

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/157553

発行日 平成27年12月21日 (2015.12.21)

(43) 国際公開日 平成25年10月24日 (2013.10.24)

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

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

出願番号 特願2014-511222 (P2014-511222)	(71) 出願人 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
(21) 国際出願番号 PCT/JP2013/061325	(74) 代理人 110000888 特許業務法人 山王坂特許事務所
(22) 国際出願日 平成25年4月16日 (2013.4.16)	(72) 発明者 田中 智彦 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
(31) 優先権主張番号 特願2012-94885 (P2012-94885)	(72) 発明者 橋場 邦夫 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
(32) 優先日 平成24年4月18日 (2012.4.18)	(72) 発明者 岡田 孝 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
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	

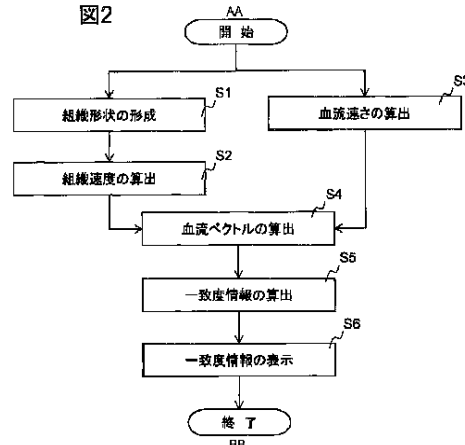
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置及び超音波撮像方法

(57) 【要約】

血流フローマッピング表示において推定した血流速度情報の確からしさを求める。超音波撮像装置の信号処理部は、エコー信号からドプラ効果を用いてドプラ速度を算出するドプラ速度演算部を備えると共に、エコー信号から組織断層画像を作成し、この組織断層画像をもとに組織の動きから所定の部位の血流速度を算出する第一の血流速度演算部を備える。またドプラ速度演算部が算出したドプラ速度を用いて、前記所定の部位の血流速度を算出する第二の血流速度演算部を備える。前記所定の部位について第一の速度演算部が算出した血流速度と第二の速度演算部が算出した血流速度との一致度を算出し、一致度から血流速度情報の確からしさ/信頼度を求め、表示する。

図2



AA... START
 S1... FORM TISSUE SHAPE
 S2... COMPUTE TISSUE SPEED
 S3... COMPUTE CIRCULATORY SPEED
 S4... COMPUTE CIRCULATORY VECTOR
 S5... COMPUTE MATCH DEGREE INFORMATION
 S6... DISPLAY MATCH DEGREE INFORMATION
 BB... END

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

検査対象に超音波を送信するとともに前記検査対象から反射するエコー信号を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エコー信号を処理する信号処理部と、前記信号処理部による処理結果を表示する表示部とを備えた超音波撮像装置であって、

前記信号処理部は、前記エコー信号から血流の速度情報を推定する演算部と、前記推定された血流速度情報に基き血流情報をマッピング表示する画像形成部と、前記マッピング表示された血流速度情報の確からしさを求める推定部とを備えることを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、

前記推定部は、前記エコー信号から第一の方法により算出した第一の血流速度と前記エコー信号から第二の方法により算出した第二の血流速度との一致度に基づき、前記血流速度情報の確からしさを求めることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、

前記演算部は、前記エコー信号から血流の流れを表すベクトルを推定する血流ベクトル演算部を備え、

前記推定部は、前記エコー信号から第一の方法により算出した第一の血流速度と前記エコー信号から第二の方法により算出した第二の血流速度との一致度に基づき、前記推定された血流ベクトルの確からしさを求めることを特徴とする超音波撮像装置。

20

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、前記信号処理部は、

前記エコー信号から組織断層画像を作成する組織断層画像作成部と、

前記組織断層画像作成部が作成した組織断層画像をもとに所定の部位について前記第一の血流速度を算出する第一の速度演算部と、

前記エコー信号からドプラ効果を用いてドプラ速度を算出するドプラ速度演算部と、

前記ドプラ速度を用いて、前記所定の部位の第二の血流速度を算出する第二の速度演算部と、を備え、

30

前記推定部は、前記所定の部位について算出された第一の血流速度と第二の血流速度との一致度を推定する一致度推定部を備えたことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 5】

請求項 2 に記載の超音波撮像装置において、

前記第一の血流速度は、組織断層画像における組織位置の時間的変動をもとに算出した組織血流境界速度であり、

前記第二の血流速度は、前記エコー信号からドプラ効果を用いて算出したドプラ速度を用いて算出した血流速度であることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 6】

請求項 2 に記載の超音波撮像装置において、

前記第一の血流速度及び前記第二の血流速度は、それぞれ、前記超音波探触子が発する超音波ビームのビーム方向と直交する方向の血流速度ベクトル、またはビーム方向と直交する方向の速度成分を合成した血流速度ベクトルであることを特徴とする超音波撮像装置。

40

【請求項 7】

請求項 2 に記載の超音波撮像装置において、

前記推定部は、前記一致度として、同一部位における前記血流速度ベクトルの差、同一部位における前記血流速度ベクトルの比、同一部位における前記血流速度ベクトルの差分の割合、あるいはそれらの統計処理した諸量を算出することを特徴とする超音波撮像装置。

50

【請求項 8】

請求項 2 に記載の超音波撮像装置において、
前記推定部は、複数の一致度を統計処理して、前記血流速度情報の確からしさ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 8 に記載の超音波撮像装置において、
前記推定部は、中心極限定理を用いて、前記複数の一致度の平均と分散を算出し、前記一致度の平均及び分散から前記確からしさを算出することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 10】

請求項 8 に記載の超音波撮像装置において、
前記推定部が処理する複数の一致度は、空間的及び / 又は時間的に異なる複数の一致度からなることを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項 11】

請求項 10 に記載の超音波撮像装置において、
前記時間的に異なる複数の一致度は、それぞれ、心臓の心周期或いは心時相が異なることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 12】

請求項 8 に記載の超音波撮像装置において、
前記推定部は、前記複数の一致度の履歴を記憶する記憶部を備え、前記複数の一致度の平均値、分散、最大値、最小値を算出することを特徴とする超音波撮像装置。

20

【請求項 13】

請求項 8 に記載の超音波撮像装置において、
前記推定部は、前記統計処理の結果を用いて、前記演算部が推定した血流速度情報を補正することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 14】

請求項 13 に記載の超音波撮像装置において、
前記信号処理部は、前記補正された血流速度情報を用いて、前記第二の血流速度を再計算し、前記補正された血流速度情報の確からしさを求めることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 15】

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、前記血流速度情報の確からしさを表示することを特徴とする超音波撮像装置。

30

【請求項 16】

請求項 15 に記載の超音波撮像装置において、
前記表示部は、前記確からしさを数値で表示、複数の段階ごとに色別に表示、又は検者が取るべき措置をコメントとして表示することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 17】

請求項 15 に記載の超音波撮像装置において、
前記表示部は、前記血流速度情報の確からしさを、断層画像及び / 又は血流ベクトルとともに表示することを特徴とする超音波撮像装置。

40

【請求項 18】

検査対象から反射した超音波のエコー信号を用いて断層画像を形成するとともに血流フローマッピングを表示する超音波撮像方法であって、

前記エコー信号から血流速度情報を算出するとともに血流速度情報をマッピング表示するステップ、

前記エコー信号を用いて第一の方法により、所定の位置における血流速度を算出するステップ、

前記エコー信号を用いて第二の方法により、前記所定の位置における血流速度を算出するステップ、及び

50

前記第一の方法で算出した血流速度と前記第二の方法で算出した血流速度との一致度を算出し、前記一致度をもとに前記マッピングした血流速度情報の確からしさを求めるステップ、

を含む超音波撮像方法。

【請求項 19】

請求項 18 に記載の超音波撮像方法であって、

前記血流速度情報の確からしさを求めるステップは、複数の位置について前記一致度を算出し、統計処理により前記確からしさを求めることを特徴とする超音波撮像方法。

【請求項 20】

請求項 18 に記載の超音波撮像方法であって、さらに

前記血流速度情報の確からしさを表示及び / 又は報知するステップを含むことを特徴とする超音波撮像方法。

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、特に血流の速度情報を推定する機能を持つ超音波撮像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波撮像装置による断層画像上に血流画像を合成表示する血流フローマッピング表示法がある。主なフローマッピング表示法として、血流の流れ方向と大きさを色で識別するカラードブラ法と、流れの中の複数個所での血流方向と大きさを矢印等で表現するベクトル表示法とがある。カラードブラ法は、ドブラ効果を利用して超音波ビーム方向に対する血流方向を計測する方法で、例えば、正方向の血流に対して暖色系の色相を割り当て、負方向の血流に対して寒色系の色相を割り当てることにより、血流の流れ方向を色識別表示する。

20

【0003】

しかし、カラードブラ法では、直接計測できるのは超音波ビーム方向の速度成分のみであり、断層面内で血流がどちらの方向に流れているか、流れ方向を表示することはできない。そこで、血流と境界をなす組織の速度と 2 次元流の連続の式から超音波ビーム方向と直交方向の速度成分を推定し、超音波ビーム方向と直交方向の速度成分から速度ベクトルを求めることが提案されている（非特許文献 1）。しかし、実際の流れは 3 次元流であり、2 次元流の法則で求めた速度ベクトルがどれくらい信頼できるのかは不明である。

30

【0004】

また特許文献 1 には、血流の流れる方向に沿った速度の変化を表示するために、カラードブラ法により 2 次元速度ベクトルを計算し、算出した 2 次元速度ベクトルに基き血流の流れ経路を推定する手法が提案されている。その際、流れ経路の推定が適切かどうかを、近傍のデータ点との整合性から評価する手法が開示されている。

【0005】

しかしこの方法では、推定の評価の基準となる近傍の複数データ自身が 2 次元流の法則で求めたデータであるので、その確からしさも不明なことが根底の課題として残る。即ち、近傍のデータ点との整合性が高いと評価された速度ベクトルに基いて流れ経路を推定したとしても、その流れ経路の信頼性は高いとは限らない。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開 2010 - 125203 号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献 1】「Two-Dimensional Intraventricula

50

r Flow Mapping by Digital Processing Conventional Color-Doppler Echocardiography Images」IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, Vol. 29, No. 10, October 2010

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明は、血流フローマッピング表示において推定した血流速度情報の確からしさを正確に評価することができ、それを表示することにより、超音波診断の向上に資する超音波撮像装置を提供することを課題とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するため本発明では、血流フローマッピング表示において推定した血流速度情報に対し、推定の確からしさ/信頼度を策定する手段を提供する。

【0010】

即ち、本発明の超音波撮像装置は、検査対象に超音波を送信するとともに前記検査対象から反射するエコー信号を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エコー信号を処理する信号処理部と、前記信号処理部による処理結果を表示する表示部とを備え、前記信号処理部は、前記エコー信号から血流の速度情報を推定する演算部と、前記推定された血流速度情報に基き血流情報をマッピング表示する画像形成部と、前記マッピング表示された血流速度情報の確からしさを求める推定部とを備えることを特徴とする。

20

推定部は、例えば2つの異なる方法で求めた血流速度情報をもとに上記確からしさを策定する。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、血流フローマッピング表示において推定した血流速度情報の確からしさ/信頼度を策定する手段を有することにより、血流が3次元血流であることに起因して信頼度自体に内包される不確定性を低減し、検査に有効な情報を提供することができる。それにより、より確かな診断に貢献できる。

30

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】第一実施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】第一実施形態の信号処理部の動作を示すフローチャート。

【図3】(a)は超音波撮像装置により撮像された画像を示す図、(b)は組織速度算出の説明図。

【図4】座標系の説明図。

【図5】血流ベクトル算出の説明図。

【図6】一致度情報算出の動作を示すフローチャート。

【図7】統計処理の使用データの説明図。

40

【図8】統計処理の確率密度関数の説明図。

【図9】表示形態の一例を示す図。

【図10】表示形態の他の例を示す図。

【図11】表示形態のさらに別の例を示す図。

【図12】第二実施形態の信号処理部の動作を示すフローチャート。

【図13】第三実施形態の超音波診断装置の構成例を示すブロック図。

【図14】第三実施形態の信号処理部の動作を示すフローチャート。

【図15】(a)及び(b)は履歴情報の一例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0013】

50

以下、本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。

本実施形態の超音波撮像装置(1)は、検査対象(3、30)に超音波を送信するとともに検査対象から反射するエコー信号を受信する超音波探触子(2)と、超音波探触子(2)によって受信されたエコー信号を処理する信号処理部(15)と、信号処理部(15)による処理結果を表示する表示部(14)とを備える。信号処理部(15)は、エコー信号から血流の速度情報を推定する演算部(152~154)と、推定された血流速度情報に基き血流情報をマッピング表示する画像形成部(156)と、マッピング表示された血流速度情報の確からしさを求める推定部(155)とを備えることを特徴とする。推定部(155)は、例えば2つの異なる方法で求めた血流速度情報をもとに確からしさを策定する。

10

図1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。この超音波撮像装置は、図1に示すように、装置本体1と超音波探触子2とを有している。

【0014】

装置本体1は、超音波探触子2を制御して超音波画像を生成するものであり、入力部10、制御部11、超音波信号発生器12、超音波受信回路13、表示部14及び信号処理部15を備えている。

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)3に接し、照射領域30に対し、超音波を照射すると共に、照射領域30の反射波エコー信号を受信する。超音波探触子2は、スキャン方式に応じて連続波或いはパルス波を発生する。

20

【0015】

装置本体1の各構成要素を説明する。入力部10は、超音波撮像装置を操作する検者が制御部11に対し超音波撮像装置の動作条件を設定するキーボードやポインティングデバイスを備えると共に、心電図を使用する場合、心電図信号入力部としても機能する。

【0016】

制御部11は、入力部10によって設定された超音波撮像装置の動作条件に基づき超音波信号発生器12、超音波受信回路13、表示部14及び信号処理部15を制御するもので、例えばコンピュータシステムのCPUである。

【0017】

超音波信号発生器12は、所定の周波数の信号を発生する発振器を備え、超音波探触子2に駆動信号を送る。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に対し増幅や整相など信号処理を行う。超音波受信回路13は、受信回路、包絡線検波手段、Log圧縮を行う手段を含む。表示部14は、信号処理部15で得られた情報を出力する。信号処理部15は、超音波探触子2からの反射エコー信号から超音波画像を生成する機能を有する。その詳細は後述する。

30

【0018】

また図示していないが、装置本体1は、スキャンコンバータやA/Dコンバータを備えている。スキャンコンバータは超音波受信回路13に含んでもよいし、信号処理部15の後段に備えていてもよい。超音波受信回路13がスキャンコンバータを含む場合は、信号処理部15で取り扱うデータ量が減るというメリットがある。また、スキャンコンバータを超音波受信回路13に含めない場合には、信号処理部15で多くのデータを取り扱うことができ、精度のよい計測装置が実現できる。A/Dコンバータは信号処理部15の前段に備えられる。

40

【0019】

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、本発明に関わる主要な要素として、断層画像形成部151、組織速度演算部152、ドプラ速度演算部153、血流ベクトル演算部154、一致度推定部(推定部)155、表示画像形成部156を有する。

【0020】

断層画像形成部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

50

例えばBモード像、すなわち超音波照射対象の平面的撮像法を用いた2次元あるいは立体的撮像法を用いた3次元な組織形状画像を形成する。また、断層画像形成部151は、形成した組織形状画像から組織位置情報を抽出する。組織速度演算部152は、取得時間が異なる複数の組織形状情報から組織の動き情報を算出する。

【0021】

ドプラ速度演算部153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、カラードプラモード、すなわち平面的撮像法を用いた2次元あるいは立体的撮像法を用いた3次元な、超音波照射対象のドプラ血流速度情報を抽出する。血流ベクトル演算部154は、組織速度演算部152が算出した組織の動き情報と、ドプラ速度演算部153が抽出したドプラ血流速度情報から、物理法則を用いて血流ベクトルを推定する。一致度推定部155は、統計的手法を用いて、血流ベクトル演算部154が推定した血流ベクトルの確からしさを策定する。表示画像形成部156は、メモリを有し、反射エコー信号、および信号処理部15の各部の演算に関連する情報を記憶する。

10

【0022】

以上説明した装置の構成を踏まえ、超音波撮像装置の動作の実施形態を説明する。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、左心室を含む部位を図1中の照射領域30にする場合を説明するが、照射領域30は検者が所望する血管や他の心腔でもよい。

【0023】

<第一実施形態>

20

<ステップS1>(撮像ステップ)

まず、照射領域の形態情報(Bモード画像)を得るために撮像を行う。即ち、超音波信号発生器12は所定の周波数の超音波信号を超音波探触子2に送り、超音波探触子2から照射され、被検体3から反射したエコー信号を超音波受信回路13で受信する。

【0024】

Bモード像の超音波周波数は、撮像が可能な1MHzから20MHzの範囲とする。また、心拍によって変動する組織を撮像する際のフレームレートは心臓の動きを捉えることができる範囲である、15Hz以上とする。

【0025】

断層画像形成部151は、超音波受信回路13から出力される反射エコーから、例えばBモード像、すなわち超音波照射対象の平面的撮像法を用いた2次元な超音波生体画像あるいは立体的撮像法を用いた3次元な超音波生体画像を形成する。このとき、時系列でデータを取得し、時系列の超音波生体画像を形成する。

30

【0026】

ステップS1によって得られる形状情報の一例を図3(a)に示す。図3は超音波探触子2にセクタスキャンを行うセクタ探触子を用い、左心室31を撮像対象としたものである。セクタスキャンの場合は、深度方向をr方向、スキャン方向をθ方向と称する。

【0027】

<ステップS2>(組織速度算出ステップ)

40

断層画像形成部151は、ステップS1で形成した超音波生体画像から所定の深度における組織位置情報を取得する。組織位置の決定は、組織内壁を画像処理によって検出してもよいし、検者が入力部10を介して組織内壁を指定することで位置情報を取得してもよい。画像処理で検出する場合には、超音波画像では組織が高輝度値として認識されることを利用し、高輝度値部を心臓組織とし、その部分の2次元あるいは3次元な心臓組織位置を取得する。検者が指定する場合には、例えば入力部10に備えてあるポインティングデバイスを介し、血液と組織との境界面である組織内壁を指定し位置を与える。図3に示す例では、同一深度に位置する2つの組織内壁(血液と組織との境界面)a、bの位置が指定されている。

【0028】

次に組織速度演算部152は、少なくとも2点の指定された位置における組織の動き情

50

報を算出する。ここでは、図3(b)に示すように、組織の動き情報として、左側組織aの組織血流境界速度511と同一深度の右側組織bの組織血流境界速度512を算出する。組織血流境界速度は組織と血液の境界の速度であり、流体力学的に、この境界面では血液の速度と、組織の速度が等しくなる。

【0029】

組織血流境界速度の算出方法は、二枚の時間的に連続した画像のパターンマッチングを用いてもよいし、時間的に連続した画像における組織位置の移動を追跡してもよい。パターンマッチングの演算手法として、例えば、相互相関法やSAD(Sum of absolute difference)法、SSD(Sum of Squared Difference)法、KLT(Kanade-Lucas-Tomasi)法を用いることができる。組織の移動量を画像の撮像間隔で除したものが、組織血流境界速度となる。ここで算出される速度は、図3に示すスキャン平面における速度であり、r方向(ビーム方向)の速度成分とθ方向(ビーム方向と直交する方向)の速度成分を持つ。

10

【0030】

<ステップS3>(血流速度算出ステップ)

次に、ドプラ速度演算部153が、断層画像形成部151で取得した超音波生体画像のなかの血流部に注目し、血流速度分布情報を取得する。この演算は汎用的な手法であるカラードプラ法を用いて行うことができる。このステップS3で得られる血流速度は、ビーム方向の速度成分である。

【0031】

20

<ステップS4>(血流ベクトル推定ステップ)

ステップS4では、血流ベクトル演算部154が、組織速度演算部152で算出した組織血流境界速度(左側組織aの速度511及び右側組織bの速度512のいずれか一方)と、ドプラ速度演算部153で取得した血流速度分布情報をもちいて、血流ベクトルを推定する。

【0032】

血流ベクトルの推定方法を、図4を参照して説明する。ステップS3におけるドプラ効果を用いた速度計測では、3次元的な血流速度Vの超音波ビーム方向成分の速度 v_r しか求めることができないが、物理法則を用いることで、ビーム方向と直交する方向(以下、直交方向或いはθ方向という)の速度成分 v_θ の推定が可能となる。超音波ビームの深度方向をr方向、超音波ビームのセクタ走査の方向をθ方向とする極座標系を考える。血流のr方向の速度成分を v_r 、θ方向の速度成分を v_θ とすると、極座標系における連続の式は、撮像面を垂直に通過する血流の影響を無視した場合、次式(1)で表わされる。

30

【数1】

$$\frac{v_r}{r} + \frac{\partial v_r}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial v_\theta}{\partial \theta} = 0 \quad (1)$$

【0033】

式(1)は式(2)のようになる。

40

【数2】

$$\frac{\partial v_\theta}{\partial \theta} = -v_r - r \frac{\partial v_r}{\partial r} \quad (2)$$

【0034】

式(2)より、 v_θ は式(3)によって求めることができる。

【数 3】

$$v_{\theta}(r, \theta) = v_{\theta}(r) + \int \left(-v_r(r, \theta) - r \frac{\partial v_r(r, \theta)}{\partial r} \right) d\theta \quad (3)$$

ここで、 $v_{\theta}(r)$ は組織速度演算部 152 (ステップ S2) で算出された、深度 r における組織血流境界速度のビーム方向と直交する方向の速度成分である。この式 (3) で求められた直交方向の速度成分 $v_{\theta}(r, \theta)$ と、ステップ S3 でカラードブラ法により求められたビーム方向の速度成分 $v_r(r, \theta)$ とから、式 (3) の積分の範囲に沿って、速度ベクトル $V(r, \theta)$ を求めることができる。

10

【0035】

式 (3) の演算における θ 方向の積分を、図 5 に示すように、左右の心筋の左側の点 a から右側の点 b へ行う場合、点 a から点 b までの各位置における直交方向の速度は以下のように表すことができる。

【数 4】

$$v_{\theta}(r, \theta) = v_{\theta a}^T(r) + \int_a^{\theta} \left(-v_r(r, \theta) - r \frac{\partial v_r(r, \theta)}{\partial r} \right) d\theta \quad (4)$$

ここで「 $v_{\theta a}^T(r)$ 」は、ステップ S2 で算出された、点 a (深度 r) における組織血流境界速度の θ 方向 (ビームと直交する方向) の速度成分である。逆に、積分経路を逆の組織境界面 (点 b) から求めた場合には、以下のように算出することができる。

20

【0036】

【数 5】

$$v_{\theta}(r, \theta) = v_{\theta b}^T(r) - \int_{\theta}^b \left(-v_r(r, \theta) - r \frac{\partial v_r(r, \theta)}{\partial r} \right) d\theta \quad (5)$$

ここで「 $v_{\theta b}^T(r)$ 」はステップ S2 で算出された、点 b (深度 r) における組織血流境界速度の θ 方向 (ビームと直交する方向) の速度成分である。

30

【0037】

上述した式 (4) 又は式 (5) により、同一の深度において、点 a から点 b までの各点の θ 方向の速度成分を算出することができ、これら θ 方向の速度成分とステップ S3 (カラードブラ法) で求められるビーム方向の速度成分を用いて各点の速度ベクトルを算出する。同一深度における各点の数は、ビーム数に対応する。各点の速度ベクトルは、後述する表示画像形成部 156 により画像として形態画像とともに表示される。

【0038】

また式 (4) の積分を点 a から点 b まで行うことにより推定された右側組織 b の速度或いは式 (5) の積分を点 b から点 a まで行うことにより推定された左側組織 a の速度は、次のステップ S5 において、一致度の算出に用いられる。

40

【0039】

<ステップ S5> 一致度算出ステップ

ステップ S4 で算出された速度ベクトルの確からしさを推定するために、ステップ S2 で算出した組織血流境界速度、例えば右側組織 b の速度 512 と、式 (4) の積分を点 a から点 b まで行うことにより算出された右側組織 b の速度との一致度を評価する。以下、一致度の算出について、図 6 を参照して説明する。

【0040】

一致度の算出は、図 6 に示すように、異なる深度についてそれぞれ一致度を算出するステップ S51 と、S51 で算出した複数の一致度を統計処理するステップ S52 との二つのステップからなる。

50

【 0 0 4 1 】

<ステップ S 5 1 >

本ステップにおける一致度の算出は、同じ位置について、ステップ S 2 (組織トラッキング) で求めた速度 (直交方向の速度成分) と、ステップ S 4 の式 (4) 又は式 (5) から求めた速度とを比較することにより行う。

ここでは図 5 に示す点 b (右側の組織) における速度の一致度を算出する場合を説明する。ステップ S 2 で算出した速度の、ビームと直交する方向の成分を $v_{\theta b}^T(r)$ とし、ステップ S 4 で求めたビームと直交方向の速度を $v_{\theta b}^m(r)$ とする。仮に、計測対象が図 3 に示すセクタスキャンの面に平行な 2 次元流であるとすると式 (6) が成り立つ。

10

【数 6】

$$v_{\theta b}^T(r) = v_{\theta b}^m(r) \quad (6)$$

【 0 0 4 2 】

しかし、心臓の左室のような流れは 3 次元流であり、式 (6) が成り立たない場合が生じる。そこで、両者の一致の度合いを示す指標即ちステップ S 4 で算出したベクトル精度の確からしさの指標として、両者の差分を一致度 $A_b(r)$ として式 (7) により算出する。

【数 7】

$$A_b(r) = v_{\theta b}^T(r) - v_{\theta b}^m(r) \quad (7)$$

20

【 0 0 4 3 】

なお、ステップ S 4 で速度を算出する際に、式 (4) ではなく式 (5) を用いて左から積分した場合には、点 a における速度を比較し、一致度を算出する。その場合の一致度 $A_a(r)$ は、式 (5) により得られる点 a の方向の速度成分 $v_{\theta a}^m(r)$ と、ステップ S 2 で算出した速度の、ビームと直交する方向の成分を $v_{\theta a}^T(r)$ との差分として式 (8) で与えられる。

【数 8】

$$A_a(r) = v_{\theta a}^T(r) - v_{\theta a}^m(r) \quad (8)$$

30

【 0 0 4 4 】

また組織血液境界における血流速度 (速度成分) の一致度を計算するのではなく、式 (4) と式 (5) の両方を用いて、積分経路上の任意の点で一致度を算出することも可能である。

【 0 0 4 5 】

<ステップ S 5 2 >

ステップ S 5 1 で算出した一致度は、血流速度ベクトル推定の確からしさの情報を含むが、統計処理によって、さらに検者が解釈しやすい情報を提供することができる。そこで本ステップ S 5 2 では、ステップ S 5 1 で算出した一致度に対し統計処理を行う。本ステップで行う統計処理を、図 7 を参照して説明する。

40

【 0 0 4 6 】

ステップ S 4 で説明した血流速度ベクトルの算出は、一つの積分経路についての算出であったが、実際は、深さ r を変えることで、多数の積分経路ができる。積分経路の数を M とし、積分経路上の血流速度ベクトルの数を N 個とすると、ステップ S 4 では $M \times N$ 点の血流速度ベクトルが算出される。なお、血流速度ベクトルの数 N は、超音波ビームの数に依存する諸量である。

【 0 0 4 7 】

ステップ S 4 (式 (3)) で求めた、各点の直交方向の速度ベクトルを $v_{i,j}^m$ 、速度ベクトルの真値を $v_{i,j}^r$ とした場合、個々のベクトルの誤差は以下のように表すこ

50

とができる。

【数 9】

$$\Delta v_{i,j} = v_{i,j}^m - v_{i,j}^r \quad (9)$$

ここで、 i, j は r 方向及び m 方向の位置を示している ($i=1, 2, \dots, M, j=1, 2, \dots, N$)。

【0048】

ステップ S 5 1 で算出した一致度 $A_b(r)$ は、 i 番目の積分経路の一致度 $A_{b,i}$ として表現した場合、積分の性質から、式 (10) で表わすことができる。

【数 10】

$$A_{b,i} = \sum_{j=N} \Delta v_{i,j} \quad (10)$$

【0049】

M 個の積分経路について、それぞれ、一致度 $A_{b,i}$ を算出し、得られた M 個の一致度 $A_{b,i}$ の平均 E_A を式 (11) により求める。

【数 11】

$$E_A = \frac{1}{M} \sum_{i=M} A_{b,i} \quad (11)$$

【0050】

ここで、図 8 に示すように、個々のベクトルの誤差 $v_{i,j}$ の分散を σ_v とした場合、 $v_{i,j}$ がガウシアン確率密度関数を持つとすると、誤差の平均である $A_{b,i} / N$ の分散 σ_A / N と σ_v との関係は中心極限定理により、以下のように記述できる。

【数 12】

$$\frac{\sigma_A}{N} = \frac{\sigma_v}{\sqrt{N}} \quad (12)$$

式 (12) において、血流速度ベクトルの数 N の値は、前記積分経路の各経路によって異なるが、血流速度ベクトルの数 N の値として前記 M 個の積分経路中血流速度ベクトル数の平均値、最大値、最小値のいずれかあるいはその組み合わせを用いて決定してもよい。

すなわち

【数 13】

$$\sigma_v = \frac{\sigma_A}{\sqrt{N}} \quad (13)$$

【0051】

式 (11) 及び式 (13) より、ステップ S 4 で算出した個々のベクトルの確からしさ E は、式 (14) で表わされる。

【数 14】

$$E = E_A \pm t \frac{\sigma_A}{\sqrt{N}} \quad (14)$$

式 (14) 中、 t は学生 t 値であり、 N の値によって決定され、 N の値が一般

10

20

30

40

50

的な20～30であるとき、現実的な値として1から5までの値をとる。tが2の時、包括度は95%となる。

【0052】

式(14)で算出した確からしさEから、推定した速度ベクトルの信頼度Bを式(15)により算出する。

【数15】

$$B = (E \div U) \times 100 \quad (15)$$

式中、Uは速度の代表値であり、 $v_{i,j}$ の最大値、最小値、平均、分散或いはその組み合わせ、あるいは計測速度レンジを使ってもよい。

10

【0053】

<ステップS6>(表示ステップ)

上述のように求めた信頼度Bを表示画像形成部156が画面上に表示する。表示の態様は、数値の表示、色による表示、コメントによる表示など種々の態様を取ることができる。

【0054】

図9～図11に、画面900の表示例を示す。図9に示す例では、ステップS1で形成した白黒の断層像901に、ステップS4で算出した血流の速度ベクトル902を重ねて表示し、さらに上記式(15)で算出した信頼度903を数値として表示している。

【0055】

図10に示す例では、白黒の断層像901と血流速度ベクトル902とともに、信頼度をランプ904で表示している。信頼度のカラーの表示例として、信頼度が高い場合は緑色のランプ、注意が必要な場合は黄色のランプ、信頼度が低い場合は赤色のランプを点灯する。これによって術者が、一致度の高い撮像をとるように誘導することができる。信頼度の高低は、臨床的な差異を表現するのに十分な精度が得られるか否かによって決められ、例えば、各色の閾値となる信頼度をデフォルトで設定しておき、ユーザーが適宜それを変更できるようにしてもよい。

20

【0056】

図11に示す例では、白黒の断層像901と血流速度ベクトル902とともに、具体的なコメント905を表示する。例えば、一致度が低い場合は、「一致度が低いです。プローベをあおってください。」といった一致度改良を促すコメントを出し、一致度が高い場合は、「高一一致度です」というコメントを出す。この場合の、信頼度の高低の判断基準もランプ表示の場合と同様である。

30

【0057】

図9～図11に示す表示例は、適宜組み合わせることも可能である。例えば信頼度の数値とともに或いはレッドランプの点灯とともに再スキャンを促すメッセージを表示したり、それらを全て表示したりすることも可能である。

【0058】

以上、第一実施形態の超音波診断装置の動作を、図2のステップを参照して説明したが、上述した各ステップで行った推定や算定で用いた方法や指標は一例であり、種々の変更が可能である。

40

【0059】

例えば、本実施形態のように、一致度として2つの方法で求めた速度の差分を用いるのではなく、式(16-1)で表わされるような速度の比、(16-2)で表わされるような誤差の割合、或いはその組み合わせを用いることも可能である。

【数 1 6】

$$\frac{v_{\theta b}^T(r)}{v_{\theta b}^m(r)} \quad (16-1)$$

$$\frac{v_{\theta b}^T(r) - v_{\theta b}^m(r)}{v_{\theta b}^m(r)} \quad (16-2)$$

【0060】

10

また本実施形態では一致度を求めるために、ビーム方向と直交する方向（方向）の速度成分を比較したが、速度ベクトルの大きさを比較することも可能である。即ち、ステップS4では、最終的に方向の速度成分とビーム方向の速度成分から各点の速度ベクトルが求められるので、そうして求めた点bの速度（絶対値）と、ステップS2で算出した点bの組織血流境界速度（絶対値）とを比較し、両者の一致度を計算してもよい。この場合にも、一致度は差分、比、誤差の割合、その組み合わせのいずれでもよい。

【0061】

さらに本実施形態では、ステップS52の統計処理において、深度方向に複数の積分経路を用いることを説明したが、この場合の深度方向の領域は心臓全体としてもよいし、診断の対象である疾患等を考慮し、例えば心尖部等の局所的な領域に限定してもよい。

20

また本実施形態では、推定ベクトルの確からしさEから、さらに信頼度Bを算出し表示するようにしているが、確からしさE自体が有用な情報であり、信頼度の算出を省略することも可能である。

【0062】

以上説明した本実施形態の主な特徴は、次のとおりである。

超音波撮像装置の信号処理部が、エコー信号から組織断層画像を作成する組織断層画像作成部（151）と、組織断層画像作成部が作成した組織断層画像をもとに第一の部位（例えば点a）及び第二の部位（例えば点b）について第一の血流速度を算出する第一の速度演算部（組織速度演算部152）と、エコー信号からドプラ効果を用いてドプラ速度（ v_r ）を算出するドプラ速度演算部（153）と、第一の速度演算部が算出した第一の部位（点a）の第一の血流速度とドプラ速度（ v_r ）とを用いて、第二の部位（点b）の第二の血流速度を算出する第二の速度演算部（血流ベクトル演算部154）と、第二の部位について算出された第一の血流速度と第二の血流速度との一致度を推定する一致度推定部（155）と、を備えること。

30

【0063】

第一の血流速度は、断層画像における組織位置の時間的変動をもとに算出された組織血流境界速度であり、第二の血流速度は、組織血流境界速度とエコー信号からドプラ効果を用いて算出したドプラ速度とを用いて推定した血流速度であること。

【0064】

一致度推定部（155）は、複数の一致度を統計処理して、前記推定した血流ベクトルの確からしさ/信頼度を算出すること。特に、一致度推定部は、中心極限定理を用いて、複数の一致度の平均 E_A と分散 σ を算出し、これら値からベクトルの確からしさEや信頼度Bを算出すること。

40

【0065】

本実施形態によれば、形態の移動を追跡した形態トラッキング法で算出した速度と、カラードプラ法によって推定した速度との一致度を統計処理することにより、血流フローマップ表示において推定した血流速度情報の確からしさ/信頼度を算出し、表示する。これにより、正確な検査結果を得るための適切な指標を検者に提供することができる。

【0066】

次に、第一実施形態を基本とし、機能が追加された実施形態を説明する。

50

【 0 0 6 7 】

< 第二実施形態 >

本実施形態の動作を図 1 2 に示す。図 1 2 において、第一実施形態の動作を示す図 2 と同じステップは同じ符号で示し、その説明を省略する。

【 0 0 6 8 】

図 1 2 に示すように、本実施形態においても、図 2 に示す各ステップ S 1 ~ S 6 を行うこと、また一致度を算出するステップ S 5 が図 6 に示す一致度算出のステップ S 5 1 及び統計処理のステップ S 5 2 を含むことは第一実施形態或いはその変更例と同様である。但し、本実施形態では、ステップ S 5 において、さらに、ステップ S 5 1 で算出した一致度 A 及びステップ S 5 2 で算出した一致度の平均 E_A を用いて、速度ベクトルを補正するステップ S 7 を含むことが特徴である。速度ベクトルの補正は、図 1 に示す信号処理部 1 5 に追加される補正部或いは一致度推定部 1 5 5 によって、実行することができる。

10

【 0 0 6 9 】

< ステップ S 7 >

速度ベクトルの補正は、速度ベクトルを補正するステップ S 7 1 と、補正後の速度ベクトルを用いて一致度を再計算するステップ S 7 2 とを含む。

< ステップ S 7 1 >

ステップ S 5 1 で算出した M 個の一致度 $A_{b,j}$ の平均 E_A は、カラードブラ法（ステップ S 3）で算出した速度ベクトルの全体としてのバイアス誤差であり、個々のベクトルの誤差に分配することが可能である。補正は速度ベクトル推定ステップ S 4 で算出した各速度ベクトル（直交方向の速度成分）を次式（17）により補正する。

20

【 数 1 7 】

$$v_{i,j}^{\text{mod}} = v_{i,j}^m - E_A \frac{j}{N} \quad (17)$$

【 0 0 7 0 】

式中、左辺の速度ベクトルの上添え字「mod」は補正後の値であることを示す（以下、同様）。

【 0 0 7 1 】

補正は、バイアス誤差が顕著な場合のみ行ってもよいし、より精度を確保するため、すべての場合で補正を行ってもよい。バイアス誤差 E_A が顕著か否かの判断は、例えば、速度成分に対する誤差の割合が所定の範囲を超えたときに顕著であると判断することができる。顕著であると判断されたときのみステップ S 7 を実施するようにしてもよいし（ステップ S 7 0）、すべてのケースで補正を行ってもよい。

30

次いで、補正後の速度ベクトル（直交成分）とビーム方向の速度成分とを用いて、速度ベクトルを補正する。補正後の速度ベクトルは、ステップ S 6 で画面上に表示される。

【 0 0 7 2 】

< ステップ S 7 2 >

補正後の速度ベクトル（直交成分）を用いて、ステップ S 5 と同様にして、再度、式（7）または（8）により一致度 $A_{b,m^o d}(r)$ 又は $A_a^{m^o d}(r)$ を算出し、その平均 E_A と分散 σ_A^2 とから、確からしさ E を計算する。

40

【 数 1 8 】

$$E = E_A^{\text{mod}} \pm t \frac{\sigma_A^{\text{mod}}}{\sqrt{N}} \quad (18)$$

【 0 0 7 3 】

式（18）により再計算された確からしさ E から、補正後の速度ベクトルの信頼度 B を算出する。信頼度 B の算出は、前述の式（15）によるが、式（15）における U（速度の

50

代表値)として、 $v_{i,j}^{m \circ d}$ の最大値、最小値、平均、分散或いはその組み合わせ、あるいは計測速度レンジを使うことができる。信頼度Bは、補正後の速度ベクトルとともに画面上に表示される。表示の態様は、第一の実施形態と同様であり、図9～図11に示したように数値表示、ランプ表示、コメント表示等の種々の態様が可能である。

【0074】

本実施形態によれば、二つの方法で求めた速度ベクトルの一致度をもとに、速度ベクトルを補正することにより、速度ベクトル推定の精度を高めることができ、バイアス誤差が低減されることが期待される。

【0075】

なお本実施形態では、速度ベクトルを、一致度の平均 E_A (バイアス誤差)を用いて補正する場合を説明したが、一致度そのものを用いて、式(19)により速度ベクトルを補正することも可能である。

【数19】

$$v_{i,j}^{\text{mod}} = v_{i,j}^m - A_{b,i} \frac{j}{N} \quad (19)$$

但し、この場合には、補正後の速度ベクトルを用いて再計算しても一致度は変わらないので、ステップS72は行わない。

【0076】

補正後の速度ベクトル(直交成分)を用いて、ステップS5と同様にして、以下のように、確からしさEを計算する。

【数20】

$$E = \pm t \sigma_v^{\text{mod}} \quad (20)$$

式(20)中、 σ_v^{mod} は補正後の個々のベクトルの誤差 $v_{i,j}^{m \circ d}$ の分散で、以下のように求めることができる。

【0077】

【数21】

$$\sigma_v^{\text{mod}} = \frac{\sigma_A}{C^{\text{mod}}} \quad (21)$$

式(21)において、 C^{mod} は2から3の間の定数で、 $v_{i,j}$ の誤差要因がガウシアン確率密度関数を持つとすると、 C^{mod} は(6)の値を持つ。この際、誤差は、以下のように記述される。

【数22】

$$E = \pm t \frac{\sigma_A}{\sqrt{6}} \quad (22)$$

【0078】

また本実施形態において、ステップS71とS72を行う場合、ステップS72の結果を反映して、再度、速度ベクトルの補正ステップS71、確からしさの再計算ステップS72を繰り返すことも可能である。この様子を図12に点線で示している。これにより速度ベクトルの推定精度を上げることができる。

10

20

30

40

50

なお本実施形態についても、第一実施形態と同様の変更が可能である。

【0079】

<第三実施形態>

本実施形態は、第一又は第二実施形態で算出した一致度及び確からしさの履歴を保存し、時間的な変動の結果を表示する機能を備えていることが特徴である。本実施形態の超音波診断装置の構成例を図13に示す。この構成例では、信号処理部15が速度一致度推定部155で算出した一致度、確からしさ、信頼度等の情報（以下、まとめて一致度情報という）を記憶する記憶部157と、記憶部157に記憶された、異なる時間に取得された一致度情報を用いて履歴情報を作成する履歴作成部158とを備えていることが特徴である。

10

【0080】

その他の構成は、図1の超音波診断装置と同じであり、説明を省略する。

本実施形態の動作を、図14を参照して説明する。本実施形態では、まずステップS11で心電同期信号を入力した後、例えば図1に示すステップS1からS5までの動作を、時間を変えて繰り返す。なお第一実施形態で説明したように、ステップS2では組織速度算出のために異なる時間でスキャンを行う。これら異なる時間のスキャンで得た情報をステップS3の繰り返しに用いることができる。

繰り返しの時間間隔は、一心拍あるいは複数心拍としてもよいし、心臓の収縮期や拡張期といった特徴的な時相を選択的に抽出して行ってもよい。心拍或いは時相の情報は、入力部10から取り込んだ心電図信号を用いる（ステップS11）。

20

【0081】

1回の計測毎に、2つの方法でそれぞれ算出、推定した速度の一致度のビーム方向の平均 E_A と偏差 を計算し、記憶部157に保存する（ステップS12）。一連の処理S11、S1~S5、S12は統計処理が可能な回数（ n が所定数になるまで）繰り返される。

【0082】

履歴作成部158は、記憶部157に蓄積された一致度情報を用いて、一致度と偏差のそれぞれについて、図15に示すような、時間変化を示すグラフを作成するとともに、最大一致度 E_A^{max} 、最小一致度 E_A^{min} 、平均一致度 E_A^{ave} を算出する（ステップS13）。これらの値は、グラフとともに画面に表示される（ステップS14）。

30

【0083】

一致度の時間情報は、プローブのあおり角度を変化させずに操作を繰り返した場合には、心時相との相関の有無により、どの心時相において信頼度の高い速度ベクトルが得られているかを示す情報となる。またプローブの角度を変化させながら操作を繰り返した場合には、どの角度で信頼度の高い速度ベクトルが得られているかを示す情報となる。またプローブの角度を変化させても一致度が低い場合には、心機能に問題がある可能性を示唆する情報となる。

【0084】

本実施形態によれば、一致度情報に対して時間的な統計処理を追加することにより、検査の指針となる有効な情報を提供することができる。

40

【0085】

以上、本発明の各実施形態を説明したが、本発明の主な特徴は血流フローマッピング表示において推定した血流速度情報（2次元血流速度情報）の確からしさ/信頼度を策定することであり、血流速度を求める方法は上述した実施形態に限定されない。例えば、上記実施形態では、血流速度を求める方法の一つとして、2つの位置のうち一方の組織血流境界速度と2次元流の連続の式とを用いて他方の位置の速度を推定する手法を説明したが、ドプラビーム方向の速度情報に対する角度補正により速度を推定する手法など公知の血流速度算出手法を採用することができる。

【0086】

また信頼度の表示は、画面の表示に代えて或いはそれと併用して音声等の公知の報知手

50

段を利用することも可能である。また本発明における確からしさの策定の一つの態様は、2つの異なる方法で算出或いは推定した血流速度の一致度をもとに確からしさの策定を行うことであるが、この一致度をもとにした確からしさの指標についても実施形態に限定されるものではない。

【0087】

さらに図1や図13に示した装置構成は単なる構成例であり、本発明の特徴である機能を達成できるものであれば、種々の構成が可能であり、また図1や図13に示した構成から、機能の達成に関与しない一部の要素を取り除き、或いは、他のモジュールとして構成することも可能である。

【産業上の利用可能性】

10

【0088】

血流フローマッピング表示において血流速度情報が推定できる超音波診断装置において、推定結果の信頼度を画面上に表示することにより、より確かな診断に貢献できる。

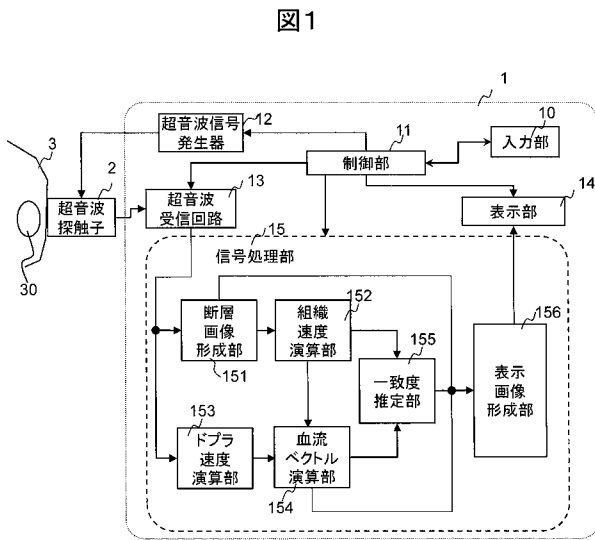
【符号の説明】

【0089】

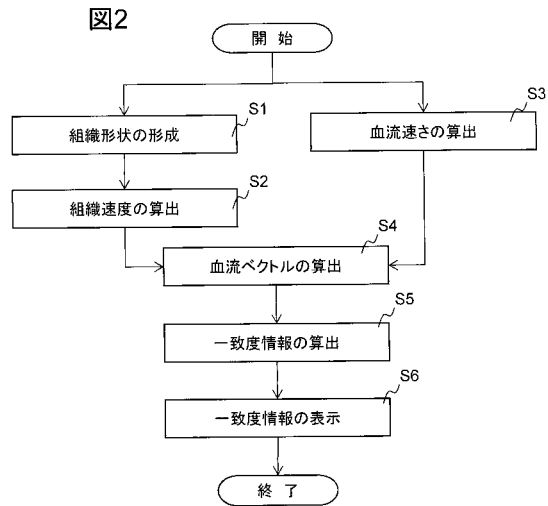
1・・・装置本体、2・・・超音波探触子、10・・・入力部、11・・・制御部、12・・・超音波信号発生器、13・・・超音波受信回路、14・・・表示部、15・・・信号処理部、151・・・断層画像形成部、152・・・組織速度演算部、153・・・ドプラ速度演算部、154・・・血流ベクトル演算部、155・・・一致度推定部（推定部）、156・・・表示画像形成部、157・・・記憶部、158・・・履歴作成部。

20

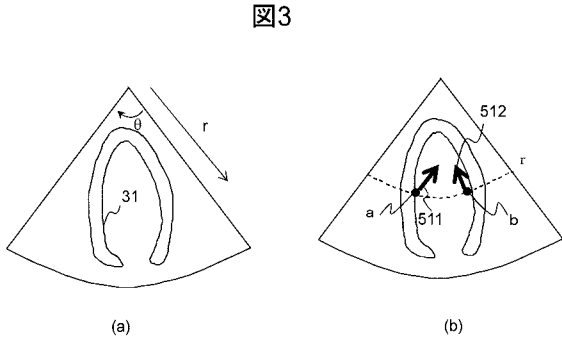
【図1】



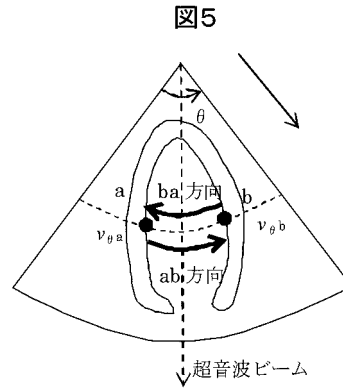
【図2】



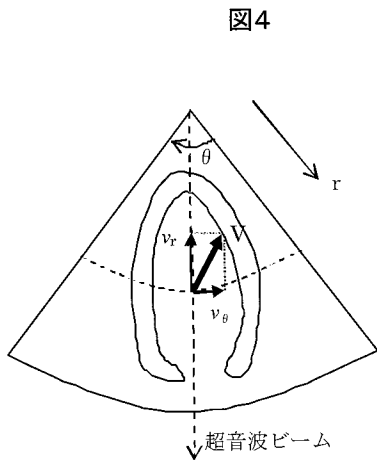
【 図 3 】



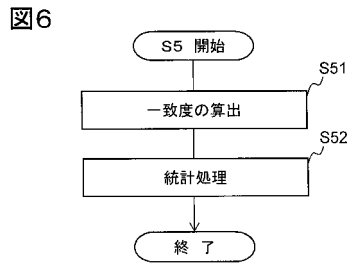
【 図 5 】



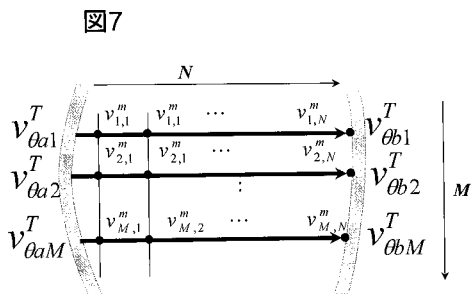
【 図 4 】



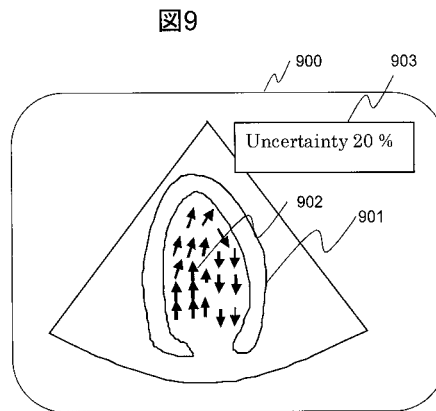
【 図 6 】



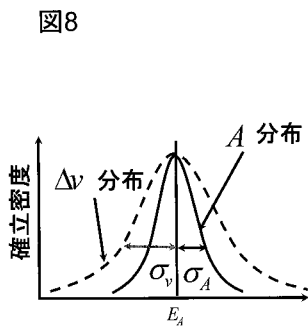
【 図 7 】



【 図 9 】

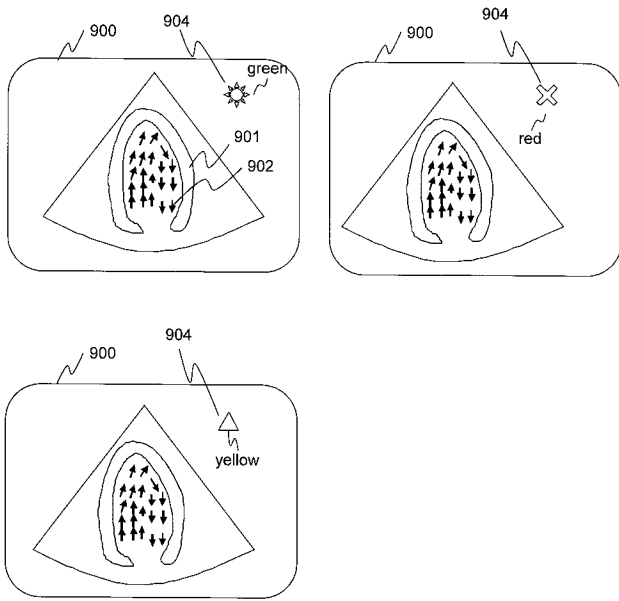


【 図 8 】



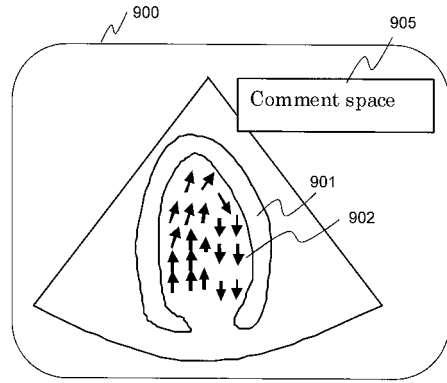
【図10】

図10



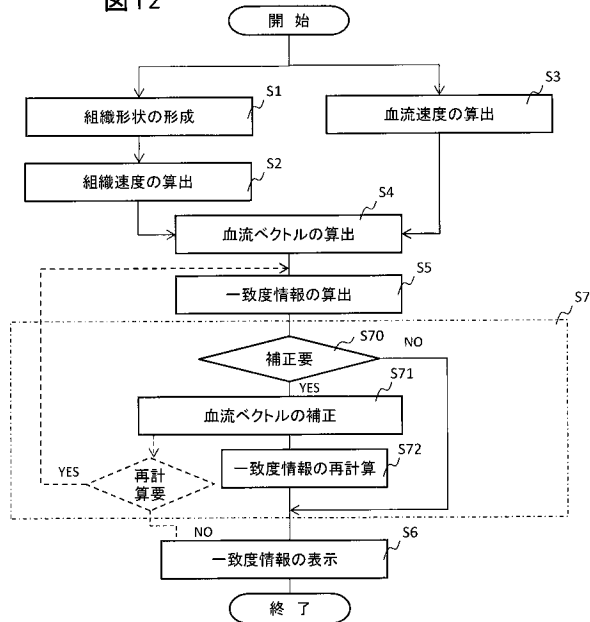
【図11】

図11



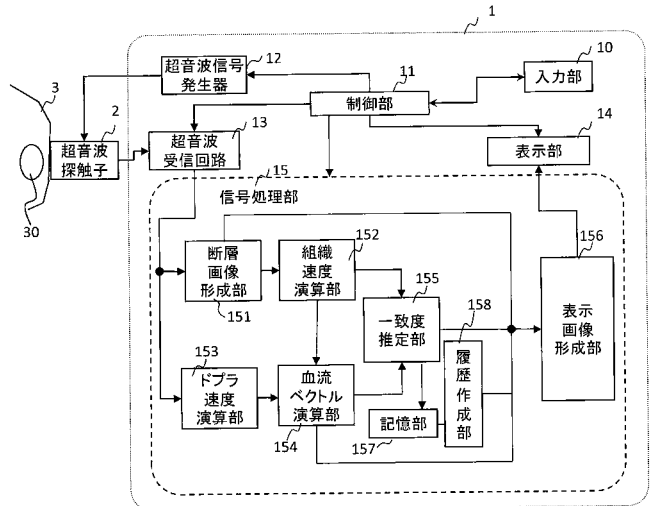
【図12】

図12



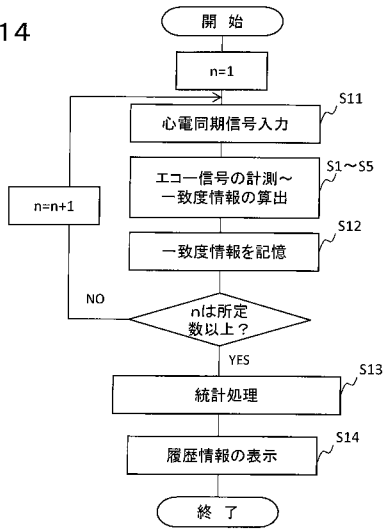
【図13】

図13



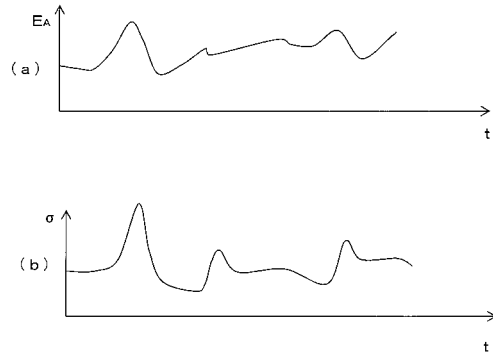
【 図 1 4 】

図14



【 図 1 5 】

図15



【 手続補正書 】

【 提出日 】平成26年10月17日 (2014.10.17)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】請求項 4

【 補正方法 】変更

【 補正の内容 】

【 請求項 4 】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、前記信号処理部は、
 前記エコー信号から組織断層画像を作成する組織断層画像作成部と、
 前記組織断層画像作成部が作成した組織断層画像をもとに所定の部位について第一の血流速度を算出する第一の速度演算部と、
 前記エコー信号からドプラ効果を用いてドプラ速度を算出するドプラ速度演算部と、
 前記ドプラ速度を用いて、前記所定の部位の第二の血流速度を算出する第二の速度演算部と、を備え、
 前記推定部は、前記所定の部位について算出された第一の血流速度と第二の血流速度との一致度を推定する一致度推定部を備えたことを特徴とする超音波撮像装置。

【 手続補正 2 】

【 補正対象書類名 】明細書

【 補正対象項目名 】0 0 4 3

【 補正方法 】変更

【 補正の内容 】

【 0 0 4 3 】

なお、ステップ S 4 で速度を算出する際に、式 (4) ではなく式 (5) を用いて右から積分した場合には、点 a における速度を比較し、一致度を算出する。その場合の一致度 A

$v_a(r)$ は、式(5)により得られる点 a の方向の速度成分 $v_{\theta a}^m(r)$ と、ステップ S_2 で算出した速度の、ビームと直交する方向の成分を $v_{\theta a}^T(r)$ との差分として式(8)で与えられる。

【数8】

$$A_a(r) = v_{\theta a}^T(r) - v_{\theta a}^m(r) \quad (8)$$

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0080

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0080】

その他の構成は、図1の超音波診断装置と同じであり、説明を省略する。

本実施形態の動作を、図14を参照して説明する。本実施形態では、まずステップ S_{11} で心電同期信号を入力した後、例えば図2に示すステップ S_1 から S_5 までの動作を、時間を変えて繰り返す。なお第一実施形態で説明したように、ステップ S_2 では組織速度算出のために異なる時間でスキャンを行う。これら異なる時間のスキャンで得た情報をステップ $S_{11} \sim S_{12}$ の繰り返しに用いることができる。

繰り返しの時間間隔は、一心拍あるいは複数心拍としてもよいし、心臓の収縮期や拡張期といった特徴的な時相を選択的に抽出して行ってもよい。心拍或いは時相の情報は、入力部10から取り込んだ心電図信号を用いる(ステップ S_{11})。

【手続補正4】

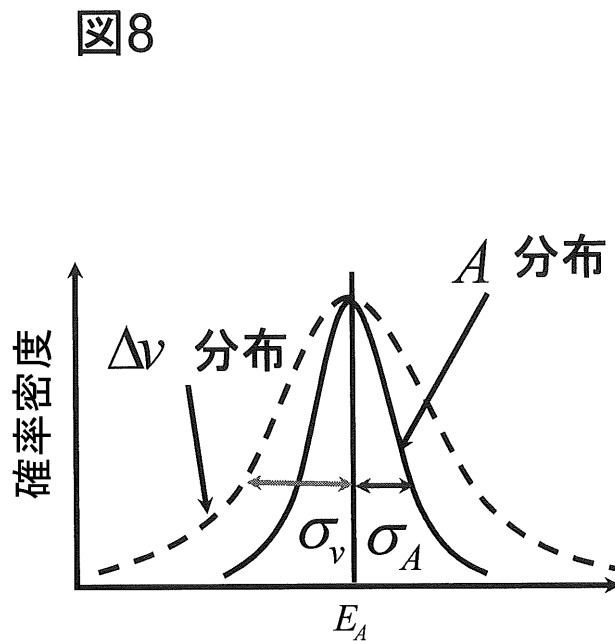
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図8

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図8】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2013/061325
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/06(2006.01)i, A61B8/08(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/06, A61B8/08 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2013 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2013 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2013 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2007-195854 A (Hitachi Medical Corp.), 09 August 2007 (09.08.2007), paragraphs [0022], [0032] to [0036]; fig. 2 (Family: none)	1, 15-17 2-14, 18-20
X A	JP 2003-61958 A (Toshiba Medical Systems Engineering Co., Ltd.), 04 March 2003 (04.03.2003), paragraphs [0060] to [0070], [0183] to [0185]; fig. 29, 30 (Family: none)	1 2-20
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 29 May, 2013 (29.05.13)		Date of mailing of the international search report 11 June, 2013 (11.06.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 6 1 3 2 5									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/06(2006.01)i, A61B8/08(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/06, A61B8/08											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2013年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2013年	日本国実用新案登録公報	1996-2013年	日本国登録実用新案公報	1994-2013年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2013年										
日本国実用新案登録公報	1996-2013年										
日本国登録実用新案公報	1994-2013年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X A	JP 2007-195854 A (株式会社日立メディコ) 2007.08.09, 段落【022】、【0032】 - 【0036】、図2 (ファミリーなし)	1, 15-17 2-14, 18-20									
X A	JP 2003-61958 A (東芝医用システムエンジニアリング株式会社) 2003.03.04, 段落【0060】 - 【0070】、【0183】 - 【0185】、図29、30 (ファミリーなし)	1 2-20									
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 29.05.2013		国際調査報告の発送日 11.06.2013									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 樋熊 政一	2Q 4460								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292								

フロントページの続き

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

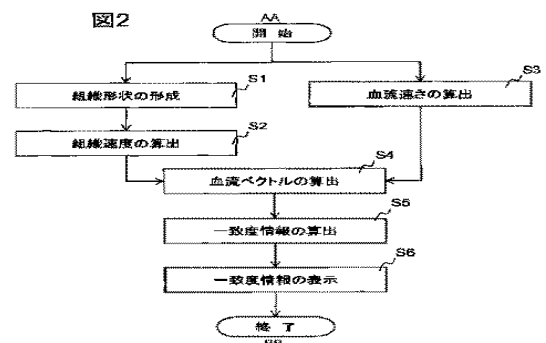
Fターム(参考) 4C601 DD03 DE04 EE09 EE10 FF08 JB35 JB45 JB48 KK02 KK12
KK18 KK20

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

专利名称(译)	超音波撮像装置及び超音波撮像方法		
公开(公告)号	JPWO2013157553A1	公开(公告)日	2015-12-21
申请号	JP2014511222	申请日	2013-04-16
[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		
[标]发明人	田中智彦 橋場邦夫 岡田孝		
发明人	田中 智彦 橋場 邦夫 岡田 孝		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/488 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5223 G01N29/02 G01N29/24 G01N2291/022 G01N2291/044		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/FF08 4C601/JB35 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK20		
优先权	2012094885 2012-04-18 JP		
其他公开文献	JP5893723B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

获得在血流映射显示中估计的血流速度信息的准确性。超声成像设备的信号处理单元包括多普勒速度计算单元，该多普勒速度计算单元通过使用多普勒效应从回波信号计算多普勒速度，从回波信号创建组织断层图像，并且基于该组织断层图像，组织第一血流速度计算单元根据其运动来计算预定部分的血流速度。提供第二血流速度计算单元，其使用由多普勒速度计算单元计算出的多普勒速度来计算预定区域的血流速度。计算由第一速度计算器计算出的血流速度与由第二速度计算器计算出的预定部分的血流速度之间的一致度，并且根据该一致度来计算血流速度信息的可靠性/可靠性。显示并显示度数。



AA... START
 S1... FORM TISSUE SHAPE
 S2... COMPUTE TISSUE SPEED
 S3... COMPUTE CIRCULATORY SPEED
 S4... COMPUTE CIRCULATORY VECTOR
 S5... COMPUTE MATCH DEGREE INFORMATION
 S6... DISPLAY MATCH DEGREE INFORMATION
 BB... END