

(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2006-51285

(P2006-51285A)

(43) 公開日 平成18年2月23日(2006.2.23)

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2004-236717 (P2004-236717)

(22) 出願日 平成16年8月16日 (2004.8.16)

(71) 出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号

(74) 代理人 100075258

弁理士 吉田 研二

(74) 代理人 100096976

弁理士 石田 純

(72) 発明者 岡田 孝

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ  
カ株式会社内

(72) 発明者 原田 烈光

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ  
カ株式会社内Fターム(参考) 4C601 DD14 EE02 EE09 JB36 JB46  
JC09 JC11

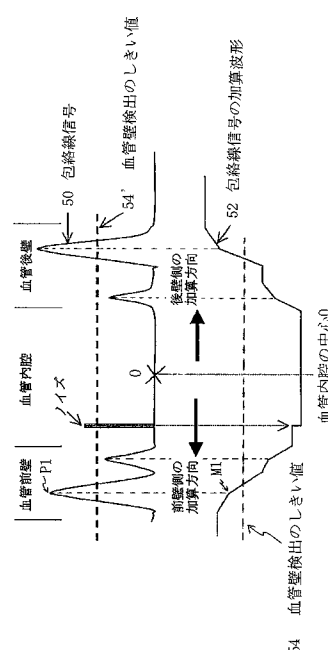
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】ノイズに影響されずに血管壁を高精度に検出する。

【解決手段】包絡線信号50は、血管を通過する超音波ビームの受信RF信号に対する検波の結果として得られるものである。このため、包絡線信号50は、血管前壁および血管後壁の各々において二つのピークを有している。包絡線信号の加算波形52は、血管内腔中心Oを開始点として、ビーム方向の一方又は両方に向けて包絡線信号50を累積加算処理して得られる。そして、血管壁検出のしきい値54によって、血管前壁および血管後壁のいずれか一方の血管壁、あるいは、両方の血管壁が検出される。また、包絡線信号の加算波形52の傾きの変化から変曲点M1を検出することで、対応するピークP1の位置、すなわち、血管壁を検出することもできる。

【選択図】図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

生体内の血管を通過して超音波ビームを形成する送受波手段と、  
前記超音波ビームにより受信した時間軸上の信号を処理する手段であって、血管内部に  
設定された開始点からビーム方向の一方又は両方に向けて前記時間軸上の信号を累積加算  
処理して累積加算信号を生成する加算処理手段と、  
前記累積加算信号に基づいて血管壁を検出する血管壁検出手段と、  
を有する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、  
前記時間軸上の信号は、超音波の送受波によって得られた R F 受信信号を検波して生成  
される包絡線信号である、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 3】**

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、  
前記時間軸上の信号は、超音波の送受波によって得られた R F 受信信号を整流して得ら  
れた正又は負の単極性の成分だけをもった整流信号である、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 4】**

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、  
前記 R F 受信信号はデジタル R F 受信信号であり、  
前記デジタル R F 受信信号における正及び負の両極性をもった各デジタルデータに対し  
て補数関係をもってビット変換を行うことにより前記整流信号を生成するビット変換処理  
部をさらに有する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 5】**

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、  
前記血管壁検出手段は、前記累積加算信号のレベルおよび傾きのうちの少なくとも一方  
を参照して前記血管壁を検出する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

**【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関し、特に超音波ビーム上における血管壁の検出に関する。

**【背景技術】****【0002】**

近時、血管の動脈硬化、循環器の機能などを計測、診断するために、超音波診断装置が  
用いられる。例えば、頸部に対してプローブが当接され、その状態で頸動脈に直交するよ  
うに超音波ビームが形成される。超音波ビームの形成で得られた R F 受信信号が検波され  
、検波後の受信信号において血管内部の中心点からビーム方向に沿って血管壁が探索され  
る。血管内腔と血管壁との境界に相当するエッジにおいては一般にエコーの振幅が大きい  
ので、例えば微分処理、閾値処理などによって、そのエッジが検出される。具体的には、血  
管壁は、内膜、中膜、外膜で検出される。検波後の受信信号においては、内膜に相当する  
ピークと、中膜と外膜の境界面に相当するピークとの内で一方又は両方が特定される。な  
お、血管壁が検出された場合、例えば、その位置に対してトラッキングゲートが設定され  
て血管壁の時間変位が計測される。また、血管の直径あるいはその時間的变化を計測す  
ることができる。

**【0003】**

10

20

30

40

50

下記特許文献 1 には、断層画像上において血管壁を検出する技術が開示されている。しかし、ノイズの影響を排除して血管壁を検出する技術について開示されていない。

【0004】

【特許文献 1】特開平 11 - 318896 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

受信信号には多様なノイズが含まれる。例えば、そのノイズとして、血管内部における多重エコーをあげることができる。そのようなノイズが含まれている状態で受信信号に対して、微分処理、閾値処理等を適用して血管壁を検出しようとする、ノイズを血管壁と誤認してしまう可能性がある。

10

【0006】

本発明の目的は、ノイズに影響されずに血管壁を高精度に検出することにある。

【0007】

本発明の他の目的は、簡易な構成で、ノイズに影響されずに血管壁を高精度に検出することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、生体内の血管を通過して超音波ビームを形成する送受波手段と、前記超音波ビームにより受信した時間軸上の信号を処理する手段であって、血管内部に設定された開始点からビーム方向の一方又は両方に向けて前記時間軸上の信号を累積加算処理して累積加算信号を生成する加算処理手段と、前記累積加算信号に基づいて血管壁を検出する血管壁検出手段と、を有することを特徴とする。

20

【0009】

上記構成において、時間軸上の信号とは、例えば、超音波の送受波によって得られた R F 受信信号を検波して生成される包絡線信号、または、R F 受信信号を整流して得られた正又は負の単極性の成分だけをもった整流信号などである。また、血管内部に設定された開始点とは、例えば、血管内部の中心点であり、累積加算処理とは、例えば、ビーム方向での積分処理である。

30

【0010】

上記構成では、累積加算処理によって、血管内のノイズの影響を低減することができる。つまり、ノイズは、一般的に激しい変化を伴い、また、過渡的に大きな振幅を有する場合があります。これに対して、累積加算処理を行う前に微分処理や閾値処理によって血管壁を検出しようとする、ノイズを血管壁と誤認してしまう可能性がある。これに対し、累積加算処理を行った後の累積加算信号では、ノイズの激しい変化や過渡的に大きな振幅が平滑化され、血管壁を検出する際のノイズによる影響が低減される。

【0011】

望ましくは、前記時間軸上の信号は、超音波の送受波によって得られた R F 受信信号を検波して生成される包絡線信号である、ことを特徴とする。望ましくは、前記時間軸上の信号は、超音波の送受波によって得られた R F 受信信号を整流して得られた正又は負の単極性の成分だけをもった整流信号である、ことを特徴とする。望ましくは、前記 R F 受信信号はデジタル R F 受信信号であり、前記デジタル R F 受信信号における正及び負の両極性をもった各デジタルデータに対して補数関係をもってビット変換を行うことにより前記整流信号を生成するビット変換処理部をさらに有する、ことを特徴とする。望ましくは、前記血管壁検出手段は、前記累積加算信号のレベルおよび傾きのうちの少なくとも一方を参照して前記血管壁を検出する、ことを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、ノイズに影響されずに血管壁を高精度に検出することが可能になる。

50

**【発明を実施するための最良の形態】****【0013】**

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

**【0014】**

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。

**【0015】**

プローブ10は、生体内に超音波を送受波する超音波探触子である。プローブ10は、生体内の血管を通過するように超音波ビーム40を形成する。必要に応じて、プローブ10は、超音波ビーム40を二次元平面内に亘って走査し、あるいは、三次元空間内に亘って走査する。 10

**【0016】**

送受信部12は、プローブ10へ送信信号を供給し、また、プローブ10から受信信号を取得する。送受信部12は、送受信制御部14の指示に基づいて動作する。送受信部12は、プローブ10に含まれる複数の振動素子に対し送信信号を供給して超音波ビーム40を所定方向に走査し、また、プローブ10から出力される各振動素子ごとの受信信号に整相加算処理などを施して受信RF信号（受信ビーム）を形成する。つまり、送受信部12は、いわゆる、送信ビームフォーマおよび受信ビームフォーマとして機能し、超音波ビームごとに受信RF信号を形成する。送受信部12で形成された受信RF信号は、断層画像形成部16および直交検波器18へ出力される。 20

**【0017】**

断層画像形成部16は、受信RF信号に基づいて、血管を含む生体内の断層画像を形成する。断層画像の形成には周知の技術が利用され、いわゆるBモード画像が形成される。形成された画像は表示部30へ出力され、表示部30に画像が表示される。なお、本実施形態では、受信RF信号を利用して、三次元画像やドプラ画像などを形成してもよい。これらの画像の形成にも周知の技術が利用される。

**【0018】**

直交検波器18は、参照信号を用いて受信RF信号を直交検波する。直交検波では、参照信号とその参照信号の位相を $\pi/2$ シフトした参照信号を用いて検波が行われる。なお、直交検波器18に換えて、一つの参照信号で検波を行う検波器を利用してもよい。 30

**【0019】**

包絡線検出器20は、直交検波器18における検波結果に基づいて、受信RF信号の包絡線信号を検出する。そして、検出された包絡線信号は、加算器24と血管壁検出器26で構成される血管壁検出部22へ出力される。

**【0020】**

加算器24は、血管内部に設定された開始点からビーム方向の一方又は両方に向けて包絡線信号を累積加算処理して累積加算信号を生成する。開始点は、開始点設定部28で設定される。血管壁検出器26は、累積加算信号に基づいて血管壁を検出する。

**【0021】**

図2は、図1の超音波診断装置における血管壁検出処理を説明するための図である。以下、図1に示した部分には図1の符号を用いて血管壁検出処理を説明する。 40

**【0022】**

包絡線信号50は、包絡線検出器20で検出される信号である。つまり、包絡線信号50は、超音波ビームごとの受信RF信号に対する検波の結果として得られるものである。本実施形態では、血管を通過して超音波ビームが形成される。図2の包絡線信号50は、血管を通過する一本の超音波ビームに対応しており、血管前壁、血管内腔および血管後壁の各々に対応する部分を含んでいる。血管壁は、内膜、中膜、外膜を含んでおり、一般に、超音波ビームによる検出では、内膜に相当するピークと、中膜及び外膜の境界面に相当するピークが観測される。このため、図2の包絡線信号50は、血管前壁および血管後壁の各々において、二つのピークを有している。さらに、血管内腔には、多重エコーなどの 50

影響に伴うノイズが含まれている。

【0023】

ちなみに、この包絡線信号50を利用して、例えば、血管壁検出のしきい値54'によるしきい値により血管壁を検出しようとするすると、ノイズが血管壁検出のしきい値54'を超えてしまい、血管壁のみを的確に検出できない。また、微分処理を利用する場合、ノイズ部分における激しい変化が微分処理に大きな影響を及ぼしてしまい、血管壁のみを的確に検出するのが困難である。そこで、本実施形態では、包絡線信号50に対して加算処理を施した包絡線信号の加算波形52を利用する。

【0024】

包絡線信号の加算波形52は、加算器24において生成される。加算器24は、血管内腔中心Oを開始点として、ビーム方向の一方又は両方に向けて包絡線信号を累積加算処理する。 10

【0025】

開始点となる血管内腔中心Oは、開始点設定部28において設定される。開始点設定部28は、例えば、ユーザが血管の断層画像を見ながらトラックボールなどの入力デバイスを利用して設定する血管内腔の中心部の位置を血管内腔中心Oとして、その位置情報を加算器24へ出力する。また、開始点設定部28は、ユーザによって血管部分に設定される血管ROI（関心領域）に基づいて血管内腔中心Oを決定してもよい。なお、後に説明する加算処理において、開始点は、厳密に血管内腔の中心に位置する必要がない。このため、開始点は、血管内腔の中心付近に設定されていればよく、あるいは、加算処理を妨げない範囲において中心からずれた位置に設定されてもよい。 20

【0026】

加算器24は、設定された開始点としての血管内腔中心Oから、前壁側の加算方向および後壁側の加算方向のうちの一方又は両方に向けて包絡線信号50を累積加算処理する。つまり、一方又は両方に向けて包絡線信号50の振幅値を積分処理する。その結果、包絡線信号の加算波形52が得られる。図2において、包絡線信号の加算波形52は、前壁側の加算方向および後壁側の加算方向の両方の加算結果として示されているが、一方のみの加算処理では、その方向に対応する波形のみが得られる。

【0027】

包絡線信号50と包絡線信号の加算波形52とを比較すると、ノイズの部分に大きな相違が見られる。包絡線信号50のノイズは、過渡的に大きな振幅を有しているものの、その時間軸方向（積分処理の方向）における広がり小さい。このため、血管壁における積分処理結果に対してノイズ部分の積分処理結果が極端に小さくなり、例えば、血管壁検出器26において血管壁検出のしきい値54によって、血管壁部分とノイズ部分が的確に区別できる。こうして、例えば、血管壁の対象部分（内膜、中膜、外膜など）に合わせて血管壁検出のしきい値54を適宜設定することにより、ノイズに影響されずに血管壁を高精度に検出することが可能になる。 30

【0028】

血管壁検出器26は、血管壁検出のしきい値54によって、血管前壁および血管後壁のいずれか一方の血管壁、あるいは、両方の血管壁を検出する。両方の血管壁を検出することにより、血管径の計測などが可能になる。なお、血管壁検出のしきい値54の値を、血管前壁および血管後壁において異なるように設定してもよい。 40

【0029】

血管壁検出器26は、しきい値を利用した検出処理の他、加算波形の傾きの変化から血管壁を検出することもできる。例えば、図2において、包絡線信号50の血管前壁におけるピークP1は、包絡線信号の加算波形52における変曲点M1に対応する。つまり、ピークP1の前後において、加算処理の進行状態が変化するため、包絡線信号の加算波形52では、ピークP1の位置に対応する変曲点M1が発生する。変曲点M1では、その傾きが大きく変化するため、血管壁検出器26は、包絡線信号の加算波形52の傾きの変化から屈折点を検出することで、対応するピークの位置、すなわち、血管壁を検出することが 50

できる。

【0030】

なお、変曲点は、ノイズの部分にも発生している。このため、血管壁検出器26は、傾きの変化を求める際に、所定期間（積分処理方向における所定長さ）だけ傾きが略一定の部分を検出し、その傾きからノイズの部分ではないと判定する。ノイズは、時間軸方向（積分処理方向）における広がりが小さく、ノイズ部分において包絡線信号の加算波形52の傾きは短い期間で変化する。このため、所定期間だけ傾きが略一定の部分のみを抽出することで、ノイズ部分が検出対象から除外される。

【0031】

図1に戻り、血管壁検出器26において検出された血管壁の位置情報は、表示部30に出力され、断層画像形成部16で形成された断層画像上に、血管壁の位置を示すカーソルなどが重ねられ、表示部30に表示される。もちろん、カーソルの表示などに加えて、あるいは、カーソルの表示とは別に、血管壁の位置を利用した血管径の計測値などを表示してもよい。

【0032】

図3には、本発明に係る超音波診断装置の別の好適な実施形態が示されており、図3はその全体構成を示すブロック図である。図3の超音波診断装置は、図1の超音波診断装置における直交検波器18および包絡線検出器20を、全波整流器21に置き換えたものに相当する。図3において、図1に示した部分と同じ符号のものは、図1における構成と同じである。

【0033】

つまり、送受信部12は、プローブ10へ送信信号を供給し、また、プローブ10から受信信号を取得して受信RF信号を形成する。受信RF信号は、断層画像形成部16および全波整流器21へ出力される。断層画像形成部16は、受信RF信号に基づいて、血管を含む生体内の断層画像を形成する。

【0034】

全波整流器21は、受信RF信号を全波整流して正又は負の単極性の成分（絶対値）だけをもった整流信号を出力する。整流信号は、加算器24と血管壁検出器26で構成される血管壁検出部22へ出力される。加算器24は、血管内部に設定された開始点からビーム方向の一方又は両方に向けて整流信号を累積加算処理して累積加算信号を生成する。開始点は、開始点設定部28で設定される。血管壁検出器26は、累積加算信号に基づいて血管壁を検出する。

【0035】

図4は、図3の超音波診断装置における血管壁検出処理を説明するための図である。以下、図3に示した部分には図3の符号を用いて血管壁検出処理を説明する。

【0036】

図4の受信RF信号51は、血管を通過する一本の超音波ビームに対応しており、血管前壁、血管内腔および血管後壁の各々に対応する部分を含んでいる。血管壁は、内膜、中膜、外膜を含んでおり、一般に、超音波ビームによる検出では、内膜に相当するピークと、中膜と外膜の境界面に相当するピークが観測される。このため、図4の受信RF信号51は、血管前壁および血管後壁の各々において、比較的大きな振幅を有している。さらに、血管内腔には、多重エコーなどの影響に伴うノイズが含まれている。

【0037】

受信RF信号の整流信号53は、全波整流器21で整流された結果として得られる信号であり、受信RF信号51の負方向成分が正方向へ折り返されたものである。また、整流信号の加算波形55は、加算器24において生成されるものである。加算器24は、血管内腔中心Oを開始点として、ビーム方向の一方又は両方に向けて受信RF信号の整流信号53を累積加算処理する。開始点となる血管内腔中心Oは、開始点設定部28において設定される。

【0038】

10

20

30

40

50

加算器 24 は、設定された開始点としての血管内腔中心 O から、前壁側の加算方向および後壁側の加算方向のうちの一方又は両方に向けて受信 RF 信号の整流信号 53 を累積加算処理する。つまり、一方又は両方に向けて受信 RF 信号の整流信号 53 の振幅値を積分処理する。その結果、整流信号の加算波形 55 が得られる。図 4 において、整流信号の加算波形 55 は、前壁側の加算方向および後壁側の加算方向の両方の加算結果として示されているが、一方のみの加算処理では、その方向に対応する波形のみが得られる。

【0039】

そして、血管壁検出器 26 は、血管壁検出のしきい値（図 2 における血管壁検出のしきい値 54 に対応する）によって、血管前壁および血管後壁のいずれか一方の血管壁、あるいは、両方の血管壁を検出する。両方の血管壁を検出することにより、血管径の計測などが可能になる。また、血管壁検出器 26 は、しきい値を利用した検出処理の他、加算波形の傾きの変化から血管壁を検出することもできる。つまり、血管壁検出器 26 は、整流信号の加算波形 55 の傾きの変化から屈折点を検出することで血管壁を検出する。この原理は、図 2 を利用して説明した包絡線信号の加算波形 52 の傾きの変化から屈折点を検出して対応するピークの位置、すなわち、血管壁を検出する原理と同じである。

10

【0040】

図 3 に戻り、血管壁検出器 26 において検出された血管壁の位置情報は、表示部 30 に出力され、断層画像形成部 16 で形成された断層画像上に、血管壁の位置を示すカーソルなどが重ねられ、表示部 30 に表示される。図 3 の構成によれば、図 1 の構成に比べて、直交検波器と包絡線検出器が不要なため、装置の小型化などの点においてメリットがある。

20

【0041】

また、図 3 の装置において、送受信部 12 で形成される RF 受信信号がデジタル RF 受信信号の場合、そのデジタル RF 受信信号における正及び負の両極性をもった各デジタルデータに対して補数関係をもってビット変換を行うことにより整流信号を生成することができる。例えば、図示しないビット変換処理部がその変換処理を実行する。

【0042】

図 5 は、デジタル RF 受信信号に対するビット変換処理を説明するための図である。デジタル RF 受信信号は、各時刻ごとに、その時刻における RF 受信信号の振幅を示すものであり、振幅の大きさ情報と振幅の極性（正負の符号）情報を含んでいる。

30

【0043】

図 5 では、デジタル RF 受信信号の例として 4 ビットのデータが示されている。例えば、最上位ビットから最下位ビットまでの 4 ビットが、0111 の場合は振幅の大きさが +7 であることを示し、0110 の場合は +6、0001 の場合は +1 を示している。そして、0000 は、振幅の大きさが 0 であることを示している。

【0044】

また、図 5 のデジタル RF 受信信号は、2 の補数のデジタル信号であり、例えば、最上位ビットから最下位ビットまでの 4 ビットが、1111 の場合は振幅の大きさが -1 であることを示し、1010 の場合は -6、1001 の場合は -7 を示している。ちなみに、図 5 に示すように、最上位ビットが 0 の場合は正の数（0 を含む）であり、最上位ビットが 1 の場合は負の数に対応するため、最上位ビットが符号ビットの役割を担っている。また、2 の補数のデジタル信号のため、絶対値が同じで符号が異なる二つのデータを加算すると、その加算結果は、繰り上げられるビットを無視すると 0000 となる。

40

【0045】

そこで、最上位ビットが 1 の場合に、そのデジタル RF 信号の 4 つのビットの各々をビット反転して 1 を加えることにより、極性を反転させたデジタル RF 信号を得ることができる。例えば、振幅の大きさが -6 の場合、1010 の各ビットをビット反転させた結果 0101 が得られ、さらに 1 を加えることにより、0110 となる。これは、振幅の大きさが +6 のデータに相当する。こうして、デジタル RF 受信信号に対する整流処理が実行される。

50

【 0 0 4 6 】

なお、最上位ビットが1の場合に、そのデジタルRF信号の4つのビットの各々をビット反転することのみによって、つまり、その後1を加えることを省略して、整流処理を実行してもよい。この場合、振幅の大きさが1に相当する誤差が生じることになるが、振幅が大きい場合にはその誤差は無視できるであろう。

【 0 0 4 7 】

このように、整流処理をビット反転処理により実現することで、図 3 の全波整流器 21 をビット反転回路で実現できるため、回路をさらに小型化することも可能になる。例えば、ビット反転回路を加算器 24 に設けて、全波整流器 21 を省略した構成なども可能である。

【 0 0 4 8 】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 9 】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図 2】図 1 の超音波診断装置における血管壁検出処理を説明するための図である。

【図 3】本発明に係る別の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図 4】図 3 の超音波診断装置における血管壁検出処理を説明するための図である。

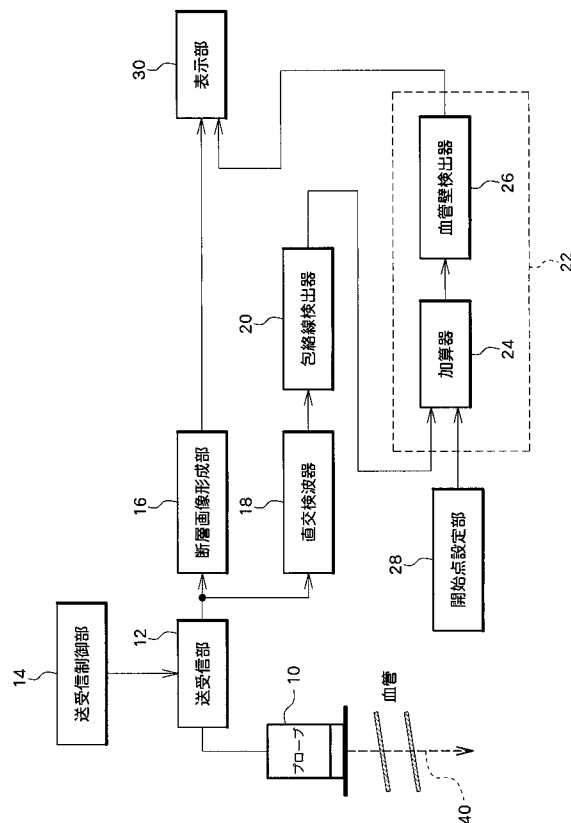
【図 5】 デジタル R F 受信信号に対するビット変換処理を説明するための図である。

【符号の説明】

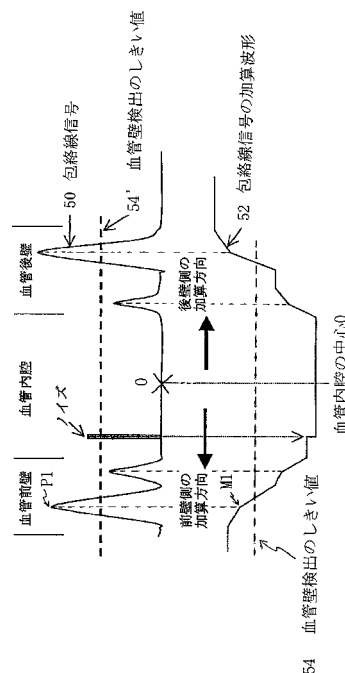
【 0 0 5 0 】

18 直交檢波器、20 包絡線檢出器、21 全波整流器、24 加算器、26 血管壁檢出器、28 開始点設定部。

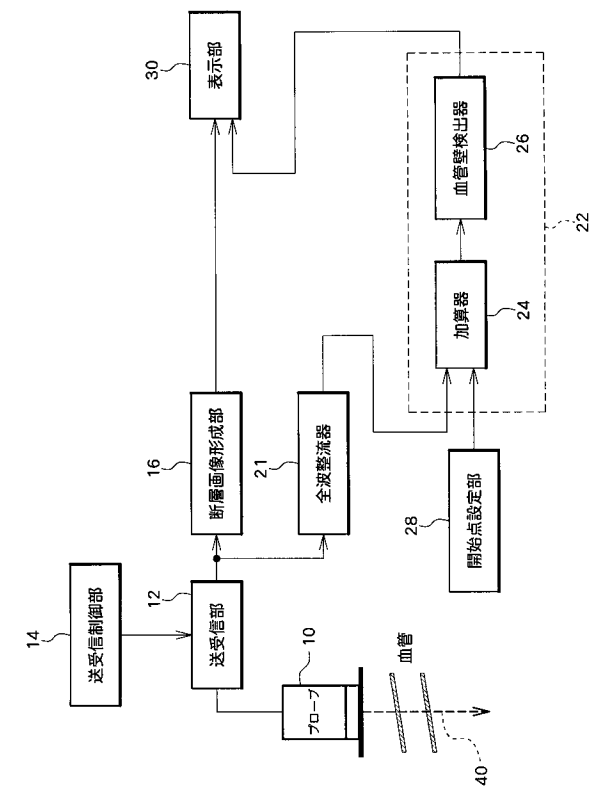
【 図 1 】



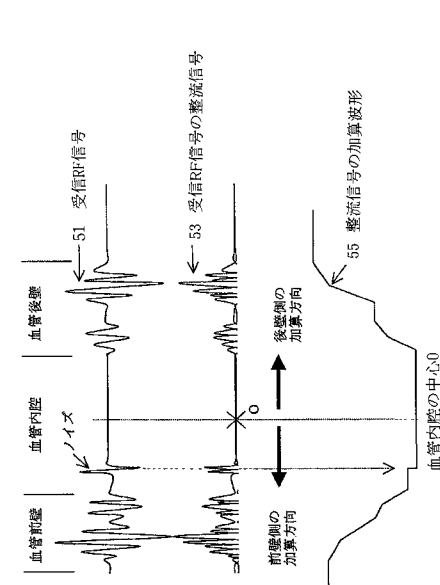
【圖 2】



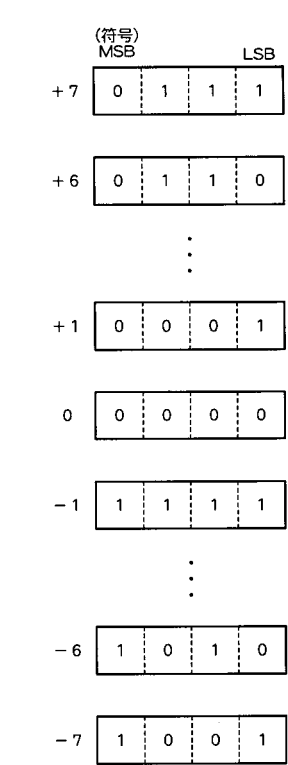
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



|                |                                                                              |         |            |
|----------------|------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声诊断设备                                                                       |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2006051285A</a>                                                | 公开(公告)日 | 2006-02-23 |
| 申请号            | JP2004236717                                                                 | 申请日     | 2004-08-16 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 日立阿洛卡医疗株式会社                                                                  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 阿洛卡有限公司                                                                      |         |            |
| [标]发明人         | 岡田孝<br>原田烈光                                                                  |         |            |
| 发明人            | 岡田 孝<br>原田 烈光                                                                |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                                                     |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00                                                                     |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/DD14 4C601/EE02 4C601/EE09 4C601/JB36 4C601/JB46 4C601/JC09 4C601/JC11 |         |            |
| 代理人(译)         | 吉田健治<br>石田 纯                                                                 |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                    |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：在不受噪音影响的情况下高精度地检测血管壁。解决方案：作为检测通过血管的超声波束的接收RF信号的结果，获得包络信号50。因此，包络信号50在血管前壁和血管后壁中的每一个上具有两个峰值。包络信号的相加波形52是通过包络信号50朝向以血管内腔中心O为起点的束方向中的一个或两个的累积相加处理，以及血管前壁中的任一个来获得的。通过血管壁检测的阈值54检测血管后壁或两个血管壁。而且，可以通过根据包络信号的相加波形52的倾斜度的变化检测拐点M1来检测相应峰值P1的位置，即血管壁。Z

