

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4587570号

(P4587570)

(45) 発行日 平成22年11月24日(2010.11.24)

(24) 登録日 平成22年9月17日(2010.9.17)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 5/02 (2006.01)

A 6 1 B 5/02

A

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 3 (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2001-2904 (P2001-2904)
 (22) 出願日 平成13年1月10日(2001.1.10)
 (65) 公開番号 特開2002-209857 (P2002-209857A)
 (43) 公開日 平成14年7月30日(2002.7.30)
 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・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
 (74) 代理人 100095511
 弁理士 有近 紳志郎
 (72) 発明者 李 太宝
 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
 社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管弾性率計測方法、血管弾性率計算装置および超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1の血圧 p_{i1} と血管内側半径 a_1 と血管外側半径 b_1 とを測定し、第2の血圧 p_{i2} と血管内側半径 a_2 と血管外側半径 b_2 とを測定し、

$$E = \{ p_{i2} \{ a_2^2 / (b_2^2 - a_2^2) \} - p_{i1} \{ a_1^2 / (b_1^2 - a_1^2) \} \} / \{ (b_2 - b_1) / (b_2 + b_1) \}$$

により血管弾性率 E を求めることを特徴とする血管弾性率計測方法。

【請求項 2】

第1の血圧 p_{i1} と血管内側半径 a_1 と血管外側半径 b_1 および第2の血圧 p_{i2} と血管内側半径 a_2 と血管外側半径 b_2 とを取得する測定値取得手段と、

$$E = \{ p_{i2} \{ a_2^2 / (b_2^2 - a_2^2) \} - p_{i1} \{ a_1^2 / (b_1^2 - a_1^2) \} \} / \{ (b_2 - b_1) / (b_2 + b_1) \}$$

により血管弾性率 E を求める演算手段と

を具備したことを特徴とする血管弾性率計算装置。

【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Mモード画像を生成する超音波診断装置であって、被検体の第1の血圧値 p_{i1} および第2の血圧値 p_{i2} を入力するための血圧値入力手段と、被検体のMモード画像を基に血管壁の位置を指定する血管壁指定手段と、指定された血管壁の位置から第1の血圧 p_{i1} に対応する血管内側半径 a_1 と血管外側半径 b_1 および第2の血圧 p_{i2} に対応する血管内側半径 a_2 と血管外側半径 b_2 とを取得する測定値

10

20

取得手段と、

$$E = \{ p_{i2} \{ a_2^2 / (b_2^2 - a_2^2) \} - p_{i1} \{ a_1^2 / (b_1^2 - a_1^2) \} \} / \{ (b_2 - b_1) / (b_2 + b_1) \}$$

により血管弾性率Eを求める演算手段と

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、血管弾性率計測方法、血管弾性率計算装置および超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、血圧計と超音波診断装置とで実測容易であり且つ従来の血管弾性率よりも信憑性のある血管弾性率を計測可能な血管弾性率計測方法、血管弾性率計算装置および超音波診断装置に関する。

10

【0002】

【従来の技術】

従来の血管弾性率E'の計測は、被検体の血圧を血圧計で測定すると共に血管径を超音波診断装置のMモードで測定し、第1の血圧p_{i1}の時の血管外側半径b₁および第2の血圧p_{i2}の時の血管外側半径b₂を取得し、次式により算出していた。

$$E' = (p_{i2} - p_{i1}) / \{ (b_2 - b_1) / b_1 \}$$

【0003】

例えば、p_{i2} = 0.0154 MPa (115.8 mmHg)、b₂ = 5.775 mm、p_{i1} = 0.0091 MPa (68.4 mmHg)、b₁ = 5.4 mmの場合、E' = 0.09 MPaとなる。

20

【0004】

一方、弾性力学によれば、密度ρの流体が満たされた管状体の弾性率E''は、脈波伝播速度をc_oとすると、

$$E'' = 2\rho \cdot c_o^2 / \{ (b_1 - a_1) / \{ (b_1 + a_1) / 2 \} \}$$

で表される。

血管に当て嵌めると、例えば、ρ = 1、c_o = 7.3 m/s、b₁ = 5.4 mm、a₁ = 5.0 mmの場合、E'' = 1.4 MPaとなる。

【0005】

30

【発明が解決しようとする課題】

上記数値例E' = 0.09 MPaとE'' = 1.4 MPaとを比較すれば判るように、値が1桁も異なっている。

従来の血管弾性率E'の計算式は中実の弾性体を想定した計算式であるが、血管は血液が満たされた管状体である。よって、前記管状体弾性率E''が正しい血管弾性率と思われ、従来の血管弾性率E'の信憑性には疑問がある。

しかし、血管における脈波伝播速度c_oは実測困難なために上記管状体弾性率E''は殆ど用いられておらず、血圧計と超音波診断装置とで実測容易な上記血管弾性率E'が多く用いられている。

そこで、本発明の目的は、血圧計と超音波診断装置とで実測容易であり且つ従来の血管弾性率E'よりも信憑性のある血管弾性率を計測可能な血管弾性率計測方法、血管弾性率計算装置および超音波診断装置を提供することにある。

40

【0006】

【課題を解決するための手段】

第1の観点では、本発明は、第1の血圧p_{i1}と血管内側半径a₁と血管外側半径b₁とを測定し、第2の血圧p_{i2}と血管内側半径a₂と血管外側半径b₂とを測定し、

$$E = \{ p_{i2} \{ a_2^2 / (b_2^2 - a_2^2) \} - p_{i1} \{ a_1^2 / (b_1^2 - a_1^2) \} \} / \{ (b_2 - b_1) / (b_2 + b_1) \}$$

により血管弾性率Eを求めることを特徴とする血管弾性率計測方法を提供する。

【0007】

50

上記第 1 の観点による血管弾性率計測方法における計算式を導出する。

図 1 に示すように、中空円筒状弾性体 H の内側半径を a、外側半径を b、内側圧力を p_i、外側圧力を p_o とするとき、中空円筒状弾性体 H の内部の半径 r の点における径方向応力 σ_r、周方向応力 σ_c は、弾性力学によれば、次式（図 1 の(1)式、(2)式）で表される。

$$\sigma_r = (p_i \cdot a^2 - p_o \cdot b^2) / (a^2 - b^2) + a^2 \cdot b^2 (p_o - p_i) / \{ (a^2 - b^2) r^2 \} \quad \dots (1)$$

$$\sigma_c = (p_i \cdot a^2 - p_o \cdot b^2) / (a^2 - b^2) - a^2 \cdot b^2 (p_o - p_i) / \{ (a^2 - b^2) r^2 \} \quad \dots (2)$$

【0008】

弾性率を E、ポアソン比を λ とするとき、径方向応力 σ_r、周方向応力 σ_c による周方向変形 ε_c は、弾性力学によれば、次式（図 1 の(3)式）で表される。

$$\varepsilon_c = (\sigma_c - \lambda \cdot \sigma_r) / E \quad \dots (3)$$

【0009】

ここで、図 2 に示すように、第 1 の血圧 p_{i1} の時の血管内側半径を a₁、血管外側半径を b₁ とし、r = b₁ とし、血管外側の圧力 p = 0 とすれば、上記 (1) (2) 式から図 2 の (1') (2') 式が導かれる。

また、第 2 の血圧 p_{i2} の時の血管内側半径を a₂ とし、血管外側半径を b₂ とし、r = b₂ とし、血管外側の圧力 p = 0 とすれば、上記 (1) (2) 式から図 2 の (1'') (2'') 式が導かれる。

【0010】

よって、第 1 の血圧 p_{i1} の時の r = b₁ での周方向変形 ε_{c1}(b₁) は、上記 (3) (1') (2') 式から図 2 の (3') 式となる。

また、第 2 の血圧 p_{i2} の時の r = b₂ での周方向変形 ε_{c2}(b₂) は、上記 (3) (1'') (2'') 式から図 2 の (3'') 式となる。

【0011】

第 1 の血圧 p_{i1} の時と第 2 の血圧 p_{i2} の時の周方向変形の差 “ε_{c2}(b₂) - ε_{c1}(b₁)” は、周長 2πb₂ と周長 2πb₁ の差を平均周長 (b₂ + b₁) / 2 で規格化したものだから、図 2 の (4) 式となる。

【0012】

図 2 の (3') (3'') (4) 式から (5) 式すなわち血管弾性率 E の計算式が得られる。

【0013】

よって、上記第 1 の観点による血管弾性率計測方法では、血圧計と超音波診断装置で血圧と血管径とを実測することにより、血管弾性率を容易に計測できる。

【0014】

例えば、p_{i2} = 0.0154 MPa (115.8 mmHg)、b₂ = 5.775 mm、a₂ = 5.4 mm、p_{i1} = 0.0091 MPa (68.4 mmHg)、b₁ = 5.4 mm、a₁ = 5.0 mm の場合、E = 1.6 MPa となる。これは、前記管状体弾性率 E' = 1.4 MPa と大体一致する。

【0015】

第 2 の観点では、本発明は、第 1 の血圧 p_{i1} と血管内側半径 a₁ と血管外側半径 b₁ および第 2 の血圧 p_{i2} と血管内側半径 a₂ と血管外側半径 b₂ とを取得する測定値取得手段と、

$$E = \{ p_{i2} \{ 2 a_2^2 \} / (b_2^2 - a_2^2) \} - p_{i1} \{ 2 a_1^2 \} / (b_1^2 - a_1^2) \} / \{ (b_2 - b_1) / (b_2 + b_1) \}$$

により血管弾性率 E を求める演算手段とを具備したことを特徴とする血管弾性率計算装置を提供する。

上記第 2 の観点による血管弾性率計算装置では、血圧計と超音波診断装置で血圧と血管径とを実測することにより、上記第 1 の観点による血管弾性率計測方法に基づく血管弾性率

10

20

30

40

50

を容易に計算できる。

【 0 0 1 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 M モード画像を生成する超音波診断装置であって、被検体の第 1 の血圧値 p_{i1} および第 2 の血圧値 p_{i2} を入力するための血圧値入力手段と、被検体の M モード画像を基に血管壁の位置を指定する血管壁指定手段と、指定された血管壁の位置から第 1 の血圧 p_{i1} に対応する血管内側半径 a_1 と血管外側半径 b_1 および第 2 の血圧 p_{i2} に対応する血管内側半径 a_2 と血管外側半径 b_2 とを取得する測定値取得手段と、

$$E = \{ p_{i2} \{ 2 a_2^2 \} / (b_2^2 - a_2^2) \} - p_{i1} \{ 2 a_1^2 \} / (b_1^2 - a_1^2) \} / \{ (b_2 - b_1) / (b_2 + b_1) \}$$

により血管弾性率 E を求める演算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では、上記第 1 の観点による血管弾性率計測方法を好適に実施できる。

【 0 0 1 7 】

【 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。

【 0 0 1 8 】

図 3 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、被検体内の所望の走査範囲または音線方向に超音波パルスを送信しそれに対応するエコーを受信することを反復して音線信号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、前記音線信号から M モード音線データを生成する M モード処理部 4 と、前記 B モード音線データから B モード画像を生成し前記 M モード音線データから M モード画像を生成すると共に後述する血管弾性率 E の表示データを生成する表示部 5 と、前記 B モード画像、M モード画像および血管弾性率 E を表示する CRT 6 と、本超音波診断装置 100 とは独立の血圧計で測定した第 1 の血圧 p_{i1} および第 2 の血圧 p_{i2} を入力するための血圧値入力部 12 と、表示された M モード画像上で血管壁位置を指定するための血管壁指定部 13 と、指定された血管壁位置から第 1 の血圧 p_{i1} に対応する血管内側半径 a_1 と血管外側半径 b_1 および第 2 の血圧 p_{i2} に対応する血管内側半径 a_2 と血管外側半径 b_2 とを取得する測定値取得部 14 と、

$$E = \{ p_{i2} \{ a_2^2 / (b_2^2 - a_2^2) \} - p_{i1} \{ a_1^2 / (b_1^2 - a_1^2) \} \} / \{ (b_2 - b_1) / (b_2 + b_1) \}$$

により血管弾性率 E を求める血管弾性率演算部 15 と、操作者がモード切替等の指示を入力する操作部 21 と、全体の制御を行う制御部 22 とを具備している。

【 0 0 1 9 】

次に、上記超音波診断装置 100 により前記血管弾性率 E を表示する動作について説明する。

まず、被検体の例えば頸部に超音波探触子 1 を当て、B モードで撮影する。

次に、B モード画像上で頸動脈を見つけ、頸動脈の走行方向になるべく垂直になるような音線方向を指定して M モードで撮影する。

次に、血管弾性率 E を計測するためのデータ収集の開始を指示する。すると、それから例えば 1.5 秒間の M モード画像が記録され、図 4 に示すような M モード画像が静止表示される。

【 0 0 2 0 】

次に、操作部 21 により、図 4 に示すように、M モード画像上で、最も血管が縮径した時の血管内壁 CA_i の位置 L_1 、 L_2 および血管外壁 CA_e の位置 L_3 、 L_4 をポイントする。また、最も血管が拡張した時の血管内壁 CA_i の位置 L_5 、 L_6 および血管外壁 CA_e の位置 L_7 、 L_8 をポイントする。

【 0 0 2 1 】

次に、上記超音波診断装置 1 0 0 とは独立に血圧計で測定した被検体の最低血圧を第 1 の血圧 p_{i1} として血圧値入力部 1 2 から入力し、最高血圧を第 2 の血圧 p_{i2} として血圧値入力部 1 2 から入力する。

【 0 0 2 2 】

すると、測定値取得部 1 4 は、血管壁位置 L_1 , L_2 から第 1 の血圧 p_{i1} に対応する血管内側半径 a_1 を算出し、血管壁位置 L_3 , L_4 から第 1 の血圧 p_{i1} に対応する血管外側半径 b_1 を算出し、血管壁位置 L_5 , L_6 から第 2 の血圧 p_{i2} に対応する血管内側半径 a_2 を算出し、血管壁位置 L_7 , L_8 から第 2 の血圧 p_{i2} に対応する血管外側半径 b_2 を算出し、血管弾性率演算部 1 5 に渡す。

10

【 0 0 2 3 】

血管弾性率演算部 1 5 は、次式により血管弾性率 E を算出し、表示部 5 に渡す。

$$E = \{ p_{i2} \{ a_2^2 / (b_2^2 - a_2^2) \} - p_{i1} \{ a_1^2 / (b_1^2 - a_1^2) \} \} / \{ (b_2 - b_1) / (b_2 + b_1) \}$$

【 0 0 2 4 】

表示部 5 は、血管弾性率 E を CRT 6 に表示する。

【 0 0 2 5 】

以上の超音波診断装置 1 0 0 によれば、従来の血管弾性率 E' よりも信憑性のある血管弾性率 E を容易に計測可能となる。

【 0 0 2 6 】

20

なお、リアルタイムに血圧を測定できる血圧計を超音波診断装置 1 0 0 に付加してもよい。この場合は、超音波診断装置 1 0 0 とは独立に被検体の血圧を測定して入力する必要がある。

【 0 0 2 7 】

【 発明の効果 】

本発明の血管弾性率計測方法、血管弾性率計算装置および超音波診断装置によれば、従来の血管弾性率よりも信憑性のある血管弾性率を容易に計測可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 中空円筒状弾性体の応力と変形を示す説明図である。

【 図 2 】 血圧による血管の変形を示す説明図である。

30

【 図 3 】 本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

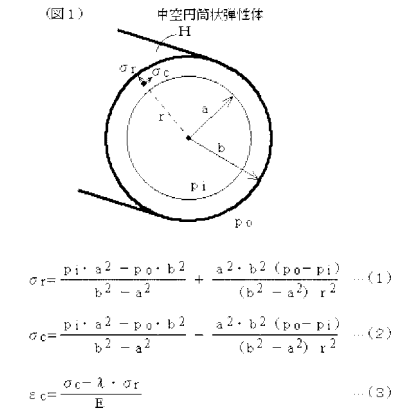
【 図 4 】 M モード画像と血管壁の位置を示す説明図である。

【 符号の説明 】

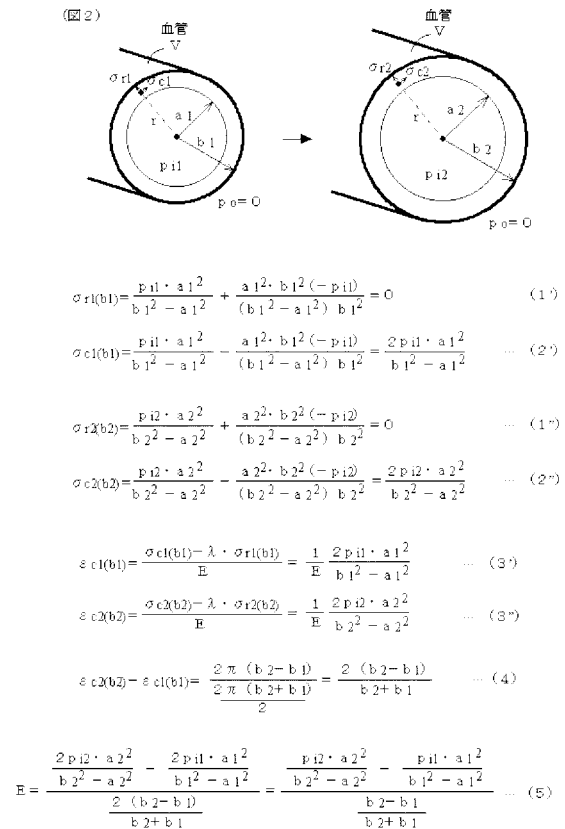
- 1 超音波探触子
- 2 送受信部
- 3 B モード処理部
- 4 M モード処理部
- 5 表示部
- 6 CRT
- 1 2 血圧値入力部
- 1 3 血管壁指定部
- 1 4 測定値取得部
- 1 5 血管弾性率演算部
- 2 1 操作部
- 2 2 制御部

40

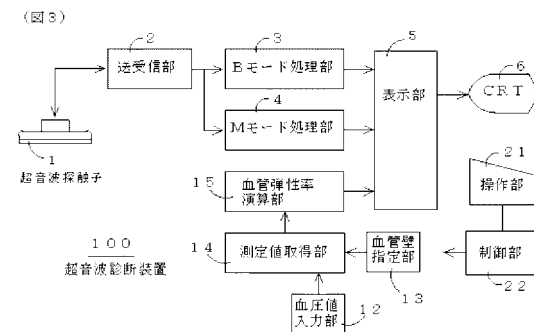
【図 1】



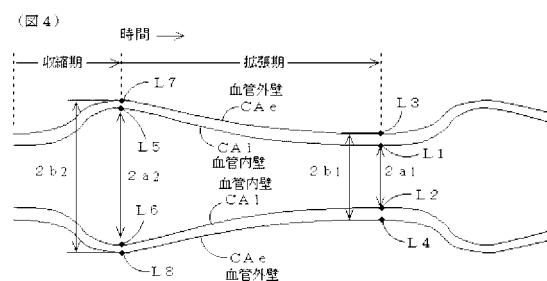
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

審査官 小島 寛史

- (56)参考文献 特開平 5 - 3 1 7 3 1 3 (J P , A)
特開平 4 - 1 7 8 4 3 (J P , A)
特開平 2 - 1 0 4 3 4 0 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 2 2 9 0 7 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 5/02

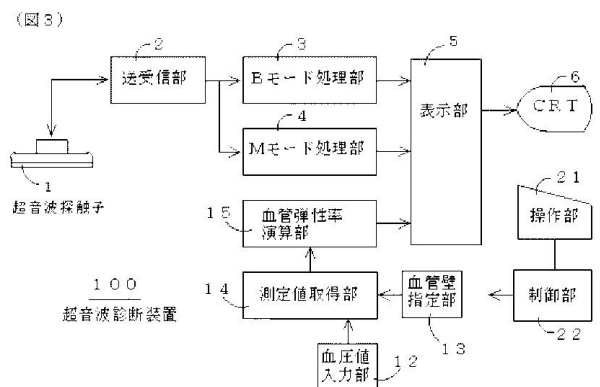
A61B 8/14

专利名称(译)	血管弹性模量测量方法，血管弹性模量计算装置和超声诊断装置		
公开(公告)号	JP4587570B2	公开(公告)日	2010-11-24
申请号	JP2001002904	申请日	2001-01-10
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	李太宝		
发明人	李 太 宝		
IPC分类号	A61B5/02 A61B8/14 A61B5/0205 A61B8/04 A61B8/08 G01S15/89		
FI分类号	A61B5/02.A A61B8/14 A61B5/02.D A61B8/04 A61B8/08 G01S15/86 G01S15/89.B		
F-TERM分类号	4C017/AA07 4C017/AA08 4C017/AC20 4C017/BC11 4C017/BD01 4C301/AA02 4C301/CC02 4C301/CC04 4C301/DD06 4C301/DD09 4C301/DD21 4C301/EE11 4C301/EE12 4C301/KK24 4C601/BB01 4C601/DD01 4C601/DD06 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK28 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC28 5J083/AD04 5J083/AE10 5J083/AG20 5J083/BA01 5J083/EA16		
审查员(译)	小岛Hiroshishi		
其他公开文献	JP2002209857A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种血管弹性率测量方法，其使用血压计和超声波诊断装置容易地测量血管弹性率，并且能够比传统的血管弹性率更可靠地测量血管弹性率。解决方案：测量第一血压 p_{i1} ，血管内侧半径 a_1 和血管外侧半径 b_1 ，并测量第二血压 p_{i2} ，血管内侧半径 a_2 和血管外侧半径 b_2 。然后，通过 $E = [p_{i2} 2a_2^2 / (b_2^2 - a_2^2) - p_{i1} 2a_1^2 / (b_1^2 - a_1^2)] / (b_2 - b_1) / (b_2 + b_1)$ 获得血管弹性率。因此，血管弹性率弹性率比传统弹性率更容易测量。

【图3】



【图4】