

(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2001 - 434

(P2001 - 434A)

(43)公開日 平成13年1月9日(2001.1.9)

(51) Int. Cl <sup>7</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 8/00			A 6 1 B 8/00	
G 0 6 T 1/00	290		G 0 6 T 1/00	290 D

審査請求 未請求 請求項の数 23 O L (全 10数)

(21)出願番号 特願2000 - 155578(P2000 - 155578)

(22)出願日 平成12年5月26日(2000.5.26)

(31)優先権主張番号 09/322747

(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)

(71)出願人 390041542

ゼネラル・エレクトリック・カンパニ  
GENERAL ELECTRIC C  
OMPANY

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スネ  
クタデイ、リバーロード、1番

(72)発明者 リチャード・ユン・チャオ

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スネ  
クタデイ、クリフトン・パーク、10番

(74)代理人 100093908

弁理士 松本 研一

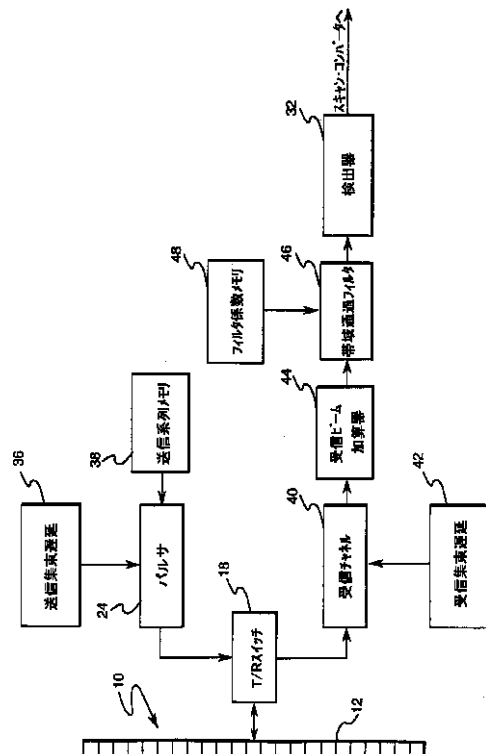
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 物質をイメージングする方法及びイメージング・システム

(57)【要約】

【課題】 医用超音波イメージングにおいて、様々な組織種別を明瞭に区別することを可能にする。

【解決手段】 基本周波数  $f_0$  に中心を有するパルスを送信すると共に、 $f_0$  よりも低い周波数に中心を有する帯域通過フィルタによって、反射されたビーム形成後の信号をフィルタ処理することにより、多数の調波応答パラメータを用いた生体組織の超音波イメージングが行われる。基本送信パルス・スペクトル及び受信フィルタの通過帯域は、実質的に調波信号成分のみを帯域通過させるように、無視できる程度の重なりを有するよう選択される。DC又は  $f_0$  に中心を有する調波スペクトルから通過帯域を通じて漏出した調波信号が検出され処理されて表示画像データを形成し、表示画像データは表示装置上に表示される。通過帯域を通じて漏出した信号内容は、調波応答パラメータの集合全体の関数となる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 送信ファイアリング時に、送信焦点位置に集束していると共に基本周波数に中心を有する送信パルス・スペクトルを有している波動エネルギーを送信する工程と、

1組の受信信号を形成するように、前記送信ファイアリングにおいて送信されて物質から反射された波動エネルギーを変換する工程と、

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受信ベクトルを形成するように、前記 1組の受信信号を

10 ビーム形成する工程と、帯域通過した受信ベクトルを形成するように、前記基本周波数よりも低い中心周波数を有する受信通過帯域を通して前記受信ベクトルの信号成分を帯域通過フィルタ処理する工程と、

表示画像データを形成するように、前記帯域通過した受信ベクトルを処理する工程と、

前記表示画像データを表示する工程と、を有している、物質をイメージングする方法。

【請求項 2】 DC に中心を有する調波スペクトルから 20 前記受信通過帯域内へ漏出した調波信号を検出する工程を含んでいる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】 前記基本周波数に中心を有する調波スペクトルから前記受信通過帯域内へ漏出した調波信号を検出する工程を含んでいる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】 前記受信通過帯域は、DC と前記送信パルス・スペクトルとの間に位置している請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】 前記受信通過帯域及び前記送信パルス・スペクトルは、無視できる程度の重なりを有する請求項 30 1 に記載の方法。

【請求項 6】 前記波動エネルギーは超音波である請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】 前記処理する工程は、包絡線信号を形成するように、前記フィルタ処理された受信ベクトルを包絡線検出する工程を含んでいる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】 電気的な作動に応答して波動エネルギーを送信すると共に、反射された波動エネルギーを電気信号へ変換する多数のトランスデューサ素子を含んでいるトランスデューサ・アレイと、

40 該トランスデューサ・アレイに結合されていて、送信ファイアリング時に、多数の前記トランスデューサ素子を作動して、送信焦点位置に集束していると共に基本周波数に中心を有する送信パルス・スペクトルを有している波動エネルギーを送信するようにプログラムされている送信器と、

前記送信ファイアリングに続いて前記トランスデューサ・アレイにより発生された 1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受信ベクトルを形成するようにプログラムされて 50

いる受信器と、

前記基本周波数よりも低い中心周波数を有する受信通過帯域を通して前記受信ベクトルの信号成分をフィルタ処理して、フィルタ処理された受信ベクトルを形成する帯域通過フィルタと、

前記フィルタ処理された受信ベクトルを処理して、表示画像データを形成する処理装置と、

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

【請求項 9】 前記処理装置は、DC に中心を有する調波スペクトルから前記受信通過帯域に漏出した調波信号を検出する請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】 前記処理装置は、前記基本周波数に中心を有する調波スペクトルから前記受信通過帯域に漏出した調波信号を検出する請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 11】 前記受信通過帯域は、DC と前記送信パルス・スペクトルとの間に位置している請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 12】 前記受信通過帯域及び前記送信パルス・スペクトルは、無視できる程度の重なりを有する請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 13】 前記トランスデューサ素子は圧電素子を含んでいる請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 14】 前記処理装置は、前記フィルタ処理された受信ベクトルから包絡線を検出する包絡線検出器を含んでいる請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 15】 電気的な作動に応答して波動エネルギーを送信すると共に、反射された波動エネルギーを電気信号へ変換する多数のトランスデューサ素子含んでいるトランスデューサ・アレイと、

画像データを表示する表示モニタと、

送信器と、

受信器と、

該受信器に結合されている処理回路と、

前記送信器及び前記受信器に結合されていて、(a) 送信ファイアリング時に、前記アレイ内のトランスデューサ素子を作動して、送信焦点位置に集束していると共に基本周波数に中心を有する送信パルス・スペクトルを有している波動エネルギーを送信する工程、(b) 前記送信ファイアリングに続いて前記トランスデューサ・アレイにより発生された 1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受信ベクトルを形成する工程、(c) 前記基本周波数よりも低い中心周波数を有する通過帯域を通して前記受信ベクトルの信号成分を帯域通過フィルタ処理して、フィルタ処理された受信ベクトルを形成する工程、(d) 前記フィルタ処理された受信ベクトルを処理して、表示画像データを形成する工程、及び(e) 前記表示画像データの関数である画像信号を前記表示モニタへ供給する工程を駆動し制御するようにプログラムされているホスト・

コンピュータと、を備えているイメージング・システム。

【請求項16】 前記受信通過帯域は、DCと前記送信パルス・スペクトルとの間に位置している請求項15に記載のシステム。

【請求項17】 前記受信通過帯域及び前記送信パルス・スペクトルは、無視できる程度の重なりを有する請求項15に記載のシステム。

【請求項18】 前記トランスデューサ素子は圧電素子を含んでいる請求項15に記載のシステム。

【請求項19】 送信ファイアリング時に、送信焦点位置に集束していると共に基本周波数に中心を有する送信パルス・スペクトルを有している波動エネルギーを送信する工程と、

1組の受信信号を形成するように、前記送信ファイアリングにおいて送信されて物質から反射された波動エネルギーを変換する工程と、

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受信ベクトルを形成するように、前記1組の受信信号をビーム形成する工程と、

第1及び第2のベースバンド信号成分を形成するように、前記1組の受信信号を復調する工程と、

第1及び第2の帯域通過したベースバンド信号成分を形成するように、前記基本周波数よりも低い中心周波数を有する受信通過帯域を通して前記第1及び第2のベース

バンド信号成分を帯域通過フィルタ処理する工程と、包絡線信号を形成するように、前記第1及び第2の帯域通過したベースバンド信号成分を検出する工程と、

表示画像データを形成するように、前記包絡線信号を処理する工程と、

前記表示画像データを表示する工程と、を有している、物質をイメージングする方法。

【請求項20】 電気的な作動にตอบสนองして波動エネルギーを送信すると共に、反射された波動エネルギーを電気信号へ変換する多数のトランスデューサ素子を含んでいるトランスデューサ・アレイと、

該トランスデューサ・アレイに結合されていて、送信ファイアリング時に、多数の前記トランスデューサ素子を作動して、送信焦点位置に集束していると共に基本周波数に中心を有する送信パルス・スペクトルを有している波動エネルギーを送信するようにプログラムされている送信器と、

前記送信ファイアリングに続いて前記トランスデューサ・アレイにより作成された1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1組の受信信号を復調して、第1及び第2のベースバンド信号成分を形成する復調器と、

前記基本周波数よりも低い中心周波数を有する受信通過\* 50

\*帯域を通して前記第1及び第2のベースバンド信号成分をフィルタ処理して、第1及び第2の帯域通過したベースバンド信号成分を形成する帯域通過フィルタと、

前記第1及び第2の帯域通過したベースバンド信号成分の包絡線を検出する包絡線検出器と、

前記包絡線を処理して、表示画像データを形成する処理装置と、

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

10 【請求項21】 電気的な作動にตอบสนองして超音波を送信すると共に、反射された超音波を電気信号へ変換する多数の超音波トランスデューサ素子を含んでいるトランスデューサ・アレイと、

送信焦点位置に集束していると共に基本周波数に中心を有する送信パルス・スペクトルを有している超音波ビームを送信するように前記トランスデューサ・アレイ内の超音波トランスデューサ素子を作動する送信ビームフォー

マと、

20 前記多数の超音波トランスデューサ素子にそれぞれ結合されていて、前記超音波ビームの送信に続いて前記多数の超音波トランスデューサ素子によりそれぞれ発生された1組の受信信号を受け取る多数の受信チャンネルと、

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受信ベクトルを形成するように、前記1組の受信信号をビーム形成する受信ビームフォー

マと、

30 フィルタ処理された受信ベクトルを形成するように、DCと前記送信パルス・スペクトルとの間に位置しており当該フィルタの通過帯域内へ漏出した前記受信ベクトルの調波信号成分を通過させるフィルタと、

表示画像データを形成するように、前記フィルタ処理された受信ベクトルを処理する処理装置と、

前記表示画像データを表示する表示装置と、を備えている超音波イメージング・システム。

【請求項22】 前記通過帯域及び前記送信パルス・スペクトルは、無視できる程度の重なりを有する請求項21に記載のシステム。

【請求項23】 基本周波数に中心を有する送信パルス・スペクトルを有している超音波エネルギーを音波媒体内に送信する工程と、

40 前記音波媒体から反射した超音波エネルギーを1組の電気的な受信信号へ変換する工程と、

帯域通過した受信信号を形成するように、DCと前記送信パルス・スペクトルとの間に位置している通過帯域を通過して漏出した前記受信信号の調波成分を検出する工程と、

表示画像データを形成するように前記帯域通過した受信信号を処理する工程と、

前記表示画像データを表示する工程と、を有している、音波媒体の超音波反射特性をイメージングする方法。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の属する技術分野】本発明は一般的には、超音波イメージングに関し、より具体的には、医学的診断の目的での人体の解剖学的構造のハーモニック(harmonic)イメージングに関する。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】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。従来の B モード画像は、送信されたパルスの直接のエコーである基本信号成分と、組織等の非線形媒体において有限振幅の超音波伝播から発生される調波(ハーモニック)信号成分との組み合わせから形成されている。例えば肥満体の患者の場合におけるように、場合によっては、基本信号成分を抑制すると共に調波信号成分を強調することにより超音波画像を改善することができる。

【 0 0 0 3 】生体組織中での超音波ビームの伝播は非線形形であって、これにより調波がすることが知られている。ハーモニック・イメージングにおいては、基本周波数  $f_0$  にあるエネルギーが送信されて、第 2 調波  $2 f_0$  にあるエネルギーによって画像が形成される。非線形で発生される第 2 調波ビームの特徴のうちのいくつかとして、基本ビームよりもビームが狭くサイドローブが小さいこと、及びビーム形成が累加的な過程で行われる、即ち、第 2 調波が伝播時に基本成分からエネルギーを継続的に引き出すことが挙げられる。これらの特徴は、横方向の分解能の向上、困難なウィンドウ(即ち、プローブを配置しても良質の画像が得られないような人体位置)による多数の反射又はその他の収差の減少、並びに組織及び皮膚層における不均一性によるクラッタの減少に寄与する。

【 0 0 0 4 】超音波スキャナにおけるハーモニック・イメージングのための少なくとも 2 つの方法が公知である。1 つの方法では、フェーズド・アレイのトランスデューサ素子が、送信焦点ゾーンに集束した超音波ビームを発生するように時間遅延を付与された基本周波数を有する波形によって作動される。尚、単一の集束したビームの送信を「ファイアリング(firing)」と呼ぶものとする。呼び掛け(interrogation)を受けた生体から反射されたエコーは、アレイ素子によって電気信号へ変換されて、基本信号成分と調波信号成分との両方を有する音波データの受信ベクトルを形成するように時間遅延を付与される。受信フィルタが、基本信号成分を除去すると共に調波信号成分を分離する。この調波信号成分は検出さ\*

$$R(p(t)) = \sum_{k=0} \alpha_k p^k(t)$$

【 0 0 1 0 】ここで、 $\alpha_k$  は調波応答パラメータである。これらの調波応答パラメータは、健全な組織と疾患

\*れ走査変換されて、表示される。

【 0 0 0 5 】第 2 の方法では、各々のトランスデューサ素子が、1 回目の送信ファイアリング時には 1 つの極性を有する第 1 の波形によって作動され、2 回目の送信ファイアリング時には反対の極性を有する第 2 の波形によって作動される。これらの波形は両方とも、基本周波数を有する広帯域パルスである。各回のファイアリング時のトランスデューサ素子の作動は、同じ送信焦点ゾーンに集束した超音波ビームを発生するように時間遅延を付与されている。各回のファイアリングから、音波データから成るそれぞれの受信ベクトルが得られ、各々のベクトルは、基本信号成分と偶数次調波信号成分との両方を有する。しかしながら、これらの受信ベクトルがベクトル加算されると、基本信号成分は実質的に相殺されて、偶数次調波信号成分が分離される。この調波信号成分は、検出され走査変換されて、表示される。

【 0 0 0 6 】

【発明が解決しようとする課題】第 1 の方法には、次のような欠点がある。即ち、( a ) 受信される信号が狭帯域となり、従って、分解能が不十分となる。( b ) 大きな基本信号成分を完全にフィルタ除去することは困難であり、従って、若干の残留基本信号が存在し、コントラストの改善を阻む。( c ) 送信信号が調波周波数を含んでいると、これらの調波周波数をフィルタ除去することは不可能である。

【 0 0 0 7 】第 2 の方法は、第 1 の方法の欠点を呈することはない。しかしながら、第 2 の方法の大きな欠点は、特定の送信焦点ゾーンに対応する調波データを取得するのに 2 回のファイアリングが必要であることであり、従って、フレーム・レートが常に 2 分の 1 だけ低下する。第 2 の方法はまた、モーション・アーティファクト(即ち、動きに起因するアーティファクト)を生じ易い。また、周波数のより低いトランスデューサでは、第 2 の方法はしばしば実現可能でない。

【 0 0 0 8 】

【課題を解決するための手段】本発明は、パラメトリック(parametric)ハーモニック・イメージングを行う方法及び装置を提供して、診断用超音波イメージングにおいて様々な組織種別を明瞭に区別することを可能にする。所与の圧力パルス  $p(t)$  による非線形組織応答  $R(p)$  を、次のような冪級数としてモデル化することができる。

【 0 0 0 9 】

【数 1】

(1)

のある組織との間では大幅に異なっている可能性がある。このため、本発明の方法は、これらの調波応答パラメータを

利用して組織をイメージングする。

【0011】本発明の好ましい実施態様によれば、単一回の送信ファイリングを用いて、多数の調波応答パラメータのイメージングを行う。パラメトリック・ハーモニック・イメージングは、周波数  $f_0$  に中心を有するパルスを送信すること、及び  $f_0$  よりも低い周波数に中心を有する帯域通過フィルタを用いて、反射信号を受信することから成る。基本送信パルスのスペクトル及び受信フィルタの通過帯域は、実質的に調波信号成分のみを帯域通過させるために、無視できる程度の重なり（オーバーラップ）を有するように選択される。この方法は、DC（ゼロ周波数）又は  $f_0$  に中心を有する調波スペクトルから通過帯域へ漏出（リーク）した調波信号を検出する。通過帯域に漏出した信号成分は、調波応答パラメータの集合全体の関数となる。

#### 【0012】

【発明の実施の形態】本発明は、図1に全体的に概略を示す形式の超音波イメージング・システムに組み込むことができる。このイメージング・システムは、別々に駆動される圧電式トランスデューサ素子12から成るトランスデューサ・アレイ10を含んでおり、トランスデューサ素子12の各々は、送信器14によって発生されるパルス波形によって付勢されると、超音波エネルギーのバーストを発生する。被検体（図示されていない）から反射されてトランスデューサ・アレイ10へ戻った超音波エネルギーは、受信用の各々のトランスデューサ素子12によって電気信号へ変換されて、1組の送受信（T/R）スイッチ18を介して受信器に別々に印加される。送信器14及び受信器16は、操作者による命令にตอบสนองしてホスト・コンピュータ又はマスタ・コントローラ20の制御下で動作する。1回の完全な走査（スキャン）は、送信器14を瞬間的にオンにゲート駆動して各々のトランスデューサ素子12を付勢し、その後、各々のトランスデューサ素子12によって発生されたエコー信号を受信器16に印加することにより、一連のエコーを取得することによって行われる。各々の1つのチャンネルは、他のチャンネルが依然として送信している間に受信を開始してもよい。受信器16は、各々のトランスデューサ素子からの別々のエコー信号を結合して単一のエコー信号を発生し、このエコー信号を用いて、典型的にはビデオ・プロセッサと表示モニタ（図示されていない）とを含んでいる表示装置22上に画像の1本の線を形成する。

【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方向制御された集束ビームとして送信されるようにトランスデューサ・アレイ10を駆動する。このことを達成するために、送信ビームフォーマ26によって多数のパルサ24に対してそれぞれの時間遅延が付与される。ホスト・コンピュータ20は、音波パルスが送信される条件を決定する。この情報

によって、送信ビームフォーマ26は、パルサ24によって発生されるべき各々の送信パルスのタイミング及び振幅を決定する。各々の送信パルスの振幅は、各々のパルサへの供給電圧を設定する高電圧コントローラのようなアボダイゼーション発生回路36によって発生される。すると、パルサ24は、T/Rスイッチ18を介してトランスデューサ・アレイ10の素子12の各々に対して送信パルスを送る。T/Rスイッチ18は、トランスデューサ・アレイに存在している可能性のある高電圧から時間ゲイン補償（TGC）増幅器28を保護している。特定の送信チャンネルについてのアボダイゼーション加重は、送信焦点位置と、当該送信チャンネルに関連するトランスデューサ素子との間の距離の関数となる。加重（重み付け）は、アボダイゼーション発生回路36によって供給され、このアボダイゼーション発生回路36は、送信ビームフォーマ26からパルサ24に対して加重データを印加する1組のデジタル・アナログ（digital-to-analog）変換器を含み得る。従来の方式で送信集束時間遅延を適当に調節すると共に、送信アボダイゼーション加重を調節することにより、個々のトランスデューサ素子によって送信される多数の超音波を結合して、方向制御され集束した送信ビームを形成することができる。アボダイゼーション加重及び送信集束時間遅延は、システムのプログラミング及び操作者の入力に基づいてホスト・コンピュータによって設定することができる。

【0014】超音波エネルギーの各々のバーストは、各々の送信ビームに沿って相次ぐレンジに位置している物体から反射される。結果として得られるエコーは、各々のトランスデューサ素子12によってアナログの電気的なエコー信号へ変換され、特定の時間点におけるエコー信号の大きさのサンプルが、特定のレンジにおいて生じた反射の量を表わすものとなる。反射点と各々のトランスデューサ素子12との間の伝播経路は異なっているの  
で、エコーは同時に検出される訳ではなく、また、各エコーの振幅は等しくならない。受信器16は、各々の受信チャンネル内に設けられているそれぞれのTGC増幅器28を介して別々のエコー信号を増幅する。TGC増幅器のゲインを深さの関数として増大させる又は減少させることにより、時間ゲイン補償が行われる。TGC増幅器によって与えられる増幅量は、TGC回路（図示されていない）から制御され、このTGC回路はホスト・コンピュータ及びポテンシオメータ（図示されていない）の手動操作によって設定される。次いで、アナログのエコー信号は、受信ビームフォーマ30へ送られる。

【0015】ホスト・コンピュータ20の指令下で、受信ビームフォーマ30は、送信されたビームの方向を追尾する。受信ビームフォーマ30は、アナログ信号をデジタル信号へ変換し、増幅後の各々の信号に対して適正な時間遅延及び受信アボダイゼーション加重を付与

し、結果として得られた信号を加算して、1つの超音波ビームに沿って特定のレンジに位置している点から反射された全超音波エネルギーを正確に表わしているエコー信号を形成する。受信集束時間遅延は、専用のハードウェアを用いて実時間で算出されるか、又はルックアップ・テーブルから読み込まれる。受信チャンネルはまた、受信されたパルスをフィルタ処理するための回路を含んでいる。受信アポダイゼーション加重及び受信集束時間遅延は、システムのプログラミング及び操作者の入力に基づいてホスト・コンピュータによって設定することができる。

【0016】時間遅延を付与された受信信号は、加算されて、信号プロセッサ又は検出器32へ供給される。検出器32は、加算後の受信信号を表示データへ変換する。典型的なグレイ・スケールの表示画像では、表示データは、エッジ強調及び対数圧縮等の何らかの追加処理を施された信号の包絡線となる。無線周波数(RF)データの場合には、包絡線は低域通過フィルタを用いて検出することができ、また、ベースバンド・データの場合には、包絡線は $(I^2 + Q^2)^{1/2}$ を表わす信号を発生する包絡線検出器を用いて検出することができる。尚、ここで、Iはベースバンド・データの同相信号成分であり、Qは直角信号成分である。

【0017】一般に、表示データは、ビデオ表示用にスキャン・コンバータ(走査変換器)34によってデカルト座標のXYフォーマットへ変換される。走査変換後のフレームは、表示装置22に組み込まれているビデオ・プロセッサ(図示されていない)へ渡される。ビデオ・プロセッサは、ビデオ・データを表示用にマッピングし、マッピングされた画像フレームを表示装置へ送る。

【0018】表示装置22のビデオ・モニタ(図示されていない)上に表示される画像は、各々のデータが表示器のそれぞれのピクセルの強度又は輝度を決定しているようなデータから成る画像フレームから形成される。1つの画像フレームは、例えば、256×256のデータの配列を含むことができ、この配列内では、各々の強度データがピクセルの輝度を指示する8ビットの2進数となっている。表示モニタ上の各々のピクセルの輝度は、データ配列内でピクセルに対応している要素の値を読み込むことにより、周知の方式で間断なく更新される。各々のピクセルは、呼び掛けを行った超音波パルスに応答したそれぞれのサンプル空間の後方散乱体断面積の関数である強度値を有している。

【0019】図2は、本発明の好ましい実施例による超音波イメージング・システムの部分を示している。同図では、送信開口内の各々のトランスデューサ素子が、送信系列メモリ38に記憶されている送信系列に従ってそれぞれのパルス24によってパルス駆動される。パル스가2極式(バイポーラ)である場合、系列は1及び-1より構成される。送信系列(sequence)にตอบสนองして、各々

のパルスは、関連するトランスデューサ素子へ波形を供給する。送信系列は、トランスデューサの通過帯域を最大エネルギーが確実に通過するように最適化され得る。適当な送信系列は、トランスデューサの動作特性に応じて、且つ当業界で点拡散関数として知られている点目標についての所望のイメージング応答に応じて、選択することができる。トランスデューサ・アレイによって送信される超音波パルスは、基本周波数 $f_0$ に中心を有する広い周波数帯域を有している。

【0020】パルス24は、送信ファイアリング時に発生される超音波エネルギーが1つの送信焦点位置に集束するようにトランスデューサ・アレイ10の各素子12を駆動する。このことを達成するために、送信符号(コード)に従ってパルスによって出力されるそれぞれのパルス波形に対し、送信集束時間遅延36が付与される。送信集束時間遅延を従来の方式で適当に調節することにより、超音波ビームを多数の送信焦点位置に集束させて、画像平面内での走査を行うことができる。

【0021】各回の送信について、トランスデューサ素子12からのエコー信号は、受信ビームフォーマのそれぞれの受信チャンネル40へ供給される。ホスト・コンピュータ20(図1)の指令下で、受信ビームフォーマは、送信されたビームの方向を追尾する。受信ビームフォーマは、受信されたエコー信号に対して適正な受信集束時間遅延42を付与し、遅延後の受信エコー信号を合計して、送信ビームに沿った特定の送信焦点位置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。時間遅延後の受信信号は、各回の送信ファイアリング毎に受信ビーム加算器44において加算される。各回の送信ファイアリング毎に加算された受信信号は、帯域通過フィルタ46へ供給される。フィルタ46の各タップは、フィルタ係数メモリ48からそれぞれのフィルタ係数を受け取っている。このフィルタ係数の組は、 $f_0$ よりも低い周波数に中心を有する通過帯域を有する帯域通過フィルタを形成するように設計されている。送信系列及び帯域通過フィルタ係数は、基本送信パルス・スペクトルと受信フィルタの通過帯域とが無視できる程度の重なり(オーバーラップ)を有するように選択されているので、帯域通過フィルタ46は、実質的に調波信号しか検出器32へ通過させない。帯域通過フィルタ係数は、更なる処理、即ち、(図1に示すような)検出器32における包絡線検出、スキャン・コンバータ34における走査変換及び表示装置22におけるビデオ処理を施すために偶数次及び奇数次の調波信号成分が帯域通過するように設計されている。

【0022】以上の方法を用いて、各々の受信ベクトルが、帯域通過フィルタ46の通過帯域に漏出した調波信号成分を含んでいるような画像を表示することができる。式(1)から、第k調波信号成分は、 $p^k(t)$ によって与えられる。従って、第k調波についての対応す

るスペクトルは、次のようにして、基本パルス・スペクトル  $P_1(f)$  の  $k$  個の複製の畳み込みによって与えら

$$P_k(f) = P_1(f) * P_1(f) * \dots \text{ (全部で } k \text{ 個の複製) } \dots$$

ここで、 $P_1(f)$  は  $P_1(f)$  のフーリエ変換である。

【0024】図4は、 $k = 1$  のときの例についてのスペクトルを示しており、即ち、中心周波数  $f_0 = 4 \text{ MHz}$  を有する基本信号成分についてのスペクトルを示している。破線は、従来技術による第2調波イメージングの理想的な通過帯域を示しており、点線は、本発明によるパラメトリック・ハーモニック・イメージングについての理想的な通過帯域を示している。 $k = 2$ 、 $k = 3$  及び  $k = 4$  の例での各スペクトルを、それぞれ図5、図6及び図7に示す。図5及び図7でわかるように、偶数次調波（例えば、 $k = 2$  又は  $4$ ）についてのスペクトルは、ゼロ周波数（DC）に大きなスペクトル・ピークを有していると共に、 $\pm 2f_0$  にもやや小さなピークを有している。また、図6でわかるように、奇数次調波（例えば、 $k = 3$ ）についてのスペクトルは、 $\pm f_0$  に大きなスペクトル・ピークを有している。加えて、調波スペクトルの帯域幅は、昇順で増大している。このように、DCと送信された基本周波数との間の通過帯域を有する受信フィルタは、偶数次調波についてはDCに中心を有する調波スペクトルから、又は奇数次調波については  $f_0$  に中心を有する調波スペクトルからフィルタの通過帯域に漏出した調波信号成分を検出器へ通過させる。受信フィルタの通過帯域に漏出した信号内容は、調波応答パラメータの集合全体の関数となる。

【0025】好ましい実施例によれば、フィルタ係数は、調波信号成分の所望の帯域通過フィルタ処理を達成するように選択することができる。ホスト・コンピュータのメモリ内部のルックアップ・テーブルに様々なフィルタ係数の組を記憶させることができ、所望の係数の組をシステム操作者が選択し得るようにすることができる。

【0026】ここに開示したパラメトリック・ハーモニック・イメージング手法は、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。後者の例では、受信ビーム加算器44によって発生された無線周波数信号は、図3に示すような復調器50によって同相及び直角（I/Q）信号成分として復調される。次いで、I/Q信号成分は、フィルタ46によって帯域通過フィルタ処理される。尚、フィルタ46は、実数型(real)フィルタであってもよいし、又は複素型(complex)フィルタであ

れる。

【0023】

ってもよい。次いで、帯域通過フィルタ処理後のI/Q信号成分は検出器32へ供給され、検出器32は、量  $(I^2 + Q^2)^{1/2}$  を算出することにより包絡線を形成する。信号の包絡線は、対数圧縮等の追加処理を施されて表示データを形成し、表示データは、スキャン・コンバータ34へ供給される。

【0027】本発明のいくつかの好ましい特徴のみを図示し説明したが、当業者には多くの改変及び変形が想到されよう。従って、本発明の要旨に含まれるような全ての改変及び変形は特許請求の範囲内に包含され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】従来の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1つの好ましい実施例による超音波イメージング・システムの部分を示すブロック図である。

【図3】本発明のもう1つの好ましい実施例による超音波イメージング・システムの部分を示すブロック図である。

【図4】振幅対基本周波数信号成分の周波数のグラフであり、パラメトリック・ハーモニック・イメージング用の通過帯域を点線で示し、第2調波によるハーモニック・イメージング用の通過帯域を破線で示す図である。

【図5】振幅対第2調波周波数信号成分の周波数のグラフであって、パラメトリック・ハーモニック・イメージング用の通過帯域を点線で示し且つ第2調波によるハーモニック・イメージング用の通過帯域を破線で示すグラフである。

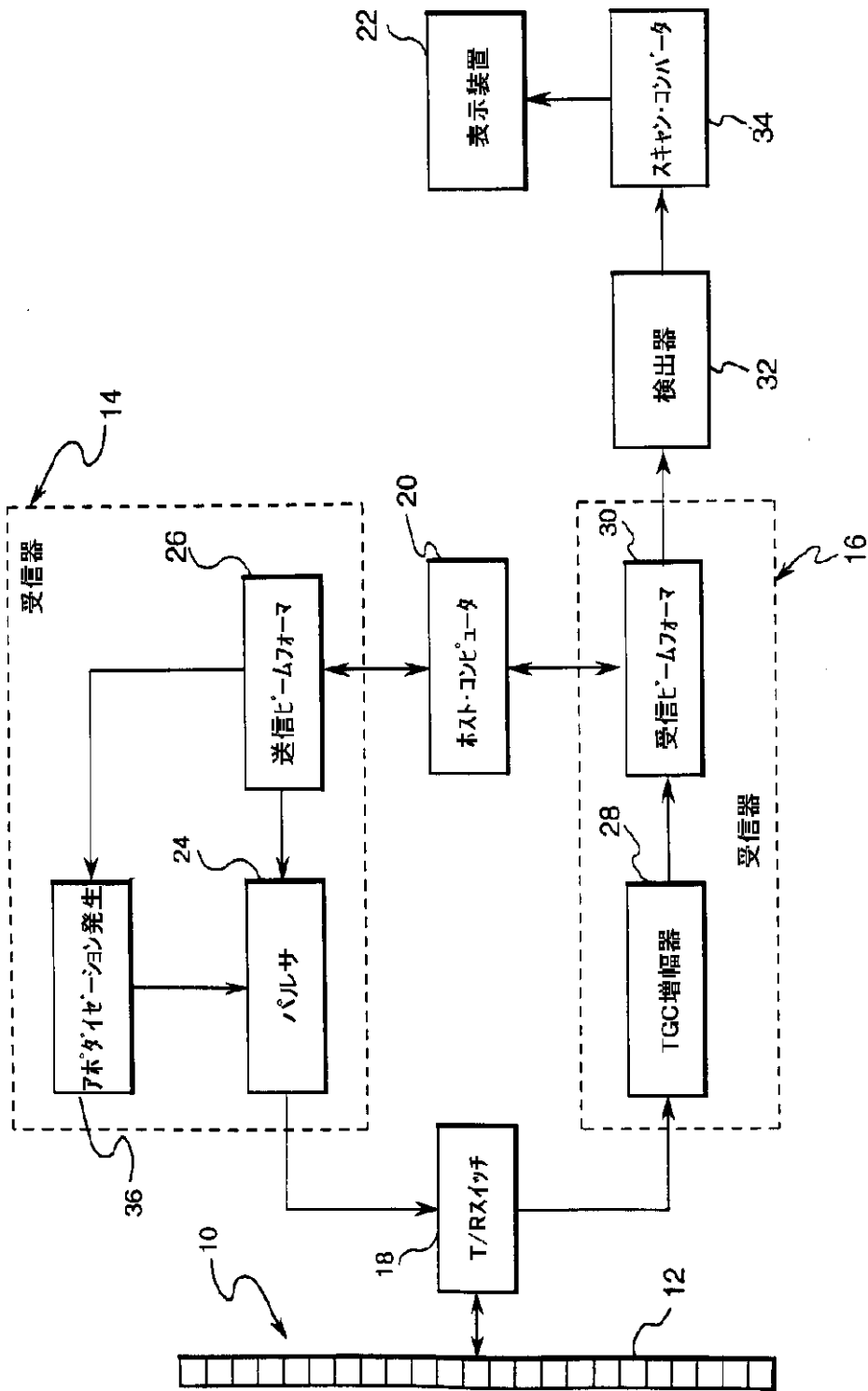
【図6】振幅対第3調波周波数信号成分の周波数のグラフであって、パラメトリック・ハーモニック・イメージング用の通過帯域を点線で示し且つ第2調波によるハーモニック・イメージング用の通過帯域を破線で示すグラフである。

【図7】振幅対第4調波周波数信号成分の周波数のグラフであって、パラメトリック・ハーモニック・イメージング用の通過帯域を点線で示し且つ第2調波によるハーモニック・イメージング用の通過帯域を破線で示すグラフである。

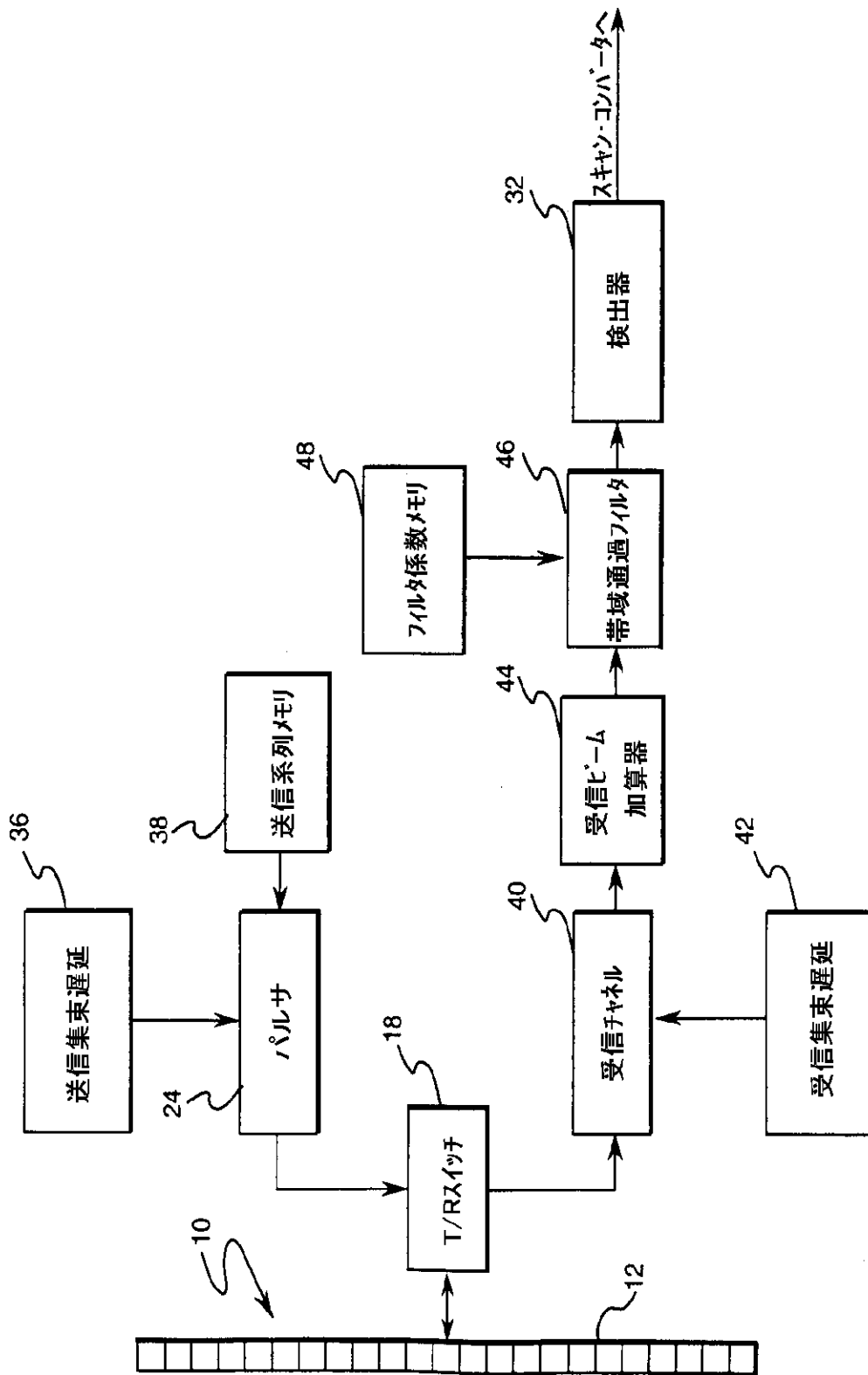
【符号の説明】

- 10 トランスデューサ・アレイ
- 12 トランスデューサ素子

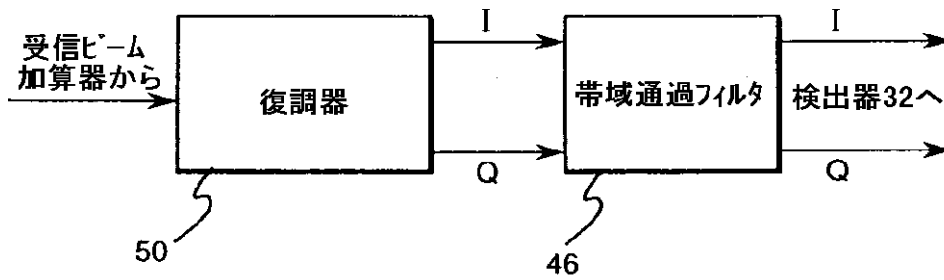
【図1】



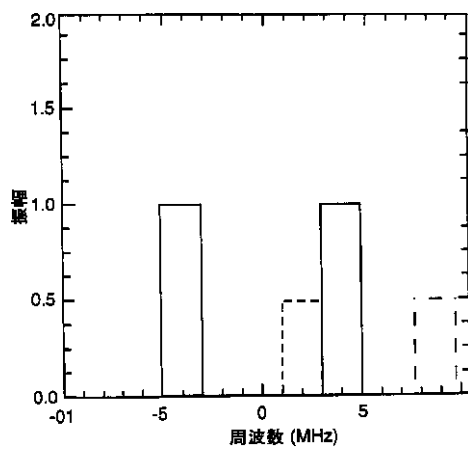
【図2】



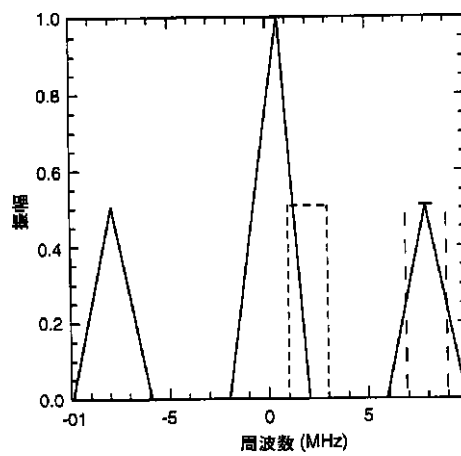
【図3】



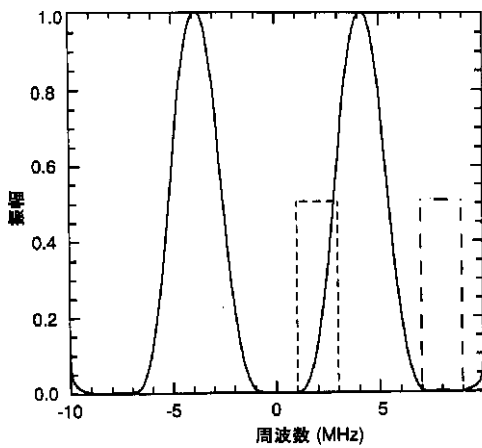
【図4】



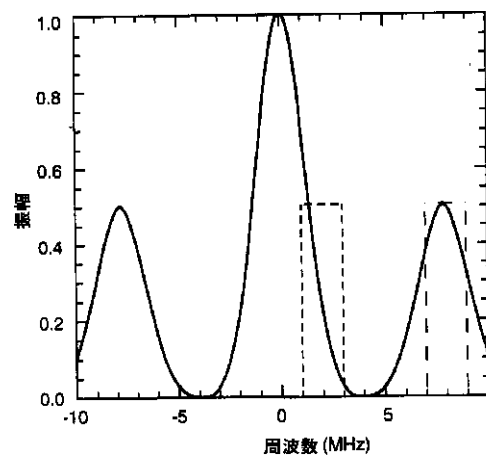
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 ブルーノ・ハンス・ハイダー  
 アメリカ合衆国、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

专利名称(译)	用于成像材料的方法和设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2001000434A</a>	公开(公告)日	2001-01-09
申请号	JP2000155578	申请日	2000-05-26
[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	リチャードユンチャオ ブルーノハンスハイダー		
发明人	リチャード・ユン・チャオ ブルーノ・ハンス・ハイダー		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G03B42/06 G06T1/00		
CPC分类号	G01S7/52046 G01S7/52033 G03B42/06		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/JB38 4C601/DE08 4C601/DE09 4C601/DE12 4C601/DE13 4C601/DE15 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB34 4C601/KK17 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA12 5B057/CA17 5B057/CB12 5B057/CB17 5B057/CG06 5B057/DA17		
代理人(译)	松本健一		
优先权	09/322747 1999-05-28 US		
其他公开文献	JP4728466B2 JP2001000434A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：在医学超声成像中清楚地区分各种组织类型。传输以基本频率 $f_0$ 为中心的脉冲，并通过以频率低于 $f_0$ 为中心的带通滤波器对反射的波束形成信号进行滤波。从而，使用大量谐波响应参数来执行生物组织的超声成像。选择基本发射脉冲频谱和接收滤波器的通带，使其具有可忽略的重叠，从而基本上仅谐波信号分量被带通。检测并处理从以DC或 $f_0$ 为中心的谐波频谱通过通带泄漏的谐波信号，并对其进行处理，以形成显示图像数据，并显示在显示设备上。通过通带泄漏的信号含量是整个谐波响应参数集的函数。

