

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/115377

発行日 平成29年1月26日 (2017.1.26)

(43) 国際公開日 平成26年7月31日 (2014.7.31)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F I
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

出願番号 特願2014-537398 (P2014-537398)
(21) 国際出願番号 PCT/JP2013/077249
(22) 国際出願日 平成25年10月7日 (2013.10.7)
(11) 特許番号 特許第5642910号 (P5642910)
(45) 特許公報発行日 平成26年12月17日 (2014.12.17)
(31) 優先権主張番号 特願2013-10539 (P2013-10539)
(32) 優先日 平成25年1月23日 (2013.1.23)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 304050923
オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100089118
弁理士 酒井 宏明
(72) 発明者 宮木 浩仲
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE01 JB47 JB49 JB51

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラム

(57) 【要約】

超音波観測装置は、送受信部が受信した時間ドメイン信号である超音波信号を周波数ドメイン信号に変換する第1の変換部と、第1の変換部が変換した周波数ドメイン信号に対する回帰式を算出する回帰分析部と、受信深度が異なる2点以上の回帰式における1次の係数に基づいて減衰補正係数を算出する減衰補正係数算出部と、減衰補正係数算出部が算出した減衰補正係数に基づいて周波数ドメイン信号の減衰補正処理を行う減衰補正処理部と、減衰補正処理部が減衰補正処理を行った周波数ドメイン信号を第2の時間ドメイン信号に変換する第2の変換部と、第2の時間ドメイン信号に基づいて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。

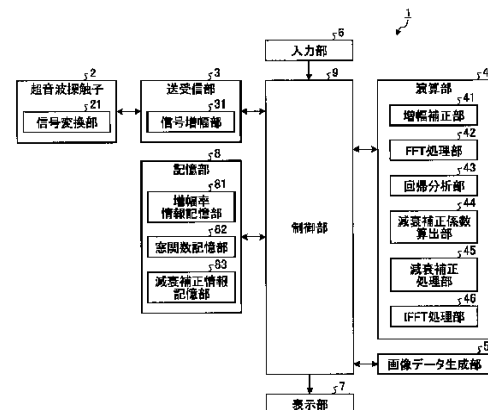


FIG. 1
2 Ultrasonic probe
3 Transmission/reception unit
4 Computation unit
5 Image-data generation unit
6 Input unit
7 Display unit
8 Storage unit
9 Control unit
21 Signal transformation unit
31 Signal amplification unit
41 Amplification correction unit
42 FFT unit
43 Regression-analysis unit
44 Attenuation-correction-coefficient computation unit
45 Attenuation correction unit
46 IFFT unit
81 Amplification-factor-information storage unit
82 Window-function storage unit
83 Attenuation-correction-information storage unit

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

検体に対して時間ドメイン信号である超音波信号を送信するとともに前記検体によって反射された前記超音波信号を受信する送受信部と、

前記送受信部が受信した前記超音波信号を周波数ドメイン信号に変換する第 1 の変換部と、

前記第 1 の変換部が変換した前記周波数ドメイン信号に対する回帰式を算出する回帰分析部と、

受信深度が異なる 2 点以上の前記回帰式における 1 次の係数に基づいて減衰補正係数を算出する減衰補正係数算出部と、

前記減衰補正係数算出部が算出した前記減衰補正係数に基づいて前記周波数ドメイン信号の減衰補正処理を行う減衰補正処理部と、

前記減衰補正処理部が減衰補正処理を行った前記周波数ドメイン信号を第 2 の時間ドメイン信号に変換する第 2 の変換部と、

前記第 2 の時間ドメイン信号に基づいて超音波画像データを生成する画像データ生成部と、

を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

【請求項 2】

前記減衰補正係数は、1 つの組を構成する 2 点における前記 1 次の係数の差を該 2 点における受信深度の差で除した量であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 3】

前記減衰補正処理部は、

前記減衰補正係数の算出に使用する 2 点の受信深度のうち大きい方の受信深度における前記周波数ドメイン信号に対し、前記 2 点の受信深度に基づいて算出した前記減衰補正係数を適用して減衰補正処理を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波観測装置。

【請求項 4】

前記減衰補正処理部による補正後であって前記第 2 の変換部による変換前または前記第 2 の変換部による変換後に所定の周波数帯域に制限して該周波数帯域以外の周波数成分の寄与を削減する補正を行う帯域制限補正部をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 5】

前記画像データ生成部は、前記第 2 の時間ドメイン信号の振幅情報に基づいて前記超音波画像データを生成することを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波観測装置。

【請求項 6】

検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波を受信する超音波観測装置の作動方法であって、

受信した前記超音波信号を第 1 の変換部が周波数ドメイン信号に変換する第 1 の変換ステップと、

前記周波数ドメイン信号に対して回帰分析部が回帰式を算出する回帰分析ステップと、

受信深度が異なる 2 点以上の前記回帰式における 1 次の係数に基づいて減衰補正係数算出部が減衰補正係数を算出する減衰補正係数算出ステップと、

前記減衰補正係数に基づいて減衰補正処理部が前記周波数ドメイン信号の減衰補正処理を行う減衰補正処理ステップと、

前記減衰補正ステップで減衰補正された前記周波数ドメイン信号を第 2 の変換部が第 2 の時間ドメイン信号に変換する第 2 の変換ステップと、

前記第 2 の時間ドメイン信号に基づいて画像データ生成部が超音波画像データを生成する画像データ生成ステップと、

を有することを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

10

20

30

40

50

【請求項 7】

検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波を受信する超音波観測装置に、

受信した前記超音波信号を第 1 の変換部が周波数ドメイン信号に変換する第 1 の変換ステップと、

前記周波数ドメイン信号に対して回帰分析部が回帰式を算出する回帰分析ステップと、

受信深度が異なる 2 点以上の前記回帰式における 1 次の係数に基づいて減衰補正係数算出部が減衰補正係数を算出する減衰補正係数算出ステップと、

前記減衰補正係数に基づいて減衰補正処理部が前記周波数ドメイン信号の減衰補正処理を行う減衰補正処理ステップと、

前記減衰補正ステップで減衰補正された前記周波数ドメイン信号を第 2 の変換部が第 2 の時間ドメイン信号に変換する第 2 の変換ステップと、

前記第 2 の時間ドメイン信号に基づいて画像データ生成部が超音波画像データを生成する画像データ生成ステップと、

を実行させることを特徴とする超音波観測装置の作動プログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波を用いて検体の組織を観測する超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波を用いた乳癌等の検査技術として、超音波エラストグラフィという技術が知られている（例えば、特許文献 1 を参照）。超音波エラストグラフィは、生体内の癌や腫瘍組織の硬さが病気の進行状況や生体によって異なることを利用する技術である。この技術では、外部から検査箇所を圧迫した状態で、超音波を用いてその検査箇所における生体組織の歪量や弾性率を計測し、この計測結果を断層像として画像表示している。

【0003】

超音波は生体内で減衰するため、この減衰量または減衰補正係数を知ることが検査を行う上でも重要である。超音波の伝搬に伴う減衰を補正する技術として、伝搬距離に応じて増幅率を変化させる S T C (Sensitivity Time Control) 補正が知られている（例えば、特許文献 2 を参照）。この技術は、信号の増幅率を受信深度に応じて変更するものであり、周波数に依存した減衰を補正することはできない。このため、超音波振動子から離れた受信深度の大きい領域では高周波成分が減衰してしまい、空間分解能が低下するという問題があった。

【0004】

これに対して、信号の周波数に依存した補正を行う技術も知られている（例えば、特許文献 3 を参照）。この技術では、受信した信号に高速フーリエ変換 (F F T) を施した後、所定の周波数スペクトルと合うように減衰補正を行い、高速フーリエ逆変換 (I F F T) を施している。

【0005】

また、F F T を施した信号に対して、周波数ごとに逆数を求めて測定信号と逆のパターンで増減するスペクトルを補正係数のスペクトルとして求め、この補正係数を測定した信号の周波数スペクトルに乗算した後、I F F T を施す技術も知られている（例えば、特許文献 4 を参照）。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0006】**

【特許文献 1】特開 2 0 0 4 - 1 3 5 9 2 9 号公報

【特許文献 2】特開平 8 - 1 3 1 4 3 5 号公報

10

20

30

40

50

【特許文献 3】特開平 9 - 1 7 3 3 3 4 号公報

【特許文献 4】特開平 1 0 - 3 3 5 2 9 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、特許文献 3 に記載の技術では、所定の周波数スペクトルに合わせる減衰補正を行っているだけであり、受信した信号自身が受けた減衰がリアルタイムに反映されているわけではなく、そのスペクトルが測定結果に応じた適切なものであるとは限らなかった。

【0008】

10

また、特許文献 4 に記載の技術は、あくまでも超音波探触子の往復分散性を補正するためのものであり、信号の周波数に依存した減衰を補正しているわけではなかった。

【0009】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、測定結果に基づいてリアルタイムに適切な減衰補正を行うことができる超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る超音波観測装置は、検体に対して時間ドメイン信号である超音波信号を送信するとともに前記検体によって反射された前記超音波信号を受信する送受信部と、前記送受信部が受信した前記超音波信号を周波数ドメイン信号に変換する第 1 の変換部と、前記第 1 の変換部が変換した前記周波数ドメイン信号に対する回帰式を算出する回帰分析部と、受信深度が異なる 2 点以上の前記回帰式における 1 次の係数に基づいて減衰補正係数を算出する減衰補正係数算出部と、前記減衰補正係数算出部が算出した前記減衰補正係数に基づいて前記周波数ドメイン信号の減衰補正処理を行う減衰補正処理部と、前記減衰補正処理部が減衰補正処理を行った前記周波数ドメイン信号を第 2 の時間ドメイン信号に変換する第 2 の変換部と、前記第 2 の時間ドメイン信号に基づいて超音波画像データを生成する画像データ生成部と、を備えたことを特徴とする。

20

【0011】

30

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記減衰補正係数は、1 つの組を構成する 2 点における前記 1 次の係数の差を該 2 点における受信深度の差で除した量であることを特徴とする。

【0012】

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記減衰補正処理部は、前記減衰補正係数の算出に使用する 2 点の受信深度のうち大きい方の受信深度における前記周波数ドメイン信号に対し、前記 2 点の受信深度に基づいて算出した前記減衰補正係数を適用して減衰補正処理を行うことを特徴とする。

【0013】

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記減衰補正処理部による補正後であって前記第 2 の変換部による変換前または前記第 2 の変換部による変換後に所定の周波数帯域に制限して該周波数帯域以外の周波数成分の寄与を削減する補正を行う帯域制限補正部をさらに備えたことを特徴とする。

40

【0014】

また、本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記画像データ生成部は、前記第 2 の時間ドメイン信号の振幅情報に基づいて前記超音波画像データを生成することを特徴とする。

【0015】

また、本発明に係る超音波観測装置の作動方法は、検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波を受信する超音波観測装置の作動方法であって、

50

受信した前記超音波信号を第 1 の変換部が周波数ドメイン信号に変換する第 1 の変換ステップと、前記周波数ドメイン信号に対して回帰分析部が回帰式を算出する回帰分析ステップと、受信深度が異なる 2 点以上の前記回帰式における 1 次の係数に基づいて減衰補正係数算出部が減衰補正係数を算出する減衰補正係数算出ステップと、前記減衰補正係数に基づいて減衰補正処理部が前記周波数ドメイン信号の減衰補正処理を行う減衰補正処理ステップと、前記減衰補正ステップで減衰補正された前記周波数ドメイン信号を第 2 の変換部が第 2 の時間ドメイン信号に変換する第 2 の変換ステップと、前記第 2 の時間ドメイン信号に基づいて画像データ生成部が超音波画像データを生成する画像データ生成ステップと、を有することを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

また、本発明に係る超音波観測装置の作動プログラムは、検体に対して超音波を送信するとともに前記検体によって反射された超音波を受信する超音波観測装置に、受信した前記超音波信号を第 1 の変換部が周波数ドメイン信号に変換する第 1 の変換ステップと、前記周波数ドメイン信号に対して回帰分析部が回帰式を算出する回帰分析ステップと、受信深度が異なる 2 点以上の前記回帰式における 1 次の係数に基づいて減衰補正係数算出部が減衰補正係数を算出する減衰補正係数算出ステップと、前記減衰補正係数に基づいて減衰補正処理部が前記周波数ドメイン信号の減衰補正処理を行う減衰補正処理ステップと、前記減衰補正ステップで減衰補正された前記周波数ドメイン信号を第 2 の変換部が第 2 の時間ドメイン信号に変換する第 2 の変換ステップと、前記第 2 の時間ドメイン信号に基づいて画像データ生成部が超音波画像データを生成する画像データ生成ステップと、を実行させることを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 7 】

本発明によれば、測定結果に基づいてリアルタイムに適切な減衰補正を行うことができる超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 8 】

【図 1】図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】図 2 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の信号増幅部が行う増幅処理におけるエコー信号の受信深度と増幅率との関係を示す図である。

【図 3】図 3 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の増幅補正部が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。

【図 4】図 4 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の処理の概要を示すフローチャートである。

【図 5】図 5 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の F F T 処理部が行う F F T 処理の概要を示すフローチャートである。

【図 6】図 6 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置が処理対象とする 1 つの音線のデータ配列を模式的に示す図である。

【図 7】図 7 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の F F T 処理部が算出した周波数スペクトルの例を示す図である。

【図 8】図 8 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の減衰補正係数算出部が行う減衰補正係数算出処理を模式的に示す図である。

【図 9】図 9 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の減衰補正処理部が行う減衰補正処理の概要を示す図である。

【図 1 0】図 1 0 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波観測装置の構成を示すブロック図である。

【図 1 1】図 1 1 は、本発明の別な実施の形態に係る超音波観測装置が算出する周波数スペクトル曲線およびその近似曲線を示す図である。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、添付図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）を説明する。

【0020】

（実施の形態１）

図１は、本発明の実施の形態１に係る超音波観測装置の構成を示すブロック図である。同図に示す超音波観測装置１は、超音波を用いて診断対象である検体を観測するための装置である。

【0021】

10

超音波観測装置１は、外部へ超音波パルスを出力するとともに、外部で反射された超音波エコーを受信する超音波探触子２と、超音波探触子２との間で電気信号の送受信を行う送受信部３と、超音波エコーを変換した電気的なエコー信号に対して所定の演算を施す演算部４と、超音波エコーを変換した電気的なエコー信号に対応する画像データの生成を行う画像データ生成部５と、キーボード、マウス、タッチパネル等のインタフェースを用いて実現され、各種情報の入力を受け付ける入力部６と、液晶または有機ＥＬ等からなる表示パネルを用いて実現され、画像データ生成部５が生成した画像を含む各種情報を表示する表示部７と、周波数解析の際に使用する窓関数を含む各種情報を記憶する記憶部８と、超音波観測装置１の動作制御を行う制御部９と、を備える。

【0022】

20

超音波探触子２は、送受信部３から受信した電気的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス信号）に変換するとともに、外部の検体で反射された超音波エコーを電気的なエコー信号に変換する信号変換部２１を有する。超音波探触子２は、超音波振動子をメカ的に走査させるものであってもよいし、複数の超音波振動子を電子的に走査させるものであってもよい。

【0023】

送受信部３は、超音波探触子２と電気的に接続され、パルス信号を超音波探触子２へ送信するとともに、超音波探触子２から受信信号であるエコー信号を受信する。具体的には、送受信部３は、予め設定された波形および送信タイミングに基づいてパルス信号を生成し、この生成したパルス信号を超音波探触子２へ送信する。

30

【0024】

送受信部３は、エコー信号を増幅する信号増幅部３１を有する。具体的には、信号増幅部３１は、受信深度が大きいエコー信号ほど高い増幅率で増幅するＳＴＣ補正を行う。図２は、エコー信号の受信深度と増幅率との関係を示す図である。図２に示す受信深度 z は、超音波の受信開始時点からの経過時間に基づいて算出される量である。図２に示すように、増幅率 β （dB）は、受信深度 z が閾値 z_{th} より小さい場合、受信深度 z の増加に伴って β_0 から β_{th} （ $>\beta_0$ ）へ線型に増加する。また、増幅率 β は、受信深度 z が閾値 z_{th} 以上である場合、一定値 β_{th} をとる。閾値 z_{th} の値は、検体から受信する超音波信号がほとんど減衰してしまい、ノイズが支配的になるような値である。より一般に、増幅率 β は、受信深度 z が閾値 z_{th} より小さい場合、受信深度 z の増加に伴って単調増加すればよい。

40

【0025】

送受信部３は、信号増幅部３１によって増幅されたエコー信号に対してフィルタリング等の処理を施した後、Ａ／Ｄ変換することによって時間ドメインのデジタルＲＦ信号を生成して出力する。なお、超音波探触子２が複数の超音波振動子を電子的に走査させるものである場合、送受信部３は、複数の超音波振動子に対応したビーム合成用の多チャンネル回路を有する。

【0026】

演算部４は、送受信部３が出力したデジタルＲＦ信号に対して受信深度によらず増幅率を一定とする増幅補正を行う増幅補正部４１と、増幅補正を行ったデジタルＲＦ信号に高

50

速フーリエ変換（FFT）を施すことによって周波数ドメインの信号（周波数スペクトル）を得るFFT処理部42と、FFT処理部42がFFTを施した信号に対して回帰分析を行う回帰分析部43と、回帰分析部43が回帰分析を行った結果に基づいて減衰補正係数を算出する減衰補正係数算出部44と、減衰補正係数算出部44が算出した減衰補正係数を用いてFFTが施された信号の減衰補正を行う減衰補正処理部45と、減衰補正処理部45が減衰補正を行った信号に高速フーリエ逆変換（IFFT）を施すことによって時間ドメインの信号を得るIFFT処理部46と、を有する。

【0027】

図3は、増幅補正部41が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。図3に示すように、増幅補正部41が行う増幅処理における増幅率 β （dB）は、受信深度 z がゼロのとき最大値 $\beta_{th} - \beta_0$ であり、受信深度 z がゼロから閾値 z_{th} に達するまで線型に減少し、受信深度 z が閾値 z_{th} 以上のときゼロである。このように定められる増幅率によって増幅補正部41がデジタルRF信号を増幅補正することにより、信号増幅部31におけるSTC補正の影響を相殺し、一定の増幅率 β_{th} の信号を出力することができる。なお、増幅補正部41が行う受信深度 z と増幅率 β の関係は、信号増幅部31における受信深度と増幅率の関係に応じて異なることは勿論である。

【0028】

FFT処理部42は、処理対象の各音線（ラインデータ）に対し、所定のデータ量からなるFFTデータ群にFFTを施すことによって周波数ドメインの信号すなわち周波数スペクトルを算出する。FFT処理部42は、送受信部3が受信した超音波信号を周波数ドメイン信号に変換する第1の変換部に相当する。FFTの算出結果は複素数で得られ、記憶部8に記憶される。周波数スペクトルは、検体の組織性状によって異なる傾向を示す。これは、周波数スペクトルが、超音波を散乱する散乱体としての検体の大きさ、密度、音響インピーダンス等と相関を有しているためである。

【0029】

回帰分析部43は、FFT処理部42が算出した2点以上の受信深度 z （超音波探触子2が有する超音波振動子からの距離）の周波数スペクトルを強度 $I(f, z)$ と位相 $\phi(f, z)$ によって表現（ f は周波数）したときの強度 $I(f)$ のスペクトルに対してそれぞれ回帰分析を行うことによって1次式からなる回帰式を算出する。回帰式の1次の係数（以下、傾きという）は、超音波の減衰補正係数の大きさと相関を有しており、減衰補正係数が大きいほど超音波の伝搬距離に対する傾きの変化は大きくなる。

【0030】

減衰補正係数算出部44は、回帰分析部43が抽出した回帰式の傾きと回帰式を算出した2点以上の異なる受信深度とを用いて超音波の減衰補正係数を算出する。具体的には、減衰補正係数算出部44は、受信深度 z_1 における周波数スペクトルの回帰式の傾きを a_1 、受信深度 z_2 における周波数スペクトルの回帰式の傾きを a_2 とすると、2点 z_1 、 z_2 （ $z_2 > z_1$ ）間の減衰補正係数 α を、次の式（1）によって算出する。

$$\alpha = (a_1 - a_2) / (z_2 - z_1) \quad \cdots (1)$$

式（1）からも明らかなように、減衰補正係数 α は、2点間の平均減衰補正係数に相当している。ここで、式（1）における受信深度 z_1 、 z_2 は、エコー信号の受信タイミングに基づいて算出することができる。なお、2つの点の受信深度の差 $z_2 - z_1$ は、超音波探触子2が出力する超音波の波長と略等しい程度（例えば数mm程度）であればより好ましい。

【0031】

減衰補正処理部45は、減衰補正係数算出部44が算出した減衰補正係数に基づいて周波数スペクトルの減衰補正処理を行う。具体的には、減衰補正処理部45は、受信深度 z_1 の周波数スペクトルの位相成分を除いた強度 $I(f, z_1)$ を次のように補正する。

$$I'(f, z_1) = I(f, z_1) + 2\alpha(z_1)z_1f \quad \cdots (2)$$

ここで、右辺の $\alpha(z_1)$ は、例えば式（1）の α で与えられる。

【0032】

10

20

30

40

50

ＩＦＦＴ処理部４６は、減衰補正処理部４５が補正した周波数スペクトルに対してＩＦＦＴ処理を施すことにより、時間ドメインの信号（第２の時間ドメイン信号）を得る。ＩＦＦＴ処理部４６は、減衰補正処理部４５が減衰補正した周波数ドメイン信号を第２の時間ドメイン信号に変換する第２の変換部に相当する。この第２の時間ドメイン信号は、受信深度および周波数に応じた減衰補正がなされた超音波信号である。したがって、従来技術のように、信号の増幅率を上げるだけの処理とは異なり、高周波成分も復元された超音波信号が得られることとなる。

【００３３】

画像データ生成部５は、演算部４が減衰補正を施した第２の時間ドメイン信号の実数部に対してフィルタ処理、対数圧縮、ゲイン処理、コントラスト処理等の公知の技術を用いた信号処理を行うとともに、表示部７における画像の表示レンジに応じて定まるデータステップ幅に応じたデータの間引き等を行うことによって超音波画像データを生成する。この超音波画像データは、色空間としてＲＧＢ表色系を採用した場合の変数であるＲ（赤）、Ｇ（緑）、Ｂ（青）の値を一致させたグレースケール画像であるＢモード画像データに周波数依存の減衰補正が施されたものに相当する。

【００３４】

記憶部８は、信号増幅部３１および増幅補正部４１が増幅処理を行う際に参照する増幅率の情報を記憶する増幅率情報記憶部８１と、ＦＦＴ処理部４２が行うＦＦＴ処理の際に使用する窓関数として、Hamming, Hanning, Blackmanなどの窓関数のうち少なくともいずれか１つの窓関数を記憶する窓関数記憶部８２と、減衰補正係数算出部４４が算出した減衰補正係数 α を、上記式（１）における傾き a_1 、 a_2 、受信深度 z_1 、 z_2 とともに記憶する減衰補正情報記憶部８３と、を有する。

【００３５】

記憶部８は、本実施の形態１に係る超音波観測装置の作動プログラムや所定のＯＳを起動するプログラム等が予め記憶されたＲＯＭ、および各処理の演算パラメータやデータ等を記憶するＲＡＭ等を用いて実現される。

【００３６】

制御部９は、ＣＰＵ等を用いて実現され、超音波観測装置１の動作を統括して制御する。制御部９は、記憶部８が記憶、格納する情報および上述した超音波観測装置の作動プログラムを含む各種プログラムを記憶部８から読み出すことにより、本実施の形態１に係る超音波観測装置の作動方法に関連した演算処理を実行する。

【００３７】

なお、本実施の形態１に係る超音波観測装置の作動プログラムは、ハードディスク、フラッシュメモリ、ＣＤ－ＲＯＭ、ＤＶＤ－ＲＯＭ、フレキシブルディスク等のコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録して広く流通させることも可能である。

【００３８】

図４は、以上の構成を有する超音波観測装置１の処理の概要を示すフローチャートである。図４において、超音波観測装置１は、まず超音波探触子２によって新規の検体の測定を行う（ステップＳ１）。

【００３９】

続いて、超音波探触子２からエコー信号を受信した信号増幅部３１は、そのエコー信号の増幅を行う（ステップＳ２）。ここで、信号増幅部３１は、図２に示す増幅率と受信深度との関係に基づいて増幅（ＳＴＣ補正）を行う。

【００４０】

この後、増幅補正部４１は、送受信部３から出力された信号に対して受信深度によらず増幅率が一定となる補正を行う（ステップＳ３）。ここで、増幅補正部４１は、例えば図３に示す増幅率と受信深度との関係に基づいて増幅補正を行う。

【００４１】

続いて、ＦＦＴ処理部４２は、増幅補正された信号に対してＦＦＴ処理を施す（ステップＳ４）。図５は、ＦＦＴ処理部４２が行うＦＦＴ処理の概要を示すフローチャートであ

10

20

30

40

50

る。以下、図 5 を参照して、F F T 処理部 4 2 が行う F F T 処理を詳細に説明する。

【 0 0 4 2 】

まず、F F T 処理部 4 2 は、解析対象の音線を識別するカウンタ k を k_0 とする（ステップ S 2 1）。

【 0 0 4 3 】

続いて、F F T 処理部 4 2 は、F F T 演算用を取得する一連のデータ群（F F T データ群）を代表するデータ位置（受信深度に相当） $Z^{(k)}$ の初期値 $Z^{(k)}_0$ を設定する（ステップ S 2 2）。図 6 は、1 つの音線のデータ配列を模式的に示す図である。同図に示す音線 SR_k において、白または黒の長方形は、1 つのデータを意味している。音線 SR_k は、送受信部 3 が行う A / D 変換におけるサンプリング周波数（例えば 5 0 M H z）に対応した時間間隔で離散化されている。図 6 では、音線 SR_k の 1 番目のデータ位置を初期値 $Z^{(k)}_0$ として設定した場合を示しているが、初期値の位置は任意に設定することができる。

10

【 0 0 4 4 】

その後、F F T 処理部 4 2 は、データ位置 $Z^{(k)}$ の F F T データ群を取得し（ステップ S 2 3）、取得した F F T データ群に対し、窓関数記憶部 8 2 が記憶する窓関数を作用させる（ステップ S 2 4）。このように F F T データ群に対して窓関数を作用させることにより、F F T データ群が境界で不連続になることを回避し、アーチファクトが発生するのを防止することができる。

【 0 0 4 5 】

続いて、F F T 処理部 4 2 は、データ位置 $Z^{(k)}$ の F F T データ群が正常なデータ群であるか否かを判定する（ステップ S 2 5）。ここで、F F T データ群は、2 のべき乗のデータ数を有している必要がある。以下、F F T データ群のデータ数を 2^n （ n は正の整数）とする。F F T データ群が正常であるとは、データ位置 $Z^{(k)}$ が F F T データ群で前から 2^{n-1} 番目の位置であることを意味する。換言すると、F F T データ群が正常であるとは、データ位置 $Z^{(k)}$ の前方に $2^{n-1} - 1$ （ $= N$ とする）個のデータがあり、データ位置 $Z^{(k)}$ の後方に 2^{n-1} （ $= M$ とする）個のデータがあることを意味する。図 6 に示す場合、F F T データ群 F_2 、 F_3 はともに正常である。ただし、図 6 では $n = 4$ （ $N = 7$ ， $M = 8$ ）としている。

20

【 0 0 4 6 】

ステップ S 2 5 における判定の結果、データ位置 $Z^{(k)}$ の F F T データ群が正常である場合（ステップ S 2 5：Y e s）、F F T 処理部 4 2 は、後述するステップ S 2 7 へ移行する。

30

【 0 0 4 7 】

ステップ S 2 5 における判定の結果、データ位置 $Z^{(k)}$ の F F T データ群が正常でない場合（ステップ S 2 5：N o）、F F T 処理部 4 2 は、不足分だけゼロデータを挿入することによって正常な F F T データ群を生成する（ステップ S 2 6）。ステップ S 2 5 において正常でないと判定された F F T データ群は、ゼロデータを追加する前に窓関数が作用されている。このため、F F T データ群にゼロデータを挿入してもデータの不連続は生じない。ステップ S 2 6 の後、F F T 処理部 4 2 は、後述するステップ S 2 7 へ移行する。

【 0 0 4 8 】

ステップ S 2 7 において、F F T 処理部 4 2 は、F F T データ群を用いて F F T 演算を行うことにより、複素数からなる周波数スペクトルを得る（ステップ S 2 7）。

40

【 0 0 4 9 】

続いて、F F T 処理部 4 2 は、データ位置 $Z^{(k)}$ をステップ幅 D で変化させる（ステップ S 2 8）。ステップ幅 D は、記憶部 8 が予め記憶しているものとする。図 6 では、 $D = 15$ の場合を例示している。ステップ幅 D は、画像データ生成部 5 が B モード画像データを生成する際に利用するデータステップ幅と一致させることが望ましいが、F F T 処理部 4 2 における演算量を削減したい場合には、画像データ生成部 5 が利用するデータステップ幅より大きい値を設定してもよい。

【 0 0 5 0 】

50

その後、FFT処理部42は、データ位置 $Z^{(k)}$ が音線 SR_k における最大値 $Z^{(k)}_{max}$ より大きいかなかを判定する(ステップS29)。データ位置 $Z^{(k)}$ が最大値 $Z^{(k)}_{max}$ より大きい場合(ステップS29: Yes)、FFT処理部42はカウンタ k を1増加させる(ステップS30)。一方、データ位置 $Z^{(k)}$ が最大値 $Z^{(k)}_{max}$ 以下である場合(ステップS29: No)、FFT処理部42はステップS23へ戻る。このようにして、FFT処理部42は、音線 SR_k に対して、 $\lceil \{ (Z^{(k)}_{max} - Z^{(k)}_0) / D \} + 1 \rceil$ 個のFFTデータ群に対するFFT演算を行う。ここで、 $\lceil X \rceil$ は、 X を超えない最大の整数を表す。

【0051】

ステップS30の後、FFT処理部42は、カウンタ k が最大値 k_{max} より大きいかなかを判定する(ステップ31)。カウンタ k が k_{max} より大きい場合(ステップS31: Yes)、FFT処理部42は一連のFFT処理を終了する。一方、カウンタ k が k_{max} 以下である場合(ステップS31: No)、FFT処理部はステップS22に戻る。

【0052】

なお、ここでは、FFT処理部42が超音波信号を受信したすべての領域に対してFFT処理を行うことを前提としているが、あらかじめ入力部6によって特定の関心領域の設定入力を受け付けて、その関心領域内においてFFT処理を行うようにしてもよい。

【0053】

図7は、FFT処理部42が算出した周波数スペクトルの例を示す図である。図7では、横軸 f が周波数であり、縦軸 I が強度である。図7に示す周波数スペクトル曲線 C_1 は、あるデータ位置(受信深度) $Z^{(k)}$ において位相成分を除いた強度スペクトルを与えている。なお、本実施の形態1において、曲線および直線は、離散的な点の集合からなる。この点については、後述する実施の形態においても同様である。周波数帯域は、超音波探触子2の周波数帯域、送受信部3が送信するパルス信号の周波数帯域などをもとに決定される。図7に示す場合、周波数帯域は、下限周波数 f_L および上限周波数 f_H に挟まれた帯域である。このときの周波数スペクトルの下限周波数 f_L および上限周波数 f_H の具体的な値は、例えば $f_L = 3 \text{ MHz}$ 、 $f_H = 10 \text{ MHz}$ である。なお、音線上の点のうち受信深度が所定の値よりも大きい点において、周波数帯域の上限値を上限周波数 f_H より小さい値に設定してもよい。また、図7に示す周波数帯域はあくまでも一例に過ぎず、下限値として下限周波数 f_L の近傍の別な値を設定する一方、上限値として上限周波数 f_H の近傍の別な値を設定してもよい。図7に示す直線 L_1 については、後述する。

【0054】

再び図4のフローチャートに戻って説明を続ける。上述したステップS4のFFT処理に続いて、回帰分析部43は、FFT処理部42が算出した周波数スペクトルを回帰分析することによって回帰式のパラメータを抽出する(ステップS5)。具体的には、回帰分析部43は、周波数帯域 $f_L < f < f_H$ の周波数スペクトルの回帰式(1次式)を回帰分析によって算出することにより、傾き a を抽出する。図7に示す直線 L_1 は、このステップS5において、回帰分析部43が周波数スペクトル曲線 C_1 に対して回帰分析処理を行うことによって得られる回帰直線である。

【0055】

この後、減衰補正係数算出部44は、上述した式(1)にしたがって減衰補正係数 α を算出する(ステップS6)。図8は、減衰補正係数算出部44が行う減衰補正係数算出処理を模式的に示す図である。図8に示す音線 SR では、減衰補正係数が算出される1つの音線上の受信深度の方向に沿って隣接する3つの点 P 、 Q 、 R を示している。点 P 、 Q 、 R の受信深度をそれぞれ z_P 、 z_Q 、 z_R とする($z_P < z_Q < z_R$)。また、点 P 、 Q 、 R における周波数スペクトルの近似直線の傾きをそれぞれ a_P 、 a_Q 、 a_R とする。このとき、点 Q の減衰補正係数 $\alpha(z_Q)$ は、自身の受信深度 z_Q および傾き a_Q と、自身と隣り合う点であって自身よりも受信深度が小さい点 P の受信深度 z_P および傾き a_P とを式(1)に代入することにより、

$$\alpha(z_Q) = (a_P - a_Q) / (z_Q - z_P) \quad \cdots (3)$$

10

20

30

40

50

と算出される。同様に、点 R の減衰補正係数 $\alpha(z_R)$ は、自身の受信深度 z_R および傾き a_R と、自身に隣り合う点であって自身よりも受信深度が小さい点 Q の受信深度 z_Q および傾き a_Q とを式 (1) に代入することにより、

$$\alpha(z_R) = (a_Q - a_R) / (z_R - z_Q) \quad \cdots (4)$$

と算出される。このようにして減衰補正係数算出部 44 が算出した減衰補正係数は、減衰補正情報記憶部 83 に記憶される。

【0056】

続いて、減衰補正処理部 45 は、減衰補正係数算出部 44 が算出した減衰補正係数に基づいて減衰補正処理を行う (ステップ S7)。図 9 は、減衰補正処理部 45 が行う減衰補正処理の概要を示す図である。減衰補正処理部 45 は、式 (3) を用いて周波数スペクトルを減衰補正する。具体的には、強度スペクトル $I(f, z)$ は、次式 (5) によって補正される。

$$I'(f, z) = I(f, z) + 2\alpha(z)zf \quad \cdots (5)$$

これにより、減衰補正後の周波数スペクトル曲線 C_2 が得られる。

【0057】

なお、図 8 の点 Q の減衰補正係数を算出する際、点 Q と点 R のデータ位置および傾きを用いてもよい。このように、ある点の減衰補正係数を算出する際の自身以外の点の選び方は、上述したものに限られるわけではない。

【0058】

この後、IFFT 処理部 46 は、減衰補正後の周波数スペクトルに IFFT 処理を施す (ステップ S8)。具体的には、式 (5) の強度スペクトル $I'(f, z)$ に補正前の周波数スペクトルの位相成分を加えた複素数に対して IFFT 処理を施す。これにより、周波数依存の減衰補正が施された時間ドメインの超音波信号が得られる。

【0059】

続いて、画像データ生成部 5 は、演算部 4 によって減衰補正された周波数ドメインの超音波信号をもとに画像データを生成する (ステップ S9)。

【0060】

表示部 7 は、画像データ生成部 5 が生成した画像データに対応する画像を表示する (ステップ S10)。

【0061】

以上説明した本発明の実施の形態 1 によれば、FFT 処理を行った信号に対して受信深度が異なる 2 点以上の回帰式における 1 次の係数に基づいて算出した減衰補正係数を用いて減衰補正処理を行った後、IFFT 処理を施すことによって得られた時間ドメイン信号に基づいて超音波画像データを生成することにより、測定結果に基づいてリアルタイムに適切な減衰補正を行うことが可能となる。

【0062】

また、本実施の形態 1 によれば、周波数に依存した減衰を補正することで、超音波探触子から離れた領域でも空間分解能のよい超音波画像を表示することが可能となる。

【0063】

なお、本実施の形態 1 では、1 つの音線上の 2 点を用いて減衰補正係数を算出したが、より一般には、1 つの音線上の複数の点を用いて減衰補正係数を算出してもよい。例えば、3 点を用いる場合には、その 3 点のうち 2 点の組み合わせは 3 通りある。この場合、減衰補正係数算出部 44 は、隣接する 2 点間の減衰補正係数を式 (1) に基づいて算出した後、算出した 2 つの減衰補正係数の平均値を最終的な減衰補正係数として算出すればよい。また、3 点を用いる場合には、その 3 点から得られるすべての 2 点の組み合わせに対して減衰補正係数算出部 44 が減衰補正係数を算出し、その平均値を最終的な減衰補正係数とすることも可能である。

【0064】

(実施の形態 2)

図 10 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波観測装置の構成を示すブロック図である

。同図に示す超音波観測装置 101 は、超音波観測装置 1 と比較して、演算部 102 の構成が異なる。このため、超音波観測装置 1 の構成要素と同様の機能を有する構成要素に対しては、図 1 と同じ符号を付している。

【0065】

演算部 102 は、超音波観測装置 1 の演算部 4 が有する構成（増幅補正部 41、FFT 処理部 42、回帰分析部 43、減衰補正係数算出部 44、減衰補正処理部 45、および IFFT 処理部 46）に加えて帯域制限補正部 103 を有する。

【0066】

帯域制限補正部 103 は、減衰補正処理部 45 が補正を行った周波数スペクトルに対して、周波数帯域を制限して所定の周波数帯域以外の周波数成分の寄与を削減する補正を行う。このような補正として、帯域制限補正部 103 は、例えば所定の周波数帯域以外の周波数成分における不要なスペクトル強度をゼロに置換する処理を行う。この処理は、例えば周波数スペクトルに対して所定の窓関数を作用させることによって実行することができる。

10

【0067】

以上説明した本発明の実施の形態 2 によれば、上述した実施の形態 1 と同様の効果に加えて、減衰補正によって高周波成分のノイズが過度に強調されるのを防止することができる。

【0068】

なお、本実施の形態 2 において、不要なスペクトル強度をゼロに置換する代わりに、所定の重みを乗じて減衰させてもよい。

20

【0069】

また、本実施の形態 2 において、帯域制限補正部 103 は、IFFT 処理部 46 が IFFT 処理を施すことによって得られる時間ドメインの超音波信号に対して不要なスペクトル強度を減衰させるようにしてもよい。

【0070】

（その他の実施の形態）

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は、上述した 2 つの実施の形態によってのみ限定されるべきものではない。図 11 は、本発明の別な実施の形態に係る超音波観測装置が算出する周波数スペクトル曲線およびその周波数スペクトル曲線を回帰分析することによって得られる回帰曲線を示す図である。図 11 において、曲線 C_{31} は周波数スペクトル曲線 C_3 の回帰曲線（受信深度 z_3 とする）であり、曲線 C_{41} は周波数スペクトル曲線 C_4 （受信深度 z_4 （ $> z_3$ ）とする）の回帰曲線である。

30

【0071】

超音波の伝播に伴う減衰が受信深度および周波数にそれぞれ比例すると仮定すると、周波数スペクトル曲線 C_3 の式 $I_3(f) = c_{30} + c_{31}f + c_{32}f^2 + \dots$ と、周波数スペクトル曲線 C_4 の式 $I_4(f) = c_{40} + c_{41}f + c_{42}f^2 + \dots$ との差は、1 次の項が支配的となる。

$$I_3(f) - I_4(f) \sim (c_{31} - c_{41})f \quad \dots (6)$$

したがって、受信深度 z_3 と受信深度 z_4 との間の減衰補正係数 α を、次のように定義することができる。

40

$$\alpha = (c_{31} - c_{41}) / (z_4 - z_3) \quad \dots (7)$$

【0072】

このように、本発明においては、周波数スペクトルを 1 次式で近似できない場合であっても、より一般的な多項式を用いた回帰分析を行うことによって減衰補正係数を正確かつ簡便に算出することができる。

【0073】

また、本発明は、一般に振幅情報に基づいて生成される画像であれば、周波数依存の減衰補正を行うことによって上記同様の効果を得ることができる。このような画像としては、A モード画像、C モード画像、3 次元表示画像等の画像を挙げることができる。

50

【 0 0 7 4 】

また、本発明において、減衰補正係数算出部が算出した減衰補正係数を用いて生体組織の組織性状を判定するようにしてもよい。これは、観測対象が生体組織である場合、超音波の減衰補正係数は、その生体組織の組織性状と関連性を有することが知られているためである。

【 0 0 7 5 】

以上の説明からも明らかなように、本発明は、請求の範囲に記載した技術的思想を逸脱しない範囲内において、様々な実施の形態等を含みうるものである。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 6 】

10

1、1 0 1 超音波観測装置

2 超音波探触子

3 送受信部

4、1 0 2 演算部

5 画像データ生成部

6 入力部

7 表示部

8 記憶部

9 制御部

2 1 信号変換部

20

3 1 信号増幅部

4 1 増幅補正部

4 2 F F T 処理部

4 3 回帰分析部

4 4 減衰補正係数算出部

4 5 減衰補正処理部

4 6 I F F T 処理部

8 1 増幅率情報記憶部

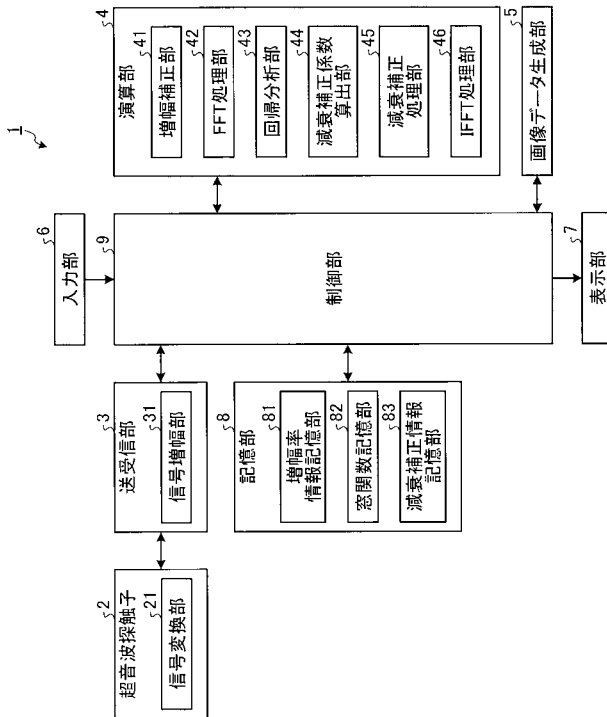
8 2 窓関数記憶部

8 3 減衰補正情報記憶部

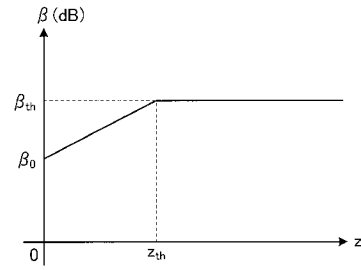
30

1 0 3 帯域制限補正部

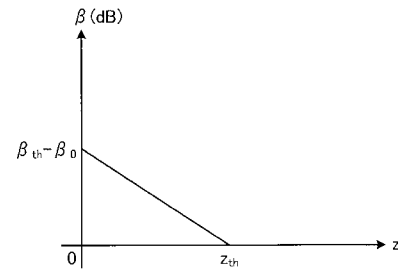
【図 1】



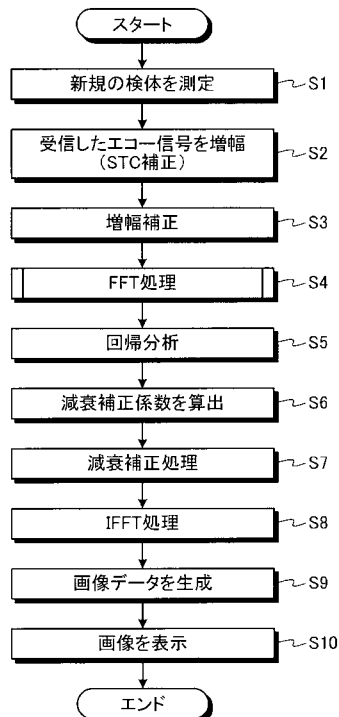
【図 2】



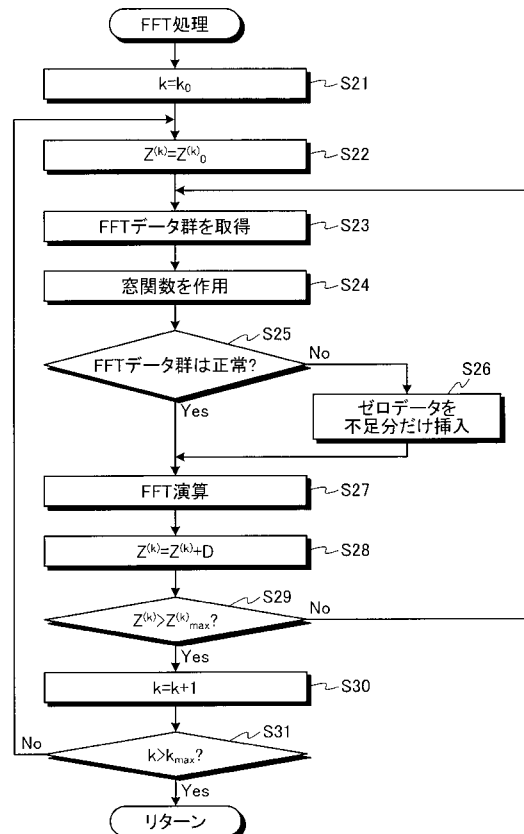
【図 3】



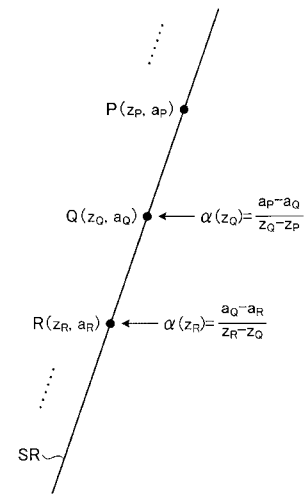
【図 4】



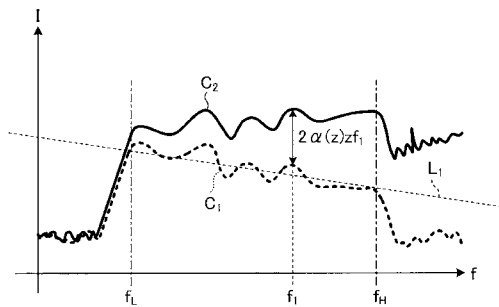
【図 5】



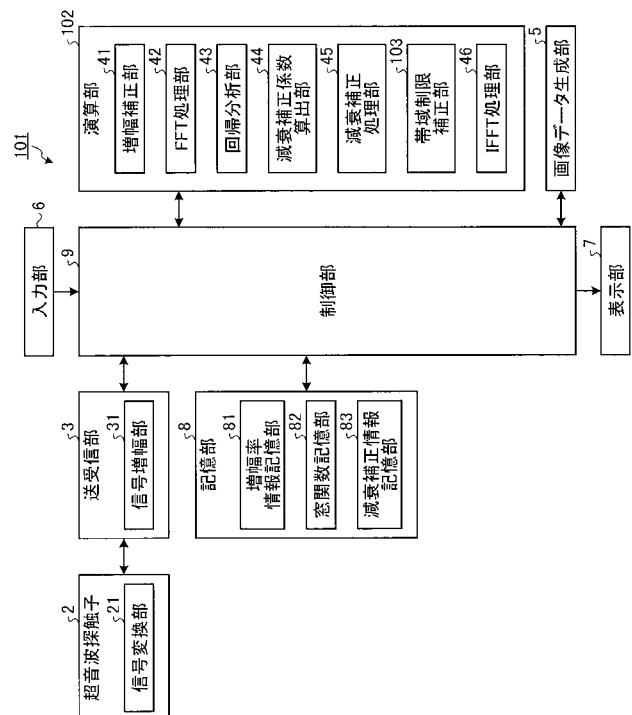
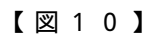
【 図 8 】



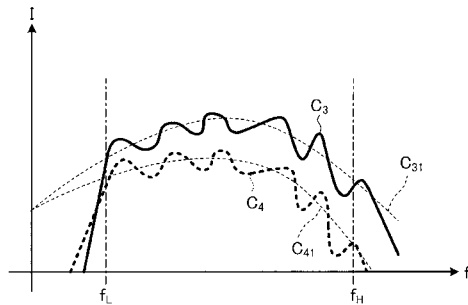
【 ㊦ 1 0 】



【 図 9 】



【図 1 1】



【手続補正書】

【提出日】平成26年8月4日(2014.8.4)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検体に対して時間ドメイン信号である超音波信号を送信するとともに前記検体によって反射された前記超音波信号を受信する送受信部と、

前記送受信部が受信した前記超音波信号を周波数ドメイン信号に変換する第 1 の変換部と、

前記第 1 の変換部が変換した前記周波数ドメイン信号に対する回帰式を算出する回帰分析部と、

受信深度が異なる 2 点の前記回帰式における 1 次の係数の差を該 2 点における受信深度の差で除した量である減衰補正係数を算出する減衰補正係数算出部と、

前記減衰補正係数算出部が算出した前記減衰補正係数に基づいて前記周波数ドメイン信号の減衰補正処理を行う減衰補正処理部と、

前記減衰補正処理部が減衰補正処理を行った前記周波数ドメイン信号を第 2 の時間ドメイン信号に変換する第 2 の変換部と、

前記第 2 の時間ドメイン信号に基づいて超音波画像データを生成する画像データ生成部と、

を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

【請求項 2】

前記減衰補正処理部は、

前記減衰補正係数の算出に使用する２点の受信深度のうち大きい方の受信深度における前記周波数ドメイン信号に対し、前記２点の受信深度に基づいて算出した前記減衰補正係数を適用して減衰補正処理を行うことを特徴とする請求項１に記載の超音波観測装置。

【請求項３】

前記減衰補正処理部による補正後であって前記第２の変換部による変換前または前記第２の変換部による変換後に所定の周波数帯域に制限して該周波数帯域以外の周波数成分の寄与を削減する補正を行う帯域制限補正部をさらに備えたことを特徴とする請求項１に記載の超音波観測装置。

【請求項４】

前記画像データ生成部は、前記第２の時間ドメイン信号の振幅情報に基づいて前記超音波画像データを生成することを特徴とする請求項１に記載の超音波観測装置。

【請求項５】

検体に対して時間ドメイン信号である超音波信号を送信するとともに前記検体によって反射された前記超音波信号を受信する超音波観測装置の作動方法であって、

受信した前記超音波信号を第１の変換部が周波数ドメイン信号に変換する第１の変換ステップと、

回帰分析部が前記周波数ドメイン信号に対して回帰式を算出する回帰分析ステップと、
減衰補正係数算出部が、受信深度が異なる２点の前記回帰式における１次の係数の差を該２点における受信深度の差で除した量である減衰補正係数を算出する減衰補正係数算出ステップと、

減衰補正処理部が前記減衰補正係数に基づいて前記周波数ドメイン信号の減衰補正処理を行う減衰補正処理ステップと、

第２の変換部が前記減衰補正ステップで減衰補正された前記周波数ドメイン信号を第２の時間ドメイン信号に変換する第２の変換ステップと、

画像データ生成部が前記第２の時間ドメイン信号に基づいて超音波画像データを生成する画像データ生成ステップと、

を有することを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

【請求項６】

検体に対して時間ドメイン信号である超音波信号を送信するとともに前記検体によって反射された前記超音波信号を受信する超音波観測装置に、

受信した前記超音波信号を第１の変換部が周波数ドメイン信号に変換する第１の変換ステップと、

回帰分析部が前記周波数ドメイン信号に対して回帰式を算出する回帰分析ステップと、
減衰補正係数算出部が、受信深度が異なる２点の前記回帰式における１次の係数の差を該２点における受信深度の差で除した量である減衰補正係数を算出する減衰補正係数算出ステップと、

減衰補正処理部が前記減衰補正係数に基づいて前記周波数ドメイン信号の減衰補正処理を行う減衰補正処理ステップと、

第２の変換部が前記減衰補正ステップで減衰補正された前記周波数ドメイン信号を第２の時間ドメイン信号に変換する第２の変換ステップと、

画像データ生成部が前記第２の時間ドメイン信号に基づいて超音波画像データを生成する画像データ生成ステップと、

を実行させることを特徴とする超音波観測装置の作動プログラム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/077249

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2012/133878 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 04 October 2012 (04.10.2012), paragraphs [0040] to [0046], [0051] to [0053], [0081] to [0083], [0091], [0099], [0100], [0117], [0118]; fig. 4, 5, 7, 8, 19, 24 & JP 5114609 B2 & US 2013/0113938 A1 & EP 2591729 A1 & CN 102958447 A	1, 4-7
X	WO 2012/063929 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 18 May 2012 (18.05.2012), paragraphs [0035] to [0040], [0068], [0069], [0083], [0087], [0091], [0092]; fig. 8 to 10, 14, 16 & US 2013/0030296 A1 & EP 2599441 A1 & CN 103153195 A	1, 4-7

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
28 October, 2013 (28.10.13)Date of mailing of the international search report
05 November, 2013 (05.11.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/077249

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2012/063976 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 18 May 2012 (18.05.2012), paragraphs [0038] to [0042], [0069], [0070], [0083], [0095] to [0097]; fig. 8 to 10, 14, 22 & JP 5054254 B2 & US 2012/0310087 A1 & EP 2548512 A1 & CN 102802536 A	1, 4-7
A	JP 10-33529 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 10 February 1998 (10.02.1998), entire text; all drawings (Family: none)	1-7

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 7 7 2 4 9	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2013年 日本国実用新案登録公報 1996-2013年 日本国登録実用新案公報 1994-2013年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X	WO 2012/133878 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.10.04, 段落 [0040]-[0046], [0051]-[0053], [0081]-[0083], [0091], [0099], [0100], [0117], [0118], 第4, 5, 7, 8, 19, 24 図 & JP 5114609 B2 & US 2013/0113938 A1 & EP 2591729 A1 & CN 102958447 A	1, 4-7	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 28.10.2013		国際調査報告の発送日 05.11.2013	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 宮川 哲伸	2Q 9208
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 7 7 2 4 9
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	WO 2012/063929 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.05.18, 段落 [0035]-[0040], [0068], [0069], [0083], [0087], [0091], [0092], 第 8-10, 14, 16 図 & US 2013/0030296 A1 & EP 2599441 A1 & CN 103153195 A	1, 4-7
X	WO 2012/063976 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.05.18, 段落 [0038]-[0042], [0069], [0070], [0083], [0095]-[0097], 第 8-10, 14, 22 図 & JP 5054254 B2 & US 2012/0310087 A1 & EP 2548512 A1 & CN 102802536 A	1, 4-7
A	JP 10-33529 A (ジーイー横河メディカルシステムズ株式会社) 1998.02.10, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-7

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波观察装置，超声波观测装置的操作方法，超声波观察装置的操作程序		
公开(公告)号	JPWO2014115377A1	公开(公告)日	2017-01-26
申请号	JP2014537398	申请日	2013-10-07
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	宫木 浩仲		
发明人	宮木 浩仲		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52017 A61B8/14 A61B8/5207 A61B8/5269 G01N29/46 G01N2291/02475 G01S7/52033 G01S7/52036 G01S15/02		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE01 4C601/JB47 4C601/JB49 4C601/JB51		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2013010539 2013-01-23 JP		
其他公开文献	JP5642910B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种超声波观察装置，包括：第一转换单元，被配置为将由发送和接收单元接收的作为时域信号的超声波信号转换为频域信号；以及 回归分析单元，用于为所述第一转换单元转换后的频域信号计算回归表达式；衰减校正系数计算单元，其被配置为基于在具有不同接收深度的两个或更多个点处的回归表达式中的一阶系数来计算衰减校正系数；衰减校正处理单元，被配置为基于由衰减校正系数计算单元计算出的衰减校正系数，对频域信号进行衰减校正处理；第二转换单元，被配置为将已经由衰减校正处理单元执行了衰减校正处理的频域信号转换为第二时域信号；图像数据生成单元，其被配置为基于第二时域信号生成超声图像数据。

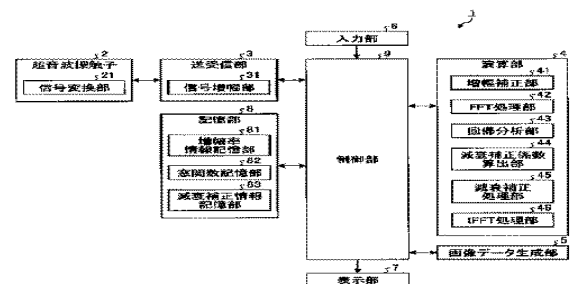


FIG. 1
 2 Ultrasonic probe
 3 Transmission/reception unit
 4 Computation unit
 5 Image-data generation unit
 6 Input unit
 7 Output unit
 8 Storage unit
 9 Control unit
 21 Signal transformation unit
 31 Signal amplification unit
 41 Amplification correction unit
 42 FFT unit
 43 Regression-analysis unit
 44 Attenuation-correction-coefficient computation unit
 45 Attenuation correction unit
 46 IFFT unit
 51 Amplification-factor-information storage unit
 52 Window-function storage unit
 53 Attenuation-correction-information storage unit