

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4638991号
(P4638991)

(45) 発行日 平成23年2月23日 (2011. 2. 23)

(24) 登録日 平成22年12月3日 (2010. 12. 3)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006. 01)

A 6 1 B 8/08

A 6 1 B 8/06 (2006. 01)

A 6 1 B 8/06

G O 1 S 15/89 (2006. 01)

G O 1 S 15/89

B

請求項の数 4 (全 9 頁)

(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)
 (65) 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)
 審査請求日 平成19年7月23日 (2007. 7. 23)

(73) 特許権者 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・5 3
 1 8 8・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ユー・ブルバード・ダブリュー・7 1 0
 ・3 0 0 0
 (74) 代理人 100095511
 弁理士 有近 紳志郎
 (72) 発明者 橋本 浩
 東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の1 2 7
 ジーイー横河メディカルシステム株式会
 社内

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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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
 音波診断装置における血管壁追跡方法であって、

前記超音波画像の1つを表示した画面上で、所定の長さにあたる血管の壁部分の指定を
 壁部分指定手段が操作者から受け付けると、ROI設定手段が前記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、血管壁追跡手段が
 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】

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
 音波診断装置における血管径計測方法であって、

前記超音波画像の1つを表示した画面上で、所定の長さにあたる血管の前壁部分と後壁
 部分の対の指定を壁部分指定手段が操作者から受け付けると、ROI設定手段が前記各壁
 部分を含む関心領域をそれぞれ設定すると共に、血管径算出手段が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、血管壁追跡・
 血管径算出手段が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

10

20

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所定の長さにあたる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所定の長さにあたる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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 0 5 】

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なると共に、血管径を正確に算出できるようになる。

【 0 0 0 6 】

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。

【 0 0 0 7 】

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。

【 0 0 0 8 】

【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

10

20

30

40

50

画するVTR6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Wf, Wb)の移動量Lf, Lb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VTR6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ST1では、前記VTR6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Wfは、超音波探触子1から見て近い側の血管壁である。後壁Wb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F2~F6(前壁に対応する処理)と、ステップB2~B6(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F2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Wf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Wfをトレースする。

【0013】

ステップF3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Wf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F4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FB5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VTR6から取り込む。

【0015】

ステップF6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ROI内の前記超音波画像G0における画素値P0(x, y)と、前記関心領域ROIにおける前記超音波画像G1の画素値P1(x, y+τ)との差分dの積算値D(τ)を、種々のτについて、

(数1)

$$D(\tau) = \sum_{x=x1}^{x2} \sum_{y=y1-\beta}^{y1+\beta} |P0(x, y) - P1(x, y+\tau)|$$

により算出する。ただし、上式において、x1は、関心領域ROI内における最小のx座標である。x2は、関心領域ROI内における最大のx座標である。y1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

10

20

30

40

50

置に対応する画素同士で相関演算を行えるように $\beta < \alpha$ 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 $D(\tau)$ の最小すなわち相関の最大を与える $\tau_{\max}$ 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 $\sin\{\theta\} \approx 1$ 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 ($= \phi_0$ 、 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 ROI 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できればよいので、作業負担を軽減できる。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【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。

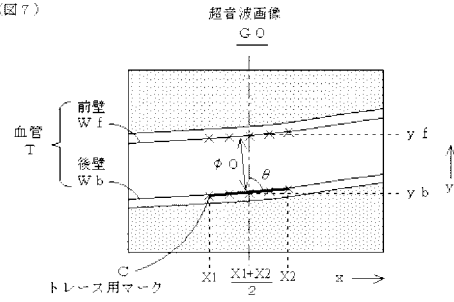
【図 8】血管径の算出原理を示す説明図である。

【符号の説明】

1	超音波探触子	10
2	送受信部	
3	Bモード処理部	
4	DSC	
5	表示器	
6	VT 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	ROI設定部	20
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	30
φ	血管径	

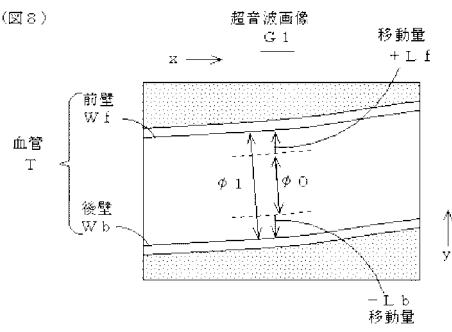
【圖 7】

(圖 7)



【圖 8】

(圖 8)



フロントページの続き

審査官 川上 則明

- (56)参考文献 特開平 0 9 - 2 0 1 3 6 1 (J P , A)
特開平 0 5 - 3 1 7 3 1 3 (J P , A)
特開平 0 7 - 0 5 9 7 7 7 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 2 1 7 8 1 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/08
A61B 8/06
G01S 15/89
CA/REGISTRY(STN)

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	JP4638991B2	公开(公告)日	2011-02-23
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		
当前申请(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 4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JC37 4C601/KK31 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC29 5J083/AC30 5J083/AD04 5J083/AE10 5J083/BA01 5J083/BE08 5J083/EA14 5J083/EB05		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2002238903A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过简单的计算准确跟踪血管壁并准确测量血管直径。

解决方案：超声诊断设备100配备有超声图像生成部分（超声探头1，发送和接收部分2，B模式处理部分3，DSC 4），显示器5，记录超声图像G的VTR 6按时间序列获得的控制部分12，用于测量血管直径和 ϕ_{iv} 的计算处理部分10（指定前壁部分和后壁部分的早期墙壁指定部分101，作为通过操作者的参考，ROI设定部分）102设置包括每个壁部分的感兴趣区域，存储超声图像G的图像存储部分103，计算近似垂直方向上的相关性的相关计算部分104，用于超声图像G0的兴趣区域，时间序列不同的G1，血管壁跟踪部分105基于相关性跟踪壁部分的位置，即血管直径计算部分106计算血管直径和 ϕ_{iv} ）。使操作者指定壁部分仅作为参考的必要性有助于减轻工人的负担。