

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6886851号  
(P6886851)

(45) 発行日 令和3年6月16日(2021.6.16)

(24) 登録日 令和3年5月19日(2021.5.19)

(51) Int. Cl. F 1  
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 12 (全 37 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2017-75330 (P2017-75330)                  (22) 出願日 平成29年4月5日(2017.4.5)                  (65) 公開番号 特開2018-175059 (P2018-175059A)                  (43) 公開日 平成30年11月15日(2018.11.15)                  審査請求日 令和2年3月26日(2020.3.26)</p>	<p>(73) 特許権者 000000376                  オリンパス株式会社                  東京都八王子市石川町2951番地                  (74) 代理人 110002147                  特許業務法人酒井国際特許事務所                  (72) 発明者 川島 知直                  東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内                  審査官 永田 浩司</p>
--	--

最終頁に続く

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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で後方散乱された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号を受信する超音波観測装置における補正部によって前記超音波信号を補正する超音波観測装置の作動方法であって、

前記補正部が、同一機種の前記超音波観測装置に接続する前記超音波プローブの機種による差である機種差を反映した機種差補正用の第1の基準データと、同一機種の前記超音波観測装置に接続する同一機種の前記超音波プローブの個体による差である個体差を反映した個体差補正用の第2の基準データを用いて、前記超音波信号に基づく超音波データを補正する補正ステップ、

を含み、

前記補正ステップは、前記補正部が、前記超音波信号に対して、前記第1および第2の基準データを用いて、周波数ごと、または、距離ごとに演算することによって前記超音波信号を補正する

ことを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

【請求項2】

観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で後方散乱された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号を受信する超音波観測装置において前記超音波信号を補正する超音波観測装置であって、

同一機種の前記超音波観測装置に接続する前記超音波プローブの機種による差である機

種差を反映した機種差補正用の第 1 の基準データと、同一機種の前記超音波観測装置に接続する同一機種の前記超音波プローブの個体による差である個体差を反映した個体差補正用の第 2 の基準データを用いて、前記超音波信号に基づく超音波データを補正する補正部

を備え、

前記補正部は、前記超音波信号に対して、前記第 1 および第 2 の基準データを用いて、周波数ごと、または、距離ごとに演算することによって前記超音波信号を補正することを特徴とする超音波観測装置。

【請求項 3】

前記第 1 および第 2 の基準データのうちの少なくとも一方は、基準片からのエコー信号により取得される

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】

前記超音波信号を解析してスペクトルデータを算出する解析部と、

前記解析部が算出した前記スペクトルデータをもとに特徴量を算出する特徴量算出部と

をさらに備え、

前記補正部は、前記第 1 の基準データと、前記第 2 の基準データとを用いて前記スペクトルデータを補正する

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 5】

前記超音波信号を解析してスペクトルデータを算出する解析部と、

前記解析部が算出した前記スペクトルデータをもとに特徴量を算出する特徴量算出部と

をさらに備え、

前記補正部は、前記第 1 の基準データと、前記第 2 の基準データとを用いて前記特徴量を補正する

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 6】

前記第 1 の基準データは、当該超音波観測装置、もしくは同一機種の異なる個体の駆動信号の周波数成分、周波数の関数、または、前記周波数成分もしくは前記周波数の関数に基づく解析値である

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 7】

前記第 2 の基準データは、前記超音波振動子の感度の周波数分布、もしくは周波数の関数、または、前記周波数分布もしくは前記周波数の関数に基づく解析値である

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 8】

外部機器と接続する外部端子と、

前記第 1 および第 2 の基準データを、前記外部端子を介して取得する制御を行う外部通信制御部と、

を備える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 9】

前記超音波プローブの機種および個体の情報と、前記超音波観測装置の機種の情報の入力を受け付ける入力部をさらに備え、

前記外部通信制御部は、前記入力部が受け付けた情報に基づいて特定される個体の前記第 2 の基準データの取得を制御する

ことを特徴とする請求項 8 に記載の超音波観測装置。

【請求項 10】

前記外部端子に接続した前記超音波プローブから前記超音波プローブの個体を特定可能

10

20

30

40

50

な情報を読み取る読取部をさらに備え、

前記外部通信制御部は、前記読取部が読み取った情報に基づいて特定される個体の前記第2の基準データの取得を制御する

ことを特徴とする請求項8に記載の超音波観測装置。

【請求項11】

前記外部端子に接続した前記超音波プローブの記憶媒体に、前記第1および第2の基準データを書き込ませる制御を行う制御部、

をさらに備えることを特徴とする請求項8に記載の超音波観測装置。

【請求項12】

観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で後方散乱された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号を受信する超音波観測装置において前記超音波信号を補正する超音波観測装置の作動プログラムであって、

同一機種の前記超音波観測装置に接続する前記超音波プローブの機種による差である機種差を反映した機種差補正用の第1の基準データと、同一機種の前記超音波観測装置に接続する同一機種の前記超音波プローブの個体による差である個体差を反映した個体差補正用の第2の基準データを用いて、前記超音波信号に基づく超音波データを補正する補正手順、

を前記超音波観測装置に実行させ、

前記補正手順において、前記超音波信号に対して、前記第1および第2の基準データを用いて、周波数ごと、または、距離ごとに演算することによって前記超音波信号を補正する

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、超音波を用いて観測対象の組織を観測する超音波観測装置の作動方法、超音波観測装置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】

従来、超音波を用いた観測対象の組織性状を表す技術として、観測対象で後方散乱された超音波エコーを超音波振動子で受信して超音波信号へ変換し、変換された超音波信号の周波数スペクトルから特徴量を算出し、算出された特徴量を画像化する技術が知られている（例えば、特許文献1を参照）。なお、音波の散乱とは、音波が媒体中で粒子と衝突したりして力を及ぼしあうこと（これを相互作用という）によって、音波がその進行方向を変えられることである。さらに、後方散乱とは、散乱のうち音源の方向に戻ってくる成分のことである。この現象は一般に反射とも言われるが、本願では以下、後方散乱の語を用いる。このときの音源は超音波振動子である。この技術では、観測対象の組織性状を表す解析値として周波数スペクトルの特徴量を抽出する。その後、この特徴量に対応する視覚的な情報、例えば色情報を付与した特徴量画像を生成する。そして、超音波信号に基づく超音波画像に特徴量画像を重畳し、重畳画像を生成して表示する。医師等の術者は、表示された重畳画像を見ることによって観測対象の組織性状を診断することができる。

【0003】

特徴量画像による診断を高精度に行うには、超音波振動子を備えた超音波プローブの特性に応じて信号処理を施すことが重要である。例えば、特許文献1には、超音波プローブの劣化の度合いに応じて超音波信号を補正する技術が開示されている。特許文献1では、超音波プローブが劣化した場合であっても、劣化後の信号強度が劣化前の信号強度に近くような補正を、取得した信号に施すことによって、超音波画像の劣化を抑制することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 4 】

【特許文献1】特許第3981366号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

超音波プローブの劣化以外にも、超音波プローブの機種や個体、超音波プローブに接続する超音波観測装置の機種に応じた処理を行うことが、重畳画像を高精度に生成する点で重要である。しかしながら、特許文献1が開示する技術では、上述したような超音波プローブ間の機種差および個体差、ならびに超音波観測装置間の機種差については考慮されていなかった。

10

【 0 0 0 6 】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、超音波プローブ間の機種差および個体差、ならびに超音波観測装置間の機種差によらず高精度な超音波データを得ることができる超音波観測装置の作動方法、超音波観測装置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】

【 0 0 0 7 】

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の作動方法は、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で後方散乱された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号を受信する超音波観測装置において前記超音波信号を補正する超音波観測装置の作動方法であって、同一機種の前記超音波観測装置に接続する前記超音波プローブの機種による差である機種差を反映した機種差補正用の第1の基準データと、同一機種の前記超音波観測装置に接続する同一機種の前記超音波プローブの個体による差である個体差を反映した個体差補正用の第2の基準データを用いて、前記超音波信号に基づく超音波データを補正する補正ステップ、を含むことを特徴とする。

20

【 0 0 0 8 】

本発明に係る超音波観測装置は、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で後方散乱された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号を受信する超音波観測装置において前記超音波信号を補正する超音波観測装置であって、同一機種の前記超音波観測装置に接続する前記超音波プローブの機種による差である機種差を反映した機種差補正用の第1の基準データと、同一機種の前記超音波観測装置に接続する同一機種の前記超音波プローブの個体による差である個体差を反映した個体差補正用の第2の基準データを用いて、前記超音波信号に基づく超音波データを補正する補正部、を備えることを特徴とする。

30

【 0 0 0 9 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記第1および第2の基準データのうちの少なくとも一方は、基準片からのエコー信号により取得されることを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記超音波信号を解析してスペクトルデータを算出する解析部と、前記解析部が算出した前記スペクトルデータをもとに特徴量を算出する特徴量算出部と、をさらに備え、前記補正部は、前記第1の基準データと、前記第2の基準データとを用いて前記スペクトルデータを補正することを特徴とする。

40

【 0 0 1 1 】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記超音波信号を解析してスペクトルデータを算出する解析部と、前記解析部が算出した前記スペクトルデータをもとに特徴量を算出する特徴量算出部と、をさらに備え、前記補正部は、前記第1の基準データと、前記第2の基準データとを用いて前記特徴量を補正することを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

50

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記第1の基準データは、当該超音波観測装置、もしくは同一機種異なる個体の駆動信号の周波数分布、周波数の関数、または、前記周波数分布もしくは前記周波数の関数に基づく解析値であることを特徴とする。

【0013】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記第2の基準データは、前記超音波振動子の感度の周波数成分、もしくは周波数の関数、または、前記周波数成分もしくは前記周波数の関数に基づく解析値であることを特徴とする。

【0014】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、外部機器と接続する外部端子と、前記第1および第2の基準データを、前記外部端子を介して取得する制御を行う外部通信制御部と、を備えることを特徴とする。

10

【0015】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記超音波プローブの機種および個体の情報と、前記超音波観測装置の機種情報の入力を受け付ける入力部をさらに備え、前記外部通信制御部は、前記入力部が受け付けた情報に基づいて特定される個体の前記第2の基準データの取得を制御することを特徴とする。

【0016】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記外部端子に接続した前記超音波プローブから前記超音波プローブの個体を特定可能な情報を読み取る読取部をさらに備え、前記外部通信制御部は、前記読取部が読み取った情報に基づいて特定される個体の前記第2の基準データの取得を制御することを特徴とする。

20

【0017】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記外部端子に接続した前記超音波プローブの記憶媒体に、前記第1および第2の基準データを書き込ませる制御を行う制御部、をさらに備えることを特徴とする。

【0018】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記補正部は、前記超音波信号に対して、周波数ごとに前記第1および第2の基準データをそれぞれ加算または減算することによって前記超音波信号を補正することを特徴とする。

30

【0019】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記補正部は、前記超音波信号に対して、距離ごとに前記第1および第2の基準データをそれぞれ加算または減算することによって前記超音波信号を補正することを特徴とする。

【0020】

本発明に係る超音波観測装置の作動プログラムは、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で後方散乱された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号を受信する超音波観測装置において前記超音波信号を補正する超音波観測装置の作動プログラムであって、同一機種の前記超音波観測装置に接続する前記超音波プローブの機種による差である機種差を反映した機種差補正用の第1の基準データと、同一機種の前記超音波観測装置に接続する同一機種の前記超音波プローブの個体による差である個体差を反映した個体差補正用の第2の基準データを用いて、前記超音波信号に基づく超音波データを補正する補正手順、を前記超音波観測装置に実行させることを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、超音波プローブ間の機種差および個体差、ならびに超音波観測装置間の機種差によらず高精度な超音波データを得ることができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【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を備えた超音波診断システ

50

ムの構成を示すブロック図である。

【図 2】図 2 は、送受信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 3】図 3 は、超音波振動子の走査領域と音線データとを模式的に示す図である。

【図 4】図 4 は、超音波信号の 1 つの音線上の RF データにおけるデータ配列を模式的に示す図である。

【図 5】図 5 は、超音波内視鏡の個体差および超音波観測装置の機種差に起因する被検体スペクトルデータへの影響の差を説明する概念図である。

【図 6】図 6 は、予め取得するスペクトルデータについて説明する図である。

【図 7】図 7 は、予め取得するスペクトルデータについて説明する図である。

【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スペクトル補正部により算出されたスペクトルデータの例を示す図である。

【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正規特徴量算出部が算出した補正後特徴量をパラメータとして有する直線を示す図である。

【図 10】図 10 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。

【図 11】図 11 は、超音波内視鏡および超音波観測装置の機種情報の選択画面について説明する図である。

【図 12】図 12 は、超音波内視鏡の個体情報の選択画面について説明する図である。

【図 13】図 13 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の周波数解析部が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図 14】図 14 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の表示装置における合成画像の表示例を模式的に示す図である。

【図 15】図 15 は、超音波観測装置の基準スペクトルデータの取得について説明する図である。

【図 16】図 16 は、超音波内視鏡の個体差および超音波観測装置の個体差に起因する被検体スペクトルデータへの影響の差を説明する概念図である。

【図 17】図 17 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波観測装置を備えた超音波診断システムの構成を示すブロック図である。

【図 18】図 18 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。

【図 19】図 19 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波観測装置を備えた超音波診断システムの構成を示すブロック図である。

【図 20】図 20 は、本発明の実施の形態 4 に係る超音波観測装置を備えた超音波診断システムの構成を示すブロック図である。

【図 21】図 21 は、本発明の実施の形態 5 に係る超音波観測装置を備えた超音波診断システム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】

【0023】

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。

【0024】

（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 3 を備えた超音波診断システム 1 の構成を示すブロック図である。同図に示す超音波診断システム 1 は、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で後方散乱された超音波を受信する超音波内視鏡 2（超音波内視鏡 2A～2C）と、接続された超音波内視鏡 2 が取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置 3 と、超音波観測装置 3 が生成した超音波画像を表示する表示装置 4 と、を備える。超音波観測装置 3 は、超音波内視鏡 2A～2C のうちの一つを着脱自在に接続することができる。本実施の形態では、超音波内視鏡 2 が、超音波プローブと

10

20

30

40

50

して作用する。なお、以下に示すブロック図では、実線の矢印が画像にかかる電気信号やスペクトルデータ、特徴量の伝送を示し、一点鎖線の矢印が組合せ型番データの伝送を示し、破線の矢印が制御にかかる電気信号やデータの伝送を示している。

【0025】

超音波内視鏡2Aは、その先端部に、超音波観測装置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）に変換して観測対象へ照射するとともに、観測対象で後方散乱された超音波エコーを電圧変化で表現する電気的なエコー信号に変換する超音波振動子21Aを有する。超音波内視鏡2Bおよび2Cについても同様に、超音波振動子21Bおよび21Cをそれぞれ有している。

【0026】

超音波内視鏡2A～2Cは、各々が有する超音波振動子21A～21Cの機種が互いに異なっているものとして説明する。また、超音波内視鏡2A～2Cの各機種について、個体番号の異なる複数の超音波内視鏡がほかに存在する。例えば、超音波内視鏡2Aの機種をPとした場合、この機種Pについて、個体番号の異なる複数の超音波内視鏡2Aが存在している。同様に、超音波内視鏡2Bの機種をQ、超音波内視鏡2Cの機種をRとした場合、機種Qについて、個体番号の異なる複数の超音波内視鏡2Bがそれぞれ存在し、機種Rについて、個体番号の異なる複数の超音波内視鏡2Cがそれぞれ存在している。

【0027】

超音波内視鏡2A～2Cは、観測対象への長尺の挿入部を有している。挿入部は、通常はその先端部に、さらに、撮像光学系および撮像素子を有しており、観測対象が人体内部の被検体である場合には、その消化管（食道、胃、十二指腸、大腸）、または呼吸器（気管、気管支）へ挿入され、消化管や呼吸器、その周囲臓器（膵臓、胆嚢、胆管、胆道、リンパ節、縦隔臓器、血管等）を撮像することが可能である。ここで、本実施の形態においては、病院等の施設において人体内部の組織等を観測した場合の観測対象を、特に、被検体と呼ぶことにする。また、挿入部は、通常は撮像時に観測対象へ照射する照明光を導く長尺のライトガイドを内蔵する。このライトガイドは、その先端部が挿入部の先端まで達している一方、基端部が照明光を発生する光源装置に接続されている。

【0028】

超音波観測装置3は、超音波内視鏡から取得したエコー信号に基づいて画像データを生成する画像生成部31と、画像生成部31が画像データを生成するための基準スペクトルデータの書き込み、または読み出しを行う書込読出部32と、基準スペクトルデータを取得する際の外部との通信を制御する外部通信制御部33と、例えば既存の公衆回線網、LAN（Local Area Network）、WAN（Wide Area Network）などによって実現される通信ネットワークを介して基準スペクトルデータを取得するネットワーク通信部34と、超音波観測装置3に接続されるデバイスと通信するデバイス通信部35と、キーボードからの入力を受け付けを行うキーボード入力受付部36と、超音波観測装置3の動作に必要な各種情報を記憶する記憶部37と、超音波診断システム1全体を制御する制御部38と、を備える。

【0029】

画像生成部31は、超音波内視鏡2と電氣的に接続され、所定の波形および送信タイミングに基づいて高電圧パルスからなる送信信号（パルス信号）を超音波振動子21へ送信するとともに、超音波振動子21から電気的な高周波（RF：Radio Frequency）信号であるエコー信号を受信し、エコー信号に後述のA/D変換処理を施してデジタルデータ（以下、RFデータという）を生成、出力する送受信部311と、送受信部311から受信したRFデータをもとにBモード画像データを生成するBモード画像データ生成部312と、送受信部311が生成したRFデータに高速フーリエ変換（FFT：Fast Fourier Transform）を施して周波数解析を行うことにより被検体スペクトルデータを算出する

周波数解析部313と、周波数解析部313が算出した被検体スペクトルデータに対し、超音波内視鏡2の機種および個体、ならびに超音波観測装置3の機種に応じた補正を施すことにより正規スペクトルデータを生成するスペクトル補正部314と、スペクトル補正

10

20

30

40

50

部 3 1 4 が生成した正規スペクトルデータをもとに、正規特徴量を算出する正規特徴量算出部 3 1 5 と、正規特徴量算出部 3 1 5 が算出した正規特徴量に応じて色情報を付与し特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部 3 1 6 と、Bモード画像データ生成部 3 1 2 が生成したBモード画像データ上に、特徴量画像データ生成部 3 1 6 が生成した特徴量画像データを合成して、合成画像データを生成する合成部 3 1 7 と、を有する。

#### 【 0 0 3 0 】

以下、超音波観測装置 3 のうち、画像生成部 3 1 内の各部の作用を説明する。

送受信部 3 1 1 は、受信したエコー信号を増幅する。

#### 【 0 0 3 1 】

送受信部 3 1 1 は、増幅し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、  
10 適当なサンプリング周波数（例えば 5 0 M H z ）でサンプリングして離散化（いわゆる A / D 変換処理）する。こうして、送受信部 3 1 1 は、増幅後のエコー信号から離散化された R F データを生成し、Bモード画像データ生成部 3 1 2 および周波数解析部 3 1 3 へ出力する。なお、超音波内視鏡 2 が複数の素子をアレイ状に設けた超音波振動子 2 1 を電子的に走査させる構成を有する場合、送受信部 3 1 1 は、複数の素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。

#### 【 0 0 3 2 】

送受信部 3 1 1 が送信するパルス信号の周波数帯域は、超音波振動子 2 1 がパルス信号を超音波パルスへ電気音響変換をする際の線型応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にする。また、送受信部 3 1 1 におけるエコー信号の各種処理周波数帯域は、超音波振動子  
20 2 1 が超音波エコーをエコー信号へ音響電気変換する際の線型応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にする。これらにより、後述する周波数スペクトルの近似処理を実行する際、精度のよい近似を行うことが可能となる。

#### 【 0 0 3 3 】

送受信部 3 1 1 には、制御部 3 8 が出力する各種制御信号を超音波内視鏡 2 に対して送信するとともに、超音波内視鏡 2 から識別用の I D （例えば機種情報）などを含む各種情報を受信して制御部 3 8 へ送信する機能を付与してもよい。

#### 【 0 0 3 4 】

Bモード画像データ生成部 3 1 2 は、受信深度が大きい R F データほど高い増幅率で増幅する S T C （Sensitivity Time Control）補正を行う。図 2 は、送受信部 3 1 1 が行  
30 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 2 は、横軸を受信深度に、縦軸を増幅率 の常用対数をとった対数グラフである。縦軸の単位は d B （デシベル）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 に示す対数グラフ上では、増幅率 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  $z_0$  から  $z_{th}$  ( $> z_0$ ) へ線型に増加する。また、増幅率 は、受信深度  $z$  が閾値  $z_{th}$  以上である場合、一定値  $z_{th}$  をとる。閾値  $z_{th}$  の値は、観測対象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。なお、図 2 に示す関係は、予め記憶部 3 7 に記憶されている。

#### 【 0 0 3 5 】

さらに、Bモード画像データ生成部 3 1 2 は、R F データに対してバンドパスフィルタ  
40 、包絡線検波を施し、エコー信号の振幅または強度を表すデータを生成する。次に、Bモード画像データ生成部 3 1 2 は、このデータに対数変換など公知の処理を施し、デジタルの音線データを生成する。対数変換では、エコー信号の振幅または強度を表すデータを基準電圧  $V_0$  で除した量の常用対数をとってデシベル値で表現する。この音線データは、超音波パルスの後方散乱の強さを示すエコー信号の振幅または強度のを 1 0 進数で表現した桁に比例する値が、超音波パルスの送受信方向（深度方向）に沿って並んだデータである。

#### 【 0 0 3 6 】

図 3 は、超音波振動子 2 1 の走査領域（以下、単に走査領域ということもある）と音線  
データとを模式的に示す図である。図 3 に示す走査領域 S は扇形をなしている。なお、図  
50

3では、超音波振動子21が、超音波が往復する経路（音線）を直線で、音線データを各音線上に並んだ点で表現している。図3では、後の説明の都合上、各音線に、走査開始（図3右）から順に、1、2、3・・・と番号を付している。そして、1番目の音線を $SR_1$ 、2番目の音線を $SR_2$ 、3番目の音線を $SR_3$ 、・・・、k番目の音線を $SR_k$ と定義する。図3は、超音波振動子21がコンベックス振動子である場合に相当している。また、図3では、音線データの受信深度を $z$ として記載している。超音波振動子21の表面から照射された超音波パルスが受信深度 $z$ にある物体内で後方散乱し、超音波エコーとして超音波振動子21へ戻ってきた場合、その往復距離 $L$ と受信深度 $z$ との間には、 $z = L / 2$ の関係がある。

【0037】

さらに、Bモード画像データ生成部312は、音線データに対してゲイン処理、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。

【0038】

Bモード画像データ生成部312は、生成した音線データに走査範囲を空間的に正しく表現できるよう並べ直す座標変換を施した後、音線データ間の補間処理を施すことによって音線データ間の空隙を埋め、Bモード画像データを生成する。Bモード画像は、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モード画像データ生成部312は、生成したBモード画像データを合成部317へ出力する。Bモード画像データ生成部312は、CPU（Central Processing Unit）等の汎用プロセッサ、またはASIC（Application Specific Integrated Circuit）もしくはFPGA（Field Programmable Gate Array）等の特定の機能を実行する専用の集積回路等を用いて実現される。

【0039】

周波数解析部313は、送受信部311が生成した各音線のRFデータ（ラインデータ）を比較的短い所定の時間間隔で複数に区切り、区切った各部分のRFデータ（以下、「RFデータストリング」と呼ぶ）にFFT処理を施すことにより、音線の各部分における周波数スペクトルを算出する。ここでいう「周波数スペクトル」とは、RFデータストリングにFFT処理を施すことによって得られた「ある受信深度 $z$ （すなわち、或る往復距離 $L$ ）における強度の周波数分布」を意味する。また、ここでいう「強度」とは、エコー信号の電圧振幅、エコー信号の電力のいずれかを指す。

【0040】

本実施の形態1では、強度としてエコー信号の電圧振幅を採用し、周波数解析部313が、電圧振幅の周波数成分 $V(f, L)$ をもとに周波数スペクトルのデータ（以下、スペクトルデータともいう）を生成するものとして説明する。 $f$ は、周波数である。周波数解析部313は、RFデータの振幅（事実上、エコー信号の電圧振幅）の周波数成分 $V(f, L)$ を基準電圧 $V_c$ で除し、常用対数（ $\log$ ）をとってデシベル単位で表現する対数変換処理を施した後、適当な正の定数を乗ずることにより、次式（1）で与えられる観測対象のスペクトルデータ $S(f, L)$ を生成する。

$$S(f, L) = \cdot \log \{ V(f, L) / V_c \} \quad \cdot \cdot \cdot (1)$$

【0041】

以下、周波数解析部313での周波数解析により電圧振幅の周波数成分 $V(f, L)$ を求める方法について説明する。一般に、エコー信号の周波数スペクトルは、観測対象が人体組織等の被検体である場合、超音波が走査された人体組織の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の大きさ、数密度、音響インピーダンス等と相関を有しているためである。ここでいう「人体組織の性状」とは、例えば悪性腫瘍（癌）、良性腫瘍、内分泌腫瘍、粘液性腫瘍、正常組織、嚢胞、脈管など、組織の特徴のことである。

【0042】

図4は、超音波信号の1つの音線 $SR_k$ 上のRFデータにおけるデータ配列を模式的に示す図である。音線 $SR_k$ における白または黒の長方形は、1つのサンプル点におけるデ

10

20

30

40

50

ータを意味している。また、音線  $SR_k$  上の RF データにおいて、右側に位置するデータほど、超音波振動子 21 から音線  $SR_k$  に沿って計った場合の深い箇所からの RF データである（図 4 の矢印を参照）。音線  $SR_k$  上の RF データは、前述の通り、送受信部 311 での A/D 変換処理によりエコー信号からサンプリングされ、離散化された RF データである。図 4 では、番号  $k$  の音線  $SR_k$  上の RF データの 8 番目のデータ位置を受信深度  $z$  の方向の初期値  $Z^{(k)}_0$  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。周波数解析部 313 による算出結果は複素数で得られ、記憶部 37 に格納される。

#### 【0043】

図 4 に示す RF データストリング  $F_j$  ( $j = 1, 2, \dots, K$ ) は、RF データのうち、FFT 処理の対象となる部分、である。一般に、FFT 処理を行うためには、RF データストリングが 2 のべき乗のデータ数を有している必要がある。この意味で、RF データストリング  $F_j$  ( $j = 1, 2, \dots, K-1$ ) はデータ数が  $16 (= 2^4)$  で正常な RF データストリングである一方、RF データストリング  $F_K$  は、データ数が  $12$  であるため異常な RF データストリングである。異常な RF データストリングに対して FFT 処理を行う際には、不足分だけゼロデータを挿入することにより、正常な RF データストリングを生成する処理を行う。この点については、周波数解析部 313 の処理を説明する際に詳述する（図 4 を参照）。この後、周波数解析部 313 は、前述の通り、FFT 処理を実行し、電圧振幅の周波数成分  $V(f, L)$  を算出し、前述の式 (1) に基づいて被検体スペクトルデータ  $S(f, L)$  を算出し、スペクトル補正部 314 へ出力する。

#### 【0044】

スペクトル補正部 314 は、周波数解析部 313 から出力された被検体スペクトルデータ  $S(f, L)$  を補正することによって、正規スペクトルデータ  $S_C(f, L)$  を算出する。以下の説明では、例えば、超音波内視鏡 2 を用いて人体、特に生体 (LB) を撮像した際に得られた被検体スペクトルデータであって、パラメータが周波数  $f$  および受信深度  $z$  である場合の被検体スペクトルデータを  $S(LB; f, z)$  と表記する。同様に、機種  $P$  の超音波内視鏡 ( $P_i$ ) と機種  $B$  の超音波観測装置 ( $B_m$ ) との組み合わせにより、基準片を撮像した際に得られる基準スペクトルデータを  $S(P_i B_m; f, z)$  と表記する。なお、 $i, m$  は自然数であり、同一機種ではあるものの個体番号が異なる個体を表す。下付きの 0 で表記されるものは、その機種の基準個体を表す。

#### 【0045】

スペクトル補正部 314 は、下式 (2) に示すように、生体を撮像して得られる被検体スペクトルデータ  $S(LB; f, z)$  から、基準片を撮像して得られた基準スペクトルデータ  $S(P_i B_m; f, z)$  を減算することによって、正規スペクトルデータ  $S_C(LB; f, z)$  を算出する。

$$S_C(LB; f, z) = S(LB; f, z) - S(P_i B_m; f, z) \quad \dots (2)$$

#### 【0046】

ところで、市場に出回る機種すべての個体について基準スペクトルデータ  $S(P_i B_m; f, z)$  を取得すると、取得に多大な手間を要し、データ量も膨大なものとなる。そこで、本実施の形態 1 では、スペクトル補正部 314 が、下式 (3-1) および下式 (3-2) が成り立つことを利用して、基準スペクトルデータ  $S(P_i B_m; f, z)$  の代わりに、式 (3) もしくは式 (3-2) の右辺を利用する。式 (3-1)、式 (3-2) が成り立つ理由については後述する。式 (3-2) の機種差補正項  $S_{10}$  と個体差補正項  $S_{20}$  の定義も後述する。

$$S(P_i B_m; f, z) = S(P_0 B_0; f, z) - S(P_0 A_0; f, z) + S(P_i A_0; f, z) \quad \dots (3-1)$$

$$S(P_i B_m; f, z) = S(P_0 A_0; f, z) + S_{10} + S_{20} \quad \dots (3-2)$$

ここで、式 (3-1) の第 1 項と第 2 項とが機種差補正項、第 3 項が個体差補正項と考えることができるし、第 1 項が機種差補正項、第 2 項と第 3 項とが個体差補正項と考えることもできる。機種差補正項は機種差補正用の第 1 の基準データに相当し、個体差補正項

10

20

30

40

50

は個体差補正用の第 2 の基準データに相当する。

【 0 0 4 7 】

さて、本実施の形態では、被検体スペクトルデータへの影響の大きさの見地から、超音波観測装置 3 と超音波内視鏡 2 とのそれぞれの機種差と個体差とを論じるべきである。被検体スペクトルデータへ影響する機種差とは設計の相違による差であり、個体差とはばらつきによる差である。

超音波内視鏡 2 に関しては、被検体スペクトルデータへ影響する要因として、超音波振動子 2 1 の感度差やその周波数特性差、超音波内視鏡 2 の挿入部に内蔵するケーブル等配線の周波数特性差等が挙げられる。このうち、感度差、感度の周波数特性差は影響が大きいと考えられる。通常、これらに影響を及ぼす超音波内視鏡 2 内の回路設計や寸法 / 素材等の物理設計は、機種間で等しくする必要がないためそうした努力も払われず、機種間で大きく相違する。そのため、設計の相違が被検体スペクトルデータへ影響することは十分に考えられる。

一方、上記感度や上記周波数特性のばらつきは、処理の単純な B モード画像さえも影響を及ぼしており、影響を抑えることは業界では未だ難問である。被検体スペクトルデータへの影響を抑えることも同様に難問と考えられる。これらを鑑みると、設計の相違とばらつきによる被検体スペクトルデータへの影響は双方とも無視すべきではない。従って、以下、本実施の形態では、超音波内視鏡の機種差と個体差とを無視せずに扱う。

【 0 0 4 8 】

超音波観測装置 3 に関しては、被検体スペクトルデータへ影響する要因として、駆動波形差（駆動波形の違い）や送受信部 3 1 1 内の各種受信回路における増幅の周波数特性差等が挙げられる。このうち、駆動波形差は影響が大きいと考えられる。通常、これらに影響を及ぼす超音波観測装置 3 内の回路設計は、機種間で等しくする必要がないため努力も特段払われず、機種間で大きく相違する。そのため、設計の相違が被検体スペクトルデータへ影響することは十分に考えられる。

一方、上記駆動波形のばらつきや上記周波数特性のばらつきは、出荷検査を徹底している場合、設計の相違より影響が相当小さい。従って、本実施の形態では、特に断りがない限り、超音波観測装置の個体差を無視する。このとき、個体番号を表す全ての  $i$ 、 $m$  について、下式 ( 4 ) が成り立つ。

$$S ( P_i B_m ; f , z ) = S ( P_i B_0 ; f , z ) \cdot \cdot \cdot ( 4 )$$

【 0 0 4 9 】

図 5 は、超音波内視鏡の個体差および超音波観測装置の機種差に起因する被検体スペクトルデータへの影響の差を説明する概念図である。以下、この図 5 と式 ( 3 - 1 ) と式 ( 3 - 2 ) とが成立する理由について説明する。

ここで、超音波観測装置 3 の機種差、機種 A と機種 B との間の機種差について考察する。機種 A の基準個体  $A_0$  と機種 B の基準個体  $B_0$  とにそれぞれ超音波内視鏡 2 の機種 P の基準個体  $P_0$  を接続し、基準片から基準スペクトルデータ  $S ( P_0 A_0 ; f , z )$  と  $S ( P_0 B_0 ; f , z )$  とを得たとする。前述した通り、被検体スペクトルデータへ影響する要因として、駆動波形差や送受信部 3 1 1 内の各種受信回路における増幅の周波数特性差等が挙げられ、超音波観測装置 3 においてはこれらの設計の相違が機種差となって現れる。例えば、機種 A における駆動波形の周波数スペクトルを  $V_{At} ( f )$  とし、増幅の周波数特性を  $A ( f )$  とする。基準スペクトルデータ  $S ( P_0 A_0 ; f , z )$  の基となった電圧振幅の周波数成分  $V ( f , L )$  は  $V_{At} ( f )$  と  $A ( f )$  とを乗算因子に含む。超音波観測装置 3 に関し、基準スペクトルデータ  $S ( P_0 A_0 ; f , z )$  へ影響する他の要因があったとしても、要因の基となった設計値は通常、このように、 $V ( f , L )$  の乗算因子として含まれる。

そして、式 ( 1 ) より、 $S ( P_0 A_0 ; f , z )$  の算出には、 $V ( f , L )$  の常用対数演算を用いるため、これらの因子は全て、 $S ( P_0 A_0 ; f , z )$  を構成する加算の項として含まれる。つまり、 $S ( P_0 A_0 ; f , z )$  は、 $\cdot 1 \log V_{At} ( f ) + \cdot 1 \log A ( f ) + \cdot 1 \log ( \text{他の要因} )$  という加算の項を含む。結局、超音波観測装置 3 に関し、

10

20

30

40

50

基準スペクトルデータ  $S(P_0 A_0; f, z)$  へ影響する要因の基となった設計値は、 $S(P_0 A_0; f, z)$  自身の加算の項として含まれる。

【0050】

同様に、例えば、機種Bにおける駆動波形の周波数スペクトルをそれぞれ  $V_{Bt}(f)$  とし、増幅の周波数特性を  $G_B(f)$  とする。超音波観測装置3に関し、基準スペクトルデータ  $S(P_0 B_0; f, z)$  へ影響する要因の基となった設計値はその加算の項として含まれる。つまり、 $S(P_0 B_0; f, z)$  は、 $\alpha \cdot \log V_{Bt}(f) + \beta \cdot \log G_B(f) + \gamma \cdot \log(\text{他の要因})$  という加算の項を含む。

【0051】

両基準スペクトルデータの差  $S_{10}$  は下式(5-1)で定義される。

$$S_{10} = S(P_0 B_0; f, z) - S(P_0 A_0; f, z) \cdots (5-1)$$

基準片や組み合わせる超音波内視鏡  $P_0$  が共通であることから、式(5-1)の減算の過程で共通な項は相殺され、上記設計の相違が得られる。すなわち、 $S_{10}$  については下式(5-2)が成り立ち、 $S_{10}$  は機種差に相当する。

$$S_{10} = \alpha \cdot \{ \log V_{Bt}(f) - \log V_{At}(f) \} + \beta \cdot \{ \log G_B(f) - \log G_A(f) \} + \gamma \cdot \log \{ \text{他の要因についてのAとBの設計値の差} \} \cdots (5-2)$$

【0052】

このように、基準片や組み合わせる超音波内視鏡  $P_0$  が共通であることから、 $S_{10}$  は超音波観測装置3の機種差に相当する。このことは、組み合わせる共通の超音波内視鏡を  $P_i$  に代えても同様である。両基準スペクトルデータの差  $S_{11}$  は下式(6-1)で定義される。

$$S_{11} = S(P_i B_0; f, z) - S(P_i A_0; f, z) \cdots (6-1)$$

さらに、式(6-1)で定義される基準スペクトルデータの差  $S_{11}$  についても式(5-2)と同様の理由で下式(6-2)が成り立つ。

$$S_{11} = \alpha \cdot \{ \log V_{Bt}(f) - \log V_{At}(f) \} + \beta \cdot \{ \log G_B(f) - \log G_A(f) \} + \gamma \cdot \log \{ \text{他の要因についてのAとBの設計値の差} \} \cdots (6-2)$$

式(5-2)と式(6-2)とは右辺が等しいため下式(6-3)が成り立つ。

$$S_{10} = S_{11} \cdots (6-3)$$

よって、基準スペクトルデータの差  $S_{10}$  と  $S_{11}$  とは互いに等しく、超音波観測装置3の機種差に相当する。

【0053】

上述した式から式(3-1)を導くことができる。まず、式(6-3)に、式(5-1)と式(6-1)とを代入して下式(6-4)を得る。

$$S(P_i B_0; f, z) = S(P_0 B_0; f, z) - S(P_0 A_0; f, z) + S(P_i A_0; f, z) \cdots (6-4)$$

そして、式(4)より、式(6-4)の左辺は  $S(P_i B_m; f, z)$  に等しいため、式(3-1)が得られる。

【0054】

ところで、共通の観測対象を基準片から人体内部の組織に代えても、式(5-2)、式(6-2)、式(6-3)が成り立つことは自明である。つまり、上述した基準片から得る基準スペクトルデータへ影響する機種差と、人体内部の共通な観測対象から得る被検体スペクトルデータへ影響する機種差とは値が等しい。従って、式(3-1)で求めた機種差を基に被検体スペクトルデータを補正することは合理的と言える。

【0055】

次に、超音波内視鏡の個体差、機種Pの個体  $P_0$  と個体  $P_i$  との間の個体差について考察する。機種Pの基準個体となる個体  $P_0$  と、個体  $P_i$  とにそれぞれ超音波観測装置3の機種Aの基準個体  $A_0$  を接続し、基準片から基準スペクトルデータ  $S(P_0 A_0; f, z)$  と  $S(P_i A_0; f, z)$  とを得たとする。前述した通り、被検体スペクトルデータへ影響する

10

20

30

40

50

要因として、超音波振動子 21 の感度差やその周波数特性差、超音波内視鏡 2 の挿入部に内蔵するケーブル等配線の周波数特性差等が挙げられ、超音波内視鏡においてはこれらのばらつきが個体差となって現れる。例えば、個体  $P_0$  における感度の周波数特性を  $G_0(f)$  とし、配線の周波数特性を  $L_0(f)$  とする。基準スペクトルデータ  $S(P_0 A_0; f, z)$  の基となった電圧振幅の周波数成分  $V(f, L)$  は  $G_0(f)$  と  $L_0(f)$  とを乗算因子に含む。超音波内視鏡 2 に関し、基準スペクトルデータ  $S(P_0 A_0; f, z)$  へ影響する他の要因があったとしても、要因の基となった設計値は通常、このように、 $V(f, L)$  の乗算因子として含まれる。

そして、式 (1) より、 $S(P_0 A_0; f, z)$  の算出には、 $V(f, L)$  の常用対数演算を用いるため、これらの因子は全て、 $S(P_0 A_0; f, z)$  を構成する加算の項として含まれる。つまり、 $S(P_0 A_0; f, z)$  は、 $\cdot \log_{10} G_0(f) + \cdot \log_{10} L_0(f) + \cdot \log_{10}$  (他の要因) という加算の項を含む。結局、超音波内視鏡 2 に関し、基準スペクトルデータ  $S(P_0 A_0; f, z)$  へ影響する要因の基となった設計値は、 $S(P_0 A_0; f, z)$  自身の加算の項として含まれる。

#### 【0056】

同様に、例えば、個体  $P_i$  における感度の周波数特性を  $G_i(f)$  とし、配線の周波数特性を  $L_i(f)$  とする。超音波内視鏡 2 に関し、基準スペクトルデータ  $S(P_i A_0; f, z)$  へ影響する要因の基となった設計値はその加算の項として含まれる。つまり、 $S(P_i A_0; f, z)$  は、 $\cdot \log_{10} G_i(f) + \cdot \log_{10} L_i(f) + \cdot \log_{10}$  (他の要因) という加算の項を含む。

#### 【0057】

両基準スペクトルデータの差  $S_{20}$  は下式 (7-1) で定義される。

$$S_{20} = S(P_i A_0; f, z) - S(P_0 A_0; f, z) \cdots (7-1)$$

基準片や組み合わせる超音波観測装置  $A_0$  が共通であることから、式 (7-1) の減算の過程で共通な項は相殺され、上記ばらつきが得られる。すなわち、 $S_{20}$  については下式 (7-2) が成り立ち、 $S_{20}$  は個体差に相当する。

$$S_{20} = \cdot \{ \log_{10} G_i(f) - \log_{10} G_0(f) \} + \cdot \{ \log_{10} L_i(f) - \log_{10} L_0(f) \} + \cdot \log_{10} \{ \text{他の要因についての } P_i \text{ と } P_0 \text{ の設計値の差} \} \cdots (7-2)$$

#### 【0058】

このように、基準片や組み合わせる超音波観測装置  $A_0$  が共通であることから、 $S_{20}$  は超音波内視鏡 2 の個体差に相当した。このことは、組み合わせる共通の超音波観測装置を  $B_0$  に代えても同様である。両基準スペクトルデータの差  $S_{21}$  は下式 (8-1) で定義される。

$$S_{21} = S(P_i B_0; f, z) - S(P_0 B_0; f, z) \cdots (8-1)$$

さらに、式 (8-1) で定義される基準スペクトルデータの差  $S_{21}$  についても式 (7-2) と同様の理由で下式 (8-2) が成り立つ。

$$S_{20} = \cdot \{ \log_{10} G_i(f) - \log_{10} G_0(f) \} + \cdot \{ \log_{10} L_i(f) - \log_{10} L_0(f) \} + \cdot \log_{10} \{ \text{他の要因についての } P_i \text{ と } P_0 \text{ の設計値の差} \} \cdots (8-2)$$

式 (7-2) と式 (8-2) とは右辺が等しいため下式 (8-3) が成り立つ。

$$S_{20} = S_{21} \cdots (8-3)$$

よって、基準スペクトルデータの差  $S_{20}$  と  $S_{21}$  とは互いに等しく、超音波内視鏡 2 の個体差に相当する。

#### 【0059】

上述した式からやはり式 (3-1) を導くことができる。まず、式 (8-3) に、式 (7-1) と式 (8-1) とを代入して下式 (8-4) を得る。

$$S(P_i B_0; f, z) = S(P_0 B_0; f, z) - S(P_0 A_0; f, z) + S(P_i A_0; f, z) \cdots (8-4)$$

そして、式 (4) より、式 (8-4) の左辺は  $S(P_i B_m; f, z)$  に等しいため、や

10

20

30

40

50

はり式(3-1)が得られる。

【0060】

ところで、共通の観測対象を基準片から人体内部の組織に代えても、式(7-2)、式(8-2)、式(8-3)が成り立つことは自明である。つまり、上述した基準片から得る基準スペクトルデータへ影響する機種差と、人体内部の共通な観測対象から得る被検体スペクトルデータへ影響する機種差とは値が等しい。従って、式(3-1)で求めた機種差を基に被検体スペクトルデータを補正することは合理的と言える。

【0061】

さらに、 $A_0$ 、 $B_0$ 、 $P_0$ は基準個体であるから、式(3-1)より、基準個体と非基準個体との組み合わせで得た基準スペクトルデータと、基準個体同士の組み合わせで得た基準スペクトルデータとを用いて機種差を補正可能であることがわかる。そして、その双方の基準スペクトルデータは施設への出荷前に工場等で測定することが可能である。

【0062】

次に式(3-2)が成り立つ理由について説明する。式(3-1)より、

$$\begin{aligned} S(P_i B_m; f, z) &= S(P_0 A_0; f, z) \\ &\quad + S(P_0 B_0; f, z) - S(P_0 A_0; f, z) \\ &\quad + S(P_i A_0; f, z) - S(P_0 A_0; f, z) \\ &= S(P_0 A_0; f, z) + S_{10} + S_{20} \\ &\quad (\quad S_{10} \text{の定義式(5-1)、} \quad S_{20} \text{の定義式(7-1)を代入した。)} \end{aligned}$$

よって、式(3-2)が得られた。

【0063】

さらに、図5の説明をする。図5の平面上で、辺の長さをそれぞれ、基準スペクトルデータの差として定義したと仮定する。このとき、式(5-1)、(6-1)、(6-3)、(7-1)、(8-1)、(8-3)より、4辺の長さはそれぞれ  $P_{10}$ 、 $P_{11}$ 、 $P_{20}$ 、 $P_{21}$ に等しい。さらに、式(6-3)、(8-3)から、向かい合う2辺  $P_{10}$ と  $P_{11}$ 、 $P_{20}$ と  $P_{21}$ は、長さが互いに等しく、長方形の定義に矛盾しない。つまり、基準スペクトルデータの差を長さとして仮定し、図5中に描かれた4点の差を表す矢印を  $P_{10}$ 、 $P_{11}$ 、 $P_{20}$ 、 $P_{21}$ としても概念図の四角形が長方形であることに矛盾せず、仮定は成立すると考えることができる。

【0064】

以上説明したように、式(3-1)もしくは式(3-2)より、工場等において基準個体を用いて取得可能なスペクトルデータ  $S(P_0 A_0; f, z)$  および  $S(P_0 B_0; f, z)$  と、やはり予め出荷前の時点等に工場等において基準機種Aの基準個体の超音波観測装置(ここでは超音波観測装置  $A_0$ )と超音波内視鏡の各個体  $P_i$  とを用いて取得可能なスペクトルデータ  $S(P_i A_0; f, z)$  とから、基準機種とは異なる機種(ここでは機種B)の任意の超音波観測装置の個体(ここでは超音波観測装置  $B_m$ )と任意の超音波内視鏡の個体  $P_i$  との組み合わせによる基準スペクトルデータ  $S(P_i B_m; f, z)$  を求めることができる。

【0065】

図6および図7は、予め取得するスペクトルデータについて説明する図である。機種Pの超音波内視鏡( $P_1$ 、 $P_2$ 、 $\dots$ 、 $P_N$ )が、機種A、B、Cの超音波観測装置に接続される場合、工場等において、機種Pの基準個体である超音波内視鏡  $P_0$  と、機種A、B、Cの基準個体である超音波観測装置  $A_0$ 、 $B_0$ 、 $C_0$  とを用いて、基準片からのエコー信号に基づくスペクトルデータ  $S(P_0 A_0; f, z)$ 、 $S(P_0 B_0; f, z)$ 、 $S(P_0 C_0; f, z)$  を予め取得しておく(図6参照)。これにより、機種差を補正するための機種差補正用スペクトルデータが取得される。

【0066】

加えて、機種Pの各個体(超音波内視鏡  $P_1$ 、 $P_2$ 、 $\dots$ 、 $P_N$ )と、基準機種Aの基準個体である超音波観測装置  $A_0$  とを用いて、基準片からのエコー信号に基づくスペクトルデータ  $S(P_1 A_0; f, z)$ 、 $S(P_2 A_0; f, z)$ 、 $\dots$ 、 $S(P_N A_0; f, z)$

を予め取得しておく（図7参照）。これにより、個体差を補正するための個体差補正用スペクトルデータが取得される。

【0067】

機種差補正用スペクトルデータおよび個体差補正用スペクトルデータの取得に用いる基準片は、材質、質量密度、音速、音響インピーダンスが既知である媒体に、材質、質量密度、音速、音響インピーダンス、直径、数密度がやはり既知である散乱体を一様に混入させた共通のファントムを用いることができる。基準片として、アクリル板を用いてもよい。基準片としてファントムを用いる場合は、後方散乱によるエコーに基づいてスペクトルデータを生成する。基準片としてアクリル板を用いる場合は、全反射（透過波が0%、後方散乱が100%であること）によるエコーに基づいてスペクトルデータを生成する。

10

【0068】

取得された機種差補正用スペクトルデータおよび個体差補正用スペクトルデータは、各種記憶媒体（記憶部37や、後述する院内サーバー101、工場サーバー102、光学ドライブ103、USB（Universal Serial Bus）メモリ104など）に記憶される。

【0069】

スペクトル補正部314は、予め生成されている機種差補正用スペクトルデータおよび個体差補正用スペクトルデータを用いて、式(3-1)もしくは式(3-2)に基づき基準スペクトルデータ $S(P_i B_m; f, z)$ を算出し、さらに、被検体スペクトルデータ $S(L B; f, z)$ からこの基準スペクトルデータ $S(P_i B_m; f, z)$ を減算することによって、正規スペクトルデータ $S_C(f, L)$ を算出する。

20

【0070】

図8は、スペクトル補正部314により算出された正規スペクトルデータの例を示す図である。図8では、横軸が周波数 $f$ である。また、図8では、縦軸をとし、式(1)で与えられる正規スペクトルデータ $S_C(f, L)$ を用いた関数 $= S_C(f, L)$ を描いている。図8に示す直線 $L_{10}$ については後述する。なお、本実施の形態において、曲線および直線は、離散的な点の集合からなる。

【0071】

図8に示すスペクトルデータ $C_1$ において、以後の演算に使用する周波数帯域の下限周波数 $f_L$ および上限周波数 $f_H$ は、超音波振動子21の周波数帯域、送受信部311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パラメータである。以下、図8において、下限周波数 $f_L$ および上限周波数 $f_H$ によって定まる周波数帯域を「周波数帯域U」という。

30

【0072】

正規特徴量算出部315は、スペクトル補正部314から出力された複数の正規スペクトルデータを直線で近似することによって正規スペクトルデータの特徴量（以下、補正前特徴量という）を算出し、補正前特徴量に対して周波数に依存した減衰を補正することによって特徴量を算出する。

【0073】

正規特徴量算出部315は、所定周波数帯域におけるスペクトルデータの単回帰分析を行ってスペクトルデータを一次式（回帰直線）で近似することにより、この近似した一次式を特徴付ける補正前特徴量を算出する。単回帰分析とは、独立変数が1種類の場合の回帰分析である。本実施の形態での単回帰分析の独立変数は周波数 $f$ にあたる。例えば、スペクトルデータが図8に示すスペクトルデータ $C_1$ の状態である場合、正規特徴量算出部315は、周波数帯域Uで単回帰分析を行いスペクトルデータ $C_1$ の回帰直線 $L_{10}$ を得る。次に、正規特徴量算出部315は、回帰直線 $L_{10}$ の傾き $a_0$ 、切片 $b_0$ 、および周波数帯域Uの中心周波数（すなわち、「ミッドバンド」） $f_M = (f_L + f_H) / 2$ の回帰直線上の値であるミッドバンドフィット（Mid-band fit） $c_0 = a_0 f_M + b_0$ を補正前特徴量として算出する。このように回帰直線 $L_{10}$ を特徴付ける一次式のパラメータ（傾き $a_0$ 、切片 $b_0$ 、ミッドバンドフィット $c_0$ ）でスペクトルデータ $C_1$ を表現することで、スペクトルデータ $C_1$ を一次式に近似したことになる。

40

50

【 0 0 7 4 】

3つの補正前特徴量のうち、傾き  $a_0$ 、切片  $b_0$ は、超音波を散乱する散乱体の大きさ、散乱体の散乱強度、散乱体の数密度（濃度）等と相関を有していると考えられる。ミッドバンドフィット  $c_0$ は、有効な周波数帯域内の中心におけるスペクトルの強度を与える。このため、ミッドバンドフィット  $c_0$ は、散乱体の大きさ、散乱体の散乱強度、散乱体の数密度に加えて、Bモード画像の輝度とある程度の相関を有していると考えられる。なお、正規特徴量算出部 3 1 5 は、回帰分析によって二次以上の多項式でスペクトルデータを近似するようにしてもよい。

【 0 0 7 5 】

次に、正規特徴量算出部 3 1 5 が行う補正について説明する。一般に、超音波の振幅は伝播距離に対して指数的に減衰する。従って、振幅を常用対数に対数変換し、デシベル表現にした場合、振幅は往復距離  $L$  に対して線形に減衰し、往復距離が  $L$  になるような受信深度  $z$  ( $= L / 2$ ) に対しても線形に減衰する。よって、この振幅のデシベル表現下において、超音波が受信深度 0 と受信深度  $z$  との間を往復する間に生じる減衰量  $A(f, z)$  は、超音波が往復する前後の振幅の線形の変化（デシベル表現での差）として表現できる。この振幅の減衰量  $A(f, z)$  は、観測対象が生体である場合には周波数に依存し、高周波では減衰が大きく、低周波では減衰が小さいことが知られている。特に、一様な組織内では周波数に比例することが経験的に知られており、以下の式（9）で表現される。

$$A(f, z) = 2 \alpha z f \dots (9)$$

ここで、比例定数  $\alpha$  は減衰率と呼ばれる量である。また、 $z$  は超音波の受信深度であり、 $f$  は周波数である。減衰率  $\alpha$  の具体的な値は、観測対象が生体である場合、生体の部位や組織に応じて定まる。正常肝では概ね、 $0.55 \text{ dB} / \text{cm} / \text{MHz}$  である。なお、本実施の形態 1 において、減衰率  $\alpha$  の値は記憶部 3 7 に予め記憶されており、正規特徴量算出部 3 1 5 は適宜、記憶部 3 7 から減衰率  $\alpha$  の値を読み出して用いる。超音波観測装置 3 が、超音波内視鏡 2 による超音波の送信の前に、予め、観測対象の部位名や組織名の入力を術者から受けた場合には、正規特徴量算出部 3 1 5 は、部位名や組織名に対応した減衰率  $\alpha$  の適当な値を読み出し、以下の減衰補正に用いる。さらに、超音波観測装置 3 が、減衰率  $\alpha$  の値を術者から直接受けた場合には、正規特徴量算出部 3 1 5 は、その値を以下の減衰補正に用いる。超音波観測装置 3 が、一切の入力を術者から受けなかった場合には、正規特徴量算出部 3 1 5 は、上記  $0.55 \text{ dB} / \text{cm} / \text{MHz}$  を以下の減衰補正に用いる。

【 0 0 7 6 】

正規特徴量算出部 3 1 5 は、抽出した補正前特徴量（傾き  $a_0$ 、切片  $b_0$ 、ミッドバンドフィット  $c_0$ ）に対し、以下に示す式（10）～（12）にしたがって減衰補正を行うことにより、補正後特徴量  $a$ 、 $b$ 、 $c$ （以下、正規特徴量と呼ぶ）を算出する。

$$a = a_0 + 2 \alpha z \dots (10)$$

$$b = b_0 \dots (11)$$

$$c = c_0 + A(f_M, z) = c_0 + 2 \alpha z f_M (= a f_M + b) \dots (12)$$

式（10）、（12）からも明らかなように、正規特徴量算出部 3 1 5 は、超音波の受信深度  $z$  が大きいほど、正規補正量が大きい補正を行う。また、式（11）によれば、切片に関する補正は恒等変換である。これは、切片が周波数 0（Hz）に対応する周波数成分であって減衰の影響を受けないためである。

【 0 0 7 7 】

図 9 は、正規特徴量算出部 3 1 5 が算出した正規特徴量  $a$ 、 $b$ 、 $c$  をパラメータとして有する直線を示す図である。図 9 の縦軸を  $y$  とすると、直線  $L_1$  の式は、

$$y = a f + b = (a_0 + 2 \alpha z) f + b_0 \dots (13)$$

で表される。この式（13）からも明らかなように、直線  $L_1$  は、減衰補正前の直線  $L_{10}$  と比較して、傾きが大きく（ $a > a_0$ ）、かつ切片が同じ（ $b = b_0$ ）である。この後、正規特徴量算出部 3 1 5 は、これら減衰補正された正規特徴量  $a$ 、 $b$ 、 $c$  を特徴量画像データ生成部 3 1 6 へ出力する。

【 0 0 7 8 】

10

20

30

40

50

図 1 に戻り、特徴量画像データ生成部 3 1 6 は、正規特徴量算出部 3 1 5 が算出した正規特徴量に関連する視覚情報を B モード画像データにおける画像の各画素に対応して割り当てた特徴量画像データを生成する。特徴量画像データ生成部 3 1 6 は、例えば図 4 に示す 1 つの RF データストリング  $F_j$  ( $j = 1, 2, \dots, K$ ) のデータ量に対応する画素領域に対し、その RF データストリング  $F_j$  から算出される周波数スペクトルの正規特徴量に関連する視覚情報を割り当てる。特徴量に関連する視覚情報としては、例えば色相、彩度、明度、輝度値、R (赤)、G (緑)、B (青) などの所定の表色系を構成する色空間の変数を挙げることができる。

【 0 0 7 9 】

合成部 3 1 7 は、B モード画像データ生成部 3 1 2 が生成した B モード画像データと、特徴量画像データ生成部 3 1 6 が生成した特徴量画像データとを合成して、特徴量に関連する視覚情報を B モード画像データにおける画像の各画素に対して重畳した合成画像データを生成する。

【 0 0 8 0 】

ここで、周波数解析部 3 1 3、スペクトル補正部 3 1 4、正規特徴量算出部 3 1 5、特徴量画像データ生成部 3 1 6、合成部 3 1 7 は、解析範囲を、図 3 に示す走査領域 S のうち、特定の深度幅および音線幅などで区切られる関心領域 (Region of Interest: ROI) に限定して、上記の各処理を行っても良い。関心領域を必要な領域に限定すれば、演算量を減らすことができ、表示するための速度を向上することができる。以下、本実施の形態では関心領域を限定した場合について説明する。

【 0 0 8 1 】

以下、超音波観測装置 3 のうち、画像生成部 3 1 以外の各部と各種入出力機器やサーバーの作用を説明する。

【 0 0 8 2 】

キーボード 1 0 5 は、各種の情報を入力可能な複数のボタンを用いて構成され、術者からの入力を受け付ける。また、キーボード 1 0 5 には、表示画面を備えたタッチパネル 1 0 5 a が設けられている。タッチパネル 1 0 5 a は、例えば術者の指の接触位置に応じた入力を受け付ける。その後、キーボード 1 0 5 は、タッチパネル 1 0 5 a 上で表示画面に表示される操作アイコンに従って術者がタッチ (接触) した位置 (座標) や、入力があったボタンを識別するボタン番号等を含む操作信号をキーボード入力受付部 3 6 へ出力する。なお、タッチパネル 1 0 5 a は、超音波画像や各種情報を表示することで、グラフィカルユーザインターフェース (GUI) として機能する。タッチパネルとしては、抵抗膜方式、静電容量方式および光学方式等があり、いずれの方式のタッチパネルであっても適用可能である。

【 0 0 8 3 】

キーボード入力受付部 3 6 は、キーボード 1 0 5 からの操作信号に応じて、何のキー、何のメニューが選択入力されたのかの情報を含む選択信号を生成し、外部通信制御部 3 3 へ出力する。

【 0 0 8 4 】

外部通信制御部 3 3 は、キーボード入力受付部 3 6 からの選択信号の内容に応じて、必要な場合には、超音波内視鏡 2 と超音波観測装置 3 の機種や個体を対応付けた組合せ型番データを生成し、書込読出部 3 2 に出力する。具体的には、この組合せ型番データは機種名と個体番号 (一般にシリアル番号と呼ばれる) とを対応づけたデータである。また、別の必要な場合には、この選択信号自身を書込読出部 3 2 に出力する。この「必要な場合」については後述する。

【 0 0 8 5 】

また、外部通信制御部 3 3 は、書込読出部 3 2 からの読み出し指示に基づいて、基準スペクトルデータを取得する際に接続する通信部を、ネットワーク通信部 3 4 およびデバイス通信部 3 5 から選択し、選択した通信部に組合せ型番データと読み出し指示とを出力して、基準スペクトルデータを読み出させる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 6 】

書込読出部 3 2 は、外部通信制御部 3 3 からの選択信号の内容に応じ、必要な場合には、記憶部 3 7 から選択信号の内容に適した基準スペクトルデータ（上述した機種差補正用スペクトルデータおよび個体差補正用スペクトルデータを含む）を読み出す読出し処理を行う。このとき、書込読出部 3 2 は、該当する基準スペクトルデータが記憶部 3 7 に記憶されていない場合に、外部通信制御部 3 3 へ当該基準スペクトルデータを読み出すよう読出し指示を出力する。読み出し指示を出力した後の外部通信制御部 3 3 の作用については上述の通りである。

## 【 0 0 8 7 】

ネットワーク通信部 3 4 は、上述した通信ネットワークを介して、例えば病院内にある院内サーバー 1 0 1 に組合せ型番データを送信し、該組合せ型番データに対応する基準スペクトルデータを取得する。ネットワーク通信部 3 4 は、院内サーバー 1 0 1 からインターネットを介して工場サーバー 1 0 2 から基準スペクトルデータを取得する場合もある。

10

## 【 0 0 8 8 】

デバイス通信部 3 5 は、例えば、光学ドライブ 1 0 3 や U S B メモリ 1 0 4 等の、超音波観測装置 3 に接続されるデバイスと通信することによって、組合せ型番データに対応する基準スペクトルデータを取得する。光学ドライブ 1 0 3 は、例えば C D ドライブや、D V D ドライブなどにより実現される。

## 【 0 0 8 9 】

記憶部 3 7 は、基準スペクトルデータや、正規特徴量算出部 3 1 5 が周波数スペクトルごとに算出した複数の特徴量、B モード画像データ生成部 3 1 2、特徴量画像データ生成部 3 1 6 および合成部 3 1 7 が生成した画像データ、各処理の演算パラメータやデータ等を記憶するメモリ 3 7 1 a および H D D (Hard Disk Drive) 3 7 1 b を設けている。

20

## 【 0 0 9 0 】

さらに、H D D 3 7 1 b は、上記以外にも、例えば増幅処理に必要な情報（図 2 に示す増幅率と受信深度との関係）、対数変換処理に必要な情報（式（1）参照、例えば、 $V_c$  の値）、周波数解析処理に必要な窓関数（Hamming、Hanning、Blackman等）の情報等を記憶する。

## 【 0 0 9 1 】

また、記憶部 3 7 は、追加のメモリとして、超音波観測装置 3 の作動方法を実行するための作動プログラムを予めインストールした図示しない R O M (Read Only Memory) を設けている。作動プログラムは、携帯型ハードディスク、フラッシュメモリ、C D - R O M、D V D - R O M、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。なお、上述した各種プログラムは、通信ネットワークを介してダウンロードすることによって取得することも可能である。ここでいう通信ネットワークは、例えば既存の公衆回線網、L A N、W A N などによって実現されるものであり、有線、無線を問わない。

30

## 【 0 0 9 2 】

制御部 3 8 は、演算および制御機能を有する C P U 等の汎用プロセッサ、または A S I C もしくは F P G A 等の専用の集積回路等を用いて実現される。制御部 3 8 は、記憶部 3 7 が記憶、格納する作動プログラム等の情報や各処理の演算パラメータやデータ等を記憶部 3 7 から書込読出部 3 2 経由で読み出し、超音波観測装置 3 の作動方法に関連した各種演算処理を実行することによって超音波観測装置 3 を統括して制御する。なお、制御部 3 8 を画像生成部 3 1 などと共通の汎用プロセッサまたは専用の集積回路等を用いて構成することも可能である。

40

## 【 0 0 9 3 】

図 1 0 は、以上の構成を有する超音波観測装置 3 が行う処理の概要を示すフローチャートである。ここでは、術者が属している病院等の施設が既に機種 P の超音波内視鏡 2（個体  $P_1$  および  $P_2$ ）と、機種 A の超音波観測装置 3 を保有しており、かつ、新規に機種 B の観測装置 3 を購入した場合を想定して説明する。概要は、術者の操作により、必要な基準

50

スペクトルデータを指定し、ダウンロードし、その基準スペクトルデータを用いて被検体スペクトルデータを正規スペクトルデータへ補正するという場合に必要作用である。

【0094】

ステップS1において、まず、外部通信制御部33は、キーボード入力受付部36から基準スペクトルデータを取得するための選択モードに入るための選択信号の入力があるか否かを判断する。選択モードとは、後述の超音波観測装置の機種と個体を指定するためのユーザーインターフェースのモードであり、選択モードでは図11で説明する機種選択画面、図12で説明する個体選択画面を表示させる。超音波観測装置3は、外部通信制御部33へ選択モードを起動するための選択信号の入力があれば(ステップS1: Yes)、ステップS2に移行する。これに対し、超音波観測装置3は、外部通信制御部33へ選択モードを起動するための選択信号の入力がなければ(ステップS1: No)、選択信号の確認を繰り返す。

10

【0095】

ステップS2において、外部通信制御部33は、書込読出部32へ機種リストや接続可否情報の読み出し指示を出力する。書込読出部32は、記憶部37を検索してその内部に記憶されている超音波観測装置3の機種リスト、超音波内視鏡2の機種リストおよび各機種間の接続可否情報を読み出し、外部通信制御部33へ出力する。外部通信制御部33は、各機種リストと接続可否情報とを基に超音波内視鏡2および超音波観測装置3の機種選択画面を生成し、キーボード入力受付部36を経由してキーボード105のタッチパネル105aに表示させる。こうして選択モードが起動する。この機種リストは、必要に応じ、ネットワーク通信部34、院内サーバー101、工場サーバー102からダウンロードし、販売中の最新の機種リストに更新できる。

20

【0096】

図11は、この超音波内視鏡2および超音波観測装置3の機種選択画面について説明する図である。図11に示すように、機種選択画面には、超音波観測装置3の機種と、超音波内視鏡2の機種とが表示される。図11では、説明のため、機種選択画面には、機種がA、B、P、Q、Rで表現されているが、実際には機種名が表示される。また、この機種選択画面には、接続可否情報から接続できない機種間の組合せが「接続不可」という文字で表示される。術者は、施設において設置されている機種と、使用する組合せに応じて、該当する組合せに応じたマスにタッチする(例えば図11中のハッチングでしめす箇所)。このとき、複数のマスをタッチすることで複数選択が可能である。キーボード105は、タッチパネル105a上の接触位置に対応する座標情報を操作信号としてキーボード入力受付部36へ出力する。キーボード入力受付部36は、選択されたマスに相当する超音波観測装置の機種と超音波内視鏡の機種の組合せを特定し、その情報を選択信号として外部通信制御部33に出力する。これにより、外部通信制御部33には、超音波内視鏡2の機種と、超音波観測装置3の機種とに関する情報が入力される。術者が機種選択が終了した旨のメニューをタッチしたら、超音波観測装置3は、ステップS3へ移行する。例えば、術者が図11中のハッチングで示した1箇所をタッチして終了した場合には、超音波内視鏡の機種Pと超音波観測装置の機種Bとが選択されたことになる。

30

【0097】

ステップS3において、書込読出部32は、記憶部37を検索し、その内部に記憶されている基準スペクトルデータのリスト(以下、単に「基準スペクトルデータリスト」と呼ぶ)を生成して、外部通信制御部33へ出力する。基準スペクトルデータリストには、各基準スペクトルデータのファイル名に、その基となった超音波内視鏡2および超音波観測装置3の機種名および個体番号が関連づけられている。外部通信制御部33は、基準スペクトルデータリストを基に超音波内視鏡2の個体選択画面を生成し、キーボード入力受付部36を経由してキーボード105のタッチパネル105aに表示させる。

40

【0098】

図12は、この超音波内視鏡2の個体選択画面について説明する図である。図12に示すように、個体選択画面には、超音波観測装置3の機種と、超音波内視鏡2の個体とが表

50

示される。図 1 2 では、説明のため、個体選択画面には、機種が A、B で、個体が  $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$  で表現されているが、実際には機種には機種名が、個体には個体番号が表示される。図 1 2 には、術者が図 1 1 中のハッチングで示した 1 箇所をタッチして機種選択を終了した例の個体選択画面が示されており、超音波内視鏡の機種 P の個体  $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$  と超音波観測装置の機種 B とが表示される。また、この個体選択画面には、基準スペクトルデータリストから既に記憶済みである基準スペクトルデータの組合せが「既存」という文字で表示される。術者は、施設に備わっている超音波内視鏡の個体番号と、接続する超音波観測装置 3 の機種との組合せに応じて、該当する組合せに応じたマスにタッチする（例えば図 1 2 中のハッチングで示す箇所）。このとき、複数のマスをタッチすることで複数選択が可能である。キーボード 1 0 5 は、タッチパネル 1 0 5 a 上の接触位置に対応する座標情報を操作信号としてキーボード入力受付部 3 6 へ出力する。キーボード入力受付部 3 6 は、選択されたマスに相当する超音波観測装置の機種と超音波内視鏡の機種および個体の組合せを特定し、その情報を選択信号として外部通信制御部 3 3 に出力する。これにより、外部通信制御部 3 3 には、超音波内視鏡 2 の同一機種における個体と、超音波観測装置 3 の機種とに関する情報が入力される。術者が超音波内視鏡の個体選択が終了した旨のメニューをタッチしたら、超音波観測装置 3 は、ステップ 4 へ移行する。例えば、術者が図 1 2 中のハッチングで示した 2 箇所をタッチして終了した場合には、超音波内視鏡の機種 P の個体  $P_1$ 、 $P_2$  と超音波観測装置の機種 B とが選択されたことになる。選択モードはここで終了する。

10

【 0 0 9 9 】

20

外部通信制御部 3 3 は、個体選択画面で機種および個体に関する情報が入力されると、超音波内視鏡 2 の機種と超音波観測装置 3 の機種に関する情報、および、超音波内視鏡 2 の個体と超音波観測装置 3 の機種に関する情報を含む組合せ型番データを生成し、書込読出部 3 2 に出力する。

【 0 1 0 0 】

ステップ S 4 において、書込読出部 3 2 は、組合せ型番データを取得し、記憶部 3 7 から基準スペクトルデータを取得するか、ネットワーク通信部 3 4 および / またはデバイス通信部 3 5 に、選択された機種、個体に関する基準スペクトルデータを取得させる制御を行うことによって基準スペクトルデータを読み出し、スペクトル補正部 3 1 4 に入力する。書込読出部 3 2 は、記憶部 3 7 に該当する基準スペクトルデータが記憶されていない場合、外部通信制御部 3 3 を介してネットワーク通信部 3 4 および / またはデバイス通信部 3 5 のいずれかから基準スペクトルデータを読み出させる。ここで取得するスペクトルデータとしては、予め算出されている基準スペクトルデータ  $S(P_i B_0; f, z)$ 、または、例えば、基準スペクトルデータを算出するためのスペクトルデータ  $S(P_0 A_0; f, z)$  および  $S(P_0 B_0; f, z)$ 、ならびに超音波観測装置の基準機種 A の基準個体  $A_0$  を用いたスペクトルデータ  $S(P_i A_0; f, z)$  である。以下、基準スペクトルデータを算出するためのスペクトルデータ  $S(P_0 A_0; f, z)$  および  $S(P_0 B_0; f, z)$ 、ならびに超音波観測装置の基準機種 A の基準個体  $A_0$  を用いたスペクトルデータ  $S(P_i A_0; f, z)$  を取得したものと説明する。

30

【 0 1 0 1 】

40

ステップ S 1 ~ S 4 は、超音波観測装置 3 を初めて立ち上げた際、または、キーボード 1 0 5 等を介して機種および個体を指定する選択モードが起動された場合に実行される。超音波観測装置 3 の二回目以降の立ち上げ時や、選択モードが起動されない場合、超音波観測装置 3 は、以降のステップ S 5 ~ ステップ S 1 4 の処理を実行する。

【 0 1 0 2 】

ステップ S 5 において、施設において人体内部の組織等、被検体に対する観測が始まる。超音波振動子 2 1 は被検体を走査し、被検体から受信したエコーを電気的なエコー信号へ変換する。送受信部 3 1 1 は、エコー信号を超音波内視鏡 2 を経由して受信する。送受信部 3 1 1 は、そのエコー信号の増幅を行う。次に、送受信部 3 1 1 は、適当なサンプリング周波数（例えば 5 0 M H z）で増幅されたエコー信号をサンプリングして離散化して

50

RFデータを生成し、Bモード画像データ生成部312および周波数解析部313へ出力する。

【0103】

ステップS6において、Bモード画像データ生成部312は、例えば図2に示す増幅率と受信深度との関係に基づいてRFデータの増幅(STC補正)を行う。Bモード画像データ生成部312は、送受信部311から出力されたRFデータを用いてBモード画像データを生成し、合成部317へ出力する。

【0104】

ステップS7において、合成部317はBモード画像データには処理を施さず、そのまま、表示装置4へ出力する。Bモード画像データを受信した表示装置4は、そのBモード画像データに対応するBモード画像を表示する。

10

【0105】

ステップS8において、制御部38は、術者からキーボード105の図示しないボタンもしくはメニューを介して、特徴量画像の「表示」もしくは「非表示」のどちらが予め選択されているのか確認する。制御部38は、「表示」の選択を確認した場合には画像生成部31を構成する各部へ特徴量画像作成開始命令を出力する(ステップS8:Yes)。一方、「非表示」の選択を確認した場合は、特徴量画像作成開始命令を出さない(ステップS8:No)。

【0106】

画像処理部31は、特徴量画像作成開始命令を受信すると、後述のステップS9以降の処理を実行する。なお、特徴量画像作成開始命令の有無に関わらず、超音波観測装置3の送受信部311およびBモード画像データ生成部312は上記ステップS5からS7までの処理を繰り返す。そのため、術者がキーボード105を介して特徴量画像の『非表示』を指示している間は、Bモード画像が超音波振動子21による被検体の走査のたびに繰り返し表示装置4に表示される。

20

【0107】

ステップS9において、画像処理部31の各部が特徴量画像作成開始命令を受信した場合、まず、周波数解析部313は、各音線のRFデータ(ラインデータ)を比較的短い所定の時間間隔で複数に区切り、区切った各部分のRFデータにFFT演算による周波数解析を行う。そして、ことによって全てのRFデータストリングに対するスペクトルデータを算出する(周波数解析ステップ)。

30

【0108】

図13は、ステップS9において周波数解析部313が実行する処理の概要を示すフローチャートである。以下、図13に示すフローチャートを参照して、周波数解析処理を詳細に説明する。

【0109】

ステップS21において、周波数解析部313は、解析対象の音線を識別するカウンタ $k$ を $k_0$ とする。この初期値 $k_0$ は、図3中、解析範囲の最右の音線の番号である。

【0110】

ステップS22において、周波数解析部313は、FFT演算用に取得する一連のRFデータストリング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( )。例えば、図4では、上述したように、音線 $SR_k$ の8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。この初期値 $Z^{(k)}_0$ は、音線 $SR_k$ 上での解析範囲の最浅の受信深度である。

40

【0111】

その後、周波数解析部313は、RFデータストリングを取得し(ステップS23)、取得したRFデータストリングに対し、記憶部37が記憶する窓関数を作用させる(ステップS24)。このようにRFデータストリングに対して窓関数を作用させることにより、RFデータストリング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。

50

## 【 0 1 1 2 】

続いて、周波数解析部 3 1 3 は、データ位置  $Z^{(k)}$  の R F データストリングが正常な R F データストリングであるか否かを判定する (ステップ S 2 5)。図 4 を参照した際に説明したように、R F データストリングは、2 のべき乗のデータ数を有している必要がある。以下、正常な R F データストリングのデータ数を  $2^n$  ( $n$  は正の整数) とする。本実施の形態では、データ位置  $Z^{(k)}$  が、できるだけ  $Z^{(k)}$  が属する R F データストリングの中心になるよう設定される。具体的には、R F データストリングのデータ数は  $2^n$  であるので、 $Z^{(k)}$  はその R F データストリングの中心に近い  $2^n / 2 (= 2^{n-1})$  番目の位置に設定される。この場合、R F データストリングが正常であるとは、データ位置  $Z^{(k)}$  より浅い側に  $2^{n-1} - 1 (= N$  とする) 個のデータがあり、データ位置  $Z^{(k)}$  より深い側に  $2^{n-1} (= M$  とする) 個のデータがあることを意味する。図 4 に示す場合、R F データストリング  $F_1$ 、 $F_2$ 、 $F_3$ 、 $\dots$ 、 $F_{K-1}$  はともに正常である。なお、図 4 では  $n = 4$  ( $N = 7$ 、 $M = 8$ ) の場合を例示している。

10

## 【 0 1 1 3 】

ステップ S 2 5 における判定の結果、データ位置  $Z^{(k)}$  の R F データストリングが正常である場合 (ステップ S 2 5 : Y e s)、周波数解析部 3 1 3 は、後述するステップ S 2 7 へ移行する。

## 【 0 1 1 4 】

ステップ S 2 5 における判定の結果、データ位置  $Z^{(k)}$  の R F データストリングが正常でない場合 (ステップ S 2 5 : N o)、周波数解析部 3 1 3 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 R F データストリングを生成する (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 R F データストリング (例えば図 5 の R F データストリング  $F_K$ ) 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、R F データストリング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、周波数解析部 3 1 3 は、後述するステップ S 2 7 へ移行する。

20

## 【 0 1 1 5 】

ステップ S 2 7 において、周波数解析部 3 1 3 は、R F データストリングに F F T 演算を施すことにより、エコー信号の電圧振幅の周波数分布に相当する  $V(f, L)$  を算出する。その後、周波数解析部 3 1 3 は、 $V(f, L)$  に対数変換処理を施して、スペクトルデータ  $S(f, L)$  を得る (ステップ S 2 7)。

30

## 【 0 1 1 6 】

ステップ S 2 8 において、周波数解析部 3 1 3 は、データ位置  $Z^{(k)}$  をステップ幅  $D$  で変化させる。ステップ幅  $D$  について、キーボード 1 0 5 を経由した術者の入力値を記憶部 3 7 が予め記憶しているものとする。図 4 では、 $D = 1 5$  の場合を例示している。

## 【 0 1 1 7 】

その後、周波数解析部 3 1 3 は、データ位置  $Z^{(k)}$  が音線  $S R_k$  における最大値  $Z^{(k)}_{max}$  より大きいかが否かを判定する (ステップ S 2 9)。この最大値  $Z^{(k)}_{max}$  は、音線  $S R_k$  上での解析範囲の最深の受信深度である。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 S 2 9 : Y e s)、周波数解析部 3 1 3 はカウンタ  $k$  を 1 増加させる (ステップ S 3 0)。これは、処理をとなりの音線へ移すことを意味する。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 S 2 9 : N o)、周波数解析部 3 1 3 はステップ S 2 3 へ戻る。

40

## 【 0 1 1 8 】

ステップ S 3 0 の後、周波数解析部 3 1 3 は、カウンタ  $k$  が最大値  $k_{max}$  より大きいかが否かを判定する (ステップ S 3 1)。カウンタ  $k$  が  $k_{max}$  より大きい場合 (ステップ S 3 1 : Y e s)、周波数解析部 3 1 3 は一連の周波数解析処理を終了する。一方、カウンタ  $k$  が  $k_{max}$  以下である場合 (ステップ S 3 1 : N o)、周波数解析部 3 1 3 はステップ S 2 2 に戻る。この最大値  $k_{max}$  は、図 3 中、解析範囲の最左の音線の番号である。

## 【 0 1 1 9 】

このようにして、周波数解析部 3 1 3 は、解析対象領域内の  $(k_{max} - k_0 + 1)$  本の音

50

線の各々について深度別に複数回のFFT演算を行う。FFT演算の結果は、受信深度および受信方向とともに記憶部37に格納される。

#### 【0120】

なお、これら4種の値 $k_0$ 、 $k_{max}$ 、 $Z^{(k)}_0$ 、 $Z^{(k)}_{max}$ については、図3の全走査範囲を含むようなデフォルト値が記憶部37にあらかじめ記憶されており、周波数解析部313は適宜これらの値を読み取って、図13の処理を行う。デフォルト値を読み取った場合、周波数解析部313は全走査範囲に対して周波数解析処理を行う。しかし、この4種の値 $k_0$ 、 $k_{max}$ 、 $Z^{(k)}_0$ 、 $Z^{(k)}_{max}$ は、キーボード105を通じた術者による関心領域の指示入力によって変更可能である。変更されていた場合、周波数解析部313は指示入力された関心領域においてのみ周波数解析処理を行う。

10

#### 【0121】

ステップS10において、以上説明したステップS7の周波数解析処理に続いて、スペクトル補正部314は、周波数解析部313が算出した複数のスペクトルデータの補正を行う。スペクトル補正部314は、ステップS2において取得された基準スペクトルデータと、ステップS7で算出された被検体スペクトルデータとを用いて、式(2)、(3-1)、(3-2)より正規スペクトルデータを生成する。例えば、スペクトル補正部314は、まず、スペクトルデータ $S(P_0A_0; f, z)$ および $S(P_0B_0; f, z)$ と、超音波観測装置の基準機種Aの基準個体 $A_0$ を用いたスペクトルデータ $S(P_iA_0; f, z)$ とから、式(3-1)もしくは式(3-2)により基準スペクトルデータ $S(P_iB_0; f, z)$ を求める。その後、スペクトル補正部314は、式(2)より、被検体スペクトルデータ $S(LB; f, z)$ から基準スペクトルデータ $S(P_iB_m; f, z)$ を減算することによって、正規スペクトルデータ $S_c(LB; f, L)$ を算出する。なお、基準スペクトルデータ $S(P_iB_0; f, z)$ は、ステップS2においてスペクトルデータを取得した際に、予め算出しておいてもよい。

20

#### 【0122】

ステップS11において、正規特徴量算出部315は、スペクトル補正部314が生成した正規スペクトルデータを用いて、正規特徴量を算出する。正規特徴量算出部315は、スペクトル補正部314が生成した解析範囲内の位置に応じた複数の正規スペクトルデータをそれぞれ単回帰分析することにより、各スペクトルデータに対応する補正前特徴量を算出する。具体的には、正規特徴量算出部315は、各スペクトルデータを単回帰分析することによって一次式で近似し、補正前特徴量として傾き $a_0$ 、切片 $b_0$ 、ミッドバンドフィット $c_0$ を算出する。例えば、図8に示す直線 $L_{10}$ は、正規特徴量算出部315が周波数帯域Uのスペクトルデータ $C_1$ に対し単回帰分析によって近似した回帰直線である。

30

#### 【0123】

続いて、正規特徴量算出部315は、各スペクトルデータに対して近似して得た補正前特徴量に対し、減衰率を用いて減衰補正を行うことにより、減衰補正後の特徴量を算出し、記憶部37に格納する。この減衰補正後の特徴量が、正規特徴量となる。図9に示す直線 $L_1$ は、正規特徴量算出部315が減衰補正処理を行うことによって得られる直線の例である。

#### 【0124】

正規特徴量算出部315は、上述した式(10)、(12)における受信深度 $z$ に、超音波信号の音線のデータ配列を用いて得られるデータ位置 $Z = (v_s / (2 \cdot f_{sp})) \cdot D \cdot n + Z_0$ を代入することによって補正後特徴量 $a$ と $c$ とを算出する。ここで、 $f_{sp}$ はデータのサンプリング周波数、 $v_s$ は音速、 $D$ はデータステップ幅、 $n$ は処理対象のRFデータストリングのデータ位置までの音線の1番目のデータからのデータステップ数、 $Z_0$ は解析範囲の最浅の受信深度である。例えば、データのサンプリング周波数 $f_{sp}$ を50MHzとし、音速 $v_s$ を1530m/secとし、図4に示すデータ配列を採用してデータステップ幅 $D$ を15とすると、 $z = 0.2295n + Z_0$ (mm)となる。

40

#### 【0125】

ステップS12において、特徴量画像データ生成部316は、正規特徴量算出部315

50

が算出した正規特徴量に関連する視覚情報をBモード画像データにおける画像の各画素に対応して割り当てた特徴量画像データを生成する。

【0126】

ステップS13において、合成部317は、Bモード画像データ生成部312が生成したBモード画像データと、特徴量画像データ生成部316が生成した特徴量画像データとを合成して、特徴量に関連する視覚情報をBモード画像データにおける画像の各画素に対して重畳した合成画像データを生成する。

【0127】

ステップS14において、表示装置4は、制御部38の制御のもと、合成部317が生成した合成画像データに対応する合成画像を表示する。図14に、この表示例を示す。同図に示す画面201は、合成画像を表示する合成画像表示部202と、観測対象の識別情報などを表示する情報表示部203とを有する。なお、情報表示部203に、特徴量の情報、近似式の情報、ゲインやコントラスト等の情報等をさらに表示するようにしてもよい。また、合成画像に対応するBモード画像を合成画像と並べて表示してもよい。

10

【0128】

以上説明してきた一連の処理(ステップS1~S14)において、ステップS5~S7の処理とステップS9~S13の処理とを並行して行うようにしてもよい。

【0129】

以上説明した本発明の実施の形態1では、周波数解析部313により算出された被検体スペクトルデータ $S(LB; f, z)$ に対し、基準片を撮像して得られる基準スペクトルデータ $S(P_i B_m; f, z)$ ( $= S(P_i B_0; f, z)$ )を用いて正規スペクトルデータ $S_c(LB; f, z)$ を算出し、この正規スペクトルデータから正規特徴量を求めるようにした。本発明の実施の形態1によれば、超音波プローブ間の機種差および個体差、ならびに超音波観測装置間の機種差によらず高精度な超音波データを得ることができる。

20

【0130】

ここで、超音波内視鏡2の機種および個体、これら超音波内視鏡2と超音波観測装置3の機種ごとに基準スペクトルデータを用意しようとする、基準スペクトルデータを取得する処理に手間がかかり、記憶すべきデータ量も膨大になる。例えば、一つの機種の超音波内視鏡について1000台の個体があり、それぞれが3機種の超音波観測装置のいずれかと接続可能な場合、すべての組み合わせで3000個のスペクトルデータを取得する必要がある。さらに、新しい機種や個体が導入される都度、スペクトルデータを取得しなければならない。これに対し、本実施の形態1によれば、3機種の超音波観測装置から取得される3個の機種差補正用のスペクトルデータと、各個体と所定の機種の超音波観測装置との組み合わせによる1000個の個体差補正用のスペクトルデータとの1003個のスペクトルデータを取得すればよく、新しい機種についてのスペクトルデータの取得も不要である。

30

【0131】

なお、本発明の実施の形態1において、Bモード画像データの生成時に、上述した超音波内視鏡の感度の個体差の補正を行ってもよい。この場合、Bモード画像データ生成部312が、上述した $S_2$ を用いた補正を行うことになる。

40

【0132】

また、本発明の実施の形態1において、特徴量を算出する際の解析帯域を、超音波内視鏡の機種(または個体)と、超音波観測装置の機種との組み合わせにより決定するようにしてもよい。基準スペクトルデータに合わせて、解析帯域の上限周波数および下限周波数、中心周波数ならびに帯域幅等の解析帯域情報を基準スペクトルデータと対応付けて記憶し、補正時に使用してもよい。

【0133】

(実施の形態1の変形例)

続いて、本発明の実施の形態1の変形例について説明する。図15および図16は、超音波観測装置の基準スペクトルデータの取得について説明する図である。上述した実施の

50

形態 1 では、超音波観測装置の個体差が無いという前提で説明した。すなわち、式 (4) が成り立つことを前提に説明したが、さらに、超音波観測装置の個体を補正してもよいここで、式 (6 - 1)、式 (7 - 1)、式 (6 - 3) より、上述した実施の形態 1 では、下式 (14) が成り立つ。

$$S(P_i B_0; f, z) = S(P_0 A_0; f, z) + S_{10} + S_{20} \cdots (14)$$

式 (6 - 1)、式 (7 - 1)、式 (6 - 3) は、式 (4) が成り立たない場合でも成り立つ式であるため、式 (14) も、式 (4) が成り立たない場合でも成り立つ。また、図 16 は、やはり、図 5 が成り立つのと同様に成り立つ。なお、 $S_{21}$  は、図 5 と図 16 とで共通である。

#### 【0134】

図 5 と図 16 を比較して、式 (14) も同様に考えると、下式 (15) が成り立つ。さらに、下式 (16) は、 $S_{30}$  を定義する式である。本変形例 1 では、下式 (15)、(16) に基づいて基準スペクトルデータを取得する。

$$S(P_i B_m; f, z) = S(P_0 B_0; f, z) + S_{20} + S_{30} \cdots (15)$$

$$S_{30} = S(P_0 B_m; f, z) - S(P_0 B_0; f, z) \cdots (16)$$

さらに、式 (15) に式 (5 - 1) を代入して、下式 (17) を得る。

$$S(P_i B_m; f, z) = S(P_0 A_0; f, z) + S_{10} + S_{20} + S_{30} \cdots (17)$$

#### 【0135】

ここで、 $S_{10}$  は、超音波観測装置の機種差を表し、 $S_{20}$  は、機種 P の超音波内視鏡の個体差を表し、 $S_{30}$  は、機種 B の超音波観測装置 3 の個体差を表している。

さらに、式 (17) に式 (5 - 1)、式 (7 - 1)、式 (16) を代入して下式 (18) を得る。

$$\begin{aligned} S(P_i B_m; f, z) &= S(P_0 A_0; f, z) \\ &\quad + S(P_0 B_0; f, z) - S(P_0 A_0; f, z) \\ &\quad + S(P_i A_0; f, z) - S(P_0 A_0; f, z) \\ &\quad + S(P_0 B_m; f, z) - S(P_0 B_0; f, z) \\ S(P_i B_m; f, z) &= -S(P_0 A_0; f, z) + S(P_0 B_m; f, z) \\ &\quad + S(P_i A_0; f, z) \cdots (18) \end{aligned}$$

ここで、式 (18) の第 1 項が機種差補正項、第 2 項が超音波観測装置 3 の個体差補正項、第 3 項が超音波内視鏡 2 の個体差補正項と考えることができる。

#### 【0136】

以上説明したように、式 (18) もしくは式 (17) より、基準個体  $A_0$ 、 $B_0$ 、 $P_0$  と非基準個体  $B_m$ 、 $P_i$  との組み合わせで得た基準スペクトルデータと、基準個体同士の組合せで得た基準スペクトルデータとを用いて機種差を補正可能であることがわかる。そして、その双方の基準スペクトルデータは施設への出荷前に工場等で測定することが可能である。そして、その双方の基準スペクトルデータを用いて、基準機種とは異なる機種（ここでは機種 B）の任意の超音波観測装置の個体（ここでは超音波観測装置  $B_m$ ）と任意の超音波内視鏡の個体  $P_i$  との組み合わせによる基準スペクトルデータ  $S(P_i B_m; f, z)$  を、超音波観測装置の個体差が存在しても、求めることができる。

#### 【0137】

本変形例では、基準片を撮像して得られる基準スペクトルデータ  $S(P_i B_m; f, z)$  について、超音波観測装置の機種差を示す  $S_{10}$ 、および超音波内視鏡の個体差を示す  $S_{20}$  に加え、超音波観測装置 3 の個体差を示す  $S_{30}$  を考慮したものとすることができる。本変形例においても、上述した実施の形態 1 と同様に、超音波プローブの機種差および個体差、ならびに超音波観測装置の機種差および個体差に応じた超音波信号の補正を行うことができる。

#### 【0138】

(実施の形態 2)

続いて、本発明の実施の形態 2 について説明する。図 17 は、本発明の実施の形態 2 に

10

20

30

40

50

係る超音波観測装置を備えた超音波診断システムの構成を示すブロック図である。上述した実施の形態 1 では、スペクトル補正部 3 1 4 により被検体スペクトルデータを正規スペクトルデータに補正し、正規スペクトルデータから正規特徴量を算出するものとして説明したが、本実施の形態 2 では、被検体スペクトルデータから被検体特徴量を算出し、この被検体特徴量を補正することによって、正規特徴量を算出する。

【 0 1 3 9 】

本実施の形態 2 に係る超音波診断システム 1 A は、上述した実施の形態 1 に係る超音波診断システム 1 の構成に対し、超音波観測装置 3 に代えて超音波観測装置 3 A を備える。超音波観測装置 3 A は、上述した画像生成部 3 1 に代えて画像生成部 3 1 A を有している。超音波観測装置 3 A において、画像生成部 3 1 A 以外の構成は、上述した超音波観測装置 3 の構成と同じである。

10

【 0 1 4 0 】

画像生成部 3 1 A は、上述した送受信部 3 1 1、B モード画像データ生成部 3 1 2 および周波数解析部 3 1 3 と、周波数解析部 3 1 3 が算出した被検体スペクトルデータをもとに被検体特徴量を算出する被検体特徴量算出部 3 1 8 と、被検体特徴量算出部 3 1 8 が算出した被検体特徴量に対し、超音波内視鏡 2 の機種および個体、ならびに超音波観測装置 3 A の機種に応じた補正を施すことにより正規特徴量を算出する特徴量補正部 3 1 9 と、特徴量補正部 3 1 9 が算出した正規特徴量に応じて色情報を付与し特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部 3 1 6 と、B モード画像データ生成部 3 1 2 が生成した B モード画像上に、特徴量画像データ生成部 3 1 6 が生成した特徴量画像を合成して、合成画像データを生成する合成部 3 1 7 と、を有する。

20

【 0 1 4 1 】

被検体特徴量算出部 3 1 8 は、周波数解析部 3 1 3 から出力された複数の被検体スペクトルデータを直線で近似することによって被検体スペクトルデータの特徴量（補正前特徴量）を算出し、補正前特徴量に対して周波数に依存した減衰を補正することによって特徴量を算出する。特徴量の算出方法については、上述した実施の形態 1 と同様である。

【 0 1 4 2 】

特徴量補正部 3 1 9 は、被検体特徴量補正部 3 1 8 が算出した被検体特徴量に対して、基準特徴量を用いて補正することによって、正規特徴量を算出する。この際の基準特徴量は、上述した機種差補正用のスペクトルデータを回帰分析して得られた機種差補正用の基準特徴量（本実施の形態 2 に係る機種差補正用の第 1 の基準データに相当）、および上述した個体差補正用のスペクトルデータを回帰分析して得られた個体差補正用の基準特徴量（本実施の形態 2 に係る個体差補正用の第 2 の基準データに相当）からなる。特徴量補正部 3 1 9 は、上述した式（3 - 1）に倣い、被検体特徴量から、機種差補正用の基準特徴量および個体差補正用の基準特徴量を加算または減算することによって正規特徴量を算出する。

30

【 0 1 4 3 】

上述した実施の形態 1 において、式（3 - 1）より、工場等において基準個体を用いて取得可能なスペクトルデータ  $S(P_0 A_0; f, z)$  および  $S(P_0 B_0; f, z)$  と、出荷前の時点等に工場等において基準機種 A の基準個体の超音波観測装置（ここでは超音波観測装置  $A_0$ ）と超音波内視鏡の各個体  $P_i$  とを用いて取得可能なスペクトルデータ  $S(P_i A_0; f, z)$  とから、基準機種とは異なる機種（ここでは機種 B）の任意の超音波観測装置の個体（ここでは超音波観測装置  $B_m$ ）と任意の超音波内視鏡の個体  $P_i$  との組み合わせによる基準スペクトルデータ  $S(P_i B_m; f, z)$  を求められることが証明された。本実施の形態 2 では、スペクトルデータ  $S(P_0 A_0; f, z)$ 、 $S(P_0 B_0; f, z)$  から算出される機種差補正用の基準特徴量と、スペクトルデータ  $S(P_i A_0; f, z)$  から算出される個体差補正用の基準特徴量とを用いて被検体特徴量を補正することにより、機種差および個体差によらない正規特徴量を得ることができる。機種差補正用の基準特徴量および個体差補正用の基準特徴量は、記憶部 3 7 や外部の記憶媒体（上述した院内サーバー 1 0 1 や光学ドライブ 1 0 3 など）に予め記憶されている。

40

50

## 【 0 1 4 4 】

図 1 8 は、以上の構成を有する超音波観測装置 3 A が行う処理の概要を示すフローチャートである。まず、超音波観測装置 3 A は、上述した図 1 0 に示すステップ S 1 と同様に、キーボード入力受付部 3 6 から基準特徴量を取得するための選択モードに入るための選択信号の入力があるか否かを判断する（ステップ S 4 1）。超音波観測装置 3 A は、外部通信制御部 3 3 へ選択モードを起動するための選択信号の入力があれば（ステップ S 4 1：Yes）、ステップ S 4 2 に移行する。これに対し、超音波観測装置 3 A は、外部通信制御部 3 3 へ選択モードを起動するための選択信号の入力がなければ（ステップ S 4 1：No）、選択情報の確認を繰り返す。

## 【 0 1 4 5 】

ステップ S 4 2 において、外部通信制御部 3 3 は、書込読出部 3 2 へ機種リストや接続可否情報の読み出し指示を出力する。書込読出部 3 2 は、記憶部 3 7 を検索してその内部に記憶されている超音波観測装置 3 の機種リスト、超音波内視鏡 2 の機種リストおよび各機種間の接続可否情報を読み出し、外部通信制御部 3 3 へ出力する。外部通信制御部 3 3 は、各機種リストと接続可否情報とを基に超音波内視鏡 2 および超音波観測装置 3 の機種選択画面を生成し、キーボード入力受付部 3 6 を経由してキーボード 1 0 5 のタッチパネル 1 0 5 a に表示させる。

## 【 0 1 4 6 】

ステップ S 4 3 において、書込読出部 3 2 は、記憶部 3 7 を検索し、その内部に記憶されている基準特徴量のリスト（以下、単に「基準特徴量リスト」と呼ぶ）を生成して、外部通信制御部 3 3 へ出力する。基準特徴量リストには、各基準特徴量のファイル名に、その基となった超音波内視鏡 2 および超音波観測装置 3 の機種名および個体番号が関連づけられている。外部通信制御部 3 3 は、基準特徴量リストを基に超音波内視鏡 2 の個体選択画面を生成し、キーボード入力受付部 3 6 を経由してキーボード 1 0 5 のタッチパネル 1 0 5 a に表示させる。

## 【 0 1 4 7 】

外部通信制御部 3 3 は、個体選択画面で機種および個体に関する情報が入力されると、超音波内視鏡 2 の機種と超音波観測装置 3 の機種に関する情報、および、超音波内視鏡 2 の個体と超音波観測装置 3 の機種に関する情報を含む組合せ型番データを生成し、書込読出部 3 2 に出力する。

## 【 0 1 4 8 】

ステップ S 4 4 において、書込読出部 3 2 は、組合せ型番データを取得し、記憶部 3 7 から基準特徴量を取得するか、ネットワーク通信部 3 4 および/またはデバイス通信部 3 5 に、選択された機種、個体に関する基準特徴量を取得させる制御を行うことによって基準特徴量を読み出し、スペクトル補正部 3 1 4 に入力する。書込読出部 3 2 は、記憶部 3 7 に該当する基準特徴量が記憶されていない場合、外部通信制御部 3 3 を介してネットワーク通信部 3 4 および/またはデバイス通信部 3 5 のいずれかから基準特徴量を読み出させる。ここで取得する基準特徴量としては、例えば、上述した基準スペクトルデータ  $S(P_i, B_0; f, z)$  に基づいて算出される特徴量である。

## 【 0 1 4 9 】

ステップ S 4 1 ~ S 4 4 は、超音波観測装置 3 を初めて立ち上げた際、または、キーボード 1 0 5 等を介して機種および個体を指定する選択モードが起動された場合に実行される。超音波観測装置 3 の二回目以降の立ち上げ時や、選択モードが起動されない場合、超音波観測装置 3 は、以降のステップ S 4 5 ~ ステップ S 5 4 の処理を実行する。

## 【 0 1 5 0 】

ステップ S 4 5 において、送受信部 3 1 1 は、超音波振動子 2 1 を経由して受信する。送受信部 3 1 1 は、そのエコー信号の増幅を行う。次に、送受信部 3 1 1 は、適当なサンプリング周波数（例えば 5 0 M H z）で増幅されたエコー信号をサンプリングして離散化して R F データを生成し、B モード画像データ生成部 3 1 2 および周波数解析部 3 1 3 へ出力する。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 5 1 】

ステップ S 4 6 において、B モード画像データ生成部 3 1 2 は、例えば図 2 に示す増幅率と受信深度との関係に基づいてエコー信号の増幅 ( S T C 補正 ) を行う。B モード画像データ生成部 3 1 2 は、S T C 補正後の R F データを用いて B モード画像データを生成し、合成部 3 1 7 へ出力する。

## 【 0 1 5 2 】

ステップ S 4 7 において、合成部 3 1 7 は B モード画像データには処理を施さず、そのまま、表示装置 4 へ出力する。B モード画像データを受信した表示装置 4 は、その B モード画像データに対応する B モード画像を表示する。

## 【 0 1 5 3 】

ステップ S 4 8 において、制御部 3 8 は、術者からキーボード 1 0 5 の図示しないボタンもしくはメニューを介して、特徴量画像の「表示」もしくは「非表示」のどちらが選択されているのかを確認する。制御部 3 8 は、「表示」の選択を確認した場合には画像生成部 3 1 A を構成する各部へ特徴量画像作成開始命令を出力する ( ステップ S 4 8 : Y e s ) 。一方、「非表示」の選択を確認した場合は、特徴量画像作成開始命令を出さない ( ステップ S 4 8 : N o ) 。

## 【 0 1 5 4 】

画像処理部 3 1 A は、特徴量画像作成開始命令を受信すると、後述のステップ S 4 9 以降の処理を実行する。なお、特徴量画像作成開始命令の有無に関わらず、超音波観測装置 3 A の送受信部 3 1 1 および B モード画像データ生成部 3 1 2 は上記ステップ S 4 5 から S 4 7 までの処理を繰り返す。そのため、術者がキーボード 1 0 5 を介して特徴量画像の『非表示』を指示している間は、B モード画像が超音波振動子 2 1 による観測対象内の走査のたびに繰り返し表示装置 4 に表示される。

## 【 0 1 5 5 】

画像処理部 3 1 A の各部が物理量画像作成開始命令を受信した場合、まず、周波数解析部 3 1 3 は、R F データに F F T 演算による周波数解析を行うことによって全ての R F データストリングに対するスペクトルデータを算出する ( ステップ S 4 9 : 周波数解析ステップ ) 。周波数解析処理は、図 1 3 に示す処理と同様である。

## 【 0 1 5 6 】

ステップ S 4 9 の周波数解析処理に続いて、被検体特徴量算出部 3 1 8 は、周波数解析部 3 1 3 が生成した被検体スペクトルデータを用いて、被検体特徴量を算出する ( ステップ S 5 0 ) 。被検体特徴量算出部 3 1 8 は、周波数解析部 3 1 3 が生成した解析範囲内の位置に応じた複数の被検体スペクトルデータをそれぞれ単回帰分析することにより、各スペクトルデータに対応する補正前特徴量を算出する。その後、被検体特徴量算出部 3 1 8 は、各スペクトルデータに対して近似して得た補正前特徴量に対し、減衰率 を用いて減衰補正を行うことにより、減衰補正後の特徴量を算出し、記憶部 3 7 に格納する。この減衰補正後の特徴量が、被検体特徴量となる。

## 【 0 1 5 7 】

ステップ S 5 1 において、特徴量補正部 3 1 9 は、被検体特徴量算出部 3 1 8 が算出した被検体特徴量を補正することによって、正規特徴量を算出する。特徴量補正部 3 1 9 は、式 ( 3 - 1 ) に倣い、被検体特徴量から、ステップ S 4 4 において取得した機種差補正用の基準特徴量および個体差補正用の基準特徴量を加算または減算して補正することによって正規特徴量を算出する。

## 【 0 1 5 8 】

ステップ S 5 2 において、特徴量画像データ生成部 3 1 6 は、特徴量補正部 3 1 9 が算出した正規特徴量に関連する視覚情報を B モード画像データにおける画像の各画素に対応して割り当てた特徴量画像データを生成する。

## 【 0 1 5 9 】

ステップ S 5 3 において、合成部 3 1 7 は、B モード画像データ生成部 3 1 2 が生成した B モード画像データと、特徴量画像データ生成部 3 1 6 が生成した特徴量画像データと

10

20

30

40

50

を合成して、特徴量に関連する視覚情報をBモード画像データにおける画像の各画素に対して重畳した合成画像データを生成する。

【0160】

ステップS54において、表示装置4は、制御部38の制御のもと、合成部317が生成した合成画像データに対応する合成画像を表示する。

【0161】

以上説明してきた一連の処理(ステップS41~S54)において、ステップS45~S47の処理とステップS49~S52の処理とを並行して行うようにしてもよい。

【0162】

以上説明した本発明の実施の形態2では、周波数解析部313により算出された被検体スペクトルデータから被検体特徴量を算出し、その後、基準片を撮像して得られる基準スペクトルデータから求まる基準特徴量を用いて被検体特徴量を補正して正規特徴量を求めるようにした。本発明の実施の形態2によれば、超音波プローブの機種差および个体差、ならびに超音波観測装置3Aの機種差に応じた超音波信号の補正を行うことができる。

【0163】

(実施の形態3)

続いて、本発明の実施の形態3について説明する。図19は、本発明の実施の形態3に係る超音波観測装置を備えた超音波診断システムの構成を示すブロック図である。本実施の形態3では、超音波内視鏡2が、フラッシュメモリ(Flash Memory: FM)を備えている。

【0164】

本実施の形態3に係る超音波診断システム1Bは、超音波内視鏡2(超音波内視鏡2A~2C)が、フラッシュメモリ(FM22A、FM22B、FM22C)をそれぞれ備えている。

【0165】

また、超音波診断システム1Bは、上述した実施の形態1に係る超音波診断システム1の構成に対し、超音波観測装置3に代えて超音波観測装置3Bを備える。超音波観測装置3Bは、上述した超音波観測装置3の構成に対し、第2書込読出部39をさらに備えている。超音波観測装置3Bにおいて、第2書込読出部39以外の構成は、上述した超音波観測装置3の構成と同じである。

【0166】

第2書込読出部39は、ネットワーク通信部34および/またはデバイス通信部35から取得した基準スペクトルデータ(上述した機種差補正用スペクトルデータおよび个体差補正用スペクトルデータを含む)を、書込読出部32を介して取得する読み出し処理や、取得した基準スペクトルデータ等を超音波内視鏡2のフラッシュメモリに書き込ませる処理を行う。

【0167】

以上説明した本発明の実施の形態3では、超音波内視鏡2のフラッシュメモリ(FM22A、FM22B、FM22C)が基準スペクトルデータを記憶するようにしたので、基準データを記憶後にこの超音波内視鏡2を接続した超音波観測装置3Bが、超音波内視鏡2から基準スペクトルデータを取得することができる。この結果、術者のキーボード105への入力作業を省略して基準スペクトルデータを取得することが可能となる。本発明の実施の形態3によれば、上述した実施の形態1の効果をj得ることができるとともに、術者の負担を軽減することができる。

【0168】

(実施の形態4)

続いて、本発明の実施の形態4について説明する。図20は、本発明の実施の形態4に係る超音波観測装置を備えた超音波診断システムの構成を示すブロック図である。本実施の形態4では、超音波内視鏡2が、ROMを備えている。

【0169】

10

20

30

40

50

本実施の形態 4 に係る超音波診断システム 1 C は、超音波内視鏡 2 (超音波内視鏡 2 A ~ 2 C) が、ROM (ROM 2 3 A、ROM 2 3 B、ROM 2 3 C) をそれぞれ備えている。各 ROM には、当該超音波内視鏡 2 の機種を示す機種コードおよび個体番号が記憶されている。

【0170】

また、超音波診断システム 1 C は、上述した実施の形態 1 に係る超音波診断システム 1 の構成に対し、超音波観測装置 3 に代えて超音波観測装置 3 C を備える。超音波観測装置 3 C は、上述した超音波観測装置 3 の構成に対し、第 2 書込読出部 3 9 A をさらに備えている。超音波観測装置 3 C において、第 2 書込読出部 3 9 A 以外の構成は、上述した超音波観測装置 3 の構成と同じである。

【0171】

第 2 書込読出部 3 9 A は、超音波内視鏡 2 が接続されると、接続された超音波内視鏡 2 の ROM から機種コードおよび個体番号を読み出す。第 2 書込読出部 3 9 A は、読み出した機種コードを、外部通信制御部 3 3 に出力する。

【0172】

外部通信制御部 3 3 は、第 2 書込読出部 3 9 A から入力された機種コードおよび個体番号と、自身 (超音波観測装置 3 C) の機種コードとに基づいて、超音波内視鏡 2 と超音波観測装置 3 C との機種や個体を対応付けた組合せ型番データを生成し、書込読出部 3 2 に出力する。外部通信制御部 3 3 は、書込読出部 3 2 からの通信部からの読み出し指示に基づいて、基準スペクトルデータを取得する際に接続する通信部を、ネットワーク通信部 3 4 およびデバイス通信部 3 5 から選択し、選択した通信部に基準スペクトルデータを読み出させる制御を行う。その後の処理は、上述した実施の形態 1 のステップ S 5 ~ S 1 4 と同様である。

【0173】

以上説明した本発明の実施の形態 4 では、超音波内視鏡 2 の ROM (ROM 2 3 A、ROM 2 3 B、ROM 2 3 C) が自身の機種コードおよび個体番号を記憶するようにしたので、この超音波内視鏡 2 を接続した超音波観測装置 3 C が、超音波内視鏡 2 からの機種コードおよび個体番号を取得し、この接続された超音波内視鏡の機種コードおよび個体番号と、自身の機種コードとに基づき、自動的に組合せ型番データを生成して、対応する基準スペクトルデータを取得することができる。この結果、術者のキーボード 1 0 5 への入力作業を省略して、基準スペクトルデータを自動的に取得することが可能となる。本実施の形態 3 によれば、上述した実施の形態 1 の効果を得ることができるとともに、術者の負担を軽減することができる。

【0174】

(実施の形態 5)

続いて、本発明の実施の形態 5 について説明する。図 2 1 は、本発明の実施の形態 5 に係る超音波観測装置を備えた超音波診断システムの構成を示すブロック図である。本実施の形態 5 では、超音波内視鏡 2 が、基準片 1 1 0 を用いて個体差補正用の基準スペクトルデータを取得する。この際に用いられる基準片 1 1 0 は、例えば、予め取得されている基準スペクトルデータに用いられたのと同じファントムやアクリル板である。

【0175】

本実施の形態 5 に係る超音波診断システム 1 は、上述した実施の形態 1 と同様の構成を備えている。以下、実施の形態 1 とは異なる部分について説明する。

【0176】

スペクトル補正部 3 1 4 は、超音波内視鏡 2 が基準片 1 1 0 からのエコー信号を取得した場合に、周波数解析部 3 1 3 が生成した被検体スペクトルデータを補正せずに正規スペクトルデータとして書込読出部 3 2 に出力する。

【0177】

書込読出部 3 2 は、スペクトル補正部 3 1 4 から正規スペクトルデータが入力されると、この正規スペクトルデータを個体差補正用スペクトルデータとして記憶部 3 7 に記憶さ

10

20

30

40

50

せる。記憶部 37 では、この個体差補正用スペクトルデータが、超音波内視鏡 2 の機種および個体番号と対応付けて記憶される。このようにして、例えば病院等の施設において、個体差補正用スペクトルデータを取得することができる。画像生成部 31 における処理は、上述した個体差補正用スペクトルデータが予め記憶部 37 に記憶されている以外は、実施の形態 1 と同じである。

【0178】

以上説明した本発明の実施の形態 5 では、市場に出回っている超音波内視鏡 2 と、基準片 110 とを用いて個体差補正用スペクトルデータを取得するようにしたので、病院などの施設において感度異常等が発生した場合であっても、その施設で基準片 110 を用いて個体差補正用スペクトルデータを取得し、スペクトル補正部 314 が、この個体差補正用  
10  
スペクトルデータを含む基準スペクトルデータを用いて正規スペクトルデータを生成することによって、感度補正の応急処置を行うことが可能となる。

【0179】

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、上述した実施の形態によってのみ限定されるべきものではない。例えば、超音波観測装置において、各機能を有する回路同士をバスで接続することによって構成してもよいし、一部の機能が他の機能の回路構造に内蔵されるように構成してもよい。

【0180】

なお、上述した実施の形態 1 ~ 5 において、基準片は、材質、質量密度、音速、音響インピーダンスが既知である媒体に、材質、質量密度、音速、音響インピーダンス、直径、  
20  
数密度がやはり既知である散乱体を一様に混入させたファントムを例に挙げて説明した。しかし、散乱体の直径、散乱体の散乱強度、散乱体の数密度等の物理量が既知で、かつ、分布が一様な対象であればファントムをこれに代えることができる。例えば、物理量を既知ないし正確に測定できれば動物の肝臓等、特定組織を用いてもよい。この際、機種差補正用の基準データおよび個体差補正用の基準データのうちの少なくとも一方が、基準片からのエコー信号により取得されることが好ましい。

【0181】

また、本実施の形態 1 ~ 5 では、超音波プローブとしてライトガイド等の光学系を有する超音波内視鏡 2 を用いて説明したが、超音波内視鏡 2 に限らず、撮像光学系および撮像素子を有しない超音波プローブであってもよい。さらに、超音波プローブとして、光学系  
30  
のない細径の超音波ミニチュアプローブを適用してもよい。超音波ミニチュアプローブは、通常、胆道、胆管、膵管、気管、気管支、尿道、尿管へ挿入され、その周囲臓器（膵臓、肺、前立腺、膀胱、リンパ節等）を観察する際に用いられる。

【0182】

また、超音波プローブとして、観測対象の体表から超音波を照射する体外式超音波プローブを適用してもよい。体外式超音波プローブは、通常、腹部臓器（肝臓、胆嚢、膀胱）、乳房（特に乳腺）、甲状腺を観察する際に体表に直接接触させて用いられる。

【0183】

また、超音波振動子 21（超音波振動子 21A ~ 21C）は、互いに機種が異なっていれば、リニア振動子でもラジアル振動子でもコンベックス振動子でも構わない。超音波振動子がリニア振動子である場合、その走査領域は矩形（長方形、正方形）をなし、超音波振動子がラジアル振動子やコンベックス振動子である場合、その走査領域は扇形や円環状をなす。また、超音波内視鏡は、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、超音波振動子として複数の素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる素子を電子的に切り替えたり、各素子の送受信に遅延をかけたりにすることで、電子的に走査させるものであってもよい。

【0184】

また、超音波プローブと超音波観測装置とは別体で設けられているものとして説明したが、超音波プローブと超音波観測装置とを一体化した構成としてもよい。

【0185】

10

20

30

40

50

このように、本発明は、特許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、様々な実施の形態を含みうるものである。

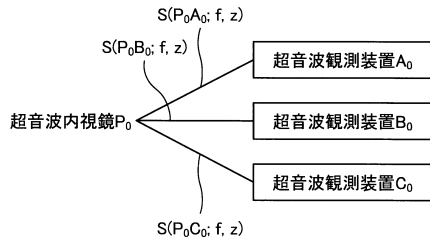
【符号の説明】

【0186】

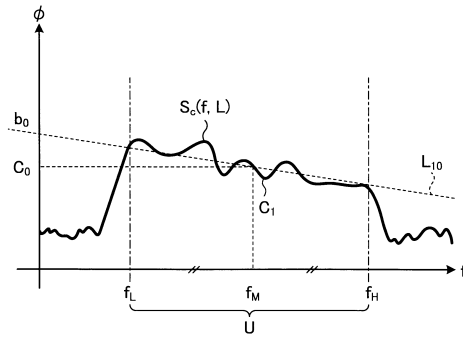
- 1、1 A、1 B、1 C 超音波診断システム
- 2、2 A、2 B、2 C 超音波内視鏡
- 3、3 A、3 B、3 C 超音波観測装置
- 4 表示装置
- 21、21 A ~ 21 C 超音波振動子
- 22 A ~ 22 C フラッシュメモリ ( F M ) 10
- 23 A ~ 23 C ROM
- 31、31 A、31 B 画像生成部
- 32 書込読出部
- 33 外部通信制御部
- 34 ネットワーク通信部
- 35 デバイス通信部
- 36 キーボード入力受付部
- 37 記憶部
- 38 制御部
- 39、39 A 第2書込読出部 20
- 311 送受信部
- 312 Bモード画像データ生成部
- 313 周波数解析部
- 314 スペクトル補正部
- 315 正規特徴量算出部
- 316 特徴量画像データ生成部
- 317 合成部
- 318 被検体特徴量算出部
- 319 特徴量補正部



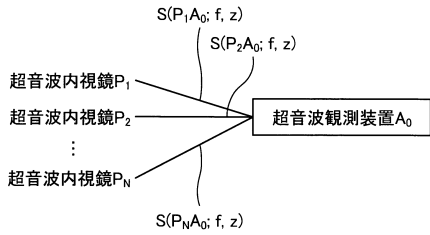
【図6】



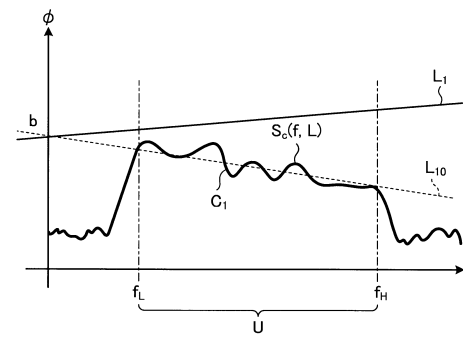
【図8】



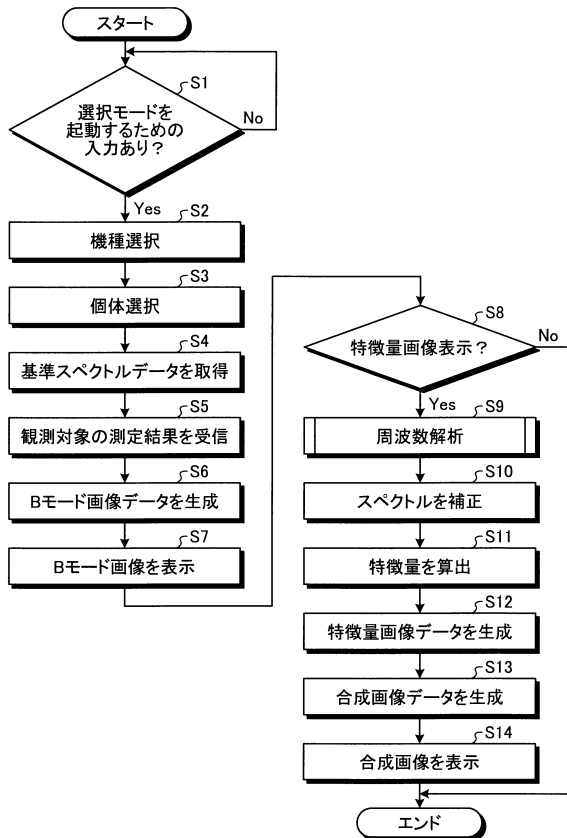
【図7】



【図9】



【図10】



【図11】

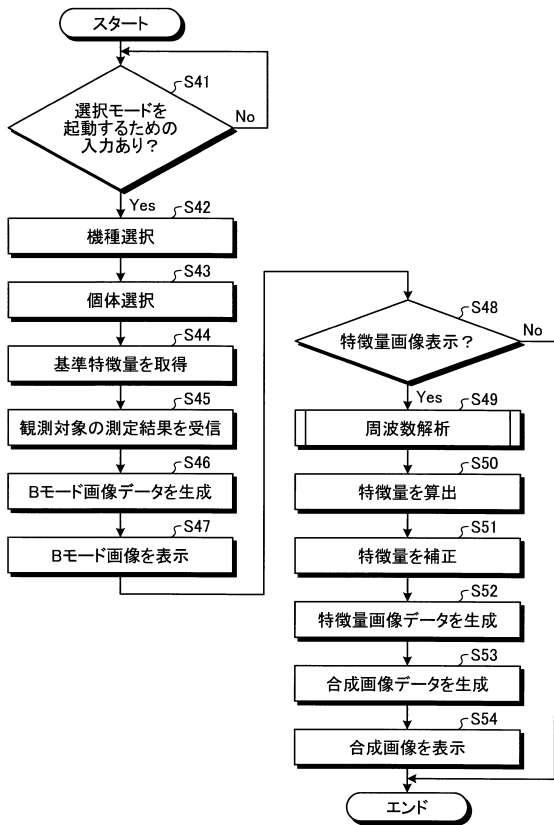
超音波内視鏡 機種名			
超音波観測装置機種名	超音波内視鏡 P	超音波内視鏡 Q	超音波内視鏡 R
超音波観測装置A			
超音波観測装置B			
超音波観測装置C	接続不可		

【図12】

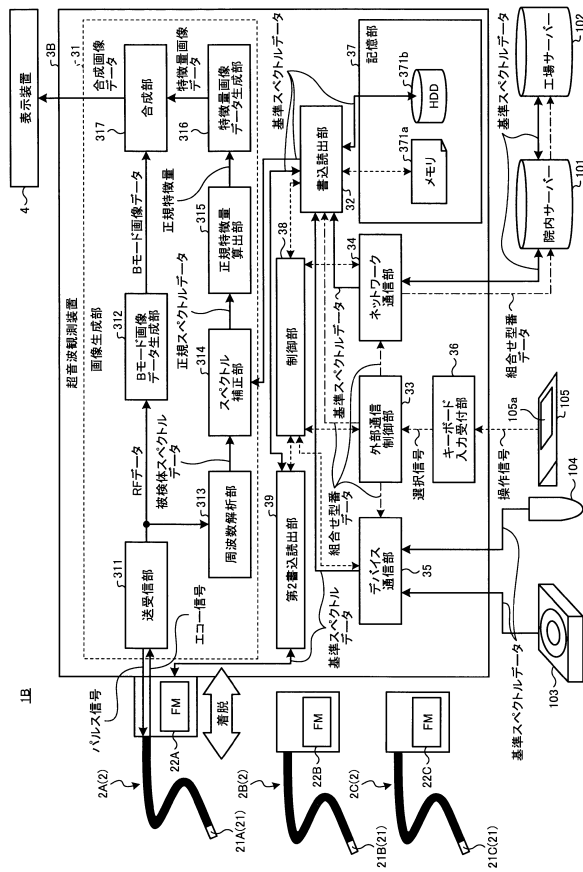
超音波内視鏡 個体番号			
超音波観測装置機種名	超音波内視鏡 P <sub>1</sub>	超音波内視鏡 P <sub>2</sub>	超音波内視鏡 P <sub>3</sub>
超音波観測装置A	既存	既存	
超音波観測装置B			
超音波観測装置C	接続不可	接続不可	接続不可



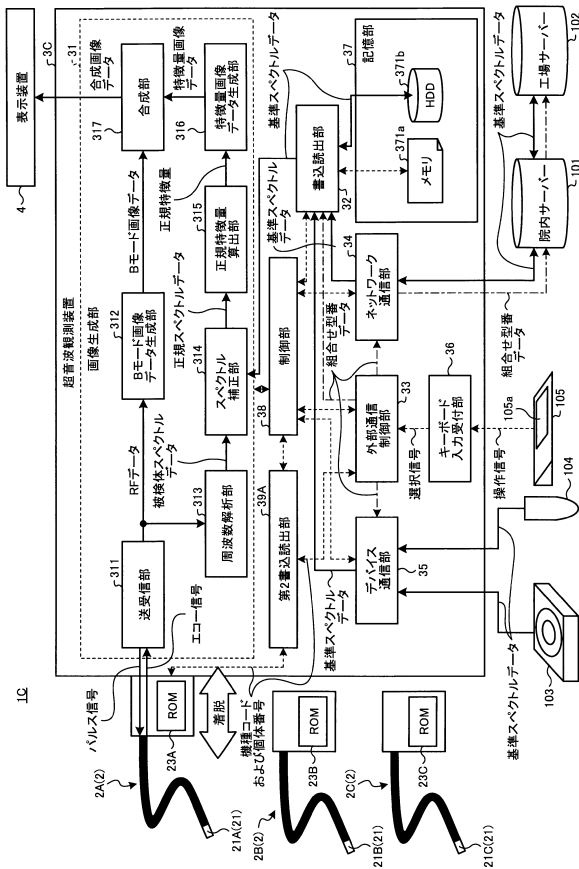
【図18】



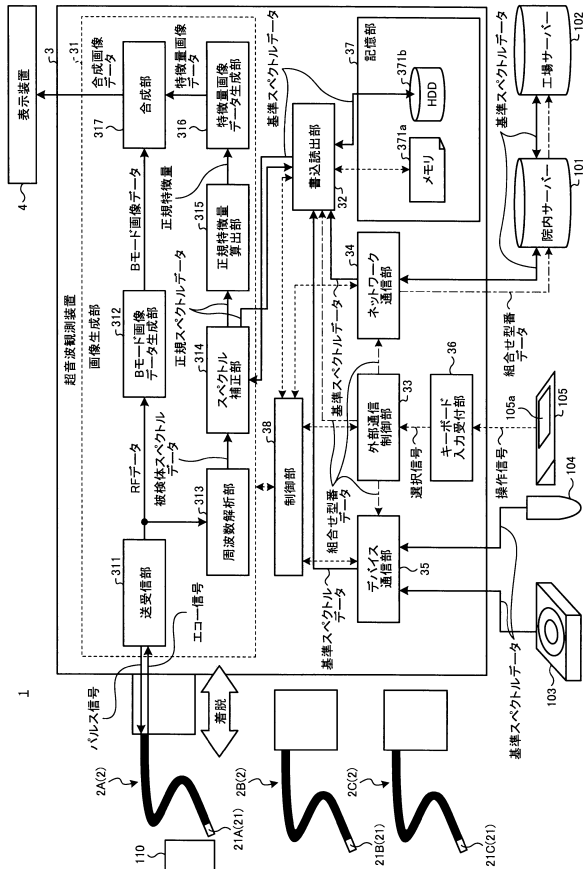
【図19】



【図20】



【図21】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2015/008534(WO, A1)

特開平7-289553(JP, A)

特開平6-269452(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00