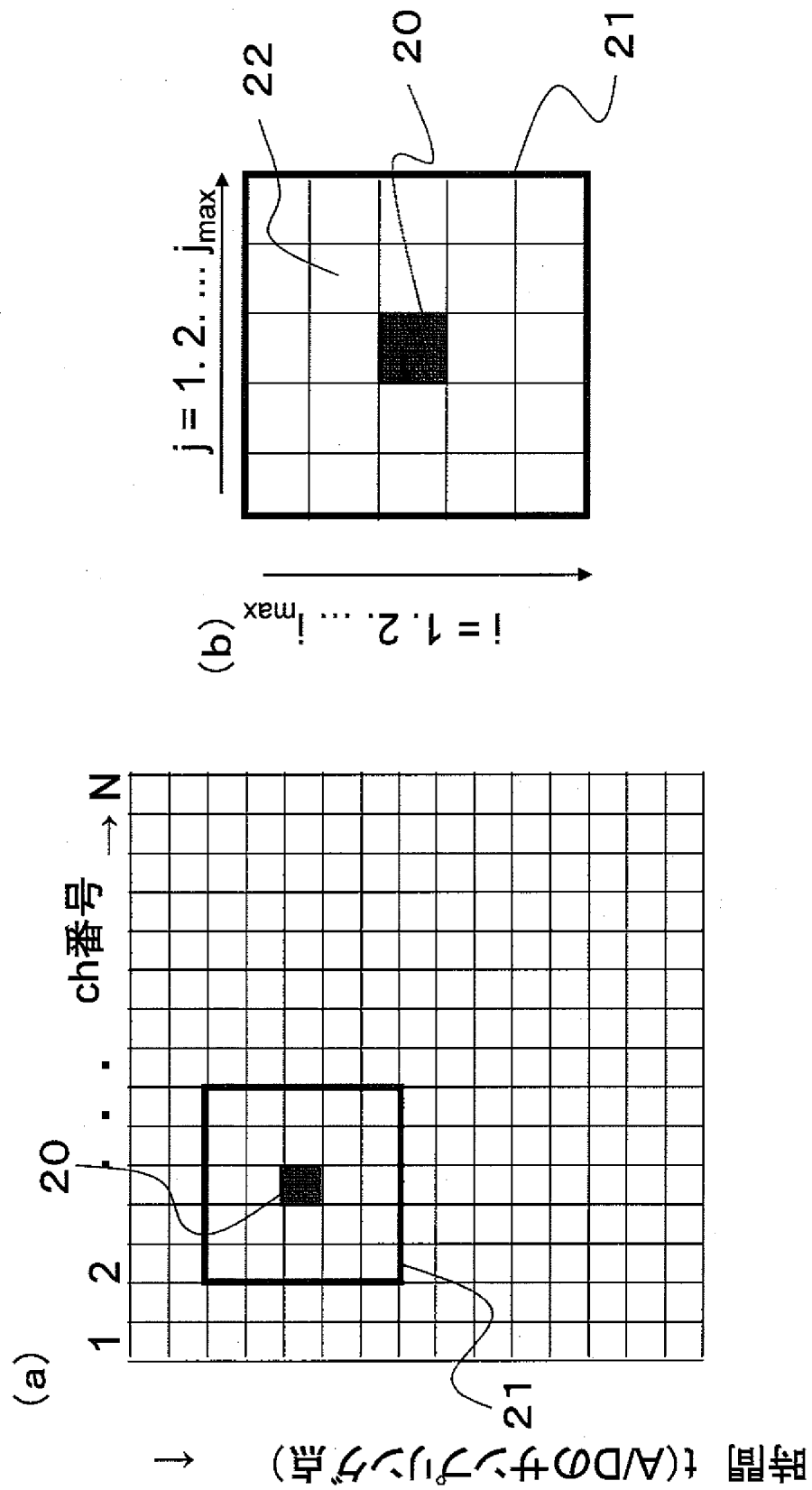


図 7

[図8]



[図9]



[図10]

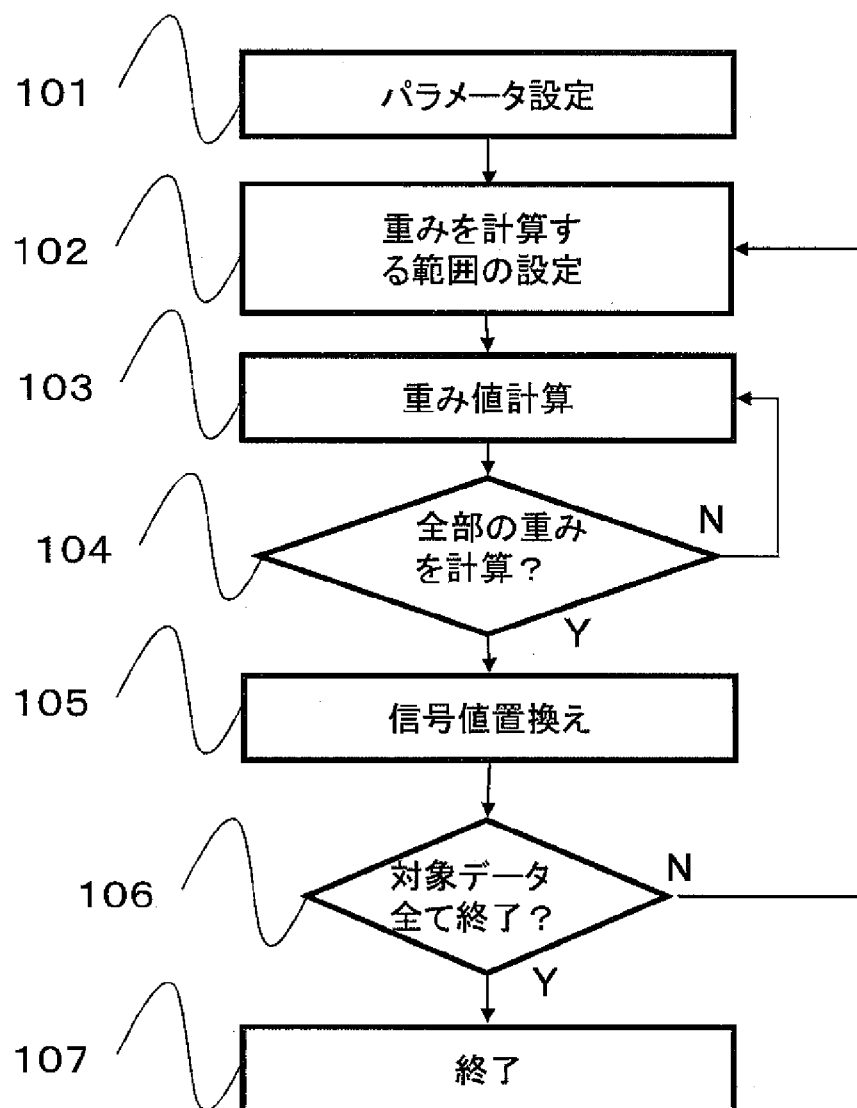


図 10

[図11]

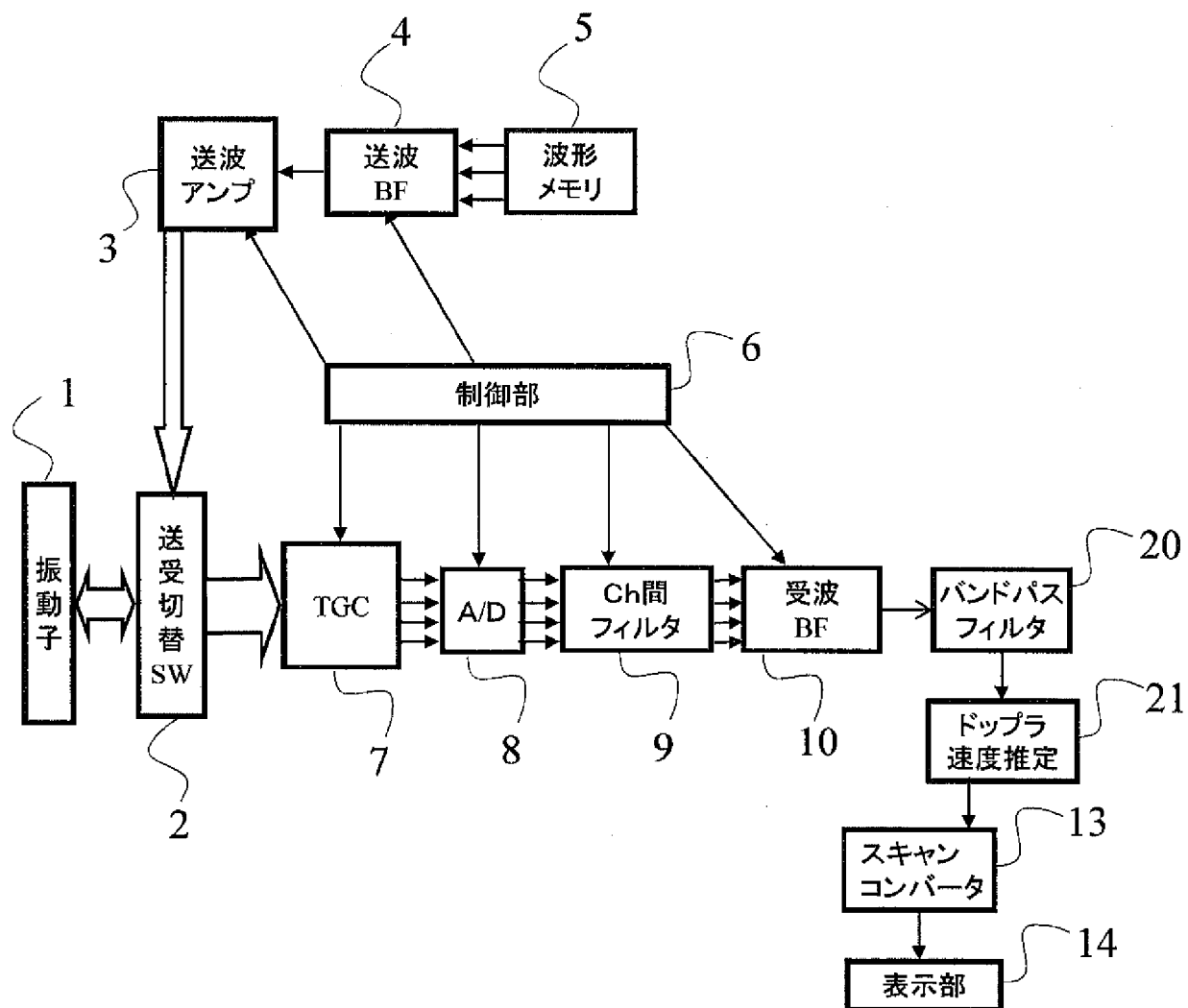


図 11

[図12]

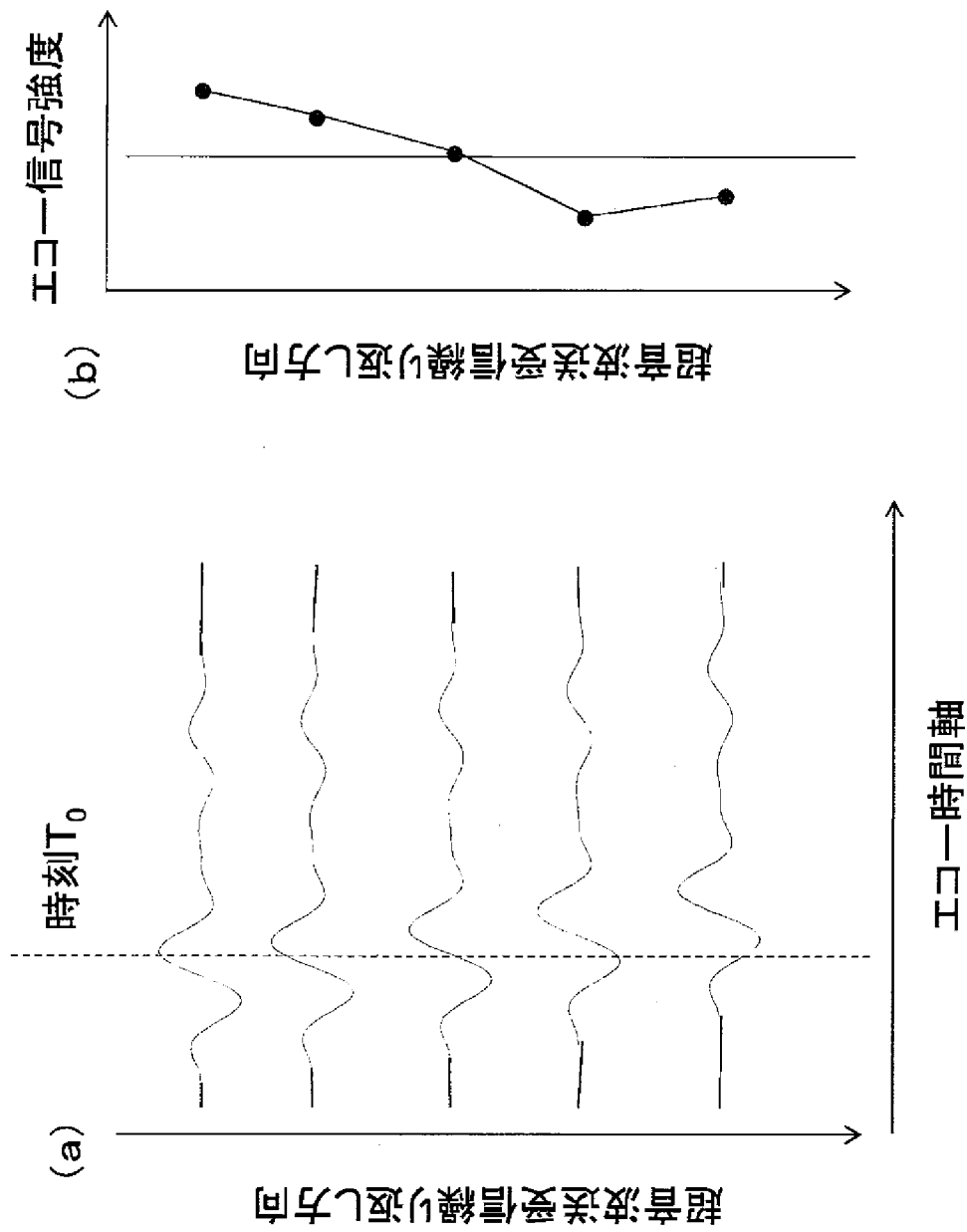


図 12

[図13]

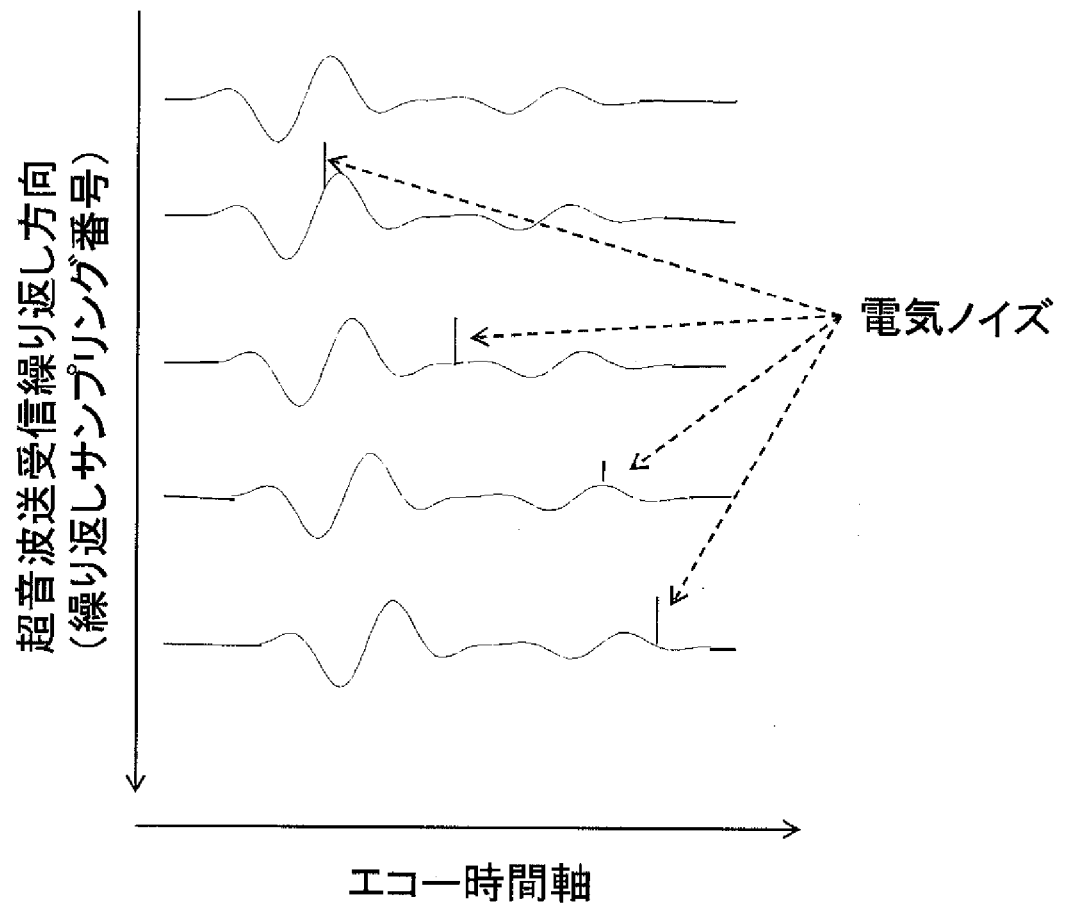


図 13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/066220

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00 (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

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 1996-2011

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2011

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 2000-14667 A (Aloka Co., Ltd.), 18 January 2000 (18.01.2000), entire text; all drawings (Family: none)	1, 7, 9 3, 4, 10, 11 2, 6, 8
X Y A	JP 8-509888 A (Acuson Corp.), 22 October 1996 (22.10.1996), entire text; all drawings & US 5396285 A & GB 2292458 A & WO 1994/027402 A1 & DE 4493259 T & AU 6782594 A	1, 7, 9 3, 4, 10, 11 2, 6, 8
Y	JP 7-124155 A (Hitachi Medical Corp.), 16 May 1995 (16.05.1995), claims; paragraph [0003] (Family: none)	3, 4



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

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

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

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

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

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

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

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

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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
09 September, 2011 (09.09.11)Date of mailing of the international search report
20 September, 2011 (20.09.11)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/066220

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2004/0150558 A1 (Jian Li), 05 August 2004 (05.08.2004), abstract (Family: none)	10
Y	JP 2003-225227 A (Hitachi Medical Corp.), 12 August 2003 (12.08.2003), paragraphs [0005] to [0008] (Family: none)	11
A	JP 61-191346 A (Hitachi Medical Corp.), 26 August 1986 (26.08.1986), entire text; all drawings (Family: none)	1-4, 6-11
A	JP 2004-33617 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 05 February 2004 (05.02.2004), entire text; all drawings (Family: none)	1-4, 6-11
A	JP 2001-187055 A (Her Majesty the Queen, in Right of Canada, as Represented by the Minister of National Defence), 10 July 2001 (10.07.2001), entire text; all drawings & US 6482160 B1 & US 2003/0065262 A1 & EP 1103950 A2 & CA 2290240 A & IL 139625 D & KR 10-2001-0051946 A	10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/066220

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☒ Claims Nos.: 5
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
The matter defined in claim 5 is not set forth in the description.

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B8/00(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（I P C）） Int.Cl. A61B8/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2011年 日本国実用新案登録公報 1996-2011年 日本国登録実用新案公報 1994-2011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）			
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	
X Y A	JP 2000-14667 A（アロカ株式会社）2000.01.18, 全文、全図 （ファミリーなし）	1, 7, 9 3, 4, 10, 11 2, 6, 8	
X Y A	JP 8-509888 A（アキュソン コーポレーション）1996.10.22, 全文、全図 & US 5396285 A & GB 2292458 A & WO 1994/027402 A1 & DE 4493259 T & AU 6782594 A	1, 7, 9 3, 4, 10, 11 2, 6, 8	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 09.09.2011		国際調査報告の発送日 20.09.2011	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / 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） 五関 統一郎 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 2904

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
Y	JP 7-124155 A (株式会社日立メディコ) 1995.05.16, 特許請求の範囲、段落番号【0003】 (ファミリーなし)	3, 4
Y	US 2004/0150558 A1 (Jian Li) 2004.08.05, Abstract (ファミリーなし)	10
Y	JP 2003-225227 A (株式会社日立メディコ) 2003.08.12, 段落番号【0005】～【0008】 (ファミリーなし)	11
A	JP 61-191346 A (株式会社日立メディコ) 1986.08.26, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-4, 6-11
A	JP 2004-33617 A (松下電器株式会社) 2004.02.05, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-4, 6-11
A	JP 2001-187055 A (ハー マジエスティ ザ クイーン インライ ト オブ カナダ, アズ リプレゼンテッド バイ ザ ミニス ター オブ ナショナル ディフェンス) 2001.07.10, 全文、全図 & US 6482160 B1 & US 2003/0065262 A1 & EP 1103950 A2 & CA 2290240 A & IL 139625 D & KR 10-2001-0051946 A	10

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（P C T 17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求項 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
2. ☒ 請求項 5 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
請求項 5 において特定される事項は、明細書に記載されていない。
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であって P C T 規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。