

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

**特許第3984810号
(P3984810)**

(45) 発行日 平成19年10月3日(2007. 10. 3)

(24) 登録日 平成19年7月13日(2007. 7. 13)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006. 01)

F I

A 6 1 B 8/00

請求項の数 2 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2001-287989 (P2001-287989)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成13年9月21日(2001. 9. 21)		ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
(65) 公開番号	特開2003-102733 (P2003-102733A)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(43) 公開日	平成15年4月8日(2003. 4. 8)	(74) 代理人	100095511
審査請求日	平成16年12月6日(2004. 12. 6)		弁理士 有近 紳志郎
前置審査		(72) 発明者	橋本 浩
			東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波探触子と、

前記超音波探触子を駆動して超音波パルスを送信すると共に被検体内から超音波エコーを受信して受信データを送信する送受信手段と、

対となる、第1の超音波パルスに対応する第1の受信データと前記第1の超音波パルスと逆位相の第2の超音波パルスに対応する第2の受信データと、を加算した和に基づいてハーモニックモードデータを得るハーモニックモードデータ生成手段と、

前記ハーモニックモードデータに基づいてハーモニックモード画像を生成する画像生成手段と、

前記ハーモニックモード画像を表示する表示手段とを具備した超音波診断装置であって、

前記ハーモニックモードデータ生成手段における対となる第1の超音波パルス及び第2の超音波パルスは、同一音線上の同一フォーカスの超音波パルスであり、

前記送受信手段は、対となる前記第1の超音波パルスと前記第2の超音波パルスとの間に、第1の超音波パルス及び第2の超音波パルスのフォーカスとは異なる位置のフォーカスの超音波パルスを送信することにより、第1の超音波パルスを送信した後、第2の超音波エコーが第1の超音波パルスの影響を受けない時間をあけてから第2の超音波パルスを送信すると共に、複数のフォーカスについて超音波パルスを送信する場合に、前記複数のフォーカスについて前記第1の超音波パルスを連続して送信した後に、前記複数のフォー

10

20

カスについて前記第2の超音波パルスを連続して送信することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断装置において、

前記送受信手段は、ある超音波パルスの送信と次の超音波パルスの送信の間の時間を、対応するフォーカスが浅いほど短くすることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波撮像方法および超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、今回の超音波パルスに対する受信データの基本成分に前回の超音波パルスに対する受信データの基本成分が無視できない強さで混入することにより良好なハーモニック(harmonic)画像が得られない問題点を解消した超音波撮像方法および超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

図14は、従来の超音波診断装置におけるBモードの撮像タイミングを示す説明図である。

Bモードでは、基本成分を主とし、ハーモニック成分を従とするため、基本成分を実線で示し、ハーモニック成分を破線で示している。

【0003】

時刻 t_1 に、比較的浅い(例えば5cm)フォーカスで超音波パルス f_s を送信すると、図14に実線で示す受信データの基本成分(受信データのうち送信周波数と同じ周波数の成分)の強度は、時刻 t_1 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、破線で示す受信データのハーモニック成分(受信データのうち送信周波数の2倍の周波数の成分)の強度は、時刻 t_1 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

【0004】

時刻 t_2 は、時刻 t_1 に送信した超音波パルス f_s に対する受信データの基本成分の強度が無視できるくらい小さくなった(例えば、ノイズ成分や検出感度以下になった)時点である。

時刻 t_2 に、比較的中くらい(例えば10cm)のフォーカスで超音波パルス f_m を送信すると、図14に実線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_2 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、破線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_2 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

【0005】

時刻 t_3 は、時刻 t_2 に送信した超音波パルス f_m に対する受信データの基本成分の強度が無視できるくらい小さくなった時点である。

時刻 t_3 に、比較的深い(例えば15cm)フォーカスで超音波パルス f_d を送信すると、図14に実線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_3 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、破線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_3 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

【0006】

時刻 t_4 は、時刻 t_3 に送信した超音波パルス f_d に対する受信データの基本成分の強度が無視できるくらい小さくなった時点である。

時刻 t_4 に、比較的浅い(例えば5cm)フォーカスで超音波パルス f_s を送信すると、図14に実線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_4 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、破線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_4 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

以下、同様の動作が繰り返される。

【0007】

時刻 t_1 と t_2 の間隔を τ_s とし、時刻 t_2 と t_3 の間隔を τ_m とし、時刻 t_3 と t_4 の

10

20

30

40

50

間隔を τ_d とし、超音波パルス f_s , f_m , f_d で 1 音線が得られ、1 フレームの音線数を N とするとき、フレームレートは、 $1 / (\tau_s + \tau_m + \tau_d) \div N$ となる。また、 $\tau_s < \tau_m < \tau_d$ である。

【0008】

超音波パルス f_s , f_m , f_d の送信間隔を一律に τ_s とすると、超音波パルス f_d に対する受信データを受信開始した時に、超音波パルス f_m に対する受信データが無視できない強さで残っており、撮像に支障を来す。また、超音波パルス f_s に対する受信データを受信開始した時に、超音波パルス f_d に対する受信データが無視できない強さで残っており、撮像に支障を来す。

また、間隔を一律に τ_m とすると、超音波パルス f_s に対する受信データを受信開始した時に、超音波パルス f_d に対する受信データが無視できない強さで残っており、撮像に支障を来す。

10

【0009】

これに対して、間隔を一律に τ_d としても撮像に支障はない。

しかしながら、フレームレートは $1 / (3 \cdot \tau_d) \div N$ となり、図 14 のフレームレートより下がってしまう。

換言すれば、より高いフレームレートを得るために、図 14 のようなタイミングで超音波パルス f_s , f_m , f_d を送信している。

【0010】

図 15 は、従来の超音波診断装置におけるフィルタ法によるハーモニックモードの撮像タイミングを示す説明図である。

20

ハーモニックモードでは、ハーモニック成分を主とし、基本成分を従とするため、ハーモニック成分を実線で示し、基本成分を破線で示している。また、元々小さなハーモニック成分を大きく得るため、ゲインを大きくしており、このために基本成分も大きくなっている。

図 15 の超音波パルスを送信するタイミングは、図 14 の B モード時と全く同じである。

【0011】

図 16 は、従来の超音波診断装置におけるフェーズインバージョン (phase inversion) 法によるハーモニックモードの撮像タイミングを示す説明図である。

時刻 t_1 に、比較的浅いフォーカスで第 1 の超音波パルス f_{s+} を送信すると、図 16 に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_1 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_1 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

30

B モード時と合わせて時刻 t_1 から時間 τ_s を経過したタイミングの時刻 t_2 に、比較的浅いフォーカスで第 1 の超音波パルス f_{s+} と逆位相の第 2 の超音波パルス f_{s-} を送信すると、図 16 に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_2 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_2 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

第 1 の受信データと第 2 の受信データを加算すると、基本成分は位相が逆相になっているので打ち消され、ハーモニック成分は位相が同相になっているので 2 倍になる。つまり、ハーモニック成分のみが得られる。

40

【0012】

B モード時と合わせて時刻 t_2 から時間 τ_s を経過したタイミングの時刻 t_3' に、比較的中くらいのフォーカスで第 1 の超音波パルス f_{m+} を送信すると、図 16 に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_3' を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_3' から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

B モード時と合わせて時刻 t_3' から時間 τ_m を経過したタイミングの時刻 t_4' に、比較的中くらいのフォーカスで第 1 の超音波パルス f_{m+} と逆位相の第 2 の超音波パルス f_{m-} を送信すると、図 16 に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_4' を最

50

大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_4' から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

第1の受信データと第2の受信データを加算すると、基本成分は位相が逆相になっているので打ち消され、ハーモニック成分は位相が同相になっているので2倍になる。つまり、ハーモニック成分のみが得られる。

【0013】

Bモード時と合わせて時刻 t_4' から時間 τ_m を経過したタイミングの時刻 t_5' に、比較的深いフォーカスで第1の超音波パルス f_{d+} を送信すると、図16に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_5' を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_5' から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

10

Bモード時と合わせて時刻 t_5' から時間 τ_d を経過したタイミングの時刻 t_6' に、比較的深いフォーカスで第1の超音波パルス f_{d+} と逆位相の第2の超音波パルス f_{d-} を送信すると、図16に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_6' を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_6' から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

第1の受信データと第2の受信データを加算すると、基本成分は位相が逆相になっているので打ち消され、ハーモニック成分は位相が同相になっているので2倍になる。つまり、ハーモニック成分のみが得られる。

20

【0014】

Bモード時と合わせて時刻 t_6' から時間 τ_d を経過したタイミングの時刻 t_7' に、比較的浅いフォーカスで第1の超音波パルス f_{s+} を送信する。

以下、同様の動作を繰り返す。

【0015】

【発明が解決しようとする課題】

上記従来の超音波診断装置におけるハーモニックモードでは、超音波パルスの送信タイミングをBモード時に合わせている。

ところが、Bモード時の超音波パルスの送信タイミングは、ゲインが小さい時に前回の超音波パルスに対する受信データの基本成分が無視できる程度まで小さくなったタイミングで次の超音波パルスを送信するものであり、ゲインが大きくなっているハーモニックモードで同じタイミングを使うと、前回の超音波パルスに対する受信データの基本成分が無視できるまで小さくなっていないのに次の超音波パルスを送信してしまうことになる。従って、フィルタ法では、従たる基本成分に、前回の超音波パルスに対する受信データの基本成分が無視できない強さで混入することになり、良好なハーモニック画像が得られない問題点があった。

30

【0016】

一方、フェーズインバージョン法では、加算により基本成分が打ち消されるはずであるが、例えば図16の超音波パルス f_{m+} の送信時には超音波パルス f_{s-} に対する受信データの基本成分が混入し、超音波パルス f_{m-} の送信時には超音波パルス f_{m+} に対する受信データの基本成分が混入し、混入する基本成分が異なるため打ち消されず、やはり良好なハーモニック画像が得られない問題点があった。

40

【0017】

そこで、本発明の目的は、今回の超音波パルスに対する受信データの基本成分に前回の超音波パルスに対する受信データの基本成分が無視できない強さで混入することにより良好なハーモニック画像が得られない問題点を解消した超音波撮像方法および超音波診断装置を提供することにある。

【0018】

【課題を解決するための手段】

第1の観点では、本発明は、超音波パルスを被検体内へ送信すると共に被検体内から前記

50

超音波パルスに対応する超音波エコーを受信して受信データを生成し、前記受信データからハーモニック成分を用いるハーモニックモードデータを得る超音波撮像方法であって、ある音線上のフォーカスに対して超音波パルスを送信した後、前記超音波パルスに対する超音波エコーの影響を受けない時間をあけてから次の超音波パルスを送信することの特徴とする超音波撮像方法を提供する。

上記第1の観点による超音波撮像方法では、ある音線上のフォーカスに対して超音波パルスを送信した後、十分な時間をあけてから次の超音波パルスを送信するので、今回の超音波パルスに対する受信データの基本成分に前回の超音波パルスに対する受信データの基本成分が無視できない強さで混入することが防止される。よって、良好なハーモニック画像が得られる。

10

【0019】

第2の観点では、本発明は、超音波パルスを被検体内へ送信すると共に被検体内から前記超音波パルスに対応する超音波エコーを受信して受信データを生成し、前記受信データからハーモニック成分を用いるハーモニックモードデータを得る超音波撮像方法であって、ある音線上のフォーカスに対して超音波パルスを送信した後、前記超音波パルスに対する超音波エコーを無視できる程度に離れた音線上のフォーカスに次の超音波パルスを送信することの特徴とする超音波撮像方法を提供する。

上記第2の観点による超音波撮像方法では、ある音線上のフォーカスに対して超音波パルスを送信した後、十分離れた場所を次のフォーカスとして次の超音波パルスを送信するので、今回の超音波パルスに対する受信データの基本成分に前回の超音波パルスに対する受信データの基本成分が無視できない強さで混入することが防止される。よって、良好なハーモニック画像が得られる。

20

【0020】

第3の観点では、本発明は、第1の超音波パルスを被検体内へ送信すると共に被検体内から前記第1の超音波パルスに対応する第1の超音波エコーを受信して第1の受信データを生成し、次に前記第1の超音波パルスと逆位相の第2の超音波パルスを被検体内へ送信すると共に被検体内から前記第2の超音波パルスに対応する第2の超音波エコーを受信して第2の受信データを生成し、前記第1の受信データと前記第2の受信データを加算した和に基づいてハーモニックモードデータを得る超音波撮像方法であって、前記第1の超音波パルスを送信した後、前記第2の超音波エコーが前記第1の超音波パルスの影響を受けない時間をあけてから前記第2の超音波パルスを送信することの特徴とする超音波撮像方法を提供する。

30

上記第3の観点による超音波撮像方法では、第1の超音波パルスを送信した後、十分な時間をあけてから第2の超音波パルスを送信するので、第2の超音波パルスに対する受信データの基本成分に第1の超音波パルスに対する受信データの基本成分が無視できない強さで混入することが防止される。よって、良好なハーモニック画像が得られる。

【0021】

第4の観点では、本発明は、第1の超音波パルスを被検体内へ送信すると共に被検体内から前記第1の超音波パルスに対応する第1の超音波エコーを受信して第1の受信データを生成し、次に前記第1の超音波パルスと逆位相の第2の超音波パルスを被検体内へ送信すると共に被検体内から前記第2の超音波パルスに対応する第2の超音波エコーを受信して第2の受信データを生成し、前記第1の受信データと前記第2の受信データを加算した和に基づいてハーモニックモードデータを得る超音波撮像方法であって、同一音線上の複数のフォーカスについて前記第1の超音波パルスを送信し、次いで同一音線上の複数のフォーカスについて前記第2の超音波パルスの送信を続けて行うことの特徴とする超音波撮像方法を提供する。

40

上記第4の観点による超音波撮像方法では、第1の超音波パルスに対する受信データの基本成分に混入する、第1の超音波パルスの前に送信した超音波パルスに対する受信データの基本成分と、第2の超音波パルスに対する受信データの基本成分に混入する、第2の超音波パルスの前に送信した超音波パルスに対する受信データの基本成分とが、同一となる

50

ので、混入した基本成分が加算により打ち消される。よって、良好なハーモニック画像が得られる。

【 0 0 2 2 】

第5の観点では、本発明は、第1の超音波パルスを送信すると共に被検体内から前記第1の超音波パルスに対応する第1の超音波エコーを受信して第1の受信データを生成し、次に前記第1の超音波パルスと逆位相の第2の超音波パルスを送信すると共に被検体内から前記第2の超音波パルスに対応する第2の超音波エコーを受信して第2の受信データを生成し、前記第1の受信データと前記第2の受信データを加算した和に基づいてハーモニックモードデータを得る超音波撮像方法であって、あるフォーカスについての前記第1の超音波パルスの送信と前記第2の超音波パルスの送信の間に、別の1つ又は複数の音線上の1つ又は複数のフォーカスについての前記第1の超音波パルスの送信または前記第2の超音波パルスの送信を行うことを特徴とする超音波撮像方法を提供する。

10

上記第5の観点による超音波撮像方法では、第1の超音波パルスを送信した後、十分離れた場所を次のフォーカスとして次の超音波パルスを送信し、その後、第2の超音波パルスを送信するので、第1および第2の超音波パルスに対する受信データの基本成分に前回の超音波パルスに対する受信データの基本成分が無視できない強さで混入することが防止される。よって、混入した基本成分がより良好なハーモニック画像が得らなくなることを防止できる。

【 0 0 2 3 】

20

第6の観点では、本発明は、上記構成の超音波撮像方法において、ある超音波パルスの送信と次の超音波パルスの送信の間の時間を、対応するフォーカスが浅いほど短くすることを特徴とする超音波撮像方法を提供する。

上記第6の観点による超音波撮像方法では、超音波エコーが早く減衰するフォーカスが浅い時は超音波パルスの送信間隔を短くし、超音波エコーが遅く減衰するフォーカスが深い時は超音波パルスの送信間隔を長くするので、撮像に支障を生じず且つフレームレートを高くすることが出来る。

【 0 0 2 4 】

第7の観点では、本発明は、上記構成の超音波撮像方法において、同一フォーカスについてのハーモニックモード時の超音波パルスの送信間隔よりもBモード時の超音波パルスの送信間隔を短くすることを特徴とする超音波撮像方法を提供する。

30

上記第7の観点による超音波撮像方法では、ゲインが比較的大きいハーモニックモード時は超音波パルスの送信間隔を比較的長くし、ゲインが比較的小さいBモード時は超音波パルスの送信間隔を比較的短くするので、撮像に支障を生じず且つフレームレートをBモードで高くすることが出来る。

【 0 0 2 5 】

第8の観点では、本発明は、上記構成の超音波撮像方法において、同一フォーカスについてのハーモニックモード時の超音波パルスの送信間隔とBモード時の超音波パルスの送信間隔とを等しくすることを特徴とする超音波撮像方法を提供する。

上記第8の観点による超音波撮像方法では、ハーモニックモード時もBモード時も超音波パルスの送信間隔を等しくするので、フレームレートを一致させることが出来る。

40

【 0 0 2 6 】

第9の観点では、本発明は、超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動して超音波パルスを送信すると共に被検体内から超音波エコーを受信して受信データを出力する送受信手段と、前記受信データからハーモニック成分を用いるハーモニックモードデータを得るハーモニックモードデータ生成手段と、前記ハーモニックモードデータに基づいてハーモニックモード画像を生成する画像生成手段と、前記ハーモニックモード画像を表示する表示手段とを具備した超音波診断装置であって、前記送受信手段は、ある音線上のフォーカスに対して超音波パルスを送信した後、前記超音波パルスに対する超音波エコーの影響を受けない時間をあけてから次の超音波パルスを送信することを特徴とする超音波診

50

断装置を提供する。

上記第9の観点による超音波診断装置では、前記第1の観点による超音波撮像方法を好適に実施できる。

【0027】

第10の観点では、本発明は、超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動して超音波パルスを送信すると共に被検体内から超音波エコーを受信して受信データを送受信手段と、前記受信データからハーモニック成分を用いるハーモニックモードデータを得るハーモニックモードデータ生成手段と、前記ハーモニックモードデータに基づいてハーモニックモード画像を生成する画像生成手段と、前記ハーモニックモード画像を表示する表示手段とを具備した超音波診断装置であって、前記送受信手段は、ある音線上のフォーカスに対して超音波パルスを送信した後、前記超音波パルスに対する超音波エコーを無視できる程度に離れた音線上のフォーカスに次の超音波パルスを送信することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

10

上記第10の観点による超音波診断装置では、前記第2の観点による超音波撮像方法を好適に実施できる。

【0028】

第11の観点では、本発明は、超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動して超音波パルスを送信すると共に被検体内から超音波エコーを受信して受信データを送受信手段と、第1の超音波パルスに対応する第1の受信データと前記第1の超音波パルスと逆位相の第2の超音波パルスに対応する第2の受信データとを加算した和に基づいてハーモニックモードデータを得るハーモニックモードデータ生成手段と、前記ハーモニックモードデータに基づいてハーモニックモード画像を生成する画像生成手段と、前記ハーモニックモード画像を表示する表示手段とを具備した超音波診断装置であって、前記送受信手段は、前記第1の超音波パルスを送信した後、前記第2の超音波エコーが前記第1の超音波パルスの影響を受けない時間をあけてから前記第2の超音波パルスを送信することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

20

上記第11の観点による超音波診断装置では、前記第3の観点による超音波撮像方法を好適に実施できる。

【0029】

第12の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記送受信手段は、同一音線上の複数のフォーカスについて前記第1の超音波パルスを送信し、次いで同一音線上の複数のフォーカスについて前記第2の超音波パルスの送信を続けて行うことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

30

上記第12の観点による超音波診断装置では、前記第4の観点による超音波撮像方法を好適に実施できる。

【0030】

第13の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記送受信手段は、あるフォーカスについての前記第1の超音波パルスの送信と前記第2の超音波パルスの送信の間に、別の1つ又は複数の音線上の1つ又は複数のフォーカスについての前記第1の超音波パルスの送信または前記第2の超音波パルスの送信を行うことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

40

上記第13の観点による超音波診断装置では、前記第5の観点による超音波撮像方法を好適に実施できる。

【0031】

第14の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記送受信手段は、ある超音波パルスの送信と次の超音波パルスの送信の間の時間を、対応するフォーカスが浅いほど短くすることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第14の観点による超音波診断装置では、前記第6の観点による超音波撮像方法を好適に実施できる。

【0032】

50

第 15 の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記送受信手段は、同一フォーカスについてのハーモニックモード時の超音波パルスの送信間隔よりも B モード時の超音波パルスの送信間隔を短くすることを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第 15 の観点による超音波診断装置では、前記第 7 の観点による超音波撮像方法を好適に実施できる。

【 0 0 3 3 】

第 16 の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記送受信手段は、同一フォーカスについてのハーモニックモード時の超音波パルスの送信間隔と B モード時の超音波パルスの送信間隔とを等しくすることを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第 16 の観点による超音波診断装置では、前記第 8 の観点による超音波撮像方法を好適に実施できる。

10

【 0 0 3 4 】

【 発明の実施の形態 】

以下、図に示す実施形態により本発明をさらに詳細に説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【 0 0 3 5 】

- 第 1 の実施形態 -

図 1 は、第 1 の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

この超音波診断装置 10 は、超音波探触子 1 と、超音波探触子 1 を駆動して超音波パルスを被検体内へ送信すると共に被検体内から超音波エコーを受信して受信データを出力する送受信部 12 と、受信データからハーモニック成分を用いるハーモニックモードデータを得るフィルタ部 13 と、B モードとハーモニックモードとを切り換えるモード切換部 4 と、受信データまたはハーモニックモードデータから画像データを生成する B モード処理部 5 と、画像表示データを生成する D S C 6 と、画像を表示する C R T 7 とを具備して構成されている。

20

【 0 0 3 6 】

図 2 は、モード切換部 4 で B モードを選択した時の撮像タイミングを示す説明図である。B モードでは、基本成分を主とし、ハーモニック成分を従とするため、基本成分を実線で示し、ハーモニック成分を破線で示している。

【 0 0 3 7 】

時刻 t_1 に、比較的浅い（例えば 5 cm）フォーカスで超音波パルス f_s を送信すると、図 2 に実線で示す受信データの基本成分（受信データのうち送信周波数と同じ周波数の成分）の強度は、時刻 t_1 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、破線で示す受信データのハーモニック成分（受信データのうち送信周波数の 2 倍の周波数の成分）の強度は、時刻 t_1 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

30

【 0 0 3 8 】

時刻 t_2 は、時刻 t_1 に送信した超音波パルス f_s に対する受信データの基本成分の強度が無視できるくらい小さくなった（例えば、ノイズ成分や検出感度以下になった）時点である。

時刻 t_2 に、比較的中くらい（例えば 10 cm）のフォーカスで超音波パルス f_m を送信すると、図 2 に実線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_2 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、破線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_2 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

40

【 0 0 3 9 】

時刻 t_3 は、時刻 t_2 に送信した超音波パルス f_m に対する受信データの基本成分の強度が無視できるくらい小さくなった時点である。

時刻 t_3 に、比較的深い（例えば 15 cm）フォーカスで超音波パルス f_d を送信すると、図 2 に実線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_3 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、破線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_3 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

50

【 0 0 4 0 】

時刻 t_4 は、時刻 t_3 に送信した超音波パルス f_d に対する受信データの基本成分の強度が無視できるくらい小さくなった時点である。

時刻 t_4 に、比較的浅い（例えば 5 cm ）フォーカスで超音波パルス f_s を送信すると、図 2 に実線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_4 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、破線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_4 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

以下、同様の動作が繰り返される。

【 0 0 4 1 】

時刻 t_1 と t_2 の間隔を τ_s とし、時刻 t_2 と t_3 の間隔を τ_m とし、時刻 t_3 と t_4 の間隔を τ_d とし、超音波パルス f_s , f_m , f_d で 1 音線が得られ、1 フレームの音線数を N とするとき、フレームレートは、 $1 / (\tau_s + \tau_m + \tau_d) \div N$ となる。また、 $\tau_s < \tau_m < \tau_d$ である。 10

【 0 0 4 2 】

超音波パルス f_s , f_m , f_d の送信間隔を一律に τ_s とすると、超音波パルス f_d に対する受信データを受信開始した時に、超音波パルス f_m に対する受信データが無視できない強さで残っており、撮像に支障を来す。また、超音波パルス f_s に対する受信データを受信開始した時に、超音波パルス f_d に対する受信データが無視できない強さで残っており、撮像に支障を来す。

また、間隔を一律に τ_m とすると、超音波パルス f_s に対する受信データを受信開始した時に、超音波パルス f_d に対する受信データが無視できない強さで残っており、撮像に支障を来す。 20

【 0 0 4 3 】

これに対して、間隔を一律に τ_d としても撮像に支障はない。

しかしながら、フレームレートは $1 / (3 \cdot \tau_d) \div N$ となり、図 2 のフレームレートより下がってしまう。

換言すれば、図 2 のようなタイミングで超音波パルス f_s , f_m , f_d を送信することにより、高いフレームレートを得ている。

【 0 0 4 4 】

図 3 は、モード切換部 4 でハーモニックモードを選択した時の撮像タイミングを示す説明図である。 30

ハーモニックモードでは、ハーモニック成分を主とし、基本成分を従とするため、ハーモニック成分を実線で示し、基本成分を破線で示している。また、元々小さなハーモニック成分を大きく得るため、ゲインを大きくしており、このために基本成分も大きくなっている。

【 0 0 4 5 】

時刻 t_1 に、比較的浅いフォーカスで超音波パルス f_s を送信すると、図 3 に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_1 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_1 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。 40

【 0 0 4 6 】

時刻 T_2 は、時刻 t_1 に送信した超音波パルス f_s に対する受信データの基本成分の強度が無視できるくらい小さくなった時点である。上述のように基本成分は B モード時よりも大きくなっているから、時刻 t_1 から時刻 T_2 までの時間 ($\tau_s + \Delta s$) は B モード時の時間 τ_s より長くなっている。

時刻 T_2 に、比較的中くらいのフォーカスで超音波パルス f_m を送信すると、図 3 に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 T_2 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 T_2 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

【 0 0 4 7 】

時刻 T_3 は、時刻 T_2 に送信した超音波パルス f_m に対する受信データの基本成分の強度が無視できるくらい小さくなった時点である。上述のように基本成分は B モード時よりも大きくなっているから、時刻 T_2 から時刻 T_3 までの時間 ($\tau_m + \Delta m$) は B モード時の時間 τ_m より長くなっている。

時刻 T_3 に、比較的深いフォーカスで超音波パルス f_d を送信すると、図 3 に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 T_3 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 T_3 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

【0048】

時刻 T_4 は、時刻 T_3 に送信した超音波パルス f_d に対する受信データの基本成分の強度が無視できるくらい小さくなった時点である。上述のように基本成分は B モード時よりも大きくなっているから、時刻 T_3 から時刻 T_4 までの時間 ($\tau_d + \Delta d$) は B モード時の時間 τ_d より長くなっている。

時刻 T_4 に、比較的浅いフォーカスで超音波パルス f_s を送信すると、図 3 に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 T_4 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 T_4 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

以下、同様の動作が繰り返される。

【0049】

超音波パルス f_s , f_m , f_d で 1 音線が得られ、1 フレームの音線数を N とするとき、フレームレートは、 $1 / (\tau_s + \Delta s + \tau_m + \Delta m + \tau_d + \Delta d) \div N$ となる。また、 $(\tau_s + \Delta s) < (\tau_m + \Delta m) < (\tau_d + \Delta d)$ である。

【0050】

超音波パルス f_s , f_m , f_d の送信間隔を一律に $(\tau_s + \Delta s)$ とすると、超音波パルス f_d に対する受信データを受信開始した時に、超音波パルス f_m に対する受信データが無視できない強さで残っており、撮像に支障を来す。また、超音波パルス f_s に対する受信データを受信開始した時に、超音波パルス f_d に対する受信データが無視できない強さで残っており、撮像に支障を来す。

また、間隔を一律に $(\tau_m + \Delta m)$ とすると、超音波パルス f_s に対する受信データを受信開始した時に、超音波パルス f_d に対する受信データが無視できない強さで残っており、撮像に支障を来す。

【0051】

これに対して、間隔を一律に $(\tau_d + \Delta d)$ としても撮像に支障はない。

しかしながら、フレームレートは $1 / \{ 3 \cdot (\tau_d + \Delta d) \} \div N$ となり、図 3 のフレームレートより下がってしまう。

換言すれば、図 3 のようなタイミングで超音波パルス f_s , f_m , f_d を送信することにより、高いフレームレートが得られる。そして、前回の超音波パルスに対する受信データの基本成分が無視できる強さになった後に今回の超音波パルスを送信するから、混入による弊害が現れず、良好なハーモニック画像が得られる。

【0052】

- 第 2 の実施形態 -

図 4 は、第 2 の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

この超音波診断装置 20 は、超音波探触子 1 と、超音波探触子 1 を駆動して超音波パルスを被検体内へ送信すると共に被検体内から超音波エコーを受信して受信データを出力する送受信部 22 と、受信データからハーモニック成分を用いるハーモニックモードデータを得るフィルタ部 13 と、B モードとハーモニックモードとを切り換えるモード切換部 4 と、受信データまたはハーモニックモードデータから画像データを生成する B モード処理部 5 と、画像表示データを生成する DSC 6 と、画像を表示する CRT 7 とを具備して構成されている。

【0053】

10

20

30

40

50

モード切換部 4 で B モードを選択した時の撮像タイミングは、図 2 (第 1 の実施形態) と同じである。

【 0 0 5 4 】

図 5 は、1 フレームを構成する音線の概念図である。

浅いフォーカスの超音波パルス f_s , 中くらいのフォーカスの超音波パルス f_m , および深いフォーカスの超音波パルス f_d で 1 音線が得られ、方向の異なる音線 # 0 ~ # 5 で 1 フレームが形成されるものとする。

【 0 0 5 5 】

図 6 は、モード切換部 4 でハーモニックモードを選択した時の撮像タイミングを示す説明図である。

時刻 t_1 に、音線 # 0 上の比較的浅いフォーカスで超音波パルス # 0 f_s を送信すると、図 6 に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_1 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_1 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

【 0 0 5 6 】

時刻 t_2 は、B モード時と同じく、時刻 t_1 から時間 τ_s を経過した時である。

時刻 t_2 に、音線 # 3 上の比較的浅いフォーカスで超音波パルス # 3 f_s を送信すると、図 6 に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_2 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_2 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

ここで、時刻 t_1 から時刻 t_2 までの時間 τ_s は、基本成分が大きくなっているにもかかわらず、B モード時と同じである。しかし、音線 # 0 と # 3 とは、方向が異なっているため、超音波パルス # 0 f_s に対する基本成分が超音波パルス # 3 f_s に対する基本成分に混入しても、無視できる程度となる。

【 0 0 5 7 】

時刻 t_3' は、時刻 t_2 から時間 τ_s を経過した時である。

時刻 t_3' に、音線 # 0 上の比較的中くらいのフォーカスで超音波パルス # 0 f_m を送信すると、図 6 に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_3' を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_3' から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

ここで、時刻 t_2 から時刻 t_3' までの時間 τ_s は、基本成分が大きくなっているにもかかわらず、B モード時と同じである。しかし、音線 # 0 と # 3 とは、方向が異なっているため、超音波パルス # 3 f_s に対する基本成分が超音波パルス # 0 f_m に対する基本成分に混入しても、無視できる程度となる。

【 0 0 5 8 】

時刻 t_4' は、時刻 t_3' から時間 τ_m を経過した時である。

時刻 t_4' に、音線 # 3 上の比較的中くらいのフォーカスで超音波パルス # 3 f_m を送信すると、図 6 に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_4' を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_4' から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

ここで、時刻 t_3' から時刻 t_4' までの時間 τ_m は、基本成分が大きくなっているにもかかわらず、B モード時と同じである。しかし、音線 # 0 と # 3 とは、方向が異なっているため、超音波パルス # 0 f_m に対する基本成分が超音波パルス # 3 f_m に対する基本成分に混入しても、無視できる程度となる。

【 0 0 5 9 】

時刻 t_5' は、時刻 t_4' から時間 τ_m を経過した時である。

時刻 t_5' に、音線 # 0 上の比較的深いフォーカスで超音波パルス # 0 f_d を送信すると、図 6 に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_5' を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_5' から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

ここで、時刻 t_4' から時刻 t_5' までの時間 τ_m は、基本成分が大きくなっているにもかかわらず、Bモード時と同じである。しかし、音線 # 0 と # 3 とは、方向が異なっているため、超音波パルス # 3 f_m に対する基本成分が超音波パルス # 0 f_d に対する基本成分に混入しても、無視できる程度となる。

【 0 0 6 0 】

時刻 t_6' は、時刻 t_5' から時間 τ_d を経過した時である。

時刻 t_6' に、音線 # 3 上の比較的深いフォーカスで超音波パルス # 3 f_d を送信すると、図 6 に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_6' を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_6' から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

10

ここで、時刻 t_5' から時刻 t_6' までの時間 τ_d は、基本成分が大きくなっているにもかかわらず、Bモード時と同じである。しかし、音線 # 0 と # 3 とは、方向が異なっているため、超音波パルス # 0 f_d に対する基本成分が超音波パルス # 3 f_d に対する基本成分に混入しても、無視できる程度となる。

【 0 0 6 1 】

時刻 t_7' は、時刻 t_6' から時間 τ_d を経過した時である。

時刻 t_7' に、音線 # 1 上の比較的浅いフォーカスで超音波パルス # 1 f_s を送信すると、図 6 に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_7' を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_7' から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

20

ここで、時刻 t_6' から時刻 t_7' までの時間 τ_d は、基本成分が大きくなっているにもかかわらず、Bモード時と同じである。しかし、音線 # 1 と # 3 とは、方向が異なっているため、超音波パルス # 3 f_d に対する基本成分が超音波パルス # 1 f_s に対する基本成分に混入しても、無視できる程度となる。

以下、同様の動作が繰り返される。

【 0 0 6 2 】

フレームレートは、 $1 / (\tau_s + \tau_m + \tau_d) \div N$ であり、Bモード時と同じく、高いフレームレートが得られる。そして、前回の超音波パルスに対する受信データの基本成分が無視できるような異なる方向の音線上のフォーカスに今回の超音波パルスを送信するから、混入による弊害が現れず、良好なハーモニック画像が得られる。

30

【 0 0 6 3 】

- 第 3 の実施形態 -

図 7 は、第 3 の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

この超音波診断装置 30 は、超音波探触子 1 と、超音波探触子 1 を駆動して超音波パルスを被検体内へ送信すると共に被検体内から超音波エコーを受信して受信データを出力する送受信部 32 と、第 1 の超音波パルスに対応する第 1 の受信データを記憶するメモリ 8 と、第 1 の超音波パルスと逆位相の第 2 の超音波パルスに対応する第 2 の受信データとメモリ 8 に記憶している第 1 の受信データとを加算してハーモニックモードデータを得る加算器 9 と、Bモードとハーモニックモードとを切り換えるモード切換部 4 と、受信データまたはハーモニックモードデータから画像データを生成する Bモード処理部 5 と、画像表示データを生成する DSC 6 と、画像を表示する CRT 7 とを具備して構成されている。

40

【 0 0 6 4 】

モード切換部 4 で Bモードを選択した時の撮像タイミングは、図 2 (第 1 の実施形態)と同じである。

【 0 0 6 5 】

図 8 は、モード切換部 4 でハーモニックモードを選択した時の撮像タイミングを示す説明図である。

時刻 t_1 に、比較的浅いフォーカスで第 1 の超音波パルス $f_s +$ を送信すると、図 8 に破線で示す第 1 の受信データの基本成分の強度は、時刻 t_1 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す第 1 の受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t

50

1 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

【0066】

時刻 t_2 は、時刻 t_1 に送信した第1の超音波パルス f_{s+} に対する第1の受信データの基本成分の強度が無視できるくらい小さくなった時点である。上述のように基本成分はBモード時よりも大きくなっているから、時刻 t_1 から時刻 t_2 までの時間 ($\tau_s + \delta_s$) はBモード時の時間 τ_s より長くなっている。時刻 t_2 に、比較的浅いフォーカスで第1の超音波パルス f_{s+} と逆位相の第2の超音波パルス f_{s-} を送信すると、図8に破線で示す第2の受信データの基本成分の強度は、時刻 t_2 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す第2の受信データのハーモニク成分の強度は、時刻 t_2 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

10

【0067】

時刻 t_3 は、時刻 t_2 に送信した第2の超音波パルス f_{s-} に対する第2の受信データの基本成分の強度が無視できるくらい小さくなった時点である。上述のように基本成分はBモード時よりも大きくなっているから、時刻 t_2 から時刻 t_3 までの時間 ($\tau_s + \delta_s$) はBモード時の時間 τ_s より長くなっている。

時刻 t_3 に、比較的中くらいのフォーカスで第1の超音波パルス f_{m+} を送信すると、図8に破線で示す第1の受信データの基本成分の強度は、時刻 t_3 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す第1の受信データのハーモニク成分の強度は、時刻 t_3 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

【0068】

20

時刻 t_4 は、時刻 t_3 に送信した第1の超音波パルス f_{m+} に対する第1の受信データの基本成分の強度が無視できるくらい小さくなった時点である。上述のように基本成分はBモード時よりも大きくなっているから、時刻 t_3 から時刻 t_4 までの時間 ($\tau_m + \delta_m$) はBモード時の時間 τ_m より長くなっている。

時刻 t_4 に、比較的中くらいのフォーカスで第1の超音波パルス f_{m+} と逆位相の第2の超音波パルス f_{m-} を送信すると、図8に破線で示す第2の受信データの基本成分の強度は、時刻 t_4 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す第2の受信データのハーモニク成分の強度は、時刻 t_4 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

【0069】

30

時刻 t_5 は、時刻 t_4 に送信した第2の超音波パルス f_{m-} に対する第2の受信データの基本成分の強度が無視できるくらい小さくなった時点である。上述のように基本成分はBモード時よりも大きくなっているから、時刻 t_4 から時刻 t_5 までの時間 ($\tau_m + \delta_m$) はBモード時の時間 τ_m より長くなっている。

時刻 t_5 に、比較的深いフォーカスで第1の超音波パルス f_{d+} を送信すると、図8に破線で示す第1の受信データの基本成分の強度は、時刻 t_5 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す第1の受信データのハーモニク成分の強度は、時刻 t_5 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

【0070】

時刻 t_6 は、時刻 t_5 に送信した第1の超音波パルス f_{d+} に対する第1の受信データの基本成分の強度が無視できるくらい小さくなった時点である。上述のように基本成分はBモード時よりも大きくなっているから、時刻 t_5 から時刻 t_6 までの時間 ($\tau_d + \delta_d$) はBモード時の時間 τ_d より長くなっている。

40

時刻 t_6 に、比較的深いフォーカスで第1の超音波パルス f_{d+} と逆位相の第2の超音波パルス f_{d-} を送信すると、図8に破線で示す第2の受信データの基本成分の強度は、時刻 t_6 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す第2の受信データのハーモニク成分の強度は、時刻 t_6 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

以下、同様の動作が繰り返される。

【0071】

50

加算器 9 で第 1 の受信データと第 2 の受信データを加算すると、基本成分は位相が逆相になっているので打ち消され、ハーモニック成分は位相が同相になっているので 2 倍になる。つまり、ハーモニック成分のみが得られる。

ここで、図 8 のフェーズインバージョン法では、ある回の超音波パルスの送信時には前回の超音波パルスに対する受信データの基本成分が無視できる強さになっているから、前回の基本成分の混入がなく、良好なハーモニック画像が得られる。

【 0 0 7 2 】

- 第 4 の実施形態 -

図 9 は、第 4 の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

この超音波診断装置 40 は、超音波探触子 1 と、超音波探触子 1 を駆動して超音波パルスを被検体内へ送信すると共に被検体内から超音波エコーを受信して受信データを出力する送受信部 42 と、比較的浅いフォーカスの第 1 の超音波パルスに対応する第 1 の受信データを記憶するメモリ 8s と、比較的中くらいのフォーカスの第 1 の超音波パルスに対応する第 1 の受信データを記憶するメモリ 8m と、比較的深いフォーカスの第 1 の超音波パルスに対応する第 1 の受信データを記憶するメモリ 8d と、メモリ 8s または 8m または 8d のいずれかを選択するセレクト 43 と、第 1 の超音波パルスと逆位相の第 2 の超音波パルスに対応する第 2 の受信データとセレクト 43 で選択した第 1 の受信データとを加算してハーモニックモードデータを得る加算器 9 と、B モードとハーモニックモードとを切り換えるモード切換部 4 と、受信データまたはハーモニックモードデータから画像データを生成する B モード処理部 5 と、画像表示データを生成する DSC 6 と、画像を表示する CRT 7 とを具備して構成されている。

【 0 0 7 3 】

モード切換部 4 で B モードを選択した時の撮像タイミングは、図 2 (第 1 の実施形態) と同じである。

【 0 0 7 4 】

図 10 は、モード切換部 4 でハーモニックモードを選択した時の撮像タイミングを示す説明図である。

時刻 t_1 に、比較的浅いフォーカスで第 1 の超音波パルス f_{s+} を送信すると、図 10 に破線で示す第 1 の受信データの基本成分の強度は、時刻 t_1 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す第 1 の受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_1 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

【 0 0 7 5 】

時刻 t_2 は、B モード時と同じく、時刻 t_1 から時間 τ_s を経過した時である。

時刻 t_2 に、比較的中くらいのフォーカスで第 1 の超音波パルス f_{m+} を送信すると、図 10 に破線で示す第 1 の受信データの基本成分の強度は、時刻 t_2 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す第 1 の受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_2 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

【 0 0 7 6 】

時刻 t_3 は、B モード時と同じく、時刻 t_2 から時間 τ_m を経過した時である。

時刻 t_3 に、比較的深いフォーカスで第 1 の超音波パルス f_{d+} を送信すると、図 10 に破線で示す第 1 の受信データの基本成分の強度は、時刻 t_3 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す第 1 の受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_3 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

【 0 0 7 7 】

時刻 t_4 は、B モード時と同じく、時刻 t_3 から時間 τ_d を経過した時である。

時刻 t_4 に、比較的浅いフォーカスで第 1 の超音波パルス f_{s+} と逆位相の第 2 の超音波パルス f_{s-} を送信すると、図 10 に破線で示す第 2 の受信データの基本成分の強度は、時刻 t_4 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す第 2 の受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_4 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

【 0 0 7 8 】

時刻 t_5 は、B モード時と同じく、時刻 t_4 から時間 τ_s を経過した時である。

時刻 t_5 に、比較的中くらいのフォーカスで第 1 の超音波パルス f_{m+} と逆位相の第 2 の超音波パルス f_{m-} を送信すると、図 10 に破線で示す第 2 の受信データの基本成分の強度は、時刻 t_5 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す第 2 の受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_5 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

【 0 0 7 9 】

時刻 t_6 は、B モード時と同じく、時刻 t_5 から時間 τ_m を経過した時である。

時刻 t_6 に、比較的深いフォーカスで第 1 の超音波パルス f_{d+} と逆位相の第 2 の超音波パルス f_{d-} を送信すると、図 10 に破線で示す第 2 の受信データの基本成分の強度は、時刻 t_6 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す第 2 の受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_6 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

【 0 0 8 0 】

時刻 t_7 は、B モード時と同じく、時刻 t_6 から時間 τ_d を経過した時である。

時刻 t_7 に、次の音線上の比較的浅いフォーカスで第 1 の超音波パルス f_{s+} を送信すると、図 10 に破線で示す第 1 の受信データの基本成分の強度は、時刻 t_7 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す第 1 の受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_7 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

以下、同様の動作が繰り返される。

【 0 0 8 1 】

加算器 9 で第 1 の受信データと第 2 の受信データを加算すると、基本成分は位相が逆相になっているので打ち消され、ハーモニック成分は位相が同相になっているので 2 倍になる。つまり、ハーモニック成分のみが得られる。

ここで、図 10 のフェーズインバージョン法では、例えば時刻 t_2 の第 1 の超音波パルス f_{m+} の送信時には超音波パルス f_{s+} に対する受信データの基本成分が混入し、時刻 t_5 の第 2 の超音波パルス f_{m-} の送信時には超音波パルス f_{s-} に対する受信データの基本成分が混入し、混入する基本成分が同じで逆位相となるため打ち消され、良好なハーモニック画像が得られる。

【 0 0 8 2 】

- 第 5 の実施形態 -

図 11 は、第 5 の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

この超音波診断装置 50 は、超音波探触子 1 と、超音波探触子 1 を駆動して超音波パルスを被検体内へ送信すると共に被検体内から超音波エコーを受信して受信データを出力する送受信部 52 と、ある音線についての第 1 の超音波パルスに対応する第 1 の受信データを記憶するメモリ 8a と、別の音線についての第 1 の超音波パルスに対応する第 1 の受信データを記憶するメモリ 8b と、メモリ 8a または 8b のいずれかを選択するセクタ 53 と、第 1 の超音波パルスと逆位相の第 2 の超音波パルスに対応する第 2 の受信データとセクタ 53 で選択した第 1 の受信データとを加算してハーモニックモードデータを得る加算器 9 と、B モードとハーモニックモードとを切り換えるモード切換部 4 と、受信データまたはハーモニックモードデータから画像データを生成する B モード処理部 5 と、画像表示データを生成する DSC 6 と、画像を表示する CRT 7 とを具備して構成されている。

【 0 0 8 3 】

モード切換部 4 で B モードを選択した時の撮像タイミングは、図 2 (第 1 の実施形態) と同じである。

【 0 0 8 4 】

図 12 は、1 フレームを構成する音線の概念図である。

浅いフォーカスの超音波パルス f_s , 中くらいのフォーカスの超音波パルス f_m , および深いフォーカスの超音波パルス f_d で 1 音線が得られ、方向の異なる音線 # 0 ~ # 5 で 1

10

20

30

40

50

フレームが形成されるものとする。

【 0 0 8 5 】

図 1 3 は、モード切換部 4 でハーモニックモードを選択した時の撮像タイミングを示す説明図である。

時刻 t_1 に、音線 # 0 上の比較的浅いフォーカスで第 1 の超音波パルス # 0 $f_s +$ を送信すると、図 1 3 に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_1 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_1 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

【 0 0 8 6 】

時刻 t_2 は、B モード時と同じく、時刻 t_1 から時間 τ_s を経過した時である。

10

時刻 t_2 に、音線 # 3 上の比較的浅いフォーカスで第 1 の超音波パルス # 3 $f_s +$ を送信すると、図 1 3 に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_2 を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_2 から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

ここで、時刻 t_1 から時刻 t_2 までの時間 τ_s は、基本成分が大きくなっているにもかかわらず、B モード時と同じである。しかし、音線 # 0 と # 3 とは、方向が異なっているため、超音波パルス # 0 $f_s +$ に対する基本成分が超音波パルス # 3 $f_s +$ に対する基本成分に混入しても、無視できる程度となる。

【 0 0 8 7 】

時刻 t_3' は、時刻 t_2 から時間 τ_s を経過した時である。

20

時刻 t_3' に、音線 # 0 上の比較的浅いフォーカスで第 1 の超音波パルス # 0 $f_s +$ と逆位相の第 2 の超音波パルス # 0 $f_s -$ を送信すると、図 1 3 に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 t_3' を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 t_3' から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

ここで、時刻 t_2 から時刻 t_3' までの時間 τ_s は、基本成分が大きくなっているにもかかわらず、B モード時と同じである。しかし、音線 # 0 と # 3 とは、方向が異なっているため、超音波パルス # 3 $f_s +$ に対する基本成分が超音波パルス # 0 $f_s -$ に対する基本成分に混入しても、無視できる程度となる。

【 0 0 8 8 】

30

時刻 T_4' は、時刻 t_3' から時間 τ_s を経過した時である。

時刻 T_4' に、音線 # 3 上の比較的浅いフォーカスで第 1 の超音波パルス # 3 $f_s +$ と逆位相の第 2 の超音波パルス # 3 $f_s -$ を送信すると、図 1 3 に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 T_4' を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 T_4' から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

ここで、時刻 t_3' から時刻 T_4' までの時間 τ_s は、基本成分が大きくなっているにもかかわらず、B モード時と同じである。しかし、音線 # 0 と # 3 とは、方向が異なっているため、超音波パルス # 0 $f_s -$ に対する基本成分が超音波パルス # 3 $f_s -$ に対する基本成分に混入しても、無視できる程度となる。

40

【 0 0 8 9 】

時刻 T_5' は、時刻 T_4' から時間 τ_s を経過した時である。

時刻 T_5' に、音線 # 0 上の比較的の中くらいのフォーカスで第 1 の超音波パルス # 0 $f_m +$ を送信すると、図 1 3 に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 T_5' を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 T_5' から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

ここで、時刻 T_4' から時刻 T_5' までの時間 τ_s は、基本成分が大きくなっているにもかかわらず、B モード時と同じである。しかし、音線 # 0 と # 3 とは、方向が異なっているため、超音波パルス # 3 $f_s -$ に対する基本成分が超音波パルス # 0 $f_m +$ に対する基

50

本成分に混入しても、無視できる程度となる。

【0090】

時刻 T_6' は、時刻 T_5' から時間 τ_m を経過した時である。

時刻 T_6' に、音線 #3 上の比較的中くらいのフォーカスで第1の超音波パルス #3 $f_m +$ を送信すると、図13に破線で示す受信データの基本成分の強度は、時刻 T_6' を最大として時間の経過と共に低下してゆく。また、実線で示す受信データのハーモニック成分の強度は、時刻 T_6' から少し遅れて最大になり、時間の経過と共に急速に低下してゆく。

ここで、時刻 T_5' から時刻 T_6' までの時間 τ_m は、基本成分が大きくなっているにもかかわらず、Bモード時と同じである。しかし、音線 #0 と #3 とは、方向が異なっているため、超音波パルス #0 $f_m +$ に対する基本成分が超音波パルス #3 $f_m +$ に対する基本成分に混入しても、無視できる程度となる。

10

以下、同様の動作が繰り返される。

【0091】

加算器9で第1の受信データと第2の受信データを加算すると、基本成分は位相が逆相になっているので打ち消され、ハーモニック成分は位相が同相になっているので2倍になる。つまり、ハーモニック成分のみが得られる。

ここで、図13のフェーズインバージョン法では、前回の超音波パルスに対する受信データの基本成分が無視できるような異なる方向の音線上のフォーカスに今回の超音波パルスを送信するから、混入による弊害が現れず、良好なハーモニック画像が得られる。

20

【0092】

【発明の効果】

本発明の超音波撮像方法および超音波診断装置によれば、今回の超音波パルスに対する受信データの基本成分に前回の超音波パルスに対する受信データの基本成分が無視できない強さで混入することにより良好なハーモニック画像が得られなくなることを防止でき、良好なハーモニック画像が得られるようになる。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【図2】第1の実施形態にかかる超音波診断装置におけるBモード時の動作を示すタイミング図である。

30

【図3】第1の実施形態にかかる超音波診断装置におけるハーモニックモード時の動作を示すタイミング図である。

【図4】第2の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【図5】フレームを形成する音線と音線上のフォーカスの説明図である。

【図6】第2の実施形態にかかる超音波診断装置におけるハーモニックモード時の動作を示すタイミング図である。

【図7】第3の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【図8】第3の実施形態にかかる超音波診断装置におけるハーモニックモード時の動作を示すタイミング図である。

【図9】第4の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

40

【図10】第4の実施形態にかかる超音波診断装置におけるハーモニックモード時の動作を示すタイミング図である。

【図11】第5の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【図12】フレームを形成する音線と音線上のフォーカスの説明図である。

【図13】第5の実施形態にかかる超音波診断装置におけるハーモニックモード時の動作を示すタイミング図である。

【図14】従来の超音波診断装置におけるBモード時の動作を示すタイミング図である。

【図15】従来の超音波診断装置におけるフィルタ法によるハーモニックモード時の動作を示すタイミング図である。

【図16】従来の超音波診断装置におけるフェーズインバージョン法によるハーモニック

50

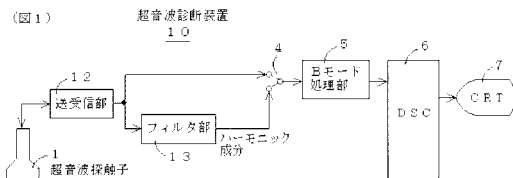
モード時の動作を示すタイミング図である。

【符号の説明】

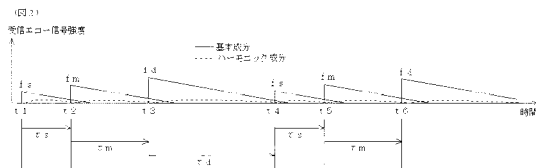
1	超音波探触子
4	モード切換部
5	Bモード処理部
6	D S C
7	C R T
8 , 8 a , 8 b , 8 s , 8 m , 8 d	メモリ
9	加算器
1 0 , 2 0 , 3 0 , 4 0 , 5 0	超音波診断装置
1 2 , 2 2 , 3 2 , 4 2 , 5 2	送受信部
1 3	フィルタ部

10

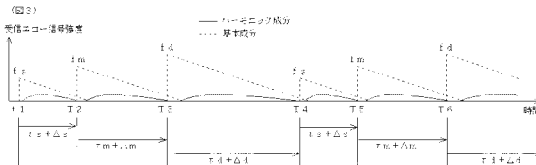
【図 1】



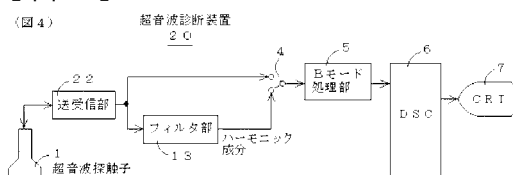
【図 2】



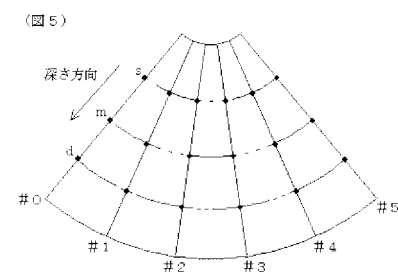
【図 3】



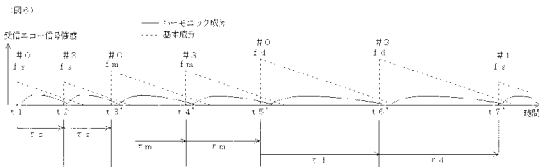
【図 4】



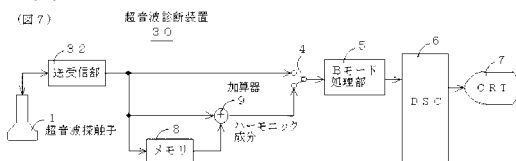
【図 5】



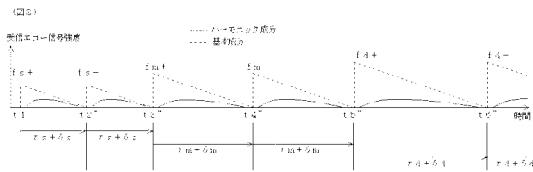
【図 6】



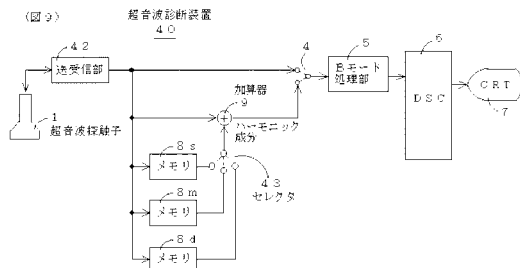
【図 7】



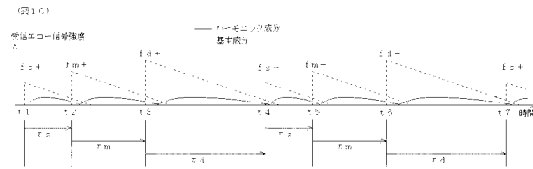
【図 8】



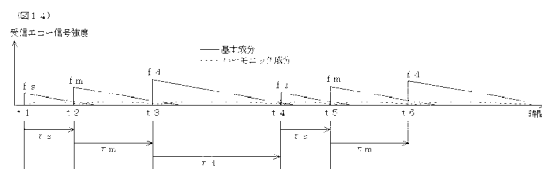
【図 9】



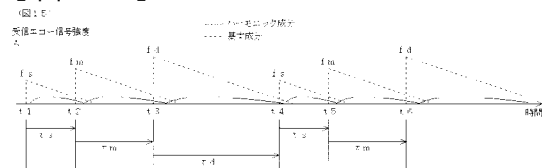
【図 10】



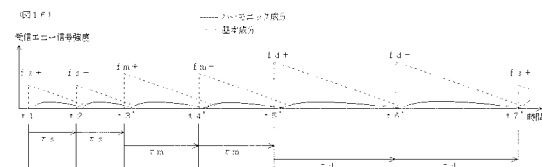
【図 14】



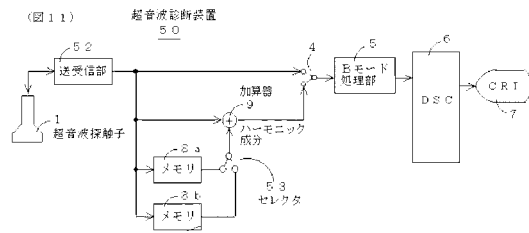
【図 15】



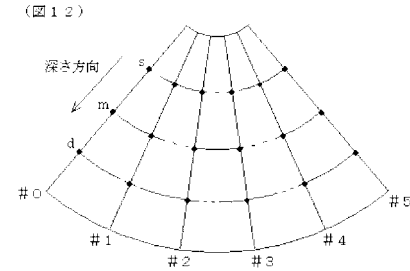
【図 16】



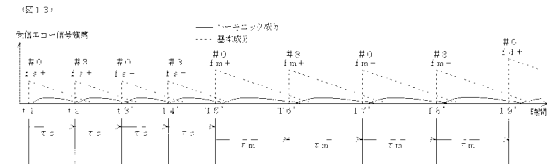
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(72)発明者 雨宮 慎一

東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 特開平7-8495 (JP, A)

特開平9-201359 (JP, A)

特開平11-178824 (JP, A)

特開平11-318889 (JP, A)

特開2001-61841 (JP, A)

特開2001-212144 (JP, A)

Byung Ihn Choi et al, Vascularity of Hepatocellular Carcinoma: Assessment with Contrast-enhanced Second-Harmonic versus Conventional Power Doppler US, Radiology, 2000年2月, vol.214, no.2, 381-386

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP3984810B2	公开(公告)日	2007-10-03
申请号	JP2001287989	申请日	2001-09-21
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	橋本浩 雨宮慎一		
发明人	橋本 浩 雨宮 慎一		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/14 B06B1/02 G01S7/52		
CPC分类号	G01S15/8963 B06B1/0215 B06B2201/76 G01S7/52026 G01S7/52046 G01S7/5206 G01S7/52085		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/AA01 4C301/CC02 4C301/DD15 4C301/EE07 4C301/HH01 4C301/HH07 4C301/HH11 4C301/HH17 4C301/HH25 4C301/HH37 4C301/HH48 4C301/JB29 4C301/JB37 4C301/LL04 4C301/LL05 4C601/DD18 4C601/DE08 4C601/EE04 4C601/HH04 4C601/HH14 4C601/HH26 4C601/HH30 4C601/HH35 4C601/JB01 4C601/JB28 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB55 4C601/KK12 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL05		
其他公开文献	JP2003102733A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：解决由于先前接收数据的基本分量的尾部混合到最新接收数据的基本分量中而不能获得极好的谐波图像的问题。解决方案：在通过相位反转方法操作谐波模式时，第一超声脉冲被连续地发送到同一声线上的多个焦点，并且每个具有与第一超声脉冲的反相的第二超声脉冲被连续地发送到多个重点放在同一声线上。因此，因为接收数据的基本分量的尾部将超声波脉冲恰好在混合之前传送到接收数据的基本分量到第一超声波脉冲，并且尾部的接收数据的基本分量到超声波恰好在混合到接收数据的基本分量之前发送到第二超声波脉冲的脉冲变得相等并且通过相加来抵消以获得优良的谐波图像。

【図 5】

(図 5)

