

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-35326

(P2017-35326A)

(43) 公開日 平成29年2月16日(2017.2.16)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2015-158966 (P2015-158966)	(71) 出願人	000005108
(22) 出願日	平成27年8月11日 (2015.8.11)		株式会社日立製作所
			東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
		(74) 代理人	110001210
			特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
		(72) 発明者	関 佳徳
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
			アロカメディカル株式会社内
		(72) 発明者	伊藤 安啓
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
			アロカメディカル株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 DD15 DE04 EE08 FF08 HH14
			HH38 JC16 LL03

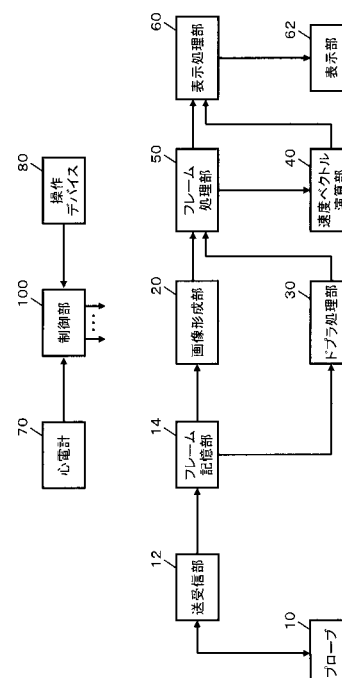
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波の動画像の品質を向上させる改良技術を提供する。

【解決手段】プローブ10は、生体内の心臓を含む領域に超音波を送受信する。送受信部12は、心臓の運動の複数周期に亘って各周期ごとに周期開始からフレーム開始までの時間を異ならせつつ複数の走査フレームを形成する。フレーム処理部50は、各走査フレームを複数領域に分割し、互いに異なる周期に対応した複数の走査フレームから、周期開始からの時相が互いに等しい関係にあり且つ走査面内における位置が互いに異なる複数領域を集め、それら複数領域に基づいて各表示フレームを形成することにより複数の表示フレームを得る。表示処理部60は、複数の表示フレームに基づいて超音波の動画像を形成する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

周期的な運動をする診断対象を含む走査面内において超音波を送受するプローブと、
前記プローブを制御することにより、前記周期的な運動の複数周期に亘って各周期ごとに周期開始からフレーム開始までの時間を異ならせつつ、前記走査面内において複数の走査フレームを形成する送受信部と、

前記各走査フレームを複数領域に分割し、互いに異なる周期に対応した前記複数の走査フレームから、周期開始からの時相が互いに等しい関係にあり且つ前記走査面内における位置が互いに異なる複数領域を集め、当該複数領域に基づいて各表示フレームを形成することにより複数の表示フレームを得るフレーム処理部と、

10

前記複数の表示フレームに基づいて超音波の動画像を形成する表示処理部と、
を有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記送受信部は、前記周期的な運動の複数周期に亘って各周期ごとに周期開始からフレーム開始までの時間を各走査フレーム期間の $1/N$ (N は自然数) ずつ異ならせて、前記走査面内において複数の走査フレームを形成し、

前記フレーム処理部は、前記各走査フレームを N 個の領域に分割し、互いに異なる周期に対応した N 枚の走査フレームの各々から 1 つずつ得られる N 個の領域を組み合わせる前記各表示フレームを形成し、

20

前記表示処理部は、前記複数の表示フレームに基づいて、前記複数の走査フレームの N 倍のフレームレートで超音波の動画像を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、

前記診断対象である心臓の心電波形に基づいて当該心臓の複数心拍を検出し、連続する M 心拍 (M は自然数) を前記周期的な運動の 1 周期とする、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

30

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記送受信部は、前記周期的な運動の複数周期に亘って各周期の先頭走査フレームの走査方向を各周期ごとに反転させつつ、各周期内において各走査フレームごとに走査方向を反転させる、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記診断対象である心臓から得られる超音波の受信信号に基づいてドブラ情報を得るドブラ処理部と、

前記ドブラ情報に基づいて、前記心臓内における血流の運動ベクトル分布を得るベクトル演算部と、

40

を有し、

前記フレーム処理部は、運動ベクトル分布に基づいて得られる前記各走査フレームを複数領域に分割し、互いに異なる周期に対応した前記複数の走査フレームから、周期開始からの時相が互いに等しい関係にあり且つ前記走査面内における位置が互いに異なる複数領域を集めて組み合わせることにより前記各表示フレームを形成し、

前記表示処理部は、前記複数の表示フレームから運動ベクトル分布に基づく超音波の動画像を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、超音波の動画像を形成する装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置において、複数時相に対応した複数フレームの超音波画像を形成することにより超音波の動画像を表示することができる。超音波の動画像において、各フレームの超音波画像の画質は各フレームを構成する超音波ビームの本数に大きく依存する。一般に、各フレームを構成する超音波ビームの本数が多いほど超音波画像の画質が向上する。また、超音波の動画像におけるフレームレートも各フレームを構成する超音波ビームの本数に依存する。例えば、各フレームを構成する超音波ビームの本数が多いほどフレームレートが低下する。つまり、超音波の動画像において、画質とフレームレートは互いにトレードオフの関係にある。

10

【0003】

こうした事情から、超音波の動画像において画質とフレームレートの向上に注目した様々な技術が提案されている。例えば、特許文献1には、カラードブラ画像などの動画像の画質を改善しつつ擬似的にフレームレートを高める画期的な技術が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

20

【特許文献1】特開2015-12950号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明は、上述した背景技術に鑑みて成されたものであり、その目的は、超音波の動画像の品質を向上させる改良技術を提供することにある。また、本発明の他の目的は、超音波の動画像において、各フレーム内における時相差を軽減又は解消しつつフレームレートを高めることにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

30

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、周期的な運動をする診断対象を含む走査面内において超音波を送受するプローブと、前記プローブを制御することにより、前記周期的な運動の複数周期に亘って各周期ごとに周期開始からフレーム開始までの時間を異ならせつつ、前記走査面内において複数の走査フレームを形成する送受信部と、前記各走査フレームを複数領域に分割し、互いに異なる周期に対応した前記複数の走査フレームから、周期開始からの時相が互いに等しい関係にあり且つ前記走査面内における位置が互いに異なる複数領域を集め、当該複数領域に基づいて各表示フレームを形成することにより複数の表示フレームを得るフレーム処理部と、前記複数の表示フレームに基づいて超音波の動画像を形成する表示処理部と、を有することを特徴とする。

【0007】

40

上記構成において、診断対象の好適な具体例は心臓（心臓内の血流）であるが、他の組織や器官、例えば血管（血管内の血流）などの循環器が診断対象とされてもよい。送受信部は、周期的な運動の複数周期に亘って、各周期ごとに周期開始からフレーム開始までの時間を異ならせつつ、走査面内において複数の走査フレームを形成する。例えば、周期的な運動において周期的に発生する特徴時相を基準として周期開始時相を決定し、周期開始時相からフレーム開始（例えば先頭フレームの走査開始）までの時間を異ならせつつ、各周期ごとに複数の走査フレームが形成される。診断対象が心臓であれば、例えば、心臓の心電波形から特定されるR波などの時相が特徴時相とされる。

【0008】

また、上記構成において、フレーム処理部は、互いに異なる周期に対応した複数の走査

50

フレームから、周期開始からの時相が互いに等しい関係にあり且つ走査面内における位置が互いに異なる複数領域を集め、それら複数領域に基づいて各表示フレームを形成することにより複数の表示フレームを得る。そして、表示処理部は、複数の表示フレームに基づいて超音波の動画像を形成する。フレーム処理部は、例えば、各走査フレームを N 個（ N は自然数であり2以上が望ましい）の領域に分割し、互いに異なる周期に対応した N 枚の走査フレームの各々から1つずつ得られる N 個の領域を組み合わせて各表示フレームを形成して複数の表示フレームを得る。表示処理部は、例えば、複数の表示フレームに基づいて、フレームレートが複数の走査フレームの N 倍となる超音波の動画像を形成する。

【0009】

上記構成によれば、周期開始からの時相が互いに等しい関係にある複数領域に基づいて各表示フレームが形成されるため、各表示フレーム内における周期開始からの時相差が軽減され、望ましくは時相差が解消される。また、上記構成によれば、複数の走査フレームよりも高いフレームレートの動画像を形成することができる。

【0010】

望ましい具体例において、前記送受信部は、前記周期的な運動の複数周期に亘って各周期ごとに周期開始からフレーム開始までの時間を各走査フレーム期間の $1/N$ （ N は自然数）ずつ異ならせて、前記走査面内において複数の走査フレームを形成し、前記フレーム処理部は、前記各走査フレームを N 個の領域に分割し、互いに異なる周期に対応した N 枚の走査フレームの各々から1つずつ得られる N 個の領域を組み合わせて前記各表示フレームを形成し、前記表示処理部は、前記複数の表示フレームに基づいて、前記複数の走査フレームの N 倍のフレームレートで超音波の動画像を形成する、ことを特徴とする。

【0011】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、前記診断対象である心臓の心電波形に基づいて当該心臓の複数心拍を検出し、連続する M 心拍（ M は自然数）を前記周期的な運動の1周期とすることを特徴とする。

【0012】

望ましい具体例において、前記送受信部は、前記周期的な運動の複数周期に亘って各周期の先頭走査フレームの走査方向を各周期ごとに反転させつつ、各周期内において各走査フレームごとに走査方向を反転させることを特徴とする。

【0013】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、前記診断対象である心臓から得られる超音波の受信信号に基づいてドブラ情報を得るドブラ処理部と、前記ドブラ情報に基づいて、前記心臓内における血流の運動ベクトル分布を得るベクトル演算部と、を有し、前記フレーム処理部は、運動ベクトル分布に基づいて得られる前記各走査フレームを複数領域に分割し、互いに異なる周期に対応した前記複数の走査フレームから、周期開始からの時相が互いに等しい関係にあり且つ前記走査面内における位置が互いに異なる複数領域を集めて組み合わせることにより前記各表示フレームを形成し、前記表示処理部は、前記複数の表示フレームから運動ベクトル分布に基づく超音波の動画像を形成することを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

本発明により、超音波の動画像の品質を向上させる改良技術が提供される。例えば、本発明の好適な態様によれば、超音波の動画像において、各フレーム内における時相差を軽減又は解消しつつフレームレートを高めることができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成図である。

【図2】超音波画像の具体例を示す図である。

【図3】血流画像の具体例を示す図である。

【図4】各走査フレームの分割例を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 5】複数の表示フレームを形成する基本処理の具体例を示す図である。

【図 6】複数の表示フレームを形成する処理の変形例 1 を示す図である。

【図 7】複数の表示フレームを形成する処理の変形例 2 を示す図である。

【図 8】複数の表示フレームを形成する処理の変形例 3 を示す図である。

【図 9】走査方向を反転させる処理の具体例を示す図である。

【図 10】変形例 3 により形成される各表示フレームの具体例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

図 1 は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成図である。図 1 の超音波診断装置の好適な診断対象は、周期的な運動をする組織や器官などであり、特に生体内の心臓（心臓内の血流）が好適な具体例である。

10

【0017】

プローブ 10 は、生体内の心臓を含む領域に超音波を送受波する超音波探触子である。プローブ 10 は、複数の振動素子を備えており、複数の振動素子が電子的に走査制御されて、心臓を含む空間内で超音波ビームが走査される。プローブ 10 は、例えば、医師等のユーザ（検査者）に把持されて被検者の体表面上に当接して用いられる。なお、プローブ 10 は、被検者の体腔内に挿入して用いられるものであってもよいし、電子的な走査と機械的な走査とを組み合わせた探触子であってもよい。

【0018】

送受信部 12 は、送信ビームフォーマーおよび受信ビームフォーマーとしての機能を備えている。つまり、送受信部 12 は、プローブ 10 が備える複数の振動素子の各々に対して送信信号を出力することにより送信ビームを形成し、さらに、複数の振動素子から得られる複数の受波信号に対して整相加算処理などを施して受信ビームを形成する。これにより、超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）が走査面内において走査され、超音波ビームに対応した受信信号（受信データ）が収集されつつ、複数時相に対応した複数フレーム（複数の走査フレーム）が形成される。なお、超音波の受信信号を得るにあたって、超音波ビームが三次空間内で立体的に走査されてもよいし、送信開口合成等の技術が利用されてもよい。複数フレームの各フレームを構成する受信信号（受信データ）は、フレーム記憶部 14 に記憶される。

20

【0019】

画像形成部 20 は、フレーム記憶部 14 に記憶された各フレームを構成する超音波の受信信号（受信データ）に基づいて、超音波画像（画像データ）を形成する。画像形成部 20 は例えば、超音波の受信信号に対して、検波処理やフィルタ処理や A/D 変換処理等を施すことにより、複数フレームの B モード画像を形成する。

30

【0020】

図 2 は、超音波画像の具体例を示す図である。図 2 には、画像形成部 20（図 1）において形成される超音波画像 22 の具体例（B モード画像）が図示されている。図 2 の超音波画像 22 内には、周囲を心筋や弁によって囲まれた心臓左室の内腔（心腔）が含まれている。画像形成部 20 は、複数フレームに亘って各フレーム（各走査フレーム）ごとに超音波画像 22 である B モード画像を形成する。もちろん、B モード画像以外の公知の超音波画像 22 が形成されてもよい。

40

【0021】

図 1 に戻り、画像形成部 20 は、超音波の走査に対応した走査座標系、例えばビームの深さ方向に対応した r 方向とビームの走査方向に対応した θ 方向による $r\theta$ 座標系において画像データを形成する。走査座標系（例えば $r\theta$ 座標系）において得られた画像データは、後に説明する複数の表示フレームに修正されてから、例えばデジタルスキャンコンバータにより座標変換処理等を施され、表示座標系（例えば xy 直交座標系）の画像データに変換されることが望ましい。デジタルスキャンコンバータの機能は、例えばフレーム処理部 50 または表示処理部 60 が備える。

【0022】

50

ドブラ処理部 30 は、フレーム記憶部 14 に記憶された各フレームを構成する超音波の受信信号（受信データ）に含まれるドブラシフト量を計測する。ドブラ処理部 30 は、例えば公知のドブラ処理により、血流によって超音波の受信信号内に生じるドブラシフト量（ドブラシフト周波数）を計測し、血流についての超音波ビーム方向の速度情報を得る。

【0023】

フレーム処理部 50 は、画像形成部 20 から得られる複数フレーム（複数の走査フレーム）の超音波画像（画像データ）に基づいて、超音波画像に関する複数の表示フレームを形成する。また、フレーム処理部 50 は、ドブラ処理部 30 から得られる複数フレーム（複数の走査フレーム）のドブラ情報（ドブラシフト量）に基づいて、ドブラ情報に関する複数の表示フレームを形成する。なお、画像形成部 20 から得られる超音波画像とドブラ処理部 30 から得られるドブラ情報に基づいて複数フレーム（複数の走査フレーム）のカラードブラ画像が形成され、複数フレーム（複数の走査フレーム）のカラードブラ画像に基づいて、カラードブラ画像に関する複数の表示フレームが形成されてもよい。

【0024】

速度ベクトル演算部 40 は、血流についての超音波ビーム方向の速度情報から、走査面内の各フレーム（各表示フレーム）ごとに 2 次元の速度ベクトルの分布を形成する。速度ベクトル演算部 40 は、例えば、参考文献 1（特開 2013-192643 号公報）に説明されるように、血流についての超音波ビーム方向の速度情報と、心臓壁の運動情報を利用して、走査面内の各位置における血流の 2 次元速度ベクトルを得ることにより、走査面内における速度ベクトル分布を形成する。

【0025】

なお、超音波ビーム方向に沿った 1 次元の速度情報から、走査面内における 2 次元の速度ベクトルの分布を形成するにあたっては、公知の様々な手法を利用することができる。もちろん、互いに方向が異なる 2 本の超音波ビームを形成して、2 本の超音波ビームの各々から速度情報を得て、2 次元の速度ベクトルを形成するようにしてもよい。

【0026】

そして、各フレーム（各表示フレーム）ごとに得られた 2 次元の速度ベクトル分布に基づいて、各フレームごとに血流画像が形成される。血流画像は、例えば、速度ベクトル演算部 40 とフレーム処理部 50 と表示処理部 60 のうちの少なくとも 1 つにおける処理により形成される。

【0027】

図 3 は、血流画像の具体例を示す図である。図 3 には、2 次元の速度ベクトル分布に基づいて形成される血流画像 42 の具体例が図示されている。図 3 に示す血流画像 42 は、超音波画像（図 2 の符号 22）内において、複数のサンプル点（複数座標）に対応した速度ベクトル V を矢印で表現したものである。なお、複数のサンプル点に対応した速度ベクトル V に基づいて血流の流れを示す複数の流線を形成し、超音波画像（図 2 の符号 22）内に複数の流線を示した血流画像 42 が形成されてもよい。こうして、複数フレームに亘って各フレーム（各表示フレーム）ごとに血流画像 42 が形成される。

【0028】

なお、速度ベクトル分布に関する複数の走査フレームを形成してから、複数の表示フレームを形成して、速度ベクトル分布に関する各表示フレームに基づいて血流画像 42 が形成されてもよい。

【0029】

図 1 に戻り、速度ベクトル演算部 40 は、超音波の走査に対応した走査座標系（例えば $r\theta$ 座標系）において、複数のサンプル点について各サンプル点ごとに速度ベクトルを得て 2 次元の速度ベクトルの分布を形成する。走査座標系（例えば $r\theta$ 座標系）において得られた速度ベクトルの分布は、座標変換処理や補間処理により、表示座標系（例えば xy 直交座標系）における 2 次元の速度ベクトルの分布に変換される。なお、2 次元の速度ベクトルの分布に関する座標変換処理や補間処理は、例えばフレーム処理部 50 または表示処理部 60 において実行される。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

表示処理部 6 0 は、複数の表示フレームに基づいて超音波の動画像を形成する。表示処理部 6 0 は、超音波画像に関する複数の表示フレームに基づいて超音波画像の動画像を形成する。また、表示処理部 6 0 は、速度ベクトル分布に関する複数の表示フレームに基づいて血流画像の動画像を形成する。また、カラードブラ画像に関する複数の表示フレームに基づいて、カラードブラ画像の動画像が形成されてもよい。表示処理部 6 0 において形成された超音波の動画像は表示部 6 2 に表示される。

【 0 0 3 1 】

制御部 1 0 0 は、図 1 に示す超音波診断装置内を全体的に制御する。制御部 1 0 0 による全体的な制御には、操作デバイス 8 0 を介して、医師や検査技師などのユーザから受け付けた指示も反映される。また、制御部 1 0 0 は、診断対象である心臓から心電計 7 0 を利用して得られる心電信号（心電波形）に基づいた送受信制御を実行する。

10

【 0 0 3 2 】

図 1 に示す構成（符号を付された各部）のうち送受信部 1 2，画像形成部 2 0，ドブラ処理部 3 0，速度ベクトル演算部 4 0，フレーム処理部 5 0，表示処理部 6 0 の各部は、例えば電気電子回路やプロセッサ等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また、上記各部に対応した機能の少なくとも一部がコンピュータにより実現されてもよい。つまり、上記各部に対応した機能の少なくとも一部が、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現されてもよい。

20

【 0 0 3 3 】

フレーム記憶部 1 4 の好適な具体例は例えば半導体メモリ等であり、表示部 6 2 の好適な具体例は液晶ディスプレイ等である。操作デバイス 8 0 は、例えば、マウス、キーボード、トラックボール、タッチパネル、その他のスイッチ類等のうちの少なくとも一つにより実現できる。そして、制御部 1 0 0 は、例えば、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現することができる。

【 0 0 3 4 】

図 1 の超音波診断装置の全体構成は以上のとおりである。次に、図 1 の超音波診断装置により実現される機能の具体例について詳述する。なお、図 1 に示した構成（符号を付された各部）については、以下の説明において図 1 の符号を利用する。

30

【 0 0 3 5 】

図 4 は、各走査フレームの分割例を示す図である。フレーム処理部 5 0 は、各走査フレームを空間的に N 個（ N は自然数で 2 以上が望ましい）の領域に分割する。

【 0 0 3 6 】

図 4 < A > は、各走査フレームが扇形状の場合における分割例を示している。図 4 < A > に示すように、各走査フレームが例えばコンベックス走査やセクタ走査により得られた扇形状であれば、各走査フレームが例えば走査角度 θ を N 等分する N 個の領域に分割される。図 4 < A > は、扇形状の各走査フレームを左側，中央，右側の 3 領域（ $N = 3$ ）に分割する場合の具体例を示している。なお、 N は 3 以外の自然数であってもよい。

40

【 0 0 3 7 】

また、図 4 < B > は、各走査フレームが矩形状の場合における分割例を示している。図 4 < B > に示すように、各走査フレームが例えばリニア走査により得られた矩形状であれば、各走査フレームが走査方向のフレーム長を N 等分する N 個の矩形領域に分割される。図 4 < B > は、矩形状の各走査フレームを領域 1 ~ 領域 4 の 4 領域（ $N = 4$ ）に分割する場合の具体例を示している。なお、 N は 4 以外の自然数であってもよい。

【 0 0 3 8 】

図 5 は、複数の表示フレームを形成する基本処理の具体例を示す図である。図 5 には、複数の走査フレームから複数の表示フレームを形成する具体例が示されている。図 5 に示

50

す具体例では、各走査フレームが扇形状であり左側，中央，右側の3領域（ $N = 3$ ）に分割されている。

【0039】

送受信部12は、周期的な運動の複数周期に亘って各周期ごとに周期開始からフレーム開始までの時間を各走査フレーム期間の $1/N$ （ N は自然数）ずつ異ならせて、走査面内において複数の走査フレームを形成する。

【0040】

図5に示す具体例では、心電計70から得られる心電波形により心臓の複数心拍が検出され、検出された各心拍（1つの心拍）が1周期とされている。また、図5に示す基本例では $N = 3$ であり、心電波形内の特徴時相であるR波の出現タイミングが各心拍（各周期）の開始時相とされている。

10

【0041】

送受信部12は、複数心拍に亘って各心拍ごとに心拍開始からフレーム開始までの時間を $1/3$ フレーム（各走査フレーム期間の $1/3$ ）ずつ異ならせて、走査面内において複数の走査フレームを形成する。

【0042】

例えば、第1心拍において、心電波形から検出されるR波のタイミング（時相）から第1走査フレームの走査が開始され、第1走査フレームの形成後に第2走査フレームの走査が開始されて第2走査フレームが形成される。その後、第3走査フレーム以降の走査フレームが次々に形成される。

20

【0043】

そして、第1心拍に対応したR波の後に最初に検出されるR波のタイミングから第2心拍が開始される。第2心拍においては、R波のタイミングから $1/3$ フレームの期間が経過してから第1走査フレームの走査が開始され、第1走査フレームの形成後に第2走査フレームの走査が開始されて第2走査フレームが形成される。その後、第3走査フレーム以降の走査フレームが次々に形成される。

【0044】

さらに、第2心拍に対応したR波の後に最初に検出されるR波のタイミングから第3心拍が開始される。第3心拍においては、R波のタイミングから $2/3$ フレームの期間が経過してから第1走査フレームの走査が開始され、第1走査フレームの形成後に第2走査フレームの走査が開始されて第2走査フレームが形成される。その後、第3走査フレーム以降の走査フレームが次々に形成される。

30

【0045】

フレーム処理部50は、形成された各走査フレームを N 個の領域に分割し、互いに異なる周期に対応した N 枚の走査フレームの各々から1つずつ得られる N 個の領域を組み合わせる各表示フレームを形成する。

【0046】

図5に示す具体例（ $N = 3$ ）において、フレーム処理部50は、互いに異なる3心拍（第1心拍～第3心拍）に対応した3枚の走査フレームの各々から左側，中央，右側の3領域を集め、それら3領域を組み合わせる各表示フレームを形成する。

40

【0047】

例えば、第1心拍における第1走査フレームの左側領域と、第2心拍における第1走査フレームの中央領域と、第3心拍における第1走査フレームの右側領域が集められ、それら左側領域と中央領域と右側領域を組み合わせる（接続して）第1表示フレームが形成される。

【0048】

また、例えば第1心拍における第2走査フレームの右側領域と、第2心拍における第1走査フレームの左側領域と、第3心拍における第1走査フレームの中央領域が集められ、それら左側領域と中央領域と右側領域を組み合わせる（接続して）第2表示フレームが形成される。

50

【 0 0 4 9 】

さらに、図 5 に示すように、互いに異なる 3 心拍に対応した 3 枚の走査フレームの各々から左側，中央，右側の 3 領域が集められ、それら 3 領域を組み合わせると第 3 表示フレーム以降の各表示フレームが次々に形成される。

【 0 0 5 0 】

なお、第 4 心拍以降も複数の走査フレームを形成する場合には、図 5 に示す第 1 心拍から第 3 心拍までの処理と同じ処理が 3 心拍ごとに繰り返される。

【 0 0 5 1 】

各表示フレームは、各走査フレームと同形状であり、心拍内における時相が互いに揃えられた（望ましくは時相が一致した）複数領域で構成される。例えば、第 1 表示フレームを構成する左側，中央，右側の 3 領域は、周期開始に対応した R 波からの時相が互いに等しい関係にある。つまり、第 1 表示フレームを構成する左側，中央，右側の 3 領域は、図 5 の横軸上（時間軸上）において互いに同じ時相に対応しており、R 波からの経過時間が同じ時間帯に得られている。第 2 表示フレーム以降の各表示フレームも、第 1 表示フレームと同様に、R 波からの時相が互いに等しい関係にある左側，中央，右側の 3 領域で構成される。

【 0 0 5 2 】

図 5 に示す基本処理によれば、周期開始からの時相が互いに等しい関係にある複数領域（3 領域）に基づいて各表示フレームが形成されるため、各表示フレーム内における周期開始からの時相差が軽減され、望ましくは時相差が解消される。

【 0 0 5 3 】

また、図 5 に示す基本処理によれば、複数の走査フレームのフレーム間隔に比べて複数の表示フレームのフレーム間隔が $1/N$ （ $N=3$ ）となるため、複数の走査フレームのフレームレートに比べて複数の表示フレームのフレームレートが N 倍（ $N=3$ ）となり、複数の表示フレームに基づいて形成される動画のフレームレートが高められる。

【 0 0 5 4 】

図 6 は、複数の表示フレームを形成する処理の変形例 1 を示す図である。図 6 には、複数の走査フレームから複数の表示フレームを形成する処理の具体例が示されている。図 6 に示す変形例 1 では、基本処理（図 5）と同様に、各走査フレームが左側（左），中央（中），右側（右）の 3 領域（ $N=3$ ）に分割されている。

【 0 0 5 5 】

また、図 6 に示す変形例 1 では、基本処理（図 5）と同様に、心電計 70 から得られる心電波形により心臓の複数心拍が検出される。但し、図 6 の変形例 1 では連続する 2 心拍が 1 周期とされる。つまり、第 1 心拍と第 2 心拍により第 1 周期が構成され、第 3 心拍と第 4 心拍により第 2 周期が構成され、第 5 心拍と第 6 心拍により第 3 周期が構成される。

【 0 0 5 6 】

送受信部 12 は、複数周期に亘って各周期ごとに周期開始からフレーム開始までの時間を $1/3$ フレーム（各走査フレーム期間の $1/3$ ）ずつ異ならせて、走査面内において複数の走査フレームを形成する。

【 0 0 5 7 】

例えば、第 1 周期において、心電波形から検出される第 1 心拍の R 波のタイミング（時相）から第 1 走査フレーム（1 Fr）の走査が開始され、第 1 走査フレームの形成後に第 2 走査フレーム（2 Fr）の走査が開始されて第 2 走査フレームが形成される。その後、第 3 走査フレーム（3 Fr）以降の走査フレームが次々に形成される。

【 0 0 5 8 】

そして、第 3 心拍の R 波のタイミング（時相）から第 2 周期が開始される。第 2 周期では、心電波形から検出される第 3 心拍の R 波のタイミング（時相）から $1/3$ フレームの期間が経過してから第 1 走査フレーム（1 Fr）の走査が開始され、第 1 走査フレームの形成後に第 2 走査フレーム（2 Fr）の走査が開始されて第 2 走査フレームが形成され、その後、第 3 走査フレーム（3 Fr）以降の走査フレームが次々に形成される。

【 0 0 5 9 】

さらに、第 5 心拍の R 波のタイミング（時相）から第 3 周期が開始される。第 3 周期では、心電波形から検出される第 5 心拍の R 波のタイミング（時相）から 2 / 3 フレームの期間が経過してから第 1 走査フレーム（1 F r）の走査が開始され、第 1 走査フレームの形成後に第 2 走査フレーム（2 F r）の走査が開始されて第 2 走査フレームが形成され、その後、第 3 走査フレーム（3 F r）以降の走査フレームが次々に形成される。

【 0 0 6 0 】

図 6 に示す変形例 1 において、フレーム処理部 5 0 は、互いに異なる 3 周期に対応した 3 枚の走査フレームの各々から左側，中央，右側の 3 領域を集め、それら 3 領域を組み合わせる。10

【 0 0 6 1 】

例えば、第 1 周期における第 1 走査フレーム（1 F r）の左側領域（左）と、第 2 周期における第 1 走査フレーム（1 F r）の中央領域（中）と、第 3 周期における第 1 走査フレーム（1 F r）の右側領域（右）が集められ、それら左側領域と中央領域と右側領域を組み合わせる（接続して）第 1 表示フレームが形成される。

【 0 0 6 2 】

また、例えば第 1 周期における第 2 走査フレーム（1 F r）の右側領域（右）と、第 2 周期における第 1 走査フレーム（1 F r）の左側領域（左）と、第 3 周期における第 1 走査フレーム（1 F r）の中央領域（中）が集められ、それら左側領域と中央領域と右側領域を組み合わせる（接続して）第 2 表示フレームが形成される。さらに、図示省略するもの、互いに異なる 3 周期に対応した 3 枚の走査フレームの各々から左側，中央，右側の 3 領域が集められ、それら 3 領域を組み合わせる第 3 表示フレーム以降の各表示フレームが次々に形成される。20

【 0 0 6 3 】

なお、第 7 心拍以降も複数の走査フレームを形成する場合には、図 6 に示す第 1 心拍から第 6 心拍までの処理と同じ処理が 6 心拍ごとに（3 周期ごとに）繰り返される。

【 0 0 6 4 】

図 6 に示す変形例 1 によれば、基本処理（図 5）の場合と同様に、各表示フレーム内における周期開始からの時相差が軽減（望ましくは時相差が解消）され、複数の走査フレームのフレームレートに比べて複数の表示フレームのフレームレートが N 倍（ $N = 3$ ）となり、複数の表示フレームに基づいて形成される動画像のフレームレートが高められる。30

【 0 0 6 5 】

さらに、図 6 に示す変形例 1 によれば、R 波が含まれる期間に対応した表示フレーム（R 波表示フレーム）を得ることができる。例えば、図 6 に示す変形例 1 において、第 1 周期における第 5 走査フレーム（5 F r）の左側領域（左）が第 2 心拍の R 波の期間に対応し、第 2 周期における第 5 走査フレーム（5 F r）の中央領域（中）が第 4 心拍の R 波の期間に対応し、第 3 周期における第 5 走査フレーム（5 F r）の右側領域（右）が第 6 心拍の R 波の期間に対応しており、それら左側領域と中央領域と右側領域を組み合わせる R 波表示フレームが形成される。40

【 0 0 6 6 】

図 7 は、複数の表示フレームを形成する処理の変形例 2 を示す図である。図 7 には、複数の走査フレームから複数の表示フレームを形成する処理の具体例が示されている。図 7 に示す変形例 2 では、基本処理（図 5）と同様に、各走査フレームが左側（左），中央（中），右側（右）の 3 領域（ $N = 3$ ）に分割されている。

【 0 0 6 7 】

また、図 7 に示す変形例 2 では、基本処理（図 5）と同様に、心電計 7 0 から得られる心電波形により心臓の複数心拍が検出され、検出された各心拍（1 つの心拍）が 1 周期とされている。心電波形内の特徴時相である R 波の出現タイミングが各心拍（各周期）の開始時相とされている。

【 0 0 6 8 】

送受信部 12 は、複数心拍に亘って各心拍ごとに心拍開始からフレーム開始までの時間を $1/3$ フレーム（各走査フレーム期間の $1/3$ ）ずつ異ならせて、走査面内において複数の走査フレームを形成する。

【0069】

例えば、第 1 心拍において、心電波形から検出される R 波のタイミング（時相）から第 1 走査フレーム（1 Fr）の走査が開始され、第 1 走査フレームの形成後に第 2 走査フレーム（2 Fr）の走査が開始されて第 2 走査フレームが形成される。その後、第 3 走査フレーム（3 Fr）以降の走査フレームが次々に形成される。

【0070】

そして、第 1 心拍に対応した R 波の後に最初に検出される R 波のタイミングから第 2 心拍が開始される。図 7 の変形例 2 では、第 1 心拍の第 5 走査フレーム（5 Fr）が形成（走査）されている途中に、第 2 心拍の R 波が検出されている。送受信部 12 は、第 2 心拍の R 波が検出されたタイミング（時相）が、形成中（走査中）である各走査フレームのフレーム期間の $2/3$ 以上を経過している場合に、その走査フレームの形成が完了するまで走査を継続させる。なお、第 2 心拍の R 波が検出されたタイミング（時相）が、形成中である各走査フレームのフレーム期間の $2/3$ 以上を経過していない場合には、その走査フレームの走査を途中で終了させることが望ましい。

10

【0071】

図 7 に示す例において、第 2 心拍の R 波が検出された時相は、第 1 心拍の第 5 走査フレーム（5 Fr）の走査が開始されてから、走査フレーム期間の $2/3$ 以上が経過しているため、送受信部 12 は、第 1 心拍の第 5 走査フレーム（5 Fr）の走査を継続させて第 5 走査フレーム（5 Fr）を形成する。

20

【0072】

また、第 2 心拍においては、R 波のタイミングから $1/3$ フレームの期間が経過してから第 1 走査フレーム（1 Fr）の走査が開始され、第 1 走査フレームの形成後に第 2 走査フレーム（2 Fr）の走査が開始されて第 2 走査フレームが形成される。その後、第 3 走査フレーム（3 Fr）以降の走査フレームが次々に形成される。

【0073】

そして、第 2 心拍に対応した R 波の後に最初に検出される R 波のタイミングから第 3 心拍が開始される。図 7 の変形例 2 では、第 2 心拍の第 5 走査フレーム（5 Fr）が形成（走査）されている途中に、第 3 心拍の R 波が検出されている。送受信部 12 は、第 3 心拍の R 波が検出されたタイミング（時相）が、形成中（走査中）である各走査フレームのフレーム期間の $1/3$ 以上を経過している場合に、その走査フレームの形成が完了するまで走査を継続させる。なお、第 3 心拍の R 波が検出されたタイミング（時相）が、形成中である各走査フレームのフレーム期間の $1/3$ 以上を経過していない場合には、その走査フレームの走査を途中で終了させることが望ましい。

30

【0074】

図 7 に示す例において、第 3 心拍の R 波が検出された時相は、第 2 心拍の第 5 走査フレーム（5 Fr）の走査が開始されてから、走査フレーム期間の $1/3$ 以上が経過しているため、送受信部 12 は、第 2 心拍の第 5 走査フレーム（5 Fr）の走査を継続させて第 5 走査フレーム（5 Fr）を形成する。

40

【0075】

さらに、第 3 心拍においては、R 波のタイミングから $2/3$ フレームの期間が経過してから第 1 走査フレーム（1 Fr）の走査が開始され、第 1 走査フレームの形成後に第 2 走査フレーム（2 Fr）の走査が開始されて第 2 走査フレームが形成される。その後、第 3 走査フレーム（3 Fr）以降の走査フレームが次々に形成される。第 3 心拍に対応した R 波の後に最初に検出される R 波のタイミングから第 4 心拍が開始されるが、送受信部 12 は、第 4 心拍の R 波が検出されたタイミング（時相）において形成中（走査中）である各走査フレームの形成が完了するまで走査を継続させる。

【0076】

50

図 7 に示す例において、第 3 心拍の第 5 走査フレーム (5 Fr) の走査が開始されてから第 4 心拍の R 波が検出されているが、送受信部 12 は、第 3 心拍の第 5 走査フレーム (5 Fr) の走査を継続させて第 5 走査フレーム (5 Fr) を形成する。

【0077】

図 7 に示す変形例 2 においても、フレーム処理部 50 は、互いに異なる 3 周期に対応した 3 枚の走査フレームの各々から左側、中央、右側の 3 領域を集め、それら 3 領域を組み合わせることで各表示フレームを形成する。

【0078】

例えば、第 1 心拍における第 1 走査フレーム (1 Fr) の左側領域 (左) と、第 2 心拍における第 1 走査フレーム (1 Fr) の中央領域 (中) と、第 3 心拍における第 1 走査フレーム (1 Fr) の右側領域 (右) が集められ、それら左側領域と中央領域と右側領域を組み合わせることで (接続して) 第 1 表示フレームが形成される。

【0079】

また、例えば第 1 心拍における第 2 走査フレーム (2 Fr) の右側領域 (右) と、第 2 心拍における第 1 走査フレーム (1 Fr) の左側領域 (左) と、第 3 心拍における第 1 走査フレーム (1 Fr) の中央領域 (中) が集められ、それら左側領域と中央領域と右側領域を組み合わせることで (接続して) 第 2 表示フレームが形成される。さらに、図示省略するものの、互いに異なる 3 周期に対応した 3 枚の走査フレームの各々から左側、中央、右側の 3 領域が集められ、それら 3 領域を組み合わせることで第 3 表示フレーム以降の各表示フレームが次々に形成される。

【0080】

なお、図 7 に示す変形例 2 において、第 3 心拍以降も複数の走査フレームを形成する場合には、第 4 心拍の期間における走査を行わず、第 5 心拍から、図 7 に示す第 1 心拍から第 3 心拍までの処理と同様な処理を実行すればよい。

【0081】

図 7 に示す変形例 2 によれば、基本処理 (図 5) の場合と同様に、各表示フレーム内における周期開始からの時相差が軽減 (望ましくは時相差が解消) され、複数の走査フレームのフレームレートに比べて複数の表示フレームのフレームレートが N 倍 ($N = 3$) となり、複数の表示フレームに基づいて形成される動画像のフレームレートが高められる。

【0082】

さらに、図 7 に示す変形例 2 によれば、R 波が含まれる期間に対応した表示フレーム (R 波表示フレーム) を得ることができる。例えば、図 7 に示す変形例 2 において、第 1 心拍における第 5 走査フレーム (5 Fr) の左側領域 (左) が第 2 心拍の R 波の期間に対応し、第 2 心拍における第 5 走査フレーム (5 Fr) の中央領域 (中) が第 3 心拍の R 波の期間に対応し、第 3 心拍における第 5 走査フレーム (5 Fr) の右側領域 (右) が第 4 心拍の R 波の期間に対応しており、それら左側領域と中央領域と右側領域を組み合わせることで R 波表示フレームが形成される。

【0083】

なお、図 7 に示す変形例 2 において、第 3 心拍における第 5 走査フレーム (5 Fr) の中央領域 (中) と、第 2 心拍における第 5 走査フレーム (5 Fr) の左側領域 (左) と、第 1 心拍における第 1 走査フレーム (1 Fr) の右側領域 (右) が集められ、それら左側領域と中央領域と右側領域を組み合わせることで、R 波表示フレームの次の表示フレームが形成されてもよい。

【0084】

図 8 は、複数の表示フレームを形成する処理の変形例 3 を示す図である。図 8 には、複数の走査フレームから複数の表示フレームを形成する処理の具体例が示されている。図 8 に示す変形例 3 では、基本処理 (図 5) と同様に、各走査フレームが左側、中央、右側の 3 領域 ($N = 3$) に分割されている。

【0085】

また、図 8 に示す変形例 3 では、基本処理 (図 5) と同様に、心電計 70 から得られる

心電波形により心臓の複数心拍が検出され、検出された各心拍（１つの心拍）が１周期とされている。心電波形内の特徴時相であるＲ波の出現タイミングが各心拍（各周期）の開始時相とされている。

【００８６】

送受信部１２は、複数心拍に亘って各心拍ごとに心拍開始からフレーム開始までの時間を１／３フレーム（各走査フレーム期間の１／３）ずつ異ならせて、走査面内において複数の走査フレームを形成する。

【００８７】

但し、図８の変形例３において、送受信部１２は、周期的な運動の複数周期に亘って各周期の先頭走査フレームの走査方向を各周期ごとに反転させつつ、各周期内において各走査フレームごとに走査方向を反転させる。

10

【００８８】

図９は、走査方向を反転させる処理の具体例を示す図である。図９には、第１心拍から第３心拍までの各心拍における第１走査フレームから第３走査フレームの具体例が図示されている。また、図９には、各心拍ごとに、Ｒ波を基準（ t_0 ）とする心拍内における時相（ t_1 ， t_2 ， t_3 ，・・・）が図示されている。

【００８９】

第１心拍において、第１走査フレームは、Ｒ波の時相 t_0 から走査が開始され、フレームの右端から左端に向かう方向に超音波ビームが走査（右から走査）されて形成される。つまり、第１走査フレームは、右側領域（右），中央領域（中），左側領域（左１）の順に形成される。時相 t_3 において第１走査フレームの形成が終了すると、その時相 t_3 から第２走査フレームの走査が開始される。第２走査フレームは、フレームの左端から右端に向かう方向に超音波ビームが走査（左から走査）されて形成される。つまり、第２走査フレームは、左側領域（左４），中央領域（中７），右側領域（右１０）の順に形成される。そして、時相 t_6 において第２走査フレームの形成が終了すると、その時相 t_6 から第３走査フレームの走査が開始される。第３走査フレームは、フレームの右端から左端に向かう方向に超音波ビームが走査（右から走査）されて形成される。つまり、第３走査フレームは右側領域（右１３），中央領域（中１６），左側領域（左）の順に形成される。その後も、各走査フレームごとに走査方向を反転させながら、複数の走査フレームが次々に形成される。

20

30

【００９０】

第２心拍において、第１走査フレームは、Ｒ波の時相 t_0 から１／３フレーム（各走査フレーム期間の１／３）経過後の時相 t_1 から走査が開始される。第２心拍の第１走査フレームは、フレームの左端から右端に向かう方向に超音波ビームが走査（左から走査）されて形成される。第１心拍における先頭の第１走査フレームは右から走査であるのに対して、第２心拍における先頭の第１走査フレームは左から走査に反転される。第２心拍においても、各走査フレームごとに走査方向を反転させながら複数の走査フレームが次々に形成される。

【００９１】

第３心拍において、第１走査フレームは、Ｒ波の時相 t_0 から２／３フレーム（各走査フレーム期間の２／３）経過後の時相 t_2 から走査が開始される。第３心拍の第１走査フレームは、フレームの右端から左端に向かう方向に超音波ビームが走査（右から走査）されて形成される。第２心拍における先頭の第１走査フレームは左から走査であるのに対して、第３心拍における先頭の第１走査フレームは右から走査に反転される。第３心拍においても、各走査フレームごとに走査方向を反転させながら複数の走査フレームが次々に形成される。

40

【００９２】

図８に戻り、変形例３においても、フレーム処理部５０は、互いに異なる３心拍（第１心拍～第３心拍）に対応した３枚の走査フレームの各々から左側，中央，右側の３領域を集め、それら３領域を組み合わせて各表示フレームを形成する。

50

【 0 0 9 3 】

例えば、第 1 心拍における第 1 走査フレームの左側領域（左側 1）と、第 2 心拍における第 1 走査フレームの中央領域（中央 2）と、第 3 心拍における第 1 走査フレームの右側領域（右側 3）が集められ、それら左側領域と中央領域と右側領域を組み合わせ（接続して）第 1 表示フレームが形成される。

【 0 0 9 4 】

また、例えば第 1 心拍における第 2 走査フレームの左側領域（左側 4）と、第 2 心拍における第 1 走査フレームの右側領域（右側 5）と、第 3 心拍における第 1 走査フレームの中央領域（中央 6）が集められ、それら左側領域と中央領域と右側領域を組み合わせ（接続して）第 2 表示フレームが形成される。

10

【 0 0 9 5 】

さらに、図 8 に示すように、互いに異なる 3 心拍に対応した 3 枚の走査フレームの各々から左側，中央，右側の 3 領域が集められ、それら 3 領域を組み合わせ第 3 表示フレーム以降の各表示フレームが次々に形成される。

【 0 0 9 6 】

なお、第 4 心拍以降も複数の走査フレームを形成する場合には、図 8 に示す第 1 心拍から第 3 心拍までの処理と同じ処理が 3 心拍ごとに繰り返される。

【 0 0 9 7 】

図 10 は、変形例 3 により形成される各表示フレームの具体例を示す図である。図 10 には、図 8 の処理例により得られる第 1 表示フレームから第 6 表示フレームの具体例が図示されている。なお、図 10 に示す時相（ t_3 ， t_4 ， t_5 ，・・・）は、図 8，図 9 に示した時相、つまり、R 波を基準とする各心拍内における時相である。

20

【 0 0 9 8 】

図 10 の具体例において、第 1 表示フレームは、第 1 心拍における第 1 走査フレームの左側領域（左 1）と、第 2 心拍における第 1 走査フレームの中央領域（中 2）と、第 3 心拍における第 1 走査フレームの右側領域（右 3）を接続して形成される。その際、フレーム処理部 50 は、接続箇所における時相を一致させつつ領域と領域を接続する。例えば、第 1 表示フレームの右側領域（右 3）と中央領域（中 2）の接続箇所は時相 t_3 に対応しており、第 1 表示フレームの中央領域（中 2）と左側領域（左 1）の接続箇所は時相 t_2 に対応している。

30

【 0 0 9 9 】

第 2 表示フレームは、第 1 心拍における第 2 走査フレームの左側領域（左 4）と、第 2 心拍における第 1 走査フレームの右側領域（右 5）と、第 3 心拍における第 1 走査フレームの中央領域（中 6）を接続して形成される。また、第 2 表示フレームの右側領域（右 5）と中央領域（中 6）の接続箇所は時相 t_3 に対応しており、第 2 表示フレームの中央領域（中 6）と左側領域（左 4）の接続箇所は時相 t_4 に対応している。

【 0 1 0 0 】

第 3 表示フレーム以降においても、互いに異なる 3 心拍に対応した 3 枚の走査フレームの各々から左側，中央，右側の 3 領域が集められ、さらに、接続箇所における時相を一致させつつ領域と領域を接続して各表示フレームが次々に形成される。

40

【 0 1 0 1 】

図 8～図 10 に示す変形例 3 によれば、基本処理（図 5）の場合と同様に、各表示フレーム内における周期開始からの時相差が軽減（望ましくは時相差が解消）され、複数の走査フレームのフレームレートに比べて複数の表示フレームのフレームレートが N 倍（ $N = 3$ ）となり、複数の表示フレームに基づいて形成される動画像のフレームレートが高められる。さらに、変形例 3 によれば、図 10 に示すように、各表示フレーム内における領域と領域の接続箇所における時相が一致しており、各表示フレーム内の接続箇所（つなぎ目）における時間的な不連続性が軽減または解消される。

【 0 1 0 2 】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単な

50

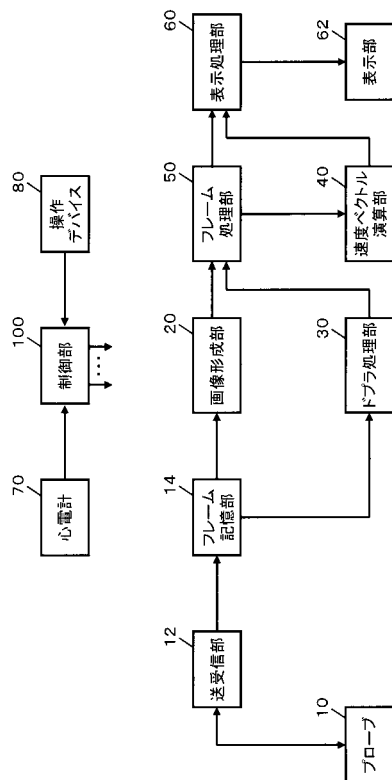
る例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【符号の説明】

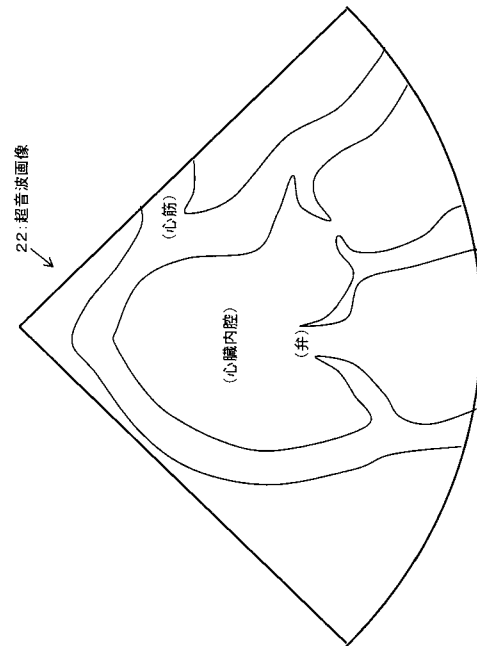
【0103】

10 プロープ、12 送受信部、14 フレーム記憶部、20 画像形成部、30 ドブラ処理部、40 速度ベクトル演算部、50 フレーム処理部、60 表示処理部、62 表示部、70 心電計、80 操作デバイス、100 制御部。

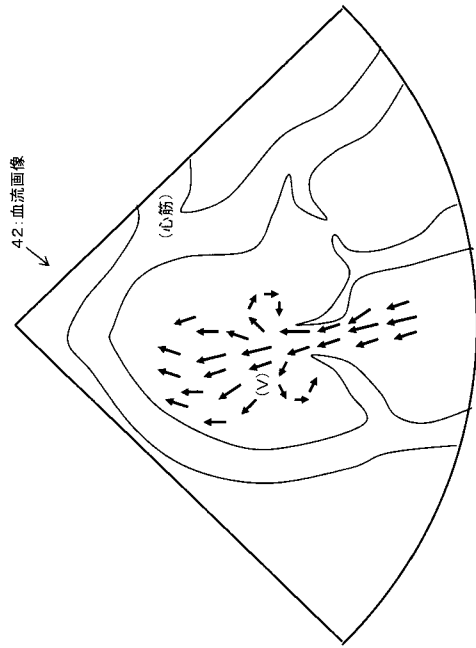
【図1】



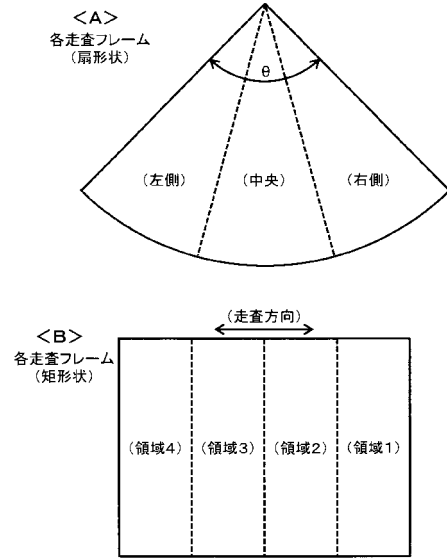
【図2】



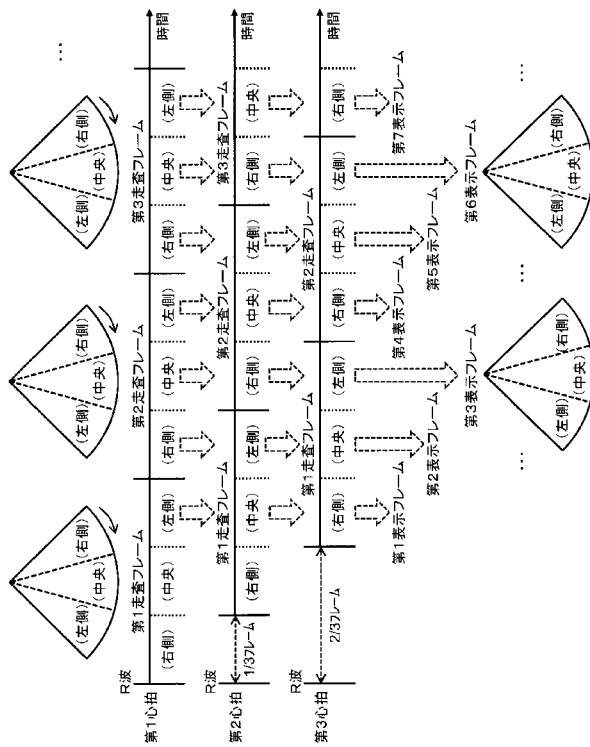
【図 3】



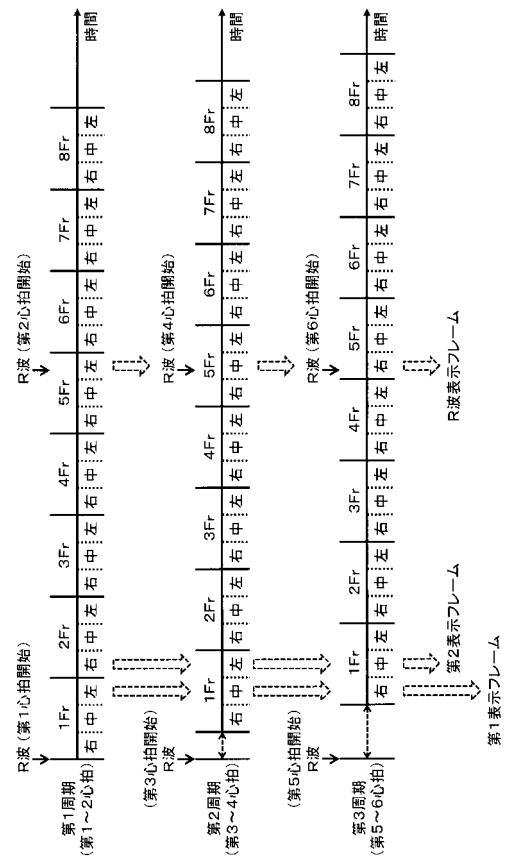
【図 4】



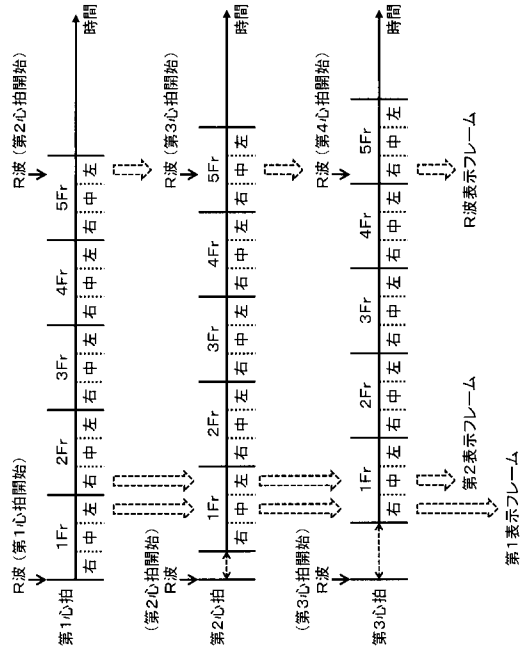
【図 5】



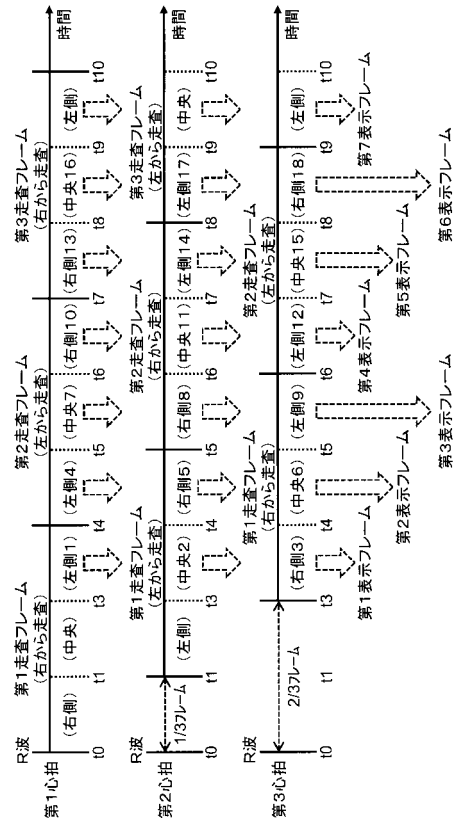
【図 6】



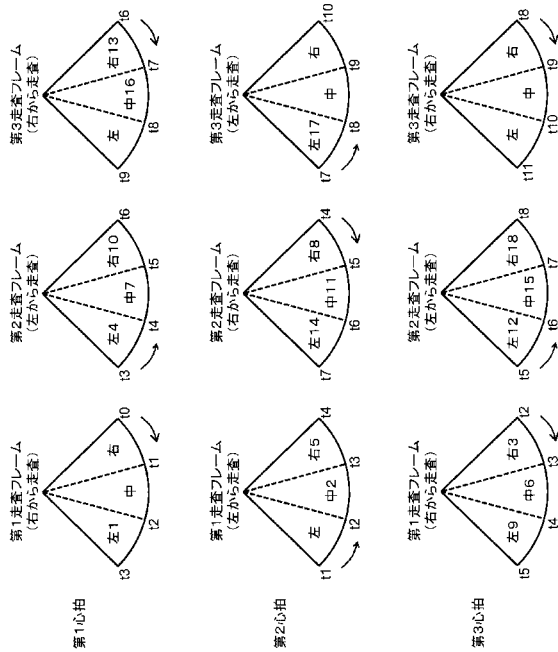
【図 7】



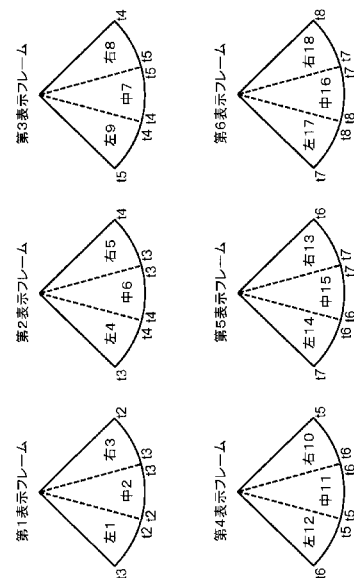
【図 8】



【図 9】



【図 10】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2017035326A	公开(公告)日	2017-02-16
申请号	JP2015158966	申请日	2015-08-11
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	関佳徳 伊藤安啓		
发明人	関 佳徳 伊藤 安啓		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 A61B8/06		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14 A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/EE08 4C601/FF08 4C601/HH14 4C601/HH38 4C601/JC16 4C601/LL03		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供改进的技术，以改善超声波的运动图像的质量。探头向生物体内的心脏区域发送和接收超声波。收发器单元12形成多个扫描帧，同时在心脏运动的多个周期内改变从周期开始到帧开始的时间。帧处理部50中，每个扫描帧被从循环开始和位置在扫描平面彼此更分成多个区域，从相对应的多个彼此不同的周期扫描帧的不同，有关系的时间相位彼此相等收集区域，并且基于多个区域形成每个显示框，从而获得多个显示框。显示处理单元60基于多个显示帧形成超声波的运动图像。

