(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
2006 年12 月7 日 (07.12.2006)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2006/129545 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2006/310431

(22) 国際出願日: 2006 年5 月25 日 (25.05.2006)

(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2005-157957	2005 年5 月30 日 (30.05.2005)	JP
特願2005-157958	2005 年5 月30 日 (30.05.2005)	JP
特願2005-178361	2005 年6 月17 日 (17.06.2005)	JP
特願2005-181470	2005 年6 月22 日 (22.06.2005)	JP
特願2005-181477	2005 年6 月22 日 (22.06.2005)	JP
特願2005-214349	2005 年7 月25 日 (25.07.2005)	JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 国立大学法人東北大学 (TOHOKU UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒9808577 宮城県仙台市青葉区片平二丁目１番１号 Miyagi (JP). 松下電器産業株式会社 (MATSUSHITA ELECTRIC INDUSTRIAL CO., LTD.) [JP/JP]; 〒5718501 大阪府門真市大字門真１００６番地 Osaka (JP).

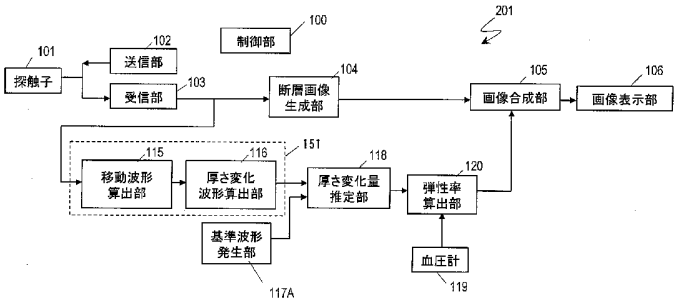
(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 金井 浩 (KANAI, Hiroshi) [JP/JP]; 〒9808577 宮城県仙台市青葉区片平二丁目１番１号国立大学法人東北大学内 Miyagi (JP). 長谷川 英之 (HASEGAWA, Hideyuki) [JP/JP]; 〒9808577 宮城県仙台市青葉区片平二丁目１番１号国立大学法人東北大学内 Miyagi (JP). 萩原 尚 (HAGIWARA, Hisashi).

[続葉有]

(54) **Title:** ULTRASONOGRAPH

(54) 発明の名称: 超音波診断装置



101 PROBE
102 TRANSMITTING SECTION
103 RECEIVING SECTION
100 CONTROL SECTION
104 TOMOGRAPHIC IMAGE CREATING SECTION
115 MOVEMENT WAVEFORM COMPUTING SECTION
116 THICKNESS VARIATION WAVEFORM COMPUTING SECTION
117A REFERENCE WAVEFORM GENERATING SECTION
118 THICKENS VARIATION QUANTITY ESTIMATING SECTION
120 ELASTIC MODULUS COMPUTING SECTION
19 BLOOD PRESSURE METER
105 IMAGE SYNTHESIZING SECTION
106 IMAGE DISPLAY SECTION

(57) **Abstract:** An ultrasonograph comprises a transmitting section for generating a drive signal for driving a probe so as to transmit an ultrasonic wave to a subject periodically deforming by a stress, a receiving section for receiving echoes produced by when the ultrasonic wave reflects from the subject by means of the probe and generating a received-echo signal, a computing section for computing a thickness variation waveform representing a variation of the distance between two given measurement portions in the subject from the received-echo signal, and a reference waveform generating section for outputting a reference waveform. Information on the inside of the subject is obtained by comparing the thickness variation waveform and the reference waveform.

(57) 要約: 本発明の超音波診断装置は、応力によって周期的に変形する被検体へ超音波を送信するために、探触子を駆動する駆動信号を生成する送信部と、前記超音波が前記被検体において反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信し、受信エコー信号を生成する受信部と、前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の任意の２つの測定部位間の距離変化を示す厚さ変化波形を算出する演算部と、基準波形を出力する基準波形発生部とを備え、前記厚さ変化波形と

[続葉有]

WO 2006/129545 A1

(74) 代理人: 奥田 誠司 (OKUDA, Seiji); 〒5410041 大阪府大阪市中央区北浜一丁目８番１６号 大阪証券取引所ビル１０階 奥田国際特許事務所 Osaka (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, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, 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, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 国際調査報告書

２文字コード及び他の略語については、定期発行される各*PCT*ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

明 細 書

超音波診断装置

技術分野

[0001] 本発明は超音波診断装置に関し、被検体を構成する組織の性状特性を計測する超音波診断装置に関する。

背景技術

[0002] 超音波診断装置は、超音波を被検体に照射し、そのエコー信号に含まれる情報を解析することにより、被検体を非侵襲的に検査する。従来から広く用いられている超音波診断装置は、エコー信号の強度を対応する画素の輝度に変換することにより、被検体の構造を断層画像として得ている。これにより、被検体の内部の構造を知ることができる。また、エコー信号のドップラーシフトを検出し、被検体の運動情報、たとえば、血流情報を画像表示する超音波診断装置も用いられてきた。

[0003] これに対し、近年、エコー信号の主に位相を解析することによって、被検体の組織の動きを精密に測定し、組織の歪みや弾性率、粘性率などの物理的(性状)特性を求めることが試みられている。

[0004] 特許文献1は、エコー信号の検波出力信号の振幅および位相を用い、被検体の瞬間的な位置を決定することによって、被検体組織の追跡を高精度に行ない、拍動している心臓組織に生じている微小振動を捕らえる方法を開示している。この方法によれば、被検体に対して同じ方向にΔTの間隔をおいて超音波パルスを複数回送信し、被検体において反射した超音波をそれぞれ受信する。図32に示すように受信したエコー信号をy(t)、y(t+ΔT)、y(t+2ΔT)とする。ある深度x1から得られるエコー信号の受信時刻t1は、パルス送信時刻をt=0とすると、t1=x1/(C/2)となる。ただし、Cは音速である。このとき、y(t1)とy(t1+ΔT)の間の位相偏移をΔθ、t1付近での超音波の中心周波数をfとすると、この期間ΔTにおけるx1の移動量Δxは、以下の式(1)で表される。

[0005] $$\Delta x = -C \cdot \Delta\theta / 4\pi f \quad (1)$$

[0006] 移動量Δxをx1に加算することで、以下の式(2)に示すように、ΔT秒後のx1の位

置x1'を求めることができ、この計算を繰り返すことにより、被検体の同一部位x1を追跡していくことができる。この方法は位相差トラッキング法と呼ばれている。

[0007] $x1' = x1 + \Delta x$ (2)

[0008] 特許文献2は、特許文献1の方法をさらに発展させ、被検体組織、特に動脈壁の弾性率を求める方法を開示している。この方法によれば、まず、図33に示すように、探触子101から血管壁16へ向けて超音波を送信し、血管壁16上に設定した測定点AおよびBからのエコー信号を特許文献1の方法により解析することにより、測定部位AおよびBの動きを追跡する。図34は、測定点AおよびBの位置を示す追跡波形TAおよびTBを示している。また、心電波形ECGも合わせて示している。

[0009] 図34に示すように、追跡波形TAおよびTBは心電波形ECGに一致した周期性を有している。これは、心臓の心拍周期に一致して、動脈が拡張および収縮することを示している。具体的には、心電波形ECG中にR波と呼ばれる大きなピークが見られる際、心臓の収縮が開始し、心臓の収縮によって、動脈中に血液が押し出される。この際の血圧変化によって急激に血管が拡張する。したがって、心電波形ECGにR波が現れた後、追跡波形TAおよびTBも急激に立ち上がり、動脈が急激に拡張する。その後、心臓はゆっくり拡張するので、追跡波形TAおよびTBも徐々に立ち下がり、動脈血管がゆっくり収縮する。このような動きを動脈は繰り返している。

[0010] 追跡波形TAおよびTBの差は測定点AB間の厚さ変化波形Wとなる。厚さ変化波形WはAB間の歪み波形とみなすこともできる。最大厚さ変化量ΔWは、厚さ変化波形Wの最大値Wmaxと最小値Wminとの差から求めることができる。

[0011] $\Delta W = Wmax - Wmin$ (3)

[0012] 測定点AB間の初期化時の基準厚さをWsとすると、測定点AB間の最大歪み量εは以下のようになる。

[0013] $\varepsilon = \Delta W / Ws$ (4)

[0014] また、血圧計などを用いて、このときの被検体の最高血圧Pmaxおよび最低血圧Pminを測定する。血圧差ΔPは以下の式で表される。

[0015] $\Delta P = Pmax - Pmin$ (5)

[0016] 最大歪み量εは、血圧差ΔPにより発生したものと考えられる。弾性率Erは応力を

歪みで除した値として定義されるので、測定点AB間の弾性率Erは以下の式で表される。

[0017] $Er = \Delta P / \varepsilon = \Delta P \cdot Ws / \Delta W$

$= \Delta P \cdot Ws / (Wmax - Wmin)$ (6)

[0018] 非特許文献1は、血管が不均一な厚さをもつ管とした場合において、各部の弾性率を最大歪み量εおよび血圧差ΔPを用いて算出する方法を開示している。

[0019] これらの演算を断層画像上の複数点に対して行うことにより、弾性率Erの分布画像が得られる。図18に示すように、血管壁16中に粥腫11が生じている場合、粥腫とその周りの血管壁組織とでは弾性率が異なる。したがって、弾性率の分布画像が得られれば粥腫の生成やその位置を診断することが可能となる。

特許文献1:特開平10－5226号公報

特許文献2:特開2000－229078号公報

非特許文献1:長谷川他著「不均一な壁厚を有する管の局所壁弾性率の計測法」、J Med Ultrasonics Vol.28 No.1(2001)

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0020] しかしながら、従来技術による弾性率の測定方法では、厚さ変化波形Wの最大値Wmaxと最小値Wminとの差を用いて弾性率を測定するため、ノイズ耐性が低いという問題がある。たとえば、図35に示す厚さ変化波形Wが得られた場合、時刻t1およびt2のときの値をそれぞれ最大値Wmaxおよび最小値Wminとして弾性率を求める。しかし、図35に示すように、時刻t2における厚さ変化波形Wの値はノイズが混入しており、正しい値ではない。

[0021] また、上述したようにノイズの影響により誤った値の弾性率が求められた場合でもその値が不適切な値であるかどうかを他の情報から判断することは難しい。たとえば、図33に示すように、血管壁16中に粥腫11が生じている場合でも超音波による断層画像上では粥腫11が判別できないことがある。したがって、血管壁16の正常な部分の弾性率がノイズの影響によって粥腫11の弾性率と同程度に算出された場合、誤って粥腫であると判断する可能性もある。

[0022] また、診断を行う上で、弾性率の特異な領域が診断対象の器官内にあるかどうかが重要である。しかし、Bモード断層画像は、測定対象領域内のすべての器官が判別できるように被検体を表示できず、対象器官の位置および範囲を特定できない場合がある。さらに、弾性率と組織とは必ずしも1対1には対応しないため、弾性率断層像を用いても対象器官の位置および範囲を特定できない場合がある。その結果、正確な弾性率が求められても、被検体の状態を詳細に診断することが困難な場合がある。

[0023] 本発明は、このような従来技術の課題の少なくともひとつを解決し、ノイズの影響を低減し、高い精度で性状特性を計測し、あるいは性状特性に基づく被検体の解析結果を得ることのできる超音波診断装置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

[0024] 本発明の超音波診断装置は、応力によって周期的に変形する被検体へ超音波を送信するために、探触子を駆動する駆動信号を生成する送信部と、前記超音波が前記被検体において反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信し、受信エコー信号を生成する受信部と、前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の任意の2つの測定部位間の距離変化を示す厚さ変化波形を算出する演算部と、基準波形を出力する基準波形発生部とを備え、前記厚さ変化波形と前記基準波形との比較に基づいて前記被検体内部の情報を求める。

[0025] ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記厚さ変化波形と前記基準波形とを比較することにより、前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する厚さ変化量推定部をさらに備える。

[0026] ある好ましい実施形態において、前記厚さ変化量推定部は、前記厚さ変化波形と前記基準波形との整合誤差が最小となるように前記厚さ変化波形または前記基準波形に乗じる係数を求め、前記係数および前記基準波形の振幅から前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する。

[0027] ある好ましい実施形態において、前記基準波形発生部は、前記基準波形のデータを記憶した記憶部を含む。

[0028] ある好ましい実施形態において、前記基準波形は、あらかじめ複数の被検体から

取得した厚さ変化波形を平均したものである。

[0029] ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記被検体の変形の周期に基づいて、前記基準波形の周期を調整する周期調整部をさらに備え、前記厚さ変化量推定部は、周期が調整された基準波形と前記厚さ変化波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する。

[0030] ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記被検体の変形の周期に基づいて、前記厚さ変化波形の周期を調整する周期調整部をさらに備え、前記厚さ変化量推定部は、周期が調整された厚さ変化波形と前記基準波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する。

[0031] ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、周期が調整された厚さ変化波形の複数周期における平均を求める平均化部をさらに備え、平均化された厚さ変化波形と前記基準波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する。

[0032] ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記厚さ変化波形の周期が一定でない場合において、前記厚さ変化波形の周期のうち最も短い周期に合わせて、各周期のデータを抽出し、前記厚さ変化波形の周期を一定にする周期調整部をさらに備える。

[0033] ある好ましい実施形態において、前記演算部は、前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の複数の測定部位の位置変化をそれぞれ示す移動波形を算出する移動波形算出部と、前記移動波形に基づいて、前記2つの測定部位間の厚さ変化波形を算出する演算部とを含む。

[0034] ある好ましい実施形態において、前記基準波形発生部は、前記移動波形に基づいて、前記基準波形を生成する。

[0035] ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記移動波形に基づいて前記被検体に含まれる血管径の変化波形を算出する血管径算出部をさらに備え、前記基準波形発生部は、前記変化波形に基づいて、前記基準波形を生成する。

[0036] ある好ましい実施形態において、前記基準波形発生部は、前記被検体の血圧変化波形に基づいて前記基準波形を生成する。

[0037] ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記被検体の変形周期にお

いて生じる前記応力の応力差の情報を受け取って、前記最大変化量から弾性率を求める弾性率算出部をさらに備える。

[0038] ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記基準波形と前記厚さ変化波形とを比較することにより、最大厚さ変化量と前記厚さ変化波形および前記基準波形の一致する度合いを示す指標とを算出する厚さ変化量推定部と、前記指標に基づいて、前記最大厚さ変化量の信頼性を判定する信頼性判定部とをさらに備える。

[0039] ある好ましい実施形態において、前記厚さ変化量推定部は、前記厚さ変化波形および前記基準波形の一方と、係数を乗じた他方との整合残差が最小となるように、前記係数および前記係数を用いた場合の整合残差を算出し、前記係数および前記基準波形の振幅から前記厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出し、前記整合残差を前記指標として出力する。

[0040] ある好ましい実施形態において、前記基準波形発生部は、前記基準波形のデータを記憶した記憶部を含む。

[0041] ある好ましい実施形態において、前記基準波形は、あらかじめ複数の被検体から取得した厚さ変化波形を平均したものである。

[0042] ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記被検体の変形の周期に基づいて、前記厚さ変化波形の周期を調整する周期調整部をさらに備え、前記厚さ変化量推定部は、周期が調整された厚さ変化波形と前記基準波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出する。

[0043] ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記周期が調整された厚さ変化波形の複数周期における平均を求める平均化部をさらに備え、平均化された厚さ変化波形に基づいて、前記厚さ変化量推定部が前記係数、整合残差および最大厚さ変化量を算出する。

[0044] ある好ましい実施形態において、前記平均化部は、前記平均を用いて前記厚さ変化波形の分散を求め、前記信頼性判定部は、前記分散および前記整合残差に基づいて、前記最大厚さ変化量の信頼性を判定する。

[0045] ある好ましい実施形態において、前記信頼性判定部は、前記分散、前記係数およ

び前記整合残差に基づいて、前記最大厚さ変化量の信頼性を判定する。

[0046] ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記被検体の変形の周期に基づいて、前記厚さ変化波形の周期を調整する周期調整部と、前記周期が調整された厚さ変化波形の複数周期における平均および分散を求める平均化部と、基準波形を出力する基準波形発生部と、前記基準波形と前記平均化された厚さ変化波形とを比較することにより、最大厚さ変化量を算出する厚さ変化量推定部と、前記分散に基づいて、前記最大厚さ変化量の信頼性を判定する信頼性判定部とをさらに備える。

[0047] ある好ましい実施形態において、前記厚さ変化量推定部は、前記平均化された厚さ変化波形および前記基準波形の一方と、係数を乗じた他方との整合残差が最小となるように、前記係数を算出し、前記係数および前記基準波形の振幅から前記厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出する。

[0048] ある好ましい実施形態において、前記信頼性判定部は、前記分散および前記係数に基づいて、前記最大厚さ変化量の信頼性を判定する。

[0049] ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記被検体の変形周期において生じる前記応力の応力差の情報を受け取って、前記最大厚さ変化量から弾性率を求める弾性率算出部と、前記信頼性判定部から得られる信頼性の判定結果に基づき、前記弾性率を表示する表示部とをさらに備える。

[0050] ある好ましい実施形態において、前記基準波形発生部は複数の基準波形を出力し、超音波診断装置は、各基準波形と前記厚さ変化波形とを比較することにより、前記厚さ変化波形と各基準波形とが一致する度合いを示す指標を算出する厚さ変化量推定部と、前記指標に基づいて、前記厚さ変化波形を与えた2つの測定部位間の組織が前記複数の組織のいずれに該当するかを判定する組織判定部とをさらに備える。

[0051] ある好ましい実施形態において、前記厚さ変化量推定部は、前記厚さ変化波形および前記各基準波形の一方と、係数を乗じた他方との整合残差が最小となるように、前記係数および前記係数を用いた場合の整合残差をそれぞれ算出し、前記係数および前記基準波形の振幅から、各基準波形を用いた場合における厚さ変化波形の

最大厚さ変化量を求め、前記組織判定部へ出力する。

[0052] ある好ましい実施形態において、前記厚さ変化量推定部は、前記各整合残差を前記指標として前記組織判定部へ出力し、前記組織判定部は、最も小さい整合残差が得られた基準波形に対応する組織を前記厚さ変化波形を与えた2つの測定部位間の組織として判定し、その基準波形を用いて得られた最大厚さ変化量を出力する。

[0053] ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記被検体の変形周期において生じる前記応力の応力差の情報および前記組織判定部から出力される最大厚さ変化量に基づいて弾性率を求める弾性率算出部をさらに備える。

[0054] ある好ましい実施形態において、前記基準波形発生部は、前記各基準波形のデータを記憶した記憶部を含む。

[0055] ある好ましい実施形態において、前記基準波形は、あらかじめ複数の被検体の前記複数の組織から取得した厚さ変化波形を平均したものである。

[0056] ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記組織判定部で判定した結果に基づき、前記弾性率を表示するための画像データを生成する画像処理部をさらに備える。

[0057] ある好ましい実施形態において、前記組織判定部は、前記各整合残差が所定の値より大きい場合、前記厚さ変化波形を与えた2つの測定部位間の組織は、前記複数の組織のいずれでもないと判定する。

[0058] ある好ましい実施形態において、前記基準波形発生部は、複数の粘性特性用基準波形を出力し、超音波診断装置は、前記複数の粘性特性用基準波形と前記厚さ変化波形とをそれぞれ比較することにより、前記厚さ変化波形と前記粘性特性用基準波形とが一致する度合いを示す粘性特性用指標をそれぞれ算出する比較部と、前記粘性特性用指標に基づいて、粘性率を決定する粘性率決定部とをさらに備える。

[0059] ある好ましい実施形態において、前記粘性特性用基準波形は、所定の粘性率を仮定した場合において前記被検体の応力変化を示す情報に基づいて得られる前記被検体の歪み波形であって、前記粘性率決定部は、前記粘性特性用指標のうちのもっとも小さい値が得られた粘性特性用基準波形において仮定されている粘性率を出力する。

[0060] ある好ましい実施形態において、前記比較部は、前記厚さ変化波形および前記各粘性特性用基準波形の一方に第1の係数を乗じたものと他方との整合残差が最小となるように前記係数を決定した場合における整合残差を前記粘性特性用指標として出力する。

[0061] ある好ましい実施形態において、前記被検体の応力変化を示す情報は前記被検体の血圧波形である。

[0062] ある好ましい実施形態において、前記演算部は、前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の複数の測定部位の位置変化をそれぞれ示す移動波形を算出する移動波形算出部と、前記移動波形に基づいて、前記2つの測定部位間の厚さ変化波形を算出する厚さ変化波形算出部とを含む。

[0063] ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記移動波形に基づいて前記被検体に含まれる血管径変化波形を算出する血管径算出部をさらに備え、前記被検体の応力変化を示す情報は、前記血管径波形を前記被検体の最高および最低血圧値で補正した波形である。

[0064] ある好ましい実施形態において、前記基準波形発生部は、前記演算部から前記被検体に含まれる血管壁の血管腔に近接した位置における厚さ変化波形を受け取り、前記血管腔に近接した位置における厚さ変化波形を前記被検体の最高および最低血圧値で補正した波形を前記被検体の応力変化を示す情報として用いる。

[0065] ある好ましい実施形態において、前記基準波形発生部は、弾性特性用基準波形をさらに生成し、前記比較部は、前記弾性特性用基準波形と前記厚さ変化波形とを比較することにより、前記厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出する。

[0066] ある好ましい実施形態において、前記比較部は前記厚さ変化波形および前記弾性特性用基準波形の一方に第2の係数を乗じたものと他方との整合残差が最小となるように前記第2の係数を決定し、前記第2の係数および前記弾性特性用基準波形の振幅から前記最大厚さ変化量を算出する。

[0067] ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記被検体の変形周期において生じる前記応力の応力差の情報を受け取って、前記最大変化量から弾性率を求める弾性率算出部をさらに備える。

[0068] ある好ましい実施形態において、前記基準波形発生部は、前記被検体の血圧変化波形に基づいて前記弾性特性用基準波形を生成する。

[0069] 本発明の制御方法は、超音波診断装置の制御部による超音波診断装置の制御方法であって、探触子を駆動して超音波を送信するステップと、応力によって周期的に変形する被検体において前記超音波が反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信するステップと、前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の任意の2つの測定部位間の距離変化を示す厚さ変化波形を算出するステップと、基準波形を生成するステップと、前記厚さ変化波形と前記基準波形との比較に基づいて前記被検体内部の情報を求めるステップとを包含する。

[0070] 本発明の制御方法は、超音波診断装置の制御部による超音波診断装置の制御方法であって、探触子を駆動して超音波を送信するステップ(A)と、応力によって周期的に変形する被検体において前記超音波が反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信するステップ(B)と、前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の任意の2つの測定部位間の距離変化を示す厚さ変化波形を算出するステップ(C)と、基準波形を生成するステップ(D)と、前記基準波形と前記厚さ変化波形を比較することにより、前記厚さ変化波形の最大変化量を算出するステップ(E)とを包含する。

[0071] ある好ましい実施形態において、前記ステップ(E)は、前記厚さ変化波形と前記基準波形との整合誤差が最小となるように前記厚さ変化波形または前記基準波形に乗じる係数を求め、前記係数および前記基準波形の振幅から前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する。

[0072] ある好ましい実施形態において、前記基準波形は、あらかじめ複数の被検体から取得した厚さ変化波形を平均したものである。

[0073] ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記被検体の変形の周期に基づいて、前記基準波形の周期を調整するステップをさらに包含し、前記ステップ(E)は、周期が調整された基準波形と前記厚さ変化波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する。

[0074] ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記被検体の変形の周期に基づい

て、前記厚さ変化波形の周期を調整するステップをさらに包含し、前記ステップ(E)は、周期が調整された厚さ変化波形と前記基準波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する。

[0075] ある好ましい実施形態において、制御方法は、周期が調整された厚さ変化波形の複数周期における平均を求めるステップをさらに包含し、平均化された厚さ変化波形と前記基準波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する。

[0076] ある好ましい実施形態において、前記ステップ(C)は、前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の複数の測定部位の位置変化をそれぞれ示す移動波形を算出するステップと、前記移動波形に基づいて、前記2つの測定部位間の厚さ変化波形を算出するステップとを含む。

[0077] ある好ましい実施形態において、前記ステップ(D)は、前記移動波形に基づいて、前記基準波形を生成する。

[0078] ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記移動波形に基づいて前記被検体に含まれる血管径の変化波形を算出するステップをさらに包含し、前記ステップ(D)は、前記変化波形に基づいて、前記基準波形を生成する。

[0079] ある好ましい実施形態において、前記ステップ(D)は、前記被検体の血圧変化波形に基づいて前記基準波形を生成する。

[0080] ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記被検体の変形周期において生じる前記応力の応力差の情報を受け取って、前記最大変化量から弾性率を求めるステップをさらに包含する。

[0081] 本発明の制御方法は、超音波診断装置の制御部による超音波診断装置の制御方法であって、探触子を駆動して超音波を送信するステップ(A)と、応力によって周期的に変形する被検体において前記超音波が反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信するステップ(B)と、前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の任意の2つの測定部位間の距離変化を示す厚さ変化波形を算出するステップ(C)と、基準波形を生成するステップ(D)と、前記基準波形と前記厚さ変化波形とを比較することにより、最大厚さ変化量と前記厚さ変化波形および前記基準波形の一致する度合いを示す指標とを算出するステップ(E)と、前記指標に基づいて、前記

最大厚さ変化量の信頼性を判定するステップ(F)とを包含する。

[0082] ある好ましい実施形態において、前記ステップ(E)は、前記厚さ変化波形および前記基準波形の一方と、係数を乗じた他方との整合残差が最小となるように、前記係数および前記係数を用いた場合の整合残差を算出し、前記係数および前記基準波形の振幅から前記厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出し、前記整合残差を前記指標として出力する。

[0083] ある好ましい実施形態において、あらかじめ複数の被検体から取得した厚さ変化波形を平均したものである。

[0084] ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記被検体の変形の周期に基づいて、前記厚さ変化波形の周期を調整するステップ(G)をさらに包含し、前記ステップ(C)は、周期が調整された厚さ変化波形と前記基準波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出する。

[0085] ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記周期が調整された厚さ変化波形の複数周期における平均を求めるステップ(H)をさらに包含し、前記ステップ(F)は、平均化された厚さ変化波形に基づいて、前記厚さ変化量推定部が前記係数、整合残差および最大厚さ変化量を算出する。

[0086] ある好ましい実施形態において、前記ステップ(H)は、前記平均を用いて前記厚さ変化波形の分散をさらに求め、前記ステップ(F)は、前記分散および前記整合残差に基づいて、前記最大厚さ変化量の信頼性を判定する。

[0087] ある好ましい実施形態において、前記ステップ(F)は、前記分散、前記係数および前記整合残差に基づいて、前記最大厚さ変化量の信頼性を判定する。

[0088] 本発明の制御方法は、超音波診断装置の制御部による超音波診断装置の制御方法であって、探触子を駆動して超音波を送信するステップと、応力によって周期的に変形する被検体において前記超音波が反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信するステップと、前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の任意の2つの測定部位間の距離変化を示す厚さ変化波形を算出するステップと、前記被検体の変形の周期に基づいて、前記厚さ変化波形の周期を調整するステップと、前記周期が調整された厚さ変化波形の複数周期における平均および分散を求める

ステップと、基準波形を生成するステップと、前記基準波形と前記平均化された厚さ変化波形とを比較することにより、最大厚さ変化量を算出するステップと、前記分散に基づいて、前記最大厚さ変化量の信頼性を判定するステップとを包含する。

[0089] ある好ましい実施形態において、前記最大厚さ変化量を算出するステップは、前記平均化された厚さ変化波形および前記基準波形の一方と、係数を乗じた他方との整合残差が最小となるように、前記係数を算出し、前記係数および前記基準波形の振幅から前記厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出する。

[0090] ある好ましい実施形態において、前記判定ステップは、前記分散および前記係数に基づいて前記最大厚さ変化量の信頼性を判定する。

[0091] ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記被検体の変形周期において生じる前記応力の応力差の情報を受け取って、前記最大厚さ変化量から弾性率を求めるステップと、前記信頼性の判定結果に基づき、前記弾性率を表示するステップとをさらに包含する。

[0092] 本発明の制御方法は、超音波診断装置の制御部による超音波診断装置の制御方法であって、探触子を駆動して超音波を送信するステップ(A)と、複数の異なる組織を含んでおり、応力によって周期的に変形する被検体において前記超音波が反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信するステップ(B)と、前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の任意の2つの測定部位間の距離変化を示す厚さ変化波形を算出するステップ(C)と、前記複数の組織にそれぞれ対応した複数の基準波形を生成するステップ(D)と、各基準波形と前記厚さ変化波形とを比較することにより、前記厚さ変化波形と各基準波形とが一致する度合いを示す指標を算出するステップ(E)と、前記指標に基づいて、前記厚さ変化波形を与えた2つの測定部位間の組織が前記複数の組織のいずれに該当するかを判定するステップ(F)とを包含する。

[0093] ある好ましい実施形態において、前記ステップ(E)は、前記厚さ変化波形および前記各基準波形の一方と、係数を乗じた他方との整合残差が最小となるように、前記係数および前記係数を用いた場合の整合残差をそれぞれ算出し、前記係数および前記基準波形の振幅から、各基準波形を用いた場合における厚さ変化波形の最大厚

さ変化量を求める。

[0094] ある好ましい実施形態において、前記ステップ(E)において前記各整合残差を前記指標として出力し、前記ステップ(F)は、最も小さい整合残差が得られた基準波形に対応する組織を前記厚さ変化波形を与えた2つの測定部位間の組織として判定し、その基準波形を用いて得られた最大厚さ変化量を出力する。

[0095] ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記被検体の変形周期において生じる前記応力の応力差の情報および前記ステップ(F)において求めた最大厚さ変化量に基づいて弾性率を求めるステップ(G)をさらに包含する。

[0096] ある好ましい実施形態において、前記基準波形は、あらかじめ複数の被検体の前記複数の組織から取得した厚さ変化波形を平均したものである。

[0097] ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記ステップ(F)における判定した結果に基づき、前記弾性率を表示するための画像データを生成するステップ(H)をさらに包含する。

[0098] ある好ましい実施形態において、前記ステップ(F)は、前記各整合残差が所定の値より大きい場合、前記厚さ変化波形を与えた2つの測定部位間の組織は、前記複数の組織のいずれでもないと判定する。

[0099] 本発明の制御方法は、超音波診断装置の制御部による超音波診断装置の制御方法であって、探触子を駆動して超音波を送信するステップ(A)と、応力によって周期的に変形する被検体において前記超音波が反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信するステップ(B)と、前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の任意の2つの測定部位間の距離変化を示す厚さ変化波形を算出するステップ(C)と、複数の粘性特性用基準波形を生成するステップ(D)と、前記複数の粘性特性用基準波形と前記厚さ変化波形とをそれぞれ比較することにより、前記厚さ変化波形と前記粘性特性用基準波形とが一致する度合いを示す粘性特性用指標をそれぞれ算出するステップ(F)と、前記粘性特性用指標に基づいて、粘性率を決定するステップ(G)とを包含する。

[0100] ある好ましい実施形態において、前記粘性特性用基準波形は、所定の粘性率を仮定した場合において前記被検体の応力変化を示す情報に基づいて得られる前記被

検体の歪み波形であって、前記ステップ(G)は、前記粘性特性用指標のうちのもっとも小さい値が得られた粘性特性用基準波形において仮定されている粘性率を出力する。

[0101] ある好ましい実施形態において、前記ステップ(F)は、前記厚さ変化波形および前記各粘性特性用基準波形の一方に第1の係数を乗じたものと他方との整合残差が最小となるように前記係数を決定した場合における前記整合残差を、前記粘性特性用指標として出力する。

[0102] ある好ましい実施形態において、前記被検体の応力変化を示す情報は前記被検体の血圧波形である。

[0103] ある好ましい実施形態において、前記ステップ(C)は、前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の複数の測定部位の位置変化をそれぞれ示す移動波形を算出するステップと、前記移動波形に基づいて、前記2つの測定部位間の厚さ変化波形を算出するステップとを含む。

[0104] ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記移動波形に基づいて前記被検体に含まれる血管径変化波形を算出するステップ(H)をさらに包含し、前記被検体の応力変化を示す情報は、前記血管径波形を前記被検体の最高および最低血圧値で補正した波形である。

[0105] ある好ましい実施形態において、前記ステップ(C)は、前記被検体に含まれる血管壁の内腔に近接した位置における厚さ変化波形を生成し、前記ステップ(D)は、前記内腔に近接した位置における厚さ変化波形を前記被検体の最高および最低血圧値で補正した波形を前記被検体の応力変化を示す情報として用いる。

[0106] ある好ましい実施形態において、前記ステップ(D)は、弾性特性用基準波形をさらに生成し、前記ステップ(F)は、前記弾性特性用基準波形と前記厚さ変化波形とを比較することにより、前記厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出する。

[0107] ある好ましい実施形態において、前記ステップ(F)は、前記厚さ変化波形および前記弾性特性用基準波形の一方に第2の係数を乗じたものと他方との整合残差が最小となるように前記第2の係数を決定し、前記第2の係数および前記弾性特性用基準波形の振幅から前記最大厚さ変化量を算出する。

[0108] ある好ましい実施形態において、制御方法は、前記被検体の変形周期において生じる前記応力の応力差の情報を受け取って、前記最大変化量から弾性率を求めるステップ(I)をさらに包含する。

[0109] ある好ましい実施形態において、前記ステップ(D)は、前記被検体の血圧変化波形に基づいて前記弾性特性用基準波形を生成する。

発明の効果

[0110] 本発明によれば、基準波形と厚さ変化波形との比較に基づいて被検体内部の情報を求める。波形を比較することにより厚さ変化波形に突発的なノイズなどが重畳しても、より正確な最大厚さ変化量や、弾性率など被検体内部の情報を求めることが可能となる。したがって、本発明の超音波診断装置によれば、高い信頼性および精度で弾性率などの性状特性を測定することが可能となる。

[0111] また、基準波形と厚さ変化波形との一致の度合いを示す指標から求めた弾性率の信頼性を判定するため、信頼性の高い弾性率を求めることができる。

[0112] また、求めた弾性率がどの組織から得られたものであるかを判定するため、弾性率を測定した部位の組織同定も可能となる。

[0113] また、基準波形と厚さ変化波形とを比較することにより、粘性率を推定するため、推定した粘性率から被検体組織の差異を識別することが可能となる。このため、弾性率の値では識別が困難であった組織を判別することも可能となる。

図面の簡単な説明

[0114] [図1]本発明による超音波診断装置の第1の実施形態を示すブロック図である。

[図2]図1の超音波診断装置の基準波形発生部において生成する基準波形を示している。

[図3]図1の超音波診断装置の厚さ変化波形算出部から出力される厚さ変化波形を示している。

[図4]厚さ変化波形に含まれる情報を説明する図である。

[図5]本発明による超音波診断装置の第2の実施形態を示すブロック図である。

[図6](a)、(b)および(c)は、第2の実施形態において、周期検出部から得られる心電波形、厚さ変化波形算出部から得られる厚さ変化波形および基準波形発生部から

得られる基準波形をそれぞれ示している。

[図7]本発明による超音波診断装置の第2の実施形態の変形例を示すブロック図である。

[図8]本発明による超音波診断装置の第3の実施形態を示すブロック図である。

[図9](a)および(b)は、第3の実施形態において、周期検出部から得られる心電波形および周期調整部から得られる厚さ変化波形をそれぞれ示している。

[図10]本発明による超音波診断装置の第4の実施形態を示すブロック図である。

[図11]探触子によって計測される被検体の断面を模式的に示している。

[図12](a)および(b)は、第4の実施形態において、基準波形発生部に入力される位置波形および基準波形発生部において生成する基準波形をそれぞれ示している。

[図13]第4の実施形態において、厚さ変化波形算出部から出力される厚さ変化波形を示している。

[図14]本発明による超音波診断装置の第5の実施形態を示すブロック図である。

[図15]本発明による超音波診断装置の第6の実施形態を示すブロック図である。

[図16]第6の実施形態において用いる血圧波形の一例を示している。

[図17]本発明による超音波診断装置の第7の実施形態を示すブロック図である。

[図18]第7の実施形態の信頼性判定部の動作を説明するフローチャートである。

[図19]本発明による超音波診断装置の第8の実施形態を示すブロック図である。

[図20](a)および(b)は厚さ変化波形の平均の求め方をそれぞれ示す図である。

[図21]第8の実施形態の信頼性判定部の動作を説明するフローチャートである。

[図22]本発明による超音波診断装置の第9の実施形態を示すブロック図である。

[図23]被検体である血管壁の断面構造を模式的に示す図である。

[図24](a)、(b)および(c)は、血管壁の内膜、中膜および外膜の基準波形をそれぞれ示している。

[図25]組織判定部の動作を説明するフローチャートである。

[図26]画像表示部に表示される弾性率の2次元マッピング画像の一例を示している。

[図27]画像表示部に表示される弾性率の2次元マッピング画像の他の例を示している。

[図28]本発明による超音波診断装置の第10の実施形態を示すブロック図である。

[図29]粘性率を求める方法を説明する図である。

[図30]第10の実施形態の他の構成を示すブロック図である。

[図31]第10の実施形態の他の構成を示すブロック図である。

[図32]超音波エコー信号の位相差から組織の追跡を行う方法を説明する図である。

[図33]探触子によって計測される被検体の断面を模式的に示している。

[図34]被検体組織の追跡波形から歪み量を求める方法を説明する図である。

[図35]厚さ変化波形にノイズが重畳している場合に最大厚さ変化量に誤差が生じることを説明する図である。

符号の説明

[0115]

11 粥種

12 被検体

31 血管前壁

32 血管腔

33 血管後壁

100 制御部

101 探触子

102 送信部

103 受信部

104 断層画像生成部

105 画像合成部

106 画像表示部

115 移動波形算出部

116 厚さ変化波形算出部

117A～117H 基準波形発生部

118、118'118'' 厚さ変化量推定部

119 血圧計

120 弾性率算出部

121　粘性率決定部

125　比較部

140　周期調整部

141　周期検出部

142　血管径算出部

151　演算部

170　平均化部

171、171’　信頼性判定部

172　組織判定部

201～210、210’210’’　超音波診断装置

発明を実施するための最良の形態

[0116]　（第1の実施形態）

以下、本発明による超音波診断装置の第1の実施形態を説明する。図1は、超音波診断装置201の構成を示すブロック図である。超音波診断装置201は、送信部102、受信部103、演算部151、基準波形発生部117Aおよび厚さ変化量推定部118を備えている。また、これら超音波診断装置201の各構成要素を制御するために超音波診断装置201は制御部100を備えている。

[0117]　送信部102は、制御部100の指令に基づいて、所定のタイミングで探触子101を駆動する駆動信号を生成する。探触子101は駆動信号に基づいて、超音波を送信する。送信された超音波は、応力によって周期的に変形している被検体へ到達し、被検体の内部において反射する。本実施形態では、被検体は動脈血管の血管壁を含み、被検体内部の情報である管壁の弾性率を求める。動脈血管には心周期に一致した周期で血液が流れるため、血液から受ける応力によって血管壁は周期的に変形する。

[0118]　受信部103は、被検体から反射するエコーを探触子101によって受信し、エコーを電気信号に変換し、増幅して、受信エコー信号を生成する。また、受信エコー信号をデジタル信号に変換する。

[0119]　送信部102および受信部103は、好ましくは、被検体を走査するように超音波を送

信し、所定の位置および方向からの超音波のみを検出するよう、駆動信号や受信エコー信号の遅延時間を制御する遅延時間制御部を含んでいることが好ましい。また、探触子101は複数の超音波振動子が配列されたアレイ振動子を含むことが好ましい。

[0120] 演算部151は、受信エコー信号を解析することにより、被検体の複数の測定部位の動きを追跡する。そして、被検体中の任意の2つの測定部位間の距離変化である厚さ変化波形を生成する。このために、演算部151は移動波形算出部115と厚さ変化波形算出部116とを含む。移動波形算出部115は、受信エコー信号を受け取って、被検体中に設定した複数の測定部位xiの位置変化である移動波形を式(1)および(2)にしたがって算出する。厚さ変化波形算出部116は、複数の測定部位xiから選ばれる2つの間の距離変化を示す厚さ変化波形を、2つの測定部位の移動波形の差を求めることによって算出する。

[0121] 測定部位は、送信する超音波の周波数などによって定まる解像度に応じて、1つの超音波ビーム上に複数設定することができる。したがって、超音波ビームを走査させることによって、2次元に配列された測定部位の各移動波形を取得することができる。

[0122] 基準波形発生部117Aは基準波形を出力する。この基準波形は、以下において詳細に説明するように、厚さ変化波形算出部116において算出する厚さ変化波形の基準となるものである。本実施形態では、基準波形はあらかじめ計測などによって求められており、基準波形のデータが基準波形発生部117Aに設けられた半導体メモリなどの記憶部に記憶されている。このように、基準波形発生部117は、基準波形のデータそのものを記憶し、制御部100の指令に基づき、基準波形のデータを出力してもよい。また、以下に他の実施形態で説明するように、外部から受け取るデータに基づいて、基準波形を生成し、出力してもよい。つまり、本願明細書において、基準波形発生部は基準波形を出力しさえすればよい。

[0123] 厚さ変化量推定部118は、以下において詳細に説明するように、厚さ変化波形算出部116から得られる厚さ変化波形と基準波形発生部117Aから得られる基準波形とを比較することによって、前記被検体内部の情報を求める。より具体的には、厚さ変化波形の最大変化量を算出する。この演算は、厚さ変化波形の周期ごとに行われる

。この点で、厚さ変化波形の最大値と最小値とから最大変化量を求める従来技術と本発明とは大きく異なっている。

[0124] 超音波診断装置201は、好ましくは、求めた最大変化量から弾性率を算出する弾性率算出部120をさらに備える。弾性率算出部120は、血圧計119など被検体に加えられた応力に関する情報を受け取る。たとえば、血圧計から、最高血圧と最低血圧との血圧差ΔPを受け取る。そして、式(6)にしたがって、血圧差ΔPと最大厚さ変化量ΔWとから弾性率Erを求める。ここで基準厚さWsは、厚さ変化波形を求めた2つの測定部位間の距離(たとえば400μm)であり、厚さ変化波形算出部116で選択した2つの測定部位の位置に応じて、あらかじめ設定される。このようにして、被検体の弾性率を求めることができる。

[0125] 求めた弾性率は被検体の断層画像とともに表示することが好ましい。これにより、測定部位の位置を分りやすく示すことができるからである。このために、超音波診断装置201は、断層画像生成部104と、画像合成部105と、画像表示部106とをさらに備えていることが好ましい。断層画像生成部104は、フィルタおよび振幅検出器を含み、受信部103から受け取った受信エコー信号の振幅を主として解析し、被検体の内部の構造を画像化した断層画像の画像信号を生成する。

[0126] 画像構成部105は、画像信号および弾性率算出部120から得られた弾性率のデータを受け取って、求めた弾性率が断層画像上の適切な位置にマッピングされるように、画像信号と弾性率のデータとを合成する。画像表示部106は、合成された画像を表示する。

[0127] 次に、本発明の要部である基準波形発生部117Aおよび厚さ変化量推定部118の動作をさらに詳しく説明する。図2は、基準波形発生部117Aの記憶部に記憶されている基準波形M(t)を示している。この波形は、あらかじめ、複数の被検者に対し厚さ変化波形の測定を行い、その一心周期分について平均を求めることによって得られている。基準波形M(t)は、超音波診断装置201によって測定する対象に応じてあらかじめ用意される。本実施形態では、動脈血管の血管壁の弾性率を求めるため、基準波形M(t)にも複数の被検者から得られた動脈血管の血管壁の基準波形を用いる。

[0128] 基準波形M(t)の振幅であるΔWは、基準値、たとえば1μmとなるよう正規化されている。複数の被検者から得られたデータを平均化するため、実測したデータであってもノイズの影響等は低減されている。

[0129] 図3は、厚さ変化波形算出部116から得られた厚さ変化波形y(t)を示している。この厚さ変化波形は被検体を実際に計測することによって得られた波形の一心周期分である。tはサンプリング時刻を表しており、サンプリング点数をN個とすると、tはt＝0、1、・・・N－1で表される整数である。

[0130] 厚さ変化量推定部118は、基準波形M(t)および厚さ変化波形y(t)を受け取り、厚さ変化波形y(t)の振幅を何倍すると、基準波形M(t)に最も類似するかを最小2乗法により算出する。y(t)に乗じる係数をkとしたとき、M(t)とk・y(t)との差の2乗をRとすると、Rは式(7)で表される。

[0131] [数1]

$$R = \sum_{t=0}^{N-1} (M(t) - k \cdot y(t))^2 \qquad (7)$$

[0132] 係数kを変数として式(7)をkで偏微分し、偏微分した式が0となるとき、2乗差Rは最小となる。

[0133] [数2]

$$\frac{\partial R}{\partial k} = 2\sum_{t=0}^{N-1} (-M(t)y(t) + k(y(t))^2) = 0 \qquad (8)$$

[0134] 式(8)をkについて解くと、式(9)が得られる。

[0135] [数3]

$$k = \frac{\sum_{t=0}^{N-1} M(t)y(t)}{\sum_{t=0}^{N-1} (y(t))^2} \qquad (9)$$

[0136] 式(9)により得られる係数kの値は、測定した厚さ変化波形y(t)をk倍すると、振幅1μmの基準波形M(t)との差の2乗が最小となり、2つの波形がもっとも一致すること

を意味している。したがって、測定した厚さ変化波形y(t)の振幅Aは、以下の式(10)により求められる。

[0137] A＝1／k （μm） (10)

[0138] なお、上述の演算と同様に、基準波形M(t)の振幅を何倍すれば実際の厚さ変化波形y(t)に近づくかを算出してもよい。この場合、基準波形M(t)に乗ずる係数をaとし、残差をR'とすれば、以下の式(11)で示される。

[0139] [数4]

$$R' = \sum_{t=0}^{N-1} (a \cdot M(t) - y(t))^2 \qquad (11)$$

[0140] R'をaで偏微分した値を0と置き(式(12))、係数aについて解くと式(13)が得られる。

[0141] [数5]

$$\frac{\partial R'}{\partial a} = 2\sum_{t=0}^{N-1} (a(M(t))^2 - M(t)y(t)) = 0 \qquad (12)$$

[0142] [数6]

$$a = \frac{\sum_{t=0}^{N-1} M(t)y(t)}{\sum_{t=0}^{N-1} (M(t))^2} \qquad (13)$$

[0143] この場合には、係数aは、振幅1μmの基準波形をa倍すると、実測の厚さ変化波形y(t)との差の2乗が最小となり、2つの波形がもっとも一致することを意味している。したがって厚さ変化波形y(t)の振幅A'は式(14)により求められる。

[0144] A'＝a （μm） (14)

[0145] このように、厚さ変化量推定部118は、基準波形M(t)および厚さ変化波形y(t)を受け取り、式(9)または式(13)を用いて、基準波形M(t)と厚さ変化波形y(t)の整合誤差が最小となる係数kまたは係数aを算出する。算出した係数kまたは係数aから、厚さ変化波形の振幅である最大厚さ変化量をさらに算出する。

[0146] 図4は、弾性率が異なる血管壁から得られる厚さ変化波形$y_0(t)$および$y_1(t)$の一心周期分を模式的に示している。図4に示すように、弾性率が異なることによって、振幅が相違しているが、2つの厚さ変化波形の時間軸方向の変化は一致している。これは被検体が受ける応力変化である血圧の変化、あるいは、心臓の振動の様子は、理想的には、血管の硬さによらずほぼ一定であることを意味している。

[0147] 図4に示すように、従来の方法によれば、厚さ変化波形の最大厚さ変化量を求める場合、厚さ変化波形の最大値Wmaxおよび最小値Wminを求める必要があった。これに対し、本発明では、厚さ変化波形と基準波形との全体の整合性を解析することによって最大厚さ変化量を推定する。上述したように、弾性率の違いによって厚さ変化波形の振幅のみが異なると仮定した場合において、一心周期分の厚さ変化波形の全体から最大厚さ変化量を推定することを意味している。

[0148] 図4の厚さ変化波形$y_0(t)$において示しているように、厚さ変化波形の最大値Wmaxおよび最小値Wminは、厚さ変化波形$y_0(t)$のそれぞれ一点で定まるものである。しかし、厚さ変化波形の最大値Wmaxおよび最小値Wminの間の傾斜部分a1、a2およびa3の傾きは、最大値Wmaxおよび最小値Wminに応じて変化する。つまり、傾斜部分a1、a2およびa3の傾きは、最大値Wmaxおよび最小値Wminに関する情報を含んでいる。このため、厚さ変化波形にノイズが重畳することによって、最大値Wmaxや最小値Wminが正しく得られない場合であっても、厚さ変化波形の形状が著しく変形するほどにノイズが重畳しない限り、傾斜部分a1、a2およびa3を含む厚さ変化波形の全体から最大厚さ変化量を推定することが可能となる。

[0149] したがって、本発明によれば、突発的に混入するようなスパイク状ノイズなどのノイズの影響を受けにくく、高い精度で最大厚さ変化量あるいは弾性率を求めることが可能となる。

[0150] なお、上述の説明から明らかなように、傾斜部分a1、a2およびa3にそれぞれ最大値Wmaxや最小値Wminの情報が含まれているため、厚さ変化波形の一心周期の一部を用いても、従来よりもノイズの影響が低減された最大厚さ変化量を推定することができる。ただし、選択する区間が長いほど推定する最大厚さ変化量の精度が高まるため、厚さ変化波形の一心周期全体を用いて基準波形と比較し、最大厚さ変化量

を求めることが最も好ましい。このことは、式(13)を用いて以下のように説明できる。厚さ変化波形y(t)を厚さ変化s(t)とノイズn(t)の和で表すと式(13)は以下のように表すことができる。

[0151] [数7]

$$a = \frac{\sum_{t=0}^{N-1} M(t)s(t) + \sum_{t=0}^{N-1} M(t)n(t)}{\sum_{t=0}^{N-1} (M(t))^2} \qquad (13')$$

[0152] ノイズn(t)がスパイクノイズやランダムノイズである場合、加算区間が長いほど式(13')の分子の第2項は第1項に比べて小さくなる。したがって、厚さ変化s(t)が基準波形と相似(s(t)=a'・M(t))であり、加算区間が十分に長く、式(13')の第2項が無視できる場合には、式(13')は以下の式(13'')と表せる。

[0153] [数8]

$$a = \frac{\sum_{t=0}^{N-1} M(t)s(t)}{\sum_{t=0}^{N-1} (M(t))^2} = \frac{\sum_{t=0}^{N-1} a' \cdot (M(t))^2}{\sum_{t=0}^{N-1} (M(t))^2} = a' \qquad (13'')$$

[0154] したがって、真の係数a'を推定できることになる。逆にこのことから、厚さ変化波形の全体を用いて基準波形と比較することによって、ノイズの影響が低減された厚さ変化量を推定できることが分かる。

[0155] 本発明では、基準波形と測定値とを用いて最大厚さ変化量および弾性率を求めるため、適切な基準波形を用意することが重要である。測定する被検体の部位によって厚さ変化波形の時間方向の変化の様子が異なる場合には、部位に応じた基準波形を用意することが好ましい。具体的には、動脈血管の血管壁の弾性率を測定する場合には、血管壁の内膜、中膜および外膜に対してそれぞれ基準波形のデータを用意してもよい。複数の基準波形のデータを基準波形発生部117Aにおいて記憶しておき、測定部位に合わせて基準波形のデータを切り換えることによって、より精密な厚さ変化量の推定が可能となる。

[0156] さらに、健常者用基準波形、糖尿病患者用基準波形、動脈硬化患者用基準波形等、被検者の状態ごとに複数の基準波形のデータを基準波形発生部117Aの記憶部に記憶しておき、操作者の指示により基準波形を選択することも可能である。これにより、より精密な厚さ変化量の推定が可能となる。

[0157] (第2の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第2の実施形態を説明する。図5は、超音波診断装置202の構成を示すブロック図である。超音波診断装置202は、周期調整部140をさらに備えている点で第1の実施形態の超音波診断装置201とは異なっている。超音波診断装置202の送信部102、受信103、演算部151や厚さ変化量推定部118は、第1の実施形態の超音波診断装置201の対応する構成要素と同様に機能する。

[0158] 周期調整部140は、基準波形発生部117Aで発生させた基準波形の周期が厚さ変化波形算出部116で算出する厚さ変化波形の周期と一致するよう、基準波形の周期を調節する。このために、超音波診断装置202は、被検体の応力変化の周期に関する情報を外部の周期検出部141から受け取る。被検体が、動脈血管の血管壁である場合には、被検体の血圧変化、心電変化、心音変化などを用いることができる。たとえば、心臓の心拍周期を検出する心電計を周期検出部141として好適に用いることができる。

[0159] 図6(a)、(b)および(c)は、周期検出部141から得られる心電波形、厚さ変化波形算出部116から得られる厚さ変化波形y(t)および基準波形発生部117Aから得られる基準波形M(t)を示している。図6(a)に示すように、心電波形にはR波が観測される。図6(a)および(b)から明らかなように、心電波形の周期と厚さ変化波形y(t)の周期Tyとは一致している。これは、動脈血管の血管壁の厚さ変化が心臓の鼓動によって生じる血圧変化によって引き起こされているからである。

[0160] 一方、図6(b)および(c)から明らかなように、基準波形M(t)の周期Tmは、厚さ変化波形y(t)の周期Tyとは一致していない。

[0161] 周期調整部140は、基準波形M(t)および厚さ変化波形y(t)の周期の不一致を解消するため、周期検出部141から受け取る被検体の応力変化の周期に関する情報

に基づき、基準波形M(t)の周期を調節する。本実施形態では、周期調整部140は心電波形のR波の周期を検出し、基準波形発生部117Aが発生する基準波形M(t)を時間方向に伸縮させる。時間方向に伸縮した基準波形はM'(t)は以下の式で示される。

[0162] $M'(t)=M(t\cdot Ty/Tm)$ (15)

[0163] ここでt・Ty／Tmが整数にならない場合には、tとM(t)との関係を用いて補間値を生成する。M(t)の値を十分細かなサンプリング単位で記憶しておき、最も近傍の値を代用値として用いることも可能である。

[0164] 厚さ変化量推定部118において、M'(t)とy(t)との時間的位相がずれていることをM'(t)とy(t)との相関演算などにより検出した場合には、基準波形発生部117Aから基準波形を読み出すタイミングを適切にシフトさせることにより調整することができる。

[0165] このようにして基準波形M'(t)の周期と厚さ変化波形y(t)の周期と一致させた後、厚さ変化量推定部118において厚さ変化波形y(t)の最大厚さ変化量を第1の実施形態で説明したように求めることができる。

[0166] このように、本実施形態によれば、周期調整部140によって、基準波形発生部117Aで生成する基準波形を被検体の応力周期に合わせることより、より精密な厚さ変化量および弾性率値の算出が可能となる。

[0167] なお、本実施形態では、基準波形の周期を調節したが、厚さ変化波形算出部116から得られる厚さ変化波形の周期が基準波形の周期と一致するよう厚さ変化波形の周期を調節してもよい。図7に示す超音波診断装置202'では、周期調整部140は、厚さ変化波形算出部116から得られる厚さ変化波形を受け取る。そして、周期検出部141から得られる被検体に加わる応力に関する情報を受け取って、厚さ変化波形の周期を調整する。このような構成を用いても上述した効果を得ることができる。

[0168] また、不整脈などの理由により被検体の心周期が心拍間で異なり、厚さ変化波形の周期が一定ではない場合、周期調整部140は、厚さ変化波形の周期のうち最も短い周期に合わせて、各周期のデータを抽出することによって、厚さ変化波形の周期を一定にしてもよい。具体的には、周期調整部140は、最も短い心周期をT_{min}とした場

合、厚さ変化波形の各心周期から、心電波形のR波をトリガとして、期間T_{min}の間のデータを抽出することによって厚さ変化波形の周期を一定にしてもよい。

[0169] この場合、R波は収縮期の初期に観測されるため、このようなデータ抽出によって、拡張期におけるデータの一部が欠落してしまう心周期も生じる。しかし、同一の被検体において心拍間で心周期が異なる場合、心周期中の収縮期の長さはほとんど変化せず、拡張期の長さがおもに変動しているという特性がある。また、弾性特性の測定に必要な厚さ変化量の最大値および最小値は、収縮期において観測される。したがって、拡張期におけるデータが欠落しても弾性率の測定には大きな影響は生じないと考えられる。厚さ変化波形の周期を一定にした後、必要に応じて、上述したように基準波形と厚さ変化波形との周期を一致させてもよい。

[0170] (第3の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第3の実施形態を説明する。図8は、超音波診断装置203の構成を示すブロック図である。超音波診断装置203は、平均化部170をさらに備えている点で第2の実施形態の超音波診断装置202'と異なっている。超音波診断装置203の送信部102、受信103、演算部151、厚さ変化量推定部118や周期調整部140は、第2の実施形態の超音波診断装置202'の対応する構成要素と同様に機能する。

[0171] 平均化部170は、周期が調整された厚さ変化波形の複数周期における平均の波形を求める。図9(a)は、周期検出部141から得られる被検体の変形の周期に関する情報の波形を示している。第2の実施形態と同様、被検体の変形の周期に関する情報はたとえば、心電波形である。図9(b)は、周期調整部140によって周期が調整された厚さ変化波形y'(t)のy'1(t)およびy'2(t)で示される2周期分を示している。

[0172] 平均化部170は、厚さ変化波形y'(t)の各周期毎の波形の複数周期に渡る平均を求める。平均後の厚さ変化波形をY(t)とすると、以下の式(16)によって求められる。

[0173] [数9]

$$Y(t) = \frac{1}{L}\sum_{i=0}^{L-1} y_i'(t) \qquad (16)$$

[0174] ここで$y'_i(t)$は、i番目の心周期の厚さ変化波形を示し、Lは平均を行う心周期の数を示す。平均化部170において求められられた平均化された厚さ変化波形Y(t)は、厚さ変化量推定部118へ入力され、第1の実施形態で説明したように最大厚さ変化量が算出される。周期が調整された厚さ変化波形を平均化部170へ入力するので、厚さ変化波形の各周期は一定であり、平均化部170では、単純な加算によって式(16)の演算を行うことが可能である。

[0175] 平均を行う心周期の数は任意に選択できる。計測した期間全体に渡る平均を求めてもよいし、平均を計算する心周期をリアルタイムでシフトさせながら、複数周期分の平均を求めてもよい。また、式(16)では、単純な加算平均を求めているが、重み付け加算平均を求めてもよい。

[0176] 本実施形態によれば、平均化部170における平均化により、厚さ変化波形に含まれるランダムノイズが低減される。このため、厚さ変化量推定部118において、より正確な最大厚さ量を推定することが可能となり、弾性率の計算精度もさらに向上する。

[0177] (第4の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第4の実施形態を説明する。図10は、超音波診断装置204の構成を示すブロック図である。これまで説明してきた超音波診断装置では、測定によってあらかじめ得られた基準波形を用いて、厚さ変化波形の全体から最大厚さ変化量を推定していた。これに対して、超音波診断装置204では、被検体を計測することによって得られる測定部位の移動波形から基準波形を生成する。このために、超音波診断装置204は、移動波形算出部115から得られる移動波形に基づいて基準波形を生成する基準波形発生部117Bを備えている。

[0178] 図11は、探触子101によって計測される被検体12の断面を模式的に示している。被検体12は動脈血管を含んでおり、動脈血管の軸に対して垂直な断面を測定するよう、超音波ビーム20a、20b、20cが探触子101から送信される。走査断面において、動脈血管は、血管前壁31、血管腔32および血管後壁33を含んでいる。

[0179] 血管腔32を流れる血液の圧力変化によって血管前壁31および血管後壁33は血液から応力を受け、拡張および収縮を周期的に繰り返す。超音波ビーム20c上の微小幅をもつ血管前壁31の血管領域21aにおいて、2点p1およびp2間の距離変化で

ある厚さ変化は、内膜側端22aの移動により発生すると考えられる。したがって、内膜側端22aの組織移動波形とp1およびp2間の層の厚さ変化波形とは相似していると考えられる。

[0180] 図12(a)は、移動波形算出部115から得られるたとえば内膜側端22aの移動波形n(t)を示しており、図12(b)は、移動波形n(t)に基づいて、基準波形発生部117Bにおいて生成される基準波形M(t)を示している。ここで、tはサンプリング時刻を表しており、サンプリング点数をN個とすると、tはt＝0、1、・・・N－1を満たす整数である。移動波形n(t)は、血管径が拡大する方向に測定点が移動する場合を正方向としている。これらの波形は一心周期分のみを示している。移動波形n(t)の一心周期における最大値をNmax、最小値をNminとするとき、基準波形発生部117は、基準波形M(t)を移動波形n(t)より次式で算出する。

[0181] [数10]

$$M(t)=\frac{-1}{N_{\max}-N_{\min}}\cdot n(t) \qquad (17)$$

[0182] これにより、基準パターン波形M(t)は、内膜側端22aの波形n(t)に比例し、振幅が1の波形となる。

[0183] 図13は、厚さ変化波形算出部116から出力される実際に測定した一心周期分の厚さ変化波形y(t)を示している。この厚さ変化波形y(t)は、たとえば、図11の測定位置p1において得られる移動波形と測定位置p2において得られる移動波形との差を求めたものである。

[0184] 図11に示すように、基準波形M(t)および厚さ変化波形y(t)はいずれも超音波ビーム20cから得られる受信エコー信号に基づいている。しかし、厚さ変化波形y(t)は微小な2点間の距離変化であるのに対して、基準波形M(t)は移動波形n(t)に基づいている。図12(a)に示すよう移動波形n(t)の振幅D1はたとえば数百μm程度であるのに対して、厚さ変化波形y(t)の振幅D2は数十μm程度である。このため、ノイズ影響が基準波形M(t)では厚さ変化波形y(t)に比べて格段に小さくなっている。

[0185] したがって、このようにして生成した基準波形を用い、厚さ変化量推定部118にお

いて第1の実施形態で説明したように、厚さ変化波形の全体から最大変化量を求めることにより、突発的に混入するようなスパイク状ノイズなどのノイズの影響を受けにくく、高い精度で最大厚さ変化量あるいは弾性率を求めることが可能となる。特に、本実施形態によれば、基準波形M(t)および厚さ変化波形y(t)はいずれも同じ受信エコー信号に基づいている。このため、周期調整部を設けなくとも2つの波形の周期は一致しており、精度の高い最大厚さ変化量を求めることができる。また、心電計や血圧計など被検体の応力周期を示す外部の信号を必要としないため、計測を簡単に行うことができる。

[0186] (第5の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第5の実施形態を説明する。図14は、超音波診断装置205の構成を示すブロック図である。超音波診断装置205は、血管径算出部142をさらに備えている点で第4の実施形態の超音波診断装置204と異なっている。

[0187] 血管径算出部142は、移動波形算出部から移動波形を受け取って、被検体中の動脈血管の内径または外径の血管径波形を算出する。基準波形発生部117は、血管径算出部142から血管径波形を受け取り、血管径波形に基づいて、基準波形を生成する。より具体的には、まず、血管腔32を定めるため、図11に示すように、たとえば、血管壁の内膜側端22aおよび内膜側端22bの位置を特定する。この位置の特定は、操作者が画像表示部106に表示された動脈血管の断面画像を観察し、断面画像上においてこれらの位置を指定してもよいし、受信エコー信号を解析することにより制御部100が自動的に行ってもよい。内膜側端22aの移動波形をia(t)、内膜側端22bの移動波形をib(t)とすると、血管径波形L(t)は、以下の式(18)で表される。

[0188] $L(t)=ia(t)+ib(t)$ (18)

[0189] ここで、ia(t)およびib(t)の符号は、血管径が増す方向を正とする。上述したように血管の外径変化波形を求めてもよい。

[0190] 基準波形発生部117は、血管径波形L(t)を受け取り、式(17)において移動波形n(t)の換わりに血管径波形L(t)を用いて基準波形M(t)を生成する。これにより、第4の実施形態と同様にして最大厚さ変化量あるいは弾性率を求めることが可能となる

。

[0191] 本実施形態において、基準波形の生成に用いる血管径波形は、血管径の変化を示しており、血管を流れる血液の圧力と強い相関がある。また、血管壁の変形あるいは厚さ変化は、血圧と相関がある。このため、血管壁内の2点の距離変化である厚さ変化は血管径の変化と相関があり、血管径波形を好適に基準波形の生成に利用できる。

[0192] 特に、血管径を定める内膜側端22aと内膜側端22bとは血圧によって逆方向に移動するため、血管径波形L(t)の振幅は、移動波形ia(t)や移動波形ib(t)の約2倍となる。このため、血管径波形L(t)ではノイズの影響が抑制されており、生成する基準波形におけるノイズの影響も小さい。したがって、より精密な厚さ変化量および弾性率値の算出が可能となる。

[0193] (第6の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第6の実施形態を説明する。図15は、超音波診断装置206の構成を示すブロック図である。第4の実施形態では、基準波形発生部117Bは、移動波形に基づいて、基準波形を生成していた。本実施形態では、基準波形発生部117Cは、外部から血圧波形を受け取り、血圧波形に基づいて基準波形を生成する。

[0194] 基準波形発生部117Cに入力する血圧波形は、被検体の動脈血管の血圧変化を示すものであり、リアルタイム血圧計150などによって取得される。

[0195] 図16は、血圧波形の一例を示している。血圧の変化は、図12(a)に示す移動波形n(t)とほぼ一致する。基準波形発生部117Cは血圧波形を受け取り、式(17)にしたがって基準波形M(t)を生成する。血管壁内の2点の距離変化である厚さ変化は、血圧変化により生じ、厚さ変化と血圧変化とは相関があるので、血圧波形を好適に基準波形の生成に利用できる。このため、生成した基準波形を用いてより精密な厚さ変化量および弾性率値を算出することができる。

[0196] (第7の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第7の実施形態を説明する。図17は、超音波診断装置207の構成を示すブロック図である。超音波診断装置207は、送信部10

2、受信部103、演算部151、基準波形発生部117D、厚さ変化量推定部118'および信頼性判定部171を備えている。また、これら超音波診断装置207の各構成要素を制御するために、超音波診断装置207は制御部100を備えている。

[0197] 送信部102および受信部103は第1の実施形態の送信部102および受信部103と同様に機能する。具体的には、送信部102は、制御部100の指令に基づいて、探触子101を所定のタイミングで駆動する駆動信号を生成する。探触子101は駆動信号に基づいて、超音波を送信する。送信された超音波は、応力によって周期的に変形している被検体へ到達し、被検体の内部において反射する。本実施形態では、被検体は動脈血管の血管壁を含み、超音波診断装置207は血管壁の弾性率を求める。動脈血管には心周期に一致した周期で血液が流れるため、血液から受ける応力によって血管壁は周期的に変形する。

[0198] 受信部103は、被検体から反射するエコーを探触子101によって受信する。具体的には、エコーを探触子101が電気信号に変換し、受信部103は、電気信号を増幅して、受信エコー信号を生成する。また、受信エコー信号をデジタル信号に変換する。

[0199] 送信部102および受信部103は、好ましくは、遅延時間制御部を含んでおり、駆動信号や受信エコー信号の遅延時間を制御することにより、被検体を走査するように超音波を送信し、所定の位置および方向からの超音波のみを検出する。また、探触子101は複数の超音波振動子が配列されたアレイ振動子を含むことが好ましい。

[0200] 演算部151も第1の実施形態の演算部151と同様に機能する。具体的には、演算部151は、受信エコー信号を解析することにより、被検体の複数の測定部位の動きを追跡する。そして、被検体中の任意の2つの測定部位間の距離変化である厚さ変化波形を生成する。このために、演算部151は移動波形算出部115と厚さ変化波形算出部116とを含む。移動波形算出部115は、受信エコー信号を受け取って、被検体中に設定した複数の測定部位の位置変化である移動波形を式(1)および(2)にしたがって算出する。厚さ変化波形算出部116は、複数の測定部位から選ばれる2つの間の距離変化を示す厚さ変化波形を2つの測定部位の移動波形の差を求めることによって算出する。

[0201] 測定部位は、送信する超音波の周波数などによって定まる解像度に応じて、1つの超音波ビーム上に複数設定することができる。したがって、超音波ビームを走査させることによって、2次元に配列された測定部位の各移動波形を取得することができる。

[0202] 基準波形発生部117Dは、基準波形を生成する。この基準波形は、厚さ変化波形算出部116において算出する厚さ変化波形の基準となるものである。本実施形態では、基準波形はあらかじめ計測などによって求められており、基準波形のデータが基準波形発生部117Dに設けられた半導体メモリなどの記憶部に記憶されている。

[0203] 厚さ変化量推定部118'は、第1の実施形態で説明したように、厚さ変化波形算出部116から得られる厚さ変化波形と基準波形発生部117Dから得られる基準波形とを比較することによって、厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出する。またこれら2つの波形がどの程度一致しているかを示す指標を算出する。より具体的には、厚さ変化量推定部118'は、厚さ変化波形および基準波形の一方と、係数を乗じた他方との整合残差が最小となるように係数およびその係数を用いた場合の整合残差とを算出する。そして、係数および基準波形の振幅から厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出する。

[0204] 信頼性判定部171は、厚さ変化量推定部118'によって求められた整合残差を受け取り、整合残差の値に基づいて、最大厚さ変化量または弾性率の信頼性を判定する。

[0205] 超音波診断装置207は、好ましくは、求めた最大厚さ変化量から弾性率を算出する弾性率算出部120をさらに備える。弾性率算出部120は、血圧計119など被検体に加えられた応力に関する情報を受け取る。たとえば、血圧計から、最高血圧と最低血圧との血圧差ΔPを受け取る。そして、式(6)にしたがって、血圧差ΔPと最大厚さ変化量ΔWとから弾性率Erを求める。ここで基準厚さWsは、厚さ変化波形を求めた2つの測定部位間の距離(たとえば400μm)であり、厚さ変化波形算出部116で選択した2つの測定部位の位置に応じて、あらかじめ設定される。このようにして、被検体の弾性率を求めることができる。

[0206] 求めた弾性率は被検体の断層画像とともに表示することが好ましい。これにより、測定部位の位置を分りやすく示すことができるからである。このために、超音波診断装

置207は、断層画像生成部104と、画像合成部105と、画像表示部106とをさらに備えていることが好ましい。断層画像生成部104は、フィルタおよび振幅検出器を含み、受信部103から受け取った受信エコー信号の振幅を主として解析し、被検体の内部の構造を画像化した断層画像の画像信号を生成する。

[0207] 画像合成部105は、画像信号および弾性率算出部120から得られた弾性率のデータを受け取って、求めた弾性率が断層画像上の適切な位置にマッピングされるように、画像信号と弾性率のデータとを合成する。このとき、信頼性判定部171から弾性率を算出するために用いた最大厚さ変化量の信頼性に関する判定結果を受け取り、判定結果に基づき、弾性率を表示する。たとえば、信頼性が低いと判定された最大厚さ変化量に基づいて算出された弾性率を表示しないようにする。これにより、画像表示部106には、信頼性の高い弾性率だけが表示されるため、画像表示部106に示された弾性率に基づき、信頼性の高い診断を行うことができる。

[0208] 次に、本発明の要部である基準波形発生部117D、厚さ変化量推定部118'および信頼性判定部171の動作をさらに詳しく説明する。

[0209] 第1の実施形態で説明したように、基準波形発生部117Dは、図2に示す、基準波形M(t)のデータを記憶している。この波形は、あらかじめ、複数の被検者に対し厚さ変化波形の測定を行い、その一心周期分について平均を求めることによって得られている。基準波形M(t)は、超音波診断装置207によって測定する対象に応じてあらかじめ用意される。本実施形態では、動脈血管の血管壁の弾性率を求めるため、基準波形M(t)にも複数の被検者から得られた動脈血管の血管壁の基準波形を用いる。

[0210] 基準波形M(t)の振幅であるΔWは、基準値、たとえば1μmとなるよう正規化されている。複数の被検者から得られたデータを平均化するため、実測したデータであってもノイズの影響等は低減されている。

[0211] 本発明では、基準波形と測定値とを用いて最大厚さ変化量および弾性率を求めるため、適切な基準波形を用意することが重要である。測定する被検体の部位によって厚さ変化波形の時間方向の変化の様子が異なる場合には、部位に応じた基準波形を用意することが好ましい。具体的には、動脈血管の血管壁の弾性率を測定する

場合には、血管壁の内膜、中膜および外膜に対してそれぞれ基準波形のデータを用意してもよい。複数の基準波形のデータを基準波形発生部117Dにおいて記憶しておき、測定部位に合わせて基準波形のデータを切り換えることによって、より精密な厚さ変化量の推定が可能となる。

[0212] さらに、健常者用基準波形、糖尿病患者用基準波形、動脈硬化患者用基準波形等、被検者の状態ごとに複数の基準波形のデータを基準波形発生部117Dの記憶部に記憶しておき、操作者の指示により基準波形を選択することも可能である。これにより、より精密な厚さ変化量の推定が可能となる。

[0213] 第1の実施形態で説明したように、図3は、厚さ変化波形算出部116から得られる厚さ変化波形y(t)を示している。この厚さ変化波形は被検体を実際に計測することによって得られた波形の一心周期分である。tはサンプリング時刻を表しており、サンプリング点数をN個とすると、tはt＝0、1、・・・N－1で表される整数である。

[0214] 第1の実施形態で説明したように、厚さ変化量推定部118'は、基準波形M(t)および厚さ変化波形y(t)を受け取り、厚さ変化波形y(t)の振幅を何倍すると、基準波形M(t)に最も類似するかを最小2乗法により算出する。y(t)に乗じる係数をkとしたとき、M(t)とk・y(t)との差の2乗をRとすると、Rは第1の実施形態で説明した式(7)で表される。

[0215] 係数kを変数として式(7)をkで偏微分し(式(8))、偏微分した式が0となるとき、2乗差Rは最小となる。式(8)をkについて解くと、式(9)が得られる。

[0216] 式(9)により得られる係数kの値は、測定した厚さ変化波形y(t)をk倍すると、振幅1μmの基準波形M(t)との差の2乗が最小となり、2つの波形がもっとも一致することを意味している。したがって、測定した厚さ変化波形y(t)の振幅Aは、式(10)により求められる。

[0217] 厚さ変化量推定部118'は、さらに式(9)で求めたkの値を式(7)へ代入し、Rを求める。kは2乗差Rが最小となるように定められているので、このときのRをR_{min}とする。つまり以下の式(19)によってR_{min}を求める。

[0218] [数11]

$$R_{\min} = \sum_{t=0}^{N-1} \left(M(t) - \frac{\sum_{t=0}^{N-1} M(t)y(t)}{\sum_{t=0}^{N-1} (y(t))^2} y(t) \right)^2 \qquad (19)$$

[0219] R_{min}は、基準波形M(t)と係数kを乗じた厚さ変化波形y(t)との整合残差を示している。

[0220] なお、第1の実施形態でも説明したように、厚さ変化量推定部118'は、基準波形M(t)の振幅を何倍すれば実際の厚さ変化波形y(t)に近づくかを算出してもよい。この場合、基準波形M(t)に乗ずる係数をaとし、残差をR'とすれば、第1の実施形態で説明した式(11)で示される。

[0221] R'をaで偏微分した値を0と置き(式(12))、係数aについて解くと式(13)が得られる。この場合には、係数aは、振幅1μmの基準波形をa倍すると、実測の厚さ変化波形y(t)との差の2乗が最小となり、2つの波形がもっとも一致することを意味している。したがって厚さ変化波形y(t)の振幅A'は式(14)により求められる。

[0222] また、整合残差R'_{min}は以下の式(20)によって求められる。

[0223] [数12]

$$R'_{\min} = \sum_{t=0}^{N-1} \left(\frac{\sum_{t=0}^{N-1} M(t)y(t)}{\sum_{t=0}^{N-1} (M(t))^2} M(t) - y(t) \right)^2 \qquad (20)$$

[0224] このように、厚さ変化量推定部118'は、基準波形M(t)および厚さ変化波形y(t)を受け取り、式(9)または式(13)を用いて、基準波形M(t)と厚さ変化波形y(t)の整合誤差が最小となる係数kまたは係数aを算出する。算出した係数kまたは係数aから、厚さ変化波形の振幅である最大厚さ変化量をさらに算出する。また、式(19)または式(20)を用いて、整合残差R_{min}またはR'_{min}を算出し、信頼性判定部171へ出力する。

[0225] 基準波形M(t)と厚さ変化波形y(t)との比較により最大厚さ変化量が求められる理由は、図4を参照して第1の実施形態で説明したとおりである。したがって、本発明に

よれば、突発的に混入するようなスパイク状ノイズなどのノイズの影響を受けにくく、高い精度で最大厚さ変化量あるいは弾性率を求めることが可能となる。

[0226] また、第1の実施形態で説明したように、厚さ変化波形の一心周期の一部を用いても、従来よりもノイズの影響が低減された最大厚さ変化量を推定することができる。ただし、選択する区間が長いほど推定する最大厚さ変化量の精度が高まるため、厚さ変化波形の一心周期全体を用いて基準波形と比較し、最大厚さ変化量を求めることが最も好ましい。

[0227] 信頼性判定部171は、整合残差R_{min}またはR'_{min}を受け取って、整合残差R_{min}またはR'_{min}の値から、厚さ変化量推定部118'が算出した最大厚さ変化量または弾性率算出部120が算出した弾性率が信頼性の高いものであるかどうかを判定する。図18は、整合残差R_{min}を受け取った場合における信頼性判定部171の動作をフローチャートで示している。図18に示すように、信頼性判定部171は、整合残差R_{min}を受け取り、信頼性判定動作を開始する(ステップ301)。まず、信頼性判定部171は整合残差R_{min}と所定の閾値TH2とを比較する(ステップ302)。受け取った整合残差R_{min}が所定の閾値TH2よりも小さくない場合、基準波形M(t)と係数kを乗じた厚さ変化波形y(t)とが一致していないことを意味している。したがって、このとき求められた最大厚さ変化量および最大厚さ変化量を用いて計算された弾性率は正しい値でない可能性が高く、信頼性は低いと判定する(ステップ305)。

[0228] 受け取った整合残差R_{min}が所定の閾値TH2よりも小さい場合、基準波形M(t)と係数kを乗じた厚さ変化波形y(t)とがよく一致していることを意味する。ただし、この場合、係数kが負の値をとることによって整合残差R_{min}が所定の閾値TH2よりも小さくなっていることが考えられる。つまり、基準波形M(t)と厚さ変化波形y(t)との振幅が互いに反転している。信頼性判定部171はこのような可能性を排除するため、好ましくは、厚さ変化量推定部118'から係数kを受け取り、係数kの符号を判断する(ステップ303)。係数kが正でない場合には、上述したように基準波形M(t)と厚さ変化波形y(t)とが互いに反転しているので、このとき求められた最大厚さ変化量および最大厚さ変化量を用いて計算された弾性率は正しい値でない可能性が高く、信頼性は低いと判定する(ステップ306)。係数kが正である場合には、最大厚さ変化量および弾性

率は正しい値であり、信頼性は高いと判定する(ステップ304)。

[0229] 信頼性判定部171はこれらの判定結果を画像合成部105へ出力する。画像合成部105は判定結果に基づき、上述したように弾性率を表示する。弾性率を二次元で算出する場合には、各位置において、厚さ変化波形y(t)を算出し、上述した厚さ変化推定部118'における演算および信頼性判定部171における判定を行うことによって、二次元で表示される各位置における弾性率について信頼性の判定を行う。

[0230] 弾性率の表示方法は、任意に選択できる。たとえば、弾性率をその値に応じた諧調あるいは色調で表示し、信頼性が低いと判定された弾性率は、これらの諧調や色調とは異なる目立つ色調で表示してもよい。あるいは、信頼性が低いと判定された弾性率の領域がある場合、周囲の信頼性が高いと判定された弾性率の値を用いて補間を行い、補間によって求めた値を用いてその領域の弾性率を示してもよい。また、信頼性が低いと判定された弾性率の領域が全体に対して所定の割合以上含まれる場合には、その心周期の弾性率を示す画像全体を表示しないようにしてもよい。

[0231] 超音波診断装置207によれば、基準波形と厚さ変化波形と比較することにより最大厚さ変化量を推定する。このため、厚さ変化波形に突発的なノイズなどが重畳しても、より正確な最大厚さ変化量および弾性率を求めることが可能となる。また、求めた弾性率の信頼性を基準波形M(t)と厚さ変化波形y(t)との整合残差によって判断するため、測定が正しく行われているかどうかを操作者が判断することができる。したがって、超音波診断装置207を用いて高い信頼性および精度で弾性率を測定することが可能となる。特に、断層画像上では判別し難い病変部位であっても、弾性率が周囲と異なっていれば、高い確度で病変部位を特定することができる。

[0232] (第8の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第8の実施形態を説明する。図19は、超音波診断装置208の構成を示すブロック図である。超音波診断装置208は、周期調整部140および平均化部170をさらに備えている点で第7の実施形態の超音波診断装置207とは異なっている。超音波診断装置208の送信部102、受信103、演算部151や厚さ変化量推定部118'は、第7の実施形態の超音波診断装置207の対応する構成要素と同様に機能する。

[0233] 第2の実施形態で説明したように、周期調整部140は、厚さ変化波形算出部116で算出する厚さ変化波形の周期が基準波形発生部117Dで発生させた基準波形の周期と一致するよう、厚さ変化波形の周期を調節する。このために、超音波診断装置208は、被検体の応力変化の周期に関する情報を外部の周期検出部141から受け取る。被検体が動脈血管の血管壁である場合には、被検体の血圧変化、心電変化、心音変化などを用いることができる。たとえば、心臓の心拍周期を検出する心電計を周期検出部141として好適に用いることができる。

[0234] 周期検出部141から得られる心電波形、厚さ変化波形算出部116から得られる厚さ変化波形y(t)および基準波形発生部117Dから得られる基準波形M(t)はそれぞれ、図6(a)、(b)および(c)に示すとおりである。図6(a)に示すように、心電波形にはR波が観測される。図6(a)および(b)から明らかなように、心電波形の周期と厚さ変化波形y(t)の周期Tyとは一致している。これは、動脈血管の血管壁の厚さ変化が心臓の鼓動によって生じる血圧変化によって引き起こされているからである。一方、図6(b)および(c)から明らかなように、基準波形M(t)の周期Tmは、厚さ変化波形y(t)の周期Tyとは一致していない。

[0235] 周期調整部140は、基準波形M(t)および厚さ変化波形y(t)の周期の不一致を解消するため、周期検出部141から受け取る被検体の応力変化の周期に関する情報に基づき、厚さ変化波形y(t)の周期を調節する。本実施形態では、周期調整部140は心電波形のR波の周期を検出し、厚さ変化波形算出部116が算出した厚さ変化波形y(t)を時間方向に伸縮させる。時間方向に伸縮し、周期が調整された厚さ変化波形y'(t)は以下の式(21)で示される。

[0236] $y'(t)=M(t\cdot Tm/Ty)$ (21)

[0237] ここでt×Tm／Tyが整数にならない場合には、tとy(t)との関係を用いて補間値を生成する。y(t)の値を十分細かなサンプリング単位で記憶しておき、最も近傍の値を代用値として用いることも可能である。

[0238] 平均化部170は、周期が調整された厚さ変化波形y'(t)の複数周期における平均の波形を求める。平均の演算は、種々の方法から選択できる。たとえば、図20(a)に示すように、平均を求める複数の周期を逐次シフトさせる移動平均を用いる場合には

、式(22)によって平均化後の厚さ変化波形u_m(t)を求めることができる。

[0239] [数13]

$$u_m(t) = \frac{1}{L}\sum_{i=m}^{L+m-1} y_i'(t) \qquad (22)$$

[0240] ここでy'_i(t)は、i番目の周期が調整された厚さ変化波形を示し、Lは平均を求める心周期の数を示す。また、式(22)によってm番目の周期の厚さ変化波形が得られることを示している。また、図20(b)に示すように、L個ごとに平均を求める場合には、式(23)によって平均後の厚さ変化波形v_m(t)を求めることができる。

[0241] [数14]

$$v_m(t) = \frac{1}{L}\sum_{i=m\times L}^{(m+1)\times L-1} y_i'(t) \qquad (23)$$

[0242] 平均を行う心周期の数Lは任意に選択できる。また、式(22)および(23)では、単純な加算平均を求めているが、重み付け加算平均を求めてもよい。式(22)にしたがって平均を求める場合、平均化された厚さ変化波形u_m(t)は、厚さ変化波形y'(t)と同数の周期数を含み、式(23)にしたがって平均を求める場合、平均化された厚さ変化波形v(t)の周期数は、厚さ変化波形y'(t)の1／Lになる。

[0243] 平均化部170は、さらに平均を求めた期間における各周期での信号の分散σ_m^2を以下の式(24)または式(25)によって求める。

[0244] [数15]

$$\sigma_m^2 = \sum_{j=0}^{N-1}\left(\frac{1}{L}\sum_{i=m}^{L+m-1}\left(y_i'(j) - u_m(j)\right)^2\right) \qquad (24)$$

[0245] [数16]

$$\sigma_m^2 = \sum_{j=0}^{N-1}\left(\frac{1}{L}\sum_{i=m\times L}^{(m+1)\times L-1}\left(y_i'(j) - v_m(j)\right)^2\right) \qquad (25)$$

[0246] 分散σ_m^2は、平均を求めた期間における信号のばらつきの度合いを示す値であり、平均後の厚さ変化波形の周期毎に求められる。この分散σ_m^2は、信頼性判定部171'へ入力される。

[0247] 平均化部170において求められた平均化された厚さ変化波形$u_m(t)$(または$v(t)$)は、厚さ変化量推定部118'へ入力され、$y(t)$の換わりに$u_m(t)$(または$v(t)$)を用いて第1の実施形態で説明したように最大厚さ変化量および整合残差R_{min}が算出される。

[0248] 信頼性判定部171'は、第1の実施形態で説明した整合残差R_{min}に加え、分散σ_m^2を用いて、最大厚さ変化量および弾性率の信頼性を判定する。図21は、整合残差R_{min}および分散σ_m^2を受け取った場合における信頼性判定部171'の動作をフローチャートで示している。図21に示すように、信頼性判定部171'は、整合残差R_{min}および分散σ_m^2を受け取り、信頼性判定動作を開始する(ステップ311)。まず、分散σ_m^2と所定の閾値TH1とを比較する(ステップ312)。分散σ_m^2が所定の閾値TH1よりも小さくない場合、弾性率を求めた平均化された厚さ変化波形$u_m(t)$において、心拍間でデータのばらつきが大きかったことを示している。したがって、得られた弾性率は信頼性が低いと判定する(ステップ316)。

[0249] 分散σ_m^2が所定の閾値TH1よりも小さい場合には、整合残差R_{min}と所定の閾値TH2との比較を行う(ステップ313)。整合残差R_{min}が所定の閾値TH2よりも小さくない場合、基準波形$M(t)$と係数kを乗じた厚さ変化波形$y(t)$とが一致していないことを意味している。したがって、このとき求められた最大厚さ変化量および最大厚さ変化量を用いて計算された弾性率は正しい値でない可能性が高く、信頼性は低いと判断する(ステップ317)。

[0250] 整合残差R_{min}が所定の閾値TH2よりも小さい場合、基準波形$M(t)$と係数kを乗じた厚さ変化波形$y(t)$とがよく一致していることを示している。ただし、第1の実施形態で説明したように、係数kが負の値をとることによって整合残差R_{min}が所定の閾値TH2よりも小さくなっていることも考えられる。このため、信頼性判定部171は厚さ変化量推定部118'から係数kを受け取り、係数kの符号を判断する(ステップ314)。係数kが正でない場合には、上述したように基準波形$M(t)$と係数kを乗じた厚さ変化波形y

(t)とが互いに反転しているので、このとき求められた最大厚さ変化量および最大厚さ変化量を用いて計算された弾性率は正しい値でない可能性が高く、信頼性は低いと判断する(ステップ318)。係数kが正である場合には、最大厚さ変化量および弾性率は正しい値であり、信頼性は高いと判定する(ステップ315)。

[0251] 信頼性判定部171'はこれらの判定結果を画像合成部105へ出力し、第1の実施形態で説明したように画像合成部105が判定結果に基づき、弾性率を表示する。

[0252] 超音波診断装置208によれば、基準波形と厚さ変化波形との整合残差に加えて厚さ変化波形の分散に基づいて最大厚さ変化量および弾性率の信頼性を判定する。このため、より正確に最大厚さ変化量および弾性率の信頼性を判定することが可能となる。

[0253] なお、本実施形態では、基準波形と厚さ変化波形との整合残差および厚さ変化波形の分散に基づいて最大厚さ変化量および弾性率の信頼性を判定しているが、厚さ変化波形の分散にのみ基づいて最大厚さ変化量および弾性率の信頼性を判定してもよい。厚さ変化波形の分散が所定の閾値以下であるということは、基準波形と一致したばらつきの少ない厚さ変化波形が連続している可能性が高く、基準波形と一致しない不適切な厚さ変化波形が小さいばらつきで連続する可能性は少ないからである。また、この場合には、整合残差は求めなくてもよい。

[0254] また、上記各実施形態では、弾性率を表示しているが、信頼性判定部の判定結果に基づいて、最大厚さ変化量や歪み量を表示してもよい。

[0255] (第9の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第9の実施形態を説明する。図22は、超音波診断装置209の構成を示すブロック図である。超音波診断装置209は、送信部102、受信部103、演算部151、基準波形発生部117E、厚さ変化量推定部118''および組織判定部172を備えている。また、これら超音波診断装置209の各構成要素を制御するために、超音波診断装置209は制御部100を備えている。

[0256] 超音波診断装置209の送信部102、受信部103および演算部151、は、第1の実施形態あるいは第7の実施形態の対応する構成要素と同様に機能する。具体的には、送信部102は、制御部100の指令に基づいて、探触子101を所定のタイミングで

駆動する駆動信号を生成する。探触子101は駆動信号に基づいて、超音波を送信する。送信された超音波は、応力によって周期的に変形している被検体へ到達し、被検体の内部において反射する。本実施形態では、被検体は動脈血管の血管壁を含み、超音波診断装置209は血管壁の弾性率を求める。動脈血管には心周期に一致した周期で血液が流れるため、血液から受ける応力によって血管壁は周期的に変形する。

[0257] 受信部103は、被検体から反射するエコーを探触子101によって受信する。具体的には、エコーを探触子101が電気信号に変換し、受信部103は、電気信号を増幅して、受信エコー信号を生成する。また、受信エコー信号をデジタル信号に変換する。

[0258] 送信部102および受信部103は、好ましくは、遅延時間制御部を含んでおり、駆動信号や受信エコー信号の遅延時間を制御することにより、被検体を走査するように超音波を送信し、所定の位置および方向からの超音波のみを検出する。また、探触子101は複数の超音波振動子が配列されたアレイ振動子を含むことが好ましい。

[0259] 演算部151は、受信エコー信号を解析することにより、被検体の複数の測定部位の動きを追跡する。そして、被検体中の任意の2つの測定部位間の距離変化である厚さ変化波形を生成する。このために、演算部151は移動波形算出部115と厚さ変化波形算出部116とを含む。移動波形算出部115は、受信エコー信号を受け取って、被検体中に設定した複数の測定部位の位置変化である移動波形を式(1)および(2)にしたがって算出する。厚さ変化波形算出部116は、複数の測定部位から選ばれる2つの間の距離変化を示す厚さ変化波形を2つの測定部位の移動波形の差を求めることによって算出する。

[0260] 測定部位は、送信する超音波の周波数などによって定まる解像度に応じて、1つの超音波ビーム上に複数設定することができる。したがって、超音波ビームを走査させることによって、2次元に配列された測定部位の各移動波形を取得することができる。

[0261] 基準波形発生部117Eは、基準波形を生成する。この基準波形は、厚さ変化波形算出部116において算出する厚さ変化波形の基準となるものである。本実施形態では、基準波形は、被検体中の測定対象領域に含まれる異なる組織ごとに用意される

。基準波形は、たとえば、あらかじめ計測などによって求められており、基準波形のデータが基準波形発生部117Eに設けられた半導体メモリなどの記憶部に記憶されている。

[0262] 厚さ変化量推定部118''は、第11および第7の実施形態で説明したように、厚さ変化波形算出部116から得られる厚さ変化波形と基準波形発生部117Eから得られる各基準波形とを比較することによって、厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出し、またこれら2つの波形がどの程度一致しているかを示す指標を算出する。より具体的には、厚さ変化量推定部118''は、厚さ変化波形および基準波形の一方と、係数を乗じた他方との整合残差が最小となるように係数およびその係数を用いた場合の整合残差とを算出する。そして、係数および基準波形の振幅から厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出する。算出した各基準波形を用いた場合における最大厚さ変化量と整合残差とは組織判定部172へ出力される。

[0263] 組織判定部172は、厚さ変化波形と各基準波形との一致度を示す指標である各基準波形を用いて算出された整合残差に基づいて、厚さ変化波形を与えた2つの測定部位間の組織が被検体中のどの組織であるか判定する。より具体的には、もっとも小さい整合残差が得られた基準波形に対応する組織を厚さ変化波形を与えた2つの測定部位間の組織であると判定する。また、その基準波形を用いて得られた最大厚さ変化量を出力する。

[0264] 超音波診断装置209は、好ましくは、組織判定部172から出力された最大厚さ変化量から弾性率を算出する弾性率算出部120をさらに備える。弾性率算出部120は、血圧計119など被検体に加えられた応力に関する情報を受け取る。たとえば、血圧計から、最高血圧と最低血圧との血圧差ΔPを受け取る。そして、式(6)にしたがって、血圧差ΔPと最大厚さ変化量ΔWとから弾性率Erを求める。ここで基準厚さWsは、厚さ変化波形を求めた2つの測定部位間の距離(たとえば400μm)であり、厚さ変化波形算出部116で選択した2つの測定部位の位置に応じて、あらかじめ設定される。このようにして、被検体の弾性率を求めることができる。

[0265] 求めた弾性率は被検体の断層画像とともに表示することが好ましい。これにより、測定部位の位置を分りやすく示すことができるからである。このために、超音波診断装

置209は、断層画像生成部104と、画像処理部105と、画像表示部106とをさらに備えていることが好ましい。断層画像生成部104は、フィルタおよび振幅検出器を含み、受信部103から受け取った受信エコー信号の振幅を主として解析し、被検体の内部の構造を画像化した断層画像の画像信号を生成する。

[0266] 画像処理部105は、画像信号および弾性率算出部120から得られた弾性率のデータを受け取って、求めた弾性率が断層画像上の適切な位置にマッピングされるように、画像信号と弾性率のデータとを合成する。このとき、組織判定部172から、測定部位がどの組織であるかを判定した結果を受け取り、判定結果に基づき、弾性率を表示する。たとえば、組織ごとに異なる色を用い、弾性率の値に応じた階調(輝度)で弾性率を表示する。これにより、弾性率を精度よく求めることが可能となり、かつ、所定の色で示された弾性率の領域の位置を被検体中で特定することが容易となる。したがって、画像表示部106に示された弾性率に基づき、信頼性の高い診断を行うことができる。

[0267] 次に、本発明の要部である基準波形発生部117E、厚さ変化量推定部118''および組織判定部172および画像処理部105の動作をさらに詳しく説明する。まず、本実施形態において測定対象とする被検体を説明する。図23は、被検体に含まれる動脈血管の断面を模式的に示している。図23に示すように、動脈血管をその軸を含む平面で切断した断面には、血管腔40を挟むように血管壁30'、30が見られる。血管壁30'、30を区別する場合には、被検体の表面に近い血管壁30'を血管前壁と呼び、他方を血管後壁30と呼ぶ。血管壁30'、30は同心円状に異なる組織が分布した3層構造を備えており、血管腔40に隣接する内膜33、33'最も外側に位置する外膜32、32'およびこれらに挟まれる中膜34、34'を含む。内膜33および中膜34、ならびに、内膜33'および中膜34'をまとめて内中膜複合体31、31'と呼ぶ。本実施形態では、血管壁30'、30の弾性率を測定するため、内膜33、33'、中膜34、34'および外膜32、32'のそれぞれに対応した基準波形を用意する。

[0268] 図24(a)から図24(c)は、基準波形発生部117Eの記憶部に記憶されている基準波形$M_1(t)$から$M_3(t)$をそれぞれ示している。この波形は、あらかじめ、複数の被検者に対し、内膜33、33'、中膜34、34'および外膜32、32'の厚さ変化波形の測定を

行い、その一心周期分について平均を求めることによって得られている。血管腔40を流れる血液の圧力によって、血管壁30'、30の内膜33、33'、中膜34、34'および外膜32、32'はそれぞれ周期的に応力を受け、変形する。しかし、内膜33、33'、中膜34、34'および外膜32、32'の各組織の粘性特性および弾性特性は互いに異なるため、図24(a)から図24(c)に示すように、厚さの変化波形も異なっている。

[0269] 基準波形$M_1(t)$から$M_3(t)$の振幅であるΔWは、基準値、たとえば1μmとなるよう正規化されている。複数の被検者から得られたデータを平均化するため、実測したデータであってもノイズの影響等は低減されている。

[0270] 本実施形態では、上述したように血管壁の弾性率を求めるため、血管壁を構成している内膜33、33'、中膜34、34'および外膜32、32'の厚さ変化波形を基準波形として選択するが、用意する基準波形の数は、測定対象に依存する。また、健常者用基準波形のセット、糖尿病患者用基準波形のセット、動脈硬化患者用基準波形のセットなど、被検者の状態ごとにそれぞれ基準波形のデータを基準波形発生部117Eの記憶部に記憶しておき、操作者の指示により、用いる基準波形のセットを選択することも可能である。これにより、さらに精密な厚さ変化量の推定が可能となる。

[0271] 第1の実施形態などで説明したように厚さ変化波形算出部116から得られた測定対象領域内のある2つの測定部位間の厚さ変化波形y(t)は図3で示される。この厚さ変化波形は被検体を実際に計測することによって得られた波形の一心周期分である。tはサンプリング時刻を表しており、サンプリング点数をN個とすると、tはt=0、1、・・・N−1で表される整数である。

[0272] 厚さ変化量推定部118''は、基準波形$M_1(t)$から$M_3(t)$および厚さ変化波形y(t)を受け取り、厚さ変化波形y(t)の振幅を何倍すると、各基準波形$M_1(t)$から$M_3(t)$に最も類似するかをそれぞれ最小2乗法により算出する。y(t)に乗じる係数をk_1〜k_3とし、$M_1(t)$と$k_1 \cdot y(t)$との差の2乗をR_1とすると、R_1は式(26)で表される。

[0273] [数17]

$$R_1 = \sum_{t=0}^{N-1} (M_1(t) - k_1 \cdot y(t))^2 \qquad (26)$$

[0274] 係数k_1を変数として式(7)をk_1で偏微分し、偏微分した式が0となるとき(式(27))、2乗差R_1は最小となる。

[0275] [数18]

$$\frac{\partial R_1}{\partial k_1} = 2\sum_{t=0}^{N-1}(-M_1(t)y(t) + k_1(y(t))^2) = 0 \qquad (27)$$

[0276] 式(27)をk_1について解くと、式(28)が得られる。

[0277] [数19]

$$k_1 = \frac{\sum_{t=0}^{N-1} M_1(t)y(t)}{\sum_{t=0}^{N-1}(y(t))^2} \qquad (28)$$

[0278] 式(28)により得られる係数k_1の値は、測定した厚さ変化波形y(t)をk_1倍すると、振幅1μmの基準波形M_1(t)との差の2乗が最小となり、2つの波形がもっとも一致することを意味している。したがって、測定した厚さ変化波形y(t)の振幅A_1は、以下の式(29)により求められる。

[0279] $A_1 = 1/k_1$ (μm) (29)

[0280] 厚さ変化量推定部118''は、さらに式(28)で求めたk_1の値を式(26)へ代入し、R_1を求める。k_1は2乗差R_1が最小となるように定められているので、このときのR_1をR_{1m}とする。つまり、以下の式(30)によってR_{1m}を求める。

[0281] [数20]

$$R_{1m} = \sum_{t=0}^{N-1}\left(M_1(t) - \frac{\sum_{t=0}^{N-1} M_1(t)y(t)}{\sum_{t=0}^{N-1}(y(t))^2} y(t)\right)^2 \qquad (30)$$

[0282] R_{1m}は、基準波形M_1(t)と係数k_1を乗じた厚さ変化波形y(t)との整合残差を示している。

[0283] なお、上述の演算と同様に、基準波形M_1(t)の振幅を何倍すれば実際の厚さ変化

波形y(t)に近づくかを算出してもよい。この場合、基準波形$M_1(t)$に乗ずる係数をk'_1とし、残差をR'_1とすれば、以下の式(31)で示される。

[0284] [数21]

$$R'_1 = \sum_{t=0}^{N-1} (k'_1 \cdot M_1(t) - y(t))^2 \qquad (31)$$

[0285] R'_1をk'_1で偏微分した値を0と置き(式(32))、係数k'_1について解くと式(33)が得られる。

[0286] [数22]

$$\frac{\partial R'_1}{\partial k'_1} = 2\sum_{t=0}^{N-1} (k'_1 (M_1(t))^2 - M_1(t)y(t)) = 0 \qquad (32)$$

[0287] [数23]

$$k'_1 = \frac{\sum_{t=0}^{N-1} M_1(t)y(t)}{\sum_{t=0}^{N-1} (M_1(t))^2} \qquad (33)$$

[0288] この場合には、係数k'_1は、振幅1μmの基準波形をk'_1倍すると、実測の厚さ変化波形y(t)との差の2乗が最小となり、2つの波形がもっとも一致することを意味している。したがって厚さ変化波形y(t)の振幅A'は式(34)により求められる。

[0289] $A'_1 = k'_1$ (μm) (34)

[0290] また、整合残差R'_{1m}は以下の式(35)によって求められる。

[0291] [数24]

$$R'_{1m} = \sum_{t=0}^{N-1} \left(\frac{\sum_{t=0}^{N-1} M_1(t)y(t)}{\sum_{t=0}^{N-1} (M_1(t))^2} M_1(t) - y(t) \right)^2 \qquad (35)$$

[0292] 基準波形$M_2(t)$および$M_3(t)$についても、式(28)～式(30)を用いて、同様に、係

数k_2、k_3、振幅A_2、A_3および整合残差R_{2m}、R_{3m}を求める。上述したように係数k'_2、k'_3、振幅A'_2、A'_3および整合残差R'_{2m}、R'_{3m}を求めてもよい。

[0293] このようにして、厚さ変化量推定部118''は、基準波形$M_1(t)$～$M_3(t)$および厚さ変化波形$y(t)$を受け取り、式(28)～(30)を用いて、基準波形$M_1(t)$～～$M_3(t)$と厚さ変化波形$y(t)$の整合残差が最小となる場合に求められる振幅A_1～A_3および整合残差R_{1m}～R_{3m}を算出し、これらを組織判定部172へ出力する。

[0294] 基準波形$M_1(t)$～$M_3(t)$と厚さ変化波形$y(t)$との比較により最大厚さ変化量が求められる理由は、図4を参照して第1の実施形態で説明したとおりである。したがって、本発明によれば、突発的に混入するようなスパイク状ノイズなどのノイズの影響を受けにくく、高い精度で最大厚さ変化量あるいは弾性率を求めることが可能となる。

[0295] また、第1の実施形態で説明したように、厚さ変化波形の一心周期の一部を用いても、従来よりもノイズの影響が低減された最大厚さ変化量を推定することができる。ただし、選択する区間が長いほど推定する最大厚さ変化量の精度が高まるため、厚さ変化波形の一心周期全体を用いて基準波形と比較し、最大厚さ変化量を求めることが最も好ましい。

[0296] 上述したように、厚さ変化波形の時間軸方向の変化は、組織ごとに異なる。したがって、組織ごとに用意した基準波形を用いて上述の演算によって整合残差を求めた場合、整合残差が最も小さくなる基準波形に対応する組織が、厚さ変化波形が得られた組織であることになる。組織判定部172は、この判定を行う。

[0297] 図25は、組織判定部172の動作を説明するフローチャートである。組織判定部172は、組織判定動作を開始(ステップ301)後、振幅A_1、A_2、A_3および整合残差R_{1m}、R_{2m}、R_{3m}を受け取る(ステップ302)。あらかじめ振幅A_1、A_2、A_3および整合残差R_{1m}、R_{2m}、R_{3m}を組織判定部172が受け取っており、制御部100からの指令で 判定動作を開始してもよい。まず、整合残差R_{1m}、R_{2m}、R_{3m}をそれぞれ所定の閾値R_{TH}と比較する(ステップ303)。整合残差R_{1m}、R_{2m}、R_{3m}のいずれもが閾値R_{TH}よりも大きい場合、厚さ変化波形$y(t)$は基準波形$M_1(t)$～$M_3(t)$のいずれにも類似しておらず、厚さ変化波形$y(t)$が得られた部位の組織は、基準波形$M_1(t)$～$M_3(t)$に対応する組織のいずれでもないことを意味している。この場合、組織判定部172は、判定結果Sに0を代

入し、また、振幅Aに0を代入する(ステップ304)。

[0298] 一方、整合残差R_{1m}、R_{2m}、R_{3m}の少なくとも1つが閾値R_{TH}よりも小さい場合、整合残差R_{1m}、R_{2m}、R_{3m}の中から最小値を求める。整合残差R_{1m}が最も小さい場合には、厚さ変化波形y(t)は基準波形M_1(t)と最も類似しており、厚さ変化波形y(t)が得られた部位の組織は、基準波形M_1(t)に対応する組織であることを意味している。したがって、判定結果Sに1を代入し、また、振幅AにA_1を代入する。

[0299] 同様に整合残差R_{2m}が最も小さい場合には、厚さ変化波形y(t)は基準波形M_2(t)と最も類似しており、厚さ変化波形y(t)が得られた部位の組織は、基準波形M_2(t)に対応する組織であることを意味している。したがって、判定結果Sに2を代入し、また、振幅AにA_2を代入する。整合残差R_{3m}が最も小さい場合には、厚さ変化波形y(t)は基準波形M_3(t)と最も類似しており、厚さ変化波形y(t)が得られた部位の組織は、基準波形M_3(t)に対応する組織であることを意味している。したがって、判定結果Sに3を代入し、また、振幅AにA_3を代入する。これにより組織判定部172における判定を終了する(ステップ306)。弾性率の測定が2次元で行われる場合には、2次元マトリクスの各点について、判定を行う。

[0300] 組織判定部172は、これらの判定結果を弾性率算出部120および画像処理部105へ出力する。具体的には、A_1、A_2、A_3または0が代入された振幅Aを弾性率算出部120へ出力し、0、1、2または3が代入された判定結果Sを画像処理部105へ出力する。

[0301] なお、本実施形態では、整合残差R_{1m}、R_{2m}、R_{3m}と所定の閾値R_{TH}との比較を行った後、最も小さい整合残差R_{1m}、R_{2m}、R_{3m}を特定しているが、先に最も小さい整合残差R_{1m}、R_{2m}、R_{3m}を特定し、最小の整合残差と閾値R_{TH}とを比較してもよい。

[0302] 弾性率算出部120は、上述したように受け取った振幅Aを最大厚さ変化量ΔWとして弾性率を求める。振幅Aの値が0である場合には、正しい最大厚さ変化量を求められなかったことを意味しているので、弾性率の算出は行わない。正しい弾性率の計算結果と区別し得る数値、たとえば、0を弾性率として代入しておいてもよい。

[0303] 画像処理部105は、弾性率算出部120から弾性率を受け取り、組織判定部172から受け取る判定結果Sに基づいて、断層画像生成部104が生成した断層画像上に

重畳して弾性率の表示を行うための画像データを生成する。弾性率が算出された測定領域には、その領域がどの組織に該当するかを判定した判定結果Sが対応している。このため、弾性率を二次元マッピング表示する場合には、組織の判定に関する情報と弾性率の値に関する情報を表示することが好ましい。

[0304] 図26は、組織ごとに異なる色を用い、弾性率の値に応じた輝度で弾性率を表示するよう画像データを画像処理部105で生成し、生成したデータを画像表示部106に表示した一例を示している。画像表示部106には、断層画像生成部104で生成した断層画像50が示されている。断層画像50には、血管腔40、内膜33、中膜34、外膜32および血管外組織41が現れている。図では各組織の境界は明瞭であるが、実際の断層画像50上においては、これらの境界は明瞭でないことが多い。また、内膜33と中膜34とは明瞭に区別して示しているが、内膜33と中膜34とは同程度の輝度で示され、判別しにくいこともある。

[0305] 断層画像50上には、弾性率の2次元マッピング画像56が重畳されている。2次元マッピング画像56の各領域は、組織ごとに異なる色および弾性率の値に応じた諧調で表示されている。具体的には、領域52の弾性率を算出するために用いた厚さ変化波形から、組織判定部172は、領域52の判定結果Sに1を代入している。つまり、基準波形$M_1(t)$に対応する内膜であると判定している。同様に、領域53および領域54はそれぞれ中膜および外膜であると判定されている。一方、領域51および領域55から得られた厚さ変化波形は、基準波形$M_1(t)$～$M_3(t)$のいずれとも類似しておらず、判定結果Sには0が代入されている。つまり、領域51および領域55は、内膜、中膜および外膜のいずれの組織でもないと判定されている。このため、たとえば、領域52、53、54に組織の差異を示すため、黄色、赤色、茶色を用い、弾性率の値に応じた輝度で求めた弾性率を表示する。図26に示すように、中膜と判定された領域53において、弾性率の高い領域57が存在している。領域51および領域55は、内膜、中膜および外膜のいずれの組織でもないため、たとえば、灰色で表示する。領域51および領域55では弾性率は求められていない。

[0306] また、組織判定部172の判定結果に基づき、特定の組織と判定された領域の弾性率のみを表示してもよい。たとえば、図27に示すように、断層画像50上に重ねられた

弾性率の2次元マッピング画像56において、判定結果Sが2であり、中膜と判定された領域53のみが弾性率の値に応じた輝度で表示されている。

[0307] 図26に示すように、弾性率が組織の種類ごとに色分けされているため、弾性率の高い領域57は中膜内にあることが容易に判別することができる。したがって、断層画像50上においては、組織の境界が明瞭ではなくとも疾病部位を正しく特定することが容易となる。特に、図27に示すように特定の組織の弾性率のみを表示させることによって、より容易に弾性率から疾病部位を特定することが可能となる。また、従来の断層画像では、判別が難しかった血管壁における内膜と中膜との境界あるいは中膜と外膜との境界を特定することも可能となる。

[0308] このように、本発明によれば、基準波形と厚さ変化波形と比較することにより最大厚さ変化量を推定する。このため、厚さ変化波形に突発的なノイズなどが重畳しても、より正確な最大厚さ変化量および弾性率を求めることが可能となる。また、被検体内部の情報として、算出した弾性率がいずれの組織から得られものであるか判定するため、弾性率の特異な部分が被検体中のどの組織のものであるのかを特定し易い。特に、Bモード画像では判別しにくい組織であっても、弾性率の特異な部分が被検体のどの組織にあるかを特定することが可能となる。

[0309] (第10の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第10の実施形態を説明する。図28は、超音波診断装置210の構成を示すブロック図である。超音波診断装置210は、超音波を用いて被検体の弾性率を算出するとともに、被検体内部の情報として被検体の粘性率も推定する。粘性率も求めることによって、弾性率のみでは判別が難しい組織の差異を判断することが可能となる。このために、超音波診断装置210は、送信部102、受信部103、演算部151、基準波形発生部117F、比較部125および粘性率決定部121を備えている。また、これら超音波診断装置210の各構成要素を制御するために超音波診断装置210は制御部100を備えている。

[0310] 超音波診断装置210の送信部102、受信部103および演算部151、は、第1の実施形態などの対応する構成要素と同様に機能する。

[0311] 送信部102は、制御部100の指令に基づいて、所定のタイミングで探触子101を

駆動する駆動信号を生成する。探触子101は駆動信号に基づいて、超音波を送信する。送信された超音波は、応力によって周期的に変形している被検体へ到達し、被検体の内部において反射する。本実施形態では、被検体は動脈血管の血管壁を含み、血管壁の弾性率を求める。動脈血管には心周期に一致した周期で血液が流れるため、血液から受ける応力によって血管壁は周期的に変形する。

[0312] 受信部103は、被検体から反射するエコーを探触子101によって受信し、エコーを電気信号に変換し、増幅して、受信エコー信号を生成する。また、受信エコー信号をデジタル信号に変換する。

[0313] 送信部102および受信部103は、好ましくは、被検体を走査するように超音波を送信し、所定の位置および方向からの超音波のみを検出するよう、駆動信号や受信エコー信号の遅延時間を制御する遅延時間制御部を含んでいることが好ましい。また、探触子101は複数の超音波振動子が配列されたアレイ振動子を含むことが好ましい。

[0314] 演算部151は、受信エコー信号を解析することにより、被検体の複数の測定部位の動きを追跡する。そして、被検体中の任意の2つの測定部位間の距離変化である厚さ変化波形を生成する。このために、演算部151は移動波形算出部115と厚さ変化波形算出部116とを含む。移動波形算出部115は、受信エコー信号を受け取って、被検体中に設定した複数の測定部位の位置変化である移動波形を式(1)および(2)にしたがって算出する。厚さ変化波形算出部116は、複数の測定部位から選ばれる2つの間の距離変化を示す厚さ変化波形を、2つの測定部位の移動波形の差を求めることによって算出する。

[0315] 測定部位は、送信する超音波の周波数などによって定まる解像度に応じて、1つの超音波ビーム上に複数設定することができる。したがって、超音波ビームを走査させることによって、2次元に配列された測定部位の各移動波形を取得することができる。

[0316] 基準波形発生部117Fは、弾性特性用基準波形および複数の粘性特性用基準波形を生成する。以下において詳細に説明するように、これら基準波形は比較部125において厚さ変化波形との比較を行う基準となる。本実施形態では、弾性特性用基準波形は、被検体の動脈血管の血圧変化を示す血圧波形をリアルタイム血圧計15

0などから取得し、振幅を調整することによって生成する。また、複数の粘性特性用基準波形も血圧波形に基づいて生成する。各粘性特性用基準波形は、所定の粘性率を仮定した場合において血圧波形に基づいて得られる被検体の歪み波形である。

[0317] 比較部125は2つの機能を備えている。1つは、弾性率の算出に関しており、他の1つは粘性率の推定に関している。具体的には、弾性率の算出のために、厚さ変化波形算出部116から得られる厚さ変化波形と基準波形発生部117Fから得られる弾性特性用基準波形とを比較することにより、厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出する。より具体的には、厚さ変化波形および弾性特性用基準波形の一方に係数を乗じたものと他方との整合残差が最小となるように係数を決定し、決定した係数および弾性特性用基準波形の振幅から最大厚さ変化量を算出する。この機能は第1の実施形態などの厚さ変化量推定部118の機能とおなじである。

[0318] 本実施形態の比較部125は、厚さ変化量推定部118の機能に加え、粘性率の推定のために、複数の粘性特性用基準波形のそれぞれと厚さ変化波形とを比較し、各粘性特性用基準波形と厚さ変化波形とが一致する度合いを示す粘性特性用指標を算出する。より具体的には、厚さ変化波形および各粘性特性用基準波形の一方に係数を乗じたものと他方との整合残差が最小となるように係数を決定した場合における整合残差をそれぞれ算出し、これらの整合残差を粘性特性用指標として出力する。比較部125は、これら弾性率の算出および粘性率の推定を厚さ変化波形の周期ごとに行う。

[0319] 粘性率決定部121は、粘性特性用指標に基づいて、粘性率を推定する。具体的には、各粘性特性用基準波形を用いて得られた整合残差を互いに比較し、最小の整合残差が得られる粘性特性用基準波形を特定する。各粘性特性用基準波形は、所定の粘性率を仮定することにより求められているので、特定された粘性特性用基準波形において仮定されている粘性率の値が推定した被検体の厚さ変化波形が得られた部位における粘性率となる。

[0320] 超音波診断装置210は、好ましくは、求めた最大厚さ変化量から弾性率を算出する弾性率算出部120をさらに備える。弾性率算出部120は、リアルタイム血圧計150など被検体に加えられた応力に関する情報を受け取る。たとえば、リアルタイム血圧

計150から、最高血圧と最低血圧との血圧差ΔPを受け取る。そして、式(6)にしたがって、血圧差ΔPと最大厚さ変化量ΔWとから弾性率Erを求める。ここで基準厚さWsは、厚さ変化波形を求めた2つの測定部位間の距離(たとえば400μm)であり、厚さ変化波形算出部116で選択した2つの測定部位の位置に応じて、あらかじめ設定される。このようにして、被検体の弾性率を求めることができる。

[0321] 求めた弾性率および粘性率は被検体の断層画像とともに表示することが好ましい。これにより、測定部位の位置を分りやすく示すことができるからである。このために、超音波診断装置210は、断層画像生成部104と、画像合成部105と、画像表示部106とをさらに備えていることが好ましい。断層画像生成部104は、フィルタおよび振幅検出器を含み、受信部103から受け取った受信エコー信号の振幅を主として解析し、被検体の内部の構造を画像化した断層画像の画像信号を生成する。

[0322] 画像構成部105は、画像信号、弾性率算出部120から得られた弾性率のデータおよび粘性率決定部121から得られた粘性率のデータを受け取って、求めた粘性率および弾性率が断層画像上の適切な位置にマッピングされるように、画像信号と弾性率のデータとを合成する。画像表示部106は、合成された画像を表示する。粘性率と弾性率とが同時に表示されるよう、断層画像を2つの画像表示部106に表示し、2つの断層画像に粘性率および弾性率をそれぞれ表示してもよい。また、1つの断層画像を画像表示部106に表示し、操作者の操作によって、粘性率と弾性率とを切り替えて表示してもよい。

[0323] 次に、弾性率の算出および粘性率の推定について詳細に説明する。まず弾性率の算出方法を詳細に説明する。

[0324] 基準波形発生部117Fで出力される弾性特性用基準波形M(t)の一周期分は、たとえば、図2に示すような波形である。この波形は、被検体の動脈血管の血圧変化を示すものであり、リアルタイム血圧計150などによって取得される。弾性特性用基準波形M(t)の振幅であるΔWは、基準値、たとえば1μmとなるよう正規化されている。

[0325] また、厚さ変化波形算出部116から得られる厚さ変化波形y(t)は、たとえば図3に示される。この厚さ変化波形は被検体を実際に計測することによって得られた波形の

一心周期分である。tはサンプリング時刻を表しており、サンプリング点数をN個とすると、tはt＝0、1、・・・N－1で表される整数である。

[0326] 第1の実施形態において説明した厚さ変化量推定部118と同様、比較部125は、弾性特性用基準波形M(t)および厚さ変化波形y(t)を受け取り、厚さ変化波形y(t)の振幅を何倍すると、弾性特性用基準波形M(t)に最も類似するかを最小2乗法により算出する。y(t)に乗じる係数をkとしたとき、M(t)とk・y(t)との差の2乗をRとすると、Rは第1の実施形態で説明した式(7)で表される。

[0327] 係数kを変数として式(7)をkで偏微分し(式(8))、偏微分した式が0となるとき、2乗差Rは最小となる。したがって、式(8)をkについて解くと、式(9)が得られる。式(9)により得られる係数kの値は、測定した厚さ変化波形y(t)をk倍すると、振幅1μmの弾性特性用基準波形M(t)との差の2乗が最小となり、2つの波形がもっとも一致することを意味している。したがって、測定した厚さ変化波形y(t)の振幅Aは、式(10)により求められる。

[0328] なお、第1の実施形態で説明したように、弾性特性用基準波形M(t)の振幅を何倍すれば実際の厚さ変化波形y(t)に近づくかを算出してもよい。この場合、弾性特性用基準波形M(t)に乗ずる係数をaとし、残差をR'とすれば、式(11)で示される。R'をaで偏微分した値を0と置き(式(12))、係数aについて解くと式(13)が得られる。

[0329] この場合には、係数aは、振幅1μmの弾性特性用基準波形をa倍すると、実測の厚さ変化波形y(t)との差の2乗が最小となり、2つの波形がもっとも一致することを意味している。したがって厚さ変化波形y(t)の振幅A'は式(14)により求められる。

[0330] このように、比較部125は、弾性特性用基準波形M(t)および厚さ変化波形y(t)を受け取り、式(9)または式(13)を用いて、弾性特性用基準波形M(t)と厚さ変化波形y(t)の整合残差が最小となる係数kまたは係数aを算出する。算出した係数kまたは係数aから、厚さ変化波形の振幅である最大厚さ変化量をさらに算出する。

[0331] 弾性特性用基準波形M(t)と厚さ変化波形y(t)との比較により最大厚さ変化量が求められる理由は、図4を参照して第1の実施形態で説明したとおりである。したがって、本発明によれば、突発的に混入するようなスパイク状ノイズなどのノイズの影響を受けにくく、高い精度で最大厚さ変化量あるいは弾性率を求めることが可能となる。

[0332] また、第1の実施形態で説明したように、厚さ変化波形の一心周期の一部を用いても、従来よりもノイズの影響が低減された最大厚さ変化量を推定することができる。ただし、選択する区間が長いほど推定する最大厚さ変化量の精度が高まるため、厚さ変化波形の一心周期全体を用いて基準波形と比較し、最大厚さ変化量を求めることが最も好ましい。

[0333] 本実施形態では、弾性特性用基準波形と測定値とを用いて最大厚さ変化量および弾性率を求めるため、適切な弾性特性用基準波形を用意することが重要である。本実施形態では、弾性特性用基準波形は被検体の血圧波形に基づいて生成しているため、弾性特性用基準波形の周期と厚さ変化波形の周期とはよく一致し、2つの波形を正しく比較することができる。また、被検体の血圧変化は比較的大きく、また、血圧変化の測定は確立された技術を利用するため、血圧波形に重畳するノイズは小さい。このため、ノイズの影響がある厚さ変化波形の基準として、血圧波形に基づいて生成された弾性特性用基準波形を用いることは好適である。また、被検体の血圧波形に基づいて弾性特性用基準波形を生成しているため被検体の個体差を弾性特性用基準波形に反映させることができる。

[0334] 次に粘性率の推定方法を詳細に説明する。被検体の歪み波形は被検体が受ける応力変化と被検体の粘弾性特性とによって決定される。したがって、血圧波形$p(t)$が得られたとき、種々の弾性率Eiおよび粘性率ηiを仮定して作成した歪み波形$\varepsilon_i(t)$は、仮定した弾性率Eiおよび粘性率ηiが被検体の真の弾性率および粘性率と一致するとき、計測された厚さ変化波形$y(t)$から得られる歪み波形$\varepsilon(t)=y(t)/Ws$と一致し、$\varepsilon(t)$と$\varepsilon_i(t)$との残差はゼロとなるはずである。したがって$\varepsilon(t)$と$\varepsilon_i(t)$の残差を評価し、その残差が最小となるような弾性率Eiおよび粘性率ηiを決定することで被検体の粘性率を推定する。

[0335] 本実施形態では、血管壁の歪み波形を基準波形として選ぶ。測定部位の粘性率の値をη_1、η_2、η_3とし、血圧波形に基づいて血管壁の歪み波形を生成すると、たとえば、図29の$\varepsilon_1(t)$、$\varepsilon_2(t)$、$\varepsilon_3(t)$で示される波形が得られる。粘性率が異なるため、これらの波形の時間軸方向の変化の様子は異なる。厚さ変化波形$y(t)$と、これらの歪み波形を比較すると、振幅の大きさは異なるものの、厚さ変化波形$y(t)$は$\varepsilon_2(t)$

と最もよく一致する。したがって、$\varepsilon_2(t)$において仮定した粘性率が測定部位の粘性率の値と推定される。

[0336] 以下、計測方法を具体的に説明する。まず、被検体の血圧波形をp(t)とし、血管壁の歪み波形を$\varepsilon(t)$とする。p(t)および$\varepsilon(t)$のラプラス変換をp(ω)、$\varepsilon(\omega)$とし、血管壁の伝達関数をB(ω)とすると、血圧波形p(ω)は以下の式(36)で示される。

[0337] $p(\omega)=B(\omega)\,\varepsilon(\omega)$ (36)

[0338] 粘弾性のモデル化に一般的に用いられるVoigtモデルを用いて伝達関数B(ω)を表すと以下の式(37)のように示される。

[0339] $B(\omega)=E'+j\omega\eta'$ (37)

[0340] ここで、E'は静的弾性率であり、η'は粘性率である。弾性特性用基準波形から算出した弾性率E0は、以下の式(38)の関係を満たす。

[0341] [数25]

$$E0=|B(\omega)|=E0\sqrt{(E^2+(\omega\eta)^2} \qquad (38)$$

[0342] ただし、E'はE0・Eであり、$\omega\eta'=E0\cdot\omega\eta$である。したがって、E=E'/E0=1として、粘性率の推定を行う。具体的には、ηを0から被検体の粘性率として想定される値を含むように所定の間隔で増加させた値η_1、η_2、η_3、$\eta\cdots\eta_i\cdots\eta_N$を設定し、式(37)のEおよびηにこれらの値を代入することによって、粘性率をそれぞれの値に仮定した場合の伝達関数$B_1(\omega)$、$B_2(\omega)$、$B_3(\omega)\cdots B_i(\omega)\cdot\cdot B_N(\omega)$を計算する。さらに仮定した粘性率$\eta_i$を用いて求めた伝達関数$B_i(\omega)$を下記の式(39)に代入する。

[0343] $\varepsilon_i(\omega)=p(\omega)/B_i(\omega)$ (39)

[0344] これにより$\varepsilon_i(\omega)$、i=1、2、・・・・・・Nが算出される。これを逆フーリエ変換することにより、歪み波形$\varepsilon_i(t)$、i=1、2、・・・・・・Nが算出される。基準波形発生部117Fは、この歪み波形$\varepsilon_i(t)$、i=1、2、・・・・・・Nを粘性特性用基準波形として生成する。上述したように粘性特性用基準波形$\varepsilon_i(t)$ではそれぞれ粘性率の値をη_1、η_2、η_3、$\eta\cdots\eta_i\cdots\eta_N$と仮定されている。

[0345] なお、血管壁の歪み波形$\varepsilon(t)$と血圧波形をp(t)との関係が非線形的であると仮

定して、式(36)に換えて、式(40)を用いてもよい。

[0346] $\log(p(\omega))=B(\omega)\varepsilon(\omega)$ (40)

[0347] この場合でも、同様にηを値η_1、η_2、η_3、$\eta\cdots\eta_i\cdots\eta_N$と仮定した場合の伝達関数$B_i(\omega)$を式(37)によって求め、以下の式(41)を得る。

[0348] $\varepsilon_i(\omega)=\log(p(\omega))/B_i(\omega)$ (41)

[0349] 式(41)を逆フーリエ変換することにより、歪み波形$\varepsilon_i(t)$、i=1、2、・・・・・・Nが同様に算出される。なお、$1/B_i(\omega)$を逆フーリエ変換してインパルス応答$b_i(t)$を求め、p(t)もしくはlog(p(t))に$b_i(t)$をたたみ込み積分することによって$\varepsilon_i(t)$を求めてもよい。

[0350] 比較部125は、粘性特性用基準波形$\varepsilon_i(t)$、i=1、2、・・・・・・Nのそれぞれと、厚さ変化波形y(t)との一方に係数を乗じたものと他方との整合残差が最小となるように係数を決定した場合における整合残差をそれぞれ算出する。具体的には、式(7)および(9)において、弾性特性用基準波形M(t)に変えて上記粘性特性用基準波形$\varepsilon_i(t)$、i=1、2、・・・・・・Nを用い、式(9)で求めたkの値を式(7)へ代入し、Rを求める。kは2乗差Rが最小となるように定められているので、このときのRをR_{im}とする。つまり以下の式(42)によって整合残差R_{im}(i=1、2、・・・・・・N)を求める。

[0351] [数26]

$$R_{im}=\sum_{t=0}^{N-1}\left(\varepsilon_i(t)-\frac{\sum_{t=0}^{N-1}\varepsilon_i(t)y(t)}{\sum_{t=0}^{N-1}(y(t))^2}y(t)\right)^2 \qquad (42)$$

[0352] 粘性率決定部121は、比較部125から整合残差R_{1m}、R_{2m}、・・・R_{Nm}を受け取って、最も小さい整合残差が得られた粘性特性用基準波形において仮定した粘性率ηiを決定する。そして、決定した粘性率を出力する。決定された粘性率は、直接演算によって求めた値ではないが、上述した理由から、厚さ変化波形が得られた測定部位における正しい粘性率であると推定される。

[0353] このようにして、超音波診断装置210は、弾性率および粘性率を求めることができる。したがって、たとえば、弾性率の値からは、内中膜複合体に脂肪が沈着しているの

か、血管炎によって内中膜複合体が炎症しているのか判断し難い場合であっても、粘性率の値から、両者の区別を行うことが可能となる。その結果、本発明によれば、従来の超音波診断装置において得られる断層画像や、弾性率からのみでは判別が困難であった組織の差異を弾性率および粘性率を求めることによって判別することが可能となり、より正確な診断を行うことが可能となる。

[0354] なお、上記実施形態において、弾性特性用基準波形および粘性特性用基準波形は、血圧波形に基づいて生成していたが、上述したように被検体に加えられる応力変化あるいは、応力変化に基づく形状変化など種々の情報を弾性特性用基準波形および粘性特性用基準波形の生成に用いることができる。

[0355] たとえば、図30に示す超音波診断装置210'は、血管径算出部142を備え、血管径変化波形に基づいて、弾性特性用基準波形および粘性特性用基準波形を生成する。具体的には、血管径算出部142は、移動波形算出部115から血管内膜の血管腔に近接した2点の移動変化波形、あるいは、外膜の血管外組織に近接した2点の移動変化波形を受け取り、これら2点から血管径変化波形を生成する。基準波形発生部117Gは、血管径変化波形を受け取り、振幅がたとえば1μmとなるように規格化し、弾性特性用基準波形を生成する。また、血管径変化波形を血圧計119から受け取る最高血圧値および最低血圧値によって補正し、血圧波形p'(t)を生成する。さらに、血圧波形p'(t)に基づき、上述したように粘性特性用基準波形$\varepsilon_i(t)$、i=1、2、・・・・・・Nを生成する。この場合、粘性特性用基準波形には、血管壁の粘性の影響を避けるため血管の内径変化波形を用いることが好ましい。

[0356] また、図31に示す超音波診断装置210''では、基準波形発生部117Fは、厚さ変化波形算出部116から血管内膜の血管腔に近接した2点の厚さ変化波形を受け取り、振幅がたとえば1μmとなるように規格化し、弾性特性用基準波形を生成する。また、血管腔に近接した2点の厚さ変化波形を血圧計119から受け取る最高血圧値および最低血圧値によって補正し、血圧波形p'(t)を生成する。さらに、血圧波形p'(t)に基づき、上述したように粘性特性用基準波形$\varepsilon_i(t)$、i=1、2、・・・・・・Nを生成する。

[0357] こうした血管径変化波形や血管内膜の血管腔に近接した2点の厚さ変化波形は血

圧変化という被検体が受ける応力変化を示す波形ときわめて類似している。したがって、これらの波形を用いて弾性特性用基準波形および粘性特性用基準波形を生成しても上述した様に弾性率および粘性率を求めることができる。

[0358] さらに血管径変化波形を求めた2点や血管内膜の血管腔に近接した2点間の速度差波形を用いても同様の効果が得られる。この場合、あらかじめ2つの測定部位間の速度差波形を求めてもよいし、血管径変化波形を時間微分することによって速度差波形を求めてもよい。また、血圧波形を時間微分することによって速度差波形を求めてもよい。

[0359] また、上記実施形態では超音波診断装置は弾性率および粘性率の両方を算出しているが、組織の差異を判別することを目的とする場合には、弾性率は求めなくてもよい。

[0360] なお、上記各実施形態では、基準波形として、被検体中の任意の2つの測定部位間の距離(厚さ)変化波形を用いているが、被検体中の任意の2つの測定部位間の速度差波形を基準波形として用いても同様の効果が得られる。この場合、あらかじめ複数の被検体から2つの測定部位間の速度差波形を求めてもよいし、血管径波形を時間微分することによって速度差波形を求めてもよい。また、血圧波形を時間微分することによって速度差波形を求めてもよい。

産業上の利用可能性

[0361] 本発明の超音波診断装置は、被検体を構成する組織の厚さ変化量、歪み量、弾性特性などの性状特性の測定に適している。

請求の範囲

[1] 応力によって周期的に変形する被検体へ超音波を送信するために、探触子を駆動する駆動信号を生成する送信部と、

前記超音波が前記被検体において反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信し、受信エコー信号を生成する受信部と、

前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の任意の2つの測定部位間の距離変化を示す厚さ変化波形を算出する演算部と、

基準波形を出力する基準波形発生部と、

を備え、前記厚さ変化波形と前記基準波形との比較に基づいて前記被検体内部の情報を求める超音波診断装置。

[2] 前記厚さ変化波形と前記基準波形とを比較することにより、前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する厚さ変化量推定部をさらに備えた請求項1に記載の超音波診断装置。

[3] 前記厚さ変化量推定部は、前記厚さ変化波形と前記基準波形との整合誤差が最小となるように前記厚さ変化波形または前記基準波形に乗じる係数を求め、前記係数および前記基準波形の振幅から前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する請求項2に記載の超音波診断装置。

[4] 前記基準波形発生部は、前記基準波形のデータを記憶した記憶部を含む請求項2に記載の超音波診断装置。

[5] 前記基準波形は、あらかじめ複数の被検体から取得した厚さ変化波形を平均したものである請求項4に記載の超音波診断装置。

[6] 前記被検体の変形の周期に基づいて、前記基準波形の周期を調整する周期調整部をさらに備え、

前記厚さ変化量推定部は、周期が調整された基準波形と前記厚さ変化波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する請求項5に記載の超音波診断装置。

[7] 前記被検体の変形の周期に基づいて、前記厚さ変化波形の周期を調整する周期調整部をさらに備え、

前記厚さ変化量推定部は、周期が調整された厚さ変化波形と前記基準波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する請求項5に記載の超音波診断装置。

[8] 周期が調整された厚さ変化波形の複数周期における平均を求める平均化部をさらに備え、平均化された厚さ変化波形と前記基準波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する請求項6に記載の超音波診断装置。

[9] 前記厚さ変化波形の周期が一定でない場合において、前記厚さ変化波形の周期のうち最も短い周期に合わせて、各周期のデータを抽出し、前記厚さ変化波形の周期を一定にする周期調整部をさらに備える請求項2に記載の超音波診断装置。

[10] 前記演算部は、前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の複数の測定部位の位置変化をそれぞれ示す移動波形を算出する移動波形算出部と、前記移動波形に基づいて、前記2つの測定部位間の厚さ変化波形を算出する演算部とを含む請求項2に記載の超音波診断装置。

[11] 前記基準波形発生部は、前記移動波形に基づいて、前記基準波形を生成する請求項10に記載の超音波診断装置。

[12] 前記移動波形に基づいて前記被検体に含まれる血管径の変化波形を算出する血管径算出部をさらに備え、前記基準波形発生部は、前記変化波形に基づいて、前記基準波形を生成する請求項10に記載の超音波診断装置。

[13] 前記基準波形発生部は、前記被検体の血圧変化波形に基づいて前記基準波形を生成する請求項2に記載の超音波診断装置。

[14] 前記被検体の変形周期において生じる前記応力の応力差の情報を受け取って、前記最大変化量から弾性率を求める弾性率算出部をさらに備える請求項2に記載の超音波診断装置。

[15] 前記基準波形と前記厚さ変化波形とを比較することにより、最大厚さ変化量と前記厚さ変化波形および前記基準波形の一致する度合いを示す指標とを算出する厚さ変化量推定部と、

前記指標に基づいて、前記最大厚さ変化量の信頼性を判定する信頼性判定部と、をさらに備える請求項1に記載の超音波診断装置。

[16] 前記厚さ変化量推定部は、前記厚さ変化波形および前記基準波形の一方と、係数を乗じた他方との整合残差が最小となるように、前記係数および前記係数を用いた場合の整合残差を算出し、前記係数および前記基準波形の振幅から前記厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出し、前記整合残差を前記指標として出力する請求項15に記載の超音波診断装置。

[17] 前記基準波形発生部は、前記基準波形のデータを記憶した記憶部を含む請求項15に記載の超音波診断装置。

[18] 前記基準波形は、あらかじめ複数の被検体から取得した厚さ変化波形を平均したものである請求項17に記載の超音波診断装置。

[19] 前記被検体の変形の周期に基づいて、前記厚さ変化波形の周期を調整する周期調整部をさらに備え、

前記厚さ変化量推定部は、周期が調整された厚さ変化波形と前記基準波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出する請求項18に記載の超音波診断装置。

[20] 前記周期が調整された厚さ変化波形の複数周期における平均を求める平均化部をさらに備え、平均化された厚さ変化波形に基づいて、前記厚さ変化量推定部が前記係数、整合残差および最大厚さ変化量を算出する請求項19に記載の超音波診断装置。

[21] 前記平均化部は、前記平均を用いて前記厚さ変化波形の分散を求め、

前記信頼性判定部は、前記分散および前記整合残差に基づいて、前記最大厚さ変化量の信頼性を判定する請求項20に記載の超音波診断装置。

[22] 前記信頼性判定部は、前記分散、前記係数および前記整合残差に基づいて、前記最大厚さ変化量の信頼性を判定する請求項21に記載の超音波診断装置。

[23] 前記被検体の変形の周期に基づいて、前記厚さ変化波形の周期を調整する周期調整部と、

前記周期が調整された厚さ変化波形の複数周期における平均および分散を求める平均化部と、

基準波形を出力する基準波形発生部と、

前記基準波形と前記平均化された厚さ変化波形とを比較することにより、最大厚さ変化量を算出する厚さ変化量推定部と、

前記分散に基づいて、前記最大厚さ変化量の信頼性を判定する信頼性判定部と、

をさらに備えた超音波診断装置。

[24] 前記厚さ変化量推定部は、前記平均化された厚さ変化波形および前記基準波形の一方と、係数を乗じた他方との整合残差が最小となるように、前記係数を算出し、前記係数および前記基準波形の振幅から前記厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出する請求項23に記載の超音波診断装置。

[25] 前記信頼性判定部は、前記分散および前記係数に基づいて、前記最大厚さ変化量の信頼性を判定する請求項24に記載の超音波診断装置。

[26] 前記被検体の変形周期において生じる前記応力の応力差の情報を受け取って、前記最大厚さ変化量から弾性率を求める弾性率算出部と、

前記信頼性判定部から得られる信頼性の判定結果に基づき、前記弾性率を表示する表示部と、

をさらに備える請求項2に記載の超音波診断装置。

[27] 前記基準波形発生部は複数の基準波形を出力し、

各基準波形と前記厚さ変化波形とを比較することにより、前記厚さ変化波形と各基準波形とが一致する度合いを示す指標を算出する厚さ変化量推定部と、

前記指標に基づいて、前記厚さ変化波形を与えた2つの測定部位間の組織が前記複数の組織のいずれに該当するかを判定する組織判定部と、

をさらに備えた請求項1に記載の超音波診断装置。

[28] 前記厚さ変化量推定部は、前記厚さ変化波形および前記各基準波形の一方と、係数を乗じた他方との整合残差が最小となるように、前記係数および前記係数を用いた場合の整合残差をそれぞれ算出し、前記係数および前記基準波形の振幅から、各基準波形を用いた場合における厚さ変化波形の最大厚さ変化量を求め、前記組織判定部へ出力する請求項27に記載の超音波診断装置。

[29] 前記厚さ変化量推定部は、前記各整合残差を前記指標として前記組織判定部へ出力し、

前記組織判定部は、最も小さい整合残差が得られた基準波形に対応する組織を前記厚さ変化波形を与えた2つの測定部位間の組織として判定し、その基準波形を用いて得られた最大厚さ変化量を出力する請求項28に記載の超音波診断装置。

[30] 前記被検体の変形周期において生じる前記応力の応力差の情報および前記組織判定部から出力される最大厚さ変化量に基づいて弾性率を求める弾性率算出部をさらに備える請求項29に記載の超音波診断装置。

[31] 前記基準波形発生部は、前記各基準波形のデータを記憶した記憶部を含む請求項27に記載の超音波診断装置。

[32] 前記基準波形は、あらかじめ複数の被検体の前記複数の組織から取得した厚さ変化波形を平均したものである請求項31に記載の超音波診断装置。

[33] 前記組織判定部で判定した結果に基づき、前記弾性率を表示するための画像データを生成する画像処理部をさらに含む請求項30に記載の超音波診断装置。

[34] 前記組織判定部は、前記各整合残差が所定の値より大きい場合、前記厚さ変化波形を与えた2つの測定部位間の組織は、前記複数の組織のいずれでもないと判定する請求項29に記載の超音波診断装置。

[35] 前記基準波形発生部は、複数の粘性特性用基準波形を出力し、

前記複数の粘性特性用基準波形と前記厚さ変化波形とをそれぞれ比較することにより、前記厚さ変化波形と前記粘性特性用基準波形とが一致する度合いを示す粘性特性用指標をそれぞれ算出する比較部と、

前記粘性特性用指標に基づいて、粘性率を決定する粘性率決定部と、

をさらに備えた超音波診断装置。

[36] 前記粘性特性用基準波形は、所定の粘性率を仮定した場合において前記被検体の応力変化を示す情報に基づいて得られる前記被検体の歪み波形であって、

前記粘性率決定部は、前記粘性特性用指標のうちのもっとも小さい値が得られた粘性特性用基準波形において仮定されている粘性率を出力する請求項35に記載の超音波診断装置。

[37] 前記比較部は、前記厚さ変化波形および前記各粘性特性用基準波形の一方に第1の係数を乗じたものと他方との整合残差が最小となるように前記係数を決定した場

合における整合残差を前記粘性特性用指標として出力する請求項36に記載の超音波診断装置。

[38] 前記被検体の応力変化を示す情報は前記被検体の血圧波形である請求項37に記載の超音波診断装置。

[39] 前記演算部は、前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の複数の測定部位の位置変化をそれぞれ示す移動波形を算出する移動波形算出部と、前記移動波形に基づいて、前記2つの測定部位間の厚さ変化波形を算出する厚さ変化波形算出部とを含む請求項37に記載の超音波診断装置。

[40] 前記移動波形に基づいて前記被検体に含まれる血管径変化波形を算出する血管径算出部をさらに備え、前記被検体の応力変化を示す情報は、前記血管径波形を前記被検体の最高および最低血圧値で補正した波形である請求項39に記載の超音波診断装置。

[41] 前記基準波形発生部は、前記演算部から前記被検体に含まれる血管壁の血管腔に近接した位置における厚さ変化波形を受け取り、前記血管腔に近接した位置における厚さ変化波形を前記被検体の最高および最低血圧値で補正した波形を前記被検体の応力変化を示す情報として用いる請求項37に記載の超音波診断装置。

[42] 前記基準波形発生部は、弾性特性用基準波形をさらに生成し、

前記比較部は、前記弾性特性用基準波形と前記厚さ変化波形とを比較することにより、前記厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出する請求項35に記載の超音波診断装置。

[43] 前記比較部は前記厚さ変化波形および前記弾性特性用基準波形の一方に第2の係数を乗じたものと他方との整合残差が最小となるように前記第2の係数を決定し、前記第2の係数および前記弾性特性用基準波形の振幅から前記最大厚さ変化量を算出する請求項42に記載の超音波診断装置。

[44] 前記被検体の変形周期において生じる前記応力の応力差の情報を受け取って、前記最大変化量から弾性率を求める弾性率算出部をさらに備える請求項43に記載の超音波診断装置。

[45] 前記基準波形発生部は、前記被検体の血圧変化波形に基づいて前記弾性特性

用基準波形を生成する請求項42に記載の超音波診断装置。

[46] 超音波診断装置の制御部による超音波診断装置の制御方法であって、

探触子を駆動して超音波を送信するステップと、

応力によって周期的に変形する被検体において前記超音波が反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信するステップと、

前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の任意の2つの測定部位間の距離変化を示す厚さ変化波形を算出するステップと、

基準波形を生成するステップと、

前記厚さ変化波形と前記基準波形との比較に基づいて前記被検体内部の情報を求めるステップと、

を包含する超音波診断装置の制御方法。

[47] 超音波診断装置の制御部による超音波診断装置の制御方法であって、

探触子を駆動して超音波を送信するステップ(A)と、

応力によって周期的に変形する被検体において前記超音波が反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信するステップ(B)と、

前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の任意の2つの測定部位間の距離変化を示す厚さ変化波形を算出するステップ(C)と、

基準波形を生成するステップ(D)と、

前記基準波形と前記厚さ変化波形を比較することにより、前記厚さ変化波形の最大変化量を算出するステップ(E)と、

を包含する超音波診断装置の制御方法。

[48] 前記ステップ(E)は、前記厚さ変化波形と前記基準波形との整合誤差が最小となるように前記厚さ変化波形または前記基準波形に乗じる係数を求め、前記係数および前記基準波形の振幅から前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する請求項47に記載の超音波診断装置の制御方法。

[49] 前記基準波形は、あらかじめ複数の被検体から取得した厚さ変化波形を平均したものである請求項47に記載の超音波診断装置の制御方法。

[50] 前記被検体の変形の周期に基づいて、前記基準波形の周期を調整するステップを

さらに包含し、

前記ステップ(E)は、周期が調整された基準波形と前記厚さ変化波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する請求項47に記載の超音波診断装置の制御方法。

[51] 前記被検体の変形の周期に基づいて、前記厚さ変化波形の周期を調整するステップをさらに包含し、

前記ステップ(E)は、周期が調整された厚さ変化波形と前記基準波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する請求項49に記載の超音波診断装置の制御方法。

[52] 周期が調整された厚さ変化波形の複数周期における平均を求めるステップをさらに包含し、

平均化された厚さ変化波形と前記基準波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大変化量を算出する請求項51に記載の超音波診断装置の制御方法。

[53] 前記ステップ(C)は、前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の複数の測定部位の位置変化をそれぞれ示す移動波形を算出するステップと、

前記移動波形に基づいて、前記2つの測定部位間の厚さ変化波形を算出するステップとを含む請求項47に記載の超音波診断装置の制御方法。

[54] 前記ステップ(D)は、前記移動波形に基づいて、前記基準波形を生成する請求項53に記載の超音波診断装置の制御方法。

[55] 前記移動波形に基づいて前記被検体に含まれる血管径の変化波形を算出するステップをさらに包含し、

前記ステップ(D)は、前記変化波形に基づいて、前記基準波形を生成する請求項53に記載の超音波診断装置の制御方法。

[56] 前記ステップ(D)は、前記被検体の血圧変化波形に基づいて前記基準波形を生成する請求項47に記載の超音波診断装置の制御方法。

[57] 前記被検体の変形周期において生じる前記応力の応力差の情報を受け取って、前記最大変化量から弾性率を求めるステップをさらに包含する請求項47に記載の超音波診断装置の制御方法。

[58] 超音波診断装置の制御部による超音波診断装置の制御方法であって、

探触子を駆動して超音波を送信するステップ(A)と、

応力によって周期的に変形する被検体において前記超音波が反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信するステップ(B)と、

前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の任意の2つの測定部位間の距離変化を示す厚さ変化波形を算出するステップ(C)と、

基準波形を生成するステップ(D)と、

前記基準波形と前記厚さ変化波形とを比較することにより、最大厚さ変化量と前記厚さ変化波形および前記基準波形の一致する度合いを示す指標とを算出するステップ(E)と、

前記指標に基づいて、前記最大厚さ変化量の信頼性を判定するステップ(F)と、

を包含する超音波診断装置の制御方法。

[59] 前記ステップ(E)は、前記厚さ変化波形および前記基準波形の一方と、係数を乗じた他方との整合残差が最小となるように、前記係数および前記係数を用いた場合の整合残差を算出し、前記係数および前記基準波形の振幅から前記厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出し、前記整合残差を前記指標として出力する請求項58に記載の超音波診断装置の制御方法。

[60] 前記基準波形は、あらかじめ複数の被検体から取得した厚さ変化波形を平均したものである請求項59に記載の超音波診断装置の制御方法。

[61] 前記被検体の変形の周期に基づいて、前記厚さ変化波形の周期を調整するステップ(G)をさらに包含し、

前記ステップ(C)は、周期が調整された厚さ変化波形と前記基準波形とに基づいて前記厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出する請求項60に記載の超音波診断装置の制御方法。

[62] 前記周期が調整された厚さ変化波形の複数周期における平均を求めるステップ(H)をさらに包含し、

前記ステップ(F)は、平均化された厚さ変化波形に基づいて、前記厚さ変化量推定部が前記係数、整合残差および最大厚さ変化量を算出する請求項61に記載の超

音波診断装置の制御方法。

[63] 前記ステップ(H)は、前記平均を用いて前記厚さ変化波形の分散をさらに求め、

前記ステップ(F)は、前記分散および前記整合残差に基づいて、前記最大厚さ変化量の信頼性を判定する請求項62に記載の超音波診断装置の制御方法。

[64] 前記ステップ(F)は、前記分散、前記係数および前記整合残差に基づいて、前記最大厚さ変化量の信頼性を判定する請求項63に記載の超音波診断装置の制御方法。

[65] 超音波診断装置の制御部による超音波診断装置の制御方法であって、

探触子を駆動して超音波を送信するステップと、

応力によって周期的に変形する被検体において前記超音波が反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信するステップと、

前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の任意の2つの測定部位間の距離変化を示す厚さ変化波形を算出するステップと、

前記被検体の変形の周期に基づいて、前記厚さ変化波形の周期を調整するステップと、

前記周期が調整された厚さ変化波形の複数周期における平均および分散を求めるステップと、

基準波形を生成するステップと、

前記基準波形と前記平均化された厚さ変化波形とを比較することにより、最大厚さ変化量を算出するステップと、

前記分散に基づいて、前記最大厚さ変化量の信頼性を判定するステップと、

を包含する超音波診断装置の制御方法。

[66] 前記最大厚さ変化量を算出するステップは、前記平均化された厚さ変化波形および前記基準波形の一方と、係数を乗じた他方との整合残差が最小となるように、前記係数を算出し、前記係数および前記基準波形の振幅から前記厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出する請求項65に記載の超音波診断装置の制御方法。

[67] 前記判定ステップは、前記分散および前記係数に基づいて前記最大厚さ変化量の信頼性を判定する請求項66に記載の超音波診断装置の制御方法。

[68] 前記被検体の変形周期において生じる前記応力の応力差の情報を受け取って、前記最大厚さ変化量から弾性率を求めるステップと、

前記信頼性の判定結果に基づき、前記弾性率を表示するステップと、

をさらに包含する請求項65に記載の超音波診断装置の制御方法。

[69] 超音波診断装置の制御部による超音波診断装置の制御方法であって、

探触子を駆動して超音波を送信するステップ(A)と、

複数の異なる組織を含んでおり、応力によって周期的に変形する被検体において前記超音波が反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信するステップ(B)と、

前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の任意の2つの測定部位間の距離変化を示す厚さ変化波形を算出するステップ(C)と、

前記複数の組織にそれぞれ対応した複数の基準波形を生成するステップ(D)と、

各基準波形と前記厚さ変化波形とを比較することにより、前記厚さ変化波形と各基準波形とが一致する度合いを示す指標を算出するステップ(E)と、

前記指標に基づいて、前記厚さ変化波形を与えた2つの測定部位間の組織が前記複数の組織のいずれに該当するかを判定するステップ(F)と、

を包含する超音波診断装置の制御方法。

[70] 前記ステップ(E)は、前記厚さ変化波形および前記各基準波形の一方と、係数を乗じた他方との整合残差が最小となるように、前記係数および前記係数を用いた場合の整合残差をそれぞれ算出し、前記係数および前記基準波形の振幅から、各基準波形を用いた場合における厚さ変化波形の最大厚さ変化量を求める請求項69に記載の超音波診断装置の制御方法。

[71] 前記ステップ(E)において前記各整合残差を前記指標として出力し、

前記ステップ(F)は、最も小さい整合残差が得られた基準波形に対応する組織を前記厚さ変化波形を与えた2つの測定部位間の組織として判定し、その基準波形を用いて得られた最大厚さ変化量を出力する請求項70に記載の超音波診断装置の制御方法。

[72] 前記被検体の変形周期において生じる前記応力の応力差の情報および前記ステ

ップ(F)において求めた最大厚さ変化量に基づいて弾性率を求めるステップ(G)をさらに包含する請求項71に記載の超音波診断装置の制御方法。

[73] 前記基準波形は、あらかじめ複数の被検体の前記複数の組織から取得した厚さ変化波形を平均したものである請求項69に記載の超音波診断装置の制御方法。

[74] 前記ステップ(F)における判定した結果に基づき、前記弾性率を表示するための画像データを生成するステップ(H)をさらに包含する請求項72に記載の超音波診断装置の制御方法。

[75] 前記ステップ(F)は、前記各整合残差が所定の値より大きい場合、前記厚さ変化波形を与えた2つの測定部位間の組織は、前記複数の組織のいずれでもないと判定する請求項71に記載の超音波診断装置の制御方法。

[76] 超音波診断装置の制御部による超音波診断装置の制御方法であって、

探触子を駆動して超音波を送信するステップ(A)と、

応力によって周期的に変形する被検体において前記超音波が反射することにより得られるエコーを前記探触子により受信するステップ(B)と、

前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の任意の2つの測定部位間の距離変化を示す厚さ変化波形を算出するステップ(C)と、

複数の粘性特性用基準波形を生成するステップ(D)と、

前記複数の粘性特性用基準波形と前記厚さ変化波形とをそれぞれ比較することにより、前記厚さ変化波形と前記粘性特性用基準波形とが一致する度合いを示す粘性特性用指標をそれぞれ算出するステップ(F)と、

前記粘性特性用指標に基づいて、粘性率を決定するステップ(G)と、

を包含する超音波診断装置の制御方法。

[77] 前記粘性特性用基準波形は、所定の粘性率を仮定した場合において前記被検体の応力変化を示す情報に基づいて得られる前記被検体の歪み波形であって、

前記ステップ(G)は、前記粘性特性用指標のうちのもっとも小さい値が得られた粘性特性用基準波形において仮定されている粘性率を出力する請求項76に記載の超音波診断装置の制御方法。

[78] 前記ステップ(F)は、前記厚さ変化波形および前記各粘性特性用基準波形の一方

に第1の係数を乗じたものと他方との整合残差が最小となるように前記係数を決定した場合における前記整合残差を、前記粘性特性用指標として出力する請求項77に記載の超音波診断装置の制御方法。

[79] 前記被検体の応力変化を示す情報は前記被検体の血圧波形である請求項78に記載の超音波診断装置の制御方法。

[80] 前記ステップ(C)は、

前記受信エコー信号に基づいて前記被検体中の複数の測定部位の位置変化をそれぞれ示す移動波形を算出するステップと、

前記移動波形に基づいて、前記2つの測定部位間の厚さ変化波形を算出するステップとを含む請求項78に記載の超音波診断装置の制御方法。

[81] 前記移動波形に基づいて前記被検体に含まれる血管径変化波形を算出するステップ(H)をさらに包含し、

前記被検体の応力変化を示す情報は、前記血管径波形を前記被検体の最高および最低血圧値で補正した波形である請求項78に記載の超音波診断装置の制御方法。

[82] 前記ステップ(C)は、前記被検体に含まれる血管壁の内腔に近接した位置における厚さ変化波形を生成し、

前記ステップ(D)は、前記内腔に近接した位置における厚さ変化波形を前記被検体の最高および最低血圧値で補正した波形を前記被検体の応力変化を示す情報として用いる請求項78に記載の超音波診断装置の制御方法。

[83] 前記ステップ(D)は、弾性特性用基準波形をさらに生成し、

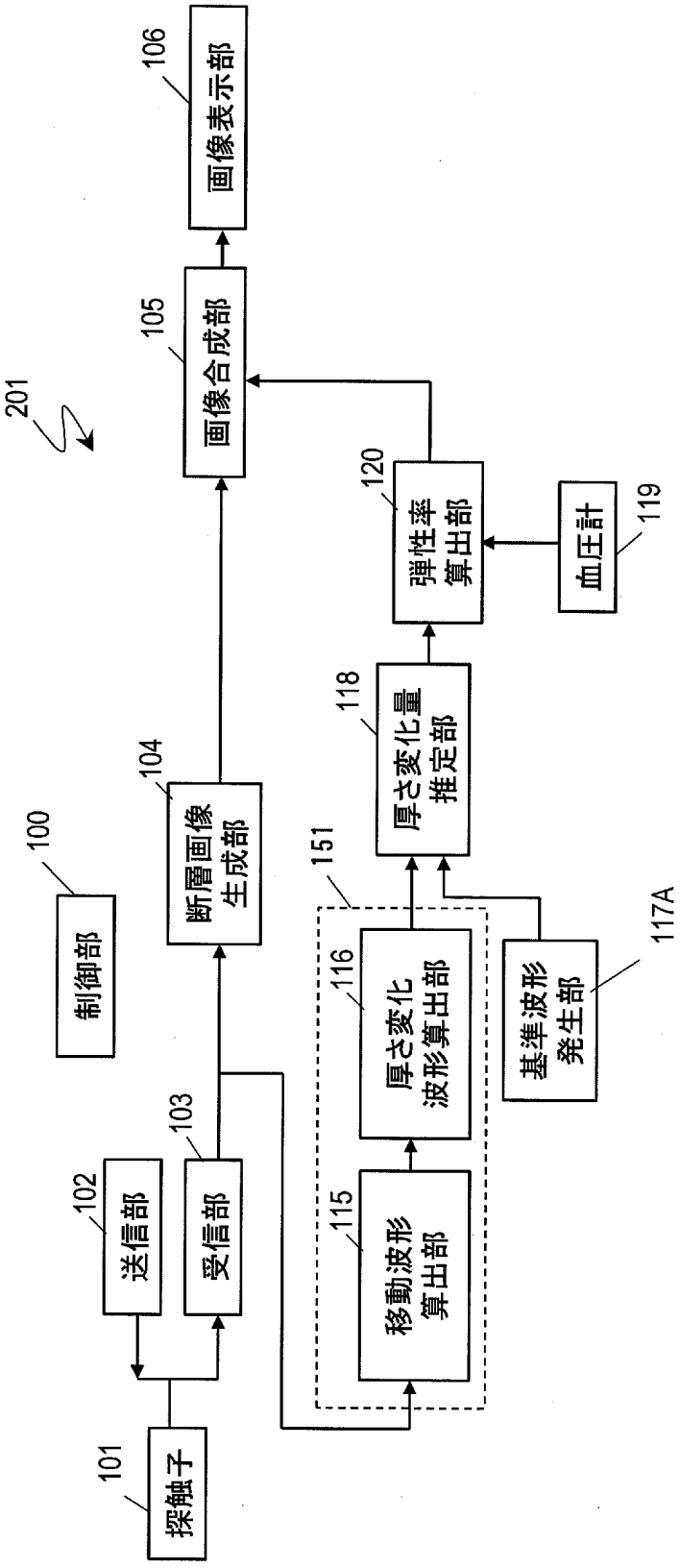
前記ステップ(F)は、前記弾性特性用基準波形と前記厚さ変化波形とを比較することにより、前記厚さ変化波形の最大厚さ変化量を算出する請求項77に記載の超音波診断装置の制御方法。

[84] 前記ステップ(F)は、前記厚さ変化波形および前記弾性特性用基準波形の一方に第2の係数を乗じたものと他方との整合残差が最小となるように前記第2の係数を決定し、前記第2の係数および前記弾性特性用基準波形の振幅から前記最大厚さ変化量を算出する請求項83に記載の超音波診断装置の制御方法。

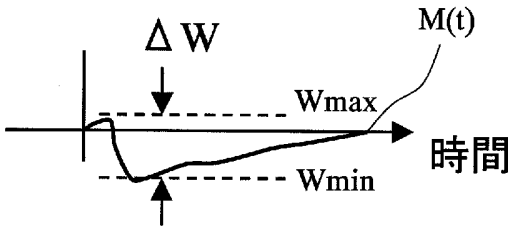
[85] 前記被検体の変形周期において生じる前記応力の応力差の情報を受け取って、前記最大変化量から弾性率を求めるステップ(I)をさらに包含する請求項84に記載の超音波診断装置の制御方法。

[86] 前記ステップ(D)は、前記被検体の血圧変化波形に基づいて前記弾性特性用基準波形を生成する請求項83に記載の超音波診断装置の制御方法。

[図1]


201
106
画像表示部
105
画像合成部
120
弾性率算出部
119
血圧計
118
厚さ変化量推定部
104
断層画像生成部
100
制御部
151
116
厚さ変化波形算出部
117A
基準波形発生部
115
移動波形算出部
102
送信部
103
受信部
101
探触子

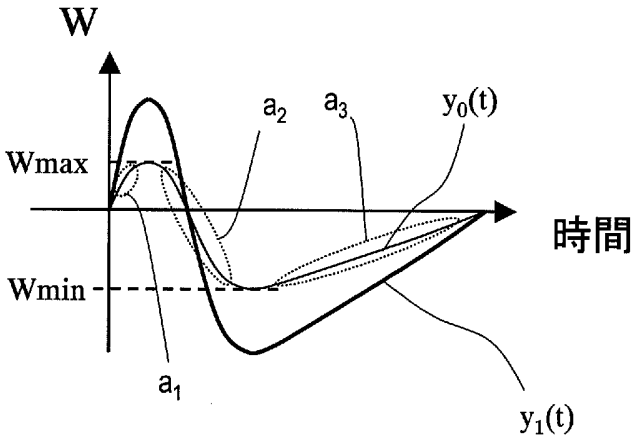
[図2]



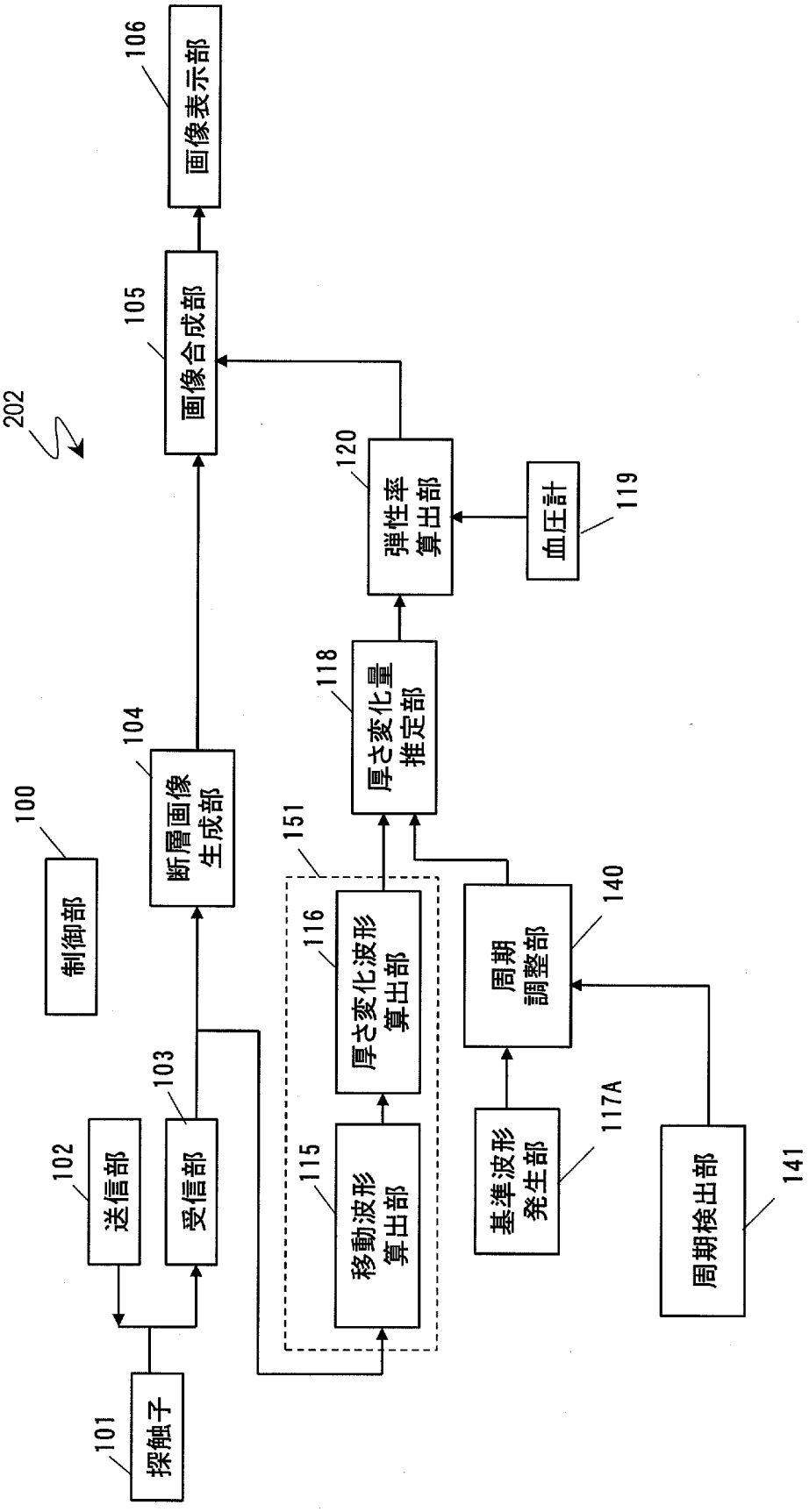
[図3]



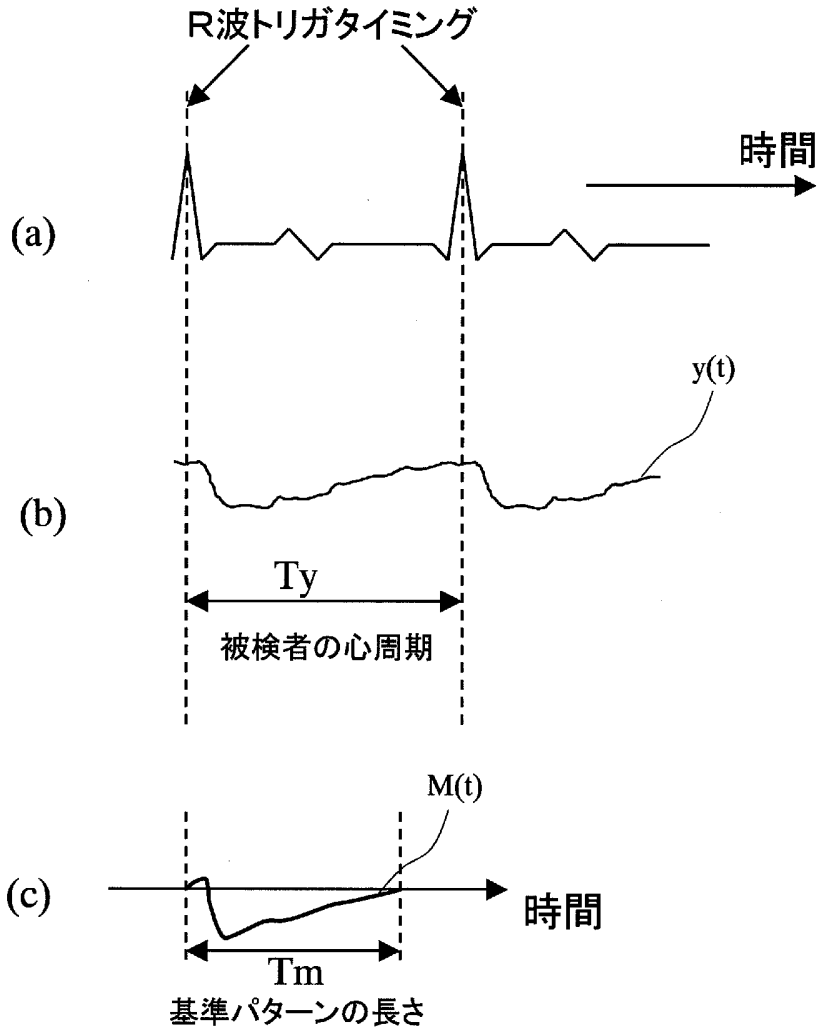
[図4]



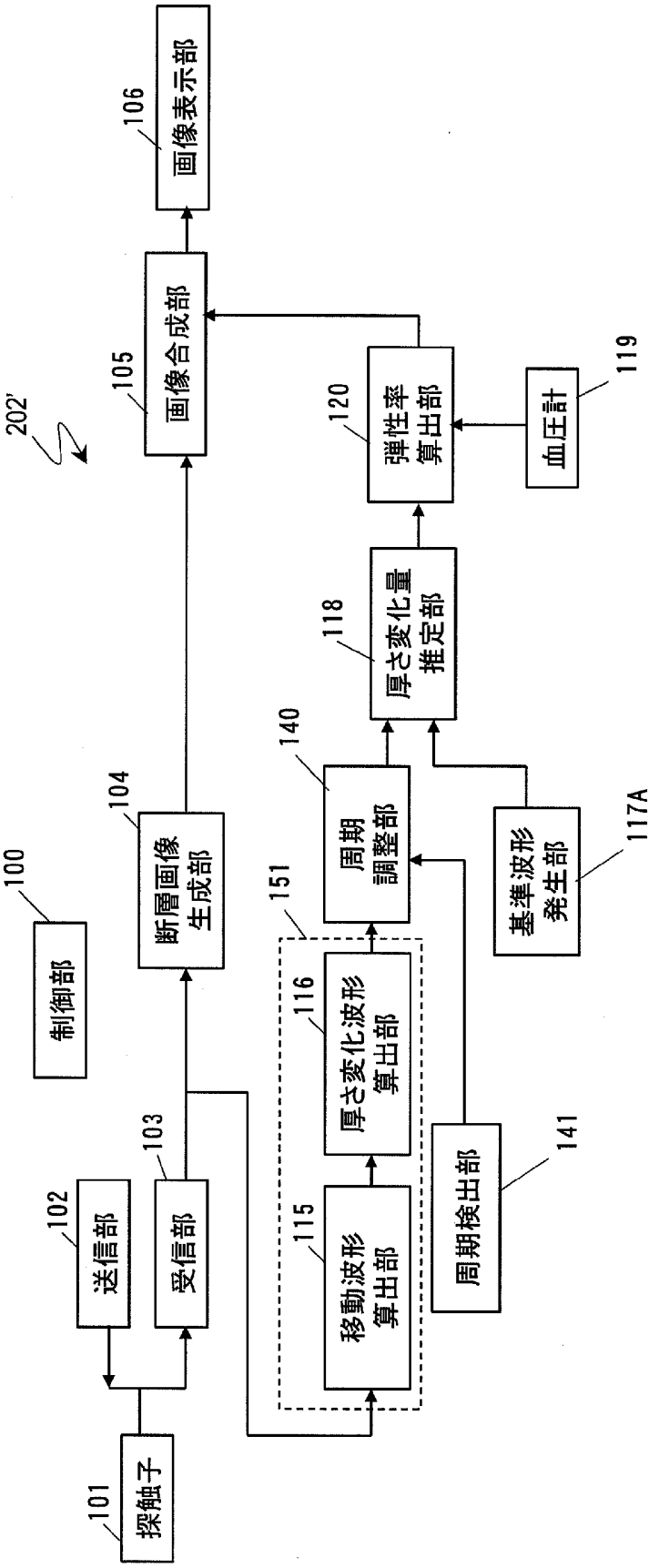
[図5]


106
画像表示部
105
画像合成部
202
120
弾性率
算出部
血圧計
119
118
厚さ変化量
推定部
104
断層画像
生成部
100
制御部
151
116
厚さ変化波形
算出部
140
周期
調整部
103
102
送信部
受信部
115
移動波形
算出部
117A
基準波形
発生部
141
周期検出部
101
探触子

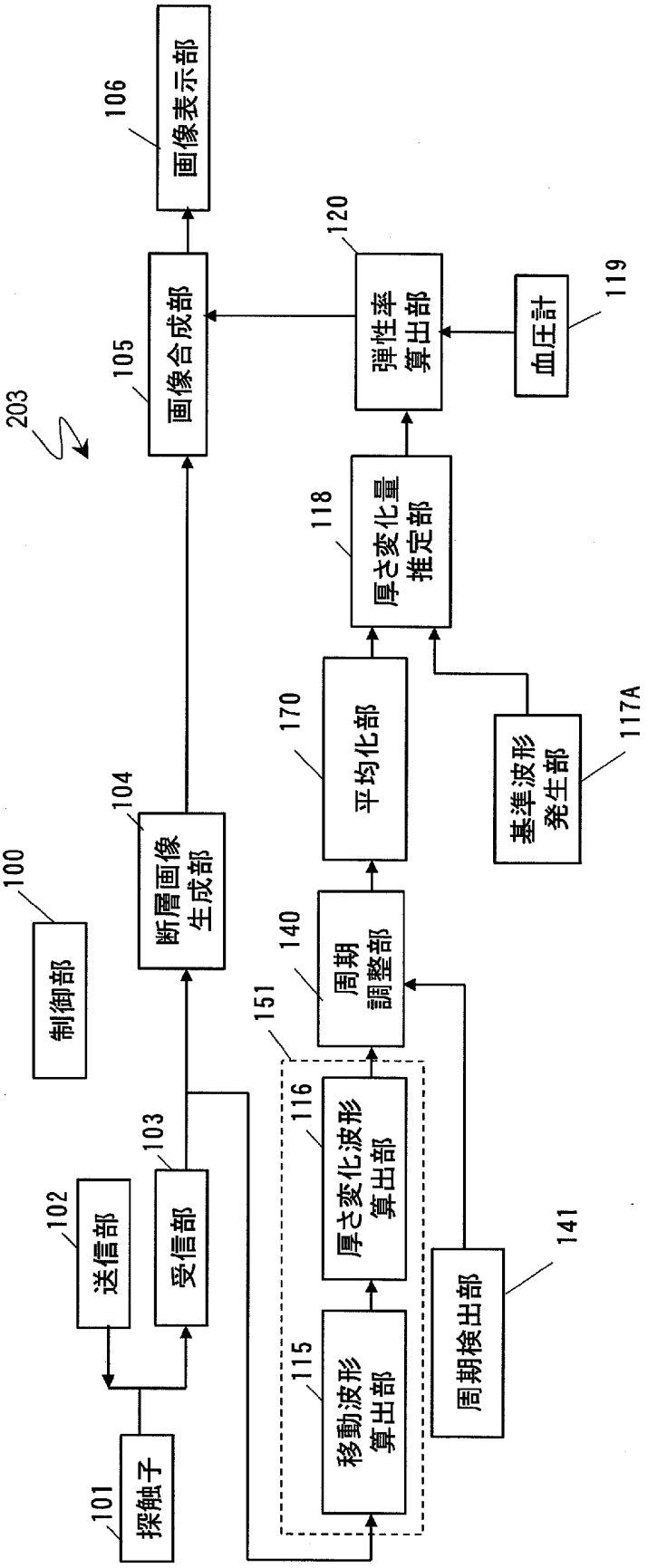
[図6]



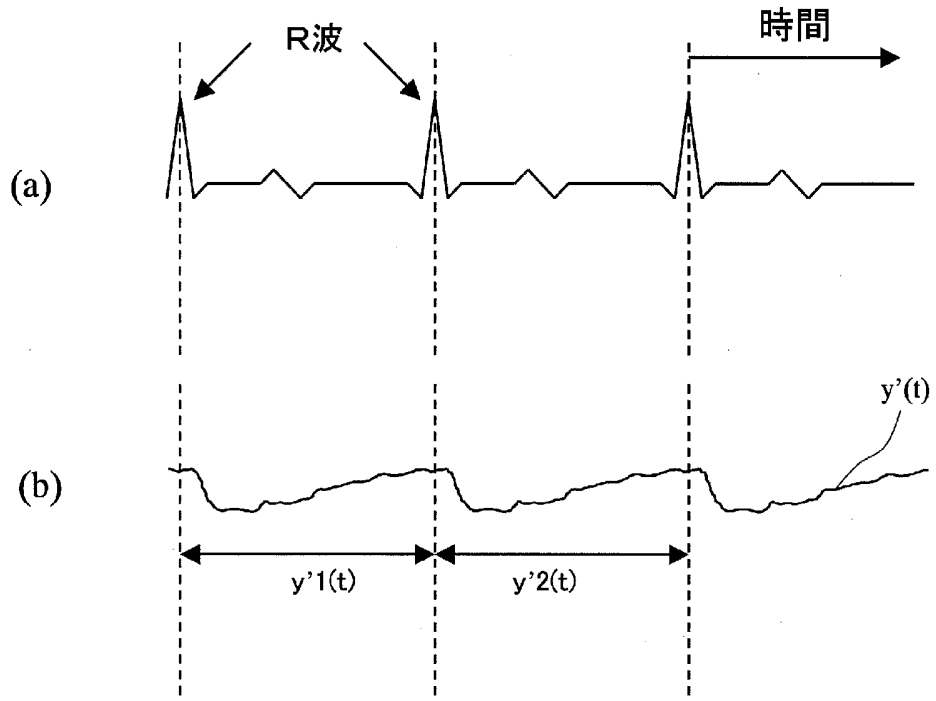
[図7]


106
画像表示部
105
画像合成部
202'
120
弾性率
算出部
119
血圧計
118
厚さ変化量
推定部
140
周期
調整部
117A
基準波形
発生部
104
断層画像
生成部
100
制御部
151
116
厚さ変化波形
算出部
115
移動波形
算出部
141
周期検出部
102
送信部
103
受信部
101
探触子

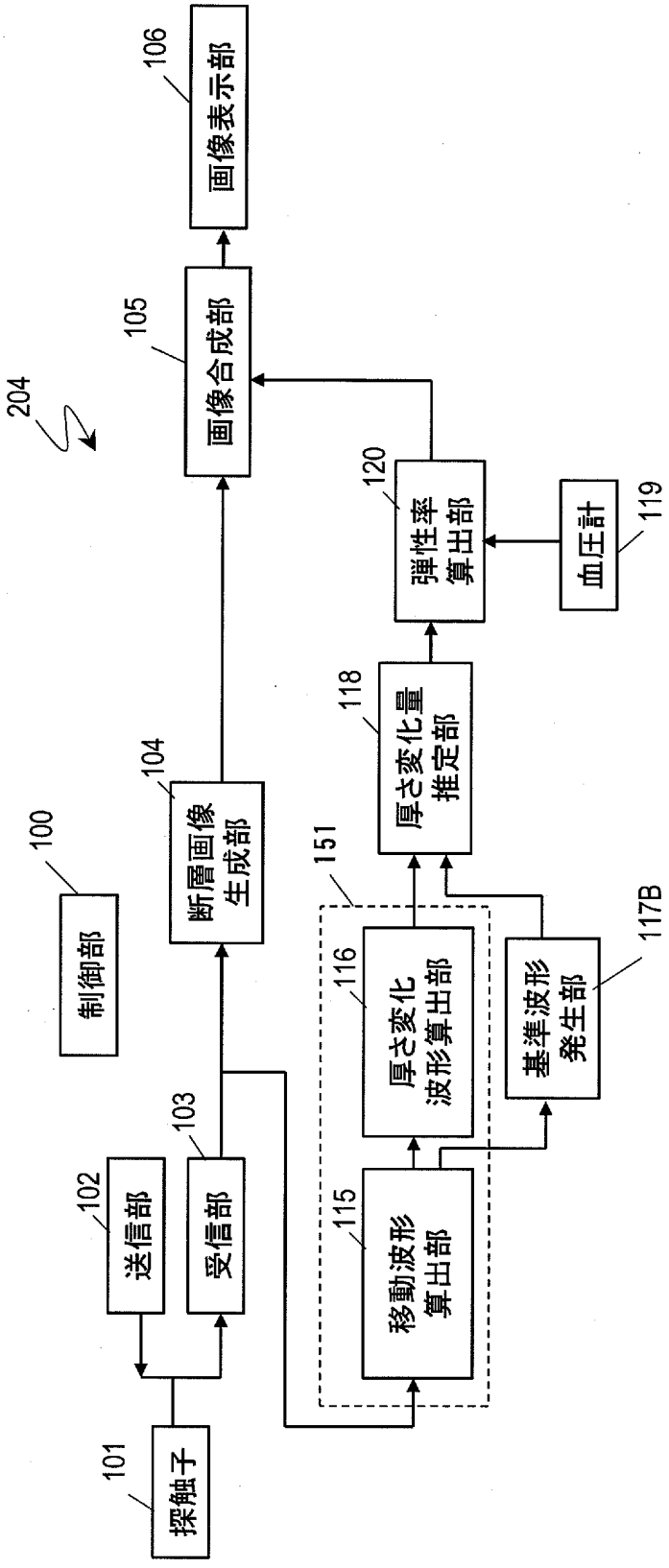
[図8]


101
探触子
102
送信部
103
受信部
104
断層画像生成部
105
画像合成部
106
画像表示部
100
制御部
203
115
移動波形算出部
116
厚さ変化波形算出部
151
140
周期調整部
141
周期検出部
170
平均化部
118
厚さ変化量推定部
120
弾性率算出部
119
血圧計
117A
基準波形発生部

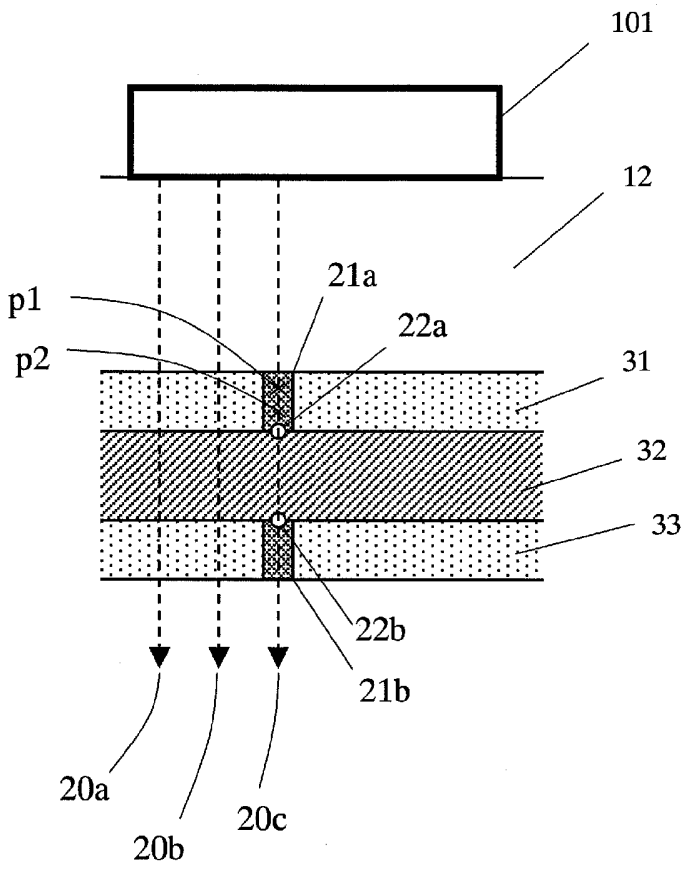
[図9]



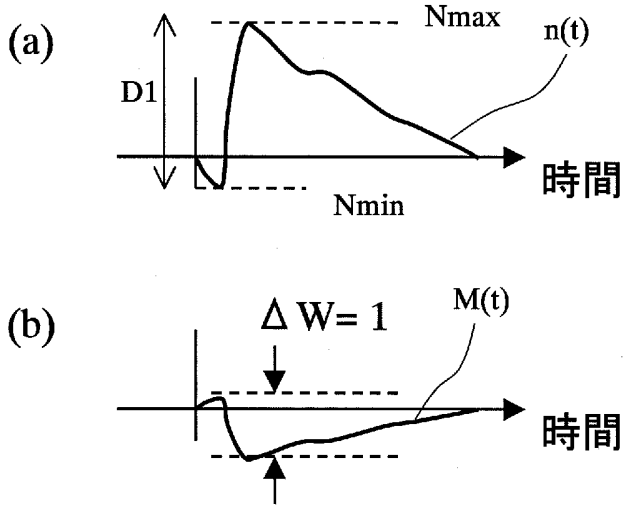
[図10]


106
画像表示部
105
画像合成部
204
120
弾性率
算出部
119
血圧計
118
厚さ変化量
推定部
104
断層画像
生成部
100
制御部
151
116
厚さ変化
波形算出部
117B
基準波形
発生部
103
102
送信部
受信部
115
移動波形
算出部
101
探触子

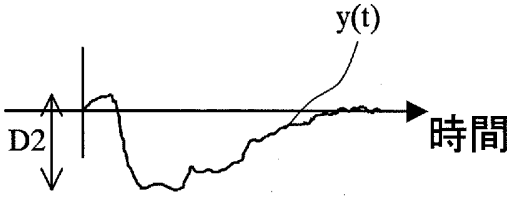
[図11]


101
12
21a
p1
22a
p2
31
32
33
22b
21b
20a
20b
20c

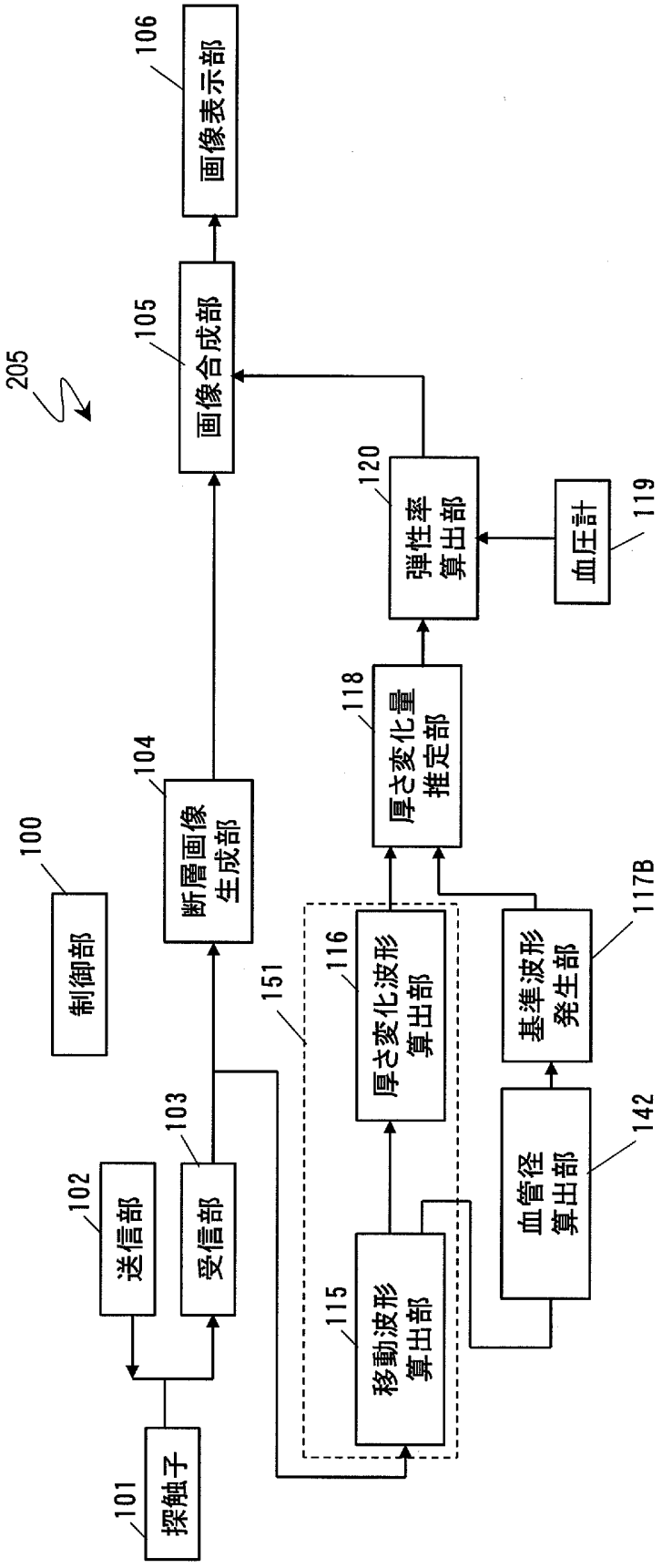
[図12]


(a)
Nmax
n(t)
D1
時間
Nmin
(b)
Δ W= 1
M(t)
時間

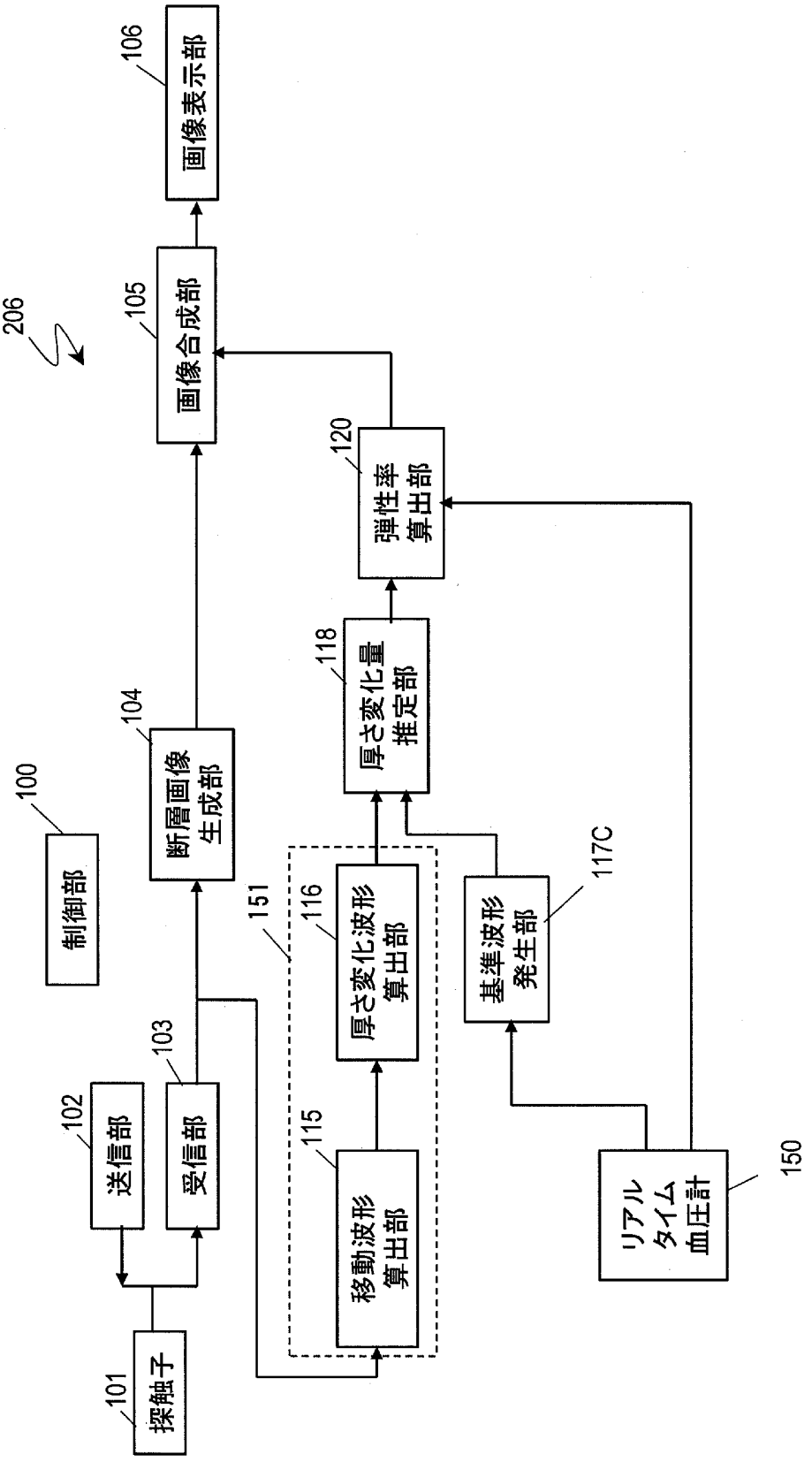
[図13]


y(t)
D2
時間

[図14]


106
画像表示部
105
画像合成部
205
120
弾性率
算出部
119
血圧計
118
厚さ変化量
推定部
104
断層画像
生成部
100
制御部
151
116
厚さ変化波形
算出部
117B
基準波形
発生部
103
受信部
102
送信部
115
移動波形
算出部
142
血管径
算出部
101
探触子

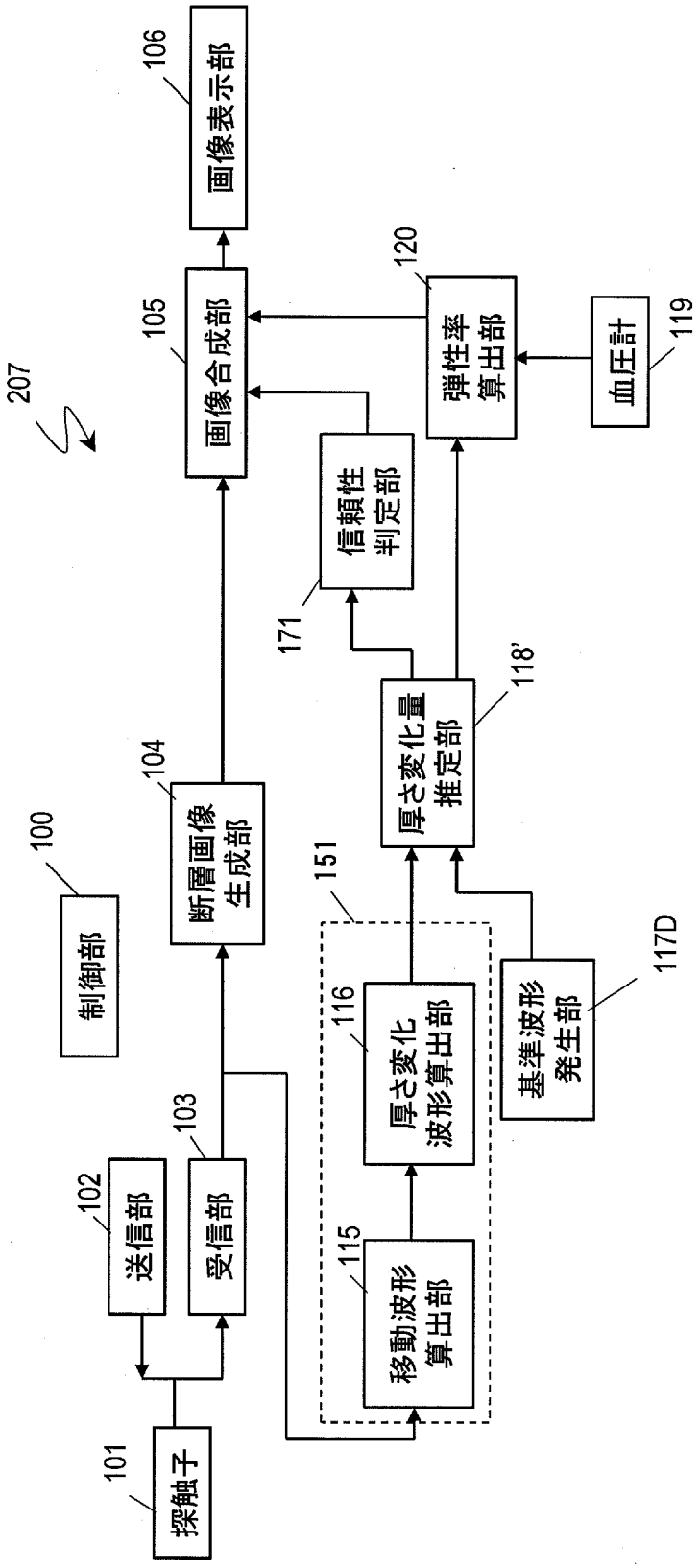
[図15]


106
画像表示部
105
画像合成部
206
120
弾性率
算出部
118
厚さ変化量
推定部
104
断層画像
生成部
100
制御部
151
116
厚さ変化波形
算出部
117C
基準波形
発生部
103
102
送信部
受信部
115
移動波形
算出部
リアル
タイム
血圧計
150
101
探触子

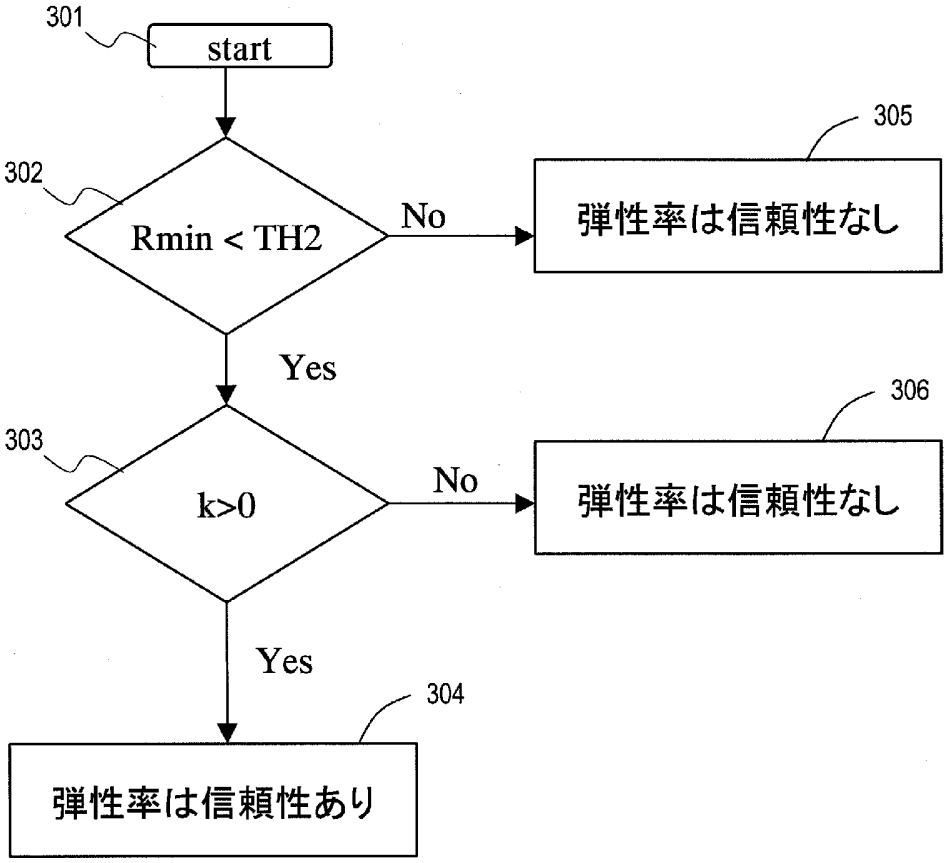
[図16]



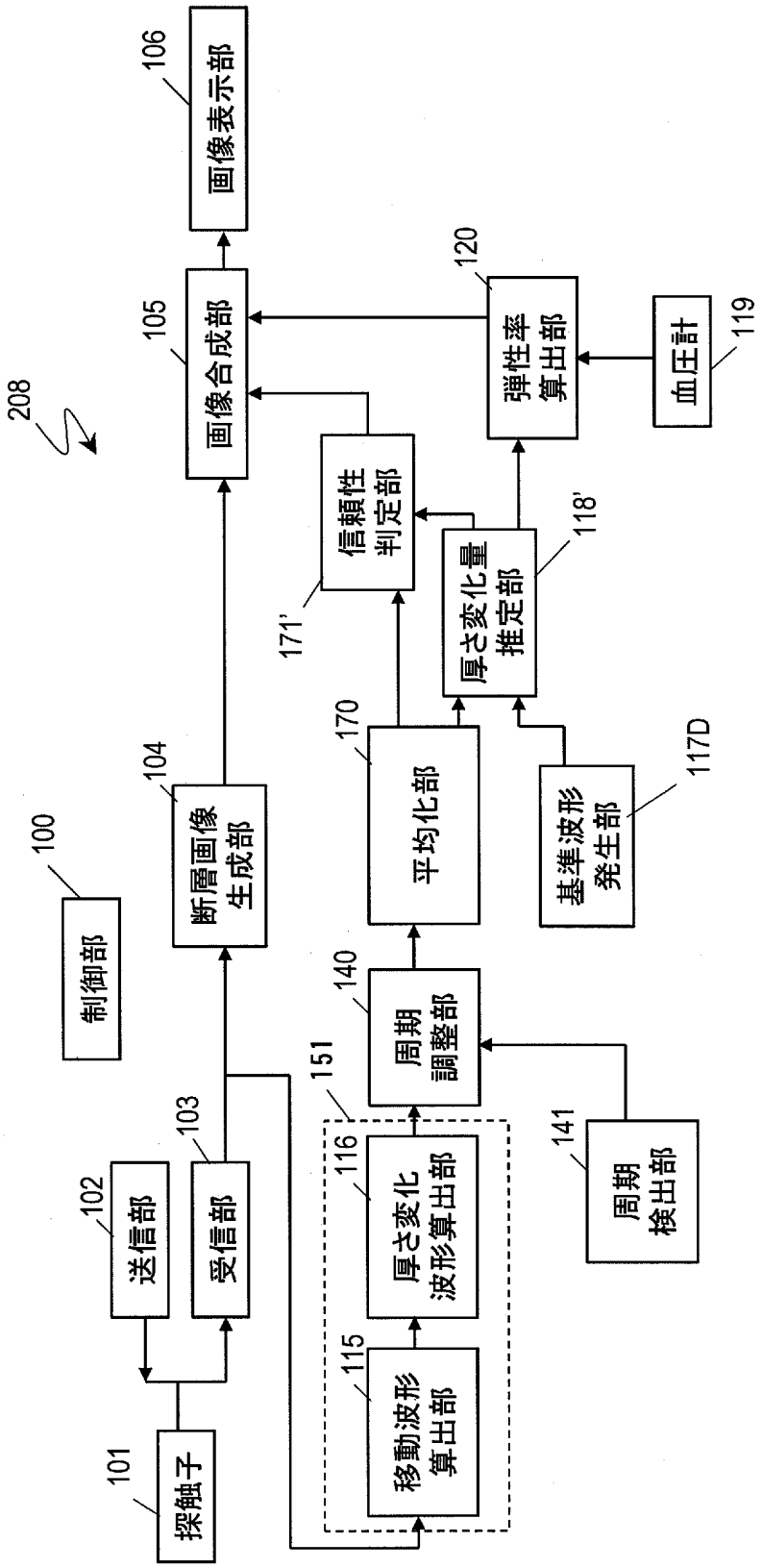
[図17]


207
101
探触子
102
送信部
103
受信部
104
断層画像生成部
105
画像合成部
106
画像表示部
100
制御部
151
115
移動波形算出部
116
厚さ変化波形算出部
117D
基準波形発生部
118'
厚さ変化量推定部
171
信頼性判定部
120
弾性率算出部
119
血圧計

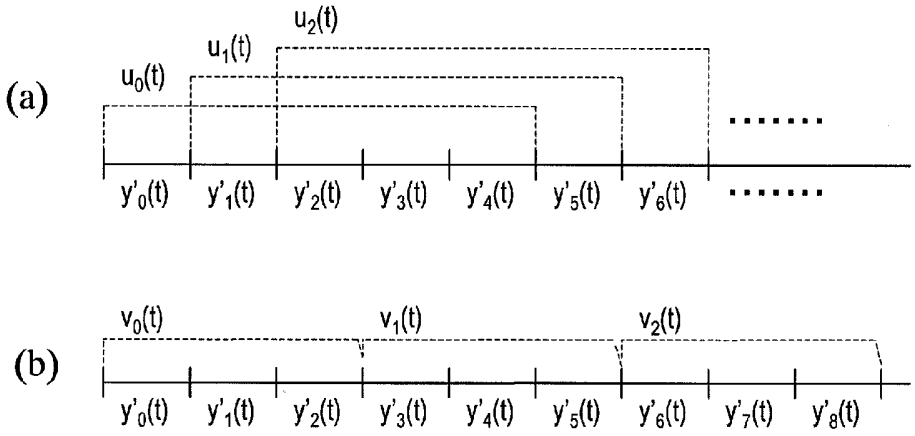
[図18]


301
start
302
Rmin < TH2
No
305
弾性率は信頼性なし
Yes
303
k>0
No
306
弾性率は信頼性なし
Yes
304
弾性率は信頼性あり

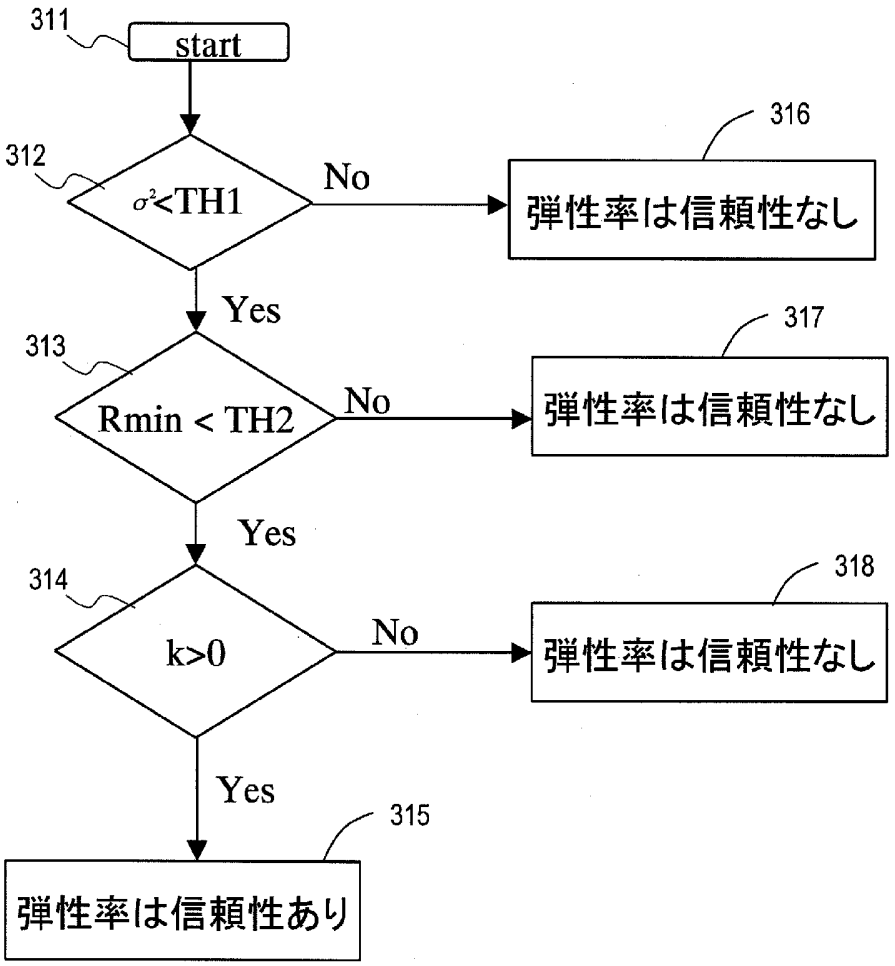
[図19]


106
画像表示部
105
画像合成部
120
弾性率
算出部
119
血圧計
208
信頼性
判定部
171'
厚さ変化量
推定部
118'
104
断層画像
生成部
170
平均化部
117D
基準波形
発生部
100
制御部
140
周期
調整部
151
141
周期
検出部
103
受信部
116
厚さ変化
波形算出部
102
送信部
115
移動波形
算出部
101
探触子

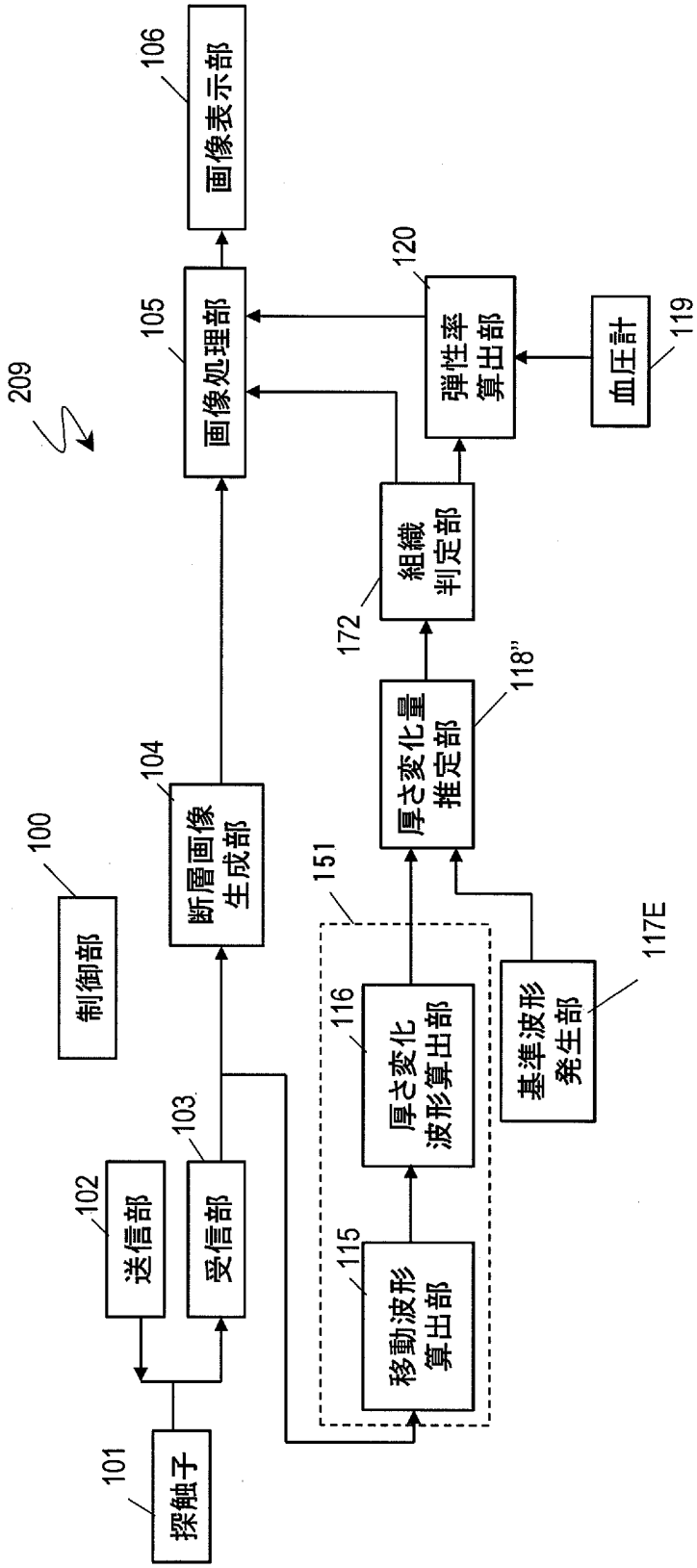
[図20]


(a)
u0(t)
u1(t)
u2(t)
y'0(t)
y'1(t)
y'2(t)
y'3(t)
y'4(t)
y'5(t)
y'6(t)
(b)
v0(t)
v1(t)
v2(t)
y'0(t)
y'1(t)
y'2(t)
y'3(t)
y'4(t)
y'5(t)
y'6(t)
y'7(t)
y'8(t)

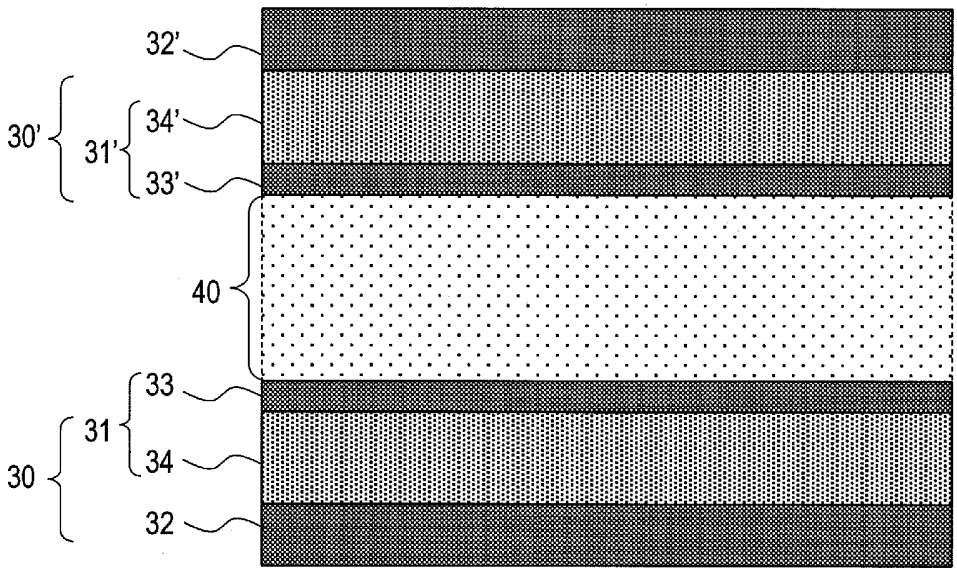
[図21]


311
start
312
σ²<TH1
No
316
弾性率は信頼性なし
Yes
313
Rmin < TH2
No
317
弾性率は信頼性なし
Yes
314
k>0
No
318
弾性率は信頼性なし
Yes
315
弾性率は信頼性あり

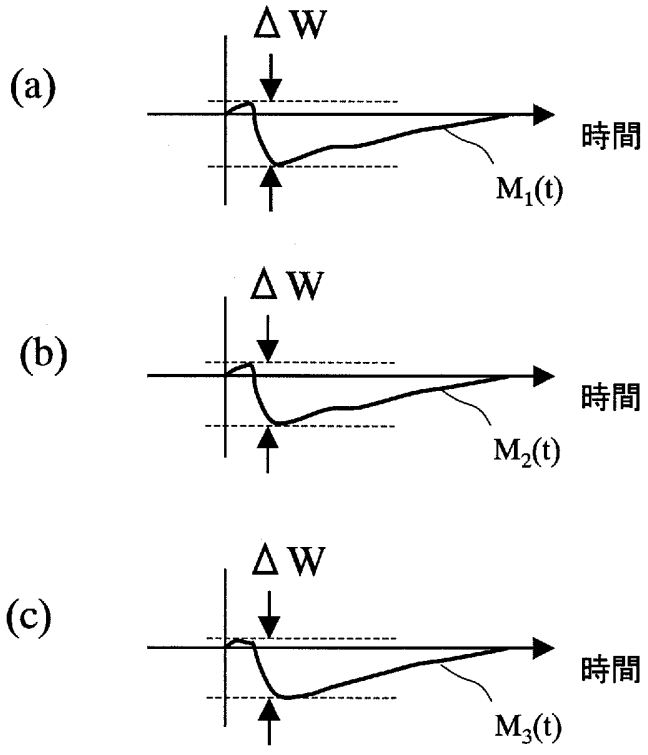
[図22]


106
画像表示部
105
画像処理部
120
弾性率
算出部
119
血圧計
209
172
組織
判定部
118''
厚さ変化量
推定部
104
断層画像
生成部
100
制御部
151
116
厚さ変化
波形算出部
117E
基準波形
発生部
103
受信部
102
送信部
115
移動波形
算出部
101
探触子

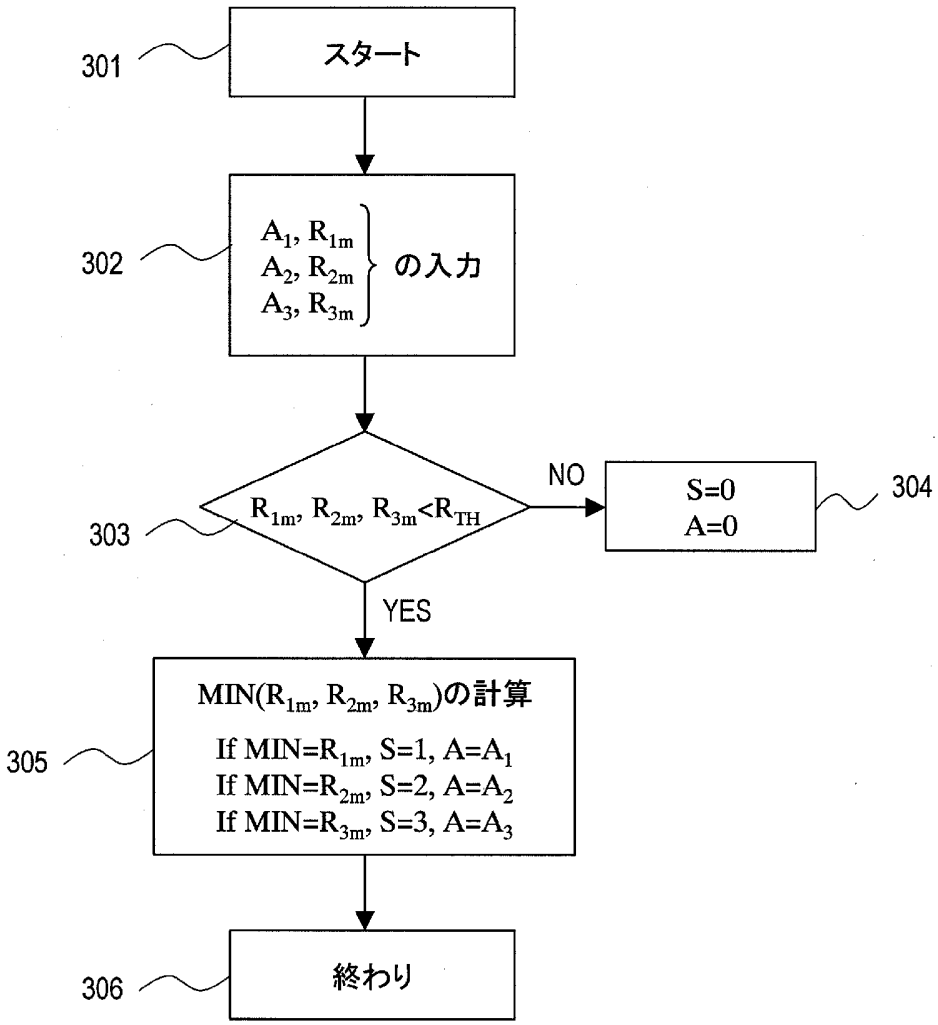
[図23]



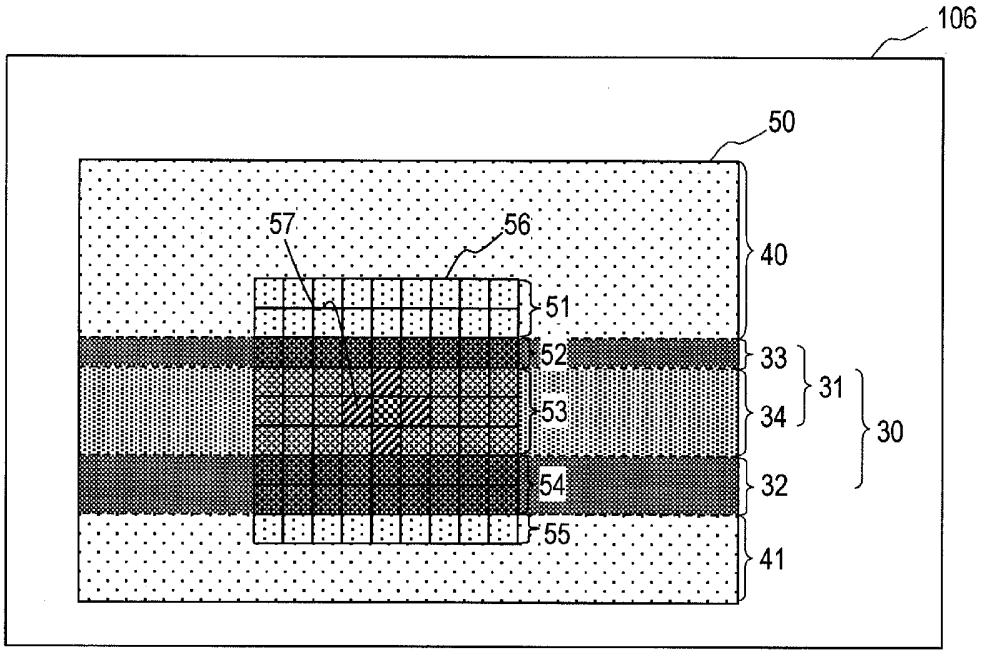
[図24]



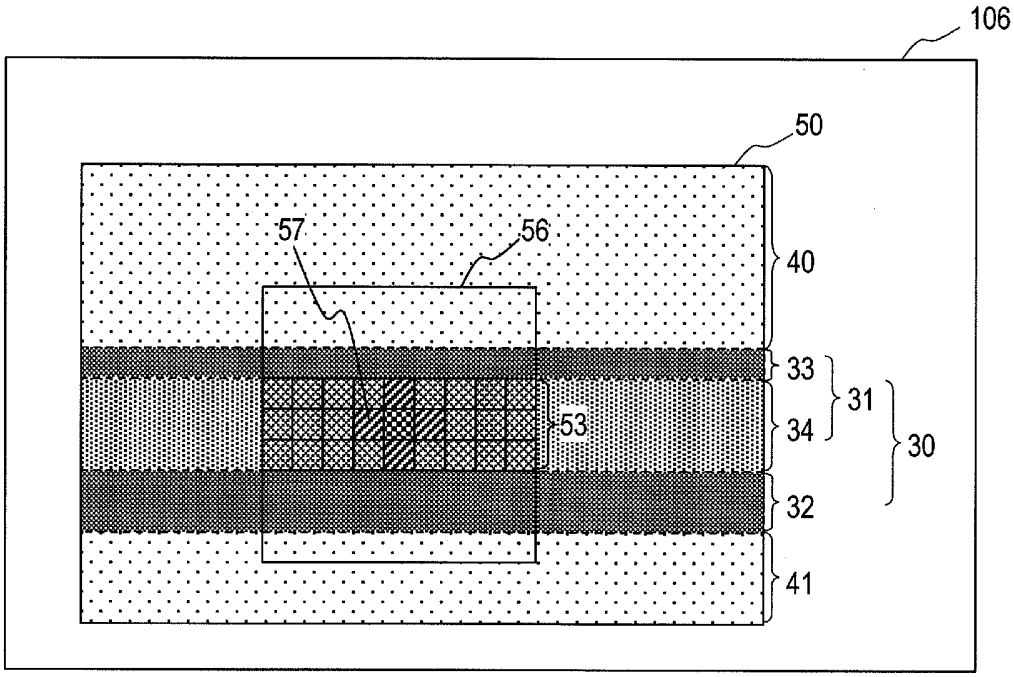
[図25]


301
スタート
302
A_1, R_{1m}
A_2, R_{2m}
A_3, R_{3m}
の入力
303
R_{1m}, R_{2m}, R_{3m}<R_{TH}
NO
S=0
A=0
304
YES
305
MIN(R_{1m}, R_{2m}, R_{3m})の計算
If MIN=R_{1m}, S=1, A=A_1
If MIN=R_{2m}, S=2, A=A_2
If MIN=R_{3m}, S=3, A=A_3
306
終わり

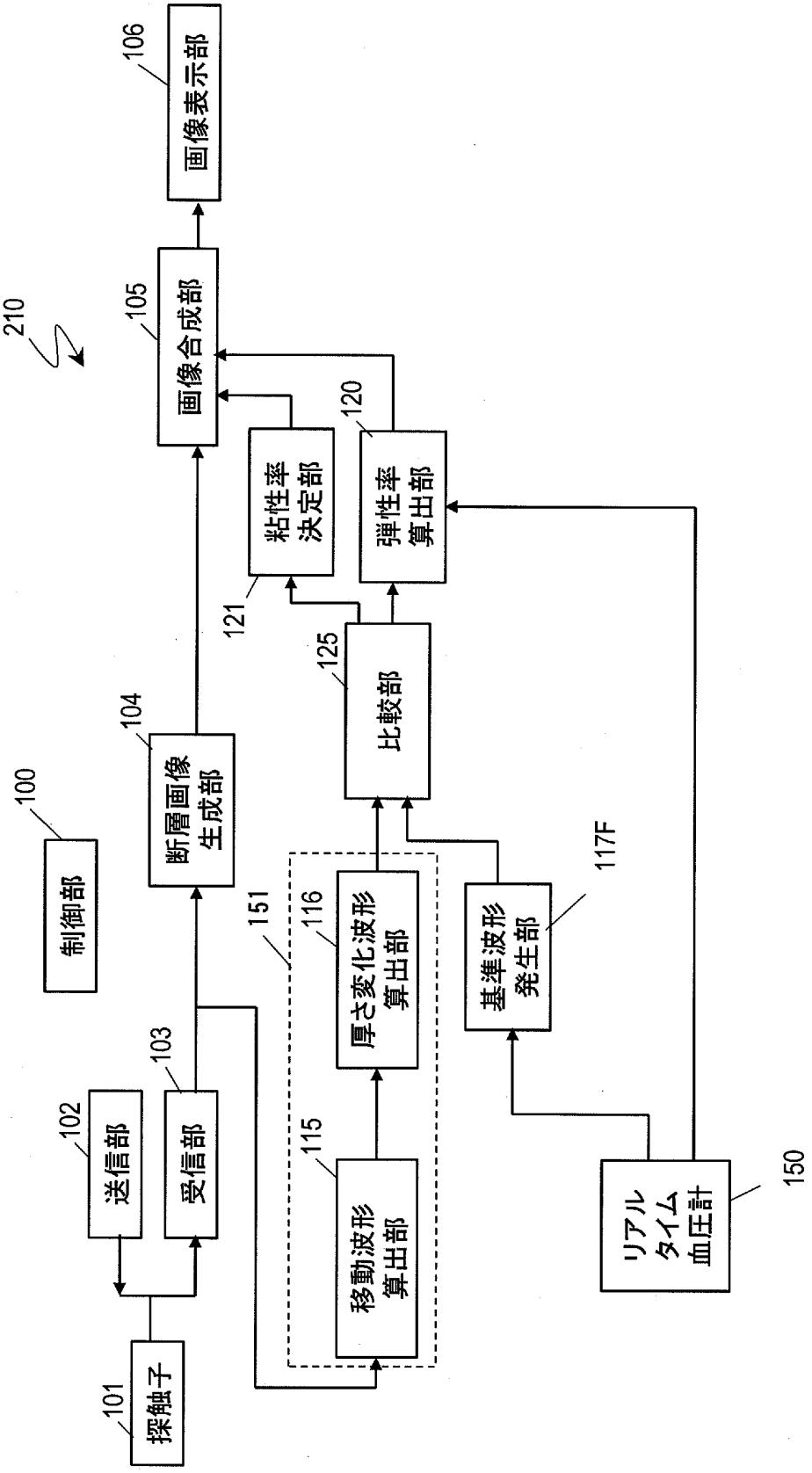
[図26]


106
50
57
56
40
51
52
33
31
53
34
30
54
32
55
41

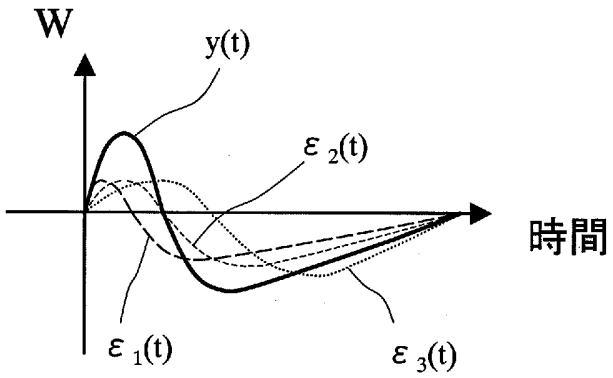
[図27]


106
50
57
56
40
33
31
53
34
30
32
41

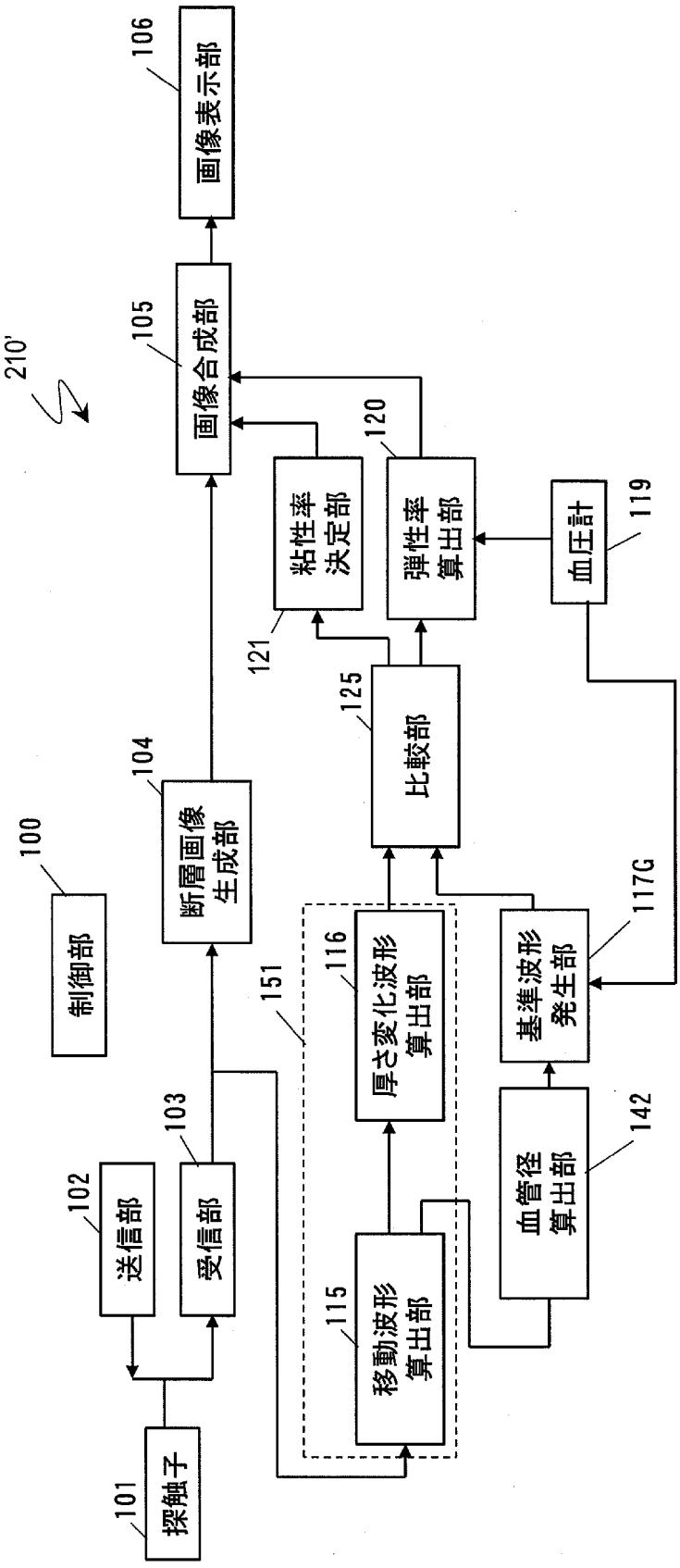
[図28]


210
106
画像表示部
105
画像合成部
120
粘性率決定部
弾性率算出部
121
125
比較部
104
断層画像生成部
100
制御部
151
116
厚さ変化波形算出部
117F
基準波形発生部
103
102
送信部
受信部
115
移動波形算出部
リアルタイム血圧計
150
101
探触子

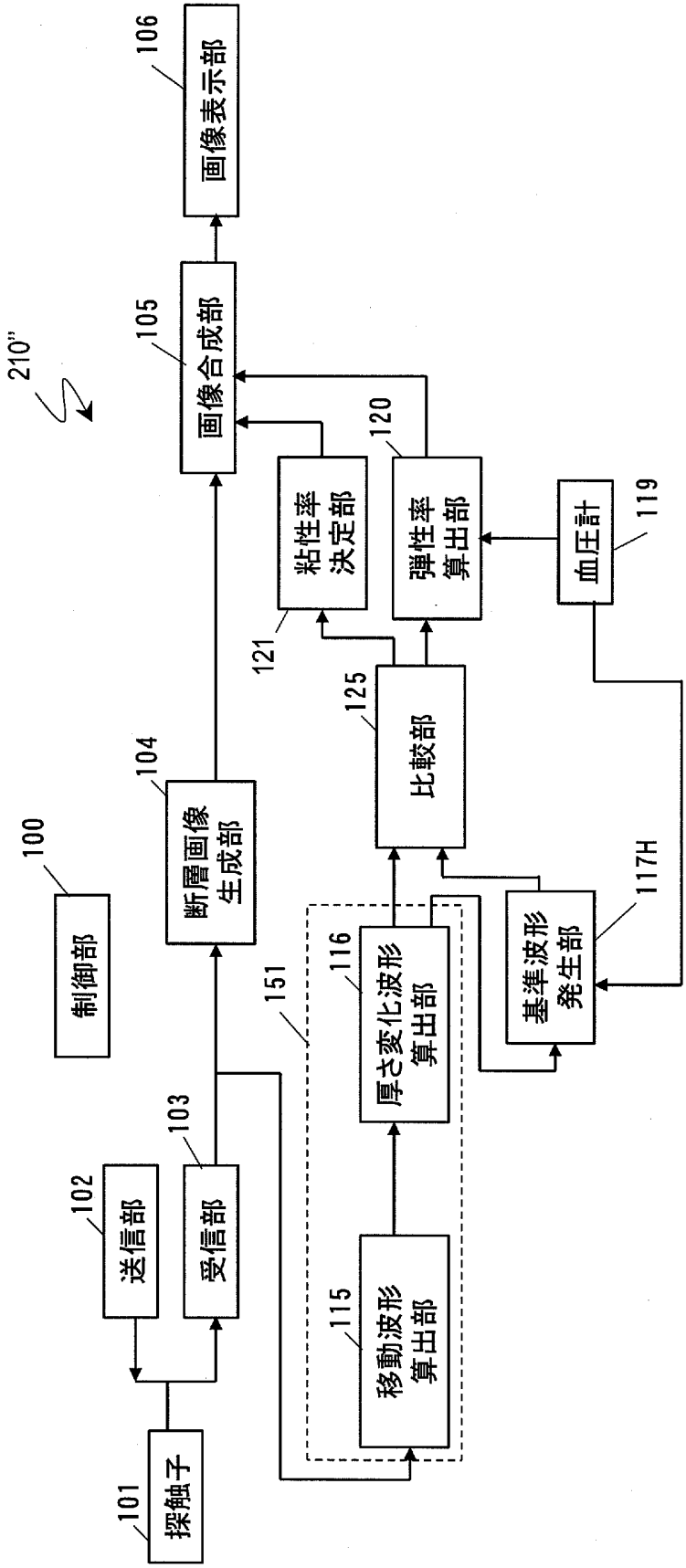
[図29]



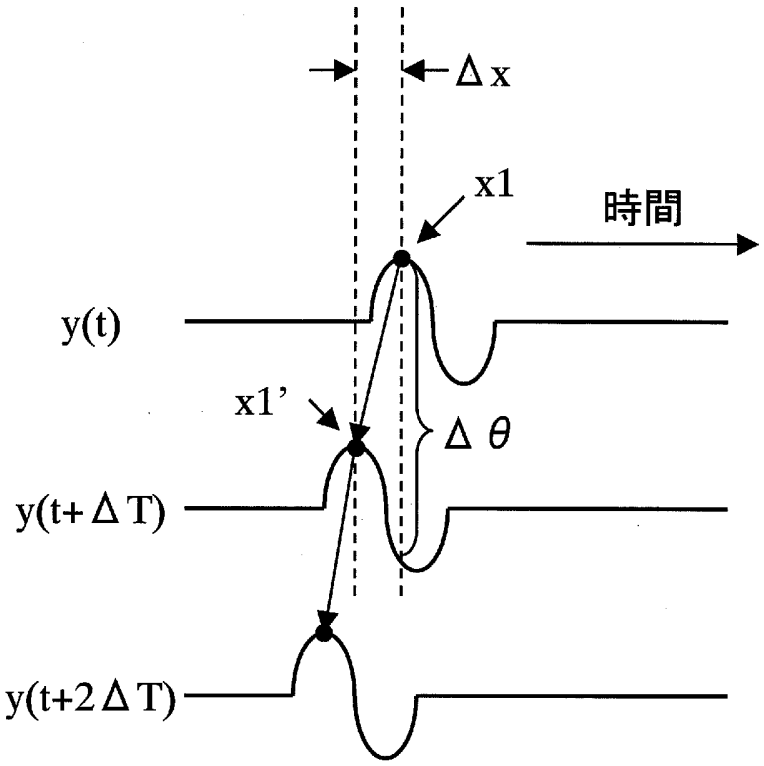
[図30]


106
画像表示部
105
画像合成部
210'
120
粘性率
決定部
弾性率
算出部
血圧計
119
121
125
比較部
104
断層画像
生成部
100
制御部
151
116
厚さ変化波形
算出部
基準波形
発生部
117G
103
102
送信部
受信部
115
移動波形
算出部
血管径
算出部
142
101
探触子

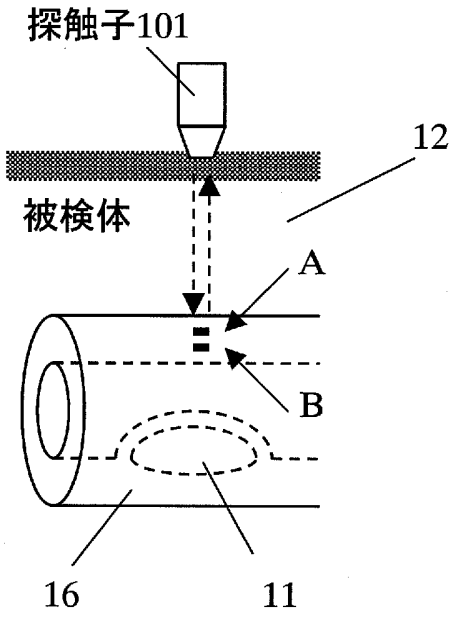
[図31]


106
画像表示部
105
画像合成部
210''
120
粘性率
決定部
弾性率
算出部
血圧計
119
121
125
比較部
104
断層画像
生成部
100
制御部
151
116
厚さ変化波形
算出部
基準波形
発生部
117H
103
102
送信部
受信部
115
移動波形
算出部
101
探触子

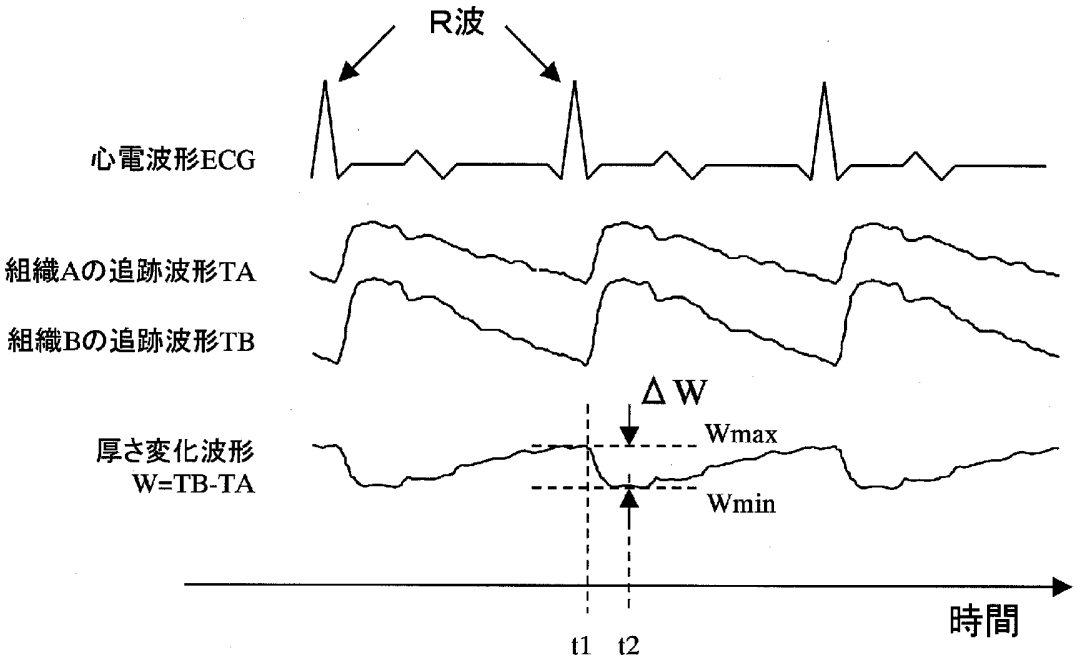
[図32]



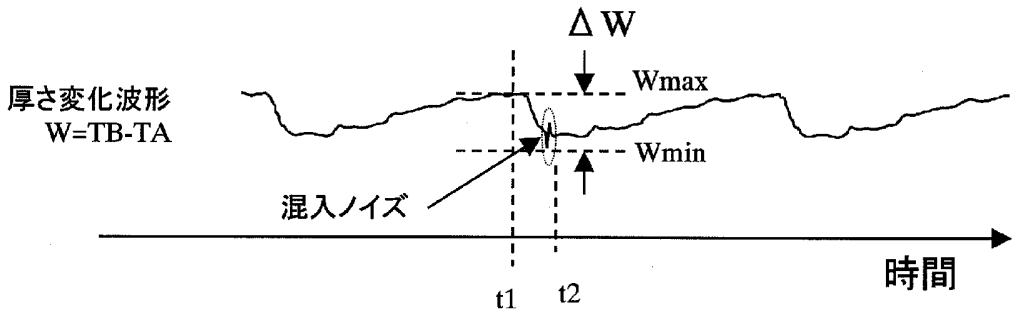
[図33]



[図34]


R波
心電波形ECG
組織Aの追跡波形TA
組織Bの追跡波形TB
厚さ変化波形
W=TB-TA
ΔW
Wmax
Wmin
時間
t1
t2

[図35]


ΔW
Wmax
厚さ変化波形
W=TB-TA
Wmin
混入ノイズ
時間
t1
t2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2006/310431

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B8/00(2006.01)i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2006
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2006 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2006

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 A	JP 2003-126090 A (Aloka Co., Ltd.), 07 May, 2003 (07.05.03), Particularly, Par. No. [0039] (Family: none)	1,2,46 3
A	JP 9-201361 A (Toshiba Corp.), 05 August, 1997 (05.08.97), Full text; all drawings & US 5785654 A	1-3,46
A	JP 2001-218768 A (Aloka Co., Ltd.), 14 August, 2001 (14.08.01), Full text; all drawings & US 6673020 B2 & EP 1123687 A3	1-3,46

☐ 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	Date of mailing of the international search report
18 August, 2006 (18.08.06)	29 August, 2006 (29.08.06)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2006/310431

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:
(See the extra sheet.)

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1-3, 46

Remark on Protest

the

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee..

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.

☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet(2)

The matter common to the inventions of claims 1-86 is the one stated in claim 1 (note the inadequate statement of claim 35).

However, the search has revealed that this matter is not novel since it was publicly known on the filing date (see, for example, document JP 2003-126090 A (Aloka Co., Ltd.), 07 May, 2003 (07.05.03).

Therefore, the matter cannot be considered as a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence.

Consequently, inventions of claims 1-3, 46, inventions of claims 4-8, invention of claim 9, inventions of claims 10-12, invention of claim 13, invention of claim 14, inventions of claims 15-22, 58-68, inventions of claims 23-26, inventions of claims 27-34, 69-75, inventions of claims 35-45, inventions of claims 47-57, and inventions of claims 76-86 do not obviously satisfy the requirement of unity of invention.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２００６／３１０４３１

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B8/00(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B8/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２００６年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２００６年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２００６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	関連する請求の範囲の番号
X	JP 2003-126090 A(アロカ株式会社)	1,2,46
A	2003.05.07　特に、第３９段落（ファミリーなし）	3
A	JP 9-201361 A（株式会社東芝） 1997.08.05 全文、全図 &US 5785654 A	1-3,46

☑ 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 １８．０８．２００６	国際調査報告の発送日 ２９．０８．２００６
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 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）　２Ｑ　３１０１ 後藤　順也 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	関連する請求の範囲の番号
A	JP 2001-218768 A(アロカ株式会社) 2001.08.14 全文、全図 &US 6673020 B2 &EP 1123687 A3	1-3,46

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２００６／３１０４３１

第Ⅱ欄　請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第１ページの２の続き）

法第8条第3項（ＰＣＴ17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

１．☐ 請求の範囲＿＿＿＿＿＿＿＿ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、

２．☐ 請求の範囲＿＿＿＿＿＿＿＿ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、

３．☐ 請求の範囲＿＿＿＿＿＿＿＿ は、従属請求の範囲であってＰＣＴ規則6.4(a)の第２文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄　発明の単一性が欠如しているときの意見（第１ページの３の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

第Ⅲ欄についての別紙参照。

１．☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。

２．☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。

３．☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。

４．☑ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

請求の範囲 1-3, 46

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。

☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。

☐ 追加調査手数料の納付を伴う異議申立てがなかった。

（第Ⅲ欄についての別紙）

請求の範囲１－８６に記載される発明に共通する事項は、請求の範囲１に記載される事項である（なお、請求の範囲３５における記載不備にも留意されたい。）。

しかしながら、調査の結果、上記事項は出願時において公知のものであり（例として、文献JP 2003-126090 A(アロカ株式会社)2003.05.07 参照。）、新規ではないことが明らかとなった。

してみると、上記事項は、ＰＣＴ規則１３．２の第２文における、特別な技術的特徴とは認められない。

よって、請求の範囲１－３、４６に記載される発明、請求の範囲４－８に記載される発明、請求の範囲９に記載される発明、請求の範囲１０－１２に記載される発明、請求の範囲１３に記載される発明、請求の範囲１４に記載される発明、請求の範囲１５－２２、５８－６８に記載される発明、請求の範囲２３－２６に記載される発明、請求の範囲２７－３４、６９－７５に記載される発明、請求の範囲３５－４５に記載される発明、請求の範囲４７－５７に記載される発明、請求の範囲７６－８６に記載される発明は、発明の単一性の要件を満たさないことは明らかである。