

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4763588号  
(P4763588)

(45) 発行日 平成23年8月31日(2011.8.31)

(24) 登録日 平成23年6月17日(2011.6.17)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 8/00 (2006.01)** A 6 1 B 8/00

請求項の数 5 (全 8 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2006-333974 (P2006-333974)                  (22) 出願日 平成18年12月12日(2006.12.12)                  (65) 公開番号 特開2008-142362 (P2008-142362A)                  (43) 公開日 平成20年6月26日(2008.6.26)                  審査請求日 平成20年9月8日(2008.9.8)</p>	<p>(73) 特許権者 390029791                  日立アロカメディカル株式会社                  東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号                  (74) 代理人 100075258                  弁理士 吉田 研二                  (74) 代理人 100096976                  弁理士 石田 純                  (72) 発明者 望月 剛                  東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ                  カ株式会社内                    審査官 富永 昌彦</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

周期的に運動する対象組織を含む三次元空間内においてビーム走査面を移動させること  
 によって時系列順のフレーム列を取得する取得手段と、

前記フレーム列を構成する各フレームごとに特定部位を抽出し、当該特定部位について  
の組織形態を定量化し、これにより形態量の周期的な時間変化を表すプロファイルを演算  
 するプロファイル演算手段と、

前記プロファイルに基づいて前記組織の運動周期を演算する周期演算手段と、

前記演算された運動周期を利用して前記フレーム列から各時相のボリュームデータを再  
 構成する再構成手段と、

前記各時相のボリュームデータに基づいて各時相の超音波画像を形成する画像形成手段  
 と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、

前記プロファイル演算手段は、前記形態量として組織面積を演算することを特徴とする  
 超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の装置において、

前記周期的に運動する対象組織は胎児の心臓であることを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 4】

請求項 3 記載の装置において、  
前記特定部位は前記胎児の心臓における内腔であり、  
 前記組織面積は前記胎児の心臓における内腔面積であることを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 5】

請求項 1 記載の装置において、  
 前記各時相の超音波画像が動画として表示されることを特徴とする超音波診断装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

10

## 【0001】

本発明は超音波診断装置に関し、特に周期的に運動する組織の画像化技術に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波ビームを走査して構成される走査面をそれと交差する方向に電子的にあるいは機械的に走査することによって三次元エコーデータ取り込み空間が形成され、当該空間から取得されたデータ群によって三次元画像形成用ボリュームデータが構成される。1つのボリュームデータを得るためには非常に多くの超音波ビームを形成しなければならず、そのためある程度の時間を要するので、高速で運動する臓器の三次元動画を形成することは一般に困難である。

20

## 【0003】

そこで、周期的に運動する臓器（例えば心臓）について、走査面を低速で移動させながら複数心拍にわたってフレーム列を高速に取り込んだ上で、それらの中から各時相ごとにフレームセットを取り出し、これにより各時相ごとにボリュームデータを再構成する技術も提案されている。この技術によれば結果として運動組織の三次元動画を構成することも可能である。但し、時相の特定が不可欠となるので、当該技術を母胎内の胎児について適用することは難しい。母胎の心電信号が胎児の心電信号に比べて強大であるために、前者の信号に後者の信号が埋もれてしまうからである。

## 【0004】

【特許文献 1】特開 2005 - 74225 号公報

30

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

上記特許文献 1 には、胎児の心臓を三次元動画として表示するに当たり、移動走査される走査面上に観測点を固定的に設定して、その時間軸方向（かつ走査面の走査方向）の輝度値の変動を観測し、そこから周期的に変化する成分の抽出を行って心拍周期の情報を得ることが記載されている。

## 【0006】

しかし、1個又は複数個の観測点について輝度値の変動を観測しても、各観測点の設定位置が適切でないと、周期的に変化する成分を精度良く得ることはできない。すなわち、上記手法によると、どうしても誤差が生じ易く、観測点の設定如何によって心拍情報の演算精度が大きく変動してしまうという問題を指摘できる。

40

## 【0007】

本発明の目的は、運動する組織の三次元画像処理のために必要となる心拍情報を精度良く得られるようにすることにある。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0008】

本発明は、周期的に運動する対象組織を含む三次元空間内においてビーム走査面を移動させることによって時系列順のフレーム列を取得する取得手段と、前記フレーム列を構成する各フレームごとに組織形態を定量化し、形態量の周期的な時間変化を表すプロファイ

50

ルを演算するプロファイル演算手段と、前記プロファイルに基づいて前記組織の運動周期を演算する周期演算手段と、前記演算された運動周期を利用して前記フレーム列から各時相のボリュームデータを再構成する再構成手段と、前記各時相のボリュームデータに基づいて各時相の超音波画像を形成する画像形成手段と、を含むことを特徴とする超音波診断装置に関する。

#### 【0009】

上記構成によれば、ビーム走査面の機械的、電子的又は用手的な移動により、移動方向に沿ってフレーム列（フレームデータ列）が得られる。通常、1つのビーム走査面が1つのフレームに相当する。各フレームは通常、複数のビームデータで構成され、あるいは、複数のビームデータを座標変換して得られるアレイ状の輝度データ群として構成される。後述するボリュームデータ再構成の観点から、ビーム走査面の移動速度は、対象組織の運動速度に対して十分に低く設定されるのが望ましい。対象組織が心臓であれば、1回の移動走査が例えば5～30心拍に相当する程度、低速での移動走査が望まれる。超音波ビームは電子的に走査されるので、実質的に各移動走査位置で複数のフレームデータを得られることになる。各時相のボリュームデータを構成する目標フレーム数に応じて移動速度を決定してもよい。フレーム列が取得されると、各フレームごとに対象組織の全部又は特定部分について形態量が演算される。形態量は面積、長さ等のサイズの大小を表す情報であるのが望ましい。計測容易な形態量を利用すれば、各時相のボリュームデータの再構成をより正確に行える。面積、長さ等の情報はノイズによる影響を受け難いので、それを参照するのが望ましく、特に面積の場合には心臓の拍動や並進運動の影響を受け難いという利点がある。この場合、左室等の内腔を演算対象とすれば心筋との輝度差等をもって領域抽出がし易いので精度良くその面積を演算できる。形態量の時間変化を表すプロファイルが演算されると、そのプロファイルに含まれる周期的成分に注目して、運動周期を演算することが可能となる。つまり、各フレームごとに時相を特定することが可能となる。同じ時相についての複数のフレームを抽出して集合させれば1つのボリュームデータを構成できる。各時相のボリュームデータを画像化して動画像を構築することも可能である。

#### 【0010】

望ましくは、前記プロファイル演算手段は、前記形態量として組織面積を演算する。望ましくは、前記周期的に運動する対象組織は胎児の心臓である。胎児の心臓については直接的に心電信号を計測することが難しいが、上記手法によれば心電信号に相当する心拍周期情報を得られる。望ましくは、前記組織面積は前記胎児の心臓における内腔面積である。望ましくは、前記各時相の超音波画像が動画像として表示される。

#### 【発明の効果】

#### 【0011】

以上説明したように、本発明によれば、運動する組織の三次元画像処理のために必要となる心拍情報を精度良く得られる。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0012】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

#### 【0013】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。本実施形態に係る超音波診断装置は、対象組織としての胎児の心臓の三次元動画像を表示する機能を具備している。ただし、対象組織については胎児の心臓以外も考えられる。

#### 【0014】

3Dプローブ10は、三次元エコーデータ取込空間（三次元空間）を形成するためのプローブである。具体的には、3Dプローブ10は、超音波ビームの電子走査により走査面（フレームに相当）を形成する機能と、その走査面をそれと直交する方向に移動させる機能とを有している。走査面の移動は機械的に行うこともできるし、電子的に行うこともできる。もちろん、位置検出器などを用いて手動走査によって走査面の移動を行わせるよう

にしてもよい。機械的に三次元空間を形成する場合、1Dアレイ振動子が機械的に駆動されることになる。電子的に三次元空間を形成する場合、2Dアレイ振動子が用いられる。いずれにしても、後に説明するように時系列順のフレーム列が取得できるように超音波の送受波が行われる。

【0015】

ちなみに、3Dプローブ10は、体表面上に当接して用いられるプローブであってもよいし、体腔、例えば食道に挿入されるプローブであってもよい。胎児の心臓を計測対象とする場合、母胎の腹部に3Dプローブ10が当接され、これによって上記の三次元空間が形成されることになる。

【0016】

送信部12は送信ビームフォーマーとして機能する。送信部12は3Dプローブ10に含まれるアレイ振動子に対して複数の送信信号を並列的に供給する。これによって送信ビームが形成される。一方、3Dプローブ10内のアレイ振動子から出力される複数の受信信号は受信部14において処理される。この受信部14は受信ビームフォーマーとして機能し、複数の受信信号に対する整相加算処理を実行する。この整相加算処理により受信ビームが形成され、その受信ビームに相当する受信信号つまりビームデータが信号処理部16に出力される。

【0017】

信号処理部16は、受信信号に対して必要な信号処理を実行するモジュールである。例えば、検波、対数圧縮処理などが実行される。後に説明するフレームは本実施形態において検波処理がなされた後のデータ群によって構成されるものであるが、もちろんRFデータ群によって構成されるものであってもよい。

【0018】

座標変換部18は、入力されるビームデータを構成する各エコーデータに対して座標変換処理を実行し、これによってフレーム(フレームデータ)を構成するものである。座標変換部18としては公知のDSC(デジタルスキャンコンバータ)を用いることもできる。これにより、座標変換部18の出力側には、時系列順で複数のフレームが得られることになる。それらのフレームはフレーム列を構成し、そのフレーム列はフレーム列メモリ20に格納される。フレーム列メモリ20はフレーム列を格納するための時空間に相当する記憶空間を有している。

【0019】

心腔抽出部22は、各フレーム毎に心筋と心腔とを弁別する処理を実行する。この処理に当たっては、各フレーム毎に設定される関心領域(ROI)の範囲内において処理が行われ、或いは三次元空間内に設定される三次元ROI内において処理が実行される。一般に心筋と心腔とは輝度レベルにおいて顕著な差があり、また心筋のエッジを検出するのは一般に容易であるため、この心腔抽出処理によれば精度良く形態量の情報を取得できるという利点がある。心腔に代えて他の特定部位を抽出することも可能である。

【0020】

面積推定部24は各フレーム毎に抽出された心腔(画像情報)に基づいて心腔面積を推定する。この場合においては心腔に相当するピクセル数をカウントすること等の手法により面積を演算することができる。このような面積の推定により、各フレーム毎の面積値からなるプロファイル(グラフ)が得られることになる。

【0021】

周期演算部26は、上記のように求められたプロファイルから胎児の心臓についての周期情報が取得される。例えば、プロファイルに対してFFT解析等の周波数解析が実行され、その解析結果などを参照することにより周期を容易に求めることが可能である。プロファイルに含まれるDC成分及び低周波数成分をフィルタによって除外した上で相関法を適用することにより周期情報を求めることも可能である。それ以外の手法を利用してもよい。

【0022】

10

20

30

40

50

再構成部 28 は、上記のように特定された心拍情報すなわち運動周期に基づいて、フレーム列を構成する複数のフレームの中から、同じ時相に相当するフレームセットを抽出して整列させ、これによって各時相毎にボリュームデータを再構成する。これについては後に説明する。各時相毎に再構成されたボリュームデータに基づき、三次元画像形成部 30 がボリュームレンダリング法などを用いて三次元画像を形成する。時系列順で求められる三次元画像は動画像を構成するものであり、その動画像の画像データは動画像メモリ 31 に格納される。そこから読み出されたデータが表示部 32 に表示される。すなわち、表示部 32 の画面上には三次元超音波画像が動画像として表示される。

#### 【 0 0 2 3 】

個々のボリュームデータを構成するフレーム数としての目標値に応じて走査面の移動速度を定めるのが望ましい。一般的には高速で運動する胎児の心臓に対して、十分低速の移動速度をもって走査面が移動走査されることになる。超音波ビームの電子走査速度すなわち走査面の形成レートは極めて高速であるため、実質的に同じ位置或いは同じ微小領域内で複数のフレームを取得できる。例えば、一回の走査面の移動走査あたり 5 ~ 30 心拍分の時間をかけるようにしてもよい。ちなみに、走査面の移動走査をマニュアル操作によって行う場合には、各フレームデータの向きが平行とならないこともあるため、そのような場合には各フレームの向きを考慮しつつボリュームデータを再構成するのが望ましい。

#### 【 0 0 2 4 】

図 2 には、上述したフレーム列 50 が示されている。図 2 において、X 軸は時間軸  $t$  にも相当している。すなわち心臓  $Q$  は運動しており、その運動と共に走査面  $S$  の移動走査が行われるため、横軸は移動走査に相当する軸である共に時間軸に相当する。走査面は深さ方向  $Z$  とビーム走査方向  $Y$  とで定義されるものである。図 2 において、ある時刻におけるフレームが  $F$  で示されており、心臓  $Q$  を横切るフレーム  $F$  上において左室に相当する心腔の面積が  $S$  で表されている。なお、心臓はそれ自体が心拍によって運動すると共に並進運動等を行うものである。面積を参照することにより、そのような運動の影響を極力排除して、高精度に心拍情報を求められるという利点がある。

#### 【 0 0 2 5 】

図 3 の (A) には面積の時間変化を表したプロファイルが示されている。横軸は X 軸であり、それは時間軸  $t$  に相当する。縦軸は面積  $S$  を表している。心臓の運動周期に従って面積が周期的に増減している。ここで  $T$  が心拍の周期に相当している。このようなプロファイルから直接的に周期が求められればそれを観測すればよいし、直接的に特定困難なような場合には、(B) で示すようにプロファイルに対する周波数解析を行ってその解析結果であるグラフ上から周期  $T$  を特定するようにしてもよい。(B) に示すグラフにおいては周期的にピークが生じており、そのピークは心拍周期に相当する周波数上で生じている。

#### 【 0 0 2 6 】

図 4 には再構成処理の方法が示されている。上述のように、複数の心拍にわたって取得されたフレーム列 50 に対しては、周期  $T$  に基づいて一心拍に相当する複数の区間 50 a が設定される。各区間内において、走査面の移動速度が一定であれば各フレームの時相を容易に特定可能である。時間軸上においては、各区間 50 a 毎に同じ時相に相当するフレームが存在することになる。そこで、各時相毎にそれに対応する複数のフレームを集めて整列させれば、それぞれの時相に対応するボリュームデータを構成することができる。そのボリュームデータが図 4 においては  $V_1, V_2, \dots, V_i, \dots$  で表されている。このような時系列順で存在する複数のボリュームデータをそれぞれ三次元画像として表現すれば、それを画像表示することにより動画像として心臓の三次元画像を観測することが可能となる。この手法自体は公知である。

#### 【 0 0 2 7 】

胎児の心臓については、そこからの心電信号を直接的に計測することは非常に難しいが、上記手法によれば画像処理を利用して心電信号に相当する心拍情報を得ることができ、そのような心拍情報に基づいてフレーム列に対する再構成演算を適用することが可能であ

10

20

30

40

50

る。しかも、上記手法においては心拍情報の演算に当たって各フレーム上における面積情報を用いているため、ノイズの影響を受け難く、かつ心臓の動き（例えば並進運動）の影響を受け難い計測を実現できるという利点がある。上述した特許文献1の手法では1または複数のピクセルについて輝度値の変化を観測していたため、心臓それ自体が運動した場合には大きな誤差要因が生じていたが、上述した手法によればそのような問題を解消或いは緩和でき、高精度の心拍演算を行えるという利点がある。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】本実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】フレーム列を示す概念図である。

【図3】面積の時間変化を表すプロファイルとそれを周波数解析した結果を表すグラフとを示す図である。

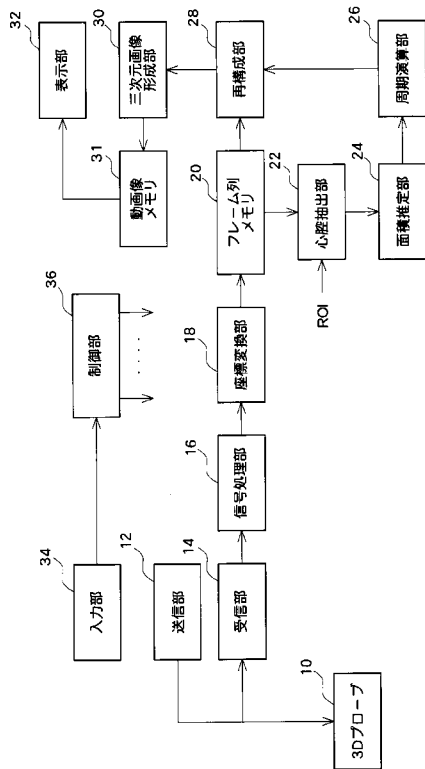
【図4】ボリュームデータの再構成演算を説明するための図である。

【符号の説明】

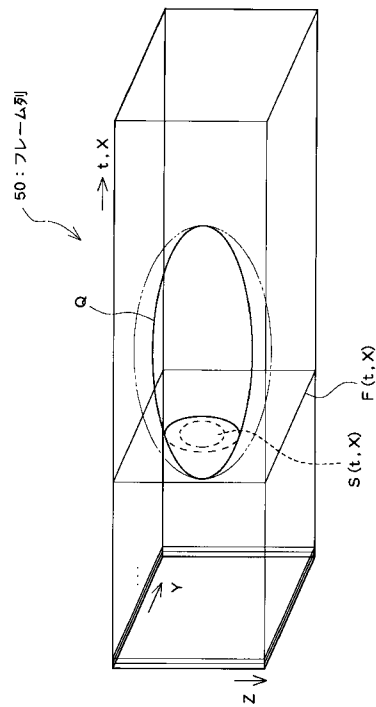
【0029】

10 3Dプローブ、12 送信部、14 受信部、18 座標変換部、20 フレーム列メモリ、22 心腔抽出部、24 面積推定部、26 周期演算部、28 再構成部、30 三次元画像形成部、32 表示部、34 入力部、36 制御部、31 動画像メモリ

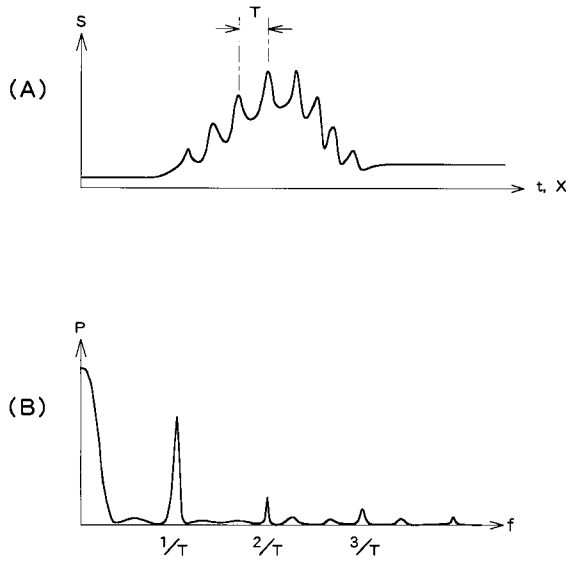
【図1】



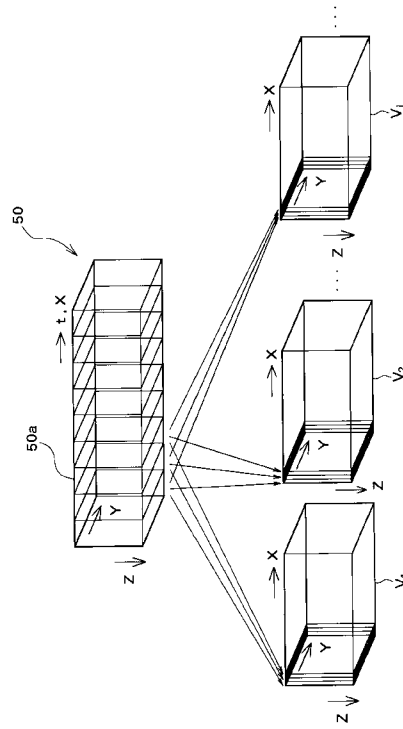
【図2】



【 図 3 】



【 図 4 】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2006-102496(JP,A)  
特開平10-099328(JP,A)  
特開平07-222742(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4763588B2</a>	公开(公告)日	2011-08-31
申请号	JP2006333974	申请日	2006-12-12
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	望月剛		
发明人	望月 剛		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/KK21		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2008142362A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：能够将胎儿心脏这样的移动组织显示为三维运动图像。  
 解决方案：通过移动和扫描由扫描超声波束形成的扫描表面来获取由多个帧组成的帧行50。对于每个帧计算诸如左心室等心室的区域S，从而获得表示该区域的时间变化的轮廓。根据剖面分析，估计心脏Q的心动周期。通过使用该循环从帧序列重建多个体数据。基于体数据构建运动图像。 .The

图 1

