

(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 - 517912

(P2003 - 517912A)

(43)公表日 平成15年6月3日(2003.6.3)

(51) Int. Cl <sup>7</sup>	識別記号	F I	テマコード ( 参考 )
A 6 1 B 8/08		A 6 1 B 8/08	4 C 3 0 1
G 0 1 S 15/89		G 0 1 S 15/89	B 4 C 6 0 1
			5 J 0 8 3

審査請求 未請求 予備審査請求 ( 全 25数 )

(21)出願番号 特願2001 - 547568(P2001 - 547568)

(86)(22)出願日 平成12年12月7日(2000.12.7)

(85)翻訳文提出日 平成13年8月20日(2001.8.20)

(86)国際出願番号 PCT/EP00/12435

(87)国際公開番号 W001/046713

(87)国際公開日 平成13年6月28日(2001.6.28)

(31)優先権主張番号 99403229.0

(32)優先日 平成11年12月21日(1999.12.21)

(33)優先権主張国 欧州特許庁(EP)

(81)指定国 EP ( AT , BE , CH , CY , DE , DK , ES , FI , FR , GB , GR , IE , IT , LU , MC , NL , PT , SE , TR ) , JP

(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 アインドーフェン フルネヴァウツウェッハ 1

(72)発明者 ボネフ, オディル  
オランダ国,5656 アーアー アインドーフェン,プロフ・ホルストラーン 6

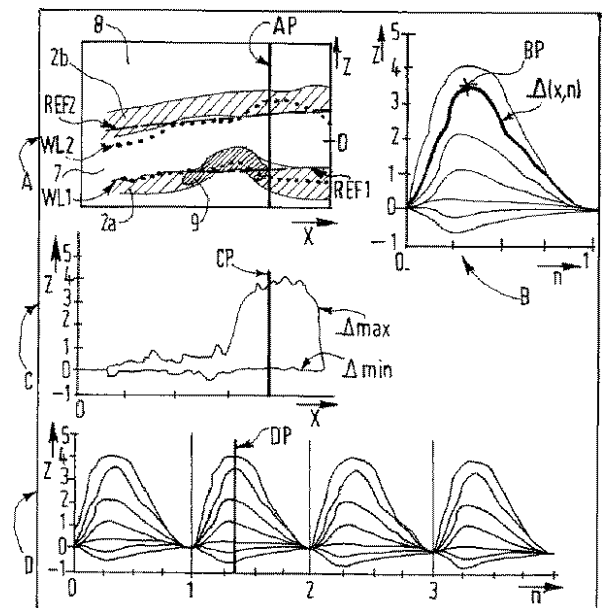
(74)代理人 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 動脈の超音波複合映像シーケンスを表示するための超音波映像処理方法及び検査システム

(57)【要約】

本発明は、少なくとも超音波 2 - D 映像を含む複合映像シーケンスを形成し表示するための超音波信号処理方法に関し、グレイスケール映像ラインに直交する長手方向軸 ( X ) を持つ動脈の断面と、グレイスケール映像 ( A ) に結合されたグレイスケール映像ラインに沿った動脈の拡張曲線映像 ( B ) を表示する。グレイスケール映像 ( A ) 上の移動可能なパターン ( AP ) は、結合された拡張曲線 ( ( X , n ) ) の映像 ( B ) を自動的に形成するように、グレイスケール映像ラインを表示する。本発明は、また、ユーザがパターンを動かし、動脈拡張パラメータを自動的に得るためのユーザインターフェースを持つ上記方法を実施する超音波検査映像システムに関する。



**【特許請求の範囲】**

【請求項1】 実質的に規則的な時間サイクルに関連する周期的な拡張に従って動く部分を持つ媒体中の対象に関して超音波信号を取得し、

グレイスケール映像ライン（Z）に直交する長手方向軸（X）を持つ前期対象のセグメントの断面を表示する超音波グレイスケール2-D映像シーケンスを形成し、時間サイクルの時間（n）の関数として、グレイスケール映像ラインに沿う前記動く部分の拡張に関連する拡張曲線映像（B）を形成し、前記拡張曲線をグレイスケール映像ラインに結合し、第2の映像として示された結合された拡張曲線（（X，n））の映像（B）を自動的に形成するように、第1の映像として示されたグレイスケール映像（A）上に、グレイスケール映像ラインを示すため、第1の移動可能なパターン（AP）を形成し、

映像が、グレイスケール映像ラインの位置（X）と、前記第1のパターンの位置（X）に関連する第2の映像（B）の拡張曲線を示す第1の移動可能なパターン（AP）を伴うグレイスケール映像（A）を含む複合映像シーケンスを表示するステップを有する超音波映像処理方法。

【請求項2】 時間サイクルの間、各グレイスケールに沿う前記動く部分に関連する第2の映像として示された拡張曲線のセットの映像（B）を形成し、各拡張曲線に関連するグレイスケールラインに結合させ、第1の移動可能なパターン（AP）に結合される拡張曲線のセットの第2の映像（B）上に第2の移動可能で、時間サイクルの時間（n）と第1のパターン（AP）の映像ラインの位置（X）における拡張値を自動的に示すパターン（BP）を形成し、

映像が、第1の移動可能なパターン（AP）を伴う第1のグレイスケール映像（A）と、同じ時間サイクルで第2の移動可能なパターン（BP）を伴う拡張曲線（（X，n））のセットの第2の映像（B）を含む複合映像シーケンスを形成するステップを更に有する請求項1の方法。

【請求項3】 各グレイスケールに沿う前記動く部分の拡張に関連する拡張曲線の複数のセットの第3の映像（C）を形成し、各拡張曲線に関連するグレイスケールラインに結合し、複数の拡張曲線のセットの第3の映像上に第3の移動可能なパターン（CP）を形成し、特定の拡張曲線のセットと、該セットに対応す

る時間サイクルの間の時間と、第1のパターン(A P)により示された映像ライン位置(X)における拡張値を自動的に与える第2の移動可能なパターン(B P)に結合された第3の移動可能なパターン(C P)と、

第3のパターン(C P)により示される時間サイクルの時間(n)を表示するため、拡張曲線の複数のセットの第3の映像(C)上に第3の移動可能なパターン(C P)を形成し、

映像が、第1の移動可能なパターン(A P)を伴う第1の「グレイスケール映像(A)のシーケンスと、第3のパターン(C P)を伴う拡張曲線((X, n))の複数のセットの第3の映像(C)と、第2のパターン(B P)を伴う第3のカーソル(C P)によって示される特定の拡張曲線のセットの第2の映像(B)を含み、第1のパターン(A P)と時間サイクルの時間(n)により示される映像ライン位置(X)における拡張値を与える、複合映像シーケンスを表示するステップをさらに有する請求項2の方法。

【請求項4】 対象の動く部分の動きを表わすグラフィックライン(W L 1, W L 2)を形成し、時間サイクルの関数で動きを可視化するため、第1のグレイスケール映像シーケンス(A)上に前記グラフィックラインを挿入するステップを更に有する請求項3の方法。

【請求項5】 第1の映像シーケンスに結合され、時間サイクルの間の最小と最大の拡張にそれぞれ対応する第1の曲線と第2の曲線の第4の映像(D)を形成し、第1のパターンに結合される第4の映像上の第4の移動可能なパターン(D P)を形成し、

映像が第4の映像(D)と第4のパターン(D P)をさらに含む複合映像シーケンスを表示するステップを更に有する請求項4に記載の方法。

【請求項6】 対象は動脈で、動く部分は血圧の下に動く動脈壁で、時間サイクルは心臓サイクルで、グレイスケール映像の長手方向軸は動脈軸で、拡張は動脈の径方向の拡張である、請求項1から請求項5のいずれかの方法。

【請求項7】 超音波信号を発信し、動く部分を有する対象を持つ媒体から受信する超音波プローブと、処理装置で受信した信号を処理し、映像と、対応するパターンとグラフィックスを形成する超音波サブシステムと、映像パターン、

グラフィックスを貯蔵するメモリと、前記方法に従うステップにより形成される複合映像を表示する表示システム及びユーザが、前記動く部分に関連する定量化されたパラメータを自動的に得るための移動可能なパターンを移動するためのインターフェース、とを有する請求項1から請求項6のいずれかの方法を行う超音波検査映像システム。

【請求項8】 カラーコントラスト曲線及び異なるカラーのパターンを表示するカラー表示手段を有する請求項7のシステム。

【請求項9】 ワークステーションの適正にプログラムされたコンピュータ又は回路を有する処理装置と、本方法に従う超音波信号を処理するように構成され、本方法に従い、本方法によって形成された映像を表示する手段を有し、前記動く部分に関連する定量化されたパラメータを自動的に得るため、ユーザが移動可能なパターンを複合映像の対応する映像上で動かすことを可能とするマウス又はキーボードの如きインターフェースを有する請求項7又は8のシステム。

**【発明の詳細な説明】****【0001】**

本発明は、心臓サイクルの機能における動脈の拡張の表示とともに動脈部分の超音波検査映像シーケンスを表示するための超音波映像処理方法に関する。本発明は、また、この方法を実施するための超音波検査映像システムに関する。

**【0002】**

本発明は、超音波診断映像の分野で、動脈の異変と著しい狭窄を知るための心臓血管に侵入しないツールを提供する。狭窄の初期の診断の判断基準は、動脈管映像により観測される疑いのある動脈の径が突然減少することである。より優れた判断基準は、心臓サイクルの時間及び動脈部分に沿う位置の関係で動脈径の拡張を知ることである。したがって、早期に動脈の狭窄を診断するため、医学の分野においては、動脈の映像を動脈の拡張の明瞭な表示とともに表示する非侵入の手段が要望されている。事実、侵入手段に替えて非侵入手段を使用することは重要であり、これは、侵入手段は血圧を変え、実際に動脈が拡張するからである。

**【0003】**

動脈部分に関する拡張曲線の計算のための超音波映像処理方法は、すでに米国特許US - 05, 579, 771 (Bonafous, 1996年12月3日)により知られている。この文献は、超音波映像により、部分的なフレームを生成する超音波変換器のアレイを使用して動脈部分を特徴付ける方法を記載しており、この部分的フレームは多数の並列された動脈の軸に直交する励起ラインのイメージラインにより形成される。このアレイは信号処理装置に高周波信号を与える送受信器に接続される。このシステムは、動脈壁径方向速度と変位増幅値を決定し、更に位置と時間に関して動脈拡張曲線を決定する。この曲線は、心臓サイクルの間、励起時間  $t$  の動脈の長手軸  $X$  に沿う励起ラインに対応した所定位置における動脈の径方向  $Z$  における動脈の拡張を示す点によって形成される。したがって、この文献の図4Cは、検査される動脈部分に対応する超音波信号の全ての励起ラインに関する異なる拡張曲線を挿入して示し、このラインは、動脈の  $X$  軸に沿って一定間隔に置かれている。

**【0004】**

これらの拡張曲線は心臓学者によっては容易に開発されないという問題がある。特に、動脈部分に関して高周波信号のセットによって得られる映像における与えられた励起ラインと拡張曲線を結合することが実際には困難であり、これは拡張曲線を動脈部分の位置と結合することが困難であることを意味する。したがって、拡張値と心臓サイクルを動脈部分と位置と結合することが極めて難しい。しかしながら、この結合は、動脈の疑いのある区域を正確に診断し、十分に知るためには確立される必要がある。

#### 【0005】

本発明の目的は、自動的にこのような結合を確立することのできる超音波映像処理方法を提供することにある。

#### 【0006】

この問題はクレームのクレーム1によって解決される。

#### 【0007】

この方法は、動脈壁の挙動を、診断を行うために有用なパラメータとともに明瞭に見ることを可能とする。表示手段とこの方法を実施する超音波診断システムがクレーム7にクレームされている。このシステムは動脈壁の異変を知るための非侵入の道具を構成する。

#### 【0008】

好ましい実施例の説明

図1Aを参照すると、本発明による原理に従う超音波診断映像システムがブロック図の形態で示されている。以下に記載される実施例の一例において、超音波診断映像システムが、媒体8にある動脈7の検査のためのツールとして使用される。超音波診断映像システムは複合映像シーケンスを形成し表示するための映像処理方法を実施するサブシステムを有し、このサブシステムは、動脈セグメントの所定の位置と心臓サイクルの間の異なる時点において、壁が半径方向に動く動脈セグメントを視覚化し、また、血圧の影響を受けて生じる径方向の動脈の拡張量を確定する。

#### 【0009】

1) 図1Aと図3を参照すると、この映像処理方法は、X軸として示された長

手方向軸を持つ動脈セグメントに関して超音波信号を得るステップと、複合映像シーケンスを形成し表示するステップとを有し、各映像は、

前記動脈セグメントを示すグレイスケール映像シーケンスの第1の表示A及び一つの特定の方向Z軸に沿う、心臓サイクルの時点nにおける血圧の影響によって起きる動脈の拡張の動脈拡張値の特定の曲線の表示Bと、

グレイスケールのラインに対応するX軸上の位置Xを示す第1の表示上を動く第1のカーソルAPのパターンと、前記位置Xに対応する第2の表示の動脈拡張曲線と、を有している。

#### 【0010】

超音波診断映像システムは、ユーザにX軸の一つの位置Xを示し、表示Bにおいて対応する動脈拡張曲線を自動的に得るため、移動可能なカーソルAPを表示Aにおいて位置決めすることを可能とするインターフェース手段170を有している。

#### 【0011】

2) 図1と図3を参照すると、この映像処理方法は、特に、複合映像シーケンスを形成及び表示するステップを有し、

第1の表示Aは、動脈セグメントを示すグレイスケール映像シーケンスを表示し、第2の表示Bは、心臓サイクルの間の時点nにおける半径方向のZ軸に沿った動脈セグメントの動脈拡張値の曲線のセット全体を表示し、各動脈拡張曲線は動脈セグメントの長手方向軸Xに沿った位置Xに関連しており；

第1の表示A上を移動可能な第1のカーソルAPのパターンはグレイスケールのラインに対応するX軸上の位置Xを示し、第2の表示B上を移動可能な第2のカーソルBPのパターンは、位置Xと心臓サイクルにおける時点に対応する特定の動脈拡張曲線を示し；

好ましくは、位置Xにおけるグレイスケールのラインに対応する表示Bの特定の拡張曲線をカラー表示を有し；

前記第2のカーソルBPは、心臓サイクルの対応する時点nにおいて、X軸に沿うAP位置Xにおける定量化された動脈拡張を与えるため、カラー表示の拡張曲線と第1のカーソルAPに結合されている。

## 【0012】

超音波診断映像システムはユーザが一つのパラメータを示すために移動可能なカーソルの一つを位置決めすることを可能とするインターフェース手段を有し、例えば、動脈セグメントのX軸上の位置Xを示し、また動脈拡張曲線に対応する他のパラメータを自動的に得るための第1のカーソルA Pを有している。

## 【0013】

3) 好ましくは、この映像処理方法は、複合映像シーケンスを表示するステップを有しており、

動脈セグメントを示すグレイスケール映像シーケンスの第1の表示Aと、一つの心臓サイクルの時点tにおけるZ軸に平行な半径方向に沿った動脈セグメントの動脈拡張値の曲線のセットの一つを示す第2の表示Bと、CC1, CC2, CC3, ...によって示されたいくつかの連続する心臓サイクルに対応し、時点tにおいて、Z軸に平行な半径方向に沿う動脈セグメントの動脈拡張値の連続する曲線のセットを表示する第3の表示Cとを有し、

グレイスケール映像のラインに対応するX軸上の位置Xを示す表示A上を移動可能な第1のカーソルのパターンと、心臓サイクルの時点nにおいて、第1の表示AのX軸上の位置Xに対応して、特定の動脈拡張を示す第2の表示B上を移動可能な第2のカーソルB Pの第2のカーソルのパターンと、与えられた心臓サイクル、例えば、CC2やそれ以外で示された心臓サイクル及び該心臓サイクルの特定の時点nに対応する動脈拡張曲線の特定のセットを示す第3の表示C上を移動可能な第3のカーソルのパターンを有し；

該カーソルC Pは、第2の表示Bに表示されるに曲線のセットが該第3のカーソルC Pにより示されるものとするため、第2の表示Bと結合され；第3のカーソルC Pは、該第2のカーソルB Pが該第3のカーソルC Pと同じ時点を示すように、第2のカーソルB Pに結合され；該第2のカーソルB Pは、心臓サイクルの対応する時点において、動脈セグメントのX軸に沿う位置Xにおける動脈拡張量を定量するため、第1のカーソルに結合されている。

## 【0014】

この超音波診断映像システムは、全てのパラメータを自動的に得るため、二つ

のパラメータを示すように移動可能な二つのカーソルをユーザが位置決めすることを可能とするインターフェース170を有している。例えば、心臓サイクルをCC2又は他を示すカーソルCPと表示装置Cの心臓サイクルにおける時点nを伴い；また、動脈セグメントのX軸に沿う位置Xを示すカーソルAPを伴い以下のもの：

例えば、CC2の表示CのカーソルCPにより選択された心臓サイクルに対応する動脈拡張曲線のセットの表示Bにおける自動的な再生；表示AにおけるカーソルAPの位置Xに対応する表示Bにおける動脈拡張曲線のカラーコントラスト表示；時点n、及びカーソルBPによって与えられ、時点のためのカーソルCPの位置と位置XのためのカーソルAPに関連する位置Xにおける拡張値、を得ることを目的としている。

#### 【0015】

4) 好ましくは、この映像処理方法は複合映像シーケンスを表示するステップを有し：

動脈セグメントを示すグレイスケール映像シーケンスを表示する第1の表示A；与えられた1心臓サイクルの期間の時点nにおいて、Z軸に平行な半径方向に沿う、動脈セグメントの動脈拡張値の曲線の1セットを表示する第2の表示B；CC1, CC2, CC3, ...で示される連続する複数の心臓サイクルに対応し、時点nにおいて、Z軸に平行な半径方向に沿う動脈セグメントの動脈拡張値の曲線の連続する複数のセットを表示する第3の表示C；表示Bの選択された心臓サイクルの時間nにおける最大及び最小の拡張値であるmaxとminで夫々示される第1及び第2の曲線を表示する第4の表示D；グレイスケール映像のラインに対応するX軸上の位置を示す第1の表示手段A上を移動可能な第1のカーソルAPのパターン；心臓サイクルの時間n及び第1の表示AのX軸上の位置に対応し、好ましくはカラーコントラストの、特定の動脈拡張曲線を示す第2の表示B上を移動可能な第2のカーソルBPのパターン；前記心臓サイクルの時間nにおいて、例えばCC2又はその他により示される、与えられた心臓サイクルに対応する動脈拡張曲線の特定のセットを表示する第3の表示C上を移動可能な第3のカーソルCPのパターン；グレイスケール映像のラインに対応するX軸上の

位置Xを示す第4の表示D上を移動可能な第4のカーソルDPのパターン；

前記第3のカーソルCPは、前記第2の表示Bに表示される曲線のセットが第3のカーソルCPによって示されるものであるようにするため、第2の表示手段に結合され；前記第3のカーソルCPは、前記第2のカーソルBPが前記第3のカーソルCPと同じ時間nを示すように、第2のカーソルと結合され；前記第2のカーソルBPは、前記心臓サイクルの時間に対応し、動脈セグメントのX軸に沿う位置Xにおける動脈拡張の定量化された値を与えるため、第1のカーソルAPに結合され；前記第4のカーソルDPは第1のカーソルAPに従い同じ位置Xを示す。

#### 【0016】

この超音波診断映像システムは、ユーザが、自動的に全ての他のパラメータを得るため、二つのパラメータを示す二つの移動可能なカーソルを位置きめすることを可能とするインターフェース手段を有する。例えば、CC2や他の心臓サイクル及び表示手段Cの前記心臓サイクルにおける時間nを示す第3のカーソルにより；動脈セグメントのX軸に沿う位置Xを示す第1のカーソルAP又は第4のカーソルにより、以下のものを自動的に得る：

例えばCC2の表示Cの第3のカーソルCPにより選択された心臓サイクルに対応する拡張曲線のセットの表示における自動的再生；表示Aの第1のカーソルAPの位置Xに対応する表示手段Bにおける動脈拡張曲線のカラーコントラスト表示；表示Bの第2のカーソルBPによる位置Xにおける拡張値及び時間；例えばCC2の心臓サイクルの期間の位置Xにおける動脈拡張の最大値及び最小値。

#### 【0017】

5) 好ましくは、本映像処理方法は、さらに複合映像シーケンスを表示するステップを有し、例えばCC2のような与えられた心臓サイクルの期間の動きを強調するため、下部及び上部の動脈壁の動きを再生するWL1, WL2で示される二つのグラフィックラインが表示装置Aのグレイスケール映像にスーパーインポーズされ、そのとき、心臓サイクルが開始したときの壁の平均の位置を示す二つの参照ラインREF1, REF2が共に表示される。

#### 【0018】

6) 好ましくは、第1、第3及び第4のカーソルパターンA P, C P, D Pは映像ラインに平行な異なる色のラインであり; 第2のカーソルパターンB Pは特定の拡張曲線を示すカラーコントラストに従う十字である。

【0019】

図1Aは、上述の複合映像のシーケンスを形成し表示するための超音波診断映像システムを示し、1又は複数の心臓サイクルに亘る動脈壁の動きと対応する拡張曲線の表示を図式的に表わすグラフが挿入された図を伴うグレースケールの表示を有する。異なる表示の間で結合されたカーソルは、心臓サイクルの時間と動脈の長手方向軸に沿う位置に関し動脈の拡張を定量化し、また壁の動きの異変を好適に検出する。したがって、この超音波診断映像システムは動脈壁の障害を診断するツールとなる。この超音波映像システムは、第1、第2、及び第3のサブシステム1、100、200を有している。

【0020】

図1Aを参照すると、サブシステム1は観察される媒体8に接する超音波プローブ10を含んでいる。超音波プローブは周期的励起を介してスキャンされる媒体に方向OZで超音波信号を送信し、また、同じ方向で、媒体中で出会う障害物から戻されるエコーを受信する。プローブは好ましくはX軸に平行にリニアに配列された超音波変換器からなる。受信励起ラインは各変換器に対応している。

【0021】

図1Bを参照すると、超音波プローブ10による媒体の検査は、長手方向の断面の映像強度を得るため、動脈が軸OXに平行な長手方向にスキャンされ、前壁2aと後壁2bを視覚化する。変換器の列の方向は方向OXによって示されており、励起ラインの方向は方向OZによって示される。したがって、エコーグラフィック映像は映像の列となる方向OZの励起ラインに沿ってスキャンされる。プローブは発進/受信ステージ20に接続されている。送信ステップにおいては、媒体は励起ラインの方向に沿ってスキャンされる。受信ステップにおいては、媒体中の伝播時間及び励起ラインに沿って出会う障害物によって戻されるエコーの増幅が考慮されて、各励起ラインの映像が形成される。映像の適正な解像度を得るため、好ましくは、超音波の励起は、送信の間は受信と同様にフォーカスされる

。送信/受信ステージ20におけるフォーカシングとスキャン操作は、時間 $n$ の関数として、操作による映像強度 $I(X, Z, n)$ のシーケンスを形成することを可能とする音響高周波信号 $S(X, Z, n)$ を与え、ここで、 $n$ は映像シーケンスの映像の数 $t$ となる。このようにして各映像強度 $I(X, Z, n)$ 21は、プローブの各励起ラインのスキャンにより形成される。動脈の挙動が少なくとも心臓サイクルの全体に亘り観察される。したがって、少なくとも心臓サイクルに等しい時間間隔をカバーする $N$ 個の映像のシーケンスが形成され、ここで、 $N$ は1  $N$ である。映像励起ラインの数は、例えば、0.5 mmのスキャンステップ(励起ライン間の距離)で68であり;映像励起ラインの数は0.25 mmのスキャンステップで112である。これらの特性は2.8 mmの動脈セグメントの視覚化を可能とする。映像の各励起ラインに対応する信号間の遅れは励起ラインの数と励起ラインの間隔を増減することにより調節することができる。

#### 【0022】

図1Aを参照すると、グレイスケール21として参照された映像強度 $I(X, Z, n)$ 21は第1の表示Aのシネループとして示された映像メモリ50に貯蔵される。グレイスケールの映像に挿入される、動脈壁の動きを示すグラフィックラインをプロットするため、壁の変位の速度と増幅度を決定することが必要となる。

#### 【0023】

図1Aを参照すると、サブシステム100は高周波信号 $S(X, Z, n)$ を処理するステップを実行する処理装置を含む。

#### 【0024】

サブシステム100は、先ず、一時的相関演算120を実行する。連続する超音波エコーはそれらの相関関数により比較される。一つの超音波から次の超音波からの生物学的組織の変位は、受信時に変位によって生じた遅れに対応する相関ピークの変位量を考慮して算定される。全ての目的物をスキャンするため、相関演算120は、121により示された2次元の速度映像 $V(X, Z, n)$ の形態により速度の測定値を与える。相関関数は、相関演算を実施するモジュール120の入力において使用されるMEM3で示される大メモリ119を持つ必要があ

るため、映像シーケンスの映像間で実施される。このメモリ119は二つの相関関係にある信号間で必要な遅れを与える。速度映像121 $V(X, Z, n)$ に加え、エコー増幅映像111 $A(X, Z, n)$ もまた、2次元の速度映像の部分的な速度の位置決めと抽出をさらに実施するために必要となる。それらは、セグメント化する手段として使用される。これらの増幅映像111 $A(X, Z, n)$ は、サブシステム100において、増幅測定器110により得られる。MEM1と呼ばれるメモリ122とMEM2と呼ばれるメモリ112は対応する速度映像 $V(X, Z, n)$ 及びエコー増幅映像 $A(X, Z, n)$ を貯蔵する。

#### 【0025】

図2Aを参照すると、サブシステム200は、上述の演算110及び120の結果に適用される $D1(X, n)$ 及び $D2(X, n)$ で夫々示される上部及び下部の壁の変位と、動脈の径方向の拡張 $(X, n)$ を決定するためにポスト-処理演算130を実行する処理装置を有している。演算130の基本的なステップは以下のものである：

動脈の内部の壁の境界の特定を実施するため、各増幅映像111 $A(X, Z, n)$ のための適用可能な閾値の適用62。

#### 【0026】

この閾値は、上部及び下部の内部壁の境界3a、3bに対応する動脈の内部及び外部の間の黒/白の変化とともにデジタル映像を生成する。これらの変化は不連続性を除くためにフィルターにかけられる。

#### 【0027】

各動脈壁の対応する厚さの決定63。現時点での実施では、厚さの値は略1mmである。

#### 【0028】

例えば、与えられた厚さ1mmの動脈壁の厚さを通しての平均速度の値の決定66、67。

#### 【0029】

更なる表示手段Aのための、仮の積算により、各映像間での変位 $D1(X, n)$ 、 $D2(X, n)$ の決定68、69；

更なる表示手段B及びCのための、二つの壁の変位 $D_1(X, n)$ 、 $D_2(X, n)$ 間の差異としてミキサ71により演算される動脈の径方向の拡張 $(X, n)$ の決定。

#### 【0030】

動脈軸Xに沿う動脈の拡張平均の仮の変化を分析することによる心臓サイクルの開始点の決定72；平均拡張の曲線 $(n)$ は図2Bに示されている。平均拡張の最小値MINに対応する時間 $n_1$ 、 $n_2$ は心臓サイクルの開始として識別される；

さらなる表示手段Dのための、動脈拡張の最小値及び最大値の曲線 $min$ 、 $max$ の決定。

#### 【0031】

図1Aを参照すると、動脈が拡張されてない、即ち、拡張変位がゼロである心臓サイクルの開始時間を考慮して補正した後、拡張変位 $D_1(X, n)$ 、 $D_2(X, n)$ 、拡張曲線 $(X, n)$ 及び曲線 $min$ 、 $max$ は、表示手段A、B、C及びDとカーソルパターンAP、BP、CP、DPのため、心臓サイクルの開始点に関連して表示される。これらの表示手段とカーソルパターンはエンクラスタ140によりアレンジされ結合される。

#### 【0032】

図3の表示Aを形成するため、エンクラスタ140の作動は、メモリ50Chine loopに貯蔵されるグレイスケール映像 $I(X, Z, n)$ 上に時間nにおける壁の変位 $D_1(X, n)$ 、 $D_2(X, n)$ に対応する曲線WL1、WL2をグラフへの挿入を実行する。映像シーケンスの心臓サイクルの開始点に対応し、増幅映像から抽出された壁の境界変位から取り出された参照ラインREF1、REF2は、また、好ましくは挿入される。

#### 【0033】

既に表示Aを含む図3の複合映像シーケンスを形成するため、エンクラスタ140は、図3に例として示されるように、表示Aに視覚的に応答して動脈セグメントの先端と共に表示Dの映像をアレンジする。カーソルパターンAP、DPは前記表示AとDに挿入され、Xを測定するためX軸に沿って対応して動くように

結合されている。

【0034】

既に表示A、Dを含んでいる図3の複合映像シーケンスを形成するため、エンクラスタ140は、同じスクリーン上に表示Cを形成し、特定の心臓サイクルを示すためのn、aptで示された時間軸に沿って動くカーソルCPのパターンをアレンジするため、複数の動脈拡張曲線をアレンジする。

【0035】

既に表示A、D及びCを含む図3の複合映像シーケンスを形成するため、エンクラスタ140は、同じ映像スクリーン上にカーソルCPに結合された表示Bを形成するため、表示Cにおける選択された心臓サイクルに対応する特定の映像をアレンジし；nで示され、表示A及びDのX軸上の位置Xに対応する特定の拡張曲線を示すため、カーソルAP、DPに結合された時間軸に沿って動くカーソルBPのパターンをアレンジする。

【0036】

各動作のため、グラフィックエンクラスタモジュール140はシネループ内の映像シーケンスを取込み、後にコネクション161によりそれを再び貯蔵する。

【0037】

図1Aを参照して、超音波処理システムは、また、ユーザが、表示システム40のスクリーン上の表示A、B、C及びD上のカーソルAP、BP、CP、DPを位置決めしコントロールするためのインターフェース170を有している

表示システム、プロセッサ及びメモリは、夫々、スクリーン40、プロセッサ130及び当業者に知られているワークステーションのメモリとすることができる。ワークステーションは、また、ユーザが、スクリーン上の表示A、B、C、D上のカーソルAP、BP、CP、DPを位置決めし、コントロールするためのインターフェースとして使用されるキーボードとマウスとすることができる。カラー表示システムがカラーコントラストの拡張曲線と異なる色のカーソルを表示するために使用されるのが好ましい。

【0038】

本発明は、例えば、電子、電磁気信号などのように超音波信号とは異なる信号

の処理に適用できる。

【0039】

表示装置40上にシーケンス表示をしている間、医者は質的にも量的にも、壁の変位を模擬し、強調するグラフィックラインの変形、或いは非変形を評価することができ、それから、グレイスケール映像の下の動脈壁に関連する狭搾、弾力性の欠陥の存在や重大さを知ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1A】

映像形成方法を実施するための超音波診断映像システムブロック図を示す図である。

【図1B】

第1のサブシステムの部分を示す図である。

【図2A】

第3のサブシステムのブロック図を示す図である。

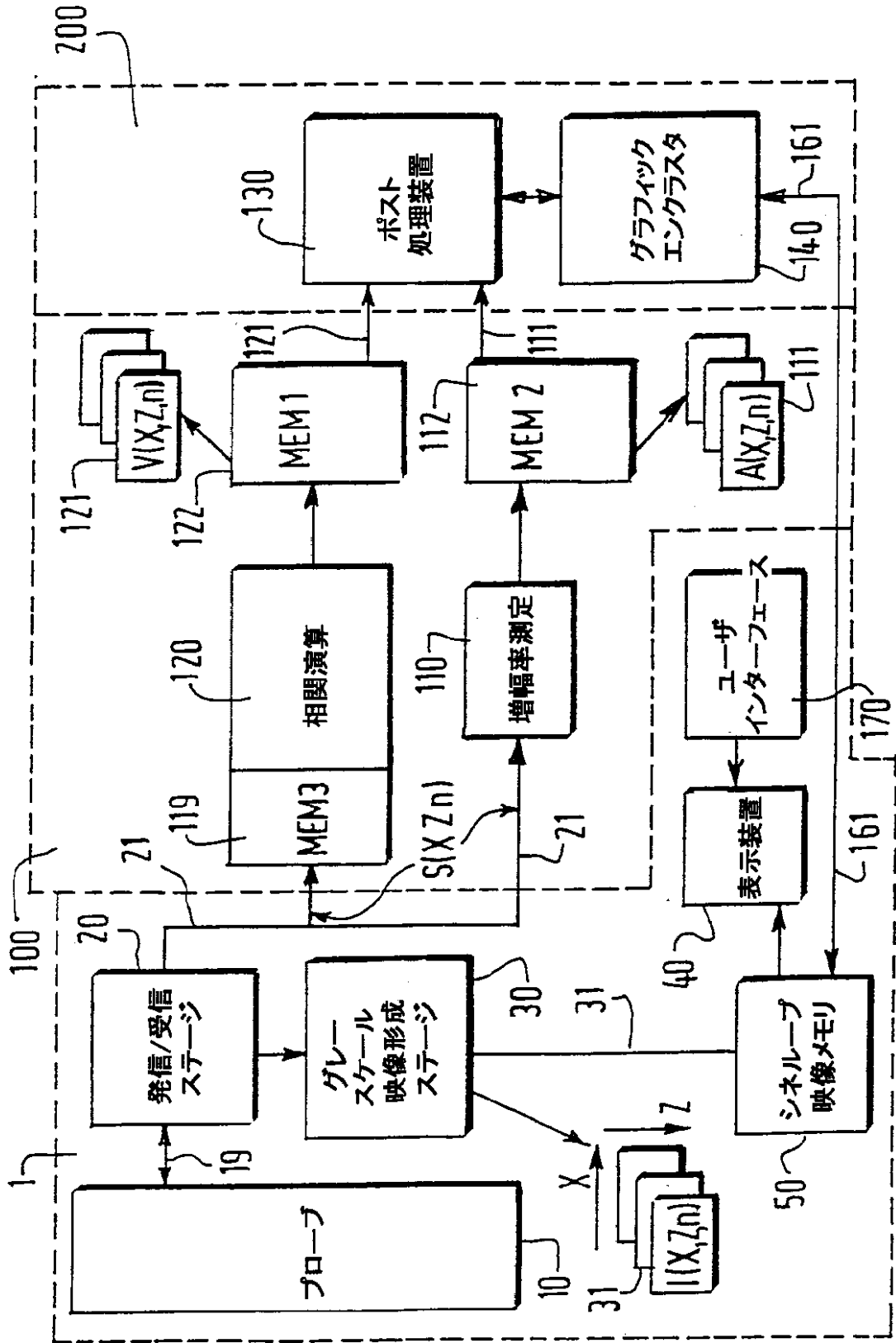
【図2B】

平均拡張の曲線を、図2Cは拡張曲線のセットを示す図である。

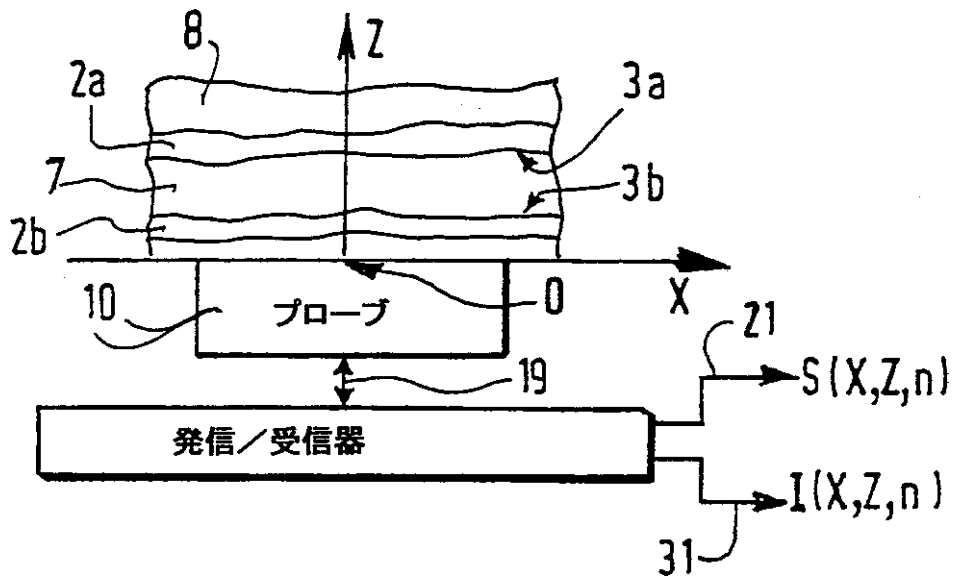
【図3】

本方法を使用して形成された映像を示す図である。

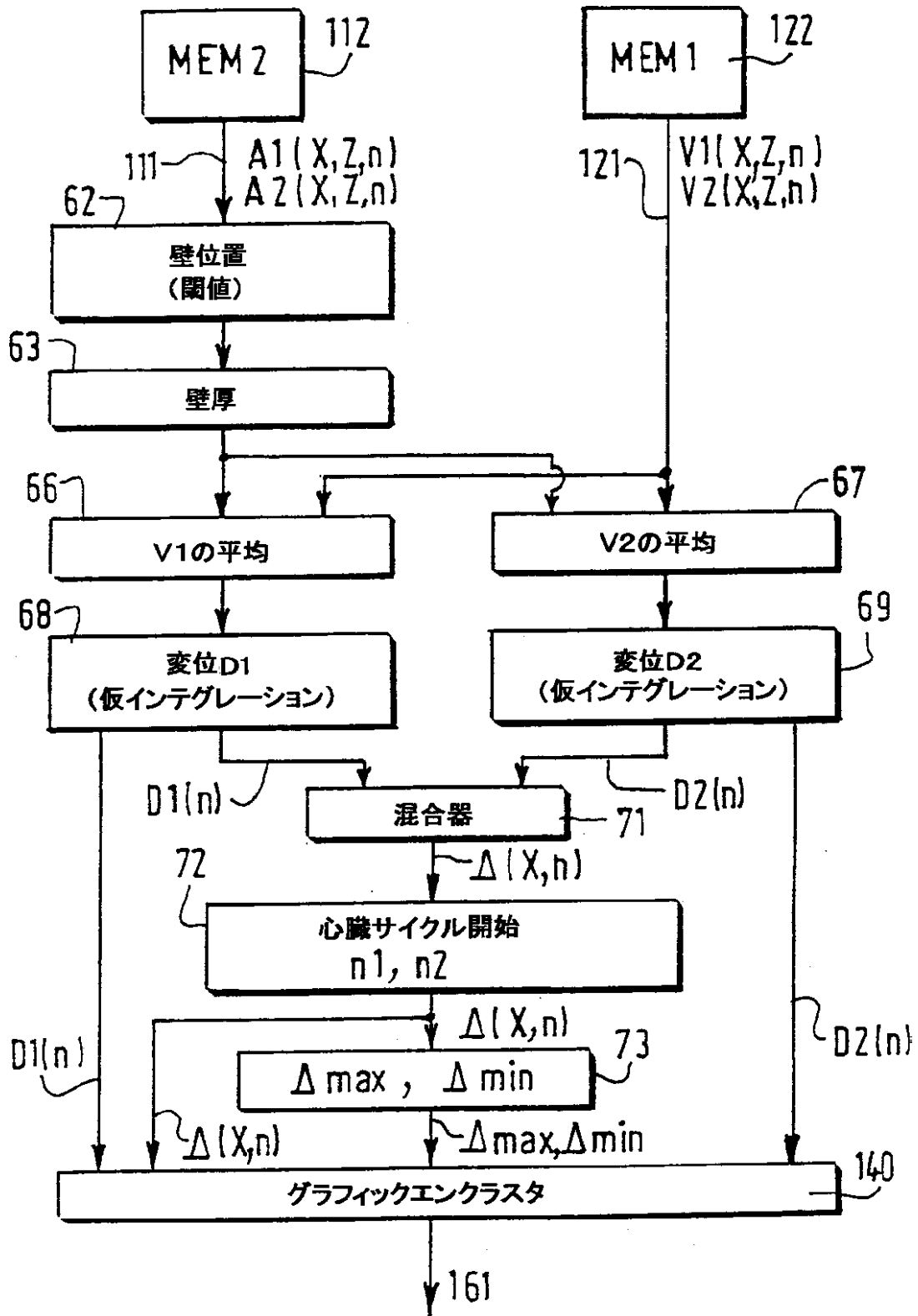
【図1A】



【図1B】



【図2A】



【图2B】

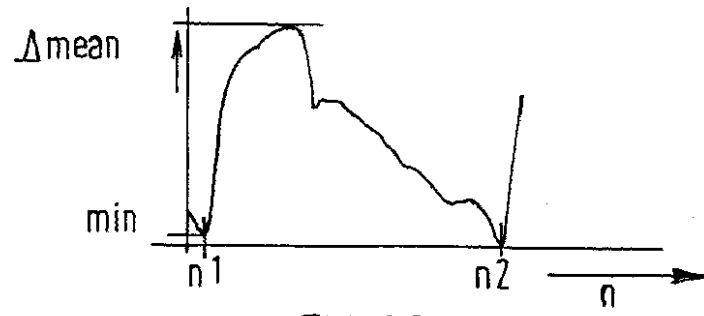


FIG.2B

【图2C】

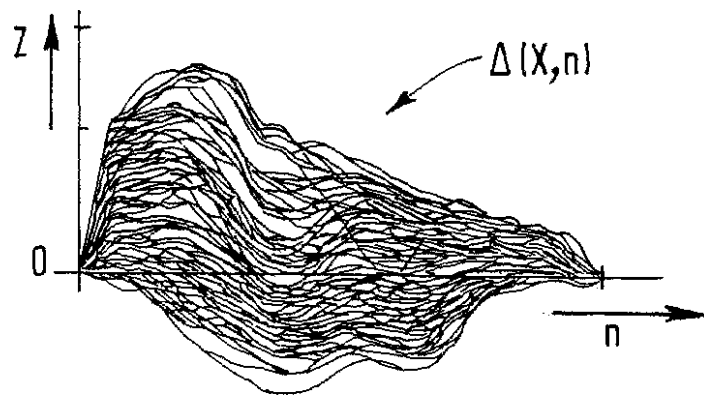


FIG.2C

【図3】

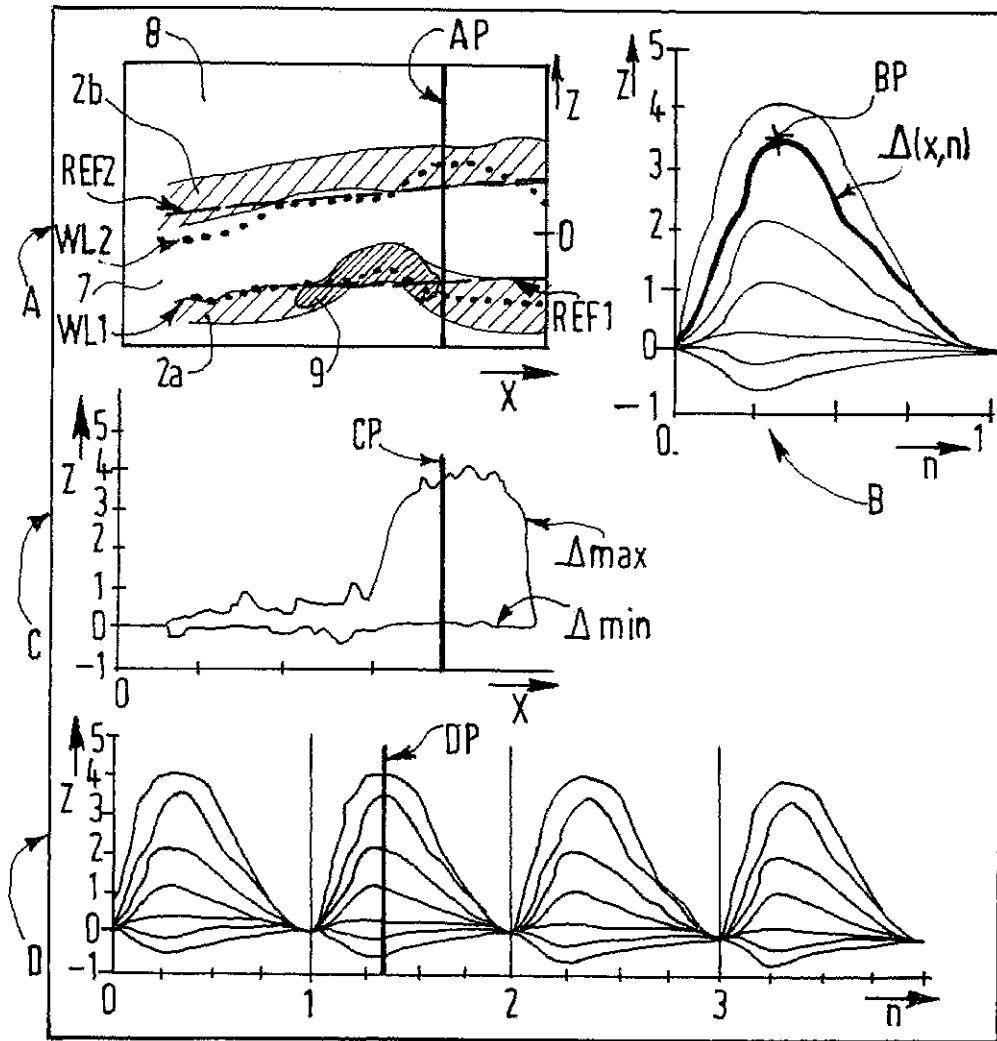


FIG.3

## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

		International Application No. PCT/EP 00/12435
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G01S7/52 A61B8/08		
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) IPC 7 G01S A61B		
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, WPI Data, PAJ, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 5 090 411 A (HIGUCHI JIROU) 25 February 1992 (1992-02-25) Summary of the invention column 5, line 13 - line 42 column 7, line 4 - line 5 figures 2,3	1,6-10
Y	US 5 579 771 A (BONNEFOUS ODILE) 3 December 1996 (1996-12-03) cited in the application abstract	1,6-10
A	US 5 938 606 A (BONNEFOUS ODILE) 17 August 1999 (1999-08-17) the whole document	1
	--- -/--	
<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. *G* document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search  9 April 2001		Date of mailing of the international search report  18/04/2001
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl. Fax (+31-70) 340-3016		Authorized officer  Ó Donnabháin, C

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/EP 00/12435

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP 0 415 324 A (TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO) 6 March 1991 (1991-03-06) claim 3 column 3, line 46 -column 4, line 5 ---	1
A	EP 0 190 979 A (FUJITSU LTD) 13 August 1986 (1986-08-13) abstract figure 6 -----	1

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.

PCT/EP 00/12435

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5090411 A	25-02-1992	JP 3224552 A	03-10-1991
US 5579771 A	03-12-1996	EP 0674185 A JP 7265304 A	27-09-1995 17-10-1995
US 5938606 A	17-08-1999	EP 0840139 A JP 10127638 A	06-05-1998 19-05-1998
EP 0415324 A	06-03-1991	JP 2823256 B JP 3085147 A DE 69025826 D DE 69025826 T US 5090413 A	11-11-1998 10-04-1991 18-04-1996 28-11-1996 25-02-1992
EP 0190979 A	13-08-1986	JP 1756030 C JP 4042013 B JP 61181449 A US 4787395 A	23-04-1993 10-07-1992 14-08-1986 29-11-1988

## フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 CC02 DD06 EE11 EE14 JB28  
JB37 JC07 JC16 KK02 KK03  
KK13 KK26 KK27 KK30 LL03  
4C601 BB03 EE09 JB28 JB34 JB41  
JC04 JC15 JC20 JC37 KK02  
KK03 KK12 KK23 KK25 KK28  
KK30 KK31 LL01 LL02 LL04  
5J083 AA02 AB17 AD13 AE08 BA01  
BB07 BE08 CA01 CA12 EA14

专利名称(译)	用于显示动脉超声复合视频序列的超声图像处理方法和检查系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003517912A</a>	公开(公告)日	2003-06-03
申请号	JP2001547568	申请日	2000-12-07
[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	ボネフオデイル		
发明人	ボネフ,オデイル		
IPC分类号	A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/5206 A61B8/08 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/08 G01S15/89.B		
F-TERM分类号	4C301/CC02 4C301/DD06 4C301/EE11 4C301/EE14 4C301/JB28 4C301/JB37 4C301/JC07 4C301/JC16 4C301/KK02 4C301/KK03 4C301/KK13 4C301/KK26 4C301/KK27 4C301/KK30 4C301/LL03 4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/JB28 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JC04 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK03 4C601/KK12 4C601/KK23 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK30 4C601/KK31 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AD13 5J083/AE08 5J083/BA01 5J083/BB07 5J083/BE08 5J083/CA01 5J083/CA12 5J083/EA14		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	1999403229 1999-12-21 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

超声波信号处理方法技术领域本发明涉及一种超声波信号处理方法，该超声波信号处理方法用于形成和显示至少包括超声波2-D图像以及具有与灰度图像线正交的纵轴 (X) 的动脉的截面的合成图像序列，沿着与灰度图像 (A) 组合的灰度图像线显示动脉的扩张曲线图像 (B)。灰度图像 (A) 上的可移动图案 (AP) 显示灰度图像线，以便自动形成组合的延伸曲线 ( $\Delta(X, n)$ ) 的图像 (B) 要做。本发明还涉及一种超声成像系统，其利用用户界面来实现上述方法，该用户界面供用户移动图案并自动获得动脉扩张参数。

