

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-143617

(P2018-143617A)

(43) 公開日 平成30年9月20日(2018.9.20)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F1

A61B 8/14

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2017-43449(P2017-43449)
 (22) 出願日 平成29年3月8日(2017.3.8)

(71) 出願人 000001270
 コニカミノルタ株式会社
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
 (71) 出願人 305027401
 公立大学法人首都大学東京
 東京都新宿区西新宿二丁目3番1号
 (74) 代理人 110001900
 特許業務法人 ナカジマ知的財産総合事務所
 (72) 発明者 布施 優
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
 ニカミノルタ株式会社内
 Fターム(参考) 4C601 DE08 EE01 HH35 JB37 JB39
 JB45

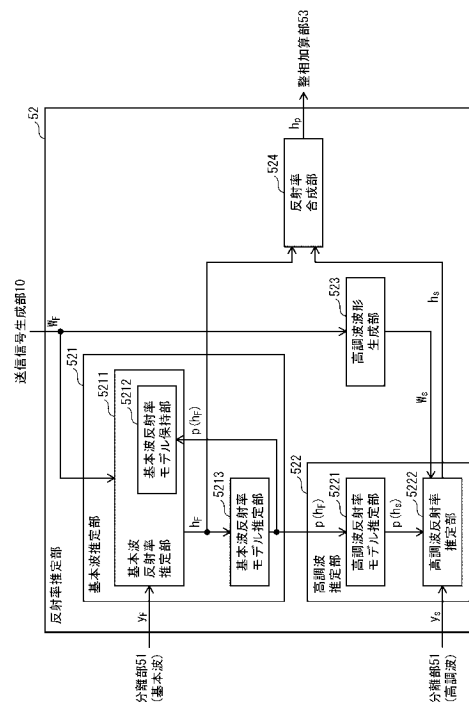
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、および、超音波信号処理方法

(57) 【要約】

【課題】単純な処理によって実現可能である、距離分解能を向上させた超音波診断装置および超音波信号処理方法を提供する。

【解決手段】受信信号を、反射基本波成分と反射高調波成分とに分離する分離部と、所定の波形と反射基本波成分とを用いて、超音波反射率を推定し、基本波反射率信号を生成する基本波反射率推定部と、高調波波形と反射高調波成分とを用いて、超音波反射率を推定し、高調波反射率信号を生成する高調波反射率推定部と、基本波反射率信号と高調波反射率信号とを合成し反射率信号を生成する反射率合成部と、反射率信号に基づいて画像を生成する画像生成部とを備える。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波探触子を用いて超音波を被検体に対して送受信し、反射超音波に基づいて画像を生成する超音波診断装置であって、

前記超音波探触子を用いて、所定の波形を有する送信信号を送信超音波に変換し前記送信超音波を前記被検体内に送信する送信部と、

前記超音波探触子が受信した前記被検体からの反射超音波に基づいて受信信号を生成する受信部と、

前記所定の波形を基本波としたときその高調波である高調波波形を生成する高調波波形生成部と、

前記受信信号を、前記所定の波形と周波数帯が一致する反射基本波成分と、前記反射基本波成分の高調波成分である反射高調波成分とに分離する分離部と、

前記所定の波形と前記反射基本波成分とを用いて、前記被検体内の観測点における超音波反射率を推定し、基本波反射率信号を生成する基本波反射率推定部と、

前記高調波波形生成部が生成した高調波波形と前記反射高調波成分とを用いて、前記被検体内の観測点における超音波反射率を推定し、高調波反射率信号を生成する高調波反射率推定部と、

前記基本波反射率信号と前記高調波反射率信号とを合成し反射率信号を生成する反射率合成部と、

前記反射率信号に基づいて画像を生成する画像生成部と

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記基本波反射率推定部は、基本波反射率モデルを保持し、前記保持している基本波反射率モデルをさらに用いて超音波反射率を推定することで、前記基本波反射率信号を生成し、

前記高調波反射率推定部は、高調波反射率モデルをさらに用いて超音波反射率を推定することで、前記高調波反射率信号を生成する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記基本波反射率信号に基づいて基本波反射率モデルを推定する基本波反射率モデル推定部

をさらに備え、

前記基本波反射率推定部は、保持している前記基本波反射率モデルを、前記基本波反射率モデル推定部が推定した基本波反射率モデルで置き換える

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記基本波反射率モデル推定部が推定した基本波反射率モデルを用いて前記高調波反射率モデルを生成する高調波反射率モデル推定部をさらに備える

ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記基本波反射率推定部は、前記基本波反射率モデル推定部が基本波反射率モデルを推定する前は、あらかじめ保持している所定の基本波反射率モデルを用いる

ことを特徴とする請求項 3 または 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記高調波反射率モデル推定部は、前記基本波反射率モデルを事前分布とする最大事後確率推定により、前記高調波反射率モデルを生成する

ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記基本波反射率推定部は、自己回帰モデルを用いて前記基本波反射率信号を生成することを特徴とする請求項 4 から 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 8】

被検体の特性に基づく基本波反射率モデルと高調波反射率モデルとの関係を用いて、前記基本波反射率信号と前記高調波反射率信号とに基づいて、基本波反射率モデルと高調波反射率モデルとを推定する反射率モデル推定部をさらに備え、

前記基本波反射率推定部は、保持している前記基本波反射率モデルを、前記反射率モデル推定部が推定した基本波反射率モデルで置き換え、

前記高調波反射率推定部は、高調波反射率モデルを保持し、保持している前記高調波反射率モデルを、前記反射率モデル推定部が推定した高調波反射率モデルで置き換える

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

被検体の特性に基づく基本波反射率モデルと高調波反射率モデルとの前記関係とは、前記高調波反射率モデルが基本波反射率モデルと一致することであり、

前記反射率モデル推定部は、前記基本波反射率信号と前記高調波反射率信号との両方に基づいて、単一の反射率モデルを、前記基本波反射率モデルおよび前記高調波反射率モデルとして推定する

請求項 8 に記載の超音波処理装置。

【請求項 10】

被検体の特性に基づく基本波反射率モデルと高調波反射率モデルとの前記関係とは、前記高調波反射率モデルが基本波反射率モデルに基づいて構築できることであり、

前記反射率モデル推定部は、前記基本波反射率モデルと前記高調波反射率モデルとが前記関係を満たすように、前記基本波反射率モデルと前記高調波反射率モデルとを推定する

請求項 8 に記載の超音波処理装置。

【請求項 11】

前記基本波反射率推定部は、前記反射率モデル推定部が基本波反射率モデルを推定する前は、あらかじめ保持している所定の基本波反射率モデルを用い、

前記高調波反射率推定部は、前記反射率モデル推定部が高調波反射率モデルを推定する前は、あらかじめ保持している所定の高調波反射率モデルを用いる

ことを特徴とする請求項 8 から 10 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記基本波反射率推定部と前記反射率モデル推定部とは、EM アルゴリズムにより前記基本波反射率信号を生成し、

前記高調波反射率推定部と前記反射率モデル推定部とは、EM アルゴリズムにより前記高調波反射率信号を生成する

ことを特徴とする請求項 8 から 11 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記合成部は、前記反射率信号における信号幅が最小となるように、前記基本波反射率信号と前記高調波反射率信号との少なくとも一方に対し位相を制御する

ことを特徴とする請求項 1 から 12 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

超音波探触子を用いて超音波を被検体に対して送受信し、反射超音波に基づいて画像を生成する超音波信号処理方法であって、

前記超音波探触子を用いて、所定の波形を有する送信信号を送信超音波に変換し前記送信超音波を前記被検体内に送信し、

前記超音波探触子が受信した前記被検体からの反射超音波に基づいて受信信号を生成し、

前記所定の波形を基本波としたときその高調波である高調波波形を生成し、

前記受信信号を、前記所定の波形と周波数帯が一致する反射基本波成分と、前記反射基本波成分の高調波成分である反射高調波成分とに分離し、

前記所定の波形と前記反射基本波成分とを用いて、前記被検体内の観測点における超音波反射率を推定し、基本波反射率信号を生成し、

10

20

30

40

50

前記高調波波形と前記反射高調波成分とを用いて、前記被検体内の観測点における超音波反射率を推定し、高調波反射率信号を生成し、

前記基本波反射率信号と前記高調波反射率信号とを合成して反射率信号を生成し、

前記反射率信号に基づいて画像を生成する

ことを特徴とする超音波信号処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置および超音波信号処理方法に関し、特に、超音波の送受信方法に関する。

10

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波パルス反射法により生体内情報を取得し、断層像として表示する医療用画像機器である。X線や放射線等を用いる他モダリティに比べて、安価で被曝の危険性がなく、リアルタイム性に優れる特徴を生かして、その活用領域を拡げつつある。

この超音波診断装置において、画質を向上させるためのさまざまな工夫がなされており、例えば、THI (Tissue Harmonic Imaging) と呼ばれる技術が用いられている。THIでは、超音波が生体組織内を伝搬する際に生じる非線形成分、具体的には、高調波成分を抽出して画像化する手法である。THIは、生体組織そのものの画像化に用いられるほか、強い高調波成分を発生する超音波造影剤と組み合わせて造影画像を生成する用途にも用いることができる。高調波成分は基本波成分より周波数が高いため、多重反射や低周波ノイズ等の影響を受けにくく、また、不要なサイドローブ成分が小さいため、高S/N比の信号を得ることができる。さらに、例えば、特許文献1や特許文献2に開示されているように、次数の異なる複数の高調波を用いたり、さらに周波数の異なる2つの基本波に対応する和周波または差周波を用いたりすることで、信号の広帯域化による信号品質の向上が図られている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

30

【特許文献1】特開2004-298620号公報

【特許文献2】特開2010-42048号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

基本波成分より周波数が高い成分を用いるもう一つの利点として、超音波のパルスの時間長(以下、パルス長と略記する)を短縮することで距離分解能を向上することが可能であることが挙げられる。しかしながら、高調波成分は基本波成分が伝搬する際に生じるものであるため、基本波成分と高調波成分とでパルス長はほぼ変わらない。したがって、引用文献1に開示されているような単純に高調波成分を用いる方法では、パルスの時間長が基本波と変わらないため、距離分解能を向上させることができない。

40

【0005】

パルス長を短縮する具体的な方法として、特許文献2に開示されているように、時間と共に周波数が増加(掃引)する信号(いわゆる「チャープ信号」)を送受信し、送受信信号間の相関処理によりパルス圧縮を行う方法がある。しかしながら、超音波周波数を掃引するためにはアナログ処理が必要であるため、回路の複雑化、高コスト化を招く問題がある。

【0006】

本開示は、上記課題を解決するためになされたもので、単純な処理によって実現可能である、距離分解能を向上させた超音波診断装置および超音波信号処理方法を提供すること

50

を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本開示の一態様に係る超音波診断装置は、超音波探触子を用いて超音波を被検体に対して送受信し、反射超音波に基づいて画像を生成する超音波診断装置であって、前記超音波探触子を用いて、所定の波形を有する送信信号を送信超音波に変換し前記送信超音波を前記被検体内に送信する送信部と、前記超音波探触子が受信した前記被検体からの反射超音波に基づいて受信信号を生成する受信部と、前記所定の波形を基本波としたときその高調波である高調波波形を生成する高調波波形生成部と、前記受信信号を、前記所定の波形と周波数帯が一致する反射基本波成分と、前記反射基本波成分の高調波成分である反射高調波成分とに分離する分離部と、前記所定の波形と前記反射基本波成分とを用いて、前記被検体内の観測点における超音波反射率を推定し、基本波反射率信号を生成する基本波反射率推定部と、前記高調波波形生成部が生成した高調波波形と前記反射高調波成分とを用いて、前記被検体内の観測点における超音波反射率を推定し、高調波反射率信号を生成する高調波反射率推定部と、前記基本波反射率信号と前記高調波反射率信号とを合成し反射率信号を生成する反射率合成部と、前記反射率信号に基づいて画像を生成する画像生成部とを備えることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0008】

上記構成により、距離分解能がパルス長に依存しなくなるため、送信信号（基本波成分）の周波数に関係なく高い空間解像度を実現することができる。さらに、基本波成分と高調波成分とのそれぞれで推定を行うことにより、推定の精度を向上させることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】実施の形態1に係る超音波診断装置1のブロック図である。

【図2】従来技術における送信波形、受信波形、反射率の関係を示す模式図である。

【図3】実施の形態1に係る反射率推定部52の構成を示すブロック図である。

【図4】実施の形態1に係る超音波診断装置1の動作を示すフローチャートである。

【図5】実施の形態1に係る送受信イベントの動作を示すフローチャートである。

【図6】実施の形態1に係る送信波形、受信波形、反射率信号の波形例である。

30

【図7】実施の形態2に係る反射率推定部152の構成を示すブロック図である。

【図8】実施の形態2に係る送受信イベントの動作を示すフローチャートである。

【図9】実施の形態3に係る超音波診断装置1Aの構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

発明を実施するための形態に至った経緯

発明者は、超音波の周波数やパルス長に依存することなく距離分解能を向上させるために、種々の検討を行った。

上述したように、距離分解能を向上させるもっとも単純な方法は、送信超音波のパルス長を短くすることである。パルス長を短くするには、送信超音波の周波数を高くする、波数を少なくする、のうち少なくとも一方を行えばよい。しかしながら、超音波は周波数が高いほど伝搬減衰が大きいいため、送信超音波の周波数が高くなると超音波画像のペネトレーション性が低下する問題がある。すなわち、送信超音波の周波数が高くなると超音波の送受信が可能な被検体内の最大深度が浅くなり、過度に周波数を高めることができない。また、送信超音波の波数を過度に小さくすると、信号パワーそのものが低下するため、受信信号の品質を低下させる原因となる。したがって、パルス長の短縮には限界がある。

40

【0011】

送信超音波のパルス長を短くする他の方法としては、例えば、特許文献2に開示されているように、相関処理を用いたパルス圧縮技術が挙げられる。特許文献2では、高調波成分を高調波の次数ごとに分離し、2次高調波、3次高調波、4次高調波、5次高調波のそ

50

れぞれをパルス圧縮して結果を合成している。しかしながら、この技術では、送信パルスとしてチャープ信号を用いている。チャープ信号の生成には周波数掃引のためのアナログ処理が必要となるため、特許文献2に開示の方法では、回路の複雑化、高コスト化を招くことになってしまう。

【0012】

そこで、発明者は、超音波のパルス長に依存することなく距離分解能を向上させる方法について検討した。

距離分解能が送信超音波のパルス長に依存するのは、受信信号から超音波反射率を取得する手段として、包絡線検波を用いていることに起因している。超音波診断装置が画像化する対象は、超音波反射率 h である。しかしながら、図2に示すように、受信信号 y_R は、送信波形 W_F を超音波反射率 h でスケーリングしたものを、深さ方向に重ね合わせた波形を有している。受信信号 y_R から送信波形 W_F を取り除くことは困難であるため、一般的には、超音波反射率 h （レベル情報）が有する周波数（直流～低周波成分）より受信波形 y_R の周波数が高いことを利用し、包絡線検波（低域濾波）により超音波反射率 h を抽出している。しかしながら、包絡線検波は超音波反射率 h の周波数より受信波形 y_R の周波数が高いことを利用しているため、抽出された超音波反射率 h の周波数帯域幅が受信波形 y_R の周波数を超えることはできない。すなわち、送信超音波（受信信号）の波長より短い距離分解能を実現することが不可能である。

【0013】

そこで、発明者は、包絡線検波によらず超音波反射率 h を算出する、という着想を得た。具体的には、送信波形 W をモデル化し、時系列信号である受信波形 y から時系列信号である超音波反射率 h を推定する、というものである。これにより、包絡線検波によらず反射率 h を受信波形 y から直接算出可能となるため、距離分解能は送信超音波のパルス長に依存しなくなる。

【0014】

以下、概略を、簡単な例を用いて説明する。

理想的には、受信波形 y_F と送信波形 W_F 、超音波反射率 h は以下の関係となる。なお、上述したように、受信波形 y_F と送信波形 W_F 、超音波反射率 h はいずれも時系列信号であり、以下の式は、同一の時刻における複数の時系列信号の値の関係を示したものである。

【0015】

【数1】

$$y_F = W_F h \quad \dots \text{(式1)}$$

【0016】

しかしながら、実際には、受信信号波形には、伝搬時の非線形効果による高調波の発生や波形のひずみが生じる。そのため、受信波形 y_R と伝搬信号波形 W_R 、超音波反射率 h は以下の関係となる。

【0017】

【数2】

$$y_R = W_R h + n \quad \dots \text{(式2)}$$

【0018】

n は雑音成分である。なお、 n も時系列信号であり、時間をまたいで一定であるとは限らない。

そこで、以下の近似を用いる。まず、伝搬信号波形 W_R について、送信波形 W_F と、高調波成分 W_S の重ね合わせと仮定する。

【0019】

10

20

30

40

【数 3】

$$W_R = W_F + W_S \quad \dots \text{(式 3)}$$

【0020】

同様に、受信波形 y_R について、送信波形 W_F と同じ周波数を有する周波数成分である基本波受信波形 y_F と、送信波形 W_F の高調波成分と同じ周波数を有する周波数成分である高調波受信波形 y_S との重ね合わせと仮定し、ノイズ n を無視する。

【0021】

【数 4】

$$y_R = y_F + y_S \quad \dots \text{(式 4)}$$

10

【0022】

そして、基本波成分について、式 1 の逆演算により、基本波受信波形に基づく反射率（以下、「基本波反射率」と呼ぶ） h_F を算出する。これは、受信波形 y のひずみは高調波やノイズであるため、受信信号の基本波成分 y_F と送信波形 W_F との関係は、式 1 の関係が満たされていると推定できるからである。後述するように、この演算は、モデルを用いた推定により行う。

【0023】

【数 5】

$$h_F = W_F^{-1} y_F \quad \dots \text{(式 5)}$$

20

【0024】

そして同様に、高調波成分について、式 1 の逆演算と同等の処理により、高調波受信波形に基づく反射率（以下、「高調波反射率」と呼ぶ） h_S とを算出する。この演算も、モデルを用いた推定により行うが、この際、例えば、基本波反射率 h_F 算出のためのモデル（以下、「基本波反射率モデル」と呼ぶ）と高調波反射率 h_S 算出のためのモデル（以下、「高調波反射率モデル」と呼ぶ）を同等のものとして扱うことができる。

30

【0025】

【数 6】

$$h_S = W_S^{-1} y_S \quad \dots \text{(式 6)}$$

【0026】

最後に、基本波受信波形 y_F と高調波受信波形 y_S との位相差 θ を加味した上で、これらを合成して反射率 h_T を算出する。なお、基本波受信波形 y_F と高調波受信波形 y_S とはいずれも時系列信号であり、位相差 θ も時系列信号となる（あらゆる時刻に対して一定とは限らない）。

40

【0027】

【数 7】

$$h_T = h_F + h_S e^{-i\theta} \quad \dots \text{(式 7)}$$

【0028】

以下、実施の形態に係る超音波診断装置および超音波信号処理方法について図面を用いて詳細に説明する。

50

実施の形態 1

実施の形態 1 に係る超音波診断装置 1 のブロック図を図 1 に示す。超音波診断装置 1 は、送信信号生成部 10、送信部 20、切替部 30、受信部 40、分離部 51、反射率推定部 52、整相加算部 53、超音波画像生成部 70、表示制御部 80 を備える。なお、送信信号生成部 10、送信部 20、切替部 30、受信部 40、分離部 51、反射率推定部 52、整相加算部 53 は、超音波信号処理回路 50 を構成する。また、切替部 30 には超音波探触子 2 が、表示制御部 80 には表示部 3 が、それぞれ接続可能に構成されている。図 1 は超音波診断装置 1 に超音波探触子 2、表示部 3 がそれぞれ接続された状態を示している。

【0029】

超音波探触子 2 は、例えば、一次元方向に配列された複数の振動子（不図示）を有する。超音波探触子 2 は、送信部 20 で生成された電気信号（以下、「素子駆動信号」と呼ぶ）を超音波に変換する。超音波探触子 2 は、超音波探触子 2 の振動子側外表面を被検体の皮膚表面などに接触させた状態で、複数の振動子から発せられる複数の超音波からなる超音波ビームを被検体内の測定対象に向けて送信する。そして、超音波探触子 2 は、測定対象からの複数の反射超音波を受信し、複数の振動子によりこれら反射超音波をそれぞれ電気信号（以下、「素子受信信号」と呼ぶ）に変換し、素子受信信号を切替部 30 に供給する。

【0030】

送信信号生成部 10 は、素子駆動信号を生成するための送信信号を生成する回路である。送信信号生成部 10 は、基本波成分である所定の周波数帯、例えば、4 MHz を中心周波数とするパルス信号を生成する。ここで、パルス信号とは、原則として正弦波（余弦波）を基本波形とし、かつ、連続波ではなく 1 ～ 数周期程度の有限長の信号である。なお、送信信号生成部 10 は、さらに、高調波成分に対応する、基本波成分に対して整数倍の周波数を有するパルス信号を生成し、基本波成分のパルス信号と合成して出力してもよい。

【0031】

送信部 20 は、振動子ごとに遅延時間を設定することで、送信信号に基づく超音波ビームのフォーカシングやステアリングを行う回路である。具体的には、超音波ビームの送信タイミングについて振動子毎に遅延時間を設定する。そして、送信信号生成部 10 が生成した送信信号を遅延時間だけ遅らせることで、素子駆動信号を振動子ごとに生成する。素子駆動信号は、例えば、超音波探触子 2 を構成する各振動素子から送出される送信超音波が送信フォーカス点に同時に届く焦点波となるように生成される、振動素子ごとにタイミングの異なるパルス状の電気信号である。または、素子駆動信号は、例えば、超音波探触子 2 を構成する各振動素子から送出される送信超音波が特定の向きに進行する平面波となるように生成されてもよい。具体的には、振動素子ごとにタイミングを揃えたパルス状の電気信号、または、振動子列の一方の端から他方の端まで固定ピッチで段階的に動作タイミングをずらしたパルス状の電気信号である。

【0032】

切替部 30 は、送信時に素子駆動信号で駆動させる超音波探触子 2 の振動子を選択し、選択した振動子と送信部 20 とを接続するセクタ回路である。また、切替部 30 は、受信時には素子受信信号を生成させる超音波探触子 2 の振動子を選択し、選択した振動子と受信部 40 とを接続する。

受信部 40 は、反射超音波に基づく素子受信信号のそれぞれについて、増幅した後に A/D 変換を行い、デジタル受信信号に変換する回路である。

【0033】

分離部 51 は、デジタル受信信号を周波数帯ごとに分離し、基本波成分と高調波成分とのそれぞれを、反射率推定部 52 に出力する回路である。周波数帯ごとの分離は、例えば、バンドパスフィルタを用いて行うことができる。

反射率推定部 52 は、基本波成分と高調波成分とに基づいて、被検体内の超音波反射率を推定する回路である。詳細は後述する。反射率推定部 52 は、デジタル受信信号に対し

10

20

30

40

50

1対1で反射率信号を生成し、整相加算部53に出力する。

【0034】

整相加算部53は、反射率信号に整相加算を行って、音響線信号を生成する回路である。送信超音波が焦点波である場合、反射超音波に基づく音響線信号は、送信超音波が通過した領域の一部である、送信フォーカス点およびその近傍を含む、着目領域を素子列方向に分割した領域に対して生成される。したがって、送信超音波が焦点波である場合、着目領域全体の音響線信号を得るため、送信フォーカス点を素子列方向に移動させながら、送信超音波の送信と反射超音波の受信が繰り返し行われる。一方、送信超音波が平面波である場合、送信超音波は着目領域全体に行き渡るように送信され、着目領域全体の音響線信号が反射超音波に基づいて生成される。

10

【0035】

超音波画像生成部70は、1枚の断層画像を構築する上で必要な複数の音響線信号に対して包絡線検波、対数圧縮による輝度変換を行い、直交座標系への座標変換を行うことでBモード画像信号を生成する回路である。

表示制御部80は、超音波画像生成部70が生成したBモード画像信号を表示部3に画像として表示させる回路である。

【0036】

表示部3は、表示制御部80に接続される画像表示装置であり、例えば、液晶ディスプレイや有機ELディスプレイ等である。

送信信号生成部10、送信部20、切替部30、受信部40、分離部51、反射率推定部52、整相加算部53、超音波画像生成部70、表示制御部80はそれぞれ、例えば、FPGA(Field Programmable Gate Array)、ASIC(Application Specific Integrated Circuit)などのハードウェアにより実現される。なお、これらのうち2以上を単一の要素として構成してもよく、例えば、超音波信号処理回路50を単一のFPGA、または、ASICで実現してもよい。また、これらは、それぞれ個別に、または、2以上を1まとめとして、メモリと、CPU(Central Processing Unit)、GPU(Graphic Processing Unit)などのプログラマブルデバイスとソフトウェアで実現されてもよい。

20

【0037】

<反射率推定部52の詳細>

実施の形態1に係る反射率推定部52の機能ブロック図を図3に示す。反射率推定部52は、基本波推定部521、高調波推定部522、高調波波形生成部523、反射率合成部524を備える。

基本波推定部521は、自己回帰モデル(ARモデル)を用いて、送信信号波形 W_F と、デジタル受信信号の基本波成分 y_F から、対応する被検体内組織の超音波反射率 h_F を算出する回路である。

30

【0038】

基本波推定部521は、基本波反射率推定部5211と、基本波反射率モデル推定部5213と、基本波反射率推定部5211に内包される基本波反射率モデル保持部5212とを備える。

40

基本波反射率推定部5211は、送信信号波形 W_F と、基本波反射率モデル保持部5212に保持されている基本波反射率モデルとしてのARモデルと、デジタル受信信号の基本波成分 y_F から、対応する被検体内組織の超音波反射率 h_F を算出する。ARモデル $p(h_F)$ は、例えば、以下の一般式で与えられる。

【0039】

【数 8】

$$h_F(t) = \sum_{i=1}^p \phi_i h_F(t - i\Delta t) + \varepsilon(t) \quad \dots \text{(式8)}$$

【0040】

ここで、 Δt は基本波成分 y_F のサンプリング周期、 $\varepsilon(t)$ はホワイトノイズ（分散値）である。また、 p は AR モデル $p(h_F)$ の次数であり、1 以上の整数である。 ϕ_i は、AR モデル $p(h_F)$ を構成するパラメータである。つまり、ある時刻の反射率 $h_F(t)$ は、1 ~ p 個前のサンプル、すなわち t から $t - p\Delta t$ だけ前の時刻の反射率 $h_F(t - \Delta t) \sim h_F(t - p\Delta t)$ から算出される。ここで、反射率 $h_F(t - \Delta t) \sim h_F(t - p\Delta t)$ については、基本波成分 y_F がノイズを含まないとし、上述の式 5 から算出される。なお、基本波成分 y_F は、必ずしもノイズレスであることを要件とはしない。基本波反射率推定部 5211 は、算出した超音波反射率 h_F を、反射率合成部 524 と、基本波反射率モデル推定部 5213 とに出力する。

10

【0041】

基本波反射率モデル推定部 5213 は、基本波反射率推定部 5211 が生成した超音波反射率 h_F に基づき、基本波反射率モデルである AR モデル $p(h_F)$ のパラメータ ϕ_i を再帰的に算出する。パラメータ ϕ_i を算出する方法としては、例えば、最小二乗法により、式 5 により算出される h_F と、式 8 により算出される h_F との差を最小とする方法がある。なお、パラメータの算出法は最小二乗法に限られず、例えば、ユール・ウォーカー方程式を用いてもよい。基本波反射率モデル推定部 5213 は、算出した基本波反射率モデルを反射率合成部 524 に出力するとともに、基本波反射率モデル保持部 5212 が保持している基本波反射率モデルに上書きする。

20

【0042】

基本波反射率モデル保持部 5212 は、上述した AR モデル $p(h_F)$ を保持する回路であり、例えば、RAM 等で構成される。基本波反射率モデル保持部 5212 は、基本波反射率モデル推定部 5213 が算出した最新の AR モデル $p(h_F)$ を保持する。なお、基本波反射率モデル推定部 5213 が AR モデル $p(h_F)$ を算出する前は、所定の AR モデル $p(h_F)$ を保持している。なお、基本波反射率モデル保持部 5212 は、例えば、AR モデル $p(h_F)$ の初期値を保持する不揮発性メモリと、基本波反射率モデル推定部 5213 が算出した最新の AR モデル $p(h_F)$ を保持する揮発性メモリの組み合わせで実現されてもよい。

30

【0043】

高調波波形生成部 523 は、送信信号波形 W_F から、高調波波形 W_S を生成する回路である。

高調波推定部 522 は、最大事後確率推定（MAP 推定）を用いて、高調波波形 W_S と、デジタル受信信号の高調波成分 y_S から、対応する被検体内組織の超音波反射率 h_S を算出する回路である。

【0044】

高調波推定部 522 は、高調波反射率モデル推定部 5221 と、高調波反射率推定部 5222 とを備える。

40

高調波反射率モデル推定部 5221 は、最大事後確率推定（MAP 推定）を用いて、基本波反射率モデル $p(h_F)$ から高調波反射率モデル $p(h_S)$ を生成する回路である。具体的には、基本波反射率モデル $p(h_F)$ の標本分布を事前分布として用いることで、高調波反射率モデル $p(h_S)$ を算出する。

【0045】

高調波反射率推定部 5222 は、算出された高調波反射率モデル $p(h_S)$ に、高調波波形 W_S と、デジタル受信信号の高調波成分 y_S から式 6 : $h_S = W_S^{-1} y_S$ を用いて算出された反射率 $h_S(t - \Delta t) \sim h_S(t - p\Delta t)$ を代入して超音波反射率 h_S を算出する

50

。高調波反射率推定部 5 2 2 2 は、算出した超音波反射率 h_S を、反射率合成部 5 2 4 に出力する。

【 0 0 4 6 】

反射率合成部 5 2 4 は、超音波反射率 h_F と、超音波反射率 h_S とを合成し、反射率信号 h_T を生成する。即ち、基本波帯域の反射率 h_F と高調波帯域の反射率 h_S とから、より広帯域の反射率 h を得ることができる。合成は、例えば上述の式 7 に基づいて行われる。より具体的には、以下ようになる。

【 0 0 4 7 】

【 数 9 】

$$h_T(t) = h_F(t) + h_S(t)e^{-i\theta} \quad \dots \text{(式9)}$$

10

【 0 0 4 8 】

ここで、 θ は、時系列信号である超音波反射率 h_F の各時刻において、超音波反射率 h_S の位相が超音波反射率 h_F の位相に対してどれだけ進んでいる / 遅れているかを示す時系列信号である。すなわち、超音波反射率 h_F と、超音波反射率 h_S との位相を合わせるための位相パラメータである。これは、基本波成分 y_F と高調波成分 y_S との間の位相差がゼロではなく、位相差に起因した超音波反射率 h_F 、 h_S の時刻ずれが発生しうるためである。そこで、基本波成分 y_F と高調波成分 y_S との位相差を打ち消す処理を合成時に行う。具体的には、合成後の反射率信号 h_T におけるパルス幅（半値幅）が最小となるように、 θ を設定する。これにより、基本波成分 y_F と高調波成分 y_S との双方に基づいた、広帯域かつ半値幅が小さい（時間解像度の高い）反射率を得ることができる。

20

【 0 0 4 9 】

< 動作 >

実施の形態 1 に係る超音波診断装置 1 の動作について説明する。図 4 は、超音波診断装置 1 の動作を示すフローチャートである。

まず、送信信号生成部 1 0 において送信信号を生成する（ステップ S 1 0）。図 6（a）に、送信パルス波形 W_F の例を示す。図 6（a）の送信パルス 2 1 0 は、2 周期分の基本波成分のみからなる。なお、送信パルスの時間長は基本波成分の 2 周期分でなく、例えば、基本波成分の 1 周期分や 3 周期分などほかの長さでもよいが、基本波成分の 1 周期分以上であることが好ましい。

30

【 0 0 5 0 】

次に、送受信イベントの実施を行う（ステップ S 2 0）。ここで、送受信イベントとは、送信信号に基づいて超音波を被検体に送信し、反射超音波に基づく信号処理を行う一連の処理のことを指す。図 5 は送受信イベントの詳細を示すフローチャートである。以下、図 5 に基づいて送受信イベントに係る超音波診断装置 1 の動作について説明する。

まず、高調波波形生成部 5 2 3 において、送信信号に対応する高調波波形を生成する（ステップ S 2 1）。具体的には、ステップ S 1 0 の送信パルス 2 1 0 に対し、2 倍の周波数を有し、同じ長さのパルスを生成する。上述の例では、4 周期分の 2 次高調波成分のみからなる。なお、高調波波形は、2 次高調波成分のみならず、3 次以上の高調波成分を含んでもよい。

40

【 0 0 5 1 】

次に、送信部 2 0 が送信ビームフォーミングを行う（ステップ S 2 2）。具体的には、上述したように、超音波ビームの送信タイミングについて振動子毎に遅延時間を設定し、送信信号を遅延時間だけ遅らせることで、素子駆動信号を振動子毎に生成する。送信部 2 0 は、切替部 3 0 を介して、生成した素子駆動信号を超音波探触子 2 の対応する各振動子に送出する。

【 0 0 5 2 】

次に、超音波探触子 2 より被検体内に超音波ビームを送信する（ステップ S 2 3）。具

50

体的には、上述したように、超音波探触子 2 の各振動子が自身に対応する素子駆動信号を超音波に変換することで、送信フォーカス点で焦点が合うように、超音波ビームが被検体内に送出される。

これにより、送出された超音波ビームが被検体内を伝搬し、その際、生体組織の非線形性により、様々な次数の高調波成分が発生する。超音波ビームと、被検体内で発生した高調波成分は、生体組織の音響インピーダンスの境界等により反射し、反射超音波として超音波探触子 2 に到達する。

【 0 0 5 3 】

次に、超音波探触子 2 が被検体内から得た反射超音波を素子受信信号に変換する（ステップ S 2 4）。具体的には、上述したように、超音波探触子 2 の各振動子がそれぞれ反射超音波を電気信号に変換し、その電気信号を素子受信信号として、切替部 3 0 を介して受信部 4 0 に送出する。

次に、受信部 4 0 が素子受信信号をデジタル受信信号に変換する（ステップ S 2 5）。具体的には、受信部 4 0 は、素子受信信号を増幅、A / D 変換してデジタル受信信号に変換する。

【 0 0 5 4 】

次に、分離部 5 1 が、デジタル受信信号 y_R を基本波成分 y_F と高調波成分 y_S とに分離する（ステップ S 2 6）。具体的には、バンドパスフィルタを用いて、デジタル受信信号を、基本波成分と、2 次高調波成分を含む高調波成分とに分離する。図 6 (b) にデジタル受信信号 y_R の波形 2 2 0 を、図 6 (c) に基本波成分 y_F の波形 2 2 1 を、図 6 (e) に高調波成分 y_S の波形 2 2 2 を、それぞれ例示する。図 6 (b)、(c)、(e) は、被検体内に超音波の反射源となる場所が、2 つある場合を示している。分離部 5 1 は、基本波成分を基本波推定部 5 2 1 に、高調波成分を高調波推定部 5 2 2 に、それぞれ出力する。

【 0 0 5 5 】

次に、基本波反射率推定部 5 2 1 1 が基本波反射率モデルを用いて基本波反射率 y_F を推定する（ステップ S 2 7）。上述したように、基本波反射率推定部 5 2 1 1 は、送信パルス波形 W_F と基本波成分 y_F から算出した反射率 h_F と、基本波反射率モデル保持部 5 2 1 2 に保持されている基本波反射率モデル $p(h_F)$ とを用いて、基本波に基づいて算出した超音波の反射率 h_F （以下、「基本波反射率」と呼ぶ）を算出する。これにより、図 6 (d) に示すように、送信信号 W_F のパルス幅に依存しない距離分解能を有する反射率波形 2 3 1 が得られる。

【 0 0 5 6 】

次に、基本波反射率モデル推定部 5 2 1 3 が、基本波反射率推定部 5 2 1 1 が算出した基本波反射率 h_F に基づき、基本波反射率モデル $p(h_F)$ を生成する（ステップ S 2 8）。基本波反射率モデル推定部 5 2 1 3 は、生成した基本波反射率モデル $p(h_F)$ で、基本波反射率モデル保持部 5 2 1 2 に保持されている基本波反射率モデル $p(h_F)$ を上書きする（ステップ S 2 9）。

【 0 0 5 7 】

次に、高調波反射率モデル推定部 5 2 2 1 が、基本波反射率モデル推定部 5 2 1 3 が生成した基本波反射率モデル $p(h_F)$ を事前分布として、MAP 推定により高調波反射率モデル $p(h_S)$ を生成する（ステップ S 3 1）。

次に、高調波反射率推定部 5 2 2 2 が、高調波波形 W_S と基本波成分 y_S から算出した反射率 h_S と、高調波反射率モデル $p(h_S)$ とを用いて、高調波に基づいて算出した超音波の反射率 h_S （以下、「高調波反射率」と呼ぶ）を算出する。これにより、図 6 (f) に示すように、送高調波波形 W_S のパルス幅に依存しない距離分解能を有する反射率波形 2 3 2 が得られる。

【 0 0 5 8 】

次に、反射率合成部 5 2 4 が、基本波反射率 h_F と、高調波反射率 h_S とを合成し、反射率信号 h_T を生成する（ステップ S 3 2）。これにより、図 6 (g) に示すように、基本

波反射率 h_F と高調波反射率 h_S とのピークを合わせて合成した、高い距離分解能を有する反射率波形 233 が得られる。

最後に、整相加算部 53 は、反射率信号に対して整相加算を施し、音響線信号に変換する（ステップ S33）。整相加算部 53 は、音響線信号を生成する対象である対象領域内の各観測点について、観測点からの受信タイミングが同一となるように反射率信号各々に遅延処理を行い、遅延後の反射率信号を加算することで音響線信号を生成する。ここでは、観測点は、送信フォーカス点および送信フォーカス点と深さだけが異なる点、またはその近傍である。

【0059】

以上で、1回の送受信イベントを終了する。図4に戻って続きを説明する。

次に、Bモード画像を生成すべき着目領域全体に対して音響線信号を取得したか否かを判断する（ステップ S30）。音響線信号を取得していない領域がある場合には、超音波ビームが送信される位置を変更し、ステップ S20 の送受信イベントを再度実施して音響線信号の生成を行う。一方、Bモード画像を生成すべき着目領域全体に対して音響線信号が生成されている場合は、ステップ S40 に進む。

【0060】

次に、超音波画像生成部 70 は、着目領域全体の音響線信号に対して、包絡線検波、対数圧縮による輝度変換、直交座標系への座標変換を行い、Bモード画像を生成する（ステップ S40）。

最後に、表示制御部 80 は、超音波画像生成部 70 が生成した Bモード画像を表示部 3 に表示させる（ステップ S50）。

【0061】

<まとめ>

上記構成により、反射率信号の距離分解能、すなわち、ピークの幅（半値幅）が送信波形に依存することがなくなる。そのため、送信信号の周波数を上げることなく、生成する Bモード画像の距離分解能を改善させることが可能となる。

<その他>

なお、非線形成分である高調波成分の振幅が十分である場合には、基本波成分に基づく反射率分布を加味して高調波成分に基づく反射率分布が生成可能であるため、広帯域の信号に基づいた高分解能の反射率推定を行うことができる。一方で、非線形成分である高調波成分の振幅が過小である場合には、基本波成分のみを用いて反射率を推定することができる。したがって、深度等の条件に応じて、広帯域の超音波による分解能の向上と、低周波超音波によるペネトレーション性の向上とを適宜切り替える効果も享受することができる。

【0062】

実施の形態 2

実施の形態 1 では、基本波に基づき自己回帰モデル（ARモデル）により反射率を推定し、そのモデルに基づいて高調波の自己回帰モデル（ARモデル）を MAP 推定により作成して高調波に基づき反射率を推定する構成について説明した。これに対し、実施の形態 2 では、基本波の反射率推定と高調波の反射率推定をそれぞれ EM アルゴリズムにより行う構成であることを特徴とする。

【0063】

<構成>

実施の形態 2 に係る超音波診断装置は、反射率推定部 52 に替えて反射率推定部 152 を備えることに特徴がある。図7に、反射率推定部 152 のブロック図を示す。なお、図2と同じ構成については同じ符号を付し、説明を省略する。なお、反射率推定部 152 以外の超音波診断装置の構成は、超音波診断装置 1 と同じ構成である

反射率推定部 152 は、基本波推定部 1521、高調波推定部 1522、反射率モデル推定部 1525、高調波波形生成部 523、反射率合成部 524 を備える。

【0064】

10

20

30

40

50

基本波推定部 1521 は、基本波反射率推定部 5214 を備える。基本波反射率推定部 5214 は、反射率モデル推定部 1525 が備える反射率モデル保持部 1526 に保持されている反射率モデルのうち基本波反射率モデルを構成する AR モデル $p(h_F)$ と、送信波形 W_F と基本波成分 y_F とを事前分布として、E ステップにより、基本波反射率 h_F を算出する回路である。具体的には、MAP 推定により、基本波反射率 h_F を算出する。

【0065】

高調波推定部 1522 は、高調波反射率推定部 5223 を備える。高調波反射率推定部 5223 は、反射率モデル推定部 1525 が備える反射率モデル保持部 1526 に保持されている反射率モデルのうち高調波反射率モデルを構成する AR モデル $p(h_S)$ と、高調波波形 W_S と高調波成分 y_S と事前分布として、E ステップにより、高調波反射率 h_S を算出する回路である。

10

【0066】

反射率モデル推定部 1525 は、反射率モデル保持部 1526 を備える。反射率モデル保持部 1526 は、基本波反射率モデル $p(h_F)$ と高調波反射率モデル $p(h_S)$ からなる反射率モデルを保持する回路である。反射率モデル推定部 1526 は、基本波反射率推定部 5214 が算出した基本波反射率 h_F と、高調波反射率推定部 5223 が算出した高調波反射率 h_S とから、M ステップにより、尤度の期待値を最大化する AR パラメータを算出する。そして、算出した AR パラメータを含む基本波反射率モデル $p(h_F)$ と高調波反射率モデル $p(h_S)$ とを、反射率モデル保持部 1526 に上書き保存する。さらに、反射率モデル推定部 1525 は、算出した AR パラメータと、上書き直前に反射率モデル保持部 1526 に保持されていた基本波反射率モデルおよび高調波反射率モデルにおける AR パラメータとの差異を算出し、差異が所定の閾値を下回ったときに、反射率合成部 524 を動作させる。AR パラメータとの差異が所定の閾値以上である場合には、新たな基本波反射率モデルおよび高調波反射率モデルに基づく反射率を、再度、基本波推定部 1521 と高調波推定部 1522 に生成させる。

20

【0067】

以上の説明では、反射率モデル保持部 1526 に保持される反射率モデルは、基本波反射率モデル $p(h_F)$ と高調波反射率モデル $p(h_S)$ からなるとしたが、両モデルが完全に独立であることは少なく、原則として、一方に基づき他方を構築できるなど、所定の関係性を有している。ここで、超音波診断の対象となる生体等が単純な構成である場合、所定の関係性とは、両モデルが一致することである。また、対象が複雑な構成である場合にも、両モデルは完全に独立のものとなる可能性は少なく、たとえば、反射率モデル $p(h_S)$ は、基本波反射率モデル $p(h_F)$ を拡張する等の手法（例えば、AR モデルのパラメータを追加する）により構築できる。いずれの場合も、基本波反射率モデル $p(h_F)$ と高調波反射率モデル $p(h_S)$ は完全に独立のものとして扱わなければならない必要性は低いため、基本波反射率推定部 5214 から出力される基本波反射率 h_F と高調波反射率推定部 5223 から出力される高調波反射率 h_S を併用することにより、反射率モデルの推定精度を向上させることができる。なお、基本波反射率モデル $p(h_F)$ と高調波反射率モデル $p(h_S)$ の所定の関係性として上記のようないずれのパターンを選択するかは、対象となる生体部位によって予め決定することになる。

30

40

【0068】

<動作>

実施の形態 2 に係る超音波診断装置の動作について説明する。本実施の形態に係る超音波診断装置の動作は、実施の形態 1 に対して送受信イベントの内容が異なることに特徴があり、送受信イベント以外の動作は超音波診断装置 1 と同様である。以下、送受信イベントについて説明する。図 8 は超音波診断装置における送受信イベントの動作を示すフローチャートである。なお、図 5 と同じ動作については同じステップ番号を付し、詳細な説明を省略する。

【0069】

まず、高調波波形生成部 523 において、送信信号に対応する高調波波形を生成する（

50

ステップ S 2 1)。

次に、送信部 2 0 が送信ビームフォーミングを行う (ステップ S 2 2)。

次に、超音波探触子 2 より被検体内に超音波ビームを送信する (ステップ S 2 3)。

次に、超音波探触子 2 が被検体内から得た反射超音波を素子受信信号に変換する (ステップ S 2 4)。

【 0 0 7 0 】

次に、受信部 4 0 が素子受信信号のそれぞれをデジタル受信信号に変換する (ステップ S 2 5)。

次に、分離部 5 1 が、デジタル受信信号 y_R を基本波成分 y_F と高調波成分 y_S とに分離する (ステップ S 2 6)。

10

次に、基本波反射率推定部 5 2 1 4 が基本波反射率モデルを用いて基本波反射率 h_F を推定する (ステップ S 1 2 1)。基本波反射率推定部 5 2 1 4 は、送信パルス波形 W_F と基本波成分 y_F から算出した反射率 h_F と、基本波反射率モデル保持部 5 2 1 5 に保持されている基本波反射率モデル $p(h_F)$ とを用いて、基本波反射率 h_F を算出する。これにより、送信信号 W_F のパルス幅に依存しない距離分解能を有する反射率信号が得られる。

【 0 0 7 1 】

次に、高調波反射率推定部 5 2 2 3 が高調波反射率モデルを用いて高調波反射率 h_S を推定する (ステップ S 1 2 2)。高調波反射率推定部 5 2 2 3 は、高調波波形 W_S と高調波成分 y_S から算出した反射率 h_S と、高調波反射率モデル保持部 5 2 2 4 に保持されている高調波反射率モデル $p(h_S)$ とを用いて、高調波反射率 h_S を算出する。これにより、高調波波形 W_S のパルス幅に依存しない距離分解能を有する反射率信号が得られる。

20

【 0 0 7 2 】

次に、反射率モデル推定部 1 5 2 5 が、基本波反射率推定部 5 2 1 4 が生成した基本波反射率 h_F と、高調波反射率推定部 5 2 2 3 が生成した高調波反射率 h_S とから、最尤推定値を最大化した基本波反射率モデル $p(h_F)$ と高調波反射率モデル $p(h_S)$ とを生成する (ステップ S 1 2 3)。そして、反射率モデル保持部 1 5 2 6 に保持されている反射率モデルを読み出し、生成した基本波反射率モデル $p(h_F)$ と高調波反射率モデル $p(h_S)$ とからなる反射率モデルを反射率モデル保持部 1 5 2 6 に、上書き保存する (ステップ S 1 2 4)。

【 0 0 7 3 】

30

次に、反射率モデル推定部 1 5 2 5 は、ステップ S 1 2 4 で反射率モデル保持部 1 5 2 6 から読み出した基本波反射率モデル $p(h_F)$ および高調波反射率モデル $p(h_S)$ と、ステップ S 1 2 3 で生成した基本波反射率モデル $p(h_F)$ および高調波反射率モデル $p(h_S)$ との差異を算出する (ステップ S 1 2 5)。差異は、例えば、ステップ S 1 2 4 で読み出した AR パラメータ a_i と、ステップ S 1 2 3 で算出した AR パラメータ a_i の差の絶対値を i ごとに算出し、その合計値として算出することができる。なお、差異を示す値は、例えば、 i ごとの AR パラメータ a_i の差の 2 乗値を合計した値など、パラメータの違いを示すものであればよい。そして、差異の値が所定の閾値以上である場合には、ステップ S 1 2 1 に戻り、再度、基本波反射率推定部 5 2 1 4 が基本波反射率モデルを用いて基本波反射率 h_F を推定し、高調波反射率推定部 5 2 2 3 が高調波反射率モデルを用いて高調波反射率 h_S を推定する。このとき、直前のステップ S 1 2 3 で生成され、直前のステップ S 1 2 4 で保存された、基本波反射率モデル $p(h_F)$ と高調波反射率モデル $p(h_S)$ とが使用される。これにより、尤度の期待値を最大化した反射率モデルに基づいた、より尤度の高い反射率が推定されることとなる。一方、差異の値が所定の閾値を下回った場合には、ステップ S 3 3 に進む。これは、尤度の期待値が十分に高まっており、ステップ S 1 2 1、S 1 2 2 で算出された基本波反射率 h_F と高調波反射率 h_S が最尤推定値とみなせるからである。

40

【 0 0 7 4 】

次に、反射率合成部 5 2 4 が、基本波反射率 h_F と、高調波反射率 h_S とを合成し、反射率信号 h_T を生成する (ステップ S 3 2)。

50

最後に、整相加算部 5 3 は、反射率信号に対して整相加算を施し、音響線信号に変換する（ステップ S 3 3）。

<まとめ>

上記構成により、EM アルゴリズムによって、基本波反射率、高調波反射率、基本波反射率モデル、高調波反射率モデルの尤度を最大化することができる。また、基本波反射率モデルと高調波反射率モデルとの関係性を用いることにより、基本波反射率モデル、高調波反射率モデルは、デジタル受信信号における基本波成分と高調波成分との双方を含む広帯域の信号に基づいて推定されるため、高精度の推測が可能となる。したがって、超音波反射率の推定精度をより高め、距離解像度を最大化させることができる。

【0075】

実施の形態 3

実施の形態 1 および実施の形態 2 では、超音波プローブの各振動子に対応するデジタル受信信号 y_R について、それぞれを基本波成分 y_F と高調波成分 y_S とに分離して反射率推定を行い、反射率信号を整相加算して音響線信号に変換する場合について説明した。これに対し、実施の形態 3 では、超音波プローブの各振動子に対応するデジタル受信信号 y_R を整相加算して音響線信号を生成してから、音響線信号の基本波成分と高調波成分とに基づいて反射率推定を行い、反射率信号を音響線信号として処理する構成であることを特徴とする。

【0076】

実施の形態 3 に係る超音波診断装置 1 A のブロック図を図 9 に示す。なお、図 1 と同様の構成については同じ符号を付し、説明を省略する。超音波診断装置 1 A は、送信信号生成部 1 0、送信部 2 0、切替部 3 0、受信部 4 0、整相加算部 5 3 A、分離部 5 1 A、反射率推定部 5 2 A、超音波画像生成部 7 0、表示制御部 8 0 を備える。なお、送信信号生成部 1 0、送信部 2 0、切替部 3 0、受信部 4 0、整相加算部 5 3 A、分離部 5 1 A、反射率推定部 5 2 A は、超音波信号処理回路 5 0 A を構成する。

【0077】

整相加算部 5 3 A は、デジタル受信信号に整相加算を行って、音響線信号を生成する回路である。詳細な動作は、整相加算の対象が反射率信号ではなくデジタル受信信号であること以外は、整相加算部 5 3 と同じである。

分離部 5 1 A は、音響線信号を周波数帯ごとに分離し、基本波成分と高調波成分とのそれぞれを、反射率推定部 5 2 A に出力する回路である。周波数帯ごとの分離は、例えば、バンドパスフィルタを用いて行うことができる。

【0078】

反射率推定部 5 2 A は、音響線信号の基本波成分と高調波成分とに基づいて、被検体内の超音波反射率を推定する回路である。詳細な構成は、デジタル信号の基本波成分 y_F に替えて音響線信号の基本波成分 s_F を、デジタル信号の高調波成分 y_S に替えて音響線信号の高調波成分 s_S を、それぞれ用いることを除き、反射率推定部 5 2 と同じであるため省略する。反射率推定部 5 2 A は、時系列信号である音響線信号のそれぞれに対して反射率を推定し、時系列信号である反射率信号を生成する。すなわち、音響線信号に対応する観測点のそれぞれに対し、超音波反射率が推定される。なお、反射率推定部 5 2 A は、実施の形態 2 に係る反射率推定部 1 5 2 と同様の構成であってもよい。

【0079】

実施の形態 3 に係る超音波診断装置 1 A の動作は、図 4 のフローチャートにおいて、ステップ S 2 6 からステップ S 3 3 を実施せず、図 3 のフローチャートにおいて、ステップ S 3 0 で Yes となった後ステップ S 4 0 の前に、音響線信号に対して、ステップ S 2 6 からステップ S 3 3 の処理を行う動作となる。すなわち、送受信イベント内では反射率推定を行うことなく整相加算を行い、音響線信号に対して反射率推定を行う。

【0080】

このような構成及び処理により、反射率推定は、超音波探触子の各振動子に対応するデジタル受信信号のそれぞれの時刻ではなく、整相加算における観測点のそれぞれに対して

10

20

30

40

50

行われる。したがって、実施の形態 1、2 に係る超音波診断装置に対して、反射率推定の演算量を大きく削減することができるため、必ずしも演算能力の高いプロセッサ等を用いる必要がない。そのため、実施の形態 3 に係る超音波診断装置は、実施の形態 1、2 に係る超音波診断装置と比べ、安価、かつ、容易に実現することができる。

【0081】

実施の形態に係るその他の変形例

(1) 各実施の形態では、送信超音波ビームにおいて、フォーカス型のビームフォーミングを行う場合について説明した。しかしながら、例えば、送信超音波ビームを平面波として送出し、1度の送信に対して着目領域全域の音響線信号を生成するとしてもよい。この場合、1枚のBモード画像のデータを生成するために必要な送受信イベントの回数を削減し、Bモード画像のフレームレートを向上させることができる。なお、送信ビームフォーミングおよび受信ビームフォーミングは上述の場合に限られず、合成開口法など、任意のビームフォーミングを用いてもよい。

10

【0082】

(2) 実施の形態 2 では、反射率モデル推定部が、算出した基本波反射率モデルおよび高調波反射率モデルと、算出直前の基本波反射率モデルおよび高調波反射率モデルとの比較において、算出した基本波反射率モデルおよび高調波反射率モデルを反射率モデル保持部に上書きする直前に、算出直前の基本波反射率モデルおよび高調波反射率モデルを読み出すこととした。しかしながら、処理方法は上述したものに限られず、例えば、基本波反射率モデルおよび高調波反射率モデルの算出前に、算出直前の基本波反射率モデルおよび高調波反射率モデルを読み出すとしてもよい。または、例えば、反射率モデル保持部が、保存された最新の基本波反射率モデルおよび高調波反射率モデルに加えて、1回前に保存された基本波反射率モデルおよび高調波反射率モデルを保持し、反射率モデル推定部が、それらを全て反射率モデル保持部から読みだして比較を行う、としてもよい。

20

【0083】

(3) 実施の形態 1 では自己回帰モデル (ARモデル) とMAP推定、実施の形態 2 ではさらにMAP推定を含むEMアルゴリズムを用いて反射率を推定する場合について説明した。しかしながら、推定に用いるモデルや推定手法は上述したものに限られず、ベイズ理論に基づき最尤推定を行う手法であれば、任意のモデルと、モデル作成手法を用いることができる。

30

【0084】

(4) 各実施の形態では、反射率合成部において、合成後の反射率信号の半値幅が最小となるよう、高調波反射率 h_s の位相を調整する場合について説明した。しかしながら、位相調整の方法は上述したものに限られず、基本波反射率 h_f の位相を調整するものであってもよいし、または、基本波反射率 h_f と高調波反射率 h_s の双方の位相を調整するものであってもよい。

【0085】

(5) 各実施の形態では、超音波診断装置は1つのBモード画像を生成するとしたが、例えば、複数のBモード画像を連続生成するとしてもよく、さらに、表示部がBモード画像を動画として表示してもよい。また、生成したBモード画像を記憶媒体や他の装置に出力するとしてもよいし、音響線信号を記憶媒体や他の装置に出力するとしてもよい。

40

(6) 各実施の形態では、超音波探触子 2 は、一次元方向に配列された複数の振動子を有するとしたが、例えば、コンベックス型であってもよいし、振動子が二次元方向に配列されているとしてもよい。また、超音波探触子 2 は、切替部 30、送信部 20、受信部 40 の全部または一部を内蔵しているとしてもよい。

【0086】

また、超音波探触子 2、表示部 3 は超音波診断装置に接続可能に構成されているとしたが、超音波診断装置に内蔵されているとしてもよい。

(7) 各実施の形態に係る超音波診断装置は、その構成要素の全部又は一部を、1チップ又は複数チップの集積回路で実現してもよいし、コンピュータのプログラムで実現して

50

もよいし、その他どのような形態で実施してもよい。例えば、分離部と反射率推定部とを1チップで実現してもよいし、送信信号生成部のみを1チップで実現し、超音波変換部等を別のチップで実現してもよい。

【0087】

集積回路で実現する場合、典型的には、LSI (Large Scale Integration) として実現される。ここでは、LSIとしたが、集積度の違いにより、IC、システムLSI、スーパーLSI、ウルトラLSIと呼称されることもある。

また、集積回路化の手法はLSIに限るものではなく、専用回路、又は汎用プロセッサで実現してもよい。LSI製造後に、プログラムすることが可能なFPGA (Field Programmable Gate Array) や、LSI内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なリコンフィギュラブル・プロセッサを利用してもよい。

10

【0088】

さらには、半導体技術の進歩、又は派生する別技術により、LSIに置き換わる集積回路化の技術が登場すれば、当然その技術を用いて機能ブロックの集積化を行ってもよい。

また、各実施の形態および各変形例に係る超音波診断装置は、記憶媒体に書き込まれたプログラムと、プログラムを読み込んで実行するコンピュータとで実現されてもよい。記憶媒体は、メモリカード、CD-ROMなどいかなる記録媒体であってもよい。また、本発明に係る超音波診断装置は、ネットワークを経由してダウンロードされるプログラムと、プログラムをネットワークからダウンロードして実行するコンピュータとで実現されてもよい。

20

【0089】

(8) 以上で説明した実施の形態は、いずれも本発明の好ましい一具体例を示すものである。実施の形態で示される数値、形状、材料、構成要素、構成要素の配置位置及び接続形態、工程、工程の順序などは一例であり、本発明を限定する主旨ではない。また、実施の形態における構成要素のうち、本発明の最上位概念を示す独立請求項に記載されていない工程については、より好ましい形態を構成する任意の構成要素として説明される。

【0090】

また、発明の理解の容易のため、上記各実施の形態で挙げた各図の構成要素の縮尺は実際のものとは異なる場合がある。また本発明は上記各実施の形態の記載によって限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において適宜変更可能である。

30

さらに、超音波診断装置においては基板上に回路部品、リード線等の部材も存在するが、電氣的配線、電気回路について当該技術分野における通常の知識に基づいて様々な態様を実施可能であり、本発明の説明として直接的には無関係のため、説明を省略している。尚、上記示した各図は模式図であり、必ずしも厳密に図示したものではない。

【0091】

補足

(1) 実施の形態に係る超音波診断装置は、超音波探触子を用いて超音波を被検体に対して送受信し、反射超音波に基づいて画像を生成する超音波診断装置であって、前記超音波探触子を用いて、所定の波形を有する送信信号を送信超音波に変換し前記送信超音波を前記被検体内に送信する送信部と、前記超音波探触子が受信した前記被検体からの反射超音波に基づいて受信信号を生成する受信部と、前記所定の波形を基本波としたときその高調波である高調波波形を生成する高調波波形生成部と、前記受信信号を、前記所定の波形と周波数帯が一致する反射基本波成分と、前記反射基本波成分の高調波成分である反射高調波成分とに分離する分離部と、前記所定の波形と前記反射基本波成分とを用いて、前記被検体内の観測点における超音波反射率を推定し、基本波反射率信号を生成する基本波反射率推定部と、前記高調波波形生成部が生成した高調波波形と前記反射高調波成分とを用いて、前記被検体内の観測点における超音波反射率を推定し、高調波反射率信号を生成する高調波反射率推定部と、前記基本波反射率信号と前記高調波反射率信号とを合成し反射率信号を生成する反射率合成部と、前記反射率信号に基づいて画像を生成する画像生成部とを備えることを特徴とする。

40

50

【 0 0 9 2 】

また、実施の形態に係る超音波信号処理方法は、超音波探触子を用いて超音波を被検体に対して送受信し、反射超音波に基づいて画像を生成する超音波信号処理方法であって、前記超音波探触子を用いて、所定の波形を有する送信信号を送信超音波に変換し前記送信超音波を前記被検体内に送信し、前記超音波探触子が受信した前記被検体からの反射超音波に基づいて受信信号を生成し、前記所定の波形を基本波としたときその高調波である高調波波形を生成し、前記受信信号を、前記所定の波形と周波数帯が一致する反射基本波成分と、前記反射基本波成分の高調波成分である反射高調波成分とに分離し、前記所定の波形と前記反射基本波成分とを用いて、前記被検体内の観測点における超音波反射率を推定し、基本波反射率信号を生成し、前記高調波波形と前記反射高調波成分とを用いて、前記被検体内の観測点における超音波反射率を推定し、高調波反射率信号を生成し、前記基本波反射率信号と前記高調波反射率信号とを合成して反射率信号を生成し、前記反射率信号に基づいて画像を生成することを特徴とする。

10

【 0 0 9 3 】

上記構成により、距離分解能がパルス幅に依存しなくなるため、基本波成分の周波数に関係なく高い空間解像度を実現することができる。さらに、基本波成分と高調波成分とのそれぞれで推定を行うことにより、推定の精度を向上させることができる。

(2) また、上記(1)の超音波診断装置は、前記基本波反射率推定部は、基本波反射率モデルを保持し、前記保持している基本波反射率モデルをさらに用いて反射率を推定することで、前記基本波反射率信号を生成し、前記高調波反射率推定部は、高調波反射率モデルをさらに用いて反射率を推定することで、前記高調波反射率信号を生成する、としてもよい。

20

【 0 0 9 4 】

上記構成により、基本波と高調波のそれぞれについて、ベイズ理論に基づく最尤推定により高精度に超音波反射率を推定することができる。

(3) また、上記(2)の超音波診断装置は、前記基本波反射率信号に基づいて基本波反射率モデルを推定する基本波反射率モデル推定部をさらに備え、前記基本波反射率推定部は、保持している前記基本波反射率モデルを、前記基本波反射率モデル推定部が推定した基本波反射率モデルで置き換える、としてもよい。

30

【 0 0 9 5 】

上記構成により、基本波反射率モデルの精度をより向上させることができる。

(4) また、上記(3)の超音波診断装置は、前記基本波反射率モデル推定部が推定した基本波反射率モデルを用いて前記高調波反射率モデルを生成する高調波反射率モデル推定部をさらに備える、としてもよい。

上記構成により、受信信号において高調波成分のS/N比が高くなっても、基本波成分に基づいて高調波反射率モデルを生成できる。したがって、高調波反射率モデルの推定精度を高くすることができる。

【 0 0 9 6 】

(5) また、上記(3)～(4)の超音波診断装置は、前記基本波反射率推定部は、前記基本波反射率モデル推定部が基本波反射率モデルを推定する前は、あらかじめ保持している所定の基本波反射率モデルを用いる、としてもよい。

40

上記構成により、基本波反射率モデルが推定される以前においても、所定の基本波反射率モデルにより、反射率の推定を行うことができる。

【 0 0 9 7 】

(6) また、上記(4)～(5)の超音波診断装置は、前記高調波反射率モデル推定部は、前記基本波反射率モデルを事前分布とする最大事後確率推定により、前記前記高調波反射率モデルを生成する、としてもよい。

上記構成により、基本波反射率モデルに基づき、高調波反射率モデルを高精度に生成することができる。

【 0 0 9 8 】

50

(7) また、上記(3)～(6)の超音波診断装置は、前記基本波反射率推定部は、自己回帰モデルを用いて前記基本波反射率信号を生成する、としてもよい。

上記構成により、高精度に超音波の反射率を推定することができる。

(8) また、上記(2)の超音波診断装置は、被検体の特性に基づく基本波反射率モデルと高調波反射率モデルとの関係を用いて、前記基本波反射率信号と前記高調波反射率信号とに基づいて、基本波反射率モデルと高調波反射率モデルとを推定する反射率モデル推定部をさらに備え、前記基本波反射率推定部は、保持している前記基本波反射率モデルを、前記反射率モデル推定部が推定した基本波反射率モデルで置き換え、前記高調波反射率推定部は、高調波反射率モデルを保持し、保持している前記高調波反射率モデルを、前記反射率モデル推定部が推定した高調波反射率モデルで置き換える、としてもよい。

10

【0099】

上記構成により、高調波に基づく推定と、基本波に基づく推定とを、相互に補完しながら高精度に行うことができる。

(9) また、上記(8)の超音波診断装置は、被検体の特性に基づく基本波反射率モデルと高調波反射率モデルとの前記関係とは、前記高調波反射率モデルが基本波反射率モデルと一致することであり、前記反射率モデル推定部は、前記基本波反射率信号と前記高調波反射率信号との両方に基づいて、単一の反射率モデルを、前記基本波反射率モデルおよび前記高調波反射率モデルとして推定する、としてもよい。

【0100】

上記構成により、基本波帯域における超音波反射特性と高調波帯域における超音波反射特性が大きく異なる被検体に対しては、基本波と高調波を含む広帯域な信号に基づき、高精度に反射率モデルを推定することができる。

20

(10) また、上記(9)の超音波診断装置は、被検体の特性に基づく基本波反射率モデルと高調波反射率モデルとの前記関係とは、前記高調波反射率モデルが基本波反射率モデルに基づいて構築できることであり、前記反射率モデル推定部は、前記基本波反射率モデルと前記高調波反射率モデルとが前記関係を満たすように、前記基本波反射率モデルと前記高調波反射率モデルとを推定する、としてもよい。

【0101】

上記構成により、高調波反射率モデルが基本波反射率モデルに基づいて構築できる被検体に対しては、基本波反射率モデルと高調波反射率モデルとの関係を保つように反射率モデルの推定を行う。これにより、基本波反射率モデルと高調波反射率モデルとの乖離を防ぐことができ、高精度の推定を行うことができる。

30

(11) また、上記(8)～(10)の超音波診断装置は、前記基本波反射率推定部は、前記反射率モデル推定部が基本波反射率モデルを推定する前は、あらかじめ保持している所定の基本波反射率モデルを用い、前記高調波反射率推定部は、前記反射率モデル推定部が高調波反射率モデルを推定する前は、あらかじめ保持している所定の高調波反射率モデルを用いる、としてもよい。

【0102】

上記構成により、基本波反射率モデルと高調波反射率モデルが推定される以前においても、反射率の推定を行うことができる。

40

(12) また、上記(8)～(11)の超音波診断装置は、前記基本波反射率推定部と前記反射率モデル推定部とは、EMアルゴリズムにより前記基本波反射率信号を生成し、前記高調波反射率推定部と前記反射率モデル推定部とは、EMアルゴリズムにより前記高調波反射率信号を生成する、としてもよい。

【0103】

上記構成により、推定された反射率の尤度を最大限に向上させることができる。

(13) また、上記(1)～(12)の超音波診断装置は、前記合成部は、前記反射率信号における信号幅が最小となるように、前記基本波反射率信号と前記高調波反射率信号との少なくとも一方に対し位相を制御する、としてもよい。

上記構成により、反射率信号の距離分解能を最大化することができる。

50

【産業上の利用可能性】

【0104】

本発明に係る超音波診断装置、超音波信号処理方法は、複雑な回路を必要とせず、距離分解能の向上を図ることができる。また、高調波が受信できない領域では基本波成分による画像化が可能となり、医療診断機器等において利用条件に左右されない高い適応性を持つ。

【符号の説明】

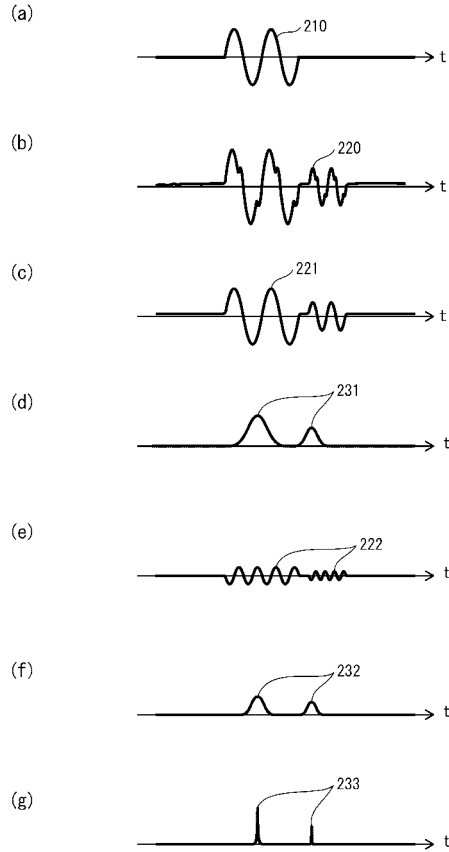
【0105】

1	超音波診断装置	
2	超音波探触子	10
3	表示部	
10	送信信号生成部	
20	送信部	
30	切替部	
40	受信部	
50、50A	超音波信号処理回路	
51、51A	分離部	
52、52A、152	反射率推定部	
521、1521	基本波推定部	
5211、5214	基本波反射率推定部	20
5212	基本波反射率モデル保持部	
5213	基本波反射率モデル推定部	
522、1522	高調波推定部	
5222、5223	高調波反射率推定部	
5221	高調波反射率モデル推定部	
1525	反射率モデル推定部	
1526	反射率モデル保持部	
523	高調波波形生成部	
524	反射率合成部	
53、53A	整相加算部	30
70	超音波画像生成部	
80	表示制御部	

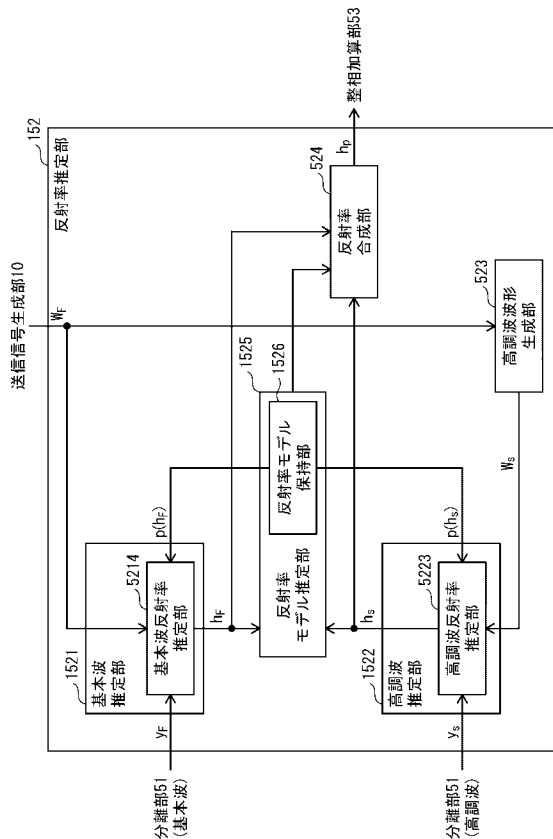
【 図 5 】



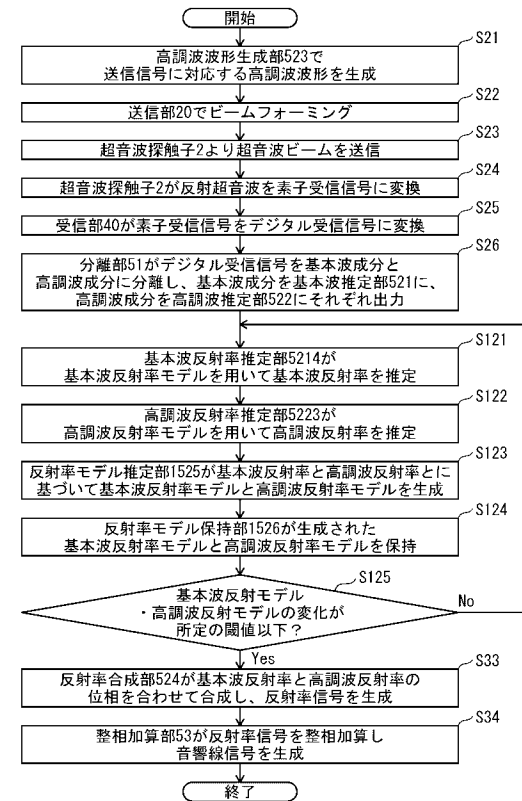
【 図 6 】



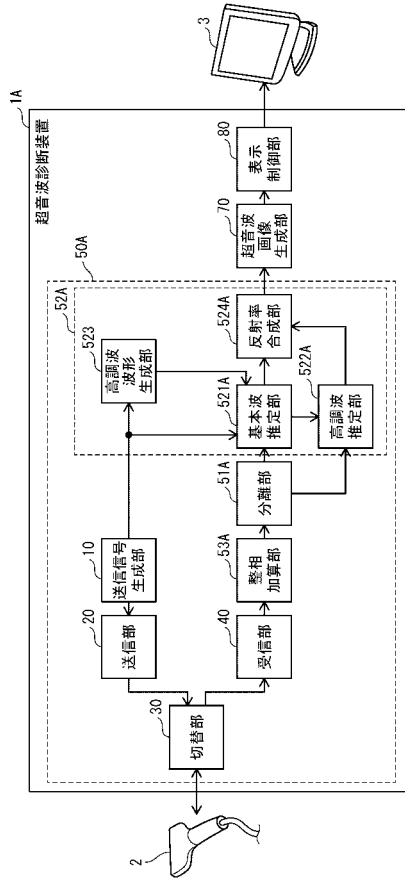
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波信号处理方法		
公开(公告)号	JP2018143617A	公开(公告)日	2018-09-20
申请号	JP2017043449	申请日	2017-03-08
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社 公立大学法人首都大学东京		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司 公立大学法人首都大学东京		
[标]发明人	布施優		
发明人	布施 優		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE08 4C601/EE01 4C601/HH35 4C601/JB37 4C601/JB39 4C601/JB45		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置和超声波信号处理方法，其可以通过简单的过程实现并且具有增强的距离分辨率。超声波反射率估计装置使用预定波形和反射基波分量估计超声波反射率，将接收信号分离为基波反射率用于产生信号的基波反射率估计部分；用于通过使用谐波波形和反射的谐波分量来估计超声波反射率以产生谐波反射信号的谐波计数器反射合成单元，用于合成基波反射信号和谐波反射信号以产生反射信号；以及图像产生单元，用于基于反射信号产生图像。

