

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 238903

(P2002 - 238903A)

(43)公開日 平成14年8月27日(2002.8.27)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マ-ド* (参 考)
A 6 1 B 8/08		A 6 1 B 8/08	4 C 3 0 1
8/06		8/06	5 J 0 8 3
G 0 1 S 15/89		G 0 1 S 15/89	B

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 6 数)

(21)出願番号 特願2001 - 36849(P2001 - 36849)

(22)出願日 平成13年2月14日(2001.2.14)

(71)出願人 300019238

ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
エルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5318
8・ワウケシャ・ノース・グランドヴュー・
ブルバード・ダブリュー・710・3000

(72)発明者 橋本 浩

東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127 ジー
イー横河メディカルシステム株式会社内

(74)代理人 100095511

弁理士 有近 紳志郎

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 血管壁追跡方法、血管径計測方法および超音波診断装置

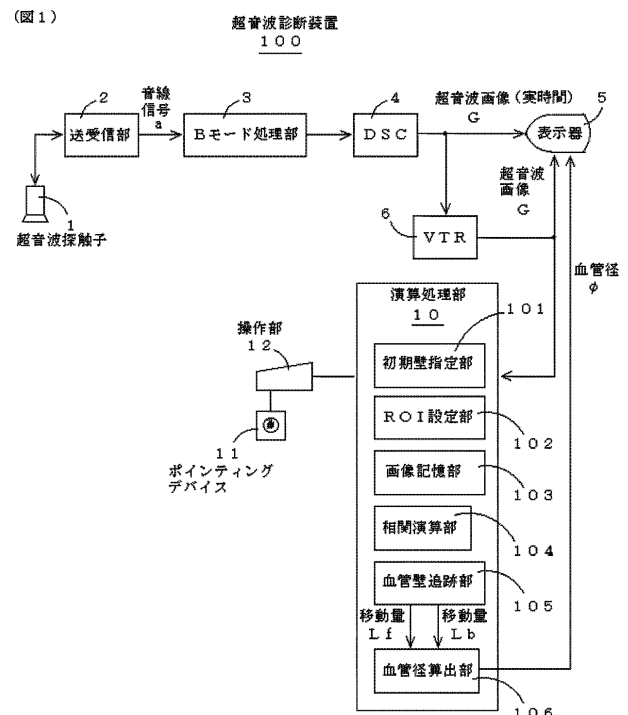
(57)【要約】

【課題】 簡単な演算で血管壁を正確に追跡したり、血管径を正確に計測したりできるようにする。

【解決手段】 超音波診断装置100は、超音波画像生成部(超音波探触子1,送受信部2,Bモード処理部3,DSC4)と、表示器5と、時系列に得られた超音波画像Gを録画するVTR6と、操作部12と、血管径φを計測するための演算処理部10(基準となる前壁部分と後壁部分を操作者により指定する初期壁指定部101,各壁部分を含む関心領域をそれぞれ設定するROI設定部102,超音波画像Gを記憶する画像記憶部103,時系列的に異なる超音波画像G0,G1の関心領域について各壁部分に略垂直な方向の相関を演算する相関演算部104,相関に基づいて壁部分の位置を追跡する血管壁追跡部105,血管径φを算出する血管径算出部106)とを具備する。

【効果】 基準となる壁部分だけを操作者に指定させればよいので、作業負担を軽減できる。

(図1)



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体を超音波で走査することで時系列に得られた複数の超音波画像の 1 つを画面上に表示し、前記超音波画像上で血管の壁部分を操作者が指定すると該壁部分を含む関心領域を設定し、時系列的に異なる前記超音波画像の前記関心領域について前記壁部分に略垂直な方向の相関をとって前記壁部分の位置を追跡することを特徴とする血管壁追跡方法。

【請求項 2】 被検体を超音波で走査することで時系列に得られた複数の超音波画像の 1 つを画面上に表示し、前記超音波画像上で血管の前壁部分と後壁部分の対を操作者が指定すると前記各壁部分を含む関心領域をそれぞれ設定すると共に前記壁部分に対応する血管径を算出し、時系列的に異なる前記超音波画像の各関心領域について前記各壁部分に略垂直な方向の相関をとって各壁部分の位置を追跡すると共に血管径を算出することを特徴とする血管径計測方法。

【請求項 3】 超音波パルスを送信し超音波エコーを受信して時系列に複数の超音波画像を生成する超音波診断装置であって、前記超音波画像の 1 つを表示した画面上で血管の壁部分の指定を操作者から受け付ける壁部分指定手段と、前記壁部分を含む関心領域を設定する ROI 設定手段と、時系列的に異なる前記超音波画像の前記関心領域について前記壁部分に略垂直な方向の相関をとって前記壁部分の位置を追跡する血管壁追跡手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】 超音波パルスを送信し超音波エコーを受信して時系列に複数の超音波画像を生成する超音波診断装置であって、前記超音波画像の 1 つを表示した画面上で血管の前壁部分と後壁部分の対の指定を操作者から受け付ける壁部分指定手段と、前記各壁部分を含む関心領域をそれぞれ設定する ROI 設定手段と、前記壁部分に対応する血管径を算出する血管径算出手段と、時系列的に異なる前記超音波画像の各関心領域について前記各壁部分に略垂直な方向の相関をとって各壁部分の位置を追跡すると共に血管径を算出する血管壁追跡・血管径算出手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、血管壁追跡方法および超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、簡単な演算で血管壁を正確に追跡できるようにした血管壁追跡方法、簡単な演算で血管径を正確に計測できるようにした血管径計測方法および各方法を実施する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】動脈硬化等の判定検査を行うために、画面上に表示した超音波画像から血管（例えば上腕動脈や

頸動脈など）の径やその変化を計測することがある。例えば、VTR (VideoTape Recorder) などに時系列に録画された超音波画像の 1 つを静止画として画面上に表示し、操作者が画面上にスケールを当てて血管径を計測したり、血管の前壁部分と後壁部分の対向位置に操作者がカーソルを合わせ各カーソル間の距離すなわち血管径を超音波診断装置の計測機能を用いて計測することを、撮影時刻を数 10 秒ずつ進めた静止画に対して繰り返して行い、血管径の変化を観察したりする。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】上記のように、従来は、血管径を計測する度に、操作者がスケールを当てたり、カーソルを合わせたりする必要があるので、計測精度が操作者の熟練度に依存すると共に、手間と時間がかかる問題点がある。そこで、本発明の第 1 の目的は、簡単な演算で血管壁を正確に追跡できるようにした血管壁追跡方法および超音波診断装置を提供することにある。また、本発明の第 2 の目的は、簡単な演算で血管径を正確に計測できるようにした血管径計測方法および超音波診断装置を提供することにある。

【0004】

【課題を解決するための手段】第 1 の観点では、本発明は、被検体を超音波で走査することで時系列に得られた複数の超音波画像の 1 つを画面上に表示し、前記超音波画像上で血管の壁部分を操作者が指定すると該壁部分を含む関心領域を設定し、時系列的に異なる前記超音波画像の前記関心領域について前記壁部分に略垂直な方向の相関をとって前記壁部分の位置を追跡することを特徴とする血管壁追跡方法を提供する。上記第 1 の観点による血管壁追跡方法では、心拍周期での血圧変動などによる壁部分の移動が該壁部分に略垂直な方向（血管短軸断面の半径方向）に限定されることに着目し、操作者が指定した壁部分を含む関心領域について壁部分に略垂直な方向の相関をとることで壁部分の位置を追跡する。すなわち、相関が最大となることをもって、時系列的に異なる超音波画像における血管壁の位置を求めることが出来る。例えば、血管が画面の水平方向に描画される場合には、画面の上下方向に限定して相関を演算すれば足る。これにより、簡単な相関演算により、血管壁を正確に追跡できるようになる。また、操作者は最初の超音波画像のみに対して壁部分の指定を行えばよいので、手間がかからない。

【0005】第 2 の観点では、本発明は、被検体を超音波で走査することで時系列に得られた複数の超音波画像の 1 つを画面上に表示し、前記超音波画像上で血管の前壁部分と後壁部分の対を操作者が指定すると前記各壁部分を含む関心領域をそれぞれ設定すると共に前記壁部分に対応する血管径を算出し、時系列的に異なる前記超音波画像の各関心領域について前記各壁部分に略垂直な方向の相関をとって各壁部分の位置を追跡すると共に血管

径を算出することを特徴とする血管径計測方法を提供する。上記第 2 の観点による血管径計測方法では、心拍周期での血圧変動などによる壁部分の移動が該壁部分に略垂直な方向（血管短軸断面の半径方向）に限定されることに着目し、操作者が指定した前壁部分と後壁部分をそれぞれ含む関心領域について各壁部分に略垂直な方向の相関をとることで各壁部分の位置を追跡すると共に血管径を算出する。すなわち、相関が最大となることをもって、時系列的に異なる超音波画像における血管壁の位置を求め、それにより血管径を算出することが出来る。これにより、簡単な相関演算により、血管壁を正確に追跡できるようにすると共に、血管径を正確に算出できるようになる。

【0006】第 3 の観点では、本発明は、超音波パルスを送信し超音波エコーを受信して時系列に複数の超音波画像を生成する超音波診断装置であって、前記超音波画像の 1 つを表示した画面上で血管の壁部分の指定を操作者から受け付ける壁部分指定手段と、前記壁部分を含む関心領域を設定する ROI 設定手段と、時系列的に異なる前記超音波画像の前記関心領域について前記壁部分に略垂直な方向の相関をとって前記壁部分の位置を追跡する血管壁追跡手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第 3 の観点による超音波診断装置によれば、上記第 1 の観点による血管壁追跡方法を好適に実施できる。

【0007】第 4 の観点では、本発明は、超音波パルスを送信し超音波エコーを受信して時系列に複数の超音波画像を生成する超音波診断装置であって、前記超音波画像の 1 つを表示した画面上で血管の前壁部分と後壁部分の対の指定を操作者から受け付ける壁部分指定手段と、前記各壁部分を含む関心領域をそれぞれ設定する ROI 設定手段と、前記壁部分に対応する血管径を算出する血管径算出手段と、時系列的に異なる前記超音波画像の各関心領域について前記各壁部分に略垂直な方向の相関をとって各壁部分の位置を追跡すると共に血管径を算出する血管壁追跡・血管径算出手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第 4 の観点による超音波診断装置によれば、上記第 2 の観点による血管径計測方法を好適に実施できる。

【0008】

【発明の実施の形態】以下、図を参照して本発明の実施の形態を説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。図 1 は、本発明の一実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。この超音波診断装置 100 は、超音波探触子 1 と、被検体内に超音波パルスを送信しそれに対応する超音波エコーを受信することを反復して音線信号 a を出力する送受信部 2 と、前記音線信号から B モード音線データを生成する B モード処理部 3 と、前記 B モード音線データから B モードの超音波画像 G を生成する DSC (Digital Scan Converter) 4

と、CRT (Cathode Ray Tube) などの表示器 5 と、時系列に得られた前記超音波画像 G を録画する VTR 6 と、血管径 ϕ を計測するのに必要な演算処理を行う演算処理部 10 と、トラックボールやマウスなどのポインティングデバイス 11 を備えた操作部 12 とを具備して構成されている。

【0009】前記演算処理部 10 は、血管径 ϕ を計測する基準となる壁部分を指定する初期壁指定部 101 と、関心領域 ROI (Region Of Interest) を設定する ROI 設定部 102 と、前記超音波画像 G を記憶する画像記憶部 103 と、画像間の相関を演算する相関演算部 104 と、前壁、後壁（図 3 等の W_f , W_b ）の移動量 L_f , L_b を算出して壁部分の位置を追跡する血管壁追跡部 105 と、血管径 ϕ を算出する血管径算出部 106 とを具備する。

【0010】図 2 は、図 1 の超音波診断装置 100 による血管径計測処理を示すフロー図である。なお、前記 VTR 6 には、径計測用の血管（例えば上腕動脈や頸動脈）の走行方向になるべく垂直となるように音線方向を合わせて得た超音波画像 G が予め録画されているものとする。ステップ S T 1 では、前記 VTR 6 に録画された超音波画像 G の 1 つを再生した超音波画像 G0 を、静止画として表示する。例えば、図 3 に示すように、血管 T を含む超音波画像 G0 を表示する。前壁 W_f は、超音波探触子 1 から見て近い側の血管壁である。後壁 W_b は、超音波探触子 1 から見て遠い側の血管壁である。x 方向は、画面の水平方向である。y 方向は、画面の上下方向（超音波探触子 1 から見た深さ方向）である。

【0011】次のステップ F 2 ~ F 6（前壁に対応する処理）と、ステップ B 2 ~ B 6（後壁に対応する処理）は、並行して行う処理である。ただし、一方の処理の終了後に他方の処理に移行してもよい。

【0012】ステップ F 2 では、操作者は、操作部 12 および初期壁指定部 101 を用いて、前記血管 T の前壁を初期壁として指定する。例えば、図 4 に示すように、ポインティングデバイス 11 を操作して前壁 W_f の内壁に沿った複数点にトレース用マーク C を合わせて、前壁 W_f をトレースする。

【0013】ステップ F 3 では、操作者は、操作部 12 および ROI 設定部 102 を用いて、前記血管 T を含む関心領域 ROI を設定する。例えば、図 5 に示すように、指定した前壁 W_f から任意の領域長 α だけ y 方向に広げた区画を関心領域 ROI とする。なお、前記関心領域 ROI を自動的に設定してもよい。ステップ F 4 では、前記関心領域 ROI 内の前記超音波画像 G0 を、前記画像記憶部 103 に記憶する。

【0014】ステップ F 5 では、前記演算処理部 10 に、径計測用時間（例えば数 10 秒）だけ経過後の超音波画像 G1 を前記 VTR 6 から取り込む。

【0015】ステップ F 6 では、図 6 (a) (b) に示

すように、前記血管壁追跡部 105 は、前記関心領域 R O I 内の前記超音波画像 G 0 における画素値 P 0 (x , y) と、前記関心領域 R O I における前記超音波画像 G 1 の画素値 P 1 (x , y + τ) との差分 d の積算値 D (τ) を、種々の τ について、

$$D(\tau) = \sum_{y=y_1-\beta}^{y_1+\beta} |P_0(x, y) - P_1(x, y+\tau)|$$

により算出する。ただし、上式において、x 1 は、関心領域 R O I 内における最小の x 座標である。x 2 は、関心領域 R O I 内における最大の x 座標である。y 1 は、初期壁の各 x 座標に対応する y 座標である。β は、初期壁の移動があったときでも、同じ被検体内位置に対応する画素同士で相関演算を行えるように β < α の範囲で経験的に決めた y 方向の領域長である。そして、前記積算値 D (τ) の最小すなわち相関の最大を与える τ max を、前壁 W f の移動量 L f として求める。

【0016】上記ステップ F 2 と並行して行うステップ B 2 では、例えば図 7 に示すように、前記血管 T の後壁 W b を指定する。これにより、初期壁に関しての血管径 φ 0 が、

$$\phi_0 = |y_f - y_b| \times \sin\{\theta\}$$

により算出される。ただし、y f , y b は、前壁 W f , 後壁 W b のトレース範囲の中心の x 座標、すなわち (x 1 + x 2) / 2 に対応する各壁の y 座標である。θ は、後壁 W b が y 方向となす鋭角側の角度である。

【0017】ステップ B 3 ~ B 6 では、後壁 W b について上記ステップ F 3 ~ F 6 と同様の処理を行い、後壁 W b の移動量 L b を求める。なお、一般に、超音波画像では、音響陰影や多重反射、減衰の影響が前壁 W f の近傍と後壁 W b の近傍とに非対称に現れるために、両者の描出状況が異なる。したがって、前壁 W f を含む関心領域と、後壁 W b を含む関心領域とで、相関演算処理を別個に行うことで、移動量 L f , L b を精度よく算出することが可能である。

【0018】ステップ S T 7 では、前記血管径算出部 106 は、前記移動量 L f , L b に基づいて、血管径 φ を、

$$\phi_1 = \phi_0 + L_f - L_b$$

により算出する。図 8 に、血管径 φ 1 と、移動量 L f , L b の関係を模式的に示す。点線は、初期壁である。なお、前記角度 θ (図 7 参照) が 90° に近い大きさならば sin { θ } = 1 なので、y 方向の移動量 L f , L b を径変化量と見なすことによる誤差は無視できる。

【0019】ステップ S T 8 では、必要な血管径 φ 1 を全て算出したら操作者の指示により血管径計測処理を終了し、そうでなければ上記ステップ F 5 およびステップ B 5 に戻る。その後、各時点における血管径 φ (= φ 0 , φ 1) を表示したり、時間に対する血管径 φ の変化をグラフで表示したりする。

【0020】なお、図 2 のフローでは、前記画像記憶部 103 に、最初の超音波画像 G 0 を保持したが、超音波画像 G 1 に更新記憶し、該超音波画像 G 1 の前壁および後壁を基準として、前記移動量 L f , L b を算出してもよい。また、初期壁として、前壁 W f および後壁 W b の内壁を指定する代わりに、外壁を指定することで、前記血管 T の外径を計測してもよい。

【0021】以上の超音波診断装置 100 によれば、操作者が指定した初期壁を含む関心領域 R O I について、画面の上下方向 (一般には血管の壁部分に略垂直な方向) の相関を最大にする移動量 L f , L b を求め、その移動量 L f , L b に基づいて血管 T の血管径 φ を算出することが出来る。

【0022】

【発明の効果】本発明の血管壁追跡方法、血管径計測方法および超音波診断装置によれば、血管の壁部分に略垂直な方向での相関演算結果に基づいて、血管壁を追跡したり、血管径を計測したりするので、演算処理の高速化を図れる。また、基準となる壁部分だけを操作者に指定させればよいので、作業負担を軽減できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【図 2】図 1 の超音波診断装置による血管径計測処理を示すフロー図である。

【図 3】最初の超音波画像を示す説明図である。

【図 4】血管の前壁を指定した状態を示す説明図である。

【図 5】関心領域を設定した状態を示す説明図である。

【図 6】画素値の差分を算出する原理を示す説明図である。

【図 7】血管の後壁を指定した状態を示す説明図である。

【図 8】血管径の算出原理を示す説明図である。

【符号の説明】

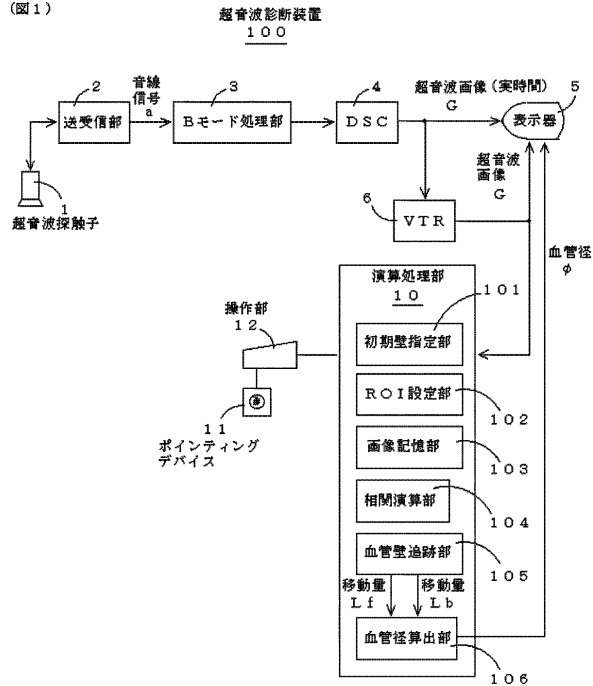
1	超音波探触子
2	送受信部
3	B モード処理部
4	D S C
5	表示器
6	V T R
10	演算処理部
11	ポインティングデバイス
12	操作部
101	初期壁指定部
102	R O I 設定部
103	画像記憶部
104	相関演算部
105	血管壁追跡部
106	血管径算出部

a 音線信号
G 超音波画像
L f, L b 移動量
T 血管

*W f 前壁
W b 後壁
 ϕ 血管径
*

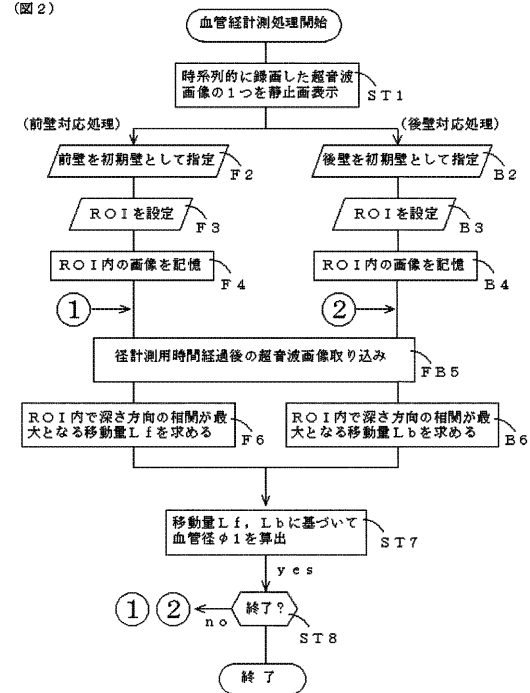
【図1】

(図1)



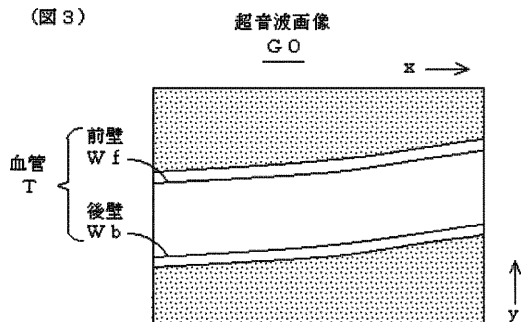
【図2】

(図2)



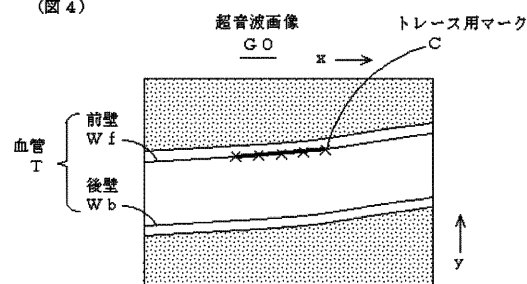
【図3】

(図3)



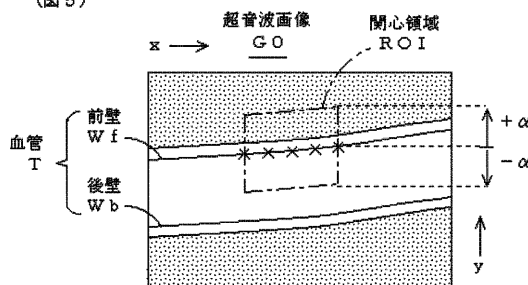
【図4】

(図4)



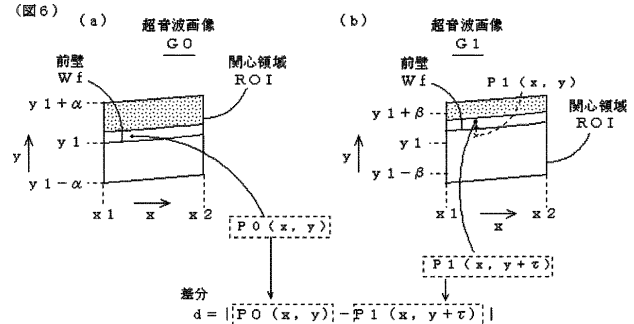
【図5】

(図5)



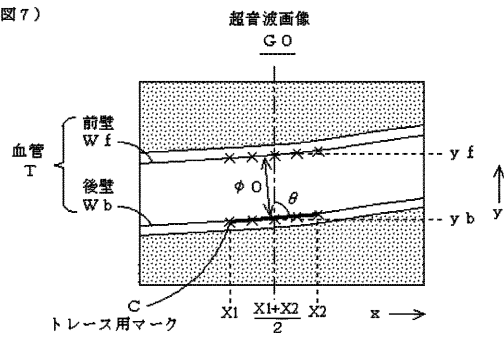
【図6】

(図6)



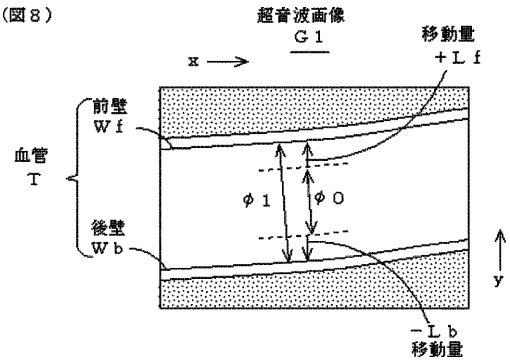
【図 7】

(図 7)



【図 8】

(図 8)



フロントページの続き

(72)発明者 橋本 浩
 東京都日野市旭ヶ丘 4 丁目 7 番地の127
 ジーイー横河メディカルシステム株式会社
 内

Fターム(参考) 4C301 DD21 EE11 EE13 JB28 KK30
 5J083 AA02 AB17 AC29 AC30 AD04
 AE10 BA01 BE08 EA14 EB05

专利名称(译)	血管壁跟踪方法，血管直径测量方法和超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2002238903A	公开(公告)日	2002-08-27
申请号	JP2001036849	申请日	2001-02-14
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	橋本浩		
发明人	橋本 浩		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06 G01S15/89		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/06 G01S15/89.B		
F-TERM分类号	4C301/DD21 4C301/EE11 4C301/EE13 4C301/JB28 4C301/KK30 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC29 5J083/AC30 5J083/AD04 5J083/AE10 5J083/BA01 5J083/BE08 5J083/EA14 5J083/EB05 4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JC37 4C601/KK31		
其他公开文献	JP4638991B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过简单的计算即可准确跟踪血管壁并准确测量血管直径。超声诊断设备100包括超声图像生成单元（超声探头1，发送/接收单元2，B模式处理单元3，DSC 4），显示单元5以及按时间序列获得的超声图像。用于记录声波图像G的VTR 6，操作单元12，用于测量血管直径的算术处理单元10（用于由操作员指定基准前壁部分和后壁部分的初始壁指定单元101）ROI设置单元102，用于设置每个ROI，包括壁部分；图像存储单元103，用于存储超声图像G；以及对于时间顺序不同的超声图像G0，G1的ROI，每个壁部分的基本垂直方向用于计算两者之间的相关性的相关性计算单元104，用于基于该相关性跟踪壁部的位置的血管壁跟踪单元105，以及用于计算血管直径 ϕ 的血管直径计算单元106）。[效果]由于操作者仅需要指定基准壁部，因此能够减轻工作量。

