

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6077107号
(P6077107)

(45) 発行日 平成29年2月8日(2017.2.8)

(24) 登録日 平成29年1月20日(2017.1.20)

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

請求項の数 3 (全 12 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2015-508858 (P2015-508858)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成25年4月23日 (2013.4.23)</p> <p>(65) 公表番号 特表2015-514537 (P2015-514537A)</p> <p>(43) 公表日 平成27年5月21日 (2015.5.21)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/KR2013/003439</p> <p>(87) 国際公開番号 W02013/162244</p> <p>(87) 国際公開日 平成25年10月31日 (2013.10.31)</p> <p>審査請求日 平成26年10月22日 (2014.10.22)</p> <p>(31) 優先権主張番号 10-2012-0041904</p> <p>(32) 優先日 平成24年4月23日 (2012.4.23)</p> <p>(33) 優先権主張国 韓国 (KR)</p> <p>前置審査</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 08393 ソウル特別市 九老区 デジタル路 26ギル 72 ソウル創業支援センター 509号 509HO, SEOUL BUSINESS CONSULTING CENTER, 72, DIGITAL-RO 26-GIL, GURO-GU, SEOUL 08393, REPUBLIC OF KOREA</p> <p>(74) 代理人 110000338 特許業務法人HARAKENZO WORLD PATENT & TRADEMARK</p> <p style="text-align: right;">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プローブ装置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、ベクトルデータを有する超音波信号である超音波ベクトルからなる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、前記超音波ベクトルを、受信した順に隣接配置して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システム。

【請求項3】

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。

10

【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

30

【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】

40

【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

50

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。

10

【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。

20

【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×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。

30

【0013】

前記無線通信部は、Bluetooth(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む。

【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。

40

【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

50

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。

【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。

【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。

【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。

【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2次元配列化過程を説明する図面である。

【図13】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14】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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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(3dimensional)モード映像を含みうる。

10

【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。

20

【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(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。

30

【0027】

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。

40

【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

50

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。

【 0 0 3 1 】

明るさ及び明暗調節部 1 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。明るさ及び明暗調節部 1 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 1 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。

10

【 0 0 3 2 】

したがって、図 5 を参照すれば、明るさ及び明暗調節部 1 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。

【 0 0 3 3 】

明るさ及び明暗調節部 1 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 1 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 3 4 】

したがって、明るさ及び明暗調節部 1 5 0 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。

20

【 0 0 3 5 】

時間利得補償部 1 4 0 と明るさ及び明暗調節部 1 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。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。

【 0 0 3 6 】

このように、時間利得補償部 1 4 0 と明るさ及び明暗調節部 1 5 0 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 2 0 0 で運用されるプログラムを単純化し、メモリと CPU などの資源使容量を減らしうる。超音波診断装置 2 0 0 は、相対的に低仕様のモバイル機器でも具現が可能となる。

30

【 0 0 3 7 】

2 次元配列処理部 1 6 0 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 1 6 0 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 2 0 を構成することができる。

【 0 0 3 8 】

2 次元配列処理部 1 6 0 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 1 6 0 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 1 7 0 に提供する。

40

【 0 0 3 9 】

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 1 6 0 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 1 7 0 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。

【 0 0 4 0 】

図 8 及び図 1 0 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。

【 0 0 4 1 】

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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、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。

30

【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、Bluetooth、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。

40

【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

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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範囲だけでなく、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。

30

【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。

40

【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】

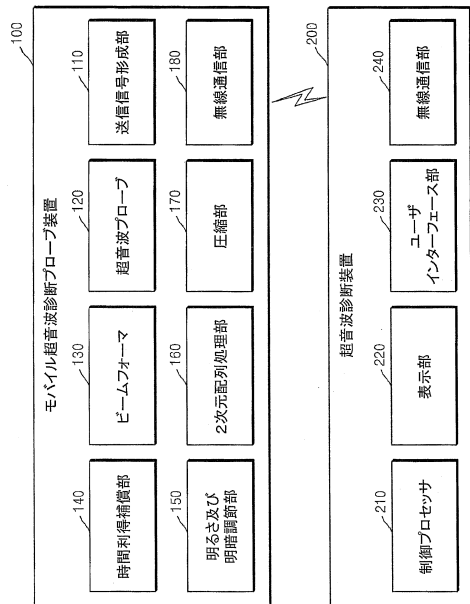
【0060】

- 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

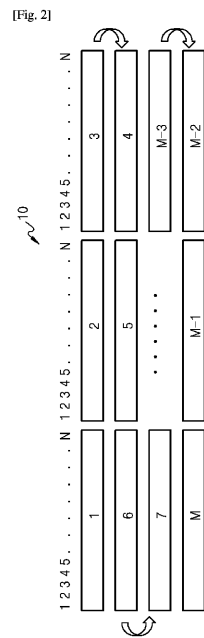
50

- 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

【図1】

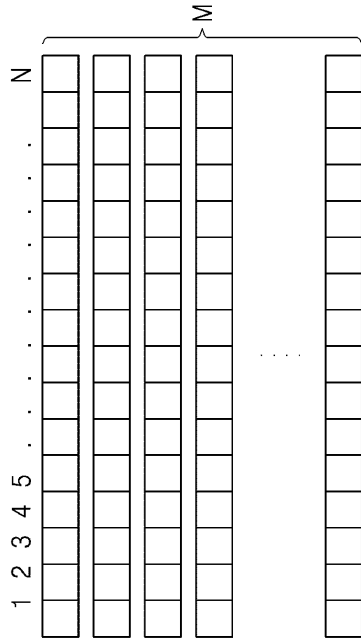


【図2】

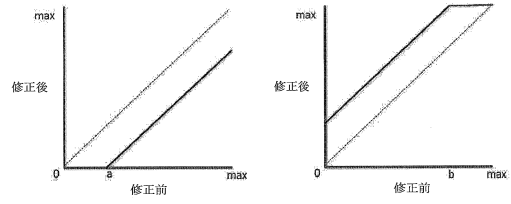


【図3】

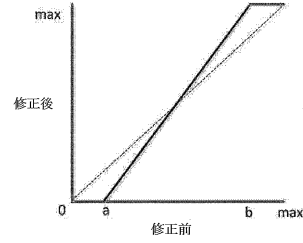
[Fig. 3]



【図5】



【図6】

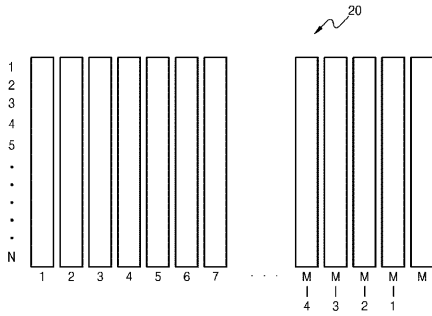


【図4】

	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

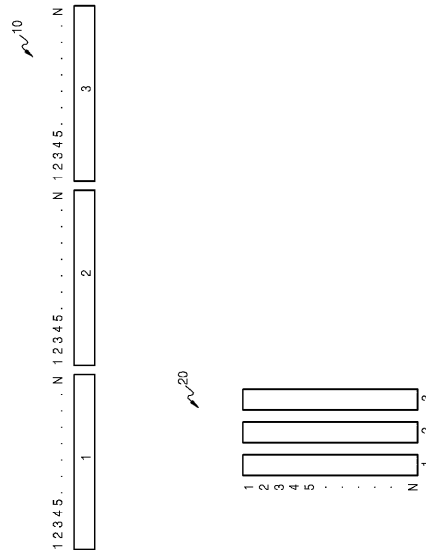
【図7】

[Fig. 7]



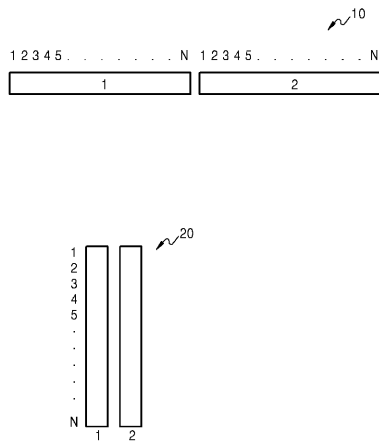
【図9】

[Fig. 9]



【図8】

[Fig. 8]



フロントページの続き

- (72)発明者 ユ, チョン ウォン
大韓民国, 137-140 ソウル, ソチョ-グ, ヤンジェ-テロ 2-キル, 34, エルエイチ
サード アパートメント, 302-101
- (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 特開平07-231889(JP, A)
特開2003-265468(JP, A)
特表2002-530142(JP, A)
米国特許出願公開第2010/0298711(US, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/14

专利名称(译)	移动式超声诊断系统采用移动式超声诊断探头装置，采用二维阵列数据		
公开(公告)号	JP6077107B2	公开(公告)日	2017-02-08
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		
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 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		
优先权	1020120041904 2012-04-23 KR		
其他公开文献	JP2015514537A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种移动超声诊断探针装置，包括：发送信号形成单元，形成用于获得超声图像的帧的发送信号；超声探头，将发送信号形成单元的发送信号转换为超声信号，将超声信号发送到一个物体，并且获得从物体反射的模拟超声数据，二维阵列处理器相邻地布置所获得的关于其时间增益补偿的模拟超声数据，并针对要处理的每个超声矢量针对其强度和对比度进行调整。二维阵列超声数据，压缩为每个超声矢量相邻布置的二维阵列超声数据的压缩器，以及将压缩的二维阵列超声数据无线发送到超声诊断设备的无线通信单元。

(19) 日本国特許庁(JP) (12) 特許公報(B2) (11) 特許番号
特許第6077107号
(P6077107)

(45) 発行日 平成29年2月8日(2017.2.8) (24) 登録日 平成29年1月20日(2017.1.20)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 8 / 1 4 (2006.01) A 6 1 B 8 / 1 4

請求項の数 3 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2015-508858 (P2015-508858)	(73) 特許権者	514268660
(86) (22) 出願日	平成25年4月23日(2013.4.23)		
(65) 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)		
(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)		
	審査請求日	平成26年10月22日(2014.10.22)	
(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)		
前置審査		(74) 代理人	110000338 特許業務法人HARAKENZO WORLD PATENT & TRADEMARK R K 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 2次元配列ゲータを利用したモバイル超音波診断プローブ装置を利用したモバイル超音波診断システム