

(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2006-263128

(P2006-263128A)

(43) 公開日 平成18年10月5日(2006.10.5)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 5/02 (2006.01)	A61B 5/02 A	2F068
A61B 8/08 (2006.01)	A61B 8/08 A	4C017
G01B 17/00 (2006.01)	G01B 17/00 A	4C601
A61B 5/0205 (2006.01)	A61B 5/02 D	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2005-85308 (P2005-85308)
 (22) 出願日 平成17年3月24日 (2005.3.24)

(71) 出願人 000001960
 シチズン時計株式会社
 東京都西東京市田無町六丁目1番12号
 (72) 発明者 干野 幹信
 東京都西東京市田無町六丁目1番12号
 シチズン時計株式会社内

Fターム(参考) 2F068 AA25 AA26 BB09 CC07 DD12
 FF03 FF12 FF25 KK06 KK12
 NN01
 4C017 AA07 AA08 AB02 AC02 AC40
 BB13 BC11 EE15
 4C601 DD01 DD06 DD14 DD19 DD23
 EE09 EE11 EE12 FF08 GC04
 KK14 LL33

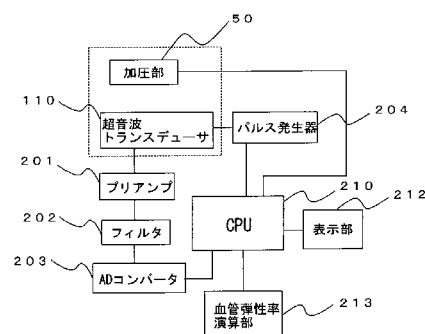
(54) 【発明の名称】 血管弾性率測定方法及び血管弾性率測定装置

(57) 【要約】

【課題】 手首の動脈部で信憑性のある血管弾性率を簡便に測定できる血管弾性率測定方法及び血管弾性率測定装置を提供する。

【解決手段】 超音波を入射する超音波入射手段と、血管壁から反射される超音波を検出する超音波検出手段とを備え、平均血圧に相当する外部圧力を血管に加え、手前側の血管壁内外面から反射される超音波と反対側の血管壁内外面から反射される超音波の時間差から血管の内径、外径を算出し、血圧、血管径から血管弾性率を算出する。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を入射する超音波入射手段と、血管壁から反射される超音波を検出する検出手段と、血管を加圧する加圧手段と、血圧を測定する測定手段とを備え、手前側の血管壁内外面から反射される超音波と反対側の血管壁内外面から反射される超音波パルスの時間差から血管内径及び血管外径を算出し血管弾性率を算出する血管弾性率測定方法において、平均血圧に相当する外部圧力で血管を加圧したときの血管変形量から血管弾性率を算出することを特徴とする血管弾性率測定方法。

【請求項 2】

超音波を入射する超音波入射手段と、血管壁から反射される超音波を検出する検出手段と、血管を加圧する加圧手段とを備え、手前側の血管壁内面から反射される超音波と反対側の血管壁内面から反射される超音波の時間差から血管径を算出し血管弾性率を算出する血管弾性率測定方法において、平均血圧 P_{av} に相当する圧力を外部より加え、独立に測定して得た拡張期血圧 P_{id} のときの血管内側半径 a_d と血管外側半径 b_d と、収縮期血圧 P_{is} のときの血管内側半径 a_s と血管外側半径 b_s とから、

10

【数 1】

$$E = \frac{\left(\frac{2p_{id}a_d^2 - p_{av}(a_d^2 + b_d^2)}{b_d^2 - a_d^2} \right) - \left(\frac{2p_{is}a_s^2 - p_{av}(a_s^2 + b_s^2)}{b_s^2 - a_s^2} \right)}{\frac{2(b_s - b_d)}{b_s + b_d}} \quad 20$$

により血管弾性率 E を求めることを特徴とする請求項 1 に記載の血管弾性率測定方法。

【請求項 3】

超音波を入射する超音波入射手段と、血管壁から反射される超音波を検出する検出手段と、血管を加圧する加圧手段と、血圧を測定する測定手段とを備え、手前側の血管壁内外面から反射される超音波と反対側の血管壁内外面から反射される超音波パルスの時間差から血管内径及び血管外径を算出し血管弾性率を算出する血管弾性率測定装置において、平均血圧に相当する外部圧力で血管を加圧したときの血管変形量から血管弾性率を算出する血管弾性率演算部を設けたことを特徴とする血管弾性率測定装置。

30

【請求項 4】

超音波を入射する超音波入射手段と、血管壁から反射される超音波を検出する検出手段と、血管を加圧する加圧手段とを備え、手前側の血管壁内面から反射される超音波と反対側の血管壁内面から反射される超音波の時間差から血管径を算出し血管弾性率を算出する血管弾性率測定装置において、平均血圧 P_{av} に相当する圧力を外部より加え、独立に測定して得た拡張期血圧 P_{id} のときの血管内側半径 a_d と血管外側半径 b_d と、収縮期血圧 P_{is} のときの血管内側半径 a_s と血管外側半径 b_s とから、

40

【数 2】

$$E = \frac{\left(\frac{2p_{id}a_d^2 - p_{av}(a_d^2 + b_d^2)}{b_d^2 - a_d^2}\right) - \left(\frac{2p_{is}a_s^2 - p_{av}(a_s^2 + b_s^2)}{b_s^2 - a_s^2}\right)}{\frac{2(b_s - b_d)}{b_s + b_d}}$$

10

により血管弾性率 E を求める血管弾性率演算部を設けたことを特徴とする請求項 3 に記載の血管弾性率測定装置。

【請求項 5】

超音波を入射する超音波入射手段と、血管壁から反射される超音波を検出する検出手段とを備え、手前側の血管壁内面から反射される超音波と反対側の血管壁内面から反射される超音波の時間差から血管径を算出し血管弾性率を算出する血管弾性率測定装置において、圧電振動子と皮膚との間に、音響インピーダンスが皮膚に近い厚さ 8 ~ 10 mm のポリオレフィン系のゲル状部材を有していることを特徴とする請求項 3 または請求項 4 に記載の血管弾性率測定装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血管弾性率測定方法及び血管弾性率測定装置に関し、さらに詳しくは、手首の動脈部で血管の弾性率を簡便に測定できる血管弾性率測定方法及び血管弾性率測定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

血管特に動脈の弾性率を求めることは動脈硬化の診断や予防に大切なことである。超音波エコー法は非侵襲で生体内部の血管についての情報を得ることができるため、広く使われている。心臓から送り出された動脈血はその時間的に変動する血圧に依存して動脈の血管を拡張、収縮させている。すなわち血管径は血圧に依存する。超音波エコー法により求めた頸動脈の血管径と血圧計により求めた血圧値から血管の弾性率を算出する方法が提案されている（例えば、特許文献 1）。これに従えば、拡張期血圧 P_{id} のときの血管内側半径 a_d と血管外側半径 b_d と、収縮期血圧 P_{is} のときの血管内側半径 a_s と血管外側半径 b_s とから、

30

【数 3】

$$E = \frac{\left(\frac{p_{id}a_d^2}{b_d^2 - a_d^2}\right) - \left(\frac{p_{is}a_s^2}{b_s^2 - a_s^2}\right)}{\frac{(b_s - b_d)}{b_s + b_d}}$$

40

により血管弾性率 E が求められる。

50

【特許文献1】特開2002-209857号公報(第3頁)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら従来技術における測定方法は血管に外部圧力が加えられていない場合であって、このときの血管の断面形状は円形である。しかしながら、実際には超音波探触子を頸部に押し当てた場合、外部圧力を0にすることは困難で、血管の変形は避けられない。したがって、血管の半径変化を測定しようとするとき、つぶれた血管が内部圧力により真円になろうとするときの血管壁の変位まで検出してしまうことになり、大きな誤差原因となる。また、通常の高血圧の範囲である50 mmHg~140 mmHgでは頸動脈血管径の変化量は100~300 μm程度と小さい。したがってこの変化量を検出するためには超音波の距離分解能として20 μm程度が必要となる。ところが、分解能をあげるためには超音波探触子の共振周波数を高くする必要があるが、共振周波数を高くすると生体組織中での超音波の減衰が大きくなることが知られている。したがって、あまり超音波探触子の共振周波数を高くできない。したがって、容易に構成し得る超音波エコー装置で20 μm程度の分解能を得るのは困難であり、距離分解能を20 μm程度にしようすると高価な超音波エコー装置が必要となる。ところで、測定部位としては頸動脈より手首の橈骨動脈が簡便であり好ましい。通常、橈骨動脈は直径が2~4 mmである。高血圧と血管径の関係は知られていて、収縮期高血圧と拡張期高血圧に対応する血管径の差は50~100 μmであり、前記の頸動脈の高血圧に対する血管径変化量よりさらに小さい。したがって、従来の方法では橈骨動脈を対象として血管弾性率を測定することは極めて困難であった。

【0004】

(発明の目的)

本発明の目的は、手首の橈骨動脈を対象として、簡便な方法で正確に血管弾性率を測定できる装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記目的を達成するため、本発明の血管弾性率測定方法及び血管弾性率測定装置では下記記載の手段を採用する。

超音波を入射する超音波入射手段と、血管壁から反射される超音波を検出する検出手段と、血管を加圧する加圧手段と、高血圧を測定する測定手段とを備え、手前側の血管壁内外面から反射される超音波と反対側の血管壁内外面から反射される超音波の時間差から血管内径及び外径を算出し血管弾性率を算出する血管弾性率測定方法において、平均高血圧に相当する外部圧力で血管を加圧したときの血管変形量から血管弾性率を算出することを特徴とする。

【0006】

また、超音波を入射する超音波入射手段と、血管壁から反射される超音波を検出する検出手段と、血管を加圧する加圧手段とを備え、手前側の血管壁内面から反射される超音波と反対側の血管壁内面から反射される超音波の時間差から血管径を算出し血管弾性率を算出する血管弾性率測定方法において、平均高血圧 P_{av} に相当する圧力を外部より加え、独立に測定して得た拡張期高血圧 P_{id} のときの血管内側半径 a_d と血管外側半径 b_d と、収縮期高血圧 P_{is} のときの血管内側半径 a_s と血管外側半径 b_s とから、

【数 4】

$$E = \frac{\left(\frac{2p_{id}a_d^2 - p_{av}(a_d^2 + b_d^2)}{b_d^2 - a_d^2} \right) - \left(\frac{2p_{is}a_s^2 - p_{av}(a_s^2 + b_s^2)}{b_s^2 - a_s^2} \right)}{\frac{2(b_s - b_d)}{b_s + b_d}}$$

10

により血管弾性率 E を求めることを特徴とする。

【0007】

また、超音波を入射する超音波入射手段と、血管壁から反射される超音波を検出する検出手段と、血管を加圧する加圧手段と、血圧を測定する測定手段とを備え、手前側の血管壁内外面から反射される超音波と反対側の血管壁内外面から反射される超音波の時間差から血管内径及び外径を算出し血管弾性率を算出する血管弾性率測定装置において、平均血圧に相当する外部圧力で血管を加圧したときの血管変形量から血管弾性率を算出する血管弾性率演算部を設けたことを特徴とする。

20

【0008】

また、超音波を入射する超音波入射手段と、血管壁から反射される超音波を検出する検出手段と、血管を加圧する加圧手段とを備え、手前側の血管壁内面から反射される超音波と反対側の血管壁内面から反射される超音波の時間差から血管径を算出し血管弾性率を算出する血管弾性率測定装置において、平均血圧 P_{av} に相当する圧力を外部より加え、独立に測定して得た拡張期血圧 P_{id} のときの血管内側半径 a_d と血管外側半径 b_d と、収縮期血圧 P_{is} のときの血管内側半径 a_s と血管外側半径 b_s とから、

【数 5】

$$E = \frac{\left(\frac{2p_{id}a_d^2 - p_{av}(a_d^2 + b_d^2)}{b_d^2 - a_d^2} \right) - \left(\frac{2p_{is}a_s^2 - p_{av}(a_s^2 + b_s^2)}{b_s^2 - a_s^2} \right)}{\frac{2(b_s - b_d)}{b_s + b_d}}$$

30

により血管弾性率 E を求める血管弾性率演算部を設けたことを特徴とする。

40

【0009】

また、超音波を入射する超音波入射手段と、血管壁から反射される超音波を検出する検出手段とを備え、手前側の血管壁内面から反射される超音波と反対側の血管壁内面から反射される超音波の時間差から血管径を算出し血管弾性率を算出する血管弾性率測定装置において、圧電振動子と皮膚との間に、音響インピーダンスが皮膚に近い厚さ 8 ~ 10 mm のポリオレフィン系のゲル状部材を有していることを特徴とする。

【発明の効果】

【0010】

本発明の血管弾性率測定方法装置および血管弾性率測定装置によれば、従来の血管弾性率よりも信憑性のある血管弾性率を、簡便に正確かつ非侵襲的に測定可能となる。したが

50

って、在宅でも容易に血管弾性率の測定が可能となるため、病院に行くことなしに、コレステロールの管理や生活習慣の改善の効果を知ることが出来る。したがって、医療費の削減に寄与することが出来る。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

本発明は血圧と血管径及び血管の弾性率の関係に基づき、血管径と血圧を測定し、血管の弾性率を求めるものである。以下、本発明の原理を説明する。

外部圧力を加えたときの血管の変形は一般に管法則として知られていて、外部圧力と単位長当りの血管内容積の関係が図4に示されるような曲線となる。血圧の変動が圧脈波の内部圧力として与えられると、血管は変形し、血管容積脈波として検出される。平均血圧と外部圧力が一致するとき容積脈波の振幅が最大となる。このとき血管壁は外部圧力0のときと比べて著しく大きく変位する。血圧に対して変化量の大きいこの血管変位すなわち短軸方向の血管径を測定する。平均血圧は収縮期血圧と拡張期血圧から以下に示す計算式にしたがって求める。

10

【0012】

まず、図1に示すように、中空円筒状弾性体の内側半径を a 、外側半径を b 、内側圧力を P_i 、外側圧力を P_o として、中空円筒状弾性体の内部の半径 r の点における径方向応力 σ_r 、周方向応力 σ_θ を、弾性力学により求めると、図1の式(1)、式(2)で表される形となる。ヤング率を E 、ポアソン比を ν とするとき径方向応力 σ_r 、周方向応力 σ_θ による周方向変形 ϵ_θ は、弾性力学によれば図1の式(3)で表される。ここで、図2に示すように、拡張期血圧 P_{id} のときの血管内側半径を a_d 、血管外側半径を b_d とし、 $r = b_d$ とし、血管外側の圧力 $P = P_{av}$ とすれば、前述の式(1)、式(2)から図2の式(4)、(5)が導かれる。また、収縮期血圧 P_{is} のときの血管内側半径を a_s とし、血管外側半径を b_s とし、 $r = b_s$ とし、血管外側の圧力 $P = P_{av}$ とすれば、前述の式(1)、(2)から図2の式(6)(7)が導かれる。

20

【0013】

よって、拡張期血圧 P_{id} の時の $r = b_d$ での周方向変形 $\epsilon_\theta(b_d)$ は、前述の式(3)、(4)、(5)から図2の式(8)となる。また、収縮期血圧 P_{is} の時の $r = b_s$ での周方向変形 $\epsilon_\theta(b_s)$ は、前述の式(3)、(6)、(7)ら図2の式(9)となる。

30

【0014】

拡張期の血圧 P_{id} の時と収縮期の血圧 P_{is} の時の周方向変形の差 $\epsilon_\theta(b_s) - \epsilon_\theta(b_d)$ は、周長 $2\pi b_s$ と周長 $2\pi b_d$ の差を平均周長 $(b_s + b_d) / 2$ で規格化したものだから、図3の式(10)なる。

【0015】

図2の式(8)、(9)、(10)から図3に示す式(12)、すなわち血管弾性率 E の計算式が得られる。

【0016】

よって、上記血管弾性率測定方法では、血圧計で血圧を測定し、超音波エコー装置で血管径とを実測することにより、血管弾性率を容易に測定できる。

【実施例】

40

【0017】

以上述べた血管弾性率測定方法を用いた血管弾性率測定装置及びその測定方法の具体的実施例を図に基づいて詳述する。図5は、本発明の最適な実施の形態を説明する図である。図6は、超音波エコーセンシングユニット100の構造を示す図である。図7は、本発明の実施の形態に係る電子回路構成を示すブロック図である。

【0018】

図5に示すように、本実施例における血管弾性率測定装置は、超音波を入射する超音波入射手段と、血管壁から反射される超音波を検出する検出手段及び前記超音波入射手段と超音波検出手段からなる超音波エコーセンシングユニット100を生体組織に対して押圧する加圧手段としての加圧ユニット50とからなっている。

50

【0019】

図6の超音波エコーセンシングユニット100は、超音波トランスデューサ110、圧力センサ101、加圧力伝達袋103、結合ゲル部材120が設けられている。また、図5に示すように、加圧ユニット50では図示していないが本体に内蔵された空気ポンプを用いてパイプ107を通して蛇腹106内に空気を送り、超音波エコーセンシングユニット100を手首部の皮膚に対して加圧できるようにしてある。

【0020】

本発明で用いる超音波エコー法では、超音波の距離分解能を上げるため、まず、送信部でパルス幅100ns程度の電気パルスを発信周波数50Hz、すなわち発信間隔20ms間隔で生成し、この電気パルスを超音波トランスデューサ110に送り、極めて時間的に短い幅の超音波パルスを発生させる。超音波トランスデューサ110はPVDF(ポリフッ化ビニリデン)薄膜の圧電振動子とバックング材として背面に接合された厚さ200 μ mの銅板からなる。電気パルス幅100nsに対して共振周波数10MHzとなるようにするために、PVDF薄膜の厚さは、20 μ m~30 μ mが好適である。また、バックング材により背面への超音波が前面側へ反射されパルス幅の短い超音波パルスが効率的に発生される。橈骨動脈21の超音波エコー測定には超音波トランスデューサ110の直径は4~5mmが好適である。

【0021】

生体の音響インピーダンスは超音波トランスデューサ110のPVDF薄膜と同程度であるから、生体と直接接触させても超音波エネルギーは生体内に効率的に入射されるが、通常圧電振動子の保護膜等が不要な多重反射を引き起こし、S/Nを低下させる。本発明では、圧電振動子と皮膚との結合には音響インピーダンスのマッチングを行うため、音響インピーダンスが皮膚組織に近い厚さ8mmのポリオレフィン系の結合ゲル部材120を挿入し、実質8mmの区間で透明で無反射の領域を得ている。また、ゲル部材は適度の粘着性を有するため、皮膚表面の凹凸による超音波の散乱をなくし、S/Nを向上させていると同時に、通常用いられている液体状のゲル部材を必要とせず、利便性が著しく向上した。

【0022】

この結合ゲル部材120の厚さ8mmと一般的な血管の皮膚からの深さを考慮すると超音波トランスデューサ110の入射面の曲率は1/13(1/mm)が好適である。

【0023】

このようにして超音波トランスデューサ110から発信された超音波パルスは検査対象中を伝わり、音響インピーダンスの異なる血管の外面と内面でそれぞれ反射される。また、血管の手前側と反対側でも反射される。反射された超音波パルスは、超音波トランスデューサ110に入射され電気信号に変換され、合計4つの反射波が電気パルスとして検出される。超音波は弾性波で、生体組織中では35で約1520m/s程度である。したがって、距離1mmを時間に換算するとおおよそ700nsとなる。反射波の時間のずれを距離に換算する。なお、血管壁の厚さは100~200 μ mであり、血管壁の外面と内面の反射波の時間差は120~240nsとなる。

【0024】

次に、実際に行う操作手順について説明する。まず、一般の血圧計で上腕動脈における、最高血圧P_{is}、最低血圧P_{id}、平均血圧P_{av}を決定する。

【0025】

次に、図5、図7に示すように手首の橈骨動脈110の部分に圧力センサ101の値が平均血圧P_{av}を示す値まで空圧を用いた加圧部50により超音波エコーセンシングユニット100を押圧していく。圧力センサ101の値が平均血圧P_{av}を示したら、加圧を停止し、この状態で、超音波トランスデューサ110で合計4つの電気パルスとして超音波エコー信号を受信する。

【0026】

この電気信号(超音波エコー信号)はプリアンプ201で増幅された後、フィルタ20

10

20

30

40

50

2で共振周波数10MHzの高周波のみ通し、ノイズ成分が除かれ、検波された信号成分のみが出力される。超音波パルスの発信タイミングに同期したトリガ信号に対して結合ゲル部材120を超音波の往復に要する時間だけ遅らせた時間から、ADコンバータ203による前記信号成分のAD変換が開始されメモリーに記憶される。ADコンバータ203のサンプリング周波数は200MHzとし、1回の超音波パルスに対するサンプリング時間は20μsとする。前記発信周波数は50Hzであるから、心拍1拍の間にこのサンプリングが概ね30回から50回行なわれることになる。5~7個分の拍動を記録するため、測定時間は5秒間とする。測定終了後、CPU210はメモリーに記録された数値を順次読み出し、超音波の進行方向に対する血管壁の第1壁と第2壁のそれぞれの内壁、外壁からの反射波、すなわち合計4つの反射波の時間のずれを計算し、時間間隔の最大、最小を検出する数値処理を行い、得られた拍動数分だけ平均処理を行い血管内側半径 a_d 、血管外側半径 b_d 、血管内側半径 a_s 、血管外側半径 b_s とを算出する。

10

【0027】

血管弾性率演算部213は、平均血圧 P_{av} 、拡張期血圧 P_{id} 、収縮期血圧 P_{is} から次式により血管弾性率 E を算出し、表示部212に渡す。

【数6】

$$E = \frac{\left(\frac{2p_{id}a_d^2 - p_{av}(a_d^2 + b_d^2)}{b_d^2 - a_d^2} \right) - \left(\frac{2p_{is}a_s^2 - p_{av}(a_s^2 + b_s^2)}{b_s^2 - a_s^2} \right)}{\frac{2(b_s - b_d)}{b_s + b_d}}$$

20

【0028】

表示部212は、演算の結果得られた血管弾性率 E を液晶表示器に表示する。

【0029】

30

以上の血管弾性率測定装置によれば、従来の血管弾性率 E よりも簡便な装置を用いながら容易に血管弾性率 E を求めることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0030】

【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と応力を示す説明図である。

【図3】本発明による血管弾性率を表す式である。

【図4】外部圧力に対する血管変形を示す説明図である。

【図5】本発明の実施の形態を説明する図である。

【図6】本発明の超音波トランスデューサの構造を示す図である。

40

【図7】本発明の実施の形態に係る構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

【0031】

21 橈骨動脈

26 橈骨

50 加圧部

100 超音波エコーセンシングユニット

101 圧力センサ

103 加圧力伝達袋

106 蛇腹

50

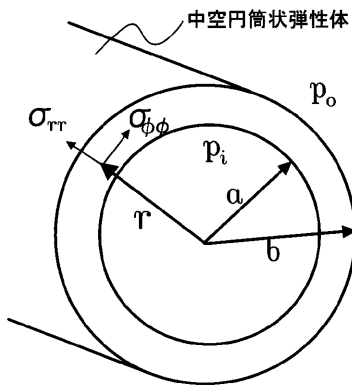
- 1 1 0 超音波トランスデューサ
- 1 2 0 結合ゲル部材
- 2 0 1 プリアンプ
- 2 0 2 フィルタ
- 2 0 3 ADコンバータ
- 2 0 4 パルス発生器
- 2 1 0 CPU
- 2 1 2 表示部
- 2 1 3 血管弾性率表示部

【 図 1 】

$$\sigma_{rr} = \frac{p_i a^2 - p_o^2 b^2}{b^2 - a^2} + \frac{a^2 b^2 (p_o - p_i)}{(b^2 - a^2) r^2} \quad (1)$$

$$\sigma_{\varphi\varphi} = \frac{p_i a^2 - p_o^2 b^2}{b^2 - a^2} - \frac{a^2 b^2 (p_o - p_i)}{(b^2 - a^2) r^2} \quad (2)$$

$$\varepsilon_{\varphi\varphi} = \frac{\sigma_{\varphi\varphi} - \lambda \sigma_{rr}}{E} \quad (3)$$



【 図 2 】

$$\sigma_{rrd} = \frac{p_{id} a_d^2 - p_{av}^2 b_d^2}{b_d^2 - a_d^2} + \frac{a_d^2 b_d^2 (p_{av} - p_{id})}{(b_d^2 - a_d^2) b_d^2} = p_{av} \quad (4)$$

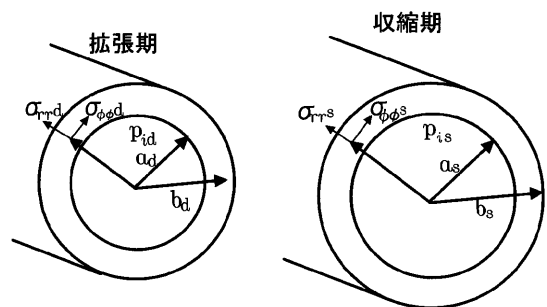
$$\sigma_{\varphi\varphi d} = \frac{p_{id} a_d^2 - p_{av} b_d^2}{b_d^2 - a_d^2} - \frac{a_d^2 b_d^2 (p_{av} - p_{id})}{(b_d^2 - a_d^2) b_d^2} = \frac{2p_{id} a_d^2 - p_{av} (a_d^2 + b_d^2)}{b_d^2 - a_d^2} \quad (5)$$

$$\sigma_{rrs} = \frac{p_{is} a_s^2 - p_{av}^2 b_s^2}{b_s^2 - a_s^2} + \frac{a_s^2 b_s^2 (p_{av} - p_{is})}{(b_s^2 - a_s^2) b_s^2} = p_{av} \quad (6)$$

$$\sigma_{\varphi\varphi s} = \frac{p_{is} a_s^2 - p_{av} b_s^2}{b_s^2 - a_s^2} - \frac{a_s^2 b_s^2 (p_{av} - p_{is})}{(b_s^2 - a_s^2) b_s^2} = \frac{2p_{is} a_s^2 - p_{av} (a_s^2 + b_s^2)}{b_s^2 - a_s^2} \quad (7)$$

$$\varepsilon_{\varphi\varphi d}(b_d) = \frac{\sigma_{\varphi\varphi d}(b_d) - \lambda \sigma_{rrd}(b_d)}{E} = \frac{1}{E} \left(\frac{2p_{id} a_d^2 - p_{av} (a_d^2 + b_d^2)}{b_d^2 - a_d^2} - \lambda p_{av} \right) \quad (8)$$

$$\varepsilon_{\varphi\varphi s}(b_s) = \frac{\sigma_{\varphi\varphi s}(b_s) - \lambda \sigma_{rrs}(b_s)}{E} = \frac{1}{E} \left(\frac{2p_{is} a_s^2 - p_{av} (a_s^2 + b_s^2)}{b_s^2 - a_s^2} - \lambda p_{av} \right) \quad (9)$$



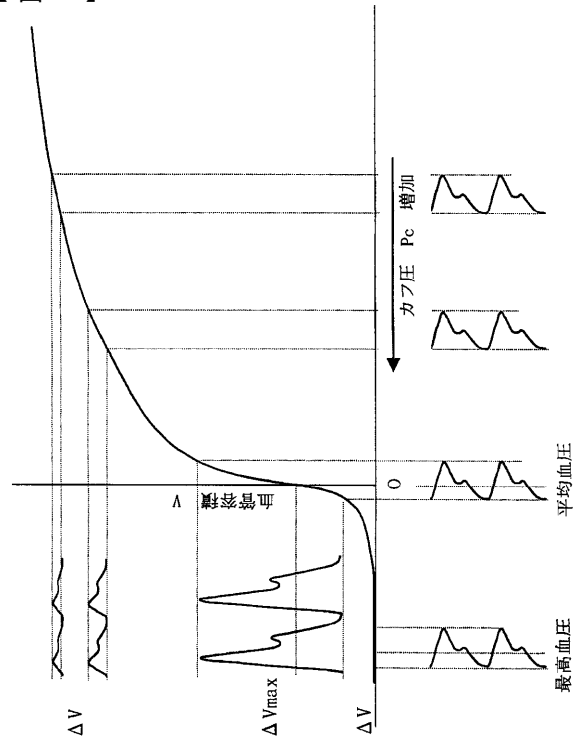
【 図 3 】

$$\varepsilon_{\varphi\varphi s}(b_s) - \varepsilon_{\varphi\varphi d}(b_d) = \frac{2\pi(b_s - b_d)}{2\pi(b_s + b_d)} = \frac{2(b_s - b_d)}{b_s + b_d} \quad (10)$$

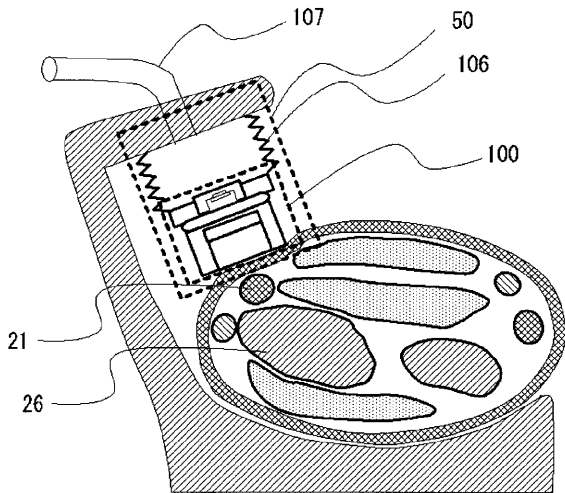
$$E = \frac{\left(\frac{2p_{id}a_d^2 - p_{av}(a_d^2 + b_d^2)}{b_d^2 - a_d^2} - \lambda p_{av}\right) - \left(\frac{2p_{is}a_s^2 - p_{av}(a_s^2 + b_s^2)}{b_s^2 - a_s^2} - \lambda p_{av}\right)}{\frac{2(b_s - b_d)}{b_s + b_d}} \quad (11)$$

$$E = \frac{\left(\frac{2p_{id}a_d^2 - p_{av}(a_d^2 + b_d^2)}{b_d^2 - a_d^2}\right) - \left(\frac{2p_{is}a_s^2 - p_{av}(a_s^2 + b_s^2)}{b_s^2 - a_s^2}\right)}{\frac{2(b_s - b_d)}{b_s + b_d}} \quad (12)$$

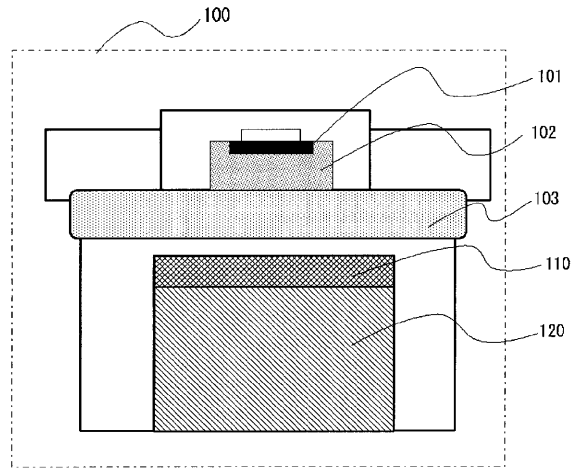
【 図 4 】



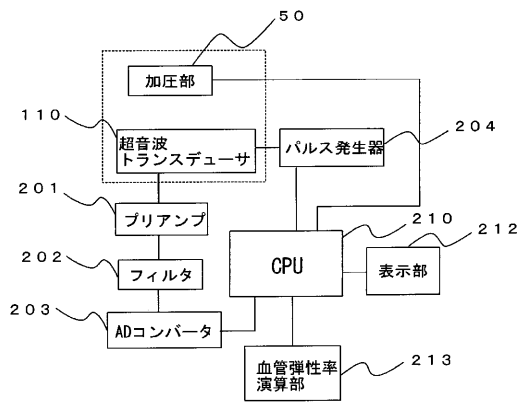
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	血管弹性模量的测量方法和血管弹性模量的测量装置		
公开(公告)号	JP2006263128A	公开(公告)日	2006-10-05
申请号	JP2005085308	申请日	2005-03-24
[标]申请(专利权)人(译)	西铁城控股株式会社		
申请(专利权)人(译)	西铁城钟表有限公司		
[标]发明人	干野 幹信		
发明人	干野 幹信		
IPC分类号	A61B5/02 A61B8/08 G01B17/00 A61B5/0205		
FI分类号	A61B5/02.A A61B8/08 G01B17/00.A A61B5/02.D		
F-TERM分类号	2F068/AA25 2F068/AA26 2F068/BB09 2F068/CC07 2F068/DD12 2F068/FF03 2F068/FF12 2F068/FF25 2F068/KK06 2F068/KK12 2F068/NN01 4C017/AA07 4C017/AA08 4C017/AB02 4C017/AC02 4C017/AC40 4C017/BB13 4C017/BC11 4C017/EE15 4C601/DD01 4C601/DD06 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/EE12 4C601/FF08 4C601/GC04 4C601/KK14 4C601/LL33		
其他公开文献	JP4627673B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够简单地测量腕部的动脉部中的可靠的血管弹性模量的血管弹性模量测量方法和血管弹性模量测量装置。 解决方案：提供用于注入超声波的超声波入射装置和用于检测从血管壁反射的超声波的超声波检测装置，并将与平均血压相对应的外部压力施加到血管上，以便使血管位于前侧。 血管的内径和外径是根据从壁的内表面和外表面反射的超声波与从相对侧的血管壁的内表面和外表面反射的超声波之间的时间差计算的，而血管弹性模量是由血压和血管直径计算的。 [选择图]图7

