

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5933831号
(P5933831)

(45) 発行日 平成28年6月15日(2016.6.15)

(24) 登録日 平成28年5月13日(2016.5.13)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 2 (全 12 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2015-518343 (P2015-518343) (86) (22) 出願日 平成25年6月25日(2013.6.25) (65) 公表番号 特表2015-519993 (P2015-519993A) (43) 公表日 平成27年7月16日(2015.7.16) (86) 国際出願番号 PCT/KR2013/005578 (87) 国際公開番号 W02014/003404 (87) 国際公開日 平成26年1月3日(2014.1.3) 審査請求日 平成26年12月17日(2014.12.17) (31) 優先権主張番号 10-2012-0068055 (32) 優先日 平成24年6月25日(2012.6.25) (33) 優先権主張国 韓国 (KR)</p>	<p>(73) 特許権者 514268660 ヒールセリオン カンパニー リミテッド 大韓民国, 152-848 ソウル, クロ ーグ, デジタルーロ 26-キル, 72 , ソウル ビジネス コンサルティング センター, 509ホ (74) 代理人 110000338 特許業務法人HARAKENZO WOR LD PATENT & TRADEMA RK (72) 発明者 ヌ, チョン ウォン 大韓民国, 137-140 ソウル, ソチ ヨーグ, ヤンジェーテロ 2-キル, 34 , エルエイチ サード アパートメント, 302-101 最終頁に続く</p>
---	---

(54) 【発明の名称】 2次元配列データを利用したモバイル超音波診断システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

携帯可能であり、対象体から獲得された超音波データをデジタル処理し、デジタル化された超音波データに対して、各超音波フレーム別に隣接配置して2次元配列超音波データで処理して圧縮した後、無線伝送するモバイル超音波診断プローブ装置と、

前記モバイル超音波診断プローブ装置から前記2次元配列の超音波データを受信して圧縮解除した後、復元し、時間利得を補償、明るさ及び明暗を調節して診断のための超音波映像データを生成する超音波診断装置と、
 を含み、

前記超音波診断装置は、無線通信環境自動測定及び伝送データサイズを決定するためのダミーデータを前記モバイル超音波診断プローブ装置に伝送し、

前記モバイル超音波診断プローブ装置は、前記超音波診断装置から前記ダミーデータを受信した後、データ受信にかかった時間を測定して、現在使用中である無線通信の可用帯域を計算し、可用帯域によって無線伝送するデータのサイズを決定するモバイル超音波診断システム。

【請求項2】

前記モバイル超音波診断プローブ装置は、直列ストリームの受信超音波フレームを各超音波フレーム単位別に縦で隣接配置して2次元配列超音波データで処理する請求項1に記載のモバイル超音波診断システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、モバイル超音波診断システムに係り、詳細には、対象体から獲得された超音波データを2次元配列データで処理して圧縮し、無線伝送する超音波診断を行う2次元配列データを利用したモバイル超音波診断システム、そのためのモバイル超音波診断プローブ装置、及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断システムは、無侵襲及び非破壊の特性を有しており、対象体内部の情報を得るための医療分野で広く利用されている。超音波診断システムは、対象体を直接切開して観察する外科手術が不要であり、対象体内部組織の高解像度の映像を医師に提供することができるので、医療分野で非常に重要に利用されている。

10

【0003】

一般的に、超音波システムは、超音波プローブ(probe)、ビームフォーマ(beam former)、データ処理部、スキャン変換部、及びディスプレイ部を含む。超音波プローブは、超音波信号を対象体に送信し、対象体から反射される超音波信号(すなわち、超音波エコー信号)を受信して受信信号を形成する。超音波プローブは、超音波信号と電気信号とを互いに変換するように動作する少なくとも1つの変換素子(transducer element)を含む。ビームフォーマは、超音波プローブから提供される受信信号をアナログ/デジタル変換した後、デジタル信号を各変換素子の位置及び集束点を考慮して時間遅延させ、時間遅延されたデジタル信号を合算して超音波データ(すなわち、RFデータ)を形成する。データ処理部は、超音波映像の形成に必要な多様なデータ処理を超音波データに行う。スキャン変換部は、データ処理された超音波データがディスプレイ部のディスプレイ領域にディスプレイされるように超音波データにスキャン変換を行う。ディスプレイ部は、スキャン変換された超音波データを超音波映像で画面上にディスプレイする。

20

【0004】

従来、TGC(Time Gain Compensation)処理、多数のFIR(Finite Impulse Response)フィルタリング処理、多数のデシメーション(decimation)処理、I/Q(in-phase/quadrature-phase)データ形成処理、圧縮処理などのデータ処理とスキャン変換とを超音波データに順次に行う。これにより、多量の超音波データの処理に長時間がかかるだけでなく、フレームレートが低下するという問題点がある。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、対象体から獲得された超音波データを2次元配列データで処理して圧縮し、無線伝送する超音波診断を行う2次元配列データを利用したモバイル超音波診断システム、そのためのモバイル超音波診断プローブ装置、及び超音波診断装置を提供することである。

40

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の一側面によれば、携帯可能であり、対象体から獲得された超音波データをデジタル処理し、デジタル化された超音波データに対して、各超音波フレーム別に隣接配置して2次元配列超音波データで処理して圧縮した後、無線伝送するモバイル超音波診断プローブ装置と、前記モバイル超音波診断プローブ装置から前記2次元配列の超音波データを受信して圧縮解除した後、復元し、時間利得を補償、明るさ及び明暗を調節して診断のための超音波映像データを生成する超音波診断装置と、を含むモバイル超音波診断システムが提供される。

【0007】

50

前記モバイル超音波診断プローブ装置は、直列ストリームの受信超音波フレームを各超音波フレーム単位別に縦で隣接配置して2次元配列超音波データで処理することができる。

【0008】

前記超音波診断装置は、ユーザの入力によって超音波測定深さを決定し、前記超音波測定深さに基盤して、前記時間利得補償のためのパラメータ、前記明るさ及び明暗調節のためのパラメータを設定することができる。

【0009】

前記超音波診断装置は、無線通信環境自動測定及び伝送データサイズを決定するためのダミーデータを前記モバイル超音波診断プローブ装置に伝送し、前記モバイル超音波診断プローブ装置は、前記超音波診断装置から前記ダミーデータを受信した後、データ受信にかかった時間を測定して、現在使用中である無線通信の可用帯域を計算し、可用帯域によって無線伝送するデータのサイズを決定することができる。

10

【0010】

本発明の他の側面によれば、超音波映像のフレームを得るための送信信号を形成する送信信号形成部と、前記送信信号形成部の送信信号を超音波信号に変換して対象体に送信し、対象体から反射されるアナログ超音波データを獲得する超音波プローブと、前記獲得されたアナログ超音波データに対して、各超音波フレーム別に隣接配置して2次元配列超音波データで処理する2次元配列処理部と、前記各超音波フレーム別に隣接して配された2次元配列超音波データを圧縮する圧縮部と、圧縮された2次元配列超音波データを超音波診断装置に無線伝送する無線通信部と、を含むモバイル超音波診断プローブ装置が提供される。

20

【0011】

前記2次元配列処理部は、直列ストリームの受信超音波フレームを各超音波フレーム単位別に縦で隣接配置して2次元配列超音波データで処理することができる。

【0012】

前記モバイル超音波診断プローブ装置は、超音波プローブから獲得されたアナログ超音波データからデジタル化された超音波データを生成するビームフォーマをさらに含む。

【0013】

前記ビームフォーマは、1つの超音波映像フレームのためにM個の超音波を使い、各超音波が対象体から反射してくる時、N回サンプリングする場合、Nサイズの配列をM個含む超音波データを生成することができる。

30

【0014】

前記2次元配列処理部は、1つの超音波映像フレームのためにM個の超音波を使い、各超音波が対象体から反射してくる時、N回サンプリングする場合、N×M配列を有する2次元配列データを生成することができる。

【0015】

前記無線通信部は、Bluetooth(Bluetooth)(登録商標)、無線USB(Wireless USB)、Wireless LAN、WiFi(登録商標)、ジグビー(Zigbee)(登録商標)またはIrDA(Infrared Data Association)のうち何れか1つの方式を利用した近距離無線通信を含む。

40

【0016】

本発明の他の側面によれば、モバイル超音波診断プローブ装置から圧縮された超音波データを無線受信して、前記モバイル超音波診断プローブ装置で使った圧縮方式と同じ方式で圧縮を解除する圧縮解除部と、前記圧縮解除された超音波データに対して、各超音波フレーム別に隣接配置して2次元配列超音波データで処理する2次元配列処理部と、2次元配列処理された超音波データに対して時間利得を補償する時間利得補償部と、前記2次元配列処理された超音波データに対して明るさ及び明暗を調節する明るさ及び明暗調節部と、時間利得補償、明るさ及び明暗調節された2次元配列超音波データを用いて診断のため

50

の超音波イメージを生成する制御部と、を含む超音波診断装置が提供される。

【0017】

前記時間利得補償部は、時間利得補償テーブルによって超音波データを補償することができる。

【0018】

前記明るさ及び明暗調節部は、特定値以下の明るさ値は0に変え、特定値以上の明るさ値は最大値に変えることができる。

【0019】

前記明るさ及び明暗調節部は、特定値以下の明暗値は0に変え、特定値以上の明暗値は最大値に変えることができる。

10

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、モバイル超音波診断プローブ装置で2次元配列データ処理動作によって超音波データの処理容量を減らすことができるために、超音波診断装置で運用されるプログラムを単純化し、メモリとCPUなどの資源使用容量を減らしうる。同時に、超音波診断装置で時間利得補償動作と明るさ及び明暗調節動作とを行うことによって、安定した具現を可能にする。

【0021】

また、モバイル超音波診断プローブ装置で2次元配列化された超音波データを超音波診断装置に伝送することによって、超音波診断装置で元の超音波データを有し、多様なイメージプロセッシングを適用することができる長所がある。

20

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】本発明の一実施形態によるモバイル超音波診断システムを示すブロック図である。

【図2】本発明の一実施形態による超音波プローブの送信超音波フレームを示す図面である。

【図3】本発明の一実施形態によるM個の超音波を使い、N回サンプリングする時の超音波データを示す図面である。

【図4】本発明の一実施形態による2次元配列化を説明する図面である。

30

【図5】本発明の一実施形態による2次元配列化過程を説明する図面である。

【図6】本発明の一実施形態による2次元配列化過程を説明する図面である。

【図7】本発明の一実施形態による2次元配列化過程を説明する図面である。

【図8】本発明の一実施形態による2次元配列化過程を説明する図面である。

【図9】本発明の一実施形態による2次元配列化過程を説明する図面である。

【図10】本発明の一実施形態による2次元配列化過程を説明する図面である。

【図11】本発明の一実施形態による2次元配列化過程を説明する図面である。

【図12】本発明の一実施形態による時間利得補償を説明する図面である。

【図13】本発明の一実施形態による明るさ調節を説明する図面である。

【図14】本発明の一実施形態による明暗調節を説明する図面である。

40

【発明を実施するための形態】

【0023】

以下、添付図面を参照して、本発明の実施形態を詳しく説明する。次に紹介される実施形態を当業者に本発明の思想を十分に伝達させるために例として提供されるものである。したがって、本発明は、以下説明される実施形態に限定されず、他の形態で具体化されることもできる。そして、図面において、構成要素の幅、長さ、厚さなどは、便宜のために誇張されて表現される。明細書の全般に亘って同じ参照番号は、同じ構成要素を表わす。

【0024】

図1は、本発明の一実施形態によるモバイル超音波診断システムを示すブロック図である。

50

【0025】

図1を参照すれば、本発明の一実施形態による超音波診断システムは、モバイル超音波診断プローブ装置100と超音波診断装置200とを含みうる。

【0026】

モバイル超音波診断プローブ装置100は、送信信号形成部110、多数の変換素子を含む超音波プローブ120、ビームフォーマ130、2次元配列処理部140、圧縮部150、及び無線通信部160を含みうる。

【0027】

送信信号形成部110は、超音波プローブ120の変換素子及び集束点を考慮して、超音波映像のフレームを得るための多数の送信信号を形成する。フレームは、多数のスカンラインからなる。また、超音波映像は、対象体から反射される超音波エコー信号の反射係数を2次元の映像で示すB-モード(brightness mode)映像、ドップラー効果(doppler effect)を用いて動いている対象体の速度をドップラースペクトル(doppler spectrum)で示すD-モード(doppler mode)映像、ドップラー効果を用いて動いている対象体と散乱体との速度をカラーで示すC-モード(color mode)映像、対象体にストレスを加えない時と加える時、媒質の機械的な反応差を映像で示すE-モード(弾性モード)映像、及び対象体から反射される超音波エコー信号の反射係数を3次元の映像で示す3D(3dimensional)モード映像を含みうる。

【0028】

超音波プローブ120は、図2に示したように、送信信号形成部110から提供される送信信号を超音波信号に変換して対象体に送信する。超音波プローブ120は、対象体から反射される超音波エコー信号を受信して受信信号を形成する。超音波プローブ120は、送信信号形成部110から提供される多数の送信信号を用いて、超音波信号の送信及び受信を繰り返し行って、多数の受信信号を形成する。この際、超音波プローブ120によって送受信される超音波信号は、フレームデータを有することによって、超音波フレームと言う。例えば、超音波プローブ120から人体に送信される超音波フレームを送信超音波フレームと言い、人体から超音波プローブ120にエコーされる超音波フレームを受信超音波フレームと言う。

【0029】

本実施形態で、超音波プローブ120は、コンベックスプローブ(convex probe)、線形プローブ(linear probe)、3Dプローブ(3dimensional probe)、トラペゾイダルプローブ(trapezoidal probe)、血管内超音波プローブ(IVUS probe)などとして具現可能である。

【0030】

ビームフォーマ130は、超音波プローブ120から提供される多数の受信信号をアナログ/デジタル変換してデジタル化された超音波データを生成する。同時に、ビームフォーマ130は、超音波プローブ120の変換素子位置及び集束点を考慮して、デジタル変換された多数の受信信号を受信集束して、多数のデジタル受信集束ビームを形成する。本実施形態で、ビームフォーマ130は、受信信号の処理速度を向上させるためにFPGA(Field Programmable Gate Array)またはASIC(Application Specific Integrated Circuit)として具現可能である。

【0031】

デジタル化された超音波データは、図3に示したように、超音波イメージで明るさ値で表現することができる配列形態で保存されたデータである。配列のサイズは、人体から反射してくる超音波をサンプリングする個数によって決定される。超音波イメージ1枚当たり配列の個数は、超音波イメージ1枚を構成する時、使う超音波の個数によって決定される。超音波イメージ1枚当たりM個の超音波を使い、各超音波が人体から反射してくる時、N回サンプリングする場合、サイズがNである配列がM個生成されうる。

【0032】

2次元配列処理部140は、超音波データを2次元配列超音波データで処理する。2次元配列処理部140は、人体からエコーされた受信超音波フレームを隣接配置して、図4に示したように、2次元配列20を構成することができる。

【0033】

2次元配列処理部140は、人体からエコーされた受信超音波フレームを集めて映像に作らず、例えば、縦で隣接配置させることができる。2次元配列処理部140は、隣接して配されたそれぞれの受信超音波フレームを圧縮のために圧縮部150に提供する。

【0034】

人体からエコーされた受信超音波フレームが集められて映像を形成せず、2次元配列処理部140によって隣接して配されることによって、映像パターンの連続性を高めると同時に、映像データに比べて、データのサイズが非常に小さくなる。処理しなければならないデータのサイズが小さくなれば、以後に圧縮部150で行われる圧縮過程で処理するデータをそれほど減らさう。

【0035】

図5ないし図7は、本発明の一実施形態による2次元配列化過程を説明する図面である。

【0036】

図5を参照すれば、超音波プローブ120は、最初の送信超音波フレーム、二番目の送信超音波フレームを順に人体に送り出す。部材番号10は、送信超音波フレームを表わす。同時に、超音波プローブ120は、人体からエコーされた最初の受信超音波フレーム、二番目の受信超音波フレームを受信する。部材番号20は、受信超音波フレームを表わす。2次元配列処理部140は、エコーされた最初の受信超音波フレーム、二番目の受信超音波フレームを縦で隣接配置させる。

【0037】

図6を参照すれば、超音波プローブ120は、三番目の送信超音波フレームを人体に送り出す。同時に、超音波プローブ120は、人体からエコーされた三番目の受信超音波フレームを受信する。2次元配列処理部140は、エコーされた三番目の受信超音波フレームを二番目の受信超音波フレームに縦で隣接配置させる。

【0038】

図7を参照すれば、超音波プローブ120は、順次にM番目の送信超音波フレームを人体に放射する。同時に、超音波プローブ120は、人体からエコーされたM番目の受信超音波フレームを受信する。2次元配列処理部140は、エコーされたM番目の受信超音波フレームをM-1番目の受信超音波フレームに縦で隣接配置させる。

【0039】

本発明の変形例では、ビームフォーマ130に2次元配列処理機能が含まれて、最初超音波データを保存する配列を2次元配列で生成することができる。

【0040】

図8ないし図11は、図5ないし図7で説明された本発明の一実施形態による2次元配列化過程を総括的に説明する図面である。図8ないし図11を参照すれば、超音波プローブ120は、のように送信超音波フレーム10を順に人体30に送り出す(図8)。同時に、超音波プローブ120は、のように人体30からエコーされた受信超音波フレーム20を受信する(図9)。2次元配列処理部140は、に示したように、エコーされた受信超音波フレーム20を縦で隣接配置させて2次元配列で生成する(図10)。以後、2次元配列で生成された超音波データは、超音波診断装置200に伝送されて、に示したように、診断のための超音波イメージ30aで生成される(図11)。

【0041】

2次元配列を適用する理由は、1次元配列が連続して羅列された形態であるストリーム形式で超音波データを圧縮する場合、順序上、前・後値のみを用いて圧縮するために、圧縮率が高くない。例えば、元のサイズに比べて、平均60%であり得る。しかし、2次元

10

20

30

40

50

配列処理部 140 を通じて 2 次元配列化して映像圧縮技術を利用する場合、周辺値をいずれも利用することができるので、非損失圧縮である場合にも、原本に比べて、30% サイズに圧縮が可能である。J P E G 方式のような損失圧縮を適用する場合には、差がさらに大きくなる。また、2 次元配列処理部 140 を通じて 2 次元配列化された超音波データを超音波診断装置 200 に伝送することによって、超音波診断装置 200 で元の超音波データを有し、多様なイメージプロセッシングを適用することができる長所がある。

【0042】

圧縮部 150 は、超音波診断装置 200 に伝送する超音波データを圧縮する。無線通信環境下の制限された帯域を効率的に使うためには、圧縮が必要である。圧縮部 150 は、2 次元配列処理部 140 を通じて生成された 2 次元配列データを圧縮処理する。したがって、圧縮部 150 は、データ圧縮ではない映像圧縮技術を用いて圧縮率を高めることが可能である。圧縮部 150 は、使用用途及び無線通信方式によって無損失圧縮と損失圧縮とを使うことができる。

10

【0043】

無線通信部 180 は、圧縮部 150 によって圧縮されたデータを超音波診断装置 200 に無線伝送する。

【0044】

無線通信部 180 は、例えば、ブルートゥース、無線 USB、Wireless LAN、Wi Fi、ジグビーまたは Ir D A のうち何れか 1 つの方式を利用した近距離無線通信を含みうる。

20

【0045】

超音波診断装置 200 は、無線通信機能及びディスプレイ装置を有しており、応用プログラムを動作させることができる多様な機器を含みうる。例えば、P C、スマートフォン、タブレット型機器、パッド型機器、P D A がある。

【0046】

超音波診断装置 200 は、無線通信部 210、圧縮解除部 220、2 次元配列処理部 230、時間利得補償部 240、明るさ及び明暗調節部 250、制御部 260、表示部 270、ユーザインターフェース部 280 を含んで構成することができる。

【0047】

無線通信部 210 は、例えば、ブルートゥース、無線 USB、Wireless LAN、Wi Fi、ジグビーまたは Ir D A のうち何れか 1 つの方式を利用した近距離無線通信を含みうる。

30

【0048】

圧縮解除部 220 は、無線通信部 210 を通じてモバイル超音波診断プローブ装置 100 から超音波データを受信する。

【0049】

圧縮解除部 220 は、受信された超音波データに対してモバイル超音波診断プローブ装置 100 で使った圧縮方式と同じ方式で圧縮を解除して、2 次元配列データを得る。

【0050】

2 次元配列処理部 230 は、圧縮解除された 2 次元配列データを用いて表示部 270 の画面に表示することができる超音波イメージを生成する。

40

【0051】

時間利得補償部 240 は、2 次元配列処理部 230 によって生成された超音波イメージに対して、図 12 に示したように、時間利得を補償する。

【0052】

超音波は、特性上、人体内で吸収されるために、深い所から反射されて遅く到着する超音波であるほど、エネルギーの損失が大きくて、サイズが減る。同じ人体組織でも深い所から反射される超音波データのサイズが相対的に小さい。したがって、反射されて到着する時間に比例して大きな値で補償しなければならない。サイズが N である超音波データ配列を使う場合、同じサイズの時間利得補償テーブルを生成して補償値を設定し、それを超

50

音波データ配列値に加える。

【 0 0 5 3 】

明るさ及び明暗調節部 2 5 0 は、超音波イメージの明るさ (i n t e n s i t y) と明暗 (c o n t r a s t) とを調節する。

【 0 0 5 4 】

明るさ及び明暗調節部 2 5 0 が明るさ値を低める場合、特定値以下の明るさ値は 0 に変わる。明るさ及び明暗調節部 2 5 0 が明るさ値を高める場合、特定値以上の明るさ値は最大値に変わる。

【 0 0 5 5 】

したがって、図 13 を参照すれば、明るさ及び明暗調節部 2 5 0 の明るさ値調節動作によって明るさ値を低める場合には、a よりも小さな明るさ値は 0 に変わり、明るさ値を高める場合には、b よりも大きな明るさ値は最大値に変わる。

10

【 0 0 5 6 】

明るさ及び明暗調節部 2 5 0 は、超音波イメージの明暗を調整することができる。明るさ及び明暗調節部 2 5 0 が明暗を調整すれば、超音波イメージで重要性を有する明るさ領域の明暗を強調し、その他の領域を 0 または最大値に作ることができる。

【 0 0 5 7 】

したがって、明るさ及び明暗調節部 2 5 0 が明暗を調整すれば、図 14 に示したように、明るさ値が a から b の間の場合、明暗差が大きくなり、明るさ値が a よりも小さな値は 0 に変わり、b よりも大きな値は最大値に変わる。

20

【 0 0 5 8 】

時間利得補償部 2 4 0 と明るさ及び明暗調節部 2 5 0 との動作によって超音波データが 0 または最大値に変わる場合が多く発生する。

【 0 0 5 9 】

制御部 2 6 0 は、時間利得補償、明るさ及び明暗調節された 2 次元配列超音波データを超音波イメージを生成して表示部 2 7 0 に表示する。

【 0 0 6 0 】

この際、制御部 2 6 0 は、表示部 2 7 0 の画面サイズを考慮して超音波イメージのサイズを決定する。

【 0 0 6 1 】

制御部 2 6 0 は、ユーザの入力によって超音波測定深さを決定し、超音波測定深さに基づいて、時間利得調節部 2 4 0 で使うパラメータを決定し、明るさ及び明暗調節部 2 5 0 の調節程度を決定することができる。

30

【 0 0 6 2 】

制御部 2 6 0 は、ユーザインターフェース部 2 8 0 を通じてユーザの入力を受け、それを無線通信を用いてモバイル超音波診断プローブ装置 1 0 0 に伝達することができる。例えば、制御部 2 6 0 は、モバイル超音波診断プローブ装置 1 0 0 の制御のために決定された超音波測定深さをモバイル超音波診断プローブ装置 1 0 0 に伝達することができる。

【 0 0 6 3 】

制御部 2 6 0 は、無線通信環境自動測定及び伝送データサイズを決定することができる。制御部 2 6 0 は、一定サイズのダミーデータを超音波診断装置 2 0 0 に伝送する。

40

【 0 0 6 4 】

これにより、モバイル超音波診断プローブ装置 1 0 0 の無線通信部 1 6 0 は、超音波診断装置 2 0 0 からダミーデータを受信した後、データ受信にかかった時間を測定して、現在使用中である無線通信の可用帯域を計算する。

【 0 0 6 5 】

モバイル超音波診断プローブ装置 1 0 0 の無線通信部 1 6 0 は、可用帯域によって無線伝送するデータのサイズを決定する。帯域が小さいほど、伝送するフレームレートが減る。

【 0 0 6 6 】

50

以上、本発明による具体的な実施形態に関して説明したが、本発明の範囲から外れない限度内で、さまざまな変形が可能であるということはいうまでもない。したがって、本発明の範囲は、説明された実施形態に限定されて決定されてはならず、後述する特許請求の範囲だけではなく、本特許請求の範囲と均等なものなどによって決定されるべきである。

【産業上の利用可能性】

【0067】

本発明は、2次元配列データを利用したモバイル超音波診断システム、そのためのモバイル超音波診断プローブ装置、及び超音波診断装置関連の技術分野に適用可能である。

【符号の説明】

【0068】

100：モバイル超音波診断プローブ装置

110：送信信号形成部

120：超音波プローブ

130：ビームフォーマ

140：2次元配列処理部

150：圧縮部

160：無線通信部

200：超音波診断装置

210：無線通信部

220：圧縮解除部

230：2次元配列処理部

240：時間利得補償部

250：明るさ及び明暗調節部

260：制御部

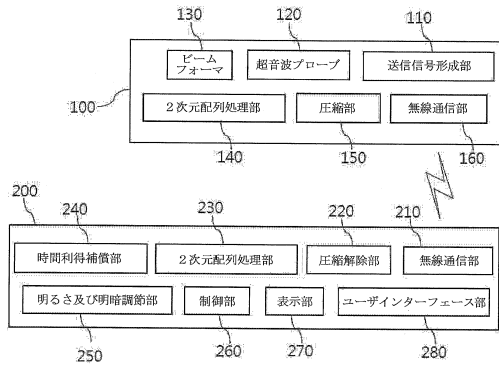
270：表示部

280：ユーザインターフェース部

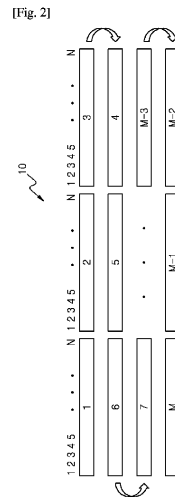
10

20

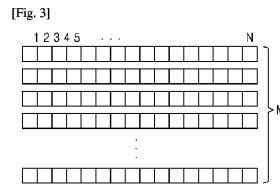
【図1】



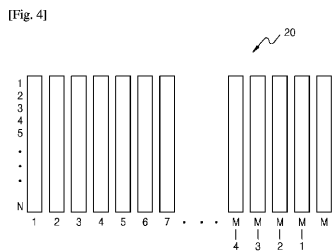
【図2】



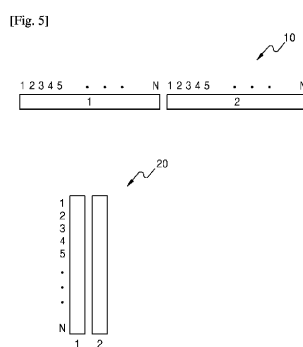
【図3】



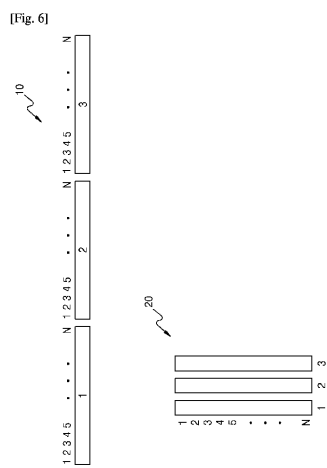
【図4】



【図5】

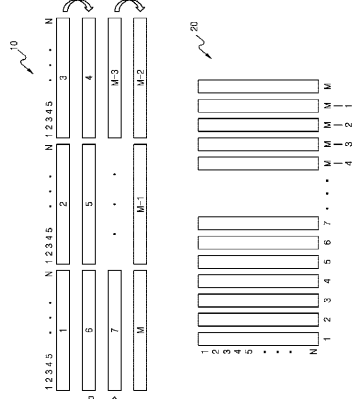


【図6】



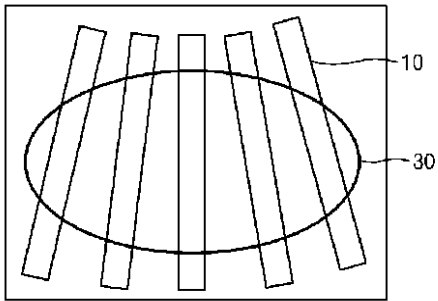
【 図 7 】

[Fig. 7]



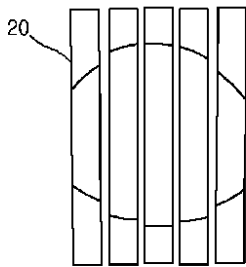
【 図 8 】

[Fig. 8]



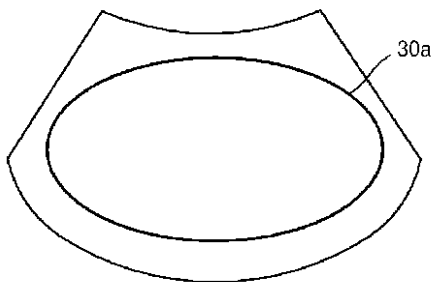
【 図 10 】

[Fig. 10]



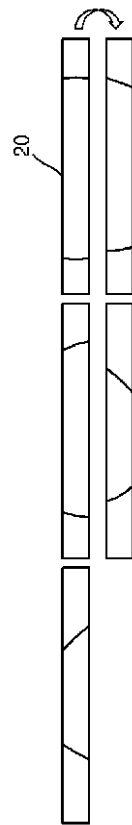
【 図 11 】

[Fig. 11]



【 図 9 】

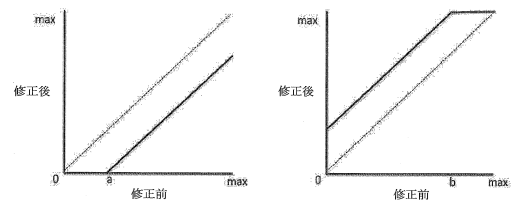
[Fig. 9]



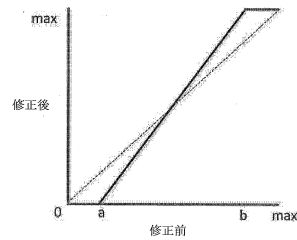
【 図 12 】

	1	2	3	4	5	6	-----	N-5	N-4	N-3	N-2	N-1	N
超音波データ	100	100	100	95	95	90	-----	40	35	35	30	30	30
TGCテーブル	0	0	0	5	5	10	-----	60	65	65	70	70	70
補償データ	100	100	100	100	100	100	-----	100	100	100	100	100	100

【 図 13 】



【 図 14 】



フロントページの続き

(72)発明者 チョン, ユ チャン

大韓民国, 122-807 ソウル, ウンピョン-グ, ソオルン-ロ 21-キル, 47, 101
- 1405

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開2003-265468(JP, A)

特開2010-264231(JP, A)

特開2007-190154(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/14

专利名称(译)	使用2D阵列数据的移动超声诊断系统		
公开(公告)号	JP5933831B2	公开(公告)日	2016-06-15
申请号	JP2015518343	申请日	2013-06-25
[标]申请(专利权)人(译)	和赛仑有限公司		
申请(专利权)人(译)	脚跟Selion有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	脚跟Selion有限公司		
[标]发明人	ユチョンウォン チョンユチャン		
发明人	ユ,チョン ウォン チョン,ユ チャン		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/4472 A61B8/5215 G01S7/003 G01S7/52033 G01S7/52034 A61B8/4427 A61B8/4444 A61B8/48 A61B8/5207 A61B8/56 G16H50/20		
FI分类号	A61B8/14		
优先权	1020120068055 2012-06-25 KR		
其他公开文献	JP2015519993A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种移动超声诊断系统，包括移动式超声诊断探测装置，可移动，数字处理从物体获得的超声数据，通过相邻地布置每个超声帧将数字化超声数据处理成二维阵列超声数据，并且无线传输二维阵列超声数据和超声诊断装置接收来自移动超声诊断探测装置的二维阵列超声数据，解压缩和恢复二维阵列超声数据，并通过补偿时间增益和调整产生超声图像数据亮度和二维阵列超声数据的对比度。

(21) 出願番号	特願2015-518343 (P2015-518343)	(73) 特許権者	514268660
(86) (22) 出願日	平成25年6月25日 (2013. 6. 25)		
(65) 公表番号	特表2015-519893 (P2015-519893A)		
(43) 公表日	平成27年7月16日 (2015. 7. 16)		
(86) 国際出願番号	PCT/KR2013/005578		
(87) 国際公開番号	W02014/003404		
(87) 国際公開日	平成26年1月3日 (2014. 1. 3)	(74) 代理人	110000338
審査請求日	平成26年12月17日 (2014. 12. 17)		特許業務法人HARAKENZO WORLD PATENT & TRADEMARK
(31) 優先権主張番号	10-2012-0068055		RR
(32) 優先日	平成24年6月25日 (2012. 6. 25)	(72) 発明者	ユ, チョン ウォン
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)		大韓民国, 137-140 ソウル, ソチ ヨ-グ, ヤンジエ-テロ 2-キル, 34 , エルエイチ サード アパートメント, 302-101

最終頁に続く