

(51) Int.CI<sup>7</sup>  
A 6 1 B 8/06  
G 0 6 T 1/00  
3/00

識別記号

F |

テ-マコ-ト (参考)

4	C	3	0	1
5	B	0	5	7

(21)出願番号 特願2003 - 364077(P2003 - 364077)

(71)出願人 500000348

(22)出願日 平成14年12月16日(2002.12.16)

(31) 優先權主張番号 025398

(32) 優先日 平成13年12月18日(2001.12.18)

### (33) 優先権主張国　　末国(US)

(71)出願人 590000248  
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 アイントー  
フェン フルーネヴェアウツウェッハ 1  
シアン - ニン リ  
アメリカ合衆国,ワシントン 98012,ミル  
クリーク,164ス ストリート エスイー  
1621  
(72)発明者  
(74)代理人 100070150  
弁理士 伊東 忠彦 (外2名)

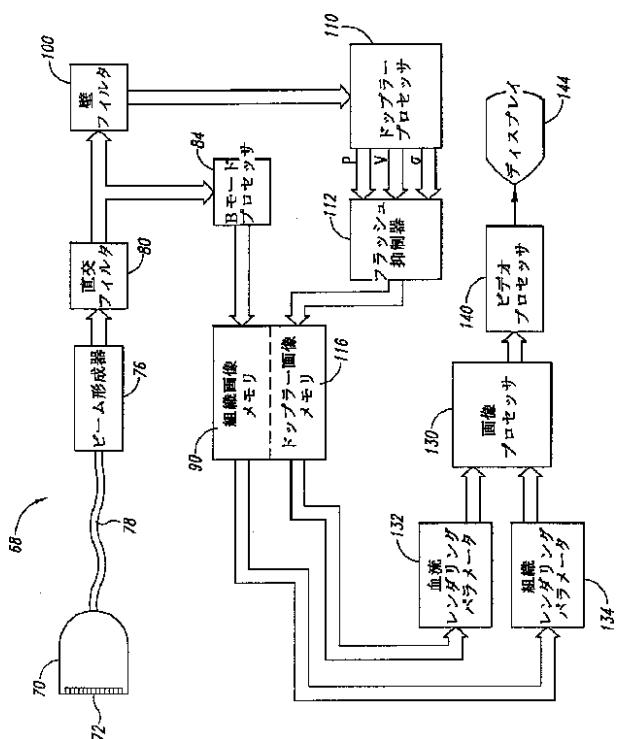
最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波血流撮像及び体積流量計算のための方法及びシステム

(57) 【要約】

【課題】 正確且つ迅速に超音波血流撮像及び体積流量計算を行う方法及び装置を提供することを目的とする。

【解決手段】 超音波撮像方法及びシステムは、ビーム形成器に結合された 2D アレイトランステューサ走査ヘッドを用いる。ビーム形成器及び走査ヘッドは、血管を通じて延びる測定体積から反射する超音波エコーに対応する信号を取得する。信号はサンプル体積中で血流速度の 3D ドップラー画像に対応するデータを発生するためドップラープロセッサにより処理され、血管を通る断面に対応するデータを発生するため B モードプロセッサにより処理される。画像プロセッサは、3D ドップラー画像に対応するデータを 3D ドップラー画像の平面上への投影に対応するデータへ変換する。画像プロセッサは合成画像を作成するために変換されたドップラーデータを B モードデータと組み合わせる。体積流量は 3D ドップラー画像の投影中の流れ速度の積分でも決定されうる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 血管の内腔と交差する比較的狭く走査ヘッドから所定の距離にあるサンプル体積中の血流速度の三次元ドッpler画像を得るために二次元超音波走査ヘッドを使用する段階と、  
上記ドッpler画像を平坦な面に電子的に投影する段階と、  
上記電子的に投影されたドッpler画像の画像を作成する段階とを含む、  
血管中の体積の流れの画像を得る方法。

【請求項2】 上記使用段階は更に、  
送信された超音波ビームの方向がサンプル面に対して略垂直となる点のサンプル面を含むサンプル体積を得る段階を含む、請求項1記載の方法。

【請求項3】 組織の画像を作成する段階は、  
内腔に隣接する組織からの超音波信号を捕捉する段階と、  
組織の画像を上記電子的に投影されたドッpler画像の画像と重ね合わせて作成する段階とを含む、請求項2記載の方法。

【請求項4】 一次元アレイトランスデューサを血管に對して異なる向きに動かすことによって血管から速度情報を捕捉する段階と、  
速度プロファイルを生成するために夫々の向きで捕捉された速度情報を直線上に投影する段階と、  
流量の更新された推定値を生じさせるために上記投影された速度情報を異なる向きから捕捉された速度情報と組み合わせたものから流量を推定する段階と、  
上記流量推定値を表示する段階とを含む、  
血管中の血液流量を推定する方法。

【請求項5】 推定段階において、複数の向きから捕捉される速度情報の加重平均を生じさせる段階を含み、重み付けは異なったトランスデューサの向きの間の回転的な又は角度的なステップの関数である、請求項4記載の方法。

【請求項6】 複数のトランスデューサ素子を有する走査ヘッドと、  
超音波トランスデューサからのエコー信号を受信しそれに対応する出力信号を発生するよう結合されるビーム形成器と、

上記ビーム形成器に結合され、血管が交差する平坦でない面上の血管を通って流れる血液の速度の画像に対応するデータを発生するよう動作可能なドッplerプロセッサと、

上記ドッplerプロセッサに結合され、上記平坦でない面上の血流速度の平面への投影に対応する二次元ドッpler画像を発生するよう動作可能な画像プロセッサと、  
二次元ドッpler画像データに対応する画像を表示するディスプレイとを含む、  
血管を通って流れる血液の体積流量画像を表示するシス\*

\*テム。

【請求項7】 上記画像プロセッサは、血管を通る血液の体積流量を決定するために血管の面積に亘り二次元ドッpler画像データを積分するよう更に動作可能である、請求項6記載のシステム。

【請求項8】 上記画像プロセッサは、血管の血流を線引きするテンプレートによって合成画像を自動的にセグメンテーションするよう更に動作可能である、請求項6記載のシステム。

10 【請求項9】 上記画像プロセッサは、上記テンプレートの寸法を拡大縮小することによって上記テンプレートを調整するよう更に動作可能である、請求項8記載のシステム。

【請求項10】 上記画像プロセッサは、上記テンプレートの選択された部分の位置を調整するよう更に動作可能である、請求項8記載のシステム。

【請求項11】 上記画像プロセッサは、上記テンプレートによって囲まれた血管の一部を通る血液の体積流量を決定するようテンプレートの面積に亘って二次元ドッpler画像データを積分するよう更に動作可能である、請求項8記載のシステム。

【請求項12】 平坦でない面を含む三次元画像を生成するよう動作するドッplerプロセッサによって生成される速度データに応答的な三次元画像プロセッサを更に含む、請求項6記載のシステム。

【請求項13】 上記走査ヘッドは血管に向けられた複数のビームを送信するよう動作可能であり、上記平坦でない面は走査ヘッドによって送信されるビームが上記平坦でない面に対して略垂直である複数の点を含む、請求項6記載のシステム。

【請求項14】 血管を通って流れる血液の速度を示す三次元ドッpler画像の平面上への投影から生ずる二次元ドッpler画像上に重ね合わされた血管の断面超音波画像を含む合成超音波画像。

【請求項15】 上記三次元ドッpler画像は、血管を横切って延びる比較的狭い球面のサンプル体積を通って撮られた画像を含む、請求項14記載の合成超音波画像。

40 【請求項16】 血管と上記血管を通って流れる血流との間の境界を線引きするために画像上に重ね合わされたセグメンテーションテンプレートを更に含む、請求項14記載の合成超音波画像。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波診断の分野に関連し、特に血管の形状又は角度的な向きについての知識を必要とせずに血管の流量体積を正確に推定しうる方法及びシステムに係る。

【0002】

【従来の技術】超音波は、様々な撮像モードを用いて組

織及び血管を撮像するために使用されうる。例えば、Bモードの走査は、画像中の各領域の輝度が組織の対応する領域から戻る超音波の強度の関数であるグレースケールで組織を描写することによって組織の画像を撮像するために使用されうる。Bモードの走査は、器官及び血管の形状を視覚化するため、及び、組織中の例えは腫瘍といった塊の存在を検出するために使用されうる。

【0003】ドップラー走査は、動脈又は静脈を通って流れる血液といった動く音散乱体の速度を示す画像を与えるために使用されうる。血管を通る血液の流れのパターンを撮像するためにドップラー走査を用いることにより、血流速度及び血管の内部形状が撮像され定量化されることが可能となる。結果として、血管内の部分的な閉塞による狭窄が検出されうる。

【0004】また、体積流量、即ち流量の体積をドップラー走査を用いて測定する試みがされてきた。体積流量測定は、例えは心拍出量を決定するために重要でありうる。1つの従来技術のアプローチでは、血管の断面に沿って複数の離間したドップラー走査線を得るために位相配列走査ヘッドが使用される。次に、走査線は血管を通る血流の流れを示す二次元画像を形成するために結合される。血管を通って流れる血液の速度は、体積流量を決定するために血管の面積に亘って積分されうる。許容可能な時間内に多数の位置から動作するために、走査平面の数は、走査平面が互いに十分に離間するような値に制限されねばならない。結果として、画像領域中に示される流れ情報の多くは隣接する平面の間を補間することによって得られる。血管を通る血流は非常に不規則な場合があるため、平均速度値が走査平面間の領域中の実際の血流を正確に示す保証はない。更に、測定された流速は実際の流量に対して超音波ビームと流れ方向の間の角度の余弦だけ異なる。従って、血流の方向を正確に決定するのは困難であることが多い。従って、二次元アプローチを用いた従来のドップラー撮像は、血流の正確な表示を与えない場合が多い。

【0005】上述のように、血管中の血液の体積流量は、血管の面積に亘って積分された血流速度である。従って、従来の二次元ドップラー撮像法を用いた血流の測定の不正確さは、血液の体積流量の決定の精度に影響を与える。

【0006】従来の多走査線ドップラー撮像技術を用いて血液の体積流量を測定する場合は上述の制限があるため、血流量を測定し表現する改善された技術が開発されてきた。例えば、1つの技術では、血管を通る血流速度は、異なる角度で血管を横切る幾つかの平面上で測定される（例えは特許文献1）。この血流速度データを処理することにより、超音波ビームと血流の方向との間の角度を知ることなしに、血液の体積流量が決定されうる。しかしながら、この技術の有用性は、必要とされる幾学的な仮定によって、また、幾つかの平面上で血液の速

度の測定値を得る必要性によって制限されるようである。

【0007】例えは非特許文献1及び非特許文献2に記載の他のアプローチは、超音波ビームと血流方向の間の角度について知る必要なしに血液の体積流量を直接測定することが可能である。図1を参照するに、血管10を通る血液の体積流量は、血管を通る任意のサンプル面14を通る体積流量を測定することによって測定されうる。サンプル面14を通る体積流量は、まず三次元ドップラー走査を行うことによってサンプル面14を通って流れる血液の速度を決定することによって測定されうる。次に、速度はサンプル面14の面積全体に亘って積分される。

【0008】面14が特定の向きとされなくともよいのは、どのような血液の体積が通って流れても血管10を通って延びるどの面又は平面もサンプル面14を通って流れるからである。従って、サンプル面14は、血管10を通って流れる血液の流れに対して任意の向きを有する任意の形状でありうる。実際は、図2に示すように、球面サンプル面20は二次元アレイ走査ヘッド24から等距離の狭いサンプル体積22中の三次元ドップラー画像を得ることによって得られる。この種類のドップラー走査は、本願では、フロー・モード或いはFモードの走査と称するものとする。Fモード走査によって得られる三次元流れ画像26は、図3に示される。図3に示すように、三次元流れ画像26は、球面サンプル面20に対応する血管10を通る球面断面28として表わされる。血液の流速はFモード走査を用いて決定されうるが、球面断面28中の流速を描写するのは困難である。特に、三次元の表面を従来のディスプレイで利用可能な二次元で表現するのは困難である。画像を三次元で見せることが必要であるため、比較的多くの処理時間が必要であり、従って、リアルタイムな体積流量画像を与えるのが困難である。更に、関心となる流れ領域を示す所望のユーザ対話と共に球面上のデータを計算するのは、より複雑である。

【0009】図2によって示される流れ撮像技術の他の困難性は、血流と血管10の壁との間の境界線の線引きを行うことである。このプロセスは、セグメンテーションとして知られており、流れの速度が積分される面積を画成するために重要である。セグメンテーションが全ての血流を含まない場合、体積流量測定は不正確となる。セグメンテーションが周りの流れの事象を含む場合、積分を必要としない面積に亘って積分が行われ、従って血液の体積流量を決定するために必要な捕捉及び処理時間が増えてしまう。また、セグメンテーションが他の血管によって占められる領域を囲む場合、体積流量計算は不正確な場合がある。セグメンテーションは、現在では殆どの場合、血流と血管10との間の境界上の制御点を識別することによって達成される。次に、超音波モニタは

制御点を連結することでセグメンテーションプロセスを完了する。正確なセグメンテーションは、多数の制御点を必要とし、従ってこのセグメンテーション技術は非常に時間がかかる。また、血流と血管の壁との間の境界を正確に識別することが困難な場合がある。

【0010】

【特許文献1】米国特許第第5,623,940号明細書

【非特許文献1】キム(Kim)外著「体積流量の定量化のための新しいドッパー法：カラードップラー法を用いた生体内確認 (A New Doppler Method for Quantification of Volumetric Flow: In Vivo Validation Using Color Doppler)」、米国心臓病学会誌(Journal of the American College of Cardiology)、1996年

【非特許文献2】ブランドバーグ(Brandberg)外著「多数平面速度ベクトルの自動化された球面積分を用いた流量の心エコー図測定の精度の向上 (Increased Accuracy of Echocardiographic Measurement of Flow Using Automated Spherical Integration of Multiple Plane Velocity Vectors)」、医学及び生物学における超音波(Ultrasound In Med. & Biol.)、1999年

【発明が解決しようとする課題】従って、体積流量が容易に且つ迅速に計算されうるよう二次元で血流を正確に描写することができ、血流と血管の壁との間の境界の線引きを行うために迅速且つ容易に画像をセグメンテーションすることができる方法及び装置が必要とされる。

【0011】

【課題を解決するための手段】超音波画像を生成する方法及びシステムは、血管を通って流れる血液の速度を示し、血液の体積流量を計算する。比較的狭い測定体積中で血流速度の三次元ドッパー画像を得るために、二次元超音波トランスデューサアレイ又は動く一次元アレイが使用される。測定体積は、トランスデューサから一定の距離で血管と交差する。次に、測定体積のドッパーデータは、ディスプレイ上で見ることができる二次元血流速度画像を作成するために平坦な面上に電子的に投影される。血管を通って流れる血液の体積流量は、二次元血流速度画像中で血流速度を積分することによって決定されうる。Bモード走査によって得られる血管の断面は、二次元血流速度画像上に重ね合わされうる。

【0012】本発明の方法は、更に、血管の壁に略重なるテンプレートを作成することにより電子的に投影されたドッパー画像と重なり合う電子的に投影された組織画像を自動的にセグメンテーションする段階を含む。

【0013】本発明の方法は、更にテンプレートを調整する段階を含む。

【0014】テンプレートを調整する段階は、更にテンプレートの寸法を拡大縮小する段階を含みうるか、又は、テンプレートの選択された部分の位置を調整する段階を含みうる。

【0015】本発明の方法は、更に、血管中の血液の体積流量を決定するためにテンプレート中の血流速度を積分し、血液の体積流量に対応する値を表示する段階を含む。

【0016】走査ヘッドは、二次元アレイ走査ヘッドからなるものありうる。

【0017】本発明の方法は、更に、血管中の血液の体積流量を決定するために内腔の中の血流速度を積分し、血液の体積流量に対応する値を表示する段階を含む。

【0018】本発明の他の実施例によれば、方法は、一次元アレイトランスデューサを血管に対して異なる向きに動かすことによって血管から速度情報を捕捉することによって推定を行い、速度プロファイルを生成するために、それぞれの向きで捕捉された速度情報を直線上に投影し、流量の更新された推定値を生成するために、投影された速度情報を異なる向きから捕捉された速度情報を合わせて流量を推定し、流量の推定値を表示する。

【0019】他の実施例によれば、方法は、捕捉段階が一定の時間に亘って夫々の向きから速度情報を捕捉する段階を含むものであってもよく、テンプレート中の血液の体積流量を決定するために、テンプレート中の血流速度に対応する変換されたドッパーデータを積分し、血液の体積流量に対応する値を表示する段階を含むものであってもよい。

【0020】方法は、テンプレートを調整する段階を更に含みうる。

【0021】テンプレートを調整する段階は、テンプレートの寸法を拡大縮小する段階を含んでもよく、テンプレートの選択された部分の位置を調整する段階を含んでもよい。

【0022】他の実施例によれば、方法は、血管中の血液の体積流量を決定するために画像中の血流速度に対応する変換されたドッパーデータを積分し、血液の体積流量に対応する値を表示する段階を含みうる。

【0023】1つの実施例によれば、本発明の方法は、血管を通って流れる血液の体積流量を決定し、血管の内腔全体を横切る比較的狭くトランスデューサから一定の距離にあるサンプル体積中の血流速度の三次元ドッパー画像に対応するデータを得るために二次元アレイトランステューサを使用する段階と、平面上への三次元ドッパー画像の投影に対応するデータを与え、それにより表面における血流速度の三次元ドッパー画像に対応する二次元ドッパー画像データを与えるよう、三次元ドッパー画像に対応するデータを処理する段階と、血液の体積流量を決定するために血流の面積に亘って二次元ドッパー画像中に示される血流の速度を積分するために二次元ドッパー画像データを処理する段階とを含む。

【0024】この実施例は、二次元ドッパー画像を表示する段階を更に含み、血流を血管からセグメンテーションする段階を更に含み、血流を血管からセグメンテーション

ヨンするために二次元ドップラー画像データを処理する段階を更に含み、二次元ドップラー画像データを処理する段階において、セグメンテーションされた血液の流れの中で血流の速度を積分する。

#### 【0025】

【発明の実施の形態】本発明の1つの実施例は、図2及び図3に示すように、トランスデューサ24から等距離の狭い測定体積22中でドップラー走査技術を使用する。トランスデューサ24は、三次元Fモードドップラー走査を行うことが可能な二次元アレイトランスデューサであることが望ましい。図2及び図3に示す技術と同様に、Fモード走査から生ずる三次元体積流量画像26は、トランスデューサのサイズが点光源を近似するような範囲に亘って球面の断面28中の一組の速度ベクトルである。最適には、速度は、平坦でない面28上の各点において推定され、推定は、速度推定が行われる点において面に対して垂直なビームを用いて行われる。しかしながら、図2及び図3に示す技術とは異なり、本発明の1つの実施例では、図4に示すような二次元流れ画像44を形成するために、平坦でない三次元流れ画像26を20二次元画像平面40上に電子的に投影する。二次元の投影画像44を作成することにより、流れ画像44は、元の三次元流れ画像26を表現するのに必要な処理パワーよりもかなり少ない処理パワーで表現されうる。結果として、ユーザ対話は、リアルタイム処理で容易に表現されうる。

【0026】図4を更に参照するに、図6を参照して説明される本発明の一つの実施例は、血管10と球面サンプル面20上でその近傍を囲む組織とを含むBモード画像56を取得し、Bモード画像56を、三次元流れ画像26を平面上に投影することによって得られる二次元流れ画像44に重ね合わせる。結果として、二次元流れ画像44に示す血流とBモード画像56中に示される血管10の壁ははっきりと見える。従って、血流の領域を線引きするために画像を従来の方法でセグメンテーションすることが比較的容易である。

【0027】血流と血管壁との間の境界のセグメンテーションを更に容易にするために、図6に示す本発明の実施例は、図4に示すように境界を線引きするテンプレート64を自動的に作成する。テンプレート64は、図5A及び図5Bに示すようにより大きい寸法又はより小さい寸法へ拡大縮小することによって、又は、図5C及び図5Dに示すように特定の領域へ拡張又は収縮することによって操作されうる。テンプレート64は、様々な手段によって、例えばポインティングデバイス(図示せず)でテンプレート64上の特定の点を選択し、次に点を所望の方向へ動かすことによって、特定の領域で拡張又は収縮されうる。テンプレート64は、次に動かされた点を囲むよう自動的に調整される。電子的に描画された境界輪郭を調整するこの技術は、2000年12月7

10 20 30 40 50 60 70 80 90 100 110 120 130 140 150 160 170 180 190 200 210 220 230 240 250 260 270 280 290 300 310 320 330 340 350 360 370 380 390 400 410 420 430 440 450 460 470 480 490 500 510 520 530 540 550 560 570 580 590 600 610 620 630 640 650 660 670 680 690 700 710 720 730 740 750 760 770 780 790 800 810 820 830 840 850 860 870 880 890 900 910 920 930 940 950 960 970 980 990 1000 1010 1020 1030 1040 1050 1060 1070 1080 1090 1100 1110 1120 1130 1140 1150 1160 1170 1180 1190 1200 1210 1220 1230 1240 1250 1260 1270 1280 1290 1300 1310 1320 1330 1340 1350 1360 1370 1380 1390 1400 1410 1420 1430 1440 1450 1460 1470 1480 1490 1500 1510 1520 1530 1540 1550 1560 1570 1580 1590 1600 1610 1620 1630 1640 1650 1660 1670 1680 1690 1700 1710 1720 1730 1740 1750 1760 1770 1780 1790 1800 1810 1820 1830 1840 1850 1860 1870 1880 1890 1900 1910 1920 1930 1940 1950 1960 1970 1980 1990 2000 2010 2020 2030 2040 2050 2060 2070 2080 2090 2100 2110 2120 2130 2140 2150 2160 2170 2180 2190 2200 2210 2220 2230 2240 2250 2260 2270 2280 2290 2300 2310 2320 2330 2340 2350 2360 2370 2380 2390 2400 2410 2420 2430 2440 2450 2460 2470 2480 2490 2500 2510 2520 2530 2540 2550 2560 2570 2580 2590 2600 2610 2620 2630 2640 2650 2660 2670 2680 2690 2700 2710 2720 2730 2740 2750 2760 2770 2780 2790 2800 2810 2820 2830 2840 2850 2860 2870 2880 2890 2900 2910 2920 2930 2940 2950 2960 2970 2980 2990 2995 3000 3005 3010 3015 3020 3025 3030 3035 3040 3045 3050 3055 3060 3065 3070 3075 3080 3085 3090 3095 3100 3105 3110 3115 3120 3125 3130 3135 3140 3145 3150 3155 3160 3165 3170 3175 3180 3185 3190 3195 3200 3205 3210 3215 3220 3225 3230 3235 3240 3245 3250 3255 3260 3265 3270 3275 3280 3285 3290 3295 3300 3305 3310 3315 3320 3325 3330 3335 3340 3345 3350 3355 3360 3365 3370 3375 3380 3385 3390 3395 3400 3405 3410 3415 3420 3425 3430 3435 3440 3445 3450 3455 3460 3465 3470 3475 3480 3485 3490 3495 3500 3505 3510 3515 3520 3525 3530 3535 3540 3545 3550 3555 3560 3565 3570 3575 3580 3585 3590 3595 3600 3605 3610 3615 3620 3625 3630 3635 3640 3645 3650 3655 3660 3665 3670 3675 3680 3685 3690 3695 3700 3705 3710 3715 3720 3725 3730 3735 3740 3745 3750 3755 3760 3765 3770 3775 3780 3785 3790 3795 3800 3805 3810 3815 3820 3825 3830 3835 3840 3845 3850 3855 3860 3865 3870 3875 3880 3885 3890 3895 3900 3905 3910 3915 3920 3925 3930 3935 3940 3945 3950 3955 3960 3965 3970 3975 3980 3985 3990 3995 4000 4005 4010 4015 4020 4025 4030 4035 4040 4045 4050 4055 4060 4065 4070 4075 4080 4085 4090 4095 4096 4097 4098 4099 4100 4101 4102 4103 4104 4105 4106 4107 4108 4109 4110 4111 4112 4113 4114 4115 4116 4117 4118 4119 4110 4111 4112 4113 4114 4115 4116 4117 4118 4119 4120 4121 4122 4123 4124 4125 4126 4127 4128 4129 4120 4121 4122 4123 4124 4125 4126 4127 4128 4129 4130 4131 4132 4133 4134 4135 4136 4137 4138 4139 4130 4131 4132 4133 4134 4135 4136 4137 4138 4139 4140 4141 4142 4143 4144 4145 4146 4147 4148 4149 4140 4141 4142 4143 4144 4145 4146 4147 4148 4149 4150 4151 4152 4153 4154 4155 4156 4157 4158 4159 4150 4151 4152 4153 4154 4155 4156 4157 4158 4159 4160 4161 4162 4163 4164 4165 4166 4167 4168 4169 4160 4161 4162 4163 4164 4165 4166 4167 4168 4169 4170 4171 4172 4173 4174 4175 4176 4177 4178 4179 4170 4171 4172 4173 4174 4175 4176 4177 4178 4179 4180 4181 4182 4183 4184 4185 4186 4187 4188 4189 4180 4181 4182 4183 4184 4185 4186 4187 4188 4189 4190 4191 4192 4193 4194 4195 4196 4197 4198 4199 4190 4191 4192 4193 4194 4195 4196 4197 4198 4199 4200 4201 4202 4203 4204 4205 4206 4207 4208 4209 4200 4201 4202 4203 4204 4205 4206 4207 4208 4209 4210 4211 4212 4213 4214 4215 4216 4217 4218 4219 4210 4211 4212 4213 4214 4215 4216 4217 4218 4219 4220 4221 4222 4223 4224 4225 4226 4227 4228 4229 4220 4221 4222 4223 4224 4225 4226 4227 4228 4229 4230 4231 4232 4233 4234 4235 4236 4237 4238 4239 4230 4231 4232 4233 4234 4235 4236 4237 4238 4239 4240 4241 4242 4243 4244 4245 4246 4247 4248 4249 4240 4241 4242 4243 4244 4245 4246 4247 4248 4249 4250 4251 4252 4253 4254 4255 4256 4257 4258 4259 4250 4251 4252 4253 4254 4255 4256 4257 4258 4259 4260 4261 4262 4263 4264 4265 4266 4267 4268 4269 4260 4261 4262 4263 4264 4265 4266 4267 4268 4269 4270 4271 4272 4273 4274 4275 4276 4277 4278 4279 4270 4271 4272 4273 4274 4275 4276 4277 4278 4279 4280 4281 4282 4283 4284 4285 4286 4287 4288 4289 4280 4281 4282 4283 4284 4285 4286 4287 4288 4289 4290 4291 4292 4293 4294 4295 4296 4297 4298 4299 4290 4291 4292 4293 4294 4295 4296 4297 4298 4299 4300 4301 4302 4303 4304 4305 4306 4307 4308 4309 4300 4301 4302 4303 4304 4305 4306 4307 4308 4309 4310 4311 4312 4313 4314 4315 4316 4317 4318 4319 4310 4311 4312 4313 4314 4315 4316 4317 4318 4319 4320 4321 4322 4323 4324 4325 4326 4327 4328 4329 4320 4321 4322 4323 4324 4325 4326 4327 4328 4329 4330 4331 4332 4333 4334 4335 4336 4337 4338 4339 4330 4331 4332 4333 4334 4335 4336 4337 4338 4339 4340 4341 4342 4343 4344 4345 4346 4347 4348 4349 4340 4341 4342 4343 4344 4345 4346 4347 4348 4349 4350 4351 4352 4353 4354 4355 4356 4357 4358 4359 4350 4351 4352 4353 4354 4355 4356 4357 4358 4359 4360 4361 4362 4363 4364 4365 4366 4367 4368 4369 4360 4361 4362 4363 4364 4365 4366 4367 4368 4369 4370 4371 4372 4373 4374 4375 4376 4377 4378 4379 4370 4371 4372 4373 4374 4375 4376 4377 4378 4379 4380 4381 4382 4383 4384 4385 4386 4387 4388 4389 4380 4381 4382 4383 4384 4385 4386 4387 4388 4389 4390 4391 4392 4393 4394 4395 4396 4397 4398 4399 4390 4391 4392 4393 4394 4395 4396 4397 4398 4399 4400 4401 4402 4403 4404 4405 4406 4407 4408 4409 4400 4401 4402 4403 4404 4405 4406 4407 4408 4409 4410 4411 4412 4413 4414 4415 4416 4417 4418 4419 4410 4411 4412 4413 4414 4415 4416 4417 4418 4419 4420 4421 4422 4423 4424 4425 4426 4427 4428 4429 4420 4421 4422 4423 4424 4425 4426 4427 4428 4429 4430 4431 4432 4433 4434 4435 4436 4437 4438 4439 4430 4431 4432 4433 4434 4435 4436 4437 4438 4439 4440 4441 4442 4443 4444 4445 4446 4447 4448 4449 4440 4441 4442 4443 4444 4445 4446 4447 4448 4449 4450 4451 4452 4453 4454 4455 4456 4457 4458 4459 4450 4451 4452 4453 4454 4455 4456 4457 4458 4459 4460 4461 4462 4463 4464 4465 4466 4467 4468 4469 4460 4461 4462 4463 4464 4465 4466 4467 4468 4469 4470 4471 4472 4473 4474 4475 4476 4477 4478 4479 4470 4471 4472 4473 4474 4475 4476 4477 4478 4479 4480 4481 4482 4483 4484 4485 4486 4487 4488 4489 4480 4481 4482 4483 4484 4485 4486 4487 4488 4489 4490 4491 4492 4493 4494 4495 4496 4497 4498 4499 4490 4491 4492 4493 4494 4495 4496 4497 4498 4499 4500 4501 4502 4503 4504 4505 4506 4507 4508 4509 4500 4501 4502 4503 4504 4505 4506 4507 4508 4509 4510 4511 4512 4513 4514 4515 4516 4517 4518 4519 4510 4511 4512 4513 4514 4515 4516 4517 4518 4519 4520 4521 4522 4523 4524 4525 4526 4527 4528 4529 4520 4521 4522 4523 4524 4525 4526 4527 4528 4529 4530 4531 4532 4533 4534 4535 4536 4537 4538 4539 4530 4531 4532 4533 4534 4535 4536 4537 4538 4539 4540 4541 4542 4543 4544 4545 4546 4547 4548 4549 4540 4541 4542 4543 4544 4545 4546 4547 4548 4549 4550 4551 4552 4553 4554 4555 4556 4557 4558 4559 4550 4551 4552 4553 4554 4555 4556 4557 4558 4559 4560 4561 4562 4563 4564 4565 4566 4567 4568 4569 4560 4561 4562 4563 4564 4565 4566 4567 4568 4569 4570 4571 4572 4573 4574 4575 4576 4577 4578 4579 4570 4571 4572 4573 4574 4575 4576 4577 4578 4579 4580 4581 4582 4583 4584 4585 4586 4587 4588 4589 4580 4581 4582 4583 4584 4585 4586 4587 4588 4589 4590 4591 4592 4593 4594 4595 4596 4597 4598 4599 4590 4591 4592 4593 4594 4595 4596 4597 4598 4599 4600 4601 4602 4603 4604 4605 4606 4607 4608 4609 4600 4601 4602 4603 4604 4605 4606 4607 4608 4609 4610 4611 4612 4613 4614 4615 4616 4617 4618 4619 4610 4611 4612 4613 4614 4615 4616 4617 4618 4619 4620 4621 4622 4623 4624 4625 4626 4627 4628 4629 4620 4621 4622 4623 4624 4625 4626 4627 4628 4629 4630 4631 4632 4633 4634 4635 4636 4637 4638 4639 4630 4631 4632 4633 4634 4635 4636 4637 4638 4639 4640 4641 4642 4643 4644 4645 4646 4647 4648 4649 4640 4641 4642 4643 4644 4645 4646 4647 4648 4649 4650 4651 4652 4653 4654 4655 4656 4657 4658 4659 4650 4651 4652 4653 4654 4655 4656 4657 4658 4659 4660 4661 4662 4663 4664 4665 4666 4667 4668 4669 4660 4661 4662 4663 4664 4665 4666 4667 4668 4669 4670 4671 4672 4673 4674 4675 4676 4677 4678 4679 4670 4671 4672 4673 4674 4675 4676 4677 4678 4679 4680 4681 4682 4683 4684 4685 4686 4687 4688 4689 4680 4681 4682 4683 4684 4685 4686 4687 4688 4689 4690 4691 4692 4693 4694 4695 4696 4697 4698 4699 4690 4691 4692 4693 4694 4695 4696 4697 4698 4699 4700 4701 4702 4703 4704 4705 4706 4707 4708 4709 4700 4701 4702 4703 4704 4705 4706 4707 4708 4709 4710 4711 4712 4713 4714 4715 4716 4717 4718 4719 4710 4711 4712 4713 4714 4715 4716 4717 4718 4719 4720 4721 4722 4723 4724 4725 4726 4727 4728 4729 4720 4721 4722 4723 4724 4725 4726 4727 4728 4729 4730 4731 4732 4733 4734 4735 4736 4737 4738 4739 4730 4731 4732 4733 4734 4735 4736 4737 4738 4739 4740 4741 4742 4743 4744 4745 4746 4747 4748 4749 4740 4741 4742 4743 4744 4745 4746 4747 4748 4749 4750 4751 4752 4753 4754 4755 4756 4757 4758 4759 4750 4751 4752 4753 4754 4755 4756 4757 4758 4759 4760 4761 4762 4763 4764 4765 4766 4767 4768 4769 4760 4761 4762 4763 4764 4765 4766 4767 4768 4769 4770 4771 4772 4773 4774 4775 4776 4777 4778 4779 4770 4771 4772 4773 4774 4775 4776 4777 4778 4779 4780 4781 4782 4783 4784 4785 4786 4787 4788 4789 4780 4781 4782 4783 4784 4785 4786 4787 4788 4789 4790 4791 4792 4793 4794 4795 4796 4797 4798 4799 4790 4791 4792 4793 4794 4795 4796 4797 4798 4799 4800 4801 4802 4803 4804 4805 4806 4807 4808 4809 4800 4801 4802 4803 4804 4805 4806 4807 4808 4809 4810 4811 4812 4813 4814 4815 4816 4817 4818 4819 4810 4811 4812 4813 4814 4815 4816 4817 4818 4819 4820 4821 4822 4823 4824 4825 4826 4827 4828 4829 4820 4821 4822 4823 4824 4825 4826 4827 4828 4829 4830 4831 4832 4833 4834 4835 4836 4837 4838 4839 4830 4831 4832 4833 4834 4835 4836 4837 4838 4839 4840 4841 4842 4843 4844 4845 4846 4847 4848 4849 4840 4841 4842 4843 4844 4845 4846 4847 4848 4849 4850 4851 4852 4853 4854 48

像26に対応する一連のデータはドップラー画像メモリ116に格納される。流れ画像は、それらが捕捉された時間的又は空間的な順序でドップラー画像メモリ116に格納されることによって互いに対する空間的な向きを保持する。

【0031】組織画像メモリ90に格納されたBモード画像に対応するデータ、及び、ドップラー画像メモリ116に格納された三次元流れ画像に対応するデータは、画像プロセッサ130へ送られる。画像プロセッサ130は、三次元流れ画像に対応するデータを三次元流れ画像の平面上への投影に対応するデータへ変換し、それにより二次元流れ画像に対応するデータを生成する。次に、画像プロセッサ130は、二次元流れ画像データを組織画像メモリ90からのBモード画像データと結合する。次に、画像プロセッサ130は、Bモード画像に重ね合わされた二次元流れ画像から構成される合成画像のレンダリング(表現)に対応するデータを発生する。レンダリング処理は、レンダリングパラメータ記憶領域132及び134に格納されるレンダリングパラメータに従って実行されうる。米国特許第5,720,291号に記載されるように、これらのパラメータは、レンダリングにおいて各種の画像情報の処理され方を制御する。例えば、ユーザは各種の画像情報へ与えられるべき強度又は速度の閾値についての値を入力しうる。

【0032】合成Bモード画像及び二次元流れ画像に対応するデータは、データを、例えば陰極線管ディスプレイといったディスプレイ144によって使用される例えればNTSCまたはSVG A信号といった適当な信号へ変換するビデオプロセッサ140へ送られる。合成Bモード画像及び二次元流れ画像は、次にディスプレイ144上に表示される。

【0033】上述のように、合成画像がディスプレイ144上で可視となると、画像プロセッサ130は、血管の内側の周囲に略重なるテンプレートを作成することによって画像を自動的にセグメンテーションする。テンプレートの寸法は、これを拡大縮小することによって調整されえ、及び/又は、テンプレートの形状は上述の方法でユーザによって調整されうる。

【0034】画像プロセッサ130は、また、テンプレートによって囲まれる領域内の血管10を通じて流れる血液の体積流量を計算しうる。画像プロセッサ130は、テンプレートによって囲まれる面積に亘って血流速度を積分することによって計算を行う。画像プロセッサ130は、次に、血流速度を例えばミリリットル/秒といった適当な単位でディスプレイ144上に表示せらる。

【0035】本発明の上述の実施例では、捕捉は、電子的に動かされる二次元アレイトランスデューサによって、投影された流れ画像44をリアルタイムで表現し表示することを可能とすることによって行われる。テンプ

レート64は、例えばミリリットル/秒といった単位で血管の流れの瞬間的な測定値を得るためにリアルタイム画像に適用されうる。多数のこれらの瞬間的な測定値は、1回拍出量といった想定値を与るために一定の時間に亘って積分されうる。例えば、心周期に亘ってされた瞬間的な測定値を積分することにより、ミリリットル/心拍の単位で1回拍出量の測定値が得られる。本発明の他の実施例では、捕捉は平面画像を捕捉する一次元アレイトランスデューサによって行われ、三次元データを捕捉するために画像平面は血管10を通じて掃引される。画像平面が血管を通じて掃引されると、流れ推定が行われ、更なる平面について問い合わせられたときに連続的に更新されうる。例えば、走査ヘッドは画像平面が血管10を横切るよう動かされ、ドップラー測定は、測定体積22を通じる非線形の線又は曲線に沿って行われる。有効に、速度情報は、測定体積を通じて横切られた平面から捕捉される。非線形線と血管壁の交差位置から、非線形線上の速度値は、直線に沿った速度プロファイルを生成するために血管壁に対して垂直な直線上に投影される。血管が軸対称であると想定することにより、直線に沿った速度値は、想定される円形の血管面積に速度値を適用し、この面積に亘って速度を積分することによって、血管を通じる流れを推定するために使用される。これにより、流れの第1の推定値が得られる。

【0036】走査ヘッドは、血管10に対して異なる角度で血管を通じる画像平面を揺動し、回転し又は掃引するよう動かされる。夫々の新しい平坦な位置は、血管の非対称性の更に詳細なこと、即ち、真の円に対する血管の直径の分散を表わす。次に、流れの推定値を更新するために更なる速度推定値が用いられ、これは新しい平坦な捕捉を行なうたびの捕捉と同じくらい頻繁に行なわれる。流れ推定値の更新は、追加的な走査ヘッド位置から新しいデータが捕捉されるのと略リアルタイムになれる。複数の速度測定値の加重平均がとられ、重みは異なる捕捉平面の間の回転的な又は角度的なステップの関数である。

【0037】血管を通じる画像平面の手動又は機械的な掃引は、幾つか又は多くの心周期に亘って生ずるため、これらの流れ測定値は瞬間的な値とはならない。むしろ、これらは一定の時間に亘る流れの推定値となる。本発明の他の面によれば、走査ヘッドはECGゲーティングを行う場合には心周期全体まで各平坦な向きを維持し、又は、少なくとも1心周期に亘って速度を測定するためにゲーティングなしではより長く維持される。速度情報の時間的な平均をとることにより、例えばミリリットル/分の単位で血管を通じる流れといったより長い測定を与える。画像データが捕捉された後、画像プロセッサ130によって三次元再構成が行われる。関心となる血管を横切り走査ビームに対して直交するサンプル面が、走査バ

ターン及び走査運動の幾何学的形状によって選択される。例えば、線形アレイトランステューサが画像データを捕捉するために並進されれば、サンプル面は平坦となる。画像データを捕捉するために線形アレイトランステューサが揺動されると、サンプル面は一つの次元では平坦となり、直交する方向では曲面となる。最適には、速度が測定されるサンプル面の各点において、捕捉用の走査ビームはサンプル面に対して垂直である。サンプル面は、表示のために平坦な面に投影され、流れ領域を線引きするために必要であればマスクされ、流量の測定値を生じさせるために速度情報は蓄積され、平均が取られ、又は、積分される。

【0038】上述より、例示のために本発明の特定の実施例について説明したが、本発明の主題及び範囲から逸脱することなく種々の変更が成されうることが認識されるであろう。従って、本発明は、請求の範囲によって制限される以外は制限されるものではない。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】任意のサンプル面を通る体積流量が決定されうる方法を示す概略図である。

【図2】三次元ドッpler撮像を用いて任意のサンプル面を通る体積流量が決定されうる方法を示す概略図である。

【図3】図2に示すようにFモード走査によって得られるFモード画像を概略的に示す図である。

【図4】本発明の1つの実施例による超音波撮像システムによって得られる二次元体積流量画像を概略的に示す図である。

【図5A】本発明の1つの実施例による超音波撮像システムによって作成されるセグメンテーション用テンプレートとテンプレートがどのように操作されるかを概略的に示す図である。

\* 【図5B】本発明の1つの実施例による超音波撮像システムによって作成されるセグメンテーション用テンプレートとテンプレートがどのように操作されるかを概略的に示す図である。

【図5C】本発明の1つの実施例による超音波撮像システムによって作成されるセグメンテーション用テンプレートとテンプレートがどのように操作されるかを概略的に示す図である。

【図5D】本発明の1つの実施例による超音波撮像システムによって作成されるセグメンテーション用テンプレートとテンプレートがどのように操作されるかを概略的に示す図である。

【図6】本発明の1つの実施例による超音波撮像システムを示すブロック図である。

#### 【符号の説明】

6 8 超音波診断撮像システム

7 0 走査ヘッド

7 2 トランステューサアレイ

7 6 ビーム形成器

20 7 8 ケーブル

8 0 直交フィルタ

8 4 Bモードプロセッサ

9 0 組織画像メモリ

1 0 0 壁フィルタ

1 1 0 ドップラープロセッサ

1 1 2 フラッシュ抑制器

1 1 6 ドップラー画像メモリ

1 3 0 画像プロセッサ

1 3 2 血流レンダリングパラメータ

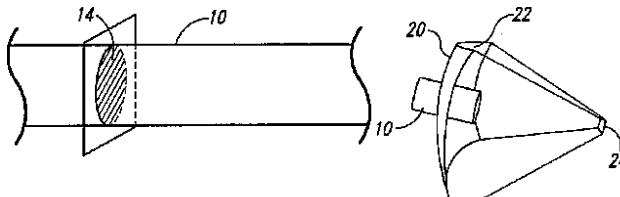
30 1 3 4 組織レンダリングパラメータ

1 4 0 ビデオプロセッサ

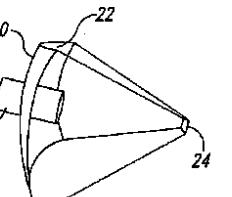
1 4 4 ディスプレイ

\*

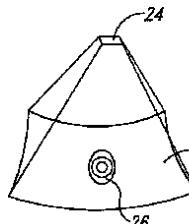
【図1】



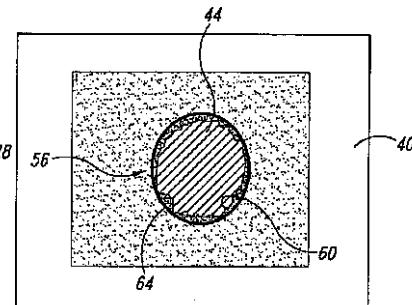
【図2】



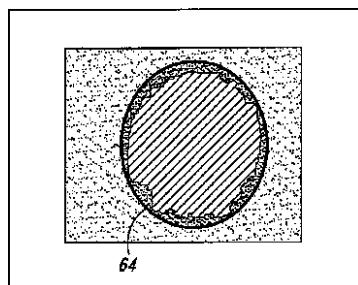
【図3】



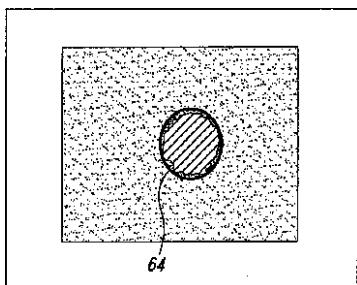
【図4】



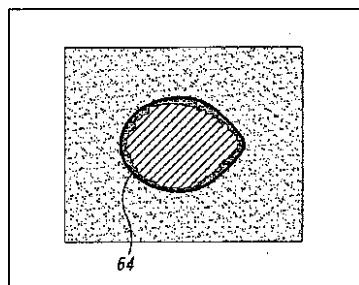
【図5A】



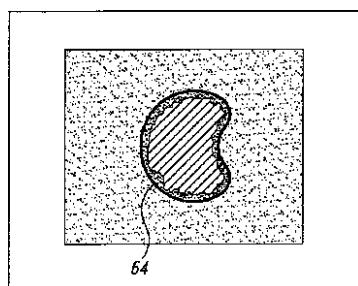
【図5B】



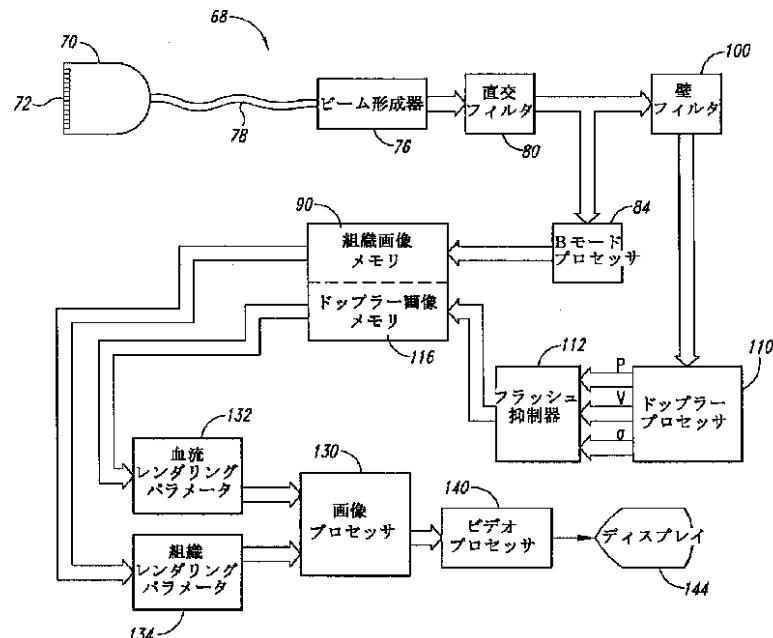
【図5C】



【図5D】



【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 シアン・ニン・リ

アメリカ合衆国, ワシントン 98012, ミ  
ル クリーク, 164ス ストリート エス  
イー 1621

F ターム(参考) 4C301 BB13 BB22 BB26 DD04 EE11

EE13 GB03 GB09 JC07 JC08

JC14 KK12 KK17 KK22 KK24

KK26 KK30

5B057 AA07 BA05 BA24 CA08 CA13

CA16 CB08 CB12 CB16 CD05

CD14 CE06 CE08 CE11 CH09

CH11 DA04 DA07 DA08 DA12

DA16 DB03 DB09 DC04 DC09

DC36

专利名称(译)	用于超声血流成像和体积流量计算的方法和系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003220060A</a>	公开(公告)日	2003-08-05
申请号	JP2002364077	申请日	2002-12-16
[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	シアンニンリ		
发明人	シアンニンリ		
IPC分类号	A61B8/06 G01S7/52 G01S15/89 G06T1/00 G06T3/00		
CPC分类号	G01S15/8993 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/483 A61B8/488 G01S7/5205 G01S7/52065 G01S15/8979 G01S15/8981		
FI分类号	A61B8/06 G06T1/00.290.D G06T3/00.300 A61B8/14 G06T5/50 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/BB13 4C301/BB22 4C301/BB26 4C301/DD04 4C301/EE11 4C301/EE13 4C301/GB03 4C301/GB09 4C301/JC07 4C301/JC08 4C301/JC14 4C301/KK12 4C301/KK17 4C301/KK22 4C301/KK24 4C301/KK26 4C301/KK30 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA24 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CD05 5B057/CD14 5B057/CE06 5B057/CE08 5B057/CE11 5B057/CH09 5B057/CH11 5B057/DA04 5B057/DA07 5B057/DA08 5B057/DA12 5B057/DA16 5B057/DB03 5B057/DB09 5B057/DC04 5B057/DC09 5B057/DC36 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB09 4C601/BB16 4C601/DD04 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JC04 4C601/JC09 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/JC29 4C601/JC37 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/KK23 4C601/KK24 4C601/KK28 4C601/KK30 4C601/KK31		
优先权	10/025398 2001-12-18 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于准确而快速地执行超声血流成像和体积流量计算的方法和装置。超声成像方法和系统使用耦合到波束形成器的2D阵列换能器扫描头。波束形成器和扫描头获取与从延伸穿过血管的测量空间反射的超声回波相对应的信号。该信号由多普勒处理器处理以生成与样本体积中的血流速度的3D多普勒图像相对应的数据，并由B模式处理器处理以生成与穿过血管的横截面相对应的数据。图像处理器将与3D多普勒图像相对应的数据转换为与3D多普勒图像在平面上的投影相对应的数据。图像处理器将转换后的多普勒数据与B模式数据结合起来以创建合成图像。体积流速还可以通过在3D多普勒图像投影期间的流速积分确定。

