

(19)日本国特許庁 ( J P )

(12) 公表特許公報 ( A ) (11)特許出願公表番号

特表2003 - 515423

(P2003 - 515423A)

(43)公表日 平成15年5月7日(2003.5.7)

(51)Int.Cl<sup>7</sup>

識別記号

F I

テマコード\* ( 参考 )

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

8/08

8/08

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 ( 全 27数 )

(21)出願番号 特願2001 - 542823(P2001 - 542823)

(86)(22)出願日 平成12年11月23日(2000.11.23)

(85)翻訳文提出日 平成13年8月7日(2001.8.7)

(86)国際出願番号 PCT/EP00/11645

(87)国際公開番号 WO01/041648

(87)国際公開日 平成13年6月14日(2001.6.14)

(31)優先権主張番号 99403058.3

(32)優先日 平成11年12月7日(1999.12.7)

(33)優先権主張国 欧州特許庁(EP)

(81)指定国 EP ( A T , B E , C H , C Y ,  
D E , D K , E S , F I , F R , G B , G R , I E , I  
T , L U , M C , N L , P T , S E , T R ) , J P

(71)出願人 コーニンクレッカ フィリップス エレク  
トロニクス エヌ ヴィ

KONINKLIJKE PHILIP

S ELECTRONICS N.V.

オランダ国 5621 ベーアー アイन्दー

フェン フルネヴァウツウェッハ 1

(72)発明者 オダイル ボネファウス

オランダ国 5656 アーアー アイन्दー

フェン プロフ ホルストラーン 6

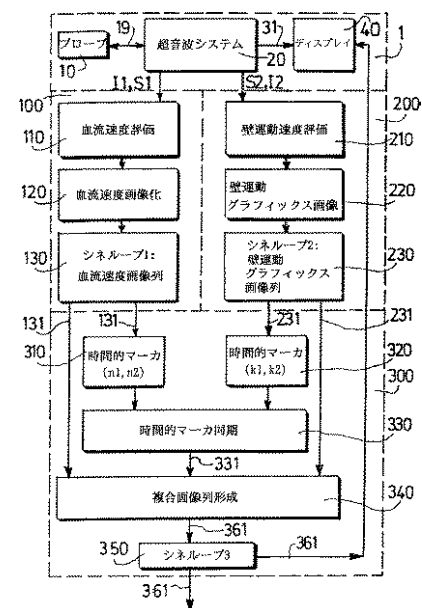
(74)代理人 弁理士 杉村 興作 ( 外 1 名 )

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 動脈区分の複合画像列を表示する超音波画像処理方法及びシステム

(57)【要約】

本発明は、心拍周期の関数における血流速度および壁運動の表示を有する動脈区分の画像の複合列を表示する超音波画像処理方法において、第1速度において血流速度色分け画像の第1列(131)を形成し、第2速度において壁運動グラフィックスを有する画像の第2列(231)を形成するステップと、前記複合画像列(361)を、前記第1画像列における前記心拍周期に関する時間的マーカの第1組(n1, n2)を前記第1画像列において前記画像の瞬時の関数における1画像あたりの色付き点の数の曲線(P(n))の最小点として決定し、前記第2画像列における同じ心拍周期に関する時間的マーカの第2組(k1, k2)を前記画像瞬時の関数における前記動脈平均拡張の曲線(D(k))における最小点として決定し、前記第1および第2画像列を前記2つの組の個々のマーカを同期することによって構成するステップと、前記複合画像列を表示するステップとを含む超音波画像処理方法に関する。本発明は、前記方法を実行する超音波診断画像化システムにも関する。用途：超音波診断画像化システム。



**【特許請求の範囲】**

【請求項1】 心拍周期の関数における血流速度および壁運動の表示を有する動脈区分の画像の複合列を表示する超音波画像処理方法において、

第1速度において血流速度色分け画像の第1列を形成し、第2速度において壁運動グラフィックスを有する画像の第2列を形成するステップと、

前記複合画像列を、前記第1画像列における前記心拍周期に関する時間的マーカの第1組を前記第1画像列において前記画像の瞬時の関数における1画像あたりの色付き点の数の曲線の最小点として決定し、前記第2画像列における同じ心拍周期に関する時間的マーカの第2組を前記画像瞬時の関数における前記動脈平均拡張の曲線における最小点として決定し、前記第1および第2画像列を前記2つの組の個々のマーカを同期することによって構成するステップと、

前記複合画像列を表示するステップとを含む超音波画像処理方法。

【請求項2】 請求項1に記載の超音波画像処理方法において、前記第1速度において前記血流速度色分け画像を、超音波グレイスケール画像の列および血流速度色分けマップの列を形成することによって形成するステップと、前記色分けマップを各画像瞬時ににおける前記グレイスケール画像に重ねるステップとを含むことを特徴とする超音波画像処理方法。

【請求項3】 請求項2に記載の超音波画像処理方法において、前記血流速度色分けマップを、C V I血流速度評価技術を使用して決定するステップを含むことを特徴とする超音波画像処理方法。

【請求項4】 請求項2に記載の超音波画像処理方法において、前記血流速度色分けマップを、ドップラー血流速度評価技術を使用して決定するステップを含むことを特徴とする超音波画像処理方法。

【請求項5】 請求項2ないし4のいずれか1項に記載の超音波画像処理方法において、前記時間マーカの第1組の決定に関して、すべての画像瞬時ににおける前記個々の列画像における色分けマップにおける色付き点の数を計数するステップと、前記数によって、前記画像瞬時の関数における1画像あたりの色付き点の数の曲線の点を形成するステップと、前記曲線の最小点を時間的マーカとして決定するステップとを含むことを特徴とする超音波画像処理方法。

【請求項6】 請求項1ないし5のいずれか1項に記載の超音波画像処理方法において、前記画像瞬時の関数における1画像あたりの色分け点の数の曲線の一次微分を計算するステップと、前記一次微分の増加部分におけるゼロ点として前記曲線の最小点を決定するステップとを含むことを特徴とする超音波画像処理方法。

【請求項7】 請求項1ないし6のいずれか1項に記載の超音波画像処理方法において、前記第2速度において前記壁運動グラフィックスを有する画像の第2列を、超音波グレイスケール画像列および壁運動グラフィックスの画像列を形成することによって形成するステップと、前記壁運動グラフィックスを前記グレイスケール画像に各画像瞬時に於いて重ねるステップとを含むことを特徴とする超音波画像処理方法。

【請求項8】 請求項1ないし7のいずれか1項に記載の超音波画像処理方法において、前記時間的マーカの第2組の形成に関して、各画像瞬時に於いて前記動脈壁位置に基づいて前記動脈の平均拡張を決定するステップと、前記画像瞬時の関数における前記動脈平均拡張の曲線を形成するステップと、前記曲線の最小点を時間マーカとして決定するステップとを含むことを特徴とする超音波画像処理方法。

【請求項9】 請求項1ないし7のいずれか1項に記載の超音波画像処理方法において、前記第1および第2画像列の同期に関して、前記第2列の画像の画像瞬時を決定するステップを含み、前記第2列の画像の画像瞬時が前記第1列の画像の画像瞬時に対応することを特徴とする超音波画像処理方法。

【請求項10】 超音波データを取得するプローブに接続された超音波標準的システムと、表示システムとを有し、心拍周期の関数における血流速度および壁運動の表示を有する動脈区分の画像の複合列を表示する超音波診断システムにおいて、該超音波診断システムが、請求項1ないし9のいずれか1項に記載の方法を実行するために、第1速度において血流速度色分け画像の第1列を形成し、第2速度において壁運動グラフィックスを有する画像の第2列を形成する第1サブシステムを具え、

前記複合画像列を、前記第1画像列における前記心拍周期に関する時間的マー

力の第 1 組を前記第 1 画像列において前記画像の瞬時の関数における 1 画像あたりの色付き点の数の曲線の最小点として決定し、前記第 2 画像列における同じ心拍周期に関する時間的マーカの第 2 組を前記画像瞬時の関数における前記動脈平均拡張の曲線における最小点として決定し、前記第 1 および第 2 画像列を前記 2 つの組の個々のマーカを同期することによって構成する第 2 サブシステムを具備することを特徴とする超音波診断システム。

【請求項 11】 請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 項に記載の方法を実行する命令の組を具備するコンピュータプログラム製品。

**【発明の詳細な説明】****【0001】****発明の範囲**

本発明は、心拍周期の関数における血流速度および壁運動の表示を有する動脈区分の画像の複合列を表示する超音波画像処理方法において、第1速度において、血流速度で色分けされた画像の第1列を形成するステップと、第2速度において、壁運動グラフィックスを有する画像の第2列を形成するステップとを含む方法に関する。本発明は、この方法を実行する超音波診断結像システムにも関する。

**【0002】**

本発明は、医療用エコーグラフィック結像の分野において使用し、動脈の異常、特に狭窄の非侵入的研究用の心臓血管に関する診断ツールを提供する。狭窄の診断基準は、動脈直径の急な縮小である。他の基準は、狭窄された区域における血流速度である。したがって、この医療分野は、狭窄された動脈を容易に診断するために、動脈壁及び血流速度に関するパラメータを研究する非侵入的手段に対する必要性を有する。

**【0003】****発明の背景**

血流速度と、心拍周期の関数としての壁運動の表示と共に動脈部分の画像の複合列を表示する方法は、PCT特許出願WO99/25250から既知である。この方法は、第1速度において、血流速度で色分けされた画像の第1列を形成するステップと、第2速度において、壁運動グラフィックスを有する画像の第2列を形成するステップと、最終的に、前記第1及び第2列を、外部ECG装置を使用して前記第1及び第2列に関して別々に予め測定された前記心拍周期の開始のマーカを同期することによって重ねるステップとを含む。この目的のため、前記ECG装置を、超音波測定手段への補足において被験者に用いるべきである。前記第1及び第2列の開始及び終了点をさらに形成し、計算ステップを使用することによって一致させる。次に、前記複合画像列を表示する。

**【0004】**

上述したように、狭窄又は他の病気を診断するために、前記壁の実際の運動の表示を前記血流速度と共に利用可能にすることが重要である。技術的な問題は、動脈壁半径方向速度を与えるのに好適なデータの第 1 組を、ドップラ画像化又は C V I のいずれかを与えるのに好適なデータの第 2 組の処理と共に処理することが、前記第 1 および第 2 データ組が実際には約 1 対 50 の比における動脈壁および血流の個々の速度により両立しないため、困難であるという事実にある。これは、最新技術として引用した文献がなぜ前記第 1 および第 2 データ組を同期させるために追加の E C G 測定に基づくシステムを使用するか理由である。

#### 【0005】

##### 発明の要約

本発明の目的は、これら 2 つのデータから形成された画像の 2 つの列を同期する画像処理方法を提供することである。

#### 【0006】

この問題は、請求項 1 において請求した方法によって解決される。

#### 【0007】

この方法は、前記同期を独自画像処理を使用して行う利点を提供する。この方法は、患者に追加の E C G 測定手段を受けさせず、操作者に追加の E C G 測定を行わせない。この方法はまた、超音波測定と E C G 測定とを一致させるときに現れる不正確を回避する。この方法はまた、動脈壁動作が血流速度の色分けされた表示と共に明瞭に見えるようになるという利点を提供する。その結果、医師は、狭窄又は動脈異常を容易に診断できる。

#### 【0008】

前記方法を実行する手段を有する超音波診断システムは請求項 10 において請求され、動脈壁異常の非侵襲的診断用ツールを構成する。

#### 【0009】

##### 好適実施形態の説明

図 1 を参照し、本発明の原理にしたがって構成された超音波診断画像化システムを、単純化したブロック図の形態において示す。この超音波診断画像化システムは、動脈のエコーグラフィック画像の列を構成及び表示するサブシステム 1、

100、200及び300を具え、前記列は、動脈壁運動を表すグラフィックラインが重ねられた色分けされた血流速度画像を含む。前記列の構成された画像は2-D画像である。さらに説明された方法及びシステムによって解決された問題は、前記2-D画像の各ラインを構成するのに適切な情報の決定による各列画像構成である。以下に説明する実施形態の例において、前記超音波画像化システムを、媒体において位置する動脈の検査用ツールとして使用する。

#### 【0010】

超音波サブシステム1は、プローブ又は走査ヘッド10に結合し、表示手段40を設けた標準超音波装置20を具える。標準的超音波装置20の動作は、観測される媒体6と接触したプローブ10を、周期的励起によって超音波を前記媒体に所定の方向において送信し、前記媒体において出合った障害物によって返されたエコーを同じ方向OZにおいて受信することに関して、設定することを含む。プローブ10を、前記OZ軸に対して垂直な向きOYを有する線形アレイにおいて組立てられた超音波変換器で構成してもよい。個々の送信/受信ラインは、対応する位置において発生された音響ビームに対応する。

#### 【0011】

図2を参照し、プローブ10に接続された標準的超音波装置20は、前記プローブに印可される励起信号を発生する送信機/受信機段22を含む。前記プローブ変換器は、これらの信号を、予め決められた回帰性周波数によって供給される超音波パルス信号の周期的列に変換する。前記返された音響信号を、送信機/受信機段22によって受信し、結合し、ビーム形成を行う。制御信号を、さらに、送信機/受信機段22によって供給し、プローブ10と、サブシステム100及び200において含まれるパルス信号段及び速度評価段110、210を制御する。

#### 【0012】

送信機/受信機段22の送信モードにおいて、前記媒体を励起ラインの方向OZに沿って走査する。受信モードにおいて、考慮中の励起ラインに沿って出合った障害物によって返されたエコーの前記媒体における伝播時間及び振幅を考慮して、各励起ラインの画像を形成しする。送信機/受信機段22の送信モードにお

いてプローブ10の各励起ラインは、したがって、画像形成段32による参照された強度画像の列31の形成を可能にする参照された音響高周波数信号を発生する。前記強度画像列を超音波グレイスケール画像列31と呼び、この画像列を、そのラインと呼ばれる各列が1つの励起ラインの情報を含む2-D画像の形態において表示する。その結果、前記2-D画像は、約28mmの動脈の一部を表す予め決められた数のラインを含む。

#### 【0013】

図3を参照し、本発明の原理にしたがって構成された超音波診断画像化システムを、詳細なブロック図の形態において示す。超音波診断画像化システム1に、

動脈の色分けされた血流速度画像の第1列131を与える第1サブシステムすなわち第1手段100と、

前記動脈壁運動を表すグラフィックラインの第2画像列231を与える第2サブシステムすなわち第2手段200と、

前記第1及び第2列の画像を同期し、前記壁運動を表すグラフィックラインを重ねた色分けされた血流速度画像によって構成された他の画像の第3複合列361を与える第2サブシステムすなわち第3手段300とを設けた。

#### 【0014】

第1、第2及び第3手段100、200及び300をプログラムされたコンピュータ手段とし、これらは、第1、第2及び第3サブシステムの各々と同じ結果を有する以下に説明する方法のステップを実行することができる。図3を参照し、サブシステム100及び200は、同じ種類だが異なった信号に用いるものである比較手段を有する。前記第1サブシステムは、第1データ組を第1速度において取得し、この第1データ組が血流速度( $V_1$ )の画像列を与える処理に適切になるようにすることにも注意すべきである。前記第1速度を、例えば1秒あたり30画像程度とする。さらに、前記第1サブシステムは、第2データ組を第2速度において取得し、この第2データ組が壁運動速度( $V_2$ )の画像列を与える処理に適切になるようにする。前記第2速度を、1秒あたり200画像程度とする。

#### 【0015】



図3を参照し、第1超音波サブシステム100を、その動作を動脈の区分の異なった部分における血流速度の決定を可能にする色分け速度画像化モードに制限するために、標準的超音波システム1に結合する。この目的のため、この第1超音波サブシステム100は、

血流評価段110と、

血流速度画像化段120と、

画像列を格納するメモリシネループ131とを具える。

#### 【0016】

さらに図1を参照し、長手方向であり、 $X'$   $X$ 軸と平行を意味する前記血流速度の評価に関して、前記超音波プローブによる前記媒体の走査を、前記動脈を前記長手方向 $X'$   $X$ 軸とある各を成すように走査するように行う。前記動脈血流速度の評価のこの制限は、前記角度を考慮した $OZ$ 軸への投影によって得られた長手方向速度値成分の評価に基づく。前記動脈の動作を、完全な心拍周期に渡って観測しなければならない。したがって、少なくとも心拍周期である期間をカバーする合計数 $N$ の画像の列を形成しなければならず、前記画像を各瞬時 $n$ において発生し、 $N$ を1より大きい数とする。その結果、前記血流速度画像列及び動脈周期に共通のタイムマーカを確認しなければならず、これらを以後、連続駆動脈周期の開始 $n_1, n_2, n_3, \dots$ と示す。したがって、前記動脈における血流を、前記心拍周期の種々の位相と関連して測定することができる。

#### 【0017】

血流評価段110は、送信機/受信機段22によって発生された高周波信号21の処理を行う。 $S_1(X, Z, n)$ で示す前記高周波信号21を、送信機/受信機段22によって、血流速度画像列の前記 $N$ 画像の瞬時 $n$ の関数としての形成に適切な前記第1速度において発生する。グレイスケール画像形成段32によって前記第1速度において発生された対応するグレイスケール画像列31は、 $I_1(X, Z, n)$ で示す強度信号に基づく。血流評価段110は、血流速度評価を、当業者には既知のどのような方法において評価してもよい血流パラメータを評価することによって行う。例えば、これらのパラメータを、 $CVI$ によって、又はドップラー実施形態によって与えてもよい。

## 【0018】

(色分け速度画像から)C V Iと呼ばれる第1画像化技術は、血流速度を、時間領域処理によって直接測定する。C V Iは、血液細胞の個々のクラスタを超音波を使用して追跡し、移動距離および時間を測定する。C V Iは、シグネチャ検出の原理に基づく。時間領域相関処理において、第1エコーをデジタルメモリに格納する。信号の形状は、血液細胞の相対位置をトレースし、これを前記クラスタの超音波シグネチャと呼ぶ。数マイクロ秒後、第2エコー信号を格納する。計算システムは、前記2つの信号シグネチャを、これら2つのシグネチャをこれらが完全に一致するまでシフトすることによって解析する。この時間シフトを、組織中の音速を使用して、前記血液細胞が移動した距離に直接関係させる。血液細胞速度を、この測定された距離を、2つの対応する超音波パルス間の時間で割ることによって得る。C V Iはピーク速度を測定することに注意すべきである。管軸と超音波ビームとの間のコサイン角の補正を行い、前記速度計算を赤及び青の影において符号化する。

## 【0019】

C V I技術に基づく第1実施形態において、血流評価段110は、最初に、一定であるとみなされるエコー、特に、研究している血流が生じる前記動脈壁からの超音波の反射によって生じるエコーを抑制する一定エコー抑制動作を行う。前記一定エコーの存在を、これらの振幅が血流速度を決定するのに有用な信号、すなわち、移動する血液細胞のクラスタによって返される信号の振幅より大幅に、動脈壁の場合において約40dB大きいため、除去しなければならない。前記血流速度評価段110は、前記血流パラメータをさらに評価する。前記一定エコー抑制動作によって連続的に供給される2つの連続的励起ライン間の信号差に基づいて、血流速度評価段110は、相関関数値を供給し、これらの値に基づいて、前記血流速度評価段110は、前記超音波の伝播の軸に沿って出合った異なった流速を特徴付けるパラメータを供給する。これらのパラメータは、伝播のOZ軸に沿った所定の深さ位置における血流局所平均速度 $V_1(Z, X, n)$ の軸成分である。血流評価段110において、前記相関関数計算を、送信機/受信機段22のシーケンサによって制御し、好適には、得られる主な相関ピークが線形補間

に好適な三角形状であるという利点を提供する1ビット相関器によって行う。前記相関関数又はその平均値の形成を、主な相関ピークの再構成を可能にするマイクロプロセッサ又はテーブルによって形成してもよい補間器に供給する。前記相関ピークの横座標は、格納された前記媒体における所定の深さにおける局所速度  $V_1(Z, X, n)$  の決定を可能にする。

#### 【0020】

第1実施形態C V Iにおいて、画像形成段120は、前記血流の速度値  $V_1(Z, X, n)$  を、標準的超音波システム20の画像形成段32において前記第1速度において形成されたグレイスケール31の列の画像、すなわち、強度画像  $I_1(X, Z, n)$  と共に処理する。前記速度を、異なった色において、速度の範囲と前記範囲における速度のレベルとを示す前記色のいくつかの色合いにおいて色分けし、前記色分けされた速度のマップを個々のグレイスケール画像に重ね、色分け血流速度画像列を形成するようにする。

#### 【0021】

ドップラと呼ばれる第2画像化技術は、多くの超音波システムにおいてすでに使用され、ドップラ変換器の元の送信周波数パルスからの周波数シフト及び位相シフト変化を測定することによって間接的に血流速度を計算する。これらのシフトは、血液細胞クラスタの運動によって生じる。ドップラ速度決定は、平均速度に基づく。前記管軸及び超音波ビーム間のコサイン角の補正を行い、前記速度計算を色分けする。

#### 【0022】

ドップラ技術に基づく第2実施形態において、血流評価段110は、超音波サブシステム1の段20によって発生されたドップラエコー信号を処理し、速度に対応する周波数と強度に対応するドップラパワーのようなドップラシフト特徴を得る。ドップラプロセッサは、前記動脈の同じ空間位置から受信された2つ以上のエコー列の全体を処理し、ドップラ位相又は周波数シフトを決定する。前記ドップラプロセッサは、前記ドップラシフトを、高速フーリエ変換 (FFT) 又は自動相関動作によって評価してもよい。好適には、前記ドップラ評価器は、自動相関を時間及び空間の双方において行って正確な高分解ドップラシフト評価を発

生する2次元自動相関を用いる。前記ドップラ評価器は、低周波組織信号成分を前記エコー信号から除去するウォールフィルタを使用して動作し、血流情報のみを表示する。前記ウォールフィルタの動作を、例えば、それ以上でドップラ周波数が一般的に血流速度に対応する50Hzないし500Hzの範囲におけるカットオフ周波数又は速度を与えるパスバンドによって行う。色流れ画像化に関して、前記ウォールフィルタを用い、この血流速度パスバンドより下の信号を除去する。組織から返るエコーは、一般的に、50-500Hzカットオフより下のより低い周波数のパスバンドにおいて見られる。

#### 【0023】

前記ドップラ実施形態において、血流速度画像化段120は、区分化血流信号を処理し、必要なら所望の画像フォーマットへの走査変換を含んでもよい。前記信号を、ある範囲の色値にカラーマッピングする。ドップラ信号のカラーマップを、ビデオプロセッサを使用して超音波サブシステム1の段32によって与えられたグレイスケールマップに重ねてもよい。

#### 【0024】

前記ドップラ実施形態に関するように前記C V I実施形態に関し、前記速度を示す色を強度のグレイスケール値31に重ね、したがって、131として示す色分け血流速度画像列を形成する。この色分け血流速度列131を、さらに、シネループ1とラベル付けされたメモリ130に格納する。

#### 【0025】

図3及び図5を参照し、第2超音波サブシステム200を、グラフィックモードにおける動作の制限のために、標準的超音波システム1に結合し、前記グラフィックモードは、心拍周期中の瞬時ににおける血流の方向と直交する動脈壁速度の決定を可能にし、脈動波がウェーブガイドとみなされる前記動脈内で伝播し、これらの動作についての快適な観察の為に前記動脈の運動を再生するグラフィックスの構成を可能にする。第2エコーグラフィックサブシステム200を、特に壁の変位の範囲に従うように実現する。研究されている媒体6の動脈区分を2次元的にできるだけ素早く走査し、時間的相関動作230を、N画像の列における1画像ずつ行う。最高壁速度は10mm/秒程度である。したがって、1画像周期

を7.5ミリ秒程度にしなければならない。1画像あたりの励起ラインの数を、例えば、0.5mm又は0.25mmの走査ステップ（励起ライン間距離）で $x = 6.8$ 又は $x = 11.2$ とし、これは2.8mmの動脈区分の視覚化を可能にする。前記画像の各励起ラインに対応する信号間の遅延を、前記励起ライン数及び前記励起ライン間の距離を増加又は減少することによって調節してもよい。メモリを、好適には、2つの相関信号間の必要な遅延を与えるために壁速度評価段210の入力部において利用可能としてもよい。

#### 【0026】

この第2超音波サブシステム200は、動脈区分を表す画像列を形成するステップと、予め決められた空間的振幅スケールにしたがって、前記壁境界の各走査点において心拍周期の所定の瞬時 $n$ において媒体6において、プローブ10によって走査された前記動脈区分の内壁境界3a及び3bの運動を表すグラフィックラインDP1及びDP2のパターンを計算するステップを実行する処理段を含む。これらのグラフィックラインは、通常に対する前記壁変位の形状及び振幅に基づいて、壁障害9の診断を可能にする目的を満たす。

#### 【0027】

その結果、この第2サブシステム200は、  
壁運動評価段210と、  
壁運動グラフィック画像化段220と、  
画像列231を格納するシネループ2で示されたメモリとを具える。

#### 【0028】

さらに図1を参照し、ここで前記動脈壁の速度の評価に関して、この速度は半径方向であり、エコーグラフィックプローブ10による前記媒体の走査を、前記動脈がその長手方向軸 $X'X$ 軸の方向において長手方向に走査され、前記励起ラインが、前記動脈の長手方向断面強度画像を得るために、 $X'X$ 軸と直交するとみなし、前面壁2a及び背面壁2bの視覚化を可能にするように行う。方向OZの前記励起ラインによって与えられる前記画像と、と各2-D画像の列とを、この方法によって形成する。方向OZの前記励起ラインによって与えられる画像は、この方法によって形成される各2-D画像の列である。壁運動評価段210は

、前記壁運動速度の決定と調和する第2速度において送信機/受信機段22によって発生された $S_2(x, z, k)$ で示す高周波信号21の処理を行う。ここで、 $k$ を信号の組における信号の瞬時又は数とし、これを第2信号速度において取得する。この信号の組から、超音波サブシステム1は、段32において形成された $I_2(x, z, k)$ で示す強度画像又はグレイスケール画像の列も与える。前記脈動波の影響の下で、動脈壁2a及び2bは、その振幅及び速度を決定しなければならない周期的半径方向運動を受ける。前記動脈壁の状態に応じて、前記脈動波によって誘発される圧力変化は、一様な動脈拡張又は歪んだ組織運動のいずれかを形成する。前記動脈の動作を、完全な心拍周期に渡って観測しなければならない。したがって、少なくとも心拍周期に等しい期間をカバーする合計数 $N$ の画像を形成しなければならず、 $N$ を1より大きくする。前記画像列及び心拍周期に共通のタイムマーカを確認しなければならない。これらのタイムマーカを、前記心拍周期の開始点 $n_1$ 及び $n_2$ で示す。その結果、前記動脈壁の動作を、前記心拍周期の種々の位相と関連して観測することができる。

#### 【0029】

サブシステム200において、前記壁の振幅及び変位を、時間的相関動作を行う壁速度評価段210において決定する。この時間的相関動作中、組織構造の運動によって発生された連続超音波エコーと、標準的超音波システム20の送信機受信機段22において発生された連続超音波エコーとを、これらの相関機能によって比較する。前記組織構造のある超音波放射から次の超音波放射までの変位を、受信に応じてこの変位によって導入される遅延に対応する相関ピークの変位を考慮して評価する。段210の相関動作は、 $V_2(X, Z, k)$ で示される2次元速度画像の第2列の形態において速度測定を与える。次に、壁運動評価段210において、後処理と呼ばれる動作中、前記壁運動を、エコーの振幅を測定する動作によって形成された対応するエコー振幅画像 $A_2(X, Z, k)$ における前記動脈壁の場所を決定することと、前記動脈壁速度画像における前記動脈壁の場所を変換することに関して局所化する。段210において、前記後処理動作中、適応できるしきい値をさらに計算し、内壁境界に対応する変化をフィルタ処理によってさらに滑らかにするデジタル振幅画像を発生するために、各振幅画像1

11A2(X, Z, k)に用いる。段210の後処理動作は、その後、内壁境界3a及び3bの検出の動作を含む。前記画像を、したがって、これらの境界において位置する点を検出するために、方向OZの励起ラインに沿って走査する。前記後処理動作は、上側壁及び下側壁2aおよび2bの各々のD1及びD2で示された壁変位値の評価も含む。前記画像列の各画像nのX'X軸における座標Xを有する各ラインに関して、変位D1及びD2を、前記壁の瞬時平均速度によって計算する。結果として生じる壁変位を、前記変位がゼロである心拍周期の時間的マーカ $k_1, k_2, \dots$ を決定するために処理する。これは、前記振幅画像から抽出された壁境界から得られた心拍周期の開始に対応する基準位置REF1及びREF2を決定することを可能にする。

#### 【0030】

図3及び図5を参照し、壁運動グラフィック画像化の段220は、前記第2速度においてサブシステム1の画像形成段32によって供給されたK強度画像I2(Z, X, k)における各画像kにおいて、

前記心拍周期の開始に対応する基準ラインREF1およびREF2と、

各瞬時kにおける前記壁境界の点の変位D1およびD2を表し、前面および背面動脈壁各々の運動をシミュレートするグラフィックラインDP1およびDP2の重なり合わせまたはグラフィック重ねを行う。

#### 【0031】

壁運動グラフィック画像化段220によって供給された231として示す重なり画像を、次に、シネループ2とラベル付けされたメモリ230に格納する。

#### 【0032】

図3を参照し、第1サブシステム100および第2サブシステム200を、さらに第3サブシステム300に接続し、この第3サブシステムは、正確に認識される時間的マーカと呼ばれる前記心拍周期の開始の瞬時を与える手段を有する。前記第3サブシステム300は、N色分け血流速度画像の第1列における $n_1, n_2, n_3, \dots$ と示される第1時間的マーカを与える第1手段と、K動脈壁運動画像の第2列における $k_1, k_2, \dots$ と示される第2時間的マーカを与える第2手段とを有する。この目的のため、前記第3サブシステム300は、

血流速度のN色分け画像の第1列における前記第1時間的マーカを検出する第1段310と、

前記動脈壁運動を表すグラフィックラインを重ねられたK画像の第2列における第2時間的マーカを検出する第2段320と、

前記第1および第2時間的マーカを同期する第3段330と、

壁運動を表現するグラフィックを重ねられた色分け血流速度画像列で形成された複合画像列を構成する第4段340と、

361で示される前記複合画像列を格納するシネループ3とラベル付けされたメモリとを具える。

#### 【0033】

したがって第1段310は、前記N血流速度画像の列に関係する時間的マーカの決定を含む。少なくともこの列に関する第1時間的マーカ $n_1$ および第2時間的マーカ $n_2$ を決定し、Nより多くの血流画像を構成したい。前記第1時間的マーカを決定するために、第1段310は、図5に示す曲線の構成の動作を含み、この曲線の各点を、前記構成された血流速度画像の各々の対応する瞬時 $n$ における各々の2-D色分け画像において評価された数 $P_n$ の色付き点によって構成し、 $P_n = F(n)$ とする。シネループ1に格納された色分け血流速度画像列131を、各々の瞬時 $n$ において形成されたグレイスケール画像31の第1図から構成され、これに応じて前記血流速度値のカラーマップの第2図を重ねることに注意されたい。したがって、心拍周期検出の第1段310は、各瞬時 $n$ における前記カラーマップの各々にある色付き点の数 $P_n$ の計数を行う。この数 $P_n$ は、前記色分け画像の動脈の区分における前記瞬時 $n$ における血液の体積を表す。前記計数を行うために、上側の前記図におけるカラーマップに属する各色付き点に1に等しい値を与え、前記グレイスケールの下側の図にのみ属する各々の他の点にゼロに等しい値を与える。次に、各2-D画像を、前記画像点を走査し、2-D画像毎に曲線 $F(n)$ のある点を構成するこれらの画像点において見つかった値を加えることによって処理する。この場合において、例えば、前記2-D画像の列を1秒当たり15画像の速度において形成した場合、曲線 $F(n)$ を1心拍周期当たり約15点で構成することができ、前記心拍周期を約1秒とする。



## 【0034】

本発明によれば、曲線  $F(n)$  が瞬時  $n$  の関数における規則的に間隔を置かれた最小点を示すことがわかり、前記最小点が前記心拍周期の開始点に対応する。したがって、本発明によれば、曲線  $F(n)$  のこれらの最小点を、血流速度画像列 131 の対応する時間的マーカ  $n_1, n_2, n_3, \dots$  を与えるために決定する。

## 【0035】

図6を参照し、曲線  $F(n)$  の単純化した表現を、 $(n) = F(n) - F(n-1)$  によって与えられた関数  $F(n)$  の一次微分の曲線の表現と共に示す。微分  $(n)$  の曲線は、関数  $F(n)$  が最小値を有するたびに、前記関数  $F(n)$  が最大値を有するたびに値ゼロと交差する。 $n$  の関数における最小値位置のみが、前記時間的マーカを決定するために関係する。したがって、正のしきい値  $TH$  を微分  $(n)$  の曲線において指定し、前記しきい値に基づいて、前記微分  $(n)$  の関係するゼロ点を決定し、これらがしきい値ライン  $TH$  と交差する曲線  $(n)$  の増加する正の部分を開始する時間的マーカとして保存する。

## 【0036】

ここで、第2段320は、K壁運動画像の列に関する時間的マーカの決定を含む。少なくともこの列に関する第1時間的マーカ  $k_1$  および第2時間的マーカ  $k_2$  を決定し、Kより多くの血流画像を構成するようにしたい。前記第2時間的マーカを決定するために、第2段320は、図7に示す曲線を構成する動作を含み、この曲線の各点を、メモリシネループ2から生じた構成された壁運動画像列231の各々対応する瞬時  $k$  における各2-D壁運動画像における平均拡張  $D(k)$  によって構成する。前記時間的マーカを、長手方向動脈軸  $X'X$  に沿った前記平均動脈拡張の時間的変化の解析によって決定する。この平均拡張  $D(k)$  を、瞬時  $k$  における前記2-D画像における動脈の区分の長手方向における座標  $X=0$  から座標  $X=X_{max}$  まで積分された2つの壁2aおよび2bの変位間の差として計算する。

## 【0037】

図7を参照し、曲線  $D(k)$  は、横軸  $k_1$  および  $k_2$  において最小値を示し、

これらを、自動方法によって心拍周期の開始として認識しなければならない。この目的のため、最小値および最大値MINおよびMAXを図7の曲線において検出し、関数 $g(k)$ をこの検出に基づいて、

$$[D(k) - \text{MIN}] / (\text{MAX} - \text{MIN}) > D_0 \text{ ならば } g(k) = 0、$$

$$\text{そうでなければ } g(k) = 1$$

となるように計算する。したがって、関数 $g(k)$ は、 $D_0$ で示される予め決められたしきい値より下の曲線 $D(k)$ の区分を有効にする。これらの区分の各々において、 $D(k)$ の最小値を決定し、対応する瞬時 $k_1$ および $k$ を連続する心拍周期の開始として格納する。

#### 【0038】

第3段330は、前記血流速度画像列に関係するマーカ $n_1$ および $n_2$ と、前記壁運動画像列に関係するマーカ $k_1$ および $k_2$ との間の同期化を行う。 $k_1$ と $k_2$ の間の所定の瞬時 $k$ において形成された各壁運動画像を、さらに、 $n_1$ と $n_2$ の間の対応する瞬時 $n$ において形成された対応する血流速度画像と、

$k_1$ が $n_1$ と対応し、 $k_2$ が $n_2$ と対応し、

$k$ が $n$ と対応し、 $k_1$   $k$   $k_2$ および $n_1$   $n$   $n_2$

となるように同期させなければならない。このようにして、で示される比例係数を規定すると、 $n$ の値と $k$ の値との間の一致は、

$$k_2 - k_1 = (n_2 - n_1) \text{ および } k - k_1 = (n - n_1)$$

の関係によって与えられ、これから、

$$= (k_2 - k_1) / (n_2 - n_1) \text{ および } k = (n - n_1) + k_1$$

$$k = [(k_2 - k_1) / (n_2 - n_1)] (n - n_1) + k_1$$

となる。

#### 【0039】

複合画像列形成の第4段340は、データ331と呼ばれる情報であるこの $k$ の値を受け、メモリシネループ1において格納された第1速度における画像の第1列131とメモリシネループ2において格納された第2速度における画像の第2列231の同期を可能にし、これらの画像を重ね、壁運動グラフィックスを重ねられた色分け血流速度画像の361で示される複合列を与えることを可能にする。

る。

【0040】

この複合画像列 361 を、その後、シネループ 3 とラベル付けされたメモリに格納する。シネループ 3 に格納された画像列 361 を、シネループ 1 およびシネループ 2 の第 1 および第 2 列に関する第 3 速度において形成してもよいが、好適には、前記 2 つの速度より低い速度、例えば表示に十分な 1 秒当たり 30 画像において形成する。

【0041】

表示装置 40 による複合列 361 の表示中、医師は、前記動脈壁の変位を色分けされた血流速度と共にシミュレートするグラフィックラインの歪み又は非歪みを量的および質的に評価することができる。医師は、これらから、下にある血流速度画像の動脈壁にリンクした狭窄の存在および深刻さ、又は弾力欠陥を得てもよい。リアルタイムにおける前記動脈の視覚化は、前記血流速度と共に、 $X'X$  と平行な動脈軸を通る断面を得るようなエコーグラフィックプローブ 10 の位置の最適化を可能にする。

【0042】

本発明をエコーグラフィック信号の処理に関して説明したが、電気、電磁気等の異なった性質の信号の処理にも用いることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 超音波診断画像化システムの単純化したブロック図を示す。

【図 2】 標準的超音波システムのブロック図を示す。

【図 3】 超音波診断画像化システムの詳細なブロック図を示す。

【図 4】 壁運動を図式的に表すグラフィックライン重ねられた動脈の色分けされた血流速度画像を示す。

【図 5】 色分け速度画像における色付けされた点の数を列における前記画像の瞬時  $n$  の関数において示す関数  $F(n)$  の曲線を示す。

【図 6】 曲線  $F(n)$  を前記曲線の微分  $[F(n)]$  と共に示す。

【図 7】 時間的瞬時  $k$  の関数として動脈の壁平均変位  $D(k)$  の曲線を示す。

【図1】

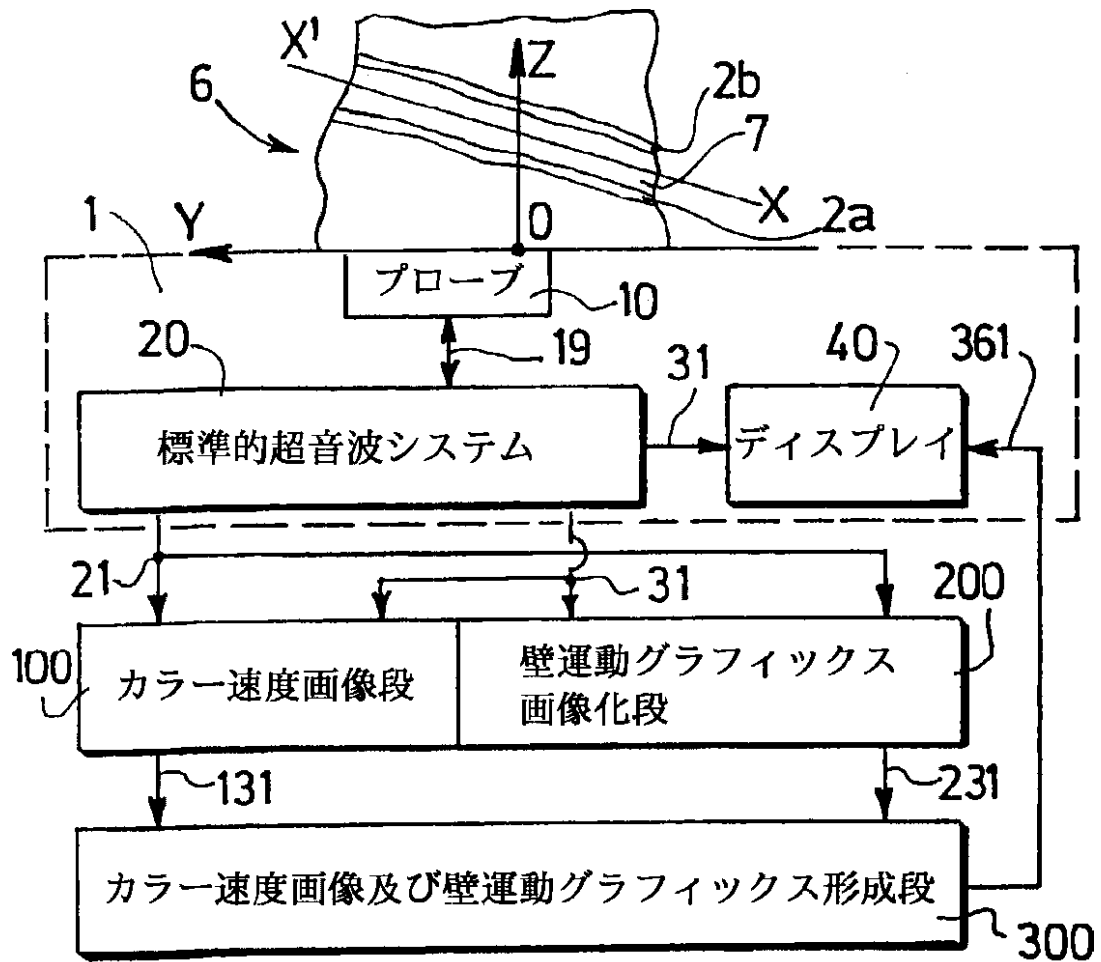


FIG.1

【図2】

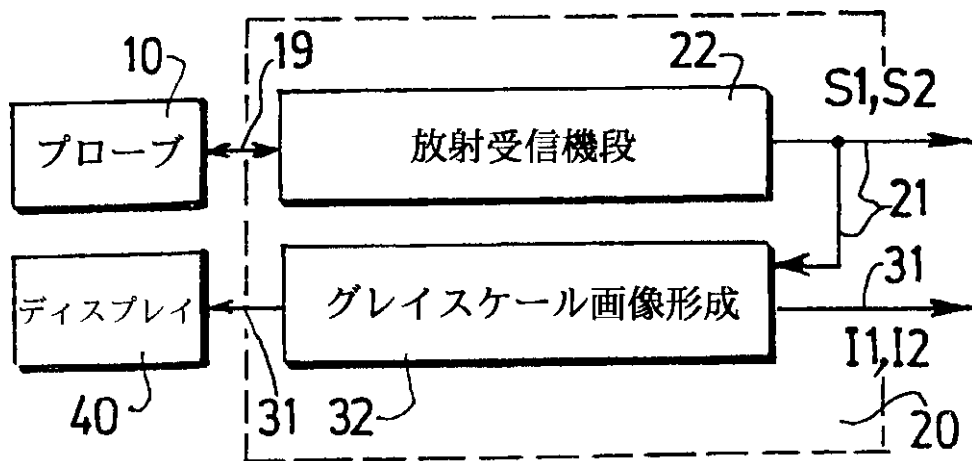


FIG.2

【図3】

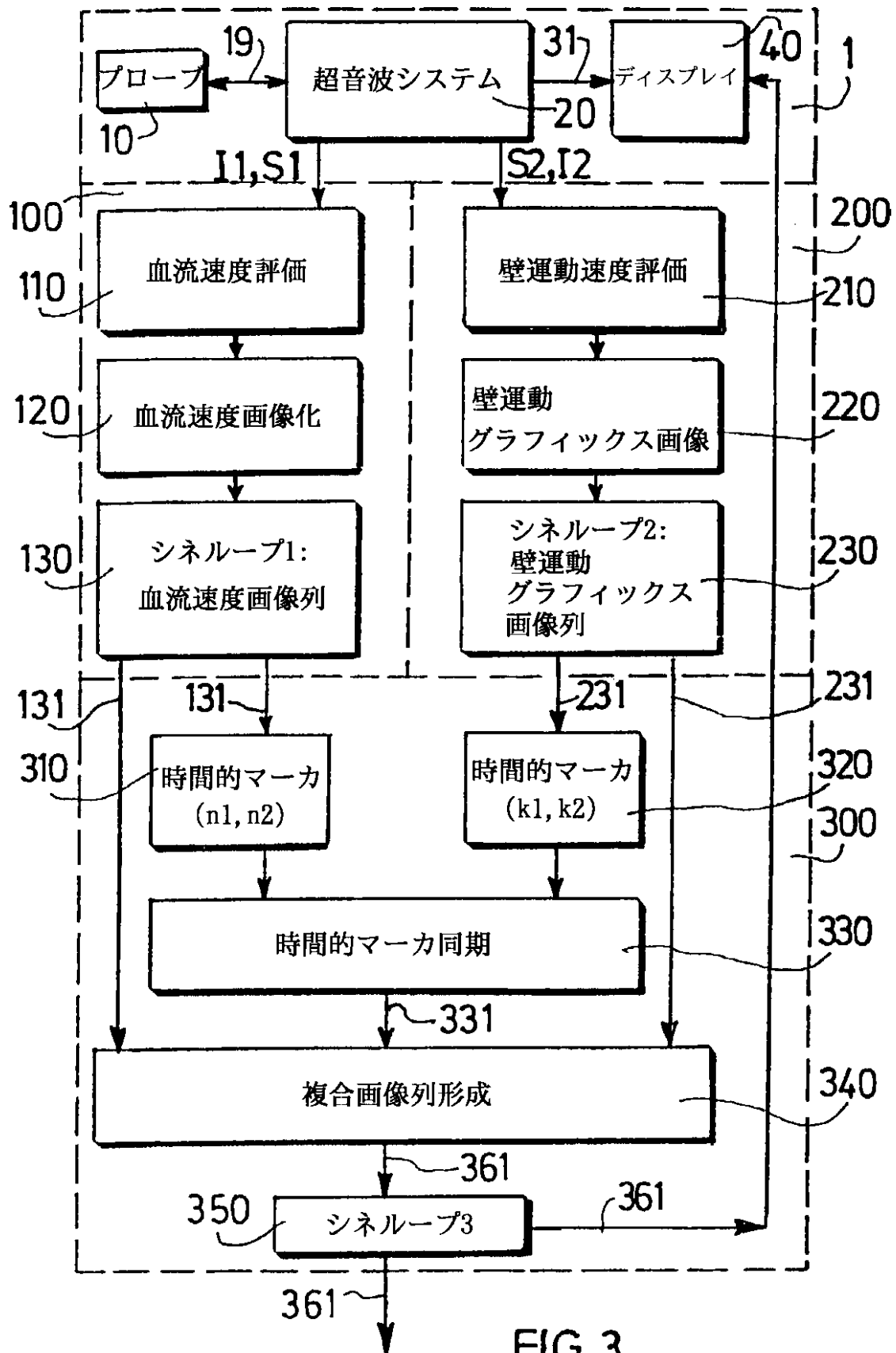


FIG.3

【図4】

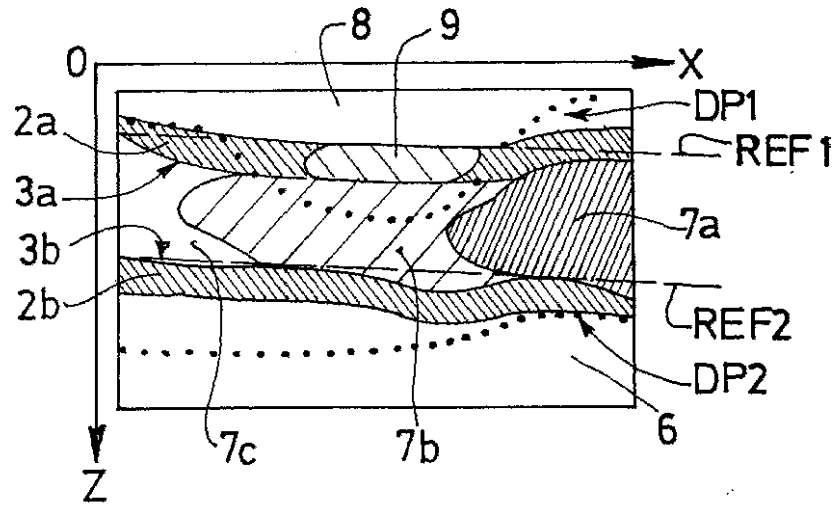


FIG. 4

【図5】

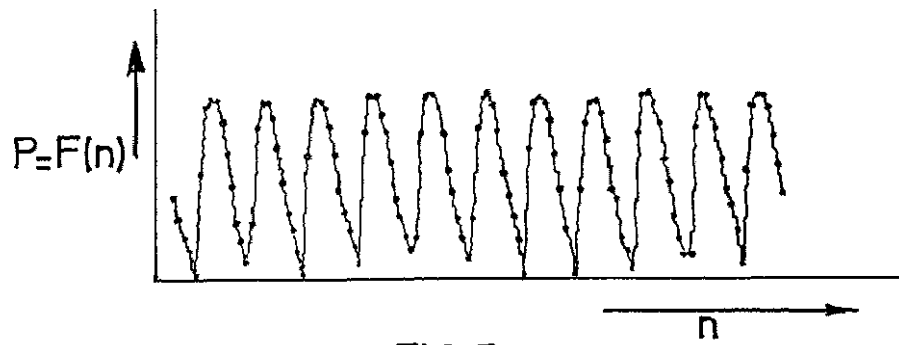


FIG. 5

【图6】

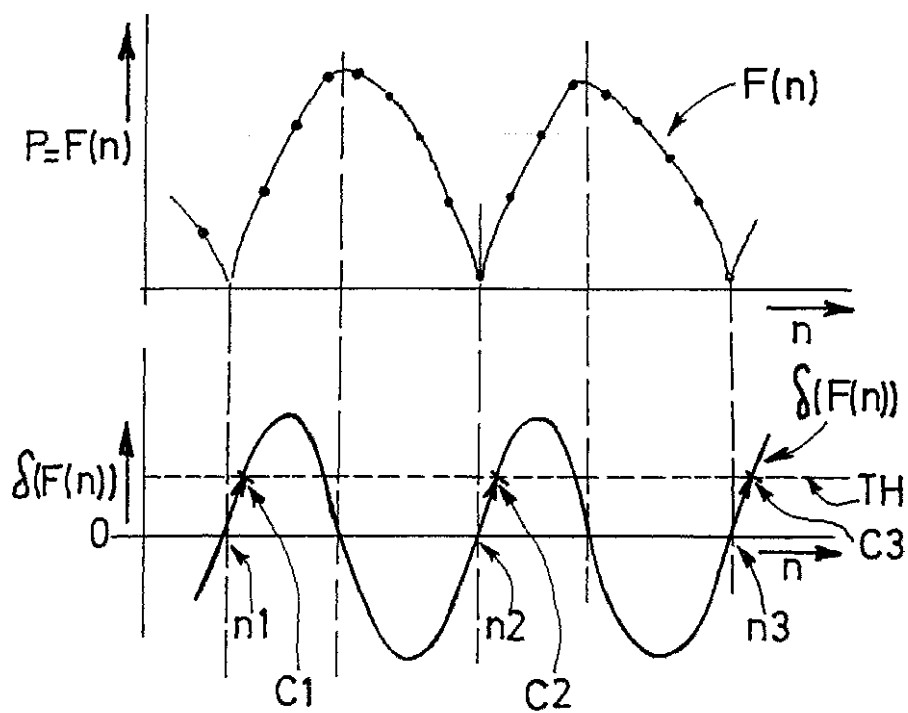


FIG.6

【图7】

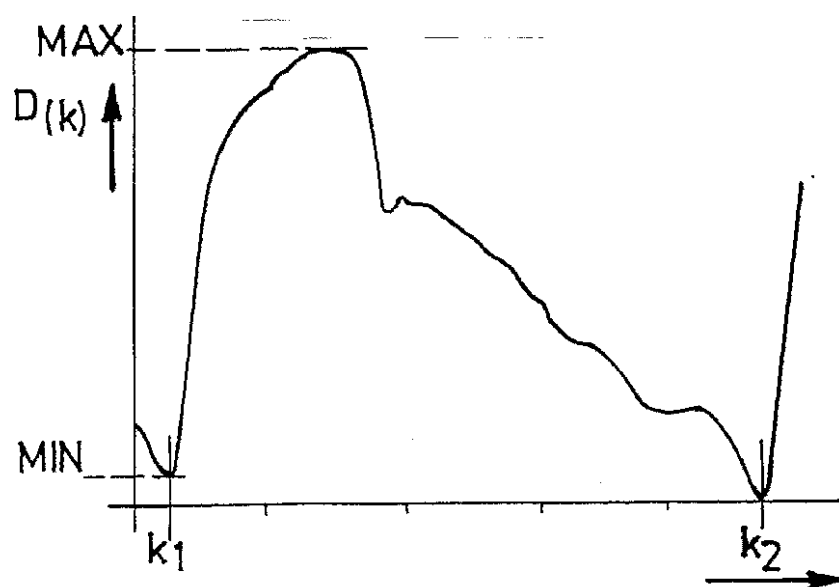


FIG.7

## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.  
PCT/EP 00/11645

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC 7 A61B/06 601S7/52 601S15/89		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B 601S		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, PAJ		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 99 25250 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV ; PHILIPS SVENSKA AB (SE)) 27 May 1999 (1999-05-27) cited in the application abstract; figures 1,5-7 ----	1,10,11
Y	US 5 938 606 A (BONNEFOUS ODILE) 17 August 1999 (1999-08-17) abstract; figures 4,5 ----	1,10,11
A	US 5 107 840 A (BONNEFOUS ODILE) 28 April 1992 (1992-04-28) abstract; figures 1-3 ----	1-11
A	US 5 664 571 A (YAMAZAKI NOBUO) 9 September 1997 (1997-09-09) abstract column 2, line 40-54; figures 1,5 ----- -/-	1-11
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in 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 document 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 "Z" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search  6 April 2001		Date of mailing of the international search report  17/04/2001
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.O. 5816 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer  Jonsson, P.O.

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.  
PCT/EP 00/11645

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 1997, no. 06, 30 June 1997 (1997-06-30) &amp; JP 09 051896 A (GE YOKOGAWA MEDICAL SYST LTD), 25 February 1997 (1997-02-25) abstract</p> <p>-----</p>	1-11

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

Intern. Appl. No.

PCT/EP 00/11645

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9925250 A	27-05-1999	EP 0961577 A US 6159151 A	08-12-1999 12-12-2000
US 5938606 A	17-08-1999	EP 0840139 A JP 10127638 A	06-05-1998 19-05-1998
US 5107840 A	28-04-1992	FR 2662348 A AT 134491 T DE 69117345 D DE 69117345 T EP 0458384 A JP 3130561 B JP 4231031 A	29-11-1991 15-03-1996 04-04-1996 19-09-1996 27-11-1991 31-01-2001 19-08-1992
US 5664571 A	09-09-1997	JP 8299342 A	19-11-1996
JP 09051896 A	25-02-1997	NONE	

## フロントページの続き

F ターム(参考) 4C301 DD01 DD02 DD06 EE11 JB28  
JC14 KK02 KK03 KK22 KK27  
KK30 LL03  
4C601 DD03 DE01 EE09 JB34 JB41  
JB43 JC15 JC20 JC21 JC37  
KK02 KK03 KK18 KK19 KK31  
LL01 LL02 LL04

专利名称(译)	用于显示动脉切片的合成图像序列的超声图像处理方法和系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003515423A</a>	公开(公告)日	2003-05-07
申请号	JP2001542823	申请日	2000-11-23
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	オダイルボネファウス		
发明人	オダイル ボネファウス		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8979 A61B8/06 A61B8/13 G01S7/52073 G01S7/52074 Y10S128/916		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C301/DD01 4C301/DD02 4C301/DD06 4C301/EE11 4C301/JB28 4C301/JC14 4C301/KK02 4C301/KK03 4C301/KK22 4C301/KK27 4C301/KK30 4C301/LL03 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/EE09 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB43 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK03 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/KK31 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04		
优先权	1999403058 1999-12-07 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

本发明是一种超声图像处理方法，用于显示具有心跳周期函数的具有血流速度和壁运动指示的动脉节段图像的复合行，第一行血流速度以第一速度（131）形成具有第二速度的壁运动图形的图像的第二列（231），合成图像序列（361）被定义为第一图像序列中心动周期的时间。将第一组动态标记（n1，n2）确定为第一图像序列中图像的瞬时函数中每个图像的色点数量的曲线（P（n））的最小点，将两个图像序列中同一心跳周期的第二组时间标记（k1，k2）确定为图像瞬时函数中动脉平均扩张曲线（D（k））的最小点，即第一和第二 通过将第二个图像序列与两组中的各个标记同步 形成超声波图像处理方法包括：显示所述合成图像序列的步骤的步骤。本发明还涉及用于执行该方法的超声诊断成像系统。用途：超声诊断成像系统。

