

(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2014-50536

(P2014-50536A)

(43) 公開日 平成26年3月20日(2014.3.20)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F1
A61B 8/06テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2012-196457 (P2012-196457)
(22) 出願日 平成24年9月6日(2012.9.6)(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22番1号
(74) 代理人 110001210
特許業務法人YK I 国際特許事務所
(72) 発明者 大竹 敦子
東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立
アロカメディカル株式会社内
(72) 発明者 伊藤 安啓
東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立
アロカメディカル株式会社内
(72) 発明者 田島 章江
東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立
アロカメディカル株式会社内

最終頁に続く

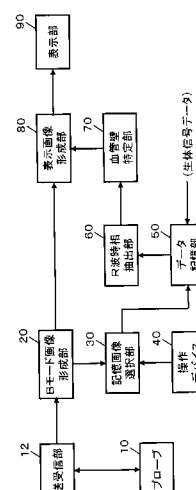
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置を利用した血管の診断における改良技術を提供する。

【解決手段】Bモード画像形成部20は、血管の長軸断面を含んだBモード画像データを形成する。記憶画像選択部30は、被検者の安静時状態におけるBモード画像データと、駆血状態の後に最大となる血管径を含む最大径期間におけるBモード画像データをデータ記憶部50に記憶する。Bモード画像データと共に生体信号データがデータ記憶部50に記憶され、R波時相抽出部60は、データ記憶部50に記憶された複数時相のBモード画像データの中から、生体信号データを参照して、R波の時相に対応したBモード画像データを選択する。表示画像形成部80は、R波の時相に対応した複数のBモード画像データに基づいて、FMDによる血管内皮機能評価に係る表示画像を形成する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送受するプローブと、
プローブを送信制御することにより、生体内の血管を含む診断領域から受信信号を得る送受信部と、

診断期間内において複数時相に亘って得られる受信信号に基づいて、各時相ごとに診断領域の画像データを形成する画像データ形成部と、

診断期間内で選択される注目期間内における複数時相の画像データと、生体内の拍動を計測して得られる生体信号データと、を対応付けて記憶するデータ記憶部と、

注目期間内における複数時相の画像データの中から、生体信号データに基づいて、拍動周期内の特定時相の画像データを抽出する特定時相抽出部と、

特定時相の画像データ内にお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得られる血管径の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。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記表示画像形成部は、特定時相の画像データ内に指定されたラインに対応した A モード波形を含む表示画像を形成する、

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、

前記表示画像形成部は、特定時相の画像データ内に指定されたラインから得られるライン画像を複数時相に亘って並べた M モード画像を含む表示画像を形成する、

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、

前記表示画像形成部は、血管壁特定部において特定された血管壁の位置を示すマーカを前記 M モード画像内に表示する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 3 または 4 に記載の超音波診断装置において、

前記表示画像形成部は、血管壁の位置に基づいて算出される血管径について、前記 M モード画像の時間軸方向に沿った血管径の変化波形を含む表示画像を形成し、血管径の変化波形の時間軸と前記 M モード画像の時間軸とを揃えて表示する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【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、

前記表示画像形成部は、血管内のドプラ情報に基づいて得られる血流速または血流量について、前記 M モード画像の時間軸方向に沿った血流速または血流量の変化波形を含む表示画像を形成し、血流速または血流量の変化波形の時間軸と前記 M モード画像の時間軸とを揃えて表示する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記血管壁特定部は、前記画像データ内において、血管の内腔に対応した内腔領域を特定し、内腔領域から血管外側に向かう画素値の変化に基づいて血管の内膜を特定し、内膜の位置を前記血管壁の位置とする、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】**【0001】**

本発明は、超音波診断装置に関し、特に血管の診断に好適な超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置を利用した血管の診断、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（例えば特許文献1，2参照）。

【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。

【0004】

FMDによる血管内皮機能評価において、血管径の測定には超音波診断装置が利用されている。例えば、超音波診断装置のエコ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、安静時から駆血解除後までの血管径の変化波形などが形成される。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0005】**

【特許文献1】特開2007-267977号公報

【特許文献2】特開2004-129979号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0006】**

FMDによる血管内皮機能評価において、血管径は、安静時から駆血解除後に亘って約10分間ほど連続的に測定される。その測定には、測定位置の超音波ビームに沿って得られるラインデータが利用され、そのラインデータ内においてトラッキングされる血管壁の位置に基づいて血管径が算出される。そのため、例えば約10分間ほどの長時間に亘ってラインデータ内において血管壁の位置がトラッキングされ、また、その長時間に亘って得られるラインデータがメモリ等に記憶されていた。

【0007】

ところが、FMDによる血管内皮機能評価において血管径の値が必要とされる時相は、約10分間ほどの長時間のうちの一部の期間に限られており、長時間に亘って記憶されるラインデータのうちの殆どが不要とされていた。また、長時間に亘る診断のため、その診断の期間に得られるBモード画像などの画像データのデータ容量が膨大になり、記憶デバイスなどに画像データを記憶することが困難であった。

【0008】

このような背景において、本願の発明者らは、超音波診断装置を利用した血管の診断、例えば血管内皮機能評価について研究開発を重ねてきた。

【0009】

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診断における改良技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】**【0010】**

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、超音波を送受するプローブと、プローブを送信制御することにより、生体内の血管を含む診断領域から受信信号を得る送受信部と、診断期間内において複数時相に亘って得られる受信信号に基づいて、各時相ごとに診断領

10

20

30

40

50

域の画像データを形成する画像データ形成部と、診断期間内で選択される注目期間内における複数時相の画像データと、生体内の拍動を計測して得られる生体信号データと、を対応付けて記憶するデータ記憶部と、注目期間内における複数時相の画像データの中から、生体信号データに基づいて、拍動周期内の特定時相の画像データを抽出する特定時相抽出部と、特定時相の画像データ内にお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得られる血管径の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。

【0011】

上記超音波診断装置によれば、血管壁特定部が画像データ内において血管壁の位置を特定しているため、例えば連続する複数の時相に亘って血管壁の位置をトラッキングする必要がない。そのため、診断期間内の全ての画像データを記憶せずに、注目期間内における画像データを選択的に記憶することが可能になる。

10

【0012】

望ましい具体例において、前記表示画像形成部は、特定時相の画像データ内に指定されたラインに対応したAモード波形を含む表示画像を形成する、ことを特徴とする。

【0013】

望ましい具体例において、前記表示画像形成部は、特定時相の画像データ内に指定されたラインから得られるライン画像を複数時相に亘って並べたMモード画像を含む表示画像を形成する、ことを特徴とする。

【0014】

望ましい具体例において、前記表示画像形成部は、血管壁特定部において特定された血管壁の位置を示すマーカを前記Mモード画像内に表示する、ことを特徴とする。

20

【0015】

望ましい具体例において、前記表示画像形成部は、血管壁の位置に基づいて算出される血管径について、前記Mモード画像の時間軸方向に沿った血管径の変化波形を含む表示画像を形成し、血管径の変化波形の時間軸と前記Mモード画像の時間軸とを揃えて表示することを特徴とする。

【0016】

望ましい具体例において、前記表示画像形成部は、血管内のドプラ情報に基づいて得られる血流速または血流量について、前記Mモード画像の時間軸方向に沿った血流速または血流量の変化波形を含む表示画像を形成し、血流速または血流量の変化波形の時間軸と前記Mモード画像の時間軸とを揃えて表示する、ことを特徴とする。

30

【0017】

望ましい具体例において、前記血管壁特定部は、前記画像データ内において、血管の内腔に対応した内腔領域を特定し、内腔領域から血管外側に向かう画素値の変化に基づいて血管の内膜を特定し、内膜の位置を前記血管壁の位置とする、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0018】

本発明により、超音波診断装置を利用した血管の診断における改良技術が提供される。

【図面の簡単な説明】

40

【0019】

【図1】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図である。

【図2】FMDにおける診断期間と注目期間の選択を説明するための図である。

【図3】R波時相のBモード画像データの抽出を説明するための図である。

【図4】Bモード画像とAモード波形の具体例を示す図である。

【図5】Mモード画像の具体例を示す図である。

【図6】FMDによる血管内皮機能評価に係る表示画像の具体例を示す図である。

【図7】1つのフレームデータが示す画素群の概念図である。

【図8】マスク処理が施されたフレームデータ画像の概念図である。

【図9】マスク上端画素およびマスク下端画素を示す図である。

50

【図 1 0】内腔領域の前壁側の輪郭線を求める処理を説明するための図である。

【図 1 1】内腔領域の前壁側の輪郭線を求める処理を示すフローチャートである。

【図 1 2】前壁輪郭線画素群および後壁輪郭線画素群を示す図である。

【図 1 3】1つのライン画像における画素値の分布を示す概念図である。

【図 1 4】内膜点を探索する処理を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

図 1 は、本発明の実施において好適な超音波診断装置（本超音波診断装置）の全体構成図である。プローブ 1 0 は、超音波を送受する超音波探触子であり、被検体（生体）内の血管を含む診断領域で超音波ビームを走査する。本超音波診断装置において、プローブ 1 0 は、例えば、リニアプローブが好適であり、電子的走査により血管の長軸方向に沿って超音波ビームを移動させる。なお、リニアプローブとは異なる走査態様のプローブ 1 0 が利用されてもよいし、電子的走査または電子的走査と機械的走査の組み合わせにより診断領域内で超音波ビームを立体的に走査するプローブ 1 0 が利用されてもよい。

【0021】

送受信部 1 2 は、プローブ 1 0 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、送信ビームを診断領域内で走査させる。また、送受信部 1 2 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して受信ビームを形成し、診断領域内の全域から受信信号を収集する。つまり、送受信部 1 2 は、送信ビームフォーマと受信ビームフォーマの機能を備えている。

【0022】

B モード画像形成部 2 0 は、診断領域内から収集される受信信号に基づいて、診断領域の B モード画像（断層画像）データを形成する。つまり、血管の長軸断面を含んだ断層画像の画像データが形成される。

【0023】

なお、血管の長軸断面を含んだ断層画像の B モード画像データに加えて、その断層画像内のドプラ情報が得られてもよい。そして、断層画像内の各点における速度を表すドプラ画像データが形成されてもよい。

【0024】

本超音波診断装置は、血流反応性血管拡張（FMD：Flow Mediated Dilatation）による血管内皮機能評価において好適な機能を備えている。FMD による血管内皮機能評価においては、安静時から駆血解除後に亘って約 1 0 分間ほどの診断期間内で、複数時相に亘って各時相ごとに B モード画像形成部 2 0 が B モード画像データを形成する。

【0025】

B モード画像形成部 2 0 において形成された B モード画像データは、表示画像形成部 8 0 に送られ、その B モード画像データに対応した画像が表示部 9 0 に表示される。つまり安静時から駆血解除後に亘る診断期間内における複数時相の B モード画像、すなわち、血管の断層画像に関する動画像が表示部 9 0 に表示される。

【0026】

また、B モード画像形成部 2 0 において形成された B モード画像データは、記憶画像選択部 3 0 に送られる。記憶画像選択部 3 0 は、操作デバイス 4 0 を介して入力されるユーザ（検査者）の操作に応じて、診断期間内で選択される注目期間内における複数時相の B モード画像データをデータ記憶部 5 0 に記憶する。データ記憶部 5 0 は、例えばハードディスクや半導体メモリ等の記憶デバイスである。

【0027】

図 2 は、FMD における診断期間と注目期間の選択を説明するための図である。図 2 には、FMD の診断中における血管径の変化が示されている。なお、横軸が診断時刻（計測時刻）であり縦軸が血管径を示している。

【0028】

本超音波診断装置を利用した FMD の診断においては、例えば上腕動脈の血管が診断対

10

20

30

40

50

象とされ、被検者の安静時状態から血管の B モード画像データが形成される。図 2 において、期間 I が安静時状態である。

【 0 0 2 9 】

次に、被検者の前腕部がカフなどで駆血される。図 2 において、期間 II が駆血状態である。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。駆血状態の期間 II においても血管の B モード画像データが形成される。

【 0 0 3 0 】

そして、駆血状態の後にカフが開放される。図 2 において、期間 III がカフ開放後の期間である。カフが開放されると、血管径は、開放直後から例えば 30 秒から 40 秒程度経過した時刻 T 1 ごろから拡大をはじめ。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。カフ開放後の期間 III においても血管の B モード画像データが形成される。

【 0 0 3 1 】

本超音波診断装置では、期間 I から期間 III までの全期間に亘って、各時相ごとに血管の B モード画像データが形成され、血管の断層画像に関する動画が表示部 90 (図 1) に表示される。

【 0 0 3 2 】

さらに、本超音波診断装置は、FMD の診断結果として、%FMD (パーセント FMD) を算出する。%FMD は次式により算出される。

$$(数 1) \% F M D = ((開放後最大径 - 安静時径) / 安静時径) \times 100$$

つまり、%FMD の算出においては、安静時における血管径である安静時径と、カフを開放した後の血管径の最大値である開放後最大径が必要となる。

【 0 0 3 3 】

そこで、本超音波診断装置は、図 2 に示す期間 I から期間 III までの全診断期間のうち、安静時状態の期間 I における 10 心拍程度の期間と、カフ開放後の期間 III における最大血管径を含む期間を注目期間として、注目期間内における複数時相の B モード画像データをデータ記憶部 50 (図 1) に記憶する。

【 0 0 3 4 】

図 1 に戻り、注目期間の B モード画像データは、記憶画像選択部 30 において選択される。記憶画像選択部 30 は、操作デバイス 40 を介して入力されるユーザ (検査者) の操作に応じて、注目期間内における複数時相の B モード画像データをデータ記憶部 50 に記憶する。

【 0 0 3 5 】

FMD の診断において、検査者は、まず、被検者の安静時状態において、操作デバイス 40 を操作して、安静時状態における複数時相の B モード画像データを記憶する指示を入力する。この操作を受けて、記憶画像選択部 30 は、例えば、予め設定されている記録時間 (例えば 10 秒程度) の B モード画像データをデータ記憶部 50 に記憶する。

【 0 0 3 6 】

なお、後に説明するように、被検体内の拍動 (心拍) の計測結果である生体信号データが得られているため、記憶画像選択部 30 は、生体信号データを参照して、例えば、予め設定されている心拍数 (例えば 10 心拍程度) の B モード画像データをデータ記憶部 50 に記憶するようにしてもよい。

【 0 0 3 7 】

安静時状態における診断の後に、被検者の前腕部がカフなどで駆血され、期間 II の駆血状態における診断が行われる (図 2 参照) 。但し、%FMD の算出においては、期間 II の駆血状態での血管径が不要であるため、この期間 II の B モード画像データは、データ記憶部 50 に記憶しなくてもよい。もちろん、参考データとして、期間 II における B モード画像データをデータ記憶部 50 に記憶するようにしてもよい。

【 0 0 3 8 】

駆血状態の後にカフが開放されると、検査者は、表示部 90 に表示される B モード画像

10

20

30

40

50

つまり血管の断層画像に関する動画像を見ながら、例えば血管径が最大となるタイミングで操作デバイス40を操作して、最大血管径を含む期間（最大径期間）における複数時相のBモード画像データを記憶する指示を入力する。この操作を受けて、記憶画像選択部30は、例えば、予め設定されている記録時間（例えば数十秒程度または数十心拍程度）だけ、操作のタイミングから遡った期間のBモード画像データをデータ記憶部50に記憶する。

【0039】

つまり、動画像で最大径を確認した直後のタイミングでユーザが操作するため、そのタイミングから数十秒だけ遡って、最大径が含まれるようにBモード画像データが記憶される。もちろん、ユーザ操作のタイミングよりも時間的に前のBモード画像データに加えてそのタイミングよりも時間的に後のBモード画像データが例えば数十秒程度記憶されてもよい。

10

【0040】

また、駆血状態の後にカフが開放され、血管径が拡大をはじめめる時刻T1（図2参照）を含む開放期間におけるBモード画像データをデータ記憶部50に記憶するようにしてもよい。

【0041】

このように、本超音波診断装置は、安静時から駆血解除後に亘って約10分間ほどの長期間の診断期間内で、FMDの診断において必要とされる最小限のBモード画像データを選択的にデータ記憶部50に記憶する。そのため、診断期間の全Bモード画像データを記憶する場合に比べて、データ記憶部50の記憶容量を大幅に小さくすることができる。また、FMDの診断において必要とされる最小限のBモード画像データが選択されているため、データ記憶部50に記憶されたデータを利用する後段の処理における負荷も軽減される。

20

【0042】

データ記憶部50には、被検体内の拍動（心拍）の計測結果である生体信号データも記憶される。例えば心電計などにより計測される心電波形などの生体信号のデータが記憶される。なお、生体信号データはBモード画像データに対応付けられて記憶される。つまり各時相ごとに得られて記憶されるBモード画像データに対して、そのBモード画像データの時相と生体信号データの時相とを対応付けて、Bモード画像データと共に生体信号データがデータ記憶部50に記憶される。

30

【0043】

R波時相抽出部60は、データ記憶部50に記憶された複数時相のBモード画像データの中から、各時相のBモード画像データに対応付けられた生体信号データを参照して、生体信号データのR波の時相に対応したBモード画像データを選択する。血管径は脈動の影響で一心拍内において変化している。つまり、血管径は、図2に示す巨視的な変化に加えて、微視的に見ると脈動の影響で周期的に変化している。そこで、血管径の評価における脈動の影響を低減または除去するために、R波時相抽出部60においてR波の時相に対応したBモード画像データが選択される。

【0044】

図3は、R波時相のBモード画像データの抽出を説明するための図である。図3には、データ記憶部50に記憶されているBモード画像データ（符号B）の具体例が示されている。つまり、安静時状態における安静期間と、カフを開放した直後の開放期間と、最大となる血管径を含んだ最大径期間における複数時相のBモード画像データが示されている。Bモード画像データは、例えば、取得された順に、つまり時相順に記憶されている。

40

【0045】

R波時相抽出部60は、データ記憶部50に記憶されている複数時相のBモード画像データの中から、R波の時相に対応したBモード画像データを選択する。つまり、図3において「R波」と図示された複数のBモード画像データが、例えば時相順に次々に抽出される。そして、安静期間と開放期間と最大径期間から得られるR波の時相に対応した複数の

50

Bモード画像データが、例えば時相順に次々に血管壁特定部70へ送られる。

【0046】

なお、ドブラ画像データが形成されている場合には、R波の時相に対応した複数のBモード画像データと共に、各Bモード画像データに対応したドブラ画像データも、血管壁特定部70を介して表示画像形成部80へ送られる。

【0047】

図1に戻り、血管壁特定部70は、R波の時相に対応した各Bモード画像データ内において血管壁の位置を特定する。血管壁特定部70は、各Bモード画像データ内において、血管の内腔に対応した内腔領域を特定し、内腔領域から血管外側に向かう画素値の変化に基づいて血管の内膜を特定し、内膜の位置を血管壁の位置とする。なお、血管壁特定部70による血管壁(内膜)の位置を特定する処理については、後に図7～図14を利用して詳述する。血管壁特定部70において血管壁の位置を特定された各Bモード画像データ、つまり、R波の時相に対応した複数のBモード画像データは、表示画像形成部80に送られる。

10

【0048】

表示画像形成部80は、R波の時相に対応した複数のBモード画像データに基づいて、血管径の計測に係る表示画像、特に、FMDによる血管内皮機能評価に係る表示画像を形成する。表示画像形成部80は、FMDによる血管内皮機能評価に係る表示画像として、Bモード画像、Aモード波形、Mモード画像、血管径変化波形、%FMD(パーセントFMD)の算出結果などを含んだ表示画像を形成する。表示画像形成部80において形成された表示画像は、モニタなどの表示デバイスで構成される表示部90に表示される。

20

【0049】

図4は、Bモード画像とAモード波形の具体例を示す図である。図4におけるBモード画像は、R波の時相に対応したBモード画像データに対応した画像であり、Bモード画像内には、血管の長軸断面が映し出されている。R波の時相に対応した複数のBモード画像のうち、例えばユーザ(検査者)によって指定された時相のBモード画像が表示される。もちろん、複数時相のBモード画像が例えば時相順に次々に表示されてもよい。

【0050】

Aモード波形は、Bモード画像内に指定されたラインL上における深さ方向の輝度値の変化を示す波形である。例えば、ユーザがBモード画像内の所望の位置にラインLを設定し、そのラインLに対応したAモード波形が形成される。ラインLは1列の画素列に対応付けられてAモード波形がその1列の画素列に沿った輝度値の変化を示してもよいし、ラインLが複数の画素列に対応付けられてAモード波形がその複数の画素列から得られる輝度値の平均値の変化を示してもよい。

30

【0051】

また、Aモード波形内に、血管壁特定部70(図1)において特定された血管壁の位置を示す血管壁マーカmを表示してもよい。血管壁は、浅い側の前壁と深い側の後壁のそれぞれについて特定され、前壁と後壁に対応した2つの血管壁マーカmがAモード波形内に表示される。これら2つの血管壁マーカmの間の距離が血管径となる。

【0052】

40

図5は、Mモード画像の具体例を示す図である。Mモード画像の形成においては、Bモード画像データ内に指定されたラインL(図4参照)から得られるライン画像が利用される。Mモード画像は、ラインLから得られるライン画像を複数時相に亘って時間軸方向に沿って並べた画像である。

【0053】

つまり、R波時相抽出部60(図1)により、時相1、時相2、時相3、・・・の順に次々に抽出された複数のBモード画像データの各々から得られるライン画像に基づいて、Mモード画像が形成される。

【0054】

なお、Mモード画像内に、血管壁特定部70(図1)において特定された血管壁の位置

50

を示す血管壁マーカ m を表示してもよい。例えば、図5に示すように、前壁と後壁に対応した2つの血管壁マーカ m がMモード画像内に表示される。

【0055】

図6は、FMDによる血管内皮機能評価に係る表示画像の具体例を示す図である。図6に示す表示画像は、Bモード画像(B)、Aモード波形(A)、Mモード画像(M)、血管径変化波形(D)、血流速変化波形(V)を含んでいる。

【0056】

Bモード画像とAモード波形の具体例は、図4を利用して説明したとおりであり、Mモード画像の具体例は、図5を利用して説明したとおりである。図6に示す血管径変化波形は、血管壁特定部70(図1)において特定された血管壁の位置に基づいて算出される血管径の時間変化を示す波形である。つまり、横軸を時間軸、縦軸を血管径の値として、各時相ごとに算出される血管径を示したものが血管径変化波形である。

【0057】

なお、血管径変化波形の時間軸とMモード画像の時間軸は、互いに揃えて表示される。また、血管径変化波形とMモード画像内における特定の時相、例えば、血管径が最大となる時相に時相カーソルTを表示させてもよい。もちろん、血管径が最小となる時相や安静時の時相を示すカーソルが表示されてもよい。

【0058】

さらに、表示画像内には、%FMD(パーセントFMD)の算出結果や血管径の値なども表示される。%FMDの値(10.7%)は、安静時における血管径である安静時径とカフを開放した後の血管径の最大値である開放後最大径に基づいて、既に説明した(数1)により算出される。

【0059】

そして、血管径として、例えば、安静時の血管径(3.92mm)と最大値の血管径(4.34mm)が表示される。また、最大時と安静時の血管径の差分値(0.42mm)が表示されてもよい。

【0060】

なお、ドプラ画像データが得られている場合には、そのドプラ画像データに基づいて血管内の血流速や血流量が算出されてもよい。血流速や血流量の算出には、例えば参考文献(特開平9-248304号公報)に記載された技術を利用することが望ましい。

【0061】

例えば、Bモード画像内に指定されたラインL(図4参照)上において、血管壁と血管壁の間、つまり血管内における複数点のドプラ情報に基づいて、ラインLに直交する方向の速度を算出し、複数点における速度の平均値を血流速とする。また、複数点における速度の平均値である血流速と、血管壁と血管壁の間の距離である血管径から、血流量が算出される。

【0062】

図6に示す血流速変化波形は、血流速の時間変化を示す波形である。つまり、横軸を時間軸、縦軸を血流速の値として、各時相ごとに算出される血流速を示したものが血流速変化波形である。なお、血流速変化波形に代えて、または、血流速変化波形と共に、血流量変化波形を表示するようにしてもよい。

【0063】

なお、血流速変化波形の時間軸と血管径変化波形の時間軸とMモード画像の時間軸は、互いに揃えて表示される。また、特定の時相、例えば、血管径が最大となる時相や血流速が最大となる時相などに時相カーソルTを表示させてもよい。

【0064】

さらに、表示画像内には、%Vel.(パーセントVel.)の算出結果や血流速の値なども表示される。%Vel.の値(124.4%)は、安静時における血流速(安静時血流速)とカフを開放した後の血流速の最大値である最大血流速に基づいて、例えば次式により算出される。

10

20

30

40

50

$\% V e l . = ((\text{最大血流速} - \text{安静時血流速}) / \text{安静時血流速}) \times 100$

【0065】

次に、図1の血管壁特定部70における処理について詳述する。血管壁特定部70は、R波の時相に対応した各Bモード画像データ内において血管壁の位置を特定する。血管壁は、血管の内側から順に内膜と中膜と外膜で構成される。内膜に囲まれた血管内側の領域は内腔領域と称される。図1の超音波診断装置では、血管壁特定部70が、各時相のBモード画像データ内において、血管の内腔に対応した内腔領域を特定し、内腔領域から血管外側に向かう画素値の変化に基づいて血管の内膜を特定し、内膜の位置を血管壁の位置とする。

【0066】

< 内腔特定処理 >

内腔特定処理の具体例について説明する。この処理においては、初めに、フレームデータ（各時相のBモード画像データ）に対して画素値調整処理が実行され、次に、フレームデータに対して画素値の平均化および2値化を施すマスク処理が実行される。そして、内腔領域の画素群の候補となる1つの画素または複数の画素の集合であるマスクが各ライン画像から検出され、各マスクの上端の画素および下端の画素が、それぞれ、マスク上端画素およびマスク下端画素として検出される。さらに、各ライン画像から検出されたマスク上端画素およびマスク下端画素に基づいて、内腔領域の前壁側の輪郭線および内腔領域の後壁側の輪郭線が求められ、これらの輪郭線に基づいて内腔領域が特定される。以下、各処理について順に説明する。

【0067】

「画素値調整処理」

血管壁特定部70は、処理対象のフレームデータ（Bモード画像データ）に対し画素値調整処理を施す。この画素値調整処理は画素値の大小を強調する処理である。すなわち、この処理においては、処理対象のフレームデータに対し、画素値の基準値 S_t が指定される。そして、基準値 S_t よりも大きい画素値を有する画素については画素値がそれよりも大きい値に変更され、基準値 S_t よりも小さい画素値を有する画素については画素値がそれよりも小さい値に変更される。また、基準値 S_t と同一の画素値を有する画素については画素値が維持される。基準値 S_t は、例えば、ユーザによって指定される値、フレームデータにおける画素値の最大値と最小値との中間の値（中央値）、あるいはフレームデータにおける画素値の平均値などである。1つの処理例として、血管壁特定部70は、フレームデータに含まれる各画素値 D について、以下の（数2）に従って、画素値 D を変更する。

【0068】

$$(\text{数}2) \quad D = \tan \theta \cdot (D - S_t) + S_t$$

θ は、例えば、血管壁特定部70において予め設定される値、あるいはユーザによって指定される値である。 θ は（数2）で表される直線の傾き角度を示し、好ましくは 45° 以上の値である。 θ が大きい程、画素値の大小の強調の程度が大きくなる。

【0069】

「マスク処理」

血管壁特定部70は、画素値調整処理が施されたフレームデータについてマスク処理を施す。マスク処理は、フレームデータ画像の各画素について平均化を行い、さらに、平均化された各画素について2値化を行う処理である。

【0070】

図7には、1つのフレームデータが示す画素群が概念的に示されている。フレームデータ画像は、横方向に並べられた複数のライン画像によって構成される。このフレームデータ画像は、縦方向が被検体の深さ方向と一致し、横方向に伸びる血管断面を表すものとする。フレームデータにおいては、縦方向に M 個の画素が配列され、横方向に N 個の画素が配列されている。また、縦方向には $H_1 \sim H_M$ のアドレスが割り当てられ、横方向には $L_1 \sim L_N$ のアドレスが割り当てられている。

10

20

30

40

50

【0071】

血管壁特定部70は、アドレス(L_i, H_j)の画素について、次のような処理によってマスク処理を行う。血管壁特定部70はアドレス(L_i, H_1)~アドレス(L_i, H_M)の画素値の平均値をマスク判定値Kとして求める。そして、アドレス(L_i, H_{j-p})~アドレス(L_i, H_{j+p})の画素値の平均値を区間平均値ITV_{mean}(Interval mean)として求める。ただし、 $j = p$ である場合には、アドレス(L_i, H_1)~アドレス(L_i, H_{j+p})の画素値の平均値を区間平均値ITV_{mean}として、 $j = M - p + 1$ である場合には、アドレス(L_i, H_{j-p})~アドレス(L_i, H_M)の画素値の平均値を区間平均値ITV_{mean}とする。すなわち、 $j = p$ または $j = M - p + 1$ である場合に、アドレス(L_i, H_j)の画素の前壁側または後壁側にある画素の数がp個より少ないため、前壁側または後壁側にある画素の限りにおいて区間平均値ITV_{mean}を求める。

【0072】

血管壁特定部70は、求められた区間平均値ITV_{mean}がマスク判定値Kを超える場合には、アドレス(L_i, H_j)の新たな画素値として0を設定し、求められた区間平均値ITV_{mean}がマスク判定値K以下である場合には、アドレス(L_i, H_j)の新たな画素値として1を設定する。

【0073】

例えば、アドレス(L_3, H_7)に対し、 $p = 5$ のマスク処理を施す場合には、図7に示されるアドレス(L_3, H_2)~アドレス(L_3, H_{12})の画素群に基づいて区間平均値Avが求められ、区間平均値ITV_{mean}とマスク判定値Kとの比較に基づく2値化が行われる。また、アドレス(L_7, H_3)に対し、 $p = 5$ のマスク処理を施す場合には、図7に示されるアドレス(L_7, H_1)~アドレス(L_3, H_8)の画素群に基づいて区間平均値ITV_{mean}が求められ、区間平均値ITV_{mean}とマスク判定値Kとの比較に基づく2値化が行われる。

【0074】

図8には、マスク処理が施されたフレームデータ画像が概念的に示されている。図8において網掛けが施された画素は、画素値が1に設定された画素であり、網掛けが施されていない画素は、画素値が0に設定された画素である。以下、画素値が1である画素を有効画素と称する。このようなマスク処理によれば、フレームデータ画素が平滑化された上で内腔領域を示す候補となる画素が有効画素として求められる。

【0075】

「マスクの検出、ならびにマスク上端画素およびマスク下端画素の検出」

血管壁特定部70は、次に説明する処理に従って、マスク処理が施されたフレームデータについて血管の内腔領域の上下の輪郭線を求め、内腔領域を特定する。ここでは横方向のアドレスが L_i ($i = 1 \sim N$)である画素群によって示されるライン画像を符号「 L_i 」を以て表すこととする。

【0076】

血管壁特定部70は、図8でフレームデータが示す複数のライン画像のそれぞれについて、有効画素からなるマスクを検出する。マスクは、内腔領域を構成する候補となる区間であり、1つの画素または複数の画素の集合である。血管壁特定部70は、有効画素の各座標値に基づき、ライン画像 $L_1 \sim L_N$ のそれぞれからマスクを検出する。

【0077】

例えば、図8に示されるフレームデータについて、血管壁特定部70は、ライン画像 L_1 から12画素の長さを有するマスクを検出し、ライン画像 L_2 から1画素の長さを有するマスクおよび4画素の長さを有するマスクを検出する。また、ライン画像 L_3 から13画素の長さを有するマスクを検出し、ライン画像 L_4 から6画素の長さを有するマスクを検出する。血管壁特定部70は、ライン画像 $L_5 \sim L_N$ のそれぞれについても、同様にマスクを検出する。

【0078】

マスクを検出した後、血管壁特定部 70 は、マスクの長さが所定の閾値 TH 以上であるマスクについて、マスクの上端の画素をマスク上端画素として検出し、マスクの下端の画素をマスク下端画素として検出する。マスク上端画素およびマスク下端画素の検出は、それぞれの座標値を取得することで行われる。なお、マスクの長さが所定の閾値 TH 未満であるマスクについては、マスク上端画素およびマスク下端画素の検出から除外される。

【0079】

図 9 には、閾値 TH を 6 画素長とした場合について検出されたマスク上端画素およびマスク下端画素が点「●」を付された画素として示されている。ライン画像 L2、L7、L8 および L19 における画素長が 6 画素未満のマスクについては、マスク上端画素およびマスク下端画素の検出対象から除外されている。

10

【0080】

ここでは、説明の便宜上、閾値 TH を 6 画素長としているが、実際の画素は図 9 に示されている画素より微細であるため、画素長換算による閾値 TH は、実際にはこれより大きい値となる。好ましくは被検体における血管径よりも短い長さに相当する画素長とする。

【0081】

「輪郭線および内腔領域の特定」

マスク上端画素およびマスク下端画素を検出した後、血管壁特定部 70 は、マスク上端画素およびマスク下端画素の各座標値に基づいて、内腔領域の前壁側および後壁側の各輪郭線を求め、内腔領域を特定する。内腔領域の各輪郭線は、次のようにして求められる。

20

【0082】

血管壁特定部 70 は、フレームデータ画像を横切る方向にマスク上端画素を探索し、内腔領域の前壁側の輪郭線を求める元となり得る複数のマスク上端画素を検出する。この探索においては、先に検出されたマスク上端画素の位置を基準として、深さの差異が所定値以下であるという条件の下で、マスク上端画素の右側方向に次のマスク上端画素を探索する。血管壁特定部 70 は、内腔領域の前壁側の輪郭線を求める元となり得る画素として検出された複数のマスク上端画素の各位置に基づいて前壁側の輪郭線を求める。また、血管壁特定部 70 は、前壁側の輪郭線を求める処理と同様の処理によって、後壁側の輪郭線を求める。血管壁特定部 70 は、前壁側の輪郭線と後壁側の輪郭線との間に挟まれる領域を内腔領域として特定する。

30

【0083】

「内腔領域を特定する処理の具体例」

マスク上端画素およびマスク下端画素を検出し、内腔領域の輪郭線を求め、内腔領域を特定する処理の具体例について、図 10 および図 11 を参照して説明する。図 10 および図 11 には、内腔領域の前壁側の輪郭線を求める処理を説明するための概念図およびフローチャートが、それぞれ示されている。

【0084】

血管壁特定部 70 は、図 11 のフローチャートに示される処理において、マスク上端画素を前壁側の輪郭線を求める元となり得る複数のグループに分類する。そして、前壁側の輪郭線を求めるのに最も適したグループを選択し、そのグループに属する複数のマスク上端画素の各位置に基づいて前壁側の輪郭線を求める。以下、詳細について図 11 のフローチャートに沿って説明する。

40

【0085】

血管壁特定部 70 は、縦方向に伸びる検索開始線 SP をライン画像 L1 の左側に設定し検索開始線 SP 上に間隔 δ で検索開始点 $SP_A \sim SP_E$ を設定する (S301)。ここで間隔 δ は、例えば、診断対象とする血管の内径の最小値とする。また、検索開始点は、説明の便宜上、 $SP_A \sim SP_E$ の 5 個としているが、フレームデータ画像の縦方向の長さに応じた個数の検索開始点が設定される。血管壁特定部 70 は、検索開始線 SP の右側に隣接するライン画像 L1 を、マスク前壁側画素を探索する探索ライン画像とする (S302)。

【0086】

50

血管壁特定部 70 は、探索ライン画像上においてマスク上端画素を探索する (S303)。すなわち、探索ライン画像に沿って、マスク上端画素が検出されるか否かを判定する (S304)。そして、探索ライン画像上にマスク上端側画素を検出したときは、そのマスク上端画素と、探索開始点 SP_Z 、すなわち探索開始点 $SP_A \sim SP_E$ のうち処理対象として選択している探索開始点との間の深さの差異 d が間隔 δ 以下であるか否かを判定する (S305)。

【0087】

血管壁特定部 70 は、この差異 d が間隔 δ 以下である場合には、探索ライン画像のマスク上端画素をグループ Gr_Z 、すなわち探索開始点 SP_Z に対応するグループに含める (S306)。なお、探索ライン画像にこのようなマスク上端画素が複数ある場合には、探索開始点 SP_Z との深さの差異が最小のものをグループ Gr_Z に含める。血管壁特定部 70 は、探索ライン画像としていたライン画像 L_1 を、後述の処理において基準とする基準ライン画像とし (S307)、ライン画像 L_1 の右側に隣接するライン画像 L_2 を新たな探索ライン画像とする (S308)。

10

【0088】

他方、血管壁特定部 70 は、探索ライン画像のマスク上端画素と、探索開始点 SP_Z との深さの差異 d が間隔 δ を超える場合には、探索ライン画像のマスク上端画素をグループ Gr_Z に含めずにステップ S308 に移行する (S305)。

【0089】

血管壁特定部 70 は、ステップ S304 において探索ライン画像のマスク上端画素が検出されなかった場合、または、ステップ S305 において、探索ライン画像のマスク上端画素と、探索開始点 SP_Z との深さの差異 d が間隔 δ を超えると判定した場合には、探索ライン画像としていたライン画像 L_1 の右側に隣接するライン画像 L_2 を新たな探索ライン画像とする (S308)。

20

【0090】

血管壁特定部 70 は、新たな探索ライン画像上においてマスク上端側画素を探索する (S309) すなわち、探索ライン画像に沿って、マスク上端画素が検出されるか否かを判定する (S310)。そして、探索ライン画像上にマスク上端側画素を検出したときは、そのマスク上端画素と、基準ライン画像のマスク上端画素 (ステップ S307 を迂回し、ステップ S308 からステップ S309 に移行した場合には探索開始点 SP_Z 、以下、同様とする。) との深さの差異 d が間隔 δ 以下であるか否かを判定する (S311)。

30

【0091】

血管壁特定部 70 は、この差異 d が間隔 δ 以下である場合には、探索ライン画像のマスク上端画素をグループ Gr_Z に含める (S312)。なお、探索ライン画像にこのようなマスク上端画素が複数ある場合には、基準ライン画像のマスク上端画素との深さの差異が最小のものをグループ Gr_Z に含める。血管壁特定部 70 は、探索ライン画像が、最も右側のライン画像 L_N であるか否かを判定する (S313)。そして、探索ライン画像がライン画像 L_N であるときは処理を終了し、ライン画像 L_N でないときは探索ライン画像としていたライン画像を新たな基準ライン画像とする (S314)。血管壁特定部 70 は、さらに、探索ライン画像としていたライン画像の右側に隣接するライン画像を新たな探索ライン画像として (S315)、ステップ S309 に戻る。

40

【0092】

他方、血管壁特定部 70 は、探索ライン画像のマスク上端画素と、基準ライン画像のマスク上端画素との深さの差異 d が間隔 δ を超える場合には、探索ライン画像のマスク上端画素をグループ Gr_Z に含めずにステップ S316 に移行する (S311)。

【0093】

血管壁特定部 70 は、ステップ S310 において探索ライン画像のマスク上端画素が検出されなかった場合、または、ステップ S311 において、探索ライン画像のマスク上端画素と、基準ライン画像のマスク上端画素との深さの差異 d が間隔 δ を超えると判定した場合は、探索ライン画像が、最も右側のライン画像 L_N であるか否かを判定する (S31

50

6)。そして、探索ライン画像がライン画像 L_N であるときは処理を終了し、ライン画像 L_N でないときは、探索ライン画像の右側に隣接するライン画像を新たな探索ライン画像とし (S315)、ステップ S309 に戻る。

【0094】

例として、図10の探索開始点 SP_C に対応するグループ Gr_C について説明する。ライン画像 L_1 を探索ライン画像として検出されるマスク上端画素 α_1 、 α_7 および α_{11} は、探索開始点 SP_C との深さの差異が間隔 δ を超えるためグループ Gr_C に含めない。ライン画像 L_2 を探索ライン画像として検出されるマスク上端画素 α_8 は、探索開始点 SP_C との深さの差異が間隔 δ 以下であるため、グループ Gr_C に含める。ライン画像 L_3 を探索ライン画像として検出されるマスク上端画素 α_3 は、マスク上端画素 α_8 との深さの差異が間隔 δ を超えるため、グループ Gr_C に含めない。ライン画像 L_4 を探索ライン画像として検出されるマスク上端画素 α_4 および α_{13} は、マスク上端画素 α_8 との深さの差異が間隔 δ を超えるため、グループ Gr_C に含めない。ライン画像 L_5 を探索ライン画像として検出されるマスク上端画素 α_9 は、マスク上端画素 α_8 との深さの差異が間隔 δ 以下であるため、グループ Gr_C に含める。ライン画像 L_6 を探索ライン画像として検出されるマスク上端画素 α_{10} は、マスク上端画素 α_9 との深さの差異が間隔 δ 以下であるため、グループ Gr_C に含める。このようにして、マスク上端画素 $\alpha_7 \sim \alpha_{10}$ をグループ Gr_C に含める。

10

【0095】

同様にして、検索開始点 SP_A に対応するグループ Gr_A にマスク上端画素 $\alpha_1 \sim \alpha_6$ を含め、検索開始点 SP_B に対応するグループ Gr_B にマスク上端画素 $\alpha_2 \sim \alpha_6$ を含める。また、検索開始点 SP_D に対応するグループ Gr_D にマスク上端画素 $\alpha_7 \sim \alpha_{10}$ を含め、検索開始点 SP_E に対応するグループ Gr_E にマスク上端画素 $\alpha_{11} \sim \alpha_{15}$ を含める。

20

【0096】

各グループについては、図11のステップ S306 および S307、または、S311 ~ S314 が迂回された回数、すなわち、ライン画像 $L_1 \sim L_N$ のうち、マスク上端画素がグループ Gr_Z に含められなかったものの数がペナルティとしてカウントされる。ペナルティは、輪郭線を求めるのに適さないグループである度合いを示す。例えば、図10に示されるライン画像 $L_1 \sim L_6$ に着目すると、グループ Gr_A については、ライン画像 $L_1 \sim L_6$ のそれぞれから1つのマスク上端画素をグループ Gr_A に含めたためペナルティは0となる。グループ Gr_B については、ライン画像 L_1 のマスク上端画素をグループ Gr_B に含めなかったためペナルティは1となる。グループ Gr_C については、ライン画像 L_1 、 L_3 および L_4 のマスク上端画素をグループ Gr_C に含めなかったためペナルティは3となる。グループ Gr_D については、ライン画像 L_3 および L_4 のマスク上端画素をグループ Gr_D に含めなかったためペナルティは2となる。そして、グループ Gr_E については、ライン画像 L_3 のマスク上端画素をグループ Gr_E に含めなかったためペナルティは1となる。

30

【0097】

血管壁特定部70は、グループ $Gr_A \sim Gr_E$ のうち、ペナルティが最も小さいグループに属するマスク上端画素の集合を抽出する。図10に示される例では、グループ Gr_A に属するマスク上端画素の集合を抽出することとなる。血管壁特定部70は、抽出された画素の集合を補間して得られる画素の集合を、内腔領域の前壁側の輪郭線を示す前壁側輪郭線画素群とし各座標値を求める。図12には前壁側輪郭線画素群44を太線で示している。

40

【0098】

血管壁特定部70は、各ライン画像におけるマスク下端画素についても同様の処理を実行し、内腔領域の後壁側の輪郭線を示す後壁側輪郭線画素群の各座標値を求める。図12には後壁側輪郭線画素群46を太線で示している。

【0099】

50

血管壁特定部 70 はフレームデータ画像に含まれる画素のうち、前壁側輪郭線画素群、後壁側輪郭線画素群、および、前壁側輪郭線画素群と後壁側輪郭線画素群との間に挟まれる画素群を内腔領域を示す画素群として特定し、各画素の座標値を取得する。

【0100】

このような処理によれば、ペナルティが最も小さいグループに属するマスク上端画素に基づいて、前壁側輪郭線画素群および後壁側輪郭線画素群が特定される。これによって、最も確かな内腔領域の画素群の座標値が求められる。こうして特定された内腔領域の画素群の各座標値は、以下に詳述する内膜特定処理に用いられる。

【0101】

< 内膜特定処理 >

内膜特定処理において、血管壁特定部 70 が実行する処理について説明する。内膜特定処理は、上述した内腔特定処理により血管の内腔領域を特定されたフレームデータ（各時相の B モード画像データ）に対して実行され、内腔領域の輪郭を表す輪郭線を用いて、内腔領域から血管壁にかけての領域が特定され、その領域における輝度、すなわち画素値の修正が行われる。これによって、内膜が強調され、内膜が強調されたフレームデータに基づいて内膜が特定される。内膜特定処理には、各処理を容易にするための補間処理、フィルタ処理等の補助的な処理が含まれる。以下、内膜特定処理の各ステップについて順に説明する。

【0102】

血管壁特定部 70 は、内膜特定処理の対象とするフレームデータを R 波時相抽出部 60 を介してデータ記憶部 50 から読み込む。血管壁特定部 70 は、フレームデータにおいて隣り合う画素に補間処理を施し、フレームデータ画像の画素数を増加させる。これによって、表示される画像の分解能を向上させ視認性を向上させることができる。

【0103】

血管壁特定部 70 は、補間処理が施されたフレームデータについて、上述した内腔特定処理を施し、フレームデータ画像について内腔領域を特定する。

【0104】

血管壁特定部 70 は、内腔領域が特定されたフレームデータに対し、内腔ノイズフィルタ処理を施す。この処理は、内腔領域の各画素について、画素値が所定の閾値以下である場合に、その画素値を 0 に置き換える処理である。これによって、超音波診断装置を構成する各回路で生じる電気的なノイズ、超音波の多重反射等によって血管内腔等に生じるノイズを低減することができる。

【0105】

血管壁特定部 70 は、内腔ノイズフィルタ処理が施されたフレームデータに基づいて、血管壁内点設定処理を実行する。この処理は、フレームデータが示す各ライン画像について、血管壁上に演算用の血管壁内点を設定する処理である。血管壁内点は、後述の内膜強調処理における演算に用いられる。

【0106】

図 13 には、1つのライン画像における画素値の分布が概念的に示されている。図中における LE、MB、PC、AvB および EM の符号は、それぞれ、Lumen Estimation, Max of Brightness, Point of Center, Average Brightness, および Estimate Mediaを示す。x 軸は超音波の深さ方向の位置を示し、y 軸は画素値を示す。ここで x 軸の正方向は深さが深い方向を示すものとする。点 LE_{ant} は内腔特定処理によって特定された内腔領域の前壁側の輪郭を示し、点 LE_{post} は、内腔特定処理によって特定された内腔領域の後壁側の輪郭を示す。

【0107】

血管壁特定部 70 は、点 LE_{ant} よりも血管中心から離れる側の領域において画素値が最大となる、x 軸上の点 MB_{ant} を特定する。そして、点 LE_{ant} から点 MB_{ant} までの区間における画素平均値 AvB_{ant} を求め、さらに、画素値が画素平均値 AvB_{ant} となる x 軸上の点のうち血管中心に最も近い点を血管壁内点 EM_{ant} として設

10

20

30

40

50

定する。

【0108】

同様に、血管壁特定部70は、図13に示されるように点 LE_{post} よりも血管中心から離れる側の領域において画素値が最大となる、 x 軸上の点 MB_{post} を特定する。そして、点 LE_{post} から点 MB_{post} までの区間における画素平均値 AVB_{post} を求め、さらに、画素値が画素平均値 AVB_{post} となる x 軸上の点のうち血管中心に最も近い点を血管壁内点 EM_{post} として設定する。一般に、内膜は、中膜および外膜に比べて薄いため、このようにして求められた血管壁内点 EM_{ant} および EM_{post} は、中膜から外膜にかけての領域に位置することが多い。

【0109】

血管壁特定部70は、このような処理により、内腔領域フィルタ処理が施されたフレームデータが示す各ライン画像について、血管壁内点 EM_{ant} および EM_{post} を設定する。

【0110】

血管壁特定部70は、内腔領域フィルタ処理が施されたフレームデータに対し、平均化フィルタ処理を施す。平均化フィルタ処理は、処理対象の画素と、その画素の周辺の画素とを平均値計算の母集団に含めて平均値を求め、処理対象の画素の画素値を、その求められた平均値に置き換えるものである。このような平均化フィルタ処理には、例えば、処理対象の画素と、その上方向の k 個の画素（上方向にある画素の個数が k 未満であるときは上方向の総ての画素）とを平均値計算の母集団に含めて平均値を求め、求められた平均値を処理対象の画素の画素値とする処理、あるいは、処理対象の画素と、その下方向の k 個の画素（下方向にある画素の個数が k 未満であるときは、下方向の総ての画素）とを平均値計算の母集団に含めて平均値を求め、求められた平均値を処理対象の画素の画素値とする処理がある。この処理は、一般に k タップ移動平均フィルタ処理と称される。

【0111】

また、処理対象の画素と、その右方向の k 個の画素（右方向にある画素の個数が k 未満であるときは、右方向の総ての画素）とを平均値計算の母集団に含めて平均値を求め、求められた平均値を処理対象の画素の画素値とする処理、あるいは、処理対象の画素と、その左方向の k 個の画素（左方向にある画素の個数が k 未満であるときは、左方向の総ての画素）とを平均値計算の母集団に含めて平均値を求め、求められた平均値を処理対象の画素の画素値とする処理を実行してもよい。

【0112】

さらに、処理対象の画素と、その画素を囲む画素とを平均値計算の母集団に含めて平均値（処理対象の画素を囲む画素の総てが存在しない場合には、存在する画素の限りにおける平均値）を求め、求められた平均値を処理対象の画素の画素値とする処理を実行してもよい。

【0113】

フレームデータに対して、平均化フィルタ処理を施すことで、フレームデータ画像が平滑化され、内膜の欠落部分を減少させることができる。

【0114】

血管壁特定部70は、平均化フィルタ処理が施されたフレームデータに対し、内膜を強調する内膜強調処理を施す。内膜強調処理において、血管壁特定部70は、フレームデータが示す各ライン画像について次のような処理を実行する。

【0115】

血管壁特定部70は、処理対象のライン画像について、血管壁内点 EM_{ant} と EM_{post} の中点 PC （血管中心点）の x 座標値を血管中心点座標 x_c として求める。さらに、血管中心点 PC および血管壁内点 EM_{ant} の中点の x 座標値を前壁側血管内座標 x_a として求め、血管中心点 PC および血管壁内点 EM_{post} の中点の x 座標値を後壁側血管内座標 x_p として求める。そして、ライン画像に含まれる各画素の画素値 $D(x)$ を、次の（数3）～（数5）に基づいて修正し、最適化する。

10

20

30

40

50

【0116】

(数3) $D(x) = D(x) + G \cdot W(x)$

ここで、 G は所定の定数であり、例えば、処理対象のライン画像における画素平均値である。また、 $x < x_c$ のときは、

(数4) $W(x) = y \cdot (x - x_p)$

$x < x_c$ のときは、

(数5) $W(x) = -y \cdot (x - x_a)$

【0117】

y は規格化定数であり、例えば、 $1 / (x_p - x_a)$ である。このように y を決定することで、 $x_c - 2(x_c - x_a) \leq x < x_c$ の x の範囲、および、 $x_c < x < x_c + 2(x_p - x_c)$ の範囲のそれぞれにおいて、 -0.5 以上 0.5 以下の範囲で $W(x)$ の値が規格化される。(数3)は、画素値 $D(x)$ を、 x 座標値に依存する修正値 $G \cdot W(x)$ を加算して修正することを意味する。(数4)および(数5)に示される $W(x)$ は、血管中心点から内膜に近づくにつれて値が増加する関数である。すなわち、定数 G は一定値であるため、血管中心点から内膜に近づくにつれて関数 $W(x)$ の値が増加し、内膜が強調される。より具体的には、血管中心点より前壁側の領域においては、前壁側血管内座標点($x = x_a$)で値が0となる増加関数が $W(x)$ とされ、血管中心点より後壁側の領域においては、後壁側血管内座標点($x = x_p$)で値が0となる減少関数が $W(x)$ とされる。

10

【0118】

20

なお(数4)および(数5)に示されるように、一次関数によって直線的に $W(x)$ を規定する他、2次以上の関数、指数関数等によって曲線的に $W(x)$ を規定してもよい。この場合においても、 $x_c - 2(x_c - x_a) \leq x < x_c$ の x の範囲、および、 $x_c < x < x_c + 2(x_p - x_c)$ の範囲のそれぞれにおいて、 -0.5 以上 0.5 以下の範囲で $W(x)$ の値を規格化してもよい。

【0119】

血管壁特定部70は、このような処理により、平滑化フィルタ処理が施されたフレームデータが示す各ライン画像について、(数3)～(数5)を適用して内膜を強調する処理を実行する。

【0120】

30

血管壁特定部70は、内膜強調処理が施されたフレームデータに基づいて、内膜線を求める処理を実行する。この処理は、各ライン画像について内膜点を探索することで行われる。図14には、内膜点を探索する処理を説明する概念図として、1つのライン画像における画素値の分布が示されている。図中におけるIPの符号は、Intima Pointを示す。

【0121】

血管壁特定部70は、点 LE_{ant} よりも血管中心から離れる側の領域における点 LE_{ant} に最も近い変曲点の x 座標値を前壁側内膜点 IP_{ant} の座標値 $x_{IP_{ant}}$ として求める。この座標値 $x_{IP_{ant}}$ は、点 LE_{ant} から x 軸の負方向に向かって傾きの絶対値を順次求めていったときに、傾きの絶対値が最初に最大値をとる点の x 座標値である。

【0122】

40

同様に、血管壁特定部70は、点 LE_{post} よりも血管中心から離れる側の領域における、点 LE_{post} に最も近い変曲点の x 座標値を後壁側内膜点 IP_{post} の座標値 $x_{IP_{post}}$ として求める。この座標値 $x_{IP_{post}}$ は、点 LE_{post} から x 軸の正方向に向かって傾きの絶対値を順次求めていったときに、傾きの絶対値が最初に最大値をとる点の x 座標値である。

【0123】

血管壁特定部70は、このような処理により、フレームデータが示す各ライン画像について前壁側内膜点 IP_{ant} の座標値 $x_{IP_{ant}}$ および後壁側内膜点 IP_{post} の座標値 $x_{IP_{post}}$ を求める。血管壁特定部70は、各ライン画像について求められた前壁側内膜点 IP_{ant} を補間し、前壁側の内膜の断面形状を示す内膜線(内膜線を表す画素群

50

の各座標値)を求める。さらに、各ライン画像について求められた後壁側内膜点 $IP_{p.o.s.t}$ を補間し、後壁側の内膜を示す内膜線(内膜線を表す画素群の各座標値)を求める。

【0124】

こうして、図1の血管壁特定部70において特定された、前壁側および後壁側の内膜線を表す画素群の各座標値が血管壁の位置とされ、図1の表示画像形成部80において利用される。そして、表示画像形成部80が、例えば図6に示した表示画像を形成し、その表示画像が図1の表示部90に表示される。

【0125】

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。

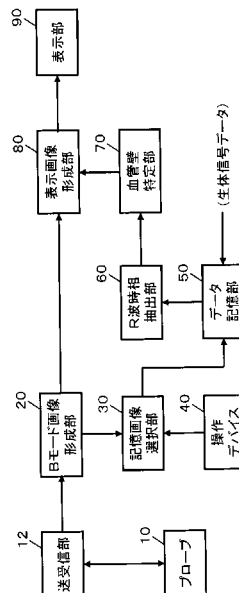
10

【符号の説明】

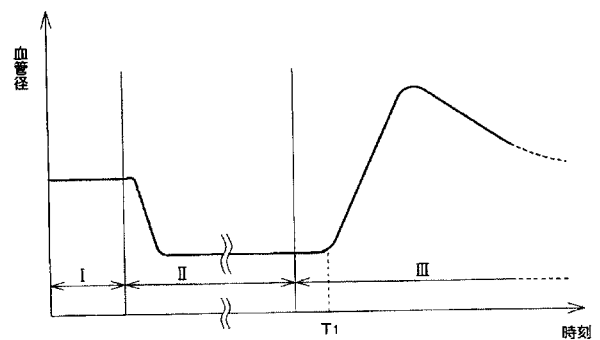
【0126】

10 プローブ、12 送受信部、20 Bモード画像形成部、30 記憶画像選択部、40 操作デバイス、50 データ記憶部、60 R波時相抽出部、70 血管壁特定部、80 表示画像形成部、90 表示部。

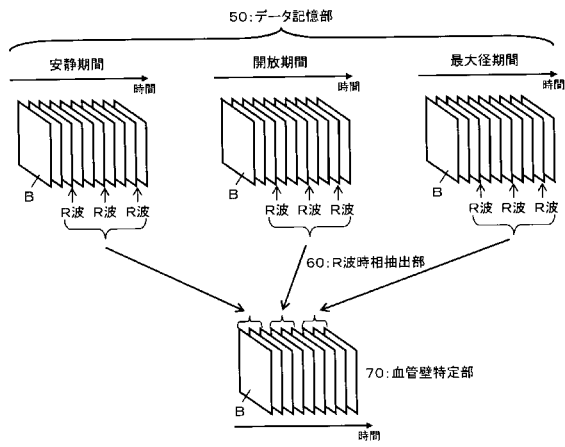
【図1】



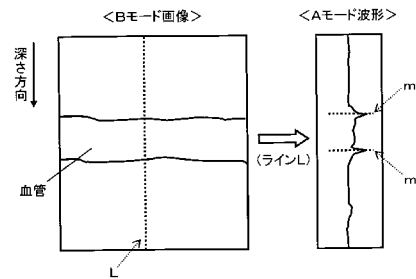
【図2】



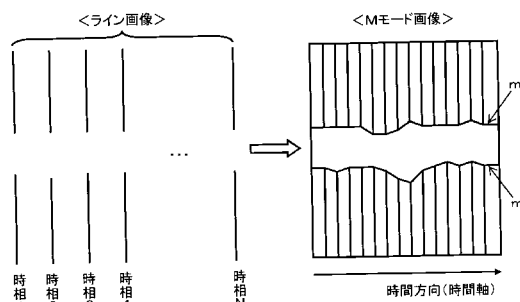
【図3】



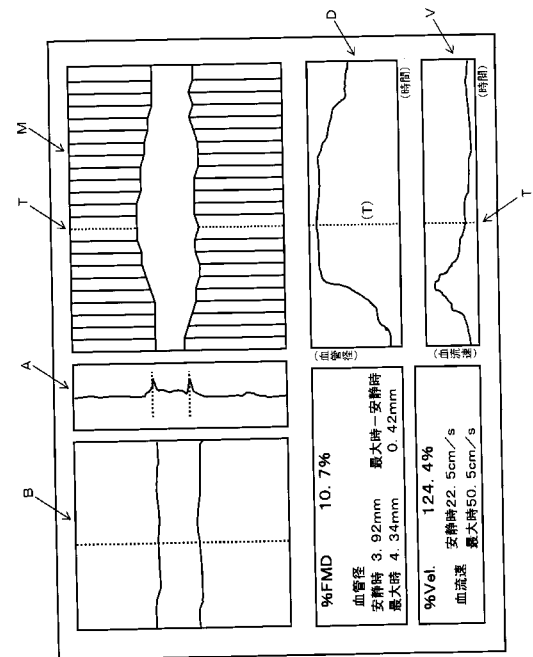
【図4】



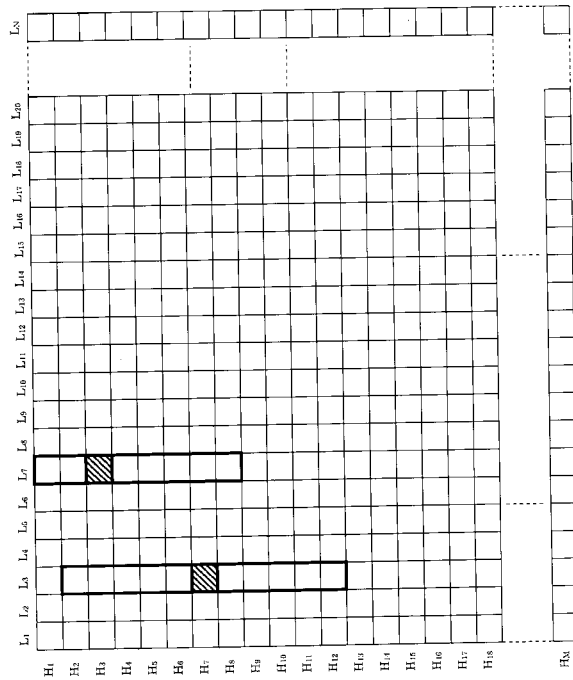
【図5】



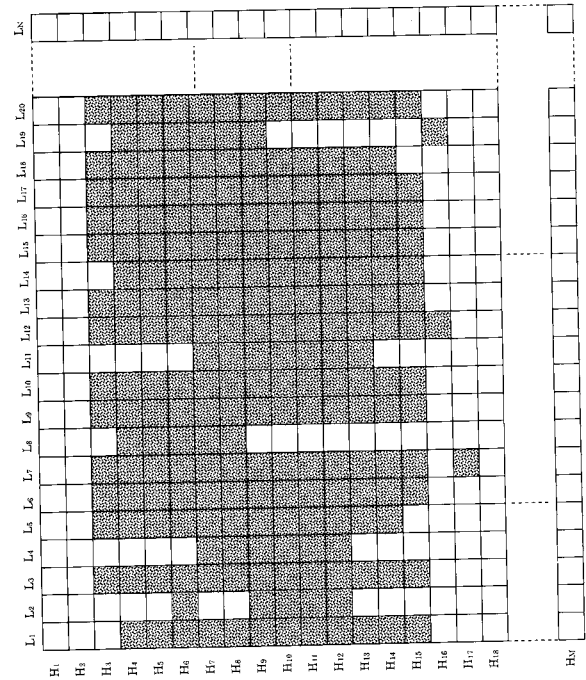
【図6】



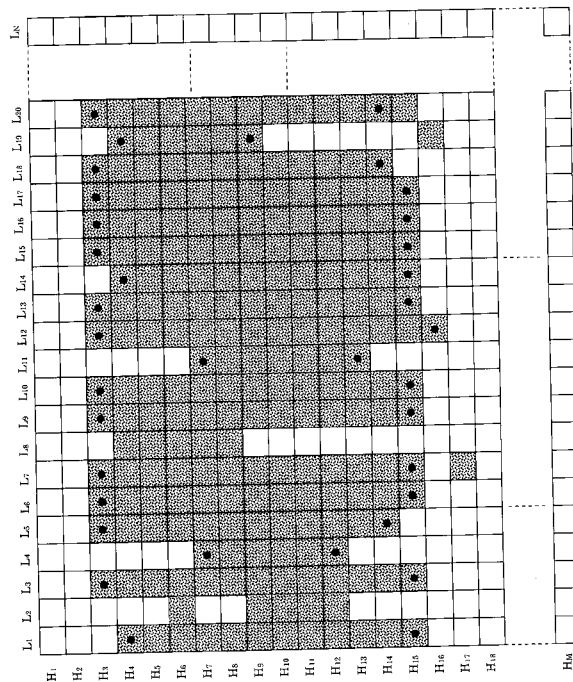
【図 7】



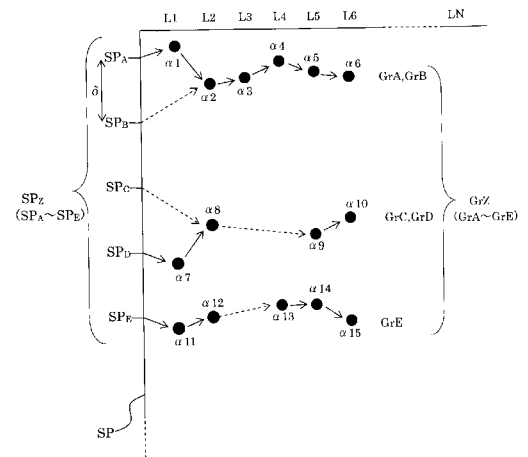
【図 8】



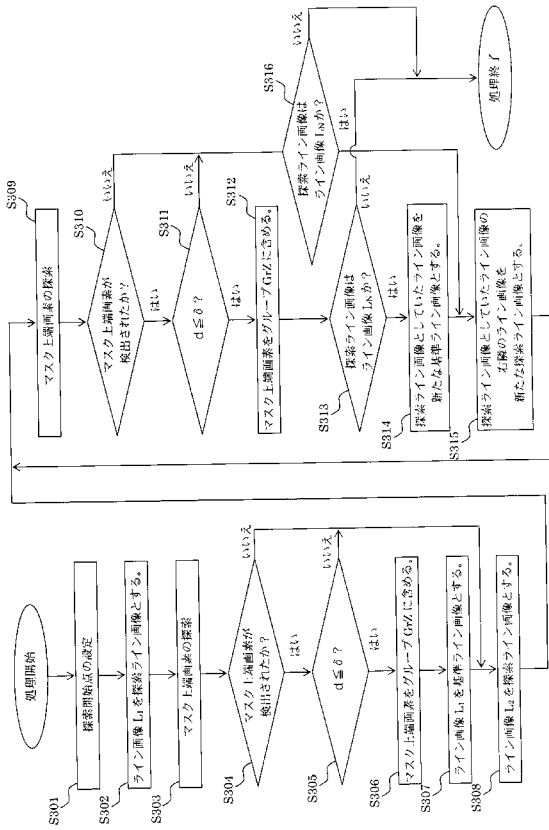
【図 9】



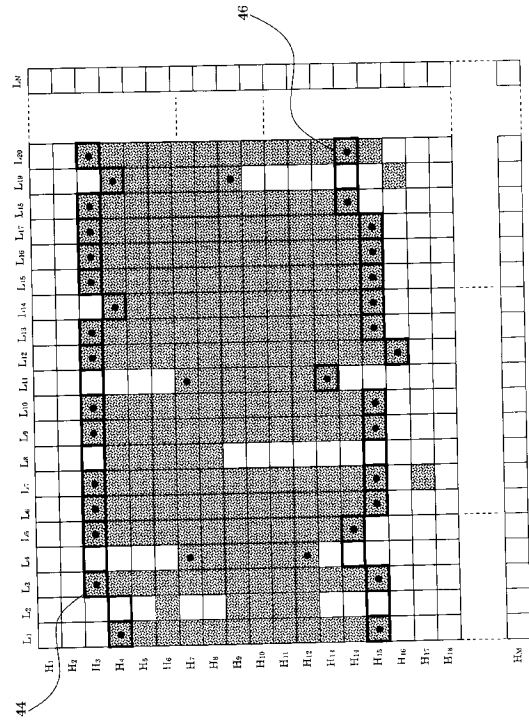
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

(72)発明者 阿古 雅宏

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 DE01 FF08 JC09 KK12 KK13 KK14

要解决的问题：提供一种使用超声诊断设备诊断血管的改进技术。B模式图像形成单元形成包括血管的纵向截面的B模式图像数据。存储所述图像选择单元30将B模式图像数据在被检体的静止状态中，最大径期包括血管直径之间的B模式图像数据变成后在数据存储单元50射血状态最大。与B模式图像数据的生物信号数据被存储在数据存储单元50，R波的时间相位提取单元60，从存储在数据存储单元50的多个时间相位的B模式图像数据，所述生物信号数据通过参考这一点，选择对应于R波的时间相位的B模式图像数据。显示图像形成单元80基于与R波的时间相对应的多个B模式图像数据，形成与FMD的血管内皮功能评估相关的显示图像。点域