

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5386631号
(P5386631)

(45) 発行日 平成26年1月15日(2014.1.15)

(24) 登録日 平成25年10月11日(2013.10.11)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/04 (2006.01) A 6 1 B 8/04

請求項の数 14 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2012-500547 (P2012-500547)	(73) 特許権者	000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(86) (22) 出願日	平成23年2月2日(2011.2.2)	(74) 代理人	110000350 ポレール特許業務法人
(86) 国際出願番号	PCT/JP2011/052116	(72) 発明者	田中 智彦 日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28 0番地 株式会社日立製作所 中央研究所 内
(87) 国際公開番号	W02011/102221	(72) 発明者	東 隆 日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28 0番地 株式会社日立製作所 中央研究所 内
(87) 国際公開日	平成23年8月25日(2011.8.25)		
審査請求日	平成24年6月4日(2012.6.4)		
(31) 優先権主張番号	特願2010-32429 (P2010-32429)		
(32) 優先日	平成22年2月17日(2010.2.17)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置および情報処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波を利用して対象物を撮像する超音波撮像装置であって、
前記対象物である心臓に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子によって受信された反射エコー信号を処理する信号処理部と、前記信号処理部の信号処理結果を表示する表示部とを備え、
前記信号処理部は、前記反射エコー信号から前記心臓の形状情報を抽出する形状抽出部と、前記反射エコー信号から前記心臓の固有振動を検出する固有振動検出部と、前記形状情報と前記固有振動から前記心臓の心筋硬さあるいは心内圧を計算する演算部とを備え、
前記固有振動検出部は、前記形状抽出部で前記形状情報として得られた前記心臓内の心腔形状の所定の1つ以上の固有振動モードを検出し、前記固有振動モードの周波数である固有振動数を算出し、
前記演算部は、前記固有振動検出部で算出した複数の前記固有振動モードを用いて、前記心筋硬さ又は前記心内圧を計算する、
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、
前記固有振動検出部は、前記心腔形状の前記固有振動モードの検出箇所を決定する、
ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項3】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、
前記演算部は、
前記形状情報および前記心筋硬さと前記心内圧の関係則を用いて有限要素計算を行い、前記心内圧あるいは前記心筋の硬さを算出する、
 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、
前記形状抽出部は前記心臓内の左心室を楕円球殻として近似し、前記楕円球殻の短軸あるいは長軸の内径、殻厚、長径短径比を算出する、
 ことを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波撮像装置であって、
前記演算部は、前記楕円球殻の固有振動数から、前記心筋硬さを算出する、
 ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波撮像装置であって、
前記演算部は、前記楕円球殻の固有振動数を球殻に帰着する補正演算を行う、
 ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 7】

請求項 5 に記載の超音波撮像装置であって、
前記演算部は、補正テーブルを用いて、前記楕円球殻の固有振動数を球殻に帰着する、
 ことを特徴とする超音波撮像装置。

20

【請求項 8】

請求項 5 に記載の超音波撮像装置であって、
前記演算部は、楕円球殻近似時における前記心筋硬さと前記心内圧の関係則を用いて、前記心内圧を計算する、
 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、
前記信号処理部は、前記心臓の心拍時相を検出する心拍時相検出部を更に備え、前記心拍時相検出部で検出した所定の心拍時相において、前記心筋硬さあるいは前記心内圧を計算する、
 ことを特徴とする超音波撮像装置。

30

【請求項 10】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、
前記表示部に表示された前記画像に所定点を設定する入力部を更に備え、前記信号処理部は、前記入力部によって設定された前記所定点の前記固有振動モードを検出する、
 ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 11】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、
前記表示部は、前記演算部の算出した前記心筋硬さ又は前記心内圧を表示する、
 ことを特徴とする超音波撮像装置。

40

【請求項 12】

請求項 9 に記載の超音波撮像装置であって、
前記表示部は、前記演算部で算出した前記固有振動の固有振動数と、前記心拍時相検出部で検出した前記心拍時相とを 2 次元の空間にプロットしたスペクトル解析図を表示する、
 ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 13】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

50

前記信号処理部は、前記形状情報を用いて有限要素計算を行い、前記心臓の固有振動数を検出し、前記心臓の固有振動数と前記心筋の硬さの関係則を用いて、前記心筋の硬さあるいは前記心内圧を算出する、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 14】

心臓に超音波を送受信して得た反射エコー信号を処理する情報処理装置であって、前記反射エコー信号を処理する信号処理部と、前記信号処理部の処理結果を表示する表示部とを備え、

前記信号処理部は、

前記反射エコー信号から前記心臓の形状情報を抽出し、前記形状情報として得られた前記心臓内の心腔形状の所定の 1 つ以上の固有振動モードを検出し、前記固有振動モードの周波数である固有振動数を算出し、前記形状情報と、複数の前記固有振動モードを用いて、前記心臓の心筋硬さ又は心内圧を計算する、

ことを特徴とする情報処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療用の超音波撮像装置に係り、特に、検者が所望する心臓の硬さや心臓の内部の血圧を計測する超音波撮像技術に関する。

【背景技術】

【0002】

心臓疾患は多くの先進国では 3 大死因の一つである。心臓疾患の早期診断や経過観察を行う上で、左心房や左心室の時間的な圧力情報は診断に直接的に有用な指標として用いられている。心臓の内部の圧力情報とは、大気圧との差圧を指し、以下心内圧と称する。

【0003】

心内圧計測を行う際は、心臓カテーテルを体内に挿入する侵襲的な方法がとられている。カテーテルにより得られる情報は、主に大動脈、左心室における血圧である。

【0004】

また、非侵襲的な心内圧測定に関連する技術として、左心室の固有振動数から心筋の硬さを推定し、さらに心内圧を計測する手法が考案されている。非特許文献 2 の方法は、左心室を球殻と近似し、非特許文献 1 で提唱された流体が充満した球殻の固有振動数と固さの関係式を用いることで、心筋の硬さを推定する手法である。固有振動数は心筋が硬い場合に高くなる。例えば、心内圧が高い場合には心筋組織が張り、心腔の固有振動数が高くなるのである。さらに、非特許文献 3 は非特許文献 4 で示された、心筋の硬さと心内圧の関係を用いて、心内圧を推定する手法を提案している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開平 10 - 5226 公報

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献 1】Advani, S. H., Lee, Y. C., J. Sound Vib. 12(4):453-462 (1970)

【非特許文献 2】Honda, H et al. Am J Physiol Heart Circ Physiol 266: H881-H890 (1994)

【非特許文献 3】Sato M. et al. Electronic letters 32 (11) 949-950 (1996)

【非特許文献 4】Mirsky I., Parmley W.W. Cardiac Mechanics. Chap. 11 (1974)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

心臓カテーテルを用いた場合、心内圧を計測することは可能であるが、侵襲的な計測で

10

20

30

40

50

あるため、患者への負担は極めて大きい。また、上述の先行技術文献のように、左心室を球殻に近似して、固有振動数から心筋の硬さや心内圧を算出した場合、得られた値と形状依存による誤差は同じオーダーとなってしまう、精度がない。

【0008】

本発明の目的は、心筋硬さおよび、心臓内部の絶対圧を非侵襲的に精度良く測定することが可能な超音波撮像装置および情報処理装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記の目的を達成するため、本発明においては、対象物である心臓に超音波を送受信する超音波探触子と、超音波探触子によって受信された反射エコー信号を処理する信号処理部と、信号処理部における信号処理結果を表示する表示部とを備え、信号処理部は、反射エコー信号から心臓の形状情報を抽出する形状抽出部と、反射エコー信号から心臓の固有振動を検出する固有振動検出部と、得られた形状情報と固有振動から、心筋硬さあるいは心内圧を計算する演算部を備えた構成の超音波撮像装置を提供する。

10

【0010】

また、上記目的を達成するため、本発明においては、心臓に超音波を送受信して得た反射エコー信号を処理する情報処理装置であって、反射エコー信号を処理する信号処理部と、信号処理部の処理結果を表示する表示部とを備え、信号処理部は、反射エコー信号から心臓の形状情報を抽出する形状抽出部と、反射エコー信号から心臓の固有振動を検出する固有振動検出部と、得られた形状情報と固有振動から心臓の心筋硬さあるいは心内圧を計算する演算部とを備えた構成の情報処理装置を提供する。

20

【発明の効果】

【0011】

本発明によると、撮像対象物である心臓の形状情報を考慮することで、診断に有効な心筋硬さおよび心内圧を精度よく提供することができる。

【0012】

本発明においては、超音波撮像信号によって心臓の形状および、心臓の動きを非侵襲的に計測するために、心臓の固有振動数から形状の効果を検討した物理法則を用いることで、精度のよい心筋硬さを算出することができる。さらに得られた心筋硬さから、心臓の硬さと心臓の圧力の関係式を用いて心内圧を算出することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】第1の実施例の超音波撮像装置の一構成例を示すブロック図である。

【図2】第1の実施例に係る、信号処理部の動作の一例を示すフローチャート図である。

【図3】第1の実施例に係る、心臓の振動を説明するためのBモード画像を示す図である。

【図4】第1の実施例に係る、心臓の心拍時相を説明するための図である。

【図5】第1の実施例に係る、拡張末期の心壁振動を説明するための図である。

【図6】第1の実施例に係る、楕円体、及び楕円体の振動モードを説明するための図である。

40

【図7】第1の実施例に係る、信号処理部の詳細動作を説明するための図である。

【図8】第2の実施例に係る、球ベッセル関数を用いた関数の説明図である。

【図9A】第2の実施例に係る、球殻と楕円体殻の振動数比を示した説明図(1)である。

【図9B】第2の実施例に係る、球殻と楕円体殻の振動数比を示した説明図(2)である。

【図9C】第2の実施例に係る、球殻と楕円体殻の振動数比を示した説明図(3)である。

【図9D】第2の実施例に係る、振動数比のテーブルの一例を示す図である。

【図9E】第2の実施例に係る、無次元パラメータのテーブルの一例を示す図である。

50

【図10】第2の実施例に係る、楕円体殻の説明のための模式図である。

【図11】第2の実施例に係る、信号処理部の動作の一例を示すフローチャート図である。

【図12】各実施例に係る画面表示の一例を示す図である。

【図13】第3の実施例に係る、信号処理部の動作の一例を示すフローチャート図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、本発明の実施形態である種々の実施例を図面に基づき説明する。

【実施例1】

10

【0015】

まず、第一の実施例として、反射エコー信号を有限要素法を用いて処理する超音波撮像装置を説明する。すなわち、超音波を利用して対象物を撮像する超音波撮像装置であって、対象物である心臓に超音波を送受信する超音波探触子と、超音波探触子によって受信された反射エコー信号を処理する信号処理部と、信号処理部の信号処理結果を表示する表示部とを備え、信号処理部は、反射エコー信号から心臓の形状情報を抽出する形状抽出部と、反射エコー信号から心臓の固有振動を検出する固有振動検出部と、形状情報と固有振動から心臓の心筋硬さあるいは心内圧を計算する演算部とを備えた超音波撮像装置の構成を説明する。

【0016】

20

図1は、実施例1の超音波撮像装置の一構成例を示すブロック図である。超音波撮像装置は、装置本体1と超音波探触子2を有している。

【0017】

装置本体1は超音波探触子2を制御しながら、超音波画像の生成を行うものである。超音波探触子2は超音波信号発生器12で生成された信号に従い、生体などの被検体3に接し、その照射領域30に対し、超音波を照射すると共に、照射領域30の反射エコー信号を受信する。

【0018】

次に、装置本体1の詳細な構成要素を説明する。装置本体1は、入力部10、制御部11、超音波信号発生器12、超音波受信回路13、表示部14、及び信号処理部15を備えている。入力部10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、また、心電図を使用する場合の心電図信号入力部である。制御部11は、入力部10によって設定された超音波撮像装置の動作条件に基づき超音波信号発生器12、超音波受信回路13、表示部14及び信号処理部15を制御するもので、例えばシーケンサや、コンピュータシステムの処理部を構成する中央処理部(Central Processing Unit; CPU)のプログラム処理として構成される。超音波受信回路13は、超音波探触子2によって受信された反射エコー信号を増幅や整相などして、信号処理部15に入力する。表示部14は、信号処理部15で得られた画像情報や後で詳述する心筋硬さや心内圧等をディスプレイ上に出力する。信号処理部15は、超音波受信回路13、すなわち、超音波探触子2からの反射エコー信号から超音波画像を生成する機能を有する。

30

40

【0019】

続いて、信号処理部15の詳細な構成要素を説明する。信号処理部15は、心拍時相検出部151、形状抽出部152、固有振動検出部153、演算部154、及び記憶部であるメモリ155を有する。なお、信号処理部15の機能ブロックである心拍時相検出部151、形状抽出部152、固有振動検出部153、演算部154は、上述したCPUにおけるプログラム処理などで実現できる。心拍時相検出部151は、入力部10から取り込んだ入力信号、あるいは反射エコー信号、あるいは形状情報から、心臓弁の血流の速度や向きを検出し、心臓の収縮や拡張の時相取得することで、心拍時相を認識することができる。あるいは形状抽出部152から得られた形状情報より心拍時相を検出する。

50

【 0 0 2 0 】

形状抽出部 1 5 2 は、超音波受信回路 1 3 から出力される反射エコー信号から、例えば B (Brightness) モード、すなわち超音波照射対象の平面的撮像法を用いた 2 次元のあるいは立体的撮像法を用いた 3 次元的な心臓を中心とした組織形状を形成する。

【 0 0 2 1 】

固有振動検出部 1 5 3 は、形状抽出部 1 5 2 で得た組織の固有振動を計測する。演算部 1 5 4 は組織の形状情報と固有振動情報から、有限要素法を用いて、組織の硬さを算出する。メモリ 1 5 5 は、反射エコー信号データを含め、心拍時相検出部 1 5 1、形状抽出部 1 5 2、固有振動検出部 1 5 3、演算部 1 5 4 で処理するデータや得られた結果のデータを記憶する。このメモリ 1 5 5 は、信号処理部 1 5 の外部に設置されて良いことは言うまでもない。

10

【 0 0 2 2 】

図 2 に、本実施例の装置、特に信号処理部 1 5 の処理フローを示す。図 2 では、具体的な例として、図 1 中の照射領域 3 0 中に心臓の左心室を含む部位とするが、照射領域 3 0 は左心房、右心房、右心室でも良い。

【 0 0 2 3 】

まず、形状抽出部 1 5 2 が、超音波受信回路 1 3 から出力される反射エコー信号より例えば B モード像、すなわち超音波照射対象の平面的撮像法を用いた 2 次元のあるいは立体的撮像法を用いた 3 次元的な左心室の形状画像を形成し (S 1 1)、この組織形状画像を心拍時相検出部 1 5 1 へ送る。心拍時相検出部 1 5 1 が、超音波受信回路 1 3 から得られる反射エコー信号、あるいは形状情報、あるいは入力部 1 0 から取り込んだ情報をもとに心拍時相を検出し (S 1 2)、心拍時相情報を形状抽出部 1 5 2 へ送る。次に、形状抽出部 1 5 2 は、組織形状画像の輝度情報から、画像処理を用いて各画像内の組織が存在する位置情報を決定し、所定時相における左心室の形状情報を抽出し (S 1 3)、形状情報を固有振動検出部 1 5 3 へ送る。

20

【 0 0 2 4 】

次に、固有振動検出部 1 5 3 が形状情報の所定箇所の固有振動を検出し (S 1 4)、固有振動情報を演算部 1 5 4 へ送る。最後に、演算部 1 5 4 が左心室の形状情報と固有振動情報から、左心室の硬さ情報あるいは心臓の内部の圧力である心内圧情報を算出する。なお、ステップ 1 2 を実行する際に、ステップ 1 1 で取得される形状情報を使用しない場合は、ステップ 1 1 とステップ 1 2 の順序は逆でもよいし、同時に実行してもよい。また、ステップ 1 3 とステップ 1 4 の順序は逆でもよいし、同時に実行してもよい。

30

【 0 0 2 5 】

図 3 により、ステップ 1 1 によって得られる被写体である心臓の形状情報の一例を説明する。図 3 は 2 次元の B モードによって撮像された心臓の左心室 3 1、左心房 3 2、右心室 3 3、僧房弁 3 4、左室後壁 3 5、心尖部 3 6 を示している。説明図は 2 次元画像であるが、3 次元画像撮像でもよい。B モード像の超音波周波数は撮像が可能な 1 M H z から 2 0 M H z の範囲で良いが、本実施例では中心周波数 5 M H z とした。また、心臓を撮像する際のパルス繰り返し周波数 (Pulse Repetition Frequency ; P R F) は、心臓の動きを捉えることができる範囲である、2 0 H z 以上とする。

40

【 0 0 2 6 】

ステップ 1 2 における心拍時相検出方法の例を、図 4 を用いて説明する。

【 0 0 2 7 】

図 4 は心拍時相の経時的な物理量、例えば、心電図信号波形 6 1、僧房弁流入速度波形 6 2、肺動脈弁逆流波形 6 3、心壁速度波形 6 4、心壁運動波形 6 5 の変化を示している。心電図信号を用いた場合は、入力部 1 0 から取り込んだ心電図信号波形 6 1 による心拍時相が認識できる。心電図は心拍時相を特徴的に捉えているが、心電図を用いなくとも、心電図時相の変化とともに特徴的な変化を示す図 4 中の物理量 6 2 - 6 5 の何れかを用い、波形の極大値、極小値、最大値、最小値、傾き、ゼロクロスなどを用いることで、時相を検出することができる。波形の取得方法として、たとえば、僧房弁 3 4 を通る血流の僧

50

房弁流入速度波形 6 2 を、ドップラー計測を行うことで計測し、心拍時相認識をすることができる。また血流波形は肺動脈弁逆流波形 6 3 や大動脈弁、三尖弁を通る流速波形あるいは、心壁速度波形 6 4、あるいは、心壁の移動を M (Motion) モードで経時的に計測した、心壁運動波形 6 5 でもよい。また、固有振動検出部 1 5 3 による振動を経時的に示した波形でもよい。何れにしても、心拍時相検出部 1 5 1 において、これらの波形から心拍時相が認識できる。

【 0 0 2 8 】

本実施例では、特に、診断に有用な拡張末期 6 6 の時相に注目する。拡張末期 6 6 は左心室 3 1 に血液が充満し、血液が拍出される直前の時相である。また、左心室容積が最大となる時相を検出してもよい。ここで、Bモード画像とは超音波で撮像した組織形状を表す画像であり、Mモード画像とは任意超音波走査線上の組織の動きを時間的に追跡し、縦軸に走査線上の組織の位置を、横軸に時間を示し、組織の動きを時間的に表示した画像である。

10

【 0 0 2 9 】

次に、図 2 のステップ 1 3 では、ステップ 1 1 で得られた組織画像の位置情報を画像処理により検出する。具体的には超音波画像では組織は高輝度値として認識されるため、高輝度値部分を心臓組織とし、2次元、あるいは3次元的な心臓組織位置を取得する。

【 0 0 3 0 】

ステップ 1 4 では、固有振動検出部 1 5 3 が、超音波受信回路 1 3 から出力される反射エコー信号を用いて、ステップ 1 1 で得られた組織画像中の所定位置の固有振動数を計測する。所定の位置は、ユーザが組織画像中から選んで、入力部 1 0 からの指示により決定してもよいし、特徴的な左室後壁 3 5 や、心尖部 3 6 を信号処理部 1 5 による画像処理によって決定してもよい。なお、本実施例においては、1 0 H z 以上 1 0 0 H z の範囲の固有振動数を算出する M モードの P R F は 2 0 0 H z 以上とする。

20

【 0 0 3 1 】

ステップ 1 4 の詳細を図 3、および図 5 を用いて説明する。固有振動検出する場所は対象とする心腔壁のいずれの位置でもよい。本実施例では、左室を対象としているため、その一例として図 3 に示した心尖部 3 6 での固有振動検出を説明する。固有振動数の検出方法は、Mモードを用いた手段を説明する。

【 0 0 3 2 】

図 5 に図 3 に示した、検出箇所を含む超音波走査線 3 7 を用いた M モード画像を示す。Mモードでは心壁の動きを示す心壁運動波形 6 5 の振動を経時的にみることで、拡張末期 6 6 の固有振動が検出できる。本実施例では、診断に有用で、且つ心臓が弛緩している状態である拡張末期 6 6 の時相の固有振動に着目する。拡張末期 6 6 における壁振動のスペクトル解析をおこなうことで、心尖部 3 6 における固有振動数 3 9 を算出することができる。スペクトル解析は、フーリエ変換あるいはウェーブレット変換でもよい。計測する固有振動数は一つ以上で、複数の場合は、固有振動数 3 9 に加え、左室後壁 3 5 における固有振動数 3 8 や、その他の場所の固有振動数を計測しても良い。

30

【 0 0 3 3 】

ここで、図 6 を用いて、固有振動と計測場所の関係を説明する。殻の固有振動モードは無数に存在し、固有振動モード毎の振動仕方によって、振動が顕著な場所と振動が少ない場所が生じる。楕円体殻の振動を例に図 6 を用いて説明する。図 6 の (a) には楕円体殻 6 7 が軸方向 x 、半径方向 r 、円周方向 θ で現される極座標系にある。 xr 平面 6 7 1 における x 軸方向のモード $2 x$ の振動を図 6 の (b) に、また、 r 平面 6 7 2 における r 方向のモード $2 r$ の振動を図 6 の (c) に示した。典型的な変形した状態 6 7 5、6 7 6 はそれぞれ逆の振動の位相をあらわしている。

40

【 0 0 3 4 】

また、同図 (b) と (c) の振動モードは異なり、これにより固有振動数も異なる。また、振動を計測する箇所を複数とすることで、これらの様々な振動モードの特徴的なモードを捉えることができる。たとえば、計測点 6 7 3 では、モード $2 x$ の振動は顕著に計測す

50

ることができるが、モード 2 r の振動は殆ど検出しない。一方、計測点 6 7 4 では、モード 2 x とモード 2 r の両方の固有振動数を計測することができる。すなわち、計測点が一点であった場合は、モードの特定が困難であるが、複数点の計測を行うことでモードの特定が可能となる。

【 0 0 3 5 】

図 2 のステップ 1 5 では、演算部 1 5 4 が、組織の形状情報と固有振動情報から、有限要素法を用いて、組織の硬さを算出する。特に有限要素法を行う際に、二つの重要な物理量、すなわち心筋硬さ E [Pa] および、心内圧 p [Pa] が未知である。これを決定するために、本実施例においては反復法を用いる。

【 0 0 3 6 】

図 7 を用いて、本実施例における有限要素法の詳細な処理を説明する。図 7 の (a) はその詳細フローを、図 7 の (b) はそのフローに沿った概要図を示している。演算部 1 5 4 が形状検出部 1 5 2 で抽出した形状情報 D_0 から、有限要素メッシュ D_m を作成する (S 1 5 1 1)。ここで D_m は心臓内に圧力がかかっているため、心筋が伸びて、心腔が膨らんだ状態である。 D_m から圧力がかからない萎んだ状態を推定する。萎んだ状態は、スケールリングファクタ g によって推定する。

【 0 0 3 7 】

スケールリングファクタ g は 0 から 1 までの値で、演算の際に任意に決定する (S 1 5 1 2)。メッシュ情報 D_m を g 倍スケールダウンすることで、萎んだ状態のメッシュメッシュ情報 D_d を算出する (S 1 5 1 3)。ここで、心筋組織の質量が保存するように、スケールダウンを行う。これは例えば、心壁の径を小さくし、壁厚を厚くしてもよい。またこのとき、心内圧は外圧と等価である。また、本実施例における心内圧の基準圧は大気圧であり、心内圧の表示は大気圧との差圧を示している。すなわち、ステップ 1 5 1 3 で算出した萎んだ心臓メッシュ D_d の心内圧は 0 mmHg である。次に、有限要素法のパラメータを決定する。物性は診断の有効性は保たれ範囲として、心筋の密度を 950 kg/m^3 から 1150 kg/m^3 の範囲の定数血液密度を 950 kg/m^3 から 1150 kg/m^3 の範囲の定数とする。心筋の硬さ E は式 (1) に記載される関係式 (非特許文献 4) を用いた (S 1 5 1 4)。

【 0 0 3 8 】

【 数 1 】

$$E = k_1 \sigma + k_2 \quad \text{--- (式1)}$$

ここで、 σ は壁厚さ方向の左心室壁応力 [Pa]、 k_1 (単位無)、 k_2 [gm/mm²] は弾性に関する定数である。 k_1 は 29.9 から、43.7 をとることが知られており、経験的な平均値は 37.3 である (非特許文献 4)。 k_2 は 0 から、- 2.13 [gm/mm²] の範囲の定数である。

【 0 0 3 9 】

次に、有限要素法を用いて、 D_d の心内圧を徐々に増加させ、 D_s を徐々に膨張させる。計測したメッシュ情報 D_m とほぼ同等の大きさまで膨張させる (S 1 5 1 5)。この膨張したメッシュ情報 D_s とし、このときの心内圧を p とする。次に、この D_s を用いて、固有振動数 f_c を算出する (S 1 5 1 6)。算出された固有振動数 f_c と計測された固有振動数 f_m を比較する (S 1 5 1 7)。両者が十分近いとき、有限要素モデルは十分計測した心臓を反映しているとして、計算で用いた硬さ E と圧力 p を実際の硬さと心内圧とする。

【 0 0 4 0 】

また、この判定は、固有振動数 f_c と計測された振動数 f_m が異なる場合、スケールファクタ g を変えてステップ 1 5 1 2 からステップ 1 5 1 7 までを繰り返す。固有振動数 f_c と計測された振動数 f_m が十分近いという判定は、たとえば、両者の誤差がある閾値以内に収束した場合としてもよい。またこの閾値は、許容誤差である 15% 以下としてもよい。ほかには、網羅的にスケールリングファクタ g を変化させ、そのうち固有振動数 f_c と計測された振動数 f_m 両者の誤差が最小となるスケールリングファクタ g を選んでもよい。以上説明した

10

20

30

40

50

本実施例によって、撮像対象である心臓の硬さEや圧力pを算出することができる。

【0041】

続いて、本実施例の超音波撮像装置の表示部への表示画像の詳細を説明する。図1の表示部14は、通常のBモード、Mモードなどの超音波画像に加え、信号処理部15の演算部154が算出した、一つ以上の空間位置における、又は、ある時刻における、又は、ある連続した時刻のうち一つ以上の心内圧あるいは、振動数あるいは振動数のスペクトル解析、壁面の移動量、あるいは心臓の硬さ等をその画面中に表示する。このスペクトル解析は、時相に応じた周波数検出できる短時間フーリエ変換あるいはウェーブレット解析でもよい。スペクトル解析図は二軸のコンター図で、一方の軸が時間、一方の軸が周波数である。なお、スペクトル強度を色で表示してもよい。

10

【0042】

一例として、図12の(a)の最下部に短時間フーリエ変換によりスペクトル解析図613を例示した。また、一方の軸が周波数で、一方の軸がスペクトル強度でもよい。また、図12の(a)に示すように、時相を示す心電図611、Mモード表示図612、フーリエ変換等のスペクトル解析図613を同一画面上に表示してもよい。また、形状抽出部152で形成した画像をもとに、図12の(b)に示した組織画像30を同一画面中に重ね合わせて表示してもよい。更に、振動のモードを動画や静止画で表示してもよい。また、図12の(b)に示すように、以下に説明する第二の実施例のステップ13の楕円体近似を行う際に、心臓組織と楕円体301とを重ね合わせて表示してもよい。

20

【実施例2】

【0043】

次に、第二の実施例の超音波撮像装置を説明する。第一の実施例では、有限要素法を用いて心筋硬さ、心内圧を算出していたのに対し、第二の実施例では、有限要素法は用いずに、心腔を楕円体殻と近似し、楕円体殻と固有振動数の物理法則を用いる。なお、本実施例の超音波撮像装置の構成は、実施例1で説明した図1の装置構成と同様の構成を有する。差異点は、図1の装置の計算処理部15での処理部分であり、後で説明するように、特に図2で示した処理フローのステップ13とステップ15に差異がある。

【0044】

本実施例の詳細を記す前に、球殻と固有振動数の物理法則と楕円体殻と固有振動数の関係への拡張について説明する。先行技術文献では、球殻の固有振動数を示す支配方程式(非特許文献1)は提唱されているものの、実際の心腔に近い楕円球殻と固有振動数との関係式は判っていない。ここでは、楕円体殻の固有振動数を用いて、球殻の固有振動数を表す支配方程式法則に帰着し、楕円体殻の硬さを算出する手法を説明する。

30

【0045】

球殻の固有振動数を示す支配方程式は式(2)で示される(非特許文献2)。また、 β_n は固有振動数 f_n を無次元化した変数である。 C_{6a} 、 C_{4a} 、 C_{2a} 、 C_{0a} 、 C_{6b} 、 C_{4b} 、 C_{0b} 、 C_a 、 C_b は形状を示す内径と壁厚の比 h/r およびポアソン比 ν_b によって決定される9つの定数で、 $J_n(x)$ 、 $J_n'(x)$ はそれぞれ、変数 x の第 n 種球ベッセル関数とその微分である。

【0046】

【数2】

$$C_{6a}\beta_n^6 + \left(C_{4a} + C_{4b} \frac{\beta_n}{E^{1/2}} \frac{J_4(C_a\beta_n E^{1/2})}{J_4'(C_a\beta_n E^{1/2})} \right) \beta_n^4 + \left(C_{2a} + C_{2b} \frac{\beta_n}{E^{1/2}} \frac{J_2(C_a\beta_n E^{1/2})}{J_2'(C_a\beta_n E^{1/2})} \right) \beta_n^2 + \left(C_{0a} + C_{0b} \frac{\beta_n}{E^{1/2}} \frac{J_0(C_a\beta_n E^{1/2})}{J_0'(C_a\beta_n E^{1/2})} \right) = 0 \quad \text{--- (式2)}$$

40

【0047】

【数3】

$$\beta_n = C_b \frac{f_n}{E^{1/2}} \quad \text{--- (式3)}$$
$$C_b = 2\pi r \rho^{1/2} (1 - \nu^2)^{1/2}$$

50

式(2)は複雑で、数値的に解くことができるものの、関数 $J_n(x)/J_n'(x)$ は、図8の(a)に示すように負の無限大から正の無限大まで、 x の値によって変動し、式(2)を満たす n の解も無数に存在する。このため、 E の値も一意に決定することはできないという問題がある。

【0048】

そこで、本実施例では心筋の振動モードでは球ベッセル関数部の入力部($c_{an} E^{1/2}$)が、0.001オーダー程度と十分小さいことを利用し、ゼロ点への漸近近似式(4)を用いることで、一意の解を求めることが可能となった。

【0049】

【数4】

$$\lim_{x \rightarrow 0} J_n(x) = \frac{x^n}{(2n+1)!!} \quad \text{--- (式4)}$$

$$n!! = n(n-2)(n-4) \dots$$

10

これにより、この関係式を式(2)に代入すると以下の式が得られる。

【0050】

【数5】

$$\left(C_{6a} + \frac{C_{4b}C_a}{n}\right)\beta_n^6 + \left(C_{4a} + \frac{C_{2b}C_a}{n}\right)\beta_n^4 + \left(C_{2a} + \frac{C_{0b}C_a}{n}\right)\beta_n^2 + C_{0a} = 0 \quad \text{--- (式5)}$$

20

この漸近近似によって二つの利点がある。一つは、式(2)は n と E の2つの変数が含まれているのに対し、式(5)の変数は n のみである。すなわち、式(2)では、組織硬さ E の値によって、 n の解が変化する可能性を示唆していたが、式(5)では、球半径壁厚比とポアソン比が同一な場合、各係数は同一となることから、組織硬さ E の値によらず n の値は常に同じになる。形状とポアソン比さえ決めれば n の値が決まる。球殻で得られたこの結論は楕円体殻を用いた場合でも、形状の決定さえ行えば、 n は E の値によらず決定できるという可能性を示している。本発明者は、この形状の決定さえ行えば、 n は E の値によらず決定できるという可能性を楕円体殻へ拡張したので後に詳述する。

30

【0051】

また、二つ目の利点は、式(5)が n^2 の3次方程式であることから、 n が解析解に算出できる点である。このことは、心筋硬さ E の算出時に、数値的な反復計算が不要となり、計算時間の短縮ができることを意味する。

【0052】

なお、図8の(b)に、解析した解析解(analytical)と有限要素法によって得られた数値解(simulation)との比較の一例を示す。同図において、横軸は硬さ(Elasticity)、縦軸は固有振動数(Eigen frequency)を示している。実線および破線は解析解による固有振動数と硬さの関係を示し、それぞれモード2($n=2$)および、モード4($n=4$)を示している。また、丸プロットおよび、ダイヤモンドプロットは有限要素法による計算結果を示しており、それぞれモード2およびモード4を示している。モード2、モード4共に、良好な一致をしており、式(5)で得られた解の妥当性が示された。

40

【0053】

次に、上述した球殻の固有振動数の楕円体殻拡張について説明する。球殻の固有振動数の漸近近似手法から得られた、心筋の硬さと固有振動数から得られた無次元数 n は、殻の形状とポアソン比によって決定されるという上述の知見から、楕円体殻の場合も形状を決定すれば、同様に楕円体殻の n も決まることが示唆される。これを確かめるために、流体の充満した楕円体殻の固有振動数を有限要素法により、長軸短軸径比 s を関数として、流体を満した楕円体殻と球殻との固有振動数比 F を算出した。振動モードは自由振動である。計算条件は、充満された流体および殻の組織の密度はともに 1000 kg/m^3

50

3とした。以下の三つのケースに関して、計算を行った。

【0054】

まず、ケース1では、振動周波数比 F が硬さ E や半径 R が依存しないことを示すために、硬さ50kPaで半径30mmの球殻、硬さ30kPaで半径30mmの球殻および、硬さ50kPaで半径15mmの球殻の場合を比較した。ポアソン比は0.499、球殻半径と壁厚の比は1/3とした。ケース2では、ポアソン比が振動周波数比 F に与える影響を調べるために、ポアソン比変化させた。なお、ケース2では硬さ50kPa、半径30mmで球殻半径と壁厚の比が1/3の球殻を計算対象とした。ケース3では、半径と壁厚比($X=h/r$)の影響を調べるために、 X を変化させた。なお、ケース3では硬さ50kPa、半径30mm、ポアソン比が0.499の球殻を計算対象とした。

10

【0055】

図9A、図9B、図9Cに3つのケース(Case)1、2、3に関して、長軸短軸径比 s (横軸)を関数として、流体を満たした楕円体殻と球殻との固有振動数比 F (縦軸)を示した。ここで、球体の半径と楕円体の短軸径の値を等価とした。図9Aに図6の r 平面におけるモード2R($n=2$)を、図9Bに図6の xr 平面におけるモード2X($n=2$)を、図9Cに図6の r 平面モード4R($n=4$)を示した。

【0056】

長軸短軸径比 s が1のときは、楕円体は球を示しており、周波数比は1である。 s の値が小さくなるにつれ、楕円体周波数が減少する。モード2Rの場合、特に短軸半径が長軸半径の半分になる $s=0.5$ では楕円体の周波数は60%程度にまで減少しているのがわかる。心筋の硬さは、周波数の2乗で効果があるため、楕円体の周波数を計測し、球体で処理をした場合、算出された硬さは、本当の硬さの数割程度に低く見積もってしまう可能性がある。また、ケース1の計算では図9A、図9B、図9Cすべてのモードで、周波数比 F が一致した。これは、周波数比がサイズや硬さに依存しないことを意味している。またケース2ではポアソン比による若干の影響がみられるが、周波数比は全てのモードで、ほぼ一致している。ケース3では、半径と壁厚の比すなわち球殻の形状の影響が顕著に現れていることが確認できる。

20

【0057】

本実施例では、以上の計算結果に基づき、信号処理部において、楕円体殻の無次元振動数 n を楕円の長径短径比を用いて決定する手法を採用する。第二の実施例の場合の図2のステップ15の詳細フローについて、図11を用いて説明する。第二の実施例の装置構成は図1に示す第一の実施例の装置構成と同じである。また、本実施例の処理フロー概要は、図2に示す処理と同様であるが、信号処理部15の処理フロー中、ステップ13とステップ15の詳細が異なるため、以下にステップ13、15について説明する。

30

【0058】

まず、本実施例のステップ13では、ステップ11で得られた組織画像の位置情報を画像処理により検出する。具体的には超音波画像では組織は高輝度値として認識されるため、高輝度値部を心臓組織とし、2次元、あるいは3次元的な心臓組織位置を取得する。さらに、形状抽出部152が、検者の必要に応じて、心臓や心臓の一部である各心腔の形状状である形状パラメータ、すなわち、図10に示すように、内径 r [m]、心壁厚 h [m]、心腔壁を楕円として近似し、長軸径と短軸径比 s (ここで、 s は1以下)などを算出する。内径 r 、心壁厚 h は心腔の平均値でもいいし、局所でもよい。心腔の楕円近似方法は、心腔体積と楕円体の心腔断面と楕円のパターンマッチングでもよい。

40

【0059】

次に、本実施例のステップ15では信号処理部15の演算部154が、心腔を楕円体殻と近似し、楕円体殻と固有振動数の物理法則を用いる。

【0060】

図11に、ステップ15の詳細なフローを示す。ステップ1521では、演算部154が計測されたモード n の楕円体殻の固有振動数 $f_{e,n}$ [Hz]を球殻相当のモード n の固有振動数 $f_{s,n}$ [Hz]に補正する。ここで球殻相当のモード n の固有振動数 $f_{s,n}$ の算出は下

50

式(6)のように、図9A、図9B、図9Cで示した球殻と楕円体殻の振動数比Fを用いて補正してもよいし、楕円体殻の固有振動無次元数 $f_{e,n}$ を直接用いてもよい。

【0061】

なお、 $f_{e,n}$ 算出には有限要素法を用いて数値的に解いてもよいし、マシユ関数を用いた解析的に解いてもよい。振動数比Fや、無次元数 $f_{e,n}$ はテーブルやそのフィッティング関数あるいは、解析的な関数として、後で説明するように、図1の信号処理部15のメモリ155に予め格納しておく。

【0062】

【数6】

$$f_{s,n} = \frac{f_{e,n}}{F} \quad \text{--- (式6)}$$

10

次に演算部154が式(3)で示した固有振動数と球殻の硬さの物理関係式を用いて、心筋の硬さを算出する(S1522)。また、式(3)を簡略化させ、式(7)を用いてもよい。球殻に補正したモードnの固有振動数 $f_{s,n}$ から、硬さEを算出する。

【0063】

【数7】

$$E = C_c r^2 f_{s,n}^2 \quad \text{--- (式7)}$$

$$C_c = \frac{(2\pi)^2 \rho (1 - \nu^2)}{\beta_n^2}$$

20

ここで係数 C_c は式(7)によって心臓個別に決定される定数で、一般的な心臓がとる値は 6×10^4 から 4×10^5 [kg/m³] の範囲である。その結果得られる振動数比Fのテーブルの一例を図9Dに示す。同図の上段、下段にそれぞれ、モード2x、2Rの場合のテーブルを例示した。

【0064】

また、振動数比Fと同様に、有限要素法によって無次元パラメータ $B_{e,n}$ を有限要素法計算時のパラメータである $r, f_{e,n}, E$ よりあらかじめ算出し、テーブルやそのフィッティング関数あるいは、解析的な関数として、メモリ155に格納しておき、実際の計測の際に式(9)によって硬さEを求めてもよい。この無次元パラメータ $B_{e,n}$ のテーブルの一例を図9Eに示す。モード2xの場合を例示した。

30

【0065】

【数8】

$$B_{e,n} = r f_{e,n} \sqrt{\frac{\rho}{E}} \quad \text{--- (式8)}$$

40

【0066】

【数9】

$$E = \rho \left(\frac{r f_{e,n}}{B_{e,n}} \right)^2 \quad \text{--- (式9)}$$

式(9)で算出した心筋の硬さEをもとに、楕円体殻の心筋硬さと心内圧の、次に示す関係式(10)を用いて、心内圧を算出する。

【0067】

50

【数10】

$$E = \left(\delta\alpha V + \frac{1+G}{h} \right) \sigma \quad \text{----- (式10)}$$

$$\sigma = p \frac{h}{r} \left(\left(1 - \frac{s^2}{2} \right) - \frac{h}{2r} \right)$$

10

【0068】

【数11】

$$G = \frac{a_1 V_w - b_1 V}{a_2 V_w + b_2 V}$$

$$\delta = \left(2 + \frac{Gh}{r} \right) \left(1 + \frac{h}{2r} + \frac{h^2}{4r^2} \right) + \left(1 + \frac{Ghs}{2r} \right) \left(1 + \frac{hs}{2r} \right)$$

$$a_1 = 3 - \frac{h}{r} - \frac{hs}{2r} + \frac{h^2}{2r^2}$$

$$b_1 = \frac{hs}{r} + \frac{2h}{r}$$

$$a_2 = \frac{h}{r} \left(1 - \frac{h}{2r} + \frac{h^2}{4r^2} \right) + \frac{hs}{2r} \left(1 - \frac{hs}{2r} \right)$$

$$b_2 = \frac{h}{r} \left(2 + \frac{h^2}{2r^2} \right) + \frac{hs}{r}$$

----- (式11)

20

30

ここで、Vは心腔内腔の体積、V_wは心腔壁の体積である。また、 δ は式(12)であらわされる経験則に求められる係数である。c_pは57.3Paの係数である。

【0069】

【数12】

$$\alpha V = \ln(p/c_p) \quad \text{----- (式12)}$$

図11に戻り、最後に、得られた硬さから楕円体の心筋硬さと心内圧の関係式を用いて、心内圧を算出する(51523)。心内圧を算出しない場合は、ステップ1523を省略してもよい。

40

【0070】

なお、心腔が十分に球殻とみなせる場合、心臓の硬さは式(13)、(14)を用いて算出してもよい。

【0071】

【数13】

$$E = 3 \left(1 + \frac{V_w}{V} \frac{r^2}{r^2 + h^2} \right) (1 + \alpha V) \sigma \quad \text{--- (式13)}$$

【0072】

【数14】

$$\sigma = p \frac{V}{V_w} \left(1 + \frac{h^3}{2r^3} \right) \quad \text{--- (式14)} \quad 10$$

さらに、式(12)、(13)、(14)を用いて式(15)を得る。

【0073】

【数15】

$$E = 3 \frac{V}{V_w} \left(1 + \frac{V_w}{V} \frac{r^2}{r^2 + h^2} \right) \left(1 + \frac{h^3}{2r^3} \right) (1 + \ln(p/c_p)) p \quad \text{--- (式15)}$$

式(15)は心内圧pに関して陰的記述すなわち、解を求めるために、一般的に数値反復計算が必要となる記述である。ここでフィッティング関数式(16)を用いると、式(17)の心内圧pに関して陰的すなわち、左辺の心内圧pを求める際に、右辺にパラメータを入力するだけで、出力することができる。これにより、数値計算時間を短縮することができる。

【0074】

【数16】

$$\left(1 + \ln \left(\frac{p}{c_p} \right) \right) \frac{p}{c_p} \cong \frac{9}{4} \left(\frac{p}{c_p} \right)^{6/5} \quad \text{--- (式16)} \quad 30$$

【0075】

【数17】

$$p = c_p \left(\frac{\frac{4E}{27c_p} \frac{V_w}{V}}{\left(1 + \frac{V_w}{V} \frac{r^2}{r^2 + h^2} \right) \left(1 + \frac{h^3}{2r^3} \right)} \right)^{5/6} \quad \text{--- (式17)} \quad 40$$

さらに、式(7)、(17)を用いて、各形状パラメータを入力することで、心内圧pを算出してもよい。

【実施例3】

【0076】

次に、第三の実施例の超音波撮像装置を説明する。第一の実施例では、反復的に有限要素法を用いて心筋硬さ、心内圧を算出していたのに対し、第三の実施例では、反復法を用いずに心筋硬さ、心内圧を算出する。すなわち、本実施例は、超音波を利用して対象物を撮像する超音波撮像装置であって、対象物である心臓に超音波を送受信する超音波探触子と、超音波探触子によって受信された反射エコー信号を処理する信号処理部と、信号処理部の信号処理結果を表示する表示部とを備え、信号処理部は、反射エコー信号から心臓の

形状情報を抽出する形状抽出部と、形状情報を用いて有限要素計算を行い心臓の固有振動数を検出する固有振動検出部と、得られた固有振動数と計測された固有振動数により、固有振動数と心筋の硬さの関係則を用いて、心筋の硬さあるいは心内圧を算出する超音波撮像装置に関する。なお、本実施例の超音波撮像装置の構成は、実施例1で説明した図1の装置構成と同様の構成を有する。差異点は、図1の装置の計算処理部15での処理部分であり、後で説明するように、特に図2で示した処理フローのステップ15に差異がある。

【0077】

球殻の固有振動数を示す支配方程式は式(2)で示される(非特許文献2)。また、 f_n は固有振動数 f_n を無次元化した変数である。 $C_{6a}, C_{4a}, C_{2a}, C_{0a}, C_{6b}, C_{4b}, C_{0b}, C_a, C_b$ は形状を示す内径と壁厚の比 h/r およびポアソン比 c_b によって決定される9つの定数で、 $J_n(x), J_n'(x)$ はそれぞれ、変数 x の第 n 種球ベッセル関数とその微分である。実施例2で示した式(5)から、組織硬さ E の値によらず f_n の値は常に同じになる。形状とポアソン比さえ決まれば f_n の値が決まる。球殻で得られたこの結論は一般的な心臓の形状の場合でも、形状の決定さえ行えば、 f_n は E の値によらず決定できるという可能性を示している。本実施例では、この形状の決定さえ行えば、 f_n は E の値によらず決定できるという可能性を、一般的な心臓の形状に拡張する。

10

【0078】

本実施例における拡張方法を示す。式(3)の f_n は形状が決まれば、一意に決まる値である。すなわち、形状が相似形であれば、 f_n は同じ値をとる。これを式で示すと式(18)のように表現される。ここで添え字A,B,C,Dは大きさや硬さの違うケースを示しているが、 f_n の値は同じであることをあらわしている。また、添え字のtrueはユーザが計測したい心筋の硬さと固有周波数の真値である。

20

【0079】

【数18】

$$\beta = C_d \frac{f_A}{E_A^{1/2}} = C_d \frac{f_B}{E_B^{1/2}} = C_d \frac{f_C}{E_C^{1/2}} = C_d \frac{f_D}{E_D^{1/2}} = C_d \frac{f_{true}}{E_{true}^{1/2}} \quad (18)$$

【0080】

これを変形すると、式(19)のようにかける。ここで任意の値を E_a を設定した場合でも、有限要素法を用いて得られた固有周波数 f_a と計測で得られた固有周波数 f_{true} を用いることで、心臓の硬さの正しい値 E_{true} が求まる。

30

【0081】

【数19】

$$E_{true} = E_A \frac{f_{true}^2}{f_A^2} \quad (19)$$

【0082】

図13を用いて、本実施例における有限要素法の詳細な処理を説明する。演算部154が形状検出部152で抽出した形状情報 D_0 から、有限要素メッシュ D_m を作成する(S1531)。次に任意の心筋硬さ E_A を設定し(S1532)、生成された有限メッシュ D_m を用いて固有振動数 f_A を算出する(S1533)。任意の心筋硬さ E_A はユーザが入力部をから入力してもよいし、メモリに格納しても良い。次に、式(19)を用いて、計測された固有振動数から心筋硬さ E を算出する(S1534)。次に、式(12)を用いて、形状情報から算出した内部体積 V をもちいることで、心内圧 p を算出する(S1535)。

40

【0083】

以上、本発明の種々の実施例を例示して説明したが、本発明はこれらの実施例に限定されることないことは言うまでもなく、例えば、上述した超音波撮像装置における超音波探触子が受信する反射エコー信号を超音波受信回路で整形等して得た信号を蓄積した反射エコー信号データを用いて、信号処理部や記憶部、更には表示部、入力部等を有する通常の

50

コンピュータなどの情報処理装置を使って、反射エコー信号データ処理を行う場合においても、上述した本発明を利用することにより、所望する被検者の心臓の硬さや心内圧に関する情報を精度良く取得することができる。

【産業上の利用可能性】

【0084】

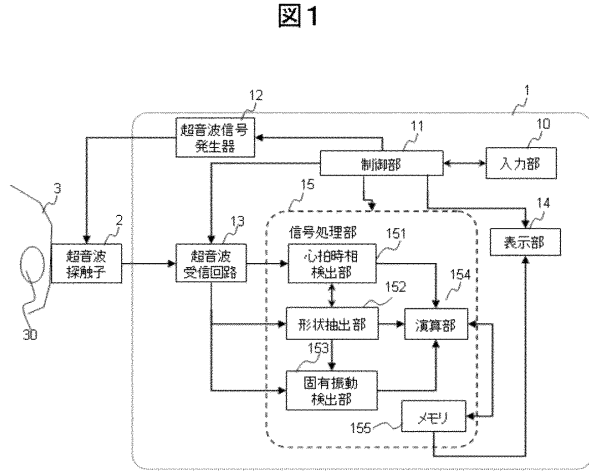
本発明は、医療用の超音波撮像装置や情報処理装置に係り、特に、検者が所望する心臓の硬さや、心内圧を計測する超音波撮像技術として極めて有用である。

【符号の説明】

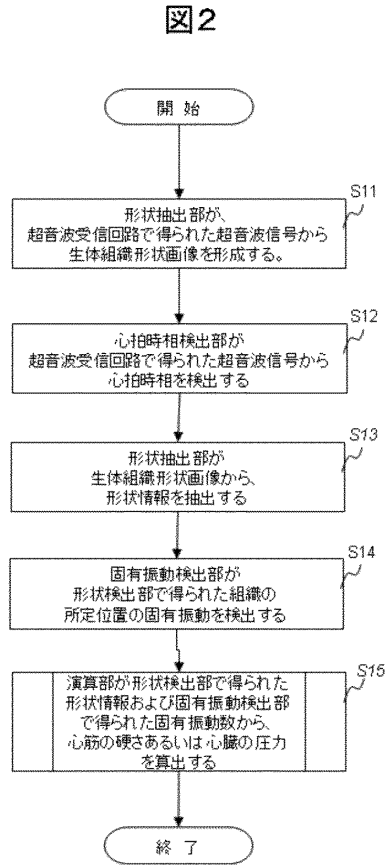
【0085】

1 ... 装置本体	10
2 ... 超音波探触子	
3 ... 生体	
10 ... 入力部	
11 ... 制御部	
12 ... 超音波信号発生部	
13 ... 超音波受信回路	
14 ... 表示部	
15 ... 信号処理部	
31 ... 左心室	
32 ... 左心房	20
33 ... 右心室	
34 ... 僧坊弁	
35 ... 左室後壁	
36 ... 心尖部	
37 ... 超音波走査線	
38、39 ... 固有振動数	
61 ... 心電図	
62 ... 僧坊弁流入速度	
63 ... 肺動脈弁逆流速度	
64 ... 心壁運動速度	30
65 ... 心壁運動	
66 ... 拡張末期	
67 ... 楕円体殻。	

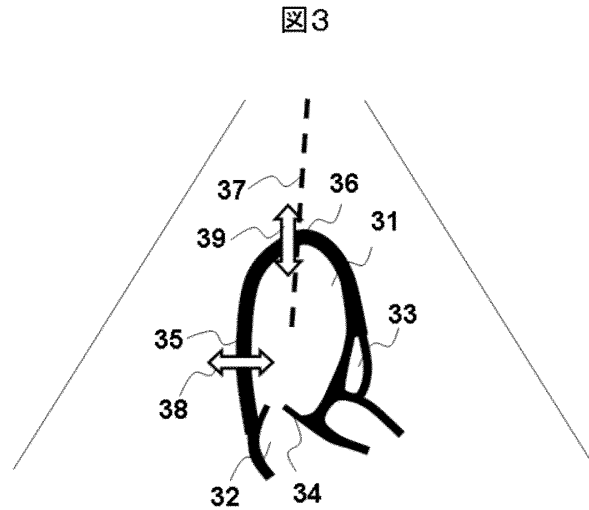
【図1】



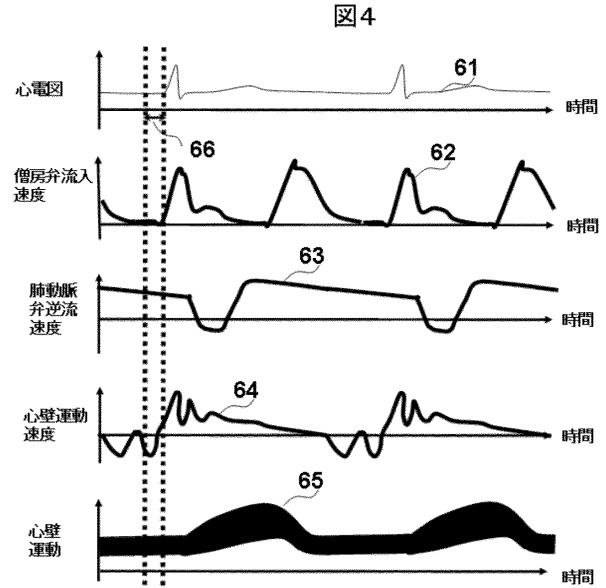
【図2】



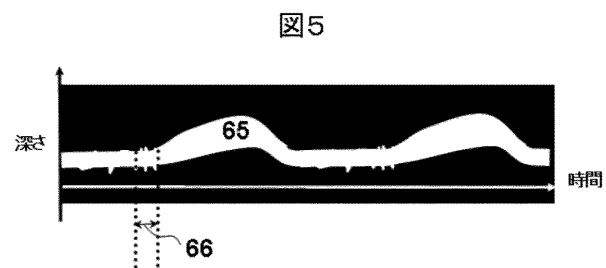
【図3】



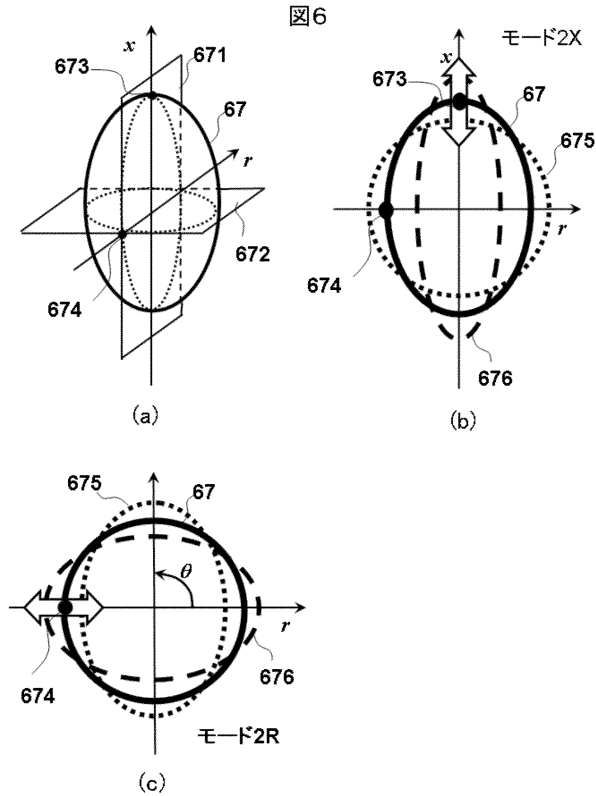
【図4】



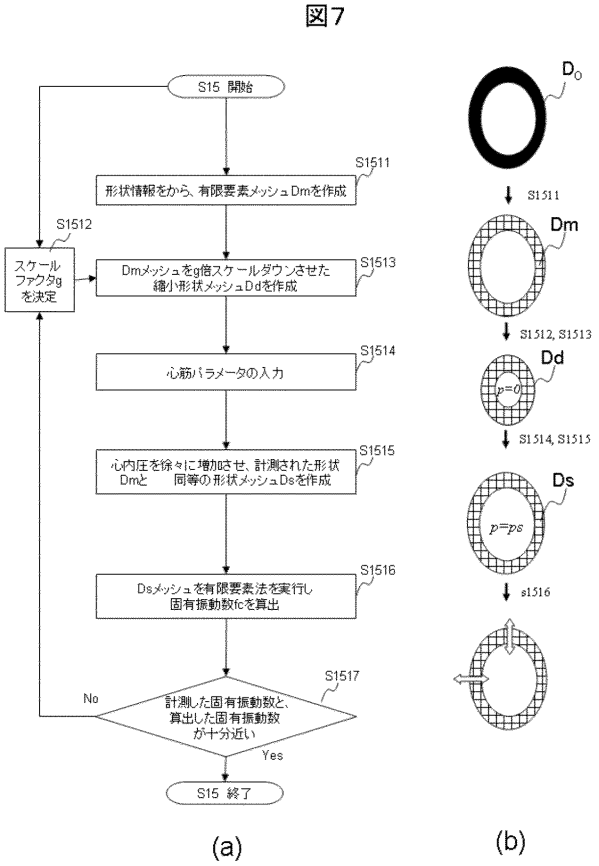
【図5】



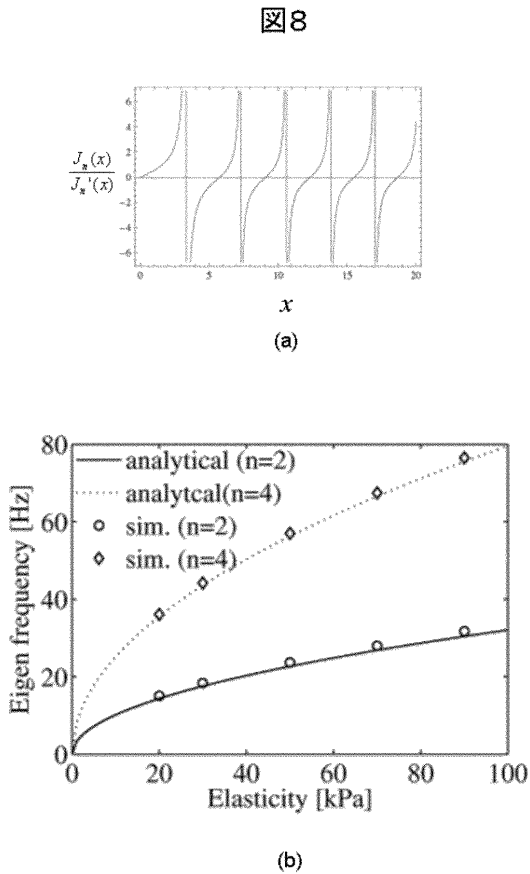
【 図 6 】



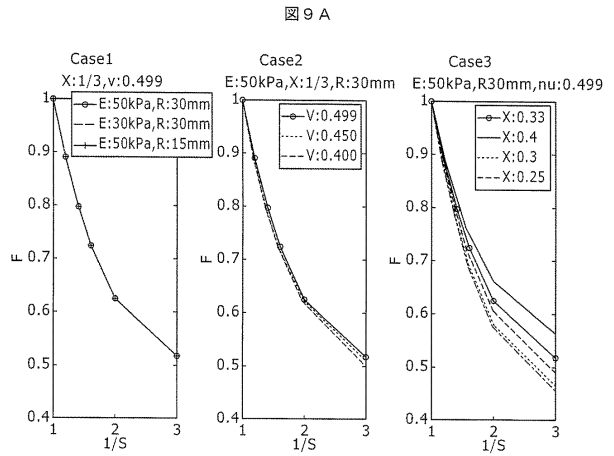
【 図 7 】



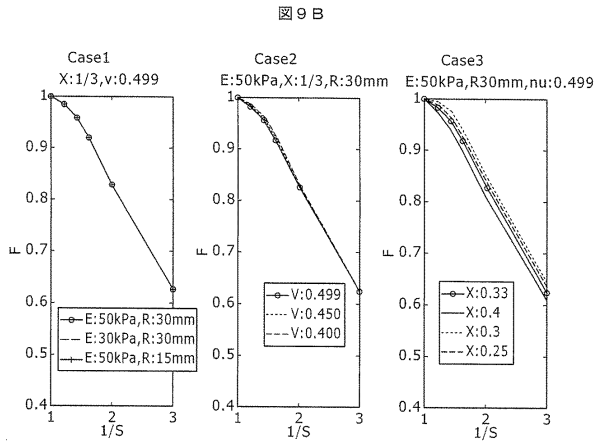
【 図 8 】



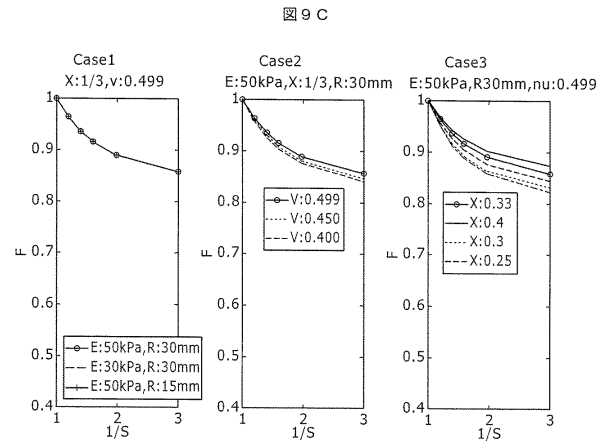
【 図 9 A 】



【 図 9 B 】



【 図 9 C 】



【 図 9 D 】

図 9 D

mode 2X

$\frac{1}{s}$	X	0.25	0.30	0.33	0.40
1.0		1.00	1.00	1.00	1.00
1.2		0.88	0.88	0.89	0.90
1.4		0.77	0.79	0.80	0.82
1.6		0.69	0.71	0.72	0.75
2.0		0.57	0.60	0.62	0.66
3.0		0.45	0.49	0.52	0.56

mode 2R

$\frac{1}{s}$	X	0.25	0.30	0.33	0.40
1.0		1.00	1.00	1.00	1.00
1.2		1.00	0.99	0.98	0.97
1.4		0.98	0.97	0.96	0.94
1.6		0.94	0.93	0.92	0.90
2.0		0.85	0.84	0.83	0.81
3.0		0.64	0.63	0.63	0.61

【 図 9 E 】

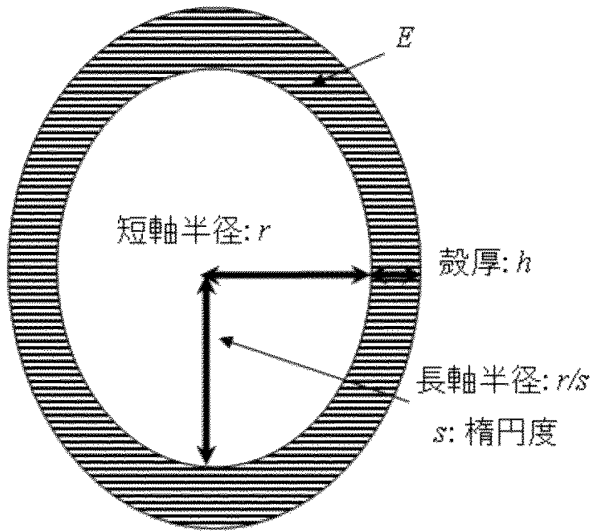
図 9 E

mode 2X

$\frac{1}{s}$	X	0.25	0.30	0.33	0.40
1.0		0.090	0.097	0.102	0.110
1.2		0.079	0.086	0.091	0.099
1.4		0.069	0.076	0.081	0.090
1.6		0.062	0.069	0.074	0.083
2.0		0.051	0.059	0.064	0.073
3.0		0.041	0.048	0.053	0.062

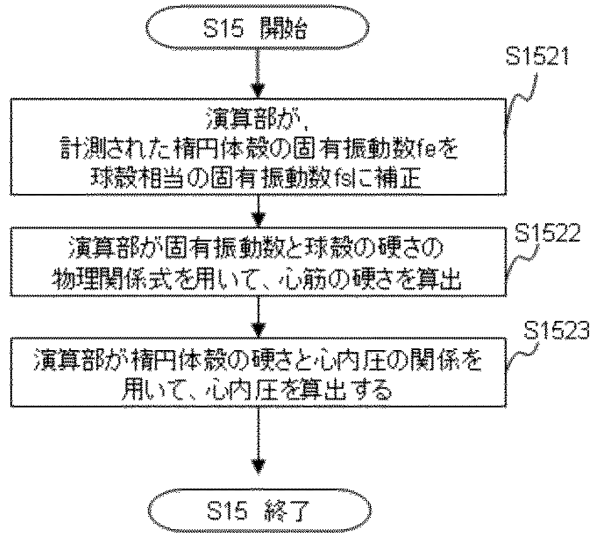
【図10】

図10



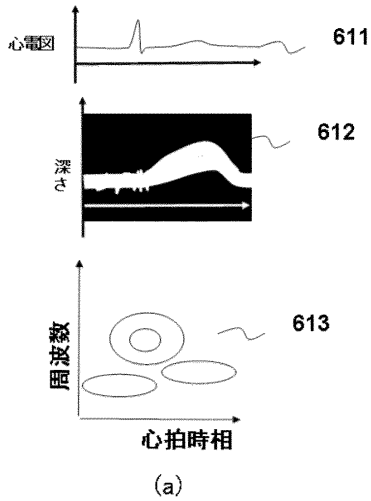
【図11】

図11



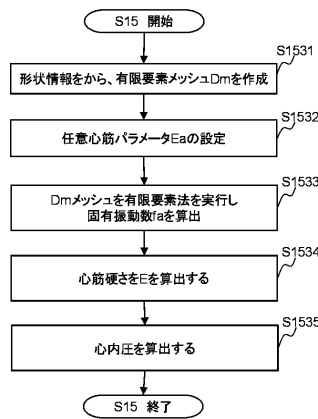
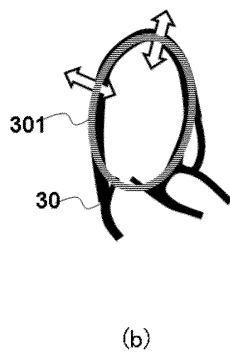
【図12】

図12



【図13】

図13



フロントページの続き

(72)発明者 田原 麻梨江

日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内

(72)発明者 橋場 邦夫

日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内

審査官 五閑 統一郎

(56)参考文献 特開平10-005226(JP,A)

金井浩、他、心臓壁の微小振動の空間分布の計測、超音波医学、日本、(社)日本超音波医学会、1999年4月、第26巻第4号、第670頁

H.Kanai et.al., Imaging Spatial Distribution of High-Frequency Small Vibrations on the Heart Wall, Proc. IEEE Ultrason. Symp., 米国, IEEE, 1998年, 1998, Vol.2, pp.1689-1692

佐藤路恵、他、心臓壁の微小振動の解析による左心室拡張末期圧の非侵襲的計測、日本音響学会誌、日本、社団法人日本音響学会、1996年、第52巻第9号、第703-710頁

H.Honda et.al., Noninvasive measurement of left ventricular myocardial elasticity, Am. J. Physiol., 米国, 1994年3月, Vol.266, No.3, pp.881-890

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声成像设备和信息处理设备		
公开(公告)号	JP5386631B2	公开(公告)日	2014-01-15
申请号	JP2012500547	申请日	2011-02-02
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	田中智彦 東隆 田原麻梨江 橋場邦夫		
发明人	田中 智彦 東 隆 田原 麻梨江 橋場 邦夫		
IPC分类号	A61B8/04		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/04 A61B8/485 A61B8/486		
FI分类号	A61B8/04		
优先权	2010032429 2010-02-17 JP		
其他公开文献	JPWO2011102221A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波成像装置，其无创地测量心肌的刚度，即心肌，或心内压，即心脏内的血压。超声波成像装置包括：超声波探头（2），其向作为身体内的目标器官的心脏发送和接收超声波；信号处理部分（15），处理由超声波探头接收的反射回波信号；显示部分（14），其将信号处理的结果显示为图像；输入部分（10），用于在显示部分上显示的图像上设置预定点。信号处理部分（15）包括：形状提取部分（152），其从反射的回波信号中感知关于心脏形状的信息；自然频率检测部分（153），其从反射的回波信号中检测心脏的固有频率；计算部分（154），计算心肌的刚度或心内压，其中计算部分（154）从心脏的固有频率精确计算心肌的刚度，并根据刚度计算心内压力已经计算出的心肌。

【数4】

$$\lim_{x \rightarrow 0} J_n(x) = \frac{x^n}{(2n+1)!!}$$

$$n!! = n(n-2)(n-4) \dots$$