

(51) Int.CI⁷
 A 6 1 B 8/06
 8/08

識別記号

F I
 A 6 1 B 8/06
 8/08

テマコード(参考)
 4 C 3 0 1
 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求(全 20数)

(21)出願番号 特願2002 - 503182(P2002 - 503182)
 (86)(22)出願日 平成13年6月15日(2001.6.15)
 (85)翻訳文提出日 平成14年2月22日(2002.2.22)
 (86)国際出願番号 PCT/EP01/06885
 (87)国際公開番号 WO01/097704
 (87)国際公開日 平成13年12月27日(2001.12.27)
 (31)優先権主張番号 60/213,786
 (32)優先日 平成12年6月23日(2000.6.23)
 (33)優先権主張国 米国(US)
 (31)優先権主張番号 09/721,301
 (32)優先日 平成12年11月21日(2000.11.21)
 (33)優先権主張国 米国(US)

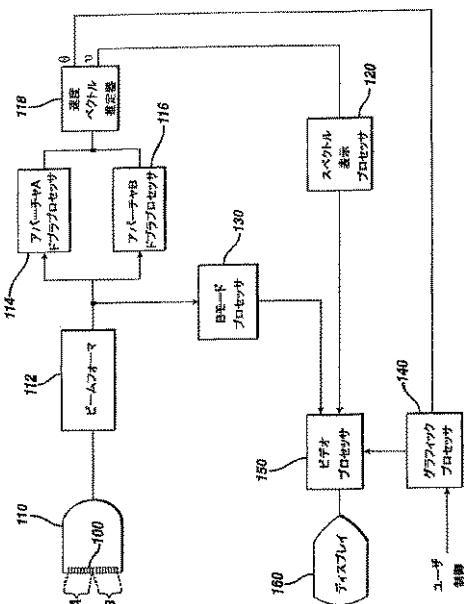
(71)出願人 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴイ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 S ELECTRONICS N. V.
 オランダ国 5621 ベーアー アンドーフ
 フェン フルーネヴァウツウェッハ 1
 クリトン,アリン エル
 オランダ国,5656 アーアー アンドーフ
 エン,プロフ・ホルストラーン 6
 ルース,ヘレン エフ
 オランダ国,5656 アーアー アンドーフ
 エン,プロフ・ホルストラーン 6
 (72)発明者
 (72)代理人
 (74)代理人
 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波ベクトル処理による自動流れ角度補正

(57)【要約】

超音波システムは、血管を含む画像を形成する。血管の上に血流方向表示器が表示され、血管内を流れる血液の方向を示す。血流方向は、インソネーション (in sonation) の角度に対しドプラ推定値を補正するよう使用される。血流方向表示器の向きは、ベクトルプロセッサによって自動的にセットされる。自動的に計算される角度は、ユーザの介入なく正確な流れの速度を表示するよう使用される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 流れ又は組織動作の測定を表示する超音波診断撮像システムであって、超音波信号を送受信する超音波振動子アレイと、画像ディスプレイと、上記振動子及び上記画像ディスプレイに接続され、動く流体又は組織を含む体内の領域の画像を形成する信号プロセッサと、上記画像中の上記動く要素上に、上記流体の流れ又は組織動作の方向を示す表示器を形成するグラフィックディスプレイプロセッサと、上記流体の流れ又は組織動作の方向を計算するベクトルプロセッサとを含み、上記表示器によって示される上記流体の流れ又は組織動作の方向は、上記ベクトルプロセッサによって計算される上記流体の流れ又は組織動作の方向に応答するシステム。

【請求項2】 上記超音波振動子アレイは、サンプル容積位置にビームを送信し、上記サンプル容積位置からのエコーを、2つ以上のサブアパーチャで受信する請求項1記載の超音波診断撮像システム。

【請求項3】 上記グラフィックディスプレイプロセッサは、上記ドプラベクトル情報に応答して、上記流体の流れ又は組織動作の方向を示す上記表示器を形成する請求項2記載の超音波診断撮像システム。

【請求項4】 超音波画像に流れ方向表示器をセットする方法であって、流体が流れる脈管を含む超音波画像を形成する段階と、上記脈管内のサンプル容積位置から複数のエコー信号を捕捉する段階と、上記複数のエコー信号を処理し、動作ベクトルデータを得る段階と、上記動作ベクトルデータを使用し、上記脈管に対し流れ方向表示器をセットする段階とを含む方法。

【請求項5】 上記捕捉段階は振動子アレイの2つのサブアパーチャでエコー信号を受信する段階を含む請求項4記載の方法。

【請求項6】 上記処理段階は上記複数のエコー信号をベクトルドプラ処理し、上記流れ方向を決定する段階を含む請求項4記載の方法。

【請求項7】 超音波画像に動く組織の動作方向を指示する方法であって、超音波処理の際に動く組織を含む超音波画像を形成する段階と、上記動く組織に重なるサンプル容積位置から複数のエコー信号を捕捉する段階と、

上記複数のエコー信号を処理し、動作ベクトルデータを得る段階と、上記動作ベクトルデータを使用し、上記動く組織の動作方向を指示する段階とを含む方法。

【請求項8】 上記動作ベクトルデータを使用し、組織の速度情報を表示する段階を更に含む請求項7記載の方法。

【請求項9】 上記捕捉段階は振動子アレイの2つのサブアパーチャでエコー信号を受信する段階を含む請求項7記載の方法。

【請求項10】 上記処理段階は上記複数のエコー信号をベクトルドプラ処理し、上記組織の動作方向を決定する段階を含む請求項7記載の方法。

【請求項11】 上記形成段階は3次元超音波画像を形成する段階を含み、上記捕捉段階は一直線に配列されていない2つ以上のサブアパーチャでエコー信号を受信する段階を含み、

上記処理段階は3次元の動作ベクトルデータを形成する段階を含む請求項7記載の方法。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

本願は、2000年6月23日に出願した米国仮特許出願番号60/213,786に基づいて優先権を主張する。

【0002】

本発明は、ドップラ技術によって血流を測定する超音波診断システムに係り、より詳細には、血流方向とドップラビーム間の角度による誤差がベクトル処理技術によって自動補正される超音波診断システムに関する。

【0003】

ドップラ超音波は、体内の血流量を測定し、且つ、血流を画像化するために長い間使用してきた。しかし、このような測定は角度に対し敏感であり、というのは、超音波による血流速度推定は、超音波ビーム軸に沿っての速度成分に制限されるからである。従来のドップラ解析は、臨床学的にかなり有用であるが、ドップラ速度測定の論理的な適用により、現行の器具が動脈及び静脈を流れる血流の速度を定量化するのに使用されると信頼度が高くないことが分かっている。超音波ドップラ技術は、ドップラビーム軸と一致する（並行する）流れは正確に測定する。しかし、通常は、ドップラビームをこのような配列に方向付けることは不可能であり、特に、皮膚の線と略並行である表面に近い血管については不可能である。このことにより、測定された速度に誤差が生じ、この誤差は、ドップラビームと流れの方向がなす角度の関数として生じる。このような誤差に対処する従来の方法は、臨床医がカーソル（位置表示機構）を血管の軸と整列するようセットし、カーソルとドップラビームとの角度を利用して測定値を補正する。Journal of Biomechanicsに記載されるT. L. Yearwood及びK. B. Chandranによる「Physiological Pulsatile Flow Experiments in a Model of the Human Aortic Arch」（Vol15, No. 9, pp 683-704, 1984）及びUltrasound in Medicine and Biologyに記載されるD. N. Ku, D. J. Phillips, D. P. Giddens, 及びD. E. Strandnessによる「Haemodynamics of the Normal Human Carotid Bifurcation: In Vitro and In Vivo Studies」（vol. 11, pp 13-26, 1985）、更には、最近の文献で、The Lancetに記載されるP. A. Stonebridge及びC. M. Brophyによる「Spiral laminar flow

in Arteries」(vol. 338, Nov. 30, pp 1360-1361, 1991)では、ほとんどの動脈における正常な流れはヘリカルであり、血管軸と並行ではないことを示しており、これは、動脈内の湾曲及び分岐によるものである。しかし、血液は、動脈の壁付近の領域では壁と並行に流れるが、このことは、速度が血管全体に亘って動脈の軸と並行であるとは意味しない。従って、ドプラ超音波ビームと血管軸がなす角度の余弦を利用して、超音波ビームに投影されるベクトル成分から速度の大きさを正確に決定することができない。更に、流れの血行動態は、アテローム硬化性閉塞疾患による病的な動脈では更に複雑になる。脚の深在静脈血栓症(異常な近位静脈の閉塞症)、脚の静脈弁の閉鎖不全症(venous valvular incompetence)(異常な静脈反射)、大動脈弁狭窄、又は、人工弁逆流といった疾患も複雑な血流パターンを発生し、血管と整列されるカーソルだと正確な速度測定が得られない。

【0004】

本発明の原理では、血流又は組織動作の角度が自動的に計算され、パルス波ドプラで、ユーザにリアルタイムに表示される技術を提示する。従って、この計算された角度の余弦を利用して、血流又は組織動作の速度の大きさを正確に決定可能となる。本発明の技術は、クロスピーム構成の超音波振動子アレイを使用し、この振動子アレイは、速度ベクトルの2つの直交成分を分解可能である。2つのビームによって決められる速度ベクトルは、真の速度ベクトルを分解するのに使用され、この真の速度ベクトルは、血管の超音波画像上の動作カーソルの向きを自動的にセットするよう使用される。臨床医は、自動的なカーソル配置を流れ及び動作の方向として認識するか、カーソルの向きを手動で変更するか、又は、自動的に配置された動作カーソルから計算される速度と臨床医によって手動で方向付けられるカーソルから計算される速度とを比較してもよい。流体又は組織動作の方向を決定する他の技術も説明する。

【0005】

図1に、2つのスペクトルドプラ表示を示す。超音波画像10は、電子的にステアされたアレイ振動子(例えば、ステアドリニア振動子)によって形成され、このアレイ振動子は、画像12の頂上に配置される。画像は、血管14を示し、

その中の血流速度が測定されるべきである。画像中のライン22は、送信ドプラービームの方向を示し、これは、血管14内の所望の測定位置と交差するようステアされる。サンプル容積カーソル16が血管上に置かれ、測定点はカーソル16によって境界付けられる。カーソル16は、流れ方向カーソル18を含む。従来の実施では、臨床医が超音波システムの制御器を手動で調節し、流れ方向カーソル18を血管14の壁と並行となるよう整列された。これは、図面に示すように、そのサンプル位置を流れる血液は、血管の壁と並行であるという仮定に基づいている。ドプラ測定は、ビーム方向22に沿ってのパルスドプラによってサンプル容積位置において行われ、推定される速度は、ビームライン22と流れ方向カーソル18がなす角度に対し調整される。推定される速度は、スペクトルドプラ形式20で表示される。

【0006】

本発明の原理を図2及び図3に説明する。ドプラビームは、振動子アレイ100の幾つかの素子又は全ての素子を用いてビームライン102に沿って送信される。（この実施例では、アレイ素子の全ての）フルアパーチャを使用して、ステアされ且つ集束されるドプラビームをビームラインに沿って送信する。アレイ100の素子は、サブアパーチャA及びサブアパーチャBとして示されるように右と左の受信サブアレイに分割される。アレイ中心に対し両側にあるサブアパーチャの位置は、観察視野の任意の点を通る直線が、関心領域と送信器サブアレイの中心とを結ぶ直線となす角度が等しくなるよう可変であることが好適である。しかし、2つの角度が異なり、それが既知である場合には、等しい角度である必要はない。サブアパーチャは、ビームライン102に沿って選択される点、ここでは、サンプル容積16からのエコー信号を、ビーム路104及び106に沿って受信する。サブアパーチャの中心が分離していることにより、各受信ビーム路はビームライン102、従って、サンプル容積位置における血流の方向に対し独自の角度を有する。図2では、送信ビームは、振動子面に対し垂直である。図3では、ドプラビーム102'は、垂直軸に対し角度 θ でステアされる。ここでも、各サブアパーチャは、送信ビーム方向102'及びサンプル容積16における流れの方向に対し独自の角度が付けられる受信路104'及び106'を有する。

【0007】

本発明の実施例は、音響ビームステアリング方向における軸方向速度成分と、ビームステアリング方向に対し直角の横成分とを分解する。各サブアレイによって受信されまとめられるエコー信号はフーリエ変換によって処理され、ドプラスベクトルの平均周波数が推定される。これは、式

【0008】

【数1】

$$\Delta f = \frac{2vf_0 \cos\theta}{c}$$

を用いて行われ、ただし、 $\cos\theta$ は、送信ビーム軸に沿っての速度成分である。

【0009】

【外1】

$$\vec{K}_0$$

が、送信された超音波ベクトルの方向における単位ベクトルとすると、

【0010】

【外2】

$$\vec{K}_1$$

及び

【0011】

【外3】

$$\vec{K}_2$$

は、2つの受信方向におけるユニットセンタ超音波ベクトルであり、サブアパー

チャAに対するドプラ周波数シフト

【0012】

【外4】

$$\Delta f_1$$

及び、サブアパーチャBに対するドプラ周波数シフト

【0013】

【外5】

$$\Delta f_2$$

は、以下のように書くことが可能である。

【0014】

【数2】

$$\Delta f_1 = \frac{f_0}{c} * (\vec{K}_1 - \vec{K}_0) \cdot \vec{v}$$

及び

【0015】

【数3】

$$\Delta f_2 = \frac{f_0}{c} * (\vec{K}_2 - \vec{K}_0) \cdot \vec{v}$$

ただし、 f_0 は、送信周波数、 c は、超音波伝搬速度(1540m/s)、及び

、

【0016】

【外6】

\vec{v}

は、血流の速度ベクトルである。

【0017】

【外7】

 \vec{K}_1

及び

【0018】

【外8】

 \vec{K}_2

が、

【0019】

【外9】

 \vec{K}_0

に対し対称である場合、差

【0020】

【外10】

$$(\vec{K}_2 - \vec{K}_1)$$

は、速度の横成分に匹敵し、即ち、送信ビーム方向に対し直角の成分と匹敵する。更に、和

【0021】

【外11】

$$(\vec{K}_1 + \vec{K}_2)$$

は、

【0022】

【外12】

$$\vec{K}_0$$

に比例する。

【0023】

速度の横成分は、

【0024】

【数4】

$$v_t = \frac{(\vec{K}_2 - \vec{K}_1) \cdot \vec{v}}{2 \sin(\phi)} = \frac{c}{f_0 * 2 * \sin(\phi)} (\Delta f_2 - \Delta f_1)$$

から得られ、ビーム方向成分は、

【0025】

【数5】

$$v_b = \frac{(\vec{K}_2 + \vec{K}_1) \cdot \vec{v} + 2\vec{K}_0 \cdot \vec{v}}{2 \sin(\phi)} = \frac{c}{f_0 * 2 * \sin(\phi)} * (\Delta f_1 + \Delta f_2)$$

から得られ、ただし、 \vec{v} は、送信波ベクトル

【0026】

【外13】

$$\vec{K}_0$$

と

【0027】

【外14】

$$\vec{K}_1$$

がなす角度である。

【0028】

ドプラ角 は、速度の横及びビーム成分から、

【0029】

【数6】

$$\theta = \arctan \left(\frac{v_t}{v_b} \right) = \arctan \left(\frac{\Delta f_2 - \Delta f_1}{\Delta f_1 + \Delta f_2} \right)$$

によって得られる。

【0030】

図4は、本発明に従って構成される超音波システムを示す。ビームフォーマ112は、アレイ振動子100の素子に接続される複数のチャネルを有する。送信モードでは、ビームフォーマ112は、アレイ振動子100の素子の動作時間を制御し、所望のビーム方向に、且つ、臨床医がサンプル容積カーソル16を置くことによって選択されるサンプル容積位置に集束されるドプラビームを（超音波表示上にビームライン22によって示されるように）送信する。この実施例では、全てのアレイ素子が送信に使用される。受信の際には、サンプル容積からのエコー信号は、アレイ素子を2つのサブアーチャA及びBに分割したものによって受信される。サブアーチャAの素子によって受信されるエコーは、これらの素子に接続されるビームフォーマ受信チャネルによって処理され、サブアーチ

ヤBの素子によって受信されるエコーは、これらの素子に接続されるビームフォーマ受信チャネルによって処理される。2つのサブアパートチャの信号は上述したようにドプラ処理され、これは、アパートチャAドプラプロセッサ114及びアパートチャBドプラプロセッサ116によって行われ、それらの出力は速度ベクトル推定器118によって組合わされ、推定器118は上述したように真のドプラ速度ベクトルを計算する。速度ベクトル推定器から得られる速度情報は、スペクトル表示プロセッサ120によって使用されスペクトルドプラ表示20(図1参照)用の信号が形成され、ドプラ角 θ は、グラフィックプロセッサ140に接続され、そこにおいて、ドプラ角 θ は、ビーム方向ライン22に対し流れ方向カーソル18が表示する向きを自動的にセットするよう使用される。ドプラビームは、Bモードプロセッサ130によって使用されるBモード走査線の送信及び受信で、時間的にインタリーブされ、それにより、超音波画像10を形成し、画像上にはサンプル容積及び流れ方向カーソルが表示される。超音波画像は更に、所望される場合には、カラー・フロー・ドプラ画像であってもよい。

【0031】

本発明の実施例は真の血流速度及びドプラ角 θ を推定するが、流れ方向カーソルの向きが、血管壁と並行なカーソルを見慣れているユーザにとっては正しくないよう見える場合がある。従って、グラフィックプロセッサ140は、ユーザ制御に反応し、それによって、ユーザが、流れ方向カーソルをシステムによって決定される位置から手動でリセットしてもよい。或いは、ユーザは、自動的に表示されるカーソルの上に手動で自分の流れ方向カーソルを配置してもよい。2つのスペクトル表示を示すことができ、1つは、システムによって決められる速度を使用したものであり、もう1つは、ユーザのカーソルによって設定される角度によって補正されたものであり、これにより、臨床医は、これらの2つの結果としての速度を比較することが可能となる。この比較は、2つの平均速度トレースを有するスペクトル表示として示されてもよく、1つは自動的に決定されるベクトルから得られたものであり、もう1つはユーザの手動で設定されたカーソルに対応して補正されたものである。

【0032】

本発明の技術に対し多数の変形及び追加が可能である。ドプラベクトル推定のために2つのサブアーチャからのドプラ信号を使用するのではなく、3つ以上のサブアーチャを使用してもよい。3つのサブアーチャは、例えば、速度及び流れ方向を、3次元画像で推定するために使用できる。3つのサブアーチャのうちの少なくとも2つのサブアーチャは、3次元画像フィールドにおける動作方向を検出するためには、ともに整列されていてはいけない。ベクトル推定には、例えば、血球のスペックルトラッキングを行うといった動き推定技術を用いてもよい。スペックルトラッキングが、動作方向を見つけるために使用される場合、超音波ビームのコヒーレント性によって得られる動く血球又は組織のスペックルパターンは、血球及び組織が動くにつれて追跡される。空間クワドラチャ検波といったようなビーム変調技術を使用して動作ベクトルを決定してもよい。空間クワドラチャ技術では、ビームは横方向に変調され、組織又は流れの横動作から発生する位相シフトを得る。動作の軸方向成分は、従来のドプラ技術によって得られてもよく、横動作成分及び軸方向動作成分は求積法に使用され、真の動作方向が決定される。本発明の技術は、速度を正確に形成し、血流のような流体と、弁、心臓、又は、血管壁といった組織の動作方向を表示するために使用することができる。本発明の技術は、2次元及び3次元の超音波画像に使用できる。本発明の技術は、米国特許第5,365,929号に記載されるように多数のサンプル容積及びスペクトル表示を使用してもよい。

【0033】

本発明のシステムは、2つに分割される受信アーチャによって2つのPW(パルス波)信号(図2及び3参照)の同時捕捉、及び、2つのPW(パルス波)信号の処理を得ることが可能となる。2つのPW信号は次に画像メモリに入れられ、PW信号は、流れの絶対速度及び方向を得るためにそこから回収され処理される。ユーザがサンプル容積を血管内で移動させるとともに、この方向に従って角度補正が自動的に行われ、この方向角度の余弦によって速度を補正する。従って、ユーザは、リアルタイムで血流の絶対速度及び方向の自動評価を得られる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

2つのスペクトルドプラ表示を示す図である。

【図2】

振動子アレイに対し垂直にステアされる送信ビームに対するクロスピーム受信を示す図である。

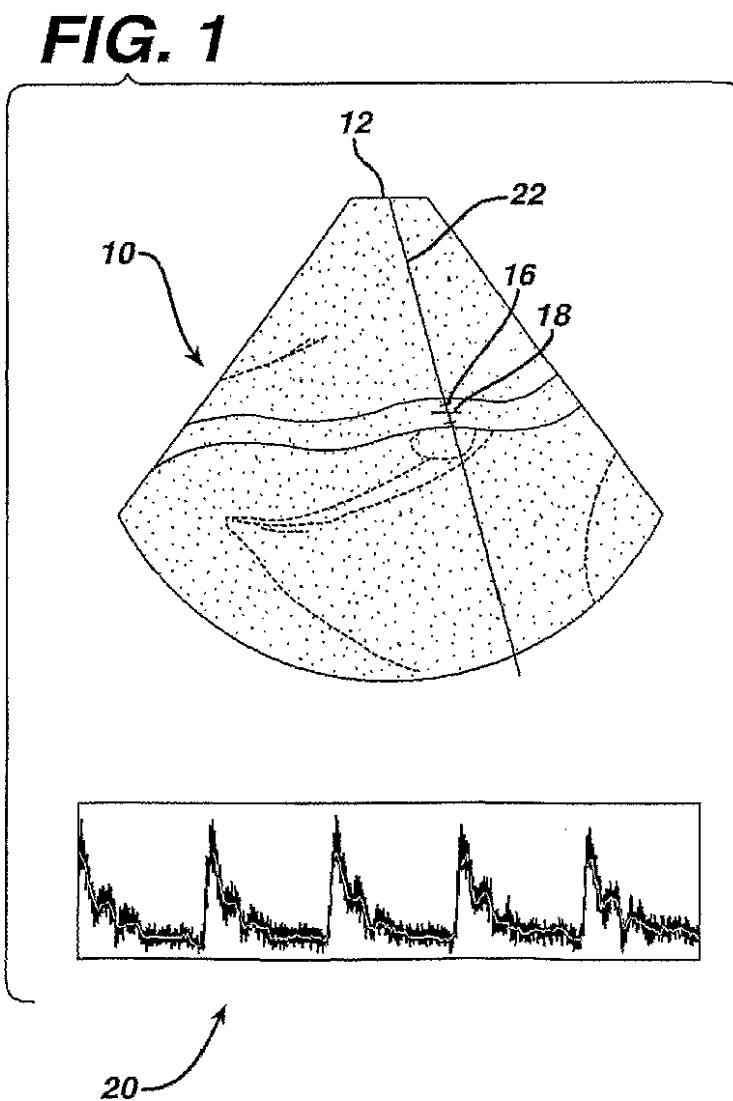
【図3】

振動子アレイに対し非直交な角度にステアされる送信ビームに対するクロスピーム受信を示す図である。

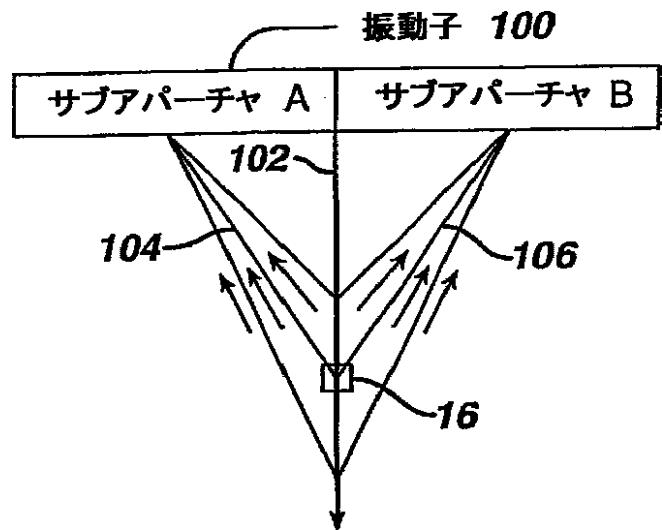
【図4】

本発明の原理に従って構成される超音波システムを示すブロック図である。

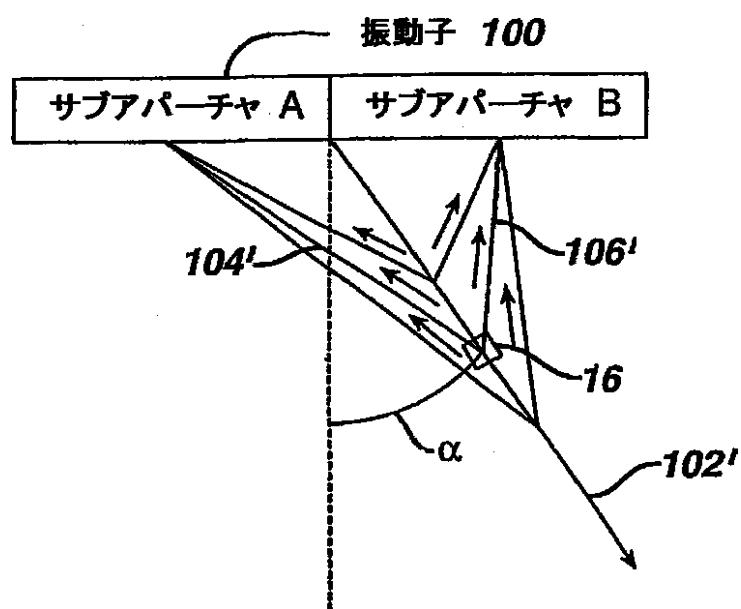
【図1】



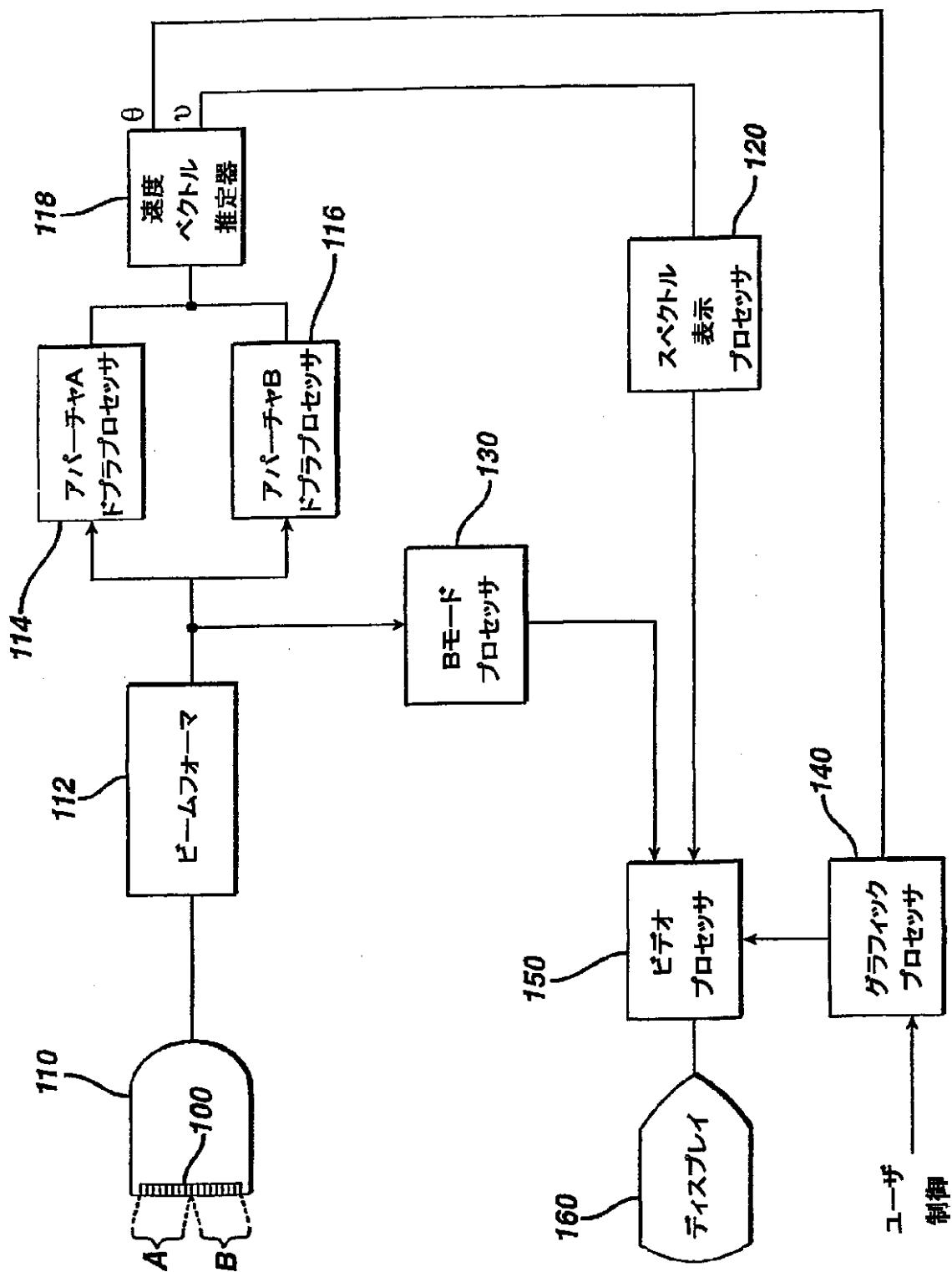
【図2】



【図3】



【図4】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/EP 01/06885

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
IPC 7 A61B8/06 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 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		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 409 010 A (BEACH ET AL.) 25 April 1995 (1995-04-25) column 18, line 21 -column 21, line 68; figures 1-24 abstract ---	1-10
Y	US 5 454 372 A (BANJANIN ET AL.) 3 October 1995 (1995-10-03) the whole document ---	1-11
P, Y	US 6 213 947 B1 (PHILLIPS) 10 April 2001 (2001-04-10) column 5, line 58 -column 6, line 17 abstract; figures 1-25 ---	1-11
A	US 5 522 393 A (PHILLIPS ET AL.) 4 June 1996 (1996-06-04) the whole document ---	1, 4, 7
		-/-
<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.		
& document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
3 December 2001		14/12/2001
Name and mailing address of the ISA		Authorized officer
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		Hunt, B

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/EP 01/06885

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 4 800 891 A (KIM) 31 January 1989 (1989-01-31) abstract; figures 1-5 -----	1, 4, 7
A	US 5 038 788 A (SATAKE) 13 August 1991 (1991-08-13) abstract; figures 1-12 -----	1, 4, 7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No
PCT/EP 01/06885

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)		Publication date
US 5409010	A	25-04-1995	NONE		
US 5454372	A	03-10-1995	DE	19521856 A1	21-12-1995
			JP	8000622 A	09-01-1996
US 6213947	B1	10-04-2001	AU	4037500 A	16-10-2000
			WO	0057769 A2	05-10-2000
US 5522393	A	04-06-1996	NONE		
US 4800891	A	31-01-1989	NONE		
US 5038788	A	13-08-1991	JP	1885765 C	22-11-1994
			JP	2264646 A	29-10-1990
			JP	6009560 B	09-02-1994

フロントページの続き

(81)指定国 E P (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

(72)発明者 ルース,ヘレン エフ
オランダ国, 5656 アーアー アインドー⁶
フェン, プロフ・ホルストラーン
F ターム(参考) 4C301 AA02 BB22 DD01 DD04 DD06
EE11 GB04 HH13 HH40 JB17
JB22 JB29 JC14 JC16 KK09
KK16 KK27 KK30
4C601 BB05 BB06 DD03 DE01 DE03
EE09 GB01 GB03 GB04 HH14
HH22 JB01 JB08 JB34 JB35
JB45 JB51 JC15 JC20 JC21
JC25 JC37 KK21 KK31

专利名称(译)	超声波矢量处理自动校正流量角度		
公开(公告)号	JP2003535639A	公开(公告)日	2003-12-02
申请号	JP2002503182	申请日	2001-06-15
[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	クリトンアリンエル ルースヘレンエフ		
发明人	クリトン,アリン エル ルース,ヘレン エフ		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 G01S15/58 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8984 A61B8/06 A61B8/08 G01S15/8918 G01S15/8927		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB22 4C301/DD01 4C301/DD04 4C301/DD06 4C301/EE11 4C301/GB04 4C301/HH13 4C301/HH40 4C301/JB17 4C301/JB22 4C301/JB29 4C301/JC14 4C301/JC16 4C301/KK09 4C301/KK16 4C301/KK27 4C301/KK30 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/JB01 4C601/JB08 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB45 4C601/JB51 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK31		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	60/213786 2000-06-23 US 09/721301 2000-11-21 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声系统形成包含血管的图像。 血液流动方向指示器显示在血管上，以指示血液在血管中流动的方向。 血流方向用于校正声波角度的多普勒估计。 血流方向指示器的方向由矢量处理器自动设置。 自动计算的角度用于显示准确的流速，而无需用户干预。

