

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-61635

(P2018-61635A)

(43) 公開日 平成30年4月19日(2018.4.19)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F I
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2016-200767(P2016-200767)
(22) 出願日 平成28年10月12日(2016.10.12)

(71) 出願人 000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(74) 代理人 110000888
特許業務法人 山王坂特許事務所
(72) 発明者 田中 智彦
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
(72) 発明者 丸岡 貴司
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
Fターム(参考) 4C601 DD19 DD23 EE09

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置及び硬さの算出方法

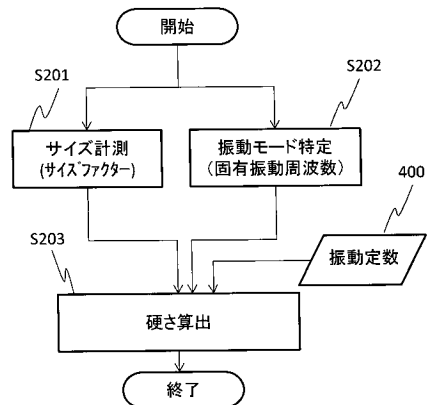
(57) 【要約】

【課題】臓器の振動モードを考慮して、臓器の硬さ計測を行うことが可能な超音波撮像装置及び方法を提供する。

【解決手段】振動を加えた臓器に超音波信号を送信し、臓器から受信した超音波受信信号を用いて、臓器の硬さを計測する際に、超音波受信信号を用いて臓器の少なくとも2か所の速度を算出し、2か所の速度を解析し、複数の振動モードと各振動モードの周波数を特定する。一方、複数の振動モード毎に硬さ算出に用いる定数を予め算出しておく。特定された振動モードの周波数と、臓器のサイズの情報と、複数の振動モード毎に予め算出された定数と、を用いて臓器の硬さを算出する。

【選択図】 図2

図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波探触子を有し、所望の臓器を含む領域からエコー信号を計測する超音波計測部と、

前記エコー信号を用いて演算を行う信号処理部と、を備え、

前記信号処理部は、前記エコー信号を用いて、前記臓器の少なくとも 2 か所の速度を算出する速度算出部と、

前記 2 か所の速度を解析し、前記臓器の複数の振動モードと、各振動モードにおける振動周波数を特定する振動モード特定部と、

前記振動モード特定部が特定した振動モード及び振動周波数、前記臓器について予め求められた定数、前記臓器のサイズに関する情報を用いて、前記臓器の硬さを算出する硬さ算出部と、を

備えることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記信号処理部は、前記臓器の形態画像から前記臓器のサイズに関する情報を算出するサイズ計測部をさらに備えることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波撮像装置であって、

前記臓器の形態画像は、前記超音波計測部で計測したエコー信号から形成した超音波画像であることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記定数は、臓器の硬さとして仮想の硬さを入力とし、次式を用いたシミュレーションを行うことで算出された値であることを特徴とする超音波撮像装置。

$$C_n = E' / L^2 f_n^2$$

(式中、 E' は仮想の硬さ、 ρ は臓器の密度、 C_n は振動モード n (n は 1 以上の整数、以下同じ) の定数、 L はサイズ情報、 f_n は振動モード n の固有振動数)

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記定数を記憶する記憶部をさらに備えることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記振動モード特定部は、前記 2 か所の速度の和のスペクトルと、前記 2 か所のスペクトルの和との差分を用いて、振動モード及びその振動モードにおける周波数を特定することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記振動モード特定部は、前記 2 か所の速度のスペクトルの位相差を用いて、振動モード及びその振動モードにおける周波数を特定することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記臓器のサイズに関する情報は、前記臓器の長軸のサイズ、短軸のサイズ、容積、及び所定断面の面積のいずれか一つを含むことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記複数の振動モードは、屈曲モード及び伸縮モードを含むことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 10】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

10

20

30

40

50

前記硬さ算出部は、次式を用いて硬さを算出することを特徴とする超音波撮像装置。

$$E = C_n L^2 f_n^2$$

(式中、Eは硬さ、 C_n は臓器の密度、 L はサイズ情報、 f_n は振動モードnの固有振動数)

【請求項11】

請求項1に記載の超音波撮像装置であって、

前記速度算出部が用いるエコー信号は、加振装置により前記臓器に振動を与えて計測したエコー信号である超音波撮像装置。

【請求項12】

請求項11に記載の超音波撮像装置であって、

前記超音波探触子が前記加振装置を兼ねることを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項13】

請求項1に記載の超音波撮像装置であって、

前記臓器は、腎臓であって、前記2か所は、腎臓の長手方向の中央より一端部側であって超音波深度の異なる2か所であることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項14】

請求項1に記載の超音波撮像装置であって、

さらに、前記硬さ算出部が算出した結果を表示装置に表示させる表示画像作成部を備えることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項15】

振動を加えた臓器に超音波信号を送信することによって前記臓器から受信した超音波受信信号を用いて、前記臓器の硬さを算出する方法であって、

前記超音波受信信号を用いて前記臓器の少なくとも2か所の速度を算出し、

前記2か所の速度を解析し、複数の振動モードと各振動モードの周波数を特定し、

特定された振動モードの周波数と、前記臓器のサイズの情報と、前記複数の振動モード毎に予め算出された振動定数と、を用いて前記臓器の硬さを算出することを特徴とする方法。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波撮像装置に係り、特に臓器の硬さを算出する機能を備える超音波撮像装置と、硬さの算出方法に関する。

30

【背景技術】

【0002】

心臓疾患の早期診断や経過観察を行う上で、左心房や左心室の圧力情報は重要な指標である。心内圧計測を非侵襲的に行う手法として、非特許文献1では、左心室の固有振動数から心筋の硬さを推定し、さらに心内圧を推定する方法が提案されている(特許文献1、非特許文献1)。左心室の固有振動数を算出する際に、非特許文献1に記載された技術では、左心室を球殻と近似しているが、特許文献1に記載された技術では、心臓の形状情報を得て、形状ファクターを加えることで固有振動数の算出精度を改善している。

40

【0003】

ところで心内圧の変化(心不全)は、心機能低下に起因するものと、心臓機能は正常だが、体全体のうっ血により心臓に負荷がかかったために生じるものとに大別することができる。原因の違いにより、治療法は異なる。つまり、原因によって、心臓の機能を増強する強心剤を投与するか、うっ血をなくす利尿剤を投与するか、全く異なる治療法を選択する必要があるが、心内圧の変化に基礎を置く手法では心不全の原因を判別することは困難である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

50

【特許文献1】国際公開WO2011/102221号

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】Honda, H et al. Am J Physiol Heart Circ Physiol 266:H881-H890(1994)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

この問題に対し、例えば心臓と関わりの深い腎臓のうっ血度合いを知ることで、上述した心内圧の変化の原因を特定しやすくなると考えられる。ここで腎臓のうっ血状態の診断に、心内圧を推定する従来法を適用することについては、いくつかの問題がある。まず従来の手法は、左心室を球殻あるいは楕円体核と近似するものであるが、腎臓についてこの形状の近似は適用できない。また従来法では、固有振動数を心臓の所定の振動モードにおいて推定しているが、振動モードには種々のモードが存在し、且つ、臓器により硬さの計測に適した振動モードも異なる。

10

【0007】

そこで本発明は、臓器の振動モードを考慮して、臓器の硬さ計測を行うことが可能な超音波撮像装置及び方法を提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題を解決するため、本発明の超音波撮像装置は、超音波エコー信号をもとに振動計測を行い、その際、振動モードを特定する。振動モードを特定した上で、当該振動モードにおける固有振動数を算出し、硬さの推定を行う。

20

【0009】

すなわち本発明の超音波撮像装置は、超音波探触子を有し、所望の臓器を含む領域からエコー信号を計測する超音波計測部と、前記エコー信号を用いて演算を行う信号処理部と、を備え、前記信号処理部は、前記エコー信号を用いて、前記臓器の少なくとも2か所の速度を算出する速度算出部と、前記2か所の速度を解析し、前記臓器の複数の振動モードと、各振動モードにおける振動周波数を特定する振動モード特定部と、前記振動モード特定部が特定した振動モード及び振動周波数、前記臓器について予め求められた定数、前記臓器のサイズに関する情報を用いて、前記臓器の硬さを算出する硬さ算出部と、を備える。

30

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、臓器に対応して、その硬さの推定に適切な振動モードを特定し、硬さ推定を行うので、硬さ或いはそれから導出される臓器内圧の計測精度を高めることができる。本発明は、腎臓のみならず、任意の臓器に対応することができるが、例えば、本発明を腎臓の硬さ計測に適用することにより、診断が困難な心不全の原因の特定に資する診断情報を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

40

【0011】

【図1】本発明が適用される超音波撮像装置の全体構成を示す図。

【図2】硬さ計測の処理の実施形態を示す図。

【図3】臓器に生じる振動のスペクトルを示す図。

【図4】硬さ算出に用いる定数(振動定数)をシミュレーションで求めた結果を示す図。

【図5】(a)、(b)は、それぞれ、腎臓の振動モードを示す図。

【図6】第一実施形態の信号処理部の処理の流れを示す図。

【図7】サイズ計測の一例を示す図。

【図8】速度を計測する場所を説明する図。

【図9】加振と超音波送信のタイミング例を示す図。

50

- 【図 1 0】Mモード撮像時の加振を説明する図。
 【図 1 1】第一実施形態における振動モード特定処理の流れを示す図。
 【図 1 2】2か所から計測されるRF信号を模式的に示す図。
 【図 1 3】第一実施形態の振動モード特定処理を説明する図で、(a)はスペクトルの和、及び、速度和のスペクトルを示す図、(b)は差分スペクトルを示す図である。
 【図 1 4】(a)～(c)は、それぞれ、表示部の表示例を示す図。
 【図 1 5】(a)～(d)は、それぞれ、エコー信号計測方法の変形例を示す図。
 【図 1 6】第二実施形態における振動モード特定処理の流れを示す図。
 【図 1 7】第二実施形態の振動モード特定処理を説明する図で、(a)は2点の速度の変化を示す図、(b)は2点のスペクトルの位相差を示す図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、本発明の超音波撮像装置の実施形態を説明する。

まず本発明が適用される超音波撮像装置の実施形態について、図1を参照して説明する。図1に示す超音波撮像装置(超音波送受信装置)は、超音波探触子2と、超音波探触子(以下、単に探触子という)2の駆動を制御しながら、超音波画像の生成を行う装置本体1と、被検体3に対し所定の振動を与える加振手段5と、を備える。加振手段5は、探触子2がそれを兼ねる場合と、探触子2とは別の外部加振装置であってもよく、以下、まとめて加振部5という。

【0013】

探触子2は、被検体3との接触面の近傍に接触面に沿って一次元或いは二次元に配列した多数の振動子を備え、装置本体1から送られる信号によって各振動子から発せられる超音波を被検体3に照射するとともに、被検体3内部の臓器30等から反射する反射エコーを受信し、RF信号として装置本体1に送る。

装置本体1には、探触子2に送信パルス用電気信号を送出する送信部12と、検査対象からの反射波である超音波(音響信号)を受信部13と、受信部13が受信した信号を処理し画像を作成したり各種演算を行う信号処理部15と、各部の動作を制御する制御部11と、記憶部(メモリ)16が備えられている。また装置本体1には、超音波撮像装置を操作する検者が、制御部11に対し超音波撮像装置の動作条件を設定する、キーボードやポインティングデバイスなどを有する入力部17と、信号処理部15の処理結果等を表示するための表示部14が備えられている。入力部17と表示部14は、近接して配置され、検者が装置本体1と会話的に操作を行うユーザーインタフェースとして機能するものであってもよい。

20

30

【0014】

本明細書では、探触子2、送信部12および受信部13、並びにこれらを動作させるための制御部の機能を総括して超音波計測部10という。

【0015】

超音波計測部10の動作は通常の超音波送受信装置と同様であり、簡単に説明すると次のとおりである。まず送信部12のビームフォーマーから送信パルス用電気信号が、デジタルアナログ(D/A)変換器を経て探触子2に送られ、探触子2から検査対象に向かって超音波(音響信号)が発信される。検査対象の内部を伝搬する過程で反射した音響信号が、探触子2に受信され、電気信号に変換され、不図示のA/D変換器を経て、受信データとして受信部13の受信ビームフォーマーに送られる。受信ビームフォーマーは、複数の素子で受信した信号に対して、送信が送信時に掛けた時間遅延を考慮した加算処理を行う。加算処理後の受信信号は、その後、不図示の補正部で減衰補正等の処理がなされた後、RFデータとして信号処理部15に送られる。信号処理部15は、計測部10が計測したRFデータを用いて、画像の作成や対象臓器の硬さの計算を行う。

40

【0016】

本実施形態の硬さ計測は、予め計算しておいた臓器の振動モードの特徴から、その振動モードが顕著に抽出できる計測場所を特定する。信号処理部15は、このように特定され

50

た場所から計測した計測データから振動モードを特定し、特定した振動モードで臓器の硬さを算出する。硬さ計測において信号処理部15が行う基本的な処理は、図2に示すように、サイズ計測S201、振動モード特定S202、及び、硬さ算出S203を含む。これら処理を行うため、本実施形態の信号処理部15は、断層画像形成部151、サイズ計測部152、組織速度算出部（以下、単に速度算出部という）153、振動モード特定部154、及び、硬さ算出部155を備える。また処理結果を表示部131に表示させるための画像を作成する表示画像形成部157を備えることができる。

【0017】

断層画像形成部151は、超音波の照射断面の形態画像を作成する。サイズ計測部152は、断層画像形成部151が作成した形態画像を用いて、対象となる臓器のサイズ、例えば長軸の径や短軸の径など、を計測する（S201）。速度算出部153は、形態画像における臓器の所定位置の時間的な変化から、当該位置の速度を算出する。振動モード特定部154は、速度算出部153が算出した、少なくとも2か所の速度の違いを用いて、硬さの計算に用いる振動モードを特定する（S202）。硬さ算出部155は、速度算出部153が算出した速度と、振動モード特定部154が特定した振動モードにおける固有振動係数と、予め求めておいた定数（形状に関わる定数）400とを用いて、対象臓器の硬さを算出する（S203）。表示画像作成部157は、断層画像作成部151が作成した断層画像や、硬さ算出部155が算出した硬さなどを、所定の表示形態で表示するための画像を作成する。また表示画像作成部157は、検者が入力部17を介して制御や信号処理に必要な指令や条件を入力するためのUIなどを作成する。

10

20

【0018】

なお上記処理では、サイズ計測部152は、断層画像形成部151が作成した形態画像を用いてサイズに関する情報を得たが、超音波撮像装置とは別の撮像装置、例えば、X線撮像装置で取得した画像を取り込み、それをもとにサイズを計測することも可能である。その場合、断層画像形成は必須ではない。

【0019】

上述した信号処理部15を構成する各機能部の機能は、プロセッサ（CPU（Central Processing Unit）やGPU（Graphics Processing Unit））がメモリに格納されたプログラムを実行することで実現することができる。また機能の一部または全部の機能を、ASIC（Application Specific Integrated Circuit）やFPGA（Field-programmable Gate Array）などのハードウェアで実現してもよい。

30

【0020】

制御部11は、主としてCPUから成り、送信部12および受信部13や信号処理部15の動作を制御する。なお信号処理部15の機能の一部又は全部がCPUにより実現される場合には、そのCPUが制御部11を構成するCPUを兼ねていてもよい。

【0021】

記憶部16は、信号処理部15における演算に必要なパラメータ等の数値や演算途中或いは演算結果であるデータを記憶するもので、内部メモリのほか、外部記憶装置を含んでもよい。本実施形態では、記憶部16は、硬さ算出部156の算出に用いる定数（図2：400）が格納されている。

40

【0022】

以上の構成を踏まえ、以下、本実施形態の超音波撮像装置による硬さ計測の実施形態を説明する。

【0023】

< 第一実施形態 >

本実施形態は、振動モードによって異なる動きをする少なくとも2か所の計測データから振動モードとその振動周波数を特定し、対象臓器のサイズと、振動モード毎に予め定められておいた形状に関する定数（振動定数）とを用いて、対象臓器の硬さを算出する。

50

【 0 0 2 4 】

最初に、予め計算によって求められる振動定数と振動モードとの関係について説明する。ここで振動定数とは、振動モードによって異なる値を持つ、臓器の形状で決まる定数である。一般に、臓器に所定の振動を与えたときに、臓器に生じる振動を周波数解析すると、図3に示すように、振動モードによって異なる周波数のピークを持つスペクトルとなる。図3では、模式的に2つのピークがあるスペクトルを示しているが、ピークの高さやピーク数は振動する臓器によって異なる。これらピークは、固有振動数の異なる複数の振動モードに対応する。

【 0 0 2 5 】

本発明者らは、心臓のような球殻或いは楕円体殻と近似できる臓器について、臓器の硬さ E は、振動モード n の周波数 f_n を用いて、式(1)で表すことができることを示した(特許文献1)。

【 0 0 2 6 】

【 数 1 】

$$E = \rho C_n r^2 f_n^2 \quad (1)$$

ここで、 ρ は臓器の密度、 r は臓器の径である。 C_n は臓器の形状で決まる定数(振動定数)であり振動モードによって異なる値を持つ。

【 0 0 2 7 】

この式(1)を、腎臓のように、長軸方向と短軸方向の長さが異なる臓器に拡張し、「 r 」に代わるサイズファクターとして、長軸方向の長さ或いは長軸方向の長さや短軸方向の長さの組み合わせで決まるサイズファクター L を用いて、シミュレーションしたところ、球殻或いは楕円体殻で近似できない臓器についても、式(2)が当てはまることが確認された。なお式(1)と式(2)において、振動定数は共通する符号 C_n で示しているが、式(1)と式(2)で値は異なる。

【 0 0 2 8 】

【 数 2 】

$$E = \rho C_n L^2 f_n^2 \quad (2)$$

【 0 0 2 9 】

即ち、硬さ E は振動周波数の二乗に比例し、 C_n は臓器が決まれば定まる定数であり、 L は臓器の形態から計測可能な定数であるから、振動モード n が決まれば、その振動モード n の振動定数 C_n とその周波数 f_n から、臓器の硬さ E を算出することができる。

【 0 0 3 0 】

振動定数 C_n は、式(2)を書き直した式(3)において、 E として仮想的な値を代入することにより、シミュレーションによって算出することができる。

【 数 3 】

$$C_n = \frac{E}{\rho L^2 f_n^2} \quad (3)$$

すなわち E 、 ρ 、 L が定まっている人の腎臓について、各振動モードで振動させた場合のシミュレーションを行い、固有振動数を計算し、各振動モードの振動周波数 f_n を算出する。これを式(3)に代入し、 C_n を算出する。

【 0 0 3 1 】

右腎臓と左腎臓について、実際にシミュレーションを行った結果を図4に示す。図4に示す表中の値は、算出した C_n の値である。このシミュレーション振動モードは、腎臓で特徴的な2つのモード、図5(a)に示すような屈曲モードと図5(b)に示すような伸縮モード、とした。サイズファクター L は、長軸の長さを a 、短軸の長さを b 、としたとき、 $L = a^2$ 或いは $L = a \times b$ とした。図4に示すように、算出された C_n の値は、どち

10

20

30

40

50

らのサイズファクターを用いた場合にも、またどちらの振動モードでも、左右の腎臓でよく一致し、この式(2)の妥当性が確認できた。

【0032】

このようなシミュレーションで得た値 C_n を、振動モード及びサイズファクターとともに記憶部16に格納しておく。なおシミュレーションは、本実施形態の超音波撮像装置とは別の計算機を用いて行うことができ、その結果を超音波撮像装置の記憶部16に格納すればよいが、超音波撮像装置の信号処理部15内に、上記計算を行うシミュレーション部を備えることも可能である。

【0033】

次に、信号処理部15による硬さ計測の処理手順を、臓器が腎臓である場合を例に説明する。図6に処理の概要を示す。

【0034】

まず計測部10が腎臓全体を撮像対象として計測した信号を用いて断層画像形成部151が腎臓の形態画像を作成する(S601)。次いでサイズ計測部152が、断層画像形成部151が作成した形態画像を用いてサイズ計測を行い(S602)、サイズファクター L を取得する。また振動モードを決定するために、対象とする臓器における2点の速度を計測するための撮像を行い(S603)、速度算出部153が2点それぞれの速度を算出する。次いで振動モード特定部154が、2点の速度変化を用いて、振動モード n と振動周波数 f_n を決定する(S604)。硬さ算出部155は、振動モード特定部154が算出した振動モード n の振動周波数 f_n と、記憶部16から読み出した、その振動モード n の振動定数 C_n と、サイズファクター L とを用いて、式(2)により硬さ E を算出する(S605)。表示画像形成部157が、結果を示す所定の表示形態の画像を作成し、表示部14に表示させる(S606)。なお図6では、サイズ計測に関わる処理S601、S602と、振動モード特定に関わる処理S603、S604とを、シーケンシャルに配置しているが、これらの処理の順序は逆であってもよいし、一部は並列して実行することも可能である。

【0035】

以下、信号処理部15の各部の処理について、具体的に説明する。

サイズ計測を行うために、まず、超音波計測部10は制御部11の制御のもと送信部12および受信部13を動作させて、超音波信号を受信する。断層画像形成部151は、受信した超音波信号からBモード画像(断層画像)を作成する(S601)。撮像手法及びBモード画像の作成は公知の超音波撮像装置と同様である。

【0036】

サイズ計測部152は、この画像データをもとに、検査対象のサイズ、ここでは腎臓の長軸及び短軸の長さを計測する(S602)。計測する手法は、検者が介在する手動或いは検者の介在なしに行う自動のいずれでもよい。前者の場合、表示画像形成部157が断層画像を表示部14に表示させて、画面上で検者による長さ計測の起点と終点の指示を受け付ける。サイズ計測部152は、受け付けた長軸方向の2点及び短軸方向の2点の座標から、2点間の距離を算出し、図7に示すように、長軸方向の長さ a 、短軸方向の長さ b 、をそれぞれ決定する。後者の場合には、画像の輝度値の差を利用して臓器の輪郭を抽出し、抽出した輪郭の長軸方向と短軸方向の長さを決定する。例えば、輪郭の最も大きい径を長軸方向の長さ、長軸の中心を通り長軸と直交する軸を短軸とし、その長さを短軸方向の長さとして決定してもよい。或いは輪郭に外接する長方形を確定し、その長辺の長さを長軸方向の長さとしてもよい。短軸については上記と同様とする。なお断層画像の断面は一つではなく、被検体3に対し超音波探触子2を当てる位置や角度を変えて、複数の断面について、それぞれ長軸方向及び短軸方向の長さを算出してもよい。こうして算出した長軸方向及び短軸方向の長さは、記憶部16に記憶され、硬さ算出(S605)に用いられる。

【0037】

撮像ステップS603では、まず計測部10が振動モード特定処理(S604)に必要な情報を得るための撮像を行う(S603)。計測部10は、腎臓の所定の2点を通る1

10

20

30

40

50

ラインの画像を高速で取得し、断層画像形成部 1 5 1 において M モードの画像を作成する。所定の 2 点を通るライン（超音波ビームの走査線）は、腎臓の代表的な 2 つの振動モード、屈曲モードと伸縮モード、の差が出る場所、具体的には、図 8 に示すように、腎臓の深部突起部 A 付近を通るライン 8 0 0 とすることが好ましい。このような 2 点 A、B の決定は、例えば、ステップ S 6 0 1 で取得した断層画像 8 5 0 を表示部 1 4 に表示させて、検者が指定してもよいし、上述した自動サイズ計測と同様に、画像認識技術を利用して自動的に設定するとも可能である。

【 0 0 3 8 】

この高速 M モード撮像の際に、加振部 5 を動作させて、腎臓に振動を与える。加振部 5 の動作は、制御部 1 1 が制御してもよいし、超音波撮像装置とは別の制御としてもよい。加振部 5 で与える振動の周波数は、観測しようとする振動の周波数帯を均一に網羅する白色雑音的な加振であることが好ましく、1 ~ 3 0 0 H z 程度とする。なお M モード撮像のための超音波の周波数は、一般的な超音波撮像に用いる 1 ~ 3 0 M H z 程度である。加振部 5 による振動は、持続時間が 3 0 0 μ m 程度のプッシュパルスでもよい。加振部 5 による振動と超音波パルスとの関係の一例を図 9 に示す。この例では、一定の周期でプッシュパルスと、高速 M モード撮像による超音波パルス照射とを繰り返し、超音波パルス照射期間内で時刻の異なる複数の R F 信号を取得する。振動を与える方向は、特に限定されない。超音波探触子 2 により加振する場合には、図 1 0 に示すように探触子 2 の向きを調整し、所望の方向に加振する。外部加振機を用いる場合には、自由度が増すので、臓器の位置や向きに合わせて適宜、加振方向を選択することができる。

10

20

【 0 0 3 9 】

次いで、このよう高速 M モード撮像で得た信号を用いて、振動モード特定部 1 5 4 が振動モード特定する（S 6 0 4）。この処理の詳細を図 1 1 に示す。図示するように、まず速度算出部 1 5 3 が、異なる時刻に計測した M モードの R F 信号から波形の位相差を検出し、速度を算出する（S 1 1 0 1）。位相差の検出は、超音波ドプラでよく用いられている自己相関法やその改良法を用いることができ、速度算出部 1 5 3 にはそれを実現するアルゴリズムが備えられている。位相差は、観察対象である点が、ある時間（計測した R F 信号の時刻の差）に移動した距離に相当するので、この差を時間で割ることにより速度を求めることができる。図 8 に示す 2 点 A、B について、それぞれ、速度を算出し、速度の時間的な変化を求める。

30

【 0 0 4 0 】

こうして算出した 2 つの点（A、B）の速度の変化を、図 1 2 に模式的に示す。図 1 2 中、点 A（腎臓の深部突起部）の速度を実線、点 B の速度を点線で示す。図 1 2 からわかるように、2 つの点はほぼ同様の速度で動くときと、全く異なる速度で動くときがある。これは、図 5（a）に示すような屈曲モードでは、2 つの点は走査線（2 点を通るライン）の方向についてほぼ同様に動くのに対し、図 5（b）に示すような伸縮モードでは、例えば腎臓が走査線方向に伸縮するとき、点 A と点 B の動きは逆になることを表している。

【 0 0 4 1 】

次いで振動モード特定部 1 5 4 は、速度算出部 1 5 3 が算出した、2 点の速度変化の違いを利用して、いずれか一方の振動モードを増強或いは減弱する処理を行い、振動モードを特定する。具体的には、各点の速度変化のデータに対し、フーリエ変換等の演算により周波数解析を行い、各点の速度のスペクトルを得て、それらのスペクトルの和を求める（S 1 1 0 2）。前述したようにスペクトルに現れるピークは振動モードに対応し、各点のスペクトルには、それぞれ複数の振動モードのピークを含む。ただし点の位置によってピークの強度は異なる。即ち位置によって屈曲モードがより強く表れるスペクトルと、伸縮モードがより強く表れるスペクトルがある。スペクトルの和をとることで、各振動モードの振動強度を強める。

40

【 0 0 4 2 】

振動モード特定部 1 5 4 は、2 点の速度の和（速度和）を取り、そのスペクトルを算出する（S 1 1 0 3）。2 点の速度は、図 1 2 に示したように、屈曲モードでは 2 点の動き

50

はほぼ同期し、伸縮モードでは2点の動きの位相が逆になる。従って速度和では、屈曲モードの速度の値は凡そ2倍になり強調され、伸縮モードでは減弱される。従って速度和のスペクトルは、屈曲モードのピークが顕著となる。図13(a)に、S1102で得た「スペクトルの和」910とS1103で得た「速度和のスペクトル」920を模式的に示す。図中、実線は「スペクトルの和」、一点鎖線は「速度和のスペクトル」を示している。なおS1102とS1103は、処理順序の前後を問わない。

【0043】

最後に、振動モード特定部154は、これら「スペクトルの和」と「速度和のスペクトル」との差分を取る(S1104)。これにより得られる差分スペクトル930では、図13(b)に示すように、一つの振動モード(ここでは伸縮モード)のピークのみが残る。この差分スペクトルから振動モードとその固有振動周波数を求めることができる(S1105)。即ち式(2)における、振動モード n 、固有振動周波数 f_n が特定される。

10

【0044】

また図13に示すように、二つの振動モードのピークがある場合には、一方(ここでは伸縮モード)が特定されれば、他方(屈曲モード)も特定することが可能であり、その固有振動周波数を特定することができる。また以上の説明では、最初に特定される振動モードが伸縮モードであったが、臓器における2点の選び方を、2点の動き方が上記説明とは逆になるような2点とすることも可能である。

【0045】

上述のように振動モードが特定されたならば、硬さ算出部155は、記憶部16に記憶された振動モード n の振動定数 C_n 、サイズ計測部152が計測した、腎臓30の長軸方向及び短軸方向の長さ a 、 b により決まるサイズファクター L 、及び、振動モード特定部154が特定した固有振動周波数 f_n を用いて、式(2)により、測定対象である腎臓30の硬さ E を算出する(S605)。この場合、複数の振動モードの f_n 及び C_n を用いて、それぞれ、硬さ E を算出することで、その精度を向上したり、計測の正確度を確認したりすることも可能である。

20

【0046】

表示画像形成部157は、振動モード特定部154や硬さ算出部155が算出した結果を、種々の表示形態で、表示部14に表示することができる(S606)。いくつかの表示例を図14に示す。図14(a)は、算出した腎臓の硬さ E を数値として表示するものであり、図示する例では、腎臓の断層像に重ねて、数値表示している。また腎臓の断層像に走査線の位置や計測した2点、さらには振動モードを模式的に示す矢印などを併せて表示してもよい。図14(b)は、スペクトル(例えば「スペクトルの和」)を表示するものであり、スペクトルの各ピークに該当する振動モードを文字で示している。

30

【0047】

図14(c)は、周波数毎の位相を表示するものである。この表示例は、腎臓の複数の領域についてスペクトルが得られていることが前提となる。例えば、図中左側に示す屈曲モードでは、腎臓を3つの領域に分けたときに、両側の領域は同じ位相で変化し、中央の領域とは位相が逆になる。また図中右側に示す伸縮モードでは、走査線とほぼ直交する中央線で分けた臓器の上側と下側では、位相が逆になる。このような位相(- ~ +)の時間的な変化は色分けや等高線などの表示方法で示すことができ、これにより腎臓の動きを詳細に把握することができる。

40

【0048】

なお表示例は図示するものに限定されず、これらを組み合わせたり、それ以外の情報を併せて表示させたりすることも可能である。例えば、心臓について公知の手法(例えば、特許文献1記載の手法)で硬さを計測し、その結果を腎臓の硬さとともに並列に表示してもよい。このような表示画像は、心臓疾患を診断するときの支援画像となる。

【0049】

以上、説明したように、本実施形態の超音波撮像装置は、振動による変位の振動モードによる差が生じる場所の速度を解析することによって、振動モードと周波数を特定する。

50

また振動モード毎に臓器の形状に関する定数（振動定数）予め求めておき、特定された振動モードにおける振動定数と、振動周波数と、臓器のサイズファクターとを用いて臓器の硬さを算出する。

【0050】

本実施形態によれば、振動モードを特定して硬さを算出することができ、硬さ計算の精度を向上することができる。これにより、対象臓器が腎臓の場合には、硬さを指標とする腎臓のうっ血状態を推定することができ、心臓疾患のより正確な診断を可能にする。

【0051】

なお本実施形態は、参照した図面に示す実施形態に限定されることなく、種々の変更が可能である。例えば、図8では、腎臓の2点と、その2点を通る1ラインの走査線を設定する場合を示したが、例えば、振動について同じような挙動を示す対称位置にある2点を通るラインについても、同様の計測を行ってもよい。2ライン以上の計測を行う場合、1ラインの計測を繰り返してもよいし（図15（a））、2つの走査線の同時照射が可能なデュアルドップラー機能を備える装置の場合には、2ライン同時に計測してもよい（図15（b））。また3ライン以上の計測を行う場合には、駆動するトランスデューサを間引いて撮像を行うスパス撮像を採用してもよい（図15（c））。また計測は、非フォーカス撮像でもよい（図15（d））。

10

【0052】

また上記説明では、形状ファクター L として、長軸方向の長さの二乗（ a^2 ）、長軸方向の長さ×短軸方向の長さ（ $a \times b$ ）を例示したが、形状ファクターは式（2）を満たす定数であれば特に限定されず、例えば、臓器の面積でもよい。

20

【0053】

計測対象臓器が腎臓である場合を例に本実施形態を説明したが、本実施形態は、腎臓のみならず、球殻や楕円体殻では近似できない種々の臓器について適用可能である。

【0054】

< 第二実施形態 >

第一実施形態では、速度のスペクトル（スペクトル和及び速度和のスペクトル）を用いて振動モードの特定を行ったが、本実施形態では、スペクトル位相差を算出し、位相差から振動モードを特定する。即ち本実施形態の振動モード特定部は、前記2か所の速度のスペクトルの位相差を用いて、振動モード及びその振動モードにおける周波数を特定する。

30

【0055】

本実施形態においても、信号処理部15の構成及び処理の概要は第一実施形態と同じであるので、適宜、第一実施形態で用いた図6を援用して、本実施形態の処理を説明する。まず計測部10により計測した受信信号を用いて断層画像作成部151が対象臓器の形態画像を作成し（S601）、サイズ計測部153が対象臓器のサイズを計測する（S602）。この撮像（S601）とは別に計測部10が、振動モードの違いが出やすい場所、少なくとも2点を選択してMモードの高速計測を行い（S603）、速度算出部152が2点の速度を算出する（S604）。

【0056】

振動モード特定部154は、速度算出部152が算出した2点の速度を用いて振動モードを特定する。振動モード特定部154の処理の流れを図16に示す。振動モード特定部154は、まず2点の速度のスペクトルを算出し（S1601）、2つのスペクトルの位相差を求める（S1602）。第一実施形態で説明したように、例えば図8に示すような、腎臓の代表的な2つの振動モード、屈曲モードと伸縮モード、の差が出る2点A、Bの速度の場合、両者の位相が概ね一致するときとほぼ逆になるときがある（図17（a））。そして概ね一致しているときは、屈曲モードの振動が支配的であり、逆になるときは伸縮モードの振動が支配的である。この位相のずれは、スペクトルでも同様に現れる。従ってスペクトルの位相差を取ると、図17（b）に示すように、スペクトルの位相差が大きい伸縮モードのピークが得られる。振動モード特定部154は、このピークを伸縮モード（第一の振動モード）と特定し、このピークの周波数を伸縮モードの振動周波数と特定す

40

50

る (S 1 6 0 3)。

【 0 0 5 7 】

次いで 2 点の速度から求めたスペクトルに存在する 2 つのピーク (最大のピークとその次に強度の大きいピーク) のうち、 S 1 6 0 3 で特定されたピーク及び振動周波数ではないほうのピークを圧縮モード (第二の振動モード) と特定し、その振動周波数を特定する (S 1 6 0 4)。

【 0 0 5 8 】

2 つの振動モードと振動周波数を特定した後、硬さ算出部 1 5 5 が、振動周波数 f_n 、サイズファクター L 、及び、振動定数 C_n を用いて、臓器の硬さを算出すること (S 6 0 5) は第一実施形態と同様である。なお図 1 6 では、2 つの振動モードを特定したが、一つの振動モードでも硬さは算出可能である。

10

【 0 0 5 9 】

本実施形態によれば、速度計測を行う部位を適切に設定することで、第一実施形態よりも簡便に振動モードの特定を行うことができる。なお第一実施形態で説明した変形例は、本実施形態にも同様に適用することができる。

【 0 0 6 0 】

以上、本発明の実施形態を説明したが、本発明は臓器の硬さ計測において振動モードを特定する手段を備えることが特徴であり、これら実施形態やその説明に用いた図面に限定されることなく種々の変更が可能である。例えば、実施形態で説明したいくつかの構成や機能部を省略したり、実施形態では触れていないが超音波撮像装置において公知の構成を追加したものも本発明に包含される。

20

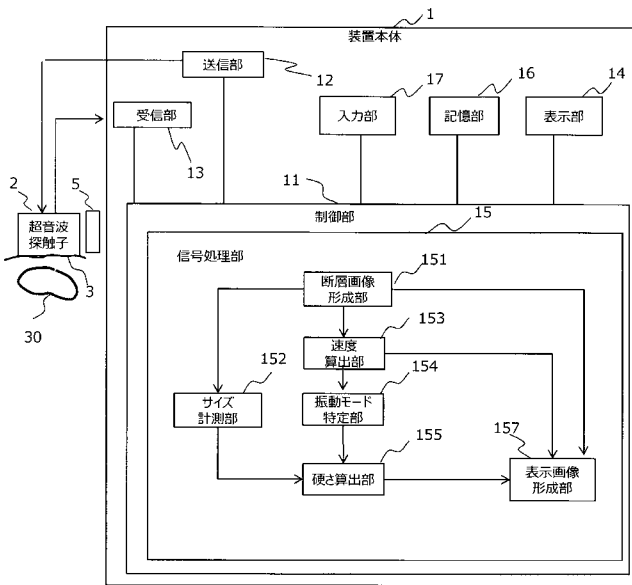
【 符号の説明 】

【 0 0 6 1 】

1 : 装置本体、 2 : 超音波探触子、 3 : 被検体、 1 0 : 超音波計測部、 1 1 : 制御部、 1 2 : 送信部、 1 3 : 受信部、 1 4 : 表示部、 1 5 : 信号処理部、 1 6 : 記憶部 (メモリ)、 1 7 : 入力部、 1 5 1 : 断層画像形成部、 1 5 2 : サイズ計測部、 1 5 3 : 速度算出部、 1 5 4 : 振動モード特定部、 1 5 5 : 硬さ算出部、 1 5 7 : 表示画像形成部。

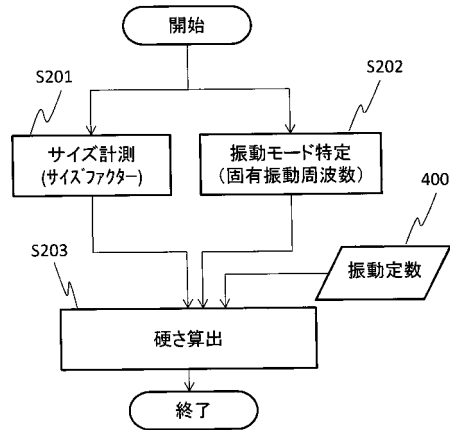
【図1】

図1



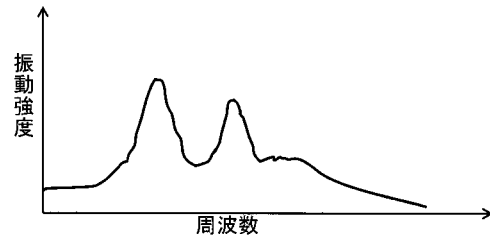
【図2】

図2



【図3】

図3



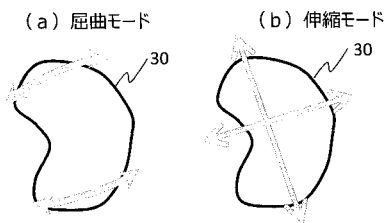
【図4】

図4

		右	左	平均	差[%]
屈曲モード	$L^2 = a^2$	5.3	4.9	5.1	7.5
	$L^2 = ab$	7.4	7.4	7.4	-0.2
伸縮モード	$L^2 = a^2$	3.2	2.8	3.0	13.9
	$L^2 = ab$	4.5	4.2	4.3	6.2

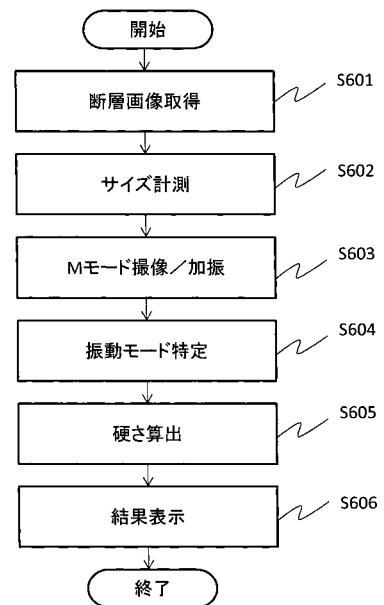
【図5】

図5



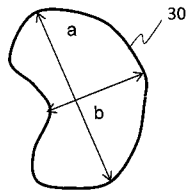
【図6】

図6



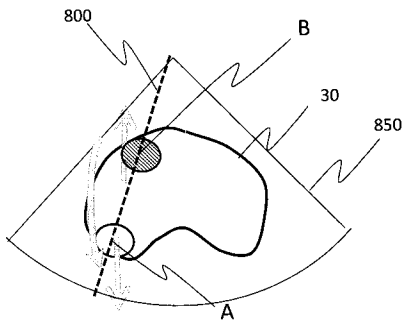
【 図 7 】

図7



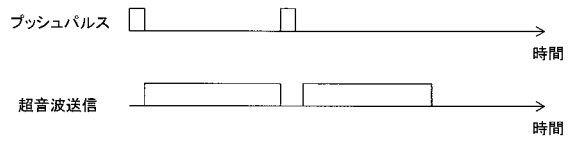
【 図 8 】

図8



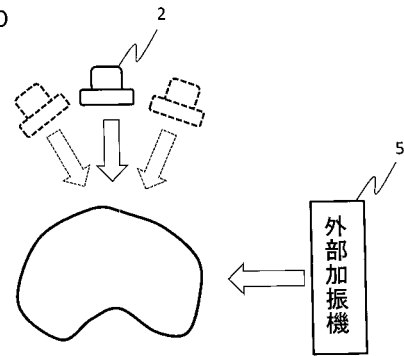
【 図 9 】

図9



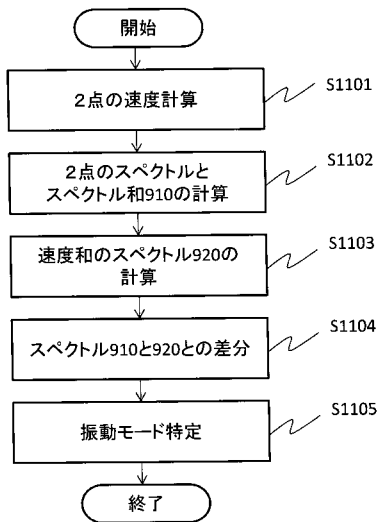
【 図 10 】

図10



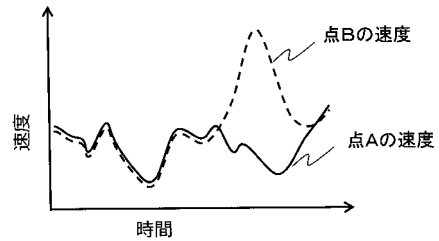
【 図 11 】

図11



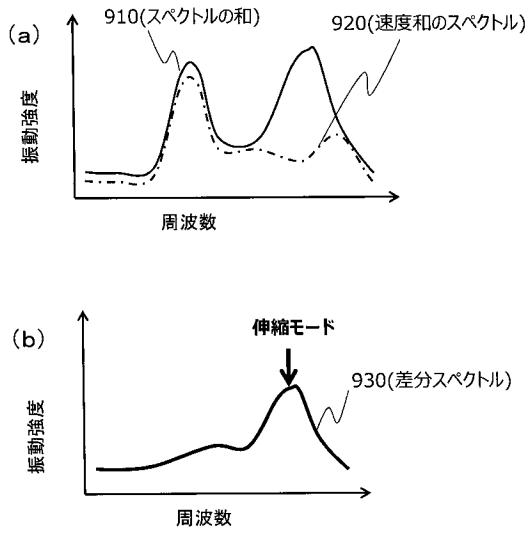
【 図 12 】

図12



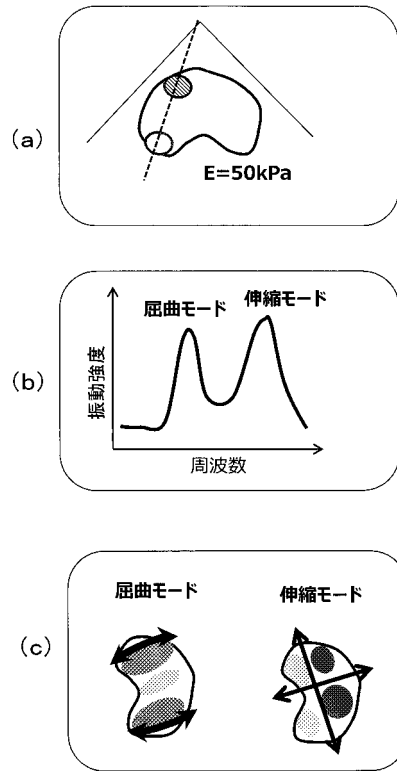
【 図 1 3 】

図13



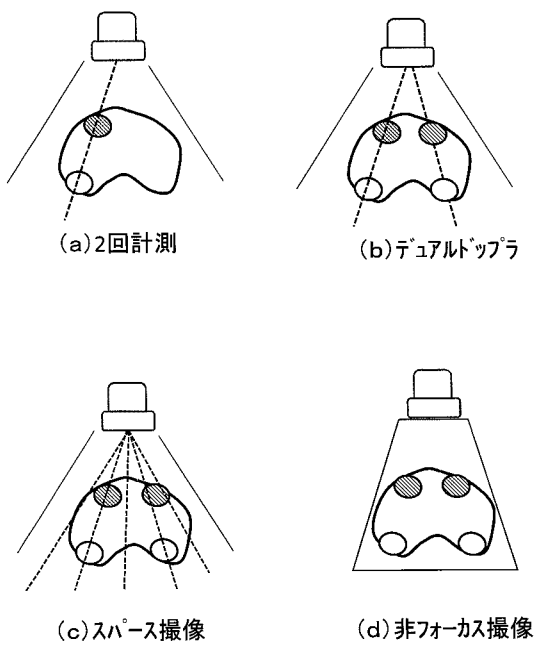
【 図 1 4 】

図14



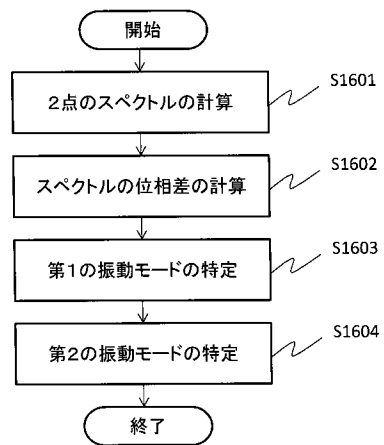
【 図 1 5 】

図15



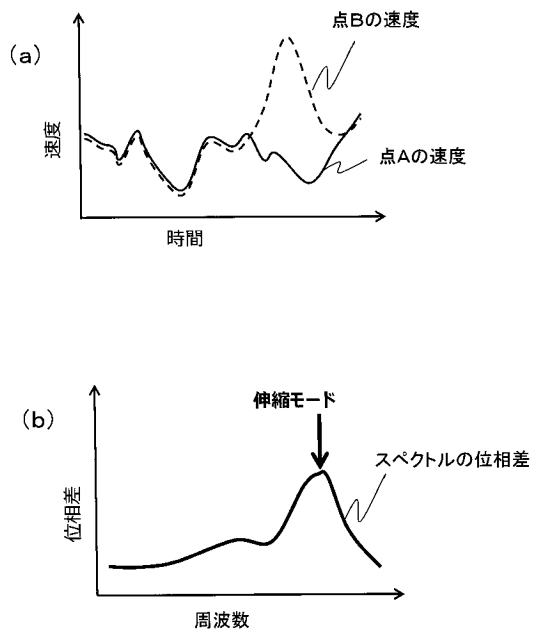
【 図 1 6 】

図16



【 図 1 7 】

図17



专利名称(译)	超声成像装置和硬度计算方法		
公开(公告)号	JP2018061635A	公开(公告)日	2018-04-19
申请号	JP2016200767	申请日	2016-10-12
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	田中智彦 丸岡貴司		
发明人	田中 智彦 丸岡 貴司		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/04 A61B8/085 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/486 A61B8/488 A61B8/5223 G16H50/30		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09		
其他公开文献	JP6668214B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够考虑器官的振动模式来测量器官硬度的超声成像设备和方法。当超声波信号传输到施加振动的器官并且从器官接收的超声波接收信号用于测量器官的硬度时，至少两个器官计算区域的速度，分析两个地方的速度，并指定多个振动模式和振动模式的频率。另一方面，对于多个振动模式中的每一个，预先计算用于硬度计算的常数。使用指定振动模式的频率，器官大小的信息和针对多个振动模式中的每一个预先计算的常数来计算器官的硬度。 .The

图2

