

(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 - 209857

(P2002 - 209857A)

(43)公開日 平成14年7月30日(2002.7.30)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード [*] (参考)
A 6 1 B 5/02		A 6 1 B 8/04	4 C 0 1 7
5/0205		8/08	4 C 3 0 1
8/04		G 0 1 S 15/89	B 5 J 0 8 3
8/08		A 6 1 B 5/02	A
G 0 1 S 15/89			D
審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 5 数)			

(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)

(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 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)【要約】

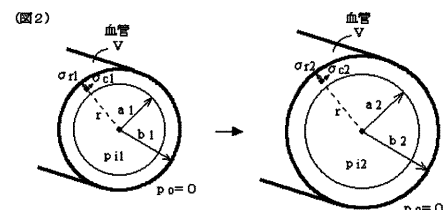
【課題】 血圧計と超音波診断装置とで実測容易であり
且つ従来の血管弾性率よりも信憑性のある血管弾性率を
計測可能な血管弾性率計測方法を提供する。

【解決手段】 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、

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

により血管弾性率 E を求める。

【効果】 従来の血管弾性率よりも信憑性のある血管弾
性率を容易に計測できる。



$$\sigma_{r1}(b_1) = \frac{p_{i1} \cdot a_1^2}{b_1^2 - a_1^2} + \frac{a_1^2 \cdot b_1^2 (-p_{i1})}{(b_1^2 - a_1^2) b_1^2} = 0 \quad \dots (1)$$

$$\sigma_{c1}(b_1) = \frac{p_{i1} \cdot a_1^2}{b_1^2 - a_1^2} - \frac{a_1^2 \cdot b_1^2 (-p_{i1})}{(b_1^2 - a_1^2) b_1^2} = \frac{2 p_{i1} \cdot a_1^2}{b_1^2 - a_1^2} \quad \dots (2)$$

$$\sigma_{r2}(b_2) = \frac{p_{i2} \cdot a_2^2}{b_2^2 - a_2^2} + \frac{a_2^2 \cdot b_2^2 (-p_{i2})}{(b_2^2 - a_2^2) b_2^2} = 0 \quad \dots (1')$$

$$\sigma_{c2}(b_2) = \frac{p_{i2} \cdot a_2^2}{b_2^2 - a_2^2} - \frac{a_2^2 \cdot b_2^2 (-p_{i2})}{(b_2^2 - a_2^2) b_2^2} = \frac{2 p_{i2} \cdot a_2^2}{b_2^2 - a_2^2} \quad \dots (2')$$

$$\varepsilon_{c1}(b_1) = \frac{\sigma_{c1}(b_1) - \lambda \cdot \sigma_{r1}(b_1)}{E} = \frac{1}{E} \frac{2 p_{i1} \cdot a_1^2}{b_1^2 - a_1^2} \quad \dots (3')$$

$$\varepsilon_{c2}(b_2) = \frac{\sigma_{c2}(b_2) - \lambda \cdot \sigma_{r2}(b_2)}{E} = \frac{1}{E} \frac{2 p_{i2} \cdot a_2^2}{b_2^2 - a_2^2} \quad \dots (3'')$$

$$\varepsilon_{c2}(b_2) - \varepsilon_{c1}(b_1) = \frac{2 \pi (b_2 - b_1)}{2 \pi (b_2 + b_1)} = \frac{2 (b_2 - b_1)}{b_2 + b_1} \quad \dots (4)$$

$$E = \frac{\frac{2 p_{i2} \cdot a_2^2}{b_2^2 - a_2^2} - \frac{2 p_{i1} \cdot a_1^2}{b_1^2 - a_1^2}}{\frac{2 (b_2 - b_1)}{b_2 + b_1}} = \frac{\frac{p_{i2} \cdot a_2^2}{b_2^2 - a_2^2} - \frac{p_{i1} \cdot a_1^2}{b_1^2 - a_1^2}}{\frac{b_2 - b_1}{b_2 + b_1}} \quad \dots (5)$$

【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。

【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 b_1 および第2の血圧 p_{i2} の時の血管外側半径 b_2 を取得し、次式により算出していた。

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

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

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

【0003】例えば、 $p_{i2} = 0.0154 \text{ MPa}$ (115.8 mmHg)、 $b_2 = 5.775 \text{ mm}$ 、 $p_{i1} = 0.0091 \text{ MPa}$ (68.4 mmHg)、 $b_1 = 5.4 \text{ mm}$ の場合、 $E' = 0.09 \text{ MPa}$ となる。

【0004】一方、弾性力学によれば、密度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、

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

で表される。血管に当て嵌めると、例えば、 $\rho = 1$ 、 $c_o = 7.3 \text{ m/s}$ 、 $b_1 = 5.4 \text{ mm}$ 、 $a_1 = 5.0 \text{ mm}$ の場合、 $E'' = 1.4 \text{ MPa}$ となる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】上記数値例 $E' = 0.09 \text{ MPa}$ と $E'' = 1.4 \text{ MPa}$ 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。

【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 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を提供する。

【0007】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、中空円筒弾性体 H の内部の半径 r の点における径方向応力 r 、周方向応力 c は、弾性力学によれば、次式(図1の(1)式、(2)式)で表される。

【0008】弾性率をE、ポアソン比を ν とするとき、
径方向応力 r 、周方向応力 c による周方向変形 c
は、弾性力学によれば、次式（図1の(3)式）で表され
る。

$$C = (C - r) / E \quad \dots (3)$$

【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 a_1 、血管外側半径を b_1 とし、 $r = b_1$ 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 a_2 とし、血管外側半径を b_2 とし、 $r = b_2$ 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 $r = b_1$ での周方向変形 $c_1(b_1)$ 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 $r = b_2$ での周方向変形 $c_2(b_2)$ は、上記(3)(1'')(2'')式から図2の(3'')式となる。

【 0 0 1 1 】 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 “ $c_2(b_2) - c_1(b_1)$ ” は、周長 $2 \pi b_2$ と周長 $2 \pi b_1$ の差を平均周長 $(b_2 + b_1) / 2$ 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、 $p_{i2} = 0.0154 \text{ MPa}$ (115.8 mmHg)、 $b_2 = 5.775 \text{ mm}$ 、 $a_2 = 5.4$ mm、 $p_{i1} = 0.0091 \text{ MPa}$ (68.4 mmHg)、 $b_1 = 5.4 \text{ mm}$ 、 $a_1 = 5.0 \text{ mm}$ の場合、 $E = 1.6 \text{ MPa}$ となる。これは、前記管状体弾性率 $E'' = 1.4 \text{ MPa}$ と大体一致する。

【 0 0 1 5 】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 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、

$$E = \{ \pi^2 \{ 2 a_2^2 / (b_2^2 - a_2^2) \} - \pi^2 \{ 2 a_1^2 / (b_1^2 - a_1^2) \} \} / \{ (b_2 - b_1) / (b_2 + b_1) \} \quad 40$$

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を容易に計算できる。

【0016】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} 50

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。

【0018】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CRT6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、

$$E = \{ \pi_2 \{ a_2^2 / (b_2^2 - a_2^2) \} - \pi_1 \{ a_1^2 / (b_1^2 - a_1^2) \} \} / \{ (b_2 - b_1) / (b_2 + b_1) \}$$

により血管弾性率Eを求める血管弾性率演算部15と、
操作者がモード切換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 1 0 0 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。

【0020】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 CAi の位置 L1, L2 および血管外壁 CAe の位置 L3, L4 をポイントする。また、最も血管が拡張した時の血管内壁 CAi の位置 L5, L6 および血管外壁 CAe の位置 L7, L8 をポイントする。

【0021】次に、上記超音波診断装置 100 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 pi1 として血圧値入力部 12 から入力し、最高血圧を第 2 の血圧 pi2 として血圧値入力部 12 から入力する。

【0022】すると、測定値取得部 14 は、血管壁位置 L1, L2 から第 1 の血圧 pi1 に対応する血管内側半径 a1 を算出し、血管壁位置 L3, L4 から第 1 の血圧 pi1 に対応する血管外側半径 b1 を算出し、血管壁位置 L5, L6 から第 2 の血圧 pi2 に対応する血管内側半径 a2 を算出し、血管壁位置 L7, L8 から第 2 の血圧 pi2 に対応する血管外側半径 b2 を算出し、血管弾性率演算部 15 に渡す。

【0023】血管弾性率演算部 15 は、次式により血管弾性率 E を算出し、表示部 5 に渡す。

$$E = \{ pi2 \{ a_2^2 / (b_2^2 - a_2^2) \} - pi1 \{ a_1^2 / (b_1^2 - a_1^2) \} \} / \{ (b_2 - b_1) / (b_2 + b_1) \}$$

【0024】表示部 5 は、血管弾性率 E を CRT 6 に表示する。

【0025】以上の超音波診断装置 100 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。

*【0026】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 100 に付加してもよい。この場合は、超音波診断装置 100 とは独立に被検体の血圧を測定して入力する必要がなくなる。

【0027】

【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。

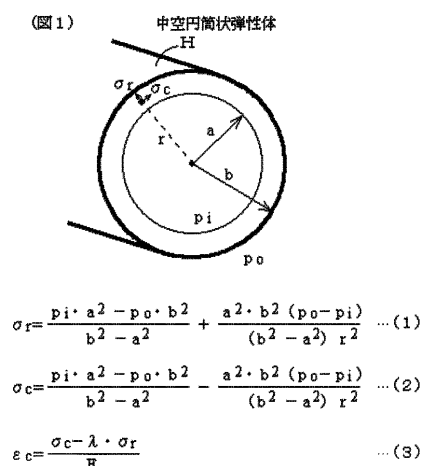
【図 3】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 4】M モード画像と血管壁の位置を示す説明図である。

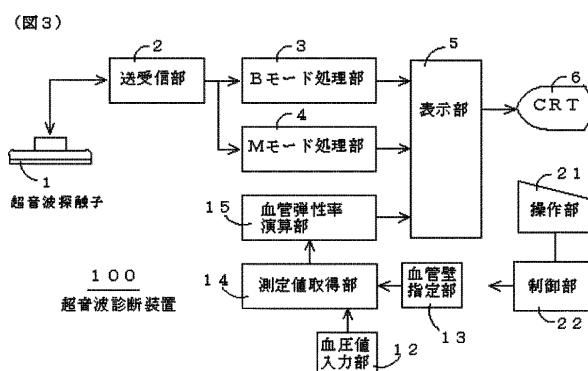
【符号の説明】

- | | |
|----|----------|
| 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 |
| 12 | 血圧値入力部 |
| 13 | 血管壁指定部 |
| 14 | 測定値取得部 |
| 15 | 血管弾性率演算部 |
| 21 | 操作部 |
| 22 | 制御部 |

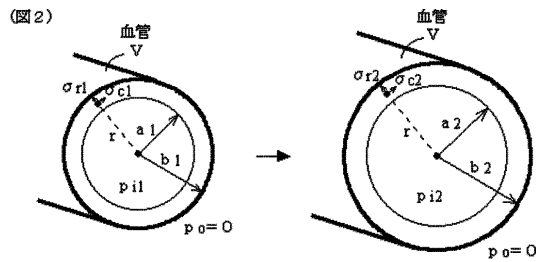
【図 1】



【図 3】



【図2】



$$\sigma_{r1}(b1) = \frac{p_{i1} \cdot a_1^2}{b_1^2 - a_1^2} + \frac{a_1^2 \cdot b_1^2 (-p_{i1})}{(b_1^2 - a_1^2) b_1^2} = 0 \quad \dots (1')$$

$$\sigma_{c1}(b1) = \frac{p_{i1} \cdot a_1^2}{b_1^2 - a_1^2} - \frac{a_1^2 \cdot b_1^2 (-p_{i1})}{(b_1^2 - a_1^2) b_1^2} = \frac{2 p_{i1} \cdot a_1^2}{b_1^2 - a_1^2} \quad \dots (2')$$

$$\sigma_{r2}(b2) = \frac{p_{i2} \cdot a_2^2}{b_2^2 - a_2^2} + \frac{a_2^2 \cdot b_2^2 (-p_{i2})}{(b_2^2 - a_2^2) b_2^2} = 0 \quad \dots (1'')$$

$$\sigma_{c2}(b2) = \frac{p_{i2} \cdot a_2^2}{b_2^2 - a_2^2} - \frac{a_2^2 \cdot b_2^2 (-p_{i2})}{(b_2^2 - a_2^2) b_2^2} = \frac{2 p_{i2} \cdot a_2^2}{b_2^2 - a_2^2} \quad \dots (2'')$$

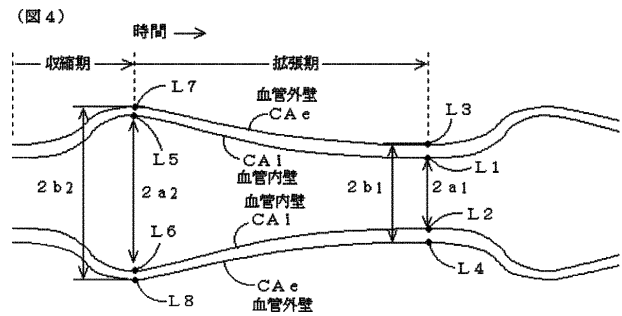
$$\varepsilon_{c1}(b1) = \frac{\sigma_{c1}(b1) - \lambda \cdot \sigma_{r1}(b1)}{E} = \frac{1}{E} \frac{2 p_{i1} \cdot a_1^2}{b_1^2 - a_1^2} \quad \dots (3')$$

$$\varepsilon_{c2}(b2) = \frac{\sigma_{c2}(b2) - \lambda \cdot \sigma_{r2}(b2)}{E} = \frac{1}{E} \frac{2 p_{i2} \cdot a_2^2}{b_2^2 - a_2^2} \quad \dots (3'')$$

$$\varepsilon_{c2}(b2) - \varepsilon_{c1}(b1) = \frac{2 \pi (b_2 - b_1)}{2 \pi (b_2 + b_1)} = \frac{2 (b_2 - b_1)}{b_2 + b_1} \quad \dots (4)$$

$$E = \frac{\frac{2 p_{i2} \cdot a_2^2}{b_2^2 - a_2^2} - \frac{2 p_{i1} \cdot a_1^2}{b_1^2 - a_1^2}}{\frac{2 (b_2 - b_1)}{b_2 + b_1}} = \frac{\frac{p_{i2} \cdot a_2^2}{b_2^2 - a_2^2} - \frac{p_{i1} \cdot a_1^2}{b_1^2 - a_1^2}}{\frac{b_2 - b_1}{b_2 + b_1}} \quad \dots (5)$$

【図4】



フロントページの続き


(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
内

Fターム(参考) 4C017 AA07 AA08 AC20 BC11 BD01
4C301 AA02 CC02 CC04 DD06 DD09
DD21 EE11 EE12 KK24
5J083 AA02 AB17 AC28 AD04 AE10
AG20 BA01 EA16

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	JP2002209857A	公开(公告)日	2002-07-30
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		
[标]发明人	李太宝		
发明人	李 太宝		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/0205 A61B8/04 A61B8/08 G01S15/89		
FI分类号	A61B8/04 A61B8/08 G01S15/89.B A61B5/02.A A61B5/02.D A61B8/14 G01S15/86		
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 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC28 5J083/AD04 5J083/AE10 5J083/AG20 5J083/BA01 5J083/EA16 4C601/BB01 4C601/DD01 4C601/DD06 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK28		
其他公开文献	JP4587570B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种血管弹性模量测量方法，该方法能够测量可以通过血压计和超声诊断设备容易地测量并且比常规血管弹性模量更可靠的血管弹性模量。 解决方案：测量第一血压 p_{i1} ，血管内半径 a_1 和血管外半径 b_1 ，测量第二血压 p_{i2} ，血管内半径 a_2 和血管外半径 b_2 ，并且 $E = [p_{i2} \{2a_2^2 / (b_2^2 - a_2^2)\} - p_{i1} \{2a_1^2 / (b_1^2 - a_1^2)\}] / \{(b_2 - b_1) / (b_2 + b_1)\}$ 通过计算血管弹性模量 E 。 [效果]可以容易地测量比常规血管弹性模量更可靠的血管弹性模量。



$$\begin{aligned}
 \sigma_r(r, z) &= \frac{p_i}{b^2 - a^2} \left(\frac{b^2}{r^2} - 1 \right) - \frac{p_o}{b^2} & \dots (1) \\
 \sigma_\theta(r, z) &= \frac{p_i}{b^2 - a^2} \left(1 + \frac{b^2}{r^2} \right) - \frac{p_o}{b^2} & \dots (2) \\
 \sigma_z(r, z) &= \frac{p_i}{b^2 - a^2} \left(\frac{b^2}{r^2} - 1 \right) - \frac{p_o}{b^2} & \dots (3) \\
 \sigma_r(r, z) &= \frac{p_i}{b^2 - a^2} \left(\frac{b^2}{r^2} - 1 \right) - \frac{p_o}{b^2} & \dots (4) \\
 \sigma_\theta(r, z) &= \frac{p_i}{b^2 - a^2} \left(1 + \frac{b^2}{r^2} \right) - \frac{p_o}{b^2} & \dots (5) \\
 \sigma_z(r, z) &= \frac{p_i}{b^2 - a^2} \left(\frac{b^2}{r^2} - 1 \right) - \frac{p_o}{b^2} & \dots (6) \\
 E &= \frac{2(p_{i2} - p_{i1})}{(b_2 - b_1) / (b_2 + b_1)} & (7)
 \end{aligned}$$