

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5696587号
(P5696587)

(45) 発行日 平成27年4月8日 (2015.4.8)

(24) 登録日 平成27年2月20日 (2015.2.20)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/14

請求項の数 12 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2011-116533 (P2011-116533)	(73) 特許権者	000001270
(22) 出願日	平成23年5月25日 (2011.5.25)		コニカミノルタ株式会社
(65) 公開番号	特開2012-245021 (P2012-245021A)		東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(43) 公開日	平成24年12月13日 (2012.12.13)	(74) 代理人	110001254
審査請求日	平成26年3月7日 (2014.3.7)		特許業務法人光陽国際特許事務所
		(72) 発明者	加藤 美樹
			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
		審査官	富永 昌彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波探触子

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信して受信信号を得る送受信部と、

前記受信信号に基づき、カラー画像データーを生成するカラー画像データー生成部と、データーサイズの異なる複数種類のデーターフォーマットから何れかを選択するフォーマット選択部と、

前記フォーマット選択部によって選択されたデーターフォーマットにて前記カラー画像データーを伝送する伝送部と、

超音波探触子を構成する各部のうちの少なくとも一部に対して供給される動作クロック信号の周波数を制御する動作クロック制御部と、

を備え、

前記動作クロック制御部は、前記フォーマット選択部によって選択されたデーターフォーマットに応じて、所定の駆動周波数とする駆動時間と、前記駆動周波数よりも低周波数である所定の待機周波数とする待機時間とを決定し、該決定に従って前記動作クロック信号の周波数を制御することを特徴とする超音波探触子。

【請求項 2】

駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信して受信信号を得る送受信部と、

前記受信信号に基づき、カラー画像データーを生成するカラー画像データー生成部と、

10

20

データサイズの異なる複数種類のデータフォーマットから何れかを選択するフォーマット選択部と、

前記フォーマット選択部によって選択されたデータフォーマットにて前記カラー画像データを伝送する伝送部と、

超音波探触子の各部を動作させるための動力源としてバッテリーと、

前記バッテリーからの、前記超音波探触子を構成する各部のうちの少なくとも一部に対する電力の供給を制御する電力制御部と、

を備え、

前記電力制御部は、前記フォーマット選択部によって選択されたデータフォーマットに応じて、電力を供給する電力供給時間と、電力の供給を制限する電力供給制限時間とを決定し、該決定に従って電力の供給を制御することを特徴とする超音波探触子。

10

【請求項 3】

前記フォーマット選択部は、前記バッテリーの残量に応じてデータフォーマットの選択を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波探触子。

【請求項 4】

駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信して受信信号を得る送受信部と、

前記受信信号に基づき、カラー画像データを生成するカラー画像データ生成部と、データサイズの異なる複数種類のデータフォーマットから何れかを選択するフォーマット選択部と、

20

前記フォーマット選択部によって選択されたデータフォーマットにて前記カラー画像データを伝送する伝送部と、

超音波探触子の各部を動作させるための動力源としてバッテリーと、

を備え、

前記フォーマット選択部は、前記バッテリーの残量に応じてデータフォーマットの選択を行うことを特徴とする超音波探触子。

【請求項 5】

前記カラー画像データ生成部は R G B 成分によるカラー画像データを生成するものであり、

前記カラー画像データ生成部によって生成されたカラー画像データの R G B 成分を所定の輝度成分及び色差成分に変換するとともに、該変換された色差成分を圧縮して、前記カラー画像データを所定の圧縮データフォーマットに変換するフォーマット変換部を備えたことを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか一項に記載の超音波探触子。

30

【請求項 6】

前記複数種類のデータフォーマットは、圧縮率の異なる複数のデータフォーマットを含み、

前記フォーマット変換部は、前記フォーマット選択部によって選択されたデータフォーマットに対応する圧縮率にて前記色差成分を圧縮することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波探触子。

【請求項 7】

前記カラー画像データ生成部は R G B 成分によるカラー画像データを生成するものであり、

前記複数種類のデータフォーマットは、前記カラー画像データ生成部によって生成されたカラー画像データの圧縮を行わない非圧縮データフォーマットを含み、

前記伝送部は、前記フォーマット選択部によって前記非圧縮データフォーマットが選択されたときは、R G B 成分を示すデータフォーマットであるカラー画像データの伝送を行うことを特徴とする請求項 1 ～ 6 の何れか一項に記載の超音波探触子。

40

【請求項 8】

前記カラー画像データに対応する誤り訂正符号を生成する誤り訂正符号生成部と、

前記誤り訂正符号生成部によって生成された誤り訂正符号を前記カラー画像データに

50

付加して前記伝送部によって伝送するための送信データを生成する送信データ生成部と、

を備え、

前記誤り訂正符号生成部は、前記伝送部の伝送レートと前記フォーマット選択部によって選択されたデータフォーマットとに基づき、前記カラー画像データに付加する誤り訂正符号のデータサイズを決定し、該決定したデータサイズの誤り訂正符号を生成することを特徴とする請求項 1 ～ 7 の何れか一項に記載の超音波探触子。

【請求項 9】

操作者によって切り替え操作可能な切替スイッチを備え、

前記フォーマット選択部は、前記切替スイッチによる操作に応じてデータフォーマットの選択を行うことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波探触子。

【請求項 10】

前記フォーマット選択部は、前記カラー画像データの伝送先である超音波画像診断装置本体との伝送状態に応じてデータフォーマットの選択を行うことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波探触子。

【請求項 11】

前記画像データの伝送先である超音波画像診断装置本体からの伝送信号を受信する伝送信号受信部を備え、

前記フォーマット選択部は、前記伝送信号受信部によってフォーマットを指示する旨のフォーマット指示信号を前記超音波画像診断装置本体から受信したときに、該受信したフォーマット指示信号に対応したデータフォーマットの選択を行うことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波探触子。

【請求項 12】

前記カラー画像データ生成部は、カラードブラ画像データを生成することを特徴とする請求項 1 ～ 11 の何れか一項に記載の超音波探触子。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波探触子に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波探触子で得られた超音波データ等を装置本体へ無線伝送するワイヤレス型の超音波画像診断装置が知られている。

【0003】

このような超音波画像診断装置では、装置本体にて受信した超音波データに基づき、画像データを生成し、これに基づいて超音波診断画像を表示するようにしていた（例えば、特許文献 1）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2009 - 291515 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、上記特許文献 1 に記載された技術では、伝送先の装置本体の画像表示能力に対応して、伝送するデータ量が一定に定められるため、他の装置に適用する等、超音波探触子に汎用性を持たせることが困難であった。すなわち、伝送先の装置本体では、例えば、表示装置の表示処理能力に合わせた画像データを生成するが、伝送先の装置本体が、いわゆるローエンド機等、表示装置の表示処理能力の低いものである場合、超音波探触子から高品質の画像を表示するための超音波データを伝送しても、高画質による画

10

20

30

40

50

像表示を行うだけの処理能力がなく、伝送されたデータに無駄な部分が生じてしまい、伝送効率がよくないという問題があった。特に、近年では、血流の方向や速度をカラー画像にて表すカラードプラー法による超音波診断画像の表示が可能な超音波画像診断装置が広く利用されており、伝送効率の問題は顕著となっている。

【 0 0 0 6 】

本発明の課題は、伝送効率がよく、汎用性に優れた超音波探触子を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

以上の課題を解決するため、請求項 1 に記載の発明は、超音波探触子において、
駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信して受信信号を得る送受信部と、

前記受信信号に基づき、カラー画像データを生成するカラー画像データ生成部と、
データサイズの異なる複数種類のデータフォーマットから何れかを選択するフォーマット選択部と、

前記フォーマット選択部によって選択されたデータフォーマットにて前記カラー画像データを伝送する伝送部と、

超音波探触子を構成する各部のうちの少なくとも一部に対して供給される動作クロック信号の周波数を制御する動作クロック制御部と、

を備え、

前記動作クロック制御部は、前記フォーマット選択部によって選択されたデータフォーマットに応じて、所定の駆動周波数とする駆動時間と、前記駆動周波数よりも低周波数である所定の待機周波数とする待機時間とを決定し、該決定に従って前記動作クロック信号の周波数を制御することを特徴とする。

請求項 2 に記載の発明は、超音波探触子において、

駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信して受信信号を得る送受信部と、

前記受信信号に基づき、カラー画像データを生成するカラー画像データ生成部と、
データサイズの異なる複数種類のデータフォーマットから何れかを選択するフォーマット選択部と、

前記フォーマット選択部によって選択されたデータフォーマットにて前記カラー画像データを伝送する伝送部と、

超音波探触子の各部を動作させるための動力源としてバッテリーと、

前記バッテリーからの、前記超音波探触子を構成する各部のうちの少なくとも一部に対する電力の供給を制御する電力制御部と、

を備え、

前記電力制御部は、前記フォーマット選択部によって選択されたデータフォーマットに応じて、電力を供給する電力供給時間と、電力の供給を制限する電力供給制限時間とを決定し、該決定に従って電力の供給を制御することを特徴とする。

請求項 3 に記載の発明は、請求項 2 に記載の超音波探触子において、

前記フォーマット選択部は、前記バッテリーの残量に応じてデータフォーマットの選択を行うことを特徴とする。

請求項 4 に記載の発明は、超音波探触子において、

駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信して受信信号を得る送受信部と、

前記受信信号に基づき、カラー画像データを生成するカラー画像データ生成部と、
データサイズの異なる複数種類のデータフォーマットから何れかを選択するフォーマット選択部と、

前記フォーマット選択部によって選択されたデータフォーマットにて前記カラー画像データを伝送する伝送部と、

10

20

30

40

50

超音波探触子の各部を動作させるための動力源としてバッテリーと、
を備え、

前記フォーマット選択部は、前記バッテリーの残量に応じてデータフォーマットの選択を行うことを特徴とする。

【0008】

請求項5に記載の発明は、請求項1～4の何れか一項に記載の超音波探触子において、
前記カラー画像データ生成部はRGB成分によるカラー画像データを生成するものであり、

前記カラー画像データ生成部によって生成されたカラー画像データのRGB成分を所定の輝度成分及び色差成分に変換するとともに、該変換された色差成分を圧縮して、前記カラー画像データを所定の圧縮データフォーマットに変換するフォーマット変換部を備えたことを特徴とする。

10

【0009】

請求項6に記載の発明は、請求項5に記載の超音波探触子において、
前記複数種類のデータフォーマットは、圧縮率の異なる複数のデータフォーマットを含み、

前記フォーマット変換部は、前記フォーマット選択部によって選択されたデータフォーマットに対応する圧縮率にて前記色差成分を圧縮することを特徴とする。

【0010】

請求項7に記載の発明は、請求項1～6の何れか一項に記載の超音波探触子において、
前記カラー画像データ生成部はRGB成分によるカラー画像データを生成するものであり、

20

前記複数種類のデータフォーマットは、前記カラー画像データ生成部によって生成されたカラー画像データの圧縮を行わない非圧縮データフォーマットを含み、

前記伝送部は、前記フォーマット選択部によって前記非圧縮データフォーマットが選択されたときは、RGB成分を示すデータフォーマットであるカラー画像データの伝送を行うことを特徴とする。

【0011】

請求項8に記載の発明は、請求項1～7の何れか一項に記載の超音波探触子において、
前記カラー画像データに対応する誤り訂正符号を生成する誤り訂正符号生成部と、
前記誤り訂正符号生成部によって生成された誤り訂正符号を前記カラー画像データに付加して前記伝送部によって伝送するための送信データを生成する送信データ生成部と、

30

を備え、

前記誤り訂正符号生成部は、前記伝送部の伝送レートと前記フォーマット選択部によって選択されたデータフォーマットとに基づき、前記カラー画像データに付加する誤り訂正符号のデータサイズを決定し、該決定したデータサイズの誤り訂正符号を生成することを特徴とする。

【0015】

請求項9に記載の発明は、請求項1又は2に記載の超音波探触子において、
操作者によって切り替え操作可能な切替スイッチを備え、
前記フォーマット選択部は、前記切替スイッチによる操作に応じてデータフォーマットの選択を行うことを特徴とする。

40

【0017】

請求項10に記載の発明は、請求項1又は2に記載の超音波探触子において、
前記フォーマット選択部は、前記カラー画像データの伝送先である超音波画像診断装置本体との伝送状態に応じてデータフォーマットの選択を行うことを特徴とする。

【0018】

請求項11に記載の発明は、請求項1又は2に記載の超音波探触子において、
前記画像データの伝送先である超音波画像診断装置本体からの伝送信号を受信する伝

50

送信号受信部を備え、

前記フォーマット選択部は、前記伝送信号受信部によってフォーマットを指示する旨のフォーマット指示信号を前記超音波画像診断装置本体から受信したときに、該受信したフォーマット指示信号に対応したデータフォーマットの選択を行うことを特徴とする。

【0019】

請求項12に記載の発明は、請求項1～11の何れか一項に記載の超音波探触子において、

前記カラー画像データ生成部は、カラードブラ画像データを生成することを特徴とする。

【発明の効果】

10

【0020】

本発明によれば、伝送効率がよく、汎用性に優れた超音波探触子とすることができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】超音波画像診断装置の外観構成を示す図である。

【図2】第1の実施の形態における超音波探触子の概略構成を示すブロック図である。

【図3】カラードブラ画像データの構成について説明する図である。

【図4】LCDの表示サイズについて説明する図である。

【図5】画面サイズと必要な伝送レートとの関係を表す図である。

【図6】無線通信方式について説明する図である。

20

【図7】伝送するデータの比率について説明する図である。

【図8】超音波画像診断装置本体の概略構成を示すブロック図である。

【図9】伝送するデータの比率について説明する図である。

【図10】第2の実施の形態における超音波探触子の概略構成を示すブロック図である。

【図11】伝送するデータの比率について説明する図である。

【図12】伝送するデータの比率について説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、本発明の実施の形態に係る超音波画像診断装置について、図面を参照して説明する。ただし、発明の範囲は図示例に限定されない。なお、以下の説明において、同一の機能及び構成を有するものについては、同一の符号を付し、その説明を省略する。

30

【0023】

(第1の実施の形態)

本発明の第1の実施の形態に係る超音波画像診断装置5は、図1に示すように、超音波画像診断装置本体1と超音波探触子2とを備えている。超音波探触子2は、図示しない生体等の被検体に対して超音波(送信超音波)を送信するとともに、この被検体で反射した超音波の反射波(反射超音波:エコー)を受信する。超音波探触子2は、受信した反射超音波から電気信号である受信信号を取得し、これに基づいて被検体内の内部状態を超音波診断画像を表示するための超音波診断画像データを生成する。超音波探触子2は、超音波画像診断装置本体1と無線によるデータの送受信が可能に構成されている。なお、無線通信の方式は既知の何れのものも採用可能である。無線通信の方式の詳しい説明については後述する。超音波探触子2は、上述のようにして生成された超音波診断画像データを超音波画像診断装置本体1に無線伝送する。また、超音波探触子2は、ユーザーによって切り替え操作可能な切替スイッチ21を備えている。切替スイッチ21は、例えば、スライドスイッチであるが、リミットスイッチ、トグルスイッチ等、ユーザーによって切り替え操作可能なものであれば、何れの態様のものであってもよい。

40

【0024】

超音波画像診断装置本体1は、超音波探触子2から伝送された超音波診断画像データに基づいて被検体内の内部状態を超音波診断画像として画像化し、表示部107に表示するものである。また、超音波画像診断装置本体1は、操作入力部108を備えており、操

50

作入力部 108 の操作に応じた情報を超音波探触子 2 に無線伝送することができる。

【0025】

超音波探触子 2 は、図 2 に示すように、例えば、バッテリー 201 と、昇圧回路 202 と、送信部 203 と、振動子 204 と、受信部 205 と、整相加算部 206 と、B モード画像データ生成部 209 と、カラードプラ画像データ生成部 210 と、輝度・色差信号変換部 211 と、フォーマット変換部 212 と、画像メモリー 213 と、誤り訂正符号生成部 214 と、送信データ生成部 215 と、無線送受信部 216 と、アンテナ 217 と、画面サイズ・フォーマット選択部 218 とを備えている。

【0026】

バッテリー 201 は、超音波探触子 2 を構成する各部に電源を供給する。バッテリー 201 は、例えば、超音波探触子 2 を超音波画像診断装置本体 1 の図示しないホルダーに装着することにより、給電される。

【0027】

昇圧回路 202 は、バッテリー 201 から供給された電源電圧を、超音波探触子 2 を駆動可能な 60 V ~ 150 V 程度の電圧まで昇圧し、送信部 203 に昇圧された電源を供給するための回路である。

【0028】

送信部 203 は、振動子 204 に電気信号である駆動信号を供給して振動子 204 に送信超音波を発生させる回路である。振動子 204 は、例えば、圧電素子からなり、一次元アレイ状に複数配列されており、それぞれ、送信超音波を出力した後、反射超音波を受信すると受信信号を受信部 205 に出力する。本実施の形態では、例えば、192 個の振動子 204 が配列されている。なお、振動子は、二次元アレイ状に配列されてもよい。また、振動子の個数は、任意に設定することができる。また、本実施の形態では、超音波探触子 2 について、リニア電子スキャンプローブを採用したが、電子走査方式あるいは機械走査方式の何れを採用してもよく、また、リニア走査方式、セクタ走査方式あるいはコンベックス走査方式の何れの方式を採用することもできる。送信部 203 は、例えば、送信 B F (Beam Forming) 制御回路を備えており、駆動信号の送信タイミングを振動子毎に対応した個別経路毎に遅延時間を設定し、設定された遅延時間だけ駆動信号の送信を遅延させて送信超音波によって構成される送信ビームの集束を行う。

【0029】

受信部 205 は、A M P (Amplifier) 205 a、A D C (Analog to Digital Converter) 205 b を備えて構成されている。受信部 205 は、複数の振動子のそれぞれに対応して複数設けられている。

A M P 205 a は、受信信号を、振動子毎に対応した個別経路毎に、予め設定された所定の増幅率で増幅させるための回路である。A D C 205 b は、増幅された受信信号を所定周波数 (例えば、60 M H z) にてサンプリングして A / D 変換し、出力する。

【0030】

本実施の形態では、以上のようにして構成された昇圧回路 202、送信部 203、振動子 204 及び受信部 205 によって送受信部を構成している。

【0031】

整相加算部 206 は、A D C 205 b によって A / D 変換された受信信号に対して、振動子毎に対応した個別経路毎に遅延時間を与えて時相を整え、これらを加算 (整相加算) して音線データを生成し、出力する。

【0032】

B モード画像データ生成部 209 は、整相加算部 206 より出力された音線データから受信信号の強さを輝度によって表した B モード画像データを生成する。具体的には、B モード画像データ生成部 209 は、例えば、包絡線検波部、サンプリング部、データ間引き部、対数変換部、輝度変換部、画素補間部を備えている。包絡線検波部は、整相加算部 206 から出力された音線データに対して全波整流を行い、包絡線データを得る。サンプリング部は、包絡線データに対して所定のデータレートにダウンサンプ

10

20

30

40

50

リングする。データ間引き部は、画面サイズ・フォーマット選択部 218 からの画面サイズ情報に応じて、表示する超音波診断画像の画面サイズに対応するサンプリング数となるように包絡線データの間引きを行う。対数変換部は、間引き後の包絡線データに対して対数増幅を行う。輝度変換部は、対数増幅された包絡線データの示す信号の大きさを 256 階調に量子化する振幅／輝度変換を行って B モード画像データを得る。画素補間部は、画面サイズ・フォーマット選択部 218 からの画面サイズ情報に応じて、表示する超音波診断画像の画面サイズに対応する画素数となるように、B モード画像データの方位方向に配置する補間画素のデータである補間画素データを生成する。B モード画像データ生成部 209 は、以上のようにして生成した B モード画像データを画像メモリ 213 に出力する。

10

【0033】

カラー画像データ生成部としてのカラードブラ画像データ生成部 210 は、整相加算部 206 より出力された音線データから血流の平均速度、分散及びパワーを算出し、その結果をカラー画像化したカラードブラ画像を表示するためのカラードブラ画像データを生成し、これを出力する。具体的には、カラードブラ画像データ生成部 210 は、例えば、直交検波部、MTI (Moving Target Indicator) フィルタリング部及び CFM (Color Flow Mapping) 部を備えている。直交検波部は、整相加算部 206 より出力された音線データに対する直交検波を行う。MTI フィルタリング部は、直交検波を行った音線データのうち、高周波成分 (血流成分) のみを抽出する。CFM 部は、フィルタリングされた音線データに対して自己相関演算を行って血流の平均速度、分散及びパワーを算出し、その結果から RGB 成分によるカラードブラ画像データを生成する。このカラードブラ画像データは、画素毎に、RGB 各 8 bit の 24 bit からなる画像データによって構成されている。カラードブラ画像データ生成部 210 は、画面サイズ・フォーマット選択部 218 からの画面サイズ情報に応じて、表示する超音波診断画像の画面サイズとなるように、カラードブラ画像データに対する画素の補間及び間引き処理を行うように構成されてもよい。

20

本実施の形態における超音波探触子 2 にはスイッチ SW1 が設けられている。スイッチ SW1 は、画面サイズ・フォーマット選択部 218 からのフォーマット情報に応じて、カラードブラ画像データ生成部 210 から出力されたカラードブラ画像データの出力先を、輝度・色差信号変換部 211 と画像メモリ 213 とに切り替える。

30

【0034】

輝度・色差信号変換部 211 は、カラードブラ画像データの RGB 成分を、以下の式 (1) ~ (3) により、輝度信号 (Y) と色差信号 (Cb, Cr) とに変換する。

$$Y = 0.299R + 0.587G + 0.114B \cdots (1)$$

$$Cb = -0.169R - 0.331G + 0.500B \cdots (2)$$

$$Cr = 0.500R - 0.419G - 0.081B \cdots (3)$$

輝度・色差信号変換部 211 は、上述のようにして変換されたカラードブラ画像データをフォーマット変換部 212 に出力する。なお、輝度信号と色差信号の変換式は上述したものに限定されず、任意の変換式を採用することができる。

40

【0035】

フォーマット変換部 212 は、画面サイズ・フォーマット選択部 218 からのフォーマット情報に応じて、輝度信号 (Y) 及び色差信号 (Cb, Cr) に変換されたカラードブラ画像データにおける色差信号の圧縮を行って所定のデータフォーマットに変換する。フォーマット変換部 212 は、データフォーマットの変換を行ったカラードブラ画像データを画像メモリ 213 に出力する。なお、本実施の形態における、輝度・色差信号変換部 211 とフォーマット変換部 212 とによりフォーマット変換部ということがある。

【0036】

ここで、色差信号の圧縮について説明する。図 3 (A) に示すように、輝度・色差信号変換部 211 に入力されたカラードブラ画像データの任意の画素 C0 ~ C3 のデータ

50

は、それぞれ、RGBの各8bitのデータを含んでいる。したがって、画素C0～C3の4画素のデータサイズはRGBそれぞれ32bitとなり、合計で96bitである。すなわち、1画素あたりのデータサイズは、上述したように24bitとなる。

【0037】

このようなRGB成分からなる画素C0～C3の各データは、輝度・色差信号変換部211により、図3(B)に示すように、それぞれ、8bitの輝度信号(Y)、8bitの色差信号(Cb)及び8bitの色差信号(Cr)に変換される。この場合、データの削減は行われなため、データサイズは、上述したRGB成分によるデータと同一である。このように構成された画像データのフォーマットを4:4:4フォーマットということがある。また、RGB成分によって構成された画像データのフォーマットを4:4:4フォーマットということもある。

10

【0038】

画像データは、上述したように、輝度信号及び色差信号によって表すことができるが、人間の目は、輝度信号に対する感度が高い一方、色差信号に対する感度が低いことが知られている。そこで、本実施の形態では、以下のようにして色差信号を間引くことにより、画質の低下を少なくして色差信号の圧縮を行うようにしている。これにより、カラードブラ画像データのデータサイズの圧縮が可能となり、画像データの伝送効率の向上を図ることができるようになる。

【0039】

図3(C)は、図3(B)に示された4:4:4フォーマットからなる画素C0～C3のデータから、色差信号(Cb, Cr)について、それぞれ、方位方向に1画素おきにデータの間引きを行い、2画素について1画素分の色差信号で共用するようにして色差信号を1/2に圧縮したものである。すなわち、画素C0～C3のデータは、4つの輝度信号(Y)と、各2個の色差信号(Cb, Cr)とに変換される。その結果、1画素あたりのデータサイズは、16bitとなる。このように構成された画像データのフォーマットを4:2:2フォーマットということがある。

20

【0040】

図3(D)は、図3(B)に示された4:4:4フォーマットからなる画素C0～C3のデータから、色差信号(Cb, Cr)について、それぞれ、方位方向に1/4へのデータの間引きを行い、4画素について1画素分の色差信号で共用するようにして色差信号を1/4に圧縮したものである。すなわち、画素C0～C3のデータは、4つの輝度信号(Y)と、各1個の色差信号(Cb, Cr)とに変換される。その結果、1画素あたりのデータサイズは、12bitとなる。このように構成された画像データのフォーマットを4:1:1フォーマットということがある。

30

【0041】

図3(E)は、4:4:4フォーマットからなる縦2画素×横4画素からなる画素C0～C7のデータから、色差信号(Cb, Cr)について、それぞれ、方位方向及び深度方向にそれぞれ1/2へのデータの間引きを行い、4画素について1画素分の色差信号で共用するようにして色差信号を1/4に圧縮したものである。すなわち、画素C0～C7のデータは、8つの輝度信号(Y)と、各2個の色差信号(Cb, Cr)とに変換される。その結果、1画素あたりのデータサイズは、12bitとなる。このように構成された画像データのフォーマットを4:2:0フォーマットということがある。

40

【0042】

なお、本実施の形態では色差信号の圧縮をデータの間引きによって実現したが、隣接する2又は4画素の色差信号を平均し、これを共用する構成としてもよい。

【0043】

画像メモリ213は、例えば、DRAM(Dynamic Random Access Memory)などの半導体メモリによって構成されており、Bモード画像データ生成部209とカラードブラ画像データ生成部210又はフォーマット変換部212とから送信されたBモード画像データ及びカラードブラ画像データを合成してフレーム単位で記憶する。すなわち

50

、画像メモリ 213 は、フレーム単位で構成された超音波診断画像データとして記憶することができる。

【0044】

誤り訂正符号生成部 214 は、画像メモリ 213 に記憶された超音波診断画像データを読み出し、これに対応する誤り訂正符号を生成する。誤り訂正符号生成部 214 は、生成した誤り訂正符号を送信データ生成部 215 に出力する。誤り訂正符号については、ハミング符号、BCH 符号及びリード・ソロモン符号等、公知のものを採用することができる。本実施の形態では、誤り訂正符号生成部 214 は、画面サイズ・フォーマット選択部 218 からの画面サイズ情報と、フォーマット情報と、超音波探触子 2 から超音波画像診断装置本体 1 への無線伝送の伝送レートと、に応じて誤り訂正符号の符号長を可変する。なお、誤り訂正符号の符号長を一定としてもよい。また、誤り訂正符号生成部 214 を設けない構成としてもよい。

10

【0045】

送信データ生成部 215 は、画像メモリ 213 に記憶された超音波診断画像データに、誤り訂正符号生成部 214 から出力された誤り訂正符号を付加し、所定の送信形式に変換して送信データを生成する。送信データ生成部 215 は、生成した送信データを無線送受信部 216 に出力する。

【0046】

伝送部及び伝送信号受信部としての無線送受信部 216 は、送信データ生成部 215 から出力された送信データに対して所定の変調処理を施し、アンテナ 217 を介して超音波画像診断装置本体 1 に無線伝送する。また、無線送受信部 216 は、超音波画像診断装置本体 1 から無線伝送された、後述する画面サイズ指示情報、フォーマット指示情報あるいは伝送状態情報を、アンテナ 217 を介して受信し、受信したこれらの情報を復調して画面サイズ・フォーマット選択部 218 に出力する。

20

【0047】

フォーマット選択部としての画面サイズ・フォーマット選択部 218 は、切替スイッチ 21 あるいは超音波画像診断装置本体 1 からの画面サイズ指示情報に応じて、超音波診断画像の画面サイズを決定する。画面サイズ・フォーマット選択部 218 は、B モード画像データ生成部 209 及びカラードブラ画像データ生成部 210 に対して画面サイズ情報を出力して画面サイズの指示を行う。本実施の形態では、画面サイズ・フォーマット選択部 218 は、例えば、XGA (eXtended Graphics Array)、SXGA (Super eXtended Graphics Array)、UGA (Ultra extended Graphics Array)、WUXGA (Wide Ultra eXtended Graphics Array)、QXGA (Quad-XGA) 及び WQXGA (Wide Quad-XGA) から何れかの規格に対応する画面サイズを決定する。

30

【0048】

ここで、超音波診断画像の画面サイズについて説明する。

超音波診断画像が表示される表示装置は、例えば、LCD (Liquid Crystal Display) に代表される。このような LCD には、例えば、図 4 に示されるように、総画素数の異なる複数種類の規格のものが知られている。そして、超音波画像診断装置では、図 4 に示される規格のうち、高解像表示が可能である SXGA や UGA といった LCD が一般に最も多く使用されているが、近年、いわゆるハイエンド機やプレミアム機といった高性能の超音波画像診断装置では、超高解像表示が可能である QXGA や WQXGA 等といった LCD が用いられている。また一方で、携帯性を考慮して開発されたいわゆるハンディタイプの超音波画像診断装置では、小型化のために総画素数のより少ないものが使用される。

40

【0049】

このような LCD における表示能力は、例えば、SXGA では横 1280 × 縦 1024 ピクセル、UGA では横 1600 × 縦 1200 ピクセルであるが、超音波画像診断装置においては、通常、一部の表示領域 (例えば、60% の領域) において超音波診断画像の表示が行われる。すなわち、表示装置に表示される超音波診断画像の画面サイズは、表示装置の規格に依存することとなる。

50

【 0 0 5 0 】

従来の超音波探触子は、超音波画像診断装置の装置本体側に設けられた表示装置の規格に対応して、一意的に定められたデータサイズの受信信号等の超音波データを生成し、これを無線伝送する構成であったため、他の超音波画像診断装置には対応しておらず、汎用性に欠けるものであった。すなわち、例えば、X G A等の総画素数の少ない規格である表示装置を備えた超音波画像診断装置の装置本体に対し、W Q X G A等の総画素数の多い規格である表示装置に超音波診断画像を表示するための超音波データを無線伝送した場合には、装置本体側における表示能力が不足しているため、伝送したデータの全てが活用されず、ロスが生じてしまう。また、一方で、総画素数の多い規格である表示装置を備えた超音波画像診断装置の装置本体に対し、総画素数のより少ない規格である表示装置

10

【 0 0 5 1 】

本実施の形態では、上述したようにして、画面サイズ・フォーマット選択部 2 1 8 によって決定された画面サイズの超音波診断画像データを生成することができるので、表示装置の規格の異なる様々な超音波画像診断装置に適用可能な、汎用性の高い超音波探触子とすることができる。ここで、表示装置に表示される超音波診断画像の画面サイズは、適宜設定することができる。また、診断目的等に応じて画面サイズを可変することも可能である。

【 0 0 5 2 】

20

また、画面サイズ・フォーマット選択部 2 1 8 は、後述するフォーマット切替条件の検出に応じて、カラードブラ画像データのデータフォーマットを決定する。すなわち、画面サイズ・フォーマット選択部 2 1 8 は、4 : 4 : 4 フォーマット、4 : 2 : 2 フォーマット、4 : 1 : 1 フォーマット及び 4 : 2 : 0 フォーマットから何れかを選択する。画面サイズ・フォーマット選択部 2 1 8 は、決定したデータフォーマットに対応するフォーマット情報を、フォーマット変換部 2 1 2、誤り訂正符号生成部 2 1 4 及びスイッチ S W 1 に出力する。スイッチ S W 1 は、画面サイズ・フォーマット選択部 2 1 8 からのフォーマット情報が 4 : 4 : 4 フォーマットを示す場合には、カラードブラ画像データ生成部 2 1 0 からの R G B 成分によるカラードブラ画像データが画像メモリー 2 1 3 に出力されるようにスイッチを切り替え、それ以外のフォーマットを示す場合には、カラード

30

【 0 0 5 3 】

なお、本実施の形態では、後述する複数のフォーマット切替条件のうちの何れか一つのみを選択的に機能させるように構成するが、複数のフォーマット切替条件を機能させることももちろん可能である。

【 0 0 5 4 】

画面サイズ・フォーマット選択部 2 1 8 は、切替スイッチ 2 1 に接続されている。切替スイッチ 2 1 は、スイッチの位置に応じた信号を画面サイズ・フォーマット選択部 2 1 8 に出力する。画面サイズ・フォーマット選択部 2 1 8 は、切替スイッチ 2 1 からの信号をフォーマット切替条件とし、入力した信号に応じたフォーマット情報の出力を行うことができる。

40

また、画面サイズ・フォーマット選択部 2 1 8 は、バッテリー 2 0 1 の残量を検出することができ、残量の検出結果をフォーマット切替条件とし、残量に応じたデータフォーマットの指示を行うことができる。例えば、画面サイズ・フォーマット選択部 2 1 8 は、4 : 4 : 4 フォーマットによるカラードブラ画像データを生成しているときにおいて、バッテリー 2 0 1 の残量が 6 0 % 以下となったことを検出したときは、フォーマット変換部 2 1 2、誤り訂正符号生成部 2 1 4 及びスイッチ S W 1 に、4 : 2 : 2 フォーマットによるカラードブラ画像データを生成する指示を行う。また、例えば、画面サイズ・フォーマット選択部 2 1 8 は、4 : 2 : 2 フォーマットによるカラードブラ画像データを生

50

成しているときにおいて、バッテリー 201 の残量が 40% 以下となったことを検出したときは、フォーマット変換部 212、誤り訂正符号生成部 214 及びスイッチ SW1 に、4:1:1 フォーマット又は 4:2:0 フォーマットによるカラードブラ画像データを生成する指示を行う。画面サイズ・フォーマット選択部 218 は、このようにしてバッテリーの残量に応じたデータフォーマットに変更する制御を行って画像データのデータサイズを削減することで、伝送に必要な電力の消費を抑制することが可能となり、バッテリーの消費を抑制させることができる。

【0055】

本実施の形態では、以上のようにして超音波探触子 2 を構成しているので、画面サイズ・フォーマット選択部 218 によって決定された画面サイズに対応する超音波診断画像データが生成されるように、B モード画像データ生成部 209 及びカラードブラ画像データ生成部 210 が制御される。具体的には、図 5 に示すように、画面サイズ・フォーマット選択部 218 によって決定される画面サイズは、それぞれ表示装置の規格の総画素数の 60% の画素数に設定されている。B モード画像データ生成部 209 及びカラードブラ画像データ生成部 210 は、それぞれ、設定された画素数である超音波診断画像データが生成されるように、データの間引き及び画素の補間処理を行う。

【0056】

また、本実施の形態では、以上のようにして超音波診断画像データの無線伝送を行うが、伝送するデータのサイズは、画面サイズ及びデータフォーマットによって異なっている。超音波画像診断装置は、リアルタイムによる超音波診断画像の表示が要求されることから、一定のフレームレートにて画像を切り替え表示可能とされる必要がある。したがって、超音波診断画像データを無線伝送するためには、一定の伝送レートが確保される必要がある。例えば、図 5 に示すように、XGA 規格に対応する 614×460 ピクセルの画面サイズである超音波診断画像データを、データの圧縮なし（すなわち、4:4:4 フォーマット）で 1 秒間に 15 フレーム伝送する場合、RGB のカラー画像にて超音波診断画像を表示する場合にあっては、101.6784 Mbps の伝送レートを確保する必要がある、これは、グレースケールにて超音波診断画像を表示する場合に必要な伝送レートの 3 倍となっている。

【0057】

ここで、本実施の形態において適用可能な無線通信方式について説明する。

従来、ワイヤレス型の超音波画像診断装置にて一般的に利用される無線通信方式として、図 6 に示すようなものが挙げられるが、近年では、国際規格「IEEE802.11n」が、優れた通信速度を有しており、広く利用されている。すなわち、国際規格「IEEE802.11n」によれば、理論的には、WUXGA 規格に対応する 1152×720 ピクセルの画面サイズであるカラー超音波診断画像をリアルタイムに表示させるために十分な伝送レートとなることがわかる。

【0058】

しかし、実際には、超音波診断画像データを無線伝送する場合には、上述した誤り訂正符号や伝送元の超音波探触子の装置を特定するためのプローブ ID 等を含む付加情報が付加されるため、WUXGA 規格に対応するカラー超音波診断画像をリアルタイムに表示させるには、国際規格「IEEE802.11n」では伝送レートが不足となる。

【0059】

そこで、本実施の形態では、このような画面サイズの大きい超音波診断画像データを伝送する場合には、4:2:2 フォーマット、4:1:1 フォーマットあるいは 4:2:0 フォーマットに変換してデータを圧縮することにより、フレームレートを確保しつつ、データの伝送を適切に行わせることができるようになる。

【0060】

また、SXGA 規格や XGA 規格等、総画素数の比較的少ない表示装置に対して超音波診断画像を表示する場合には、WUXGA 規格等の総画素数の多い表示装置に比べて表示能力が劣っているため、上述した 4:4:4 フォーマット等、高品質の超音波診断画像デ

10

20

30

40

50

ーターが伝送されても、それに見合った画質の超音波診断画像が得られず、効率的でない場合がある。本実施の形態によれば、このような場合についても、上述のようにしてデータフォーマットの変換を行ってデータの圧縮を行うことで、効率化を図ることができるようになる。

しかしながら、上述した国際規格「IEEE802.11n」では、S X G A規格やX G A規格に対応する画面サイズの超音波診断画像データを圧縮して伝送する場合には、伝送するデータのサイズに対して伝送レートが大きすぎるため、非効率となってしまう。

そこで、本実施の形態では、超音波診断画像データを圧縮した結果生じる、伝送性能の余剰分に対し、誤り訂正符号の符号長を大きくすることにより、効率的な伝送を行わせるとともに、超音波診断画像データの訂正能力を高めることができる。

10

【0061】

図7は、本実施の形態において、超音波探触子2から超音波画像診断装置本体1に無線伝送する送信データのデータ比率を表している。ここで、使用する無線通信方式は、国際規格「IEEE802.11n」である。図7(A)に示すように、S X G A規格に対応する画面サイズのカラー超音波診断画像データを4 : 4 : 4フォーマットにて伝送する場合には、伝送レート300Mbpsに対し、超音波診断画像データのデータサイズは約170Mbitである。また、10Mbitの付加情報がこの超音波診断画像データとともに伝送されるとすると、国際規格「IEEE802.11n」の伝送レートでは、1秒あたり約120Mbitの余裕がある。本実施の形態では、無線伝送する超音波診断画像データに対し、1秒あたり約120Mbit分の誤り訂正符号を生成し、超音波診断画像データ及び付加情報とともに無線伝送する。

20

【0062】

また、図7(B)に示すように、S X G A規格に対応する画面サイズのカラー超音波診断画像データを4 : 2 : 2フォーマットにて伝送する場合には、伝送レート300Mbpsに対し、超音波診断画像データのデータサイズは約113Mbitとなる。また、10Mbitの付加情報がこの超音波診断画像データとともに伝送されるとすると、国際規格「IEEE802.11n」の伝送レートでは、1秒あたり約177Mbitの余裕がある。すなわち、画像データが圧縮された分、無線伝送にさらに大きな余裕ができる。この場合には、無線伝送する超音波診断画像データに対し、1秒あたり約177Mbit分の誤り訂正符号を生成し、超音波診断画像データ及び付加情報とともに無線伝送することで、超音波診断画像データの訂正能力を高めるようにしている。

30

【0063】

また、図7(C)に示すように、S X G A規格に対応する画面サイズのカラー超音波診断画像データを4 : 1 : 1フォーマット又は4 : 2 : 0フォーマットにて伝送する場合には、伝送レート300Mbpsに対し、超音波診断画像データのデータサイズは約85Mbitとなる。また、10Mbitの付加情報がこの超音波診断画像データとともに伝送されるとすると、国際規格「IEEE802.11n」の伝送レートでは、1秒あたり約205Mbitの余裕がある。すなわち、画像データがさらに圧縮された分、無線伝送に一層の余裕ができる。この場合には、無線伝送する超音波診断画像データに対し、1秒あたり約205Mbit分の誤り訂正符号を生成し、超音波診断画像データ及び付加情報とともに無線伝送することで、超音波診断画像データの訂正能力をさらに高めるようにしている。

40

【0064】

なお、近年では、図6に示すように、ワイヤレスHDコンソーシアム(WirelessHD Consortium)が策定した、60GHz周波数帯域を利用した無線伝送技術が知られている。この規格は、第1世代で4Gbpsの伝送レートを有しており、さらに第2世代では10~28Gbpsの伝送レートを有している。例えば、第1世代の規格において、WQXGAのカラー超音波診断画像データであってもおよそ1/8の能力で無線伝送することができるので、無線伝送について非常に大きな余裕ができ、画面サイズが大きくても十分な符号長の誤り訂正符号を付加することが可能となり、超音波診断画像データの訂正能力

50

を飛躍的に高めることが可能となる。

【 0 0 6 5 】

超音波画像診断装置本体 1 は、図 8 に示すように、例えば、無線送受信部 1 0 1 と、アンテナ 1 0 2 と、誤り率検出部 1 0 3 と、誤り訂正部 1 0 4 と、メモリー部 1 0 5 と、D S C (Digital Scan Converter) 1 0 6 と、表示部 1 0 7 と、操作入力部 1 0 8 と、制御部 1 0 9 とを備えて構成されている。

【 0 0 6 6 】

制御部 1 0 9 は、例えば、C P U (Central Processing Unit)、R O M (Read Only Memory)、R A M (Random Access Memory) を備えて構成され、R O M に記憶されているシステムプログラム等の各種処理プログラムを読み出して R A M に展開し、展開したプログラムに従って超音波画像診断装置 S の各部の動作を集中制御する。

10

R O M は、半導体等の不揮発メモリー等により構成され、超音波画像診断装置 S に対応するシステムプログラム及び該システムプログラム上で実行可能な各種処理プログラムや、各種データ等を記憶する。これらのプログラムは、コンピューターが読み取り可能なプログラムコードの形態で格納され、C P U は、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。

R A M は、C P U により実行される各種プログラム及びこれらプログラムに係るデータを一時的に記憶するワークエリアを形成する。

【 0 0 6 7 】

無線送受信部 1 0 1 は、制御部 1 0 9 の指示により、超音波探触子 2 から無線伝送された送信データを、アンテナ 1 0 2 を介して受信して復調する。無線送受信部 1 0 1 は、復調した送信データを誤り率検出部 1 0 3 及び誤り訂正部 1 0 4 に出力する。

20

【 0 0 6 8 】

誤り率検出部 1 0 3 は、無線送受信部 1 0 1 から出力された送信データに対して当該送信データの誤り率を算出する誤り率検出処理を行う。ここで、誤り率とは、超音波探触子 2 から無線伝送された送信データが、超音波画像診断装置本体 1 によって受信された際に、送信データについて、どのくらいデータが誤っているかを示す指標である。すなわち、超音波探触子 2 から超音波画像診断装置本体 1 への無線伝送中において、送信データが誤っている割合を示す値である。

超音波探触子 2 と超音波画像診断装置本体 1 との無線伝送路の状態は常に良好な状態が得られるとは限らない。例えば、手術室など様々な医療機器が設置されてある場所では、他の機器が発生する電磁波や電波により、無線伝送路の状態が劣悪となることがあり、超音波探触子 2 の備える最大の伝送レートによる無線伝送を行うことができない場合がある。

30

本実施の形態では、以下のようにして伝送状態を判定し、判定結果に応じたデータ転送量によるデータの伝送が可能に構成されている。

すなわち、誤り率検出部 1 0 3 は、算出した誤り率から超音波画像診断装置本体 1 と超音波探触子 2 との伝送状態を判定する。伝送状態は、例えば、3 段階に設定されている。誤り率検出部 1 0 3 は、伝送状態の判定結果を示す伝送状態情報を無線送受信部 1 0 1 に出力する。無線送受信部 1 0 1 は、誤り率検出部 1 0 3 からの伝送状態情報に対して所定の変調処理を施し、アンテナ 1 0 2 を介して超音波探触子 2 に無線伝送する。超音波探触子 2 は、受信した伝送状態情報を切替条件とし、これに応じて、例えば、伝送状態が良好である旨を示す情報であれば、画面サイズ・フォーマット選択部 2 1 8 が、スイッチ S W 1 に対して、4 : 4 : 4 フォーマットであることを示すフォーマット情報を出力して、カラードブラ画像データのデータフォーマットを 4 : 4 : 4 フォーマットとするように指示する。また、超音波探触子 2 は、伝送状態が良好でない旨を示す情報であれば、画面サイズ・フォーマット選択部 2 1 8 が、フォーマット変換部 2 1 2 及びスイッチ S W 1 に対して、4 : 2 : 2 フォーマットであることを示すフォーマット情報を出力して、カラードブラ画像データのデータフォーマットを 4 : 2 : 2 フォーマットとするように指示する。また、超音波探触子 2 は、伝送状態が劣悪である旨を示す情報であれば、画面サイ

40

50

ズ・フォーマット選択部 218 が、フォーマット変換部 212 及びスイッチ SW1 に対して、4:1:1 フォーマット又は 4:2:0 フォーマットであることを示すフォーマット情報を出力して、カラードブラ画像データのデータフォーマットを 4:1:1 フォーマット又は 4:2:0 フォーマットとするように指示する。この場合において、さらに、画面サイズ・フォーマット選択部 218 によって上述したバッテリ 201 の残量の検出を行い、残量に応じたデータフォーマットに変換する指示を行うようにしてもよい。本実施の形態では、以上のように構成しているので、伝送状態が悪化して、十分なデータ転送レートが確保できなくなるような場合に、超音波診断画像データを圧縮することで、伝送状態に対応したデータ転送量にて超音波診断画像データの伝送を行うことができる。

10

【0069】

例えば、SXGA 規格に対応する画面サイズのカラー超音波診断画像データを 4:4:4 フォーマットにて伝送する場合には、図 9 (A) に示すように、約 280 Mbps の伝送レートが必要となる。なお、ここでは、超音波診断画像データに付加する誤り訂正符号の符号長は 100 Mbit の一定とする。国際規格「IEEE802.11n」の無線通信方式によれば、伝送状態が良好である場合には、4:4:4 フォーマットによる無線伝送が可能である。

ところが、伝送状態が良好でない状態となると、280 Mbps である必要伝送レートが確保できなくなる場合がある。このような場合には、データフォーマットを 4:2:2 フォーマットに変換することにより、図 9 (B) に示すように、必要伝送レートを約 223 Mbps にまで圧縮することができるようになる。

20

さらに、伝送状態が劣悪となると、223 Mbps である必要伝送レートが確保できなくなる場合がある。このような場合には、データフォーマットを 4:1:1 フォーマット又は 4:2:0 フォーマットに変換することにより、図 9 (C) に示すように、必要伝送レートを約 195 Mbps にまで圧縮することができる。

【0070】

誤り訂正部 104 は、無線送受信部 101 から出力された送信データに対して誤り訂正処理を行う。すなわち、誤り訂正部 104 は、超音波探触子 2 の誤り訂正符号生成部 214 において生成された誤り訂正符号に応じた誤り訂正処理を行う。これにより、送信データに含まれる超音波診断画像データの一部に誤りが生じた場合でも、送信データに含まれる誤り訂正符号によって訂正可能な範囲内において超音波診断画像データの復元が可能となる。超音波診断画像データの訂正可能な範囲は、誤り訂正符号の符号長によって定められ、符号長が大きいほど訂正可能な範囲は大きくなる。そして、誤り訂正部 104 は、誤り訂正処理が行われた送信データから超音波診断画像データを抽出してメモリー部 105 に出力する。

30

なお、誤り訂正部 104 によって誤り訂正処理を行った結果、超音波診断画像データの復元ができない場合には、例えば、エラー処理として、この超音波診断画像データについて復元を行わずにメモリー部 105 に出力するようにしてもよい。ここで、エラー処理については他の態様であってもよく、例えば、制御部 109 にエラー通知を行い、エラーが解消されるまで、同一の画像を表示部 107 に表示させるようにしてもよい。また、例えば、誤り訂正部 104 にバッファを設け、エラーが解消されるまで受信する超音波診断画像データを補間し、補間後のデータをメモリー部 105 に出力するようにしてもよい。

40

また、超音波診断画像データの復元ができない場合には、表示部 107 にて警告表示を行わせるようにしてもよい。

【0071】

メモリー部 105 は、例えば、DRAM などの半導体メモリーによって構成されており、誤り訂正部 104 から送信された超音波診断画像データをフレーム単位で記憶する。メモリー部 105 に記憶された超音波診断画像データは、制御部 109 の制御に従って、DSC 106 に出力される。このとき、制御部 109 は、DSC 106 に出力される超

50

音波診断画像データのうち、輝度信号（Y）及び色差信号（Cb, Cr）によって記述されたデータを、下記式（4）～（6）により、画素毎にRGB成分に変換する。

$$R = Y + 1.402Cr \cdots (4)$$

$$G = Y - 0.714Cr - 0.344Cb \cdots (5)$$

$$B = Y + 1.772Cb \cdots (6)$$

【0072】

DSC106は、メモリー部105より入力した超音波診断画像データをテレビジョン信号の走査方式による画像信号に変換し、表示部107に出力する。

【0073】

表示部107は、LCD、CRT（Cathode-Ray Tube）ディスプレイ、有機EL（Electronic Luminescence）ディスプレイ、無機ELディスプレイ及びプラズマディスプレイ等の表示装置が適用可能である。表示部107は、DSC106から出力された画像信号に従って表示画面上に超音波診断画像の表示を行う。なお、表示装置に代えてプリンター等の印刷装置等を適用してもよい。

【0074】

操作入力部108は、例えば、診断開始を指示するコマンドや被検体の個人情報等のデータの入力などを行うための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を備えており、操作信号を制御部109に出力する。ユーザーは、操作入力部108の操作により、超音波探触子2から無線伝送される超音波診断画像データの画面サイズやデータフォーマットを選択することができる。データフォーマットの選択については、例えば、通常時において伝送される超音波診断画像データのデータフォーマットを選択するものの他、フリーズボタン操作時に特定のデータフォーマットが選択されるものであってもよい。また、診断部位を選択することによってデータフォーマットの選択が行われるものであってもよい。制御部109は、操作入力部108によるフォーマットの選択操作に応じて、無線送受信部101に指示して、無線伝送する超音波診断画像データのデータフォーマットを指示するフォーマット指示情報を、アンテナ102を介して超音波探触子2に無線伝送する。超音波探触子2は、受信したフォーマット指示情報を切替条件とし、これに応じて、フォーマット変換部212、誤り訂正符号生成部214及びスイッチSW1に対して、フォーマット情報の出力を行う。また、制御部109は、操作入力部108による画面サイズの選択操作に応じて、無線送受信部101に指示して、無線伝送する超音波診断画像データの画面サイズを指示する画面サイズ指示情報を、アンテナ102を介して超音波探触子2に無線伝送する。超音波探触子2は、受信した画面サイズ指示情報に応じて、Bモード画像データ生成部209及びカラードプラ画像データ生成部210に対して、画面サイズの指示を行うことができる。

【0075】

（第2の実施の形態）

次に、本発明の第2の実施の形態について説明する。第2の実施の形態では、超音波診断画像データの伝送が完了した後に生じる余剰時間の間、超音波探触子を構成する各部のうちの一部又は全部に対する電力の供給を停止させる。あるいは、超音波診断画像データの伝送が完了した後に生じる余剰時間の間、超音波探触子を構成する各部のうちの一部又は全部に対して供給される動作クロック信号の周波数を通常の駆動周波数から、当該駆動周波数よりも低周波数である待機周波数に変更する。第2の実施の形態では、以上のように構成して、消費電力を低減してバッテリーの消耗を抑制し、より長く超音波探触子を使用可能にするようにしている。

【0076】

第2の実施の形態における超音波探触子1002の具体的な構成について、図10を参照しながら説明する。なお、第1の実施の形態における超音波探触子2と同様の機能構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

【0077】

第2の実施の形態における超音波探触子1002は、電力制御部及び動作クロック制御

部として機能する電圧・動作クロック制御部 219 を備えている。また、第 2 の実施の形態では、画面サイズ・フォーマット選択部 218 は、誤り訂正符号生成部 214 に対するフォーマット情報の出力を行わず、電圧・動作クロック制御部 219 に対してフォーマット情報の出力を行う。また、第 2 の実施の形態では、誤り訂正符号生成部 214 は、データフォーマットに拘わらず、符号長が一定の誤り訂正符号を生成する。

【0078】

電圧・動作クロック制御部 219 は、画面サイズ・フォーマット選択部 218 からのフォーマット情報に応じて、制御領域 1002a に含まれる各部構成に対する電力の供給の制限、又は、制御領域 1002a に含まれる各部構成に供給される動作クロック信号の周波数の制御を行う。電圧・動作クロック制御部 219 は、電力供給の制限及び動作クロック周波数の制御の何れか一方を選択して実施することができる。なお、電圧・動作クロック制御部 219 に代えて、電力供給の制限を行う電力制御部及び動作クロック周波数の制御を行う動作クロック制御部の何れか一方のみ備えた態様としてもよい。

【0079】

ここで、電圧・動作クロック制御部 219 によって電力の供給の制限を行う場合の動作について説明する。

電圧・動作クロック制御部 219 は、画面サイズ・フォーマット選択部 218 からのフォーマット情報に応じて、制御領域 1002a に含まれる各部構成に対する電力供給期間と電力供給停止期間とを設定し、設定した電力供給期間及び電力供給停止期間に従って、制御領域 1002a に含まれる各部構成に対する電力の供給を制御する。すなわち、電圧・動作クロック制御部 219 は、画面サイズ・フォーマット選択部 218 からフォーマット情報を入力すると、当該フォーマット情報の示すデータフォーマットのカラードブラ画像データを含む超音波診断画像データとこれに付加される誤り訂正符号と付加情報とを無線伝送するために必要な期間を特定する。電圧・動作クロック制御部 219 は、これに基づいて電力供給期間と電力供給停止期間を設定する。電圧・動作クロック制御部 219 は、送信データの無線伝送を開始してから、設定した電力供給期間が経過するまで、制御領域 1002a に含まれる各部構成に対する電力供給を実施する。その後、電圧・動作クロック制御部 219 は、設定した電力供給停止期間が経過するまで、すなわち、次の送信データの無線伝送を実施するまで、制御領域 1002a に含まれる各部構成に対する電力供給を停止させる。これは、送信データの無線伝送が完了した後は、超音波探触子 1002 の少なくとも一部の構成については動作させる必要がないため、このような場合には各部構成の動作を停止させることにより省電力を図る。なお、電力供給の制御の対象となる構成については、本実施の形態において示されるものに限定されず、必要に応じて適宜設定することができる。

【0080】

ここで、図 11 を参照しながら、電力供給期間及び電力供給停止期間の設定について、より具体的に説明する。

【0081】

図 11 は、第 2 の実施の形態において、超音波探触子 1002 から超音波画像診断装置本体 1 に無線伝送する送信データのデータ比率を表している。ここで、使用する無線通信方式は、国際規格「IEEE802.11n」である。また、ここでは、伝送する超音波診断画像データに対し、符号長が 100 Mbit である誤り訂正符号を付加する。

図 11 (A) に示すように、SXGA 規格に対応する画面サイズのカラー超音波診断画像データを圧縮なしで伝送する場合には、伝送レート 300 Mbps に対し、超音波診断画像データのデータサイズは約 170 Mbit である。また、100 Mbit の誤り訂正符号と 10 Mbit の付加情報とがこの超音波診断画像データとともに伝送されるとすると、国際規格「IEEE802.11n」の伝送レートでは、1 秒あたり約 20 Mbit の余裕がある。そこで、本実施の形態では、この 20 Mbit を伝送するための時間を電力供給停止期間に充て、当該期間において、超音波探触子 1002 を構成する制御領域 1002a に含まれる各部に対する電力の供給の制限を実施する。

また、図 1 1 (B) に示すように、S X G A 規格に対応する画面サイズのカラー超音波診断画像データを 4 : 2 : 2 フォーマットに変換して伝送する場合には、伝送レート 3 0 0 M b p s に対し、超音波診断画像データは約 1 1 3 M b i t である。また、1 0 0 M b i t の誤り訂正符号と 1 0 M b i t の付加情報とがこの超音波診断画像データとともに伝送されるとすると、国際規格「IEEE802.11n」の伝送レートでは、1 秒あたり約 7 7 M b i t の余裕がある。すなわち、伝送する超音波診断画像データが圧縮された分、無線伝送にさらに大きな余裕ができる。この場合には、この 7 7 M b i t を伝送するための時間を電力供給停止期間に充て、当該期間において、超音波探触子 1 0 0 2 を構成する制御領域 1 0 0 2 a に含まれる各部に対する電力の供給の制限を実施する。

さらに、図 1 1 (C) に示すように、S X G A 規格に対応する画面サイズのカラー超音波診断画像データを 4 : 1 : 1 フォーマット又は 4 : 2 : 0 フォーマットに変換して伝送する場合には、伝送レート 3 0 0 M b p s に対し、超音波診断画像データは約 8 5 M b i t である。また、1 0 0 M b i t の誤り訂正符号と 1 0 M b i t の付加情報とがこの超音波診断画像データとともに伝送されるとすると、国際規格「IEEE802.11n」の伝送レートでは、1 秒あたり約 1 0 5 M b i t の余裕がある。すなわち、伝送する超音波診断画像データがさらに圧縮された分、無線伝送に一層の余裕ができる。この場合には、この 1 0 5 M b i t を伝送するための時間を電力供給停止期間に充て、当該期間において、超音波探触子 1 0 0 2 を構成する制御領域 1 0 0 2 a に含まれる各部に対する電力の供給の制限を実施する。

【 0 0 8 2 】

また、使用する無線通信方式を上述した「Wireless HD」規格にすると、W U X G A 規格に対応する画面サイズ以上の画面サイズである超音波診断画像データであっても、図 1 2 に示すように、十分な余裕を持って伝送することができるため、より効果的に省電力化を図ることができるようになる。なお、図 1 2 に示す例では、圧縮なしによる超音波診断画像データと同一データサイズ（例えば、W Q X G A 規格に対応する超音波診断画像データ）を無線伝送する場合にあっては、約 5 3 0 M b i t の符号長）の誤り訂正符号を付加する。

すなわち、図 1 2 (A) に示すように、W Q X G A 規格に対応する画面サイズのカラー超音波診断画像データを圧縮なしで伝送する場合には、伝送レート 4 G b p s に対し、超音波診断画像データのデータサイズは約 5 3 0 M b i t である。また、約 5 3 0 M b i t の誤り訂正符号と 1 0 M b i t の付加情報とがこの超音波診断画像データとともに伝送されるとすると、「Wireless HD」規格の伝送レートでは、1 秒あたり約 2 . 9 3 G b i t の余裕がある。そこで、本実施の形態では、この 2 . 9 3 G b i t を伝送するための時間を電力供給停止期間に充て、当該期間において、超音波探触子 1 0 0 2 を構成する制御領域 1 0 0 2 a に含まれる各部に対する電力の供給の制限を実施する。

また、図 1 2 (B) に示すように、W Q X G A 規格に対応する画面サイズのカラー超音波診断画像データを 4 : 2 : 2 フォーマットに変換して伝送する場合には、伝送レート 4 G b p s に対し、超音波診断画像データは約 3 5 3 M b i t である。また、約 5 3 0 M b i t の誤り訂正符号と 1 0 M b i t の付加情報とがこの超音波診断画像データとともに伝送されるとすると、「Wireless HD」規格の伝送レートでは、1 秒あたり約 3 . 1 0 7 G b i t の余裕がある。すなわち、伝送する超音波診断画像データが圧縮された分、無線伝送にさらに大きな余裕ができる。この場合には、この 3 . 1 0 7 G b i t を伝送するための時間を電力供給停止期間に充て、当該期間において、超音波探触子 1 0 0 2 を構成する制御領域 1 0 0 2 a に含まれる各部に対する電力の供給の制限を実施する。

さらに、図 1 2 (C) に示すように、W Q X G A 規格に対応する画面サイズのカラー超音波診断画像データを 4 : 1 : 1 フォーマット又は 4 : 2 : 0 フォーマットに変換して伝送する場合には、伝送レート 4 G b p s に対し、超音波診断画像データは約 2 6 5 M b i t である。また、約 5 3 0 M b i t の誤り訂正符号と 1 0 M b i t の付加情報とがこの超音波診断画像データとともに伝送されるとすると、「Wireless HD」規格の伝送レートでは、1 秒あたり約 3 . 1 9 5 G b i t の余裕がある。すなわち、伝送する超音波診

断画像データがさらに圧縮された分、無線伝送に一層の余裕ができる。この場合には、この 3.195 Gbit を伝送するための時間を電力供給停止期間に充て、当該期間において、超音波探触子 1002 を構成する制御領域 1002a に含まれる各部に対する電力の供給の制限を実施する。

【0083】

次に、電圧・動作クロック制御部 219 によって動作クロック周波数の制御を行う場合の動作について説明する。

電圧・動作クロック制御部 219 は、画面サイズ・フォーマット選択部 218 からのフォーマット情報に応じて、制御領域 1002a に含まれる各部構成に対して供給する動作クロックの周波数を所定の駆動周波数とする駆動期間と、当該駆動周波数よりも低周波数である待機周波数とする待機期間とを設定し、設定した駆動期間及び待機期間に従って制御領域 1002a に含まれる各部構成に供給される動作クロックの周波数の制御を行う。具体的には、例えば、水晶発振器から出力されるクロック信号を通常駆動用の分周回路と待機用の分周回路とに切り替えることにより実現することができる。待機周波数は、例えば、駆動周波数の $1/2 \sim 1/8$ に設定するが、これに限定されない。なお、駆動期間及び待機期間の特定は、上述した電力供給期間と電力供給停止期間とを特定するのと同様の要領にて行う。以上のように構成することによっても省電力を図ることができる。

【0084】

第 2 の実施の形態では、以上のように構成されているので、例えば、バッテリーの残量に余裕があり、短時間で診断が終了し、良好な超音波診断画像を得たい場合には、超音波診断画像データを 4:4:4 フォーマットで伝送することができる。また、バッテリーの残量が少ない場合や、診断が長時間に及ぶような場合には、超音波診断画像データを、4:2:2 フォーマットや 4:1:1 フォーマット又は 4:2:0 フォーマットに変換してデータを圧縮して伝送することで、低消費電力化が図れ、バッテリーの持続時間を長らえることができる。

【0085】

以上説明したように、本発明の第 1 及び第 2 の実施の形態によれば、昇圧回路 202、送信部 203、振動子 204 及び受信部 205 は、駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信して受信信号を得る。カラープラ画像データ生成部 210 は、受信信号に基づき、カラー画像データを生成する。画面サイズ・フォーマット選択部 218 は、データサイズの異なる複数種類のデータフォーマットから何れかを選択する。無線送受信部 216 は、画面サイズ・フォーマット選択部 218 によって選択されたデータフォーマットにてカラー画像データを伝送する。その結果、伝送先の装置本体に対して、例えば、装置本体の性能、診断部位、伝送状態、あるいは、ユーザーの好み等に応じて適切なデータフォーマットのカラー画像データを伝送することができるので、汎用性に優れ、伝送するデータの無駄な部分を低減させて伝送効率を向上させることができる。

【0086】

また、本発明の第 1 及び第 2 の実施の形態によれば、輝度・色差信号変換部 211 は、カラープラ画像データ生成部 210 によって生成されたカラー画像データの RGB 成分を所定の輝度成分及び色差成分に変換する。フォーマット変換部 212 は、変換された色差成分を圧縮して、カラー画像データを 4:2:2 フォーマット、4:1:1 フォーマット又は 4:2:0 フォーマットに変換する。その結果、簡素な方法にて実現でき、画質の低下が抑制されて効率よくカラー画像データの圧縮を行うことができる。

【0087】

また、本発明の第 1 及び第 2 の実施の形態によれば、フォーマット変換部 212 は、画面サイズ・フォーマット選択部 218 によって選択されたデータフォーマットに対応する圧縮率にて色差成分を圧縮する。その結果、状況に応じたデータフォーマットを利用することができ、利便性が高まる。

【0088】

また、本発明の第 1 及び第 2 の実施の形態によれば、無線送受信部 2 1 6 は、画面サイズ・フォーマット選択部 2 1 8 によって 4 : 4 : 4 フォーマットが選択されたときは、R G B 成分を示すデータフォーマットであるカラー画像データの伝送を行う。その結果、圧縮を行わないときには、データの変換を行わずに伝送することで、処理負荷を軽減させることができる。

【 0 0 8 9 】

また、本発明の第 1 の実施の形態によれば、誤り訂正符号生成部 2 1 4 は、カラー画像データに対応する誤り訂正符号を生成する。送信データ生成部 2 1 5 は、誤り訂正符号生成部 2 1 4 によって生成された誤り訂正符号をカラー画像データに付加して無線送受信部 2 1 6 によって伝送するための送信データを生成する。誤り訂正符号生成部 2 1 4 は、無線送受信部 2 1 6 の伝送レートと画面サイズ・フォーマット選択部 2 1 8 によって選択されたデータフォーマットとに基づき、カラー画像データに付加する誤り訂正符号のデータサイズを決定する。誤り訂正符号生成部 2 1 4 は、決定したデータサイズの誤り訂正符号を生成する。その結果、伝送能力を十分に活用することができるので、効率よくデータの伝送を行うことができる。また、伝送する画像データが圧縮された場合には、誤り訂正符号を多く付加することができるので、画像データの訂正能力を向上させることができるようになる。

【 0 0 9 0 】

また、本発明の第 2 の実施の形態によれば、電圧・動作クロック制御部 2 1 9 は、超音波探触子 1 0 0 2 を構成する各部のうちの少なくとも一部に対して供給される動作クロック信号の周波数を制御する。電圧・動作クロック制御部 2 1 9 は、画面サイズ・フォーマット選択部 2 1 8 によって選択されたデータフォーマットに応じて、所定の駆動周波数とする駆動時間と、駆動周波数よりも低周波数である所定の待機周波数とする待機時間とを決定する。電圧・動作クロック制御部 2 1 9 は、該決定に従って動作クロック信号の周波数を制御する。その結果、画像データの伝送を行わない間における各部構成についての消費電力を抑制させることができ、省電力化を図ることができる。

【 0 0 9 1 】

また、本発明の第 2 の実施の形態によれば、電圧・動作クロック制御部 2 1 9 は、バッテリー 2 0 1 からの、超音波探触子 1 0 0 2 を構成する各部のうちの少なくとも一部に対する電力の供給を制御する。電圧・動作クロック制御部 2 1 9 は、画面サイズ・フォーマット選択部 2 1 8 によって選択されたデータフォーマットに応じて、電力を供給する電力供給時間と、電力の供給を制限する電力供給制限時間とを決定する。電圧・動作クロック制御部 2 1 9 は、該決定に従って電力の供給を制御する。その結果、画像データの伝送を行わない間における各部構成についての消費電力を抑制させることができ、省電力化を図ることができる。

【 0 0 9 2 】

また、本発明の第 2 の実施の形態によれば、画面サイズ・フォーマット選択部 2 1 8 は、バッテリー 2 0 1 の残量に応じてデータフォーマットの選択を行う。その結果、例えば、バッテリーの残量が少なくなったことに応じてカラー画像データの圧縮率を大きくして画像データの生成を行うようにして電力の消費を抑制することができるので、長時間の検査にも耐え得るものとなる。

【 0 0 9 3 】

また、本発明の第 1 及び第 2 の実施の形態によれば、画面サイズ・フォーマット選択部 2 1 8 は、切替スイッチ 2 1 による操作に応じてデータフォーマットの選択を行う。その結果、ユーザーの利用目的に応じたデータフォーマットに切り替えて伝送することができ、有用性に優れたものとなる。

【 0 0 9 4 】

また、本発明の第 1 及び第 2 の実施の形態によれば、画面サイズ・フォーマット選択部 2 1 8 は、画像データの伝送先である超音波画像診断装置本体 1 との伝送状態に応じてデータフォーマットの選択を行う。その結果、伝送状態に適したデータ量にて画像デ

10

20

30

40

50

ーターを伝送することができ、伝送されるデータの信頼性を向上させることができるとともに、データの伝送効率を向上させることができる。

【 0 0 9 5 】

また、本発明の第 1 及び第 2 の実施の形態によれば、無線送受信部 2 1 6 は、画像データの伝送先である超音波画像診断装置本体 1 からの伝送信号を受信する。画面サイズ・フォーマット選択部 2 1 8 は、無線送受信部 2 1 6 によってフォーマットを指示する旨のフォーマット指示信号を超音波画像診断装置本体 1 から受信したときに、受信したフォーマット指示信号に対応したデータフォーマットの選択を行う。その結果、ユーザーの利用目的や装置本体の仕様に応じたデータフォーマットに切り替えて画像データを伝送することができ、有用性あるいは汎用性に優れたものとなる。

10

【 0 0 9 6 】

なお、本発明の実施の形態における記述は、本発明に係る超音波画像診断装置の一例であり、これに限定されるものではない。超音波画像診断装置を構成する各機能部の細部構成及び細部動作に関しても適宜変更可能である。

【 0 0 9 7 】

また、本実施の形態において、例えば、超音波画像診断装置本体の仕様を特定可能な ID 情報を超音波探触子に無線伝送し、この ID 情報によって特定された装置本体の仕様に応じたデータフォーマットの選択を行うように構成してもよい。

【 0 0 9 8 】

また、本実施の形態では、超音波探触子から超音波画像診断装置本体に伝送する超音波診断画像データの画面サイズを選択可能に構成したが、伝送する超音波診断画像データの画面サイズの選択を行わない構成であってもよい。

20

【 0 0 9 9 】

また、本実施の形態では、カラー画像データの圧縮を行わない場合には、R G B 成分によるカラー画像データを伝送するようにしたが、輝度信号及び色差信号に変換して伝送するようにしてもよい。

【 0 1 0 0 】

また、本実施の形態では、4 : 4 : 4 フォーマット、4 : 2 : 2 フォーマット、4 : 1 : 1 フォーマット及び 4 : 2 : 0 フォーマットから何れかを選択する構成としたが、選択可能なデータフォーマットの数任意である。例えば、データの圧縮を行わない 4 : 4 : 4 フォーマットと 4 : 2 : 2 フォーマットとから選択する構成としてもよい。また、4 : 2 : 2 フォーマット及び 4 : 1 : 1 フォーマットの何れかから選択する等、データの圧縮されたデータフォーマットのみから選択可能な構成としてもよい。

30

【 0 1 0 1 】

また、本実施の形態では、カラー画像データとしてのカラードブラ画像データと B モード画像データとを合成した超音波診断画像データを伝送する形態としたが、カラードブラ画像データのみ伝送する形態であってもよい。例えば、本実施の形態において、フリーズ表示中においては、B モード画像データを伝送せず、カラードブラ画像データのみ伝送するようにしてもよい。

【 0 1 0 2 】

40

また、本実施の形態では、カラー画像データとしてのカラードブラ画像データと B モード画像データとを合成した超音波診断画像データを伝送する形態としたが、反射超音波を受信して得られた受信信号に基づいて着色処理を施して生成したカラー画像データであれば、何れの方法によって生成されたものであっても適用可能である。例えば、被検体内の組織の硬さを色によって表したエラストグラフィによるカラー画像データを伝送するものであってもよい。また、被検体内の高反射体を検出し、検出した部分に着色を施して表すためのカラー画像データを伝送するものであってもよい。このように、血流をカラー画像化するカラードブラ法に限らず、腫瘍等の病変部分を受信信号に基づいて検出し、当該病変部分をカラー画像化する技術についても適用可能である。

【 0 1 0 3 】

50

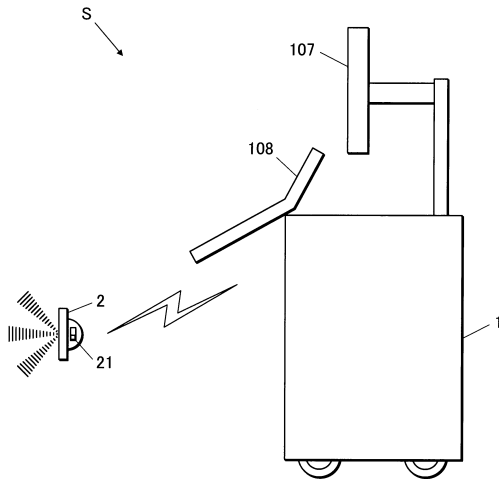
また、本実施の形態では、超音波画像診断装置本体と超音波探触子とを無線伝送にて送信データの伝送を行うようにしたが、有線によって送信データが伝送される態様であってもよく、例えば、シリアル伝送によってデータを送信するものに適用すると好適である。

【符号の説明】

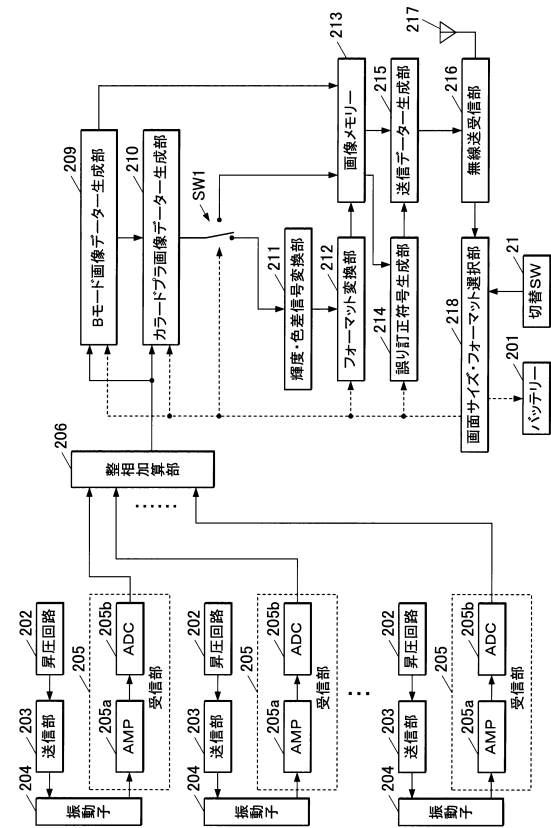
【 0 1 0 4 】

S	超音波画像診断装置	
1	超音波画像診断装置本体	
2	超音波探触子	
2 1	切替スイッチ	10
2 0 1	バッテリー	
2 0 2	昇圧回路	
2 0 3	送信部	
2 0 4	振動子	
2 0 5	受信部	
2 0 9	Bモード画像データ生成部	
2 1 0	カラードプライン画像データ部	
2 1 1	輝度・色差信号変換部	
2 1 2	フォーマット変換部	
2 1 3	画像メモリー	20
2 1 4	誤り訂正符号生成部	
2 1 5	送信データ生成部	
2 1 6	無線送受信部	
2 1 8	画面サイズ・フォーマット選択部	
2 1 9	電圧・動作クロック制御部	
1 0 0 2	超音波探触子	

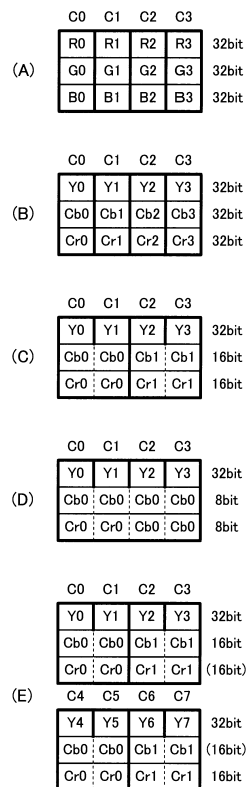
【 図 1 】



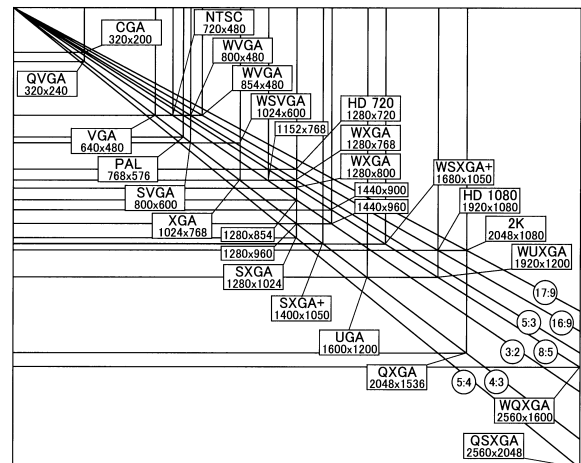
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



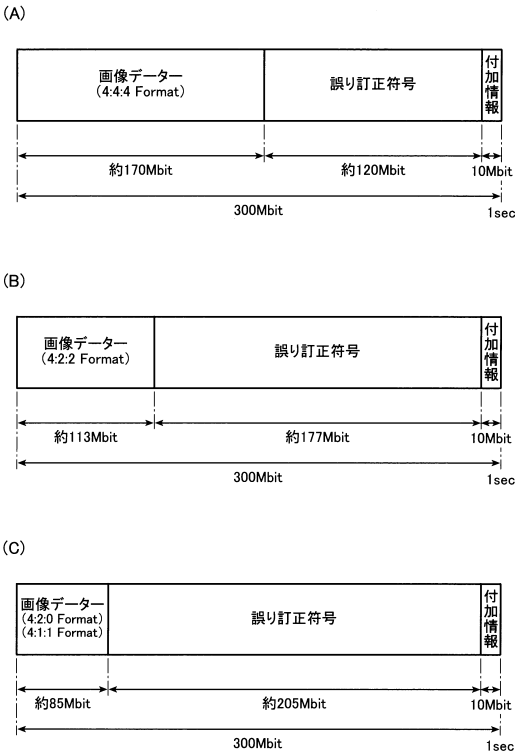
【図 5】

規格名	総画素数 (pixel)	超音波 診断画像 画面サイズ (pixel)	必要伝送レート(15frame/sec)		
			RGBデータ (4:4:4フォーマット)	4:2:2フォーマット	4:2:0フォーマット 4:1:1フォーマット
XGA	1024 × 768	614 × 460	101.6784Mbps	67.7856Mbps	50.8392Mbps
SXGA	1280 × 1024	768 × 614	169.75872Mbps	113.17248Mbps	84.87936Mbps
UXGA	1600 × 1200	960 × 720	248.832Mbps	165.888Mbps	124.416Mbps
WUXGA	1920 × 1200	1152 × 720	298.5984Mbps	199.0656Mbps	149.2992Mbps
QXGA	2048 × 1536	1228 × 921	407.15568Mbps	271.43712Mbps	203.57784Mbps
WQXGA	2560 × 1600	1536 × 960	530.8416Mbps	353.8944Mbps	265.4208Mbps

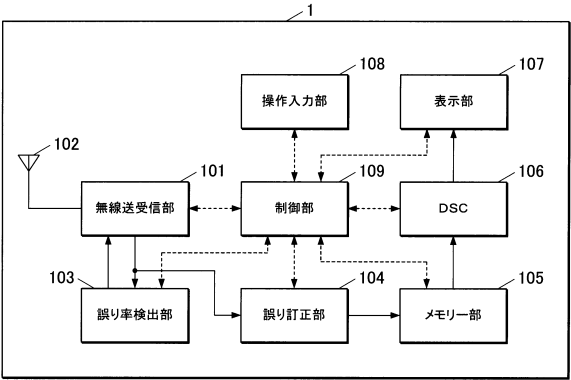
【図 6】

	IEEE802.11b	IEEE802.11g	IEEE802.11a	IEEE802.11n	Wireless HD
利用 周波数帯	2.4GHz帯	2.4GHz帯	5GHz帯	2.4GHz帯 /5GHz帯	60GHz帯
最大 通信速度	11Mbps	54Mbps	54Mbps	300Mbps (最大600Mbps)	4Gbps(第1世代) 10~28Gbps(第2世代)

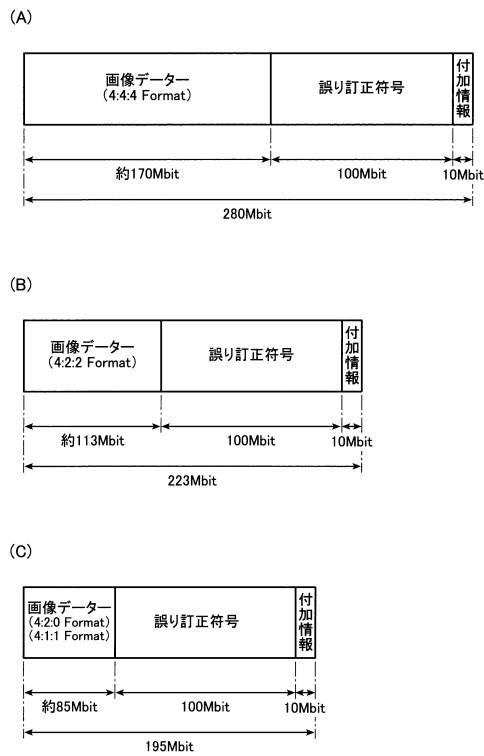
【図 7】



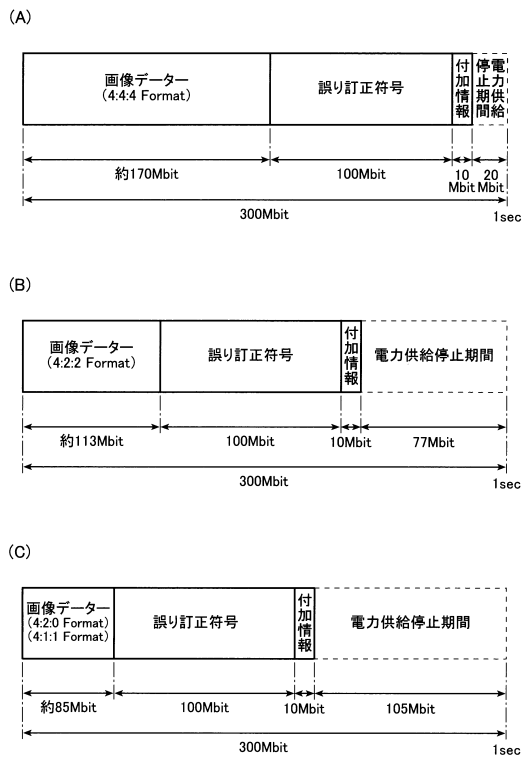
【図 8】



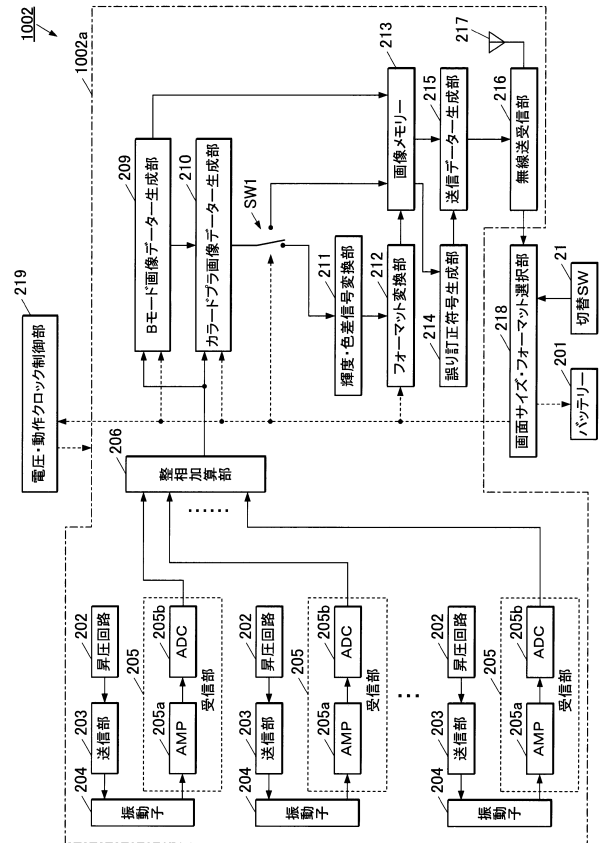
【 図 9 】



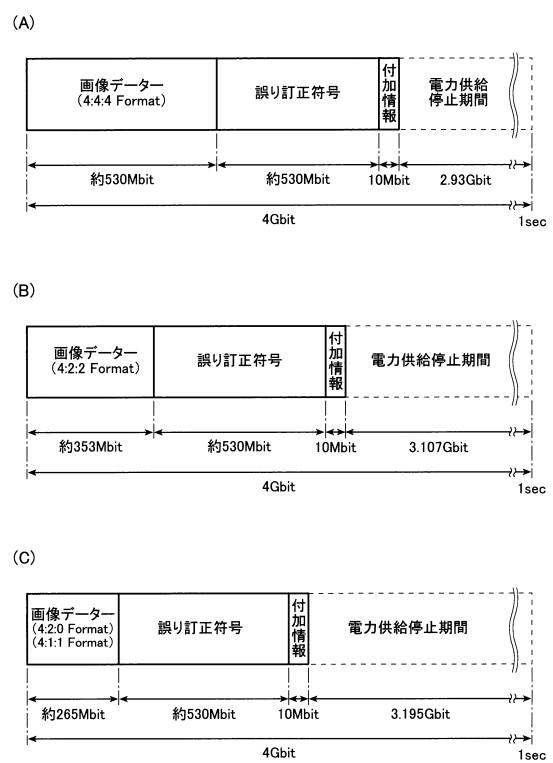
【 ㄟ 1 1 】



【 図 1 0 】



【 図 1 2 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平10-277035(JP,A)
特開平05-219332(JP,A)
特開2009-291515(JP,A)
特開2010-167209(JP,A)
特開平08-308836(JP,A)
特開平07-095418(JP,A)
特開2007-190154(JP,A)
特開2003-250799(JP,A)
特開2010-227227(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超音波探触子		
公开(公告)号	JP5696587B2	公开(公告)日	2015-04-08
申请号	JP2011116533	申请日	2011-05-25
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达医疗印刷器材有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	加藤美樹		
发明人	加藤 美樹		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE04 4C601/EE30 4C601/GB18 4C601/GB50 4C601/GD04 4C601/JB44 4C601/JB60		
其他公开文献	JP2012245021A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供具有优异传输效率和多功能性的超声波探头。彩色多普勒图像数据生成单元基于接收信号生成彩色图像数据。屏幕尺寸/格式选择单元218选择具有不同数据尺寸的多种类型的数据格式中的一种。无线发送/接收单元216发送由屏幕尺寸/格式选择单元218选择的数据格式的彩色图像数据。 .The

