

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4787725号
(P4787725)

(45) 発行日 平成23年10月5日(2011.10.5)

(24) 登録日 平成23年7月22日(2011.7.22)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 4 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2006-319507 (P2006-319507)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成18年11月28日(2006.11.28)		日立アロカメディカル株式会社
(65) 公開番号	特開2008-132094 (P2008-132094A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成20年6月12日(2008.6.12)	(74) 代理人	100075258
審査請求日	平成20年9月25日(2008.9.25)		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	内田 貴之
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
			カ株式会社内
		審査官	川上 則明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血管に対して超音波を送受波することによりエコー信号を得る送受波部と、
エコー信号に基づいて血管壁の位置をトラッキングするトラッキング処理部と、
トラッキングされた血管壁の位置に基づいて血管の形態データを得る形態測定部と、
基準状態における血管の形態データと血管内の血液の流れを制御することによって生じる時間的変化状態における血管の形態データとに基づいて、血管の形態についての時間的変化を反映させた診断データを得る血管診断部と、

エコー信号に基づいて、基準状態の血管を含んだ基準画像の画像データと時間的変化状態の血管を含んだ測定画像の画像データを形成する画像形成部と、
を有し、

基準画像と測定画像が比較されることにより、基準状態においてトラッキングされる血管壁の位置と時間的変化状態においてトラッキングされる血管壁の位置が互いに同一部位となるように、血管と送受波部との間の位置関係が調整され、

基準画像と測定画像を含んだ画像を表示する画像表示部をさらに有し、
画像表示部に表示された基準画像と測定画像を比較したユーザにより、血管と送受波部との間の位置関係が調整される、

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、

10

20

前記画像表示部は、基準画像と測定画像を並べて表示する、
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、
前記画像表示部は、基準画像と測定画像を重ねて表示する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

血管に対して超音波を送受波することによりエコー信号を得る送受波部と、
エコー信号に基づいて血管壁の位置をトラッキングするトラッキング処理部と、
トラッキングされた血管壁の位置に基づいて血管の形態データを得る形態測定部と、
基準状態における血管の形態データと血管内の血液の流れを制御することによって生じ
る時間的変化状態における血管の形態データとに基づいて、血管の形態についての時間的
変化を反映させた診断データを得る血管診断部と、

10

エコー信号に基づいて、基準状態の血管を含んだ基準画像の画像データと時間的変化状
態の血管を含んだ測定画像の画像データを形成する画像形成部と、
を有し、

基準画像と測定画像が比較されることにより、基準状態においてトラッキングされる血
管壁の位置と時間的変化状態においてトラッキングされる血管壁の位置が互いに同一部位
となるように、血管と送受波部との間の位置関係が調整され、

基準画像の画像データと測定画像の画像データとの間の相互相関値を算出する画像相関
演算部をさらに有し、

20

画像相関演算部において算出される相互相関値に基づいて、血管と送受波部との間の位
置関係が調整される、

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、特に血管の評価を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】

30

【0002】

超音波診断装置を利用した血管の評価（例えば、血管内皮機能評価）の方法として、血
流反応性血管拡張（FMD：Flow Mediated Dilatation）が知られている（特許文献 1 参
照）。

【0003】

FMD による血管内皮機能測定は、血管の内皮機能の評価や動脈硬化の評価などに有用
とされている。その測定手順は、例えば次のとおりである。まず被検者の安静時における
上腕動脈の血管径を計測し、次に被検者の前腕部分をカフなどで 5 分程度駆血する。その
後駆血を解除すると上腕動脈の血管径が拡張し、徐々に安静時の血管径に戻る。そして、
駆血解除からの血管径変化と安静時の血管の状態から上腕動脈の内皮機能が評価される。

40

【0004】

FMD による血管内皮機能評価において、血管径の計測には超音波診断装置が利用され
ている。つまり、超音波診断装置のエコートラッキング処理により、安静時、駆血時、駆
血解除後の血管壁の位置がトラッキングされ、例えば、安静時の血管径と駆血解除後の血
管径が比較される。

【0005】

【特許文献 1】特開 2004-290408 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

50

安静時の血管径と駆血解除後の血管径を高い精度で比較するためには、安静時と駆血解除後において同一部位の血管径を計測する必要がある。ところが、駆血解除のためのカフを開放すると、例えば前腕部分が動いてしまい、安静時と駆血解除後における血管径の計測位置がずれてしまう可能性がある。

【0007】

このような背景において、本願発明者らは、超音波診断装置を利用した血管の評価の精度、例えば血管内皮機能評価の精度を高める技術について研究開発を重ねてきた。

【0008】

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、超音波診断装置を利用した血管の評価の精度を高めることにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

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、血管に対して超音波を送受波することによりエコー信号を得る送受波部と、エコー信号に基づいて血管壁の位置をトラッキングするトラッキング処理部と、トラッキングされた血管壁の位置に基づいて血管の形態データを得る形態測定部と、基準状態における血管の形態データと血管内の血液の流れを制御することによって生じる時間的変化状態における血管の形態データとに基づいて、血管の形態についての時間的変化を反映させた診断データを得る血管診断部と、エコー信号に基づいて、基準状態の血管を含んだ基準画像の画像データと時間的変化状態の血管を含んだ測定画像の画像データを形成する画像形成部とを有し、基準画像と測定画像が比較されることにより、基準状態においてトラッキングされる血管壁の位置と時間的変化状態においてトラッキングされる血管壁の位置が互いに同一部位となるように、血管と送受波部との間の位置関係が調整されることを特徴とする。

【0010】

上記構成において、血管内の血液の流れの制御とは、例えば、カフなどにより駆血を行った後に駆血を解除することである。また、基準状態とは、例えば安静時の血管の状態である。上記構成によれば、基準状態においてトラッキングされる血管壁の位置と時間的変化状態においてトラッキングされる血管壁の位置が互いに同一部位となるように調整されるため、高精度な血管機能評価が可能となる。

【0011】

望ましい態様において、前記超音波診断装置は、基準画像と測定画像を含んだ画像を表示する画像表示部をさらに有し、画像表示部に表示された基準画像と測定画像を比較したユーザにより、血管と送受波部との間の位置関係が調整されることを特徴とする。

【0012】

望ましい態様において、前記画像表示部は、基準画像と測定画像を並べて表示することを特徴とする。望ましい態様において、前記画像表示部は、基準画像と測定画像を重ねて表示することを特徴とする。

【0013】

望ましい態様において、前記超音波診断装置は、基準画像の画像データと測定画像の画像データとの間の相互相関値を算出する画像相関演算部をさらに有し、画像相関演算部において算出される相互相関値に基づいて、血管と送受波部との間の位置関係が調整されることを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

本発明により、超音波診断装置を利用した血管の評価の精度が高められる。例えば、本発明の好適な態様により、基準状態においてトラッキングされる血管壁の位置と時間的変化状態においてトラッキングされる血管壁の位置が互いに同一部位となるように調整されて高精度な血管内皮機能評価が可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、本発明の好適な実施の形態を図面に基づいて説明する。

【0016】

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。送受信部12は、プローブ10を介して被検者14内の血管16に対して超音波の送受波を行うことで受信信号を取得し、断層画像形成部20およびエコートラッキング処理部22に受信信号を出力する。

【0017】

断層画像形成部20は受信信号に基づいて血管16の断層画像を形成する。形成された断層画像は表示画像形成部42において表示処理が施されてディスプレイ44に表示される。また、断層画像形成部20において形成された断層画像（画像データ）は、画像データメモリ26と画像相関演算部38に出力される。

10

【0018】

なお、表示画像形成部42は、断層画像形成部20において形成された断層画像の他に、画像データメモリ26に記憶された過去の時相における断層画像、例えば安静時の断層画像を利用して表示画像を形成する。また、断層画像の他に、血管径の時間的変化の様子を示すMモード画像を形成してもよい。

【0019】

エコートラッキング処理部22は、受信信号に基づいて血管壁の位置をトラッキングする。血管壁は比較的強いエコーを生じるため、受信信号のエコーデータレベルを所定の閾値と比較することによって血管壁が検出される。エコートラッキング処理部22は、測定ライン17上においてプローブ10側に位置する前壁18とプローブ10から遠方側に位置する後壁19とを、血管16の変動に伴う位置変化に追従して検出する。

20

【0020】

血管径測定部24は、エコートラッキング処理部22により特定される血管16の前壁18および後壁19の位置に基づいて、前壁18と後壁19との間の距離である血管径を測定し、血管径変化波形生成部28へ出力する。血管径変化波形生成部28は時々刻々と変化する血管径の値を表す血管径変化波形を生成して表示画像形成部42および評価値演算部40へ出力する。表示画像形成部42へ出力された血管径変化波形はディスプレイ44に表示される。なお、血管径変化波形生成部28に供給される心電波形が、血管径変化波形と共にディスプレイ44に表示されてもよい。

30

【0021】

図2は、図1の超音波診断装置を利用して得られる血管径変化波形を示す図であり、縦軸は血管径を、横軸は計測時刻を示している。図2に示す血管径変化波形60は、FMDの検査手順によって得られる。そこで、FMDの検査手順を説明する。

【0022】

まず、被検者の安静時状態をベースラインデータとして、上腕動脈の血管径を計測する。つまり、プローブ10を被検者14の上腕部に当接させ、超音波を送受波することによりエコー信号を得て、血管径変化波形生成部28により生成される血管径変化波形60を取得する。安静時状態の波形期間は図2の期間Iである。

【0023】

次に、被検者の前腕部をカフなどで駆血して血管径変化波形60を取得する。駆血状態の波形期間は図2の期間IIである。期間IIの波形が示すように、血管径は駆血直後から徐々に減少した後、ほぼ一定値を維持する。駆血は例えば5分程度行われる。

40

【0024】

次に、カフを開放して血管径変化波形60を取得する。カフ開放後の波形期間は図2の期間IIIである。期間IIIの波形が示すように、カフ開放後、血管径は例えば30秒から40秒程度の後、時刻 T_1 ごろから拡大をはじめる。そして血管径が最大値に達した後、徐々に減少して安静時状態の血管径に戻る。

【0025】

上記手順により、図2に示す血管径変化波形60が取得される。FMDによる血管内皮

50

機能評価では、駆血解除から安静時状態に戻るまでの血管径の拡大縮小の様子や血流速度の増加減少の様子などを評価する。

【0026】

図1に戻り、表示画像形成部42は、断層画像形成部20で形成された断層画像（Bモード画像）や血管径変化波形生成部28で形成された血管径変化波形を含んだ表示画像を形成する。

【0027】

図3は、血管径変化測定時の表示画像を説明するための図である。Bモード画像70は、断層画像形成部20で形成される画像であり、血管16の血管壁16Wの断層画像を含んでいる。なお、Bモード画像70内に、エコートラッキング用の超音波ビームに対応した測定ライン17が表示されてもよい。

10

【0028】

Mモード画像80は、断層画像形成部20または表示画像形成部42で形成される。Mモード画像80の横方向（横軸）は時間の経過に対応している。Mモード画像80は、測定ライン17の位置における血管壁16Wの画像の時間変化の様子を示している。

【0029】

また、Mモード画像80内には、血管径変化波形60が表示されている。血管径変化波形60の時間軸（横軸）と、Mモード画像80の時間軸（横軸）は同一であることが望ましい。もちろん、ユーザ操作などに応じて、各々の時間軸のスケールが変更できるように構成されてもよい。

20

【0030】

図1に戻り、評価値演算部40は、血管径変化波形生成部28から出力される血管径変化波形に基づいて、血管内皮機能評価に必要な各種評価値を演算する。評価値は、例えば、FMDによる測定における駆血解除から最大血管径に至るまでの時間、血管径の変化率などである。血管径の変化率は、例えば、安静時の血管径を D_0 、カフ開放後における血管径の最大値を D_d とすると、 $(D_d - D_0) / D_0 \times 100$ （パーセント）と算出される。血管径の変化率として血管径変化波形の傾きなどを算出してもよい。

【0031】

また、血管16に血流速度計測用のサンプルゲート33が設定され、受信信号から得られるサンプルゲート33内の血流速度に基づいて、評価値演算部40が、血流速度の変化率、血管径と血流速度から求まる血流量やその変化などを算出してもよい。評価値演算部40で演算された各種評価値は表示画像形成部42に出力されディスプレイ44に表示される。

30

【0032】

なお、血管径は脈動の影響で一心拍内において変化しているため、複数の心拍期間を含む血管径変化波形も局所的には心拍に伴う変動成分を持っている。そこで、心拍変動成分を除去するために、血管径変化波形の各心拍期間内ごとに代表値を求め、この代表値を利用して血管径変化を評価してもよい。各心拍期間内ごとの代表値は、例えばその期間内における血管径の最大値や最小値や平均値などである。

【0033】

40

以上のように、本実施形態では、血管の安静時からカフ開放後に安静時の状態に戻るまでの血管径を測定している。安静時の血管径と駆血解除後の血管径を高い精度で比較するためには、安静時と駆血解除後において同一部位の径を計測する必要がある。ところが、駆血のためのカフを開放すると、被検者の前腕部が動いてしまい、安静時と駆血解除後における径の計測位置がずれてしまう可能性がある。

【0034】

そこで、本実施形態では、安静時の血管径の断層画像を参照することにより、安静時においてトラッキングされる血管壁の位置と駆血解除後においてトラッキングされる血管壁の位置が互いに同一部位となるように、プローブ10の位置が調整される。そのため、表示画像形成部42は、リアルタイムのBモード画像（断層画像）と安静時のBモード画像

50

を含んだ表示画像を形成する。

【0035】

図4は、リアルタイムのBモード画像と安静時のBモード画像を並べて表示した表示態様を示す図である。リアルタイムBモード画像72は、断層画像形成部20において形成されて直接的に表示画像形成部42を介して表示される画像である。リアルタイムBモード画像72は、血管16の血管壁16Wの断層画像を含んでおり、これらがリアルタイムで、つまり動画として表示される。なお、リアルタイムBモード画像72内に、エコートラッキング用の超音波ビームに対応した測定ライン17が表示されてもよい。

【0036】

一方、安静時のBモード画像74は、断層画像形成部20において形成されて画像データメモリ26に記憶され、画像データメモリ26から読み出された画像である。安静時のBモード画像74は、安静時における血管16の断層画像を示す静止画像である。

【0037】

図4に示す表示態様では、リアルタイムBモード画像72と安静時のBモード画像74が左右に並べて表示されている。ユーザは、ディスプレイ44に表示される両Bモード画像を見ながら、プローブ10を動かし、リアルタイムBモード画像72に映し出される血管16の断層画像と、安静時のBモード画像74に映し出される血管16の断層画像が、できる限り等しくなるように、プローブ10の位置を調整する。これにより、安静時の位置からずれてしまった血管径の計測位置を安静時の位置に戻すことが可能になる。なお、プローブ10の位置調整は、プローブ10の支持アームが行っても良い。

【0038】

図5は、リアルタイムのBモード画像と安静時のBモード画像を並べて表示した他の表示態様を示す図である。図5の表示態様は、左右に並べて表示されたリアルタイムBモード画像72と安静時のBモード画像74の下に、さらにMモード画像80を含んでいる。

【0039】

リアルタイムBモード画像72は、血管16の血管壁16Wの断層画像を動画で示した画像である。安静時のBモード画像74は、安静時における血管16の断層画像を示す静止画像である。

【0040】

Mモード画像80は、測定ラインの位置における血管壁16Wの画像の時間変化の様子を示している。Mモード画像80内には、血管径変化波形60が表示されている。血管径変化波形60の時間軸と、Mモード画像80の時間軸は同一であることが望ましい。

【0041】

そして、リアルタイムBモード画像72に映し出される血管16の断層画像と、安静時のBモード画像74に映し出される血管16の断層画像が、できる限り等しくなるように、プローブ10の位置が調整される。

【0042】

図6は、リアルタイム画像と安静時画像を重ねて表示した表示態様を示す図である。つまり、Bモード画像70内に、血管壁のリアルタイム画像（動画像）であるリアルタイム画像76と、血管壁の安静時の静止画像である安静時画像78とが、重ねて表示されている。安静時画像78は、例えば半透明処理などを施してから、リアルタイム画像76に重ねられる。

【0043】

そして、リアルタイム画像76として映し出される血管の断層画像と、安静時画像78として映し出される血管の断層画像が、できる限り等しくなるように、プローブ10の位置が調整される。

【0044】

なお、Bモード画像70の隣には、Mモード画像80が表示されている。Mモード画像80は、測定ラインの位置における血管壁16Wの画像の時間変化の様子を示している。Mモード画像80内には、血管径変化波形60が表示されている。

10

20

30

40

50

時間軸と、Mモード画像80の時間軸は同一であることが望ましい。

【0045】

図7は、本実施形態におけるFMDの検査手順を説明するためのフローチャートである。まず、被検者の前腕にカフを巻き付け、そして、プローブを設置して被検者の上腕動脈の断層像を表示させる(S701)。次に、血管径の測定位置に測定ラインを設定してエコートラッキングを開始し(S702)、上腕動脈の安静時の血管径を測定し、また、安静時の血管画像データを保存する(S703)。

【0046】

次に、カフを加圧して約5分間だけ駆血し(S704)、駆血後にカフを開放する(S705)。カフの開放直後、ユーザ操作などに応じて、安静時画像とリアルタイム画像がディプレイに表示される(S706)。例えば、ユーザ操作に応じて、図4から図6に示す表示画像がディスプレイに表示される。

10

【0047】

そして、例えば、ユーザによって、リアルタイム画像と安静時画像ができる限り等しくなるように、プローブの位置が調整される(S707)。こうして、安静時の位置からずれてしまった血管径の計測位置が安静時の位置に戻されて、血管径の変化が測定される(S708)。

【0048】

なお、リアルタイム画像と安静時画像の比較を図1に示す画像相関演算部38が行っても良い。つまり、図1に示す画像相関演算部38が、断層画像形成部20から供給されるリアルタイム画像の画像データと、画像データメモリ26に記憶された安静時画像の画像データとを比較し、これらの画像データ間の相互相関値を算出する。

20

【0049】

プローブ10の位置が調整されるとリアルタイム画像の画像データが変化し、それに伴い相互相関値も変化する。そこで、表示画像形成部42において、相互相関値の大きさに応じた表示を行うようにしてもよい。例えば、相互相関値の大きさが数値などで表示される。あるいは、相互相関値が閾値以上になったことを示す点灯表示が行われてもよい。

【0050】

また、例えば、画像相関演算部38において算出される相互相関値に基づいて、図示しない制御部が、プローブ10の保持機構を制御してプローブ10の位置を調整するようにしてもよい。

30

【0051】

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。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【図面の簡単な説明】

【0052】

【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】血管径変化波形を示す図である。

【図3】血管径変化測定時の表示画像を説明するための図である。

40

【図4】リアルタイムのBモード画像と安静時のBモード画像を並べて表示した表示態様を示す図である。

【図5】リアルタイムのBモード画像と安静時のBモード画像を並べて表示した他の表示態様を示す図である。

【図6】リアルタイム画像と安静時画像を重ねて表示した表示態様を示す図である。

【図7】本実施形態のFMD検査手順を説明するためのフローチャートである。

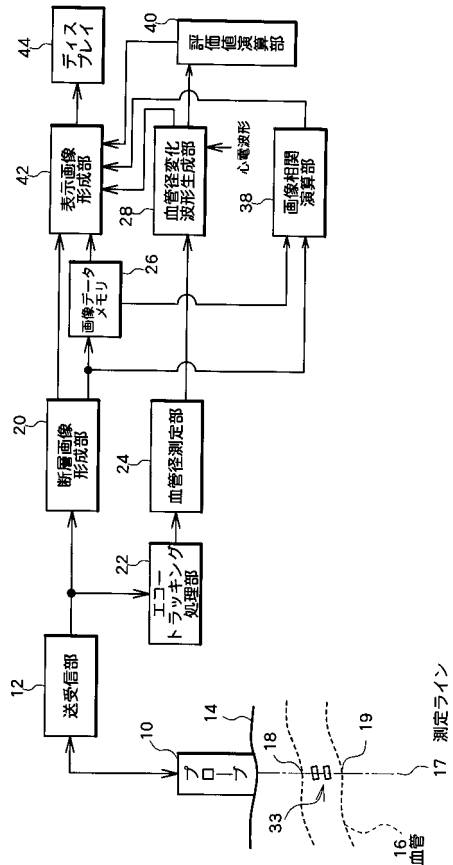
【符号の説明】

【0053】

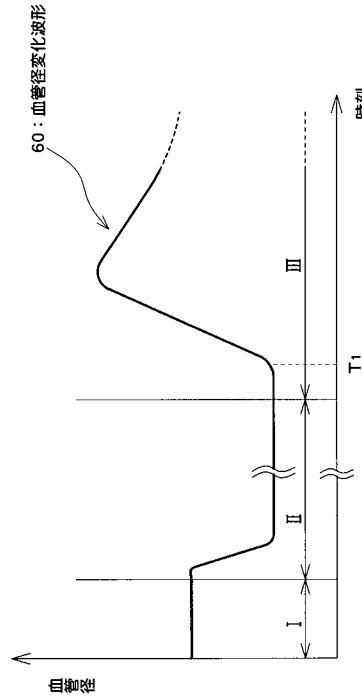
10 プローブ、12 送受信部、22 エコートラッキング処理部、24 血管径測定部、28 血管径変化波形生成部、38 画像相関演算部、40 評価値演算部。

50

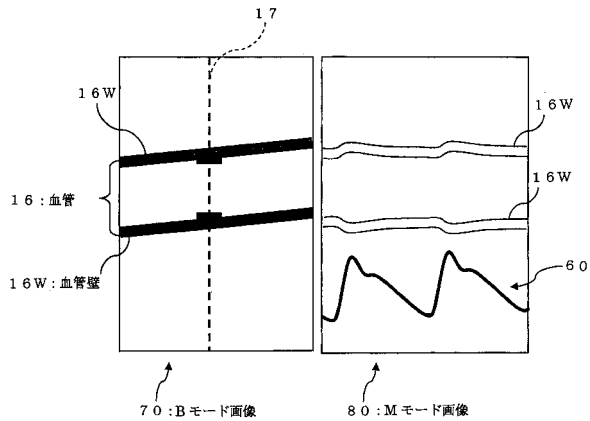
【図 1】



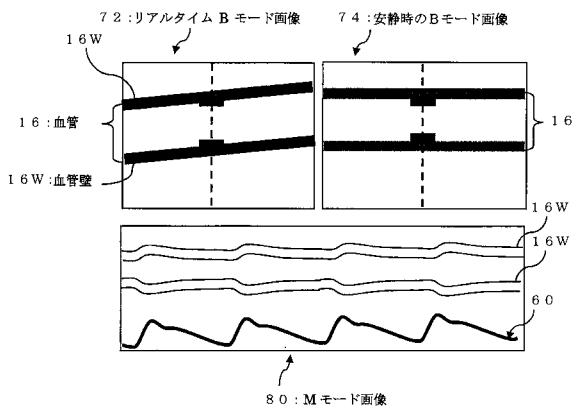
【図 2】



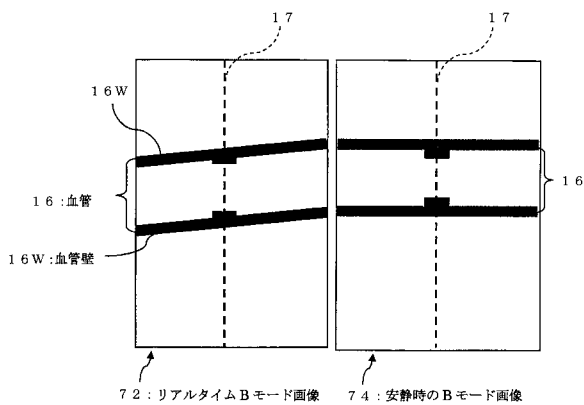
【図 3】



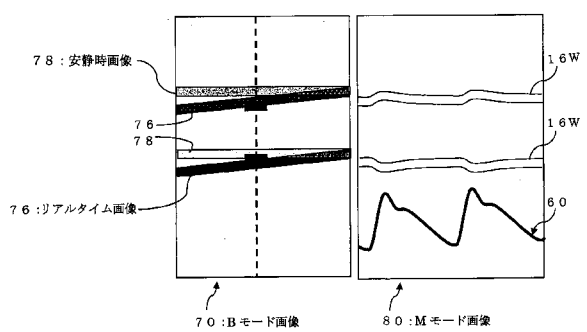
【図 5】



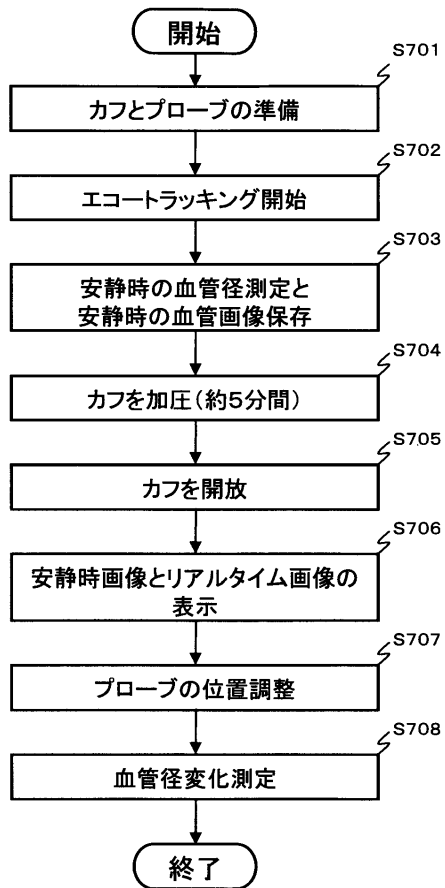
【図 4】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2003-180690 (JP, A)
特開2005-152648 (JP, A)
特開2004-358264 (JP, A)
特開2005-270341 (JP, A)
特開2006-239076 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/08

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4787725B2	公开(公告)日	2011-10-05
申请号	JP2006319507	申请日	2006-11-28
[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		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	岡田孝 内田貴之		
发明人	岡田 孝 内田 貴之		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/JB41 4C601/JC21		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2008132094A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使用超声诊断设备提高血管评估的准确性。回波跟踪处理单元基于回波信号跟踪血管的血管壁的位置。血管直径测量单元24基于被跟踪的血管壁的位置测量血管16的血管直径。血管直径变化波形生成单元28生成表示血管直径的值始终变化的血管直径变化波形。显示图像形成单元42形成显示图像，其中血管16的实时B模式图像和静止的血管16的B模式图像并排显示。在观看显示器44上显示的两个B模式图像的同时，用户移动探头10并调整探头10的位置，使得实时B模式图像和静止B模式图像尽可能相等。。点域1

【図4】

