

(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
2019年10月3日(03.10.2019)

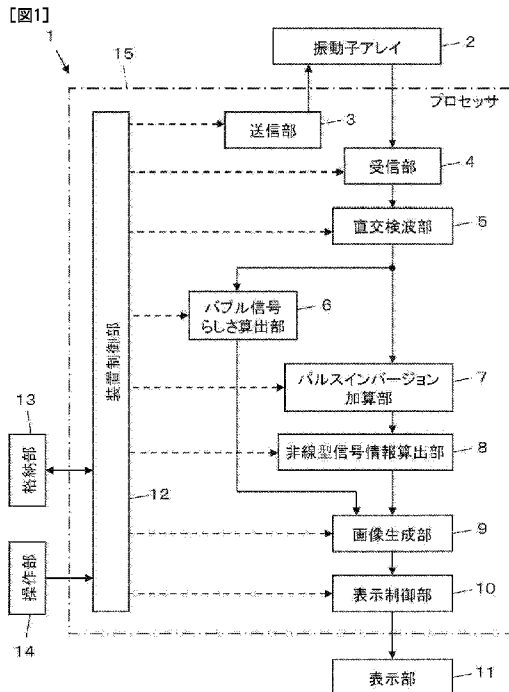


(10) 国際公開番号
WO 2019/189386 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/14 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2019/013237
- (22) 国際出願日: 2019年3月27日(27.03.2019)
- (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 2018-067682 2018年3月30日(30.03.2018) JP
- (71) 出願人: 富士フイルム株式会社 (FUJIFILM CORPORATION) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布2丁目2番30号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 野口 雅史 (NOGUCHI Masafumi); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 伊東 秀明, 外 (ITOHI Hideaki et al.); 〒1010032 東京都千代田区岩本町2丁目3番3号 ザイマックス岩本町ビル6階 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, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT,

(54) Title: ULTRASOUND DIAGNOSTIC DEVICE AND CONTROL METHOD OF ULTRASOUND DIAGNOSTIC DEVICE

(54) 発明の名称: 超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法



- 2 Transducer array
- 3 Transmission unit
- 4 Receiving unit
- 5 Quadrature detection unit
- 6 Bubble signal-likeness calculation unit
- 7 Pulse inversion addition unit
- 8 Non-linear signal information calculation unit
- 9 Image generation unit
- 10 Display control unit
- 11 Display unit
- 12 Device control unit
- 13 Storage unit
- 14 Operation unit
- 15 Processor

(57) Abstract: This ultrasound diagnostic device 1 is provided with: a transducer array 2; a transmission unit 3 which, from the transducer array 2, sends, on the same scan line, a set of a first ultrasound pulse FP and a second ultrasound pulse SP with mutually inverted phases into the subject N times, N greater than or equal to 2; a receiving unit 4 which acquires a reception signal from the signal outputted from the transducer array 2 which has received an ultrasound echo; a quadrature detection unit 5 which, by performing quadrature detection in a bandwidth set for the acquired reception signal,

WO 2019/189386 A1

QA, RO, RS, RU, RW, SA, 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, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, 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, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類 :

- 国際調査報告 (条約第21条(3))

acquires an IQ signal sequence corresponding to the first ultrasound pulse FP and an IQ signal sequence corresponding to the second ultrasound pulse SP; and a bubble signal-likeness calculation unit 6 which calculates the bubble signal-likeness on the basis of the IQ signal sequences obtained by the quadrature detection unit 5.

(57) 要約 : 超音波診断装置 1 は、振動子アレイ 2 と、振動子アレイ 2 から被検体内に互いに位相を反転させた第 1 の超音波パルス FP と第 2 の超音波パルス SP の組を同一の走査線上に少なくとも 2 回以上の N 回送信させる送信部 3 と、超音波エコーを受けた振動子アレイ 2 から出力される信号により受信信号を取得する受信部 4 と、取得された受信信号に対して定められた帯域で直交検波を行うことにより第 1 の超音波パルス FP に対応する I Q 信号列と第 2 の超音波パルス SP に対応する I Q 信号列を取得する直交検波部 5 と、直交検波部 5 により取得された I Q 信号列に基づいてバブル信号らしさを算出するバブル信号らしさ算出部 6 とを備える。

明 細 書

発明の名称：超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法

技術分野

[0001] 本発明は、超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法に係り、特に、ハーモニックイメージング法により超音波画像の生成を行う超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法に関する。

背景技術

[0002] 医用超音波診断装置において、被検体に造影剤を導入して診断を行なう場合等には、特許文献1および2に開示されるように、造影剤の非線形性を利用し、振動子アレイにより受信した超音波エコーから非線形成分を抽出して画像化を行う、いわゆるハーモニックイメージング法が知られている。ハーモニックイメージング法を用いることにより、被検体の組織と造影剤のバブルとのコントラストが高い画像を生成することができる。

[0003] ハーモニックイメージング法において、超音波エコーから非線形成分を抽出する方法として、例えば、同一の走査線上に、互いに位相を反転させた第1の超音波パルスと第2の超音波パルスを順次送信し、第1の超音波パルスによる受信信号と第2の超音波パルスによる受信信号を加算するパルスインバージョン法がある。このパルスインバージョン法により、超音波エコーに基づく受信信号から、第1の超音波パルスおよび第2の超音波パルスを形成する基本波の帯域を有する基本波信号を除去して、造影剤のバブルに起因する非線形信号を抽出することができる。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2002-301068号公報
特許文献2：特開2003-230255号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、通常、パルスインバージョン法を用いたとしても、組織の境界等からの超音波エコーに起因する信号は、造影剤のバブルに起因する非線形信号と同程度に残存することが多く、非線形信号との区別をすることが難しいという問題があった。従来の技術では、造影剤のバブルが血管内を移動することに伴って生じる、信号の輝度の時間変化を観察することにより、組織の境界等からの超音波エコーに起因する信号と造影剤のバブルに起因する非線形信号とを区別することが多く、取得された信号のうち、どの信号が造影剤のバブルに起因する非線形信号であるかを判断するために、時間と手間を要していた。

[0006] また、被検体内において拍動等の組織の動きがある場合には、パルスインバージョン法により相殺されずに残存する基本波信号が多くなり、基本波信号と造影剤のバブルに起因する非線形信号を区別することが難しいことがあるという問題があった。

[0007] 本発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたものであり、被検体の組織に起因する信号と造影剤のバブルに起因する信号を容易に且つ短時間に区別することができる超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法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

[0008] 上記目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、振動子アレイと、振動子アレイから被検体内に互いに位相を反転させた第1の超音波パルスと第2の超音波パルスの組を同一の走査線上に少なくとも2回以上のN回送信させる送信部と、被検体内において発生した超音波エコーを受けた振動子アレイから出力される信号により受信信号を取得する受信部と、受信部により取得された受信信号に対して定められた帯域で直交検波を行うことにより第1の超音波パルスに対応するI/Q信号列と第2の超音波パルスに対応するI/Q信号列を取得する直交検波部と、直交検波部により取得されたI/Q信号列を用いて、第1の超音波パルスに対応するI/Q信号と第2の超音波パルスに対応するI/Q信号を加算することにより基本波成分が除去された画像信号

を取得するパルスインバージョン加算部と、

直交検波部により取得されたI/Q信号列に基づいてバブル信号らしさを算出するバブル信号らしさ算出部と、バブル信号らしさ算出部により算出されたバブル信号らしさとパルスインバージョン加算部により取得された画像信号とに基づいて超音波画像を生成する画像生成部とを備えたことを特徴とする。

[0009] バブル信号らしさ算出部は、直交検波部により取得されたI/Q信号列から自己相関を求め、求められた前記自己相関に基づいてバブル信号らしさを算出することができる。

もしくは、バブル信号らしさ算出部は、直交検波部により取得されたI/Q信号列から位相差の分散値を算出し、算出された位相差の分散値を用いてバブル信号らしさを算出することもできる。

もしくは、バブル信号らしさ算出部は、直交検波部により取得されたI/Q信号列から振幅の分散値を算出し、算出された振幅の分散値を用いてバブル信号らしさを算出することができる。

[0010] パルスインバージョン加算部により取得された画像信号から非線形信号のパワーおよび速度の少なくとも一方を算出する非線形信号情報算出部をさらに備えることができる。

この際に、画像生成部は、非線形信号情報算出部により算出された非線形信号のパワーおよび速度の少なくとも一方に基づいて超音波画像を生成することができる。

さらに、画像生成部は、非線形信号情報算出部により算出された非線形信号のパワーおよび速度の少なくとも一方とバブル信号らしさ算出部により算出されたバブル信号らしさとに基づいたカラーマップにより超音波画像を生成することもできる。

また、超音波画像を表示する表示部をさらに備えることができる。

[0011] 本発明の超音波診断装置の制御方法は、振動子アレイから被検体内に互いに位相を反転させた第1の超音波パルスと第2の超音波パルスの組を同一の

走査線上に少なくとも2回以上のN回送信させ、被検体内において発生した超音波エコーを受けた振動子アレイから出力される信号により受信信号を取得し、取得された受信信号に対して定められた帯域で直交検波を行うことにより第1の超音波パルスに対応するI/Q信号列と第2の超音波パルスに対応するI/Q信号列を取得し、取得されたI/Q信号列を用いて第1の超音波パルスに対応するI/Q信号と第2の超音波パルスに対応するI/Q信号を加算することにより基本波成分が除去された画像信号を取得し、取得されたI/Q信号列に基づいてバブル信号らしさを算出し、算出されたバブル信号らしさと、取得された画像信号とに基づいて超音波画像を生成することを特徴とする。

発明の効果

[0012] 本発明によれば、直交検波部により取得されたI/Q信号列のランダム性を表す指標をバブル信号らしさとして算出するバブル信号らしさ算出部を備えるため、被検体の組織に起因する信号と造影剤のバブルに起因する信号を容易に且つ短時間に区別することができる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]本発明の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

[図2]本発明の実施の形態における受信部の内部構成を示すブロック図である。

[図3]第1の超音波パルスに対応する直交検波の帯域の例を示す図である。

[図4]第2の超音波パルスに対応する直交検波の帯域の例を示す図である。

[図5]本発明の実施の形態に係る超音波診断装置の動作を表すフローチャートである。

[図6]超音波パルスの送信タイミングを模式的に示す図である。

[図7]第1の超音波パルスおよび第2の超音波パルスに対応するI/Q信号列を模式的に示す図である。

[図8]非線形成分の寄与が比較的小さい場合のI/Q信号の例を模式的に示す図である。

[図9]非線形成分の寄与が比較的小さい場合の速度ベクトルの例を模式的に示す例である。

[図10]非線形成分の寄与が比較的大きい場合のI Q信号の例を模式的に示す図である。

[図11]非線形成分の寄与が比較的大きい場合の速度ベクトルの例を模式的に示す図である。

[図12]第1の超音波パルスに対応するI Q信号列と第2の超音波パルスに対応するI Q信号列を加算して加算信号を算出する様子を模式的に示す図である。

[図13]本発明の実施の形態に係る超音波診断装置により得られたパワーとバブル信号らしさの表示例を模式的に示す図である。

[図14]本発明の実施の形態に係る超音波診断装置により得られたパワー、速度、バブル信号らしさの表示例を模式的に示す図である。

発明を実施するための形態

[0014] 以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。また、以下においては、被検体に造影剤が導入されているものとする。

実施の形態

図1に、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置1の構成を示す。図1に示すように、超音波診断装置1は、振動子アレイ2を備えており、振動子アレイ2に送信部3および受信部4がそれぞれ接続されている。受信部4には、直交検波部5が接続され、直交検波部5に、バブル信号らしさ算出部6およびパルスインバージョン加算部7が接続されている。また、パルスインバージョン加算部7には、非線形信号情報算出部8、画像生成部9、表示制御部10および表示部11が順次接続されている。さらに、バブル信号らしさ算出部6は、画像生成部9に接続されている。

[0015] さらに、送信部3、受信部4、直交検波部5、バブル信号らしさ算出部6、パルスインバージョン加算部7、非線形信号情報算出部8、画像生成部9および表示制御部10に、装置制御部12が接続されており、装置制御部1

2に、格納部13および操作部14が接続されている。装置制御部12と格納部13は、互いに双方向の情報の受け渡しが可能に接続されている。

また、送信部3、受信部4、直交検波部5、バブル信号らしさ算出部6、位相補正部7、パルスインバージョン加算部7、非線形信号情報算出部8、画像生成部9、表示制御部10および装置制御部12により、プロセッサ15が構成されている。

[0016] 図1に示す超音波診断装置1の振動子アレイ2は、1次元または2次元に配列された複数の振動子を有している。これらの振動子は、それぞれ送信部3から供給される駆動信号に従って超音波を送信すると共に、被検体からの超音波エコーを受信して、超音波エコーに基づく信号を出力する。各振動子は、例えば、PZT (Lead Zirconate Titanate : チタン酸ジルコン酸鉛) に代表される圧電セラミック、PVDf (Poly Vinylidene Di Fluoride : ポリフッ化ビニリデン) に代表される高分子圧電素子およびPMN-PT (Lead Magnesium Niobate-Lead Titanate : マグネシウムニオブ酸鉛-チタン酸鉛固溶体) に代表される圧電単結晶等からなる圧電体の両端に電極を形成することにより構成される。

[0017] プロセッサ15の送信部3は、例えば、複数のパルス発生器を含んでおり、装置制御部12からの制御信号に応じて選択された送信遅延パターンに基づいて、振動子アレイ2の複数の振動子から送信される超音波が超音波ビームを形成するように、それぞれの駆動電圧を、遅延量を調節して複数の振動子に供給する。このように、振動子アレイ2の複数の振動子の電極にパルス状の駆動電圧が印加されると、圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状の超音波が発生して、それらの超音波の合成波から、パルス状の超音波ビームすなわち超音波パルスが形成される。送信部3は、このようにして、互いに位相を反転させた第1の超音波パルスおよび第2の超音波パルスを振動子アレイ2から順次発生させ、振動子アレイ2を介して、第1の超音波パルスと第2の超音波パルスの組を同一の走査線に沿って被検体内に複数回送信する。

- [0018] 被検体内に送信された第1の超音波パルスおよび第2の超音波パルスは、例えば、被検体の部位等の対象において反射され、いわゆる超音波エコーとして振動子アレイ2に向かって被検体内を伝搬する。このように振動子アレイ2に向かって伝搬する超音波エコーは、振動子アレイ2を構成するそれぞれの振動子により受信される。この際に、振動子アレイ2を構成するそれぞれの振動子は、伝搬する超音波エコーを受信することにより伸縮して電気信号を発生させ、これらの電気信号を受信部4に出力する。
- [0019] プロセッサ15の受信部4は、装置制御部12からの制御信号に従って、振動子アレイ2から出力される信号の処理を行う。図2に示すように、受信部4は、増幅部16、A/D (Analog Digital) 変換部17およびビームフォーマ18が直列接続された構成を有している。
- [0020] 受信部4の増幅部16は、振動子アレイ2を構成するそれぞれの振動子から入力された信号を増幅し、増幅した信号をA/D変換部17に送信する。A/D変換部17は、増幅部16から送信された信号をデジタルデータに変換し、これらのデータをビームフォーマ18に送信する。ビームフォーマ18は、装置制御部12からの制御信号に応じて選択された受信遅延パターンに基づいて設定される音速または音速の分布に従い、A/D変換部17により変換された各データに対してそれぞれの遅延を与えて加算することにより、いわゆる受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、A/D変換部17により変換された各データが整相加算され且つ超音波エコーの焦点が絞り込まれた受信信号が取得される。
- [0021] ここで、被検体内を伝搬する超音波エコーには、第1の超音波パルスおよび第2の超音波パルスを形成する基本波の帯域を有する基本波成分と、被検体の組織の動きに起因する2次高調波成分と、被検体に導入された造影剤のバブルの微小な振動に起因する非線形成分が含まれている。そのため、受信部4により取得された受信信号には、例えば図3および図4に示すように、超音波エコーの基本波成分に基づく基本波信号E1またはE4、2次高調波成分に基づく2次高調波信号E2および造影剤のバブルによる非線形成分に

基づくバブル信号E 3を含んでいる。図3に示す例では、正の位相を有する超音波パルスに基づく受信信号が示されており、基本波信号E 1は、正の値を有している。一方、図4に示す例では、負の位相を有する超音波パルスに基づく受信信号が示されており、基本波信号E 4は、負の値を有している。

[0022] プロセッサ15の直交検波部5は、受信部4により取得された受信信号に参照周波数のキャリア信号を混合することにより、受信信号を直交検波して複素データであるI Q信号に変換し、第1の超音波パルスに対応するI Q信号列と第2の超音波パルスに対応するI Q信号列を取得する。この際に、直交検波部5は、被検体に導入されている造影剤の検出精度を向上させるため、図3および図4に示すように、基本波信号E 1の信号強度および2次高調波信号E 2の信号強度と比較して、造影剤のバブルに起因する非線形な信号からなるバブル信号E 3の信号強度が相対的に大きくなる周波数を含むように、直交検波の帯域FBを設定することが望ましい。さらに、基本波信号E 1の信号強度と、2次高調波信号E 2およびバブル信号E 3を含む非線形信号の信号強度とが、互いに比較的近い値を有するように、図3および図4に示すように、バブル信号E 3が相対的に大きくなる周波数に加えて、基本波信号E 1またはE 4の周波数帯域の一部を含むように、直交検波の帯域FBを設定することが好ましい。

[0023] プロセッサ15のバブル信号らしさ算出部6は、直交検波部5により取得されたI Q信号列に基づいて算出された自己相関または分散値を用いた指標を、被検体に導入された造影剤のバブルに基づくバブル信号らしさとして算出する。バブル信号らしさ算出部6によるバブル信号らしさの算出については、後に詳しく説明する。

[0024] プロセッサ15のパルスインバージョン加算部7は、直交検波部5により取得されたI Q信号列を用いて、第1の超音波パルスに対応するI Q信号と、第2の超音波パルスに対応するI Q信号とを加算することにより、図3および図4に示すような基本波信号E 1およびE 4が除去された加算信号を取得する。

[0025] プロセッサ 15 の非線形信号情報算出部 8 は、パルスインバージョン加算部 7 により取得された加算信号から、被検体の組織に起因する 2 次高調波信号 E 2 および被検体に導入された造影剤のバブルに起因するバブル信号 E 3 を含む非線形信号のパワーおよび速度の少なくとも一方を非線形信号情報として算出する。

プロセッサ 15 の画像生成部 9 は、非線形信号情報算出部 8 により算出された非線形信号のパワーおよび速度の少なくとも一方と、バブル信号らしさ算出部 6 により算出されたバブル信号らしさとに基づいて超音波画像を生成する。

プロセッサ 15 の表示制御部 10 は、装置制御部 12 の制御の下、画像生成部 9 により生成された超音波画像等に所定の処理を施して、表示部 11 に超音波画像等を表示させる。

[0026] 超音波診断装置 1 の表示部 11 は、表示制御部 10 の制御の下、画像等を表示するものであり、例えば、LCD (Liquid Crystal Display : 液晶ディスプレイ) 等のディスプレイ装置を含む。

超音波診断装置 1 の操作部 14 は、ユーザが入力操作を行うためのものであり、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパッドおよびタッチパネル等を備えて構成することができる。

[0027] 格納部 13 は、超音波診断装置 1 の動作プログラム等を格納するもので、フラッシュメモリ、HDD (Hard Disc Drive : ハードディスクドライブ)、SSD (Solid State Drive : ソリッドステートドライブ)、FD (Flexible Disc : フレキシブルディスク)、MOディスク (Magneto-Optical disc : 光磁気ディスク)、MT (Magnetic Tape : 磁気テープ)、RAM (Random Access Memory : ランダムアクセスメモリ)、CD (Compact Disc : コンパクトディスク)、DVD (Digital Versatile Disc : デジタルバーサタイルディスク)、SDカード (Secure Digital card : セキュアデジタルカード)、USBメモリ (Universal Serial Bus memory : ユニバーサルシリアルバスメモリ) 等の記録メディア、またはサーバ等を用いることができる。

[0028] なお、送信部 3、受信部 4、直交検波部 5、バブル信号らしさ算出部 6、パルスインバージョン加算部 7、非線形信号情報算出部 8、画像生成部 9、表示制御部 10 および装置制御部 12 を有するプロセッサ 15 は、CPU (Central Processing Unit: 中央処理装置)、および、CPU に各種の処理を行わせるための制御プログラムから構成されるが、FPGA (Field Programmable Gate Array: フィールドプログラマブルゲートアレイ)、DSP (Digital Signal Processor: デジタルシグナルプロセッサ)、ASIC (Application Specific Integrated Circuit: アプリケーションスペシフィックインテグレイテッドサーキット)、GPU (Graphics Processing Unit: グラフィックスプロセッシングユニット)、その他の IC (Integrated Circuit: 集積回路) を用いて構成されてもよい。また、これらの送信部 3、受信部 4、直交検波部 5、バブル信号らしさ算出部 6、パルスインバージョン加算部 7、非線形信号情報算出部 8、画像生成部 9、表示制御部 10 および装置制御部 12 を部分的にあるいは全体的に 1 つの CPU 等に統合させて構成することもできる。

[0029] 次に、図 5 に示すフローチャートを用いて、実施の形態における超音波診断装置 1 の動作を詳細に説明する。実施の形態において、超音波診断装置 1 は、同一の走査線上に互いに位相を反転させた第 1 の超音波パルスと第 2 の超音波パルスを順次送信し、第 1 の超音波パルスによる受信信号と第 2 の超音波パルスによる受信信号を加算するパルスインバージョン法を用いて、超音波画像を生成する。

[0030] まず、ステップ S 1 において、送信部 3 は、互いに位相を反転させた第 1 の超音波パルスと第 2 の超音波パルスを、振動子アレイ 2 を介して同一の走査線上に複数回送信する。この際に、送信部 3 は、第 1 の超音波パルスと第 2 の超音波パルスの組を同一の走査線上に N 回送信した後に、次の走査線上に第 1 の超音波パルスと第 2 の超音波パルスの組を N 回送信する。ここで、N は 2 以上の整数である。例えば、送信部 3 は、図 6 に示すように、各走査線 L 1、L 2、L 3、L 4、L 5 上において、第 1 の超音波パルス FP と第

2の超音波パルスSPを、交互に4回ずつ送信している。また、図6に示す例においては、時系列に隣り合う第1の超音波パルスFP同士の間隔PRT1と、時系列に隣り合う第2の超音波パルスSP同士の間隔PRT1は、互いに同一である。

[0031] ステップS2において、受信部4は、ステップS1で被検体内に送信された第1の超音波パルスFPと第2の超音波パルスSPに基づいて被検体内で発生した超音波エコーを受信した振動子アレイ2から出力される信号により、受信信号を取得する。

[0032] 続くステップS3において、直交検波部5は、ステップS2で取得された受信信号に対して定められた帯域FBで直交検波を行うことにより、第1の超音波パルスFPに対応するIQ信号列と第2の超音波パルスに対応するIQ信号列を取得する。この際に、直交検波部5は、例えば、図3および図4に示すように、基本波信号E1の信号強度および2次高調信号E2の信号強度と比較して、造影剤のバブルに起因する非線形な信号からなるバブル信号E3の信号強度が相対的に大きくなるように、且つ、基本波信号E1の信号強度と、2次高調波信号E2およびバブル信号E3を含む非線形信号の信号強度とが互いに近い値を有するように、直交検波の帯域FBを設定し、この帯域FBにおいて直交検波を実行する。

[0033] また、第1の超音波パルスFPに対応するIQ信号列と第2の超音波パルスSPに対応するIQ信号列は、互いに極性の異なる位相を有している。例えば、第1の超音波パルスFPが正の位相を有し、第2の超音波パルスSPが負の位相を有している場合に、図7に示すように、第1の超音波パルスFPに対応するIQ信号P1、P3、P5、P7、P9、P11を含むIQ信号列C1は、正の位相を有し、第2の超音波パルスSPに対応するIQ信号P2、P4、P6、P8、P10、P12を含むIQ信号列C2は、負の位相を有する。

[0034] 続くステップS4において、バブル信号らしさ算出部6は、ステップS3で取得されたIQ信号列C1およびC2を用いて、バブル信号らしさを表す

指標を算出する。例えば、バブル信号らしさ算出部6は、ステップS3で得られたI/Q信号により下記式(1)に示すように自己相関VTを算出し、下記式(2)に示すようにI/Q信号のパワーPTを算出し、さらに、算出された自己相関VTおよびパワーPTを用いて下記式(3)に示すように、バブル信号らしさとして、分散値VSを算出する。

$$VT = [\sum (P_{j+1} \cdot P^*_j)] / (2n - 1) \quad (j = 1, 2, \dots, 2n - 1) \dots (1)$$

$$PT = (\sum |P_k|^2) / (2n) \quad (k = 1, 2, \dots, 2n) \dots (2)$$

$$VS = 1 - (|VT| / PT) \dots (3)$$

[0035] ここで、数式(1)および(2)におけるnは自然数である。また、I/Q信号の自己相関とは、時系列に異なる2つのI/Q信号のうち、時系列において後のI/Q信号と、時系列において前のI/Q信号の複素共役との積により計算されるものである。

また、バブル信号らしさの指標値は、信号の大小によらない規格化された値であることが望ましい。規格化の方法については特に限定しないが、ここでは最も単純な方法として、PTで|VT|を除し、バブル信号らしさの指標値が0から1の範囲に値を有するように、指標値を規格化している。後述する他の指標値の例についても、同様の考えに基づき規格化を行っている。

このようにして算出された分散値VSが、バブル信号らしさを表す指標値として用いられることができる理由について説明する。

[0036] まず、ステップS3で得られたI/Q信号列C1およびC2において、図3および図4に示すような2次高調波信号E2と造影剤のバブルに起因するバブル信号E3を含む非線形信号の影響が比較的小さく、基本波信号E1およびE4が支配的である場合には、I/Q信号列C1およびC2は、例えば、図8に示すようなI/Q信号により構成される。ここで、図8には、超音波エコーにおいて造影剤のバブルの影響が無く、被検体の組織に起因する成分が支配的な場合のI/Q信号が示されており、I/Q信号の例として、3つのI/Q信

号P 1、P 2、P 3が示されている。また、実際には、I Q信号P 1とP 3は互いに異なる大きさおよび位相を有する信号であるが、説明のために、I Q信号P 1およびP 3は互いに等しいとする。

[0037] 図8に示すように、I Q信号P 1およびP 3は、例えば、基本波信号E 1に対応する基本波ベクトルG 1と、被検体の組織に起因する2次高調波信号E 2等の高次の高調波信号に対応する非線形信号ベクトルH 1の和で表され、I Q信号P 2は、基本波信号E 4に対応する基本波ベクトルG 2と高次の高調波信号に対応する非線形信号ベクトルH 2との和で表される。ここで、高次の高調波信号の信号強度は、基本波信号E 1の信号強度に対して、例えば10分の1以下のオーダーを有する等、非常に小さく、非線形信号ベクトルH 1およびH 2の大きさは、基本波ベクトルG 1およびG 2の大きさと比較して非常に小さい。

[0038] そのため、I Q信号P 1およびP 3は、概ね基本波ベクトルG 1に等しく、I Q信号P 2は、概ね基本波ベクトルG 2に等しい。このように、ステップS 3で取得されたI Q信号列C 1およびC 2において基本波信号E 1およびE 4が支配的である場合には、I Q信号列C 1およびC 2のランダム性が低い。また、この際に、I Q信号P 1およびP 3は、I Q信号P 2の位相からI Q信号P 1の位相を減じた位相差 DA_1 と、I Q信号P 3の位相からI Q信号P 2の位相を減じた位相差 DA_2 は、概ね180度近傍の値となる。

[0039] そのため、例えば、下記式(4)に示すように、数式(1)中に現れる時系列に隣り合うI Q信号同士の自己相関を自己相関ベクトル VT_j とすると、自己相関ベクトル VT_j は、図9に示すように、概ね1方向に向かって延びるベクトルとなる。ここで、図9においては、I Q信号P 1およびP 2に基づいて算出された自己相関ベクトル VT_1 と、I Q信号P 2およびP 3に基づいて算出された自己相関ベクトル VT_2 が示されており、自己相関ベクトル VT_1 および VT_2 は、それぞれ180度近傍の位相 DA_1 および DA_2 を有している。

$$VT_j = P_{j+1} \cdot P_j^* \quad (j = 1, 2, \dots, 2n-1) \dots (4)$$

)

[0040] このような場合には、数式(1)に示される自己相関 V_T の絶対値と数式(2)に示されるパワー P_T の絶対値との比が、概ね1に等しくなるため、数式(3)に示される分散 V_S は、ゼロの近傍の値となる。

[0041] 次に、ステップS3で得られたI/Q信号列C1およびC2において、造影剤のバブルに起因する非線形な信号からなるバブル信号E3の影響が比較的大きい場合には、I/Q信号列C1およびC2は、例えば、図10に示すようなI/Q信号により構成される。ここで、造影剤のバブルに起因するバブル信号E3の信号強度は、組織に起因する2次高調波信号E2の信号強度と比べて比較的強いため、図3および図4に示すような帯域FBにおいて直交検波がなされることにより、例えば、基本波信号E1および2次高調波信号E2の信号強度に対して同程度もしくはそれ以上の信号強度を有するバブル信号E3を含む、I/Q信号が得られる。このようなI/Q信号の例として、図10には、I/Q信号P1、P2、P3が示されている。図8と同様に、実際には、I/Q信号P1とP3は互いに異なる大きさおよび位相を有する信号であるが、説明のために、I/Q信号P1およびP3は互いに等しいとする。

[0042] 図10に示すように、I/Q信号P1およびP3は、例えば、基本波信号E1に対応する基本波ベクトルG1と、2次高調波信号E2およびバブル信号E3を含む非線形信号に対応する非線形信号ベクトルH1の和で表され、I/Q信号P2は、基本波信号E4に対応する基本波ベクトルG2と2次高調波信号E2およびバブル信号E3を含む非線形信号に対応する非線形信号ベクトルH2との和で表される。図10に示す例では、基本波ベクトルG1の大きさと非線形信号ベクトルH1の大きさとの比、および、基本波ベクトルG2の大きさと非線形信号ベクトルH2の大きさとの比は、概ね1に等しい。

[0043] このような場合には、I/Q信号P1およびP3は、基本波ベクトルG1から大きくずれた信号であり、I/Q信号P2は、基本波ベクトルG2から大きくずれた信号である。このように、ステップS3で取得されたI/Q信号列C1およびC2において基本波信号E1およびE4が支配的ではなく、非線形

信号が比較的大きい場合には、I Q信号のランダム性が高い。また、この際に、I Q信号P 2の位相からI Q信号P 1の位相を減じた位相差 DA_1 と、I Q信号P 3の位相からI Q信号P 1の位相を減じた位相差 DA_2 は、例えば、90度近傍の値または270度近傍の値等の、180度から離れた値となる。

[0044] そのため、数式(4)に示す自己相関ベクトル VT_j は、例えば図11に示すように、概ね反対方向に向かって伸びるベクトルとなる。ここで、図11においては、I Q信号P 1およびP 2に基づいて算出された自己相関ベクトル VT_1 と、I Q信号P 2およびP 3に基づいて算出された自己相関ベクトル VT_2 が示されており、自己相関ベクトル VT_1 は、90度近傍の位相を有しており、 VT_2 は、270度近傍の位相を有している。

[0045] このような場合には、数式(1)に示される自己相関VTの計算において、数式(4)に示される自己相関ベクトル VT_j が概ね相殺されるため、数式(3)に示される分散VSは、1の近傍の値となる。

したがって、分散VSの値が1に近づくほど、ステップS3で取得されたI Q信号列C 1およびC 2のランダム性が高くなり、すなわち、I Q信号列C 1およびC 2において造影剤のバブルに起因するバブル信号E 3の影響が大きくなるため、I Q信号列C 1およびC 2が造影剤のバブルに起因する信号らしいことがわかる。また、分散VSの値がゼロに近づくほど、I Q信号列C 1およびC 2のランダム性が低くなり、すなわち、I Q信号列C 1およびC 2において造影剤のバブルに起因するバブル信号E 3の影響が小さくなり、基本波信号E 1およびE 4の影響が大きくなるため、I Q信号列C 1およびC 2が被検体の組織に起因する信号らしいことがわかる。

[0046] ここで、自己相関VTは、時間的に互いに隣接するI Q信号対の一方と、他方の複素共役との積により求められるが、これらのI Q信号に含まれるバブル信号E 3の信号強度が基本波信号E 1および2次高調波信号E 2の信号に対して同程度もしくはそれ以上である場合には、このような積の計算において、複素共役となる、第1の超音波パルスFPからの超音波エコーに対応

する第1のIQ信号と第2の超音波パルスSPからの超音波エコーに対応する第2のIQ信号とが交互に入れ替わることにより、算出される位相差 DA_j が180度から交互に離れた値を有するという性質が得られている。このような場合には、つまり、自己相関VTを算出する際に、積が計算される第1のIQ信号と第2のIQ信号の順番が周期的に入れ替われば同様の性質が得られるため、IQ信号 P_{j+3} と P_j および P_{j+5} と P_j 等から算出される自己相関でも、同様の結果を得ることができる。

[0047] このようにして、ステップS4でバブル信号らしさが算出されると、続くステップS5において、パルスインバージョン加算部7は、ステップS3で取得されたIQ信号列C1およびC2を用いて、第1の超音波パルスFPに対応するIQ信号と第2の超音波パルスSPに対応するIQ信号を加算することにより基本波信号E1およびE4が除去された加算信号を取得する。

[0048] 例えば、パルスインバージョン加算部7は、図12に示すように、互いに時系列に隣り合い且つ互いに極性の異なるIQ信号を加算することにより、加算信号 $a_1, a_2, a_3, a_4, a_5, a_6$ および b_1, b_2, b_3, b_4, b_5 を算出する。この際に、パルスインバージョン加算部7は、例えば、下記式(5)を用いて加算信号 $a_1, a_2, a_3, a_4, a_5, a_6$ を算出し、下記式(6)を用いて加算信号 b_1, b_2, b_3, b_4, b_5 を算出する。

$$a_m = P_{2m-1} + P_{2m} \quad (m = 1, 2, \dots, n) \dots (5)$$

$$b_q = P_{2q} + P_{2q+1} \quad (q = 1, 2, \dots, n-1) \dots (6)$$

[0049] 続くステップS6において、非線形信号情報算出部8は、ステップS5で算出された加算信号 a_m および b_q を用いて、被検体の組織に起因する2次高調波信号E2および被検体に導入された造影剤のバブルに起因する非線形な信号からなるバブル信号E3を含む非線形信号のパワーおよび速度ベクトルの少なくとも一方を算出する。例えば、非線形信号情報算出部8は、下記式(7)を用いてバブル信号E3のパワーPBを算出し、下記式(8)を用いてバブル信号E3の速度VBを算出することができる。

$$PB = [\sum |a_m|^2 + \sum |b_q|^2] / (2n - 1)$$

$$(m=1, 2, \dots, n, \quad q=1, 2, \dots, n-1) \dots$$

(7)

$$VB = [\sum (a_{r+1} \cdot a^*_r) + \sum (b_{t+1} \cdot b^*_t)] / (2n-3)$$

$$(r=1, 2, \dots, n-2, \quad t=1, 2, \dots, n-3) \dots$$

(8)

[0050] 続くステップS7において、画像生成部9は、ステップS6で算出された非線形信号のパワーPBおよび速度VBのうち少なくとも一方と、ステップS4で算出されたバブル信号らしさに基づいて超音波画像を生成し、生成した超音波画像を表示部11に表示する。例えば、画像生成部9は、図13に示すように、ステップS6で算出された非線形信号のパワーPBの値を明度変化により表し、バブル信号らしさの指標値を色Bの彩度変化により表す、いわゆるカラーマップにより超音波画像を生成し、生成した超音波画像を表示部11に表示することができる。図13に示す例では、パワーPBの値が大きくなるほど明度が大きくなり、バブル信号らしさの指標値が大きくなるほど色Bの彩度が高くなっている。

このようにして、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置1の動作が終了する。

[0051] 以上から、本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置1によれば、バブル信号らしさ算出部6が、直交検波部5により取得されたI/Q信号列C1およびC2から求めた自己相関VTに基づいてバブル信号らしさを算出するため、被検体の組織に起因する信号と、被検体に導入された造影剤のバブルに起因する信号とを容易に且つ短時間に区別することができる。

さらに、算出されたバブル信号らしさの指標値と、非線形信号のパワーPBおよび速度VBのうち一方とに基づいて超音波画像を生成し、この超音波画像を表示部11に表示するため、ユーザが、被検体に導入された造影剤のバブルに起因する信号を容易に把握することができる。

[0052] なお、実施の形態において、バブル信号らしさ算出部6は、数式(3)に示す分散VSをバブル信号らしさの指標値として算出しているが、I/Q信号

列に基づいて算出された自己相関 V_T を用いた指標値であれば、これに限定されない。例えば、バブル信号らしさ算出部6は、下記式(9)に示すように、数式(3)中に現れる $|V_T|/P_T$ を用いて分散値 V_X を計算することにより、分散値 V_X をバブル信号らしさとして算出することができる。この場合には、分散値 V_X が1に近づくほど、直交検波部5により取得されたI/Q信号列C1およびC2が被検体の組織に起因する信号らしいと判断することができ、分散値 V_X がゼロに近づくほど、I/Q信号列C1およびC2が造影剤のバブルに起因する信号らしいと判断することができる。

$$V_X = |V_T| / P_T \quad \dots (9)$$

[0053] また、例えば、バブル信号らしさ算出部6は、直交検波部5により取得されたI/Q信号列C1およびC2において、互いに時系列に隣り合うI/Q信号の位相差の分散値を、バブル信号らしさとして算出することもできる。例えば、下記式(10)に示すように、I/Q信号 P_k の実部を X_k 、虚部を Y_k とすると、互いに時系列に隣り合うI/Q信号の位相差 DA_j は、下記式(11)で表される。ここで、下記式(10)における i は、虚数単位を表す。

$$P_k = X_k + i Y_k \quad (k = 1, 2, \dots, 2n) \quad \dots (10)$$

$$DA_j = \tan^{-1} [(Y_{j+1} X_j - X_{j+1} Y_j) / (X_{j+1} X_j + Y_{j+1} Y_j)] \quad (j = 1, 2, \dots, 2n-1) \quad \dots (11)$$

[0054] さらに、バブル信号らしさ算出部6は、下記式(12)に示すように、数式(11)により算出された位相差 DA_j の分散値 VS_1 をバブル信号らしさの指標値として算出することができる。ここで、下記式(12)における $E(DA_j)$ は、位相差 DA_j の算術平均である。図9に示すように、非線形な信号からなるバブル信号E3の影響が小さい場合には、それぞれの DA_j は概ね互いに等しくなるため、 VS_1 はゼロに近づく。一方、図11に示すように、非線形な信号からなるバブル信号E3の影響が大きい場合には、 DA_j と DA_{j+1} は互いに離れた値となるため、 VS_1 はゼロよりも有意に大きな値となる。よって、分散値 VS_1 が1に近づくほど、直交検波部5により取得されたI/Q信号列C1およびC2が造影剤のバブルに起因する信号らしいと判

断することができ、分散値 $V S 1$ がゼロに近づくほど、I Q 信号列 $C 1$ および $C 2$ が被検体の組織に起因する信号らしいと判断することができる。また、自己相関 $V T$ と同様の考え方により、 P_{j+3} と P_j および P_{j+5} と P_j 等から算出される位相差でも同様の結果を得ることができる。

$$V S 1 = 1 - [E (D A_j)^2 / \{\sum D A_j^2 / (2 n - 1)\}] \quad (j = 1, 2, \dots, 2 n - 1) \dots (12)$$

[0055] また、例えば、バブル信号らしさ算出部 6 は、下記式 (13) に示すように、数式 (12) 中に現れる分散値 $V X 1$ を、バブル信号らしさとして算出することもできる。この場合には、分散値 $V X 1$ が 1 に近づくほど、直交検波部 5 により取得された I Q 信号列 $C 1$ および $C 2$ が被検体の組織に起因する信号らしいと判断することができ、分散値 $V X 1$ がゼロに近づくほど、造影剤のバブルに起因する信号らしいと判断することができる。

$$V X 1 = [E (D A_j)^2 / \{\sum D A_j^2 / (2 n - 1)\}] \quad (j = 1, 2, \dots, 2 n - 1) \dots (13)$$

[0056] また、例えば、バブル信号らしさ算出部 6 は、下記式 (14) に示すように、直交検波部 5 により取得された I Q 信号列 $C 1$ および $C 2$ の振幅の分散値 $V S 2$ を、バブル信号らしさの指標値として算出することができる。ここで、下記式 (14) における $E (|P_k|)$ は、I Q 信号 P_k の絶対値すなわち振幅の算術平均である。図 8 に示すように、非線形な信号からなるバブル信号 $E 3$ の影響が小さい場合には、それぞれの $|P_k|$ は概ね互いに等しくなるため、 $V S 2$ はゼロに近づく。一方、図 10 に示すように、非線形な信号からなるバブル信号 $E 3$ の影響が大きい場合には、 $|P_k|$ と $|P_{k+1}|$ は互いに離れた値となるため、 $V S 2$ はゼロよりも有意に大きな値となる。よって、分散値 $V S 2$ が 1 に近づくほど、直交検波部 5 により取得された I Q 信号列 $C 1$ および $C 2$ が造影剤のバブルに起因する信号らしいと判断することができ、分散値 $V S 2$ がゼロに近づくほど、I Q 信号列 $C 1$ および $C 2$ が被検体の組織に起因する信号らしいと判断することができる。

$$V S 2 = 1 - [E (|P_k|)^2 / \{\sum |P_k|^2 / (2 n - 1)\}]$$

$$(k = 1, 2, \dots, 2n) \dots (14)$$

[0057] また、例えば、バブル信号らしさ算出部6は、下記式(15)に示すように、数式(14)中に現れる分散値 $V \times 2$ を、バブル信号らしさの指標値として算出することもできる。この場合には、分散値 $V \times 2$ が1に近づくほど、直交検波部5により取得されたI/Q信号列C1およびC2が被検体の組織に起因する信号らしいと判断することができ、分散値 $V \times 2$ がゼロに近づくほど、造影剤のバブルに起因する信号らしいと判断することができる。

$$V \times 2 = [E(|P_k|)^2 / \{\sum |P_k|^2 / (2n - 1)\}] \quad (k = 1, 2, \dots, 2n) \dots (15)$$

[0058] また、実施の形態において画像生成部9により生成される超音波画像の表示例として、図13に示すような、バブル信号E3のパワーPBの値とバブル信号らしさとに基づく超音波画像を示しているが、画像生成部9により生成される超音波画像は、これに限定されない。例えば、画像生成部9は、図13に示す超音波画像の表示例において、バブル信号らしさの指標値が一定の値よりも大きい箇所のみ色Bを用いて表示し、バブル信号らしさの指標値が一定の値よりも小さい箇所については色Bを用いた表示を行わないで、パワーPBの値をグレースケールにより表示することができる。

[0059] また、画像生成部9は、例えば、図14に示すように、被検体の組織に起因する2次高調波信号E2および被検体に導入された造影剤のバブルに起因する非線形な信号からなるバブル信号E3を含む非線形信号の速度VBの位相の極性に応じて色B1および色B2の一方を選択し、パワーPBの値を明度変化により表し、バブル信号らしさの指標値を色B1および色B2の彩度変化により表した超音波画像を生成し、生成した超音波画像を表示部11に表示することができる。図14に示す例では、パワーPBの値が大きくなるほど明度が大きくなり、速度VBの位相が正の領域においては、バブル信号らしさの指標値が大きくなるほど色B1の彩度が高くなり、速度VBの位相が負の領域においては、バブル信号らしさの指標値が大きくなるほど色B2の彩度が高くなっている。

[0060] また、画像生成部 9 は、例えば、非線形信号の速度 V_B の位相の値とバブル信号らしさの指標値とに基づいて超音波画像を生成し、生成した超音波画像を表示部 11 に表示することもできる。例えば、この際に、画像生成部 9 は、図 14 に示す例と同様に、速度 V_B の位相の極性に応じて色 B1 および色 B2 の一方を選択し、速度 V_B の位相の絶対値を明度変化により表し、バブル信号らしさの指標値を色 B1 および色 B2 の彩度変化により表した超音波画像を生成することができる。

[0061] また、画像生成部 9 は、非線形信号のパワー P_B および速度 V_B のうち少なくとも一方に基づいて超音波画像を生成し、生成した超音波画像を表示部 11 に表示することもできる。例えば、画像生成部 9 は、図示しないが、パワー P_B が大きいほど明度が大きくなるようなグレースケールにより超音波画像を生成することができる。

[0062] また、画像生成部 9 は、非線形信号のパワー P_B および速度 V_B のうち少なくとも一方に基づいて超音波画像を生成する場合に、バブル信号らしさの指標値を超音波画像に重畳して、または、並べて表示部 11 に表示することができる。この際に、例えば、画像生成部 9 は、図示しないが、操作部 14 を介してユーザにより指定された超音波画像上の位置に対応するバブル信号らしさの指標値を、表示部 11 に表示することができる。また、この際に、例えば、操作部 14 を介してユーザが操作することができるカーソルを表示部 11 に表示させておき、このカーソルにより、操作部 14 を介してユーザが超音波画像上の位置を指定することができる。

なお、超音波診断装置 1 に表示部 11 とは異なるディスプレイを設け、このディスプレイにバブル信号らしさの指標値を表示することもできる。

[0063] また、図示しないが、超音波画像装置 1 に B モード画像を生成するための B モード処理部を設けることにより、被検体の断層画像を表す B モード画像上に、非線形信号のパワー P_B および速度 V_B 、ならびに、バブル信号らしさを画像化して表示部 11 に重畳表示させることができる。また、被検体の断層画像を表す B モード画像に並べて、非線形信号のパワー P_B および速度

V B、ならびに、バブル信号らしさを画像化して表示部 11 に表示させることもできる。

[0064] また、実施の形態において、パルスインバージョン加算部 7 は、時系列に隣り合う第 1 の超音波パルス F P に対応する I Q 信号と、第 2 の超音波パルス S P に対応する I Q 信号を加算しているが、時系列に隣り合わない任意の組み合わせにより、第 1 の超音波パルス F P に対応する I Q 信号と、第 2 の超音波パルス S P に対応する I Q 信号とを加算することもできる。しかしながら、時系列に隣り合う第 1 の超音波パルス F P に対応する I Q 信号と、第 2 の超音波パルス S P に対応する I Q 信号を加算する方が、被検体の組織の動きの影響が少ないため、好ましい。

[0065] また、パルスインバージョン加算部 7 は、数式 (5) を用いて加算信号 a_m を算出し、数式 (6) を用いて加算信号 b_q を算出しているが、加算信号 a_m および b_q のうち、一方のみを算出することもできる。

符号の説明

[0066] 1 超音波診断装置、2 振動子アレイ、3 送信部、4 受信部、5 直交検波部、6 バブル信号らしさ算出部、7 パルスインバージョン加算部、8 非線形信号情報算出部、9 画像生成部、10 表示制御部、11 表示部、12 装置制御部、13 格納部、14 操作部、15 プロセッサ、16 増幅部、17 AD変換部、18 ビームフォーマ、 $a_1, a_2, a_3, a_4, a_5, a_6, b_1, b_2, b_3, b_4, b_5$ 加算信号、 B, B_1, B_2 色、 C_1, C_2 I Q信号列、 DA_1, DA_2 位相差、 E_1, E_4 基本波信号、 E_2 2次高調波信号、 E_3 バブル信号、 FB 帯域、 FP 第1の超音波パルス、 G_1, G_2 基本波ベクトル、 H_1, H_2 非線形信号ベクトル、 VT_1, VT_2 自己相関ベクトル、 L_1, L_2, L_3, L_4, L_5 走査線、 $P_1, P_2, P_3, P_4, P_5, P_6, P_7, P_8, P_9, P_{10}, P_{11}, P_{12}$ I Q信号、 PRT_1 時間間隔、 SP 第2の超音波パルス。

請求の範囲

[請求項1]

振動子アレイと、

前記振動子アレイから被検体内に互いに位相を反転させた第1の超音波パルスと第2の超音波パルスの組を同一の走査線上に少なくとも2回以上のN回送信させる送信部と、

前記被検体内において発生した超音波エコーを受けた前記振動子アレイから出力される信号により受信信号を取得する受信部と、

前記受信部により取得された前記受信信号に対して定められた帯域で直交検波を行うことにより前記第1の超音波パルスに対応するI/Q信号列と前記第2の超音波パルスに対応するI/Q信号列を取得する直交検波部と、

前記直交検波部により取得された前記I/Q信号列を用いて、前記第1の超音波パルスに対応するI/Q信号と前記第2の超音波パルスに対応するI/Q信号を加算することにより基本波成分が除去された画像信号を取得するパルスインバージョン加算部と、

前記直交検波部により取得された前記I/Q信号列に基づいてバブル信号らしさを算出するバブル信号らしさ算出部と、

前記バブル信号らしさ算出部により算出された前記バブル信号らしさと前記パルスインバージョン加算部により取得された前記画像信号とに基づいて超音波画像を生成する画像生成部と

を備えた超音波診断装置。

[請求項2]

前記バブル信号らしさ算出部は、前記直交検波部により取得された前記I/Q信号列から自己相関を求め、求められた前記自己相関に基づいて前記バブル信号らしさを算出する請求項1に記載の超音波診断装置。

[請求項3]

前記バブル信号らしさ算出部は、前記直交検波部により取得された前記I/Q信号列から位相差の分散値を算出し、算出された前記位相差の分散値を用いて前記バブル信号らしさを算出する請求項1に記載の

超音波診断装置。

[請求項4] 前記バブル信号らしさ算出部は、前記直交検波部により取得された前記 I Q 信号列から振幅の分散値を算出し、算出された前記振幅の分散値を用いて前記バブル信号らしさを算出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

[請求項5] 前記パルスインバージョン加算部により取得された前記画像信号から非線形信号のパワーおよび速度の少なくとも一方を算出する非線形信号情報算出部をさらに備える請求項 1～4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

[請求項6] 前記画像生成部は、前記非線形信号情報算出部により算出された前記非線形信号のパワーおよび速度の少なくとも一方に基づいて前記超音波画像を生成する請求項 5 に記載の超音波診断装置。

[請求項7] 前記画像生成部は、前記非線形信号情報算出部により算出された前記非線形信号のパワーおよび速度の少なくとも一方と前記バブル信号らしさ算出部により算出された前記バブル信号らしさとに基づいたカラーマップにより前記超音波画像を生成する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

[請求項8] 前記超音波画像を表示する表示部をさらに備える請求項 1～7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

[請求項9] 振動子アレイから被検体内に互いに位相を反転させた第 1 の超音波パルスと第 2 の超音波パルスの組を同一の走査線上に少なくとも 2 回以上の N 回送信させ、

前記被検体内において発生した超音波エコーを受けた前記振動子アレイから出力される信号により受信信号を取得し、

取得された前記受信信号に対して定められた帯域で直交検波を行うことにより前記第 1 の超音波パルスに対応する I Q 信号列と前記第 2 の超音波パルスに対応する I Q 信号列を取得し、

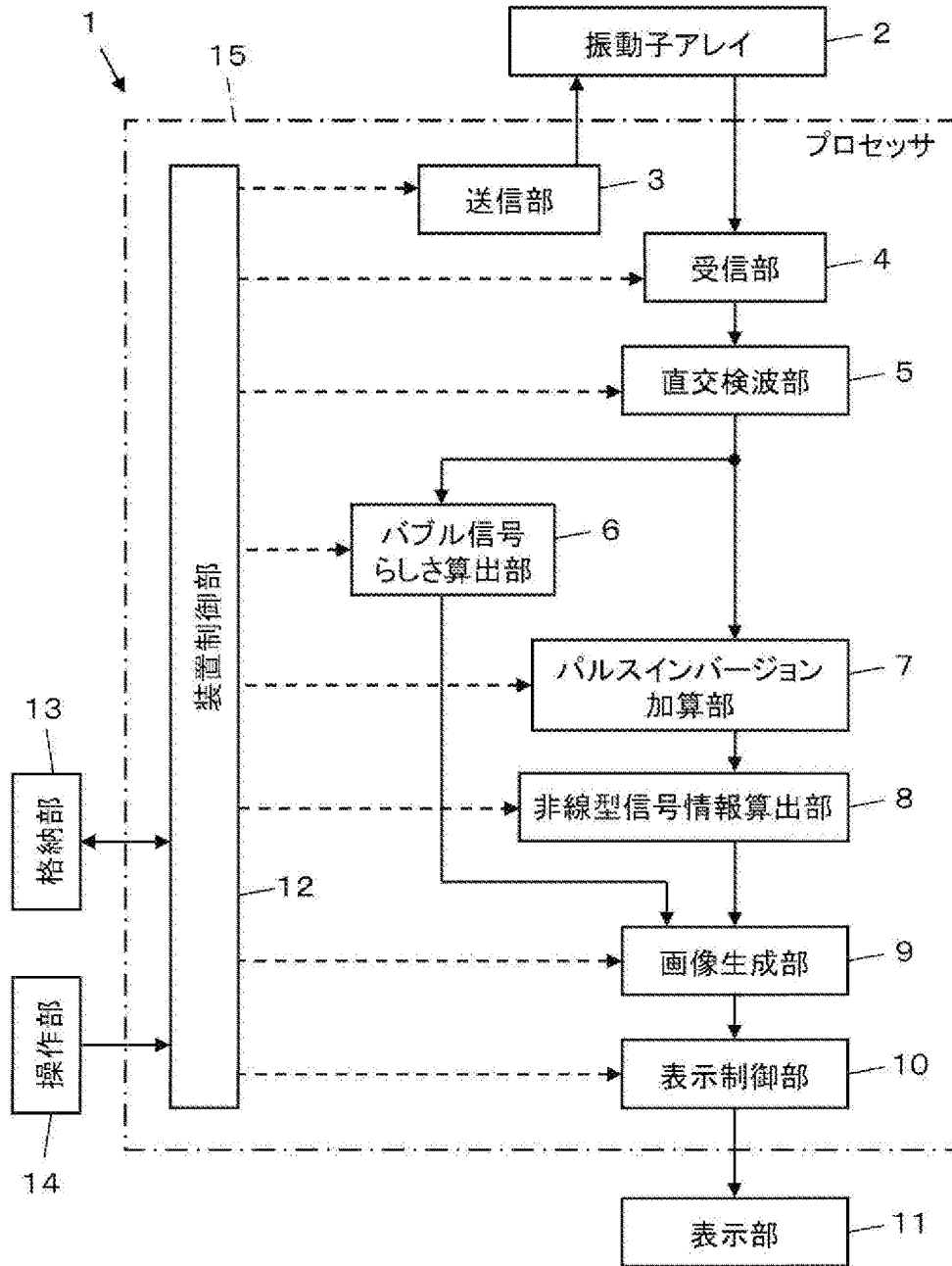
取得された前記 I Q 信号列を用いて前記第 1 の超音波パルスに対応

する I Q 信号と前記第 2 の超音波パルスに対応する I Q 信号を加算することにより基本波成分が除去された画像信号を取得し、

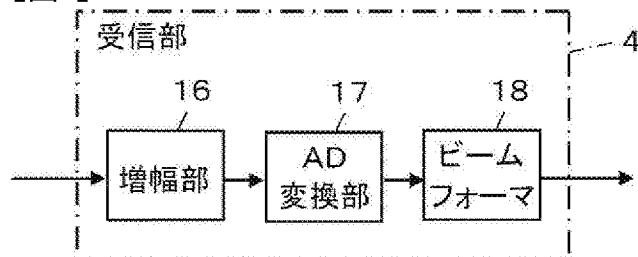
取得された前記 I Q 信号列に基づいてバブル信号らしさを算出し、算出された前記バブル信号らしさと、取得された前記画像信号とに基づいて超音波画像を生成する

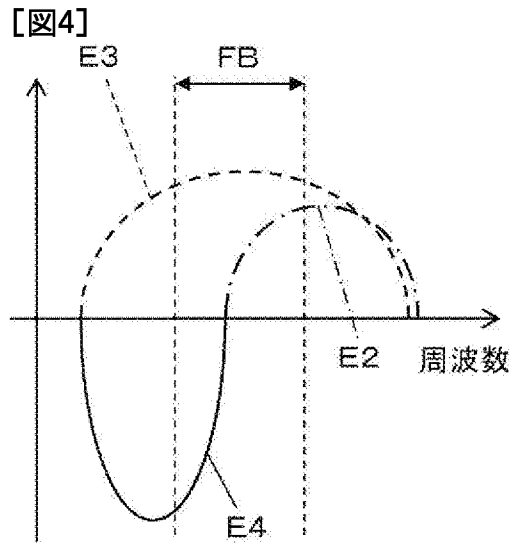
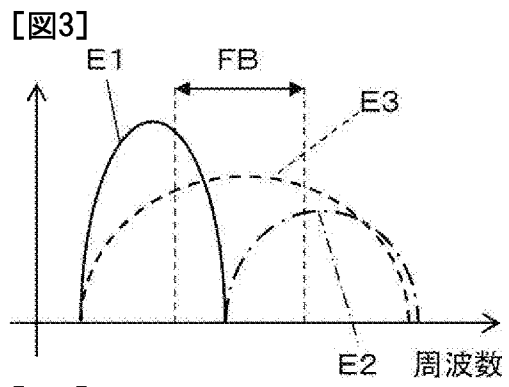
超音波診断装置の制御方法。

[図1]

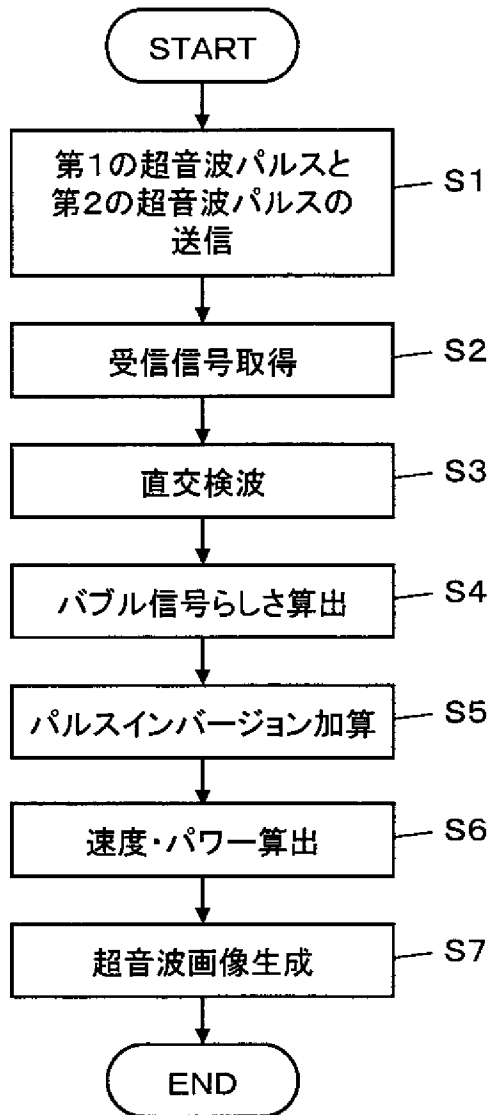


[図2]

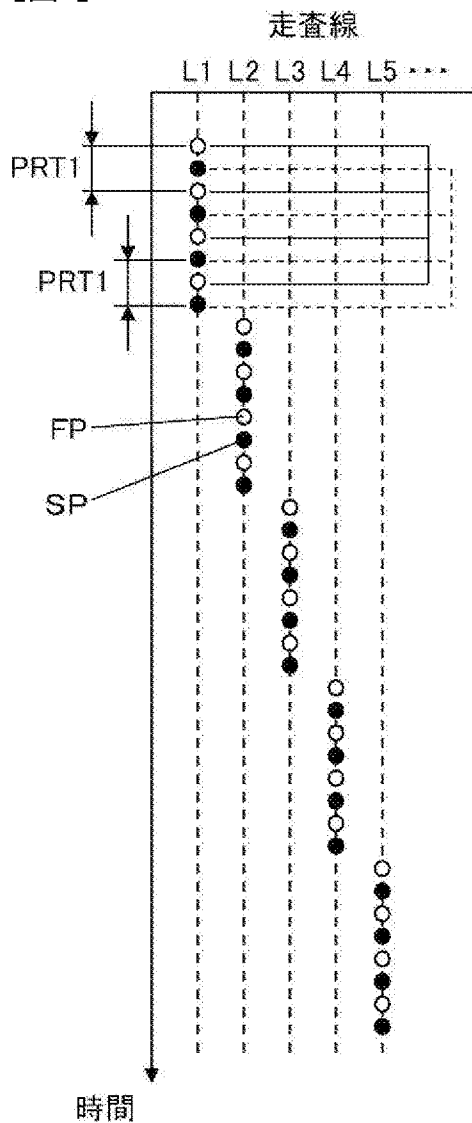




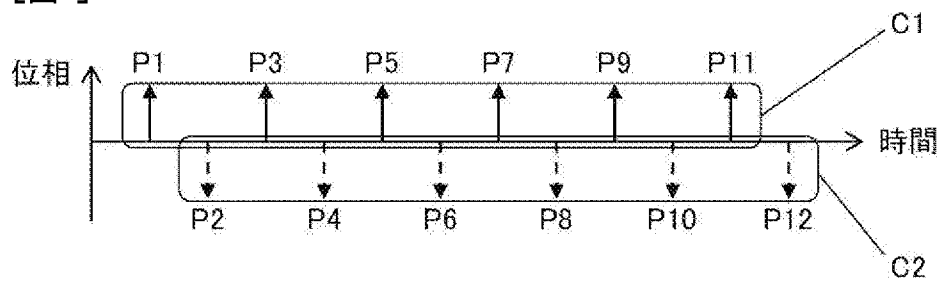
[図5]



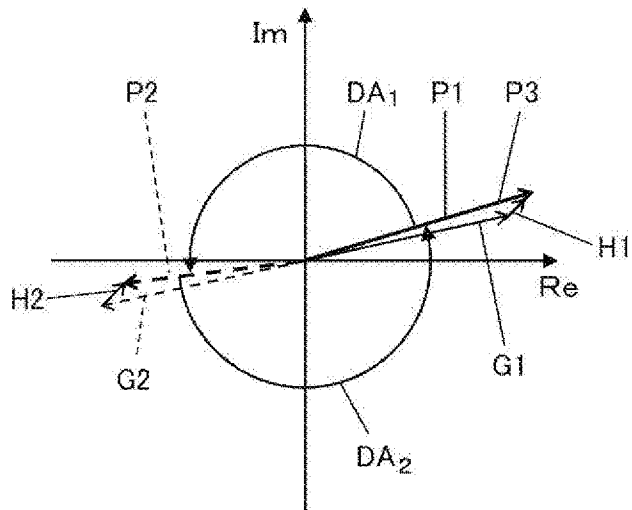
[図6]



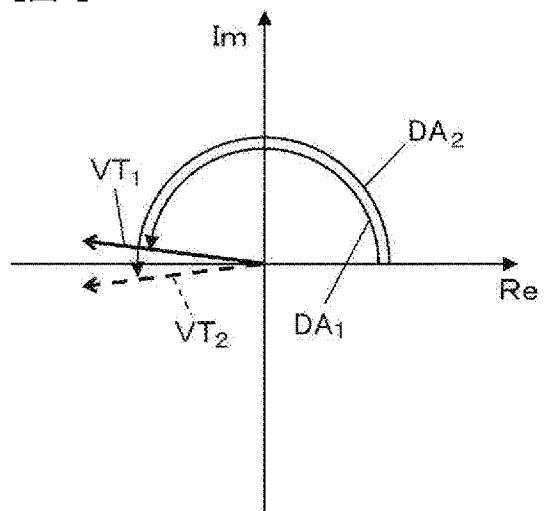
[図7]



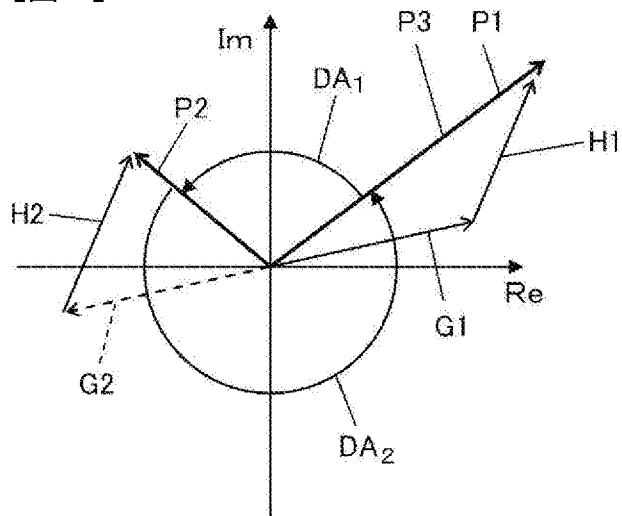
[図8]



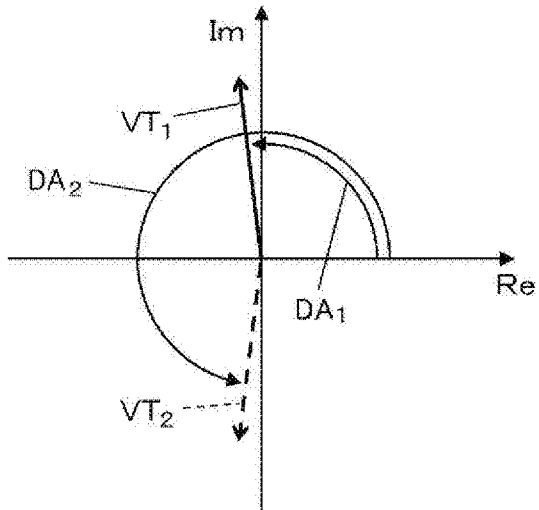
[図9]



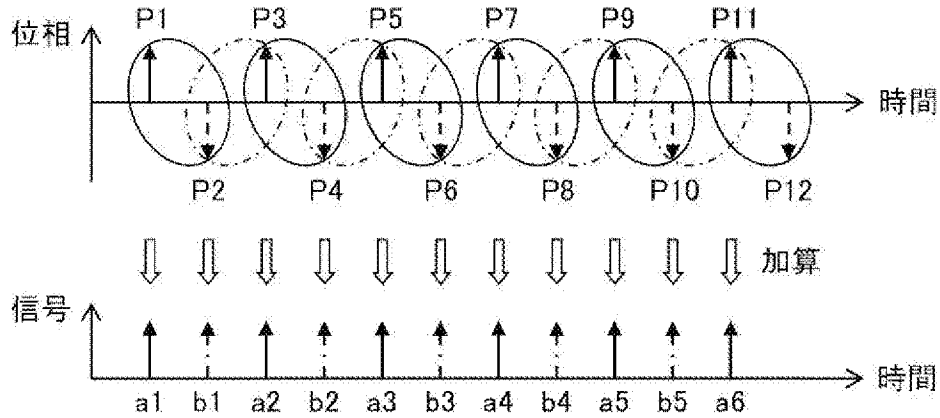
[図10]



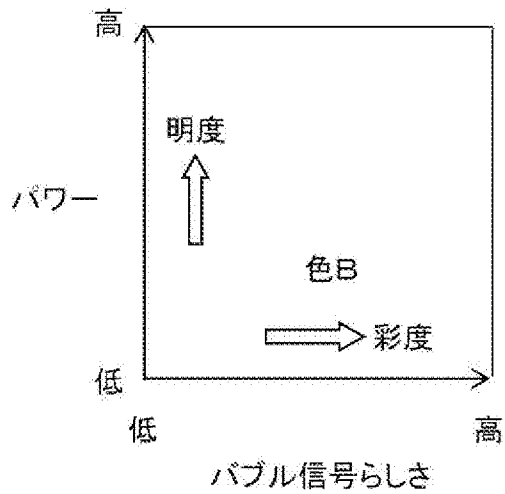
[図11]



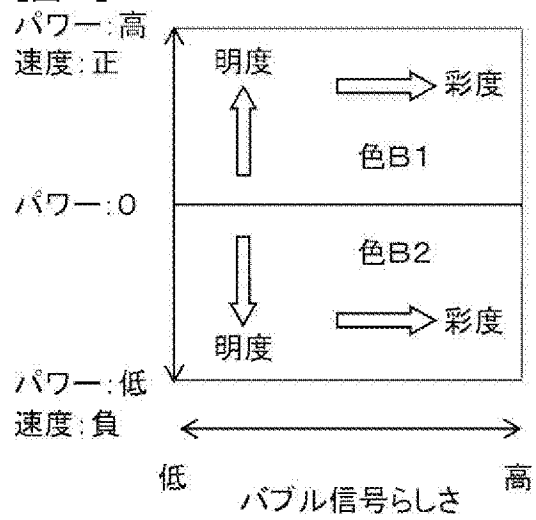
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/013237

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B8/08 (2006.01) i, A61B8/14 (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)

Int.Cl. A61B8/00-8/15

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

| | |
|--|-----------|
| Published examined utility model applications of Japan | 1922-1996 |
| Published unexamined utility model applications of Japan | 1971-2019 |
| Registered utility model specifications of Japan | 1996-2019 |
| Published registered utility model applications of Japan | 1994-2019 |

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

JSTPlus/JMEDPlus (JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|-----------|--|-----------------------|
| A | JP 2001-258886 A (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY CO LLC) 25 September 2001, entire text, all drawings & US 2001/0025143 A1 & EP 1136841 A2 & CN 1317293 A | 1-9 |
| A | US 2008/0275338 A1 (JENSEN, S.) 06 November 2008, entire text, all drawings & WO 2006/003556 A1 & KR 10-2007-0027643 A & CN 1977186 A | 1-9 |

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 | “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 |
| “E” earlier application or patent but published on or after the international filing date | “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 |
| “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) | “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 |
| “O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means | “&” document member of the same patent family |
| “P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed | |

| | |
|---|--|
| Date of the actual completion of the international search 21.05.2019 | Date of mailing of the international search report 28.05.2019 |
|---|--|

| | |
|--|---|
| Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan | Authorized officer Telephone No. |
|--|---|

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/013237

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 2006-326178 A (TOSHIBA CORPORATION) 07 December 2006, entire text, all drawings (Family: none) | 1-9 |
| A | JP 2014-171755 A (TOSHIBA CORPORATION) 22 September 2014, entire text, all drawings & US 2016/0066888 A1 & WO 2014/142037 A1 & CN 105188555 A | 1-9 |

| | | | | | | | | | | | |
|--|--|--|---------|-----------|------------|-------------|------------|-------------|------------|-------------|------------|
| A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08(2006.01)i, A61B8/14(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 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00-8/15 | | | | | | | | | | | |
| 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 <table style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width:30%;">日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2019年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2019年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2019年</td> </tr> </table> | | | | 日本国実用新案公報 | 1922-1996年 | 日本国公開実用新案公報 | 1971-2019年 | 日本国実用新案登録公報 | 1996-2019年 | 日本国登録実用新案公報 | 1994-2019年 |
| 日本国実用新案公報 | 1922-1996年 | | | | | | | | | | |
| 日本国公開実用新案公報 | 1971-2019年 | | | | | | | | | | |
| 日本国実用新案登録公報 | 1996-2019年 | | | | | | | | | | |
| 日本国登録実用新案公報 | 1994-2019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) JSTPlus/JMEDPlus (JDreamIII) | | | | | | | | | | | |
| 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 | | | | | | | | | |
| A | JP 2001-258886 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2001.09.25, 全文、全図 & US 2001/0025143 A1 & EP 1136841 A2 & CN 1317293 A | 1-9 | | | | | | | | | |
| A | US 2008/0275338 A1 (JENSEN S) 2008.11.06, 全文、全図 & WO 2006/003556 A1 & KR 10-2007-0027643 A & CN 1977186 A | 1-9 | | | | | | | | | |
| <input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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 | | の日の後に公表された文献 | | | | | | | | | |
| 「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 | | 「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 | | | | | | | | | |
| 「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 | | 「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 | | | | | | | | | |
| 「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) | | 「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 | | | | | | | | | |
| 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 | | 「&」同一パテントファミリー文献 | | | | | | | | | |
| 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 | | | | | | | | | | | |
| 国際調査を完了した日 21.05.2019 | | 国際調査報告の発送日 28.05.2019 | | | | | | | | | |
| 国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/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) 後藤 順也 | 2U 3101 | | | | | | | | |
| | | 電話番号 03-3581-1101 内線 | 3292 | | | | | | | | |

| 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 |
| A | JP 2006-326178 A (株式会社東芝) 2006. 12. 07, 全文、全図 (ファミリーなし) | 1-9 |
| A | JP 2014-171755 A (株式会社東芝) 2014. 09. 22, 全文、全図 & US 2016/0066888 A1 & WO 2014/142037 A1 & CN 105188555 A | 1-9 |