

(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
2010 年 3 月 25 日(25.03.2010)

(10) 国際公開番号
WO 2010/032500 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2009/054414
- (22) 国際出願日: 2009 年 3 月 9 日(09.03.2009)
- (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 2008-239120 2008 年 9 月 18 日(18.09.2008) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): コニカミノルタエムジー株式会社 (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.) [JP/JP]; 〒1918511 東京都日野市さくら町 1 番地 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 加藤 美樹 (KATOU, Yoshiki) [JP/JP]; 〒1928505 東京都日野市さくら町 1 番地コニカミノルタエムジー株式会社内 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, 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, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

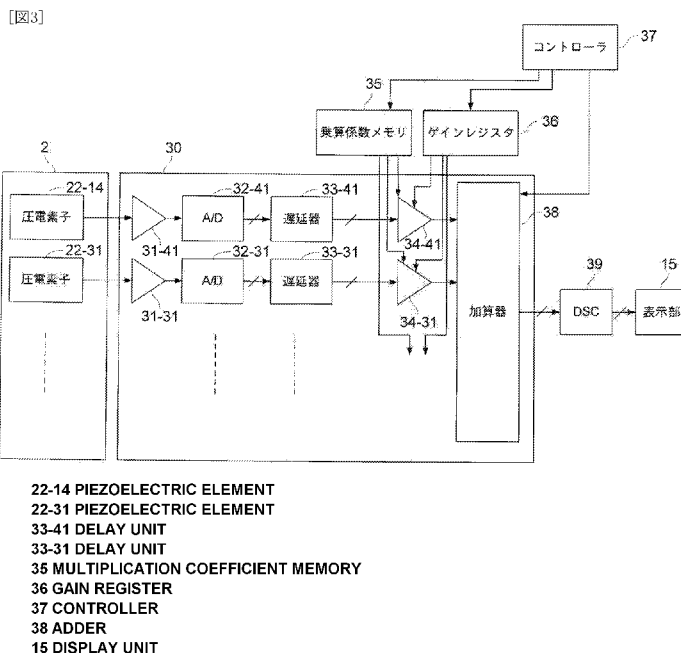
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, 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 DIAGNOSING DEVICE

(54) 発明の名称: 超音波診断装置



(57) Abstract: Provided is such an ultrasonic diagnosing device at a low cost as has not only a high filter function in a small circuit scale but also a phasing addition function. The ultrasonic diagnosing device is characterized in that the phasing addition and the extraction of higher harmonics are simultaneously executed by adopting the circuit, which applies a predetermined time delay, for every receiving units to receive ultrasonic signals reflected from the measuring portions in a subject, to the electric signals of the receiving units, and which then adds all the electric signals.

(57) 要約: 本発明は、少ない回路規模で高いフィルタ機能を有し、かつ整相加算の機能を併せ持つ超音波診断装置を低コストで提供する。被検体内の測定箇所から反射した反射超音波信号を受信する複数の受信部の電気出力に対して、受信部ごとに所定の時間遅延量を付与した後に、全ての電気信号を加算する回路を採用することで、整相加算と高調波成分の抽出とを同時に実施することを特徴とする。

明 細 書

超音波診断装置

技術分野

[0001] 本発明は、被検体内に超音波信号を送信し、前記超音波信号が被検体内において反射して生成された反射超音波信号を受信して、前記反射超音波信号に基づいて前記被検体内の画像を形成する超音波診断装置に関する。

背景技術

[0002] 超音波診断装置には、被検体に対して超音波(超音波信号)を送受信する超音波トランスデューサが用いられている。この超音波トランスデューサは、圧電現象を利用することによって、送信の電気信号に基づいて機械振動して超音波(超音波信号)を発生し、被検体内部で音響インピーダンスの不整合によって生じる超音波(超音波信号)の反射波を受けて受信の電気信号を生成する複数の圧電素子を備え、これら複数の圧電素子が例えばアレイ状に2次元配列されて構成されている(例えば、特許文献1参照)。

[0003] 反射波が各圧電素子に到達する時間が異なるため、デジタルビームフォーマ回路を採用して各圧電素子の到達する反射波の伝搬遅延による遅延時間を補正している。デジタルビームフォーマ回路は、各圧電素子にて受信した信号をFIFOメモリに保存し、伝播遅延を考慮して、受信した各信号における任意の信号を加算することで整相加算処理を行っていた(例えば、特許文献2、特許文献3参照)。

[0004] また、近年では、超音波トランスデューサから被検体内へ送信された超音波の周波数(基本周波数)成分ではなく、その高調波周波数成分によって被検体内の内部状態の画像を形成するハーモニックイメージング(Harmonic Imaging)技術が研究、開発されている。このハーモニックイメージング技術は、基本周波数成分のレベルに比較してサイドローブレベルが小さく、S/N比(Signal to Noise ratio)が良くなってコントラスト分解能が向上すること、周波数が高くなることによってビーム幅が細くなって横方向分解能が向上すること、近距離では音圧が小さくて音圧の変動が少ないため多重反射が抑制されること、および、焦点以遠の減衰が基本波並みであり

高周波を基本波とする場合に較べて深速度を大きく取れること等の様々な利点を有している。

[0005] このハーモニックイメージング技術を代表する技術に、フィルタ法がある。このフィルタ法は、高調波検出フィルタにより基本波成分と高調波成分とを分離し、高調波成分だけを抽出し、この高調波成分から超音波画像を生成する方法である。高調波成分の抽出方法として、有限インパルス応答フィルタで構成したバンドパスフィルタなどの付加回路を必要としていた(例えば、特許文献4参照)。

[0006] また、デジタルビームフォーマ回路を応用してフィルタ機能を発揮させようとした畳み込み演算機能付きビームフォーマが提案されている(例えば、特許文献5参照)。

特許文献1:特開2004-088056号公報

特許文献2:特開平8-280675号公報

特許文献3:特開2000-60848号公報

特許文献4:特開平10-118065号公報

特許文献5:特開2000-300564号公報

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0007] 特許文献3で開示されているフィルタのように、外部に別個に高調波成分を分離するフィルタを設けることは、装置の大型化を招き、かつコストアップにつながる。

[0008] また、特許文献4で開示されている技術は、高調波成分を分離するフィルタとしての回路規模の制限から高いフィルタ機能は期待できない。

[0009] 本発明は、少ない回路規模で高いフィルタ機能を有し、かつ整相加算の機能を併せ持つデジタルビームフォーマ回路を低コストで提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0010] 前述の目的は、下記に記載する発明により達成される。

[0011] 1. 被検体内の測定箇所超音波信号を送信する送信部と、
前記測定箇所において前記超音波信号が反射して生成された反射超音波信号を、
受信して電気信号に変換する複数の受信部と、
前記受信部ごとに各々定めた時間遅延量と係数とで、前記電気信号を演算した後に

、全ての前記電気信号を加算する加算回路と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

[0012] 2. 前記受信部ごとに定めた時間遅延量は、前記測定箇所により同一時刻で反射して前記複数の受信部の各々の受信部に到達する前記反射超音波信号の到達時間の差を補正する到達時間遅延量と、
前記加算回路の出力が有限インパルス応答フィルタ特性を発揮するのに必要なFIR時間遅延量とからなり、
前記受信部ごとに定めた係数は、前記加算回路の出力が有限インパルス応答フィルタ特性を発揮するのに必要な係数であることを特徴とする前記1に記載の超音波診断装置。

[0013] 3. 前記受信部は151個以上備えられることを特徴とする前記2に記載の超音波診断装置。

[0014] 4. 前記加算回路で加算された電気信号に基づき超音波画像を表示する表示部を有し、
前記送信部は、周波数 f_0 (Hz)の超音波信号を送信し、
前記受信部は、前記送信部で送信された超音波信号の k 次高調波(但し、 k は2以上の整数) Sk_0 及び該 k 次高調波に隣接する基本波または高調波 Sk_1 を含む反射超音波信号を受信し、
前記有限インパルス応答フィルタ特性は、
前記 Sk_0 の周波数を fk_0 (Hz)、前記 Sk_1 の周波数を fk_1 (Hz)としたとき、
前記 Sk_0 の強度に対して前記 Sk_1 の強度を $n_1 + n_2$ (dB)以上減衰させることを特徴とする前記3に記載の超音波診断装置。

但し、 n_1 (dB)は、当該有限インパルス応答フィルタを行わない場合の反射超音波信号に含まれる fk_0 (Hz)における超音波信号の強度と fk_1 (Hz)における超音波信号の強度の差であり、

n_2 (dB)は、前記表示部の表示画面のダイナミックレンジである。

発明の効果

[0015] 本発明は空間的に配列されたそれぞれの受信部の出力に対して、整相加算処理

のための到達時間遅延に加えて、各受信部に応じて予め定められた時間遅延量と係数とを作用させるので、あたかも有限インパルス応答フィルタを有する回路を構成することにより、少ない回路規模で高いフィルタ機能を有すデジタルビームフォーマ回路を提供することが可能となる。

図面の簡単な説明

- [0016] [図1]実施形態における超音波診断装置Sの外観構成を示す図である。
[図2]実施形態における超音波トランスデューサ2の構造を示す図である。
[図3]実施形態における超音波診断装置Sの電氣的な構成を示すブロック図である。
[図4]実施形態におけるインパルス応答係数 $h(n)$ の1例を示す図である。
[図5]実施形態における193次のFIRフィルタ特性を示す図である。
[図6]実施形態における151次のFIRフィルタ特性を示す図である。
[図7]実施形態における超音波診断装置Sの電氣的な構成を示すブロック図である。

符号の説明

- [0017] 1 超音波診断装置本体
 2 超音波トランスデューサ
 3 ケーブル
 15 表示部
 11 操作入力部
 21 音響制動部材
 22 圧電素子
 23 音響整合層
 24 信号線
 30 受信回路
 32 A/D変換器
 33 遅延器
 34 乗算器
 35 乗算係数メモリ
 36 ゲインレジスタ

- 37 コントローラ
- 38 デジタルスキャンコンバータ
- 38 加算器
- 222 信号電極層
- 223 接地電極層
- 241 信号線
- S 超音波診断装置

発明を実施するための最良の形態

[0018] 以下に本発明の実施形態を図面により説明するが、本発明は以下に説明する実施形態に限られるものではない。なお、各図において同一の符号を付した構成は、同一の構成であることを示し、その説明を省略する。また、本明細書において、適宜、総称する場合には添え字を省略した参照符号で示し、個別の構成を指す場合には添え字を付した参照符号で示す。

[0019] 図1は実施形態における超音波診断装置Sの外観構成を示す図であり、超音波診断装置Sは、同図に示すように、図略の生体等の被検体に対して超音波信号を送信すると共に、この被検体で反射した反射超音波信号を受信する超音波トランスデューサ2と、超音波トランスデューサ2とケーブル3を介して接続され、超音波トランスデューサ2へケーブル3を介して電気信号の送信信号を送信することによって超音波トランスデューサ2に被検体に対して超音波信号を送信させると共に、超音波トランスデューサ2で受信された被検体内からの反射超音波信号に基づいて、被検体内の内部状態を超音波画像として画像化する超音波診断装置本体1とを備えて構成される。操作入力部11は使用者が超音波診断装置Sを操作する場合に指示を入力する機能を有し、表示部15は、超音波画像等を表示する機能を有す。

[0020] 図2は、超音波トランスデューサ(超音波プローブ)2の内部構造を示す図である。超音波トランスデューサ2は、被検体内に超音波信号を送信する送信部の機能と、この超音波信号に対する被検体内からの反射超音波信号を受信する受信部の機能を併せ持つ装置である。

[0021] 例えば、図2(A)に示すように、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波

信号との間で相互に信号を変換することができる複数の圧電素子22を備えて構成されている。

[0022] すなわち、複数の圧電素子22は、被検体内へ超音波信号を送信する場合では、超音波診断装置本体1の図示しない送信回路からケーブル3を介して入力された送信の電気信号を、圧電現象を利用することによって超音波信号に変換して被検体内にこの超音波信号を送信する。そして、被検体内からの反射超音波信号を受信する場合は、複数の圧電素子22は圧電現象を利用することによってこの受信した反射超音波信号を電気信号に変換して受信信号をケーブル3を介して超音波診断装置本体1の後述する受信回路30へ出力する。超音波トランスデューサ2が被検体に当接されることによって、圧電素子22で生成された超音波信号が被検体内へ送信され、被検体内からの反射超音波信号が圧電素子22で受信される。

[0023] より具体的には、例えば、図2(B)の断面図に示すように、これら複数の圧電素子22のそれぞれは、導電性の信号線24と接続する導電材料から成る信号電極層222と、信号電極層222上に形成され、圧電材料から成る圧電層221と、圧電層221上に形成され、導電材料から成る接地電極層223とを備えて構成される。すなわち、これら複数の圧電素子22のそれぞれは、互いに対向する一对の第1および第2電極を備え、これら第1および第2電極間に、圧電材料から成る圧電部が形成されている。

[0024] なお、本明細書において、前述のように、総称する場合には添え字を省略した参照符号で示し、個別の構成を指す場合には添え字を付した参照符号で示す。また、添え字のうちの左側の添え字は、行番号を示し、その右側の添え字は、列番号を示している。例えば、圧電素子22-23は、行番号2で列番号3の圧電素子22である。

[0025] これら複数の圧電素子22は、平板状の音響制動部材21の一方主面上に配置され、これら複数の圧電素子22上に図2(B)に示した音響整合層23が積層される。複数の圧電素子22は、クロストーク等の相互干渉を低減するために、互いに所定の隙間(溝、間隙、ギャップ)を空けて音響制動部材21上に配置される。なお、さらに相互干渉を低減するために、超音波を吸収する超音波吸収材がこの隙間に充填されることが好ましい。この超音波吸収材には、例えば、ポリイミド樹脂やエポキシ樹脂等の熱硬化性樹脂等が用いられる。

- [0026] 音響制動部材21は、超音波を吸収する材料から構成され、複数の圧電素子22から音響制動部材21方向へ放射される超音波を吸収するものである。音響制動部材21は、一般に、ダンパあるいはバッキング層とも呼ばれる。そして、各圧電素子22のそれぞれに接続する複数の信号線24(図2(A)では信号線24-11~24-46)が音響制動部材21を貫通している。なお、各圧電素子22のそれぞれに接続する複数の接地線(アース線)は、図示が省略されているが、各圧電素子22の上面からそれぞれ引き出される。
- [0027] 音響整合層23は、圧電素子22の音響インピーダンスと被検体の音響インピーダンスとの整合をとる部材である。したがって、音響整合層23は、圧電素子22の音響インピーダンスと被検体の音響インピーダンスとの差が最も小さくなるように設定される。音響整合層23は、単層で構成されてもよく、あるいは、複数層で構成されてもよい。なお、図2(A)では、この音響整合層23の図示が省略されている。また、音響整合層23は、円弧状に膨出した形状とされ、被検体に向けて送信される超音波を収束する音響レンズの機能を兼用してもよく、また、このような音響レンズが音響整合層23上に積層されてもよい。
- [0028] このような構成の超音波診断装置Sでは、例えば、操作入力部11から診断開始の指示が入力されると、図示しない制御部の制御によって図示しない送信回路で電気信号の送信信号が生成される。
- [0029] この生成された電気信号の送信信号は、ケーブル3を介して超音波トランスデューサ2へ供給される。より具体的には、この電気信号の送信信号は、超音波トランスデューサ2における圧電素子22へ供給され、該圧電素子22がその厚さ方向(矢印A方向)に伸縮し、超音波振動する。この超音波振動によって、圧電素子22は、超音波信号を放射する。圧電素子22から音響制動部材21方向へ放射された超音波信号は、音響制動部材21によって吸収される。また、圧電素子22から音響整合層23方向へ放射された超音波信号は、音響整合層23を介して放射される。例えば、超音波トランスデューサ2のプローブ面2Aが被検体に当接されていると、これによって超音波トランスデューサ2から被検体に対して超音波信号が送信される。
- [0030] なお、超音波トランスデューサ2は、被検体の表面上に当接して用いられてもよいし

、被検体の内部に挿入して、例えば、生体の体腔内に挿入して用いられてもよい。

[0031] 各圧電素子22から順次に超音波が被検体に向けて送信され、被検体で反射した反射超音波信号が複数の圧電素子22で受信される。

[0032] この被検体に対して送信された超音波は、被検体内部における音響インピーダンスが異なる1または複数の境界面で反射され、反射超音波信号となる。測定箇所からの反射超音波信号には、人体の超音波に対する応答が非線形応答であるため、周波数解析すると基本周波数以外に高調波成分の周波数が含まれることとなる。高調波成分の周波数は基本周波数の整数倍となる。例えば、基本周波数の2倍、3倍および4倍等である。

[0033] ここで、圧電素子22は、反射超音波信号に含まれる周波数成分のうち、超音波信号の周波数を f_0 としたときに、 $f_0/11$ 以上、 $11 \cdot f_0$ 以下の広い受信帯域で機械的に振動し、その振動に応じた電気信号を出力する。

[0034] そして、該圧電素子22で取り出されたこの電気信号の受信信号は、ケーブル3を介して受信回路30へ送信される。

[0035] 次に受信回路30以降の回路処理について説明する。図3は本実施形態に係る超音波診断装置の電氣的な要部構成を示すブロック図である。

[0036] 各圧電素子22から出力される受信信号は受信回路30に入力される。この受信回路30はいわゆる受信ビームフォーマとして機能するものであり、本実施形態においては、この受信回路30がデジタルビームフォーマ(Digital beam former)を構成している。

[0037] 具体的に説明すると、各圧電素子22から出力される受信信号はプリアンプ31に入力されて、後の回路処理を行い易くするために電圧値が増幅される。

[0038] 次に受信信号は、A/D変換器32に入力され、ここでアナログの受信信号がデジタルの受信信号に変換される。図示の例では12ビットをもったデジタルの受信信号が生成されている。

[0039] 次に、増幅された受信信号は、FIFO機能を有する遅延器33に入力され、所定の時間遅延量が遅延される。

[0040] ここで所定の時間遅延量は、被検体内における測定箇所から各々の圧電素子22

に到達する反射超音波信号の到達時間の差を補正する到達時間遅延量と、有限インパルス応答 (Finite Impulse Response、FIRとも称す) フィルタ特性の発揮に必要なFIR時間遅延量を含む。

[0041] 被検体内における測定箇所から各々の圧電素子22に到達する反射超音波信号の到達時間には差があることから、到達時間遅延量を遅延することで、同一の時刻に受信した反射超音波信号として処理できるようにする、いわゆる整相加算を行う。詳細は特許文献2に記述されているので省略する。

[0042] また、FIRフィルタ特性とは、各時刻に受信した受信信号に所定の係数を乗算して加算することで得た出力特性のことであることから、遅延器33は、超音波トランスデューサ2の各圧電素子22で各時刻に得た受信信号を所定のFIR時間遅延量遅延させる。FIR時間遅延量は各圧電素子22毎に遅延させるので、圧電素子22の数だけFIR時間遅延量が存在し、圧電素子22の数はFIRフィルタ特性の次数と一致する。

[0043] 次に、遅延器33から出力された各受信信号は乗算器34に入力される。乗算器34においては、圧電素子22ごとに所定時間遅延量遅延された受信信号に対して、乗算係数と元係数とが乗算される。

[0044] 元係数は高調波成分の超音波画像を形成するために受信信号に乗算すべき係数であり、ゲインレジスタ36に格納されている。ちなみに、元係数は例えば0.5～1.0の範囲内で設定され、あるいは、1.0～1.5の範囲内で設定されるが、もちろん元係数としては他の値を利用するようにしてもよい。

[0045] 乗算係数(インパルス応答係数とも称す)は、FIRフィルタ特性を実現するために、各時刻に受信した受信信号に乗算すべき係数であり、乗算係数メモリ35に格納されている。

[0046] ここで、遅延器33及び乗算器34により発揮する有限インパルス応答フィルタ特性について説明する。

[0047] 超音波トランスデューサ2で受信した反射超音波信号には、送信した超音波信号の高調波が含まれている。送信した超音波信号の k 次高調波を Sk_0 、 k 次高調波に隣接する基本波または高調波を Sk_1 とし、 Sk_0 の周波数を fk_0 (Hz)、 Sk_1 の周波数を fk_1 (Hz)としたとき、有限インパルス応答フィルタ特性は、 Sk_0 の強度に対して Sk_1 の強度

を $n1+n2$ (dB)以上減衰させることが好ましい。

[0048] すなわち、遅延器33及び乗算器34により発揮する有限インパルス応答フィルタ特性は、超音波画像を表示するのに所望とする Sk_0 を0dB基準としたときに、当該超音波画像では不要となる Sk_1 を $n1+n2$ (dB)以上減衰させることが好ましい。このような有限インパルス応答フィルタ特性とすることにより、表示部15には、送信した超音波信号の k 次高調波 Sk_0 に基づく超音波画像を表示することが可能となる。

[0049] なお、 $n1$ (dB)は、遅延器33及び乗算器34による当該有限インパルス応答フィルタ処理を行わない場合の反射超音波信号における fk_0 (Hz)における超音波信号の強度と fk_1 (Hz)における超音波信号の強度の差であり、 $n2$ (dB)は、表示部15の表示画面のダイナミックレンジである。

[0050] $n1$ は、被検体の媒質によって異なるものであり、本実施の形態に係る超音波診断装置Sにあっては、例えば、診断時に操作入力部11により被検体の診断部位(例えば、乳房、腹部、胸部、心臓等)が選択されたのに連動して乗算係数メモリ35に予め記憶された複数の乗算係数セットの中から選択された診断部位と対応付けられた乗算係数セットが選択されることで、被検体の媒質に好適な $n1$ を選択することが可能となる。また、被検体の媒質に拘りなく所望とする k 次高調波を抽出するためには、 $n1$ は20dB以上あることが好ましい。

[0051] $n2$ は、超音波診断装置Sに据付の表示部15にのみ超音波画像を表示する場合には予め最適化された $n2$ を設定しておけばよく、表示部15を任意に選択可能な場合には、選択された表示部15の特性を操作入力部11から入力したり、図示しない制御部により検知することにより、表示部15の特性に連動して、乗算係数メモリ35に予め記憶された複数の乗算係数セットの中から選択された診断部位と対応付けられた乗算係数セットが選択される。

本実施形態では、2次高調波を抑制して3次高調波を検出し、表示部15上に超音波画像を表示させる。表示部15が8bitの解像度を有する場合、2次高調波を表示部15上に現さないために、3次高調波の強度は2次高調波に対して略48dB大きい強度を有する必要がある。

[0052] 一方、圧電素子22で受信した受信信号に含まれる2次高調波の強度は、3次高調

波の強度に対し、約20dB大きい。従って3次高調波を表示部15上に超音波画像として表示できるように2次高調波を抑えて分離するには、2次高調波を約68dB抑制する必要がある。以下に3次高調波を抑制させずに通過させ、2次高調波を約68dB以上抑制するハイパスフィルタの機能を有する有限インパルス応答フィルタの乗算係数を設計計算する。周波数応答 $H(\omega)$ は、以下の(数1)で表される。

[0053] [数1]

$$H(\omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} h(n) e^{-j\omega nT}$$

[0054] ただし、

ω : 角周波数

$h(n)$: インパルス応答係数

n : 次数(整数)

T : 時間

ただし実際には有限長インパルスなことから、因果律を考慮して(数1)は(数2)になる。ここで、(数2)においては、(数3)の置き換えを行っている。 N は最大の次数を表す。

[0055] [数2]

$$H(z) = \sum_{n=1}^{N-1} h(n) z^{-n}$$

[0056] [数3]

$$z = e^{-j\omega nT}$$

[0057] (数2)を基に、一般的な窓関数法で、遮断特性が急峻なカイザー窓を使用してインパルス応答係数 $h(n)$ の例を図4に示す。図4に示したインパルス応答係数 $h(n)$ は、

例えば下記のような特性を有している。

(1) $n = N/2$ 、すなわち窓の中心でピーク値 $P1$ (本実施の形態では0.891)を持つ。

(2) $N/2$ から窓の端に向かって N の2%以下、好ましくは1離れた位置で負のピーク値 $P2$ (本実施の形態では-0.107)となる。負のピーク値 $P2$ の絶対値は、 $P1$ の1%以上10%以下が好ましい。

(3) 負の値は窓の端に向かって指数関数的に減衰し、 $N/2$ から N の10%以下、好ましくは5%離れた位置で正の値となる。

[0058] 図5は、図4に示したインパルス応答係数を用い、典型的な周波数である4MHzの周波数を有するトランスデューサを採用した場合に、8MHzの周波数を有する2次高調波を抑制する193次のFIRフィルタ特性を計算した結果である。図5に示したように、図4に示したインパルス応答係数を193次のFIRフィルタとして適用した場合、2次高調波を約100dB抑制することができた。なお、インパルス応答係数は、図4に示したもの以外にも、受信信号に含まれる分離したい信号の周波数や強度に応じて適宜選択可能である。

[0059] 次に、同様に、図4に示したインパルス応答係数を適用した151次のFIRフィルタ特性を計算した結果を図6に示す。図6においては、8MHzの周波数の2次高調波を68dB抑制できている。このことから、典型的な周波数である4MHzの周波数を有するトランスデューサを用いた場合には、151次の次数を採用することで、2次高調波を68dB抑制させることが分かった。これにより、151次以上の次数のFIRフィルタの採用が、3次高調波を用いた超音波画像を得ることに有効であると言える。すなわち、超音波トランスデューサ2が151個以上の圧電素子22で構成することで、容易に3次高調波を用いた良好な超音波画像が得られるものである。

[0060] なお、生体内では遅延が乱れる場合があるが、遅延が乱れる場合には、特許文献3で開陳されているような手法を用いることで、生体内で乱れた遅延量を検出し、補正することができる。従って、乱れた遅延量を補正するとともに、FIR時間遅延量を付与してやればよい。

[0061] また、ハイパスフィルタではなくバンドパスフィルタを構成して高調波成分を抽出す

るように乗算器34の乗算係数を設定してもよい。

- [0062] 次に、受信信号は加算器38に入力される。加算器38は、各圧電素子22からの受信信号、すなわち各チャンネルごとの受信信号を加算することにより、整相加算処理を実行する。この加算器38から例えば16ビットの整相加算後の受信信号が出力されることになる。このように本実施形態においては整相加算と高調波成分の抽出とを同時に同一の回路で実施することができる。
- [0063] デジタルスキャンコンバータ(DSC)39は、座標変換機能や補間機能などを有する公知の回路であり、このDSC39上において、各フレームごとの超音波画像が形成され、超音波画像が表示部15に表示される。
- [0064] コントローラ37は、本実施形態において装置全体の制御を実行しており、本実施形態においては特にゲインレジスタ36に対してゲイン係数を設定する機能と、乗算係数メモリ35に対して乗算係数を設定する機能と、加算器を制御する機能とを有している。
- [0065] 電子スキャン方式(フェーズドアレイ方式ともいう)で駆動される超音波トランスデューサ2の動作例について説明する。電子スキャン方式の場合、超音波トランスデューサ2には $N+m$ 個(m は1以上の整数)の送信部及び受信部、すなわち圧電素子22を有しており、 N 個の圧電素子22を駆動することで1回の超音波パルス信号の送受信が行われる。そして、圧電素子22の配列順に沿って、1回の超音波パルス信号の送受信毎に駆動される圧電素子22を1個乃至数個ずつずらすことで、超音波トランスデューサ2を被検体に固定したままで、あたかも超音波トランスデューサ2を移動して走査しているかのような超音波画像が得られるものである。
- [0066] 電子スキャン方式においては、遅延器33及び乗算器34では、1回の超音波パルス信号の送受信毎に駆動される圧電素子22の個数と一致する N 個の時間遅延量と乗算係数で整相加算される。すなわち、1回の超音波パルス信号の送受信毎に駆動される圧電素子22の個数と一致する N 次のインパルス応答係数 $h(n)$ に基づく有限インパルス応答フィルタ特性が発揮されるものであり、圧電素子22の総数と一致する $N+m$ 次のインパルス応答係数 $h(n)$ に基づく演算を行う必要がないので、乗算係数メモリ35に記憶する乗算係数を少なくできるとともに、遅延器33及び乗算器34での演

算処理負荷も低減できる。

- [0067] 以上のように、本実施形態によれば、受信部ごとに所定の時間遅延量を前記電気信号に付与した後に、全ての前記電気信号を加算する加算回路を有するので、整相加算と同時に所望のフィルタ特性を実現することができる。さらに、整相加算と高調波成分の抽出とを同時に実施することができるので整相加算と高調波成分の抽出とを別個の回路で実施した場合に対して、同一の回路規模ではフィルタ特性のS/N比を向上させたデジタルビームフォーマ回路を提供できる。また、同一のS/N比のフィルタ特性を実現した場合、回路規模は小さくなり部品点数を削減したデジタルビームフォーマ回路を提供できる。
- [0068] また、151次以上の次数のFIRフィルタを設けることで、2次高調波を効果的に抑制し、3次高調波を用いた超音波画像を得ることが出来る。
- [0069] なお、本実施形態では圧電素子22を出力した受信信号に対し、受信回路30でA/D変換器32を用いてアナログデジタル変換を施したが、図7に示すように、加算器38の出力をA/D変換器32に入力してデジタル信号に変換する回路構成を採用してよい。また、図7において、加算器38の出力に対して、A/D変換器41を用いたアナログデジタル変換を施さずにアナログ値として処理する回路構成を採用してよい。

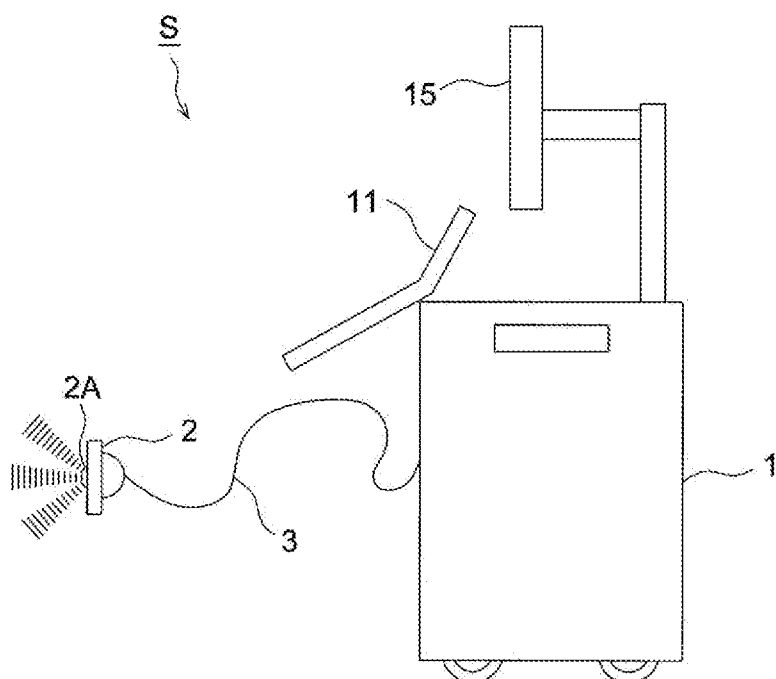
請求の範囲

- [1] 被検体内の測定箇所超音波信号を送信する送信部と、
前記測定箇所において前記超音波信号が反射して生成された反射超音波信号を、
受信して電気信号に変換する複数の受信部と、
前記受信部ごとに各々定めた時間遅延量と係数とで、前記電気信号を演算した後に、
全ての前記電気信号を加算する加算回路と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。
- [2] 前記受信部ごとに定めた時間遅延量は、前記測定箇所に同一時刻で反射して前記
複数の受信部の各々の受信部に到達する前記反射超音波信号の到達時間の差を
補正する到達時間遅延量と、
前記加算回路の出力が有限インパルス応答フィルタ特性を発揮するに必要なFIR時
間遅延量とからなり、
前記受信部ごとに定めた係数は、前記加算回路の出力が有限インパルス応答フィル
タ特性を発揮するに必要な係数であることを特徴とする請求の範囲第1項に記載の
超音波診断装置。
- [3] 前記受信部は151個以上備えられることを特徴とする請求の範囲第2項に記載の超
音波診断装置。
- [4] 前記加算回路で加算された電気信号に基づき超音波画像を表示する表示部を有し
、
前記送信部は、周波数 f_0 (Hz)の超音波信号を送信し、
前記受信部は、前記送信部で送信された超音波信号の k 次高調波(但し、 k は2以上
の整数) Sk_0 及び該 k 次高調波に隣接する基本波または高調波 Sk_1 を含む反射超音
波信号を受信し、
前記有限インパルス応答フィルタ特性は、
前記 Sk_0 の周波数を fk_0 (Hz)、前記 Sk_1 の周波数を fk_1 (Hz)としたとき、
前記 Sk_0 の強度に対して前記 Sk_1 の強度を $n_1 + n_2$ (dB)以上減衰させることを特徴と
する請求の範囲第3項に記載の超音波診断装置。
但し、 n_1 (dB)は、当該有限インパルス応答フィルタを行わない場合の反射超音波信

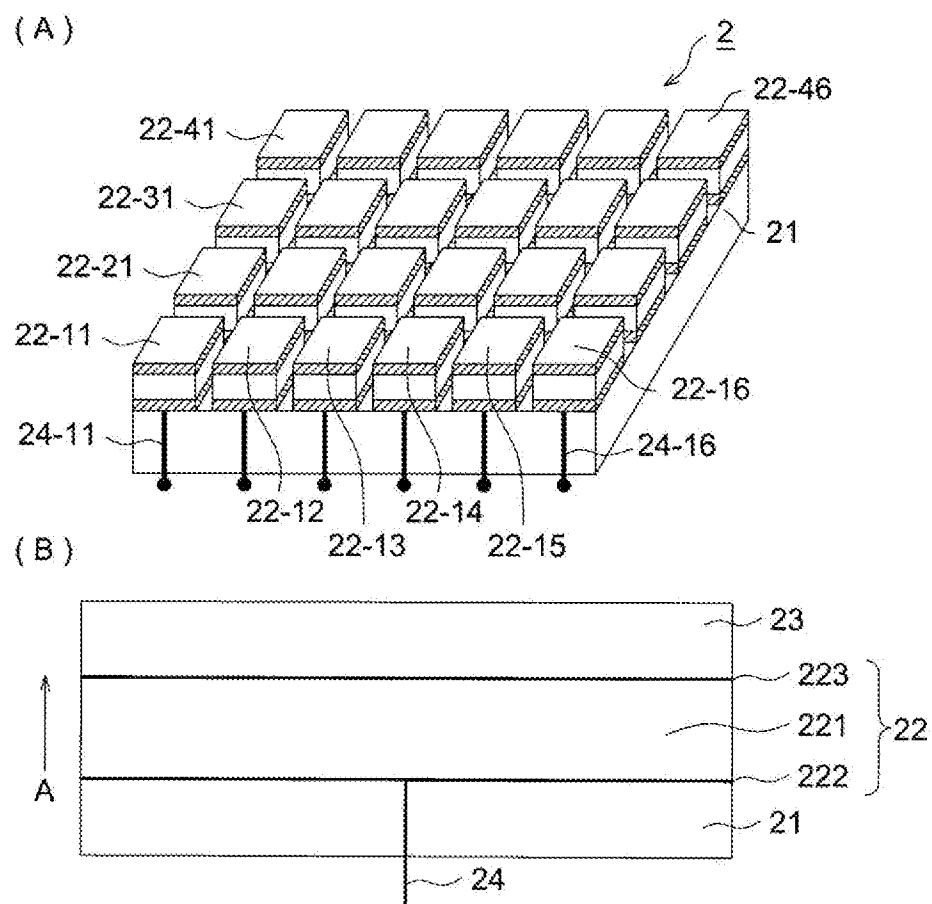
号に含まれる fk_0 (Hz)における超音波信号の強度と fk_1 (Hz)における超音波信号の強度の差であり、

$n2$ (dB)は、前記表示部の表示画面のダイナミックレンジである。

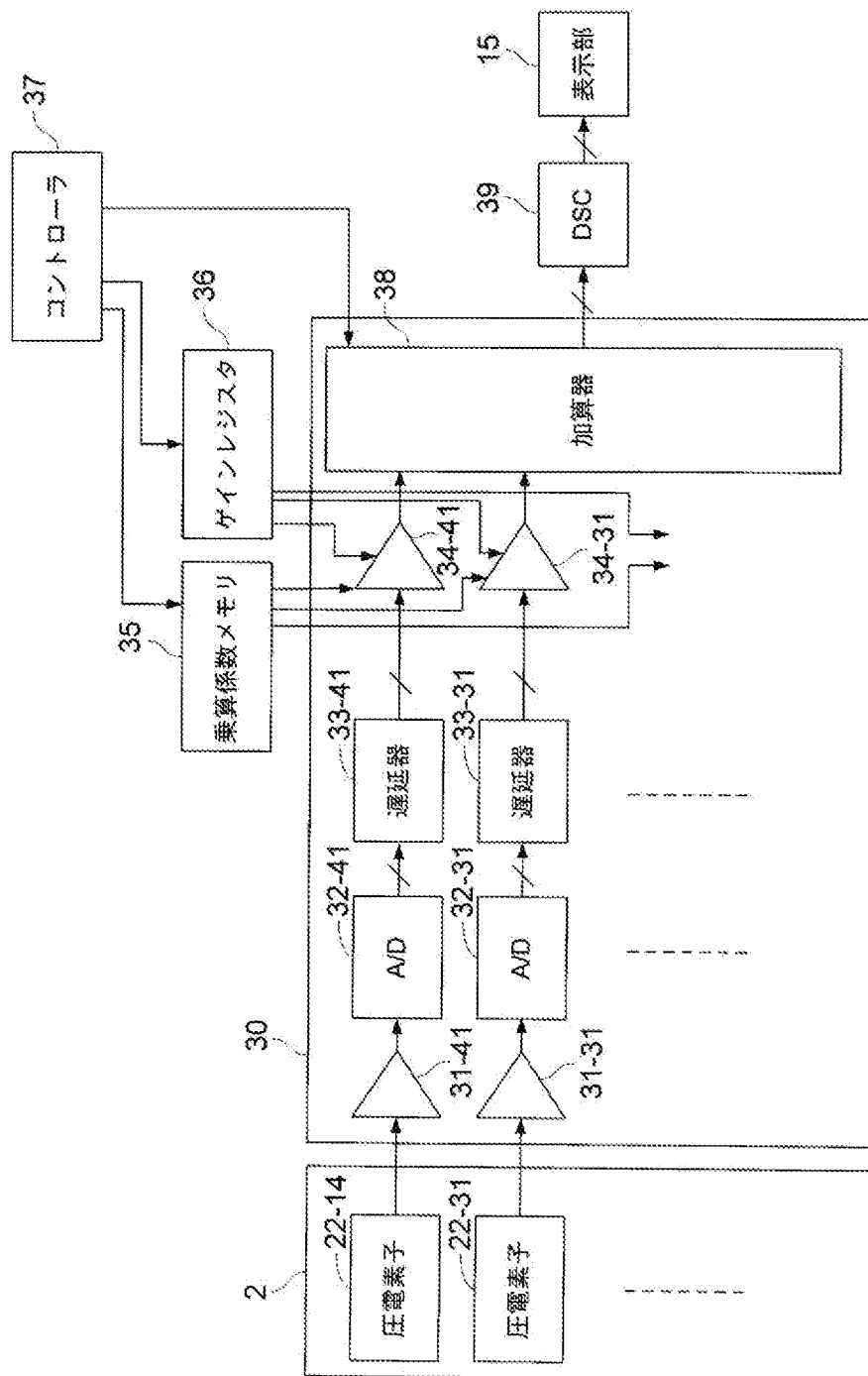
[図1]



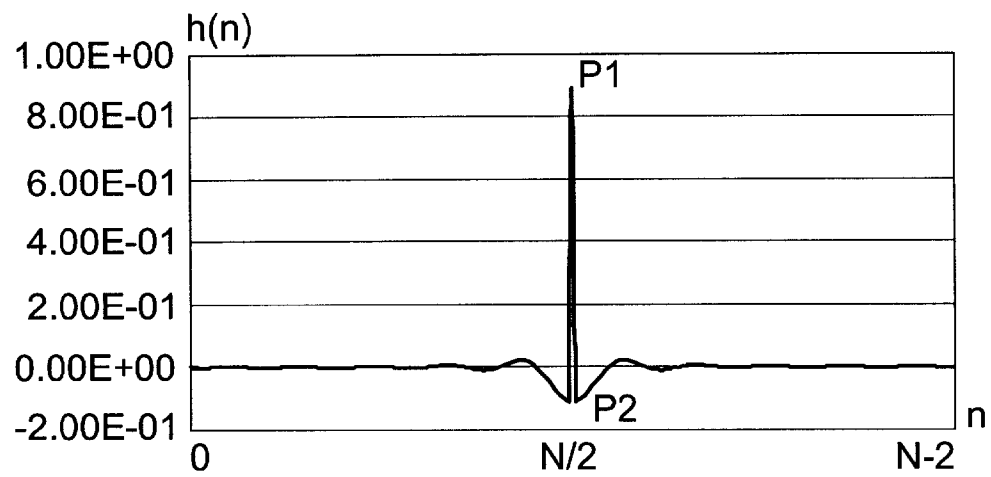
[図2]



[図3]

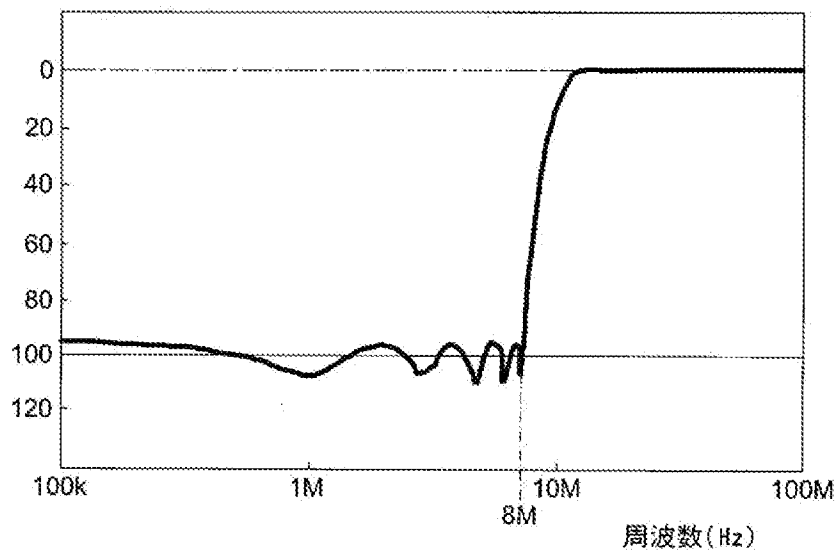


[図4]

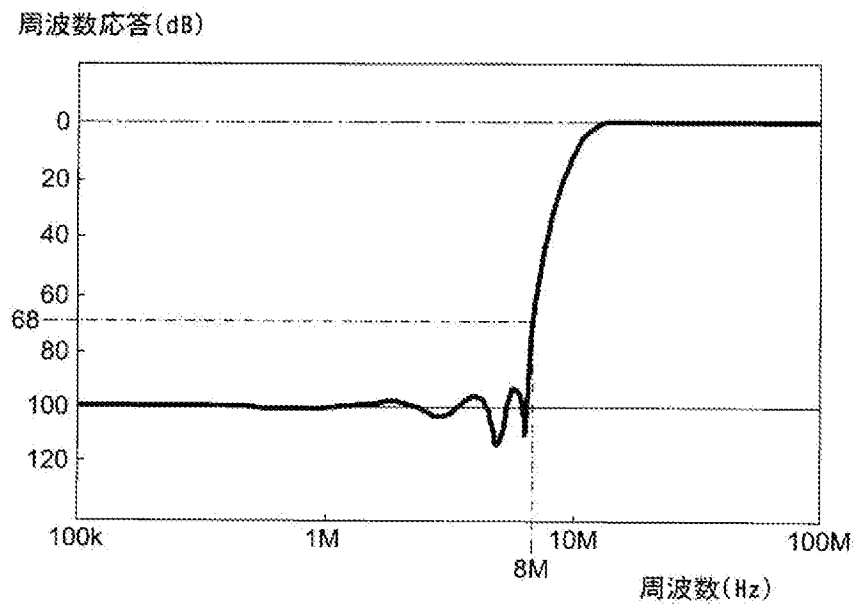


[図5]

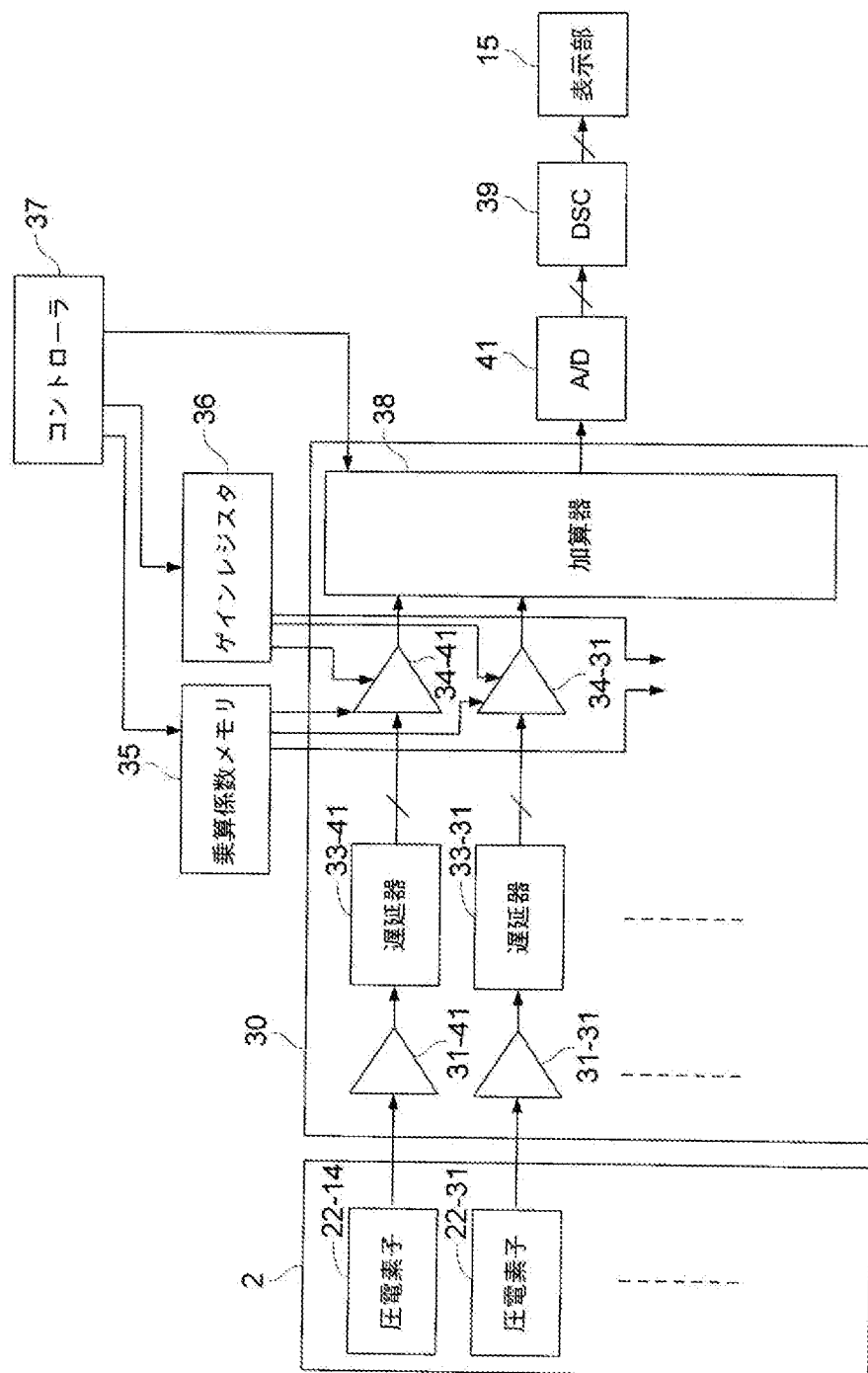
周波数応答 (dB)



[図6]



[図7]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/054414

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	1996-2009
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2009	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2009

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	JP 2004-49926 A (Medison Co., Ltd.), 19 February, 2004 (19.02.04), Par. Nos. [0012] to [0015]; Fig. 1 & US 2004/0019277 A1 & KR 10-2004-0009256 A	1, 2
A	JP 10-118065 A (Toshiba Corp.), 12 May, 1998 (12.05.98), Full text; all drawings (Family: none)	1, 2
A	JP 2005-323894 A (Aloka Co., Ltd.), 24 November, 2005 (24.11.05), Full text; all drawings (Family: none)	1, 2

☒ 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
18 March, 2009 (18.03.09)

Date of mailing of the international search report
07 April, 2009 (07.04.09)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/054414

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2004-73620 A (Toshiba Medical Systems Engineering Co., Ltd.), 11 March, 2004 (11.03.04), Full text; all drawings (Family: none)	1,2
A	JP 10-179589 A (ATL Ultrasound, Inc.), 07 July, 1998 (07.07.98), Full text; all drawings & NO 975111 A0 & EP 842638 A2	1,2
A	JP 9-164138 A (Advanced Technology Laboratories, Inc.), 24 June, 1997 (24.06.97), Full text; all drawings & EP 770352 A1 & US 5706819 A	1,2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/054414

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.: 3 and 4
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:
Generally, the order of an FIR filter relates to a data number at different instants to be used in the filter. In the invention of claims 3 and 4, however, the order corresponds to the number of piezoelectric elements. However, the correspondence between (continued to extra sheet)

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

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, 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.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/054414

Continuation of Box No.II-2 of continuation of first sheet (2)

the order of the FIR filter and the number of the piezoelectric element lacks support by the disclosure of the specification. Hence, the disclosure is neither satisfied within the meaning of PCT Article 5 nor supported by the clarity of PCT Article 6.

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 0 9 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 0 9 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 0 9 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 請求の範囲の番号
X	JP 2004-49926 A（株式会社メディソン）2004.02.19, 段落[0012]-[0015], 図1 & US 2004/0019277 A1 & KR 10-2004-0009256 A	1, 2
A	JP 10-118065 A（株式会社東芝）1998.05.12, 全文、全図 (ファミリーなし)	1, 2
A	JP 2005-323894 A（アロカ株式会社）2005.11.24, 全文、全図 (ファミリーなし)	1, 2

☒ 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

の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

1 8 . 0 3 . 2 0 0 9

国際調査報告の発送日

0 7 . 0 4 . 2 0 0 9

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）

川上 則明

2 Q

3 7 0 4

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

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 請求の範囲の番号
A	JP 2004-73620 A (東芝医用システムエンジニアリング株式会社) 2004.03.11, 全文、全図 (ファミリーなし)	1, 2
A	JP 10-179589 A (エイティーエル・ウルトラサウンド・インコーポ レイテッド) 1998.07.07, 全文、全図 & NO 975111 A0 & EP 842638 A2	1, 2
A	JP 9-164138 A (アドバンスト・テクノロジー・ラボラトリーズ・イ ンコーポレイテッド) 1997.06.24, 全文、全図 & EP 770352 A1 & US 5706819 A	1, 2

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（PCT17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. ☐ 請求の範囲 _____ 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. ☒ 請求の範囲 3, 4 _____ 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、
一般にFIRフィルタの次数は、フィルタに用いる異なる時刻のデータ数に関連するのに対し、請求の範囲3, 4に記載された発明では、圧電素子の数に対応するものとしている。しかし、FIRフィルタの次数と圧電素子数とが対応することについての技術的裏付けが明細書に開示されていない。よって、PCT第5条の意味での開示、及び第6条における明確性の要件を欠いている。
3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT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の範囲について作成した。
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の範囲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ため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲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ため、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の範囲について作成した。

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。