

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2020年3月19日(19.03.2020)



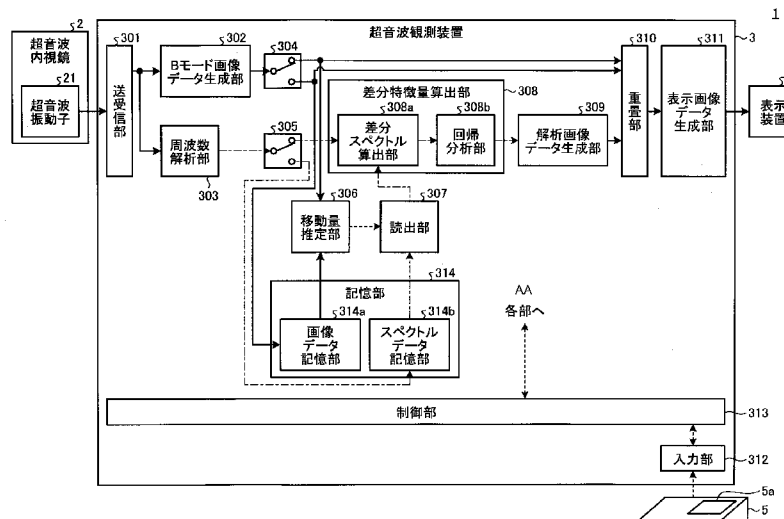
(10) 国際公開番号

WO 2020/054485 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/12 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2019/034478
- (22) 国際出願日: 2019年9月2日(02.09.2019)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2018-172998 2018年9月14日(14.09.2018) JP
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 川島 知直 (KAWASHIMA, Tomonao); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人 酒井国際特許事務所 (SAKAI INTERNATIONAL PATENT OFFICE); 〒1000013 東京都千代田区霞が関3丁目8番1号 虎の門三井ビルディング Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, KE, KG, KH,

(54) Title: ULTRASONIC OBSERVATION DEVICE, METHOD FOR OPERATING ULTRASONIC OBSERVATION DEVICE, AND COMPUTER-READABLE RECORDING MEDIUM

(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コンピュータ読み取り可能な記録媒体



- | | | | |
|------|---|------|-------------------------------------|
| 2 | Ultrasonic endoscope | 308b | Regression analysis unit |
| 3 | Ultrasonic observation device | 309 | Analysis image data generation unit |
| 4 | Display device | 310 | Convolution unit |
| 21 | Ultrasonic transducer | 311 | Display image data generation unit |
| 301 | Sending/receiving unit | 312 | Input unit |
| 302 | B mode image data generation unit | 313 | Control unit |
| 303 | Frequency analysis unit | 314 | Storage unit |
| 305 | Regression analysis unit | 314a | Image data storage unit |
| 306 | Movement quantity estimation unit | 314b | Spectrum data storage unit |
| 307 | Reading unit | AA | To all units |
| 308 | Differential characteristic quantity calculation unit | | |
| 308a | Differential spectrum calculation unit | | |

(57) Abstract: This ultrasonic observation device (3) receives an ultrasonic signal acquired by an ultrasonic probe (2) that receives ultrasonic waves back-scattered by a subject body, wherein provided are: a frequency analysis unit (303) that generates first frequency spectrum data and second frequency spectrum data respectively for a first ultrasonic signal and a second ultrasonic signal that differs from the first ultrasonic signal with respect to the time of acquisition; a differential

KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類：

- 一 国際調査報告（条約第21条(3)）

characteristic quantity calculation unit (308) that calculates a differential characteristic quantity, which is a characteristic quantity of the difference between the first and second frequency spectrum data; and an analysis image data generation unit (309) that generates analysis image data to which color information corresponding to the differential characteristic quantity has been applied.

(57) 要約：本発明にかかる超音波観測装置（3）は、被検体で後方散乱された超音波を受信する超音波プローブ（2）が取得した超音波信号を受信する超音波観測装置（3）において、第1の超音波信号、および該第1の超音波信号とは取得時刻の異なる第2の超音波信号のそれぞれについて第1の周波数スペクトルデータおよび第2の周波数スペクトルデータを生成する周波数解析部（303）と、第1および第2の周波数スペクトルデータの差を特徴量とした差分特徴量を算出する差分特徴量算出部（308）と、差分特徴量に応じた色情報を付与した解析画像データを生成する解析画像データ生成部（309）と、を備える。

明 細 書

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コンピュータ読み取り可能な記録媒体

技術分野

[0001] 本発明は、超音波を用いて患者や動物等の組織を被検体として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コンピュータ読み取り可能な記録媒体に関する。

背景技術

[0002] 従来、超音波を用いた生体組織等、被検体の画像化技術として、被検体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に基づいて画像化する技術が知られている。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物理現象である。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。医師等の術者は、表示装置に表示された、超音波信号に基づく超音波画像を見ることによって被検体を観察または診断する。

[0003] ところで、上述した超音波振動子を備えた超音波プローブを用いて、被検体の処置を行うことがある。例えば、超音波プローブを用いて被検体を観察しながら、焼灼針を被検体に穿刺して焼灼を行うことがある。この際に、治療のモニタリングや、治療効果の確認のため、治療前と、治療中または治療後との差分情報を視覚化する技術が知られている（例えば、特許文献1を参照）。特許文献1では、治療前の画像情報と、治療後の画像情報とを用いて差分情報を生成し、表示している。特許文献1における画像情報として、超音波振動子により得られる情報や、X線CT（Computed Tomography）装置

により得られる情報、MRI (Magnetic Resonance Imaging : 核磁気共鳴画像) 装置により得られる情報などが挙げられる。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1 : 特開 2013-128731 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] X線CT装置を用いて差分情報を生成する場合、軟部組織の撮像には造影が必要である。しかしながら、そもそも正常組織を繰り返し造影することを想定し、造影剤注入後に全く同じ時相で撮像しても、造影剤の拡散状態を全く同じに揃えることは難しい。まして、異なる時相で造影する場合には、CT画像は再現性が乏しく、互いに比較しても客観的な相違は得られない。さらに、同じ軟部組織の差を観察する必要があるが、異なる時相において、撮像装置に対する被検体の姿勢が同じ配置にならない場合がある。このため、CT画像は再現性が乏しく、異なる時相の画像を比較しても客観的な相違を得られない。そして、術中、都度、撮像配置に注意を払いながら、煩雑な操作を実施して造影CT画像を撮像することは、手術時間の延長を招き患者や術者に負担を増加させる。

[0006] MRI装置を用いて差分情報を生成する場合、X線CT装置で述べた課題を伴うことは同じである。さらに、MRI装置は、1セットの画像を撮像するのに時間を要し、手術時間の延長を招いて患者や術者に負担を増加させる。MRI装置も術中のモニタリングには適さないことは自明である。

[0007] 超音波振動子を用いて差分情報を生成する場合、例えばBモード画像では、超音波の伝播経路に伴って異なる減衰分布や音速分布の影響を受けるため、Bモード画像は再現性が乏しく、互いに比較しても客観的な相違を得られない。まして、治療の異なる時相で造影する場合には、治療に伴って伝播経路の減衰分布や音速分布の変化が生じるため、この課題が顕著に現れる。

[0008] また、超音波信号から得られる弾性画像を用いて差分情報を生成する場合、術者が超音波プローブを操作して、超音波振動子により被検体を加圧する必要がある。実際には、超音波振動子の開口面を被検体の表面に当接した上で、超音波プローブへ力を加えることで被検体を加圧することが通例である。しかし、術者による超音波プローブの操作によって毎回同じ力で被検体を加圧することは難しく、再現性が低いため、差分情報の生成には適していない。

[0009] 本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、時相が異なる複数の画像情報を取得する際に、再現性の高い画像情報を取得する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コンピュータ読み取り可能な記録媒体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、被検体へ超音波を送信し、該被検体で後方散乱された超音波を受信する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、第1の超音波信号、および該第1の超音波信号とは取得時刻の異なる第2の超音波信号のそれぞれについて第1の周波数スペクトルデータおよび第2の周波数スペクトルデータを生成する周波数解析部と、前記第1の周波数スペクトルデータと前記第2の周波数スペクトルデータとの差を特徴量として差分特徴量を算出する差分特徴量算出部と、前記差分特徴量に応じた色情報を付与した解析画像データを生成する解析画像データ生成部と、を備えることを特徴とする。

[0011] 本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記差分特徴量算出部は、前記第1の周波数スペクトルデータと、前記第2の周波数スペクトルデータとの差を表現する差分スペクトルデータを算出する差分スペクトル算出部と、前記差分スペクトルデータの回帰分析を行って差分特徴量を算出する回帰分析部と、を有することを特徴とする。

[0012] 本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記差分特徴量算出

部は、前記第1の周波数スペクトルデータの回帰分析を行って第1の特徴量を算出するとともに、前記第2の周波数スペクトルデータの回帰分析を行って第2の特徴量を算出する回帰分析部と、前記第1の特徴量と前記第2の特徴量とを減算処理して差分特徴量を算出する減算部と、を有す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、前記回帰分析部は、前記第1および第2の周波数スペクトルデータにおける所定の周波数帯域を一次式で近似し、前記一次式の切片および傾き、ならびに前記周波数帯域の中間周波数における前記一次式の値のうちのいずれかを前記差分特徴量として算出す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、前記第1の超音波信号に基づいて第1の超音波画像データを生成し、前記第2の超音波信号に基づいて第2の超音波画像データを生成する超音波画像データ生成部と、前記第2の超音波画像データに描出される被検体に対する前記第1の超音波画像データに描出される前記被検体の、位置の変化量および／または回転角の少なくとも一方を含む移動量を推定する移動量推定部と、前記移動量推定部が推定した該移動量に応じて前記第1の周波数スペクトルデータの補正を行う補正部と、前記第2の超音波画像データに前記解析画像データを重畳する重畳部と、をさらに備え、前記差分特徴量算出部は、前記補正部による補正後の第1の周波数スペクトルデータと、前記第2の周波数スペクトルデータとを用いて前記差分特徴量を補正することを特徴とする。

[0015] 本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記解析画像データ生成部は、前記第2の超音波信号に基づく第2の超音波画像データにおける各画素位置に、差分特徴量に応じた色情報を割り当てた前記解析画像データを生成し、前記第2の超音波画像データに前記解析画像データを重畳した重畳画像データを生成する重畳部と、前記重畳画像データを表示装置の表示方式に応じた処理を施して表示画像データを生成する表示画像データ生成部と、をさらに備えることを特徴とする。

[0016] 本発明に係る超音波観測装置の作動方法は、被検体へ超音波を送信し、該被検体で後方散乱された超音波を受信する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の作動方法であって、周波数解析部が、第1の超音波信号、および該第1の超音波信号とは取得時刻の異なる第2の超音波信号のそれぞれについて第1の周波数スペクトルデータおよび第2の周波数スペクトルデータを生成する周波数解析ステップと、差分特徴量算出部が、前記第1の周波数スペクトルデータと前記第2の周波数スペクトルデータとの差を特徴量とした差分特徴量を算出する差分特徴量算出ステップと、解析画像データ生成部が、前記差分特徴量に応じた色情報を付与した解析画像データを生成する解析画像データ生成ステップと、を含むことを特徴とする。

[0017] 本発明に係るコンピュータ読み取り可能な記録媒体は、実行可能なプログラムが記録された非一時的なコンピュータ読み取り可能な記録媒体であって、前記プログラムは、プロセッサに以下を実行するように指示する：周波数解析部が、第1の超音波信号、および該第1の超音波信号とは取得時刻の異なる第2の超音波信号のそれぞれについて第1の周波数スペクトルデータおよび第2の周波数スペクトルデータを生成し、差分特徴量算出部が、前記第1の周波数スペクトルデータと前記第2の周波数スペクトルデータとの差を特徴量とした差分特徴量を算出し、解析画像データ生成部が、前記差分特徴量に応じた色情報を付与した解析画像データを生成することを特徴とする。

発明の効果

[0018] 本発明によれば、時相が異なる複数の画像情報を取得する際に、再現性の高い画像情報を取得することができるという効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0019] [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、焼灼針による焼灼前のBモード画像の一例を示す図である。

[図6]図6は、焼灼針による焼灼中のBモード画像の一例を示す図である。

[図7]図7は、Bモード画像を説明する図である。

[図8]図8は、図6に示す焼灼中のBモード画像と、図7に示す座標変換後の焼灼前のBモード画像における血管および腫瘍の配置を説明する図である。

[図9]図9は、周波数解析部により算出された焼灼前の周波数スペクトルと焼灼中の周波数スペクトルとの一例を示す図である。

[図10]図10は、焼灼前のRFデータから算出される周波数スペクトルと、焼灼中のRFデータから算出される周波数スペクトルとの差分スペクトルを示す図である。

[図11]図11は、本発明の実施の形態1に係る回帰分析部が行う差分特徴量の算出を説明するための図である。

[図12]図12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重畳画像の表示例を模式的に示す図である。

[図15]図15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16]図16は、焼灼前の周波数スペクトルを用いた周波数特徴量の算出を説明するための図である。

[図17]図17は、本発明の実施の形態2に係る差分特徴量算出部が行う差分特徴量の算出を説明するための図である。

発明を実施するための形態

[0020] 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。

[0021] （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、被検体へ超音波を送信し、該被検体で後方散乱された超音波を受信する超音波内視鏡２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。本実施の形態では、超音波内視鏡２が、超音波プローブとして作用する。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の伝送を示し、一点鎖線の矢印が周波数スペクトルのデータまたは特徴量の伝送を示し、破線の矢印が制御やその他にかかる電気信号やデータの伝送を示している。

[0022] 超音波内視鏡２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）に変換して被検体へ照射するとともに、被検体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２１を有する。

[0023] 超音波内視鏡２は、被検体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、被検体が人体内部の組織である場合には、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。また、挿入部は、通常、撮像時に被検体を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。

[0024] 超音波観測装置３は、送受信部３０１、Ｂモード画像データ生成部３０２

、周波数解析部 303、第 1 切替部 304、第 2 切替部 305、移動量推定部 306、読出部 307、差分特徴量算出部 308、解析画像データ生成部 309、重畳部 310、表示画像データ生成部 311、入力部 312、制御部 313、および記憶部 314 を備える。

[0025] 送受信部 301 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 から電氣的な高周波（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。

[0026] 具体的には、送受信部 301 は、受信したエコー信号を増幅する。送受信部 301 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、適当なサンプリング周波数（例えば 50MHz）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 301 は、増幅後のエコー信号から離散化された RF データを生成し、B モード画像データ生成部 302 および周波数解析部 303 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 21 を電子的に走査させる構成を有する場合、送受信部 301 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。

[0027] 送受信部 301 が送信するパルス信号の周波数帯域は、超音波振動子 21 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、超音波振動子 21 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 301 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 21 が超音波エコーをエコー信号へ音響電気変換する際の、超音波振動子 21 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。

[0028] B モード画像データ生成部 302 は、送受信部 301 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。具体的には、Bモード画像データ生成部302は、受信深度が大きいRFデータほど高い増幅率で増幅するSTC (Sensitivity Time Control) 補正を行う。図2は、送受信部301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2は、横軸を受信深度 z に、縦軸を増幅率 β の常用対数をとった対数グラフである。縦軸の単位はdB (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 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 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、被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。なお、図2に示す関係は、予め記憶部314に記憶されている。

[0029] さらに、Bモード画像データ生成部302は、RFデータに対してバンドパスフィルタ、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302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、基準電圧と呼ばれる特定の電圧 V_0 で除し、さらにその常用対数をとることで変換する。変換後のデータはデシベル値で表現される。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を10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。

[0030] 図3は、超音波振動子21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、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。

[0031] さらに、Bモード画像データ生成部302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。

[0032] Bモード画像データ生成部302は、生成した音線データが走査範囲を空間的に正しく表現できるよう、音線データを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302は、生成したBモード画像データを第1切替部304へ出力する。

[0033] 周波数解析部303は、送受信部301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周波数スペクトルのデータを算出する。具体的には、周波数解析部303は、送受信部301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 ）から得られるエコー信号の強度や電圧振幅の周波数分布」を意味する。

[0034] 本実施の形態1では、周波数スペクトルとしてエコー信号の電圧振幅の周波数分布を採用した場合で説明する。周波数解析部303は、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、周波数スペクトルデータともいう）を生成する場合を例として説明する。 f は、周波数である。周波数解析部 303 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_0 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 α を乗ずることにより、次式（1）で与えられる被検体の周波数スペクトルデータ $S(f, L)$ を生成する。

$$S(f, L) = \alpha \cdot \log \{V(f, L) / V_0\} \quad \cdots (1)$$

[0035] 以下、具体的に、周波数解析部 303 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、被検体が人体組織である場合、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。

[0036] 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 における白抜きまたは黒塗りで示す長方形は、1 つのサンプル点におけるデ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 301 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 303 による算出結果は複素数で得られ、記憶部 314 に格納される。

[0037] 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、 F_k 以外の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303の処理を説明する際に詳述する(図13を参照)。この後、周波数解析部303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)に基づいて周波数スペクトルデータ $S(f, L)$ を算出する。周波数解析部303は、さらに、図3に示した全ての音線に対してこの作用を繰り返すことで、全方位に渡って周波数スペクトルデータ $S(f, L)$ を算出し、第2切替部305へ出力する(以下、『方位』を、図3の全走査方向に渡し、各音線データが向く方向として説明する)。

[0038] 第1切替部304は、制御部313の制御のもと、Bモード画像データ生成部302が生成したBモード画像データの伝送経路の切り替えを行う。具体的には、第1切替部304は、Bモード画像データを、移動量推定部306および重畳部310か、または、重畳部310および記憶部314(後述する画像データ記憶部314a)に切り替えて出力する。

[0039] 第2切替部305は、制御部313の制御のもと、周波数解析部303が生成した周波数スペクトルデータの伝送経路の切り替えを行う。具体的には、第2切替部305は、周波数スペクトルデータを、差分特徴量算出部308に出力するか、または、記憶部314(後述するスペクトルデータ記憶部314b)に切り替えて出力する。

[0040] 移動量推定部306は、同一被検体から異なる時刻に取得した二つのBモード画像データを用いて、画像内に描出される被検体、もしくはその少なく

とも一部を推定する。例えば、被検体もしくはその一部として、血管や腫瘍の移動量を推定する。移動量推定部306は、同一被検体であって時刻の異なる、例えば、焼灼前と焼灼中との間における被検体の移動量を推定する。移動量推定部306が推定する移動量には、Bモード画像の横方向および縦方向の移動距離と、画像の回転角度とを含む。なお、本実施の形態では、焼灼前の画像や周波数スペクトルデータと、焼灼中の各種画像や各種データを用いて例示するが、焼灼前の時点より後であれば、焼灼中ではなく焼灼後でも構わない。

[0041] 図5は、焼灼針による焼灼前のBモード画像の一例を示す図である。図6は、焼灼針による焼灼中のBモード画像の一例を示す図である。図5に示すBモード画像 W_{10} には、血管（血管像 B_V10 ）および腫瘍（腫瘍像 T_U10 ）が描出されている。また、図6に示すBモード画像 W_{20} には、血管（血管像 B_V20 ）、腫瘍（腫瘍像 T_U20 ）および焼灼針（焼灼針像 N_E ）が描出されている。以下、Bモード画像の横方向をx方向、縦方向をy方向、画像中心Oを原点、画像中心Oを中心に図5の θ の方向に回転可能な座標系を用いて説明する。なお、図5には、この座標系O-x yを仮想的にBモード画像 W_{10} に重畳して示した。

[0042] 移動量推定部306は、焼灼中のBモード画像 W_{20} の血管像 B_V20 および腫瘍像 T_U20 （図6参照）に対して、焼灼前のBモード画像 W_{10} の血管像 B_V10 および腫瘍像 T_U10 （図5参照）がどのように移動しているかを推定する。具体的には、移動量推定部306は、焼灼前のBモード画像 W_{10} に、x方向への移動、y方向への移動、および／または原点を中心にした回転の少なくともいずれか一つを含む座標変換を行いながら、座標変換後のBモード画像 W_{10} （正確には後述するBモード画像 W_{11} ）と、Bモード画像 W_{20} との相関値を算出する。以下、Bモード画像 W_{10} の、x方向の位置変化 Δx 、y方向の位置変化 Δy 、回転の角度変化（回転角 $\Delta \theta$ ）の少なくともいずれか一つを単に、『移動量』として説明する。移動量推定部306が推定に用いる移動量は、予め設定された幅で変化していく種々の移動量や、予め設定されたパター

ンの移動量を用いてもよいし、キーボード5を経由した術者の入力により設定された移動量を用いてもよい。

[0043] 移動量推定部306は、図5に示す焼灼前のBモード画像 W_{10} を回転角 $\Delta\theta$ で回転した後、横方向に Δx 、縦方向に Δy だけ移動する座標変換を行い、Bモード画像 W_{11} を得る。図7は、Bモード画像 W_{11} を説明する図である。図7には説明の都合上、この座標系 $O' - x' - y'$ を仮想的に重畳して示した。図5のBモード画像 W_{10} の任意点 (x, y) の輝度を2変数関数 $P_1(x, y)$ 、図7のBモード画像 W_{11} の任意点 (x', y') の輝度を2変数関数 $P_1'(x', y')$ で表現する。このとき、下式(2)、下式(3)が成り立つ。

$$P_1'(x', y') = P_1(x, y) \cdots (2)$$

[数1]

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\Delta\theta) & -\sin(\Delta\theta) \\ \sin(\Delta\theta) & \cos(\Delta\theta) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{pmatrix} \cdots (3)$$

[0044] 図8は、図6に示す焼灼中のBモード画像 W_{20} と、図7に示す座標変換後の焼灼前のBモード画像 W_{11} における血管および腫瘍の配置を説明する図である。移動量推定部306は、この座標変換した焼灼前のBモード画像 W_{11} と、焼灼中のBモード画像 W_{20} との相関値を算出する。なお、移動量 $(\Delta x, \Delta y, \Delta\theta)$ (座標変換の順番は回転角 $\Delta\theta$ による回転が先)には、すべてがゼロの場合、すなわち移動させない場合も含む。

[0045] 図8のBモード画像 W_{20} の任意点 (x', y') の輝度を2変数関数 $P_2(x', y')$ で表現する。移動量推定部306において、移動量 $(\Delta x, \Delta y, \Delta\theta)$ で座標変換を行ったBモード画像 W_{11} の値 $P_1'(x', y')$ と、Bモード画像 W_{20} の値 $P_2(x', y')$ との相関値 $C_v(\Delta x, \Delta y, \Delta\theta)$ は、下式(4)により定義される。

$$C_v(\Delta x, \Delta y, \Delta\theta) = \iint P_1'(x', y') \cdot P_2(x', y') dx' dy' \cdots (4)$$

式（４）に式（２）を代入して、下式（５）を得る。ここで、 x と y はどちらも x' と y' との２変数関数 $x(x', y')$ 、 $y(x', y')$ と表現される。

$$\begin{aligned} C_v(\Delta x, \Delta y, \Delta \theta) \\ = \iint P_1(x(x', y'), y(x', y')) \\ \cdot P_2(x', y') dx' dy' \\ \cdot \cdot \cdot (5) \end{aligned}$$

ここで、式（３）を $x(x', y')$ 、 $y(x', y')$ について逆算して、下式（６）を得る。

[数2]

$$\begin{pmatrix} x(x', y') \\ y(x', y') \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\Delta \theta) & \sin(\Delta \theta) \\ -\sin(\Delta \theta) & \cos(\Delta \theta) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x' - \Delta x \\ y' - \Delta y \end{pmatrix} \quad \dots (6)$$

移動量推定部３０６は、移動量 $(\Delta x, \Delta y, \Delta \theta)$ として種々の値を式（６）の右辺へ代入し、演算結果 $x(x', y')$ 、 $y(x', y')$ を、さらに式（５）の右辺へ代入することで、相関値 $C_v(\Delta x, \Delta y, \Delta \theta)$ の種々の値を算出する。一般に、式（５）の演算は相互相関と呼ばれ、Ｂモード画像 W_{11} とＢモード画像 W_{20} との位置や向きが一致した場合に相関値 C_v が最大になる。なお、式（５）と式（４）には積分記号 $\int$ を用いたが、実際には、移動量推定部３０６は、離散的な画素の輝度値の積和を求める演算を実行する。

[0046] 移動量推定部３０６は、算出した種々の相関値 $C_v(\Delta x, \Delta y, \Delta \theta)$ のうち、その最大値 $\max C_v$ を与える移動量 $(\Delta x_0, \Delta y_0, \Delta \theta_0)$ を特定する。そして、移動量推定部３０６は、この移動量 $(\Delta x_0, \Delta y_0, \Delta \theta_0)$ を、焼灼前（血管像 B_v10 および腫瘍像 T_u10 ）から焼灼中（血管像 B_v20 および腫瘍像 T_u20 ）までの被検体の推定移動量として、読出部３０７へ出力する。なお、焼灼前と焼灼中とのＢモード画像において被検体に動きがなければ、推定移動量はゼロとなる。

[0047] 記憶部３１４（スペクトルデータ記憶部３１４ｂ）は焼灼前に取得した全

方位、全深度 z ($=L/2$) で算出された周波数スペクトルデータ $S(f, L)$ を記憶しておく。

読出部 307 は、焼灼前に取得したこの周波数スペクトルデータ $S(f, L)$ の全方位と全深度分を記憶部 314 (スペクトルデータ記憶部 314b) から読み出して、 $S(f, L)$ の方位と深度で定義される直交座標 x, y に関し、移動量推定部 306 が推定した移動量で座標変換を行う。読出部 307 は、座標変換後の周波数スペクトルデータを、差分特徴量算出部 308 へ出力する。読出部 307 は、焼灼前の周波数スペクトルデータを、焼灼中の周波数スペクトルデータに合わせて補正する補正部として機能する。

[0048] 差分特徴量算出部 308 は、周波数解析部 303 が算出した焼灼中の周波数スペクトルデータと、読出部 307 から取得し、座標変換した焼灼前の周波数スペクトルデータとに基づいて、差分特徴量を算出する。差分特徴量算出部 308 は、差分スペクトル算出部 308a および回帰分析部 308b を有する。

[0049] 差分スペクトル算出部 308a は、焼灼中の周波数スペクトルデータから、焼灼前かつ座標変換後の周波数スペクトルデータを、互いに方位・深度またはそれらで定義される直交座標や、周波数を一致させて減算する。そして、差分スペクトル算出部 308a は、このように差をとった差分スペクトルデータを算出する。図 9 は、周波数解析部 303 により算出された焼灼前の周波数スペクトルと焼灼中の周波数スペクトルとの一例を示す図である。差分スペクトル算出部 308a は、各周波数について、例えば、焼灼中に得られた周波数スペクトルデータ S_{p2} と、焼灼前に得られた周波数スペクトルデータ S_{p1} との差分を算出することによって、差分スペクトルデータを算出する。

[0050] 図 10 は、焼灼前の RF データから算出される周波数スペクトル S_{p1} と、焼灼中の RF データから算出される周波数スペクトル S_{p2} との差分スペクトル S_{pD} を示す図である。差分スペクトル算出部 308a は、焼灼中の周波数スペクトルデータ S_{p2} と、焼灼前の周波数スペクトルデータ S_{p1} との差分を算

出することによって、図10に示す差分スペクトルデータ S_{P_D} を生成する。差分スペクトル算出部308aは、全方位と全深度ごとに差分スペクトルデータを算出する。

[0051] 回帰分析部308bは、差分スペクトル算出部308aから出力された複数の差分スペクトルデータを直線で近似し、その直線を用いて差分スペクトルデータの特徴量（以下、差分特徴量という）を算出し、差分特徴量を解析画像データ生成部309へ出力する。

[0052] 具体的には、回帰分析部308bは、所定周波数帯域における周波数スペクトルデータの単回帰分析を行って周波数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差分特徴量を算出する。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。

[0053] 図11は、本発明の実施の形態1に係る回帰分析部308bが行う差分特徴量の算出を説明するための図である。例えば、回帰分析部308bは、周波数帯域 U で単回帰分析を行い差分スペクトルデータ S_{P_D} の回帰直線 L_D を得る。次に、回帰分析部308bは、回帰直線 L_D の傾き a_1 、切片 b_1 、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） $c_1 = a_1 f_M + b_1$ を差分特徴量として算出する。このように回帰直線 L_D を特徴付ける一次式のパラメータ（傾き a_1 、切片 b_1 、ミッドバンドフィット c_1 ）で差分スペクトルデータ S_{P_D} を表現することで、差分スペクトルデータ S_{P_D} を一次式に近似したことになる。

[0054] 周波数スペクトルのデータから算出される3つの差分特徴量のうち、傾き a_1 、切片 b_1 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_1 は、有効な周波数帯域内の中心におけるエコー信号の電圧振幅や強度を与える。このため、ミッドバンドフィット c_1 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、回帰分析部308bは、回帰分析によって二次以上の多項式で周波数スペクトルのデータを近似するようにしてもよい。

[0055] 図1に戻り、解析画像データ生成部309は、差分特徴量算出部308が算出した差分特徴量に応じて視覚情報を付与した解析画像データを生成する。具体的には、解析画像データ生成部309は、回帰分析部308bが算出した差分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位置に対応して割り当てた解析画像データを生成する。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。次に、解析画像データ生成部309は、例えば図4に示す1つのRFデータストリング F_j ($j = 1, 2, \dots, K$) のデータ量に比例する深度長と、図3に示す音線間の方位間隔とで定義される画素領域に対し、そのRFデータストリング F_j から算出される差分特徴量に関連する視覚情報を割り当てる。

[0056] ここで、周波数解析部303、差分特徴量算出部308、解析画像データ生成部309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方位幅（すなわち、走査方向の幅）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よい。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。

[0057] 重畳部310は、Bモード画像データ生成部302が生成したBモード画像データ上に、解析画像データ生成部309が生成した解析画像データを合成して、重畳画像データを生成する。

[0058] 表示画像データ生成部311は、重畳部310が生成した重畳画像データまたはBモード画像データに対して、表示装置4における画像の表示レンジに応じたデータの間引きや、階調処理などの所定の処理を施した後、表示装置4に表示させる。

[0059] 入力部312は、キーボード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、制御部 3 1 3 へ出力する。

[0060] ここで、キーボード 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 5 には、表示画面を備えたタッチパネル 5 a が設けられている。タッチパネル 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 5 は、タッチパネル 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入力部 3 1 2 へ出力する。なお、タッチパネル 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（G U I）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。

[0061] 制御部 3 1 3 は、記憶部 3 1 4 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 1 4 から読み出し、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。

[0062] 上述した送受信部 3 0 1、B モード画像データ生成部 3 0 2、周波数解析部 3 0 3、第 1 切替部 3 0 4、第 2 切替部 3 0 5、移動量推定部 3 0 6、読出部 3 0 7、差分特徴量算出部 3 0 8、解析画像データ生成部 3 0 9、重畳部 3 1 0、表示画像データ生成部 3 1 1、入力部 3 1 2 および制御部 3 1 3 は、演算および制御機能を有する C P U（Central Processing Unit）等の汎用プロセッサ、または A S I C（Application Specific Integrated Circuit）もしくは F P G A（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。なお、制御部 3 1 3、B モード画像データ生成部 3 0 2 をはじめ、上記のうち少なくとも一部を含む複数の部を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。

- [0063] 記憶部 314 は、各処理の演算パラメータやデータ等を記憶する。記憶部 314 は、Bモード画像データ生成部 302 が生成した B モード画像データを記憶する画像データ記憶部 314 a と、周波数解析部 303 が算出した周波数スペクトルデータを記憶する前述のスペクトルデータ記憶部 314 b とを有する。記憶部 314 は、例えば、HDD (Hard Disk Drive) を用いて構成される。
- [0064] さらに、記憶部 314 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 α 、 V_0 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。
- [0065] また、記憶部 314 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非一時的なコンピュータ読み取り可能な記録媒体、例えば図示しない ROM (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、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。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、LAN、WAN 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。
- [0066] 図 12 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。以下、制御部 313 の制御のもと、各部が動作するものとして説明する。なお、第 1 切替部 304 と第 2 切替部 305 とは、それぞれの出力先が図 1 に示すそれぞれの右下側の端子に接触するよう、初期設定されている。すなわち、超音波観測装置 3 の初期設定として、第 1 切替部 304 が B モード画像データを重畳部 310 および記憶部 314（画像データ記憶部 314 a）に出力し、第 2 切替部 305 が周波数スペクトルデータを記憶部 314（スペクトルデータ記憶部 314 b）に出力するようにな

っている。

- [0067] ステップS 1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と、超音波振動子21は被検体を走査し、被検体から受信したエコーを電氣的なエコー信号へ変換する。送受信部301は、超音波内視鏡2を経由してエコー信号を受信する。送受信部301は、そのエコー信号の増幅を行う。次に、送受信部301は、適当なサンプリング周波数（例えば50MHz）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RFデータを生成し、Bモード画像データ生成部302および周波数解析部303へ出力する。
- [0068] ステップS 2において、Bモード画像データ生成部302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302は、送受信部301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する。
- [0069] ステップS 3において、周波数解析部303は、ステップS 2で生成されたRFデータから、周波数スペクトルデータを算出する（周波数解析ステップ）。周波数解析部303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ことによって全てのRFデータストリングに対する周波数スペクトルデータを算出する。
- [0070] 図13は、ステップS 3において周波数解析部303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。
- [0071] ステップS 21において、周波数解析部303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。
- [0072] ステップS 22において、周波数解析部303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（受信深度に対応） $Z^{(k)}$ 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 $S R_k$ 上での解析範囲の最浅の R F データストリングを代表するデータ位置である。

[0073] その後、周波数解析部 303 は、R F データストリングを取得し（ステップ S 23）、取得した R F データストリングに対し、記憶部 314 が記憶する窓関数を作用させる（ステップ S 24）。このように R F 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、R F 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。

[0074] 続いて、周波数解析部 303 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 25）。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 $2^{n-1}/2$ （ $= 2^{n-1}$ ）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。

[0075] ステップ S 25 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 25：Yes）、周波数解析部 303 は、後述するステップ S 27 へ移行する。

[0076] ステップ S 25 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 25：No）、周波数解析部 303 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 26）。ステップ S 25 において正常でないと判定さ

れたRFデータストリング（例えば図5のRF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、RF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S26の後、周波数解析部303は、後述するステップS27へ移行する。

[0077] ステップS27において、周波数解析部303は、RFデータストリングにFFT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303は、 $V(f, L)$ に対数変換処理を施して、周波数スペクトルデータ $S(f, L)$ を得る（ステップS27）。

[0078] ステップS28において、周波数解析部303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5を経由した術者の入力値を記憶部314が予め記憶しているものとする。図4では、 $D = 15$ の場合を例示している。

[0079] その後、周波数解析部303は、データ位置 $Z^{(k)}$ が音線 SR_k における最大値 $Z_{\max}^{(k)}$ より大きいかな否かを判定する（ステップS29）。この最大値 $Z_{\max}^{(k)}$ は、音線 SR_k 上での解析範囲の最深のRFデータストリングを代表するデータ位置である。データ位置 $Z^{(k)}$ が最大値 $Z_{\max}^{(k)}$ より大きい場合（ステップS29：Yes）、周波数解析部303はカウンタkを1増加させる（ステップS30）。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 $Z_{\max}^{(k)}$ 以下である場合（ステップS29：No）、周波数解析部303はステップS23へ戻る。

[0080] ステップS30の後、周波数解析部303は、カウンタkが最大値 $k_{\max}$ より大きいかな否かを判定する（ステップS31）。カウンタkが $k_{\max}$ より大きい場合（ステップS31：Yes）、周波数解析部303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S31：No）、周波数解析部303はステップS22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。

[0081] このようにして、周波数解析部303は、解析対象領域内の $(k_{\max} - k_0 +$

1) 本の音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314（スペクトルデータ記憶部314b）に格納される。

[0082] 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314にあらかじめ記憶されており、周波数解析部303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303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5を経由し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303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。

[0083] 再び、図12を参照して説明する。ステップS2とステップS3とは、順序が逆であってもよいし、並行して行うようにしてもよい。

[0084] ステップS4において、制御部313は、超音波内視鏡2またはキーボード5の図示しないボタンもしくはメニューを介して、術者から焼灼針による焼灼指示が入力されているのか確認する。制御部313は、焼灼指示が入力されている場合（ステップS4：Yes）、ステップS5に移行する。一方、制御部313は、キーボード5から焼灼指示が入力されていない場合（ステップS4：No）、ステップS13に移行する。

[0085] ステップS5において、制御部313は、第1切替部304および第2切替部305の出力先を切り替える。具体的には、ステップS5の切り替え処理によって、第1切替部304と第2切替部305とは、図1に示すそれぞれの出力先が右上側の端子に接触するよう、切り替える。すなわち、第1切替部304は、重畳部310および記憶部314（画像データ記憶部314a）に出力する伝送経路から、移動量推定部306および重畳部310に出力する伝送経路に切り替える。また、第2切替部305は、記憶部314（スペクトルデータ記憶部314b）に出力する伝送経路から、差分特徴量算出部308に出力する伝送経路に切り替える（図1参照）。

- [0086] ステップS 6において、Bモード画像データ生成部302は、焼灼指示入力後に送受信部301が受信したRFデータの増幅（STC補正）を行い、Bモード画像データを生成する。ここで得られるRFデータは、焼灼中におけるRFデータである。
- [0087] ステップS 7において、周波数解析部303は、ステップS 6で生成されたRFデータから、周波数スペクトルデータを算出する。周波数解析部303は、上述したステップS 3と同様にして、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ことによって全てのRFデータストリングに対する周波数スペクトルデータを算出する。なお、ステップS 6とステップS 7とは、順序が逆であってもよいし、並行して行うようにしてもよい。
- [0088] ステップS 8において、移動量推定部306は、焼灼前のBモード画像と、焼灼中のBモード画像とから、焼灼前のBモード画像に描出されていた被検体もしくはその一部（血管や腫瘍）が、焼灼中のBモード画像においてどれだけ移動したかを推定する。そして、読出部307は、焼灼前に取得した周波数スペクトルデータを記憶部314（スペクトルデータ記憶部314b）から読み出して、移動量推定部306が推定した移動量で座標変換を行う。読出部307は、座標変換後の周波数スペクトルデータを、差分特徴量算出部308に出力する。
- [0089] ステップS 9において、差分スペクトル算出部308aは、焼灼中に得られた周波数スペクトルデータから、焼灼前かつ座標変換後に得られた周波数スペクトルデータを、互いに方位・深度またはそれらで定義される直交座標や、周波数を一致させて減算する。差分スペクトル算出部308aは、このように各周波数について、周波数スペクトルデータの差分を算出することによって、差分スペクトルデータを算出する（図10参照）。
- [0090] ステップS 10において、回帰分析部308bは、差分スペクトル算出部308aから出力された複数の差分スペクトルデータを直線で近似すること

によって差分スペクトルデータの差分特徴量を算出することによって差分特徴量を取得する（図 11 参照）。以上ステップ S 9 およびステップ S 10 が、差分特徴量算出ステップに相当する。

[0091] ステップ S 11 において、解析画像データ生成部 309 は、回帰分析部 308b が算出した差分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解析画像データを生成する（解析画像データ生成ステップ）。

[0092] ステップ S 12 において、重畳部 310 は、ステップ S 6 において B モード画像データ生成部 302 が生成した B モード画像データと、ステップ S 11 において解析画像データ生成部 309 が生成した解析画像データとを合成して、差分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重畳画像データを生成し、表示画像データ生成部 311 へ出力する。制御部 313 は、生成した重畳画像データを表示画像データ生成部 311 へ出力後、ステップ S 14 に移行する。

[0093] ここで、ステップ S 4 において、重畳部 310 は、焼灼指示がなく、B モード画像データのみが入力された場合には（ステップ S 4 : No）、解析画像データの重畳は行わずに、そのまま、表示画像データ生成部 311 へ出力する（ステップ S 13）。制御部 313 は、B モード画像データを表示画像データ生成部 311 へ出力後、ステップ S 14 に移行する。

[0094] ステップ S 14 において、表示画像データ生成部 311 は、重畳部 310 が生成した重畳画像データまたは B モード画像データに対して、表示装置 4 における画像の表示レンジに応じたデータの間引きや、階調処理などの所定の処理を施して表示画像データを生成する。

[0095] その後、制御部 313 は、表示画像データに応じた画像を表示装置 4 に表示させる（ステップ S 15）。図 14 に、重畳画像データに対応する画像（重畳画像という）の表示例示す。表示装置 4 の表示画面には、差分特徴量に基づいて生成された焼灼領域 R_c が、焼灼中に取得された B モード画像に重畳された重畳画像 W_{30} が表示される。上述した処理を行うことによって、リアル

タイムに焼灼領域を表現した重畳画像を表示装置4に表示することができる。

[0096] ステップS16において、制御部313は、送受信部301が、超音波内視鏡2から新たなエコー信号を受信したか否かを判断する。制御部313は、送受信部301が新たなエコー信号を受信したと判断した場合（ステップS16：Yes）、ステップS4に移行して、上述した処理を繰り返す。これに対し、制御部313は、新たなエコー信号を受信していない、例えば、前回エコー信号を取得した時間から所定の時間経過してもエコー信号の受信がない場合（ステップS16：No）、処理を終了する。

[0097] 本実施の形態1では、焼灼前の画像や周波数スペクトルデータと、焼灼中の各種画像や各種データを用いて例示したが、焼灼前の時点より後であれば、焼灼中ではなく焼灼後でも構わない。この点は上述した通りである。

[0098] 以上説明した本発明の実施の形態1では、周波数解析部303により算出された焼灼前の周波数スペクトルデータと焼灼中／焼灼後の周波数スペクトルデータとから、差分スペクトルデータを算出し、この差分スペクトルデータから差分特徴量を求めるようにした。この際、焼灼前の周波数スペクトルデータは、焼灼前のBモード画像データと、焼灼中／焼灼後のBモード画像データとから推定される被検体もしくはその一部（血管や腫瘍）の移動量に基づいて座標変換が施されており、焼灼中／焼灼後の周波数スペクトルデータとの位置は対応付いている。このように、本発明の実施の形態1では、時相が異なる複数の画像情報を取得する際に、再現性の高い画像情報を取得することができる。これにより、本実施の形態1によれば、焼灼中／焼灼後のBモード画像上に、焼灼前との差分情報である焼灼領域を正確に表示することが可能となる。

[0099] また、本発明の実施の形態1によれば、時相の異なるエコー信号を取得するのみで重畳画像を取得することができるため、治療前後の比較画像を生成する際に、手術時間の増大を抑制し、かつ患者への負担を軽減することが可能となる。

[0100] また、本発明の実施の形態１によれば、同じ被検体から取得した周波数スペクトルの差分特徴量を算出するようにしたので、エコー信号の減衰の影響を排除し、異なる時相間において再現性のある、客観的な相違を表現した画像データを取得することが可能となる。特に、差分特徴量として差分特徴量**b**（切片）を用いれば、0MHzでの周波数スペクトルを観測することとなり、一層減衰の影響を排除した画像データを取得することができる。

[0101] また、本発明の実施の形態１によれば、焼灼前と、焼灼中／焼灼後とで同じ超音波プローブを用いてエコー信号を取得し、周波数スペクトルを算出しているため、超音波プローブの感度差等の機体差の影響を排除した再現性のある画像データを取得することが可能となる。

[0102] また、本発明の実施の形態１において、周波数スペクトルデータの差分が減少していること、または、一度大きく変化した差分に変化がなくなったことを検知することによって、治療の完了を判断できる。この検知処理により、術者は、治療の完了を把握することが可能となる。

[0103] （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１５は、本発明の実施の形態２に係る超音波観測装置３Ａを備えた超音波診断システム１Ａ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、差分特徴量算出部３０８が差分スペクトルデータを算出してこの差分スペクトルデータから差分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、差分特徴量算出部３０８Ａが焼灼前の周波数スペクトルデータ、および焼灼中／焼灼後の周波数スペクトルデータから特徴量をそれぞれ算出し、焼灼前の特徴量と、焼灼中／焼灼後の特徴量とを用いて差分特徴量を算出する。なお、本実施の形態でも、焼灼前の時点より後であれば、焼灼中ではなく焼灼後でも構わないため、以下、両者を区別せず、焼灼中／焼灼後と説明する。

[0104] 本実施の形態２に係る超音波診断システム１Ａ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３Ａを備える。超音波観測装置３Ａは、上述した差分特徴量算出

部 308 に代えて差分特徴量算出部 308A を有している。超音波観測装置 3A において、差分特徴量算出部 308A 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。

[0105] 差分特徴量算出部 308A は、周波数解析部 303 が算出した焼灼中／焼灼後の周波数スペクトルデータと、読出部 307 から取得した焼灼前の周波数スペクトルデータとに基づいて、差分特徴量を算出する。差分特徴量算出部 308A は、回帰分析部 308c および減算部 308d を有する。

[0106] 具体的には、回帰分析部 308c は、焼灼前の周波数スペクトルデータ、および焼灼中／焼灼後の周波数スペクトルデータについて、上述した回帰分析部 308b と同様にして、所定周波数帯域における周波数スペクトルデータの単回帰分析を行って周波数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特徴量を算出する。よって、回帰分析部 308c は、焼灼前の特徴量、および焼灼中／焼灼後の特徴量を算出することになる。

[0107] 図 16 は、焼灼前の周波数スペクトルを用いた周波数特徴量の算出を説明するための図である。例えば、回帰分析部 308c は、焼灼前の周波数スペクトルデータ S_1 （図 9 参照）に対し、周波数帯域 U で単回帰分析を行って、この焼灼前の周波数スペクトルデータ S_1 の回帰直線 L_{10} を得る（図 16 参照）。次に、回帰分析部 308c は、回帰直線 L_{10} の傾き a_{10} 、切片 b_{10} 、およびミッドバンドフィット（Mid-band fit） $c_{10} = a_{10} f_M + b_{10}$ を特徴量として算出する。

[0108] 図 17 は、本発明の実施の形態 2 に係る差分特徴量算出部 308A が行う差分特徴量の算出を説明するための図であって、焼灼前の周波数スペクトルデータから算出される回帰直線と、焼灼中／焼灼後の周波数スペクトルデータから算出される回帰直線とを示す図である。図 17 に示すように、回帰分析部 308c は、焼灼前の周波数スペクトルデータ S_{p1} に基づいて生成される回帰直線 L_{10} から特徴量 a_{10} 、 b_{10} 、 c_{10} を算出するとともに、焼灼中／焼灼後の周波数スペクトルデータ S_{p2} （図 9 参照）に基づいて生成される回帰直

線 L_{20} から特徴量 a_{20} 、 b_{20} 、 c_{20} を算出する。

[0109] 減算部308dは、焼灼前の特徴量と、焼灼中／焼灼後の特徴量との差をとった差分特徴量を算出する。減算部308dは、例えば、特徴量としてミッドバンドフィット c を用いる場合、焼灼中に得られた周波数スペクトルデータ S_{p2} に基づく特徴量 c_{20} と、焼灼前に得られた周波数スペクトルデータ S_{p1} に基づく特徴量 c_{10} との差分を算出することによって差分特徴量を取得する。

[0110] 本実施の形態2における重畳画像の生成、表示処理は、ステップS9、S10を上述した処理に置きかえる以外は、図12に示すフローチャートと同じである。

[0111] 以上説明した本発明の実施の形態2では、周波数解析部303により算出された焼灼前の周波数スペクトルデータと焼灼中／焼灼後の周波数スペクトルデータとから、特徴量をそれぞれ算出し、この特徴量から差分特徴量を求めるようにした。この際、実施の形態1と同様に、焼灼前の周波数スペクトルデータは、焼灼前のBモード画像データと、焼灼中／焼灼後のBモード画像データとから推定される被検体もしくはその一部（血管や腫瘍）の移動量に基づいて座標変換が施されており、焼灼中／焼灼後の周波数スペクトルデータとの位置は対応付いたものとなっている。このように、本発明の実施の形態2では、時相が異なる複数の画像情報を取得する際に、再現性の高い画像情報を取得することができる。これにより、本実施の形態2によれば、焼灼中／焼灼後のBモード画像上に、焼灼前との差分情報である焼灼領域を正確に表示することが可能となる。

[0112] なお、上述した実施の形態2において、回帰分析部308cが、周波数スペクトルデータから算出した特徴量に対して減衰補正を行ってもよい。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、被検体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（7）で表現される。

$$A(f, z) = 2 \zeta z f \quad \dots (7)$$

ここで、比例定数 ζ 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 ζ の具体的な値は、被検体が生体である場合、生体の部位や組織に応じて定まる。正常肝では概ね、 0.55 dB/cm/MHz である。なお、減衰率 ζ の値は記憶部 314 に予め記憶されており、回帰分析部 308c は適宜、記憶部 314 から減衰率 ζ の値を読み出して用いる。超音波観測装置 3A が、超音波内視鏡 2 による超音波の送信の前に、予め、被検体の部位名や組織名の入力を術者から受けた場合には、回帰分析部 308c は、部位名や組織名に対応した減衰率 ζ 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 3A が、減衰率 ζ の値を術者から直接受けた場合には、回帰分析部 308c は、その値を以下の減衰補正に用いる。超音波観測装置 3A が、一切の入力を術者から受けなかった場合には、回帰分析部 308c は、上記 0.55 dB/cm/MHz を以下の減衰補正に用いる。

[0113] 回帰分析部 308c は、算出した特徴量（例えば、傾き a_0 、切片 b_0 、ミッドバンドフィット c_0 とする）に対し、以下に示す式（8）～（10）にしたがって減衰補正を行うことにより、補正特徴量 a 、 b 、 c を算出する。

$$a = a_0 + 2 \zeta z \quad \dots (8)$$

$$b = b_0 \quad \dots (9)$$

$$c = c_0 + A(f_M, z) = c_0 + 2 \zeta z f_M (= a f_M + b) \quad \dots (10)$$

式（8）、（10）からも明らかなように、回帰分析部 308c は、傾きとミッドバンドフィットとに対しては超音波の受信深度 z が大きいほど、大きい

補正を行う。また、式（９）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。

[0114] この後、回帰分析部 308c は、これら減衰補正された補正特徴量 a、b、c を減算部 308d へ出力する。減算部 308d は、焼灼中／焼灼後の補正特徴量と、焼灼前の補正特徴量との差分を算出することによって、差分特徴量を取得する。

[0115] 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。

[0116] また、本実施の形態 1、2 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。

[0117] また、超音波プローブとして、被検体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。

[0118] また、超音波振動子 21 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、超音波振動子 21 は、圧電素子が二次元

的に配置されるものであってもよい。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することで、電子的に走査させるものであってもよい。

[0119] 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。

[0120] このように、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、様々な実施の形態を含みうるものである。

産業上の利用可能性

[0121] 以上のように、本発明にかかる超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法およびコンピュータ読み取り可能な記録媒体は、時相が異なる複数の画像情報を取得する際に、再現性の高い画像情報を取得するのに有用である。

符号の説明

- [0122] 1、1 A 超音波診断システム
- 2 超音波内視鏡
 - 3、3 A 超音波観測装置
 - 4 表示装置
 - 2 1 超音波振動子
 - 3 0 1 送受信部
 - 3 0 2 Bモード画像データ生成部
 - 3 0 3 周波数解析部
 - 3 0 4 第1切替部
 - 3 0 5 第2切替部
 - 3 0 6 移動量推定部
 - 3 0 7 読出部
 - 3 0 8、3 0 8 A 差分特徴量算出部

308 a 差分スペクトル算出部

308 b、308 c 回帰分析部

308 d 減算部

309 解析画像データ生成部

310 重畳部

311 表示画像データ生成部

312 入力部

313 制御部

314 記憶部

請求の範囲

[請求項1] 被検体へ超音波を送信し、該被検体で後方散乱された超音波を受信する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、

第1の超音波信号、および該第1の超音波信号とは取得時刻の異なる第2の超音波信号のそれぞれについて第1の周波数スペクトルデータおよび第2の周波数スペクトルデータを生成する周波数解析部と、
前記第1の周波数スペクトルデータと前記第2の周波数スペクトルデータとの差を特徴量とした差分特徴量を算出する差分特徴量算出部と、

前記差分特徴量に応じた色情報を付与した解析画像データを生成する解析画像データ生成部と、

を備えることを特徴とする超音波観測装置。

[請求項2] 前記差分特徴量算出部は、

前記第1の周波数スペクトルデータと、前記第2の周波数スペクトルデータとの差を表現する差分スペクトルデータを算出する差分スペクトル算出部と、

前記差分スペクトルデータの回帰分析を行って差分特徴量を算出する回帰分析部と、

を有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3] 前記差分特徴量算出部は、

前記第1の周波数スペクトルデータの回帰分析を行って第1の特徴量を算出するとともに、前記第2の周波数スペクトルデータの回帰分析を行って第2の特徴量を算出する回帰分析部と、

前記第1の特徴量と前記第2の特徴量とを減算処理して差分特徴量を算出する減算部と、

を有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4] 前記回帰分析部は、前記第1および第2の周波数スペクトルデータ

における所定の周波数帯域を一次式で近似し、前記一次式の切片および傾き、ならびに前記周波数帯域の中間周波数における前記一次式の値のうちのいずれかを前記差分特徴量として算出する

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]

前記第 1 の超音波信号に基づいて第 1 の超音波画像データを生成し、前記第 2 の超音波信号に基づいて第 2 の超音波画像データを生成する超音波画像データ生成部と、

前記第 2 の超音波画像データに描出される被検体に対する前記第 1 の超音波画像データに描出される前記被検体の、位置の変化量および／または回転角の少なくとも一方を含む移動量を推定する移動量推定部と、

前記移動量推定部が推定した該移動量に応じて前記第 1 の周波数スペクトルデータの補正を行う補正部と、

前記第 2 の超音波画像データに前記解析画像データを重畳する重畳部と、

をさらに備え、

前記差分特徴量算出部は、前記補正部による補正後の第 1 の周波数スペクトルデータと、前記第 2 の周波数スペクトルデータとを用いて前記差分特徴量を補正する

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6]

前記解析画像データ生成部は、前記第 2 の超音波画像データにおける各画素位置に、補正後の差分特徴量に応じた色情報を割り当てた前記解析画像データを生成し、

前記第 2 の超音波画像データに前記解析画像データを重畳した重畳画像データを生成する重畳部と、

前記重畳画像データを表示装置の表示方式に応じた処理を施して表示画像データを生成する表示画像データ生成部と、

をさらに備えることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波観測装置

。

[請求項7] 前記解析画像データ生成部は、前記第2の超音波信号に基づく第2の超音波画像データにおける各画素位置に、差分特徴量に応じた色情報を割り当てた前記解析画像データを生成し、

前記第2の超音波画像データに前記解析画像データを重畳した重畳画像データを生成する重畳部と、

前記重畳画像データを表示装置の表示方式に応じた処理を施して表示画像データを生成する表示画像データ生成部と、

をさらに備え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8] 被検体へ超音波を送信し、該被検体で後方散乱された超音波を受信する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の作動方法であって、

周波数解析部が、第1の超音波信号、および該第1の超音波信号とは取得時刻の異なる第2の超音波信号のそれぞれについて第1の周波数スペクトルデータおよび第2の周波数スペクトルデータを生成する周波数解析ステップと、

差分特徴量算出部が、前記第1の周波数スペクトルデータと前記第2の周波数スペクトルデータとの差を特徴量とした差分特徴量を算出する差分特徴量算出ステップと、

解析画像データ生成部が、前記差分特徴量に応じた色情報を付与した解析画像データを生成する解析画像データ生成ステップと、

を含むことを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

[請求項9] 実行可能なプログラムが記録された非一時的なコンピュータ読み取り可能な記録媒体であって、前記プログラムは、プロセッサに以下を実行するように指示する：

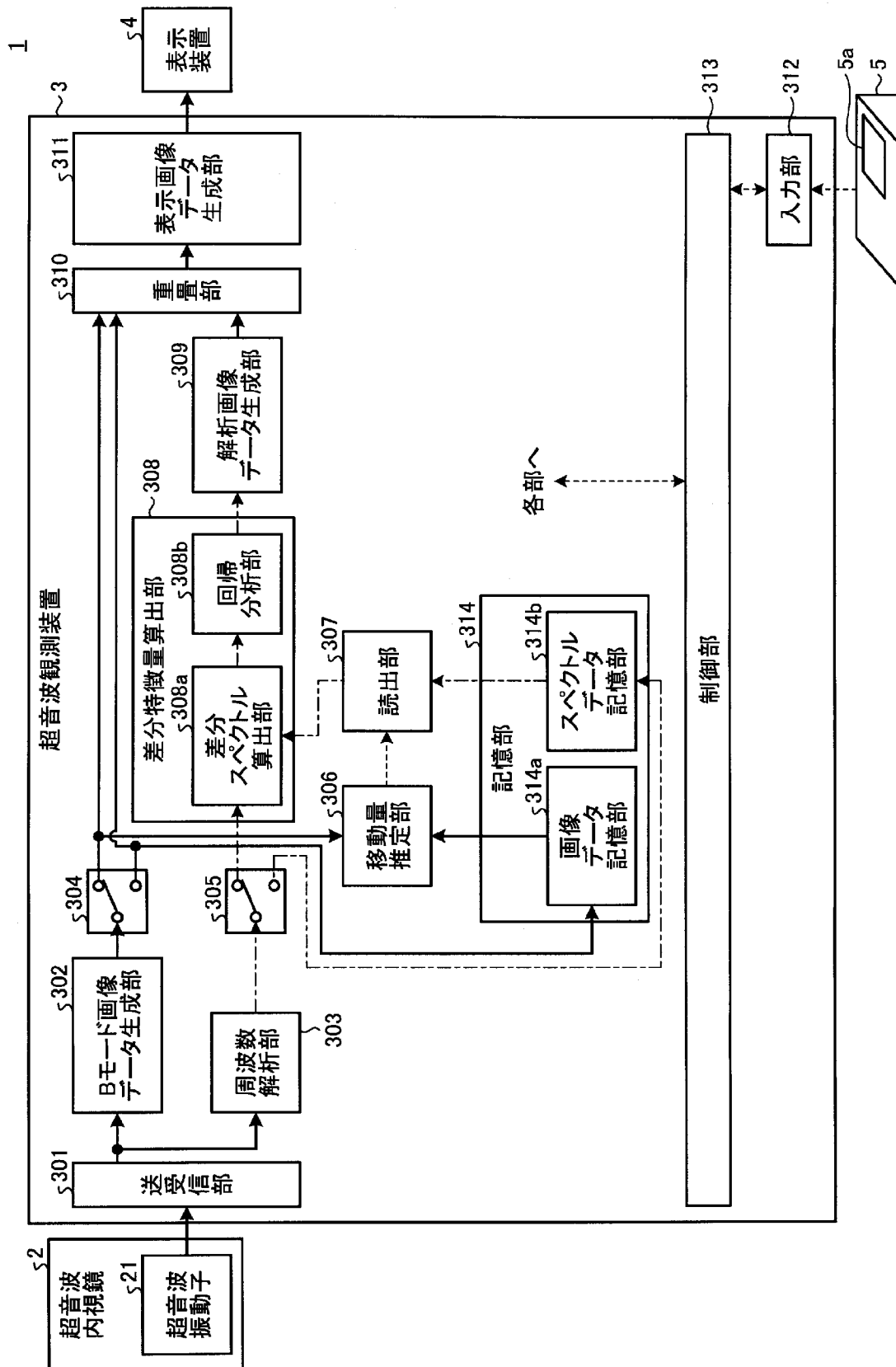
周波数解析部が、第1の超音波信号、および該第1の超音波信号とは取得時刻の異なる第2の超音波信号のそれぞれについて第1の周波

数スペクトルデータおよび第2の周波数スペクトルデータを生成し、

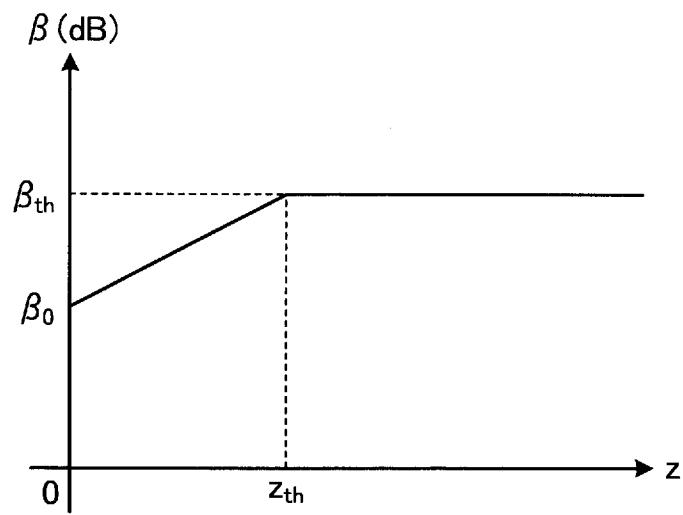
差分特徴量算出部が、前記第1の周波数スペクトルデータと前記第2の周波数スペクトルデータとの差を特徴量とした差分特徴量を算出し、

解析画像データ生成部が、前記差分特徴量に応じた色情報を付与した解析画像データを生成する。

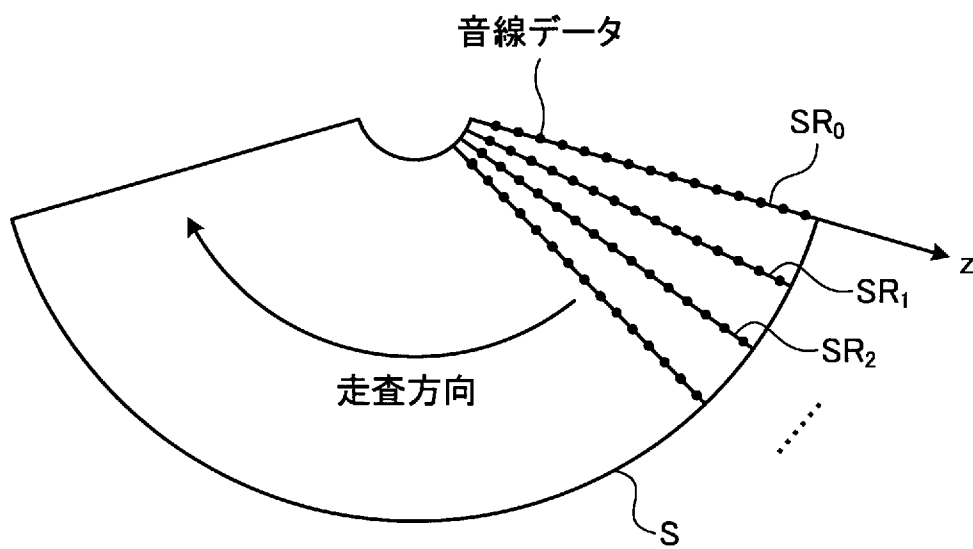
[図1]



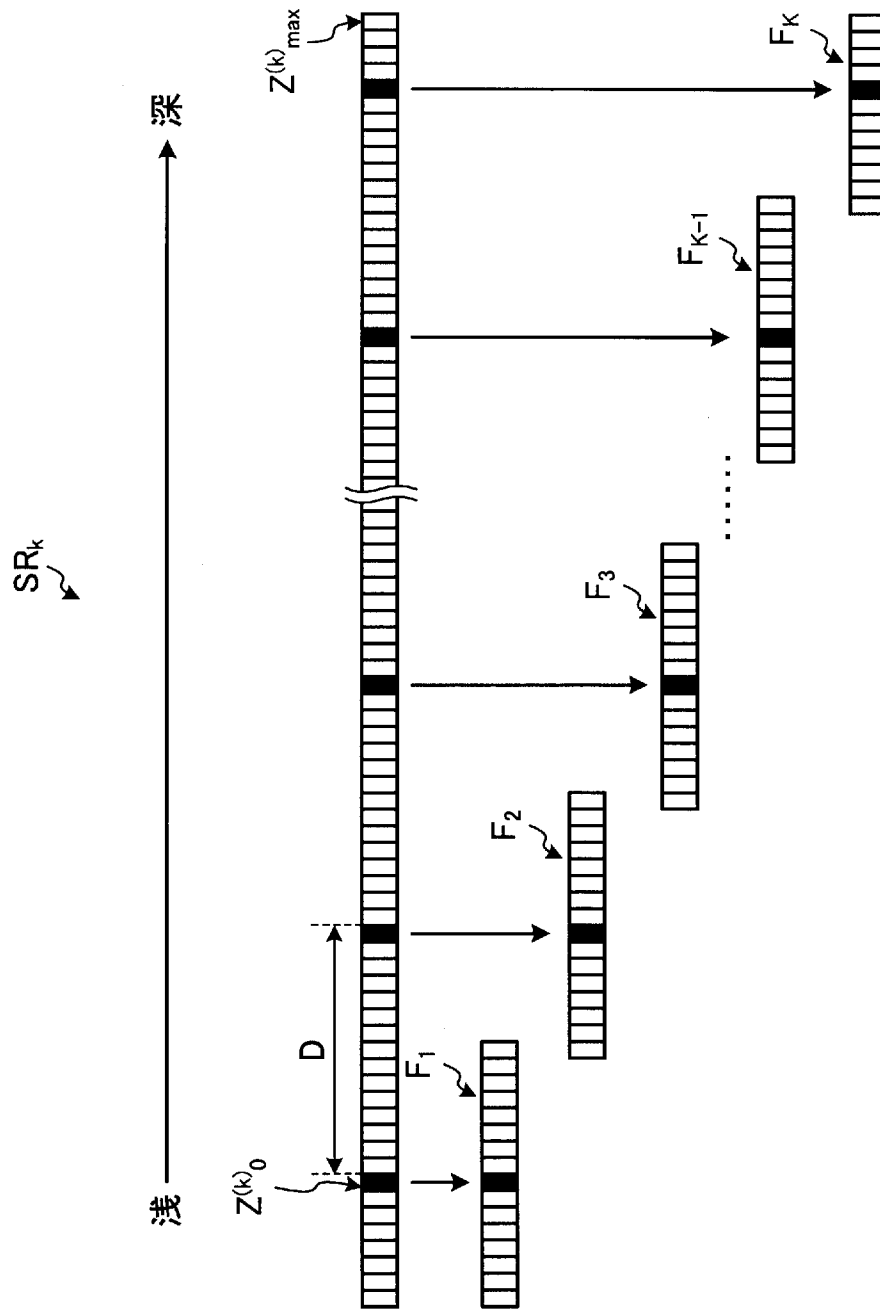
[図2]



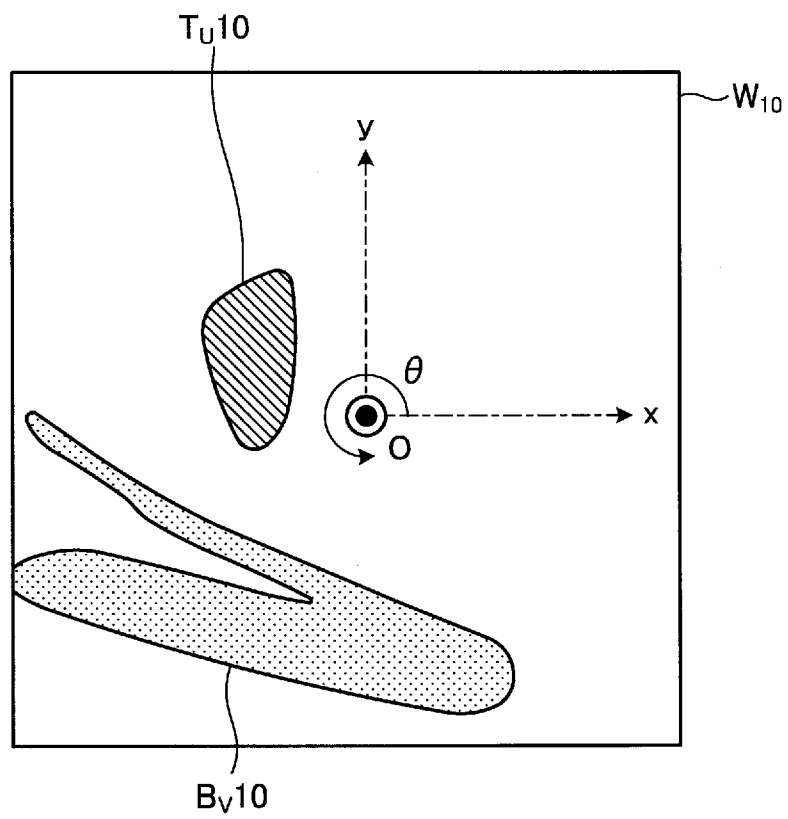
[図3]



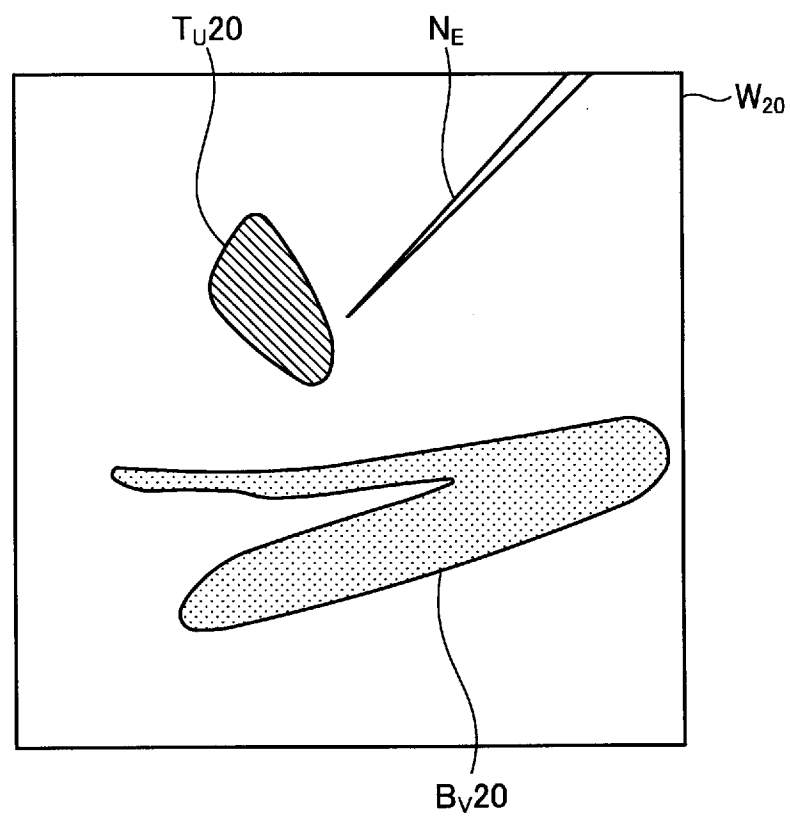
[図4]



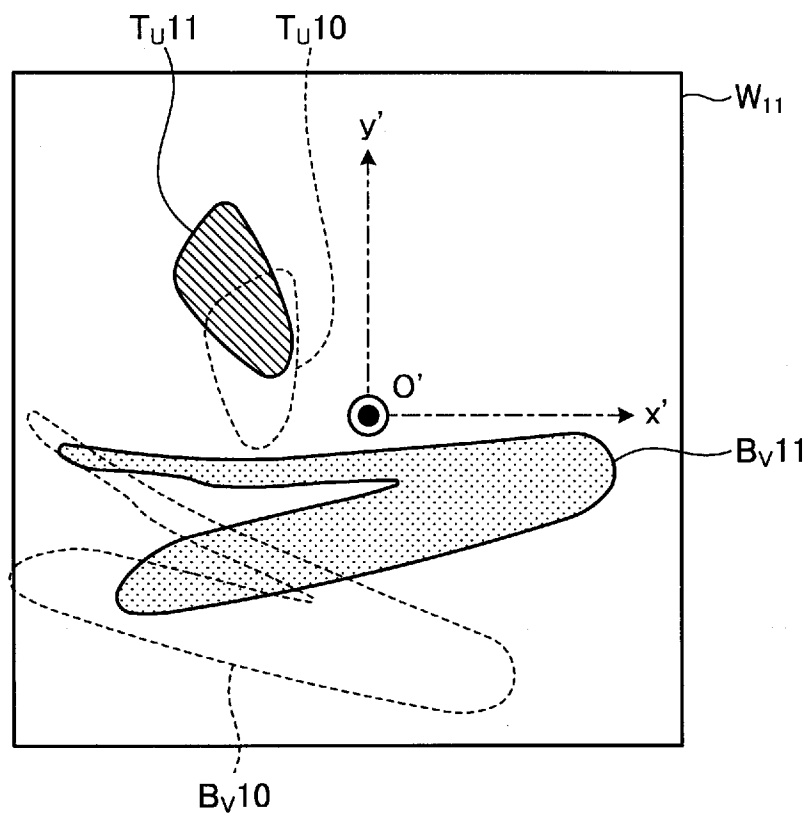
[図5]



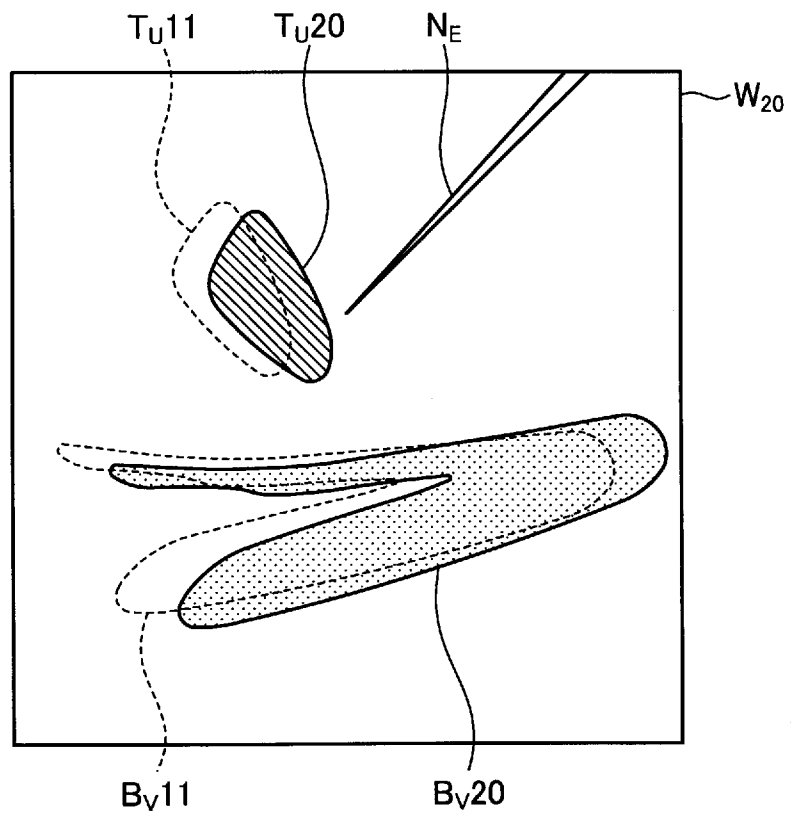
[図6]



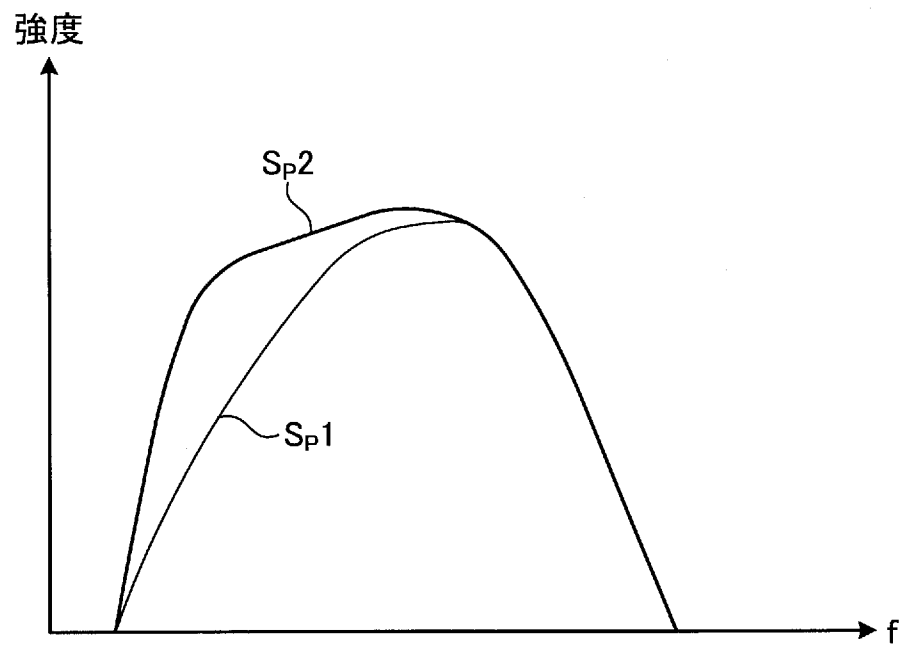
[図7]



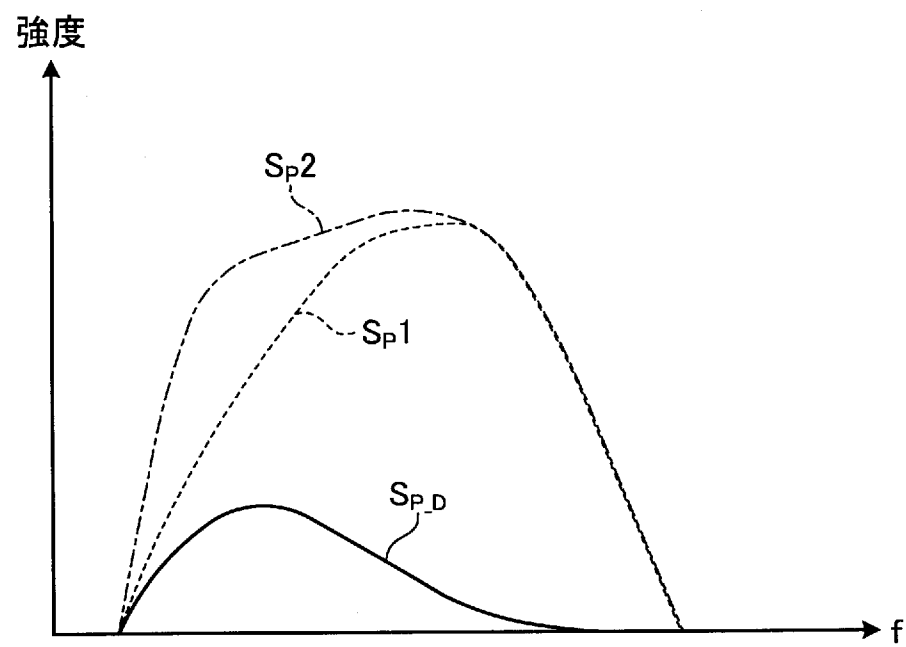
[図8]



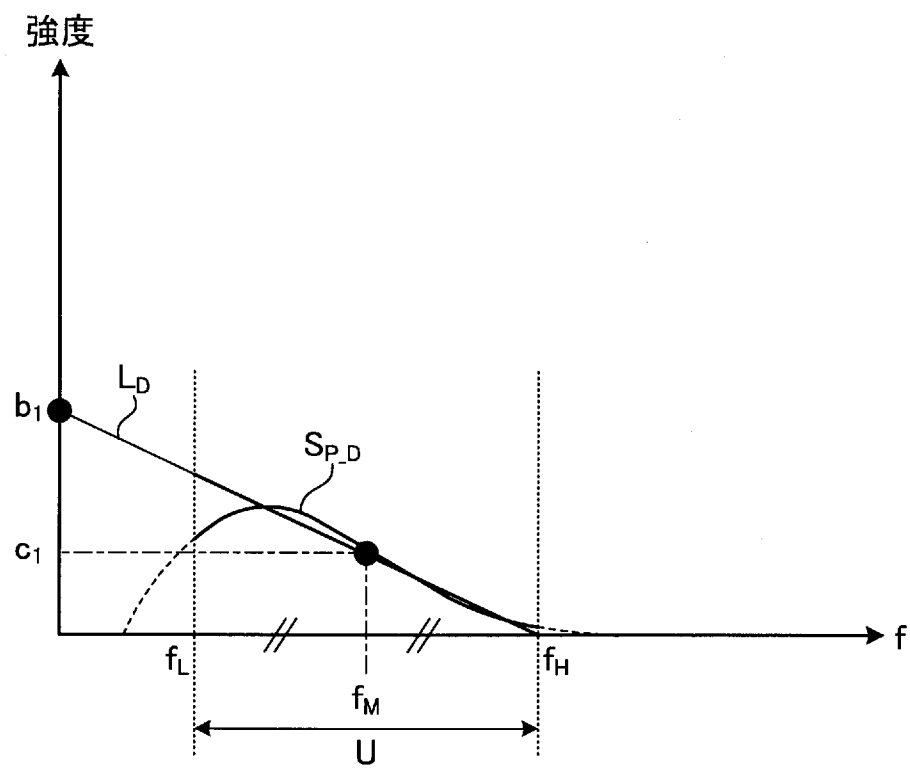
[図9]



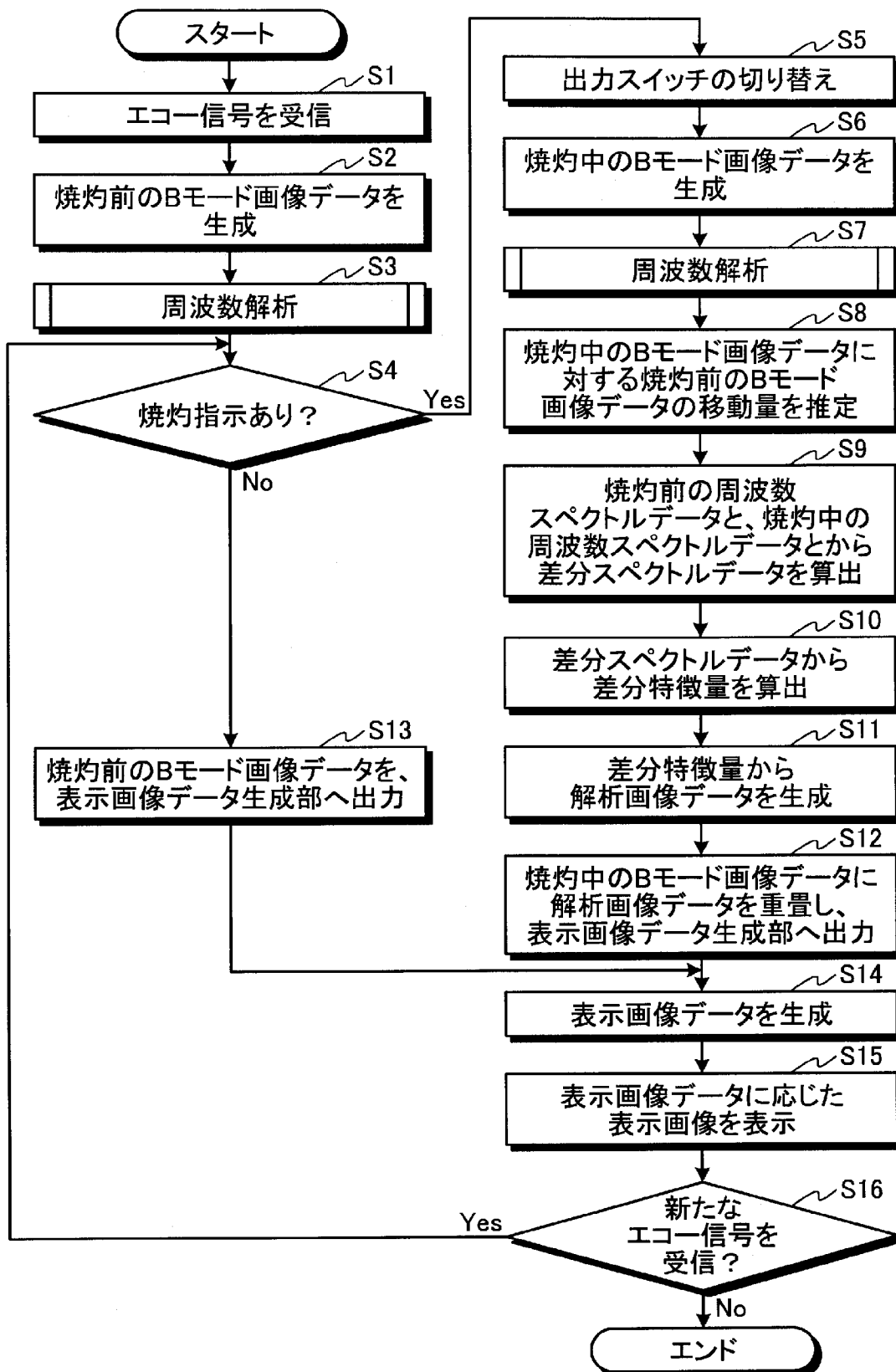
[図10]



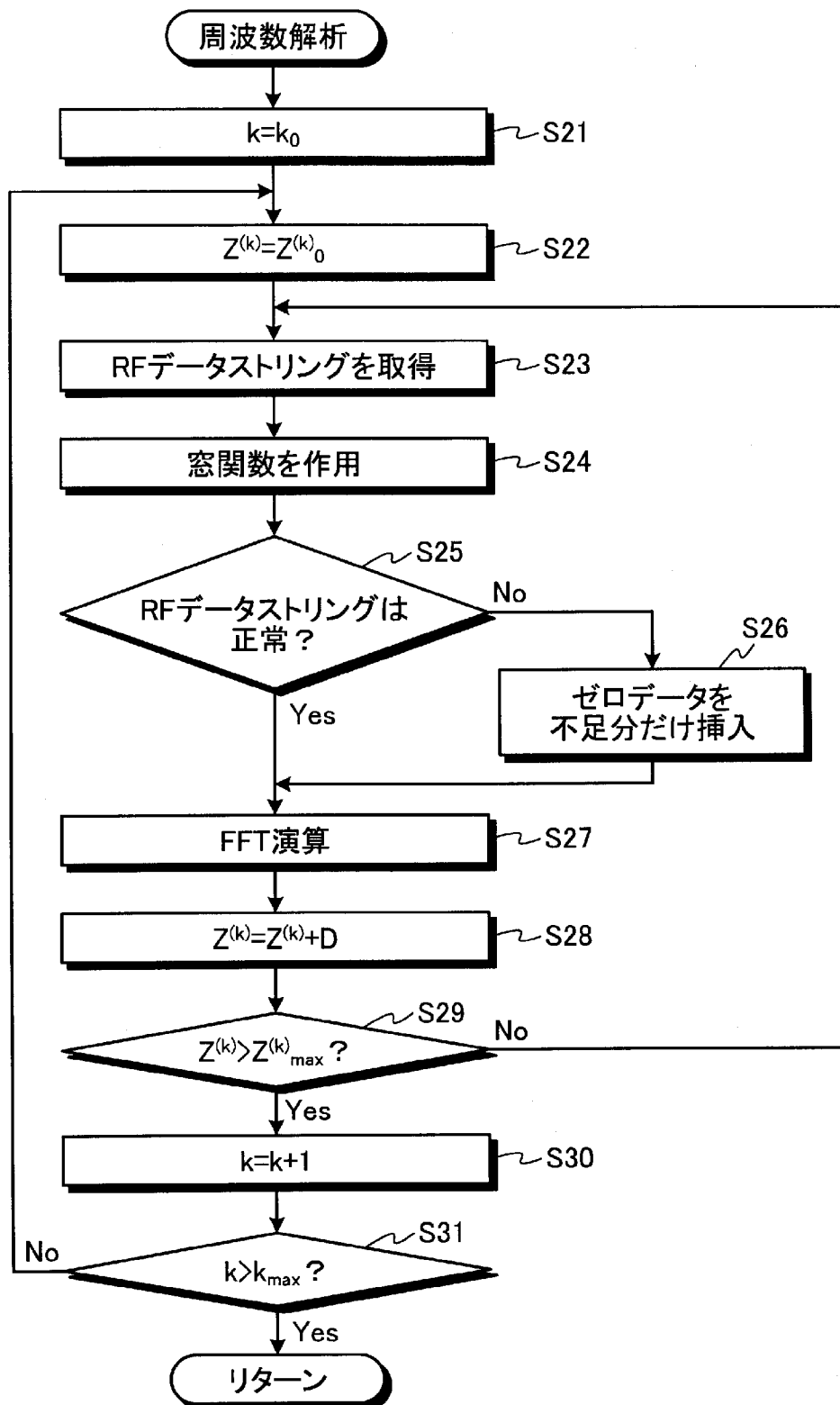
[図11]



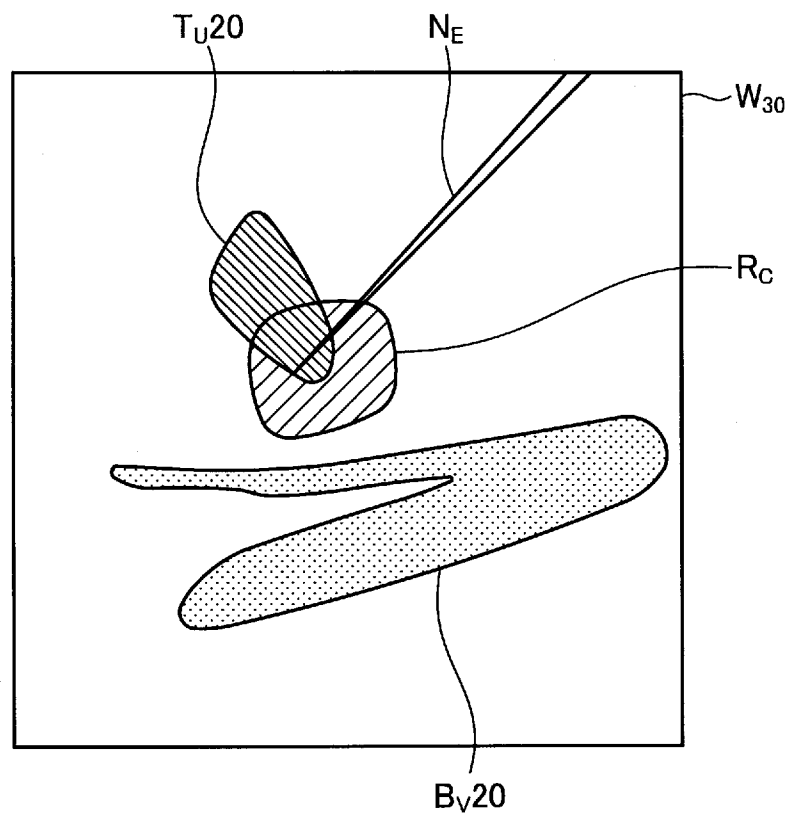
[図12]



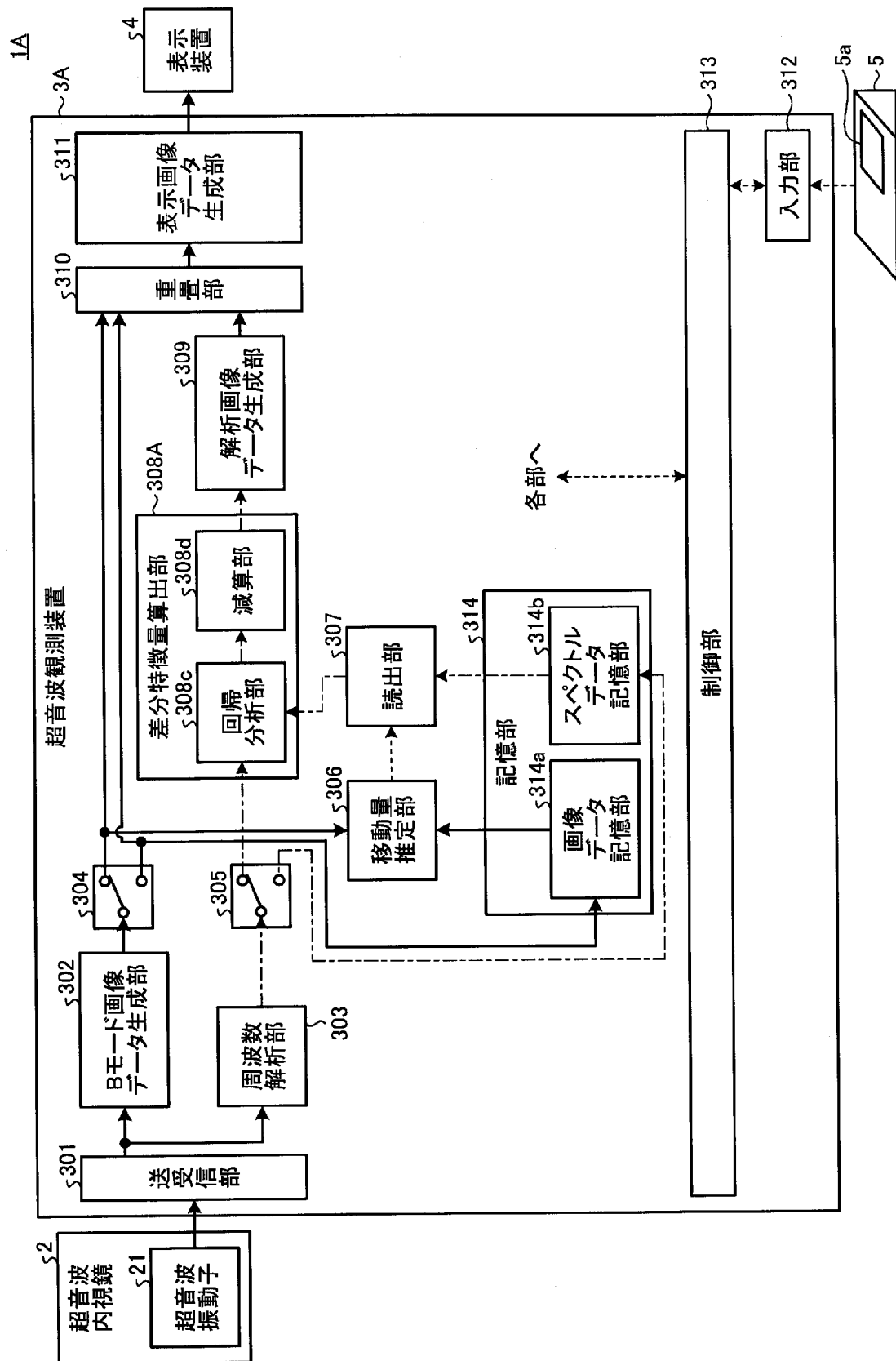
[図13]



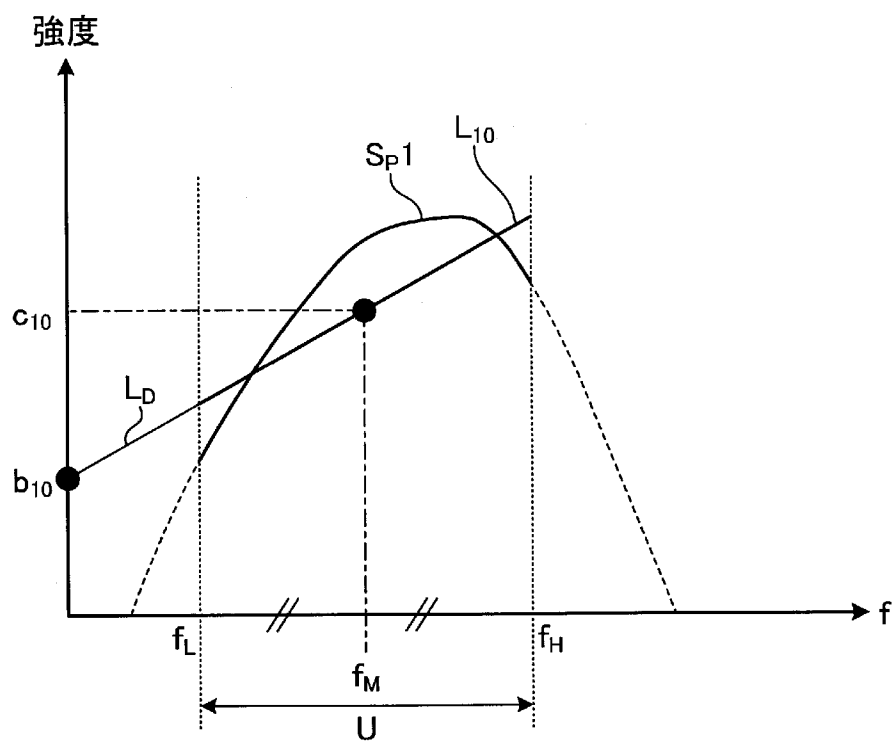
[図14]



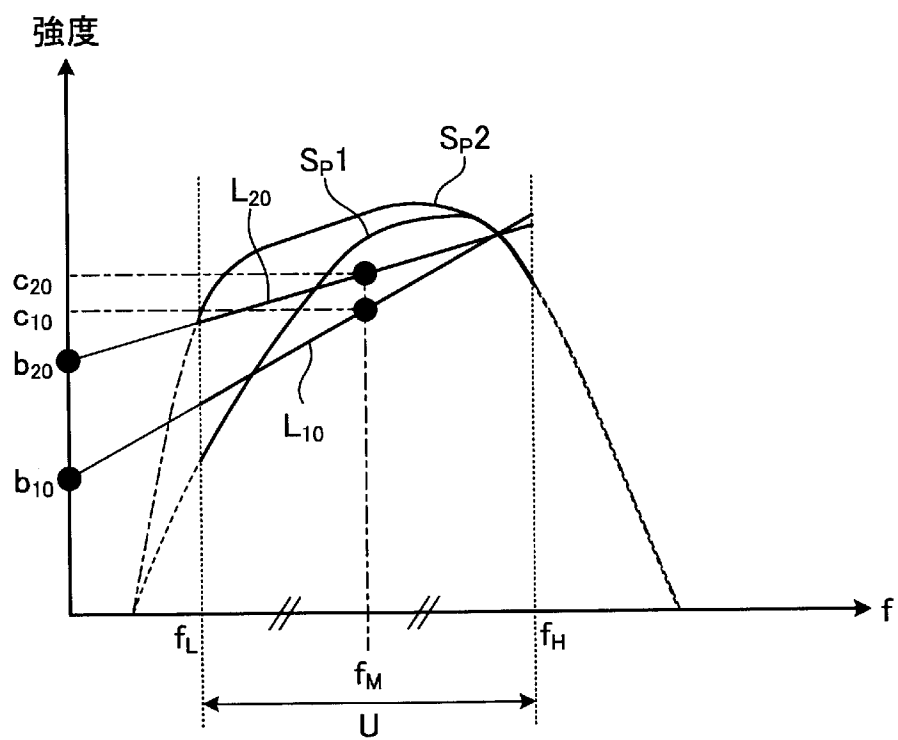
[図15]



[図16]



[図17]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/034478

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B8/08 (2006.01) i, A61B8/12 (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)

Int.Cl. A61B8/00-8/15

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

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2019
Registered utility model specifications of Japan	1996-2019
Published registered utility model applications of Japan	1994-2019

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 Y A	JP 2010-538740 A (FOCUS SURGERY, INC.) 16 December 2010, claims 1-7, paragraphs [0013], [0018]-[0019], [0032]-[0059], fig. 1-2, 4, 9-10, 15 & US 2009/0069677 A1, claims 1-7, paragraphs [0029], [0034]-[0035], [0048]-[0071], fig. 1-2, 4, 9-10, 15 & JP 5462167 B2 & WO 2009/035627 A2 & EP 2207596 A2 & CA 2699408 A1 & ES 2424874 T3	1, 7-9 2-4 5-6

☒ 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
12 November 2019 (12.11.2019)

Date of mailing of the international search report
26 November 2019 (26.11.2019)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/034478

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2007-181698 A (MEDISON CO., LTD.) 19 July 2007, claims 1-6, paragraphs [0011]-[0017], fig. 1-3 & US 2007/0167774 A1, claims 1-6, paragraphs [0018]-[0023], fig. 1-3 & EP 1803403 A2 & KR 10-2007-0069322 A	1, 7-9 5-6
Y A	WO 2012/063930 A1 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) 18 May 2012, paragraphs [0025]-[0032] & US 2013/0096429 A1, paragraphs [0029]-[0038]	2-4 5-6
Y A	WO 2017/069068 A1 (OLYMPUS CORP.) 27 April 2017, paragraphs [0036]-[0044] & US 2018/0035978 A1, paragraphs [0042]-[0050] & EP 3366220 A1 & CN 107427284 A	2-4 5-6
A	JP 2014-233305 A (THE UNIVERSITY OF TOKYO) 15 December 2014, paragraphs [0002], [0010], [0026] (Family: none)	5-6

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B8/08(2006.01)i, A61B8/12(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. A61B8/00-8/15

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	1971-2019年
日本国実用新案登録公報	1996-2019年
日本国登録実用新案公報	1994-2019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 Y A	JP 2010-538740 A (フォーカス サージェリー, インコーポレー テッド) 2010.12.16, 請求項 1-7, [0013], [0018]-[0019], [0032] -[0059]、図 1-2, 4, 9-10, 15 & US 2009/0069677 A1, Claims. 1-7, [0029], [0034]-[0035], [0048]-[0071], Figs. 1-2, 4, 9-10, 15 & JP 5462167 B2 & WO 2009/035627 A2 & EP 2207596 A2 & CA 2699408 A1 & ES 2424874 T3	1, 7-9 2-4 5-6

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

の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

12.11.2019

国際調査報告の発送日

26.11.2019

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)

門田 宏

2 U

9224

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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 A	JP 2007-181698 A (株式会社 メディソン) 2007. 07. 19, 請求項 1-6、 [0011]-[0017]、図 1-3 & US 2007/0167774 A1, Claims. 1-6, [0018]-[0023], Figs. 1-3 & EP 1803403 A2 & KR 10-2007-0069322 A	1, 7-9 5-6
Y A	WO 2012/063930 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012. 05. 18, [0025]-[0032] & US 2013/0096429 A1, [0029]-[0038]	2-4 5-6
Y A	WO 2017/069068 A1 (オリンパス株式会社) 2017. 04. 27, [0036]-[0044] & US 2018/0035978 A1, [0042]-[0050] & EP 3366220 A1 & CN 107427284 A	2-4 5-6
A	JP 2014-233305 A (国立大学法人 東京大学) 2014. 12. 15, [0002], [0010], [0026] (ファミリーなし)	5-6