

(51) Int.CI<sup>7</sup>  
 A 6 1 B 8/14  
 B 0 6 B 1/02

識別記号

F I  
 A 6 1 B 8/14  
 B 0 6 B 1/02

テマコード(参考)  
 4 C 3 0 1  
 A 5 D 1 0 7

審査請求 未請求 予備審査請求(全 30数)

(21)出願番号 特願2000 - 620871(P2000 - 620871)  
 (86)(22)出願日 平成12年5月24日(2000.5.24)  
 (85)翻訳文提出日 平成13年1月24日(2001.1.24)  
 (86)国際出願番号 PCT/US00/14495  
 (87)国際公開番号 WO00/072755  
 (87)国際公開日 平成12年12月7日(2000.12.7)  
 (31)優先権主張番号 09/322,748  
 (32)優先日 平成11年5月28日(1999.5.28)  
 (33)優先権主張国 米国(US)  
 (81)指定国 D E , J P

(71)出願人 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー  
 GENERAL ELECTRIC COMPANY  
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタディ、リバーロード、1番  
 (72)発明者 ハイダー、ブルー・ノ・ハンス  
 アメリカ合衆国、12019、ニューヨーク州、  
 ボールストン・レイク、ウエストサイド・  
 ドライブ、64番  
 (74)代理人 弁理士 松本 研一

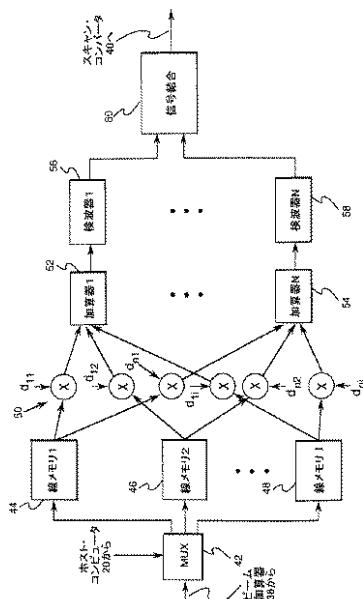
最終頁に続く

(54)【発明の名称】高次の非線形成分による超音波撮像

## (57)【要約】

【課題】 高次の非線形信号成分を用いる生体組織の超音波撮像のための方法及び装置を提供する。

【解決手段】 1つの超音波線が異なる励起レベルにおいて取得される。この取得は、同一のビーム形成パラメータを用いるが励起レベルを変化させながら複数( I )回にわたって繰り返される。送信された波形の全てが非線形的に歪むが、歪みの程度は励起レベルに依存し、これにより、受信されたエコー信号を適正に組み合わせることにより個々の非線形信号成分を抽出することが可能になる。推定モデルの次数及び励起レベルに依存した予備算出された推定行列がコンピュータ・メモリに記憶され、該推定行列を用いて関心のある非線形信号成分を算出する。実時間計算は、受信されるエコー信号の線形結合までに簡略化される。n次の非線形信号成分にのみ関心がある場合には、計算負荷の更なる軽減を達成することができる。



**【特許請求の範囲】**

【請求項1】 物体を撮像する方法であって、

第1回乃至第I回の送信ファイアリング時に1つの送信焦点位置に集束した波動エネルギーを送信する工程であって、ここで $I > 1$ であり、前記第1回乃至第I回の送信ファイアリングのいずれも同じ励起レベルを有していない送信工程と、

前記第1回乃至第I回の送信ファイアリングにおいて送信され前記物体から帰投した波動エネルギーを変換して、第1乃至第Iの組の受信信号をそれぞれ形成する変換工程と、

前記第1乃至第Iの組の受信信号をビーム形成して、受信走査線に沿って取得された音波データを含んでいる第1乃至第Iの受信ベクトルをそれぞれ形成するビーム形成工程と、

前記第1乃至第Iの受信ベクトルに対してそれぞれ第1乃至第Iの推定加重係数を適用して、第1乃至第Iの加重された受信ベクトルをそれぞれ形成する加重工程であって、前記第1乃至第Iの推定加重係数は、前記第1乃至第Iの加重された受信ベクトルが加算されたときに第1の信号成分を強調するように選択されており、該第1の信号成分は3又はこれよりも大きい次数の非線形信号成分である、加重工程と、

前記第1乃至第Iの加重された受信ベクトルを加算して、前記第1の信号成分を含んでいる第1の加算された受信ベクトルを形成する加算工程と、

前記第1の加算された受信ベクトルを処理して、前記第1の加算された受信ベクトルの関数として画像表示データを形成する処理工程と、

前記画像表示データを表示する工程と、  
を含んでいる方法。

【請求項2】 前記処理工程は、前記第1の加算された受信ベクトルを検波する工程を含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項3】 前記第1乃至第Iの受信ベクトルに対して第(I+1)乃至第2Iの推定加重係数をそれぞれ適用して、第(I+1)乃至第2Iの加重された受信ベクトルをそれぞれ形成する加重工程であって、前記第(I+1)乃至第2Iの推定加重係数は、前記第(I+1)乃至第2Iの加重された受信ベクトル

が加算されたときに第2の信号成分を強調するように選択されており、該第2の信号成分は前記第1の信号成分の前記次数と異なる次数を有する加重工程と、前記第(I+1)乃至第2Iの加重された受信ベクトルを加算して、前記第2の信号成分を含んでいる第2の加算された受信ベクトルを形成する加算工程と、を更に含んでおり、

前記処理工程は、第1及び第2の検波された受信信号をそれぞれ形成するよう前記第1及び第2の加算された受信ベクトルを検波する工程と、少なくとも前記第1及び第2の検波された受信信号を結合して、結合された受信信号を形成する結合工程とを含んでおり、

前記画像表示データは前記結合された受信信号の関数である請求項1に記載の方法。

【請求項4】 前記結合工程は、

前記第1及び第2の検波された受信信号に対して第1及び第2の信号結合加重係数をそれぞれ適用して、第1及び第2の加重された受信信号を形成する工程と、

前記第1及び第2の加重された受信信号を加算する工程と、を含んでいる請求項3に記載の方法。

【請求項5】 前記結合工程は、

前記第1及び第2の検波された受信信号に対して第1及び第2の信号結合加重係数をそれぞれ適用して、第1及び第2の加重された受信信号を形成する工程と、

前記結合された受信信号を形成するように、前記第1及び第2の加重された受信信号の比を算出する工程と、

を含んでいる請求項3に記載の方法。

【請求項6】 前記結合工程は、

前記第1及び第2の検波された受信信号に対して第1及び第2の信号結合加重係数をそれぞれ適用して、第1及び第2の加重された受信信号を形成する工程と、

前記結合された受信信号を形成するように、前記第1及び第2の加重された受

信信号を順位フィルタ処理する工程と、  
を含んでいる請求項3に記載の方法。

【請求項7】 前記波動エネルギーは超音波エネルギーで構成されている請求項1に記載の方法。

【請求項8】 電気的起動に応答して波動エネルギーを送信し且つ帰投した波動エネルギーを電気信号へ変換するために多数のトランステューサ素子を含んでいるトランステューサ・アレイと、

該トランステューサ・アレイに結合されていて、第1回乃至第I回の送信ファイアリング時に1つの送信焦点位置に集束した波動エネルギーを送信するために複数の前記トランステューサ素子を起動するようにプログラムされている送信器であって、ここでI>1であり、前記第1回乃至第I回の送信ファイアリングのいずれも同じ励起レベルを有していない、送信器と、

前記第1回乃至第I回の送信ファイアリングにそれぞれ続いて前記トランステューサ・アレイにより出力される受信信号の第1乃至第Iの組をビーム形成して、受信走査線に沿って取得された音波データを含んでいる第1乃至第Iの受信ベクトルを形成するようにプログラムされている受信器と、

前記第1乃至第Iの受信ベクトルに対して第1乃至第Iの推定加重係数をそれぞれ適用して、第1乃至第Iの加重された受信ベクトルをそれぞれ形成する加重手段であって、前記第1乃至第Iの加重係数は、前記第1乃至第Iの加重された受信ベクトルが加算されたときに第1の信号成分を強調するように選択されており、該第1の信号成分は3又はこれよりも大きい次数の非線形信号成分である、加重手段と、

前記第1乃至第Iの加重された受信ベクトルを加算して、前記第1の信号成分を含んでいる第1の加算された受信ベクトルを形成する第1の加算器と、

前記第1の加算された受信ベクトルを処理して、前記第1の加算された受信ベクトルの関数として画像表示データを形成する処理サブシステムと、

前記表示画像データを表示する表示サブシステムと、  
を備えているイメージング・システム。

【請求項9】 前記処理サブシステムは、前記第1の加算された受信ベクト

ルを検波する検波器を含んでいる請求項8に記載のシステム。

【請求項10】 前記第1乃至第Iの受信ベクトルに対して第(I+1)乃至第2Iの推定加重係数をそれぞれ適用して、第(I+1)乃至第2Iの加重された受信ベクトルをそれぞれ形成する加重手段であって、前記第(I+1)乃至第2Iの推定加重係数は、前記第(I+1)乃至第2Iの加重された受信ベクトルが加算されたときに第2の信号成分を強調するように選択されており、該第2の信号成分は前記第1の信号成分の前記次数と異なる次数を有する、加重手段と、

前記第(I+1)乃至第2Iの加重された受信ベクトルを加算して、前記第2の信号成分を含んでいる第2の加算された受信ベクトルを形成する第2の加算器とを更に含んでおり、

前記処理サブシステムは、前記第1及び第2の加算された受信ベクトルを検波して、第1及び第2の検波された受信ベクトルをそれぞれ形成する検波器と、少なくとも前記第1及び第2の検波された受信信号を結合して、結合された受信信号を形成する信号結合器とを含んでおり、

前記画像表示データは前記結合された受信信号の関数である請求項8に記載のシステム。

【請求項11】 前記信号結合器は、

前記第1及び第2の検波された受信信号に対して第1及び第2の信号結合加重係数をそれぞれ適用して、第1及び第2の加重された受信信号を形成する加重手段と、

前記第1及び第2の加重された受信信号を加算する第3の加算器と、  
を含んでいる請求項10に記載のシステム。

【請求項12】 前記信号結合器は、

前記第1及び第2の検波された受信信号に対して第1及び第2の信号結合加重係数をそれぞれ適用して、第1及び第2の加重された受信信号を形成する加重手段と、

前記結合された受信信号を形成するように、前記第1及び第2の加重された受信信号の比を算出する比算出回路と、

を含んでいる請求項10に記載のシステム。

【請求項13】 前記信号結合器は、

前記第1及び第2の検波された受信信号に対して第1及び第2の信号結合加重係数をそれぞれ適用して、第1及び第2の加重された受信信号を形成する加重手段と、

前記結合された受信信号を形成するように、前記第1及び第2の加重された受信信号を順位フィルタ処理する順位フィルタと、

を含んでいる請求項10に記載のシステム。

【請求項14】 多数のトランステューサ素子を含んでいて、電気的起動に応答して波動エネルギーを送信すると共に、帰投した波動エネルギーを電気信号へ変換するトランステューサ・アレイと、

表示画像データを表示する表示モニタと、

以下の工程(1)乃至(6)を実行するようにプログラムされているコンピュータと、を備えたイメージング・システム。

(1) 第1回乃至第I回の送信ファイアリング時に1つの送信焦点位置に集束した波動エネルギーを送信するように前記アレイ内のトランステューサ素子を起動する工程であって、ここで $I > 1$ であり、前記第1回乃至第I回の送信ファイアリングのいずれも同じ励起レベルを有していない、起動工程と、

(2) 前記第1回乃至第I回の送信ファイアリングに続いて前記トランステューサ・アレイにより発生された受信信号の第1乃至第Iの組をビーム形成して、受信走査線に沿って取得された音波データを含んでいる第1乃至第Iの受信ベクトルをそれぞれ形成する工程と、

(3) 前記第1乃至第Iの受信ベクトルに対して第1乃至第Iの推定加重係数をそれぞれ適用して、第1乃至第Iの加重された受信ベクトルをそれぞれ形成する加重工程であって、前記第1乃至第Iの推定加重係数は、前記第1乃至第Iの加重された受信ベクトルが加算されたときに第1の信号成分を強調するように選択されており、該第1の信号成分は3又はこれよりも大きい次数の非線形信号成分である、加重工程と、

(4) 前記第1乃至第Iの加重された受信ベクトルを加算して、前記第1の信

号成分を含んでいる第1の加算された受信ベクトルを形成する加算工程と、  
(5) 前記第1の加算された受信ベクトルを処理して、前記第1の加算された受信ベクトルの関数である画像表示データを形成する処理工程と、  
(6) 前記画像表示データを前記表示モニタへ送る工程。

【請求項15】 前記コンピュータは、

前記第1乃至第Iの受信ベクトルに対して第(I+1)乃至第2Iの推定加重係数をそれぞれ適用して、第(I+1)乃至第2Iの加重された受信ベクトルをそれぞれ形成する加重工程であって、前記第(I+1)乃至第2Iの推定加重係数は、前記第(I+1)乃至第2Iの加重された受信ベクトルが加算されたときに第2の信号成分を強調するように選択されており、該第2の信号成分は前記第1の信号成分の前記次数と異なる次数を有する、加重工程と、

前記第(I+1)乃至第2Iの加重された受信ベクトルを加算して、前記第2の信号成分を含んでいる第2の加算された受信ベクトルを形成する加算工程と、  
を実行するように更にプログラムされており、

前記処理工程は、第1及び第2の検波された受信信号をそれぞれ形成するよう  
に、前記第1及び第2の加算された受信ベクトルを検波する工程と、少なくとも  
前記第1及び第2の検波された受信信号とを結合して、結合された受信信号を形  
成する結合工程とを含んでおり、

前記画像表示データは前記結合された受信信号の関数である請求項14に記載  
のシステム。

【請求項16】 前記結合工程は、

前記第1及び第2の検波された受信信号に対して第1及び第2の信号結合加重  
係数をそれぞれ適用して、第1及び第2の加重された受信信号を形成する工程と  
、

前記第1及び第2の加重された受信信号を加算する工程と、  
を含んでいる請求項15に記載のシステム。

【請求項17】 前記結合工程は、

前記第1及び第2の検波された受信信号に対して第1及び第2の信号結合加重  
係数をそれぞれ適用して、第1及び第2の加重された受信信号を形成する工程と

、  
前記結合された受信信号を形成するように、前記第1及び第2の加重された受信信号の比を算出する工程と、  
を含んでいる請求項15に記載のシステム。

【請求項18】 前記結合工程は、  
前記第1及び第2の検波された受信信号に対して第1及び第2の信号結合加重係数をそれぞれ適用して、第1及び第2の加重された受信信号を形成する工程と  
、

前記結合された受信信号を形成するように、前記第1及び第2の加重された受信信号を順位フィルタ処理する工程と、  
を含んでいる請求項15に記載のシステム。

【請求項19】 多数のトランステューサ素子を含んでいて、電気的起動に応答して波動エネルギーを送信すると共に、帰投した波動エネルギーを電気信号へ変換するトランステューサ・アレイと、

表示画像データを表示する表示モニタと、  
以下の工程(1)乃至(5)を実行するようにプログラムされているコンピュータと、を備えたイメージング・システム。

(1) 第1回乃至第I回の送信ファイアリング時に1つの送信焦点位置に集束した波動エネルギーを送信するように前記アレイ内のトランステューサ素子を起動する起動工程であって、ここで  $I > 1$  であり、前記第1回乃至第I回の送信ファイアリングのいずれも同じ励起レベルを有さない、起動工程と、

(2) 前記第1回乃至第I回の送信ファイアリングに続いて前記トランステューサ・アレイにより発生された受信信号の第1乃至第Iの組をビーム形成して、受信走査線に沿って取得された音波データを含んでいる第1乃至第Iの受信ベクトルをそれぞれ形成する工程と、

(3) 前記第1乃至第Iの受信ベクトルに対して推定行列変換を適用して、推定された受信信号を形成する変換工程であって、該推定行列変換は、前記推定された受信信号内の非線形信号成分を強調するように選択されている1組の加重係数を含んでおり、前記非線形信号成分は3又はこれよりも大きい次数を有する、

変換工程と、

(4) 前記推定された受信信号を処理して、前記推定された受信ベクトルの関数として画像表示データを形成する処理工程と、

(5) 前記画像表示データを前記表示モニタへ送る工程。

【請求項20】 前記推定行列変換は、

$$x(t) = B^T (B B^T)^{-1} s(t)$$

により与えられる最小ノルム解から導出される請求項19に記載のシステム。

【請求項21】 前記推定行列変換は、

$$x(t) = (B^T B)^{-1} B^T s(t)$$

により与えられる最小自乗解から導出される請求項19に記載のシステム。

【請求項22】 多数のトランステューサ素子を含んでいて、電気的起動に応答して波動エネルギーを送信すると共に、帰投した波動エネルギーを電気信号へ変換するトランステューサ・アレイと、

表示画像データを表示する表示モニタと、

以下の工程(1)乃至(7)とを実行するようにプログラムされているコンピュータとを備えたイメージング・システム。

(1) 第1回乃至第I回の送信ファイアリング時に1つの送信焦点位置に集束した波動エネルギーを送信するように前記アレイ内のトランステューサ素子を起動する工程であって、ここで  $I > 1$  であり、前記第1回乃至第I回の送信ファイアリングのいずれも同じ励起レベルを有さない、起動工程と、

(2) 前記第1回乃至第I回の送信ファイアリングに続いて前記トランステューサ・アレイにより発生された受信信号の第1乃至第Iの組をビーム形成して、受信走査線に沿って取得された音波データを含んでいる第1乃至第Iの受信ベクトルをそれぞれ形成する工程と、

(3) 第1乃至第Nの推定された受信信号を形成するように、前記第1乃至第Iの受信ベクトルに対して推定行列変換を適用して、第1乃至第Nの推定された受信信号を形成する変換工程であって、 $N > 1$  であり、前記推定行列変換は、前記第1乃至第Nの推定された受信信号内の前記第1乃至第Nの信号成分をそれぞれ強調するように選択されている1組の加重係数を含んでおり、前記第1乃至第

Nの信号成分のうち少なくとも1つの信号成分が3又はこれよりも大きい次の非線形信号成分である、変換工程と、

(4) 前記第1乃至第Nの推定された受信信号を検波して、第1乃至第Nの検波された受信信号を形成する工程と、

(5) 前記第1乃至第Nの検波された受信信号を結合して、結合された受信信号を形成する結合工程と、

(6) 前記結合された受信信号を処理して、前記結合された受信ベクトルの関数として画像表示データを形成する処理工程と、

(7) 前記画像表示データを前記表示モニタへ送る工程。

【請求項23】 前記推定行列変換は、

$$x(t) = B^T (B B^T)^{-1} s(t)$$

により与えられる最小ノルム解から導出される請求項22に記載のシステム。

【請求項24】 前記推定行列変換は、

$$x(t) = (B^T B)^{-1} B^T s(t)$$

により与えられる最小自乗解から導出される請求項22に記載のシステム。

【請求項25】 前記結合工程は、

前記第1乃至第Nの検波された受信信号に対して第1乃至第Nの信号結合加重係数をそれぞれ適用して、第1乃至第Nの加重された受信信号を形成する工程と

、

前記第1乃至第Nの加重された受信信号を加算する工程と、  
を含んでいる請求項22に記載のシステム。

【請求項26】 前記結合工程は、

前記第1乃至第Nの検波された受信信号に対して第1乃至第Nの信号結合加重係数をそれぞれ適用して、第1乃至第Nの加重された受信信号を形成する工程と

、

前記結合された受信信号を形成するように、前記第1乃至第Nの加重された受信信号のうちの1つの対の比を算出する工程と、  
を含んでいる請求項22に記載のシステム。

【請求項27】 前記結合工程は、

前記第1乃至第Nの検波された受信信号に対して第1乃至第Nの信号結合加重係数をそれぞれ適用して、第1乃至第Nの加重された受信信号を形成する工程と

、

前記結合された受信信号を形成するように、前記第1乃至第Nの加重された受信信号を順位フィルタ処理する工程と、

を含んでいる請求項22に記載のシステム。

**【発明の詳細な説明】****【0001】****【発明の分野】**

本発明は一般的には、医療診断の目的での人体の解剖学的構造の超音波撮像に関する。より具体的には、本発明は高調波撮像（ハーモニック・イメージング）のための方法及び装置に関する。

**【0002】****【発明の背景】**

従来の超音波スキャナは、ピクセルの輝度がエコー反射の強度に基づいているような組織の2次元Bモード画像を形成する。エコー反射信号は、基本信号成分と高調波信号成分との組み合わせとなっており、前者の成分は送信されたパルスの直接のエコーであり、後者の成分は有限振幅の超音波伝播によって組織等の非線形媒体において発生されている。

**【0003】**

近年までは、医用超音波は線形の撮像過程であると考えられていた。波動の伝播経路に沿った高調波信号の発生は障害であると捉えられていた。高調波信号の作用は、音波のパワー測定に困難を生じ、異常なエネルギー吸収パターンを生成することに限定されていた。しかしながら、最近になって、組織の高調波撮像は、他の方法では困難な撮像状況において画質を高め得る能力のため大きな関心を呼んでいる。しばしば、トランステューサと皮下層との間を往復する低振幅低周波数の波動から生ずるクラッタによって画像が見づらくなる。これらのクラッタ成分は相対的に高次の高調波を生じない（少なくとも有意の水準までは）ので、基本周波数がフィルタ除去されるとクラッタ成分は画像に現われなくなる。

**【0004】**

組織の高調波撮像を行なう一つの公知の具現化形態では、帯域通過フィルタを用いて基本周波数から第2高調波を分離する。送信信号が $f_0$ を中心とすると仮定すると、受信フィルタは $2f_0$ を中心とする。この方法は、画質を高めるが、具現化上の重大な困難を伴う。受信フィルタのレンジ内に有意の（線形）信号成分を発生しないような送信波形を設計するためには格別の注意を払わなければな

らない。この設計要件には、マルチレベル・パルサを用いると実効的に対処することができる。第2高調波撮像での最大の問題点は、帯域幅要件である。送信信号が周波数  $f_0$  を帯域幅  $B$  ( すなわち  $f_0 \pm B/2$  ) で有すると仮定すると、周波数レンジ  $2f_0 \pm B$  をカバーする受信フィルタが必要になる。従って、イメージング・システムは  $f_0 - B/2$  から  $2f_0 + B$  までの通過帯域を設けなければならない。殆どの超音波トランスデューサはこの帯域幅をサポートすることが可能でないので、大きな損失が生ずる。送信帯域を相対的に低い遮断領域へシフトさせると、結果として送信効率が低下する。パルサのエネルギーの殆どが熱エネルギーへ変換されて、達成可能な音波出力エネルギーがトランスデューサの加熱によって制限される。同様に、受信フィルタを相対的に高い遮断領域へシフトさせると、結果として感度が低下する。加えて、反射した第2高調波エコーは、周波数依存性の減衰のため相対的に高い減衰を蒙る。これらの影響が組み合わさって、第2高調波撮像の感度が低下する。

#### 【0005】

第2高調波に漏れる送信エネルギーに関連する問題点を回避するために、反対の極性を有する2つのパルスを各々の超音波線毎に送信して、結果として生ずるエコー信号を加算する超音波撮像の方法が考案されている。極性が反対であるため、線形の信号成分は相殺するが、第2高調波信号成分は加算される。このようにして、周波数フィルタを用いずに第2高調波信号と基本信号成分とを分離することができる。しかしながら、第2高調波信号成分は相対的に高い周波数レンジで生ずるので、帯域幅要件は同じままである。同様に、やはり2つの送信パルスを用いる他の方法に、異なる振幅を有する2つの送信パルスを送るものがある。基本信号成分を相殺するために、エコー信号は加重されて減算される。

#### 【0006】

##### 【発明の概要】

診断用超音波撮像において、異なる組織の種別を明瞭に差別化することが可能な態様でパラメトリック高調波撮像が行なわれる。この方法はまた、向上した信号対雑音比 ( S N R ) を有する画像を形成すると共に、イメージング・システムに対して比較的厳しくない帯域幅要件を課す。好適実施例によれば、2次よりも

高次の非線形信号成分、好ましくは3次の非線形信号成分が用いられる。奇数次の非線形成分は基本周波数において混成積を生ずるので、これらの成分の受信は、従来の（線形）撮像よりも広い帯域幅を要求することがない。

#### 【0007】

好適実施例によれば、1つの超音波線が異なるレベルの送信電圧において取得される。取得は、同一のビーム形成パラメータを用いるが励起レベルを変化させながらI回にわたって繰り返される。ここで用いられる場合には、「励起レベル」という術語は、励起振幅及び/又は励起位相を意味する。送信された波形の全てが非線形的に歪むが、歪みの程度は励起レベルに依存する。これにより、受信されたエコー信号を適正に結合することにより個々の非線形信号成分を抽出することが可能になる。

#### 【0008】

本発明の好適実施例によれば、予備算出された推定行列がコンピュータ・メモリに記憶され、該推定行列を用いて関心のある非線形信号成分を算出する。予備算出される推定行列は、推定モデルの次数及び励起レベルに依存する。実時間計算は、受信されるエコー信号の線形結合までに簡略化される。n次の非線形信号成分にのみ関心がある場合には、計算負荷の更なる軽減を達成することができる。この場合には、推定行列の第n行を評価するだけでよい。

#### 【0009】

超音波画像の単一の表示ベクトルを形成するためには、異なる励起レベルを有するI個のパルス  $p_i(t)$  [ここで、 $i = 1, 2, \dots, I$ ] が相次いで送信されて、各回の送信後の反射エコーがビーム形成されて記憶される。ビーム形成された送信ベクトルに沿った各々の時刻  $t$  について、対応するデータ・ベクトル  $s(t) = [s_1(t), s_2(t), \dots, s_I(t)]$  が形成されて、予備算出されている推定行列に乗算されて、推定された非線形応答パラメータを得る。次いで、各々の関心のある非線形成分について推定されたパラメータがそれぞれの包絡線検波器へ送られる。

#### 【0010】

最も単純な例では、表示されるベクトルは、単一の推定された非線形応答パラ

メータ、例えば、3次の非線形応答パラメータの関数となる。代替的には、表示されるベクトルは、推定された非線形応答パラメータのうち2つ又はこれよりも多いパラメータの関数となる。本発明の好適実施例によれば、推定された非線形応答パラメータが画像表示のために結合され、この結合は、2つの非線形応答パラメータの比を形成するか、2つ若しくはこれよりも多い推定された非線形応答パラメータの任意の線形関数若しくは非線形関数を形成するか、又は非線形応答パラメータに加重した後に、所定の振幅順位を有する加重付きパラメータを用いるかのいずれかにより行なわれる。また、非線形応答パラメータの複数の異なる関数を用いて各々のピクセルの色及び強度を変調させたカラー画像を利用してよい。

### 【0011】

#### 【好適実施形態の詳細な説明】

図1には、典型的な従来のディジタル式実時間超音波イメージング・システムが全体的に示されている。この超音波イメージング・システムは、別個に駆動される複数のトランステューサ素子12を有するトランステューサ・アレイ10を含んでおり、トランステューサ素子12の各々が、送信器14によって発生されるパルス波形によってエネルギーを与えられると超音波エネルギーのバーストを発生する。被検体から反射されてトランステューサ・アレイ10に帰投した超音波エネルギーは、受信を行なう各々のトランステューサ素子12によって電気信号へ変換されて、一組の送受信(T/R)スイッチ18を介して受信器16に別個に印加される。送信器14及び受信器16は、操作者による命令(コマンド)に応答するホスト・コンピュータ20の制御下で動作する。ホスト・コンピュータ20は、中央処理ユニットと付設されているメモリとを含んでいる。完全な1回の走査は一連のエコーを取得することにより実行され、このときには、送信器14が瞬間にONにゲート制御されて各々のトランステューサ素子12にエネルギーを与え、各々のトランステューサ素子12によって発生された後続のエコー信号が受信器16に印加される。1つのチャネルは、他のチャネルがまだ送信している間に受信を開始してもよい。受信器16は、各々のトランステューサ素子からの別個のエコー信号を合計して单一のエコー信号を発生し、この单一のエコー信号

を用いて表示サブシステム22のモニタ上で画像の1つの線を形成する。

#### 【0012】

各々のトランステューサ素子によって送信される基本波形は、送信系列メモリ26に記憶されているディジタルの送信系列によって決定される。送信アーチャ内に位置する各々のトランステューサ素子12は、それぞれのバイポーラ・パルサ24が送信系列メモリ26から当該パルサへ供給されるそれぞれの送信系列に応答して発生するパルス波形によってパルス駆動される。各々の送信系列の「+1」及び「-1」の要素はバイポーラ・パルサ24によって反対の位相を有するパルスへ変換される一方、「0」の要素は無パルスに対応する。励起パルス波形の位相は送信系列によって決定される。

#### 【0013】

ホスト・コンピュータ20の指令下で、送信器14は、超音波エネルギーが指向性集束ビームとして送信されるようにトランステューサ・アレイ10を駆動する。集束を達成するために、送信集束遅延サブシステム28によってバイポーラ・パルサ24に対してそれぞれの時間遅延が付与される一方で、それぞれのパルス振幅は送信レベル制御サブシステム30によって設定される。ホスト・コンピュータ20は、音波パルスが送信される際の条件を決定する。この情報によって、送信集束遅延及び送信レベル制御は、パルサ24によって発生されるべき送信パルスの各々についてのタイミング及び振幅をそれぞれ決定する。パルサ24は続いて、トランステューサ・アレイ10の素子12の各々に対してT/Rスイッチ18を介して送信パルスを送る。送信集束時間遅延を従来の態様で適当に調節することにより、超音波ビームを送信焦点位置に指向させ集束させることができる。本発明の好適実施例によれば、同じ送信系列及び同じ送信集束時間遅延を用いるが、異なる送信励起レベルを用いて、2つ又はこれよりも多いビームを各々の送信焦点位置に集束させる。

#### 【0014】

超音波エネルギーの各々のバーストによって発生されるエコー信号は、各々の超音波ビームに沿って連続したレンジ(距離)に位置する物体から反射している。反射点と各々のトランステューサ素子との間の伝播経路に差があるので、エコー

信号は同時には検出されず、また、エコー信号の振幅は等しくならない。各回の送信毎に、トランステューサ素子12からのエコー信号は受信器のそれぞれの受信チャネル32へ供給される。ホスト・コンピュータ20の指令下で、受信器は送信されたビームの方向を追跡する。受信器内のサブシステム34が、受け取ったエコー信号に対して適正な受信集束時間遅延34を付与する。時間遅延を付与された受信信号は、各回の送信ファイアリング毎に受信ビーム加算器36において加算されて、超音波ビームに沿った特定のレンジに位置する点から反射した全超音波エネルギーを正確に指示するエコー信号を形成する。受信チャネルはまた、受信されたパルスをフィルタ処理するためのサーキットリを有している。

#### 【0015】

従来のシステムにおいては、ビーム加算された受信信号は帯域通過フィルタ処理された後に、信号プロセッサ又は検波器38へ供給され得る。帯域通過フィルタ(図示されていない)は、所望の信号成分を通過させる。検波器38は、帯域通過フィルタ処理後の受信信号を表示データへ変換する。Bモード(グレイ・スケール)では、帯域通過フィルタ処理後の受信信号は、エッジ強調及び対数圧縮のような何らかの追加処理を施した信号の包絡線となっている。スキャン・コンバータ40が、検波器38から表示データを受け取って、このデータを表示に望ましい画像へ変換する。具体的には、スキャン・コンバータ40は、音波画像データを極座標(R-θ)のセクタ型フォーマット又はデカルト座標のリニア型フォーマットから、適当にスケーリングされたビデオ・レートのデカルト座標の表示ピクセル・データへ変換する。次いで、これらの走査変換(スキャン・コンバート)された音波データは、表示サブシステム22に組み込まれているビデオ・プロセッサによって処理されて、表示システムのモニタ上での表示用に形成され、これにより、信号の包絡線の時間変化する振幅をグレイ・スケールとして画像化する。

#### 【0016】

本発明の好適実施例によれば、図1に示す検波器38が、図2に示す形式の信号処理回路によって置き換えられる。加えて、ホスト・コンピュータ20は、イメージング・システムの各構成要素を制御してマルチ送信式パラメトリック高調

波撮像を行なうようにプログラムされる。

### 【0017】

好適実施例の動作について述べると、1つの超音波線が様々な励起レベルにおいて取得される。取得は、同一のビーム形成パラメータを用いるが励起レベルを変化させながら1回にわたて繰り返される。送信された波形の全てが非線形的に歪むが、歪みの程度は励起レベルに依存する。次いで、受信されたエコー信号を適正に結合することにより、所望の非線形信号成分が抽出される。

### 【0018】

パルスの歪みは、次の形態のテイラー級数によって記述することができる。

### 【0019】

#### 【数1】

$$f(p) = a_1 p + a_2 p^2 + \dots + a_n p^n = \sum_{n=1}^n a_n p^n \quad (1)$$

### 【0020】

ここで、 $f(p)$  は反射したエコー信号であり、 $p$  は送信された波形である。線形の形態では、 $a_1$  を除く全ての係数がゼロとなる。

### 【0021】

好適実施例によれば、1回の送信を用いてN個のパラメータ  $a_n$  (ここで、 $n = 1, 2, \dots, N$ ) を推定する。1個の送信されるパルスは次の式によって与えられる。

### 【0022】

$$p_i(t) = b_i p_0(t) \quad (2)$$

ここで、 $i = 1, 2, \dots, I$  であり、 $b_i$  は  $I$  個の一意の複素数であり、 $b_i$  の振幅及び位相は励起波形の振幅及び位相をそれぞれ画定しており、 $p_0(t)$  はパルス・テンプレート (すなわち基本パルス) である。 $p_0(t)$  の具体的な形状は本発明の方法には関係しないが、本発明の方法の動作をロバストにするためには係数  $b_i$  の適正な選択が必要となる。

## 【0023】

点目標から受信されたエコー信号は、次の式としてモデル化することができる

。

## 【0024】

## 【数2】

$$s_i(t) = \sum_{n=1}^N a_n b_i^n p_0^n(t) + \varepsilon_i(t) \quad (3)$$

## 【0025】

ここで、 $i = 1, 2, \dots, I$  であり、 $N$  はモデルの次数であり、 $\varepsilon_i(t)$  は雑音である。雑音項は熱雑音を含んでいると共に、式(3)には含まれていない高調波応答信号、すなわち、

## 【0026】

## 【数3】

$$\sum_{k=M+1}^{\infty} a_k p_0^k$$

## 【0027】

をも含んでいる。すると、式(3)を行列の表記法で次のように書くことができる。

## 【0028】

## 【数4】

$$\begin{aligned}
 s(t) &= \begin{bmatrix} b_1 & b_1^2 & \cdots & b_1^N \\ b_2 & b_2^2 & \cdots & b_2^N \\ \vdots & \ddots & \ddots & \vdots \\ b_I & b_I^2 & \cdots & b_I^N \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 p_0 \\ a_2 p_0^2 \\ \vdots \\ a_N p_0^N \end{bmatrix} + \varepsilon(t) \\
 &= B \begin{bmatrix} a_1 p_0 \\ a_2 p_0^2 \\ \vdots \\ a_N p_0^N \end{bmatrix} + \varepsilon(t)
 \end{aligned} \tag{4}$$

## 【0029】

B は I 個の励起レベルに対応して I 行、及び非線形モデルの次数を示す N 列を有する。

## 【0030】

本発明の好適実施例によれば、個々の成分  $a_n p_0^n (t)$  が推定される。一般的には、未知量  $a_n p_0^n (t)$  を既知の量 B 及び  $s(t)$  によって得るために、式 (4) を逆行列へ変換することができる。このことを達成する一つの方法は最小自乗法又は最小ノルム法を用いるものである。 $a_n p_0^n (t)$  の推定値を  $x_n (t)$  と定義すると、 $N > 1$  であるならば、

$$x(t) = B^T (B B^T)^{-1} s(t) \tag{5}$$

によって与えられる最小ノルム解を用いることができる。他の場合には、

$$x(t) = (B^T B)^{-1} B^T s(t) \tag{6}$$

によって与えられる最小自乗解を用いてもよい。

## 【0031】

式 (5) 及び (6) は、測定値 (受信されたエコー信号)  $s(t)$  を推定される非線形成分へ写像する。一般的には、推定をよりロバストにするためには、少なくとも未知数と同じだけ多数回の送信 (I N) が用いられる。推定行列 (式 (5) の  $B^T (B B^T)^{-1}$  又は式 (6) の  $(B^T B)^{-1} B^T$ ) は予め算出されてコンピュータ・メモリに記憶されており、また、推定行列は推定モデルの次数及び励起レベルに依存する。実時間計算は、受信されるエコー信号  $s(t)$  の線形結

合までに簡略化される。n次の非線形信号成分にのみ関心がある場合には、計算負荷の更なる軽減を達成することができる。この場合には、第n行を評価するだけでよい。

### 【0032】

特に関心のあるのがN=3の場合であり、すなわち3次の非線形成分を抽出する場合である。奇数次数の非線形成分は、これらの成分の混成積のうち1つが送信中心周波数 $f_0$ を中心とするという特性を有する。トランスデューサの送信帯域の中心になるように $f_0$ を選択し、次いで、やはり $f_0$ において3次の混成積のうち1つを受け取ることができる。この混成積の帯域幅は送信帯域幅の3倍の広さがあるが、（第2高調波撮像の場合のような） $f_0$ の倍数における成分よりも遙かに容易に受信することができる。

### 【0033】

この特性のため、非線形撮像は、極端に広いトランスデューサ帯域幅の必要性なくして達成される。有利なこととして、 $f_0$ において受信される信号は、第2高調波撮像で問題となっているような周波数依存性の減衰の増大を蒙らない。従って、トランスデューサ遮断周波数の変化に対するロバスト性を高めると共に、相対的に高い撮像感度を達成することができる。

### 【0034】

信号処理サブシステムの形態での本発明の好適実施例を図2に全体的に示す。図2の信号処理サブシステムは、図1に示す超音波イメージング・システム内の検波器38の代わりに設置され得る。各回の送信についてのビーム加算された受信信号は、ホスト・コンピュータの制御下で動作するマルチプレクサ42へ供給される。第1の励起レベルでの第1回の送信から生ずる第1のビーム加算された受信信号 $s_1(t)$ は、ホスト・コンピュータによって第1のマルチプレクサ状態に設定されているマルチプレクサ42によって第1の線メモリ44に入るように切り換えられる。第2の励起レベルでの第2回の送信から生ずる第2のビーム加算された受信信号 $s_2(t)$ は、ホスト・コンピュータによって第2のマルチプレクサ状態に設定されているマルチプレクサ42によって第2の線メモリ46に入るように切り換えられる。この過程が1回の送信の各回毎に繰り返されて、

第 I のビーム加算された受信信号  $s_1(t)$  が第 I の線メモリ 48 に記憶される。パルス波形の励起レベルを送信から送信にかけて変化させて、2 回の送信の両方ともが同じ励起レベルを有するようになる。I 個の受信信号  $s_1(t)$  乃至  $s_n(t)$  の全てが取得されて記憶された後に、これらの受信信号は予め算出されている推定行列に乗算される。推定行列の加重係数は図 2 の文字  $d_{n_i}$  によって表わされており、ここで、下付き文字の  $n$  は行列の行を示しており、下付き文字の  $i$  は行列の列を示している。加重係数  $d_{n_i}$  はコンピュータ・メモリに記憶されており、ホスト・コンピュータによって乗算器列 50 へ供給される。各々の受信信号が、推定行列のそれぞれの行の加重係数に乗算されて、N 個の積を形成し、次いで、これらの積はそれぞれの加算器へ送られる。単純化のために、図 2 は第 1 の加算器 52 及び第 N の加算器 54 のみを示している。各々の加算器が I 個から成る 1 組の積を加算する。例えば、 $i = 3$  及び  $n = 2$  である場合には、加算器 52 は和  $d_{11}s_1(t) + d_{12}s_2(t) + d_{13}s_3(t)$  を生成する一方、加算器 54 は和  $d_{21}s_1(t) + d_{22}s_2(t) + d_{23}s_3(t)$  を生成する。各々の加算器の出力信号はそれぞれの検波器（例えば、包絡線検波器）へ送られる。単純化のために、図 2 は第 1 の検波器 56 及び第 N の検波器 58 のみを示している。推定行列の好適実施例によれば、各々の検波器がそれぞれの検波された信号を発生し、各々の検波された信号のうちのかなりの部分がそれぞれの非線形信号成分を含んでいる。撮像に 1 つの非線形信号成分（例えば、3 次の非線形成分）のみを用いることにするのであれば、1 つの検波器しか必要でない。2 つ又はこれよりも多い非線形信号成分を結合することにするのであれば、同等の数の検波器が必要になる。前者の例では、検波器の出力信号はスキャン・コンバータへ直接送られる。後者の例では、検波器の出力信号は信号結合回路 60 において結合されて、次いで、従来の態様で走査変換され、ビデオ処理されて表示される。

### 【0035】

図 3 に示す本発明の一つの好適実施例によれば、信号結合回路は N 個の乗算器から成る列で構成されており、各々の乗算器が、N 個の検波器のうちそれぞれの 1 つの検波器の出力信号と、ホスト・コンピュータによって供給されるそれぞれ

の加重係数  $w_n$  とを受け取る。ここでも、単純化のために、図面には第1の乗算器 62 及び第Nの乗算器 64 のみを示している。乗算器のそれぞれの積は加算器 66 によって加算されて、加算器の出力信号がスキャン・コンバータへ送られる。推定行列の加重係数  $d_{n,i}$  及び信号結合回路 60 によって適用される加重係数  $w_n$  は、相対的に高次の非線形撮像を達成するように、すなわち次数が3又はこれよりも大きい少なくとも1つの非線形信号成分を用いるように、選択されることを理解されたい。

#### 【0036】

信号結合回路の更なる好適実施例を図4に示す。この実施例では、乗算器の出力信号は順位フィルタ 68 へ供給され、順位フィルタ 68 は、任意の所与の瞬間ににおいて、順位Kの振幅を有する乗算器の出力信号のみを通過させる。尚、Kの値はホスト・コンピュータによって順位フィルタ 68 へ供給される。例えば、K = 1 であるならば、最大の振幅を有する乗算器の出力信号が任意の所与の瞬間にスキャン・コンバータへ通される。このようにして、表示画像内の所与の線を、例えば、線形信号成分及び3次の非線形信号成分、又は2次の非線形信号成分及び3次の非線形信号成分等のように、異なる次数を有する信号成分に基づく受信ベクトルのセグメントで構成することができる。順位フィルタ処理は、スペックルを減少させるために用いることができる。代替的には、任意の所与の瞬間に中位の振幅を有する乗算器出力信号を通過させるようにKを選択する、すなわち  $K > 1$  とすることもできる。中位の振幅を有する信号は、最大振幅を有する信号を採用することを回避すべきである場合、例えば、最大振幅の信号が信号成分誤差又は干渉の結果である可能性がある場合に採用することができる。

#### 【0037】

図面には示していないが、N個の乗算器の出力信号の比を形成するように信号結合回路を設計してもよく、この比は加算器 66 又は順位フィルタ 68 の代わりに比計算回路を用いることにより信号結合回路内で発生されることを理解されたい。

#### 【0038】

ここに開示されたパラメトリック高調波撮像法は、無線周波数信号又はベース

バンド信号に適用することができる。後者の場合には、受信ビームフォーマによって発生される無線周波数信号は、復調器によって同相及び直角位相の(I/Q)信号成分へ復調される。次いで、復調器によって発生されたI/Q信号成分が、図2に示す形式のそれぞれの処理サブシステムへ供給される。

#### 【0039】

開示されている動作の方法は、医用超音波撮像に適用可能であり、従来の(線形)撮像に比べて高められた画質及び減少したクラッタ擾乱を提供する。この具現化形態は、従来提案されてきたシステムよりもかなり狭いシステム帯域幅しか要求しない。これにより、経費を低減し得ると共に撮像方法の動作をよりロバストにすることができる。重要なこととして、本発明は、従来のアプローチでは対処しなければならない設計上のトレード・オフを完全に回避するので、超音波システムのその他の側面(例えば、ドプラ感度)が代償にされることがない。

#### 【0040】

本発明の幾つかの好ましい特徴についてのみ図解すると共に記述したが、当業者には多くの改変及び変形が想到されよう。例えば、本発明の方法は、第1回乃至第I回の送信ファイアリングのいずれも同じ励起レベルを有していないが、第(I+1)回の送信ファイアリングが第1回乃至第I回の送信ファイアリングのうち1つと同じ励起レベルを有しているような(I+1)回のファイアリングを送信することを包含している。従って、特許請求の範囲は、本発明の主旨に含まれるような全ての改変及び変形を網羅することを意図しているものと理解されたい。

#### 【図面の簡単な説明】

##### 【図1】

典型的なディジタル超音波イメージング・システムのブロック図である。

##### 【図2】

本発明の好適実施例による受信信号処理サブシステムのブロック図である。

##### 【図3】

本発明の一つの好適実施例による信号結合回路のブロック図である。

##### 【図4】

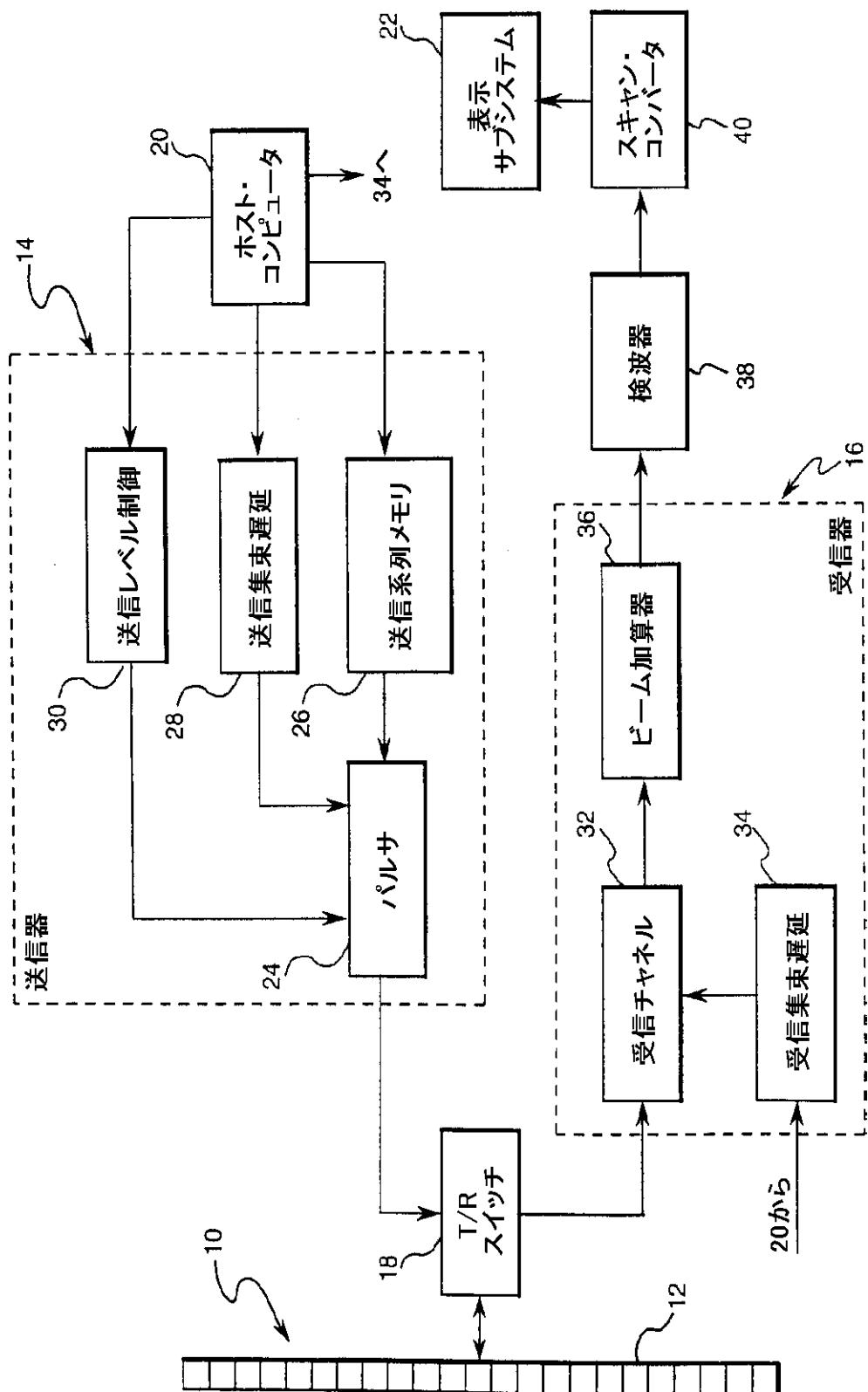
本発明のもう一つの好適実施例による信号結合回路のブロック図である。

【符号の説明】

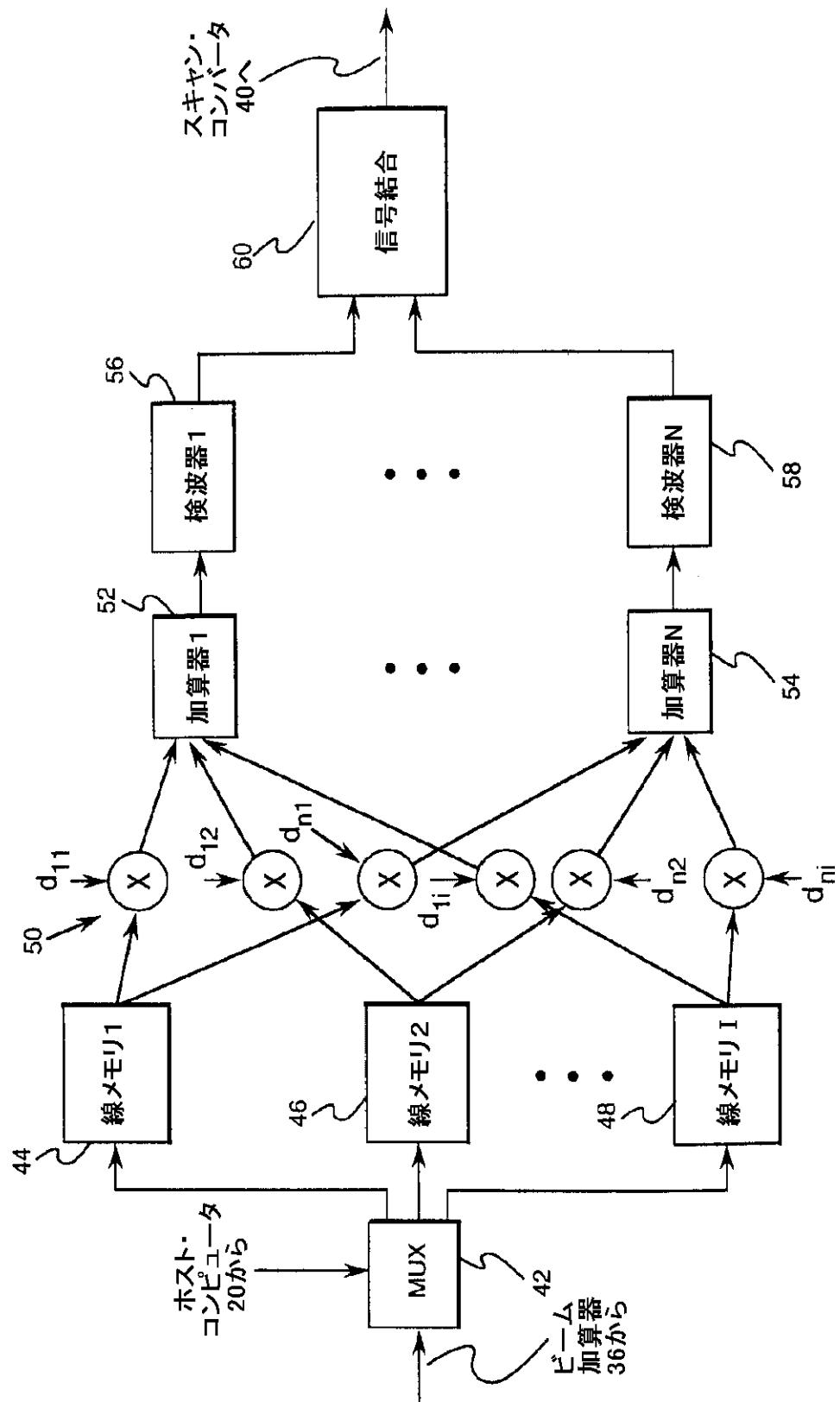
10 トランスデューサ・アレイ

12 トランスデューサ素子

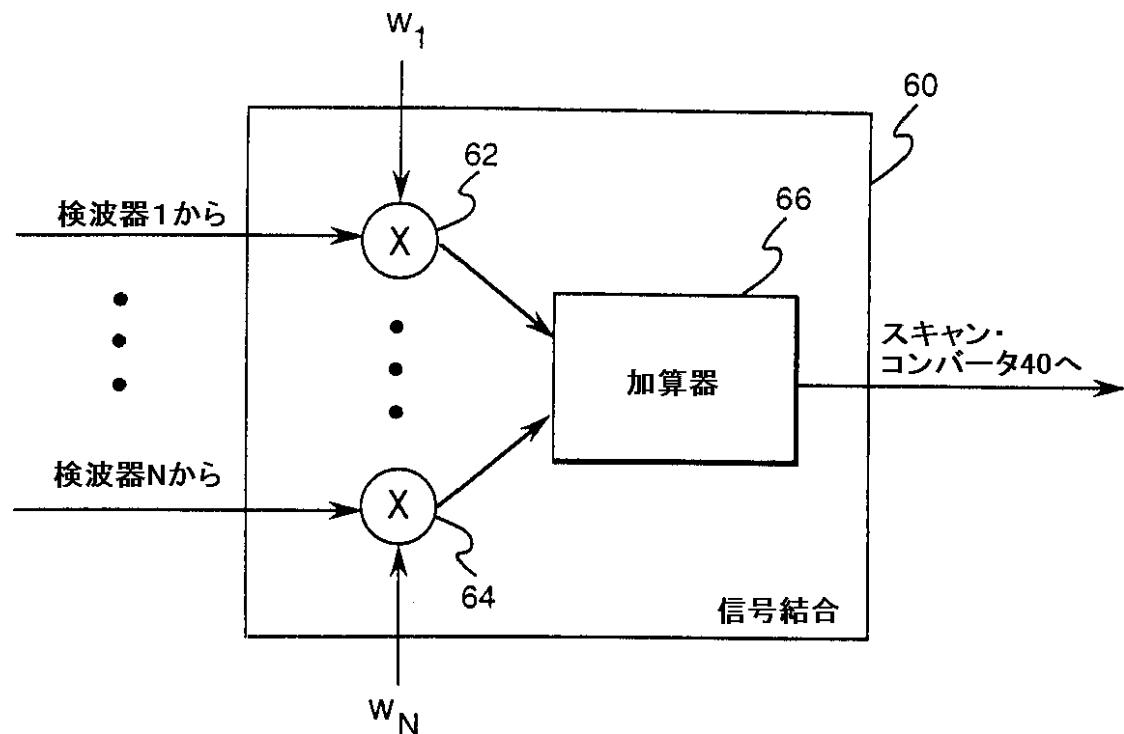
【図1】



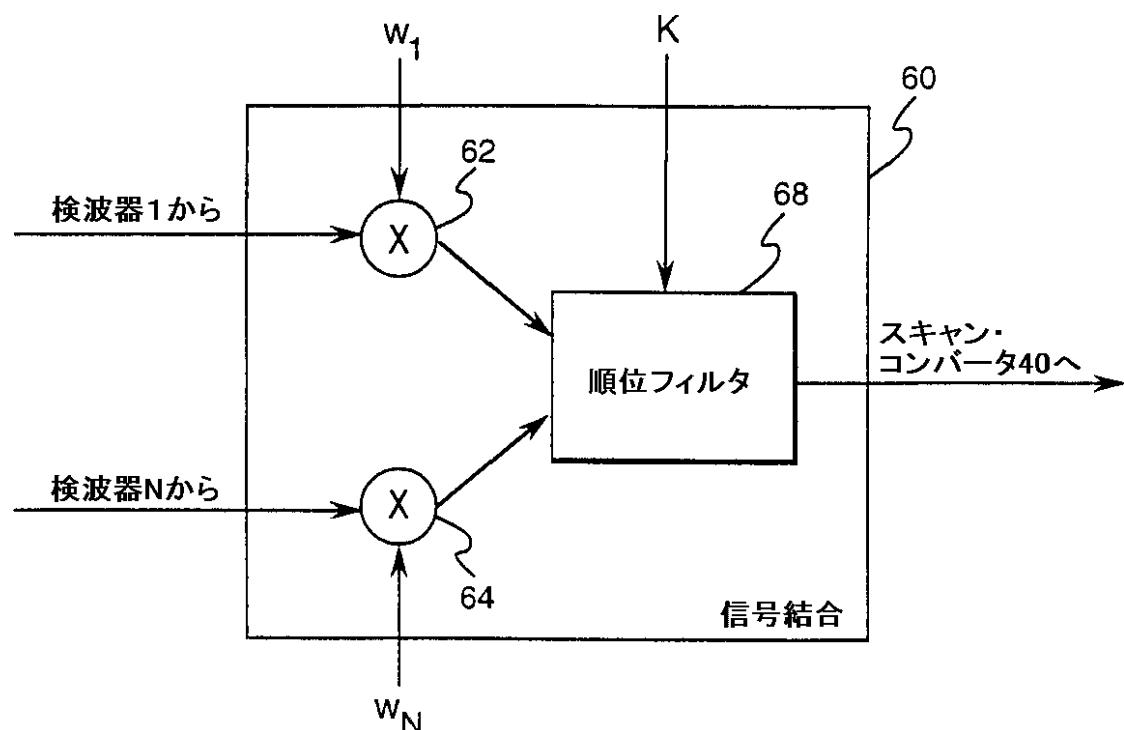
【図2】



【図3】



【図4】



## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US00/14495									
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC(7) A61B 08/00 US CL 600/447 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC											
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 600/437, 443, 447											
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched											
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)											
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Category*</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="padding: 2px;">A, P</td> <td style="padding: 2px;">US 5,967,985 A (HAYAKAWA) 19 October 1999, entire document.</td> <td style="padding: 2px;">I-27</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">A, P</td> <td style="padding: 2px;">UA 5,980,459 A (CHIAO et al.) 09 November 1999, claims 1-3.</td> <td style="padding: 2px;">I-27</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	A, P	US 5,967,985 A (HAYAKAWA) 19 October 1999, entire document.	I-27	A, P	UA 5,980,459 A (CHIAO et al.) 09 November 1999, claims 1-3.	I-27
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.									
A, P	US 5,967,985 A (HAYAKAWA) 19 October 1999, entire document.	I-27									
A, P	UA 5,980,459 A (CHIAO et al.) 09 November 1999, claims 1-3.	I-27									
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.											
* Special categories of cited documents "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed											
**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 **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 **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 **A** document member of the same patent family											
Date of the actual completion of the international search  29 JUNE 2000	Date of mailing of the international search report  <b>31 JUL 2000</b>										
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-3230	Authorized officer <i>Attaul Haq Patel</i> <b>MAULIN PATEL</b> Telephone No. (703) 305-6933										

フロントページの続き

(72)発明者 チャオ, リチャード・ウン  
アメリカ合衆国、12065、ニューヨーク州、  
クリ夫トン・パーク、パトナム・レーン、  
10番

F ターム(参考) 4C301 AA02 CC02 DD02 DD13 EE05  
EE07 GB02 HH01 HH02 HH24  
HH37 HH46 HH48 HH52 HH54  
JB32 JB35 JB38 JB50 JC08  
LL04 LL06  
5D107 AA03 BB07 CC12 CC13 FF01

专利名称(译)	具有高阶非线性分量的超声成像		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003500150A</a>	公开(公告)日	2003-01-07
申请号	JP2000620871	申请日	2000-05-24
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	ハイダー・ブルーノ・ハンス チャオリ・リチャード・ユン		
发明人	ハイダー・ブルーノ・ハンス チャオリ・リチャード・ユン		
IPC分类号	A61B8/14 B06B1/02 G01S7/52		
CPC分类号	G01S7/52038 G01S7/52034		
FI分类号	A61B8/14 B06B1/02.A		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/CC02 4C301/DD02 4C301/DD13 4C301/EE05 4C301/EE07 4C301/GB02 4C301/HH01 4C301/HH02 4C301/HH24 4C301/HH37 4C301/HH46 4C301/HH48 4C301/HH52 4C301/HH54 4C301/JB32 4C301/JB35 4C301/JB38 4C301/JB50 4C301/JC08 4C301/LL04 4C301/LL06 5D107 /AA03 5D107/BB07 5D107/CC12 5D107/CC13 5D107/FF01		
代理人(译)	松本健一		
优先权	09/322748 1999-05-28 US		
其他公开文献	JP4620261B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

一种使用高阶非线性信号分量对生物组织进行超声成像的方法和设备。  
解决方案：在不同的激发水平下获取一条超声波。 使用相同的波束成形参数但泵电平变化，重复多次（I）采集。 所有发送的波形都是非线性失真的，但是失真程度取决于激励水平，这允许通过适当组合接收到的回波信号来提取各个非线性信号分量。。 取决于估计模型的顺序和激励水平的预先计算的估计矩阵存储在计算机存储器中，并且该估计矩阵用于计算感兴趣的非线性信号分量。 实时计算被简化为接收到回波信号的线性组合。 如果仅关注n阶非线性信号分量，则可以进一步降低计算负荷。

