



## 【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プラー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、

上記ドップラー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プラー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プラー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る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し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プラープロセッサと、

上記ドップラー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プラー画像を発生するよう動作可能な画像プロセッサと、二次元ドップラー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、

血管を通して流れる血液の体積流量画像を表示するシス\* 50

\*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プラー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。

20 【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プラー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プラープロセッサによって生成される速度データに应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。

30 【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】 血管を通して流れる血液の速度を示す三次元ドップラー画像の平面上への投影から生ずる二次元ドップラー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】 上記三次元ドップラー画像は、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し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し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血管の流量体積を正確に推定す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

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、組織中の例えば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、動脈又は静脈を通し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、例えば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。血管を通し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(例えば特許文献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、必要とされる幾何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】例えば非特許文献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を通し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を通して延びるどの面又は平面もサンプル面14を通して流れるからである。従って、サンプル面14は、血管10を通し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プラー法：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、血管を通し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プラ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、測定体積のドップラーデータは、ディスプレイ上で見ることが出来る二次元血流速度画像を作成するために平坦な面に電子的に投影される。血管を通し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。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。

【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プラ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でありうる。

【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と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プラーデータを積分し、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プラーデータを積分し、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、血管を通し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プラ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デューサを使用する段階と、平面上への三次元ドップラ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プラー画像に対応する二次元ドップラー画像データを与えるよう、三次元ドップラ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プラ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プラー画像データを処理する段階とを含む。

【0024】この実施例は、二次元ドップラ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

ョ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

日出願の米国特許出願第09/732,613号明細書に、より詳細に説明されている。

【0028】図6は、流れの画像を取得しセグメンテーションし、体積流量を決定するための超音波診断撮像システム68の本発明による1つの実施例を示す図である。図6を参照するに、システム68は、トランスデューサアレイ72を含む走査ヘッド70を有する。従来技術で周知であるように、トランスデューサアレイ72は患者の体の中へ超音波パルスを送信し、戻る超音波エコーを受信する。トランスデューサアレイ72は、ケーブル78によって走査ヘッド70に結合されるビーム形成器76の制御下でパルス化され、エコーが受信される。トランスデューサアレイ72によって送信され受信される超音波ビームは、コヒーレントなエコー信号の走査線を形成するために複数の素子からのエコー信号を処理するビーム形成器76の制御下で動かされ合焦される。受信されたエコー信号は同位相の直交（「I, Q」）フィルタ80によって直交検出及びフィルタリングされ、次にBモード表示及びドップラー表示のために処理される。

【0029】Bモード処理のために、I及びQのサンプルは、受信されたエコー信号の強度に対応する輝度を有するグレースケール信号を生成するBモードプロセッサ84に結合される。グレースケール信号は、画像視野に対する空間的な関係を有する情報と共に組織画像メモリ90に格納される。エコー信号を捕捉するために一次元トランスデューサアレイが使用されるとき、完全な平坦な画像を形成するためにグレースケール信号の走査線が捕捉され、Bモードの平坦な組織画像は組織画像メモリ90に格納される。画像平面は、それらが捕捉された時間的又は空間的な順序で格納されることにより互いに対する空間的な向きを保持する。エコー信号を捕捉するために電子的に動かされる二次元トランスデューサアレイが使用されるとき、これらは三次元データマトリックス中に直接格納される。また、グレースケール信号は、球面画像表面28の画像を形成することが可能である。

【0030】ドップラー処理のために、I及びQのサンプルは、壁フィルタ100中で高域通過フィルタリングを受け、ドップラープロセッサ110中のドップラーデータの集合へ組み立てられる。データ集合は、例えばドップラーパワー（P）、速度（v）又は分散（ $\sigma^2$ ）といったパラメータのドップラー信号を生成するために、例えば自己相関又はフーリエ変換処理といった従来のドップラー技術によって処理される。ドップラー信号は、フラッシュ抑制器112において動きアーティファクトを除去するために処理され、次に、画像視野に対するドップラー信号の空間的な関係を有する情報と共にドップラー画像メモリ116に格納される。望ましい実施例では、ドップラー信号の走査線は球面画像表面中の三次元流れ画像26を形成するために捕捉され、血管の流れ画

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。米国特許第 5,720,291 号 20 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。

【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ば NTSC または SVGA 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 30 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。

【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 を通って流れる血液の体積流量を計算しう。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 上に表示させる。

【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 50

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。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えるために一定の時間に亘って積分されう。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二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 を通って掃引される。画像平面が血管を通して掃引されると、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。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、測定体積を通る一回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、非線形線に沿った血管の中心が幾何学的に計算される。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うたびの捕捉と同じくらい頻繁に行われう。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される。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、走査パ

ターン及び走査運動の幾何学の幾何学形状によって選択される。例えば、線形アレイトランスデ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デ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】三次元ドップラー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。

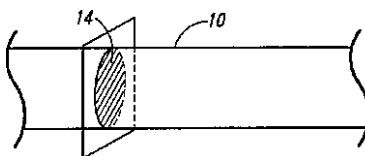
【図5D】本発明の1つの実施例による超音波撮像システムによって作成されるセグメンテーション用テンプレートとテンプレートがどのように操作されるかを概略的に示す図である。

【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。

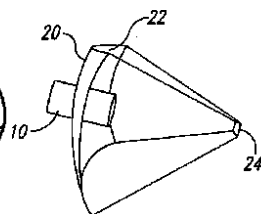
#### 【符号の説明】

68	超音波診断撮像システム
70	走査ヘッド
72	トランスデューサアレイ
76	ビーム形成器
78	ケーブル
80	直交フィルタ
84	Bモードプロセッサ
90	組織画像メモリ
100	壁フィルタ
110	ドップラープロセッサ
112	フラッシュ抑制器
116	ドップラー画像メモリ
130	画像プロセッサ
132	血流レンダリングパラメータ
134	組織レンダリングパラメータ
140	ビデオプロセッサ
144	ディスプレイ

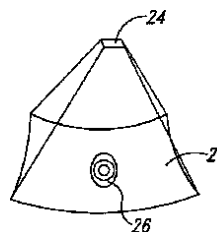
【図1】



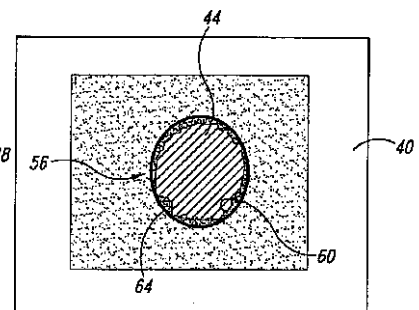
【図2】



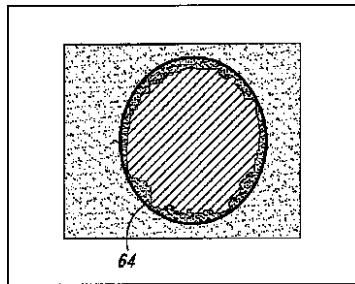
【図3】



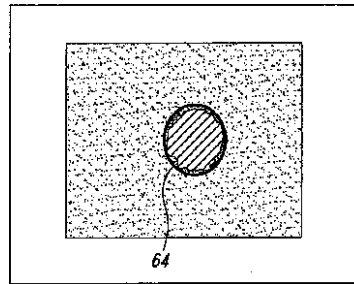
【図4】



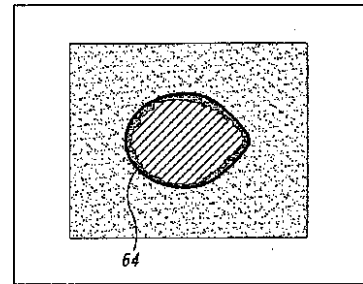
【図5A】



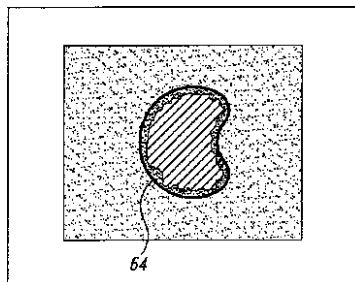
【図5B】



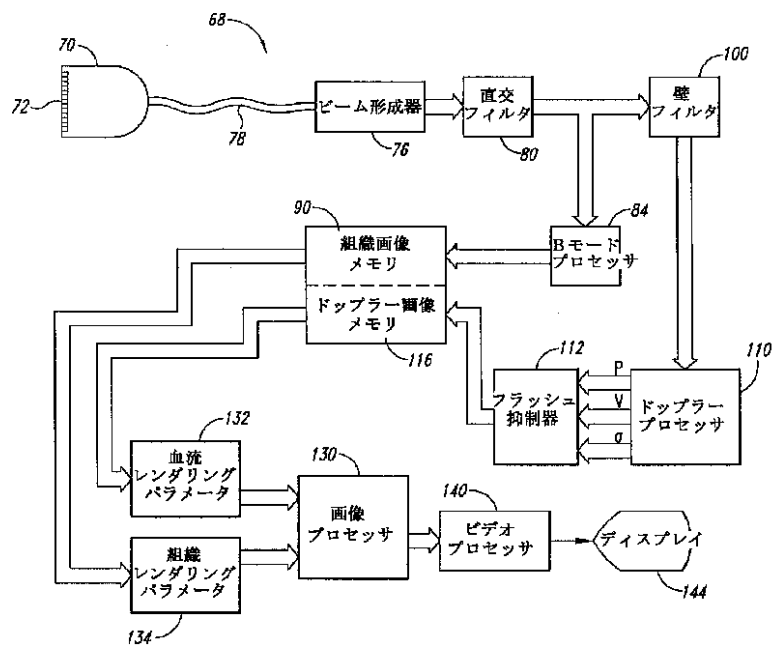
【図5C】



【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。

