

(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2018-68852
(P2018-68852A)

(43) 公開日 平成30年5月10日(2018.5.10)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)

F I
A61B 8/14

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2016-214792 (P2016-214792)
(22) 出願日 平成28年11月2日(2016.11.2)

(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
(74) 代理人 110001254
特許業務法人光陽国際特許事務所
(72) 発明者 谷口 哲哉
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 BB06 DE09 DE14 EE04 HH35
JB32 JB49

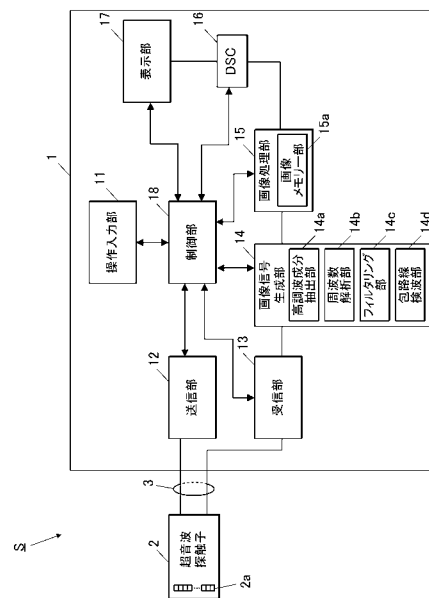
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像形成方法

(57) 【要約】

【課題】 散乱体由来の散乱エコー信号の干渉により生じるスペックルを極限まで細粒化し、そのスペックルを有意画像情報の最小単位として微小構造を抽出することである。

【解決手段】 超音波診断装置Sは、駆動信号を生成して超音波探触子2に出力することにより超音波探触子2に送信超音波を生成させる送信部12と、超音波探触子2からエコー信号を受信する受信部13と、エコー信号の信号強度を平坦化周波数領域を有する信号強度に調整するフィルタリング部14cと、信号強度が調整されたエコー信号から超音波画像データを生成する包絡線検波部14dと、を備える。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に向けて送信超音波の送信とエコーの受信とを行う超音波探触子により得られたエコー信号から超音波画像データを生成する超音波診断装置であって、

駆動信号を生成して前記超音波探触子に出力することにより当該超音波探触子に送信超音波を生成させる送信部と、

前記超音波探触子からエコー信号を受信する受信部と、

前記エコー信号の信号強度を平坦化周波数領域を有する信号強度に調整する信号強度調整部と、

前記信号強度が調整されたエコー信号から超音波画像データを生成する画像データ生成部と、を備える超音波診断装置。 10

【請求項 2】

前記信号強度調整部は、平坦化周波数領域の上端の周波数を下端の周波数で除算した上端 / 下端比が 2 . 0 以上となるように前記エコー信号の信号強度を調整する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記信号強度調整部は、平坦化周波数領域の上端の周波数が 20 [MHz] 以上となるように前記エコー信号の信号強度を調整する請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記信号強度調整部は、前記エコー信号の平坦化周波数領域を画像化周波数領域で除算した平坦率が 80 [%] 以上となるように当該エコー信号の信号強度を調整する請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。 20

【請求項 5】

表示Pixel解像度に応じて前記超音波画像データを表示部に表示する表示制御部を備え、

前記表示制御部は、平坦化周波数領域の上端の周波数に対応する平坦化上端周波数生体内換算波長を前記表示Pixel解像度で除算した生体内換算波長 / 表示解像度比が 4 . 0 以上となるように画面上の表示サイズを調整する請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記信号強度調整部は、信号強度補正フィルターを用いて前記エコー信号をフィルタリングすることにより信号強度を調整する請求項 1 から 5 のいずれか一項記載の超音波診断装置。 30

【請求項 7】

前記受信されたエコー信号の平坦化対象周波数領域の信号強度の周波数解析を行い解析結果を生成する周波数解析部を備え、

前記信号強度補正フィルターは、適応型の信号強度補正フィルターであり、

前記信号強度調整部は、前記解析結果に応じて前記適応型の信号強度補正フィルターの係数を設定して前記フィルタリングに用いる請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記送信部は、組織ハーモニクイメージング用の駆動信号を生成し、

前記信号強度調整部は、前記受信されたエコー信号の高調波成分を抽出する高調波成分抽出部を備え、

前記信号強度調整部は、前記抽出された高調波成分のエコー信号の信号強度を調整する請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。 40

【請求項 9】

前記組織ハーモニクイメージングにおいて、

前記駆動信号の送信パルス信号の周波数パワースペクトルは、

前記超音波探触子の - 20 dB の送信周波数帯域に含まれる周波数帯域であって、当該送信周波数帯域の中心周波数よりも低周波側と、当該中心周波数よりも高周波側とのそれ 50

それに強度ピークを有し、且つ、複数の前記強度ピークの中の周波数領域における強度は、前記強度ピークの強度の最大値を基準として - 20 dB 以上である請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

被検体に向けて送信超音波の送信とエコーの受信とを行う超音波探触子から受信されたエコー信号の信号強度を平坦化周波数領域を有する信号強度に調整する信号強度調整工程と、

前記信号強度が調整されたエコー信号から超音波画像データを生成する画像データ生成工程と、を含む画像形成方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び画像形成方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断における超音波画像は、送信超音波を被検体に送信し、当該被検体から受信した超音波（エコー）に応じた電気信号であるエコー信号として、通常、超音波波長よりも大きい構造物から反射されて得られる反射エコー信号と、超音波波長より小さな構造物によって散乱されて得られる散乱エコー信号と、から生成される。

20

【0003】

反射エコー信号は、その組織界面で音響インピーダンス差に応じた強度で、到達した音波がそのままの形状もしくは正負の反転超音波として反射され、到達超音波に応じた分解能でその界面情報が直接的に得られる。しかしながら生体内には到達超音波波長以下の構造物も存在し、これらが波長以下の距離で複数存在するとこれらによる散乱エコー信号は干渉を生じてしまい、到達超音波波形とは異なる形状となるため、直接的にはその形態を反映しなくなる。

【0004】

しかしながら、散乱エコー信号は、組織に由来する散乱・干渉の結果であり、肝臓や甲状腺等の実質部においては、いわゆるスペックルとして観察され、その均一性や粒状性等は診断情報の一つとして活用される。従来、術者の主観によってのみ活用されていたスペックルの統計的性質を利用して肝硬変の進行度に利用する方法等や微小構造物を抽出・観察する方法が考案されている（特許文献 1 参照）。

30

【0005】

また、別の微小構造物を抽出する方法の一つとしては、空間的連続性を利用して連続的構造物と微小構造物とを分離抽出する方法が知られている（特許文献 2 参照）。

【0006】

また、別の例として、複数の周波数成分の強度変化にそれぞれ基づく複数種類の画像データを生成し、少なくとも 1 種類の画像データに対して空間フィルター処理を施した後これらを合成することにより特定組織の強調等の効果を得る方法が提案されている（特許文献 3 参照）。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献 1】特開 2011 - 224410 号公報

【特許文献 2】特開 2013 - 56178 号公報

【特許文献 3】特開 2006 - 204594 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、特許文献 1 に記載の方法では、微小構造物の位置は抽出されても、その

50

画像情報は従来同様のため、微小構造の構造把握という課題は解決しない。

【0009】

また、特許文献2に記載の方法も、空間的広がりにより高輝度部が微小構造物由来か否かを判定するものであって、微小構造物の構造把握を改善するものではない。

【0010】

また、特許文献3に記載の方法は、組織の反射周波数特性差を利用して特定の組織を強調することについては有用であるが、各々の画像は元情報を異なるバンドパスフィルターに通過させて帯域を制限して画像化しているため、距離方向の分解能は劣化してしまう。加えて、各画像情報は位相情報を持たない包絡線検波後の信号に基づいて構成されているため、これらを重ね合わせてもいわゆる波形重ね合わせ原理による広帯域化効果は得られず、画像が平滑化する効果は得られても情報密度は向上しないため微小構造物の構造描出向上には寄与しない。更に、スペックルの描出に関しては、これを低減する旨の記載はあるものの、その粒状性を細粒化する旨についての記載や示唆は一切無い。

10

【0011】

本発明の課題は、散乱体由来の散乱エコー信号の干渉により生じるスペックルを極限まで細粒化し、そのスペックルを有意画像情報の最小単位として微小構造を抽出することである。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題を解決するため、請求項1に記載の発明は、
被検体に向けて送信超音波の送信とエコーの受信とを行う超音波探触子により得られたエコー信号から超音波画像データを生成する超音波診断装置であって、
駆動信号を生成して前記超音波探触子に出力することにより当該超音波探触子に送信超音波を生成させる送信部と、
前記超音波探触子からエコー信号を受信する受信部と、
前記エコー信号の信号強度を平坦化周波数領域を有する信号強度に調整する信号強度調整部と、
前記信号強度が調整されたエコー信号から超音波画像データを生成する画像データ生成部と、を備える。

20

【0013】

請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の超音波診断装置において、
前記信号強度調整部は、平坦化周波数領域の上端の周波数を下端の周波数で除算した上端/下端比が2.0以上となるように前記エコー信号の信号強度を調整する。

30

【0014】

請求項3に記載の発明は、請求項1又は2に記載の超音波診断装置において、
前記信号強度調整部は、平坦化周波数領域の上端の周波数が20 [MHz]以上となるように前記エコー信号の信号強度を調整する。

【0015】

請求項4に記載の発明は、請求項1から3のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、
前記信号強度調整部は、前記エコー信号の平坦化周波数領域を画像化周波数領域で除算した平坦率が80 [%]以上となるように当該エコー信号の信号強度を調整する。

40

【0016】

請求項5に記載の発明は、請求項1から4のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

表示Pixel解像度に応じて前記超音波画像データを表示部に表示する表示制御部を備え、

前記表示制御部は、平坦化周波数領域の上端の周波数に対応する平坦化上端周波数生体内換算波長を前記表示Pixel解像度で除算した生体内換算波長/表示解像度比が4.0以上となるように画面上の表示サイズを調整する。

50

【0017】

請求項6に記載の発明は、請求項1から5のいずれか一項記載の超音波診断装置において、

前記信号強度調整部は、信号強度補正フィルターを用いて前記エコー信号をフィルタリングすることにより信号強度を調整する。

【0018】

請求項7に記載の発明は、請求項6に記載の超音波診断装置において、

前記受信されたエコー信号の平坦化対象周波数領域の信号強度の周波数解析を行い解析結果を生成する周波数解析部を備え、

前記信号強度補正フィルターは、適応型の信号強度補正フィルターであり、

前記信号強度調整部は、前記解析結果に応じて前記適応型の信号強度補正フィルターの係数を設定して前記フィルタリングに用いる。

【0019】

請求項8に記載の発明は、請求項1から7のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記送信部は、組織ハーモニクイメージング用の駆動信号を生成し、

前記信号強度調整部は、前記受信されたエコー信号の高調波成分を抽出する高調波成分抽出部を備え、

前記信号強度調整部は、前記抽出された高調波成分のエコー信号の信号強度を調整する。

【0020】

請求項9に記載の発明は、請求項8に記載の超音波診断装置において、

前記組織ハーモニクイメージングにおいて、

前記駆動信号の送信パルス信号の周波数パワースペクトルは、

前記超音波探触子の -20 dB の送信周波数帯域に含まれる周波数帯域であって、当該送信周波数帯域の中心周波数よりも低周波側と、当該中心周波数よりも高周波側とのそれぞれに強度ピークを有し、且つ、複数の前記強度ピークの間周波数領域における強度は、前記強度ピークの強度の最大値を基準として -20 dB 以上である。

【0021】

請求項10に記載の発明の画像形成方法は、

被検体に向けて送信超音波の送信とエコーの受信とを行う超音波探触子から受信されたエコー信号の信号強度を平坦化周波数領域を有する信号強度に調整する信号強度調整工程と、

前記信号強度が調整されたエコー信号から超音波画像データを生成する画像データ生成工程と、を含む。

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、散乱エコー信号の干渉により生じるスペックルを極限まで細粒化でき、そのスペックルを有意画像情報の最小単位として微小構造を抽出できる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】本発明の実施の形態の超音波診断装置の外観図である。

【図2】超音波診断装置の機能構成を示すブロック図である。

【図3】送信部の機能構成を示すブロック図である。

【図4】(a)は、特開2014-168555号公報あるいは特願2015-103842号に記載の広帯域送受信方法である、Triad-THIの送信超音波の信号強度の周波数特性を示す図である。(b)は、Triad-THIの深度が焦点近傍におけるエコーの周波数特性を示す図である。

【図5】エコー信号の信号強度の周波数特性を示す図である。

【図6】(a)は、実施の形態の信号強度補正フィルターの信号通過度の周波数特性を示

10

20

30

40

50

す図である。(b)は、実施の形態の信号強度補正フィルターによるフィルタリング後の第1の画像化信号の信号強度の最高信号強度を0 dBとした相対的な周波数特性を示す図である。

【図7】(a)は、第1の画像化信号の信号強度の時間波形特性を示す図である。(b)は、第1の画像化信号のスペックル粒状特性を模式的に示すイメージ図である。

【図8】(a)は、従来の信号強度補正フィルターの信号通過度の周波数特性を示す図である。(b)は、従来の信号強度補正フィルターによるフィルタリング後の第2の画像化信号の信号強度の最高信号強度を0 dBとした相対的な周波数特性を示す図である。

【図9】(a)は、第2の画像化信号の信号強度の時間波形特性を示す図である。(b)は、第2の画像化信号のスペックル粒状特性を模式的に示すイメージ図である。

【図10】第1の超音波探触子の規格化感度の周波数特性を示す図である。

【図11】(a)は、第1の駆動信号の信号強度の時間特性を示す図である。(b)は、第1の駆動信号のパワースペクトルを示す図である。

【図12】(a)は、第1の送信超音波の信号強度の時間特性を示す図である。(b)は、第1の送信超音波のパワースペクトルを示す図である。

【図13】第1の信号強度補正フィルターのフィルター特性を示す図である。

【図14】第2の信号強度補正フィルターのフィルター特性を示す図である。

【図15】第3の信号強度補正フィルターのフィルター特性を示す図である。

【図16】第4の信号強度補正フィルターのフィルター特性を示す図である。

【図17】(a)は、第2の駆動信号の信号強度の時間特性を示す図である。(b)は、第2の駆動信号のパワースペクトルを示す図である。

【図18】(a)は、第2の送信超音波の信号強度の時間特性を示す図である。(b)は、第2の送信超音波のパワースペクトルを示す図である。

【図19】第6の信号強度補正フィルターのフィルター特性を示す図である。

【図20】第2の超音波探触子の規格化感度の周波数特性を示す図である。

【図21】(a)は、第3の駆動信号の信号強度の時間特性を示す図である。(b)は、第3の駆動信号のパワースペクトルを示す図である。

【図22】(a)は、第3の送信超音波の信号強度の時間特性を示す図である。(b)は、第3の送信超音波のパワースペクトルを示す図である。

【図23】第7の信号強度補正フィルターのフィルター特性を示す図である。

【図24】第8の信号強度補正フィルターのフィルター特性を示す図である。

【図25】(a)は、Bモード画像を示す図である。(b)は、Bモード画像をWatershed(分水嶺)分割した画像を示す図である。

【図26】(a)は、第1、第2のエコー信号のエコー合成信号のエコー強度の波長特性を示す。(b)は、エコー合成信号の絶対値、波長分割平均値のエコー強度の波長特性を示す。

【発明を実施するための形態】

【0024】

添付図面を参照して本発明に係る実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は、図示例に限定されるものではない。なお、以下の説明において、同一の機能及び構成を有するものについては、同一の符号を付し、その説明を省略する。

【0025】

先ず、図1～図3を参照して、本実施の形態の超音波診断装置Sの装置構成を説明する。図1は、本実施の形態の超音波診断装置Sの外観図である。図2は、超音波診断装置Sの機能構成を示すブロック図である。図3は、送信部12の機能構成を示すブロック図である。

【0026】

超音波診断装置Sは、ガウシアン近似に代表される単峰性の周波数帯域形状で受信・画像化して、反射エコー信号のガウシアン近似包絡線形状を得るという従来の常識とは異なるアプローチにより散乱領域の微小構造体の描出をも可能とする方法で超音波画像を生成

10

20

30

40

50

する。具体的には、広帯域で受信されたエコー信号の周波数帯域形状を敢えて平坦化して実質的に無峰化することにより音波波形レベルでの散乱干渉ピッチを多様化、すなわち多重干渉効果を最大化してスペックル粒状性を細粒化し、散乱レベルの微小構造体をスペックルで描出することを可能としている。

【0027】

超音波診断装置5は、図1及び図2に示すように、超音波診断装置本体1と、超音波探触子2と、を備えている。超音波探触子2は、図示しない生体等の被検体に対して超音波（送信超音波）を送信するとともに、この被検体で反射又は散乱された超音波（エコー）を受信する。超音波診断装置本体1は、ケーブル3を介して超音波探触子2と接続され、超音波探触子2に電気信号の駆動信号を送信することによって超音波探触子2に被検体に対して送信超音波を送信させるとともに、超音波探触子2にて受信した被検体内からのエコーに応じて超音波探触子2で生成された電気信号であるエコー信号に基づいて被検体内の内部状態を超音波画像データとして画像化する。

10

【0028】

超音波探触子2は、圧電素子からなる振動子2a、送信超音波を焦点に向けて集束させる音響レンズ（図示略）等を備えており、この振動子2aは、例えば、方位方向に二次元アレイ状に複数配列されている。本実施の形態では、例えば、192個の振動子2aを備えた超音波探触子2を用いている。なお、振動子2aは、二次元アレイ状に配列されたものであってもよい。また、振動子2aの個数は、任意に設定することができる。また、本実施の形態では、超音波探触子2について、リニア走査方式の電子スキャンプローブを採用するものとするが、電子走査方式あるいは機械走査方式の何れを採用してもよく、また、リニア走査方式、セクタ走査方式あるいはコンベックス走査方式の何れの方式を採用することもできる。

20

【0029】

本実施の形態に用いられる超音波探触子2の形状や中心周波数に特に制限はないが、その周波数帯域特性は送受信-20dB比帯域で120%より広いことが好ましい。送受信-20dB比帯域とは、超音波探触子2の規格化感度の周波数特性における規格化感度が-20dBの上端の周波数FH20及び下端の周波数FL20を用いて、差分(FH20-FL20)を、それらの中心周波数((FH20+FL20)/2)で除算した値である。-20dB比帯域が狭いとエコー信号強度を平坦化しても干渉ピッチの多様化が充分に得られず、そのスペックルの細粒化効果が充分得られなくなる。

30

【0030】

なお、超音波診断装置本体1と超音波探触子2との通信は、ケーブル3を介する有線通信に代えて、UWB(Ultra Wide Band)等の無線通信により行うこととしてもよい。

【0031】

超音波診断装置本体1は、例えば、図2に示すように、操作入力部11と、送信部12と、受信部13と、画像信号生成部14と、画像処理部15と、DSC(Digital Scan Converter)16と、表示部17と、表示制御部としての制御部18と、を備える。

【0032】

操作入力部11は、例えば、診断開始を指示するコマンドや被検体の個人情報等のデータの入力などを行うための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を備えており、操作信号を制御部18に出力する。

40

【0033】

送信部12は、制御部18の制御に従って、超音波探触子2にケーブル3を介して電気信号である駆動信号を供給して超音波探触子2に送信超音波を発生させる回路である。より具体的には、送信部12は、図3に示すように、例えば、クロック発生回路121、パルス発生回路122、時間及び電圧設定部123、及び遅延回路124を備えている。

【0034】

クロック発生回路121は、駆動信号の送信タイミングや送信周波数を決定するクロック信号を発生させる回路である。パルス発生回路122は、所定の周期で駆動信号として

50

のパルス信号を発生させるための回路である。パルス発生回路 1 2 2 は、例えば、3 値 (+HV / 0 (GND) / -HV)、5 値 (+HV / +MV / 0 (GND) / -MV / -HV) の電圧を切り替えて出力することにより、矩形波による駆動信号を発生させることができる。このとき、パルス信号の振幅については、正極性及び負極性で同一となるようにしたが、これに限定されない。本実施の形態では、3 値、5 値の電圧を切り替えて駆動信号を出力するようにしたが、3 値、5 値に限定されず、適宜の値に設定することができるが、5 値以下が好ましい。これにより、低コストで周波数成分の制御の自由度を向上させることができ、より高分解能である送信超音波を得ることができる。

【0035】

時間及び電圧設定部 1 2 3 は、パルス発生回路 1 2 2 から出力される駆動信号の同一電圧レベルの各区間の持続時間及びその電圧レベルを設定する。すなわち、パルス発生回路 1 2 2 は、時間及び電圧設定部 1 2 3 によって設定された各区間の持続時間及び電圧レベルに従ったパルス波形による駆動信号を出力する。時間及び電圧設定部 1 2 3 で設定される各区間の持続時間及び電圧レベルは、例えば、操作入力部 1 1 による入力操作により可変することができる。

10

【0036】

遅延回路 1 2 4 は、駆動信号の送信タイミングを振動子毎に対応した個別経路毎に遅延時間を設定し、設定された遅延時間だけ駆動信号の送信を遅延させて送信超音波によって構成される送信ビームの集束を行うための回路である。

【0037】

以上のように構成された送信部 1 2 は、制御部 1 8 の制御に従って、駆動信号を供給する複数の振動子 2 a を、超音波の送受信毎に所定数ずらしながら順次切り替え、出力の選択された複数の振動子 2 a に対して駆動信号を供給することによりスキャンを行う。

20

【0038】

本実施の形態の超音波の送受信方法は、平坦化の対象となる周波数領域に強度を調整しうるエコー信号が得られる方法が選択される。例えば、基本波を画像化するのであれば平坦化対象周波数領域より広い周波数帯に及び送信が必要となる。本実施の形態では、例えば、THI (Tissue Harmonic Imaging: 組織ハーモニクイメージング) を実施することができる。THI は、エコー信号のうち、送信超音波の高調波成分を用いて超音波画像を生成する方法である。THI の場合は、送信の周波数帯は限定されないが、送信基本波成分から伝搬非線形により生成される高調波信号の周波数帯域が平坦化対象周波数帯より広くなるような送受信を行うことが必要となる。基本波イメージングと THI とでは、その生成に音圧依存性があり、サイドローブの抑圧やスライス方向のビーム尖鋭効果が得られる THI であることが好ましい。

30

【0039】

本実施の形態では、THI に用いる高調波成分を抽出するために、パルスインバージョン法を実施することができる。すなわち、送信部 1 2 は、パルスインバージョン法を実施する場合には、駆動信号として、第 1 のパルス信号と、この第 1 のパルス信号とは極性反転した第 2 のパルス信号とを同一走査線上に時間間隔をおいて送信することができる。なお、このとき、第 1 のパルス信号の複数のデューティーのうち少なくとも 1 つを異ならせて極性反転させた第 2 のパルス信号を送信するようにしてもよい。また、第 2 のパルス信号は、第 1 のパルス信号とは時間反転させたものであってもよい。

40

【0040】

さらに、本実施の形態では、THI として特開 2014 - 168555 号公報あるいは特願 2015 - 103842 号に記載の広帯域送受信方法である Triad - THI を実施することができる。Triad - THI では、3 つの周波数成分の基本波を混合した送信超音波を出力し、受信されるエコーに基づくエコー信号の高調波成分を用いて超音波画像を生成する方法である。すなわち、送信部 1 2 は、Triad - THI を実施する場合には、3 つの周波数成分の基本波成分を有する駆動信号を生成する。このように、送信部 1 2 は、Triad - THI 及びパルスインバージョン法に対応する駆動信号を生成可能

50

である。

【0041】

受信部13は、制御部18の制御に従って、超音波探触子2からケーブル3を介して電気信号のエコー信号を受信する回路である。受信部13は、例えば、増幅器、A/D変換回路、整相加算回路を備えている。増幅器は、エコー信号を、振動子2a毎に対応した個別経路毎に、予め設定された所定の増幅率で増幅させるための回路である。A/D変換回路は、増幅されたエコー信号をアナログ-デジタル変換(A/D変換)するための回路である。整相加算回路は、A/D変換されたエコー信号に対して、振動子2a毎に対応した個別経路毎に遅延時間を与えて時相を整え、これらを加算(整相加算)して音線データを生成するための回路である。

10

【0042】

ここで、図4(a)、図4(b)を参照して、Triad-THIの超音波送受信を説明する。図4(a)は、特開2014-168555号公報あるいは特願2015-103842号に記載の広帯域送受信方法である、Triad-THIの送信超音波の信号強度の周波数特性を示す図である。図4(b)は、Triad-THIの深度が焦点近傍におけるエコーの周波数特性を示す図である。

【0043】

Triad-THIを実施する場合に、送信部12は、例えば、図4(a)に示すように、基本波 f_1 、 f_2 、 f_3 を含む送信超音波を超音波探触子2に出力させるための駆動信号を生成する。図4(a)において、横軸が周波数を示し、縦軸が感度(信号強度)を示し、太線の実線が超音波探触子2の周波数成分(送受信周波数帯域)を示す。

20

【0044】

具体的には、例えば、超音波探触子2の送受信周波数帯域内の基本波 f_1 、 f_2 、 f_3 に対応する周波数の3つの信号の時間波形に、AM(Amplitude Modulation)変調、FM(Frequency Modulation)変調の少なくとも1つを行い、ハニング窓、矩形窓等の時間窓でフィルタリングを行い、得られた3つの時間波形にそれぞれ適切な倍率をかけて加算し、送波に影響しない振幅方向のバイアスを波形全体に加える。送信部12は、当該バイアスを加えられた信号の時間波形を5値等の電圧値に割り当てた時間波形の駆動信号を生成する。

【0045】

図4(a)の送信超音波に対応する焦点近傍のエコー信号は、図4(b)に示す特徴を有する。図4(b)において、横軸が周波数を示し、縦軸が信号強度を示し、中線の実線がエコーの各周波数成分をまとめた周波数成分を示し、太線の実線が超音波探触子2の周波数成分(送受信周波数帯域)を示す。得られるエコー信号は、超音波探触子2の送受信周波数帯域内の図4(b)に示す各高調波成分($f_2 - f_1$ 、 $2f_1$ 、 $3f_1$ 、 $f_3 - f_2$ 、 $f_3 - f_2$ 、 $f_1 + f_2$)を含む。このように、受信部13は、高調波成分を含むエコーを受信し、当該エコーから電気信号としてのエコー信号(音線データ)を生成する。

30

【0046】

画像信号生成部14は、制御部18の制御に従って、受信部13からのエコー信号(音線データ)に対して包絡線検波処理や対数増幅等を実施し、ゲインの調整等を行って輝度変換することにより、Bモード画像の画像信号(Bモード画像データ)を生成する。すなわち、Bモード画像データは、エコー信号の強さを輝度によって表したものである。画像信号生成部14にて生成されたBモード画像データは、画像処理部15に送信される。また、画像信号生成部14は、高調波成分抽出部14a、周波数解析部14b、信号強度調整部としてのフィルタリング部14c、画像データ生成部としての包絡線検波部14dを備えている。

40

【0047】

高調波成分抽出部14aは、制御部18の制御に従って、受信部13から出力されたエコー信号(音線データ)からパルスインバージョン法を実施して高調波成分を抽出し、高調波成分からなるエコー信号を出力する。高調波成分は、上述した第1のパルス信号及び

50

第2のパルス信号からそれぞれ発生した2つの送信超音波にそれぞれ対応するエコーから得られるエコー信号を加算（合成）してエコー信号に含まれる基本波成分を除去した上で抽出することができる。

【0048】

周波数解析部14bは、制御部18の制御に従って、高調波成分抽出部14aにより抽出された高調波成分のエコー信号（音線データ）の周波数解析（平坦化対象周波数領域内の各周波数成分強度判定）を行い、その解析結果をフィルタリング部14cに出力する。平坦化対象周波数領域は画像化周波数領域の範囲内かつ平坦化周波数上端/下端比が2.0以上となるように設定される。その値は設計者による固定値でも操作者による可変値としても良いが、操作者による可変値とする場合であっても前記設定条件を満たすよう可変範囲は設定される。可変値とする場合、平坦化対象範囲を広くするほどスペックルの細粒化効果は得られるが、S/Nは低下するため、操作者は観察部位やその目的に応じて可変値を適宜操作することとなる。

10

【0049】

フィルタリング部14cは、制御部18の制御に従って、信号強度特性の平坦化を担う信号強度補正フィルターを用いて、高調波成分抽出部14aにより高調波成分が抽出された音線データをフィルタリングし、フィルタリングしたエコー信号（画像化信号）を出力する。

【0050】

信号強度補正フィルターを用いるエコー信号の周波数平坦化は、エコー信号の受信直後、すなわち受信部13における整相加算前のエコー信号に行っても良く、且つ受信部13におけるAD変換前のアナログ信号レベル行っても、AD変換後のデジタル信号レベル（音線データ）で行っても構わないが、画像信号生成部14において、整相加算後のデジタル信号レベル（高調波成分のエコー信号）でデジタルフィルターを用いて行う方が装置を簡便化できるため好ましい。

20

【0051】

信号強度補正フィルターとしてのデジタルフィルターは、FIR（Finite Impulse Response：有限インパルス応答）、IIR（Infinite Impulse Response）等、常法によるものを制限無く用いることが可能だが、位相への影響を考慮するとFIRであることが好ましい。更に特開2003-19135号公報記載の複数FIRフィルターを直列接続する方法とすると、ハイパスフィルター、ローパスフィルター等のノイズカットフィルターと、信号強度特性の平坦化を担う信号強度補正フィルターとを分け、独立に係数を設定することができるようになり、信号平坦化の制御容易性や後述の適応処理への対応も容易となるため好ましい。

30

【0052】

また、フィルタリング部14cで用いる信号強度補正フィルターは、送信で生成する高調波成分の信号強度の深度変化特性や超音波探触子2の受信感度特性から予め深度毎に係数を決定しておく非適応型の信号強度補正フィルターでも十分な効果は得られる。しかし、観察対象により散乱エコーの周波数特性は若干異なるため、信号強度補正フィルターの係数が適応的に変更される方法をとることにより観察部位に依らず常に最善の効果が得られるようになる。この適応処理は、適応型の信号強度補正フィルターを用いることにより行う。

40

【0053】

フィルタリング部14cは、適応型の信号強度補正フィルターを用いる場合に、平坦化周波数領域内の各周波数成分強度の値に応じて信号強度補正フィルターの係数を設定することにより行う。具体的には、周波数解析部14bが、関心領域（ROI：Region Of Interest）内のエコー信号（音線データ）の周波数スペクトラムをFFT（Fast Fourier Transform）解析により求め、フィルタリング部14cが、FFT解析により得られた平坦化対象周波数領域内の周波数強度分布を相殺するように信号強度補正フィルターの係数を設定する。

50

【 0 0 5 4 】

周波数解析部 1 4 b における周波数解析とフィルタリング部 1 4 c における信号強度補正フィルターの係数の更新とは、1 フレーム毎に行う方法でもよく、1 フレーム毎に行わずに数フレーム毎、あるいは一定時間毎の頻度で行う方法でも良い。

【 0 0 5 5 】

このように、フィルタリング部 1 4 c は、適応型の信号強度補正フィルターを用いる場合に、周波数解析部 1 4 b からの周波数解析の解析結果に応じて、適応型の信号強度補正フィルターの係数を設定する。フィルタリング部 1 4 c は、非適応型の信号強度補正フィルターを用いる場合に、予め係数が設定された非適応型の信号強度補正フィルターを用いる。

10

【 0 0 5 6 】

包絡線検波部 1 4 d は、フィルタリング部 1 4 c から出力された画像化信号に対して、包絡線検波処理、対数増幅を実施し、ゲインの調整等を行って輝度変換することにより、B モード画像の画像信号 (B モード画像データ) を生成する。

【 0 0 5 7 】

画像処理部 1 5 は、D R A M (Dynamic Random Access Memory) などの半導体メモリによって構成された画像メモリー部 1 5 a を備える。画像処理部 1 5 は、制御部 1 8 の制御に従って、画像信号生成部 1 4 から出力された B モード画像データをフレーム単位で画像メモリー部 1 5 a に記憶する。フレーム単位での画像データを超音波画像データ、あるいはフレーム画像データということがある。画像処理部 1 5 は、画像メモリー部 1 5 a に記憶した超音波画像データを適宜読み出して D S C 1 6 に出力する。

20

【 0 0 5 8 】

D S C 1 6 は、制御部 1 8 の制御に従って、画像処理部 1 5 より受信した超音波画像データに座標変換等の処理を行い表示用の画像信号に変換し、表示部 1 7 に出力する。

【 0 0 5 9 】

表示部 1 7 は、L C D (Liquid Crystal Display)、C R T (Cathode-Ray Tube) ディスプレイ、有機 E L (Electronic Luminescence) ディスプレイ、無機 E L ディスプレイ及びプラズマディスプレイ等の表示装置が適用可能である。表示部 1 7 は、D S C 1 6 から出力された画像信号に従って表示画面上に超音波画像の表示を行う。

【 0 0 6 0 】

制御部 1 8 は、例えば、C P U (Central Processing Unit)、R O M (Read Only Memory)、R A M (Random Access Memory) を備え、R O M に記憶されているシステムプログラム等の各種処理プログラムを読み出して R A M に展開し、展開したプログラムに従って超音波診断装置 S の各部の動作を集中制御する。R O M は、半導体等の不揮発メモリー等により構成され、超音波診断装置 S に対応するシステムプログラム及び該システムプログラム上で実行可能な各種処理プログラムや、各種データ等を記憶する。これらのプログラムは、コンピューターが読み取り可能なプログラムコードの形態で格納され、C P U は、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。R A M は、C P U により実行される各種プログラム及びこれらプログラムに係るデータを一時的に記憶するワークエリアを形成する。

30

40

【 0 0 6 1 】

超音波診断装置本体 1 が備える各部について、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能は、集積回路などのハードウェア回路として実現することができる。集積回路とは、例えば L S I (Large Scale Integration) であり、L S I は集積度の違いにより、I C、システム L S I、スーパー L S I、ウルトラ L S I と呼称されることもある。また、集積回路化の手法は L S I 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し、F P G A (Field Programmable Gate Array) や L S I 内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なりコンフィギュラブル・プロセッサを利用してよい。また、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能をソフトウェアにより実行するようにしてもよい。この場合、このソフトウェアは一つ又はそれ以上の R O M などの記憶媒体、光ディスク、又

50

はハードディスクなどに記憶されており、このソフトウェアが演算処理器により実行される。

【0062】

次に、図5～図9を参照して、フィルタリング部14cにおけるフィルタリングを説明する。図5は、エコー信号S0の信号強度の周波数特性を示す図である。図6(a)は、本実施の形態の信号強度補正フィルターFIAの信号通過度(dB)の周波数特性を示す図であり、点線は0dBすなわち透過率100%を示し、縦軸の下端は-60dBすなわち透過率0.1%を示す。0dBより大きな値をとる周波数領域では信号が増幅されることを意味している。図6(b)は、信号強度補正フィルターFIAによるフィルタリング後の画像化信号SAの信号強度の最高信号強度を0dBとした相対的な周波数特性を示す図であり、縦軸は図6(a)同様にdBで示されている。図7(a)は、画像化信号SAの時間波形特性を示す図である。図7(b)は、画像化信号SAのスペックル粒状特性を模式的に示すイメージ図である。図8(a)は、従来の信号強度補正フィルターFIBの信号通過度(dB)の周波数特性を示す図である。図8(b)は、図6(b)同様に信号強度補正フィルターFIBによるフィルタリング後の画像化信号SBの信号強度の最高信号強度を0dBとした相対的な周波数特性を示す図である。図9(a)は、画像化信号SBの時間波形特性を示す図である。図9(b)は、画像化信号SBのスペックル粒状特性を模式的に示すイメージ図である。

10

【0063】

例えば、超音波診断装置Sにおいて、超音波探触子2から送信超音波が出力され、超音波探触子2を介してエコーが受信されて受信部13によりエコー信号(音線データ)が生成され、高調波成分抽出部14aにより図5に示す特性の高調波成分からなるエコー信号(音線データ)S0が生成されたものとする。図5において、横軸に周波数を取り、縦軸に信号強度を取り、実線をエコー信号S0の信号強度とし、破線を超音波探触子2の周波数帯域とする。例えば特開2014-168555号公報あるいは特願2015-103842号に記載の広帯域送受信方法を用いれば、図5に示すように、エコー信号S0の信号強度は、超音波探触子2の周波数帯域内において、超音波探触子2の周波数帯域に対応する受信信号を得ることが可能となる。

20

【0064】

そして、フィルタリング部14cにおいて、図6(a)に示す特性の信号強度補正フィルターFIAを用いて、エコー信号S0がフィルタリングされるものとする。図6(a)において、横軸に周波数を取り、縦軸に信号通過度を取り、実線を信号強度補正フィルターのフィルター特性とし、破線を超音波探触子2の周波数帯域とし、これらは図8(a)でも同様とする。信号強度補正フィルターFIAは、超音波探触子2の周波数帯域を含む領域内において、エコー信号S0の信号強度の低い部分の信号通過度が高く、エコー信号S0の信号強度の高い部分の信号通過度が低くなっている。

30

【0065】

そして、フィルタリング部14cにおけるフィルタリング後のエコー信号は、図6(b)に示す特性の画像化信号SAとなる。図6(b)において、横軸に周波数を取り、縦軸に信号強度を取り、実線を画像化信号の信号強度とし、破線を超音波探触子2の周波数帯域とし、これらは図8(b)でも同様とする。画像化信号SAは、超音波探触子2の周波数帯域を含む領域内において、平坦化された平坦化周波数領域を有する特性を有する。

40

【0066】

画像化信号SAにおいて、画像化周波数帯域の中心の周波数を周波数f10、周波数f10よりも高い所定周波数を周波数f20、周波数f10よりも低い所定周波数を周波数f30とする。本実施の形態における画像化周波数帯域とは、最高感度を0dBで規格化した超音波探触子の受信感度特性と信号強度補正フィルターのフィルター特性とを合算した特性曲線を求め、この最高感度dB値に対して-40dBを下回らない連続した周波数範囲を言う。

【0067】

50

画像化信号 S_A は、図 7 (a) に示す時間特性を有する。図 7 (a) において、横軸に時間をとり、縦方向に信号強度をとり、実線を画像化信号の信号強度とし、破線を画像化信号の包絡線とし、これらは図 9 (a) でも同様とする。

【 0 0 6 8 】

ここで、画像化信号 S_A の周波数 f_{10} , f_{20} , f_{30} における散乱組織描出をイメージ化したものが、図 7 (b) である。周波数 f_{10} , f_{20} , f_{30} それぞれに対応する散乱組織の干渉パターンイメージを、網目状のイメージ I_1 , I_2 , I_3 とする。イメージ I_1 , I_2 , I_3 において、画像化信号の信号強度を網目の線の連続性で表し、実線に対して線が点線状になり途切れた部分が多くなるほど画像化信号の信号強度が相対的に弱いことを表すものとする。また、イメージ I_1 , I_2 , I_3 において、画像化信号の各周波数 (波長) における干渉パターンの大きさを網目の線の間隔で表し、線の間隔が大きくなるほど画像化信号の繰り返し単位が大きく、スペックルが大きく粗雑であることを表しているものとする。イメージ I_4 は、イメージ I_1 , I_2 , I_3 を合成したものである。

10

【 0 0 6 9 】

同様にして、従来の超音波診断装置においても、図 5 に示す特性の高調波成分からなるエコー信号 S_0 が生成されたものとする。そして、従来の超音波診断装置のフィルタリング部において、図 8 (a) に示す特性の信号強度補正フィルター FIB が用いられたものとする。信号強度補正フィルター FIB は、超音波探触子 2 の周波数帯域を含む領域内において、信号透過率が 0 dB (100 %) で一定である。

20

【 0 0 7 0 】

すると、従来の超音波診断装置のフィルタリング部におけるフィルタリング後のエコー信号は、図 8 (b) に示す特性の画像化信号 S_B となる。画像化信号 S_B は、図 9 (a) に示す時間特性を有する。また、画像化信号 S_B の周波数 f_{10} , f_{20} , f_{30} における散乱組織描出の干渉パターンをイメージ化したものが、図 9 (b) である。周波数 f_{10} , f_{20} , f_{30} それぞれに対応する散乱組織の干渉パターンイメージを、網目状のイメージ I_5 , I_6 , I_7 とし、イメージ I_8 は、イメージ I_5 , I_6 , I_7 を合成したものである。

【 0 0 7 1 】

被検体の反射組織描出に関し、図 9 (a) の画像化信号 S_B の時間特性の包絡線形状は、Gaussian 近似で整っており、 S/N (Signal to Noise) 比も良好である。これに対し、図 7 (a) の画像化信号 S_A の時間特性の包絡線形状は、非 Gaussian 化し、従来の画像化信号 S_B に比べて裾部が劣化しているが、インパルス的となり、先端の形状が尖鋭化され、超音波画像が点描的になる。また、従来の画像化信号 S_B に比べて、画像化信号 S_A の信号が削減されているため、 S/N 比が低下する。このため、画像化信号 S_A は、浅部等の S/N 比に余裕がある画像領域のみに用いられるのが好ましい。

30

【 0 0 7 2 】

被検体の散乱組織描出に関し、図 9 (b) の画像化信号 S_B の散乱組織描出の干渉パターンイメージでは、合成後のイメージ I_8 において、イメージ I_5 , I_6 よりもイメージ I_6 の線が強く表示されている。このため、画像化信号 S_B による超音波画像のスペックルの粒状性は、画像化周波数領域の中心周波数 (イメージ I_6) の影響が支配的となる。これに対し、図 7 (b) の画像化信号 S_A の散乱組織描出のイメージでは、合成後のイメージ I_4 において、イメージ I_1 , I_2 , I_3 の線の強さは等しく表示されている。このため、画像化信号 S_A による超音波画像のスペックルの粒状性は、イメージ I_6 の干渉パターン影響が支配的な図 9 (b) のイメージ I_8 とは異なり、異なる干渉パターンが略均等に重畳されることとなり、干渉の多様化により細粒化される。このため、超浅部等の散乱組織由来信号が細粒化されたスペックルの濃淡として表現可能となつて、従来認識することが困難であった組織境界等を視認することが可能となる。

40

【 0 0 7 3 】

次に、図 10 ~ 図 24 を参照して、超音波診断装置 S の超音波探触子 2、送信部 12 で

50

生成される駆動信号、超音波探触子 2 から送信される送信超音波、フィルタリング部 1 4 c の信号強度補正フィルターの具体例を用いた実施例及び比較例と、を説明する。実施例及び比較例として、比較例 1, 2、実施例 1, 2, 3, 4, 5, 6、比較例 3、実施例 7, 8 を順に説明する。尚、本比較例、実施例の受信音線密度は全て 0.075 mm とした。

【0074】

< 比較例 1 >

図 10 ~ 図 13 を参照して、比較例 1 を説明する。図 10 は、超音波探触子 P 1 の規格化感度の周波数特性を示す図である。図 11 (a) は、駆動信号 D 1 の信号強度の時間特性を示す図である。図 11 (b) は、駆動信号 D 1 のパワースペクトルを示す図である。図 12 (a) は、送信超音波 U 1 の信号強度の時間特性を示す図である。図 12 (b) は、送信超音波 U 1 のパワースペクトルを示す図である。図 13 は、信号強度補正フィルター F I 1 のフィルター特性を示す図である。

10

【0075】

比較例 1 では、超音波探触子 2 として、図 10 に示す規格化感度の周波数特性を有する超音波探触子 P 1 を用いる。超音波探触子 P 1 の - 20 dB の下端の周波数 $F L 20 = 3.9$ [MHz]、- 20 dB の上端の周波数 $F H 20 = 18.2$ [MHz] であり、- 20 dB 比帯域 = 129% となり、120% 以上であるので好ましい。

【0076】

また、比較例 1 で送信部 1 2 が生成する T r i a d - T H I の駆動信号 D 1 の波形を、図 11 (a) に示す信号強度 [V] の時間特性の波形とする。図 11 (a) に示す駆動信号 D 1 の信号強度 [V] の時間特性をフーリエ変換して得られたパワースペクトルは、図 11 (b) に示す信号強度 [dB] の周波数特性となる。ここで、図 11 (a)、図 12 (a)、図 17 (a)、図 18 (a)、図 21 (a)、図 22 (a) において、横軸が時間 [μ s] を示し、縦軸が信号強度 (電圧) [V] を示す。また、図 11 (b)、図 12 (b)、図 17 (b)、図 18 (b)、図 21 (b)、図 22 (b) において、横軸が周波数 [MHz] を示し、縦軸が信号強度 [dB] を示す。

20

【0077】

また、比較例 1 で、図 11 (a) に示す駆動信号 D 1 を超音波探触子 P 1 に入力して送信される送信超音波 U 1 の波形は、図 12 (a) に示す信号強度 [V] の時間特性の波形となる。図 12 (a) に示す送信超音波 U 1 の信号強度 [V] の時間特性をフーリエ変換して得られたパワースペクトルは、図 12 (b) に示す信号強度 [dB] の周波数特性となる。

30

【0078】

また、比較例 1 で、フィルタリング部 1 4 c で用いられる信号強度補正フィルターは、図 13 に示すゲインの周波数特性を有するフィルター特性の非適応型の信号強度補正フィルター F I 1 であるものとする。信号強度補正フィルター F I 1 は、図 8 (a) の信号強度補正フィルター F B のフィルター特性 (信号透過率) と同様に平坦領域があるフィルター特性 (ゲイン) を有する。

【0079】

また、比較例 1 で超音波診断装置 S により生成された超音波画像の表示条件として、表示深度 [mm] を 10 [mm] とし、表示 P i x e l 解像度 [mm / Pixel] を 0.0189 [mm / Pixel] とする。

40

【0080】

本実施の形態における表示 Pixel 解像度は、エコー画像領域において、実サイズを幾つの Pixel で表示しているかを示す数値である。例えばエコー画像領域の 1 に相当する長さを 500 [Pixel] で表示していれば、その表示 Pixel 解像度は、 10 [mm] \div 500 [Pixel] = 0.02 [mm / Pixel] となる。表示 Pixel 解像度は、操作者による操作入力部 1 1 を介したエコー画像表示領域に表示する深度を変更する操作 (D e p t h 変更) や一定領域を拡大する操作 (Z o o m 操作) により変化する。

50

【 0 0 8 1 】

< 比較例 2 >

図 1 4 を参照して、比較例 2 を説明する。図 1 4 は、信号強度補正フィルター F I 2 のフィルター特性を示す図である。

【 0 0 8 2 】

比較例 2 では、超音波診断装置 S において、超音波探触子 2 として超音波探触子 P 1 が用いられ、送信部 1 2 で駆動信号 D 1 が生成され、送信超音波 U 1 が送信されるものとする。また、比較例 2 で、フィルタリング部 1 4 c で用いられる信号強度補正フィルターは、図 1 4 に示すゲインの周波数特性を有するフィルター特性の非適応型の信号強度補正フィルター F I 2 であるものとする。信号強度補正フィルター F I 2 は、図 6 (a) の信号強度補正フィルター F A のフィルター特性 (信号透過率) と同様に平坦でないフィルター特性 (ゲイン) を有する。また、比較例 2 で超音波診断装置 S により生成された超音波画像の表示条件として、表示深度を 1 0 [m m] とし、表示 Pixel 解像度を 0 . 0 1 8 9 [m m / P i x e l] とする。

10

【 0 0 8 3 】

< 実施例 1 >

図 1 5 を参照して、実施例 1 を説明する。図 1 5 は、信号強度補正フィルター F I 3 のフィルター特性を示す図である。

【 0 0 8 4 】

実施例 1 では、超音波診断装置 S において、超音波探触子 2 として超音波探触子 P 1 が用いられ、送信部 1 2 で駆動信号 D 1 が生成され、送信超音波 U 1 が送信されるものとする。また、実施例 1 で、フィルタリング部 1 4 c で用いられる信号強度補正フィルターは、図 1 5 に示すゲインの周波数特性を有するフィルター特性の非適応型の信号強度補正フィルター F I 3 であるものとする。信号強度補正フィルター F I 3 は、図 6 (a) の信号強度補正フィルター F A のフィルター特性 (信号透過率) と同様に平坦でないフィルター特性 (ゲイン) を有する。また、実施例 1 で超音波診断装置 S により生成された超音波画像の表示条件として、表示深度を 1 0 [m m] とし、表示 Pixel 解像度を 0 . 0 1 8 9 [m m / P i x e l] とする。

20

【 0 0 8 5 】

< 実施例 2 >

図 1 6 を参照して、実施例 2 を説明する。図 1 6 は、信号強度補正フィルター F I 4 のフィルター特性を示す図である。

30

【 0 0 8 6 】

実施例 2 では、超音波診断装置 S において、超音波探触子 2 として超音波探触子 P 1 が用いられ、送信部 1 2 で駆動信号 D 1 が生成され、送信超音波 U 1 が送信されるものとする。また、実施例 2 で、フィルタリング部 1 4 c で用いられる信号強度補正フィルターは、図 1 6 に示すゲインの周波数特性を有するフィルター特性の信号強度補正フィルター F I 4 であるものとする。信号強度補正フィルター F I 4 は、図 6 (a) の信号強度補正フィルター F A のフィルター特性 (信号透過率) と同様に平坦でないフィルター特性 (ゲイン) を有する。また、実施例 2 で超音波診断装置 S により生成された超音波画像の表示条件として、表示深度を 1 0 [m m] とし、表示 Pixel 解像度を 0 . 0 1 8 9 [m m / P i x e l] とする。

40

【 0 0 8 7 】

< 実施例 3 >

実施例 3 では、実施例 2 と同様に、超音波診断装置 S において、超音波探触子 2 として超音波探触子 P 1 が用いられ、送信部 1 2 で駆動信号 D 1 が生成され、送信超音波 U 1 が送信され、フィルタリング部 1 4 c で信号強度補正フィルター F I 4 が用いられるものとする。また、実施例 3 で超音波診断装置 S により生成された超音波画像の表示条件として、表示深度を 2 0 [m m] とし、表示 P i x e l 解像度を 0 . 0 3 7 7 [m m / P i x e l] とする。

50

【 0 0 8 8 】

< 実施例 4 >

実施例 4 では、実施例 2 と同様に、超音波診断装置 S において、超音波探触子 2 として超音波探触子 P 1 が用いられ、送信部 1 2 で駆動信号 D 1 が生成され、送信超音波 U 1 が送信され、フィルタリング部 1 4 c で信号強度補正フィルター F I 4 が用いられるものとする。また、実施例 4 で超音波診断装置 S により生成された超音波画像の表示条件として、表示深度を 3 0 [m m] とし、表示 Pixel 解像度を 0 . 0 5 6 6 [m m / P i x e l] とする。

【 0 0 8 9 】

< 実施例 5 >

実施例 5 では、超音波診断装置 S において、超音波探触子 2 として超音波探触子 P 1 が用いられ、送信部 1 2 で駆動信号 D 1 が生成され、送信超音波 U 1 が送信されるものとする。また、実施例 5 で、フィルタリング部 1 4 c で用いられる信号強度補正フィルターは、適応型の信号強度補正フィルター F I 5 であるものとする。信号強度補正フィルター F I 5 は、周波数解析部 1 4 b で算出された平坦化対象周波数領域としての 7 ~ 2 0 [M H z] 領域のエコー信号（抽出された高調波成分からなる音線データ）を平坦化するよう係数がフィルタリング部 1 4 c により自動決定される適応型フィルターであり、そのフィルター特性は図示略とする。また、実施例 5 で超音波診断装置 S により生成された超音波画像の表示条件として、表示深度を 1 0 [m m] とし、表示 Pixel 解像度を 0 . 0 1 8 9 [m m / P i x e l] とする。

【 0 0 9 0 】

< 実施例 6 >

図 1 7 (a) ~ 図 1 9 を参照して、実施例 6 を説明する。図 1 7 (a) は、駆動信号 D 2 の信号強度の時間特性を示す図である。図 1 7 (b) は、駆動信号 D 2 のパワースペクトルを示す図である。図 1 8 (a) は、送信超音波 U 2 の信号強度の時間特性を示す図である。図 1 8 (b) は、送信超音波 U 2 のパワースペクトルを示す図である。図 1 9 は、信号強度補正フィルター F I 6 のフィルター特性を示す図である。

【 0 0 9 1 】

実施例 6 では、超音波診断装置 S において、超音波探触子 2 として超音波探触子 P 1 が用いられる。また、実施例 6 で送信部 1 2 が生成する T r i a d - T H I の駆動信号 D 2 の波形を、図 1 7 (a) に示す信号強度 [V] の時間特性の波形とする。図 1 7 (a) に示す駆動信号 D 2 の信号強度 [V] の時間特性をフーリエ変換して得られたパワースペクトルは、図 1 7 (b) に示す信号強度 [d B] の周波数特性となる。

【 0 0 9 2 】

また、実施例 6 で、図 1 7 (a) に示す駆動信号 D 2 を超音波探触子 P 1 に入力して送信される送信超音波 U 2 の波形は、図 1 8 (a) に示す信号強度 [V] の時間特性の波形となる。図 1 8 (a) に示す送信超音波 U 2 の信号強度 [V] の時間特性をフーリエ変換して得られたパワースペクトルは、図 1 8 (b) に示す信号強度 [d B] の周波数特性となる。

【 0 0 9 3 】

また、実施例 6 で、フィルタリング部 1 4 c で用いられる信号強度補正フィルターは、図 1 9 に示すゲインの周波数特性を有するフィルター特性の非適応型の信号強度補正フィルター F I 6 であるものとする。信号強度補正フィルター F I 6 は、図 6 (a) の信号強度補正フィルター F A のフィルター特性（信号透過率）と同様に平坦でないフィルター特性（ゲイン）を有する。また、実施例 6 で超音波診断装置 S により生成された超音波画像の表示条件として、表示深度を 1 0 [m m] とし、表示 Pixel 解像度を 0 . 0 1 8 9 [m m / P i x e l] とする。

【 0 0 9 4 】

< 比較例 3 >

図 2 0 ~ 図 2 3 を参照して、比較例 3 を説明する。図 2 0 は、超音波探触子 P 2 の規格

10

20

30

40

50

化感度の周波数特性を示す図である。図 2 1 (a) は、駆動信号 D 3 の信号強度の時間特性を示す図である。図 2 1 (b) は、駆動信号 D 3 のパワースペクトルを示す図である。図 2 2 (a) は、送信超音波 U 3 の信号強度の時間特性を示す図である。図 2 2 (b) は、送信超音波 U 3 のパワースペクトルを示す図である。図 2 3 は、信号強度補正フィルター F I 7 のフィルター特性を示す図である。

【 0 0 9 5 】

比較例 3 では、超音波探触子 2 として、図 2 0 に示す規格化感度の周波数特性を有する超音波探触子 P 2 を用いる。超音波探触子 P 2 の - 2 0 d B の下端の周波数 $F L 2 0 = 2 . 6 [M H z]$ 、- 2 0 d B の上端の周波数 $F H 2 0 = 1 0 . 9 [M H z]$ であり、- 2 0 d B 比帯域 = 1 2 3 % となり、1 2 0 % 以上であるので好ましい。

10

【 0 0 9 6 】

また、比較例 3 で送信部 1 2 が生成する T r i a d - T H I の駆動信号 D 3 の波形を、図 2 1 (a) に示す信号強度 [V] の時間特性の波形とする。図 2 1 (a) に示す駆動信号 D 3 の信号強度 [V] の時間特性をフーリエ変換して得られたパワースペクトルは、図 2 1 (b) に示す信号強度 [d B] の周波数特性となる。

【 0 0 9 7 】

また、比較例 3 で、図 2 1 (a) に示す駆動信号 D 3 を超音波探触子 P 2 に入力して送信される送信超音波 U 3 の波形は、図 2 2 (a) に示す信号強度 [V] の時間特性の波形となる。図 2 2 (a) に示す送信超音波 U 3 の信号強度 [V] の時間特性をフーリエ変換して得られたパワースペクトルは、図 2 2 (b) に示す信号強度 [d B] の周波数特性となる。

20

【 0 0 9 8 】

また、比較例 1 で、フィルタリング部 1 4 c で用いられる信号強度補正フィルターは、図 2 3 に示すゲインの周波数特性を有するフィルター特性の非適応型の信号強度補正フィルター F I 7 であるものとする。信号強度補正フィルター F I 7 は、図 8 (a) の信号強度補正フィルター F B のフィルター特性 (信号透過率) と同様に平坦領域があるフィルター特性 (ゲイン) を有する。また、比較例 3 で超音波診断装置 S により生成された超音波画像の表示条件として、表示深度を 1 0 [m m] とし、表示 Pixel 解像度を 0 . 0 1 8 9 [m m / P i x e l] とする。

【 0 0 9 9 】

30

< 実施例 7 >

図 2 4 を参照して、実施例 7 を説明する。図 2 4 は、信号強度補正フィルター F I 8 のフィルター特性を示す図である。

【 0 1 0 0 】

実施例 7 では、超音波診断装置 S において、超音波探触子 2 として超音波探触子 P 2 が用いられ、送信部 1 2 で駆動信号 D 3 が生成され、送信超音波 U 3 が送信されるものとする。また、実施例 7 で、フィルタリング部 1 4 c で用いられる信号強度補正フィルターは、図 2 4 に示すゲインの周波数特性を有するフィルター特性の信号強度補正フィルター F I 8 であるものとする。信号強度補正フィルター F I 8 は、図 6 (a) の信号強度補正フィルター F A のフィルター特性 (信号透過率) と同様に平坦でないフィルター特性 (ゲイン) を有する。また、実施例 7 で超音波診断装置 S により生成された超音波画像の表示条件として、表示深度を 1 0 [m m] とし、表示 Pixel 解像度を 0 . 0 1 8 9 [m m / P i x e l] とする。

40

【 0 1 0 1 】

< 実施例 8 >

実施例 8 では、実施例 7 と同様に、超音波診断装置 S において、超音波探触子 2 として超音波探触子 P 2 が用いられ、送信部 1 2 で駆動信号 D 3 が生成され、送信超音波 U 3 が送信され、フィルタリング部 1 4 c で信号強度補正フィルター F I 4 が用いられるものとする。また、実施例 3 で超音波診断装置 S により生成された超音波画像の表示条件として、表示深度を 2 0 [m m] とし、表示 Pixel 解像度を 0 . 0 3 7 7 [m m / P i x e l] とする

50

。

【 0 1 0 2 】

超音波診断装置 S において、上記で説明した比較例 1 ~ 3、実施例 1 ~ 8 の超音波探触子、駆動信号、送信超音波、表示深度、表示 Pixel 解像度を用いた、被検体の超音波画像データの生成及び表示を行う。それらの画像化条件を次表 1 にまとめた。

【表 1】

画像化条件															
超音波探触子	送信波形		フィルタ特性	画像化周波数領域(MHz)			平坦化周波数領域(MHz)			平坦率(%)	平坦化上端周波数 生体内換算波長 (mm)	表示条件			
	駆動信号波形	送信超音波波形		下端	上端	幅	下端	上端	幅			上端/下端比	表示深度(mm)	表示Pixel解像度(mm/Pixel)	生体内換算波長/表示解像度比
比較例1			F11	7.5	22.0	14.5	9.4	13.6	4.2	1.4	29	0.113	10	0.0189	5.96
比較例2			F12	7.5	22.0	14.5	9.0	17.0	8.0	1.9	55	0.090	10	0.0189	4.77
実施例1			F13	7.5	22.0	14.5	9.0	20.0	11.0	2.2	76	0.077	10	0.0189	4.05
実施例2	P1	D1	F14	6.0	22.0	16.0	7.0	20.0	13.0	2.9	81	0.077	10	0.0189	4.05
実施例3			F14	6.0	22.0	16.0	7.0	20.0	13.0	2.9	81	0.077	20	0.0377	2.03
実施例4			F14	6.0	22.0	16.0	7.0	20.0	13.0	2.9	81	0.077	30	0.0566	1.35
実施例5			F15	6.0	22.0	16.0	7.0	20.0	13.0	2.9	81	0.077	10	0.0189	4.05
実施例6		D2	F16	5.0	19.5	14.5	6.3	18.0	11.7	2.9	81	0.085	10	0.0189	4.51
比較例3			F17	3.5	13.0	9.5	6.0	9.2	3.2	1.5	34	0.166	10	0.0189	8.81
実施例7	P2	D3	F18	3.5	13.0	9.5	4.0	11.6	7.6	2.9	80	0.132	10	0.0189	6.99
実施例8			F18	3.5	13.0	9.5	4.0	11.6	7.6	2.9	80	0.132	20	0.0377	3.50

表 1 において、画像化周波数領域とは、フィルタリング部 14c によるフィルタリング後の画像化信号における画像化周波数領域 [MHz] であり、その画像化周波数領域の下端、上端の周波数 [MHz] と、下端及び上端の周波数の間の幅の値 [MHz] と、を記載している。また、表 1 において、平坦化周波数領域とは、被検体の示指 / 中指間組織部描出時のフィルタリング後の画像化信号における周波数最大強度から - 3 dB を下回らない周波数領域であり、その平坦化周波数領域の下端、上端の周波数 [MHz] と、下端及び上端の周波数の間の幅の値 [MHz] と、上端 / 下端比 (= 平坦化周波数領域の上端の周波数 / 平坦化周波数領域の下端の周波数) と、を記載している。

【 0 1 0 4 】

また、表 1 において、平坦率 [%] とは、(平坦化周波数帯域の幅) / (画像化周波数帯域の幅) の値である。また、平坦化周波数領域に関し、平坦化周波数帯域の上端の周波数の生体内換算波長を算出し、平坦化上端周波数生体内換算波長 [mm] として記載した。また、表 1 の表示条件として、表示深度、表示 Pixel 解像度に加えて、平坦化上端周波数生体内換算波長 / 表示 Pixel 解像度を算出し、生体内換算波長 / 表示解像度比として記載している。

10

【 0 1 0 5 】

そして、図 25 (a)、(b) を参照して、比較例 1 ~ 3、実施例 1 ~ 8 の画像条件に応じて生成された超音波画像の画質評価を説明する。図 25 (a) は、B モード画像 IM1 を示す図である。図 25 (b) は、B モード画像 IM1 を分水嶺分割した画像 IM2 を示す図である。

20

【 0 1 0 6 】

超音波診断装置 S において、比較例 1 ~ 3、実施例 1 ~ 8 の画像条件により、超音波画像を生成して表示部 17 に表示し、表示された超音波画像の画質評価を行った。その画質評価の結果を次表 2 に示す。

【表 2】

	画像評価				
	スペckル 粒状度 (mm ²)	臨床画像評価			
		正中神経 中指内側 末端	MP関節 屈筋腱	MP関節 掌側板 附着部	総合 スコア
比較例1	0.040	3.8	5.4	4.0	13.2
比較例2	0.038	4.2	5.3	4.7	14.2
実施例1	0.022	9.0	8.2	8.3	25.5
実施例2	0.020	9.1	8.0	8.6	25.7
実施例3	0.024	8.0	7.2	7.6	22.8
実施例4	0.028	7.1	6.6	6.8	20.5
実施例5	0.020	9.1	9.0	9.1	27.2
実施例6	0.024	8.6	7.8	8.0	24.4
比較例3	0.053	2.9	4.9	3.9	11.7
実施例7	0.026	6.9	7.0	7.0	20.9
実施例8	0.030	6.5	6.3	6.3	19.1

30

40

【 0 1 0 7 】

表 2 におけるスペckル粒状度 [mm²] とは、示指 / 中指間組織描出画像を分水嶺分割して得られたセルの平均面積 [mm²] (ImageJ V1.49 及び Watershed Algorithm.jar

50

使用)である。分水嶺分割とは、画像の輝度勾配を山と谷に見立て、谷に流れる川を山で囲まれた領域で分割をする手法である。例えば、図25(a)に示すBモード画像IM1を分水嶺分割すると、図25(b)に示す画像IM2が得られる。画像IM2における白線で囲まれたセルの平均面積[mm²]をスペckル粒状度[mm²]とする。

【0108】

また、表2において、臨床画像評価における被検体は、生体の正中神経中指内側末端と、MP関節屈腱筋と、MP関節掌側板付着部とした。臨床画像評価の各スコアは、整形外科関連に従事する医師、臨床検査技師、合わせて10名により下記評価基準により評点を得、その値を平均(小数点以下四捨五入)することにより描出性スコアとした。ここで、評価基準は、

- 10 = 組織状態の把握に対して申し分のない描出性、
 - 8 = 組織状態の把握に対して実用上問題のない描出性、
 - 6 = 良好ではないが組織状態の把握は可能なレベルの描出性、
 - 4 = 組織状態の把握に支障があるレベルの描出性、
 - 2 = 組織状態の把握は困難なレベルの描出性、
- とした。

【0109】

また、表2において、臨床画像評価の総合スコアとは、正中神経中指内側末端、MP関節屈腱筋、MP関節掌側板付着部の各描出性スコアの合計スコアである。

【0110】

表2に示すように、平坦化対象周波数領域の上端/下端比が、2.0以上である場合(実施例1~8)に、小さなスペckル粒状度と高い総合スコアとが得られて好ましい。

【0111】

上端/下端比を2.0以上とすることにより、繰り返し単位が2倍以上異なるスペckルパターンを均等の強度で重畳することとなり、下端相当のスペckルパターンが4分割以上に分割されて細粒化効果が大きくなる。上端/下端比の上限はないが、必要以上に大きく設定すると細粒化による有益効果より、S/N低下の弊害が大きくなるためこれらのバランスがとれる範囲で適宜設定されることが好ましい。

【0112】

また、本実施の形態の適用される周波数領域には制限はなく、どの周波数領域でも効果は得られるが、表2に示すように、平坦化対象周波数領域の上端の周波数が20[MHz]以上(実施例1~5)である場合に、より小さなスペckル粒状度とより高い総合スコアとが得られて好ましく、従来観察が困難であった組織の可視化効果が高く有用度が高い。

【0113】

また、表2に示すように、画像化対象周波数領域及び平坦化対象周波数領域に基づく平坦率が、80[%]以上である場合(実施例2~8)において、より小さなスペckル粒状度とより高い総合スコアとが得られて好ましい。

【0114】

また、表2に示すように、実施例2~4、7、8において、生体内換算波長/表示解像度比が4.0以上(実施例2、7)である場合に、表示Pixel解像度が細かい組織の観察に適切なものとなっており、より小さなスペckル粒状度とより高い総合スコアとが得られて好ましい。

【0115】

ここで、図26(a)、(b)を参照して、平坦化周波数領域に関する生体内換算波長/表示解像度比として4.0以上が好ましくなる根拠を説明する。図26(a)は、エコー信号E1、E2のエコー合成信号E3のエコー強度の波長特性を示す。図26(b)は、エコー合成信号E3の絶対値、波長分割平均値のエコー強度の波長特性を示す。図26(a)の縦軸は、エコー信号E1、E2の最大振幅強度を1とした場合の相対的なエコー強度であり、横軸は、エコー信号E1の波長を $\lambda = 1$ とした場合の相対的な値である。図

10

20

30

40

50

26 (b) の縦軸、横軸は、図 26 (a) の縦軸、横軸に対応する。

【0116】

波長より短い位置にエコー散乱源が存在する場合、例えば図 26 (a) のようにエコー信号 E1 とエコー信号 E2 が波長以下で合成された場合、そのエコー合成信号 E3 は同図に示した通りとなる。エコー画像はその振幅強度が画像輝度となるため、図 26 (b) のエコー合成信号 E3 絶対値が画像情報の元情報となるが、これを 1/2 分割で表す場合、0 ~ 0.5 領域信号の平均と 0.5 ~ 1 領域信号の平均で表すこととなり両者の画像信号強度すなわち表示輝度には差が生じない。1/3 相当の場合は若干表示輝度差が生じるが不十分で、1/4 以上であると元情報に近い輝度差を表示できるようになることがわかる。上記は一例で複数信号の合成状況は様々であるが、1/4 未満の分割数、すなわち生体内換算波長 / 表示解像度比が 4.0 未満の場合、表示段階で情報が損失するケースがあるため、この比を 4.0 以上とすることが好ましい。

10

【0117】

制御部 18 は、操作入力部 11 を介する操作者からの表示サイズ等の操作入力に応じて、又は自動的に、生体内換算波長 / 表示解像度比が 4.0 以上となるように、表示部 17 に表示させる画面上の超音波画像データの表示サイズを調整することが好ましい。

【0118】

また、表 2 に示すように、適応型の信号強度補正フィルターを用いる実施例 5 が、実施例 2 の非適応型の信号強度補正フィルターを用いる実施例 2 に比べて描出組織の散乱特性の違いに依らず常に安定して平坦化の効果が得られるため、同様の小さなスペckル粒状度が得られることに加え、いずれの部位においても高いスコアが得られるようになり、結果として総合スコアも高くなるため好ましい。

20

【0119】

なお、超音波探触子 2 の方位方向の情報密度に影響する受信音線密度は、平坦化上端周波数生体内換算波長相当以下であることが好ましい。すなわち、平坦化周波数領域の上端の周波数が 20 [MHz] であれば、その平坦化上端周波数生体内換算波長は 0.0765 [mm] となるためこの数値以下の受信間隔とすることが好ましい。上記比較例、実施例の受信音線密度は全て 0.075 [mm] であり、上記受信音線密度の好ましい条件を満たしている。これにより距離方向と方位方向の情報密度バランスを取ることが出来、アスペクト比の小さいスペckル細粒を得ることが出来るようになる。

30

【0120】

以上、本実施の形態によれば、超音波診断装置 5 は、駆動信号を生成して超音波探触子 2 に出力することにより超音波探触子 2 に送信超音波を生成させる送信部 12 と、超音波探触子 2 からエコー信号を受信する受信部 13 と、エコー信号の信号強度を平坦化周波数領域を有する信号強度に調整するフィルタリング部 14c と、信号強度が調整されたエコー信号 (画像化信号) から超音波画像データを生成する包絡線検波部 14d と、を備える。

【0121】

このため、小さなスペckル粒状度と高い総合スコアとが得られ、散乱エコー信号の干渉により生じるスペckルを極限まで細粒化でき、そのスペckルを有意画像情報の最小単位として微小構造を抽出できる。

40

【0122】

特に、整形・麻酔領域では、近位から遠位にかけて分枝して構造が小さくなり、最末端まで追尾することが従来困難であった末端神経束の可視化や掌側板の付着部境界の組織描出明瞭化等による微細構造診断等が可能となってくる。また、皮膚科領域では、腫瘍厚みが 1 [mm] 以上か否かでリンパ節生検実施が判断されるメラノーマ厚み観察において、従来鑑別が困難であったメラノーマとメラノサイトの境界判定や、目視外見上は類似しているが病理構造や良悪性の異なるメラノーマと偽角質嚢腫の鑑別判定等への活用が期待される。

【0123】

50

また、フィルタリング部 14c は、平坦化周波数領域の上端/下端比が 2.0 以上となるようにエコー信号の信号強度を調整する。このため、より小さなスペックル粒状度とより高い総合スコアとが得られ、従来観察が困難であった組織の可視化効果が高く有用度が高い。

【0124】

また、フィルタリング部 14c は、平坦化周波数領域の上端の周波数が 20 [MHz] 以上となるようにエコー信号の信号強度を調整する。このため、より小さなスペックル粒状度とより高い総合スコアとが得られ、従来観察が困難であった組織の可視化効果が高く有用度が高い。

【0125】

また、フィルタリング部 14c は、エコー信号の平坦率が 80 [%] 以上となるように当該エコー信号の信号強度を調整する。このため、より小さなスペックル粒状度とより高い総合スコアとが得られ、散乱エコー信号の干渉により生じるスペックルをより細粒化でき、そのスペックルを有意画像情報の最小単位として微小構造を抽出できる。

【0126】

また、超音波診断装置 S は、表示 Pixel 解像度に応じて超音波画像データを表示部 17 に表示する制御部 18 を備える。制御部 18 は、平坦化周波数領域に関する生体内換算波長/表示解像度比が 4.0 以上となるようにエコー信号の信号強度を調整する。

【0127】

このため、より小さなスペックル粒状度とより高い総合スコアとが得られ、散乱エコー信号の干渉により生じるスペックルをより細粒化でき、そのスペックルを有意画像情報の最小単位として微小構造を抽出できる。

【0128】

また、フィルタリング部 14c は、信号強度補正フィルターを用いてエコー信号をフィルタリングすることにより信号強度を調整する。このため、エコー信号の信号強度を容易に調整できる。

【0129】

また、超音波診断装置 S は、受信されたエコー信号の平坦化対象周波数領域の信号強度の周波数解析を行い解析結果を生成する周波数解析部 14b を備える。フィルタリング部 14c は、生成された解析結果に応じて適応型の信号強度補正フィルターの係数を設定してフィルタリングに用いる。このため、エコー信号の信号強度に応じて、当該エコー信号を適切に平坦化でき、小さなスペックル粒状度とより高い総合スコアとが得られ、散乱エコー信号の干渉により生じるスペックルを細粒化でき、そのスペックルを有意画像情報の最小単位として微小構造を抽出できる。

【0130】

また、送信部 12 は、THI の駆動信号を生成する。超音波診断装置 S は、受信されたエコー信号の高調波成分を抽出する高調波成分抽出部を備える。フィルタリング部 14c は、抽出された高調波成分のエコー信号の信号強度を調整する。このため、高調波成分に基づき、サイドローブアーチファクトを低減した良好な超音波画像を描出できる。

【0131】

また、THI において、特開 2014-168555 号公報に記載のように、駆動信号の送信パルス信号の周波数パワースペクトルは、超音波探触子 2 の -20 dB の送信周波数帯域に含まれる周波数帯域であって、当該送信周波数帯域の中心周波数よりも低周波側と、当該中心周波数よりも高周波側とのそれぞれに強度ピークを有し、且つ、複数の前記強度ピークの間周波数領域における強度は、前記強度ピークの強度の最大値を基準として -20 dB 以上であることが好ましい。この構成によれば、広範囲の深度領域にわたって広帯域な高調波成分を得ることができ、サイドローブアーチファクトを低減した、より良好な超音波画像を描出でき、また、パルス信号の波形を形成するための複雑な回路の追加等が不要となり、コストを抑えて送信超音波について高分解能を維持することができるようになる。また、基本波による超音波画像によれば、高振幅で短パルスの超音波の波形

10

20

30

40

50

を得ることができるので、高分解能を維持しながら、低周波成分も増加してペネトレーション（深達度）を向上させることができるようになる。

【0132】

なお、上記各実施の形態における記述は、本発明に係る好適な超音波診断装置及び画像形成方法の一例であり、これに限定されるものではない。

【0133】

例えば、上記実施の形態では、超音波診断装置Sが、特開2014-168555号公報あるいは特願2015-103842号に記載の広帯域送受信方法である、Triad-THIの超音波送受信及び超音波画像描出を行う構成としたが、これに限定されるものではない。他法のTHIの超音波送受信及び超音波画像描出を行う方法でもよい。さらに、超音波診断装置Sが、高調波の抽出を行わない通常の超音波送受信及び超音波画像描出を行う構成としてもよい。

10

【0134】

また、以上の実施の形態における超音波診断装置Sを構成する各部の細部構成及び細部動作に関して本発明の趣旨を逸脱することのない範囲で適宜変更可能である。

【符号の説明】

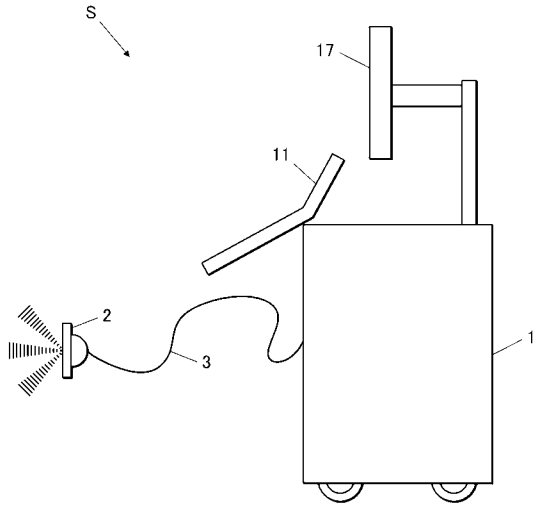
【0135】

- S 超音波診断装置
- 1 超音波診断装置本体
- 11 操作入力部
- 12 送信部
- 121 クロック発生回路
- 122 パルス発生回路
- 123 時間及び電圧設定部
- 124 遅延回路
- 13 受信部
- 14 画像信号生成部
- 14a 高調波成分抽出部
- 14b 周波数解析部
- 14c フィルタリング部
- 14d 包絡線検波部
- 15 画像処理部
- 15a 画像メモリー部
- 16 DSC
- 17 表示部
- 18 制御部
- 2 超音波探触子
- 2a 振動子
- 3 ケーブル

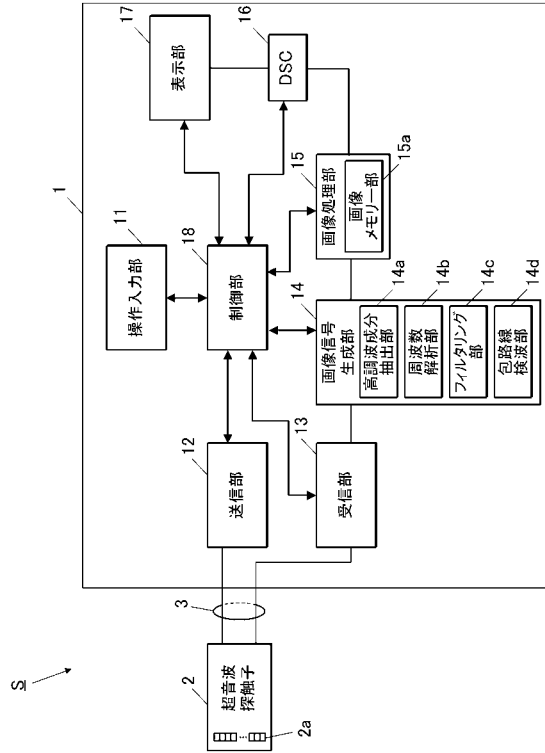
20

30

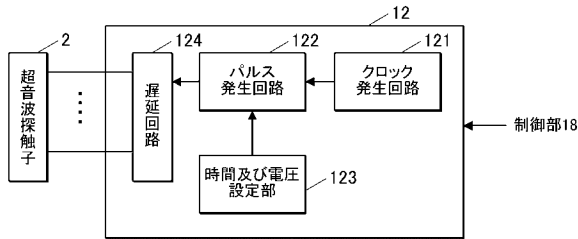
【 図 1 】



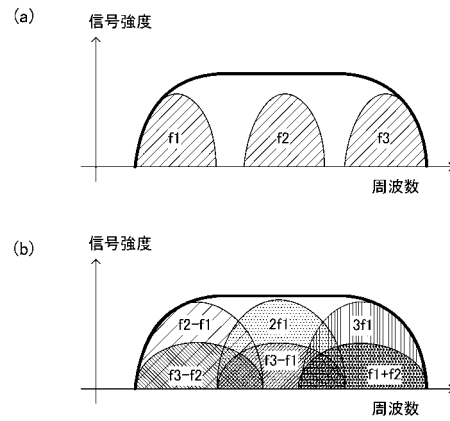
【 図 2 】



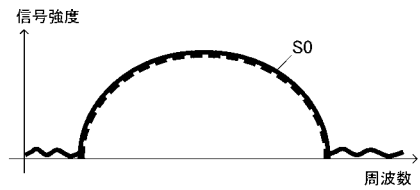
【 図 3 】



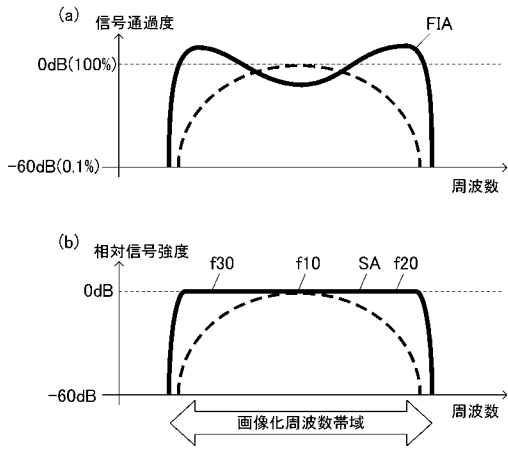
【 図 4 】



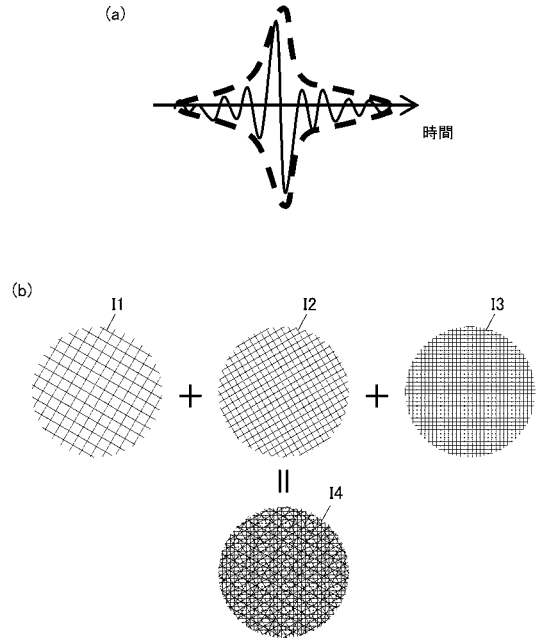
【 図 5 】



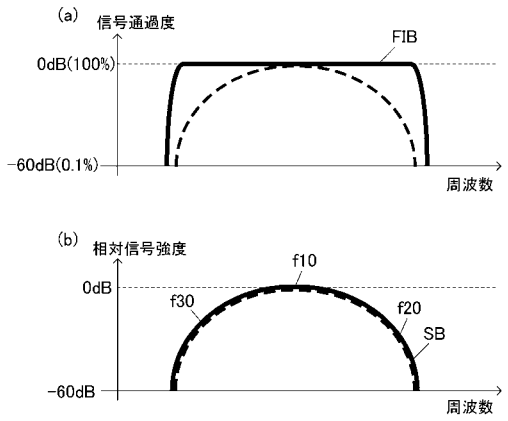
【 図 6 】



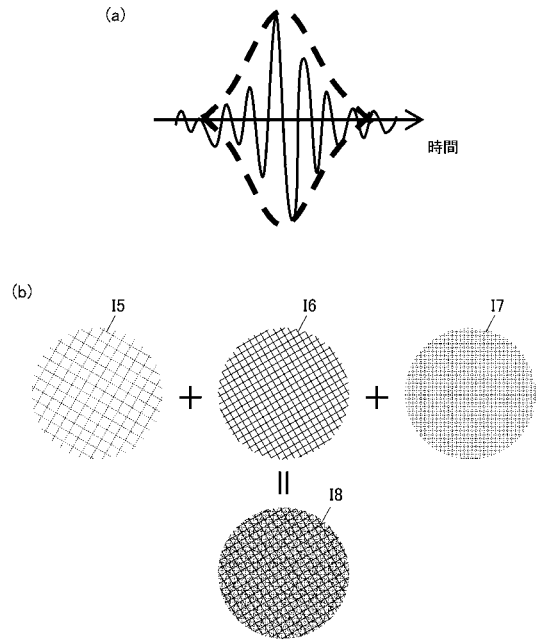
【 図 7 】



【 図 8 】



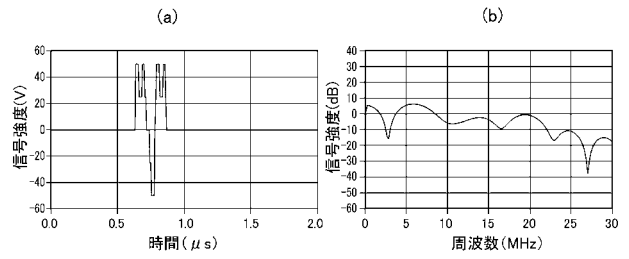
【 図 9 】



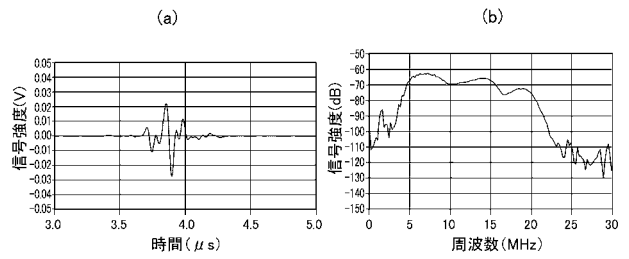
【 図 1 0 】



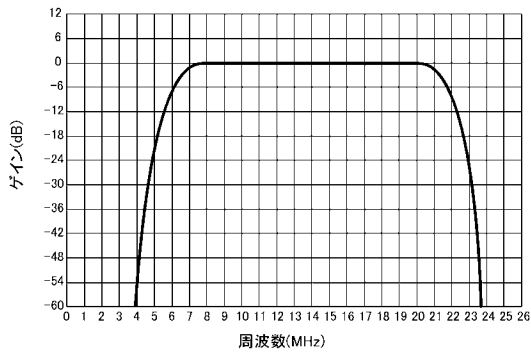
【 図 1 1 】



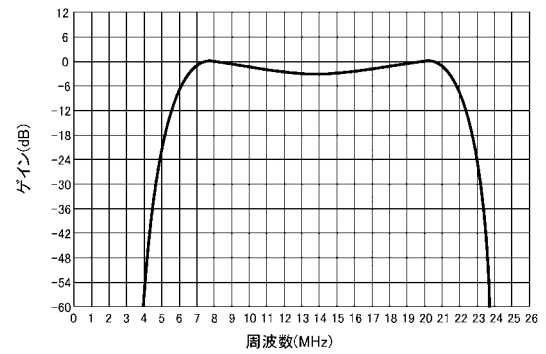
【 図 1 2 】



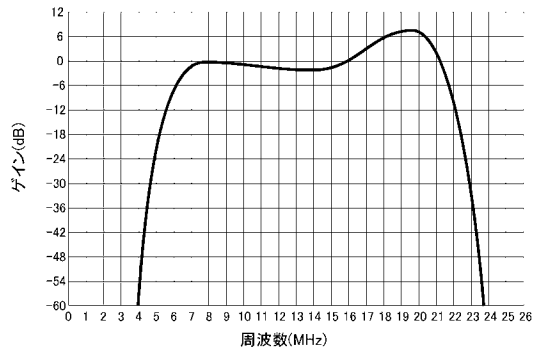
【 図 1 3 】



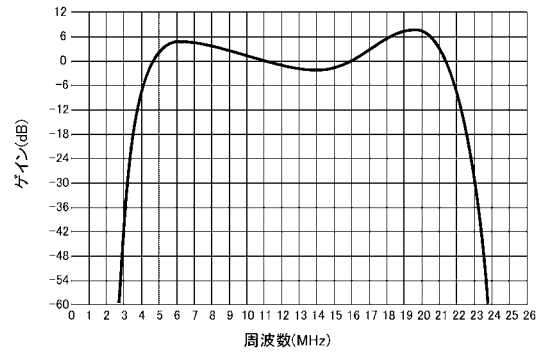
【 図 1 4 】



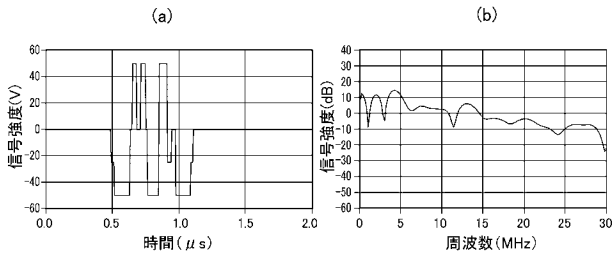
【 図 1 5 】



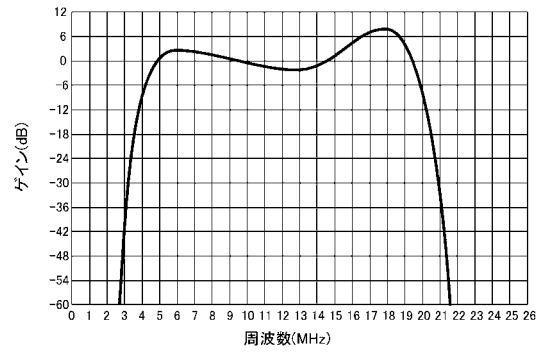
【 図 1 6 】



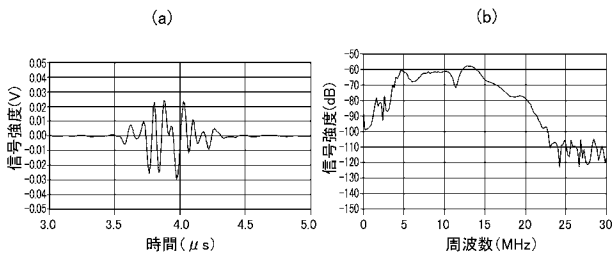
【 図 1 7 】



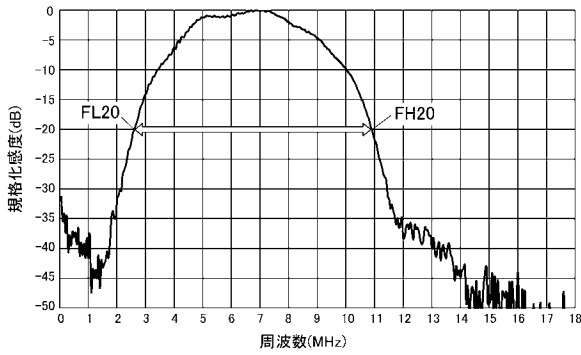
【 図 1 9 】



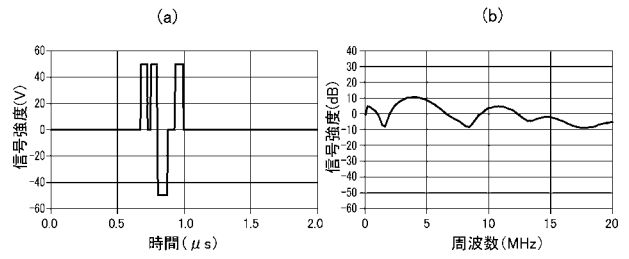
【 図 1 8 】



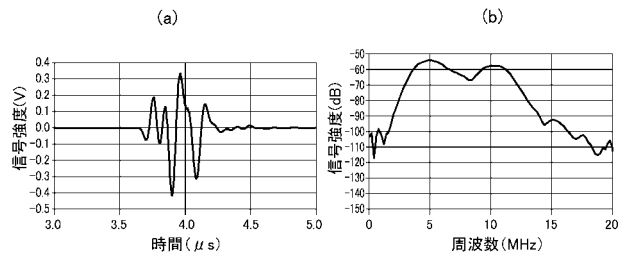
【 図 2 0 】



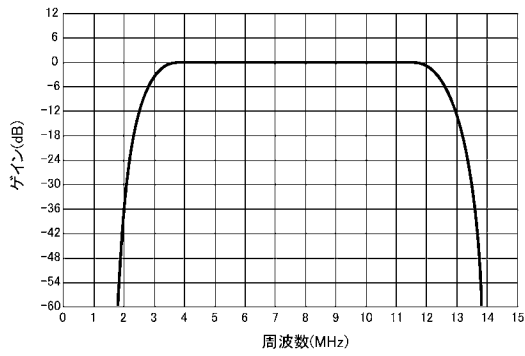
【 図 2 1 】



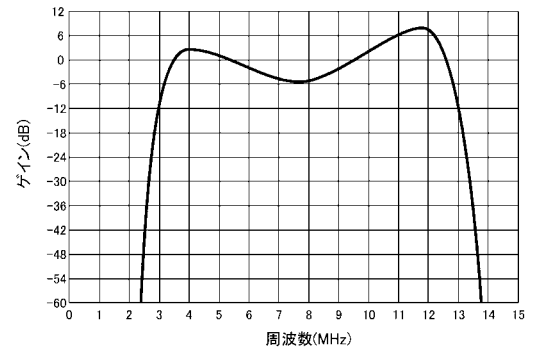
【 図 2 2 】



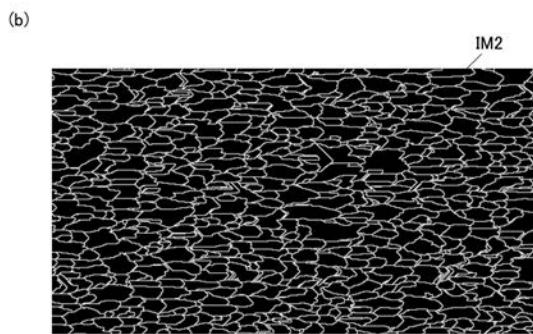
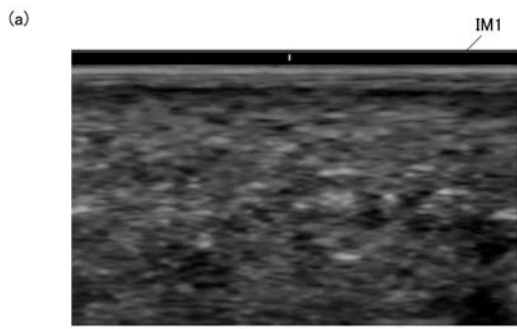
【 図 2 3 】



【 図 2 4 】



【 図 2 5 】



【 図 2 6 】

