

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5837641号
(P5837641)

(45) 発行日 平成27年12月24日(2015.12.24)

(24) 登録日 平成27年11月13日(2015.11.13)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/06

請求項の数 6 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2014-79533 (P2014-79533)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成26年4月8日 (2014.4.8)		日立アロカメディカル株式会社
(65) 公開番号	特開2015-198777 (P2015-198777A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成27年11月12日 (2015.11.12)	(74) 代理人	110001210
審査請求日	平成27年3月12日 (2015.3.12)		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
		審査官	右▲高▼ 孝幸

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】

超音波を送受信する送受信部と、
前記送受信部を制御して、前記送受信部が送受信する超音波が形成する主ビームを走査する主ビーム制御部と、
各主ビーム方向から前記送受信部で受信された超音波に基づいて、各主ビーム方向について血流速度の主ビーム方向成分をドブラ計測する主ドブラ計測部と、
各主ビーム方向に交差する交差経路上における、血流速度の各主ビーム方向成分に基づいて、前記交差経路上の位置について血流速度の交差経路方向成分を求める演算部と、
前記交差経路上の点を通る副ビームを形成する超音波を、前記送受信部に送受信させる副ビーム制御部と、
副ビーム方向から前記送受信部で受信された超音波に基づいて、前記交差経路上における前記副ビームの通過点について血流速度の副ビーム方向成分をドブラ計測する副ドブラ計測部と、を備え、
前記副ビームは、前記通過点を通る前記主ビームの方向と異なる方向を有し、
前記演算部は、前記交差経路上における血流速度の各主ビーム方向成分について、それぞれの主ビーム方向への変化量を表す主ビーム方向変化量を求め、前記交差経路に沿って各主ビーム方向変化量を積分する積分演算を実行し、その積分演算によって血流速度の交差経路方向成分を求め、
前記積分演算を実行するに際して、前記演算部は、前記通過点における血流速度の副ビ

10

20

ーム方向成分の交差経路方向成分に基づく値を、前記積分演算の初期条件と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、
前記通過点は、前記交差経路の一端の点であり、
前記演算部は、前記一端の位置を前記積分演算の初期条件として、前記交差経路に沿った前記積分演算を実行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 に記載の超音波診断装置において、
前記通過点は、前記交差経路の中途点であり、
前記演算部は、
前記中途点の位置を初期条件とし、前記中途点より一方側における前記交差経路に沿って前記積分演算を実行する第 1 積分部と、
前記中途点の位置を初期条件とし、前記中途点より他方側における前記交差経路に沿って前記積分演算を実行する第 2 積分部と、
前記第 1 積分部および前記第 2 積分部による各演算結果に基づいて、血流速度の交差経路方向成分を求める合成部と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
前記副ビーム制御部は、
前記交差経路の一端を前記通過点とする第 1 副ビームと、前記交差経路の他端を前記通過点とする第 2 副ビームと、を前記副ビームとしてそれぞれ形成する超音波を前記送受信部に送受信させ、
前記演算部は、
前記一端の位置を前記積分演算の初期条件として、前記交差経路に沿った前記積分演算を実行する第 1 積分部と、
前記他端の位置を前記積分演算の初期条件として、前記交差経路に沿った前記積分演算を実行する第 2 積分部と、
前記第 1 積分部および前記第 2 積分部の各演算結果に基づいて、血流速度の交差経路方向成分を求める合成部と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

20

30

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
前記送受信部を制御して、前記送受信部が送受信する超音波が形成する B モードビームを走査する B モード制御部と、
各 B モードビーム方向から前記送受信部で受信された超音波に基づいて、断層画像データを生成する断層画像生成部と、
時間経過と共に生成される複数の断層画像データに基づいて、前記交差経路の一端における血流速度の交差経路方向成分を求める速度演算部と、を備え、
前記演算部は、前記一端における血流速度の交差経路方向成分に基づく値、および、前記一端の位置を初期条件とし、前記交差経路に沿った前記積分演算を実行する第 1 積分部を備え、
前記通過点は、前記交差経路の他端の点であり、
前記演算部は、
前記他端の位置を前記積分演算の初期条件とし、前記交差経路に沿った前記積分演算を実行する第 2 積分部と、
前記第 1 積分部および前記第 2 積分部の各演算結果に基づいて、血流速度の交差経路方向成分を求める合成部と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

40

50

【請求項 6】

請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記副ビーム制御部は、
前記通過点を通る追加副ビームを形成する超音波を前記送受信部に送受信させ、
前記副ドプラ計測部は、前記追加副ビーム方向から前記送受信部で受信された超音波に基づいて、前記通過点について血流速度の追加副ビーム方向成分をドプラ計測し、
前記追加副ビームは、前記通過点を通る前記主ビームおよび前記副ビームの各方向と異なる方向を有し、
前記積分演算を実行するに際して、前記演算部は、前記通過点における血流速度の副ビーム方向成分の交差経路方向成分と、前記通過点における血流速度の追加副ビーム方向成分の交差経路方向成分とに基づく値を、前記積分演算の初期条件とすることを特徴とする超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、血流速度を計測する装置に関する。

【背景技術】

【0002】

ドプラ法によって被検体の血流速度を計測する超音波診断装置が広く用いられている。このような超音波診断装置では、ベクトル量である血流速度を矢印等によって断層画像に重ねて表示することで、血管、心臓等の循環器の診断が行われる。このような VFM (vector flow mapping) を実行する超音波診断装置では、血流速度がドプラ法を用いて計測される。ドプラ法では、血流速度の成分のうち、超音波の送受信方向の成分のみが計測されるため、超音波の送受信方向に直交する方向の成分を計測することは困難である。そこで、血流速度の 2 つの成分を求める技術として、特許文献 1 および 2 に記載されている技術が考えられている。

20

【0003】

特許文献 1 には、血流速度の超音波ビーム方向の成分をドプラ法によって計測し、超音波ビームに直交する方向の成分 (直交方向成分) を演算によって求める技術が記載されている。図 15 には、特許文献 1 に記載されている速度検出処理が概念的に示されている。この処理は、連続の式から血流速度の直交方向成分 V_{θ} を求めるものである。初めに各超音波ビーム方向について、血流速度の超音波ビーム方向成分 V_r がドプラ法により計測される。そして、超音波ビームに直交する直交経路 C において、直交方向成分 V_{θ} の直交経路方向への変化量がビーム方向成分 V_r を用いて求められ、さらに、直交経路 C に沿って変化量を積分することで、直交方向成分 V_{θ} が求められる。積分開始位置 P は、心臓、血管等の循環器の壁面 W 上の位置であり、積分の初期値は、積分開始位置 P の運動速度の直交経路方向成分 V_w である。

30

【0004】

特許文献 2 には、超音波ビームの走査面をずらした 2 つの走査条件のそれぞれについて超音波ビームの走査を行い、各走査条件についてドプラ計測された各超音波ビーム方向成分に基づいて、血流速度を求める超音波診断装置が記載されている。この超音波診断装置では、第 1 の走査条件によって計測される超音波ビーム方向成分と、第 2 の走査条件によって計測される超音波ビーム方向成分とに基づいて、共通の直交座標における血流速度が求められる。2 つの走査条件のそれぞれの走査面はずれているため、第 1 の走査条件による超音波ビームの方向と、第 2 の走査条件による超音波ビームの方向は、直交座標における各点において異なる方向を有する。これにより、各超音波ビーム方向成分に基づいてベクトル演算を行い、血流速度の各軸方向成分が求められる。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

50

【特許文献１】特開２０１３－１９２６４３号公報

【特許文献２】特開２０１３－１６５９２２号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

特許文献１に記載されている超音波診断装置では、直交経路Ｃにおける積分開始位置Ｐは循環器の壁面Ｗ上の位置とされ、積分の初期値は、積分開始位置Ｐの運動速度の直交経路方向成分 V_w とされる。積分開始位置Ｐは断層画像に基づいて求められ、積分の初期値は時間経過と共に順次取得される複数の断層画像に基づいて求められる。具体的には、時間経過と共に取得される複数の断層画像データ同士のパターンマッチングに基づき、循環器の壁面のパターンのトラッキングを行い、複数の断層画像データに対して得られた各積分開始位置の運動速度を求めることによって積分の初期値が求められる。しかし、循環器の形状や測定状態の良好度等によっては、積分開始位置Ｐが得られず、血流速度の直交方向成分を求めることが困難な場合がある。

10

【０００７】

引用文献２に記載されている超音波診断装置では、血流速度の各成分が求められる全ての領域において、２つの走査条件による２通りの超音波ビーム走査が行われる。そのため、計測処理の負担が重くなることがある。

【０００８】

本発明は、簡単な処理によって血流速度の各成分を求めることを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【０００９】

本発明は、超音波を送受信する送受信部と、前記送受信部を制御して、前記送受信部が送受信する超音波が形成する主ビームを走査する主ビーム制御部と、各主ビーム方向から前記送受信部で受信された超音波に基づいて、各主ビーム方向について血流速度の主ビーム方向成分をドブラ計測する主ドブラ計測部と、各主ビーム方向に交差する交差経路上における、血流速度の各主ビーム方向成分に基づいて、前記交差経路上の位置について血流速度の交差経路方向成分を求める演算部と、前記交差経路上の点を通る副ビームを形成する超音波を、前記送受信部に送受信させる副ビーム制御部と、副ビーム方向から前記送受信部で受信された超音波に基づいて、前記交差経路における前記副ビームの通過点について血流速度の副ビーム方向成分をドブラ計測する副ドブラ計測部と、を備え、前記副ビームは、前記通過点を通る前記主ビームの方向と異なる方向を有し、前記演算部は、前記交差経路上における血流速度の各主ビーム方向成分について、それぞれの主ビーム方向への変化量を表す主ビーム方向変化量を求め、前記交差経路に沿って各主ビーム方向変化量を積分する積分演算を実行し、その積分演算によって血流速度の交差経路方向成分を求め、前記積分演算を実行するに際して、前記演算部は、前記通過点における血流速度の副ビーム方向成分の交差経路方向成分に基づく値を、前記積分演算の初期条件とすることを特徴とする。

30

【００１０】

本発明においては、送受信される超音波が形成する主ビームが走査され、各主ビーム方向から受信された超音波に基づいて血流速度の主ビーム方向成分がドブラ計測される。一般に、ドブラ計測においては、超音波ビームに交差する方向の血流速度成分を求めることは困難である。そこで、本発明においては、交差経路上における血流速度の各主ビーム方向成分に基づいて、交差経路上の位置について血流速度の交差経路方向成分が求められる。このようにして求められた主ビーム方向成分および交差経路方向成分を併せたものが血流速度として求められる。血流速度の交差経路方向成分を求める際には、交差経路上の副ビームの通過点における副ビーム方向成分がドブラ計測され、副ビーム方向成分が用いられる。副ビームは交差経路上の１つの通過点で主ビームに交差するものでもよい。

40

【００１２】

望ましくは、前記通過点は、前記交差経路の一端の点であり、前記演算部は、前記一端

50

の位置を前記積分演算の初期条件として、前記交差経路に沿った前記積分演算を実行する。

【0013】

本発明によれば、交差経路上の主ビーム方向の変化量が、交差経路に沿って積分される。これによって、質量保存則に基づく積分が実行され、血流速度の経路方向成分が求められる。質量保存則に基づく積分は、ある微小領域に流入する血液の流量と、その微小領域から流出する血液の流量が等しいことを示す連続の式に基づく。質量保存則に基づく積分の初期条件は、例えば、時間経過と共に得られた複数の断層画像データにより求められる。しかし、循環器の形状や測定状態の良好度によっては、複数の断層画像データから初期条件を得ることが困難な場合がある。本発明においては、交差経路上の副ビームの通過点における副ビーム方向成分に基づいて、積分演算の初期条件が求められる。これによって、断層画像データを用いなくとも積分演算の初期条件が得られる。

10

【0014】

望ましくは、前記通過点は、前記交差経路の中途点であり、前記演算部は、前記中途点の位置を初期条件とし、前記中途点より一方側における前記交差経路に沿って前記積分演算を実行する第1積分部と、前記中途点の位置を初期条件とし、前記中途点より他方側における前記交差経路に沿って前記積分演算を実行する第2積分部と、前記第1積分部および前記第2積分部による各演算結果に基づいて、血流速度の交差経路方向成分を求める合成部と、を備える。

【0015】

20

望ましくは、前記副ビーム制御部は、前記交差経路の一端を前記通過点とする第1副ビームと、前記交差経路の他端を前記通過点とする第2副ビームと、を前記副ビームとしてそれぞれ形成する超音波を前記送受信部に送受信させ、前記演算部は、前記一端の位置を前記積分演算の初期条件として、前記交差経路に沿った前記積分演算を実行する第1積分部と、前記他端の位置を前記積分演算の初期条件として、前記交差経路に沿った前記積分演算を実行する第2積分部と、前記第1積分部および前記第2積分部の各演算結果に基づいて、血流速度の交差経路方向成分を求める合成部と、を備える。

【0016】

望ましくは、前記送受信部を制御して、前記送受信部が送受信する超音波が形成するBモードビームを走査するBモード制御部と、各Bモードビーム方向から前記送受信部で受信された超音波に基づいて、断層画像データを生成する断層画像生成部と、時間経過と共に生成される複数の断層画像データに基づいて、前記交差経路の一端における血流速度の交差経路方向成分を求める速度演算部と、を備え、前記演算部は、前記一端における血流速度の交差経路方向成分に基づく値、および、前記一端の位置を初期条件とし、前記交差経路に沿った前記積分演算を実行する第1積分部を備え、前記通過点は、前記交差経路の他端の点であり、前記演算部は、前記他端の位置を前記積分演算の初期条件とし、前記交差経路に沿った前記積分演算を実行する第2積分部と、前記第1積分部および前記第2積分部の各演算結果に基づいて、血流速度の交差経路方向成分を求める合成部と、を備える。

30

【0017】

40

本発明によれば、第1積分部および第2積分部の各演算結果に基づいて、血流速度の交差経路方向成分が求められる。これによって、2つの積分結果が血流速度に反映され、1つの積分結果による場合に比べて、求められる血流速度の信頼度が高まる。

【0018】

望ましくは、前記副ビーム制御部は、前記通過点を通る追加副ビームを形成する超音波を前記送受信部に送受信させ、前記副ドプラ計測部は、前記追加副ビーム方向から前記送受信部で受信された超音波に基づいて、前記通過点について血流速度の追加副ビーム方向成分をドプラ計測し、前記追加副ビームは、前記通過点を通る前記主ビームおよび前記副ビームの各方向と異なる方向を有し、前記積分演算を実行するに際して、前記演算部は、前記通過点における血流速度の副ビーム方向成分の交差経路方向成分と、前記通過点にお

50

ける血流速度の追加副ビーム方向成分の交差経路方向成分とに基づく値を、前記積分演算の初期条件とする。

【 0 0 1 9 】

本発明によれば、血流速度の副ビーム方向成分に加えて、追加副ビーム方向成分を用いて、交差経路上の副ビームの通過点における血流速度の交差経路方向成分が求められる。これによって、複数の副ビームによる計測結果が血流速度に反映され、1つの副ビームによる場合に比べて、求められる血流速度の信頼度が高まる。

【発明の効果】

【 0 0 2 0 】

本発明によれば、簡単な処理によって血流速度の各成分を求めることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 1 】

【図1】超音波診断装置の構成を示す図である。

【図2】断層画像とドブラ計測成分との関係を概念的に示す図である。

【図3】質量保存則に基づく積分における処理を概念的に示す図である。

【図4】不完全領域を示す図である。

【図5】副ビーム法について説明する図である。

【図6】各ベクトルの関係を示す図である。

【図7】両端ビーム法について説明する図である。

【図8】単一副ビーム法について説明する図である。

【図9】副ビーム法のみによって血管内腔の血流速度を求める例を示す図である。

【図10】副ビーム法と壁面法とを組み合わせる血管内腔の血流速度を求める例を示す図である。

【図11】各領域において2つの β 軸方向成分が求められる例を示す図である。

【図12】各領域において2つの β 軸方向成分が求められる例を示す図である。

【図13】セクタ走査による断層画像およびドブラ計測用超音波ビームを概念的に示す図である。

【図14】不完全領域近傍の拡大図である。

【図15】先行技術に係る速度検出処理を概念的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 2 】

図1には、本発明の実施形態に係る超音波診断装置が示されている。超音波診断装置は、被検体に対して送受信される超音波のビームを走査し、受信された超音波に基づいて断層画像を表示すると共に、被検体の循環器内の血流速度を計測して表示する。血流速度は、方向および大きさを有するベクトル量であり、矢印等の図形や、色および輝度の組み合わせ、または2つの成分値によって表示される。

【 0 0 2 3 】

計測において、プローブ10は被検体の表面に接触した状態とされる。プローブ10は、複数の超音波振動子を備える。送受信回路12は、制御部14による制御に基づいてプローブ10の各超音波振動子に送信信号を送信する。これによって、プローブ10からは超音波が送信される。被検体内で反射した超音波がプローブ10の各超音波振動子で受信されると、各超音波振動子は、電気信号を送受信回路12に出力する。送受信回路12は、各超音波振動子から出力された電気信号に対してレベル調整等を行うと共に整相加算を行う。

【 0 0 2 4 】

超音波診断装置は、次のようなBモード計測によって断層画像を表示する。送受信回路12は、制御部14による制御に従い、プローブ10において送信超音波ビームを形成し、その送信超音波ビームを被検体に対して走査する。また、送受信回路12は、制御部14による制御に従い、プローブ10の各超音波振動子から出力された電気信号を整相加算

10

20

30

40

50

してBモード計測用の受信信号を生成し、断層画像データ生成部16に出力する。これによって、プローブ10において受信超音波ビームが形成され、その受信超音波ビームに応じた受信信号が、Bモード計測用の受信信号として送受信回路12から断層画像データ生成部16に出力される。

【0025】

断層画像データ生成部16は、各超音波ビーム方向に対して得られた受信信号に基づいて断層画像データを生成し、信号処理部20に出力する。信号処理部20は、断層画像データに基づく断層画像を表示部30に表示する。

【0026】

超音波診断装置は、次のようなドプラ計測によって血流速度を求め、断層画像に重ねて血流速度を表示部30に表示する。Bモード計測用の超音波の送受信と、ドプラ計測用の超音波の送受信とは時分割で行われ、Bモード計測およびドプラ計測は時分割で行われる。

【0027】

制御部14は、送受信回路12を制御して、プローブ10において形成される送信超音波ビームを走査し、各送信超音波ビーム方向にドプラ計測用の超音波を送信する。ドプラ計測用の超音波ビームを走査する領域は、Bモード計測用の超音波ビームを走査する領域内とする。送受信回路12は、制御部14による制御に従い、プローブ10の各超音波振動子から出力された電気信号を整相加算してドプラ計測用の受信信号を生成し、ドプラ計測部18に出力する。これによって、プローブ10において受信超音波ビームが形成され、その受信超音波ビームに応じた受信信号が、ドプラ計測用の受信信号として送受信回路12からドプラ計測部18に出力される。

【0028】

ドプラ計測部18は、各超音波ビーム方向に対して得られた受信信号のドブラシフト周波数を解析し、各超音波ビーム上の各位置における血流速度の超音波ビーム方向成分(以下、ドプラ計測成分とする。)を求める。ドプラ計測部18は、例えば、受信信号のうち計測位置のビーム方向深さに対応する時間範囲の信号区間と、送信信号との相関演算を行い、超音波ビーム上の各位置におけるドブラシフト周波数を求め、各位置におけるドブラシフト周波数に基づいてドプラ計測成分を求める。ドプラ計測部18は、ドプラ計測成分を信号処理部20に出力する。

【0029】

図2には、断層画像32とドプラ計測成分40との関係が概念的に示されている。この例では、プローブ10によって形成されるドプラ計測用超音波ビーム42が、x軸正方向に対して角度 φ だけ傾けられ、y軸方向に超音波ビーム42がリニア走査されている。断層画像32には、血管の前壁34および後壁36の像が現れている。前壁34および後壁36に挟まれた領域は血管内腔38である。ドプラ計測用超音波ビーム42は血管の長手方向に対して垂直でない方向とされ、血管の長手方向に沿ってリニア走査される。図2には、ドプラ計測によって求められた各ドプラ計測成分40が、矢印によって概念的に示されている。

【0030】

図1のドプラ計測部18は、ドプラ計測成分を求めるものの、ドプラ計測用超音波ビームに直交する方向の成分を求めることはできない。そこで、信号処理部20は、以下に説明する質量保存則に基づく積分によって、断層画像データ生成部16から時間経過と共に順次出力される複数の断層画像データと、各位置におけるドプラ計測成分とに基づいて、血流速度のドプラ計測用超音波ビームに直交する方向の成分を求める。

【0031】

図3には、質量保存則に基づく積分における処理が概念的に示されている。質量保存則に基づく積分においては、ドプラ計測用超音波ビーム方向に α 軸、ドプラ計測用超音波ビームに直交する方向に β 軸が定められる。図3に示される例では、ドプラ計測用超音波ビーム方向がx軸方向(縦方向)に対し角度 φ だけ傾けられている。

【 0 0 3 2 】

血流速度のドプラ計測用超音波ビームに直交する方向の成分（以下、 β 軸方向成分とする。） V_{β} は、ドプラ計測成分 V_{α} の α 軸方向の変化量（ $\partial V_{\alpha} / \partial \alpha$ ）を、 β 軸方向に積分することで求められる。すなわち、点Qにおける β 軸方向成分 $V_{\beta}(Q)$ は次の（数1）によって表される。

【 0 0 3 3 】

【数1】

$$V_{\beta}(Q) = - \int_P^Q \frac{\partial V_{\alpha}}{\partial \alpha} d\beta + V_{\beta}(P)$$

10

【 0 0 3 4 】

（数1）は縦横の長さがそれぞれ $d\alpha$ および $d\beta$ である微小領域に流入する血液の流量と、その微小領域から流出する血液の流量とが等しいという質量保存の法則から導かれる。すなわち、（数1）は、血流速度の発散（ $\text{div}V$ ）を0とおいた式を β について積分することによって得られ、連続の式と称される。積分開始位置Pは、前壁面上または後壁面上の位置である。前壁面上の位置を積分開始位置とすることが可能な場合には、前壁面上の点を積分開始位置Pとし、後壁面上の位置を積分開始位置とすることが可能な場合には、後壁面上の点を積分開始位置Pとすればよい。（数1）の右辺は、偏微分および積分で表されているが、実際の演算は、積分経路上の各位置における V_{α} の差分を加算合計することで行われる。

20

【 0 0 3 5 】

例えば、図3の点Q1における β 軸方向成分 $V_{\beta}(Q1)$ は、後壁面上の位置P1を積分開始位置とし、点Q1に至る β 軸正方向の積分経路46に沿って、ドプラ計測成分 V_{α} の α 軸方向の変化量を積分することで求められる。また、点Q2における β 軸方向成分 $V_{\beta}(Q2)$ は、前壁面上の位置P2を積分開始位置とし、点Q2に至る β 軸負方向の積分経路48に沿って、ドプラ計測成分 V_{α} の α 軸方向の変化量を積分することで求められる。

【 0 0 3 6 】

30

図1の信号処理部20がこれらの積分値を求めるに際しては、積分開始位置Pにおける運動速度の β 軸方向成分 $V_{\beta}(P)$ が積分の初期値として必要である。そこで、信号処理部20は、断層画像データ生成部16から時間経過と共に順次出力される複数の断層画像データに基づいて、積分開始位置Pの運動速度の β 軸方向成分を積分の初期値として求める。そして、求められた積分の初期値を用いて質量保存則に基づく積分を行い、血管内腔における各位置Qにおける β 軸方向成分 $V_{\beta}(Q)$ を求める。

【 0 0 3 7 】

信号処理部20が、質量保存則に基づく積分に基づいて血流速度を求め、断層画像と共に血流速度を表示部30に図形表示する具体的な処理について説明する。この処理の前提として、制御部14、送受信回路12、プローブ10、および断層画像データ生成部16は、Bモード計測によって断層画像データを生成する処理を繰り返し実行するものとする。これによって、断層画像データ生成部16は、時間経過と共に複数の断層画像データを信号処理部20に順次出力する。

40

【 0 0 3 8 】

信号処理部20は、断層画像データ生成部16から順次出力される断層画像データに基づいて、断層画像を動画として表示部30に表示する。また、信号処理部20は、1つの断層画像データに基づいて、断層画像を静止画として表示部30に表示してもよい。

【 0 0 3 9 】

運動検出部22は、複数の断層画像データが示す各断層画像から血管壁面のパターンを抽出し、複数の断層画像のそれぞれから抽出された血管壁面のパターンに基づいて、血管

50

壁面の運動速度を求める。すなわち、運動検出部 22 は、過去に遡った複数画像分の複数の断層画像データに対するパターン認識処理を実行し、各断層画像における血管壁面のパターンを抽出する。運動検出部 22 は、血管壁面のパターン上に積分開始位置を設定し、各断層画像に対して設定された積分開始位置に基づいて、積分開始位置の運動速度の β 軸方向成分を積分の初期値として求める。この処理は、例えば、時間を前後して生成された 2 つの断層画像データ同士のパターンマッチングに基づき、血管壁面のパターンのトラッキングを行い、複数の断層画像データのそれぞれに対して得られた積分開始位置の運動速度を求めることによって行われる。速度演算部 24 は、求められた積分の初期値を用いて質量保存則に基づく積分を行い、積分経路上の各位置における β 軸方向成分を求める。

【0040】

10

運動検出部 22 は、前壁面および後壁面のそれぞれに沿って複数の積分開始位置を設定し、速度演算部 24 は、各積分開始位置から質量保存則に基づく積分を行う。これによって、血管内腔の各位置における β 軸方向成分が求められる。

【0041】

血管内腔には、前壁面上の点を積分開始位置とする積分に基づいて求められた β 軸方向成分 V_F 、および、後壁面上の点を積分開始位置とする積分に基づいて求められた β 軸方向成分 V_B の 2 つの β 軸方向成分が求められる位置がある。この場合、特許文献 1 に示されている処理と同様、次の (数 2) に従う重み付け加算 (重み付け合成) に基づいて β 軸方向成分 V_β を求めてもよい。

【0042】

20

【数 2】

$$V_\beta = \omega(\beta)V_F + [1 - \omega(\beta)]V_B$$

【0043】

ここで、 $\omega(\beta)$ は重み付け関数である。 $\omega(\beta)$ は、例えば、 β に関する増加関数であり、後壁面上の積分開始位置で 0 の値を有し、前壁面上の積分開始位置で 1 の値を有するものとする。

30

【0044】

このような処理によって、血管内腔の各位置に対し、ドプラ計測成分および β 軸方向成分によって表される血流速度が求められる。

【0045】

なお、ドプラ計測用超音波ビームが通過しなかった領域については、血流速度は求められない。また、ドプラ計測用超音波ビームが通過した領域であっても、質量保存則に基づく積分の積分開始位置が定まらず、積分経路が通過しなかった領域については、 β 軸方向成分が求められず、血流速度は求められない。すなわち、図 4 に示されているように前壁面、積分経路 54 および右端のドプラ計測用超音波ビーム 42R によって囲まれる上側の略三角形の領域では血流速度が求められる。同様に、後壁面、積分経路 56、および左端のドプラ計測用超音波ビーム 42L によって囲まれる下側の略三角形の領域でもまた、血流速度が求められる。しかし、積分経路 54、積分経路 56、左端のドプラ計測用超音波ビーム 42L、および右端のドプラ計測用超音波ビーム 42R によって囲まれる不完全領域 53 については、ドプラ計測用超音波ビームが通過するものの、質量保存則に基づく積分の経路が通過しないため、血流速度は求められない。

40

【0046】

そこで、超音波診断装置は、次に説明する副ビーム法によって、不完全領域 53 における血流速度を求める。副ビーム法は、主ビームとしてのドプラ計測用超音波ビームとは別に、副ビームを形成する超音波を送受信することで、質量保存則に基づく積分の初期条件を得て、不完全領域における血流速度を求めるものである。

50

【 0 0 4 7 】

図 5 には、副ビーム法の原理を説明する図が示されている。プローブ 1 0 においては、ドプラ計測用超音波ビーム 4 2 とは別に、方向を揃えて並ぶ複数の副ビーム 5 8 を形成する超音波が送受信される。各副ビーム 5 8 は、ドプラ計測用超音波ビーム 4 2 の方向とは異なる方向を有し、不完全領域 5 3 を通過する。ここでは、ドプラ計測用超音波ビーム 4 2 と副ビームとがなす角度は ψ であるものとする。また、各副ビーム 5 8 の方向と同一方向の座標軸を s 軸とし、 s 軸に直交する方向の座標軸を t 軸とする。

【 0 0 4 8 】

副ビーム法では、複数の副ビーム 5 8 と、複数のドプラ計測用超音波ビーム 4 2 のうちの 1 つである積分開始位置ビーム 4 2 S との各交点に、積分開始位置 P A が設定される。また、各副ビーム 5 8 を形成する超音波の送受信に基づいて、各積分開始位置 P A における副ビーム方向成分がドプラ計測される。さらに、各積分開始位置 P A から β 軸正方向に向かう積分経路 A + に沿って、ドプラ計測成分 V_{α} の α 軸方向の変化量が積分される。この質量保存則に基づく正方向積分演算（第 1 積分演算）によって、積分経路 A + 上の各点における β 軸方向成分が求められる。また、積分開始位置 P A から β 軸負方向に向かう積分経路 A - に沿って、ドプラ計測成分 V_{α} の α 軸方向の変化量が積分される。この質量保存則に基づく負方向積分演算（第 2 積分演算）によって、積分経路 A - 上の各点における β 軸方向成分が求められる。

【 0 0 4 9 】

正方向積分演算および負方向積分演算のそれぞれの初期値は、積分開始位置 P A における β 軸方向成分である。この β 軸方向成分は、積分開始位置 P A におけるドプラ計測成分および副ビーム方向成分に基づいて、次のようにして求められる。

【 0 0 5 0 】

図 6 の右側には、 α 軸および β 軸に対応する単位ベクトル α^{-} および β^{-} と、 s 軸および t 軸に対応する単位ベクトル s^{-} および t^{-} が示されている。図 6 の左側には、ドプラ計測用超音波ビームに基づいて計測されるドプラ計測成分 $V_{\alpha} \alpha^{-}$ 、および、副ビームに基づいて計測される副ビーム方向成分 $V_s s^{-}$ が示されている。さらに、未知のベクトル成分として、 β 軸方向成分 $V_{\beta} \beta^{-}$ 、および、副ビーム直交方向成分 $V_t t^{-}$ が示されている。

各成分 V_{α} 、 V_{β} 、 V_s および V_t には、次の（数 3）に示される関係がある。

【 0 0 5 1 】

【 数 3 】

$$\begin{pmatrix} V_{\alpha} \\ V_{\beta} \end{pmatrix} = [T] \begin{pmatrix} V_s \\ V_t \end{pmatrix}$$

【 0 0 5 2 】

ここで、行列 $[T]$ は、 $s-t$ 座標系における値を $\alpha-\beta$ 座標系における値に変換する座標変換行列（回転角 ψ の回転行列）である。ただし、 $s-t$ 座標系および $\alpha-\beta$ 座標系の原点は、積分開始位置で共通であるものとしている。座標変換行列 $[T]$ は既知量であり、ドプラ計測成分 V_{α} および副ビーム方向成分 V_s はドプラ計測によって求められる。したがって、（数 3）を β 軸方向成分 V_{β} について解くことによって、正方向積分演算および負方向積分演算のそれぞれの初期値として β 軸方向成分 V_{β} が求められる。

【 0 0 5 3 】

これを図 6 の左側の図に従って説明すると次のようになる。先にドプラ計測成分 $V_{\alpha} \alpha^{-}$ および副ビーム方向成分 $V_s s^{-}$ がドプラ計測によって求められる。そして、ドプラ計測成分 $V_{\alpha} \alpha^{-}$ および副ビーム方向成分 $V_s s^{-}$ を用い、 $V^{-} = V_{\alpha} \alpha^{-} + V_{\beta} \beta^{-}$ 、と、 $V^{-} = V_s s^{-} + V_t t^{-}$ とが等しくなるような、 $V_{\beta} \beta^{-}$ および $V_t t^{-}$ を求めることで、初期値として β 軸方向成分 V_{β} が求められる。

【0054】

このような処理によって、不完全領域内の各点について β 軸方向成分が求められる。不完全領域内の各点について求められたドプラ計測成分と β 軸方向成分とを併せたものが、各点における血流速度となる。

【0055】

超音波診断装置が副ビーム法に基づき不完全領域の血流速度を求める処理について、図1に戻って説明する。初めに超音波診断装置は、Bモード計測用超音波ビームおよびドプラ計測用超音波ビームを形成する超音波の送受信に基づき、不完全領域外の領域の各位置に対し、上記の処理によって血流速度を求めたものとする。

【0056】

10

制御部14は、ドプラ計測用超音波ビームを形成する処理と同様の処理によって、送受信回路12を制御して、プローブ10から送信される超音波による複数の副ビームを形成する。この複数の副ビームは方向を揃えて並ぶものであるため、1つの副ビームをリニア走査することで形成してもよい。また、送受信回路12は、制御部14による制御に従って各副ビーム方向に対する受信信号を生成し、ドプラ計測部18に出力する。ドプラ計測部18は、各副ビーム方向に対して得られた各受信信号のドプラシフト周波数を解析し、各副ビームと積分開始位置ビームとの交点である積分開始位置における副ビーム方向成分を求める。ドプラ計測部18は、各積分開始位置における副ビーム方向成分を信号処理部20に出力する。

【0057】

20

副ビーム法演算部26は、副ビーム法に基づき不完全領域内の各点について血流速度を求める。すなわち、副ビーム法演算部26は、各積分開始位置におけるドプラ計測成分および副ビーム方向成分に基づいて、各積分開始位置について β 軸方向成分を初期値として求める。そして、各積分開始位置について正方向積分演算および負方向積分演算を実行し、不完全領域内の各点について β 軸方向成分を求める。副ビーム法演算部26は、不完全領域内の各点について先に求められたドプラ計測成分と、副ビーム法によって各点について求められた β 軸方向成分とを併せたものを、各点における血流速度とする。

【0058】

表示画像形成部28は、血管内腔の各位置における血流速度を矢印等の図形で表示する血流速度データを生成し、断層画像に血流速度を示す図形を重ねた画像を表示部30に表示する。

30

【0059】

次に、副ビーム法を応用した両端ビーム法について説明する。この方法は、右端および左端の2つのドプラ計測用超音波ビームを積分開始位置ビームとするものである。図7に示されているように、両端ビーム法では、右端の積分開始位置ビーム64Rに交差する複数の第1副ビーム60が形成される。複数の第1副ビーム60は方向を揃えて並ぶ。複数の第1副ビーム60と右端の積分開始位置ビーム64Rとの各交点には、積分開始位置PBが設定される。また、各第1副ビーム60を形成する超音波の送受信に基づいて、各積分開始位置PBにおける第1副ビーム方向成分がドプラ計測される。さらに、各積分開始位置PBから β 軸正方向に向かう積分経路B+に沿って、ドプラ計測成分 V_a の α 軸方向の変化量が積分される。この質量保存則に基づく正方向積分演算によって、積分経路B+上の各点における β 軸方向成分が求められる。

40

【0060】

正方向積分演算の初期値は、積分開始位置PBにおける β 軸方向成分である。この β 軸方向成分は、積分開始位置PBにおけるドプラ計測成分および第1副ビーム方向成分に基づいて、図6を参照して説明したベクトル演算によって求められる。

【0061】

両端ビーム法では、さらに、左端の積分開始ビーム64Lに交差する複数の第2副ビーム62が形成される。複数の第2副ビーム62は方向を揃えて並ぶ。複数の第2副ビーム62と左端の積分開始位置ビーム64Lとの各交点には、積分開始位置PCが設定される

50

。また、各第2副ビーム62を形成する超音波の送受信に基づいて、各積分開始位置PCにおける第2副ビーム方向成分がドブラ計測される。さらに、各積分開始位置PCからβ軸負方向に向かう積分経路C-に沿って、ドブラ計測成分 V_{α} のα軸方向の変化量が積分される。この質量保存則に基づく負方向積分演算によって、積分経路C-上の各点におけるβ軸方向成分が求められる。

【0062】

負方向積分演算の初期値は、積分開始位置PCにおけるβ軸方向成分である。このβ軸方向成分は、積分開始位置PCにおけるドブラ計測成分および第2副ビーム方向成分に基づいて、図6を参照して説明したベクトル演算によって求められる。

【0063】

左右の積分開始位置ビームで挟まれる領域内には、正方向積分演算に基づいて求められたβ軸方向成分 $V_{\beta+}$ と、負方向積分演算に基づいて求められたβ軸方向成分 $V_{\beta-}$ の2つのβ軸方向成分が求められる位置がある。この場合、特許文献1に示されている処理と同様、次の(数4)に従う重み付け加算に基づいてβ軸方向成分 V_{β} を求めてもよい。

【0064】

【数4】

$$V_{\beta} = \omega(\beta)V_{\beta-} + [1 - \omega(\beta)]V_{\beta+}$$

【0065】

ここで、 $\omega(\beta)$ は重み付け関数である。 $\omega(\beta)$ は、例えば、βに関する増加関数とし、右端の積分開始位置ビーム64R上の積分開始位置PBで0の値を有し、左端の積分開始位置ビーム64L上の積分開始位置PCで1の値を有するものとする。

【0066】

このような処理によって、左右の積分開始位置ビームで挟まれる領域内の各点についてβ軸方向成分が求められる。この領域内の各点について求められたドブラ計測成分とβ軸方向成分とを併せたものが、各点における血流速度となる。

【0067】

両端ビーム法によれば、血管壁面を質量保存則に基づく積分の積分開始位置としなくてもよい。したがって、断層画像データに基づく血管壁面のパターンのトラッキング等を行うことなく質量保存則に基づく積分の初期条件を求めることができる。

【0068】

両端ビーム法に基づき超音波診断装置が実行する処理は、図5を参照して説明した副ビーム法と同様である。すなわち、プローブ10、送受信回路12、制御部14、およびドブラ計測部18が、各第1副ビームおよび各第2副ビームに基づくドブラ計測を行ない、副ビーム法演算部26が、各積分開始位置ビーム上に設定された各積分開始位置に対し、質量保存則に基づく積分を実行する。

【0069】

上記では複数の副ビームを用いる実施形態に説明したが、副ビームは1つであってもよい。図8には、1つの副ビーム58を用いる単一副ビーム法の原理を説明する図が示されている。

【0070】

単一副ビーム法においては、ドブラ計測用超音波ビーム42が走査される領域内において、副ビーム58と複数のドブラ計測用超音波ビーム42との各交点に積分開始位置PDが設定される。また、副ビーム58を形成する超音波の送受信に基づいて、副ビーム58上の各積分開始位置PDについて副ビーム方向成分が計測される。

【0071】

各積分開始位置PDからは、β軸正方向に向かう積分経路D+に沿って、ドブラ計測成

10

20

30

40

50

分 V_{α} の α 軸方向の変化量が積分される。この質量保存則に基づく正方向積分演算によって、積分経路 $D +$ 上の各点における β 軸方向成分が求められる。また、積分開始位置 $P D$ から β 軸負方向に向かう積分経路 $D -$ に沿って、ドプラ計測成分 V_{α} の α 軸方向の変化量が積分される。この質量保存則に基づく負方向積分演算によって、積分経路 $D -$ 上の各点における β 軸方向成分が求められる。

【 0 0 7 2 】

正方向積分演算および負方向積分演算のそれぞれの初期値は、積分開始位置 $P D$ における β 軸方向成分である。 β 軸方向成分は、積分開始位置 $P D$ におけるドプラ計測成分および副ビーム方向成分について、ベクトル演算を行うことで求められる。

【 0 0 7 3 】

このような処理によって、血管内腔の各点について血流速度の β 軸方向成分が求められる。血管内腔の各点について求められたドプラ計測成分と β 軸方向成分とを併せたものが、各点における血流速度となる。

【 0 0 7 4 】

このように、各副ビーム法においては、主ビームとしてのドプラ計測用超音波ビームが走査され、各ドプラ計測用超音波ビーム方向から受信された超音波に基づいて、各ドプラ計測成分（主ビーム方向成分）がドプラ計測される。さらに、ドプラ計測用超音波ビーム方向に交差する方向に、質量保存則に基づく積分の経路が設定される。この交差積分経路を通過する副ビームを形成する超音波が送受信され、副ビーム方向から受信された超音波に基づいて、交差積分経路における副ビームの通過点について副ビーム方向成分がドプラ計測される。副ビームは、通過点を通る前記主ビームの方向と異なる方向を有し、通過点は積分開始位置とされる。質量保存則に基づく積分の初期値は、血流速度の交差経路方向への成分であり、通過点におけるドプラ計測成分および副ビーム方向成分に基づき求められる。

【 0 0 7 5 】

副ビームの数、すなわち、積分経路の数は、必要とされる処理速度に応じて決定してもよい。例えば、より多くの点で血流速度を求める場合には、より多くの副ビームを用い、より高速な処理が要される場合には、副ビームの数を少なくすればよい。

【 0 0 7 6 】

交差積分経路における副ビームの通過点は、交差積分経路の一端、他端、または中途点である。質量保存則に基づく積分は、積分開始位置としての通過点から交差積分経路に沿って行われる。この通過点が交差積分経路の中途点である場合には、中途点から交差積分経路に沿って離れる一方の方向に積分が行われると共に、中途点から交差積分経路に沿って離れる他方の方向に積分が行われる。

【 0 0 7 7 】

本発明に係る超音波診断装置は、上述のように、循環器の壁面を積分開始位置とする壁面法と、積分開始位置ビーム上の点を積分開始位置とする副ビーム法とを実行する。

【 0 0 7 8 】

図 5、図 7、および図 8 に例示されたように、本発明に係る超音波診断装置は、壁面法または副ビーム法のいずれかを単独で用いることで、あるいは、これらを組み合わせることで、様々な循環器の形状について、その循環器内の血流速度を求めることができる。ここでは、上記で取り上げられなかったその他の例について説明する。

【 0 0 7 9 】

図 9 には、副ビーム法のみによって血管内腔における血流速度を求める例が示されている。ドプラ計測用超音波ビーム 4 2 は、血管 6 5 の長手方向に対して垂直でない方向とされ、血管 6 5 の長手方向に沿ってリニア走査される。積分開始位置ビーム 4 2 S を示す直線のうち、血管内腔の部分である線分 $G H$ には、方向を揃えて並んだ複数の副ビーム（図示せず）が交差し、線分 $G H$ と複数の副ビームとの各交点が積分開始位置として設定される。各積分開始位置からは、 β 軸正方向に正方向積分演算が実行され、 β 軸負方向に負方向積分演算が実行される。これによって、点 G から β 軸負方向に伸びる仮想直線 6 6 と、

10

20

30

40

50

点Hから β 軸正方向に伸びる仮想直線68との間に挟まれる領域における β 軸方向成分が求められる。

【0080】

左端の積分開始位置ビーム42SLを示す直線のうち、血管内腔を通る、仮想直線68よりも左側の部分である線分IJには、副ビーム法における複数の積分開始位置が設定される。各積分開始位置からは、 β 軸負方向に負方向積分演算が実行される。これによって、線分IJ、仮想直線68、および後壁面に囲まれる領域における β 軸方向成分が求められる。

【0081】

右端の積分開始位置ビーム42SRを示す直線のうち、血管内腔を通る、仮想直線66よりも右側の部分である線分KLには、副ビーム法における複数の積分開始位置が設定される。各積分開始位置からは、 β 軸正方向に正方向積分演算が実行される。これによって、線分KL、仮想直線66、および前壁面に囲まれる領域における β 軸方向成分が求められる。

10

【0082】

このようにして求められた血管内腔における β 軸方向成分と、ドブラ計測用超音波ビーム42によって求められたドブラ計測成分とを併せて、血管内腔における血流速度が求められる。

【0083】

なお、ドブラ計測用超音波ビームと血管とが交差する角度、血管内腔の太さ等によっては、副ビーム法のみによって血流速度を求めることができない不完全領域が生じる。この場合には、壁面法を組み合わせることによって、不完全領域における血流速度を求めることができる場合がある。

20

【0084】

図10には、副ビーム法と壁面法とを組み合わせる血管内腔の血流速度を求める例が示されている。積分開始位置ビーム42Sを示す直線のうち、血管内腔の部分である線分GHには、副ビーム法における複数の積分開始位置が設定される。各積分開始位置からは、 β 軸正方向に正方向積分演算が実行され、 β 軸負方向に負方向積分演算が実行される。これによって、点Gから β 軸負方向に伸びる仮想直線70と、点Hから β 軸正方向に伸びる仮想直線72との間に挟まれる領域における β 軸方向成分が求められる。

30

【0085】

左端の積分開始位置ビーム42SLを示す直線のうち、血管内腔の部分である線分MNには、副ビーム法における複数の積分開始位置が設定される。各積分開始位置からは、 β 軸負方向に負方向積分演算が実行される。これによって、点Mから β 軸負方向に伸びる仮想直線74、線分MN、および後壁面によって囲まれる領域における β 軸方向成分が求められる。

【0086】

右端の積分開始位置ビーム42SRを示す直線のうち、血管内腔の部分である線分RUには、副ビーム法における複数の積分開始位置が設定される。各積分開始位置からは、 β 軸正方向に正方向積分演算が実行される。これによって、点Uから β 軸正方向に伸びる仮想直線76、線分RU、および前壁面によって囲まれる領域における β 軸方向成分が求められる。

40

【0087】

仮想直線72および仮想直線74に挟まれる領域については、後壁面に壁面法における複数の積分開始位置が設定される。各積分開始位置からは、 β 軸正方向に正方向積分演算が実行される。これによって、仮想直線72および仮想直線74に挟まれる領域における β 軸方向成分が求められる。

【0088】

仮想直線70および仮想直線76に挟まれる領域については、前壁面に壁面法における複数の積分開始位置が設定される。各積分開始位置からは、 β 軸負方向に負方向積分演算

50

が実行される。これによって、仮想直線 70 および仮想直線 76 に挟まれる領域における β 軸方向成分が求められる。

【0089】

このようにして求められた血管内腔における β 軸方向成分と、ドブラ計測用超音波ビーム 42 によって求められたドブラ計測成分とを併せて、血管内腔における血流速度が求められる。

【0090】

図 11 に示される例では、各領域において 2 つの β 軸方向成分が求められ、2 つの β 軸方向成分を、(数 2) または (数 4) に基づいて重み付け加算して、 β 軸方向成分が求められる。

10

【0091】

点 M から β 軸負方向に後壁面まで伸びる仮想直線 M_j 、線分 MN、および後壁面に囲まれる領域では、線分 MN 上における複数の積分開始位置のそれぞれに対する負方向積分演算と、後壁面上における複数の積分開始位置のそれぞれに対する正方向積分演算とに基づいて、2 つの β 軸方向成分が求められる。線分 MN 上における各積分開始位置は、副ビーム法に基づく積分開始位置であり、後壁面上における各積分開始位置は、壁面法に基づく積分開始位置である。

【0092】

また、点 U から β 軸正方向に前壁面まで伸びる仮想直線 U_i 、線分 RU、および前壁面に囲まれる領域では、線分 RU 上における複数の積分開始位置のそれぞれに対する正方向積分演算と、前壁面上における複数の積分開始位置のそれぞれに対する負方向積分演算とに基づいて、2 つの β 軸方向成分が求められる。線分 RU 上における各積分開始位置は、副ビーム法に基づく積分開始位置であり、前壁面上における各積分開始位置は、壁面法に基づく積分開始位置である。

20

【0093】

さらに、仮想直線 M_j および仮想直線 U_i に挟まれる領域では、前壁面における複数の積分開始位置のそれぞれに対する負方向積分演算と、後壁面上における複数の積分開始位置のそれぞれに対する正方向積分演算とに基づいて、2 つの β 軸方向成分が求められる。各積分開始位置は、壁面法に基づく積分開始位置である。

【0094】

30

このようにして求められた血管内腔における β 軸方向成分と、ドブラ計測用超音波ビーム 42 によって求められたドブラ計測成分とを併せて、血管内腔における血流速度が求められる。

【0095】

図 12 に示される例においても、各領域において 2 つの β 軸方向成分が求められ、2 つの β 軸方向成分を、(数 2) または (数 4) に基づいて重み付け加算して、 β 軸方向成分が求められる。

【0096】

点 M から β 軸負方向に線分 RU まで伸びる仮想直線 M_h 、線分 Rh、および前壁面に囲まれる領域では、線分 Rh 上における複数の積分開始位置のそれぞれに対する正方向積分演算と、前壁面上における複数の積分開始位置のそれぞれに対する負方向積分演算とに基づいて、2 つの β 軸方向成分が求められる。線分 Rh 上における各積分開始位置は、副ビーム法に基づく積分開始位置であり、前壁面上における各積分開始位置は、壁面法に基づく積分開始位置である。

40

【0097】

また、点 U から β 軸正方向に線分 MN まで伸びる仮想直線 U_g 、線分 gN、および後壁面に囲まれる領域では、線分 gN 上における複数の積分開始位置のそれぞれに対する負方向積分演算と、後壁面上における複数の積分開始位置のそれぞれに対する正方向積分演算とに基づいて、2 つの β 軸方向成分が求められる。線分 gN 上における複数の積分開始位置は、副ビーム法に基づく積分開始位置であり、後壁面上における複数の積分開始位置は

50

、壁面法に基づく積分開始位置である。

【 0 0 9 8 】

さらに、仮想直線 Mh 、および、仮想直線 Ug に挟まれる領域では、線分 Mg における複数の積分開始位置のそれぞれに対する負方向積分演算と、線分 hU における複数の積分開始位置のそれぞれに対する正方向積分演算とに基づいて、2つの β 軸方向成分が求められる。各積分開始位置は、副ビーム法に基づく積分開始位置である。

【 0 0 9 9 】

このようにして求められた血管内腔における β 軸方向成分と、ドブラ計測用超音波ビーム42によって求められたドブラ計測成分とを併せて、血管内腔における血流速度が求められる。

10

【 0 1 0 0 】

上記では、1つの積分開始位置ビームと1つの副ビームとの交点に対し、1つの積分開始位置が設定される実施形態について説明した。このように積分開始位置を設定する他、積分開始位置とされる点で交差する2つ以上の副ビームを用いてもよい。この2つ以上の副ビームの各方向は、ドブラ計測用超音波ビーム（主ビーム）の方向、および血管の長手方向に垂直な方向のいずれとも異なるものとする。例えば、2つの副ビームを用いる場合、第1の副ビームと積分開始位置ビームとの交点に対し積分開始位置を設定する。そして、その積分開始位置におけるドブラ計測成分と、第1の副ビームの方向への血流速度成分に基づいて、質量保存則に基づく積分の第1の仮初期値を求める。さらに、その積分開始位置におけるドブラ計測成分と、追加的な第2の副ビームの方向への血流速度成分に基づいて、質量保存則に基づく積分の第2の仮初期値を求める。質量保存則に基づく積分の初期値は、第1の仮初期値および第2の仮初期値の平均値や、各仮初期値の重要度を考慮した重み付け平均値等により求められる。

20

【 0 1 0 1 】

副ビーム、積分開始位置ビーム、および積分経路の角度関係によっては、積分開始位置における初期値の誤差が大きくなることがある。積分開始位置とされる点で交差する2つ以上の副ビームを用いることで、このような誤差が低減され得る。

【 0 1 0 2 】

次に、超音波ビームをセクタ走査する実施形態について説明する。セクタ走査は、超音波ビームを揺動させて、超音波ビーム方向を変化させる走査方式である。図13には、セクタ走査による断層画像78およびドブラ計測用超音波ビーム80が概念的に示されている。この断層画像78は、心臓の左心房84および左心室82を示している。左心室82の壁面のうち破線で示された部分は、測定条件が良好でないことによって像が得られなかった部分である。図13では、ドブラ計測用超音波ビーム80の方向が r 軸方向とされ、ドブラ計測用超音波ビーム80に直交する方向が θ 軸方向とされている。

30

【 0 1 0 3 】

Bモード計測用超音波ビーム（図示せず）は、セクタ走査によって送受信点Oを中心に揺動する。そして、Bモード計測用超音波ビームの各方向から受信された超音波に基づいて断層画像データが生成される。ドブラ計測用超音波ビーム80もまた、セクタ走査によって送受信点Oを中心に揺動し、ドブラ計測用超音波ビーム80の各方向から受信された超音波に基づいて、ドブラ計測用超音波ビーム80上の各位置でのドブラ計測成分 V_r （ r 軸方向成分）が求められる。超音波ビーム80上の各位置での θ 軸方向成分 V_θ は、 θ 軸方向に沿った質量保存則に基づく積分によって求められる。この積分の積分開始位置は、心臓壁面上の複数の位置に設定される。図13の点Pは、複数の積分開始位置のうちの1つを示している。また、積分の初期値は、時間経過と共に順次得られる断層画像データに基づいて、各積分開始位置の運動速度を求めることで得られる。このようにして求められたドブラ計測成分 V_r と、 θ 軸方向成分 V_θ とを併せたものが血流速度とされる。

40

【 0 1 0 4 】

なお、左心室82の壁面のうち測定条件が良好でないことによって像が得られなかった部分に挟まれる不完全領域86については、送受信点O'から伸びる複数の副ビーム88

50

を用いた副ビーム法に基づいて血流速度が求められる。

【 0 1 0 5 】

超音波診断装置が、超音波ビームのセクタ走査によって血流速度を求める処理について説明する。図 1 に示される制御部 1 4 は、送受信回路 1 2 を制御して、プローブ 1 0 において B モード計測用超音波ビームおよびドプラ計測用超音波ビームを時分割で形成し、各超音波ビームを被検体に対してセクタ走査する。

【 0 1 0 6 】

断層画像データ生成部 1 6 は、B モード計測用超音波ビームのセクタ走査に応じて送受信回路 1 2 から出力された受信信号に基づいて断層画像データを生成し、信号処理部 2 0 に出力する。ドプラ計測部 1 8 は、ドプラ計測用超音波ビームのセクタ走査に応じて送受信回路 1 2 から出力された受信信号に基づいて、各ドプラ計測用超音波ビーム上の各位置でのドプラ計測成分を求め、信号処理部 2 0 に出力する。

【 0 1 0 7 】

ドプラ計測用超音波ビーム上の各位置での θ 軸方向成分 V_{θ} は、質量保存則に基づく積分によって求められる。運動検出部 2 2 は、過去に遡った複数画像分の複数の断層画像データに対するパターン認識処理を実行し、各断層画像上の心臓壁面のパターンを抽出し、心臓壁面のパターン上に複数の積分開始位置を設定する。運動検出部 2 2 は、各断層画像に対して設定された積分開始位置に基づいて、積分開始位置の運動速度の θ 軸方向成分を積分の初期値として求める。

【 0 1 0 8 】

速度演算部 2 4 は、図 1 3 に示されているように、積分開始位置に対して θ 軸方向に質量保存則に基づく積分を行い、積分経路 9 0 上の点 Q における θ 軸方向成分 $V_{\theta}(Q)$ を求める。具体的には、点 Q における θ 軸方向成分 $V_{\theta}(Q)$ は次の (数 5) によって表される。

【 0 1 0 9 】

【 数 5 】

$$V_{\theta}(Q) = - \int_P^Q \frac{\partial(rV_r)}{\partial r} d\theta + V_{\theta}(P) = - \int_P^Q \left(V_r + r \frac{\partial V_r}{\partial r} \right) d\theta + V_{\theta}(P)$$

【 0 1 1 0 】

(数 5) は、直交座標系で表された (数 1) を極座標系で表したものである。この質量保存則に基づく積分の初期値 $V_{\theta}(P)$ は、積分開始位置 P の運動速度の θ 軸方向成分であり、上述のように、運動検出部 2 2 によって求められる。(数 5) の中央の式および右辺は、偏微分および積分で表されているが、実際の演算は、積分経路 9 0 上の各位置における $(r \cdot V_r)$ の差分を加算合計することで行われる。

【 0 1 1 1 】

不完全領域 8 6 では、ドプラ計測用超音波ビーム 8 0 が通過するものの、質量保存則に基づく積分の経路が通過しないため、 θ 軸方向成分が求められない。そこで、超音波診断装置は、以下に説明するように、副ビーム法に基づく処理を実行する。

【 0 1 1 2 】

図 1 に示される制御部 1 4 は、送受信回路 1 2 を制御して、プローブ 1 0 から送信される超音波プローブ 1 0 から送信される超音波による複数の副ビームを形成する。送受信回路 1 2 は、制御部 1 4 による制御に従って各副ビーム方向に対する受信信号を生成し、ドプラ計測部 1 8 に出力する。

【 0 1 1 3 】

ドプラ計測部 1 8 は、各副ビーム方向に対して得られた受信信号のドプラシフト周波数を解析し、不完全領域内における各副ビーム上の所定位置における副ビーム方向成分を求める。ドプラ計測部 1 8 は、各位置における副ビーム方向成分を信号処理部 2 0 に出力す

10

20

30

40

50

る。

【 0 1 1 4 】

図 1 3 に示されている各副ビーム 8 8 は、ドブラ計測用超音波ビーム 8 0 の方向とは異なる方向を有し、送受信点 O とは異なる送受信点 O' 点から伸びて不完全領域 8 6 を通過する。各副ビーム 8 0 は、同一の送受信点 O' から伸びるため、送受信点 O' を中心としたセクタ走査によって各副ビームを形成してもよい。副ビーム法演算部においては、次に説明するような副ビーム法に基づく処理が実行される。

【 0 1 1 5 】

図 1 4 には、不完全領域 8 6 近傍の拡大図が示されている。副ビーム法においては、複数の副ビーム 8 8 と、複数のドブラ計測用超音波ビーム 8 0 のうちの 1 つである積分開始位置ビーム 8 0 S との各交点に積分開始位置 P F が設定される。そして、各積分開始位置 P F について、ドブラ計測成分および副ビーム方向成分に基づいて、血流速度の θ 軸方向成分が初期値として求められる。さらに、各積分開始位置 P F について θ 軸正方向に沿った正方向積分演算、および、 θ 軸負方向に沿った負方向積分演算が実行され、不完全領域 8 6 内の各点について、血流速度の θ 軸方向成分が求められる。不完全領域 8 6 内の各点について求められたドブラ計測成分と θ 軸方向成分とを併せたものが、各点における血流速度とされる。

【 0 1 1 6 】

このような処理によって、左心房および左心室の各位置に対し、血流速度が求められる。図 1 の表示画像形成部 2 8 は、左心房および左心室の各位置における血流速度を矢印等の図形で表示する血流速度データを生成し、断層画像に血流速度を示す図形を重ねた画像を表示部 3 0 に表示する。

【 0 1 1 7 】

上記では、直交座標系および極座標系について取り上げた。(数 1) を座標変換することで、循環器の形状に適した任意の座標系において質量保存則に基づく積分が可能である。この場合、積分開始位置におけるドブラ計測成分および副ビーム方向成分を用いて、その任意の座標系における積分の初期条件が求められる。これによって、循環器の形状に適した形状を有する積分経路に従って、質量保存則に基づく積分を行うことができる。

【 符号の説明 】

【 0 1 1 8 】

1 0 プローブ、1 2 送受信回路、1 4 制御部、1 6 断層画像データ生成部、1 8 ドブラ計測部、2 0 信号処理部、2 2 運動検出部、2 4 速度演算部、2 6 副ビーム法演算部、2 8 表示画像形成部、3 0 表示部、3 2 , 7 8 断層画像、3 4 前壁、3 6 後壁、3 8 血管内腔、4 0 ドブラ計測成分、4 2 , 8 0 ドブラ計測用超音波ビーム、4 2 S , 4 2 S R , 4 2 S L , 6 4 R , 6 4 L 積分開始位置ビーム、4 6 , 4 8 , 5 4 , 5 6 , 9 0 , A + , A - , B + , C - , D + , D - 積分経路、5 3 , 8 6 不完全領域、5 8 , 8 8 副ビーム、6 0 第 1 副ビーム、6 2 第 2 副ビーム、6 6 , 6 8 , 7 0 , 7 2 , 7 6 仮想直線、8 2 左心室、8 4 左心房、P A , P B , P C , P D , P F 積分開始位置。

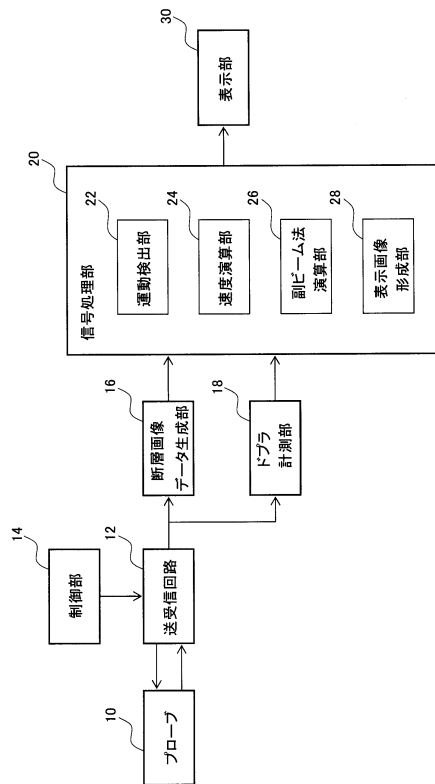
10

20

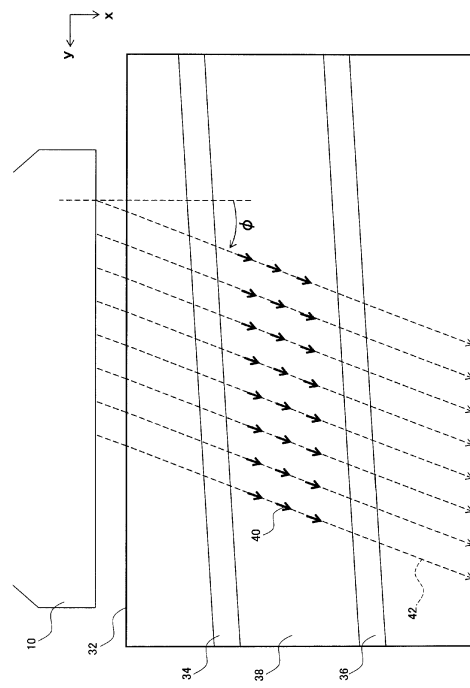
30

40

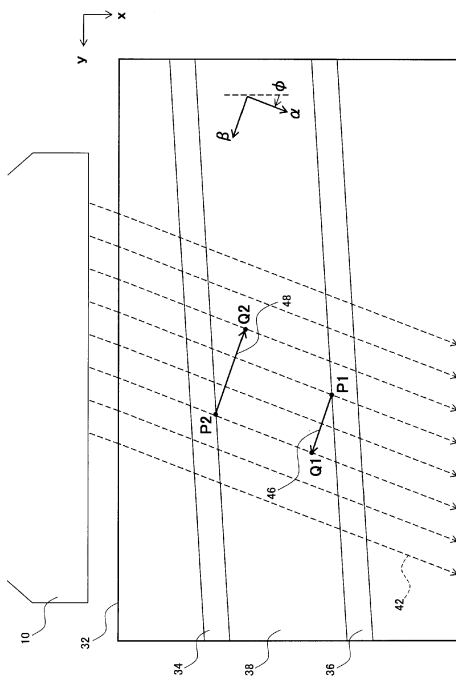
【図 1】



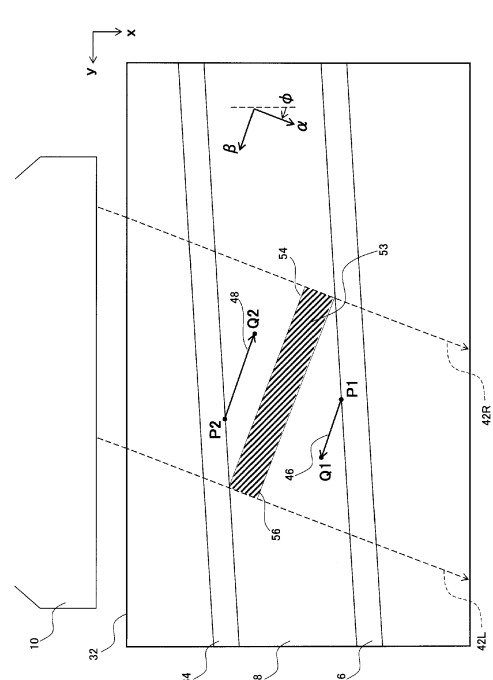
【図 2】



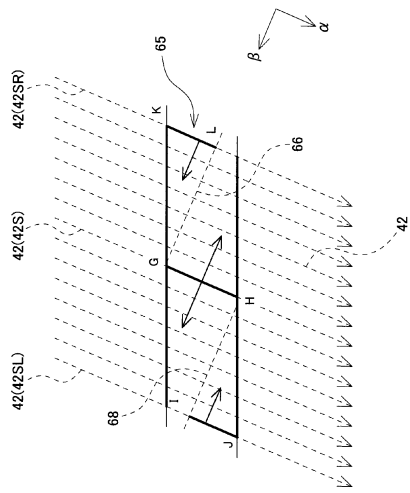
【図 3】



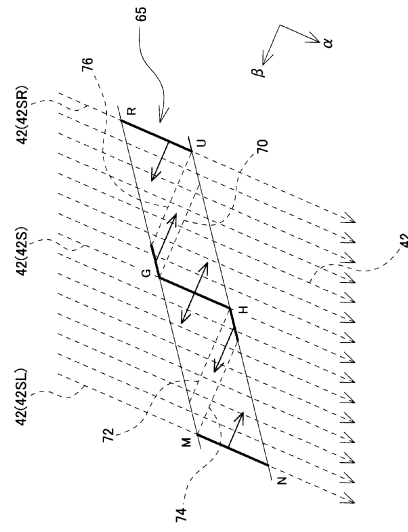
【図 4】



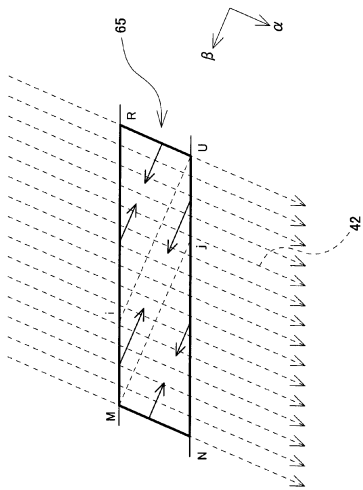
【図 9】



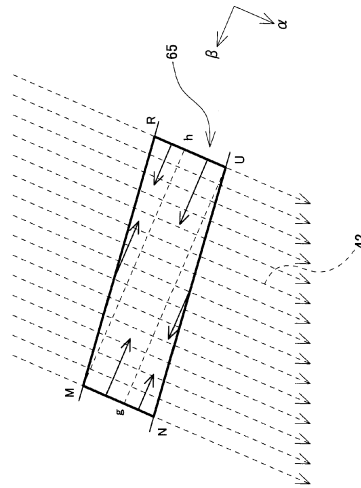
【図 10】



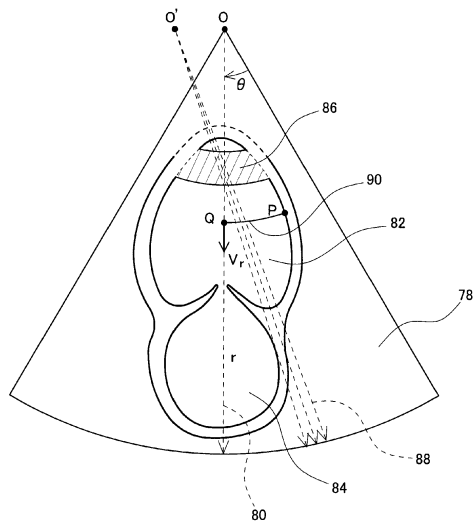
【図 11】



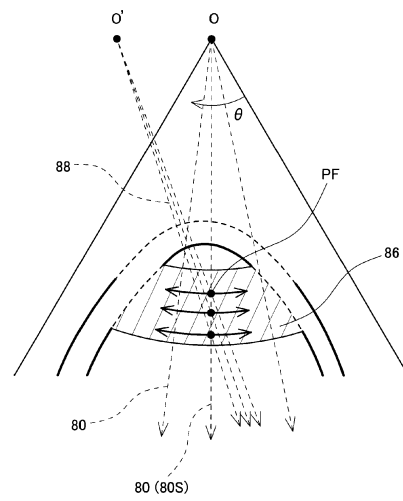
【図 12】



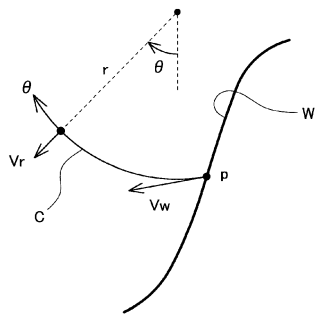
【図 13】



【図 14】



【図 15】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 1 3 - 1 9 2 6 4 3 (J P , A)

特開 2 0 1 3 - 1 6 5 9 2 2 (J P , A)

特開 2 0 0 1 - 2 5 8 8 8 7 (J P , A)

特開昭 5 6 - 1 1 9 2 3 7 (J P , A)

片倉景義 他, 超音波によるベクトル速度計測 : 超音波CVとその基礎検討, 日本音響学会誌, 1

9 9 5 年 1 2 月 2 5 日, 5 2 巻第 1 号, pp.10-18

(58)調査した分野(Int.Cl., D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 6

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5837641B2	公开(公告)日	2015-12-24
申请号	JP2014079533	申请日	2014-04-08
[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)	日立アロカメディカル株式会社		
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	関佳徳		
发明人	関 佳徳		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/461 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE04 4C601/EE10 4C601/EE12 4C601/HH31 4C601/JB46 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK20		
其他公开文献	JP2015198777A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的一个目的是通过一个简单的过程，以确定血流速度的分量。所述的子光束方法中，作为光束的主多普勒测量超声波束42被扫描时，根据从每个多普勒测量的超声波束方向接收的超声波，多普勒测量成分进行测定这一点。然后，超声波以形成子光束为多普勒测量被发送具有方向交叉的超声波束方向58和接收时，子光束方向分量是在交叉的多普勒测量超声波束42和子光束之间的点多普勒测量58这一点。此外，交叉点作为积分开始位置，执行基于沿着相交的超声波束42为每个多普勒测量的路径质量守恒定律的积分计算，交叉获得路径引导组件。积分的初始值是在积分的交叉路径方向的分量开始位置PA的基础上，在积分开始位置的多普勒测量部件和子束方向的分量获得。点域5

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第5837641号 (P5837641)
(45) 発行日 平成27年12月24日 (2015. 12. 24)		(24) 登録日 平成27年11月13日 (2015. 11. 13)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 06 (2006. 01)		F 1 A 6 1 B 8 / 06	
請求項の数 6 (全 23 頁)			
(21) 出願番号 特願2014-79533 (P2014-79533) (22) 出願日 平成26年4月8日 (2014. 4. 8) (65) 公開番号 特開2015-198777 (P2015-198777A) (43) 公開日 平成27年11月12日 (2015. 11. 12) 審査請求日 平成27年3月12日 (2015. 3. 12)		(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 110001210 (74) 代理人 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所 関 佳徳 (72) 発明者 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 審査官 右▲高▼ 孝幸	
最終頁に続く			
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置			