

(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2014-188161

(P2014-188161A)

(43) 公開日 平成26年10月6日(2014.10.6)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F I
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2013-66059 (P2013-66059)
(22) 出願日 平成25年3月27日 (2013.3.27)(71) 出願人 390029791
日立アロカメディカル株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(74) 代理人 110001210
特許業務法人Y K I 国際特許事務所
(72) 発明者 岡田 孝
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
アロカメディカル株式会社内
(72) 発明者 西山 知秀
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
アロカメディカル株式会社内
(72) 発明者 大竹 敦子
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
アロカメディカル株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD14 DD26 EE09 JC04 JC08
JC11 JC37 KK25 KK31

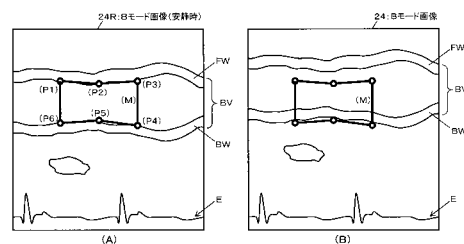
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置を利用した血管径の測定精度を高める。

【解決手段】(A)には、安静時におけるBモード画像24Rが図示されており、Bモード画像24Rを基準時相の断層画像として、基準マーカMが生成される。(B)には、複数の時相に亘って次々に形成されるBモード画像24が図示されている。(B)では、血管BVの位置が安静時の位置からずれている。(B)に示す状態の場合に、ユーザは、Bモード画像24を見ながら、基準マーカMが(A)のように血管BVの前壁FWと後壁BWに重なるように、プローブの位置を調整する。これにより、血管径を測定する位置が修正され、望ましくは、安静時と同じ位置において血管径を測定することが可能になる。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

血管に対して超音波を送受するプローブと、
プローブを制御してエコー信号を得る送受信部と、
エコー信号に基づいて血管の超音波画像を形成する超音波画像形成部と、
エコー信号に基づいて血管壁の位置を特定する血管壁特定部と、
血管壁の位置に基づいて血管径の測定データを得る血管径測定部と、
基準時相の超音波画像内の特徴位置を示す基準マーカを生成する基準マーカ生成部と、
複数時相に亘って得られる超音波画像に前記基準マーカを重畳した表示画像を形成する
表示画像形成部と、
を有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
前記基準マーカ生成部は、基準時相の超音波画像内における血管と他組織の少なくとも
一方の特徴位置を示す基準マーカを生成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、
前記基準マーカ生成部は、基準時相の超音波画像内にユーザによって設定された複数の
特徴点に基づいて基準マーカを生成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、
前記基準マーカ生成部は、複数の特徴点を線で結んだ基準マーカを生成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、
前記基準マーカ生成部は、1 つずつ順に設定される複数の特徴点について、設定された
順に 2 つの特徴点間を直線で結んだ基準マーカを生成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 6】

請求項 3 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記基準マーカ生成部は、複数の特徴点の各々を頂点とする多角形の基準マーカを生成
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、特に血管を診断する超音波診断装置に関する。

40

【背景技術】**【0002】**

血管の機能の評価において、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。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診断などに有用とされている。FMD の一般的な測定手順は次のとおりである。

【0003】

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

50

上腕動脈の内皮機能が評価される。

【 0 0 0 4 】

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を利用することができる（例えば特許文献1参照）。つまり、超音波診断装置により、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。

【 0 0 0 5 】

FMDにおいて安静時の血管径と駆血解除後の血管径を比較する場合には、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ことが望ましい。ところが、駆血解除のためにカフを開放すると、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。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特許第 4 7 8 7 7 2 5 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

上述した背景技術に鑑み、本願の発明者は、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。

20

【 0 0 0 8 】

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径の測定精度を高めることにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 9 】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、血管に対して超音波を送受するプローブと、プローブを制御してエコー信号を得る送受信部と、エコー信号に基づいて血管の超音波画像を形成する超音波画像形成部と、エコー信号に基づいて血管壁の位置を特定する血管壁特定部と、血管壁の位置に基づいて血管径の測定データを得る血管径測定部と、基準時相の超音波画像内の特徴位置を示す基準マーカを生成する基準マーカ生成部と、複数時相に亘って得られる超音波画像に前記基準マーカを重畳した表示画像を形成する表示画像形成部と、を有することを特徴とする。

30

【 0 0 1 0 】

上記構成において、血管径の測定データは、例えば、プローブに近い側の血管壁（前壁）の位置とプローブから遠い側の血管壁（後壁）の位置とに基づいて得られる。例えば、前壁と後壁の間の距離が測定データとされる。また、基準時相とは、複数の時相に亘って血管径を測定する際の基準となる血管径を得るための時相であり、例えば、血流反応性血管拡張（FMD：Flow Mediated Dilatation）における血管径の測定においては、安静時の時相が基準時相とされる。また、基準マーカは、基準時相の超音波画像内の特徴位置、例えば測定対象となる血管の血管壁や血管の近傍にある組織などの位置に設定される。

40

【 0 0 1 1 】

上記超音波診断装置によれば、複数時相に亘って得られる超音波画像に基準マーカを重畳した表示画像が形成されるため、ユーザ（測定者）は、その表示画像から、基準時相における特徴位置と現時相における特徴位置のずれを視覚的に確認することができる。そのため、ユーザは、例えば、表示画像を見ながらプローブの位置を調整して特徴位置のずれを修正することができ、ずれに伴う測定精度の悪化が抑えられ、血管径の測定精度が高められる。

【 0 0 1 2 】

望ましい具体例において、前記基準マーカ生成部は、基準時相の超音波画像内における血管と他組織の少なくとも一方の特徴位置を示す基準マーカを生成する、ことを特徴とす

50

る。

【 0 0 1 3 】

望ましい具体例において、前記基準マーカ生成部は、基準時相の超音波画像内にユーザによって設定された複数の特徴点に基づいて基準マーカを生成する、ことを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

望ましい具体例において、前記基準マーカ生成部は、複数の特徴点を線で結んだ基準マーカを生成する、ことを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

望ましい具体例において、前記基準マーカ生成部は、１つずつ順に設定される複数の特徴点について、設定された順に２つの特徴点間を直線で結んだ基準マーカを生成する、ことを特徴とする。

10

【 0 0 1 6 】

望ましい具体例において、前記基準マーカ生成部は、複数の特徴点の各々を頂点とする多角形の基準マーカを生成する、ことを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 7 】

本発明により、超音波診断装置を利用した血管径の測定精度が高められる。例えば、本発明の好適な態様によれば、ユーザは、表示画像を見ながらプローブの位置を調整して特徴位置のずれを修正することができ、ずれに伴う測定精度の悪化が抑えられ、血管径の測定精度が高められる。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 8 】

【 図 1 】 本発明の好適な超音波診断装置の全体構成を示す機能ブロック図である。

【 図 2 】 エコトラッキング処理を説明するための図である。

【 図 3 】 基準マーカの具体例を示す図である。

【 図 4 】 複数の特徴点の設定処理を示すフローチャートである。

【 図 5 】 基準マーカを含んだ表示画像の具体例 1 を示す図である。

【 図 6 】 基準マーカを含んだ表示画像の具体例 2 を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 9 】

30

図 1 は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す機能ブロック図である。プローブ 10 は、血管に対して超音波を送受する複数の振動素子を備えている。図 1 の超音波診断装置において、プローブ 10 は、リニア走査型の探触子であることが望ましいものの、例えば用途等に応じて他の走査態様の探触子が利用されてもよい。

【 0 0 2 0 】

送受信部 12 は、プローブ 10 が備える複数の振動素子を送信制御して送信ビームを形成し、血管を含む診断領域内で送信ビームを走査する。つまり、送受信部 12 は、送信ビームフォーマの機能を備えている。

【 0 0 2 1 】

また、送受信部 12 は、複数の振動素子から得られる複数の受信信号を整相加算処理するなどして受信ビームを形成し、受信ビームに沿って診断領域内から受信ビーム信号（エコー信号）を収集する。つまり、送受信部 12 は、受信ビームフォーマの機能も備えている。送受信部 12 において得られた受信ビーム信号は、断層画像形成部 20 と血管壁特定部 30 に出力される。

40

【 0 0 2 2 】

断層画像形成部 20 は、受信ビーム信号に基づいて血管の断層画像を形成する。断層画像形成部 20 は、例えば、複数の時相に亘って各時相ごとに血管の B モード画像を形成する。複数の時相に亘って次々に形成された B モード画像は、表示画像形成部 50 において表示処理が施されて表示部 52 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、複数の時相の全て又は一部がメモリ 22 に記憶される。

50

【 0 0 2 3 】

血管壁特定部 3 0 は、受信ビーム信号に基づいて血管壁の位置を特定する。血管壁特定部 3 0 は、例えばエコトラッキング処理により、複数の時相に亘って血管壁の位置をトラッキングする。図 1 に示した符号を参照しつつ、以下にエコトラッキング処理について説明する。

【 0 0 2 4 】

図 2 は、エコトラッキング処理を説明するための図である。図 2 には、血管 B V の B モード画像 2 4 の具体例が図示されている。B モード画像 2 4 内に心電波形 E が表示されてもよい。

【 0 0 2 5 】

エコトラッキング処理においては、B モード画像 2 4 内にビームカーソル B C が設定され、ビームカーソル B C の位置に対応した超音波ビーム上において、血管壁の位置がトラッキングされる。例えば、ユーザ（測定者）が所望の位置（ライン）にビームカーソル B C を設定してもよいし、血管壁特定部 3 0 が規定の位置にビームカーソル B C を設定してもよい。

【 0 0 2 6 】

血管壁特定部 3 0 は、ビームカーソル B C の位置（ライン）に対応した超音波ビーム上において、プローブ 1 0 側に位置する前壁 F W とプローブ 1 0 から遠方側に位置する後壁 B W を検出する。超音波の送受において、血管壁からは比較的強い反射波が取得される。したがって、ビームカーソル B C に沿って得られる受信ビーム信号は、前壁 F W と後壁 B W に対応する部分において比較的大きな振幅となって取得される。

【 0 0 2 7 】

エコトラッキング処理では、血管壁に対応した比較的振幅が大きな受信ビーム信号内において、代表点としてゼロクロス点が検知され、検知されたゼロクロス点をトラッキングすることにより、抽出の精度を飛躍的に高めている。ゼロクロス点は、トラッキングゲート T G の期間内において、受信ビーム信号の振幅が正から負へ、または、負から正へと極性が反転するタイミングとして検知される。ゼロクロス点が検知されるとその点を中心として、次の時相のトラッキングゲート T G が設定される。そして、当該次の時相においては、新たに設定されたトラッキングゲート T G の期間内でゼロクロス点が検知される。このようにして、前壁 F W と後壁 B W の各々について、複数の時相に亘ってゼロクロス点がトラッキングされる。

【 0 0 2 8 】

図 1 に戻り、血管径測定部 3 2 は、血管壁特定部 3 0 により特定される血管の前壁と後壁の位置に基づいて、前壁と後壁との間の距離である血管径を測定する。血管の前壁と後壁の位置、つまり、前壁に対応したゼロクロス点と後壁に対応したゼロクロス点は、血管壁特定部 3 0 により複数の時相に亘ってトラッキングされる。血管径測定部 3 2 は、複数の時相に亘って前壁と後壁との間の距離、つまり 2 つのゼロクロス点間の距離である血管径を測定する。

【 0 0 2 9 】

血流反応性血管拡張（F M D : Flow Mediated Dilatation）による血管内皮機能測定においては、例えば、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。

【 0 0 3 0 】

F M D による血管内皮機能評価において、血管壁特定部 3 0 は、安静時から駆血時を経て駆血解除後の数分（又はそれ以上）までの測定期間において、複数の時相に亘って前壁と後壁の位置をトラッキングする。そして、血管径測定部 3 2 は、その測定期間内において複数の時相に亘って前壁と後壁との間の距離である血管径を測定する。血管径測定部 3 2 は、例えば、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

10

20

30

40

50

形成部 50 へ出力する。表示画像形成部 50 へ出力された血管径変化波形は、表示部 52 に表示される。

【0031】

基準マーカ生成部 40 は、メモリ 22 に記憶された基準時相の断層画像について、その断層画像内の特徴位置を示す基準マーカを生成する。FMD による血管内皮機能評価においては、安静時における B モード画像がメモリ 22 に記憶され、安静時の B モード画像が基準時相の断層画像とされる。基準マーカ生成部 40 は、安静時の B モード画像内における血管の特徴位置を示す基準マーカを生成する。例えば、血管壁の位置を示す基準マーカが生成される。図 1 に示した符号を参照しつつ、以下に基準マーカの生成について説明する。

10

【0032】

図 3 は、基準マーカの実例を示す図である。図 3 には、血管 BV の安静時における B モード画像 24R が図示されている。基準マーカ生成部 40 は、安静時の B モード画像 24R 内に設定される複数の特徴点 (P1 ~ P6) に基づいて基準マーカ M を生成する。

【0033】

複数の特徴点 (P1 ~ P6) の位置は、ユーザによって指定される。例えば、安静時の B モード画像 24R が表示部 52 に表示され、ユーザは、表示部 52 に表示される安静時の B モード画像 24R を見ながら、血管 BV の前壁 FW と後壁 BW の位置に、複数の特徴点 (P1 ~ P6) を設定する。ユーザは、例えばマウスやトラックボールなどの操作デバイス 42 を利用して、B モード画像 24R 内における複数の特徴点 (P1 ~ P6) の位置

20

【0034】

図 4 は、複数の特徴点の設定処理を示すフローチャートである。まず、安静時の B モード画像が表示部 52 に表示され (S401)、特徴点が初期化される (S402)。特徴点の初期化においては、例えば、以前に設定された特徴点の位置等のデータがクリアされて新たに特徴点を設定できる状態とされる。

【0035】

そして、ユーザが、表示部 52 に表示される安静時の B モード画像を見ながら、操作デバイス 42 を利用して、例えば血管壁の箇所に 1 つの特徴点の位置を指定する (S403)。なお、血管の近傍に存在する他組織の位置に特徴点が指定されてもよい。

30

【0036】

1 つの特徴点の位置が指定されると、基準マーカ生成部 40 は、その指定された位置が特徴点としての条件に適合するか否かを確認する (S404)。血管や組織から得られる受信ビーム信号は、比較的大きなエコー値 (輝度値) となる。そこで、基準マーカ生成部 40 は、ユーザによって指定された位置を中心とした所定の局所的な領域内のエコー値の平均値を算出し、平均値が例えば閾値以上であれば、血管や組織の箇所に特徴点が指定されたと判断し、条件に適合すると判定する。

【0037】

また、血管や組織の境界を含む領域においては、エコー値が空間的に比較的大きく変化する。そこで、基準マーカ生成部 40 は、ユーザによって指定された位置を中心とした所定の局所的な領域内のエコー値の分散値やエコー値の勾配に基づいて、血管や組織の箇所に特徴点が指定されたか否か、つまり条件に適合するか否かを判定してもよい。

40

【0038】

S404 において指定位置が条件に適合しないと判定されると、表示部 52 にエラーメッセージが表示され (S405)、ユーザが特徴点の位置を指定し直し (S403)、基準マーカ生成部 40 は、その指定された位置が特徴点としての条件に適合するか否かを確認する (S404)。条件に適合するまで、S403 から S405 の処理が繰り返し実行される。

【0039】

S404 において指定位置が条件に適合すると判定されると、条件に適合した指定位置

50

に 1 つの特徴点が設定され (S 4 0 6)、設定された特徴点が表示部 5 2 に表示される。

【 0 0 4 0 】

そして、基準マーカ生成部 4 0 は、特徴点が所定数に達したか否かを確認する (S 4 0 7)。例えば、特徴点の個数が指定されていれば、その指定された個数に達したか否かが確認される。なお、ユーザが特徴点の個数を指定できるようにしてもよいし、ユーザが終了操作を行った時点で特徴点が所定数に達したと判定してもよい。

【 0 0 4 1 】

こうして、S 4 0 7 において特徴点が所定数に達したと判定されるまで、S 4 0 3 から S 4 0 7 の処理が繰り返し実行され、S 4 0 7 において特徴点が所定数に達したと判定されると、本フローチャートが終了する。

10

【 0 0 4 2 】

図 3 に戻り、所定数の特徴点が設定されると、例えば、6 つの特徴点 (P 1 ~ P 6) の全てが設定されると、基準マーカ生成部 4 0 は、6 つの特徴点 (P 1 ~ P 6) に基づいて基準マーカ M を生成する。基準マーカ生成部 4 0 は、例えば図 3 に示すように、6 つの特徴点 (P 1 ~ P 6) を線で結んだ基準マーカ M を生成する。

【 0 0 4 3 】

基準マーカ生成部 4 0 は、例えば、1 つずつ順に設定される複数の特徴点について、設定された順に 2 つの特徴点間を直線で結ぶことにより、基準マーカ M を生成する。つまり 6 つの特徴点が P 1 , P 2 , P 3 , P 4 , P 5 , P 6 の順に設定される場合に、基準マーカ生成部 4 0 は、P 1 の次に P 2 が設定された時点で P 1 と P 2 の間を直線で結び、P 3 が設定された時点で P 2 と P 3 の間を直線で結び、P 4 が設定された時点で P 3 と P 4 の間を直線で結び、P 5 が設定された時点で P 4 と P 5 の間を直線で結び、P 6 が設定された時点で P 5 と P 6 の間を直線で結び、さらに、P 6 と P 1 の間を直線で結んで、図 3 に示す多角形の基準マーカ M を生成する。

20

【 0 0 4 4 】

基準マーカ生成部 4 0 は、全ての特徴点が設定されてから、例えば 6 つの特徴点 (P 1 ~ P 6) の各々を頂点とする多角形の基準マーカ M を生成するようにしてもよい。その際に、基準マーカ生成部 4 0 は、複数の点を結んで多角形を描画する既知のアルゴリズムを利用してもよい。

【 0 0 4 5 】

30

図 1 に戻り、表示画像形成部 5 0 は、断層画像形成部 2 0 において複数の時相に亘って次々に形成される B モード画像上に、基準マーカ生成部 4 0 において生成された基準マーカを重畳した表示画像を形成する。形成された表示画像は、表示部 5 2 に表示される。図 1 に示した符号を参照しつつ、以下に表示画像の具体例について説明する。

【 0 0 4 6 】

図 5 は、基準マーカを含んだ表示画像の具体例 1 を示す図である。図 5 (A) には、安静時における B モード画像 2 4 R が図示されており、B モード画像 2 4 R を基準時相の断層画像として、基準マーカ M が生成される。

【 0 0 4 7 】

40

図 5 (B) には、複数の時相に亘って次々に形成される B モード画像 2 4 が図示されている。図 5 (B) の B モード画像 2 4 は、例えば、FMD による血管内皮機能評価においてカフを開放した後の断層画像である。図 5 (B) では、例えば被検者の前腕部分が動いてしまい、血管 B V の位置が安静時の位置からずれている。

【 0 0 4 8 】

そのため、図 5 (A) において血管 B V の前壁 F W と後壁 B W の位置に設定されていた基準マーカ M が、図 5 (B) の B モード画像 2 4 内において、血管 B V からずれてしまっている。

【 0 0 4 9 】

図 5 (B) に示す状態の場合に、ユーザ (測定者) は、表示部 5 2 に表示される図 5 (B) の B モード画像 2 4 を見ながら、基準マーカ M が図 5 (A) のように血管 B V の前壁

50

F Wと後壁 B Wに重なるように、プローブ 1 0 の位置を調整する。これにより、血管径を測定する位置が修正され、望ましくは、安静時と同じ位置において血管径を測定することが可能になる。

【 0 0 5 0 】

図 6 は、基準マーカを含んだ表示画像の具体例 2 を示す図である。図 6 (A) には、安静時における B モード画像 2 4 R が図示されており、B モード画像 2 4 R を基準時相の断層画像として、基準マーカ M 1 , M 2 が生成される。図 6 (A) に示す基準マーカ M 1 は安静時における前壁 F W と後壁 B W の境界線であり、基準マーカ M 2 は血管 B V の近傍における他組織の位置に設定される。

【 0 0 5 1 】

基準マーカ生成部 4 0 は、B モード画像 2 4 R 内において、例えばエコー値の大きさに基づいて、前壁 F W の境界と後壁 B W の境界を検出して、基準マーカ M 1 を生成する。また、基準マーカ生成部 4 0 は、例えば、B モード画像 2 4 R 内において比較的エコー値の大きな組織を検出し、その組織の位置に対応した基準マーカ M 2 を生成する。

【 0 0 5 2 】

図 6 (B) には、複数の時相に亘って次々に形成される B モード画像 2 4 が図示されている。図 6 (B) の B モード画像 2 4 は、例えば、F M D による血管内皮機能評価においてカフを開放した後の断層画像であり、血管 B V の位置が安静時の位置からずれている。

【 0 0 5 3 】

そのため、図 6 (A) において血管 B V の前壁 F W と後壁 B W の位置に設定されていた基準マーカ M 1 が、図 6 (B) の B モード画像 2 4 内において、血管 B V からずれてしまっている。また、図 6 (A) において組織に設定されていた基準マーカ M 2 が、図 6 (B) の B モード画像 2 4 内において、その組織の位置からずれてしまっている。

【 0 0 5 4 】

図 6 (B) に示す状態の場合に、ユーザ (測定者) は、表示部 5 2 に表示される図 6 (B) の B モード画像 2 4 を見ながら、基準マーカ M 1 が図 6 (A) のように血管 B V の前壁 F W と後壁 B W に重なるように、また、基準マーカ M 2 が図 6 (A) のように組織に重なるように、プローブ 1 0 の位置を調整する。これにより、血管径を測定する位置が修正され、望ましくは、安静時と同じ位置において血管径を測定することが可能になる。

【 0 0 5 5 】

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。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 6 】

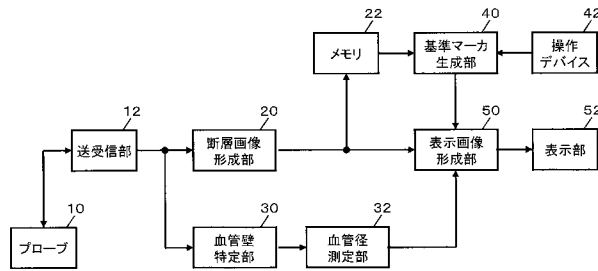
1 0 プローブ、1 2 送受信部、2 0 断層画像形成部、2 2 メモリ、3 0 血管壁特定部、3 2 血管径測定部、4 0 基準マーカ生成部、4 2 操作デバイス、5 0 表示画像形成部、5 2 表示部。

10

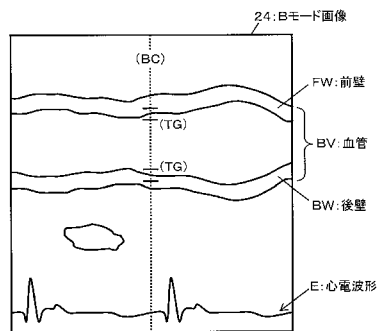
20

30

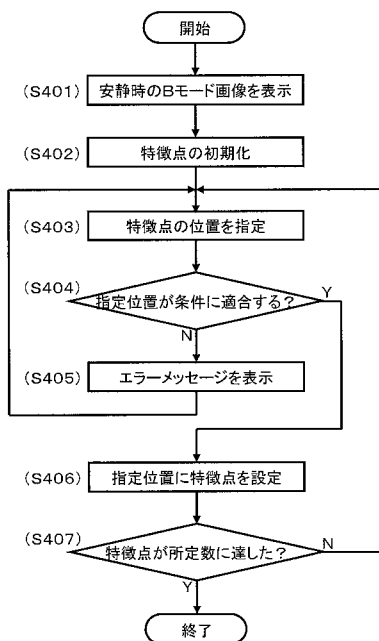
【図 1】



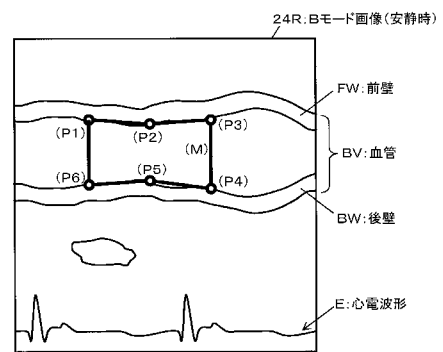
【図 2】



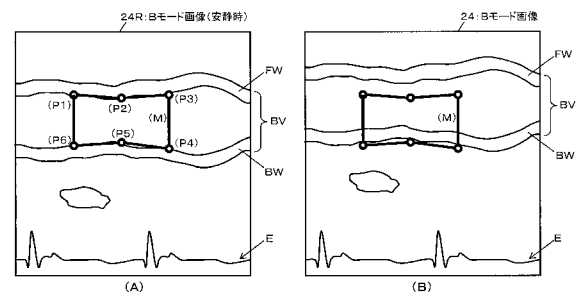
【図 4】



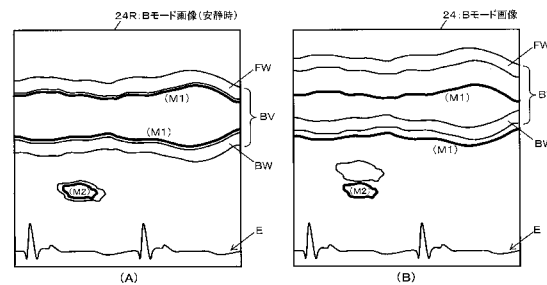
【図 3】



【図 5】



【図 6】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2014188161A	公开(公告)日	2014-10-06
申请号	JP2013066059	申请日	2013-03-27
[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)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	岡田孝 西山知秀 大竹敦子		
发明人	岡田 孝 西山 知秀 大竹 敦子		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD14 4C601/DD26 4C601/EE09 4C601/JC04 4C601/JC08 4C601/JC11 4C601/JC37 4C601/KK25 4C601/KK31		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：为了提高使用超声诊断系统测量血管直径的精度。解决方案：在图5 (A) 中，显示了静止时获取的B模式图像24R。使用B模式图像24R作为参考时间阶段的断层图像来生成参考标记M。在图5 (B) 中，示出了在多个时间阶段上顺序形成的B模式图像。在图5 (B) 中，血管BV的位置从静止位置偏离。在图5 (B) 所示的状态的情况下，用户在观看B模式图像24的同时调整探针的位置，以使得基准标记M将重叠在传感器的前壁FW和后壁BW上。血管BV。因此，校正了测量血管直径的位置。优选地，可以在与静止位置相同的位置处测量血管直径。

