

(19)日本国特許庁（ J P ）

(12) 公 開 特 許 公 報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 272734

(P2002 - 272734A)

(43)公開日 平成14年9月24日(2002.9.24)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

ターコード* (参考)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 8 数)

(21)出願番号 特願2001 - 75584(P2001 - 75584)

(22)出願日 平成13年3月16日(2001.3.16)

(71)出願人 000005201

富士写真フイルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(72)発明者 都築 博彦

神奈川県南足柄市中沼210番地 富士写真フ

イルム株式会社内

(74)代理人 100100413

弁理士 渡部 温 (外 1 名)

F ターム (参考) 4C301 AA02 BB13 BB22 EE15 EE16

EE17 GB10 HH47 HH48 JB46

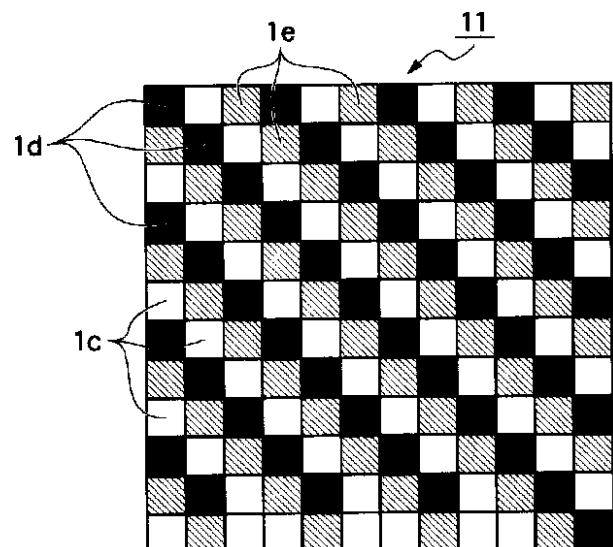
KK17

(54)【発明の名称】 2次元探触子、超音波撮像装置及び超音波撮像方法

(57)【要約】

【課題】 エコーの基本波信号、高調波信号、分調波信号をリアルタイムに3次元画像化できる超音波撮像方法等を提供する。

【解決手段】 超音波トランスデューサ11には、固有発振周波数1MHzの配列振動子1c、固有発振周波数2MHzの配列振動子1d、固有発振周波数0.5MHzの配列振動子1eが規則的に配置されている。配列振動子1cを送受信に使用して基本波信号を取得すると同時に、該信号を配列振動子1d及び配列振動子1eで受信することにより高調波信号及び分調波信号を取得することができる。この信号を超音波撮像装置において画像処理することにより、リアルタイムにエコーを3次元画像化できる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波を被検体に送信し、送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを受信する探触子であって、

固有発振周波数の実質的に異なる 2 種類以上の送受信素子群が 2 次元アレー状に配置されることを特徴とする 2 次元探触子。

【請求項 2】 固有発振周波数の実質的に異なる 2 種類以上の送受信素子群を有する探触子と、

前記各々の送受信素子群を駆動する駆動手段と、
前記各々の送受信素子群の受信する信号を増幅し、該信号に基づいて被検体の画像情報を得る信号処理手段と、
を具備することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 3】 第 1 の種類の素子群から超音波を送信し、

該送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを、他の種類の素子群で受信することを特徴とする請求項 2 記載の超音波撮像装置。

【請求項 4】 第 1 の種類の素子群から超音波を送信し、該送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを、

第 1 の種類の素子群で受信することにより基本波信号を得、

それと同時に、第 2 の種類の素子群で前記エコーを受信することにより高調波信号を得、

さらに同時に、第 3 の種類の素子群で前記エコーを受信することにより分調波信号を得る、ことを特徴とする請求項 2 記載の超音波撮像装置。

【請求項 5】 超音波を被検体に送信し、送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを、探触子で受信し、受信した信号に基づいて前記被検体の画像情報を得る超音波撮像方法であって、

前記探触子に、固有発振周波数の実質的に異なる 2 種類以上の送受信素子群を配置し、

第 1 の種類の素子群から超音波を送信し、
該送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを、他の種類の素子群で受信することを特徴とする超音波撮像方法。

【請求項 6】 第 1 の種類の素子群から超音波を送信し、該送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを、

第 1 の種類の素子群で受信することにより基本波信号を得、

それと同時に、第 2 の種類の素子群で前記エコーを受信することにより高調波信号を得、

さらに同時に、第 3 の種類の素子群で前記エコーを受信することにより分調波信号を得る、ことを特徴とする請求項 5 記載の超音波撮像方法。

【請求項 7】 前記第 1 の種類の素子群の固有発振周波数を A とし、

*第 2 の種類の素子群の固有発振周波数を約 2 A とし、
前記第 1 の種類の素子群から送信され、前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを、前記第 2 の種類の素子群で受信することにより、2 次高調波信号を受信することを特徴とする請求項 5 記載の超音波撮像方法。

【請求項 8】 前記第 1 の種類の素子群の固有発振周波数を A とし、

第 2 の種類の素子群の固有発振周波数を約 3 . 5 A とし、

10 前記第 1 の種類の素子群から送信され、前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを、前記第 2 の種類の素子群で受信することにより、3 次以上の高調波信号を受信することを特徴とする請求項 5 記載の超音波撮像方法。

【請求項 9】 前記第 1 の種類の素子群の固有発振周波数を A とし、

第 2 の種類の素子群の固有発振周波数を約 0 . 5 A とし、

前記第 1 の種類の素子群から送信され、前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを、前記第 2 の種類の素子群で受信することにより、分調波信号を受信することを特徴とする請求項 5 記載の超音波撮像方法。

【請求項 10】 前記固有発振周波数の実質的に異なる 2 種類以上の送受信素子群を前記探触子に 2 次元アレー状に配置し、

前記基本波信号及び / 又は、高調波信号及び / 又は、分調波信号の受信を同時に行い、

該信号を画像処理することにより、リアルタイムにエコーを 3 次元画像化することを特徴とする請求項 5 ~ 9 いずれか 1 項記載の超音波撮像方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、血流情報等を含む生体内画像情報を得ることができる超音波撮像方法及び超音波撮像装置に関する。特に、エコーの基本波信号、高調波信号、分調波信号をリアルタイムに 3 次元画像化することもできる超音波撮像方法及び超音波撮像装置等に関する。

【0002】

【従来の技術及び発明が解決しようとする課題】近年、超音波診断は、血流情報をも得ることができるという特徴を有することから、胸部並びに腹部領域の診断において著しく発展した。特に、造影剤を用いる超音波撮像技術が開発されたため、より正確な血流情報が得られるようになって来ている。このような超音波造影においては、直径が 1 ~ 数 μm の多数のマイクロバブルを液体に混入したマイクロバブル造影剤を、主に静脈に注射することにより用いる。このマイクロバブルは、生体に無害な気体（空気、フッ化炭素等）を、生体に無害な物質（レシチン等）からなる殻に封入したものである。

*50 【0003】日本国特許出願公開（特開）平 9 - 164

138号公報には、血流中に微小気泡の超音波コントラスト剤を注入し、組織中の微小気泡を破壊する超音波パルスを送信し、微小気泡の破壊からある時間間隔の間にはどの程度組織中に微小気泡が再灌流したかを超音波により測定する超音波診断画像処理方法が掲載されている。

【0004】また、超音波撮像技術においても、ドップラー信号や高調波信号の利用が進み、より多くの組織における血流情報の取得が可能となった。特に、超音波造影との組み合わせにより、血流動態の評価がより正確に行われるようになった。

【0005】特開平11-178824号公報には、変調された超音波のシーケンスを体内に発信し、その応答として得られる超音波エコーに位相差を生じさせる発信段階と、該発信シーケンスに応答する超音波エコー信号の集合を受信する段階と、線形と非線形信号成分の位相シフト情報を分離するために該集合を分析する段階とからなるパルス反転ドップラー超音波診断画像処理方法が掲載されている。しかしながら、このようなドップラー信号の検出においては、心筋等の動きの大きい組織からの強い信号や、組織そのものから発生する高調波信号が混入するため、血管内のマイクロバブルのみを検出することはできない。

【0006】また、米国特許第5,706,819号には、高調波コントラスト剤の影響を極性(位相)を交互に反転させながら受信することにより、送信信号の高調波成分を抑圧すると共に散乱を除去して高調波コントラスト剤の影響を検出する超音波診断画像処理方法が掲載されている。しかしながら、このような高調波画像処理を行うためには、極性(位相)の異なる複数の超音波を送信する必要があり、測定に時間がかかるため、その間に被測定物が動くと画像の空間分解能が低下してしまうという問題があった。

【0007】一方、連続する複数の波を有する超音波を照射することにより、血管内にあるマイクロバブルのみから発生するサブハーモニック(分調波)エコーに基づいて画像を生成する、いわゆるサブハーモニックイメージングが検討され始めている。分調波成分はマイクロバブルのカオス的振動と分岐現象によってのみ生成されるため、サブハーモニックイメージングによれば、ハーモニックイメージングよりも高いコントラストの造影が得られると考えられている。ここに、分調波とは、基本波を f とした時、 $(m/n)f$: (m, n は自然数で、 (m/n) は整数でない) で表される波形である。

【0008】マイクロバブルのサブハーモニックエコーについては、P. M. Shankar 等が J. Acoust. Soc. Am., 106(4), 2104(1999) に発表した論文に示されるように、連続する超音波により発生することが知られており、サブハーモニックイメージングを行うためには、バースト波という連続する複数の波を含む超音波が用いられる。しかしなが

ら、バースト波のように長時間連続する複数の波を用いると、1組の波が長くなって、やはり画像の空間分解能が低下してしまう。

【0009】また、特開2000-5167号公報には、連続する複数の波を持つ超音波を送波するに当り、マイクロバブル(マイクロバブル)を破壊しない瞬時音圧を持つ少なくとも1つの波の前後にマイクロバブルを破壊する瞬時音圧を持つ波がそれぞれ存在する超音波を送信し、サブハーモニックエコーを確実に発生させる超音波送波方法が掲載されている。しかしながら、送信波に対して長波長の成分を多く含むサブハーモニックを検出するためには、受信信号の処理を含めて、さらなる改良が望まれている。

【0010】サブハーモニック強度の検出方法としては、受信した波形を高速フーリエ変換(FFT)する方法が用いられているが、FFTによれば演算時間が長いので、リアルタイムの画像表示に適さないという問題がある。また、回路的にフィルタリングしてサブハーモニックの周波数成分を取り出す方法では、サブハーモニックのみを抽出することは困難である。

【0011】ところで、いわゆる超音波エコー観察等を行う超音波診断装置は、探触子の超音波検出部(センサー)に、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛)に代表される圧電材料を用いるのが一般的である。図6は、現在用いられている一般的な探触子の構造を模式的に示す図である。(A)は全体の斜視図、(B)は配列振動子を拡大して示す斜視図である。この図の探触子301は、全体として薄い箱型をしており、細長い長方形形状の探触面302を有する。この探触面302を人体に当てて超音波を放射し人体の奥部から返ってくる超音波エコーを受信する。探触子301の図の上側には、超音波送受信信号を伝えるケーブル307が接続されている。

【0012】探触面302内には、超音波の発振子と受振子を兼ねる、櫛状の配列振動子(素子群)303が収められている。配列振動子303は、薄い(例えば厚さ0.2~0.3mm)PZTの帯状板に、多数のスリット306(例えば幅0.1mm)を入れて櫛の歯状の個別振動子(素子)305(例えば幅0.2mm、長さ20mm)を多数(例えば256個)配列したものである。図示はされていないが、各個別振動子305には電極が形成されており、信号線が接続されている。また、同様に図示はされていないが、配列振動子303の表面(図の下面)側には、樹脂系材料(ゴム含む)からなる音響レンズ層や整合層が貼られており、裏面側にはバック材が貼られている。音響レンズ層は発振する超音波の集束性を良くする。整合層は超音波の発振効率を高める。バック材は、振動子を保持する機能を有するとともに、振動子の振動を早く終了させる。

【0013】なお、このような超音波探触子及び超音波診断装置については、東洋出版「超音波観察法・診断

法」や、医歯薬出版「基礎超音波医学」に詳しく説明されている。

【0014】ところで、超音波診断分野では、被検者のより詳細な体内情報を取得するために、3次元データの収集が望まれている。それを実現するために、探触子の超音波検出部（センサー）を2次元アレー化することが求められている。しかし、この2次元探触子では、配列される素子（センサー）数が多くなる上、画像処理のための演算も複雑になるため、高調波並びに分調波をリアルタイムに演算で求めることは困難である。

【0015】本発明は、このような問題に鑑みてなされたものであって、エコーの基本波信号、高調波信号、分調波信号をリアルタイムに3次元画像化できる超音波撮像方法等を提供することを目的とする。

【0016】

【課題を解決するための手段】上記の課題を解決するため、本発明の2次元探触子は、超音波を被検体に送信し、送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを受信する探触子であって、固有発振周波数の実質的に異なる2種類以上の送受信素子群が2次元アレー状に配置されることを特徴とする。

【0017】本発明の超音波撮像装置は、固有発振周波数の実質的に異なる2種類以上の送受信素子群を有する探触子と、前記各々の送受信素子群を駆動する駆動手段と、前記各々の送受信素子群の受信する信号を増幅し、該信号に基づいて被検体の画像情報を得る信号処理手段と、を具備することを特徴とする。

【0018】前記超音波撮像装置においては、第1の種類の素子群から超音波を送信し、該送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを、他の種類の素子群で受信することができる。

【0019】前記超音波撮像装置においては、第1の種類の素子群から超音波を送信し、該送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを、第1の種類の素子群で受信することにより基本波信号を得、それと同時に、第2の種類の素子群で前記エコーを受信することにより高調波信号を得、さらに同時に、第3の種類の素子群で前記エコーを受信することにより分調波信号を得、こともできる。

【0020】本発明の超音波撮像方法は、超音波を被検体に送信し、送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを探触子で受信し、受信した信号に基づいて前記被検体の画像情報を得る超音波撮像方法であって、前記探触子に、固有発振周波数の実質的に異なる2種類以上の送受信素子群を配置し、第1の種類の素子群から超音波を送信し、該送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを、他の種類の素子群で受信することを特徴とする。

【0021】前記超音波撮像方法においては、第1の種類の素子群から超音波を送信し、該送信された超音波

が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを、第1の種類の素子群で受信することにより基本波信号を得、それと同時に、第2の種類の素子群で前記エコーを受信することにより高調波信号を得、さらに同時に、第3の種類の素子群で前記エコーを受信することにより分調波信号を得る、こともできる。

【0022】前記超音波撮像方法においては、前記第1の種類の素子群の固有発振周波数をAとし、第2の種類の素子群の固有発振周波数を約2Aとし、前記第1の種類の素子群から送信され、前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを、前記第2の種類の素子群で受信することにより、2次高調波信号を受信することができる。

【0023】前記超音波撮像方法においては、前記第1の種類の素子群の固有発振周波数をAとし、第2の種類の素子群の固有発振周波数を約3.5Aとし、前記第1の種類の素子群から送信され、前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを、前記第2の種類の素子群で受信することにより、3次以上の高調波信号を受信することもできる。

【0024】前記超音波撮像方法においては、前記第1の種類の素子群の固有発振周波数をAとし、第2の種類の素子群の固有発振周波数を約0.5Aとし、前記第1の種類の素子群から送信され、前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを、前記第2の種類の素子群で受信することにより、分調波信号を受信することもできる。

【0025】前記超音波撮像方法においては、前記固有発振周波数の実質的に異なる2種類以上の送受信素子群を前記探触子に2次元アレー状に配置し、前記基本波信号及び/又は、高調波信号及び/又は、分調波信号の受信を同時に行い、該信号を画像処理することにより、リアルタイムにエコーを3次元画像化することを特徴とする請求項5～9いずれか1項記載の超音波撮像方法。

【0026】上述の超音波撮像方法等によれば、高調波信号や分調波信号の画像処理を行うために、極性（位相）の異なる複数の超音波を送信する必要がなくなり、測定時間を短縮することができ、リアルタイムに測定を行える。また、素子群数の多い2次元探触子を用いる際にも、高調波信号や分調波信号の画像処理のための複雑な演算処理が必要なくなるため、高調波並びに分調波をリアルタイムに3次元画像化できる。

【0027】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しつつ説明する。図1は、本発明の実施の形態に係る超音波撮像装置の主要構成を示すシステム図である。この超音波撮像装置は、例えば、人体等の診察用の超音波診断装置や工業用の探傷装置として用いられる。図1に示すように、この超音波撮像装置は、被検体に当接させて用いられる超

音波探触子 10 を含んでいる。超音波探触子 10 は、超音波の送受信機能を有する超音波検出部（センサー）11 を含んでいる。超音波検出部 11 は、詳しくは後述するが、発振周波数の実質的に異なる超音波トランスデューサ（素子、素子群）1a、1b が 2 次元状に組み上げられた構造をしている。素子 1a、1b としては、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）等のセラミック圧電材や PVDf（ポリフッ化ビニリデン）等の高分子圧電材を材料とする圧電素子を用いることができる。なお、この例では、2 種類の異なる発振周波数を有する素子群を用いた例について説明するが、本発明はこれに限定されるものではない。

【0028】超音波探触子 10 中の素子 1a、1b には、それぞれに対応する複数のパルス発生回路（パルサ）12a、12b が接続されている。素子 1a、1b は、それぞれに対応する複数のパルス発生回路 12a、12b から入力した駆動信号に基づいて超音波パルスを被検体に送信し、被検体から反射された超音波パルスを受信して検出信号を出力する。複数のパルサ 12a、12b は、それぞれに対応する複数のデジタル遅延器 13a、13b の出力信号に基づき励振して駆動信号を出力する。これらのパルサとしては、高い繰り返し周期で駆動信号を出力できる高速パルサが好ましい。

【0029】超音波撮像装置のシステム全体を制御するシステム制御部 14 は、複数のデジタル遅延器 13a、13b における遅延時間を制御する。この制御により、これらの駆動信号の時間差に対応した位相差を有する超音波パルスを複数の素子 1a、1b から被検体に送信し、これらの超音波パルスの合波によって形成される音線を所望の方向に偏向することができる。

【0030】一方、超音波検出部 11 を構成する 2 種類の発振周波数の実質的に異なる素子 1a、1b には、それぞれに対応する複数の前置増幅器 15a、15b、及び、TGC（Time Gain Compensation：タイムゲインコンペンセーション）増幅器 16a、16b、さらには、複数の A/D 変換器 17a、17b が接続されている。素子 1a、1b から出力された検出信号は、それぞれに対応する複数の前置増幅器 15a、15b 及び TGC 増幅器 16a、16b においてアナログ処理を施される。このアナログ処理により、これらの検出信号のレベルが、A/D 変換器 17a、17b の入力信号レベルに整合される。複数の TGC 増幅器 16a、16b から出力されたアナログ信号は、システム制御部 14 の制御の下、複数の A/D 変換器 17a、17b によってそれぞれデジタル化される。

【0031】各々の素子 1a、1b に対応した複数の A/D 変換器 17a、17b から出力された検出データは、それぞれ複数のデジタルビームフォーマ 19a、19b に並列に入力される。各々のデジタルビームフォーマ 19a、19b には、各々の素子 1a、1b に対応す

る複数の位相調整部 21a、21b が設けられている。各々の位相調整部 21a、21b は、シフトレジスタ遅延線やデジタル微小遅延器若しくはソフトウェア又はこれらの組合せによって、検出データに所望の遅延を与える。これらの位相調整部 21a、21b の出力は、デジタル加算器 22a、22b においてデジタル加算されることにより、探触子 10 に含まれる各々の素子群から得られた複数の検出データにおける位相の整合が行われる。これらのデジタルビームフォーマ 19a、19b から出力されるデータは、メモリ 24 に一旦記憶され、データ処理部 25 において検出波形の検波や画像データへの変換や所定の画像処理が施された後、再びメモリ 24 に記憶される。

【0032】さらに、DSC（Digital Scan Converter：デジタルスキャンコンバータ）26 において走査フォーマットの変換を行うことにより、音線データ空間の画像データが物理空間の画像データに変換される。尚、3 次元画像の表示を行う場合には、メモリ 24 と DSC 26 との間に 3 次元画像構成部 27 を組み込んでもいい。3 次元画像構成部 27 は、メモリ 24 に蓄積された複数枚の断層データから、ある体積についてのデータであるボクセルデータ（voxel data）を生成する。DSC 26 によって走査フォーマットが変換された画像データは、D/A 変換器 28 においてアナログ信号に変換され、画像表示部 29 に表示される。

【0033】図 2 は、本実施形態の超音波撮像装置に用いられる超音波探触子の超音波検出部の構成を示す斜視図である。図 2 に示す超音波探触子（プローブ）内の超音波検出部 11 には、円柱状の複数の素子 1（図 1 における素子 1a、1b）が 2 次元状に組み込まれている。素子 1 は、図では省略してあるが、例えば、縦 256 個 × 横 256 個で計 65536 個配置されている。各素子 1 には、図示せぬ電極が形成されており、駆動信号及び受信データを伝送する信号線 2 が接続されている。また、同様に図示はされていないが、素子 1 の先端（図の手前）には、樹脂系材料（ゴム含む）からなる音響レンズ層や整合層が貼られており、電極側にはバックリング材が貼られている。音響レンズ層は発振する超音波の集束性を良くする。整合層は超音波の発振効率を高める。バックリング材は、振動子を保持する機能を有するとともに、振動子の振動を早く終了させる。

【0034】複数の素子 1 は、それぞれに入力された駆動信号に基づき振動して超音波パルスを被検体に送信し、被検体から反射された超音波パルスを受信して振動することにより検出信号（電気信号）を出力する。

【0035】本発明の 2 次元探触子の超音波検出部には、発振周波数の実質的に異なる素子が配置されている。ここでいう「実質的に異なる」というのは、製造時のばらつきを含まず、本発明の超音波撮像方法の仕様を満たす程度に意図的に差をつけたものを示す。

【0036】本発明の第1の実施の形態に係る超音波検出部の素子の配置について説明する。図3は、超音波検出部を構成する素子の配置の一部を模式的に示す図である。図3に示す超音波検出部11には、発振周波数の異なる素子1a、1bが交互に配置されている。なお、配置方法は、これに限定されるものではなく、様々に変更できる。この実施の形態においては、素子群1aの固有発振周波数は2MHzであり、素子群1bの固有発振周波数は1MHzである。素子群の固有発振周波数は、素子群の材質や厚さを変えること等により自在に設定することが

【0037】この実施の形態においては、固有発振周波数1MHzの素子群1bを送受信に使用して基本波信号（送信信号とほぼ同一の周波数を有する信号）を取得すると同時に、固有発振周波数1MHzの素子群1bの送信信号を固有発振周波数2MHzの素子群1aで受信することにより高調波信号（送信信号に対して約2倍の周波数を有する信号）を取得することができる。また、固有発振周波数2MHzの素子群1aを送受信に使用して基本波信号（送信信号とほぼ同一の周波数を有する信号）を取

【0038】このようにしてエコーの基本波信号及び高調波信号、又は、基本波信号及び分調波信号を同時に受信することができ、図1に示した超音波撮像装置において画像処理することにより、リアルタイムにエコーを3次元画像化できる。

【0039】本発明の第2の実施の形態に係る超音波検出部の素子の配置について説明する。図4は、超音波検出部を構成する素子の配置の一部を模式的に示す図である。図4に示す超音波検出部11には、発振周波数の異なる素子1c、1d、1eが規則的に配置されている。なお、配置方法は、これに限定されるものではなく、様々に変更できる。この実施の形態においては、素子群1cの固有発振周波数は1MHzであり、素子群1dの固有発振周波数は2MHzであり、素子群1eの固有発振周波数は0.5MHzである。

【0040】この実施の形態においては、固有発振周波数1MHzの素子群1cを送受信に使用して基本波信号（送信信号とほぼ同一の周波数を有する信号）を取得すると同時に、固有発振周波数1MHzの素子群1cの送信信号を固有発振周波数2MHzの素子群1dで受信することにより高調波信号（送信信号に対して約2倍の周波数を有する信号）を取得し、さらにそれと同時に、固有発振周波数1MHzの素子群1cの送信信号を固有発振周波数0.5MHzの素子群1eで受信することにより分調波信号（送信信号に対して、約1/2倍の周波数を有する信号）を取得することができる。

*【0041】このようにしてエコーの基本波信号及び高調波信号及び分調波信号を同時に受信することができ、図1に示した超音波撮像装置において画像処理することにより、リアルタイムにエコーを3次元画像化できる。

【0042】本発明の第3の実施の形態に係る超音波検出部の素子の配置について説明する。図5は、超音波検出部を構成する素子の配置の一部を模式的に示す図である。図5に示す超音波検出部11には、発振周波数の異なる素子1f、1g、1hが規則的に配置されている。なお、配置方法は、これに限定されるものではなく、様々に変更できる。この実施の形態においては、素子群1fの固有発振周波数は1MHzであり、素子群1gの固有発振周波数は2MHzであり、素子群1hの固有発振周波数は3.5MHzである。

【0043】この実施の形態においては、固有発振周波数1MHzの素子群1fを送受信に使用して基本波信号（送信信号とほぼ同一の周波数を有する信号）を取得すると同時に、固有発振周波数1MHzの素子群1fの送信信号を固有発振周波数2MHzの素子群1gで受信することにより高調波信号（送信信号に対して約2倍の周波数を有する信号）を取得し、さらにそれと同時に、固有発振周波数1MHzの素子群1fの送信信号を固有発振周波数3.5MHzの素子群1hで受信することにより3次以上の高調波信号（送信信号に対して、約3倍、又は、それ以上の周波数を有する信号）を取得することができる。

【0044】このようにしてエコーの基本波信号及び多次の高調波信号を同時に受信することができ、図1に示した超音波撮像装置において画像処理することにより、リアルタイムにエコーを3次元画像化できる。

【0045】以上図1～図6を参照しつつ、本発明の実施の形態に係る超音波撮像方法等について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、固有発振周波数の実質的に異なる2種類以上の素子を交互に1列で配置した1次元探触子を用いて、リアルタイムにエコーを2次元画像化できる。また、素子の固有発振周波数を様々に設定することにより、様々な周波数を有する分調波を測定することができる。

【0046】

【発明の効果】以上の説明から明らかなように、本発明によれば、発振周波数の異なる素子群を2次元状に組み上げた2次元探触子を用いることにより、エコーの基本波信号、高調波信号、分調波信号をリアルタイムに3次元画像化することもできる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態に係る超音波撮像装置の主要構成を示すシステム図である。

【図2】本実施形態の超音波撮像装置に用いられる超音波探触子の超音波検出部の構成を示す斜視図である。

【図3】超音波検出部を構成する素子の配置の一部を模

式的に示す図である。

【図4】超音波検出部を構成する素子の配置の一部を模式的に示す図である。

【図5】超音波検出部を構成する素子の配置の一部を模式的に示す図である。

【図6】現在用いられている一般的な探触子の構造を模式的に示す図である。(A)は全体の斜視図、(B)は素子群を拡大して示す斜視図である。

【符号の説明】

- 1 素子(素子群)
10 超音波探触子
11 超音波検出部
12 パルス発生回路

*13 デジタル遅延器

14 システム制御部

15 増幅器

16 TGC増幅器

17 A/D変換器

19 デジタルビームフォーマ

21 位相調整部

22 デジタル加算器

24 メモリ

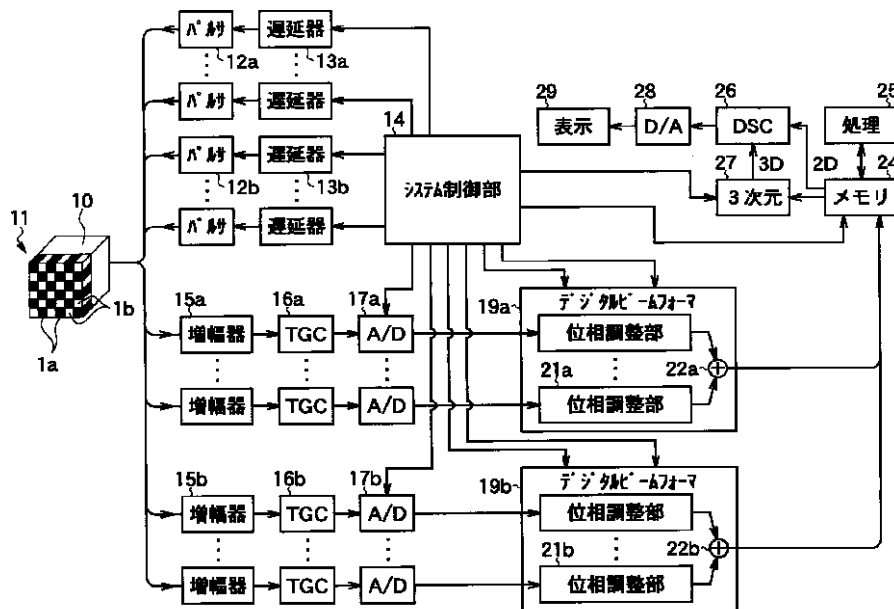
10 25 データ処理部

26 DSC

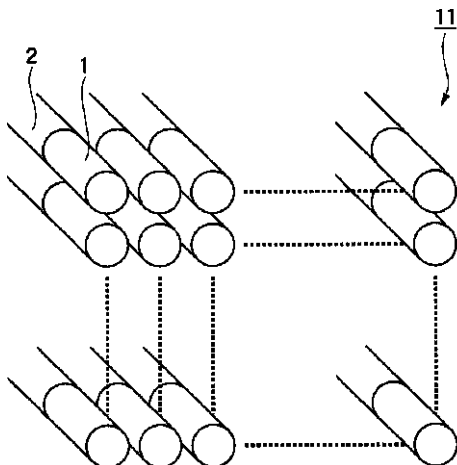
28 D/A変換器

* 29 画像表示部

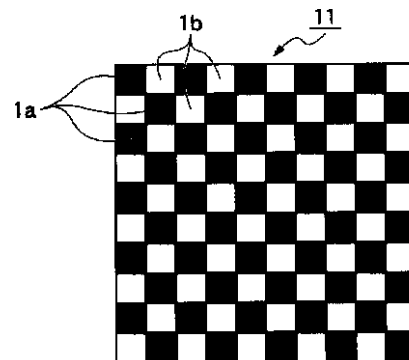
【図1】



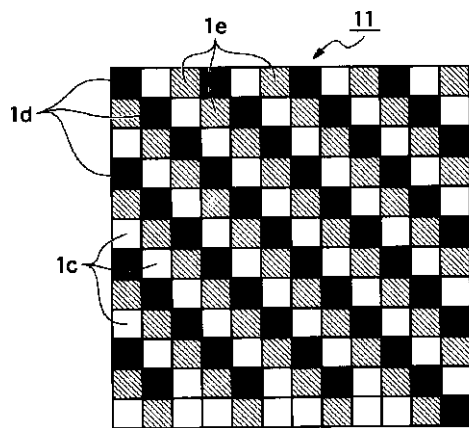
【図2】



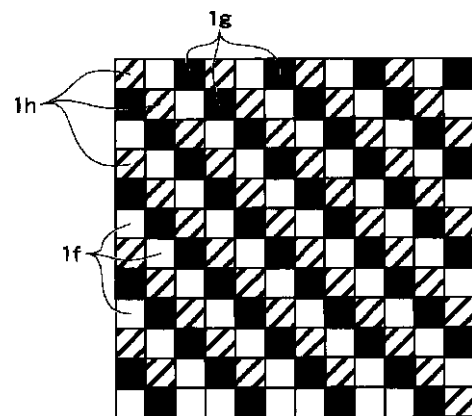
【図3】



【図 4】

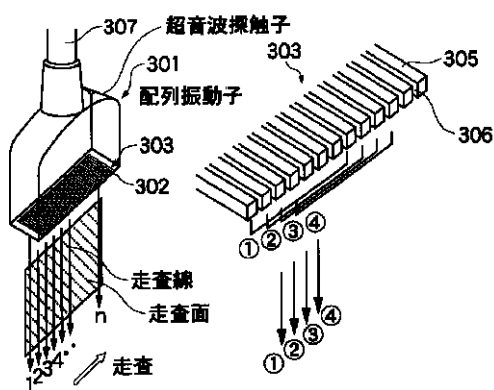


【図 5】



【図 6】

(A) (B)



专利名称(译)	2次元探触子、超音波撮像装置及び超音波撮像方法		
公开(公告)号	JP2002272734A	公开(公告)日	2002-09-24
申请号	JP2001075584	申请日	2001-03-16
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	都築博彦		
发明人	都築 博彦		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB13 4C301/BB22 4C301/EE15 4C301/EE16 4C301/EE17 4C301/GB10 4C301/HH47 4C301/HH48 4C301/JB46 4C301/KK17 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/DE08 4C601/DE12 4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB06 4C601/HH26 4C601/HH35 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/JC31 4C601/KK21 4C601/KK22		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声成像方法等，其能够对回波的基波信号，谐波信号和次谐波信号进行实时三维成像。在超声波换能器11中规则地配置有固有振动频率为1MHz的阵列振子1c，固有振动频率为2MHz的阵列振子1d，以及固有振动频率为0.5MHz的阵列振子1e。在使用阵列换能器1c进行发送和接收以获得基波信号的同时，阵列换能器1d和阵列换能器1e接收该信号，从而可以获得谐波信号和次谐波信号。在超声成像设备中对该信号的图像处理使得能够对回波进行实时三维成像。

