

(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  
2021年2月4日(04.02.2021)

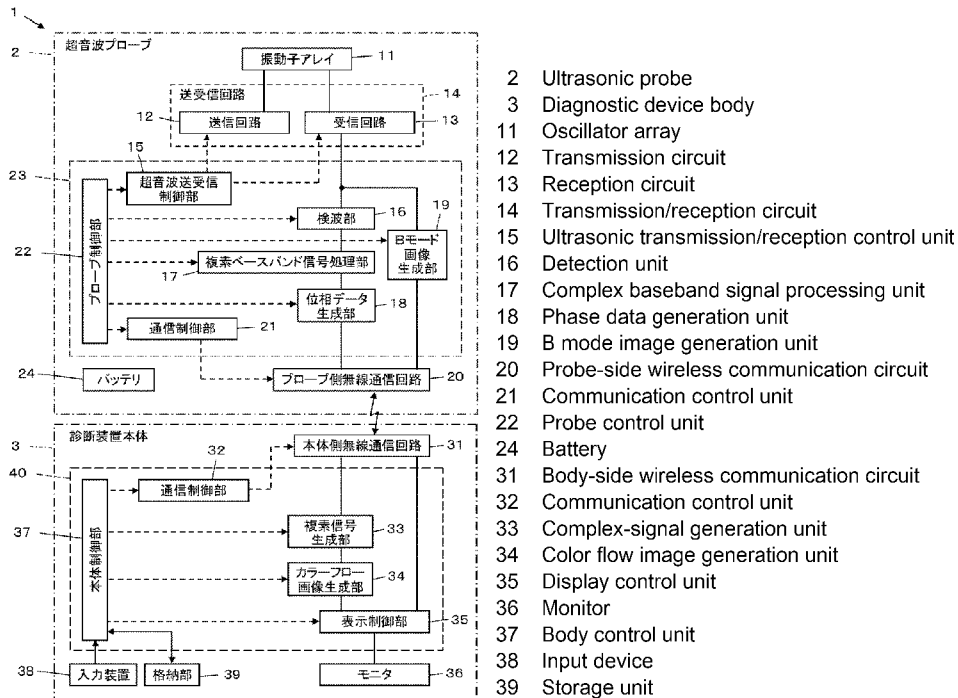


(10) 国際公開番号  
**WO 2021/020035 A1**

- (51) 国際特許分類:  
A61B 8/06 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2020/026321
- (22) 国際出願日: 2020年7月6日(06.07.2020)
- (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 2019-137678 2019年7月26日(26.07.2019) 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, IT, 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,

(54) Title: ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE AND METHOD FOR CONTROLLING ULTRASONIC 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



(57) Abstract: In an ultrasonic diagnostic device (1), an ultrasonic probe (2) and a diagnostic device body (3) are wirelessly connected, the ultrasonic probe includes a detection unit for generating a complex baseband signal, a complex baseband signal processing unit (17) for performing bypass processing and autocorrelation analysis processing of the complex baseband signal, a phase data generation unit (18) for generating phase data on the basis of the complex baseband signal, and a probe-side wireless communication circuit (20) for wirelessly transmitting the phase data, and the diagnostic device



WO 2021/020035 A1

NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT,  
QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,  
ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG,  
US, UZ, VC, VN, WS, 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))

---

body (3) includes a body-side wireless communication circuit (31) for receiving the wirelessly transmitted phase data, a complex-signal generation unit (33) for generating a complex signal on the basis of the phase data, and a color flow image generation unit (34) for generating a color flow image on the basis of the complex signal.

(57) 要約 : 超音波診断装置 (1) は、超音波プローブ (2) と診断装置本体 (3) とが無線接続され、超音波プローブ (2) が、複素ベースバンド信号を生成する検波部と複素ベースバンド信号にハイパス処理および自己相関解析処理を施す複素ベースバンド信号処理部 (17) と、複素ベースバンド信号に基づいて位相データを生成する位相データ生成部 (18) と、位相データを無線送信するプローブ側無線通信回路 (20) とを含み、診断装置本体 (3) が、無線送信された位相データを受信する本体側無線通信回路 (31) と、位相データに基づいて複素信号を生成する複素信号生成部 (33) と、複素信号に基づいてカラーフロー画像を生成するカラーフロー画像生成部 (34) とを含む。

## 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、超音波プローブと診断装置本体とが互いに無線接続された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] 従来から、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。一般に、この種の超音波診断装置は、振動子アレイを内蔵した超音波プローブと、この超音波プローブに接続された装置本体とを有しており、超音波プローブから被検体に向けて超音波を送信し、被検体からの超音波エコーを超音波プローブで受信し、その受信信号を装置本体で電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

[0003] このような超音波診断装置として、例えば、特許文献1に開示されているような、超音波プローブと診断装置本体とが無線通信により互いに接続される超音波診断装置が開発されている。特許文献1における超音波プローブは、被検体からの超音波エコーに対応する受信信号に基づいていわゆる複素ベースバンド信号を生成し、生成された複素ベースバンド信号を診断装置本体に無線送信する。さらに、診断装置本体は、超音波プローブから無線送信された複素ベースバンド信号に基づいて、いわゆるカラーフロー画像を生成する。

### 先行技術文献

#### 特許文献

[0004] 特許文献1：特許第6243126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、特許文献1においては、生成されるカラーフロー画像の精度を十分に確保するために、超音波プローブで生成される複素ベースバンド

信号を大きな情報量で保持しながら、超音波プローブから診断装置本体に複素ベースバンド信号を無線送信する必要があった。そのため、複素ベースバンド信号の無線送信に多大な時間を要してしまい、例えば、診断装置本体のモニタにおいてリアルタイムにカラーフロー画像を表示することが困難となる場合があった。また、生成されるカラーフロー画像の精度を十分に確保するためには、複素ベースバンド信号が一定以上の情報量を有する必要があるため、例えば、複素ベースバンド信号の情報量を削減することも困難であるという問題があった。

[0006] 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、カラーフロー画像の精度を十分に確保しながら、無線送信されるデータの情報量を低減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

[0007] 上記目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、振動子アレイを含む超音波プローブとモニタを含む診断装置本体とが無線接続され且つカラーフローモードを備える超音波診断装置であって、超音波プローブは、振動子アレイから被検体に向けて超音波パルスを送信し且つ被検体からの超音波エコーを受信した振動子アレイから出力される受信信号に受信フォーカス処理を施して音線信号を生成する送受信回路と、送受信回路により生成された音線信号に基づいて複素ベースバンド信号を生成する検波部と、検波部により生成された複素ベースバンド信号にハイパス処理および自己相関解析処理を施す複素ベースバンド信号処理部と、複素ベースバンド信号処理部により処理された複素ベースバンド信号に基づいて位相データを生成する位相データ生成部と、位相データ生成部により生成された位相データを無線送信するプローブ側無線通信回路とを含み、診断装置本体は、超音波プローブのプローブ側無線通信回路から無線送信された位相データを受信する本体側無線通信回路と、本体側無線通信回路により受信された位相データに基づいて複素信号を生成する複素信号生成部と、複素信号生成部により生成された複

素信号に基づいてカラーフロー画像を生成するカラーフロー画像生成部と、カラーフロー画像生成部により生成されたカラーフロー画像をモニタに表示させる表示制御部とを含むことを特徴とする。

[0008] 超音波プローブは、位相データ生成部により生成された位相データを画像圧縮する画像圧縮部を含み、プローブ側無線通信回路は、画像圧縮部により画像圧縮された位相データを無線送信することができる。

[0009] また、超音波プローブは、複素ベースバンド信号処理部により処理された複素ベースバンド信号に基づいて振幅データを生成する振幅データ生成部を含み、プローブ側無線通信回路は、振幅データ生成部により生成された振幅データを無線送信し、カラーフロー画像生成部は、位相データおよび振幅データに基づき、カラーフロー画像としてパワー画像を生成することができる。

もしくは、超音波プローブは、複素ベースバンド信号処理部により処理された複素ベースバンド信号に基づいて分散データを生成する分散データ生成部を含み、プローブ側無線通信回路は、分散データ生成部により生成された分散データを無線送信し、カラーフロー画像生成部は、位相データおよび分散データに基づき、カラーフロー画像として位相分散画像を生成することもできる。

[0010] カラーフロー画像生成部は、複素信号生成部により生成された複素信号に対して複数の走査線間の補間処理を施し、補間された複素信号に基づいてカラーフロー画像を生成することができる。

また、カラーフロー画像生成部は、複素信号生成部により生成された複素信号に対して空間的および時間的な平滑化処理を施し、平滑化された複素信号に基づいてカラーフロー画像を生成することができる。

また、カラーフロー画像生成部は、複素信号生成部により生成された複素信号に対してスキャンコンバート処理を施し、処理された複素信号に基づいてカラーフロー画像を生成することができる。

[0011] 本発明に係る超音波診断装置の制御方法は、振動子アレイを含む超音波プ

プローブとモニタを含む診断装置本体とが無線接続され且つカラーフローモードを備える超音波診断装置の制御方法であって、超音波プローブにおいて、振動子アレイから被検体に向けて超音波パルスを送信し且つ被検体からの超音波エコーを受信した振動子アレイから出力される受信信号に受信フォーカス処理を施して音線信号を生成し、生成された音線信号に基づいて複素ベースバンド信号を生成し、生成された複素ベースバンド信号にハイパス処理および自己相関解析処理を施し、ハイパス処理および自己相関解析処理が施された複素ベースバンド信号に基づいて位相データを生成し、生成された位相データを無線送信し、診断装置本体において、超音波プローブから無線送信された位相データを受信し、受信された位相データに基づいて複素信号を生成し、生成された複素信号に基づいてカラーフロー画像を生成し、生成されたカラーフロー画像をモニタに表示することを特徴とする。

### 発明の効果

[0012] 本発明によれば、超音波プローブが、検波部により生成された複素ベースバンド信号にハイパス処理および自己相関解析処理を施す複素ベースバンド信号処理部と、複素ベースバンド信号処理部により処理された複素ベースバンド信号に基づいて位相データを生成する位相データ生成部と、位相データ生成部により生成された位相データを無線送信するプローブ側無線通信回路とを含み、診断装置本体が、超音波プローブのプローブ側無線通信回路から無線送信された位相データを受信する本体側無線通信回路と、本体側無線通信回路により受信された位相データに基づいて複素信号を生成する複素信号生成部と、複素信号生成部により生成された複素信号に基づいてカラーフロー画像を生成してモニタに表示するカラーフロー画像生成部とを含むため、カラーフロー画像の精度を十分に確保しながら無線送信されるデータの情報量を低減することができる。

### 図面の簡単な説明

[0013] [図1]本発明の実施の形態1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1における受信回路の内部構成を示すブロック図である。

[図3]本発明の実施の形態1における複素ベースバンド信号処理部の内部構成を示すブロック図である。

[図4]本発明の実施の形態1におけるBモード画像生成部の内部構成を示すブロック図である。

[図5]本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

[図6]本発明の実施の形態2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7]本発明の実施の形態3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8]本発明の実施の形態4に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

### 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。

以下に記載する構成要件の説明は、本発明の代表的な実施態様に基づいてなされるが、本発明はそのような実施態様に限定されるものではない。

なお、本明細書において、「～」を用いて表される数値範囲は、「～」の前後に記載される数値を下限値および上限値として含む範囲を意味する。

本明細書において、「同一」、「同じ」は、技術分野で一般的に許容される誤差範囲を含むものとする。

[0015] 実施の形態1

図1に、本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置1の構成を示す。超音波診断装置1は、超音波プローブ2と、超音波プローブ2に無線接続された診断装置本体3を有し、カラーフローモードを備える超音波診断装置である。ここで、「カラーフローモード」とは、いわゆるカラーフローマッピングにより、被検体内の血行動態に対応して色を付け、Bモード画像上に重ね

合わせながらリアルタイムで表示する表示モードのことをいう。

図1に示されるように、超音波プローブ2は、振動子アレイ11を有しており、振動子アレイ11に、送信回路12と受信回路13が接続されている。ここで、送信回路12と受信回路13により、送受信回路14が構成されている。送信回路12および受信回路13に、超音波送受信制御部15が接続されている。また、受信回路13に、検波部16、複素ベースバンド信号処理部17および位相データ生成部18が順次接続されている。また、受信回路13にBモード画像生成部19が接続されている。また、位相データ生成部18およびBモード画像生成部19に、プローブ側無線通信回路20が接続されている。また、プローブ側無線通信回路20に通信制御部21が接続されている。

[0016] また、超音波送受信制御部15、検波部16、複素ベースバンド信号処理部17、位相データ生成部18、Bモード画像生成部19および通信制御部21に、プローブ制御部22が接続されている。また、超音波送受信制御部15、検波部16、複素ベースバンド信号処理部17、位相データ生成部18、Bモード画像生成部19、通信制御部21およびプローブ制御部22により、プローブ側プロセッサ23が構成されている。また、超音波プローブ2は、バッテリー24を有している。

[0017] 診断装置本体3は、超音波プローブ2のプローブ側無線通信回路20と無線接続される本体側無線通信回路31を有し、本体側無線通信回路31に、通信制御部32が接続されている。また、本体側無線通信回路31に複素信号生成部33、カラーフロー画像生成部34、表示制御部35が順次接続されている。また、本体側無線通信回路31には、直接的に、表示制御部35が接続されている。また、表示制御部35にモニタ36が接続されている。

また、通信制御部32、複素信号生成部33、カラーフロー画像生成部34、表示制御部35に、本体制御部37が接続されており、本体制御部37に、入力装置38と格納部39が接続されている。ここで、本体制御部37と格納部39とは、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、通信制御部 3 2、複素信号生成部 3 3、カラーフロー画像生成部 3 4、表示制御部 3 5 および本体制御部 3 7 により、本体側プロセッサ 4 0 が構成されている。

[0018] 図 1 に示す超音波プローブ 2 の振動子アレイ 1 1 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、それぞれ送信回路 1 2 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、P Z T (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、P V D F (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 P M N - P T (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。

[0019] 超音波送受信制御部 1 5 は、送信回路 1 2 および受信回路 1 3 を制御することにより、プローブ制御部 2 2 から指示された検査モードおよび走査方式に基づいて、振動子アレイ 1 1 に、超音波ビームの送信および超音波エコーの受信を行わせる。ここで、検査モードは、B モード (Brightness Mode : 輝度モード) および C F モード (Color Flow Mode : カラーフローモード) を少なくとも含む他、P W モード (Pulsed Wave Doppler Mode : パルスドプラモード)、C W モード (Continuous Wave Doppler Mode : 連続波ドプラモード) 等、超音波診断装置において使用可能な検査モードが含まれ、走査方式は、例えば、電子セクタ走査方式、電子リニア走査方式、電子コンベックス走査方式等のいずれかを示すものとする。

[0020] 送信回路 1 2 は、例えば、複数のパルス発生器を含んでおり、超音波送受信制御部 1 5 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 1 1 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信号を、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 1 1 の振動子の電極にパルス状または

連続波状の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または連続波状の超音波が発生して、それらの超音波の合成波から、超音波ビームが形成される。

[0021] 送信された超音波ビームは、例えば、被検体の部位等の対象において反射され、超音波プローブ2の振動子アレイ11に向かって伝搬する。このように振動子アレイ11に向かって伝搬する超音波エコーは、振動子アレイ11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11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回路13に出力する。

[0022] 受信回路13は、超音波送受信制御部15からの制御信号に従い、振動子アレイ11から出力される信号の処理を行って、音線信号を生成する。図2に示すように、受信回路4は、増幅部41、AD(Analog Digital:アナログデジタル)変換部42およびビームフォーマ43が直列に接続された構成を有している。

[0023] 増幅部41は、振動子アレイ11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AD変換部42に送信する。AD変換部42は、増幅部41から送信された信号をデジタルの受信データに変換し、これらの受信データをビームフォーマ43に送信する。ビームフォーマ43は、超音波送受信制御部15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、AD変換部42により変換された各受信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、AD変換部42で変換された各受信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音線信号が取得される。

[0024] 検波部16は、送受信回路14により生成された音線信号に基づいて、いわゆる複素ベースバンド信号を生成する。より具体的には、検波部16は、受信回路13で生成された音線信号に参照周波数のキャリア信号を混合する

ことで音線信号を直交検波して、音線信号を複素ベースバンド信号に変換する。

[0025] 複素ベースバンド信号処理部 17 は、検波部 16 により生成された複素ベースバンド信号にハイパス処理および自己相関解析処理を施す。図 3 に示すように、複素ベースバンド信号処理部 17 は、ハイパスフィルタ 44 と自己相関部 45 が直列に接続されることにより構成されている。

ハイパスフィルタ 44 は、いわゆるウォールフィルタ (Wall Filter) として機能するもので、検波部 16 で生成された複素ベースバンド信号から、いわゆるクラッタ信号と呼ばれる、被検体の体内組織の運動に由来する低周波数成分の信号を除去する。

[0026] 自己相関部 45 は、ハイパスフィルタ 44 によりクラッタ信号が除去された複素ベースバンド信号に対して自己相関処理を施して、式 (1) および式 (2) に表される自己相関信号 X、Y を生成する。

$$X = \sum (I_{n-1} \cdot I_n^* + Q_{n-1} \cdot Q_n^*) / (REP - 1) \quad (n = 1, 2, \dots, REP - 1) \dots (1)$$

$$Y = \sum (I_{n-1} \cdot Q_n^* - Q_{n-1} \cdot I_n^*) / (REP - 1) \quad (n = 1, 2, \dots, REP - 1) \dots (2)$$

[0027] ここで、 $I_n$ 、 $Q_n$  は、ハイパスフィルタ 44 によりクラッタ信号が除去された複素ベースバンド信号であり、 $I_n$  と  $Q_n$  は、互いに位相が 90 度ずれた信号である。また、 $I_n^*$  は、 $I_n$  の複素共役を表しており、 $Q_n^*$  は、 $Q_n$  の複素共役を表している。また、REP は、振動子アレイ 11 から被検体内に送信される超音波パルスの 1 走査線あたりの繰り返し送信数である。

[0028] 位相データ生成部 18 は、複素ベースバンド信号処理部 17 により処理された複素ベースバンド信号すなわち自己相関信号 X、Y に基づいて、位相データを生成する。より具体的には、位相データ生成部 18 は、式 (3) に表されるように、自己相関信号 X、Y を  $-1 \sim +1$  の範囲の値を有する位相データ V に変換する。

$$V = (1/\pi) \tan^{-1}(X, Y) \dots (3)$$

[0029] ここで、 $\pi$ は円周率であり、その単位をラジアン (rad) とする。式 (3) からわかるように、位相データ  $V$  は、 $\pi$  で除されることにより規格化された、 $-\pi \sim +\pi$  の位相を表す指標である。通常、複素ベースバンド信号には、位相の情報の他に振幅の情報も含んでいるが、このような変換を行うことにより、振幅の情報を含まず位相の情報のみを含む位相データ  $V$  が得られる。

[0030] Bモード画像生成部 19 は、受信回路 13 のビームフォーマ 43 により生成された音線信号に基づいて、いわゆる Bモード画像を生成する。Bモード画像生成部 19 は、図 4 に示されるように、Bモード信号処理部 46、DSC (Digital Scan Converter : デジタルスキャンコンバータ) 47 および Bモード画像処理部 48 が順次直列に接続された構成を有している。

Bモード信号処理部 46 は、受信回路 13 により生成された音線信号に対し、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施すことにより、被検体の体内組織に関する断層画像情報である Bモード画像信号を生成する。

[0031] DSC 47 は、Bモード信号処理部 46 で生成された Bモード画像信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換 (ラスタ変換) する。

Bモード画像処理部 48 は、DSC 47 から入力される Bモード画像信号に階調処理等の各種の必要な画像処理を施す。

このような処理がなされた Bモード画像信号を、単に、Bモード画像と呼ぶ。

[0032] プロブ側無線通信回路 20 は、電波の送信および受信を行うためのアンテナを含んでおり、位相データ生成部 18 により生成された位相データ  $V$  および Bモード画像生成部 19 により生成された Bモード画像に基づいてキャリアを変調して、位相データ  $V$  を表す伝送信号および Bモード画像を表す伝送信号を生成する。プロブ側無線通信回路 20 は、このようにして生成された伝送信号をアンテナに供給してアンテナから電波を送信することにより

、位相データVおよびBモード画像を診断装置本体3に対して順次無線送信する。キャリアの変調方式としては、ASK (Amplitude Shift Keying : 振幅偏移変調)、PSK (Phase Shift Keying : 位相偏移変調)、QPSK (Quadrature Phase Shift Keying : 四位相偏移変調)、16QAM (16 Quadrature Amplitude Modulation : 16 直角位相振幅変調) 等が用いられる。

[0033] 超音波プローブ2の通信制御部21は、プローブ制御部22により設定された送信電波強度で位相データVおよびBモード画像の送信が行われるようにプローブ側無線通信回路20を制御する。

プローブ制御部22は、予め記憶しているプログラム等に基づいて、超音波プローブ2の各部の制御を行う。

バッテリー24は、超音波プローブ2内に内蔵されており、超音波プローブ2の各回路に電力を供給する。

[0034] なお、超音波送受信制御部15、検波部16、複素ベースバンド信号処理部17、位相データ生成部18、Bモード画像生成部19、通信制御部21およびプローブ制御部22を有するプローブ側プロセッサ23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く、もしくはそれらを組み合わせて構成されてもよい。

[0035] また、プローブ側プロセッサ23の超音波送受信制御部15、検波部16、複素ベースバンド信号処理部17、位相データ生成部18、Bモード画像生成部19、通信制御部21およびプローブ制御部22は、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。

[0036] 診断装置本体 3 の本体側無線通信回路 3 1 は、電波の送信および受信を行うためのアンテナを含んでおり、超音波プローブ 2 のプローブ側無線通信回路 2 0 により送信された位相データ V を表す伝送信号および B モード画像を表す伝送信号を、アンテナを介して受信し、受信した伝送信号を復調することにより位相データ V および B モード画像を出力する。さらに、本体側無線通信回路 3 1 は、出力された位相データ V を複素信号生成部 3 3 に送出し、出力された B モード画像を表示制御部 3 5 に送出手する。

[0037] 複素信号生成部 3 3 は、本体側無線通信回路 3 1 により受信された位相データ V に基づいて複素信号を生成する。より具体的には、複素信号生成部 3 3 は、本体側無線通信回路 3 1 から送出手された位相データ V に対して、式 ( 3 ) により表される変換の逆変換を行うことにより、振幅の情報を含まず位相の情報のみを含む複素信号を生成する。

[0038] カラーフロー画像生成部 3 4 は、複素信号生成部 3 3 により生成された複素信号に基づいて、被検体内の血流の速度等に対応する色情報を表す画像信号を生成する。このようにしてカラーフロー画像生成部 3 4 により生成された画像信号を、カラーフロー画像と呼ぶ。この際に、カラーフロー画像生成部 3 4 は、例えば、複素信号に対して、複数の走査線間の補間処理、空間的および時間的な平滑化処理、座標変換および拡大縮小等のスキャンコンバート処理等を施すことができる。さらに、カラーフロー画像生成部 3 4 は、このようにして処理を施した複素信号を位相データに変換し、得られた位相データに基づいて、カラーフロー画像として、被検体内の血流等の速度分布を表す速度画像を生成することができる。

[0039] 表示制御部 3 5 は、本体制御部 3 7 の制御の下、カラーフロー画像生成部 3 4 により生成されたカラーフロー画像と本体側無線通信回路 3 1 から送出手された B モード画像に所定の処理を施して、カラーフロー画像および B モード画像をモニタ 3 6 に表示する。

モニタ 3 6 は、表示制御部 3 5 による制御の下、カラーフロー画像および B モード画像等を表示するものであり、例えば、LCD (Liquid Crystal Di

splay : 液晶ディスプレイ)、有機ELディスプレイ (Organic Electroluminescence Display) 等のディスプレイ装置を含む。

[0040] 診断装置本体3の通信制御部32は、超音波プローブ2のプローブ側無線通信回路20から送信された伝送信号の受信が行われるように本体側無線通信回路31を制御する。

本体制御部37は、格納部39等に予め記憶されているプログラムおよび入力装置38を介した操作者による入力操作に基づいて、診断装置本体3の各部の制御を行う。

入力装置38は、操作者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。

[0041] 格納部39は、診断装置本体3の制御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。

[0042] なお、通信制御部32、複素信号生成部33、カラーフロー画像生成部34、表示制御部35および本体制御部37を有する本体側プロセッサ40は、CPU、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、DSP、ASIC、GPU、その他のICを用いて構成されてもよく、もしくはそれらを組み合わせて構成されてもよい。

[0043] また、本体側プロセッサ40の通信制御部32、複素信号生成部33、カラーフロー画像生成部34、表示制御部35および本体制御部37は、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。

[0044] 次に、図5のフローチャートを参照して、実施の形態1に係る超音波診断装置1が被検体内に超音波を送信してからモニタ36にカラーフロー画像を表示するまでの動作を説明する。

[0045] まず、操作者により、被検体の体表面上に超音波プローブ2が接触されて、超音波送受信制御部15の制御の下で、送信回路12からの駆動信号に従って振動子アレイ11の複数の振動子から被検体内に超音波ビームが送信される。送信された超音波ビームに基づく超音波エコーは、各振動子により受信され、アナログ信号である受信信号が受信回路13に出力され、増幅部41で増幅され、AD変換部42でAD変換されて受信データが取得される（ステップS1）。この受信データに対してビームフォーマ43により受信フォーカス処理が施されることにより、音線信号が生成される（ステップS2）。

[0046] 次に、検波部16は、受信回路13により生成された音線信号に参照周波数のキャリア信号を混合することで音線信号を直交検波して、音線信号を複素ベースバンド信号に変換する（ステップS3）。

このようにして得られた複素ベースバンド信号は、複素ベースバンド信号処理部17のハイパスフィルタ44により、いわゆるクラッタ信号と呼ばれる被検体の体内組織の運動に由来する低周波数成分が除去され（ステップS4）、複素ベースバンド信号処理部17の自己相関部45により、式（1）、式（2）に表される自己相関信号X、Yが生成される（ステップS5）。

[0047] 位相データ生成部18は、式（3）に表されるように、複素ベースバンド信号処理部17により生成された自己相関信号X、Yを $-1.0 \sim +1.0$ の範囲の値を有する位相データVに変換する（ステップS6）。このようにして得られた位相データVは、式（3）からわかるように、 $\pi$ で除することにより規格化された、 $-\pi \sim +\pi$ の位相を表す指標である。また、位相データVは、振幅の情報を含まず、位相の情報のみを含んでいる。

[0048] ところで、カラーフロー画像の一種である速度画像は、位相の情報が色で

表現されたものであり、位相の情報を表現する色として、1色あたり8ビットの情報量を有する赤、緑、青の3色が用いられることが多い。そのため、例えば、カラーフロー画像として速度画像が生成される場合には、位相の情報は、最低でも、8ビットで保持されること、すなわち、 $\pi/128$ の精度で保持されることが望ましい。

[0049] ここで、例えば、 $-\pi \sim +\pi$ の範囲の値を有する位相をBとして、 $\cos(B)$ を任意のビット数で量子化する場合の位相Bの誤差を考える。例えば、位相Bを $\pi/128$ として、 $\cos(\pi/128)$ を12ビットで量子化すると、量子化によって生じる位相 $\pi/128$ の誤差は、およそ27.3%となる。また、例えば、 $\cos(\pi/128)$ を13ビットで量子化すると、量子化によって生じる位相 $\pi/128$ の誤差は、およそ10.0%となる。また、例えば、 $\cos(\pi/128)$ を15ビットで量子化すると、量子化によって生じる位相 $\pi/128$ の誤差は、およそ0.7%となる。したがって、量子化による誤差を十分に抑えるためには、位相の情報を15ビット以上のビット数で量子化する必要があることがわかる。

[0050] そのため、例えば、複素ベースバンド信号処理部17により処理がなされた複素ベースバンド信号すなわち自己相関信号X、Yを用いて位相の情報を $\pi/128$ の精度で保持するためには、自己相関信号X、Yを最低でもそれぞれ15ビット、すなわち計30ビットで量子化する必要があるが、位相データ生成部18は、自己相関信号X、Yを、位相の情報を表す位相データVに変換するため、位相データVを8ビットで保持することにより、位相の情報を $\pi/128$ の精度で保持することができる。そのため、本発明によれば、通常のおよそ1/4の情報量で位相の精度を確保することができる。なお、 $-1.0 \sim +1.0$ の範囲の値を有する位相データVを8ビットで保持される場合には、例えば、 $-1.0 \sim +1.0$ の範囲の値が $-128 \sim +127$ または $0 \sim +255$ 等の256個の整数値に変換される。

[0051] また、一般的に、クラッタ信号の信号強度は、複素ベースバンド信号に含まれる信号のうち血流に由来する血流信号の信号強度と比べて、例えば30

0倍～1000倍もの強さとなることがある。そのため、複素ベースバンド信号がクラッタ信号と血流信号の双方を含む状態で、複素ベースバンド信号が位相データVに変換されたと仮定すると、クラッタ信号と血流信号の信号強度差に起因して、血流信号が著しく劣化することが考えられる。超音波診断装置1においては、複素ベースバンド信号処理部17のハイパスフィルタ44により、検波部16で生成された複素ベースバンド信号からクラッタ信号が除去されるため、複素ベースバンド信号から位相データVに変換される過程で血流信号が劣化することを防止することができる。

[0052] 位相データ生成部18により位相データVが生成されると、生成された位相データVは、通信制御部21の制御の下、プローブ側無線通信回路20から診断装置本体3に無線送信される（ステップS7）。ここで、一般的に、位相の情報の精度を確保するために、例えば30ビット等の大きなビット数で複素ベースバンド信号を量子化し、量子化された複素ベースバンド信号を超音波プローブから診断装置本体に無線送信する場合には、無線送信される複素ベースバンド信号の情報量が大きいため、超音波プローブと診断装置本体との間の無線通信におけるデータの転送能力では複素ベースバンド信号の無線送信に多大な時間を要し、特に、無線通信が不安定な場合に無線送信中のデータの欠損が生じやすい等、複素ベースバンド信号の無線送信が困難となる場合があった。

[0053] プローブ側無線通信回路20から診断装置本体3に無線送信される位相データVの情報量は、例えば自己相関信号X、Yを量子化した場合の情報量に比べておよそ1/4にまで低減されるため、データを無線送信する時間を短縮することができる。

[0054] また、複素ベースバンド信号処理部17の自己相関部45により、複素ベースバンド信号に対して式(1)および式(2)で表されるような自己相関処理が施され、複素ベースバンド信号が自己相関信号X、Yに変換されることで、複素ベースバンド信号のデータ数が削減される。このようにしてデータ数が削減された自己相関信号X、Yが位相データ生成部18により位相デ

ータVに変換されることにより、例えば、検波部16で生成された複素ベースバンド信号を直接的に位相データVに変換する場合と比較して、位相データVのデータ数を削減することができる。そのため、超音波プローブ2と診断装置本体3との間の無線通信が不安定な場合であっても、位相データVが無線送信されている途中で欠損してしまうことを抑制することができる。

[0055] このようにしてプローブ側無線通信回路20から診断装置本体3に無線送信された位相データVは、診断装置本体3の本体側無線通信回路31により受信されて、複素信号生成部33に送出される（ステップS8）。

複素信号生成部33は、本体側無線通信回路31により受信された位相データVに対して、式（3）により表される変換の逆変換を行うことにより、振幅の情報を含まず位相の情報のみを含む複素信号を生成する（ステップS9）。

[0056] カラーフロー画像生成部34は、複素信号生成部33により生成された複素信号に基づいて、いわゆるカラーフロー画像を生成する（ステップS10）。この際に、カラーフロー画像生成部34は、例えば、複素信号に対して、複数の走査線間の補間処理、空間的および時間的な平滑化処理、座標変換および拡大縮小等のスキャンコンバート処理等を施すことができる。これらの処理は、いずれも、空間的、時間的に異なるピクセル間の複素信号の加算処理を伴う。

[0057] ここで、例えば、位相データVから複素信号に変換せず、位相データVに対して空間的、時間的に異なるピクセル間の加算処理を行った場合には、適切な加算処理がなされないことがある。例えば、同一の絶対値と互いに異なる符号の位相を有する2つの複素信号を加算すると、加算によって得られる複素信号の位相は0以外の種々の値となり得るが、同一の絶対値と互いに異なる符号を有する2つの位相データVを加算すると、加算によって得られる値は0となり、複素信号に対して加算処理を行った場合と異なる値が得られることがある。超音波診断装置1では、複素信号に対して加算処理を行うため、適切な加算処理を行うことができる。

- [0058] また、カラーフロー画像生成部 34 は、このようにして複数の走査線間の補間処理、空間的および時間的な平滑化処理、座標変換および拡大縮小等のスキャンコンバート処理等を施した複素信号を位相データに変換し、得られた位相データに基づいて、カラーフロー画像として、被検体内の血流等の速度分布を表す速度画像を生成することができる。このようにして生成されたカラーフロー画像は、表示制御部 35 に送出される。
- [0059] また、超音波プローブ 2 において、受信回路 13 により生成された音線信号は、Bモード画像生成部 19 に入力されて、Bモード画像生成部 19 により、Bモード画像に変換される。この際に、Bモード信号処理部 46 により、超音波の反射位置の深度に応じた距離による減衰の補正、包絡線検波処理が施され、DSC 47 により、通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換され、Bモード画像処理部 48 により、階調処理等の各種の必要な画像処理が施される。
- [0060] Bモード画像生成部 19 により生成されたBモード画像は、通信制御部 21 の制御の下で、プローブ側無線通信回路 20 から診断装置本体 3 に無線送信される。プローブ側無線通信回路 20 から診断装置本体 3 に無線送信されたBモード画像は、本体側無線通信回路 31 により受信されて、表示制御部 35 に送出される。
- [0061] 表示制御部 35 は、本体制御部 37 の制御の下、カラーフロー画像生成部 34 により生成されたカラーフロー画像と本体側無線通信回路 31 から送出されたBモード画像に所定の処理を施し、Bモード画像にカラーフロー画像を重畳させてモニタ 36 に表示する（ステップ S11）。
- [0062] 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、複素ベースバンド信号処理部 17 により処理がなされた複素ベースバンド信号が、位相データ生成部 18 により位相データ V に変換されるため、位相の情報の精度を十分に確保しながら、したがって、最終的に生成されるカラーフロー画像の精度を十分に確保しながら、超音波プローブ 2 から診断装置本体 3 に無線送信されるデータの情報量を低減することができる。さらに、これに

より、データを無線送信する時間を短縮し、超音波プローブ2と診断装置本体3との間の無線通信が不安定な場合であっても、位相データVが無線送信されている途中で欠損することを抑制することができる。

[0063] なお、図1に示した超音波診断装置1においては、超音波プローブ2の送受信回路14の受信回路13が、増幅部41およびAD変換部42と共にビームフォーマ43を有しているが、ビームフォーマ43は、受信回路13の内部ではなく、受信回路13と検波部16およびBモード画像生成部19との間に配置されていてもよい。この場合、プローブ側プロセッサ23によりビームフォーマ43を構成することもできる。

[0064] また、超音波プローブ2のBモード画像生成部19が、Bモード信号処理部46、DSC47およびBモード画像処理部48を有しているが、これらのうち、DSC47およびBモード画像処理部48は、Bモード画像生成部19の内部ではなく、診断装置本体3の本体側無線通信回路31と表示制御部35との間に配置されていてもよい。

この場合に、Bモード画像生成部19のBモード信号処理部46において包絡線検波処理を施すことにより生成されたBモード画像信号が、プローブ側無線通信回路20から無線送信され、診断装置本体3の本体側無線通信回路31で受信されたBモード画像信号に対して、DSC47による画像信号への変換およびBモード画像処理部48による画像処理が施され、画像処理が施されたBモード画像信号（Bモード画像）が表示制御部35に送出される。このように診断装置本体3内に配置されるDSC47およびBモード画像処理部48は、本体側プロセッサ40により構成されることもできる。

[0065] 実施の形態2

実施の形態1において、位相データ生成部18により生成された位相データVがプローブ側無線通信回路20から診断装置本体3に送信されているが、位相データVを画像圧縮することにより、診断装置本体3に送信する位相データVの情報量をさらに小さくすることができる。

[0066] 図6に、実施の形態2に係る超音波診断装置1Aの構成を示す。超音波診

断装置 1 A は、図 1 に示す実施の形態 1 の超音波診断装置 1 において、超音波プローブ 2 の代わりに超音波プローブ 2 A を備え、診断装置本体 3 の代わりに診断装置本体 3 A を備えている。超音波プローブ 2 A は、実施の形態 1 における超音波プローブ 2 において、画像圧縮部 5 1 が追加され、プローブ制御部 2 2 の代わりにプローブ制御部 2 2 A が備えられ、プローブ側プロセッサ 2 3 の代わりにプローブ側プロセッサ 2 3 A が備えられたものである。診断装置本体 3 A は、実施の形態 1 における診断装置本体 3 において、画像解凍部 5 2 が追加され、本体制御部 3 7 の代わりに本体制御部 3 7 A が備えられ、本体側プロセッサ 4 0 の代わりに本体側プロセッサ 4 0 A が備えられたものである。

[0067] 超音波プローブ 2 A において、位相データ生成部 1 8 と B モード画像生成部 1 9 に、画像圧縮部 5 1 が接続され、画像圧縮部 5 1 に、プローブ側無線通信回路 2 0 が接続されている。

また、診断装置本体 3 A において、本体側無線通信回路 3 1 に通信制御部 3 2 と画像解凍部 5 2 が接続され、画像解凍部 5 2 に、複素信号生成部 3 3 と表示制御部 3 5 が接続されている。

[0068] 超音波プローブ 2 A の画像圧縮部 5 1 は、位相データ生成部 1 8 により生成された位相データ V をいわゆる J P E G、P N G、G I F 等の形式に画像圧縮する。これにより、位相データ V の情報量をさらに低減することができる。また、画像圧縮部 5 1 は、B モード画像生成部 1 9 により生成された B モード画像についても同様にして、画像圧縮する。

超音波プローブ 2 A のプローブ側無線通信回路 2 0 は、画像圧縮部 5 1 により画像圧縮された位相データ V および B モード画像を、通信制御部 2 1 による制御の下で診断装置本体 3 A に無線送信する。

[0069] 診断装置本体 3 A の本体側無線通信回路 3 1 は、超音波プローブ 2 A のプローブ側無線通信回路 2 0 により無線送信された位相データ V および B モード画像を受信して、受信された位相データ V および B モード画像を画像解凍部 5 2 に送出する。

画像解凍部 5 2 は、本体側無線通信回路 3 1 から送出された位相データ V および B モード画像を、画像圧縮部 5 1 により画像圧縮される前の形式に解凍する。すなわち、画像解凍部 5 2 は、本体側無線通信回路 3 1 から送出された位相データ V を、超音波プローブ 2 の位相データ生成部 1 8 により生成された直後の位相データ V と同一の形式に解凍し、本体側無線通信回路 3 1 から送出された B モード画像を、B モード画像生成部 1 9 により生成された直後の B モード画像と同一の形式に解凍する。解凍された位相データ V は、複素信号生成部 3 3 に送出され、解凍された B モード画像は、表示制御部 3 5 に送出される。

[0070] 複素信号生成部 3 3 は、画像解凍部 5 2 により解凍された位相データ V を複素信号に変換する。

カラーフロー画像生成部 3 4 は、複素信号生成部 3 3 により生成された複素信号に基づいてカラーフロー画像を生成する。

表示制御部 3 5 は、カラーフロー画像生成部 3 4 により生成されたカラーフロー画像と画像解凍部 5 2 から送出された B モード画像に対して所定の処理を施し、カラーフロー画像と B モード画像をモニタ 3 6 に表示する。

[0071] 以上により、本発明の実施の形態 2 に係る超音波診断装置 1 A によれば、位相データ生成部 1 8 により生成された位相データ V が画像圧縮部 5 1 により画像圧縮されるため、位相データ V の情報量をさらに低減することができる。また、B モード画像生成部 1 9 により生成された B モード画像についても、画像圧縮部 5 1 により圧縮されるため、B モード画像の情報量も低減することができる。

[0072] 実施の形態 3

実施の形態 1 において位相データ生成部 1 8 により、複素ベースバンド信号処理部 1 7 により生成された自己相関信号 X、Y が位相データ V に変換され、位相データ V がプローブ側無線通信回路 2 0 により診断装置本体 3 に無線送信されているが、位相データ V とは別に自己相関信号 X、Y の振幅を表すデータが診断装置本体 3 に無線送信されることもできる。

[0073] 図 7 に、実施の形態 3 に係る超音波診断装置 1 B の構成を示す。超音波診断装置 1 B は、図 1 に示す実施の形態 1 の超音波診断装置 1 において、超音波プローブ 2 の代わりに超音波プローブ 2 B を備え、診断装置本体 3 の代わりに診断装置本体 3 B を備えたものである。超音波プローブ 2 B は、実施の形態 1 における超音波プローブ 2 において、振幅データ生成部 6 1 が追加され、プローブ制御部 2 2 の代わりにプローブ制御部 2 2 B が備えられ、プローブ側プロセッサ 2 3 の代わりにプローブ側プロセッサ 2 3 B が備えられたものである。また、診断装置本体 3 B は、実施の形態 1 における診断装置本体 3 において、本体制御部 3 7 の代わりに本体制御部 3 7 B が備えられ、本体側プロセッサ 4 0 の代わりに本体側プロセッサ 4 0 B が備えられたものである。

[0074] 超音波プローブ 2 B において、複素ベースバンド信号処理部 1 7 に、位相データ生成部 1 8 と振幅データ生成部 6 1 が接続され、位相データ生成部 1 8 と振幅データ生成部 6 1 に、プローブ側無線通信回路 2 0 とプローブ制御部 2 2 B が接続されている。

また、診断装置本体 3 B において、本体側無線通信回路 3 1 に通信制御部 3 2、複素信号生成部 3 3、カラーフロー画像生成部 3 4 および表示制御部 3 5 が接続されている。

[0075] 超音波プローブ 2 B の振幅データ生成部 6 1 は、複素ベースバンド信号処理部 1 7 のハイパスフィルタ 4 4 によりクラッタ信号が除去された複素ベースバンド信号に基づいて、式 (4) に表されるように、振幅データ R を生成する。

$$R = \sum (I_n \cdot I_n^* + Q_n \cdot Q_n^*) / REP \quad (n = 1, 2, \dots, REP - 1) \dots (4)$$

このようにして生成された振幅データ R は、例えば、位相データ V と同様に、8 ビットで保持されることができる。

[0076] プローブ側無線通信回路 2 0 は、通信制御部 2 1 の制御の下で、位相データ生成部 1 8 により生成された位相データ V と振幅データ生成部 6 1 により

生成された振幅データ R を診断装置本体 3 B に無線送信する。

プローブ側無線通信回路 2 0 により無線送信された位相データ V は、診断装置本体 3 B の本体側無線通信回路 3 1 により受信されて、複素信号生成部 3 3 に送出される。また、プローブ側無線通信回路 2 0 により無線送信された振幅データ R は、本体側無線通信回路 3 1 により受信されて、カラーフロー画像生成部 3 4 に送出される。

[0077] 複素信号生成部 3 3 は、本体側無線通信回路 3 1 から送出された位相データ V を複素信号に変換する。

カラーフロー画像生成部 3 4 は、複素信号生成部 3 3 により生成された複素信号と本体側無線通信回路 3 1 から送出された振幅データ R に基づいて、カラーフロー画像を生成する。カラーフロー画像生成部 3 4 は、例えば、複素信号に基づいて位相データを生成し、さらに、振幅データ R の値が定められた振幅しきい値よりも大きいピクセルに対応する位相を血液ではなく被検体の体内組織に由来する位相であると判断し、振幅データ R の値が振幅しきい値以下となるピクセルにのみ、位相データに基づく色相を付与した速度画像をカラーフロー画像として生成することができる。また、カラーフロー画像生成部 3 4 は、例えば、複素信号に基づいて位相データを生成し、生成された位相データに基づいて、いわゆるパワー画像に対して、位相データに基づく色相を付与したディレクショナルパワー画像をカラーフロー画像として生成することもできる。

[0078] 以上から、本発明の実施の形態 3 に係る超音波診断装置 1 B によれば、位相データ V の他に、振幅データ R が生成されるが、位相データ V は、例えば、複素ベースバンド信号よりも小さい情報量を有しているため、プローブ側無線通信回路 2 0 により診断装置本体 3 B に無線送信されるデータの情報量を低減しながらも、より多くの種類のカラーフロー画像を生成することができる。

[0079] なお、振幅データ生成部 6 1 は、式 (4) に表される振幅データ R を生成しているが、式 (5) に表されるようにデシベル値 P に変換することができる。

る。

$$P = 10 \cdot \log (R) \cdots (5)$$

[0080] ここで、対数  $\log$  の底は 10 である。振幅データ生成部 61 は、例えば、得られたデシベル値  $P$  を、8 ビット等のビットレンジ内で規格化することができる。例えば、デシベル値  $P$  が 8 ビットのビットレンジ内で規格化される場合には、デシベル値  $P$  は、0 ~ 255 の 256 個の整数値に変換されて保持されることができる。

このようにして、振幅データ  $R$  がデシベル値  $P$  に変換されることにより、振幅データ  $R$  の情報量を低減することができる。

[0081] また、実施の形態 3 の態様は、実施の形態 1 の超音波診断装置 1 に適用されることが示されているが、実施の形態 2 の超音波診断装置 1A にも同様に適用されることができる。

[0082] 実施の形態 4

実施の形態 3 において、位相データ  $V$  の他に振幅データ  $R$  が生成され、生成された位相データ  $V$  と振幅データ  $R$  がプローブ側無線通信回路 20 により診断装置本体 3B に無線送信されているが、位相データ  $V$  と振幅データ  $R$  の他にいわゆる分散データが生成されることもできる。

[0083] 図 8 に、本発明の実施の形態 4 に係る超音波診断装置 1C の構成を示す。超音波診断装置 1C は、図 1 に示す実施の形態 1 の超音波診断装置 1 において、超音波プローブ 2 の代わりに超音波プローブ 2C が備えられ、診断装置本体 3 の代わりに診断装置本体 3C が備えられたものである。超音波プローブ 2C は、実施の形態 1 における超音波プローブ 2 において、分散データ生成部 71 が追加され、プローブ制御部 22B の代わりにプローブ制御部 22C が備えられ、プローブ側プロセッサ 23B の代わりにプローブ側プロセッサ 23C が備えられたものである。診断装置本体 3C は、実施の形態 1 における診断装置本体 3 において、本体制御部 37 の代わりに本体制御部 37C が備えられ、本体側プロセッサ 40 の代わりに本体側プロセッサ 40C が備えられたものである。

[0084] 超音波プローブ2Cにおいて、複素ベースバンド信号処理部17に、位相データ生成部18、およびプローブ制御部22Cおよび分散データ生成部71が接続されている。また、分散データ生成部71に、プローブ側無線通信回路20およびプローブ制御部22Cが接続されている。

[0085] 分散データ生成部71は、複素ベースバンド信号処理部17により処理された複素ベースバンド信号に基づいて、分散データを生成する。具体的には、分散データ生成部71は、複素ベースバンド信号処理部17のハイパスフィルタ44によりクラッタ信号が除去された複素ベースバンド信号に基づいて、式(4)で表される振幅データRを生成し、生成された振幅データRと、複素ベースバンド信号処理部17の自己相関部45により生成された自己相関信号X、Yを用いて、式(6)に表されるように、分散データAを生成する。

$$A = 1.0 - \{ (X/R)^2 + (Y/R)^2 \}^{0.5} \dots (6)$$

[0086] この分散データAは、複素ベースバンド信号の位相と振幅のバラつきを表す指標である。また、分散データAは、0~1.0の範囲の値を有する。例えば、分散データAが8ビットで保持される場合には、0~1.0が0~255の256個の整数値に変換されて保持されることができる。

[0087] プローブ側無線通信回路20は、通信制御部21の制御の下で、位相データ生成部18により生成された位相データVと分散データ生成部71により生成された分散データAを診断装置本体3Cに無線送信する。

プローブ側無線通信回路20により無線送信された位相データVは、診断装置本体3Cの本体側無線通信回路31により受信されて、複素信号生成部33に送出される。また、プローブ側無線通信回路20により無線送信された分散データAは、本体側無線通信回路31により受信されて、カラーフロー画像生成部34に送出される。

[0088] 複素信号生成部33は、本体側無線通信回路31から送出された位相データVを複素信号に変換する。

カラーフロー画像生成部34は、複素信号生成部33により生成された複

素信号と本体側無線通信回路 3 1 から送出された分散データ A に基づいて、カラーフロー画像を生成する。カラーフロー画像生成部 3 4 は、例えば、複素信号に基づいて位相データを生成し、速度画像に対して分散データ A の値に応じた色相を付与した、いわゆる速度分散画像を生成することができる。

[0089] 以上から、本発明の実施の形態 4 に係る超音波診断装置 1 C によれば、位相データ V の他に、分散データ A が生成されるが、位相データ V は、例えば、複素ベースバンド信号よりも小さい情報量を有しているため、プローブ側無線通信回路 2 0 により診断装置本体 3 B に無線送信されるデータの情報を低減しながらも、より多くの種類のカラーフロー画像を生成することができる。

[0090] また、分散データ生成部 7 1 は、生成された分散データ A をプローブ側無線通信回路 2 0 に送出しているが、分散データ A を生成する過程で生成された振幅データ R についてもプローブ側無線通信回路 2 0 に送出することができる。この場合には、位相データ V、分散データ A および振幅データ R がプローブ側無線通信回路 2 0 により診断装置本体 3 C に無線送信される。さらに、位相データ V が、本体側無線通信回路 3 1 から複素信号生成部 3 3 に送出され、分散データ A および振幅データ R が、本体側無線通信回路 3 1 からカラーフロー画像生成部 3 4 に送出される。これにより、プローブ側無線通信回路 2 0 により診断装置本体 3 B に無線送信されるデータの情報を低減しながらも、さらに多くの種類のカラーフロー画像を生成することができる。

[0091] また、実施の形態 4 の態様は、実施の形態 1 だけではなく、実施の形態 2、3 にも同様に適用されることができる。

### 符号の説明

[0092] 1, 1 A, 1 B, 1 C 超音波診断装置、2, 2 A, 2 B, 2 C 超音波プローブ、3, 3 A, 3 B, 3 C 診断装置本体、1 1 振動子アレイ、1 2 送信回路、1 3 受信回路、1 4 送受信回路、1 5 超音波送受信制御部、1 6 検波部、1 7 複素ベースバンド信号処理部、1 8 位相データ

生成部、19 Bモード画像生成部、20 プローブ側無線通信回路、21  
、32 通信制御部、22, 22A, 22B, 22C プローブ制御部、23,  
23A, 23B, 23C プローブ側プロセッサ、24 バッテリ、31  
本体側無線通信回路、33 複素信号生成部、34 カラーフロー画像  
生成部、35 表示制御部、36 モニタ、37, 37A, 37B, 37C  
本体制御部、38 入力装置、39 格納部、40, 40A, 40B, 40C  
本体側プロセッサ、41 増幅部、42 AD変換部、43 ビーム  
フォーマ、44 ハイパスフィルタ、45 自己相関部、46 Bモード信  
号処理部、47 DSC、48 Bモード画像処理部、51 画像圧縮部、  
52 画像解凍部、61 振幅データ生成部、71 分散データ生成部。

## 請求の範囲

### [請求項1]

振動子アレイを含む超音波プローブとモニタを含む診断装置本体とが無線接続され且つカラーフローモードを備える超音波診断装置であって、

前記超音波プローブは、

前記振動子アレイから被検体に向けて超音波パルスを送信し且つ前記被検体からの超音波エコーを受信した前記振動子アレイから出力される受信信号に受信フォーカス処理を施して音線信号を生成する送受信回路と、

前記送受信回路により生成された前記音線信号に基づいて複素ベースバンド信号を生成する検波部と、

前記検波部により生成された前記複素ベースバンド信号にハイパス処理および自己相関解析処理を施す複素ベースバンド信号処理部と、

前記複素ベースバンド信号処理部により処理された前記複素ベースバンド信号に基づいて位相データを生成する位相データ生成部と、

前記位相データ生成部により生成された前記位相データを無線送信するプローブ側無線通信回路と

を含み、

前記診断装置本体は、

前記超音波プローブの前記プローブ側無線通信回路から無線送信された前記位相データを受信するプローブ側無線通信回路と、

前記プローブ側無線通信回路により受信された前記位相データに基づいて複素信号を生成する複素信号生成部と、

前記複素信号生成部により生成された前記複素信号に基づいてカラーフロー画像を生成するカラーフロー画像生成部と、

前記カラーフロー画像生成部により生成された前記カラーフロー画像を前記モニタに表示させる表示制御部と

を含む超音波診断装置。

- [請求項2] 前記超音波プローブは、前記位相データ生成部により生成された前記位相データを画像圧縮する画像圧縮部を含み、
- 前記プローブ側無線通信回路は、前記画像圧縮部により画像圧縮された前記位相データを無線送信する請求項1に記載の超音波診断装置。
- [請求項3] 前記超音波プローブは、前記複素ベースバンド信号処理部により処理された前記複素ベースバンド信号に基づいて振幅データを生成する振幅データ生成部を含み、
- 前記プローブ側無線通信回路は、前記振幅データ生成部により生成された前記振幅データを無線送信し、
- 前記カラーフロー画像生成部は、前記位相データおよび前記振幅データに基づき、前記カラーフロー画像としてパワー画像を生成する請求項1または2に記載の超音波診断装置。
- [請求項4] 前記超音波プローブは、前記複素ベースバンド信号処理部により処理された前記複素ベースバンド信号に基づいて分散データを生成する分散データ生成部を含み、
- 前記プローブ側無線通信回路は、前記分散データ生成部により生成された前記分散データを無線送信し、
- 前記カラーフロー画像生成部は、前記位相データおよび前記分散データに基づき、前記カラーフロー画像として位相分散画像を生成する請求項1～3のいずれか一項に記載の超音波診断装置。
- [請求項5] 前記カラーフロー画像生成部は、前記複素信号生成部により生成された前記複素信号に対して複数の走査線間の補間処理を施し、補間された前記複素信号に基づいてカラーフロー画像を生成する請求項1～4のいずれか一項に記載の超音波診断装置。
- [請求項6] 前記カラーフロー画像生成部は、前記複素信号生成部により生成された前記複素信号に対して空間的および時間的な平滑化処理を施し、平滑化された前記複素信号に基づいてカラーフロー画像を生成する請

求項 1 ～ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

[請求項7]

前記カラーフロー画像生成部は、前記複素信号生成部により生成された前記複素信号に対してスキャンコンバート処理を施し、処理された前記複素信号に基づいてカラーフロー画像を生成する請求項 1 ～ 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

[請求項8]

振動子アレイを含む超音波プローブとモニタを含む診断装置本体とが無線接続され且つカラーフローモードを備える超音波診断装置の制御方法であって、

前記超音波プローブにおいて、

前記振動子アレイから被検体に向けて超音波パルスを送信し且つ前記被検体からの超音波エコーを受信した前記振動子アレイから出力される受信信号に受信フォーカス処理を施して音線信号を生成し、

生成された前記音線信号に基づいて複素ベースバンド信号を生成し、

生成された前記複素ベースバンド信号にハイパス処理および自己相関解析処理を施し、

前記ハイパス処理および前記自己相関解析処理が施された前記複素ベースバンド信号に基づいて位相データを生成し、

生成された前記位相データを無線送信し、

前記診断装置本体において、

前記超音波プローブから無線送信された前記位相データを受信し、

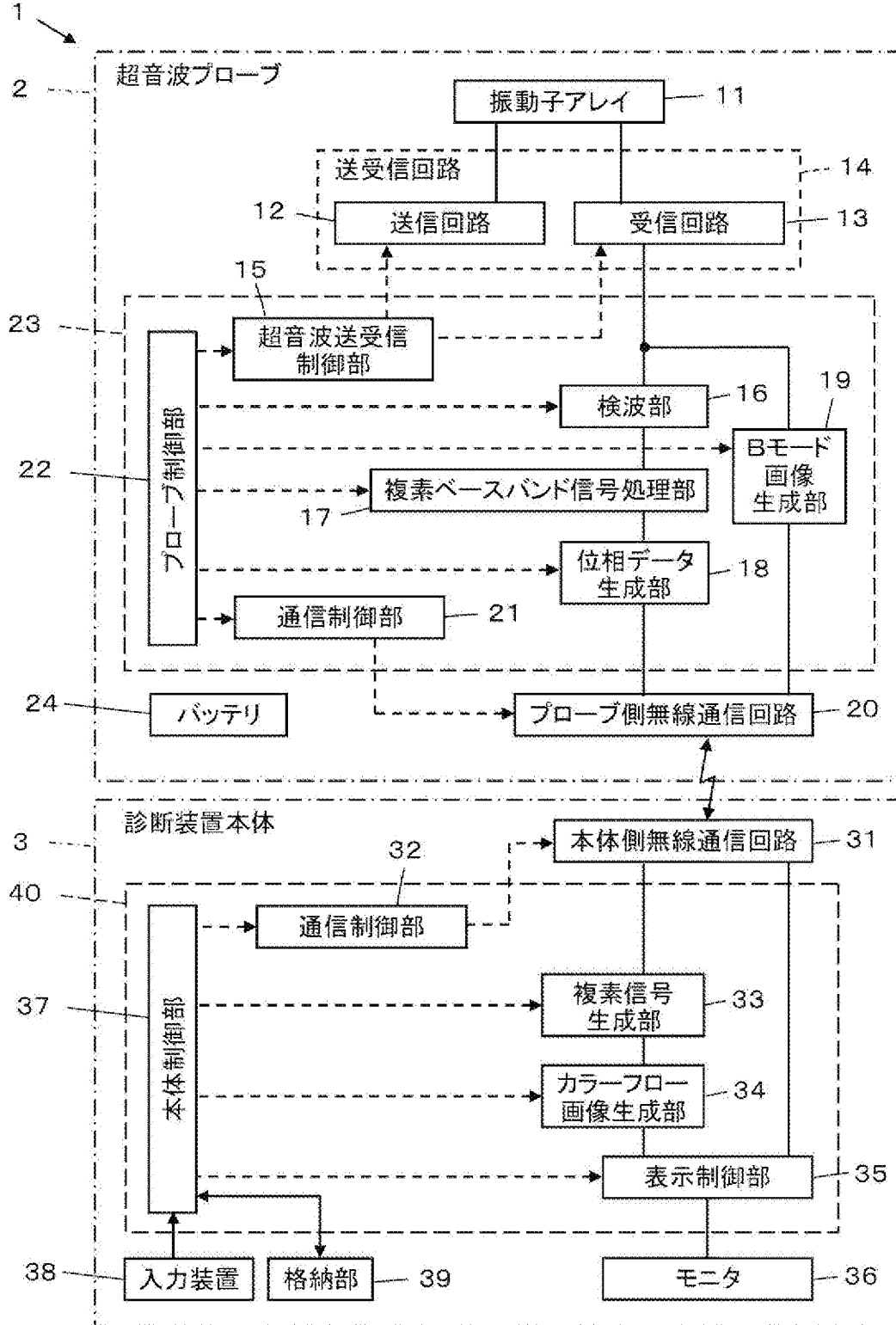
受信された前記位相データに基づいて複素信号を生成し、

生成された前記複素信号に基づいてカラーフロー画像を生成し、

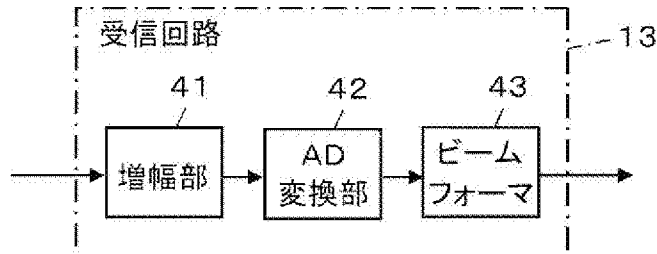
生成された前記カラーフロー画像を前記モニタに表示する

超音波診断装置の制御方法。

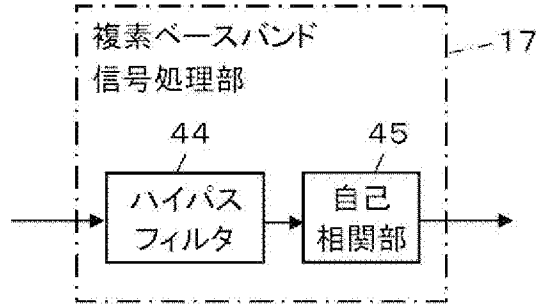
[図1]



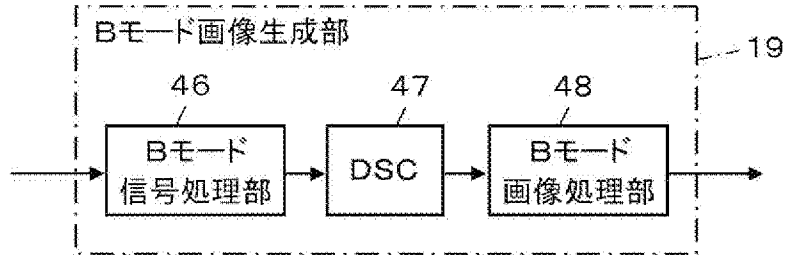
[図2]



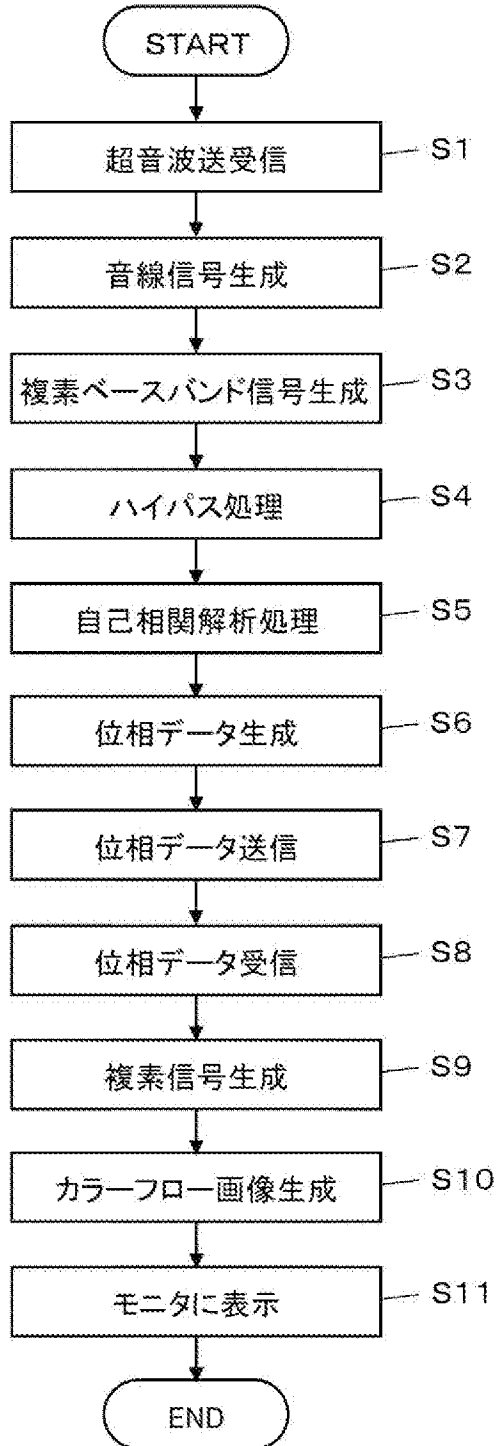
[図3]



[図4]

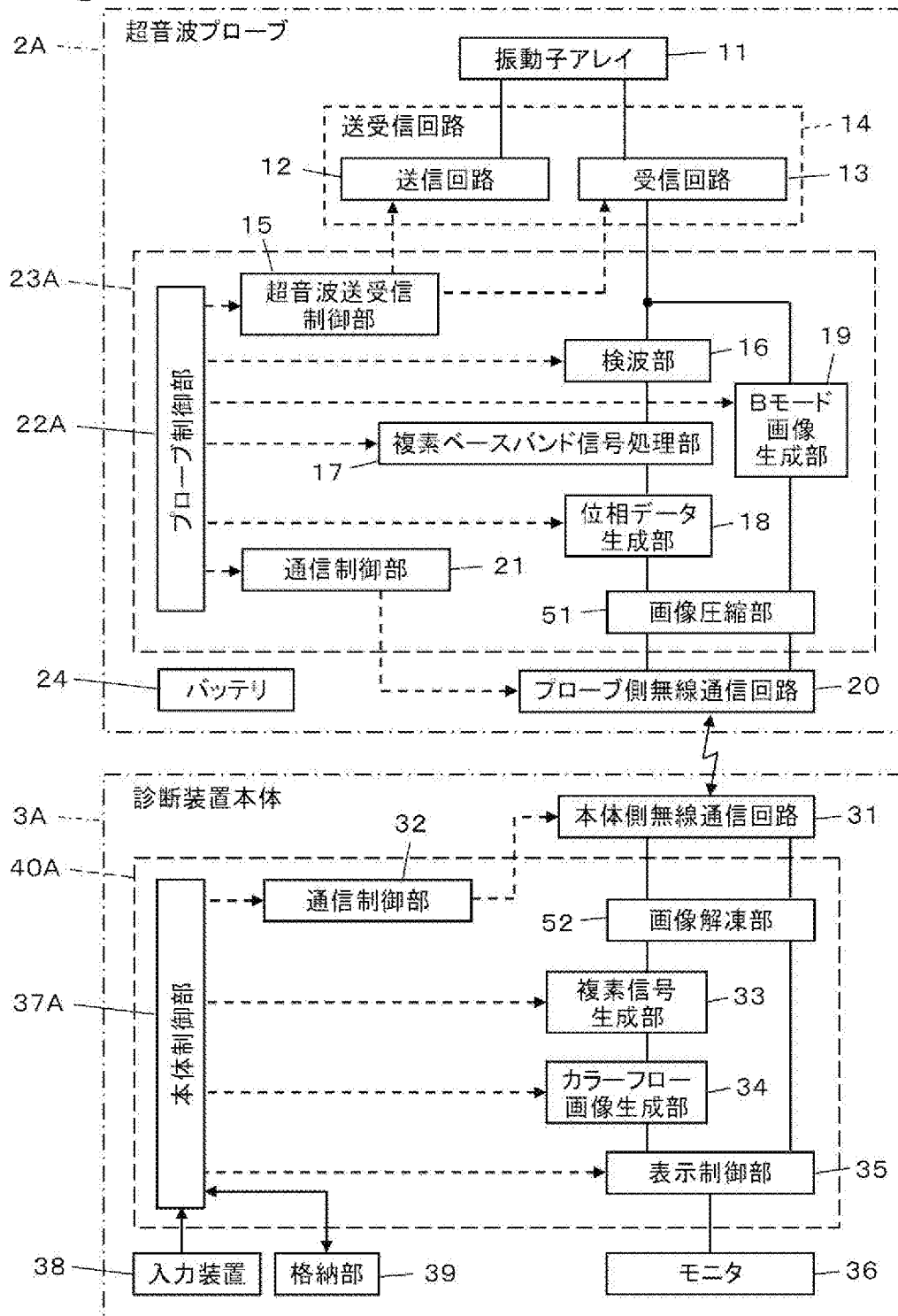


[図5]



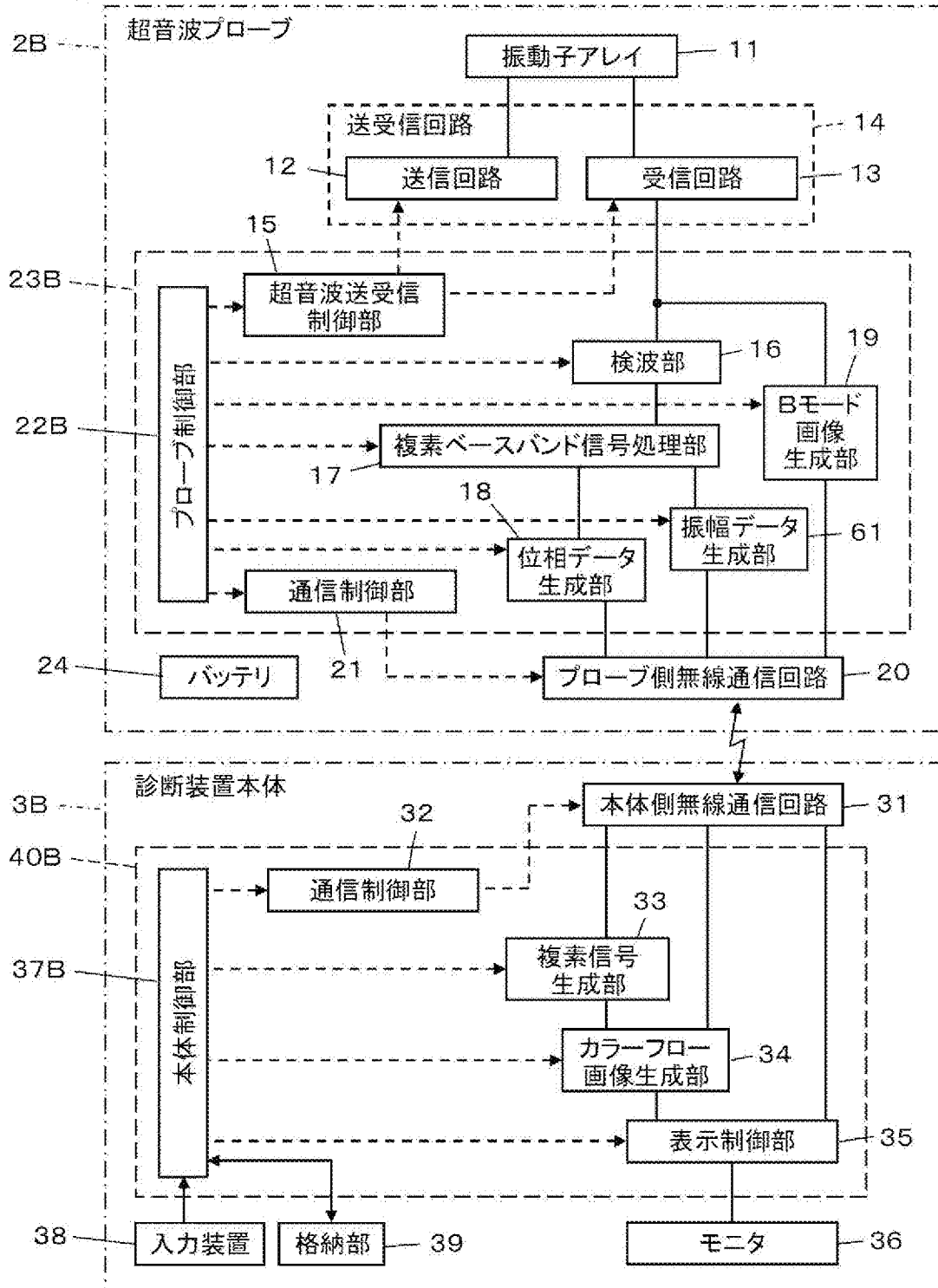
[図6]

1A



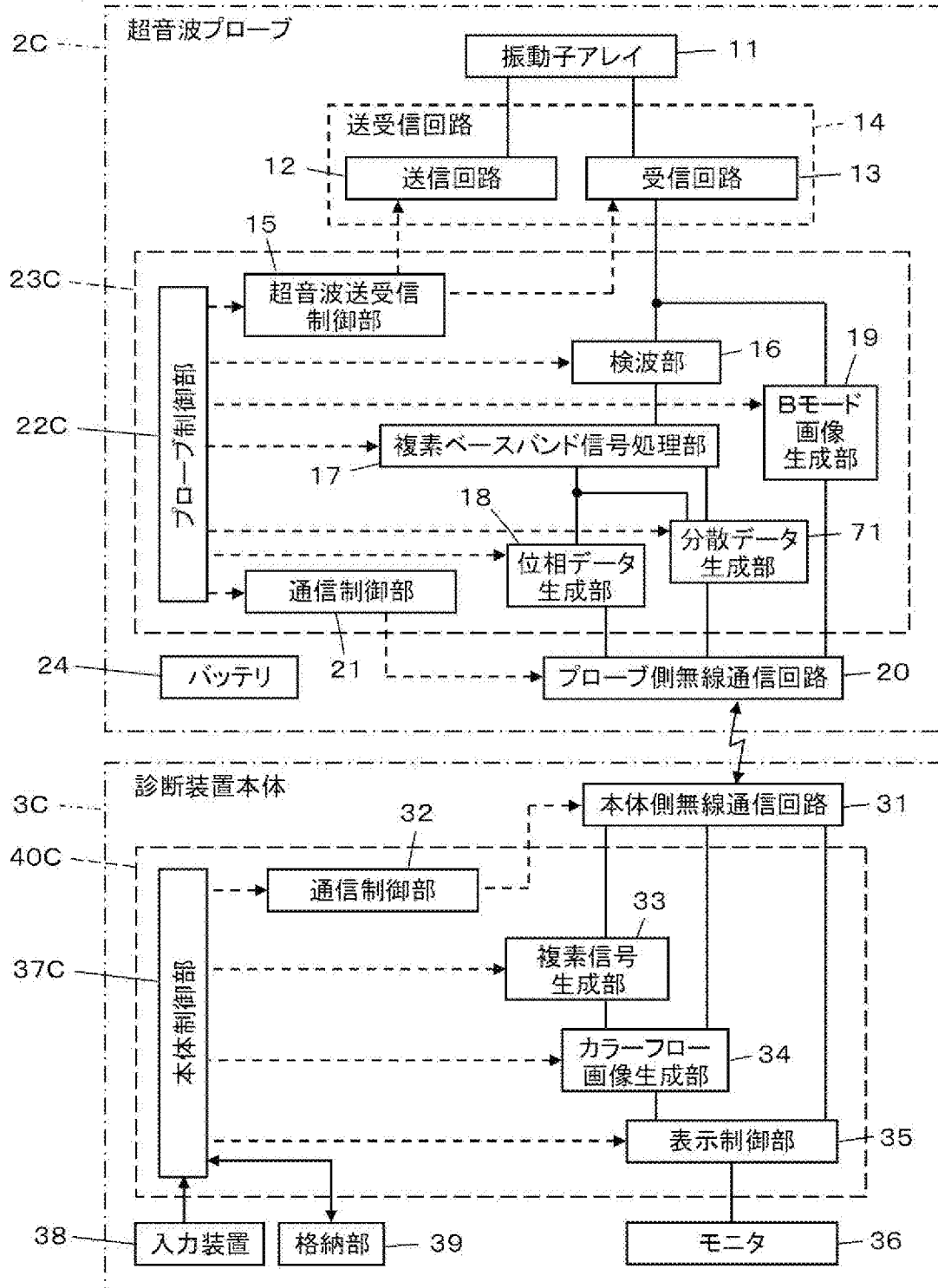
[図7]

1B



[図8]

1C



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2020/026321

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**

Int. Cl. A61B8/06 (2006.01) i  
FI: A61B8/06

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 1971-2020  
Registered utility model specifications of Japan 1996-2020  
Published registered utility model applications of Japan 1994-2020

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. |
|-----------|---|-----------------------|
| A         | JP 2010-213771 A (FUJIFILM CORP.) 30 September 2010, entire text, all drawings                    | 1-8                   |
| A         | JP 2012-245021 A (KONICA MINOLTA MEDICAL & GRAPHIC, INC.) 13 December 2012, in particular, fig. 2 | 1-8                   |
| A         | JP 2011-11045 A (FUJIFILM CORP.) 20 January 2011, entire text, all drawings                       | 1-8                   |
| A         | WO 2014/041448 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 20 March 2014, entire text, all drawings             | 1-8                   |

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  
03.08.2020

Date of mailing of the international search report  
11.08.2020

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**  
Information on patent family members

International application No.  
PCT/JP2020/026321

| Patent Documents referred to in the Report | Publication Date | Patent Family  | Publication Date |
|--|------------------|--|------------------|
| JP 2010-213771 A                           | 30.09.2010       | US 2010/0121194 A1<br>entire text, all<br>drawings                                       |                  |
| JP 2012-245021 A                           | 13.12.2012       | EP 2186470 A1<br>(Family: none)  |                  |
| JP 2011-11045 A                            | 20.01.2011       | US 2010/0312114 A1<br>entire text, all<br>drawings                                       |                  |
| WO 2014/041448 A1                          | 20.03.2014       | JP 2015-531642 A<br>entire text, all<br>drawings<br>US 2015/0238168 A1<br>CN 104619262 A |                  |

|  |   |                          |
|--|---|--------------------------|
| A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））<br>A61B 8/06(2006.01)i<br>FI: A61B8/06   |   |                          |
| B. 調査を行った分野<br>調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））<br>A61B8/00-8/15<br>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<br>日本国実用新案公報 1922-1996年<br>日本国公開実用新案公報 1971-2020年<br>日本国実用新案登録公報 1996-2020年<br>日本国登録実用新案公報 1994-2020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<br>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<br>請求項の番号           |
| A  | JP 2010-213771 A (富士フイルム株式会社) 30.09.2010 (2010-09-30)<br>全文、全図  | 1-8                      |
| A  | JP 2012-245021 A (コニカミノルタエムジー株式会社) 13.12.2012 (2012-12-13)<br>特に、図2   | 1-8                      |
| A  | JP 2011-11045 A (富士フイルム株式会社) 20.01.2011 (2011-01-20)<br>全文、全図   | 1-8                      |
| A  | WO 2014/041448 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 20.03.2014 (2014-03-20)<br>全文、全図   | 1-8                      |
| <input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" 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   | “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抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの<br>“A” 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの<br>“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<br>“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）<br>“O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献<br>“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<br>“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<br>“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<br>“&” 同一パテントファミリー文献 |                          |
| 国際調査を完了した日   | 03.08.2020  | 国際調査報告の発送日<br>11.08.2020 |
| 名称及びあて先<br>日本国特許庁(ISA/JP)<br>〒100-8915<br>日本国<br>東京都千代田区霞が関三丁目4番3号   | 権限のある職員（特許庁審査官）<br><br>後藤 順也 2U 3101<br><br>電話番号 03-3581-1101 内線 3292   |                          |

国際調査報告  
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2020/026321

| 引用文献 |             |    | 公表日        | パテントファミリー文献 |              |    | 公表日 |
|------|-------------|----|------------|-------------|--------------|----|-----|
| JP   | 2010-213771 | A  | 30.09.2010 | US          | 2010/0121194 | A1 |     |
|      |             |    |            | 全文、全図       |              |    |     |
|      |             |    |            | EP          | 2186470      | A1 |     |
| JP   | 2012-245021 | A  | 13.12.2012 | (ファミリーなし)   |              |    |     |
| JP   | 2011-11045  | A  | 20.01.2011 | US          | 2010/0312114 | A1 |     |
|      |             |    |            | 全文、全図       |              |    |     |
| WO   | 2014/041448 | A1 | 20.03.2014 | JP          | 2015-531642  | A  |     |
|      |             |    |            | 全文、全図       |              |    |     |
|      |             |    |            | US          | 2015/0238168 | A1 |     |
|      |             |    |            | CN          | 104619262    | A  |     |