

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5356507号
(P5356507)

(45) 発行日 平成25年12月4日 (2013. 12. 4)

(24) 登録日 平成25年9月6日 (2013. 9. 6)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/04 (2006. 01)

A 6 1 B 8/04

A 6 1 B 8/06 (2006. 01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 15 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2011-510371 (P2011-510371)
 (86) (22) 出願日 平成22年4月23日 (2010. 4. 23)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2010/057203
 (87) 国際公開番号 W02010/123089
 (87) 国際公開日 平成22年10月28日 (2010. 10. 28)
 審査請求日 平成23年9月1日 (2011. 9. 1)
 (31) 優先権主張番号 特願2009-106872 (P2009-106872)
 (32) 優先日 平成21年4月24日 (2009. 4. 24)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(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
 (74) 代理人 100091096
 弁理士 平木 祐輔
 (74) 代理人 100105463
 弁理士 関谷 三男
 (74) 代理人 100102576
 弁理士 渡辺 敏章
 (72) 発明者 田中 智彦
 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
 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
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検者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及び前記被検者より計測された血圧信号を処理する信号処理部と、前記信号処理結果を画像として表示する表示部と、前記表示部に表示された画像に所定点を設定する入力部を備え、

前記信号処理部は、前記血圧信号から体内の血流のある所定点の近傍の基準点における絶対基準圧を演算する基準圧演算部と、前記基準点と前記基準圧演算部に演算された絶対基準圧算出位置との空間圧較差を算出する空間圧較差算出部と、前記絶対基準圧と前記空間圧較差に基づいて前記圧算出位置の絶対圧を求める絶対圧演算部とを備えた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において、前記空間圧較差算出部は、前記超音波信号に基づいて前記基準点と指定された圧算出位置の間の血流速度を検出する血流速度演算部と、前記血流速度から前記基準点と前記圧算出位置の間の空間圧較差を算出する血流 - 圧較差演算部とを有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において、前記空間圧較差算出部は、心拍時相を検出する心拍時相検出部を備え、前記心拍時相検出部が検出した時相によって、異なる算出方法で前記空間圧較差を算出する超音波撮像装置。

10

20

【請求項 4】

超音波を送受信する超音波探触子と、動脈圧力を非侵襲的に検出する圧力センサと、前記超音波探触子によって受信された超音波信号及び前記圧力センサによって得られた圧力信号を処理する信号処理部と、前記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、前記超音波信号から組織形状画像を形成する形状画像形成部と、前記動脈圧力を心臓内部あるいは心臓付近の基準点における任意時相の絶対基準圧に変換する基準圧演算部と、前記基準点と心臓内の圧算出位置との空間圧較差を算出する空間圧較差算出部と、前記基準圧及び前記空間圧較差を用いて、心内絶対圧を算出する絶対圧演算部を備え、

前記空間圧較差算出部は、心拍時相を検出する心拍時相検出部と、前記超音波信号より血流速度を検出する血流速度演算部と、前記血流速度より圧較差を算出する血流 - 圧較差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 5】

請求項 4 に記載の超音波撮像装置において、前記血流 - 圧較差換算部は、大動脈弁あるいは僧帽弁逆流速度から、ベルヌーイの法則を用いて、大動脈 - 左心室間あるいは左心室 - 左心房間の圧較差を算出する超音波撮像装置。

【請求項 6】

請求項 4 に記載の超音波撮像装置において、前記血流速度演算部は心腔内の血流速度を検出し、前記血流 - 圧較差換算部は、流体の運動量保存則により心腔内の位置における圧勾配を算出する超音波撮像装置。

20

【請求項 7】

請求項 4 に記載の超音波撮像装置において、前記血流 - 圧較差換算部は、心腔内の圧勾配は $-1 \text{ mmHg} / \text{cm}$ 以上 $1 \text{ mmHg} / \text{cm}$ 以下の定数として大動脈 - 左心室間あるいは左心室 - 左心房間の圧較差を算出する超音波撮像装置。

【請求項 8】

請求項 4 に記載の超音波撮像装置において、ベルヌーイの法則によって、大動脈弁順速度から大動脈 - 左心室間の圧較差を算出し、僧帽弁順流速度から左心室 - 左心房間の圧較差を算出することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 9】

請求項 4 に記載の超音波撮像装置において、前記血流 - 圧較差演算部は、前記基準点と前記圧算出位置の間に弁が存在し、かつ閉じている場合と、前記基準点と前記圧算出位置の間に弁がない、あるいは存在するが開放している場合とで、処理方法を切り替える超音波撮像装置。

30

【請求項 10】

請求項 9 に記載の超音波撮像装置において、前処理方法を切り替える時刻は、等容収縮期、駆出期、等容弛緩期、充満期の境界となる時刻の 1 つ又は複数であることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 11】

請求項 4 に記載の超音波撮像装置において、前記基準点は大動脈内あるいは左心室内にあり、前記圧算出位置は左心室あるいは左心房にある超音波撮像装置。

40

【請求項 12】

請求項 10 に記載の超音波撮像装置において、前記心拍時相検出部は、前記処理を切り替える時刻を検出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において、前記表示部は、前記絶対圧演算部の算出した前記圧算出位置における所定時刻の圧力、又は、圧力の時間変化を表示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において、指標解析部を備え、前記指標解析部は前記絶対圧演算部の算出した絶対圧から、時間的な微分値を示す物理量である (dP / dt)

50

及び / 又は左心室の弛緩状態を指数関数で近似した際の時定数 τ を算出し、前記表示部は前記物理量 (dP/dt) 及び / 又は時定数 τ を表示することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 15】

請求項 14 に記載の超音波撮像装置において、前記指標解析部は前記形状画像形成部の形成した形状画像から複数の時刻において、左心室の体積である左心室容積を検出し、前記複数の時刻における左心室容積と、前記絶対圧演算部の算出した複数の時刻における絶対圧を、心臓体積を表す軸と絶対圧を表す軸を有す 2 次元の空間にプロットした図である圧 - 容積関係図及び / 又は前記圧 - 容積関係図において収縮期末期における圧 - 容積関係の傾きである E_{max} を表示することを特徴とする超音波撮像装置。

10

【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関し、特に、検者が所望する心内絶対圧を時系列で計測する超音波撮像装置に関する。

【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。ここでの圧力情報とは、大気圧との差圧を指し、以下絶対圧と称する。

20

【0003】

心内絶対圧計測を行う際は、心臓カテーテルを体内に挿入する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、左心房における絶対圧と、拍動によって変化する絶対圧の変化、即ち絶対圧波形である。この方法は、心臓カテーテルを体内に挿入し、直接的に心臓内圧力を計測する侵襲的な手法である。

【0004】

また、非侵襲的な心内圧測定に関連する技術として、心臓内の血流速を測定し、測定した血流速から物理的な方程式を用いて心内圧較差を算出する手法が考案されている。ここで圧較差とは、ある二点間の圧力の差を示す。血流速から圧較差を求める方法には詳しくは、流速の検出方法の異なる以下の方法が報告されている。特許文献 1 の方法は、超音波ドップラ効果を用いて、3 次元的な動きを持つ流体の一方向成分を計測し、数値計算を用いることで 3 次元的な流体の挙動を推測している。また、非特許文献 1 の方法は、超音波ドップラ効果を用いることで、3 次元的な動きを持つ流体の一方向成分計測し、2 次元的な挙動の仮定を課すことで、2 次元的な、流速ベクトルを算出している。特許文献 1 及び非特許文献 1 の方法は、流体の一方向速度成分のみを計測し、他方向成分を推定しており、推定した流速ベクトルより算出する圧力較差は 3 次元性の影響の少ない流れ場において有効である。また、特許文献 2 では、EchoPIV と呼ばれる造影剤からの反射信号を時間的に追跡することで高精度の 2 次元的な血流速ベクトルを検出している。

30

【0005】

絶対圧波形の測定法として、伝達関数を用いることで、橈骨大動脈圧波形から中心大動脈圧波形に変換する手法がある。非特許文献 2、非特許文献 3 では、橈骨大動脈圧波形から推定した中心大動脈圧波形と実測の中心大動脈圧波形との比較を行い良好な一致を示している。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開 2004 - 121735 号公報

【特許文献 2】WO 2007 / 136554 A 1

【非特許文献】

【0007】

50

【非特許文献 1】Tanaka, M. et al., Journal of Cardiology, 52, 86-101(2008)

【非特許文献 2】Pauca, A.L., et al., Hypertension 38:932-937 (2006)

【非特許文献 3】Millasseau S.C., et al., Hypertension 41:1016-1020 (2003)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかし、心臓カテーテルを用いた場合、心内絶対圧を時系列で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、血流速から物理的な方程式を用いて心内圧較差を算出する手法において、物理的な方程式から算出できる量は、任意の 2 点間の相対的な圧較差であって、絶対圧を計測することはできない。伝達関数を用いた圧波形計測手法は、絶対圧を時系列で計測することは可能であるが、大動脈圧に限定される。伝達関数手法の心臓内圧への応用は誤差が大きく、診断可能の精度がない。

10

【0009】

本発明の目的は、心拍時相における所望位置の心臓内部の絶対圧を非 / 低侵襲的に測定することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明では、圧力センサによって動脈圧力を非侵襲的に時系列で検出し、動脈圧力を伝達関数によって心臓内部あるいは近傍の基準点における任意時相の絶対基準圧に変換する。また、超音波撮像信号から血流速度を検出し、血流速度から物理法則を用いて基準点と心臓内に設定される圧算出位置の間の空間圧較差を算出する。さらに基準圧と空間圧較差を用いて、心内絶対圧を算出する。その際、心拍時相に応じて、圧較差算出方法を切り替えることで、任意の心拍時相における連続的な絶対圧表示、すなわち、従来より精度よく心内絶対圧の圧波形を検出することができる。

20

【発明の効果】

【0011】

本発明によると、流体挙動より心内圧較差を計測する従来例に対し、基準部の絶対圧を精度よく計算することで、診断に有効な絶対圧を提供することができる。また、圧力センサの時系列計測により、心拍の時系列的な圧変化を検出することができる。さらに、非 / 低侵襲的に心内絶対圧を時系列で計測する超音波撮像装置を提供できる。

30

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図 1 A】本発明の実施の形態の超音波撮像装置の装置構成を示すブロック図。

【図 1 B】本発明の実施の形態の超音波撮像装置の装置構成を示すブロック図。

【図 2】信号処理部の動作を示すフローチャート。

【図 3】ステップ S 1 2 の詳細を示すフローチャート。

【図 4】ステップ S 1 3 の詳細を示すフローチャート。

【図 5】心内絶対圧及び、大動脈圧の心拍時相の説明図。

【図 6】心臓弁の心拍時相における開閉の説明図。

40

【図 7】(a) は弁閉鎖時のベルヌーイ則の説明図、(b) は弁開放時のベルヌーイ則の説明図。

【図 8】心臓内にトレーサが混入した様子を表す説明図。

【図 9】(a) はトレーサ画像を格子状に区切った説明図、(b) はトレーサ画像の経時の変化追跡の説明図、(c) はトレーサより求めた速度ベクトルの説明図。

【図 1 0】速度ベクトルより求めた圧較差の算出の説明図。

【図 1 1】流入伝播速度から圧較差を求める説明図。

【図 1 2】心拍時相を組み込んだ圧較差算出方法切り替え説明図。

【図 1 3】弁流速検出の R O I 設定の説明図。

【図 1 4】(a) は心内絶対圧及び大動脈圧の心拍時相変化の表示画面を示す図、(b)

50

は心内圧及び大動脈圧の等高線表示画面を示す図、(c)は圧-容積関係図の表示画面を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。

【0014】

図1Aは、本発明による超音波撮像装置の装置構成例を示すブロック図である。本発明の超音波撮像装置は、装置本体1と超音波探触子2と圧力センサ3を有している。

【0015】

装置本体1は、超音波探触子2を制御すると共に圧力センサ3からの血圧信号を超音波画像の生成に使用するものである。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(被検者)41に接し、照射領域42に対し、超音波を照射すると共に、照射領域42の反射波エコー信号を受信する。圧力センサ3は、生体の任意部位43における動脈44の血圧を計測する。

【0016】

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、圧力センサ受信回路14、信号処理部15、メモリ16、及び表示部17を備えている。

【0017】

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、圧力センサ受信回路14、信号処理部15、メモリ16、及び表示部17を制御するもので、例えばコンピュータシステムのCPUである。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信号処理を行う。圧力センサ受信回路14は、圧力センサ3から得られた信号を圧力情報に変換して、信号処理部15へと受け渡す。信号処理部15は、超音波探触子2からの反射エコー信号と圧力センサ3からの血圧信号とから超音波画像を生成する機能を有する。メモリ16は、反射エコー信号、信号処理部15で得られる超音波画像、血圧信号の各種情報を記憶する。メモリ16はまた絶対圧演算部154、血流速度演算部1522で保持している情報を記憶する。表示部17はメモリ16に蓄えられた情報を出力する。

【0018】

次に、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、形状画像形成部151、空間圧較差算出部152、基準圧演算部153、絶対圧演算部154を有する。形状画像形成部151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モード像、すなわち被検者の組織形状を形成する。

【0019】

空間圧較差算出部152は、心拍時相検出部1521、血流速度演算部1522、血流圧較差演算部1523を有する。血流速度演算部1522は、超音波受信回路13から出力される反射エコーより血流速度を算出する。血流圧較差演算部1523は、基準点設定部1531で得られた基準点及び、形状画像形成部151で形成された組織形状より任意の空間点における、基準点との圧較差を算出する。さらに、心拍時相検出部1521は、超音波受信回路13から出力される反射エコーより心拍時相を検出する。心拍時相の検出は、たとえば血流速度演算部1522による弁を通過する流速方向の認識、あるいは流速の方向形状画像による弁開閉の認識、あるいは入力部10から取り込んだ心電図信号による心拍時相の認識などによって行うことができる。

【0020】

基準圧演算部153は、基準点設定部1531、伝達関数入力部1532、基準点圧変換部1533を有する。基準点設定部1531は、形状画像形成部151で得られた組織

10

20

30

40

50

形状をもとに、基準点を設定する。伝達関数入力部 1 5 3 2 は、基準点設定部 1 5 3 1 で設定された基準点に対応した伝達関数をメモリ 1 6 より読み出す。基準点圧変換部 1 5 3 3 は、圧力センサ受信回路 1 4 より受け渡される動脈圧力情報と伝達関数をもとに、基準点における絶対圧を算出する。

【 0 0 2 1 】

絶対圧演算部 1 5 4 は、基準圧演算部 1 5 3 で得られた基準点絶対圧と、空間圧較差算出部 1 5 2 で得られた任意位置における基準点との空間圧較差より、任意位置の絶対圧を算出する。

【 0 0 2 2 】

本実施の形態の処理フローを、図 2 に示す。図 2 では、具体的な例として、図 1 A 中の照射領域 4 2 に心臓と上行大動脈を含む部位とし、任意部位 4 3 を前腕部とし、動脈 4 4 を橈骨動脈とする。まず、形状画像形成部 1 5 1 が超音波信号を例えば心臓及び大動脈のような生体形状を形状画像に変換し (S 1 1)、形状画像を基準圧演算部 1 5 3 及び絶対圧演算部 1 5 4 に送る。次に、基準圧演算部 1 5 3 が、圧力センサ 3 で取得した圧力を基準点 X_0 の基準圧 P_0 に変換する (S 1 2)。次に、空間圧較差算出部 1 5 2 が基準点 X_0 と位置 X_1 の間の圧較差を算出する (S 1 3)。最後に、絶対圧演算部 1 5 4 が基準圧 P_0 、空間圧較差より心内絶対圧を算出する (S 1 4)。以上のように、基準圧演算部 1 5 3、空間圧較差算出部 1 5 2、及び絶対圧演算部 1 5 4 における処理を介して、橈骨動脈圧と心内血流速度場から、心内絶対圧の取得が可能となる。なお、ステップ 1 2 とステップ 1 3 の順序は逆でもよいし、同時に実行してもよい。

【 0 0 2 3 】

次に、ステップ 1 2 における基準圧演算部の詳細な処理を、図 3 を用いて説明する。形状画像形成部 1 5 1 から心臓及び大動脈画像を取得する (S 1 2 1)。次に、基準点設定部 1 5 3 1 ではユーザが上述の取得画像をもとに、基準点 X_0 を例えば上行大動脈の代表を表す上行大動脈の中心部として設定する。ここでは、 X_0 は大動脈内を示したが、左心室内の代表点でもよい。基準点を左心室に設定するか、大動脈にするかはユーザ決定する。なお、 X_0 の設定は、形状画像形成部 1 5 1 で算出した基準とする組織形状を自動的に検出し設定しても良い (S 1 2 2)。伝達関数入力部 1 5 3 2 は、基準点設定部 1 5 3 1 で設定された基準点に対応した伝達関数をメモリ 1 6 より読み出す。基準点圧変換部 1 5 3 3 は、圧力センサ受信回路 1 4 より受け渡される動脈圧力情報と伝達関数をもとに、基準点における絶対圧を算出する。

【 0 0 2 4 】

伝達関数入力部 1 5 3 2 が、上記で設定した基準点及び圧力センサで計測する部位に対応した伝達関数を、伝達関数が格納されているメモリ 1 6 より読み出す (S 1 2 3)。伝達関数は、橈骨動脈圧と大動脈圧の時間的な変化である橈骨動脈圧波形と大動脈圧波形をそれぞれフーリエ変換した、周波数空間における橈骨動脈圧波形と大動脈圧波形の位相と利得の関係を表す関数である。伝達関数は、周波数ごとの位相、利得情報であり、位相、利得情報がメモリに格納される。また、伝達関数の具体例は、非特許文献 3 にも記載されている。次に、圧力センサ 3 により計測した橈骨動脈の圧力を入力し (S 1 2 4)、基準点圧変換部 1 5 3 3 が上記入力された圧力情報を上記取得した伝達関数をもとに、基準点として設定した上行大動脈圧 P_0 に変換する (S 1 2 5)。ここで圧力センサはトノメトリ法を用いることで、精度の良い橈骨動脈の圧力が算出される。伝達関数は、橈骨動脈と大動脈の位相と利得の関係を表す関数である。

【 0 0 2 5 】

また、前記基準点として設定した上行大動脈圧などの基準圧 P_0 は外部入力によって入力しても良い。その場合の構成図を図 1 B に示した。基準圧入力部 1 5 5 は上行大動脈圧などの基準圧 P_0 を入力し、空間圧較差算出部 1 5 2 と絶対圧演算部 1 5 4 に基準圧 P_0 の情報を伝える。

【 0 0 2 6 】

次に、ステップ 1 3 における空間圧較差算出部の詳細な処理を、図 4 を用いて説明する

。先ず、上述で設定した基準点 X_0 を入力する（S131）。形状画像形成部151からの心臓及び大動脈画像を入力する（S132）。次に、ユーザが上述の取得画像をもとに、任意位置 X_1 を設定する（S133）。ここでは、 X_1 は心臓内部の任意点として設定する。なお、 X_1 の設定は、心臓内部の中心部などを代表的な部位とし、画像処理により自動的に行ってよい。また、 X_1 を複数点とし、2次元以上の空間としてもよい。さらに、心拍時相検出部1521が、超音波受信回路13から得られる超音波信号をもとに心拍時相を検出し（S134）、圧較差の算出手法を決定する（S135）。心臓内の圧較差算出方法を、心臓にある弁開放あるいは弁閉鎖の状態に応じて決定する。弁が閉鎖している場合には、弁の位置での逆流を検出し、圧較差算出方法としてベルヌーイの法則を選択する（S136）。また、弁が開放している場合には、弁の位置での流速を検出し、ナビエーストークスの式を選択する（S137）。ステップ138では、ステップ131、S133で設定した基準点 X_0 及び位置 X_1 の間の圧較差 ΔP をステップ136あるいはステップ137で選択した手法を用いて算出する。

10

【0027】

ここで、ステップ135で行った圧力較差算出方法の決定手法の詳細について、図5を用いて説明する。図5(a)のグラフは心臓一心拍辺りの時間的な圧力変化の例である。511は大動脈の圧力変化、512は左心室の圧力変化、513は左心房の圧力変化を示す。また、図6に心臓の一心拍における変化の模式図を示す。61は大動脈、62は左心房、63は左心室、64は大動脈弁、65は僧帽弁を示している。

20

【0028】

僧帽弁が閉鎖する時刻である T_1 から大動脈弁が開放する時刻である T_2 までの時間を等容収縮期525とよび、この時間内における心臓は、図6(a)に示すように、大動脈弁64及び僧帽弁65が閉鎖している。このとき、大動脈弁64、僧帽弁65では、閉鎖した大動脈弁の隙間からの漏れである大動脈弁逆流641及び、閉鎖した僧帽弁の隙間からの漏れである僧帽弁逆流651が生じている。 T_2 から大動脈弁が閉鎖する時刻である T_3 までの時間を駆出期526と称し、この時間内における心臓は、図6(b)に示すように、大動脈弁64が開放し、僧帽弁65が閉鎖している。このとき、大動脈弁64、僧帽弁65では、大動脈弁順流642と僧帽弁逆流651が生じている。 T_3 から僧帽弁が開放する時刻である T_4 までの時間を等容弛緩期527と称し、図6(c)に示すように、大動脈弁64及び僧帽弁65が閉鎖している。このとき、大動脈弁64、僧帽弁65では、大動脈弁逆流641及び、僧帽弁逆流651が生じている。さらに、 T_4 から次の心拍の T_1 までの時間を充満期528と称し、図6(d)に示すように、大動脈弁64が閉鎖し、僧帽弁65が開放している。このとき、このとき、大動脈弁64、僧帽弁65では、大動脈弁逆流641と僧帽弁順流652が生じている。

30

【0029】

弁逆流では、ベルヌーイの法則により圧較差算出が可能であるが、弁順流においては、ベルヌーイの法則が成り立たず、圧較差の演算方法を切り替える必要がある。詳細は以下に述べるが、演算手法切り替え時刻は、基準点 X_0 と位置 X_1 の間の経路にある弁の状態が閉鎖から開放に、あるいは開放から閉鎖に変わるタイミング、すなわち T_1 、 T_2 、 T_3 、 T_4 のうち一つ以上であり、切り替え場所となる基準点 X_0 と位置 X_1 組み合わせは、基準点 X_0 が大動脈61内あるいは左心室63内であり、位置 X_1 が左心室63、左心房62、大動脈61内のいずれかとなる。

40

【0030】

切り替え時刻の検出は、形状画像形成部151で検出したBモード画像における、弁が開放或いは閉鎖する時刻、及び左心室体積あるいは面積が最小あるいは最大となった時刻、また、最大、最小状態が継続する時間の始まり或いは終わりの時刻、及びMモード画像における、弁が開放或いは閉鎖する時刻、及び、血流速度演算部1522が検出した弁血流速度の符号が逆転した時刻、のうち少なくとも一つが生じた時刻として検出することができる。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

50

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。

【 0 0 3 1 】

次に、圧較差算出方法の詳細を述べる。まず、弁閉鎖時の弁逆流検出時の圧較差算出方法を述べる。弁逆流検出時には、ベルヌーイの法則を用いて、圧較差を算出することができる。弁の逆流はドップラ効果を用いた検出手法あるいは、逆流血中内の血球あるいは予め投与した造影剤などのトレーサを画像認識によって追跡する手法でもよい。逆流速度を使った、ベルヌーイ則の簡易な方法として、簡易ベルヌーイ式がある。逆流速度を V としたときに、弁の内外における圧較差 ΔP は以下の式で表すことができる。

【 0 0 3 2 】

$$\Delta P = A \times V^2 \quad \dots (1)$$

10

A は $[\text{sec}^2 \cdot \text{mmHg}]$ の単位をもった 3 . 5 以上 4 . 5 以下の定数である。

【 0 0 3 3 】

この式は、定常状態の仮定を含んでいるため、非定常の影響を考慮した、下記に示す非定常ベルヌーイ式でも良い。 B は非定常の影響が圧較差に与える項であり、 Δt の間の速度変化量 ΔV と弁の厚さ L を用いて、 B は $\Delta V \times L / \Delta t$ と書くことができる。

【 0 0 3 4 】

$$\Delta P = A \times V^2 + 2 \times A \times B \quad \dots (2)$$

次に、弁開放時の算出方法について述べる。弁開放時には弁順流速度を式(1)に代入する簡易なベルヌーイの法則が成り立たない。その理由を、図 7 を用いて説明する。弁逆流に対しベルヌーイ則を応用する場合、図 7 (a) のような簡易モデルで表すことができる。ここでは、8 1 a を大動脈部、8 2 a を大動脈弁逆流流出部、8 3 a を左心室とした。それぞれの場所における圧力 P と流速 V 及び、各部位の断面積 A のペアを (P_{a1}, V_{a1}, A_{a1}) 、 (P_{a2}, V_{a2}, A_{a2}) 、 (P_{a3}, V_{a3}, A_{a3}) とすると、 ρ を血液密度を表す定数として、ベルヌーイ則では、以下の式が成り立つ。

20

【 0 0 3 5 】

$$P_{a1} / \rho + V_{a1}^2 = P_{a2} / \rho + V_{a2}^2 = P_{a3} / \rho + V_{a3}^2 \quad \dots (3)$$

速度と断面積の積である流量 Q_a は位置によらず一定であるという、質量保存則を用いれば、以下の式が成り立つ。

【 0 0 3 6 】

$$Q_a = V_{a1} \times A_{a1} = V_{a2} \times A_{a2} = V_{a3} \times A_{a3} \quad \dots (4)$$

30

ここで、弁逆流から大動脈 - 左心室間の圧較差、 $P_{a1} - P_{a3}$ を求めるためには、大動脈弁逆流流出部 8 2 a の出口面積 A_{a2} が大動脈断面積 A_{a1} 、あるいは左心室断面積 A_{a3} と比較して十分小さいという仮定が必要となる。

【 0 0 3 7 】

この仮定を課すことで、上記流量一定の条件より、大動脈部及び、左心室における速度が無視できる。

【 0 0 3 8 】

$$V_{a1} = V_{a3} = 0 \quad \dots (5)$$

さらに、流速が音速の 3 0 % 以下である場合の噴流には、流路出口の圧力は外圧と等しくなるという性質があり、図 7 (a) の逆流 8 4 a を左心室への噴流とみなすことで、大動脈弁逆流流出部 P_{a2} と P_{a3} が等しいとみなすことができる。

40

【 0 0 3 9 】

$$P_{a2} = P_{a3} \quad \dots (6)$$

以上より、ベルヌーイ則は以下のようにかけ、これが弁逆流よりベルヌーイ則を用いて圧較差を算出する方法である。

【 0 0 4 0 】

$$P_{a1} - P_{a3} = \rho \times (V_{a2}^2) / 2 \quad \dots (7)$$

また、式(7)は定常状態を仮定している式であり、非定常の影響を考えた場合は、離散化された非定常ベルヌーイ式を用いると、次式のように圧較差を算出することができる。

【数 1】

$$P_{a1} - P_{a3} = \rho \int_{a2}^{a1} \frac{\partial V}{\partial t} dx + \rho \frac{V_{a2}^2}{2} \quad \dots(8)$$

【0041】

しかし、弁開放時には、上記の大動脈弁逆流流出部 8 2 a の出口面積 A_{a2} が大動脈断面積 A_{a1} 、あるいは左心室断面積 A_{a3} と比較して十分小さいという仮定が適用されず、図 7 (b) のようなモデルが想定される。ここでは、8 1 b を大動脈部、8 2 b を大動脈弁逆流流出部、8 3 b を左心室とした。それぞれの場所における圧力 P と流速 V 及び、各部位の断面積 A のペアを (P_{b1}, V_{b1}, A_{b1}) 、 (P_{b2}, V_{b2}, A_{b2}) 、 (P_{b3}, V_{b3}, A_{b3}) とすると、ベルヌーイ則及び流量 Q b 保存則は、以下のように書ける。

10

【0042】

$$P_{b1} / \rho + V_{b1}^2 = P_{b2} / \rho + V_{b2}^2 = P_{b3} / \rho + V_{b3}^2 \quad \dots(9)$$

$$Q_b = V_{b1} \times A_{b1} = V_{b2} \times A_{b2} = V_{b3} \times A_{b3} \quad \dots(10)$$

特に、弁における圧 P_{b2} が未知であるため、以上の保存則からは、弁順流速 V_{b2} を用いて圧較差 $P_{b1} - P_{b3}$ を求めることはできない。

【0043】

そこで、弁開放時においても成立する流体の運動量方程式を用いることで、弁開放時の圧較差を求めることができる。運動方程式として、 V_i を心腔内の任意の位置 X における血流速度ベクトル V の i 方向成分とし、 P を前記位置 X における圧勾配とし、 ρ を血液密度を表す定数で、 1000 kg/m^3 以上、 1100 kg/m^3 以下の定数とし、 μ を血液粘性を示す定数 3500 Kg/m/s 以上、 $5,500 \text{ Kg/m/s}$ 以下の定数としたとき、流体の運動量保存則を表す Navier-Stokes 式：

20

$$P = -\rho \times (\partial V_i / \partial t + V_j \times \partial V_i / \partial x_j) + \mu \times \partial^2 V_i / \partial x_j \partial x_j \quad \dots(11)$$

又は、Navier-Stokes 式を簡略化した次の Euler 式を用いることができる。

【0044】

$$P = -\rho \times (\partial V_i / \partial t + V_j \times \partial V_i / \partial x_j) \quad \dots(12)$$

上述の式から圧勾配 P を算出するためには、流体の速度空間分布が必要となる。空間的な流速の取得方法としては、三次元的な流速分布を取得する手法が好ましい。これは、3次元撮像の可能な探触子を用いることで実現できる。血中内の血球あるいは予め投与した造影剤などのトレーサ画像を三次元的に取得し、これを時間的に追跡することで流れ場を三次元的に取得することができる。この手法における三次元性とは、圧較差を算出する2点間の直線あるいは曲線上の点で、独立な3方向でそれぞれ二点以上の速度情報が求まることを指す。すなわち、ある平面上に基準点 X_0 及び位置 X_1 を設定した場合、その平面に厚みを持たせたスライス上の撮像領域でもよい。造影剤を生体へ投与した場合、生体への侵襲性は非侵襲ではなくなり、低侵襲となる。

30

【0045】

また、トレーサを用いた速度取得手法の詳細について、簡略化した二次元での説明図を図 8、図 9 に示す。図 8 は左心房 6 3 を含む心臓内にトレーサ 7 1 が撮像されている様子を表す。流速を算出したい撮像領域 (Region of interest: ROI) 7 2 の拡大図として、ある時刻 t における撮像図を図 9 (a) に、微小時間 Δt 後の時刻 $t + \Delta t$ における撮像図を図 9 (b) に示す。空間的な速度情報を取得するため、トレーサ個々の挙動を追跡することも可能であるが、ここでは、ある時刻における撮像領域の ROI を格子状に区切り、各格子内のトレーサ画像パターンを追跡することで流速を求める手法を格子 7 2 1 に関して説明する。図 9 (a) の格子 7 2 1 の画像パターンを図 9 (b) 内の画像で探索して対応する格子 7 2 2 を見出すことで、格子 7 2 1 の移動量が算出することができる。この移動量を R としたとき、格子 7 2 1 の速度は $R / \Delta t$ で求めることができる。同様にすべての格子に対して、速度を求めることで、図 9 (c) のような空間的な速度ベクトルが算出される。また、上述の格子状の粒子画像のパターンマッチング以外に、個々の粒子のパ

40

50

ターンマッチングを行い、空間的な速度ベクトルを算出しても良い。

【 0 0 4 6 】

また、速度空間分布を求める他の方法として、ドップラ効果を用いた方法がある。さらに、ドップラ効果を用いた速度場から流れ関数を用いて速度ベクトルを算出する手法でもよい。ドップラ効果で求めることができる速度情報は、ベクトルで示される速度ベクトルの超音波射影方向の投影成分のみとなる。これにより、ドップラ効果を用いた場合は、角度補正が必要であるとともに、速度ベクトルの超音波射影方向成分が誤差の原因となる。また、流れ関数では、二次元の流れ場の仮定が入るため、使用が限定される。このため、トレーサを追跡して流れ場を三次元的に算出する手法が最適といえる。

【 0 0 4 7 】

以上により、弁閉鎖時だけでなく、弁開放時においても圧較差を算出することができ、任意心拍時相における複数点間の圧較差を算出することができる。圧較差の等高線図を図 10 に示す。図 10 は図 9 (c) のような空間的な速度ベクトルから、算出した圧力の空間的な分布を示している。

【 0 0 4 8 】

次に、血流圧較差算出部 1 5 2 3 における処理について述べる。心腔内の位置 X における圧勾配を算出する場合は、血流 - 圧較差演算部は、基準点 X_0 と位置 X_1 を結ぶ任意の経路 L を指定し、N を任意の整数として、経路 L 上の経路離散位置 $L_1, L_2, L_3, \dots, L_N$ における圧勾配を算出し、経路 L 上に弁が存在しない場合、あるいは、弁が開放している場合は、圧勾配を算出した位置 $L_1, L_2, L_3, \dots, L_N$ における圧勾配と経路離散位置間の距離の積の和をとり、基準点 X_0 と位置 X_1 の間の圧較差とする。また、経路 L 上の L_M に弁が存在し、かつ閉鎖している場合は、ベルヌーイの法則より圧較差を算出して、算出した位置 $L_1, L_2, L_3, \dots, L_N$ における圧勾配と経路離散位置間の距離の積の和をとり、基準点 X_0 と位置 X_1 の間の圧較差とする。ここで、流量が小さい領域の圧勾配を 0、あるいは $-1 \text{ mmHg} / \text{cm}$ 以上 $1 \text{ mmHg} / \text{cm}$ 以下の定数とおくことでも、空間的な圧較差を算出することが可能である。また、弁開放時においては計算量逡減の利点から、ベルヌーイ則を用いることで圧較差を算出することも可能である。以上の血流圧較差算出部により、心腔間、血管間における任意の位置の圧較差を算出することができる。

【 0 0 4 9 】

さらに、流入血流速伝播速度から圧較差を算出することができる。流入血流速伝播速度 W は、血流速の時間変化を表すドップラ M モードから求めることができる。図 11 に示すように、左心室から大動脈に流入する血流をドップラ M モードで計測し、流速の最大値を示す時刻を T_m 、位置の座標を X_m とし、この点を P_{f1} で示した。最大流速の K % の領域を示す等高線 7 2 5 の内側を高速域と称す。本実施例では K を 70 としたが K は 40 から 95 のうちの任意である。等高線 7 2 5 の他端の時刻を T_e とし、この位置を X_e とする。この点を P_{f3} とする。 P_{f1}, P_{f3} 間のベクトルの傾きが流入血流速伝播速度 W である。座標位置 (T_m, X_m) 、 (T_e, X_m) 、 (T_e, X_e) で示される位置 P_{f1}, P_{f2}, P_{f3} における流速をそれぞれ、 V_{f1}, V_{f2}, V_{f3} とすると、左心室 - 大動脈間の圧力 ΔP は以下のように算出することができる。

【 0 0 5 0 】

$$\Delta P = -\rho \times (W \times (V_{f2} - V_{f1}) + V_{f2} \times (V_{f3} - V_{f2})) \quad \dots (13)$$

切り替えのタイミングを組み込みつつ、手法の選択に関して、時刻と場所で整理したものが図 12 である。

【 0 0 5 1 】

また、ステップ 1 3 4 の逆流の検出は、弁付近の血流をモニタリングすることで可能である。図 13 のように弁付近に僧帽弁 R O I 6 5 4 及び大動脈弁 R O I 6 4 4 のいずれか一つを設定し、弁逆流をドップラ効果を用いた検出手法あるいは、逆流血中内の血球あるいは予め投与した造影剤などのトレーサを画像認識によって追跡する手法で検出できる。

【 0 0 5 2 】

次に、図 2 のステップ 1 4 の詳細を述べる。ステップ 1 2 で算出した大動脈圧の時相 (

圧波形と称す)からステップ13で取得した圧較差の時間変化である圧較差波形を引くことで、位置 X_1 における圧波形が求まる(514)。大動脈 - 左心室間の圧較差波形は、図5(b)の曲線532のように表すことができ、左心室 - 左心房間の圧較差波形は、曲線531のように示される。また、大動脈 - 左心房間圧較差波形も大動脈 - 左心室間の圧較差及び左心室 - 左心房間の圧較差を足し合わせることで算出される。伝達関数によって橈骨動脈の圧波形を大動脈圧波形511に変換したものが受け渡される。伝達関数には位相情報も含まれているため、演算時に、算出された大動脈圧の時相と圧較差の時相にずれが生じると時相がずれる可能性がある。これを補正することで精度の良い絶対圧算出が可能となる。時相の補正は、波形のパターンマッチングを行うことで可能である。たとえば、大動脈圧波形511と大動脈 - 左心房間圧較差波形の相互相関をとり、最大値を示す時相のずれを検出することができる。時相のずれを補正することで、位置 X における精度の良い絶対圧の演算が可能となる。

【0053】

表示部17の詳細を以下に述べる。表示部17は絶対圧演算部154の算出した、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絶対圧を表示する。前記絶対圧は絶対圧演算部154で算出した、絶対圧空間分布のうち、検者の所望する複数空間位置における平均値や最大値、最小値を表示してもよい。表示例を図14に示す。図14(a)は絶対圧の時間的な変化を示し、図14(b)は任意時相の圧力の空間的な分布を示している。図14(b)の時相変化を動画として表示しても良い。また、形状画像形成部151で形成した画像をもとに、組織画像と重ね合わせてもよい。

【0054】

また、本発明の絶対圧演算部154は、さらに指標解析部を備え、指標解析部は絶対圧演算部の算出した絶対圧から、時間的な微分値を示す物理量である dP/dt 及び τ 又は左心室の弛緩状態を指数関数で近似した際の時定数 τ を算出し、図14(a)に示すように表示部514、515に、一心拍全部あるいは一部の時刻における dP/dt 、 τ のいずれか又は両方を表示してもよい。また、図14(a)のボックス516に、図2に示した各ステップなど処理の進行状況を表示するようにしてもよい。

【0055】

さらに、指標解析部は、形状画像形成部151の形成した形状画像から複数の時刻において左心室の体積を検出し、表示部17に、複数の時刻における左心室容積と、絶対圧演算部154の算出した複数の時刻における絶対圧を、心臓体積を表す軸と絶対圧を表す軸を有する2次元以上の空間に、プロットした図である圧 - 容積関係図を表示するようにしてもよい。圧 - 容積関係図には、図14(c)に示すように、圧容積関係曲線541に加えて、収縮期末期における圧 - 容積関係の傾きである E_{max} 、拡張末期圧と容積の関係を示す拡張末期圧 - 容積関係曲線543を表示してもよい。

【0056】

左心室容積は、左心室を回転楕円体と仮定し、二次元の撮像画像から得られた左心室の内径より求めるPombo法、Teichholz法により算出、あるいは、心臓の形状を3次元的に撮像することで、直接的に計測してもよい。

【0057】

拡張末期圧 P_{LV}^{ED} は、以下のように算出することができる。

【0058】

$$P_{LV}^{ED} = P_{A0} - \Delta P^{Op} \quad \dots (14)$$

ここで P_{A0} は拡張末期から大動脈弁開放時における大動脈圧で、拡張末期から大動脈弁開放時の間、大動脈圧の変化は小さいので、 P_{A0} は拡張末期から大動脈弁開放時における大動脈圧の任意の値あるいは平均の値をとってもよい。また、 ΔP^{Op} は大動脈弁開放時の左心室 - 左心房の圧較差で、大動脈弁開放時の僧帽弁逆流から、例えば式(1)、(2)、あるいは(8)などで示される運動量保存則やベルヌーイ則を用いて算出することができる。

10

20

30

40

50

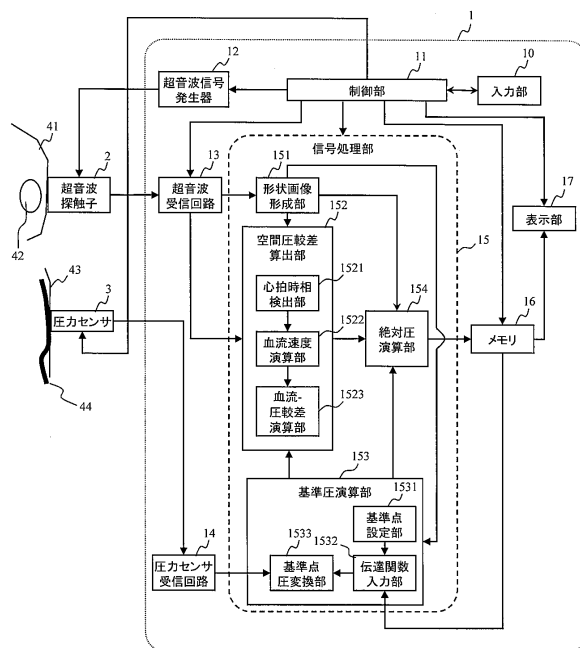
【符号の説明】

【 0 0 5 9 】

1 ... 装置本体、 2 ... 超音波探触子、 3 ... 圧力センサ

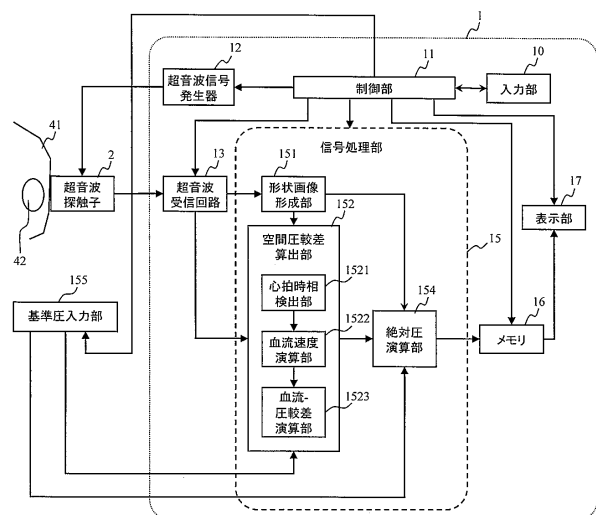
【図 1 A】

図 1 A



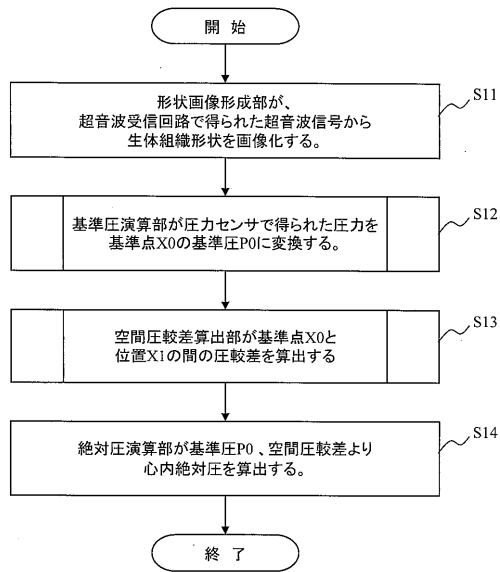
【図 1 B】

図 1 B



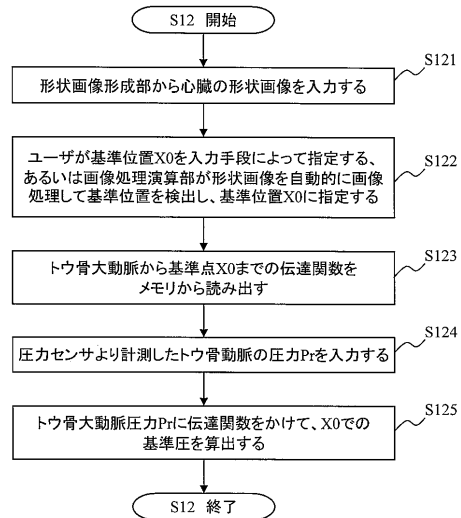
【図 2】

図 2



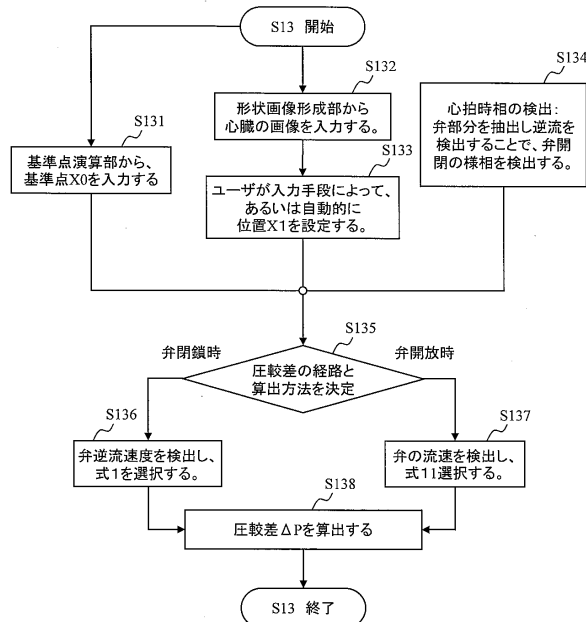
【図 3】

図 3



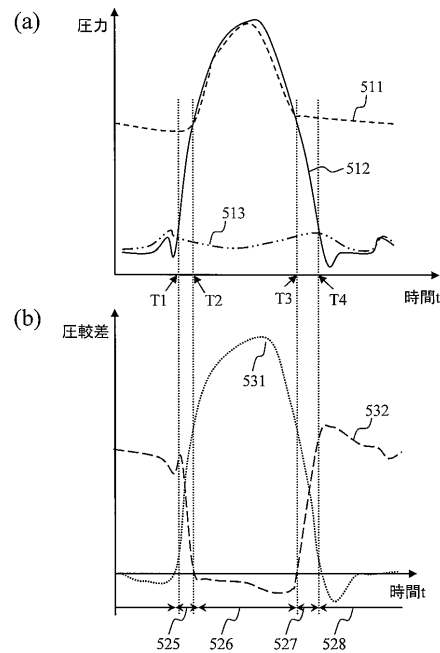
【図 4】

図 4



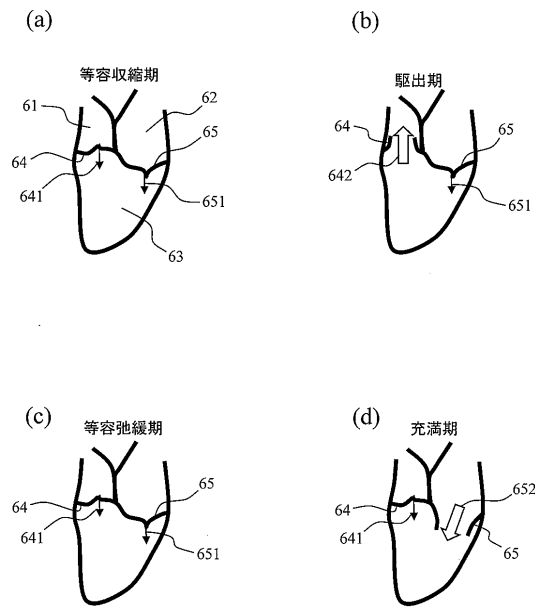
【図 5】

図 5



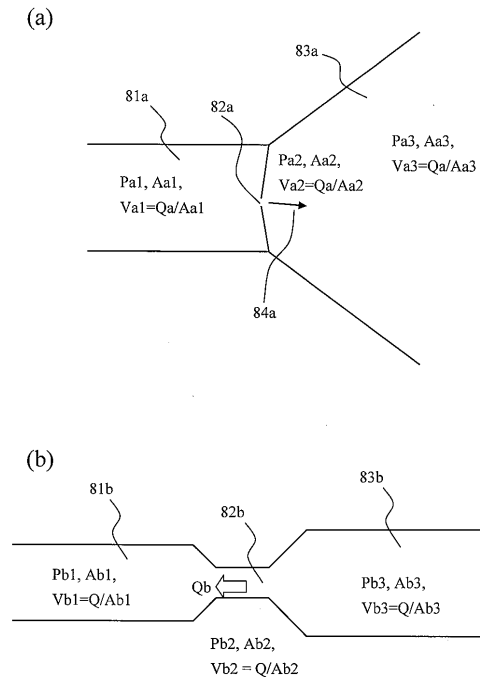
【図 6】

図 6



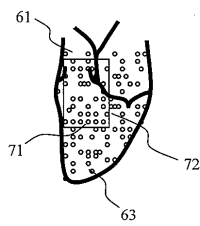
【図 7】

図 7



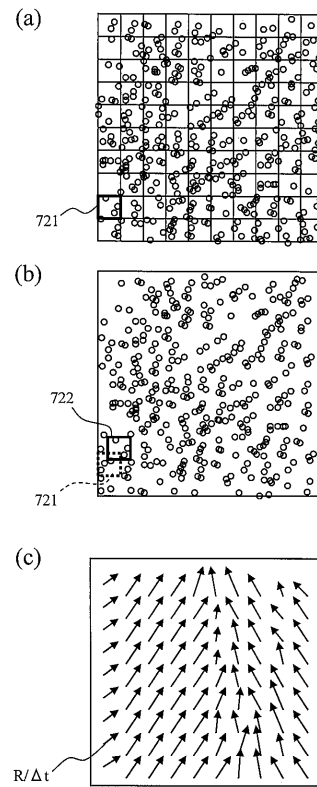
【図 8】

図 8

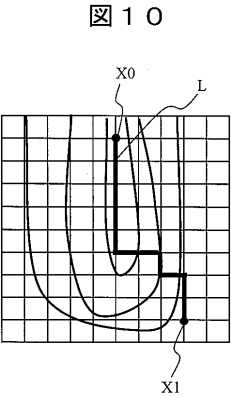


【図 9】

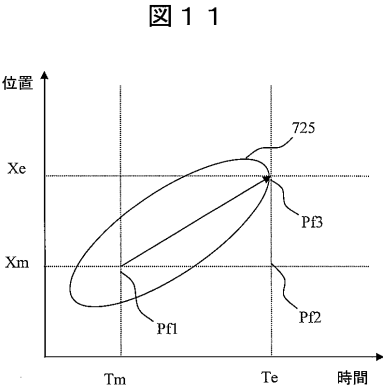
図 9



【図 1 0】



【図 1 1】

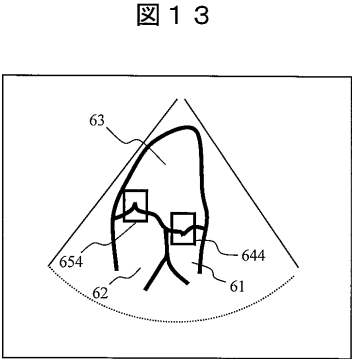


【図 1 2】

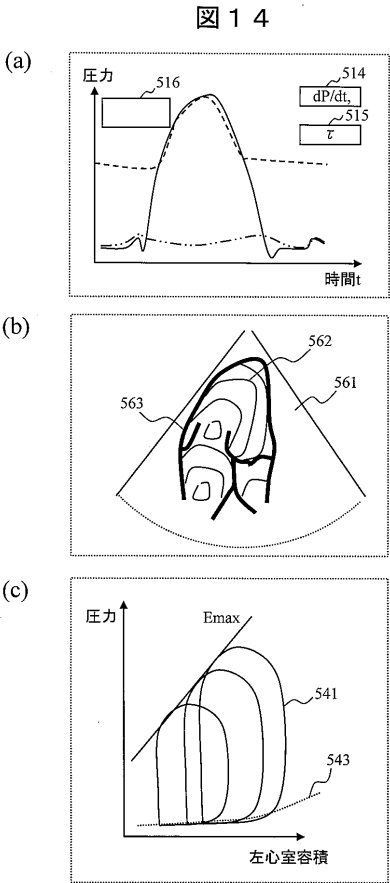
図 1 2

時刻	大動脈内	大動脈- 左心室間	左心室内	左心室内- 左心房間	左心房内
T1→	流体の運動方程式により圧較差を算出,あるいは圧勾配を定数とおき,圧較差を算出	ベルヌーイ式から、弁逆流を用いて算出	流体の運動方程式により圧較差を算出,あるいは圧勾配を定数とおき,圧較差を算出	ベルヌーイ式から、弁逆流を用いて算出	流体の運動方程式により圧較差を算出,あるいは圧勾配を定数とおき,圧較差を算出
T2→	流体の運動方程式により圧較差を算出,あるいは圧勾配を定数とおき,圧較差を算出		ベルヌーイ式から、弁逆流を用いて算出		流体の運動方程式により圧較差を算出,あるいは圧勾配を定数とおき,圧較差を算出
T3→	流体の運動方程式により圧較差を算出,あるいは圧勾配を定数とおき,圧較差を算出	ベルヌーイ式から、弁逆流を用いて算出	流体の運動方程式により圧較差を算出,あるいは圧勾配を定数とおき,圧較差を算出	ベルヌーイ式から、弁逆流を用いて算出	流体の運動方程式により圧較差を算出,あるいは圧勾配を定数とおき,圧較差を算出
T4→	流体の運動方程式により圧較差を算出,あるいは圧勾配を定数とおき,圧較差を算出	ベルヌーイ式から、弁逆流を用いて算出	流体の運動方程式により圧較差を算出,あるいは圧勾配を定数とおき,圧較差を算出		

【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

(72)発明者 山本 真理子

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 森 修

東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特表2005-517469(JP, A)

川岸武文 他, 「左心室圧波形の非侵襲的推定法(Noninvasive Estimation of Left Ventricular Pressure Waveform)」, 第15回生体・生理工学シンポジウム論文集(Proceedings of the Symposium on Biological and Physiological, 日本, 2000年10月13日, pages185-188

Yuka HONDA et al., Evaluation of Left Ventricular Relaxation Using the Continuous-Wave Doppler Velocity Profile of Aorta, Clinical Investigation, 1996年, Volume19, Issue9, pages709-715, (Introduction)

Javier BERMEJO et al., Spatio-temporal mapping of intracardiac pressure gradients. A solution to Euler's equation from digital, Ultrasound in Medicine and Biology, 2001年, Volume27, Number5, pages621-630

NEIL L. GREENBERG et al., Estimation of diastolic intraventricular pressure gradients by Doppler M-mode echocardiography, American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology, 2001年, Volume280, Issue6, pages.H2507-H2515

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	JP5356507B2	公开(公告)日	2013-12-04
申请号	JP2011510371	申请日	2010-04-23
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	田中智彦 橋場邦夫 山本真理子 森修		
发明人	田中 智彦 橋場 邦夫 山本 真理子 森 修		
IPC分类号	A61B8/04 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/04 A61B8/065 A61B8/0883 A61B8/488 A61B8/5223		
FI分类号	A61B8/04 A61B8/06		
代理人(译)	渡辺 敏章		
优先权	2009106872 2009-04-24 JP		
其他公开文献	JPWO2010123089A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

心脏相内心脏内的绝对压力是非侵入性地/非侵入性地测量的。用于非侵入性地检测动脉压的压力传感器，用于将动脉压转换为参考点处的绝对参考压的参考压力计算单元，以及用于计算与参考点和参考点不同的位置之间的空间压力差的空间一种超声波诊断装置，包括：压力差计算单元；以及绝对压力计算单元，其使用形状图像，基准压力和空间压力差来计算心内绝对压力。

