

(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 - 301069

(P2002 - 301069A)

(43)公開日 平成14年10月15日(2002.10.15)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコ-ト* (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/22	501	G 0 1 N 29/22	4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 8 数)

(21)出願番号 特願2001 - 105699(P2001 - 105699)

(22)出願日 平成13年4月4日(2001.4.4)

(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 阿賀野 俊孝

神奈川県足柄上郡開成町宮台798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)

最終頁に続く

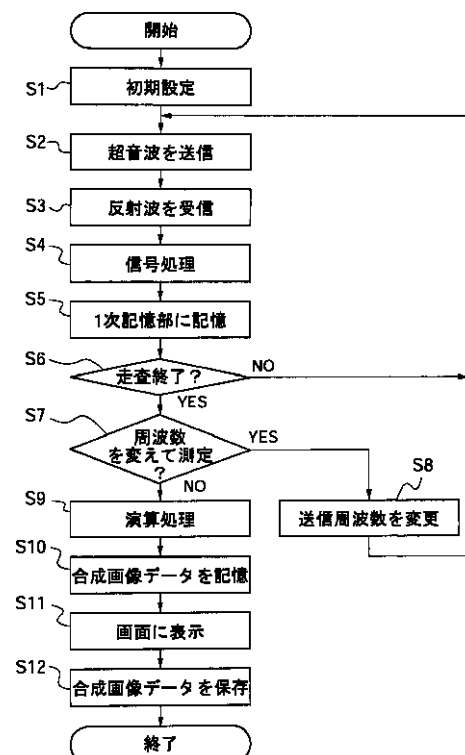
(54)【発明の名称】 超音波撮像方法及び装置

(57)【要約】

【課題】 臓器等の形状だけでなく、性状の相違も画面に表示することができる超音波撮像方法等を提供する。

【解決手段】 複数の異なる周波数を有する複数種類の超音波を送信し、被検体から反射される超音波を受信することにより複数種類の画像データを得るステップ

(a) と、ステップ (a) により得られた複数種類の画像データを用いて演算を行うことにより新たな画像データを算出するステップ (b) とを具備する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 複数の異なる周波数を有する複数種類の超音波を送信し、被検体から反射される超音波を受信することにより複数種類の画像データを得るステップ

(a) と、

ステップ (a) により得られた複数種類の画像データを用いて演算を行うことにより新たな画像データを算出するステップ (b) と、を具備する超音波撮像方法。

【請求項 2】 ステップ (a) が、所定の周波数を有する超音波を走査することによりフレームデータを得るステップを、送信する超音波の周波数を変化させながら複数回繰り返すことにより複数種類のフレームデータを得ることを含み、

ステップ (b) が、ステップ (a) において得られた複数種類のフレームデータを用いて演算を行うことにより新たなフレームデータを算出することを含む、請求項 1 記載の超音波撮像方法。

【請求項 3】 ステップ (a) が、送信する超音波の周波数を変化させると共に、超音波の送信パワーを変化させるステップを含み、送信する超音波の周波数が高いほど超音波の送信パワーが高く設定されることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波撮像方法。

【請求項 4】 ステップ (b) が、周波数 f_1 、 f_2 の超音波を送受信することにより得られた 2 種類の画像データ $D(f_1)$ 、 $D(f_2)$ を合成するステップであって、合成画像データ $G(f_1, f_2)$ を、正の係数 k_1 、 k_2 を用いて、

$G(f_1, f_2) = k_2 \times D(f_2) - k_1 \times D(f_1)$ として算出するステップを含む、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の超音波撮像方法。

【請求項 5】 前記 2 種類の画像データは、最短フレーム間のデータであることを特徴とする請求項 4 記載の超音波撮像方法。

【請求項 6】 ステップ (b) が、 $f_1 < f_2 < f_3$ を満たす周波数 f_1 、 f_2 、 f_3 の超音波を送受信することにより得られた 3 種類の画像データ $D(f_1)$ 、 $D(f_2)$ 、 $D(f_3)$ を合成するステップであって、合成画像データ $G(f_1, f_2, f_3)$ を、正の係数 k_1 、 k_2 、 k_3 を用いて、

$G(f_1, f_2, f_3) = k_2 \times D(f_2) - \{ k_1 \times D(f_1) + k_3 \times D(f_3) \}$ として算出するステップを含む、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の超音波撮像方法。

【請求項 7】 前記 3 種類の画像データは、最短フレーム間のデータであることを特徴とする請求項 6 記載の超音波撮像方法。

【請求項 8】 複数の超音波トランスデューサが配列され、被検体に向けて超音波を送信すると共に、被検体から反射される超音波を受信して検出信号を出力する超音波送受信手段と、

*前記超音波送受信手段から出力された検出信号に基づいて画像データを生成して出力する信号処理手段と、複数の異なる周波数を有する複数種類の超音波を送受信するために、少なくとも送信する超音波の周波数を変化させるように前記超音波送受信手段を制御する制御手段と、

前記信号処理手段から出力された画像データを蓄積することにより、複数の異なる周波数を有する複数種類の超音波の送受信により得られた複数種類の画像データを記憶する記憶手段と、

前記記憶手段に記憶された複数種類の画像データを用いて演算を行うことにより新たな画像データを算出する演算手段と、を具備する超音波撮像装置。

【請求項 9】 前記記憶手段が、複数の異なる周波数を有する複数種類の超音波を走査することにより得られた複数種類のフレームデータを記憶し、前記演算手段が、前記記憶手段に記憶された複数種類のフレームデータを用いて演算を行うことにより新たなフレームデータを算出することを特徴とする請求項 8 記載の超音波撮像装置。

【請求項 10】 前記制御手段が、送信する超音波の周波数に応じて該超音波のパワーを変化させるように前記超音波送受信手段を制御することを特徴とする請求項 8 又は 9 記載の超音波撮像装置。

【請求項 11】 前記制御手段が、送信する超音波の周波数に応じて、前記記憶手段における記憶領域を指定するためのアドレスを変更することを特徴とする請求項 8 ~ 10 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 12】 前記超音波送受信手段の複数の超音波トランスデューサが 1 次元に配列され、被検体に関する 2 次元情報を含むエコーを受信することを特徴とする請求項 8 ~ 11 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 13】 前記超音波送受信手段の複数の超音波トランスデューサが 2 次元に配列され、被検体に関する 3 次元情報を含むエコーを受信することを特徴とする請求項 8 ~ 11 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断において、異なる周波数の超音波を送受信することにより得られた複数種類の画像を合成する超音波撮像方法及び超音波撮像装置に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波は、音響特性インピーダンスが変化する場所、即ち、異なる媒質の境界面で反射する。超音波画像とは、このような超音波の性質を利用して得た生体等の被検体の内部情報を画像として構成したものである。即ち、複数の超音波トランスデューサを含む探触子から生体等の被検体に超音波を送信し、被検体の内部に存在する反射体に反射されて戻ってきた超音波を受信

することにより、被検体の内部情報を得る。このような内部情報を超音波の送信方向を変えて繰り返し収集することにより、例えば、生体内の臓器等の形状や動き等を画像として構成することができる。従って、このような超音波診断は、臓器等の形状や動きにより病変を認識することが可能な病気に対しては、有効な診断方法である。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】ところで、生体における様々な組織の音響特性が少しずつ明らかにされている。例えば、細胞間物質であるコラーゲンの含有量が多い組織ほど音速値や減衰量が大きいということや、含水量が多いほど減衰定数が小さくなる等である。しかしながら、このような音響特性と生体内の様々な組織における具体的な対応関係は、まだよく判っていない。また、例えば、心筋梗塞の病変組織のように、タンパク質が融解して代わりに含水量が増加した変性部と、変性部を修復するために作られたコラーゲン等を成分とする繊維化部と、健全な心筋部とが混在しているような組織においては、それぞれの組織の間で音響インピーダンスが大きく異なるために強いエコー源が多数存在する。このため、超音波画像には病変組織が高い輝度で表示される。しかしながら、反対に、臓器の一部又は全部が一様に変異した病変組織等においては、このような強いエコー源が存在しないため、必ずしも組織の違いが超音波画像によって判断できるとは限らない。

【0004】そこで、上記の点に鑑み、本発明は、超音波診断において、臓器等の形状だけでなく、性状の相違も画面に表示することができる超音波撮像方法及び超音波撮像装置を提供することを目的とする。

【0005】

【課題を解決するための手段】以上の課題を解決するため、本発明に係る超音波撮像方法は、複数の異なる周波数を有する複数種類の超音波を送信し、被検体から反射される超音波を受信することにより複数種類の画像データを得るステップ(a)と、ステップ(a)により得られた複数種類の画像データを用いて演算を行うことにより新たな画像データを算出するステップ(b)とを具備する。

【0006】また、本発明に係る超音波撮像装置は、複数の超音波トランスデューサが配列され、被検体に向けて超音波を送信すると共に、被検体から反射される超音波を受信して検出信号を出力する超音波送受信手段と、超音波送受信手段から出力された検出信号に基づいて画像データを生成して出力する信号処理手段と、複数の異なる周波数を有する複数種類の超音波を送受信するために、少なくとも送信する超音波の周波数を変化させるように超音波送受信手段を制御する制御手段と、信号処理手段から出力された画像データを蓄積することにより、複数の異なる周波数を有する複数種類の超音波の送受信

により得られた複数種類の画像データを記憶する記憶手段と、記憶手段に記憶された複数種類の画像データを用いて演算を行うことにより新たな画像データを算出する演算手段とを具備する。

【0007】本発明によれば、周波数の異なる複数種類の超音波を送受信することにより得られる複数種類の超音波画像を合成するので、被検体内部の組織の性状の相違を画面に表示することができる。

【0008】

【発明の実施の形態】以下、図面に基づいて本発明の実施の形態について説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。図1は、本発明の一実施形態に係る超音波撮像装置を示すブロック図である。図1において、システム制御部1は、周波数の異なる複数種類の超音波を送信し、反射体に反射した超音波を受信することにより取得した信号に基づいて得られた複数種類のフレームデータに演算処理を施し、合成画像を取得するために、システム全体を制御している。

【0009】ここで、超音波撮像において、複数の周波数の超音波を用いる理由を述べる。被検体である生体の内部に存在する臓器は、細胞が規則的に配列しているので、細胞膜等の境界面が周期的に分散した構造となっている。このため、この構造の整数倍の周期と送信された超音波の周期とが一致すると、エコー強度が大きくなる。このような音響特性は、異なる臓器や、健全な組織と病変した組織との間では異なるため、複数種類の周波数の超音波を送受信して画像を構成することにより、臓器毎或いは組織毎の音響特性の違いを画面に示すことができる。

【0010】探触子2は、複数の超音波トランスデューサが1次元又は2次元に配列された超音波トランスデューサアレイを含んでいる。超音波トランスデューサとしては、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛)に代表される圧電セラミックや、PVD(高分子圧電素子)等の振動子を用いることができるが、本実施形態においては複数種類の周波数の超音波を送信するため、共振があまり強く現れない高分子系の振動子を用いることが望ましい。これらの振動子には電極が取り付けられ、リード線を介して超音波撮像装置本体に含まれる電子回路に接続される。また、探触子2は、振動子を支えると共に振動子に対して音響的に制動をかけるバックリング材や、超音波を効率良く送信するための音響整合層や、超音波を集束するための音響レンズ等を含んでも良い。

【0011】さらに、この超音波撮像装置は、システム制御部1の制御の下で超音波の送受信条件を制御する送信遅延制御回路11と、送信パワー制御回路12と、送信周波数制御回路13と、受信感度制御回路21と、受信遅延制御回路22とを含んでいる。送信周波数制御回路13は、システム制御部1の制御に従って、所定の周

波数の超音波を送信するために信号発生器 14 を制御する。信号発生器 14 は、送信周波数制御回路 13 の制御に従って、周波数の異なる複数種類の信号を発生する。送信駆動回路 15 は、信号発生器 14 が発生する信号を増幅及び遅延することにより、駆動信号を出力する。探触子 2 は、これらの駆動信号に基づいて超音波を被検体に送信し、被検体から反射された超音波を受信して検出信号を出力する。これらの検出信号は、複数のアンプ 23 により増幅される。

【0012】送信遅延制御回路 11 は、複数の送信駆動回路 15 から出力される駆動信号の遅延時間を制御する。これにより、探触子 2 に含まれる複数の超音波トランスデューサは、駆動信号の時間差に対応した位相差を持つ超音波を、被検体に向けてそれぞれ送信する。このような複数の超音波の波面合成により、超音波ビームが形成される。また、送信パワー制御回路 12 が複数の送信駆動回路 15 から出力される駆動信号の振幅を制御することにより、超音波の送信パワーが制御される。

【0013】受信感度制御回路 21 が複数のアンプ 23 のゲインを制御することにより、受信感度が制御される。また、受信遅延制御回路 22 は、受信遅延回路 24 における検出信号の遅延時間を制御する。信号処理部 31 は、受信遅延回路 24 の出力信号に対して対数変換、検波、A/D 変換等の処理を施し、画像データを生成して出力する。

【0014】アドレス制御部 33 は、システム制御部 1 の制御に従って、出力された画像データの記憶領域を制御するためのアドレスを出力する。1 次記憶部 32 は、このアドレスに従って、信号処理部 31 から出力された画像データを順次記憶する。これらの画像データは、超音波の送信周波数毎に別々の領域に記憶され、送信周波数毎のフレームデータを構成する。このようにして、1 次記憶部 32 には、異なる周波数の超音波を送受信することにより得られたフレームデータが蓄積される。

【0015】テーブル 35 には、1 次記憶部 32 に記憶された複数のフレームデータを合成するために用いられる係数が格納されている。演算部 34 は、テーブル 35 を参照しながら、1 次記憶部 32 に記憶されたフレームデータに対して演算処理を行い、合成画像データを作成する。作成された合成画像データは 2 次記憶部 36 に記憶され、表示部 38 により CRT 等の画面に表示される。また、画像処理部 37 は、合成画像データに補間、レスポンス変調処理、階調処理等の処理を施す。さらに、記録部 39 は合成画像データをハードディスクや MO 等の記録媒体に記録する。なお、本実施形態に係る超音波撮像装置は、2 次記憶部 36、表示部 38、記録部 38 を装置本体に含む独立型でも良いし、2 次記憶部 36、表示部 38、記録部 38 等がネットワークにより接続されるネットワーク接続型でも良い。

【0016】次に、本実施形態に係る超音波撮像装置の

動作について、図 1 及び図 2 を参照しながら説明する。図 2 は、本実施形態に係る超音波撮像装置の動作を示すフローチャートである。まず、ステップ S1 において、初期設定を行う。即ち、周波数の異なる複数種類の超音波を送信するために、周波数 f_1 、 f_2 、 $\dots$ の値 ($f_1 < f_2 < \dots$)、及び、それぞれの超音波の送信パワーを設定する。ここで、超音波は周波数が高いほど媒質における減衰が大きいという性質があるので、周波数 f_2 の超音波の送信パワーは、周波数 f_1 の超音波の送信パワーよりも大きくしておくことが望ましい。初期設定を行うと、システム制御部 1 はまず、周波数 f_1 の超音波を送信するために、送信パワー制御回路 12 や、送信周波数制御回路 13 に制御信号を出力し、画像データの記憶領域を制御するために、アドレス制御部 33 にアドレス制御信号を出力する。

【0017】次に、ステップ S2 において、探触子 2 から被検体に向けて、周波数 f_1 の超音波が送信される。即ち、送信周波数制御回路 13 の制御の下で、信号発生器 14 が周波数 f_1 の信号を発生し、この信号を送信駆動回路 15 に供給する。送信駆動回路 15 は、送信遅延制御回路 11 の制御の下で信号に所定の遅延を与え、送信パワー制御回路 12 によって制御された送信パワーで駆動信号を探触子 2 に送信する。これにより、探触子 2 に含まれている超音波トランスデューサが振動し、超音波を被検体に送信する。送信された超音波は、被検体の内部に存在する反射体に反射され、ステップ S3 において、反射波が超音波トランスデューサにより受信されて電気信号に変換され、検出信号として出力される。

【0018】この検出信号は、ステップ S4 において、各種の信号処理を受ける。即ち、検出信号は、アンプ 23 により増幅されて受信遅延回路 24 に入力され、受信遅延制御回路 22 の下で所定の遅延を受ける。さらに、受信遅延回路 24 の出力信号は、信号処理部 31 において対数変換、検波、A/D 変換等の処理を受け、画像データとして出力される。出力された画像データは、ステップ S5 において、1 次記憶部 32 に記憶される。

【0019】このような、ステップ S2 ~ S5 における超音波の送受信を複数回繰り返しながら超音波ビームの走査を行うことにより (ステップ S6)、1 次記憶部 32 には画像データが蓄積され、周波数 f_1 の音波に対して強い音響特性を反映したフレームデータが得られる。なお、ステップ S2 における超音波の送信タイミングについては、先に送信した超音波と分離することができれば、ステップ S4、S5 における信号処理や画像データの記憶が終了するのを待たずに、次の超音波を送信しても良い。

【0020】次に、ステップ S7 において、超音波の送信周波数を変えて測定を続行するか否かを判断する。測定を続行する場合には、ステップ S8 において、システム制御回路 1 が、周波数 f_2 の超音波を送信するため

に、各種の制御信号を変更して出力する。これに応答して、送信周波数制御回路 13 及び送信パワー制御回路 12 は、ステップ S1 において設定された周波数 f_2 、及び、これに対応する送信パワーの超音波を送信するために、信号発生器 14 及び送信駆動回路 15 をそれぞれ制御する。また、アドレス制御部 33 は、周波数 f_2 の超音波を送受信することにより得られた画像データを記憶する記憶領域を指定するためのアドレスを、1 次記憶部 32 に入力する。

【0021】さらに、ステップ S2 ~ S6 を繰り返すことにより、1 次記憶部 32 には、周波数 f_2 の超音波を送受信することにより得られた画像データが蓄積され、フレームデータが構成される。3 種類以上の異なる周波数の超音波を送信する場合には、さらに、ステップ S2 ~ S6 を必要なだけ繰り返せば良い。

【0022】一方、送信すべき超音波の周波数が f_1 と f_2 の 2 種類だけの場合には、システム制御部 1 が、再び周波数 f_1 の超音波を送信するために、各種の制御信号を変更して出力する。このようにして、周波数 f_1 の超音波の送信と周波数 f_2 の超音波の送信を交互に繰り返すことにより、1 次記憶部 32 には、周波数 f_1 の超音波を送受信することにより得られたフレームデータと、周波数 f_2 の超音波を送受信することにより得られたフレームデータとが、交互に蓄積される。

【0023】次に、演算部 34 は、ステップ S9 において、テーブル 35 を参照しながら、1 次記憶部 32 に記憶されたフレームデータに対して演算処理を行う。ここで、周波数の異なる 2 種類の超音波を送受信する場合における演算処理について説明する。図 3 は、周波数に対するエコー強度の特性を示している。ここでは、例として、ある臓器の健常な組織 A 及び病変した組織 B の周波数特性を示す。また、図 4 の (a) は、周波数 f_1 の超音波を送受信することにより取得されたフレームデータ $D(f_1)$ に基づいて構成された画像を示し、図 4 の (b) は、周波数 f_2 の超音波を送受信することにより取得されたフレームデータ $D(f_2)$ に基づいて構成された画像を示している。なお、図 4 の (a) 及び (b) において、破線は、組織 A と組織 B との境界を示している。

【0024】図 3 に示すように、周波数 f_1 の超音波を用いて得られた画像では、組織 A 及び組織 B によるエコー強度に差がないため、図 4 の (a) に示すように、画面において組織 A と B とを識別することはできない。しかしながら、周波数 f_2 の超音波を用いると、組織 B からは強度の大きいエコーが得られるため、図 4 の (b) に示すように、組織間に輝度の差が現れる。

【0025】従って、1 次記憶部 32 に記憶されているフレームデータ間の差を取るることにより、組織 A 又は組織 B の画像データを抽出することができる。即ち、演算処理された合成画像データを $G(f_1, f_2)$ とし、さら

に、テーブル 35 に格納されている正の係数 k_1 、 k_2 を用いて、

$$G(f_1, f_2) = k_2 \times D(f_2) - k_1 \times D(f_1)$$

として合成画像データを算出することができる。ここで、フレームデータ $D(f_1)$ 、 $D(f_2)$ は、最短フレーム間のデータを用いることが望ましい。

【0026】このような演算処理の結果、図 3 を参照すると明かなように、組織 A を示す部分のデータはマイナスの値となり、組織 B を示す部分のデータはプラスの値となる。これらのデータを画像表示に用いるために、合成画像データに一定の値を加算しても良い。即ち、C を定数とすると、表示用の合成画像データ $G'(f_1, f_2)$ は、

$$G'(f_1, f_2) = G(f_1, f_2) + C$$

と算出することができる。図 5 は、合成画像データ $G'(f_1, f_2)$ が表す画像を示している。なお、図 5 において、破線は、組織 B の境界を示しているが、実際には画面上に表示されていない。

【0027】演算処理された合成画像データは、ステップ S10 において、2 次記憶部 36 に記憶される。また、合成画像データに対して、画像処理部 37 により補間、レスポンス変調処理、階調処理等の画像処理を行っても良い。さらに、このような合成画像データに基づいて、合成画像を表示部 38 において CRT 等の画面に表示したり (ステップ S11)、記録部 39 において各種記録媒体に保存しても良い (ステップ S12)。

【0028】合成画像を表示するときに、抽出された組織のみを表示すると、全体像が判らなくなる場合がある。このような場合には、抽出された組織毎に色分けする等の処理を加えて表示すれば良い。例えば、図 6 に示すように、合成画像データ $G(f_1, f_2)$ に含まれるプラスの値のデータ、即ち組織 B に関するデータが示す部分を赤色で表示し、組織 A に関するマイナスの値のデータが示す部分を緑色で表示し、さらに、元の画像データ $D(f_1)$ 又は $D(f_2)$ と重ね合わせて表示しても良い。このような処理を施すことにより、視野における臓器の位置等を明らかにし、臓器の中の病変組織をはっきりと示すことができる。

【0029】次に、周波数の異なる 3 種類の超音波を送受信する場合における演算処理について説明する。図 7 は、周波数に対するエコー強度の特性を示している。ここでは、例として、臓器 A 及び臓器 B の周波数特性を示す。また、図 8 の (a)、(b)、(c) は、周波数 f_1 、 f_2 、 f_3 の超音波を送受信することにより取得したフレームデータ $D(f_1)$ 、 $D(f_2)$ 、 $D(f_3)$ に基づいて構成された画像を示している。ここで、 $f_1 < f_2 < f_3$ とする。

【0030】図 7 に示すように、周波数 f_1 の超音波を用いて得られた画像では、臓器 A に対しても臓器 B に対してもエコー強度は高くないため、図 8 の (a) に示す

ように、臓器 A が薄く画面に現れている程度である。また、周波数 f_2 の超音波を用いて得られた画像では、臓器 A のエコー強度が最大となるため、図 8 の (b) には臓器 A がはっきりと現れている。また、臓器 B も薄く現れている。さらに、周波数 f_3 の超音波を用いて得られた画像では、臓器 A と臓器 B とのエコー強度は同程度なので、図 8 の (c) において、画面に両者が同程度の輝度で現れてしまい、識別することができない。なお、図 8 において、破線は、臓器 A と臓器 B との境界を示し、一点鎖線は、臓器 B とその外側との境界を示している。

【0031】そこで、臓器 A を表す画像を抽出するためには、合成画像データを $G(f_1, f_2, f_3)$ とし、さらに、テーブル 35 に格納されている正の係数 k_1 、 k_2 、 k_3 を用いて、 $G(f_1, f_2, f_3) = k_2 \times D(f_2) - \{k_1 \times D(f_1) + k_3 \times D(f_3)\}$ と演算すれば良い。ここで、フレームデータ $D(f_1)$ 、 $D(f_2)$ 、 $D(f_3)$ は、最短フレーム間のデータを用いることが望ましい。

【0032】さらに、合成画像データ $G(f_1, f_2, f_3)$ を画像表示に用いるために、合成画像データに一定の値を加算しても良い。即ち、C を定数とすると、表示用の合成画像データ $G'(f_1, f_2, f_3)$ は、

$G'(f_1, f_2, f_3) = G(f_1, f_2, f_3) + C$ と算出することができる。図 9 は、合成画像データ $G'(f_1, f_2, f_3)$ が表す画像を示している。なお、図 9 において、破線は、臓器 B の境界を示しているが、実際には画面に表示されていない。

【0033】演算処理された合成画像データは、ステップ S10 において、2 次記憶部 36 に記憶される。また、合成画像データに対して、画像処理部 37 により補間、レスポンス変調処理、階調処理等の画像処理を行っても良い。さらに、このような合成画像データに基づいて、合成画像を表示部 38 において CRT 等の画面に表示したり (ステップ S11)、記録部 39 において各種記録媒体に保存しても良い (ステップ S12)。

【0034】合成画像を表示するときには、合成画像データ $G'(f_1, f_2, f_3)$ と元の画像データ $D(f_3)$ 等とを重ね合わせて表示しても良い。このように表示すると、全体像における臓器 A の位置関係が判り易くなる。また、図 10 に示すように、このとき、 $G'(f_1, f_2, f_3)$ の部分に、注意を喚起するための色をつけて表示すると、さらに画面が見やすくなる。

【0035】

【発明の効果】以上述べた様に、本発明によれば、単一の周波数の超音波を送受信するだけでは得られない組織毎の性状に依存する音響特性の相違を含む画像データを得ることができる。このため、臓器等の形状だけでな

く、性状の異なる組織等を抽出して画面に表示することが可能となる。従って、超音波診断において、病変組織を発見するだけでなく、病変組織の状態を診断できる可能性がある。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】本発明の一実施形態に係る超音波撮像装置の動作を示すフローチャートである。

【図 3】周波数に対する体内組織のエコー強度の特性の例を示す図である。

【図 4】図 4 の (a) は周波数 f_1 の超音波を、図 4 の (b) は周波数 f_2 の超音波をそれぞれ送受信することにより得られた画像である。

【図 5】演算処理を施した合成画像データに基づいて構成された画像である。

【図 6】合成画像データに色をつけ、元の画像データと重ね合わせて表示した画像である。

【図 7】周波数に対する臓器のエコー強度の特性の例を示す図である。

【図 8】図 8 の (a) は周波数 f_1 の超音波を、図 8 の (b) は周波数 f_2 の超音波を、図 8 の (c) は周波数 f_3 の超音波をそれぞれ送受信することにより得られた画像である。

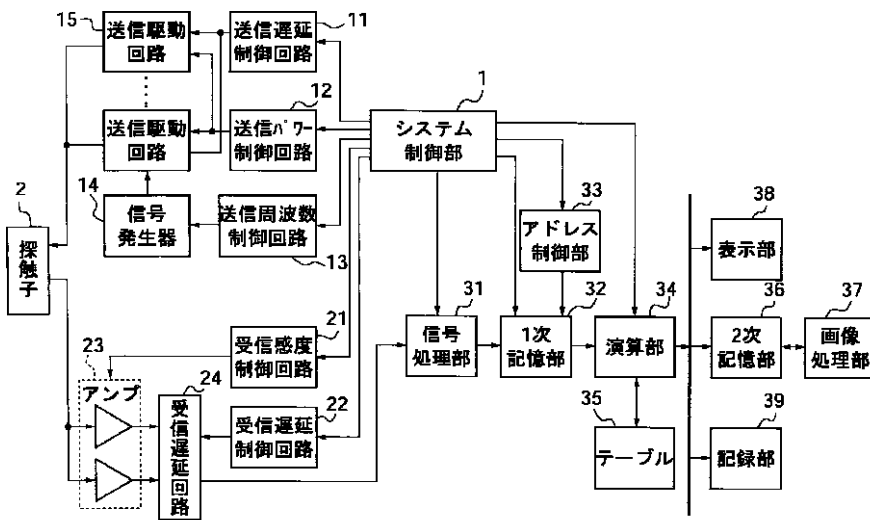
【図 9】演算処理を施した合成画像データに基づいて構成された画像である。

【図 10】合成画像データに色をつけ、元の画像データと重ね合わせて表示した画像である。

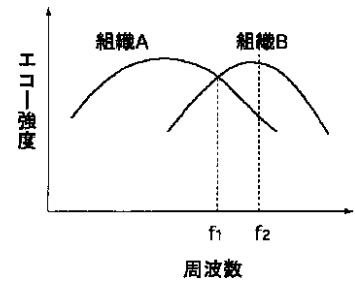
【符号の説明】

- 1 システム制御部
- 2 探触子
- 11 送信遅延制御回路
- 12 送信パワー制御回路
- 13 送信周波数制御回路
- 14 信号発生器
- 15 送信駆動回路
- 21 受信感度制御回路
- 22 受信遅延制御回路
- 23 アンプ
- 24 受信遅延回路
- 31 信号処理部
- 32 1 次記憶部
- 33 アドレス制御回路
- 34 演算部
- 35 テーブル
- 36 2 次記憶部
- 37 画像処理部
- 38 表示部
- 39 記録部

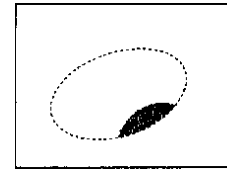
【図1】



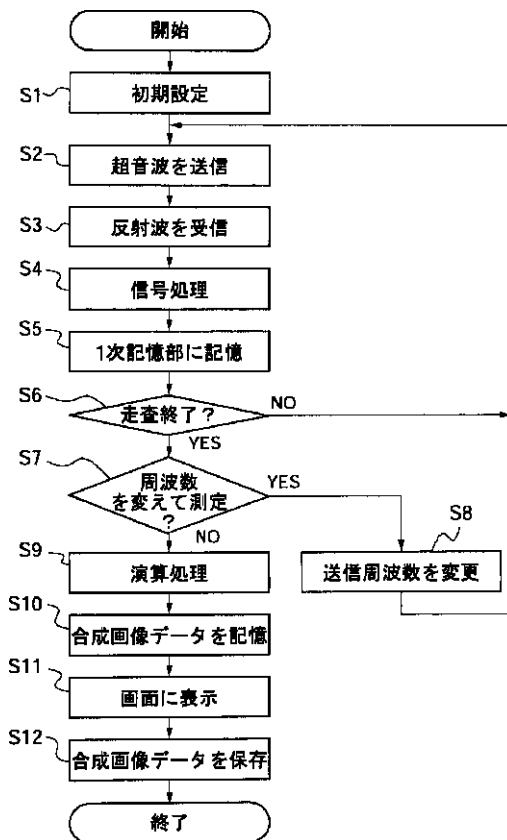
【図3】



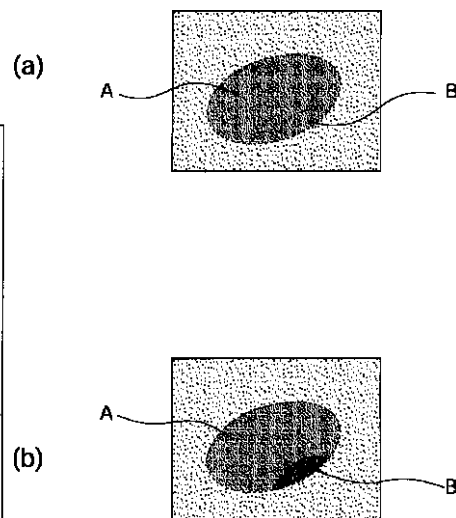
【図5】



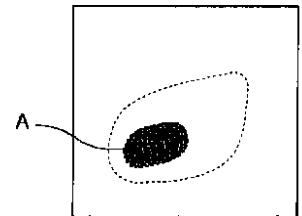
【図2】



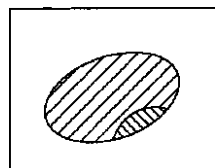
【図4】



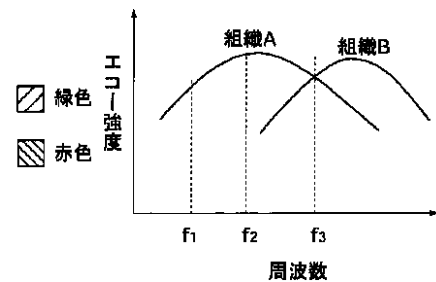
【図9】



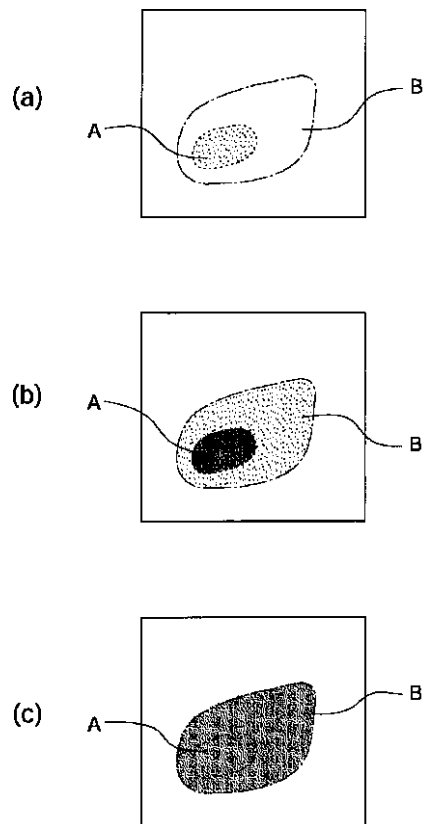
【図6】



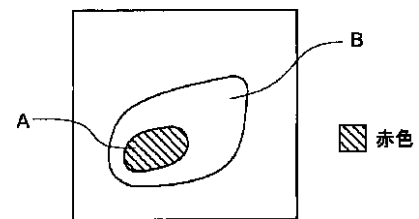
【図7】



【図8】



【図10】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2G047 AC13 BA03 BC03 BC13 CA01
 DA02 DB02 EA05 EA07 EA10
 GG32 GH13
 4C301 AA01 BB22 CC01 EE06 EE07
 EE11 GB03 HH46 JB26 JB29
 JB46 JC13

专利名称(译)	超声波成像方法和设备		
公开(公告)号	JP2002301069A	公开(公告)日	2002-10-15
申请号	JP2001105699	申请日	2001-04-04
[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	阿賀野俊孝		
发明人	阿賀野 俊孝		
IPC分类号	G01N29/44 A61B8/00 G01N29/22		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/22.501		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/BC03 2G047/BC13 2G047/CA01 2G047/DA02 2G047/DB02 2G047/EA05 2G047/EA07 2G047/EA10 2G047/GG32 2G047/GH13 4C301/AA01 4C301/BB22 4C301/CC01 4C301/EE06 4C301/EE07 4C301/EE11 4C301/GB03 4C301/HH46 4C301/JB26 4C301/JB29 4C301/JB46 4C301/JC13 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/HH35 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB39 4C601/JB45 4C601/JC15 4C601/JC20		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波成像方法等，其不仅能够显示器官等的形状，而且能够在屏幕上显示特性的差异。通过发送具有多种不同频率的多种超声波并接收从被检体反射的超声波来获得多种图像数据的步骤（a），以及步骤（a）步骤（b），通过使用所获得的多种图像数据执行操作来计算新图像数据。

