

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-270149

(P2005-270149A)

(43) 公開日 平成17年10月6日(2005.10.6)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 8/08

F I

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2004-83849 (P2004-83849)

(22) 出願日 平成16年3月23日 (2004.3.23)

(71) 出願人 502451384

藤原 久義

岐阜県岐阜市長良 3 0 9 1 - 1 合同宿舍

六本松住宅 2 - 4 0 2

(71) 出願人 302069240

株式会社ワイディ

奈良県生駒市俣口町 1 8 7 9 番地 5 1

(74) 代理人 100093517

弁理士 豊田 正雄

(72) 発明者 藤原 久義

岐阜県岐阜市長良 3 0 9 1 - 1 合同宿舍

六本松住宅 2 - 4 0 2

F ターム (参考) 4C601 BB02 BB14 BB24 DD14 DE03

EE04 EE14 FE04 GA19 GA26

JB43 JB45 JC01 JC05 JC06

JC18 KK02

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置を用いた血管断面画像化装置

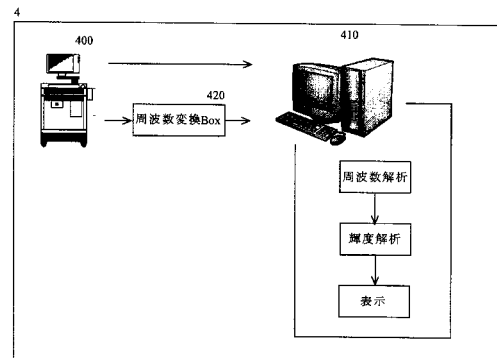
(57) 【要約】

【課題】低コストかつ短時間に心臓血管内の定量的な画像診断が行える装置を提唱すること。

【解決手段】血管内に挿入したカテーテルに設置した超音波プローブから照射される超音波ビームの反射波を基に血管断面画像を得る装置において、(1)超音波プローブを回転させながら血管壁全周に超音波ビームを照射し、血管壁からの超音波エコーを観測し、ドップラ効果によって生じるドップラ偏移周波数を解析する手段、(2)ドップラ偏移周波数のうち、拍動の影響によるカテーテル中心の移動に依拠するドップラ偏移周波数を取り除くため、ある照射方向とそれと180度の方向からのドップラ偏移周波数を足し、カテーテル中心の移動の影響を除く手段、(3)血管壁のドップラ偏移周波数を基に血管の断面画像を計算するため、超音波周波数をA/D変換しコンピュータ画像情報処理装置で解析を行い、画像表示する手段、を備えた超音波診断装置を用いた血管断面画像化装置。

【選択図】

図 8



【特許請求の範囲】

【請求項1】

血管内に挿入したカテーテルに設置した超音波プローブから照射される超音波ビームの反射波（超音波エコー）を基に血管断面画像を得る装置において、

(1)超音波プローブを回転させながら血管壁全周に超音波ビームを照射し、血管壁からの超音波エコーを観測し、前記照射超音波ビームの周波数と前記超音波エコーの周波数の差すなわちドップラ効果によって生じる偏移変化量であるドップラ偏移周波数を解析する手段、

(2)前記ドップラ偏移周波数のうち、拍動の影響によるカテーテル中心の移動に依拠するドップラ偏移周波数を取り除くために、ある照射方向のドップラ偏移周波数ならびにそれと180度の方向から観測されたドップラ偏移周波数を足し合わせることによって、カテーテル中心の移動の影響を除去し、血管壁からのドップラ偏移周波数のみを取り扱う手段、

(3)血管壁によるドップラ偏移周波数を基に血管の断面画像を計算するために、超音波周波数をA/D変換してデジタル化してコンピュータ画像情報処理装置で解析を行い、血管壁の構造を画像表示する手段、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置を用いた血管断層面画像化装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断装置を用いた血管断層面画像化装置において、電圧の変化として表現された出力信号に適当な周波数を持った信号を超音波診断装置の出力信号に掛け合わせ、合成された波の周波数のうち高周波部分を高周波フィルタでカットし、低い周波数付近の波をデジタル化して画像情報処理装置へ送信し解析を行う手段、を備えたことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置を用いた血管断層面画像化装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置によって心臓周辺の血管（例えば心臓の冠動脈などの冠状血管）に照射される超音波ビームと反射波（超音波エコー）をデジタル化し、コンピュータで解析してリアルタイムに血管壁の断層面を画像化する装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は様々な医療分野で利用されている。例えば、母胎内の胎児の映像化なども、最近では超音波を用いて行われている。また血管を流れる血液量計算や血管の状態を画像化するのにも、超音波が利用されている。

【0003】

図1は、超音波による血管内を流れる血液量の測定や血流を映像化するためのドップラ計測の概念図を示している。血管1の内部を血液100とともに流れている速度 v の物体2があるとすると、いま超音波プローブ3から照射された超音波ビーム300が物体2に当たり、物体2の進行方向に対して角度 θ で反射され、超音波プローブで観測されたとする。照射する超音波ビーム300の周波数 f_0 、観測される超音波エコーの周波数 f_1 とすると、ドップラ効果によって、

$$f_1 = \{ (1 + \beta \cos \theta) / (1 - \beta \cos \theta) \} f_0 \\ = \{ (1 + 2\beta \cos \theta + 2(\beta \cos \theta)^2 + \dots) \} f_0 \quad \dots\dots\dots (式1)$$

の関係式が成り立つ。ここで

$$\beta = v / c$$

c = 血液中の音速

である。従ってドップラ偏移周波数 f_d は、

$$f_d = f_1 - f_0 \\ = (2\beta \cos \theta + 2(\beta \cos \theta)^2 + \dots) f_0 \quad \dots\dots\dots (式2)$$

と求められる。血管内を流れる血液の速度は約5m/sであり、血液中の音速は1540m/s（実

10

20

30

40

50

際には観測部位により $\pm 1540\text{m/s} \times 3\%$ の変化はあるが)であるから、血液とともに流れる物体の速度は血液の速度と同じと考えられ、 β の2乗項以降は1乗項に比べて無視できるほど小さいため、

$$f_d = 2 \beta c \cos \theta \cdot f_0 \quad \dots \dots \dots (\text{式 } 3)$$

と近似的に求めることができる。従って、物体からの反射波の周波数 f_1 を測定すれば、ドップラ偏移周波数 f_d が求められ、同時に血液の流れる速度 v (血流速)が計算できる。 v に血管内の断面積を掛ければ血流量が求められる。また物体2は一般にカテーテルより注入される造影剤であり、血管の造影にも使われる。

【0004】

アナログの超音波エコーデータをデジタル化(A/D変換)する場合、アナログ波をサンプリング(標本化)し、量子化する。標本化には、観測される周波数の最高周波数の2倍以上の標本化周波数が必要である。図2はsin波の例で、周波数 f の波の周期 T は $1/f$ であり、1周期に1波長だけ波が移動する。従って標本化周波数は最低でも $2f$ が必要ということは、周期に直せば $T/2$ 間隔の時間ごとにサンプリングしなければならないということである。これを波長から見れば半波長であり、標本化には最低波の山と谷がピックアップできる周波数でサンプリングしなければならないということである。実際には波の山と谷が正確にサンプリングできるとは限らないため、より正確に波をデジタル化するにはより高い標本化周波数(通常10倍)が必要ということになる。このことから、高周波の波になればなるほど、デジタル化したときのデータ量が増えることになる。なお、量子化される値は波の振幅であり、この振幅が光の場合には輝度、超音波の場合には濃度(輝度あるいは強度と表現することもある)として観測される。

【0005】

超音波診断装置に関する特許文献としては『超音波診断装置及び超音波診断装置制御方法』(特許文献1)がある。この文献では、コントラストエコー法を用いて最適な送信条件を設定して超音波画像収集処理を行う方法や、観察領域に新規に造影剤が流入する様子を観察する方法について触れられている。『超音波画像表示方法および超音波診断装置』(特許文献2)では、超音波診断装置のカラードプラ表示で実際の管壁より外側にはみ出した太い血管が描出されるブルーミングの抑制方法や、かつ細い血管の描出能力低下を防止する方法について述べられている。『超音波カラードプラ断層装置』(特許文献3)では、心筋や血管壁などの運動する器官を含む領域を超音波ビームで走査してドプラ偏移を受けた超音波エコー信号を測定し、超音波エコーから器官運動速度のサンプルボリューム毎の演算、断層面での輪郭情報の演算、および断層画像のカラー表示をする装置について触れられている。

【特許文献1】特開2003-153900号公報

【特許文献2】特開2002-336251号公報

【特許文献3】特開平06-114059号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

背景技術で見てきたように、超音波診断装置によって体内組織の画像化や血管内の血液量の測定が行える。とくにドップラ測定法は動いている物に対して超音波エコーの周波数を観測することにより、物体の運動速度を求めたり、対象物の断層面の測定などが行える。

【0007】

背景技術で見てきたように、近年、血管内診断装置による画像の定量的な輝度解析が行われているが、同時に以下のような問題点も生じている。すなわち、血管内超音波診断装置から出力されるアナログ波形信号は40MHzまたは50MHzの高周波信号が中心となっていて、この波形信号をそのままサンプリングし、計算処理を行う場合、

- 1) 高周波のA/D変換を行う必要があり、そのコストが高いこと
- 2) A/D変換後のデータ量が膨大となり、処理時間が掛かること

10

20

30

40

50

などの問題がある。高周波数の超音波ほど鮮明な画像が得られるために、高周波数の超音波が使われる。そのため、上記のような問題が生じている。

【0008】

そこで本発明が解決しようとする課題は、上記の問題を解決するための方法を開発することにある。すなわち、低コストかつ短時間（リアルタイム）に心臓血管（冠状血管）内の定量的な画像診断が行える装置を提唱することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

請求項1の記載のように、血管内に挿入したカテーテルに設置した超音波プローブから照射される超音波ビームの反射波（超音波エコー）を基に血管断面画像を得る装置において、

(1)超音波プローブを回転させながら血管壁全周に超音波ビームを照射し、血管壁からの超音波エコーを観測し、前記照射超音波ビームの周波数と前記超音波エコーの周波数の差すなわちドップラ効果によって生じる偏移変化量であるドップラ偏移周波数を解析する手段、

(2)前記ドップラ偏移周波数のうち、拍動の影響によるカテーテル中心の移動に依拠するドップラ偏移周波数を取り除くために、ある照射方向のドップラ偏移周波数ならびにそれと180度の方向から観測されたドップラ偏移周波数を足し合わせることによって、カテーテル中心の移動の影響を除去し、血管壁からのドップラ偏移周波数のみを取り扱う手段、

(3)血管壁によるドップラ偏移周波数を基に血管の断面画像を計算するために、超音波周波数をA/D変換してデジタル化してコンピュータ画像情報処理装置で解析を行い、血管壁の構造を画像表示する手段、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置を用いた血管断層面画像化装置とする。

【0010】

請求項2に記載された発明は、請求項1に記載の超音波診断装置を用いた血管断層面画像化装置において、

電圧の変化として表現された出力信号に適切な周波数を持った信号を超音波診断装置の出力信号に掛け合わせ、合成された波の周波数のうち高周波部分を高周波フィルタでカットし、低い周波数付近の波をデジタル化して画像情報処理装置へ送信し解析を行う手段、

を備えたことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置を用いた血管断層面画像化装置である。

【0011】

血管内の断層画像を得るために、対象領域に対して超音波ビームを360度（全周）の照射を行うが、その際、ある方向の照射とその反対方向の照射を行ってエコー信号を測定する。これは、背景技術で挙げた（式3）により、

$$\begin{aligned}\theta \text{ 方向の偏移周波数} &: f_d = 2 \beta \cos \theta \cdot f_0 \\ 180 + \theta \text{ 方向の偏移周波数} &: f_d' = 2 \beta \cos (180 + \theta) \cdot f_0 \\ &= -2 \beta \cos (\theta) \cdot f_0\end{aligned}$$

であり、カテーテル中心の移動の影響を相殺（ $f_d - f_d' = 0$ ）できるためである。これにより、血管壁からのエコー信号のみを取り扱える。

【0012】

背景技術でも見てきたように、アナログ高周波数をデジタル化（A/D変換）する場合、少なくとも最高周波数の2倍の標本化周波数でサンプリングしなければならない。しかし、それでは膨大なデータ量となり、リアルタイムの解析に支障が生じる。そこで請求項2の方法を導入する。すなわち、超音波診断装置によるリアルタイム血管断層面画像化方法において、観測される電圧の変化として表現された出力信号をそのままデジタル化するのではなく、適切な周波数を持った信号を掛け合わせ、合成された波の周波数のうち高周波数を高周波フィルタでカットし、低周波数部分の波をデジタル化して解析を行う手段を用いて、データ量を減らす方法を採用している。

【0013】

10

20

30

40

50

高周波信号に直接データを載せたり（変調）、逆に直接データを取り出したりする（復調）では、回路設計も大変であり、製品コストも高くなる。このようなことから、本発明では、送受信する周波数よりも低い周波数の信号にする変復調操作を行う。二つの波を重ね合わせることをミキシングといい、この機能あるいはミキシング回路をミキサーと呼んでいる。今、二つの信号をそれぞれ

$$a(t) = \sin(\omega_1 t)$$

$$b(t) = \sin(\omega_2 t)$$

$$\text{ただし、}\omega_1 = 2\pi f_1, \omega_2 = 2\pi f_2$$

としたとき、

$$a(t) \cdot b(t)$$

$$= \sin(\omega_1 t) \sin(\omega_2 t)$$

$$= \{ \cos(\omega_1 - \omega_2)t - \cos(\omega_1 + \omega_2)t \} / 2 \quad \dots\dots\dots (\text{式4})$$

となる。

【0014】

ここではなお話を簡単にするため振幅は1としてある。この波の様子を示したのが図3で、元の波 $a(t)$ と $b(t)$ の積でミキシングすると、図の一番下のような波形になる。これは図4に示したように、元の周波数 f_1 、 f_2 の波をミキシングすることによって新たに $f_2 - f_1$ と $f_1 + f_2$ の周波数の波が生じたことになる。高周波フィルタで、式4の第2項の高周波数部分をカットすれば、周波数が下げられる。送信回路では変調されたデータの載ったIF信号まで引き上げたり、また受信回路では復調を行うための受信信号をIF信号の周波数まで引き下げたりする必要がある（IF：Intermediate Frequency＜中間周波数＞）。この周波数変換を行う機能あるいは回路がミキサーであり、ミキサーにはダイオード（受動素子）を用いたパッシブミキサー（Passive Mixer）とトランジスタやFETなどの能動素子を用いたアクティブミキサー（Active Mixer）がある。どちらも、それぞれの半導体素子が持つ非線形特性を利用して周波数変換を行っている。

【発明の効果】

【0015】

本発明は超音波診断装置を用いて心臓周辺の血管内の断層面をリアルタイムに解析し、画像化する方法である。これにより、ドップラ測定によって血管壁各部の断層面表示を行っている。本発明の目的であるリアルタイムに血管断層面の解析を行い、かつ表示できるようにするために、データ量を減らすことを目標とした。実際に血管壁の解析では、対角線上の超音波ビームの照射を行い、超音波エコー信号の周波数を測定することによって、カテテル中心の移動の影響を取り除き、血管の動きのみを対象にすることができるようになっている。また、適当な周波数の信号を元の信号の周波数に乗算し、高周波部分の影響をカットし、低周波数でのA/D変換を行うことによって、取り込みデータ量を落とした解析を可能としている。このため、少ないデータ量で解析が可能となり、リアルタイムの冠状血管の断層面画像を表示することが可能となった。しかも、適当な周波数で観測周波数のエコー信号に乗算するという方法であるために、低コストの装置とすることができ

。

【0016】

血管壁の移動量の大きさに従ってカラー表示を行っているために、血管の伸展性が可視的に判断でき、血管診断をしやすくなっている。すなわち、動脈硬化が起きている部分やコレステロールが付着した部分では移動量が小さく、正常な部分では相対的に移動量が大きくなっている。この変化が色分けされているために、問題部位が発見しやすくなっている。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

発明を実施するための最良の形態を図を用いて説明する。血管壁の断層面を解析するために、図5は血管に垂直に超音波ビームを照射した場合の超音波エコー（反射波）の様子を示したものである。超音波プローブ2より照射される超音波ビーム300は、組織の境目で

10

20

30

40

50

反射が起きる。図では血管の外壁111のA点、D点、内壁112のB点、C点で超音波エコー301が発生する。超音波エコーは乱反射であり、そのうちプローブ方向の超音波エコーが反射波として測定される。血管壁111、112が血管1に対して垂直方向に伸び縮みする。また血圧の変化によって超音波振動子（カテーテル）2も垂直方向に運動する。前記超音波振動子2の運動成分の影響は180度ずつ反対方向の反射波どちらにも等しく影響を及ぼすため、180度ずつ反対方向の超音波エコー信号を対で捉えることによって、血管壁の解析から取り除くことができる。これは、発明が解決しようとする課題で述べた通りである。

【0018】

図6は、血管の内壁Bの運動に伴うドップラ偏移周波数 f_d を計測するときの概念図である。血管壁Bが矢印の方向に v で移動しているとすると、

$$\begin{aligned} f_d &= 2\beta f_0 & \beta &= v/c & \dots\dots\dots (式5) \\ f_d' &= -2\beta' f_0 & \beta' &= v'/c' \end{aligned}$$

と求められる。ここで f_d は超音波プローブ2で観測されるドップラ偏移周波数、 f_d' は超音波プローブ2で観測されるドップラ偏移周波数、 c は体内組織（血管）内の超音波の速度（音速）、 c' は血液中の音速である。 $c \neq c'$ であるから、血液中の造影剤のドップラ偏移周波数のように相殺されることはない。いずれにしろドップラ偏移周波数 f_d または f_d' を計測することによって、式5により血管壁の速度すなわち時間当たりの移動量がわかる。正常な部位とコレステロールなどが付着した異状部位での血管壁の移動量は異なる。例えば同じ血管断面においても、図6に示すような瘤のできた部分B'の移動量 v' は瘤のない部分Bの移動量 v に比べて小さい。この移動量の違いを色分けすることによって、観察者に注意を喚起することができる。

【0019】

上記の解析では、超音波の周波数については触れてこなかった。しかし上記のような解析をコンピュータで行う場合には、アナログの高周波超音波をA/D変換してデジタルデータとしてコンピュータに取り込まなければならない。血管内超音波診断装置で使われる超音波の周波数は40MHzあるいは50MHzである。仮に40MHzの超音波を使った場合には、少なくとも標本化周波数は80MHzが必要となる。しかしより正確なデータを得るために、通常元の周波数の10倍すなわち400MHzが必要になる。仮に輝度（振幅）を4ビット（ 2^4 で分割して量子化）で表したとしても、1秒間の標本化されるデータ量は $4 \times 400 \times 100$ 万ビットとなる。この膨大なデータ量が、通常のパソコンなどでリアルタイムに処理する際の障害となっている。そこで本発明では観測周波数 f_1 の信号 $a(t)$ に任意の周波数 f_{10} の信号 $b(t)$ をミキシングすることによって、周波数の変換操作を行う。すなわち、背景技術で挙げた式4を用い、

$$\begin{aligned} a(t) &= \sin(\omega_1 t) \\ b(t) &= \sin(\omega_2 t) \end{aligned}$$

ただし、 $\omega_1 = 2\pi f_1$ 、 $\omega_2 = 2\pi f_{10}$

としたとき、

$$\begin{aligned} a(t) \cdot b(t) &= \sin(\omega_1 t) \sin(\omega_2 t) \\ &= \{\cos(\omega_1 - \omega_2)t - \cos(\omega_1 + \omega_2)t\} / 2 \dots\dots\dots (式4) \end{aligned}$$

を計算し、高周波フィルタによって式4の第2項をカットし、第1項近辺の波形信号のみを取り出す。この取り出された信号に対してA/D変換を行ってデジタル化する。それを解析用のコンピュータ（通常パソコン）に送って周波数解析や信号強度（輝度）解析などを行う。なお図7は上記の操作（ミキシング）を図示したものである。背景技術で述べた操作の応用であるから、図の説明は省く。

【0020】

具体的な例を挙げよう。例えば40MHzの超音波信号 $a(t)$ に対して、ミックスする任意の信号 $b(t)$ の周波数を30MHzとしたとき $f_1 - f_{10}$ は10MHzとなり、データ量を1/4に減らすことができる。

10

20

30

40

50

【0021】

図8は、本発明の方法を実現する装置と処理の概要を示してゐる。超音波診断システム4は超音波診断装置400（超音波プローブはこの装置の一部）と周波数解析を行う画像情報処理装置410（通常パソコン）から構成され、超音波診断装置で観測した超音波は、周波数変換ボックス420で周波数変換され、画像情報処理装置に送信される。周波数変換ボックスはミキサーであり、本発明のより低い周波数の信号に変えて画像情報処理装置に送信する働きを持っている。画像情報処理装置では受信した信号をもとに周波数解析、輝度解析を行って、血管壁を画像化する。また血管壁の移動量（伸び縮みの速度）の大きさによって血管部分の色分け表示を行い、ディスプレイに表示する。

【産業上の利用可能性】

10

【0022】

本発明は超音波診断装置を用いて心臓周辺の血管内の断層面をリアルタイムに解析し、画像化する方法である。これにより、ドップラ測定によって血管壁各部の断層面表示を行っている。本発明の目的であるリアルタイムに血管断層面の解析を行い、かつ表示できるようにするために、データ量を減らすことを目標とした。実際に血管壁の解析では、対角線上の超音波ビームの照射を行い、超音波エコー信号の周波数を測定することによって、カテーテル中心の移動の影響を取り除き、血管の動きのみを対象にすることができるようになっている。また、適当な周波数の信号を元の信号の周波数に乗算し、高周波部分の影響をカットし、低周波数でのA/D変換を行うことによって、取り込みデータ量を落とした解析を可能としている。このため、少ないデータ量で解析が可能となり、リアルタイムの冠状血管の断層面画像を表示することが可能となった。しかも、適当な周波数で観測周波数のエコー信号に乗算するという方法であるために、低コストの装置とすることができ

20

【0023】

血管壁の移動量の大きさに従ってカラー表示を行っているために、血管の伸展性が可視的に判断でき、血管診断をしやすくなっている。すなわち、動脈硬化が起きている部分やコレステロールが付着した部分では移動量が小さく、正常な部分では相対的に移動量が大きくなっている。この変化が色分けされているために、問題部位が発見しやすくなっている。

【図面の簡単な説明】

30

【0024】

【図1】超音波プローブで血液中を流れる物体のドップラ偏移周波数を計算するために用いた血管内側面図である。

【図2】標本化周波数を説明するための信号のグラフ（sin波）である。

【図3】二つの信号をミキシングしたときの波形の変化を示したグラフである。

【図4】二つの信号をミキシングしたときに、新たに発生する信号を周波数について見たグラフである。

【図5】本発明の血管壁の移動量を求めるための、血管壁および血液中の物体の運動の様子を説明するための血管側断面と正面方向の断面を示す図である。

【図6】本発明の血管壁の移動量を求めるための、血管に垂直に照射した超音波ビームとその超音波エコーおよび血管の形状による移動量の違いを説明するための血管の断面図である。

40

【図7】本発明の周波数の引き下げを行うための周波数変換を行うミキサー処理の説明図、およびそのときの周波数の変化とフィルタリングの説明図である。

【図8】本発明の方法を実現するための血管内超音波診断システムのハードウェア構成と、画像情報処理装置での処理内容を説明するための図である。

【符号の説明】

【0025】

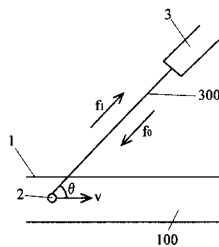
1 血管
100 血液

50

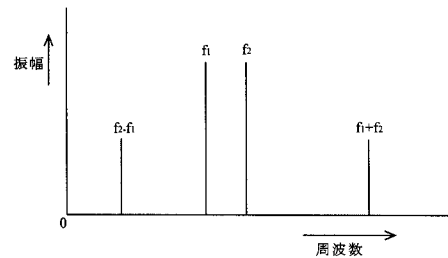
- 1 1 1 血管外壁
 1 1 2 血管内壁
 2 流体中を流れる物体（超音波プローブ、超音波振動子）
 3 超音波プローブ
 3 0 0 超音波ビーム
 3 0 1 超音波エコー
 4 血管内超音波診断システム
 4 0 0 超音波診断装置
 4 1 0 画像情報処理装置（通常パソコン。実際には画像処理だけでなく、血流量の計算等にも使う）
 4 2 0 周波数変換装置（周波数変換ボックス）
 その他の記号は本文を参照。

10

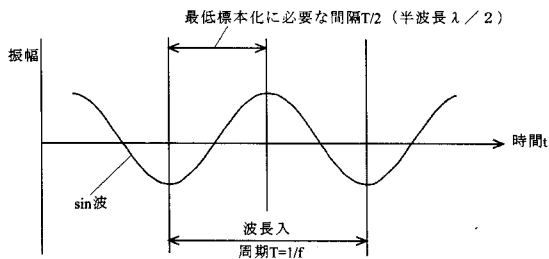
【図 1】



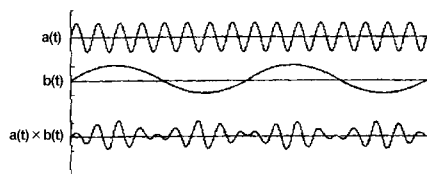
【図 4】



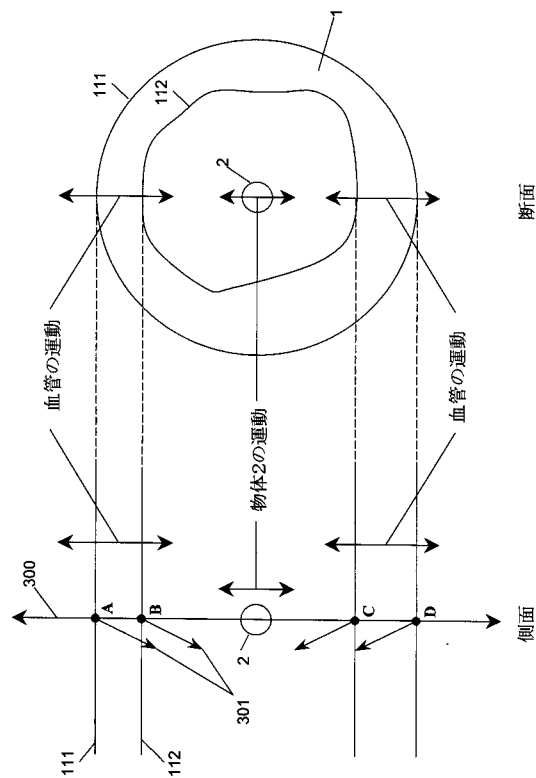
【図 2】



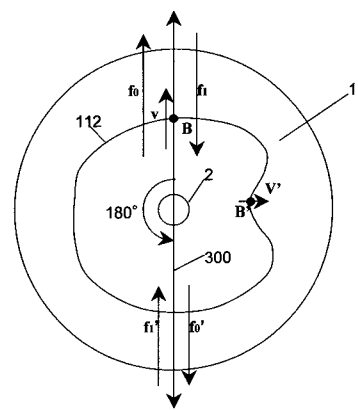
【図 3】



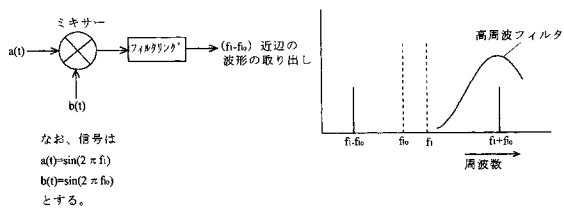
【図 5】



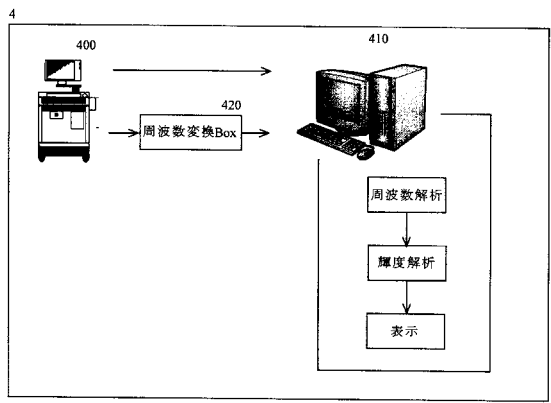
【図 6】



【図 7】



【図 8】



专利名称(译)	使用超声诊断设备的血管断层摄影成像设备		
公开(公告)号	JP2005270149A	公开(公告)日	2005-10-06
申请号	JP2004083849	申请日	2004-03-23
[标]申请(专利权)人(译)	Waidi		
申请(专利权)人(译)	尚敬藤原 株式会社ワイディ		
[标]发明人	藤原久義		
发明人	藤原 久義		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/08		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/DD14 4C601/DE03 4C601/EE04 4C601/EE14 4C601/FE04 4C601/GA19 4C601/GA26 4C601/JB43 4C601/JB45 4C601/JC01 4C601/JC05 4C601/JC06 4C601/JC18 4C601/KK02		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提出一种能够在短时间内以低成本定量诊断心血管图像的设备。在用于基于从安装在插入血管中的导管中的超声波探头发射的超声波束的反射波获得血管横截面图像的装置中，（1）旋转超声波探头以覆盖整个血管壁 通过用超声波束照射周围，观察来自血管壁的超声回波，并分析由多普勒效应引起的多普勒频移频率，（2）在多普勒频移频率中，由于脉动的影响导管的中心 为了消除取决于导管运动的多普勒频移频率，从一定的照射方向和180度的多普勒频移频率被添加以消除导管中心的移动的影响。（3）血管壁的多普勒频移 为了基于该频率计算血管的截面图像，对超声波频率进行A/D转换，并通过计算机图像信息处理装置和配备有用于显示图像的装置的超声波诊断装置进行分析。使用所述位置血管断层平面成像装置。[选择图]图8

