

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/102221

発行日 平成25年6月17日 (2013.6.17)

(43) 国際公開日 平成23年8月25日 (2011.8.25)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/04 (2006.01) A 6 1 B 8/04 4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 32 頁)

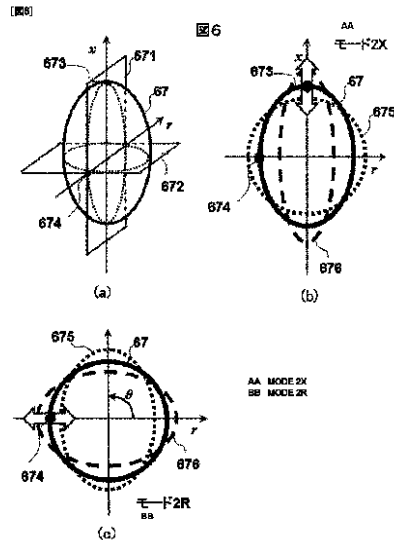
<p>出願番号 特願2012-500547 (P2012-500547)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2011/052116</p> <p>(22) 国際出願日 平成23年2月2日 (2011.2.2)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2010-32429 (P2010-32429)</p> <p>(32) 優先日 平成22年2月17日 (2010.2.17)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(71) 出願人 000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号</p> <p>(74) 代理人 110000350 ポレール特許業務法人</p> <p>(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</p> <p>(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</p>
--	--

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) 【要約】

心臓の筋肉である心筋の硬さあるいは心臓の内部の血圧である心内圧を非侵襲的に測定する超音波撮像装置を提供する。超音波撮像装置は、体内の対象物である心臓に超音波を送受信する超音波探触子2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15と、信号処理結果を画像として表示する表示部14と、表示部に表示された画像に所定点を設定する入力部10を備える。信号処理部15は、反射エコー信号から心臓の形状情報を認識する形状抽出部152と、反射エコー信号から心臓の固有の振動を検出する固有振動検出部153と、心筋の硬さあるいは心内圧を計算する演算部154とを備え、演算部154は、心臓の固有振動数から精度良く心筋の硬さを算出し、算出した心筋の硬さから心内圧を計算する。



【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た、
ことを特徴とする超音波撮像装置。

10

【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する、
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。

20

【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 5】

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。

30

【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 7】

請求項 6 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 8】

請求項 6 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。

40

【請求項 9】

請求項 6 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 10】

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。

【請求項 1 1】

請求項 2 に記載の超音波撮像装置であって、

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 1 2】

請求項 2 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 1 3】

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。

【請求項 1 4】

請求項 1 0 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 1 5】

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 1 6】

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、前記反射エコー信号から前記心臓の固有振動を検出し、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前記心臓の心内圧を算出する、

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

10

20

30

40

50

。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。

【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。

【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】

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【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。

【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。

。

20

【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。

【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。

。

30

【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】

【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。

40

【0016】

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

50

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。

10

【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。

20

【0020】

形状抽出部152は、超音波受信回路13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。

【0021】

固有振動検出部153は、形状抽出部152で得た組織の固有振動を計測する。演算部154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155は、反射エコー信号データを含め、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155は、信号処理部15の外部に設置されて良いことは言うまでもない。

30

【0022】

図2に、本実施例の装置、特に信号処理部15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30中に心臓の左心室を含む部位とするが、照射領域30は左心房、右心房、右心室でも良い。

【0023】

まず、形状抽出部152が、超音波受信回路13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(S11)、この組織形状画像を心拍時相検出部151へ送る。心拍時相検出部151が、超音波受信回路13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10から取り込んだ情報をもとに心拍時相を検出し(S12)、心拍時相情報を形状抽出部152へ送る。次に、形状抽出部152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(S13)、形状情報を固有振動検出部153へ送る。

40

【0024】

50

次に、固有振動検出部 153 が形状情報の所定箇所の固有振動を検出し (S14)、固有振動情報を演算部 154 へ送る。最後に、演算部 154 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 12 を実行する際に、ステップ 11 で取得される形状情報を使用しない場合は、ステップ 11 とステップ 12 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 13 とステップ 14 の順序は逆でもよいし、同時に実行してもよい。

【0025】

図 3 により、ステップ 11 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 31、左心房 32、右心室 33、僧房弁 34、左室後壁 35、心尖部 36 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 MHz から 20 MHz の範囲で良いが、本実施例では中心周波数 5 MHz 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; PRF) は、心臓の動きを捉えることができる範囲である、20 Hz 以上とする。

10

【0026】

ステップ 12 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。

【0027】

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 61、僧房弁流入速度波形 62、肺動脈弁逆流波形 63、心壁速度波形 64、心壁運動波形 65 の変化を示している。心電図信号を用いた場合は、入力部 10 から取り込んだ心電図信号波形 61 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 62 - 65 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 34 を通る血流の僧房弁流入速度波形 62 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 63 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 64、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 65 でもよい。また、固有振動検出部 153 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 151 において、これらの波形から心拍時相が認識できる。

20

30

【0028】

本実施例では、特に、診断に有用な拡張末期 66 の時相に注目する。拡張末期 66 は左心室 31 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。

【0029】

次に、図 2 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。

40

【0030】

ステップ 14 では、固有振動検出部 153 が、超音波受信回路 13 から出力される反射エコー信号を用いて、ステップ 11 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 10 からの指示により決定してもよいし、特徴的な左室後壁 35 や、心尖部 36 を信号処理部 15 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、10 Hz 以上 100 Hz の範囲の固有振動数を算出する M モードの PRF は 200 Hz 以上とする。

【0031】

ステップ 14 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

50

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36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。

【0032】

図5に図3に示した、検出箇所を含む超音波走査線37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65の振動を経時的にみることで、拡張末期66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66の時相の固有振動に着目する。拡張末期66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36における固有振動数39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39に加え、左室後壁35における固有振動数38や、その他の場所の固有振動数を計測しても良い。

10

【0033】

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67が軸方向x,半径方向r,円周方向で現される極座標系にある。xr平面671におけるx軸方向のモード2xの振動を図6の(b)に、また、r平面672におけるr方向のモード2rの振動を図6の(c)に示した。典型的な変形した状態675、676はそれぞれ逆の振動の位相をあらわしている。

20

【0034】

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673では、モード2xの振動は顕著に計測することができるが、モード2rの振動は殆ど検出しない。一方、計測点674では、モード2xとモード2r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。

【0035】

図2のステップ15では、演算部154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。

30

【0036】

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154が形状検出部152で抽出した形状情報D₀から、有限要素メッシュD_mを作成する(S1511)。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。

40

【0037】

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(S1512)。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(S1513)。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1513で算出した萎んだ心臓メッシュD_dの心内圧は0mmHg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950kg/m³から1150kg/m³の範囲の定数血液密度を950kg/m³から1150k

50

g / 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(S1514)。

【0038】

【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 [$g m / m m^2$]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[$g m / m m^2$]の範囲の定数である。

10

【0039】

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(S1515)。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(S1516)。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(S1517)。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。

【0040】

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1512からステップ1517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ファクタ g を選んでもよい。以上説明した本実施例によって、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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

、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。

【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 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。

10

【0046】

【数2】

$$C_{6a}\beta_n^6 + \left(C_{4a} + C_{4b} \frac{\beta_n}{E^{1/2}} \frac{J_n(C_a \beta_n E^{1/2})}{J_n'(C_a \beta_n E^{1/2})} \right) \beta_n^4 + \left(C_{2a} + C_{2b} \frac{\beta_n}{E^{1/2}} \frac{J_n(C_a \beta_n E^{1/2})}{J_n'(C_a \beta_n E^{1/2})} \right) \beta_n^2 + \left(C_{0a} + C_{0b} \frac{\beta_n}{E^{1/2}} \frac{J_n(C_a \beta_n E^{1/2})}{J_n'(C_a \beta_n E^{1/2})} \right) = 0$$

- - - - - (式2)

【0047】

【数3】

$$\beta_n = C_b \frac{f_n}{E^{1/2}}$$

$$C_b = 2\pi r \rho^{1/2} (1 - \nu^2)^{1/2}$$

- - - - - (式3)

20

式(2)は複雑で、数值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 β_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($C_a \beta_n E^{1/2}$)が、0.001オーダ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。

30

【0049】

【数4】

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

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

- - - - - (式4)

40

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】

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

- - - - - (式5)

この漸近近似によって二つの利点がある。一つは、式(2)は β_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 β_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、 β_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

50

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まれば 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。

【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。

【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、流体を満た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 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 50 kPa で半径 30 mm の球殻、硬さ 30 kPa で半径 30 mm の球殻および、硬さ 50 kPa で半径 15 mm 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、ポアソン比を変化させた。なお、ケース2では硬さ 50 kPa 、半径 30 mm 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 50 kPa 、半径 30 mm 、ポアソン比が 0.499 の球殻を計算対象とした。

【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2 R ($n=2$) を、図9Bに図6の xr 平面におけるモード2 X ($n=2$) を、図9Cに図6の r 平面モード4 R ($n=4$) 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2 R 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、

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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。

【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いいし、楕円体殻の固有振動無次元数 e,n を直接用いてもよい。

【0061】

なお、 n 算出には有限要素法を用いて数値的に解いてもいいし、マシュー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 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】

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

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】

$$E = C_c r^2 f_{s,n}^2 \quad \text{--- (式7)}$$
$$C_c = \frac{(2\pi)^2 \rho (1 - \nu^2)}{\beta_n^2}$$

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、一般的な心臓がとり

10

20

30

40

50

うる値は 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。

【0065】

【数8】

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

10

【0066】

【数9】

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

20

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】

【数10】

$$E = \left(\delta\alpha V + \frac{1+G}{1 - \frac{h}{r(2-s^2)}} \right) \sigma \quad \text{--- (式10)}$$

30

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

【0068】

【数 1 1】

$$\left. \begin{aligned}
 G &= \frac{a_1 V_w - b_1 V}{a_2 V_w + b_2 V} \\
 \delta &= \left(2 + \frac{Gh}{r} \right) \left(1 + \frac{h}{2r} + \frac{h^2}{4r^2} \right) + \left(1 + \frac{Ghs}{2r} \right) \left(1 + \frac{hs}{2r} \right) \\
 a_1 &= 3 - \frac{h}{r} - \frac{hs}{2r} + \frac{h^2}{2r^2} \\
 b_1 &= \frac{hs}{r} + \frac{2h}{r} \\
 a_2 &= \frac{h}{r} \left(1 - \frac{h}{2r} + \frac{h^2}{4r^2} \right) + \frac{hs}{2r} \left(1 - \frac{hs}{2r} \right) \\
 b_2 &= \frac{h}{r} \left(2 + \frac{h^2}{2r^2} \right) + \frac{hs}{r}
 \end{aligned} \right\} \text{--- (式11)}$$

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、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 1 2】

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

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(S1523)。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。

【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 1 3】

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

【0072】

【数 1 4】

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

さらに、式(12)、(13)、(14)を用いて式(15)を得る。

【0073】

10

20

30

40

50

【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。

10

【0074】

【数 16】

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

【0075】

【数 17】

20

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

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。

30

【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。

40

【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、 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 n の値は常に同じになる。形状

50

とポアソン比さえ決まれば 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、 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、 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。

【0078】

本実施例における拡張方法を示す。式(3)の β 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、 β 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は大きさと硬さの違うケースを示しているが、 β 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。

【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。

【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)。

【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
- 2 ... 超音波探触子
- 3 ... 生体

10

20

30

40

50

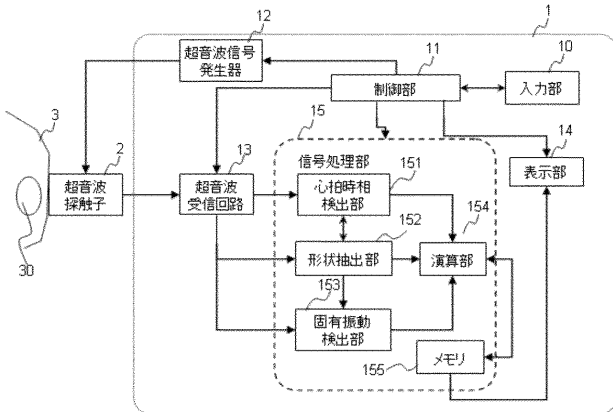
- 1 0 ... 入力部
- 1 1 ... 制御部
- 1 2 ... 超音波信号発生部
- 1 3 ... 超音波受信回路
- 1 4 ... 表示部
- 1 5 ... 信号処理部
- 3 1 ... 左心室
- 3 2 ... 左心房
- 3 3 ... 右心室
- 3 4 ... 僧坊弁
- 3 5 ... 左室後壁
- 3 6 ... 心尖部
- 3 7 ... 超音波走査線
- 3 8、3 9 ... 固有振動数
- 6 1 ... 心電図
- 6 2 ... 僧坊弁流入速度
- 6 3 ... 肺動脈弁逆流速度
- 6 4 ... 心壁運動速度
- 6 5 ... 心壁運動
- 6 6 ... 拡張末期
- 6 7 ... 楕円体殻。

10

20

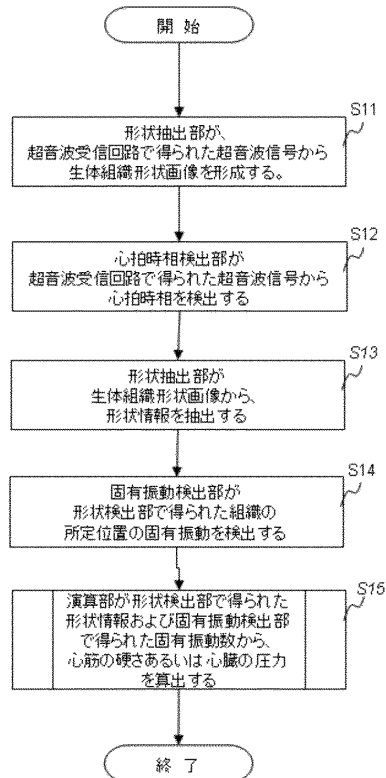
【 図 1 】

図 1

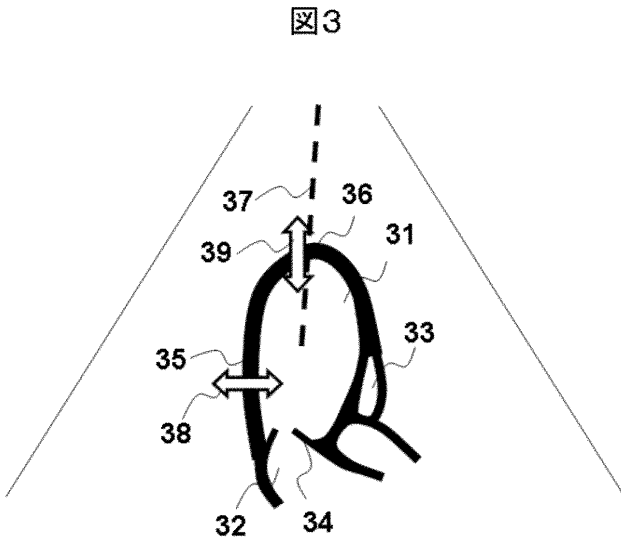


【 図 2 】

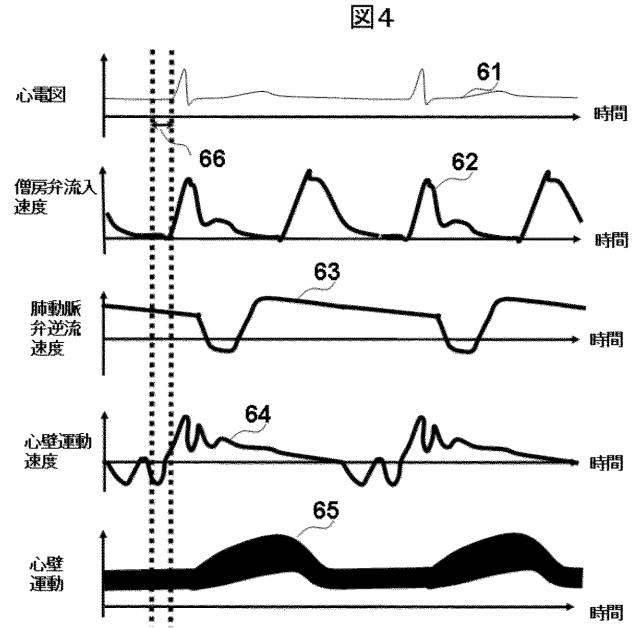
図 2



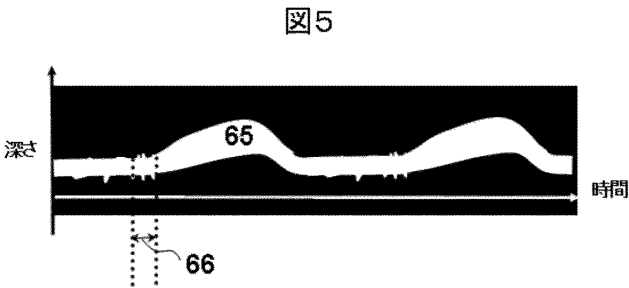
【 図 3 】



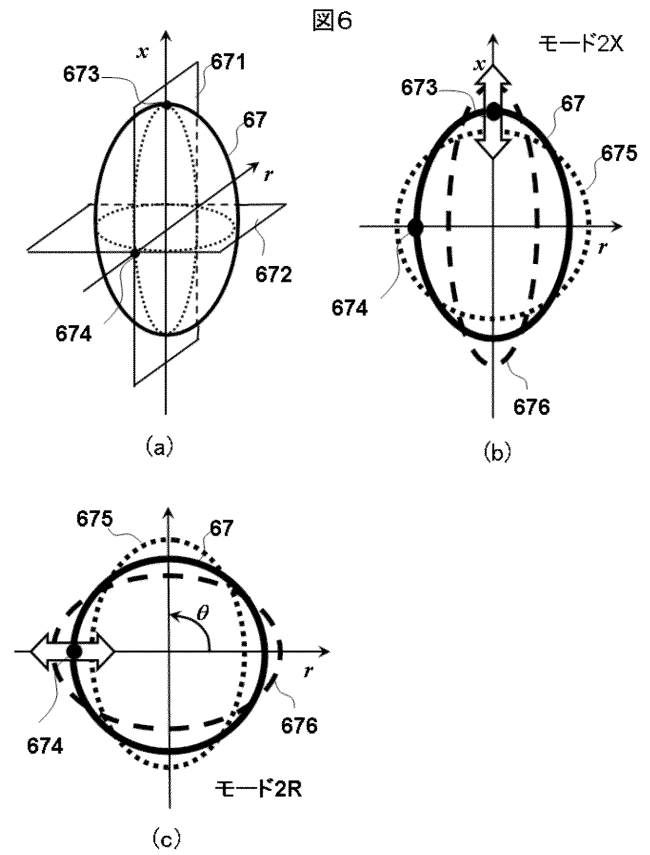
【 図 4 】



【 図 5 】

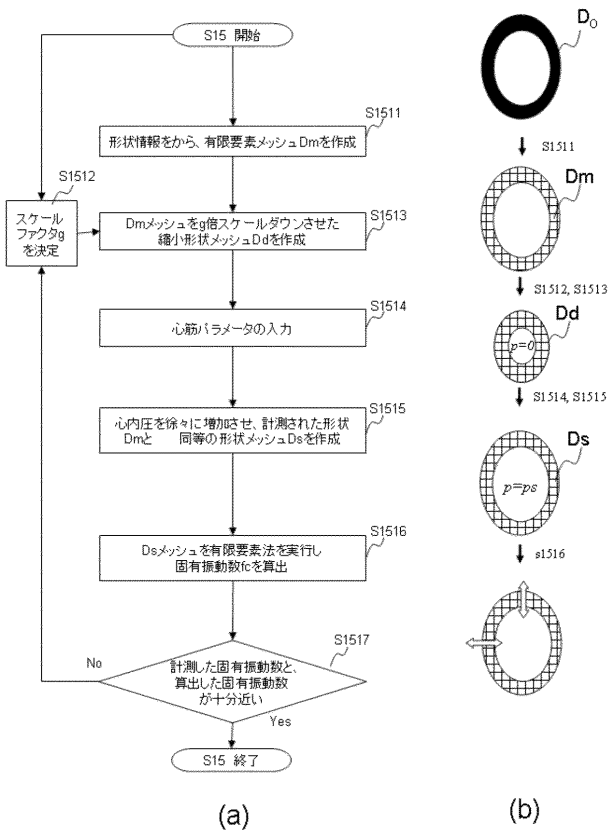


【 図 6 】



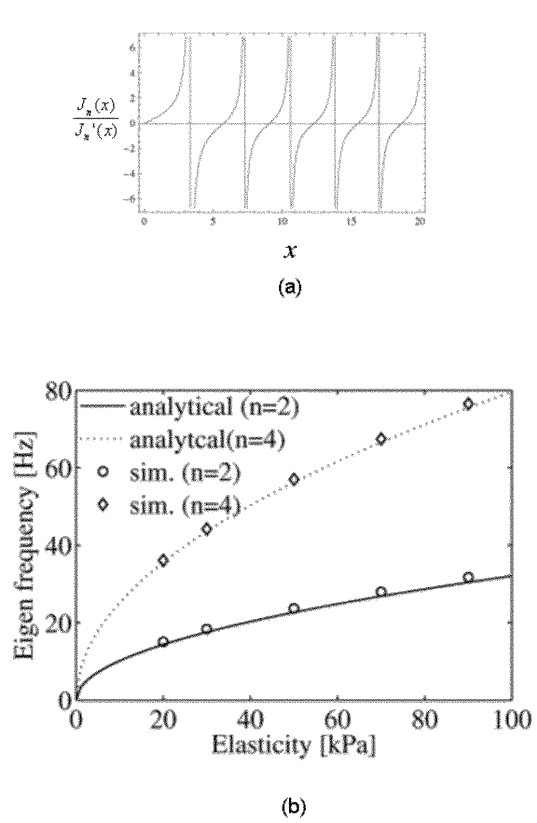
【 図 7 】

図7



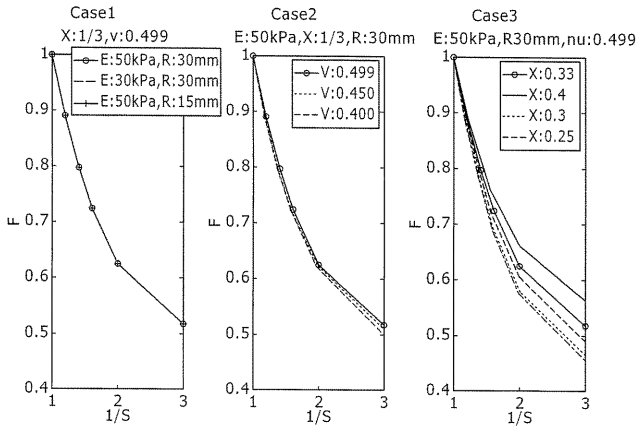
【 図 8 】

図8



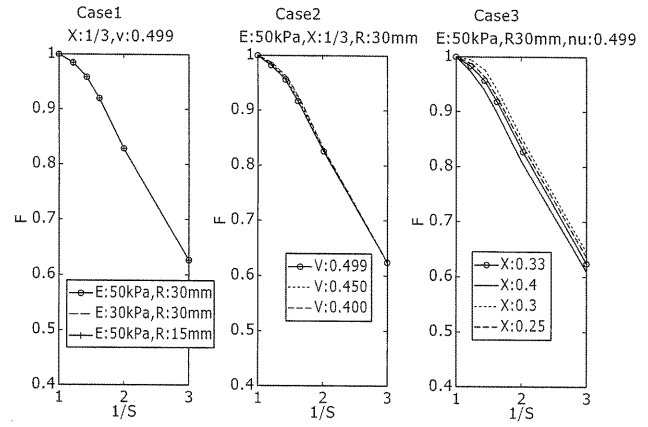
【 図 9 A 】

図9 A

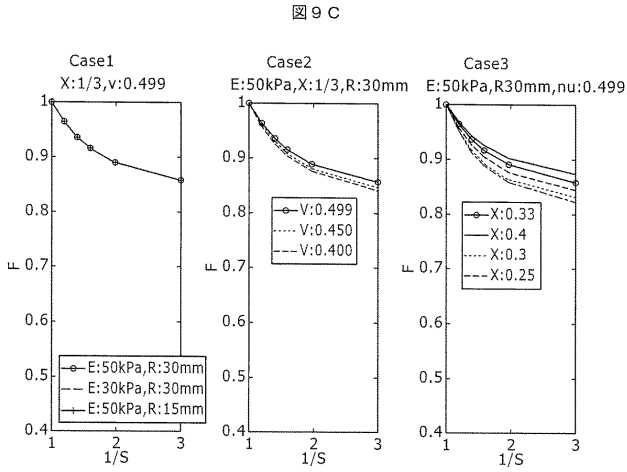


【 図 9 B 】

図9 B



【 図 9 C 】



【 図 9 D 】

図 9D

mode 2X

$1/s$	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

$1/s$	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 】

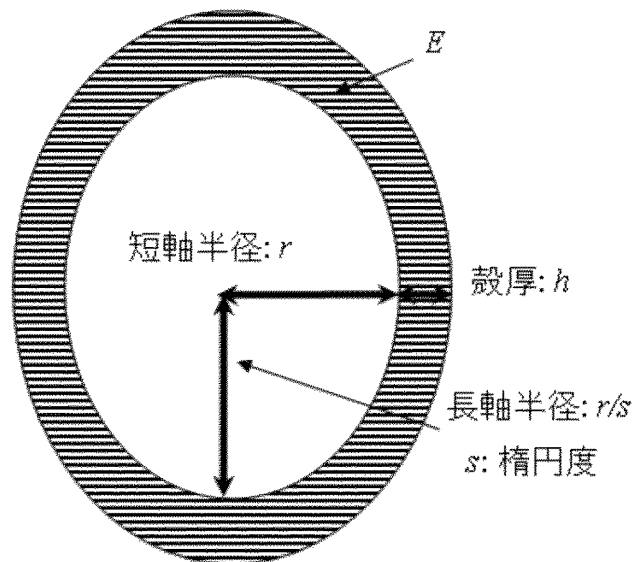
図 9E

mode 2X

$1/s$	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

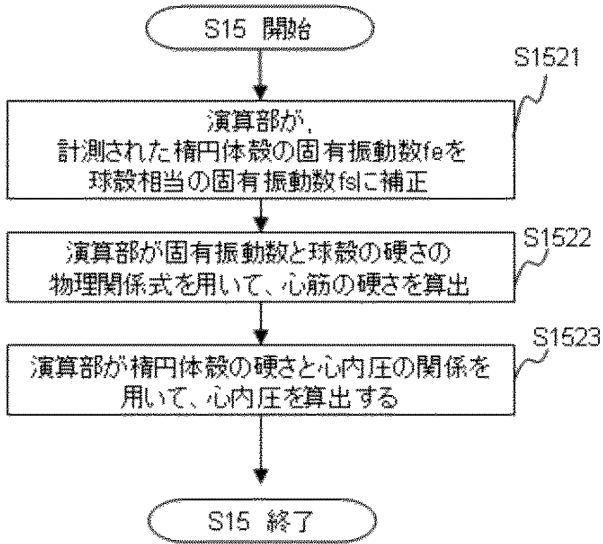
【 図 1 0 】

図 10



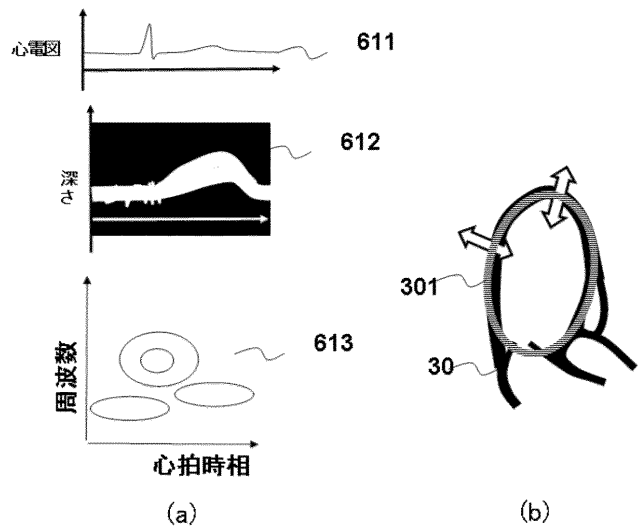
【 図 1 1 】

図 11



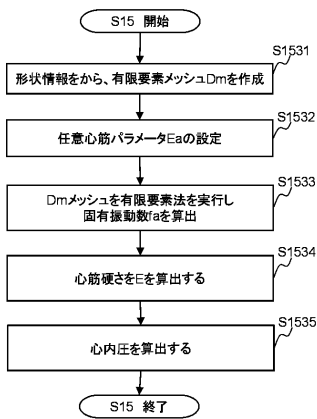
【 図 1 2 】

図 12



【 図 1 3 】

図 13



【手続補正書】

【提出日】平成25年3月6日(2013.3.6)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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。

【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。

【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。

【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。

【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、
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。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2011/052116
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 1996-2011 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2011		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 10-5226 A (Japan Science and Technology Corp.), 13 January 1998 (13.01.1998), paragraphs [0089] to [0106] & US 5840028 A	1, 13, 16 2, 3, 12 11
Y A	Hiroshi KANAI et al., "Noninvasive Measurement of Spatial Distribution of Small Vibrations in Heart Wall", Journal of Medical Ultrasonics, 1999.04, vol.26, no.4, page 670	2, 3, 12 11
Y A	H.Kanai et.al., Imaging Spatial Distribution of High-Frequency Small Vibrations on the Heart Wall, Proc. IEEE Ultrason. Symp., 1998, 1998, Vol.2, pp.1689-1692	2, 3, 12 11
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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	"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
"E"	earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"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
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	
Date of the actual completion of the international search 06 May, 2011 (06.05.11)		Date of mailing of the international search report 17 May, 2011 (17.05.11)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/052116

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Michie SATO et al., "Measurement of left ventricle end-diastolic pressure by analysis of small vibration on heart wall", Journal of the Acoustical Society of Japan, 1996, vol.52, no.9, pages 703 to 710	1-3,11-13,16
A	H.Honda et.al., Noninvasive measurement of left ventricular myocardial elasticity, Am. J. Physiol., Vol.266, No.3, 1994.03, pp.881-890	1-3,11-13,16

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/052116

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 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 additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
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.:
Claims 1-3, 11-13 and 16.

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the 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.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/052116

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

Document 1: JP 10-5226 A (Japan Science and Technology Corp.), 13 January 1998 (13.01.1998), paragraph numbers [0089]-[0106]

Document 1 discloses "that the myocardial hardness and the intracardiac pressure of a heart are detected from such shape information such as the internal diameter or wall thickness of a left ventricle, as has been determined from a reflected echo signal, and natural vibrations". Therefore, the invention of claims 1 and 16 is not admitted to involve any novelty to and any special technical feature over the invention disclosed in document 1. Consequently, it is admitted that the claims contain the four inventions (groups) having the following special technical features.

Here, claims 1 and 16 having no special technical feature and the invention of claim 13 or just an addition of the well-known technique to the former claims are sorted into invention 1.

(Invention 1) Invention of claims 1-3, 11-13 and 16

"That the myocardial hardness and the intracardiac pressure of a heart are detected from the shape information and the natural vibrations of the heart, which have been determined from a reflected echo signal, and that the natural vibration mode of an intracardiac shape, which has been obtained as the shape information, is detected".

(Invention 2) Invention of claims 4 and 15

"That the myocardial hardness and the intracardiac pressure of the heart are detected, by using a finite element calculation, from the shape information and the natural vibrations of the heart, which have been determined from the reflected echo signal".

(Invention 3) Invention of claims 5-9

"That the myocardial hardness and the intracardiac pressure of the heart are detected from the shape information and the natural vibrations of the heart, which have been determined from the reflected echo signal, and that the left ventricle in the heart is approximated as an oval bulb shell".

(Invention 4) Invention of claims 10 and 14

"That the myocardial hardness and the intracardiac pressure of the heart are detected, in a predetermined heart time phase, from the shape information and the natural vibrations of the heart, which have been determined from the reflected echo signal".

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/052116									
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2011年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2011年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2011年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2011年	日本国実用新案登録公報	1996-2011年	日本国登録実用新案公報	1994-2011年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2011年										
日本国実用新案登録公報	1996-2011年										
日本国登録実用新案公報	1994-2011年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X Y A	JP 10-5226 A (科学技術振興事業団) 1998.01.13, 段落番号【0089】～【0106】 & US 5840028 A	1, 13, 16 2, 3, 12 11									
Y 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, 1999.04, 第26巻第4号, 第670頁	2, 3, 12 11									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> 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 06.05.2011		国際調査報告の発送日 17.05.2011									
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) 五関 統一郎	2Q 2904								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 5 2 1 1 6
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	H.Kanai et. al., Imaging Spatial Distribution of High-Frequency Small Vibrations on the Heart Wall, Proc. IEEE Ultrason. Symp., 1998, 1998, Vol. 2, pp.1689-1692	2, 3, 12 11
A	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、1996、第52巻第9号、第703-710頁	1-3, 11-13 , 16
A	H.Honda et.al., Noninvasive measurement of left ventricular myocardial elasticity, Am. J. Physiol., Vol. 266, No. 3, 1994. 03, pp. 881-890	1-3, 11-13 , 16

国際調査報告	国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 5 2 1 1 6
<p>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)</p> <p>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。</p> <p>1. <input type="checkbox"/> 請求項 _____ は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。つまり、</p> <p>2. <input type="checkbox"/> 請求項 _____ 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、</p> <p>3. <input type="checkbox"/> 請求項 _____ 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。</p>	
<p>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)</p> <p>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きの国際調査機関は認めた。</p> <p>特別ページ参照</p> <p>1. <input type="checkbox"/> 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項について作成した。</p> <p>2. <input type="checkbox"/> 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項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。</p> <p>3. <input type="checkbox"/> 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ため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。</p> <p>4. <input checked="" type="checkbox"/> 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ため、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項について作成した。</p> <p style="padding-left: 40px;">請求項 1 - 3, 11 - 13, 16</p> <p>追加調査手数料の異議の申立てに関する注意</p> <p><input type="checkbox"/> 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。</p> <p><input type="checkbox"/> 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。</p> <p><input type="checkbox"/> 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。</p>	

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2011/052116

文献1 : JP 10-5226 A (科学技術振興事業団) 1998.01.13,
段落番号【0089】～【0106】

文献1には“反射エコー信号から求めた、左心室の内径や壁厚等の形状情報と固有振動から、心臓の心筋硬さ、心内圧を検出すること”が記載されている。したがって、請求項1, 16に係る発明は、文献1に記載された発明に対して新規性が認められず、特別な技術的特徴を有しない。したがって、請求の範囲には、以下の特別な技術的特徴を有する4の発明(群)が含まれる。

なお、特別な技術的特徴を有しない請求項1, 16、および、それらに対して周知技術を付加したにすぎない請求項13に係る発明は、発明1に区分する。

(発明1) 請求項1-3, 11-13, 16に係る発明

“反射エコー信号から求めた心臓の形状情報と固有振動から、心臓の心筋硬さ、心内圧を検出し、さらに、形状情報として得られた心腔形状の固有振動モードを検出すること”

(発明2) 請求項4, 15に係る発明

“反射エコー信号から求めた心臓の形状情報と固有振動から、有限要素計算を用いて心臓の心筋硬さ、心内圧を検出すること”

(発明3) 請求項5-9に係る発明

“反射エコー信号から求めた心臓の形状情報と固有振動から、心臓の心筋硬さ、心内圧を検出し、その際、心臓内の左心室を楕円球殻として近似すること”

(発明4) 請求項10, 14に係る発明

“反射エコー信号から求めた心臓の形状情報と固有振動から、心臓の心筋硬さ、心内圧を、所定の心時相において検出すること”

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(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

Fターム(参考) 4C601 DD06 DD15 EE09 EE20 JB34 JB49

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声成像设备和信息处理设备		
公开(公告)号	JPWO2011102221A1	公开(公告)日	2013-06-17
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		
[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		
F-TERM分类号	4C601/DD06 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/EE20 4C601/JB34 4C601/JB49		
优先权	2010032429 2010-02-17 JP		
其他公开文献	JP5386631B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种超声成像设备，其无创地测量作为心脏的肌肉的心肌的硬度或作为心脏内部的血压的心内压。超声波成像装置包括：超声波探头2，其向作为身体中的物体的心脏发送超声波和从心脏接收超声波；信号处理单元15，其处理由超声波探头接收的反射回波信号；以及信号处理单元。提供了用于将结果显示为图像的显示单元14和用于在显示在显示单元上的图像上设置预定点的输入单元10。信号处理单元15从反射的回声信号中检测心脏的形状信息，形状提取单元152，从反射的回声信号中检测心脏的自然振动，心肌的硬度或心内压的自然振动检测单元153。计算单元154包括用于计算的计算单元154，并且计算单元154根据心脏的固有频率准确地计算心肌的硬度，并且根据所计算的心肌的硬度来计算心内压。

