

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2015-514537
(P2015-514537A)

(43) 公表日 平成27年5月21日(2015.5.21)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14 4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2015-508858 (P2015-508858)
(86) (22) 出願日 平成25年4月23日 (2013. 4. 23)
(85) 翻訳文提出日 平成26年10月22日 (2014. 10. 22)
(86) 国際出願番号 PCT/KR2013/003439
(87) 国際公開番号 W02013/162244
(87) 国際公開日 平成25年10月31日 (2013. 10. 31)
(31) 優先権主張番号 10-2012-0041904
(32) 優先日 平成24年4月23日 (2012. 4. 23)
(33) 優先権主張国 韓国 (KR)

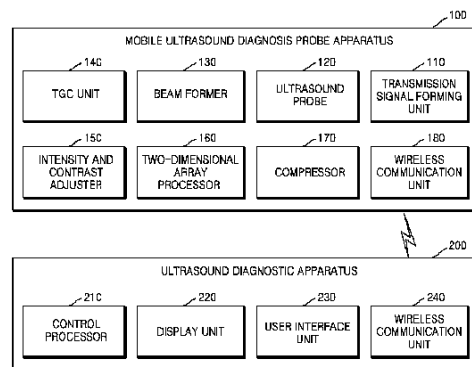
(71) 出願人 514268660
ヒールセリオン カンパニー リミテッド
大韓民国, 152-848 ソウル, クロ
ーグ, デジタルーロ 26-キル, 72
, ソウル ビジネス コンサルティング
センター, 509ホ
(74) 代理人 110000338
特許業務法人HARAKENZO WOR
LD PATENT & TRADEMA
RK
(72) 発明者 ヌ, チョン ウォン
大韓民国, 137-140 ソウル, ソチ
ョーグ, ヤンジェーテロ 2-キル, 34
, エルエイチ サード アパートメント,
302-101

最終頁に続く

(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プローブ装置、及びそれを利用したモバイル超音波診断システム

(57) 【要約】

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、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、獲得されたアナログ超音波データに対して時間利得補償、明るさ及び明暗調節された超音波データを各超音波ベクトル別に隣接配置して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、各超音波ベクトル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分析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。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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時間利得補償、明るさ及び明暗調節された超音波データを各超音波ベクトル別に隣接配置して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、
前記各超音波ベクトル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分析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。

10

【請求項 2】

前記2次元配列処理部は、直列ストリームの受信超音波ベクトルを各超音波ベクトル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プローブ装置。

【請求項 3】

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と、
デジタル化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、
超音波イメージの明るさ及び明暗を調節する明るさ及び明暗調節部と、をさらに含む請求項1に記載のモバイル超音波診断プローブ装置。

20

【請求項 4】

前記超音波プローブから獲得されたアナログ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、
前記時間利得補償された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と、
超音波イメージの明るさ及び明暗を調節する明るさ及び明暗調節部と、をさらに含む請求項1に記載のモバイル超音波診断プローブ装置。

30

【請求項 5】

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請求項3または4に記載のモバイル超音波診断プローブ装置。

【請求項 6】

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請求項3または4に記載のモバイル超音波診断プローブ装置。

【請求項 7】

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請求項3または4に記載のモバイル超音波診断プローブ装置。

40

【請求項 8】

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請求項3または4に記載のモバイル超音波診断プローブ装置。

【請求項 9】

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、 $N \times M$ 配列を有する2次元配列データを生成する請求項1に記載のモバイル超音波診断プローブ装置。

【請求項 10】

前記無線通信部は、Bluetooth、無線USB、Wireless LAN、WiFi

50

i、ジグビーまたはIrDA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請求項1に記載のモバイル超音波診断プローブ装置。

【請求項11】

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時間利得を補償、明るさ及び明暗を調節し、各超音波ベクトル別に隣接配置して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。

10

【請求項12】

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ベクトルを各超音波ベクトル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11に記載のモバイル超音波診断システム。

【請求項13】

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、前記時間利得調節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、前記モバイル超音波診断プローブ装置に伝送する請求項11に記載のモバイル超音波診断システム。

【請求項14】

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、

20

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請求項11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プローブ装置、及びそれを利用した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、無線伝送するモバイル超音波診断プローブ装置、及びそれを利用したモバイル超音波診断システムに関する。

30

【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。

【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

40

50

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。

【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。

【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、無線伝送するモバイル超音波診断プローブ装置、及びそれを利用したモバイル超音波診断システムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の一側面による、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時間利得補償、明るさ及び明暗調節された超音波データを各超音波ベクトル別に隣接配置して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、前記各超音波ベクトル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分析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。

【0007】

前記2次元配列処理部は、直列ストリームの受信超音波ベクトルを各超音波ベクトル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と、デジタル化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、超音波イメージの明るさ及び明暗を調節する明るさ及び明暗調節部と、をさらに含む。

【0009】

前記モバイル超音波診断プローブ装置は、前記超音波プローブから獲得されたアナログ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、前記時間利得補償された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と、超音波イメージの明るさ及び明暗を調節する明るさ及び明暗調節部と、をさらに含む。

【0010】

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。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。

【0011】

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。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。

【0012】

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、 $N \times M$ 配列を有する2

10

20

30

40

50

次元配列データを生成することができる。

【0013】

前記無線通信部は、ブルートゥース (Bluetooth)、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みうる。

【0014】

本発明の他の側面によれば、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時間利得を補償、明るさ及び明暗を調節し、各超音波ベクトル別に隣接配置して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。

10

【0015】

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ベクトルを各超音波ベクトル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。

【0016】

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、前記時間利得調節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、前記モバイル超音波診断プローブ装置に伝送しうる。

20

【0017】

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。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、モバイル超音波診断プローブ装置で時間利得補償動作と明るさ及び明暗調節動作、2次元配列データ処理動作によって映像データを処理するものに比べて、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、超音波診断装置が相対的に低仕様のモバイル機器でも具現を可能にする。

30

【図面の簡単な説明】

【0019】

【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ベクトルを示す図面である。

40

【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時間利得補償を説明する図面である。

【図5】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6】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。

【図7】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。

【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。

50

【図 1 1】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 1 2】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 1 3】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 1 4】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。

【発明を実施するための形態】

【0020】

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。

10

【0021】

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。

【0022】

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。

【0023】

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、時間利得補償部 140、明るさ及び明暗調節部 150、2 次元配列処理部 160、圧縮部 170、及び無線通信部 180 を含みうる。

20

【0024】

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、多数のスキャンラインからなる。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 (3 dimensional) モード映像を含みうる。

30

【0025】

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、ベクトルデータを有することによって、超音波ベクトルと言う。例えば、超音波プローブ 120 から人体に送信される超音波ベクトルを送信超音波ベクトルと言い、人体から超音波プローブ 120 にエコーされる超音波ベクトルを受信超音波ベクトルと言う。

40

【0026】

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 (3 dimensional 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。

【0027】

50

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。

【0028】

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個生成される。

10

【0029】

時間利得補償部140は、図4に示したように、デジタル化された超音波データで時間利得を補償する。

【0030】

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、それを超音波データ配列値に加える。

20

【0031】

明るさ及び明暗調節部150は、超音波イメージの明るさ(intensity)と明暗(contrast)とを調節する。明るさ及び明暗調節部150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150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。

30

【0032】

したがって、図5を参照すれば、明るさ及び明暗調節部150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。

【0033】

明るさ及び明暗調節部150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150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。

【0034】

したがって、明るさ及び明暗調節部150が明暗を調整すれば、図6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。

40

【0035】

時間利得補償部140と明るさ及び明暗調節部150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。したがって、同じ値が多く出るほど、以後、圧縮過程での効率が高くなる。

【0036】

このように、時間利得補償部140と明るさ及び明暗調節部150とによって超音波データを処理して無線伝送することによって、超音波診断装置200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。超音波診断装置200は

50

、相対的に低仕様のモバイル機器でも具現が可能となる。

【0037】

2次元配列処理部160は、時間利得補償、明るさ及び明暗調節された超音波データを2次元配列超音波データで処理する。2次元配列処理部160は、人体からエコーされた受信超音波ベクトルを隣接配置して、図7に示したように、2次元配列20を構成することができる。

【0038】

2次元配列処理部160は、人体からエコーされた受信超音波ベクトル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160は、隣接して配されたそれぞれの受信超音波ベクトルを圧縮のために圧縮部170に提供する。

10

【0039】

人体からエコーされた受信超音波ベクトルが集められて映像を形成せず、2次元配列処理部160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170で行われる圧縮過程で処理するデータをそれほど減らしうる。

【0040】

図8及び図10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。

【0041】

図8を参照すれば、超音波プローブ120は、最初の送信超音波ベクトル、二番目の送信超音波ベクトルを順に人体に送り出す。部材番号10は、送信超音波ベクトルを表わす。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ベクトル、二番目の受信超音波ベクトルを受信する。部材番号20は、受信超音波ベクトルを表わす。2次元配列処理部160は、エコーされた最初の受信超音波ベクトル、二番目の受信超音波ベクトルを縦で隣接配置させる。

20

【0042】

図9を参照すれば、超音波プローブ120は、三番目の送信超音波ベクトルを人体に送り出す。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ベクトルを受信する。2次元配列処理部160は、エコーされた三番目の受信超音波ベクトルを二番目の受信超音波ベクトルに縦で隣接配置させる。

30

【0043】

図10を参照すれば、超音波プローブ120は、順次にM番目の送信超音波ベクトルを人体に放射する。同時に、超音波プローブ120は、人体からエコーされたM番目の受信超音波ベクトルを受信する。2次元配列処理部160は、エコーされたM番目の受信超音波ベクトルをM-1番目の受信超音波ベクトルに縦で隣接配置させる。

【0044】

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。

【0045】

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、圧縮率が低い。例えば、元のサイズに比べて、平均60%であり得る。しかし、2次元配列処理部160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。JPEG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。

40

【0046】

圧縮部170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170は、

50

2次元配列処理部160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170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170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。

【0047】

無線通信部180は、圧縮部170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。

【0048】

無線通信部180は、例えば、ブルートゥース、無線USB、Wireless LAN、WiFi、ジグビーまたはIrDA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。

10

【0049】

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、PC、スマートフォン、タブレット型機器、パッド型機器、PDAがある。

【0050】

超音波診断装置200は、制御プロセッサ210、表示部220、ユーザインターフェース部230、無線通信部240を含んで構成することができる。

【0051】

制御プロセッサ210は、無線通信部240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。制御プロセッサ210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。制御プロセッサ210は、圧縮解除された2次元配列データを用いて表示部220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。制御プロセッサ210は、表示部220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。

20

【0052】

制御プロセッサ210は、ユーザインターフェース部230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100に伝達することができる。

30

【0053】

制御プロセッサ210は、ユーザの入力によって超音波測定深さを決定し、時間利得補償部140で使うパラメータを決定し、明るさ及び明暗調節部150の調節程度を決定することができる。

【0054】

制御プロセッサ210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。制御プロセッサ210は、一定サイズのダミーデータを超音波無線装置100に伝送する。

【0055】

これにより、モバイル超音波診断プローブ装置100の無線通信部180は、超音波診断装置200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。

40

【0056】

モバイル超音波診断プローブ装置100の無線通信部180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。

【0057】

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

50

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。

【0058】

例えば、本発明の一実施形態では、超音波プローブで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し、その獲得されたアナログ超音波データをビームフォーマによってデジタル化された超音波データを生成した後で、時間利得補償部によって時間利得を補償していると説明した。しかし、本発明は、これに制限されず、本発明の他の変形例では、超音波プローブで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し、その獲得されたアナログ超音波データを時間利得補償部によって時間利得を補償し、時間利得補償されたアナログ超音波データからビームフォーマによってデジタル化された超音波データを生成することができる。

10

【産業上の利用可能性】

【0059】

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プローブ装置、及びそれを利用したモバイル超音波診断システム関連の技術分野に適用可能である。

【符号の説明】

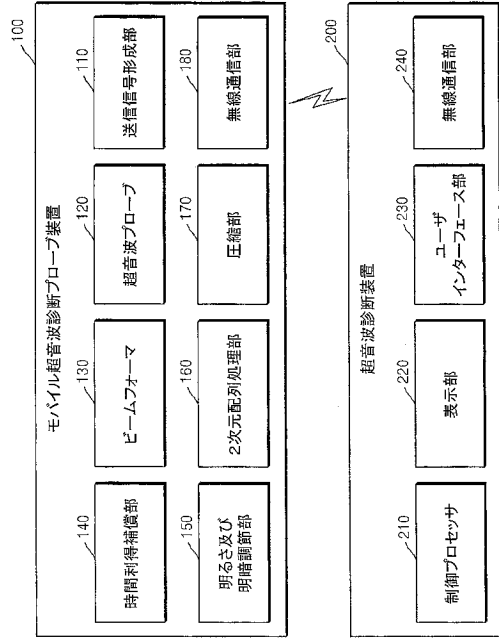
【0060】

- 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：時間利得補償部
- 150：明るさ及び明暗調節部
- 160：2次元配列処理部
- 170：圧縮部
- 180：無線通信部
- 200：超音波診断装置
- 210：制御プロセッサ
- 220：表示部
- 230：ユーザインターフェース部
- 240：無線通信部

20

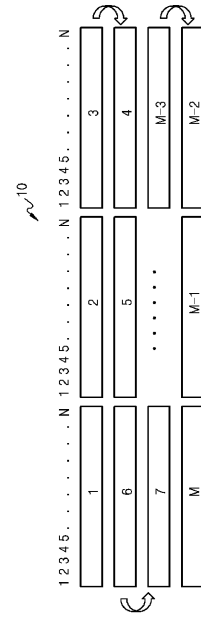
30

【 図 1 】



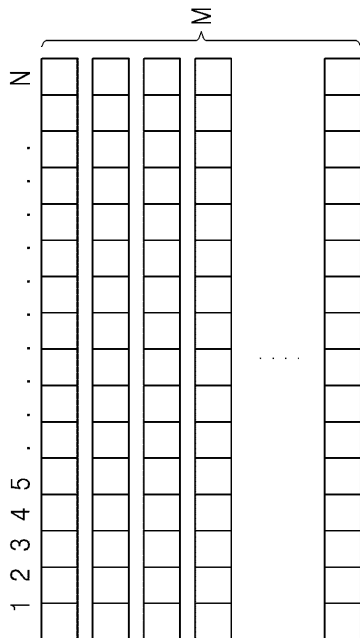
【 図 2 】

[Fig. 2]

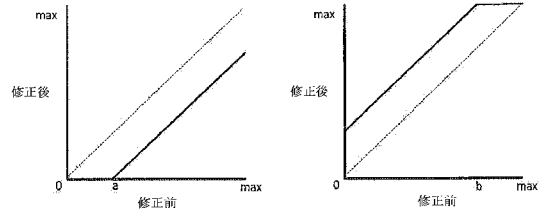


【 図 3 】

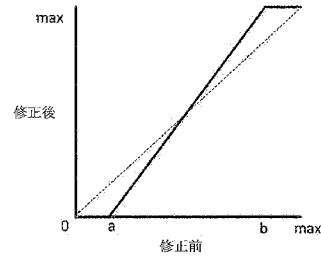
[Fig. 3]



【 図 5 】



【 図 6 】

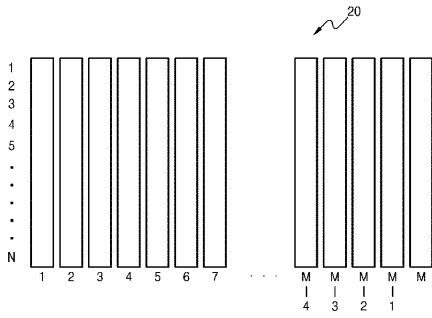


【 図 4 】

超音波データ	100	100	100	95	95	90	N-5	N-4	N-3	N-2	N-1	N
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

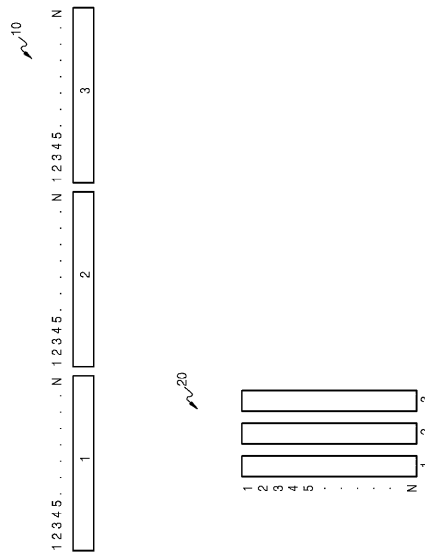
【 図 7 】

[Fig. 7]



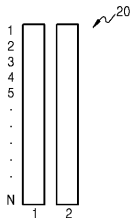
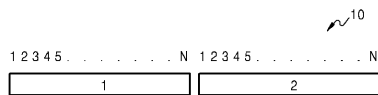
【 図 9 】

[Fig. 9]



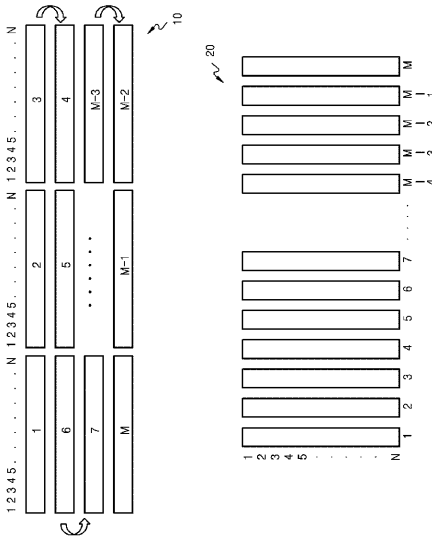
【 図 8 】

[Fig. 8]



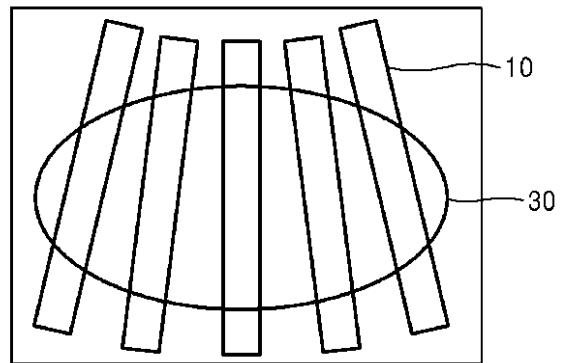
【 図 1 0 】

[Fig. 10]



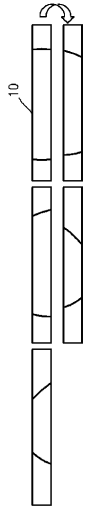
【 図 1 1 】

[Fig. 11]



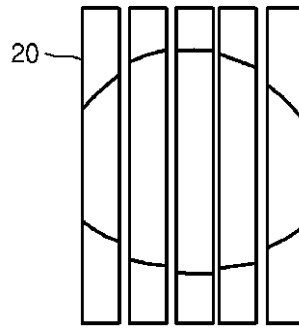
【 図 1 2 】

[Fig. 12]



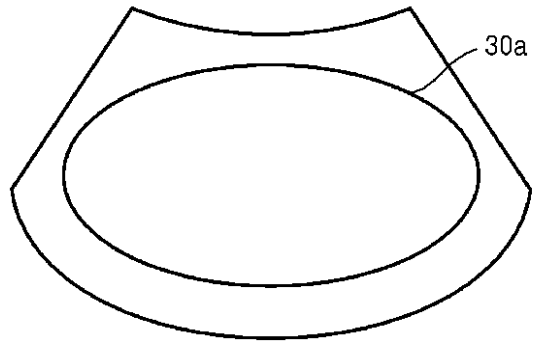
【 図 1 3 】

[Fig. 13]





【 図 1 4 】

[Fig. 14]



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/KR2013/003439
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER G01N 29/24(2006.01)i, A61B 8/00(2006.01)i, H04R 17/00(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G01N 29/24; G01N 29/22; A61B 8/00; G01N 29/04; H04R 17/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean utility models and applications for utility models Japanese utility models and applications for utility models		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS(KIPO internal) & Keywords: ultrasound, mobile , probe, compress, array and similar terms.		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 05904652 A (GILBERT JEFFREY et al.) 18 May 1999 See column 7 and figures 1 - 4.	1-14
A	US 04669314 A (MAGRANE; MARK G.) 02 June 1987 See claim 1 and figure 1.	1-14
A	JP 2002-257803 A (FUJI PHOTO FILM CO., LTD.) 11 September 2002 See claim 1 and figures 1 - 7.	1-14
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 23 July 2013 (23.07.2013)		Date of mailing of the international search report 23 July 2013 (23.07.2013)
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office 189 Cheongsa-ro, Seo-gu, Daejeon Metropolitan City, 302-701, Republic of Korea Facsimile No. +82-42-472-7140		Authorized officer KIM Yoon Sun Telephone No. +82-42-481-8420 

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2013/003439

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 05904652 A	18/05/1999	AU 1996-63446 B2	24/12/1998
		AU 1998-69373 B2	24/01/2002
		AU 1998-70976 B2	13/12/2001
		AU 2000-56331 A1	09/01/2001
		AU 2002-327270 A8	03/03/2003
		AU 2003-233395 A8	29/09/2003
		CA 2279291 A1	06/08/1998
		CA 2375525 A1	28/12/2000
		CN1189217 A0	29/07/1998
		CN1242079 A0	19/01/2000
		CN1260070 A0	12/07/2000
		CN1361871 A0	31/07/2002
		EP 0835458 A2	22/09/2004
		EP 0949976 B1	16/07/2003
		EP 0956611 A2	23/06/2004
		EP 1194791 A1	10/04/2002
		EP 1353195 A3	14/04/2004
		EP 1370888 A2	17/12/2003
		JP 11-508461A	27/07/1999
		JP 2001-507794A	12/06/2001
		JP 2001-511250A	07/08/2001
		JP 2003-506172A	18/02/2003
		JP 2004-530463A	07/10/2004
		JP 2007-325937A	20/12/2007
		JP 2009-183720A	20/08/2009
		JP 2011-087949A	06/05/2011
		JP 2012-110740A	14/06/2012
		KR 10-0508276 B1	17/08/2005
		KR 10-1999-0028651 A	15/04/1999
		KR 10-2000-0070742 A	25/11/2000
		KR 10-2002-0014822 A	25/02/2002
		TW381226 A	01/02/2000
		TW447215 A	21/07/2001
		TW447215 B	21/07/2001
		TW521522 B	21/02/2003
		TW537885 B	21/06/2003
		US 05590658 A	07/01/1997
		US 05690114 A	25/11/1997
		US 05839442 A	24/11/1998
		US 05964709 A	12/10/1999
		US 06111816 A	29/08/2000
		US 2002-0064093 A1	30/05/2002
		US 2002-0067359 A1	06/06/2002
		US 2002-0071345 A1	13/06/2002
		US 2002-0080683 A1	27/06/2002
		US 2002-0120193 A1	29/08/2002
		US 2002-012289 A1	31/01/2002
US 2003-0028113 A1	06/02/2003		
US 2003-0073894 A1	17/04/2003		

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2013/003439

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
		US 2003-0176787 A1	18/09/2003
		US 2004-0015079 A1	22/01/2004
		US 2005-0018540 A1	27/01/2005
		US 6248073 B1	19/06/2001
		US 6292433 B1	18/09/2001
		US 6379304 B1	30/04/2002
		US 6530887 B1	11/03/2003
		US 6552964 B2	22/04/2003
		US 6669633 B2	30/12/2003
		US 6671227 B2	30/12/2003
		US 6721235 B2	13/04/2004
		US 6783493 B2	31/08/2004
		US 6842401 B2	11/01/2005
		US 6869401 B2	22/03/2005
		US 6969352 B2	29/11/2005
		WO 00-79300 A1	28/12/2000
		WO 02-068992 A3	17/04/2003
		WO 03-009276 A2	30/01/2003
		WO 03-079038 A2	25/09/2003
		WO 2003-079038 A3	26/02/2004
		WO 97-01768 A2	16/01/1997
		WO 98-28631 A2	02/07/1998
		WO 98-34294 A2	06/08/1998
US 04669314 A	02/06/1987	EP 0224014 A1	03/06/1987
		JP 62-116279A	27/05/1987
		KR 10-1987-0004387 A	09/05/1987
JP 2002-257803 A	11/09/2002	US 2002-0117004 A1	29/08/2002
		US 6640633 B2	04/11/2003

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(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), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), 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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN

(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

Fターム(参考) 4C601 GB03 GB20 GD04 JB03 JB13 KK03 LL26

专利名称(译)	使用二维阵列数据的移动超声诊断探针装置和使用该装置的移动超声诊断系统		
公开(公告)号	JP2015514537A	公开(公告)日	2015-05-21
申请号	JP2015508858	申请日	2013-04-23
[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		
[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 G01N29/0645 G01N29/0654 G01N29/226 G01S7/003 G01S7/52034 G01S7/5205 G01S7/5208 A61B8/14 A61B8/4427 A61B8/4488 A61B8/5207 A61B8/5269 A61B8/56		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/GB03 4C601/GB20 4C601/GD04 4C601/JB03 4C601/JB13 4C601/KK03 4C601/LL26		
优先权	1020120041904 2012-04-23 KR		
其他公开文献	JP6077107B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种传输信号形成部分，用于形成用于获得超声图像的帧的传输信号，传输信号形成部分，用于将传输信号形成部分的传输信号转换为超声波信号，并将超声波信号传输到物体，用于获取数据的超声波探头，所获取的模拟超声波数据的时间增益补偿，亮度和亮度和暗度调整的超声波数据被布置在每个超声波矢量附近，并且二维阵列超声波数据用于处理每个超声矢量的二维阵列处理单元，用于压缩针对每个超声矢量相邻布置的二维阵列超声数据的压缩单元，用于压缩压缩的两个的压缩单元 - 以及将超声波发送到超声波探头的无线通信单元。

