

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4091365号  
(P4091365)

(45) 発行日 平成20年5月28日 (2008. 5. 28)

(24) 登録日 平成20年3月7日 (2008. 3. 7)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/04 (2006. 01)

A 6 1 B 8/04

A 6 1 B 5/022 (2006. 01)

A 6 1 B 5/02 3 3 3 Z

請求項の数 1 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2002-201799 (P2002-201799)  
 (22) 出願日 平成14年7月10日 (2002. 7. 10)  
 (65) 公開番号 特開2004-41382 (P2004-41382A)  
 (43) 公開日 平成16年2月12日 (2004. 2. 12)  
 審査請求日 平成17年6月14日 (2005. 6. 14)

(73) 特許権者 390029791  
 アロカ株式会社  
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号  
 (74) 代理人 100075258  
 弁理士 吉田 研二  
 (74) 代理人 100096976  
 弁理士 石田 純  
 (72) 発明者 原田 烈光  
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ  
 カ株式会社内  
 (72) 発明者 岡田 孝  
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ  
 カ株式会社内

審査官 川上 則明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して超音波の送受波を行う送受波手段と、

前記超音波の送受波により得られた受信信号に基づいて、前記被検体内の血管における特定の局所部位について、そのサイズの時間変化を表す局所サイズ波形情報を求める血管サイズ波形情報演算手段と、

前記被検体の体表面に装着され、最高血圧及び最低血圧を測定する血圧計と、

前記血圧計によって測定された最高血圧及び最低血圧に基づいて前記局所サイズ波形情報を換算することにより、前記特定の局所部位について、その局所血圧の時間変化を表す局所血圧波形情報を推定する推定手段と、

を含み、

前記推定手段は、前記局所サイズ波形情報から前記局所血圧波形情報を推定する非線形関数に対して、前記最高血圧及び最低血圧を与えることにより、前記局所血圧波形情報を求める演算を実行し、

前記局所サイズは血管面積であり、

前記最高血圧を $P_s$ とし、このときの血管面積を $S_s$ とし、一方、前記最低血圧を $P_d$ とし、このときの血管面積を $S_d$ とし、ある時刻における血管面積を $S$ とした場合に、当該時刻における局所血圧 $P$ が、

$$P = P_d \cdot \exp \left[ \frac{S}{S_d} (S/S_d - 1) \right]$$

$$\text{但し、} \frac{S}{S_d} = \ln(P_s/P_d) / (S_s/S_d - 1)$$

によって求められる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】

本発明は超音波診断装置に関し、特に、超音波を利用した局所血圧の測定に関する。

【0002】

【従来の技術】

血管内の特定の局所部位について血圧波形を得るために、カテーテル型の血圧計が用いられる。つまり、カテーテルを血管内に挿入し、その先端部に設けられた圧力センサによって特定部位の局所血圧を測るものである。しかし、この手法では、侵襲的かつ観血的で、患者への負担が大きい。なお、非侵襲的な血圧計測の手法として、とう骨動脈の圧力脈波を圧力センサで測るトノメトリ法が知られている。しかし、絶対血圧が得られないため、上腕部に巻かれるカフ型血圧計で測定された血圧値を用いて、圧力センサの検出値を較正する必要がある。

10

【0003】

ところで、超音波を利用した非侵襲的血圧測定法が知られている（文献1：菅原 基晃ほか、血圧波形の非侵襲的計測法の開発，医用電子と生体工学，第21巻，pp429,1983.など参照）。つまり、血圧変化と血管直径変化が近似的に線形関係にあることから、超音波エコートラッキング法を用いて測定部位の血管直径変化を測定し、カフ型血圧計で最高血圧と最低血圧を測定し、最大血管直径を最高血圧で、最小血管直径を最低血圧で較正し、これにより、血管直径変化を血圧波形とみなすものである。

20

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

血圧変化と血管直径変化との関係は、厳密には直線ではなく、非線形特性をもつことが知られている（文献2：Hansen F, et al., Diameter and compliance in the human common carotid artery-variations with age and sex, Ultrasound Med & Biol 21, pp 1-9, 1995.及び文献3：Hayashi K, et al., Mechanical properties of human arteries, Biomechanics 17, pp 211-218, 1980.など参照）。すなわち、血圧が高くなると動脈が硬くなり、血管直径変化が小さくなる。また、加齢や疾患による動脈硬化もある。それらの要因があるにもかかわらず、血管直径変化と血圧変化の関係を線形とみなすと誤差が大きくなる場合がある。したがって、線形近似で求めた血圧波形を用いて循環動態指標、例えば公知のwave intensityを演算すると、これにも計測誤差を生じることになる。

30

【0005】

本発明の目的は、超音波を利用して局所血圧をより正確に測定することにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】

本発明は、被検体に対して超音波の送受波を行う送受波手段と、前記超音波の送受波により得られた受信信号に基づいて、前記被検体内の血管における特定の局所部位について、そのサイズの時間変化を表す局所サイズ波形情報を求める血管サイズ波形情報演算手段と、前記被検体の体表面に装着され、最高血圧及び最低血圧を測定する血圧計と、前記血圧計によって測定された最高血圧及び最低血圧に基づいて前記血管サイズ波形情報を換算することにより、前記特定の局所部位について、その局所血圧の時間変化を表す局所血圧波形情報を推定する推定手段と、を含み、前記推定手段は、前記局所サイズ波形情報から前記局所血圧波形情報を推定する非線形関数に対して、前記最高血圧及び最低血圧を与えることにより、前記局所血圧波形情報を求める演算を実行することを特徴とする。

40

【0007】

上記構成によれば、血管サイズ波形情報から局所血圧波形情報を推定する非線形関数を用いて、局所血圧波形情報が求められる。よって、従来の線形関数を用いた場合よりも、局所血圧の推定精度をより向上することができる。

【0008】

50

望ましくは、前記局所サイズは血管直径である。望ましくは、前記最高血圧を $P_s$ とし、このときの血管直径を $D_s$ とし、一方、前記最低血圧を $P_d$ とし、このときの血管直径を $D_d$ とし、ある時刻における血管直径を $D$ とした場合に、当該時刻における局所血圧 $P$ が、

$$P = P_d \cdot \exp[(D/D_d - 1)]$$

$$\text{但し、} \beta = \ln(P_s/P_d)/(D_s/D_d - 1)$$

によって求められる。

【0009】

本発明において、前記局所サイズは血管面積であり、前記最高血圧を $P_s$ とし、このときの血管面積を $S_s$ とし、一方、前記最低血圧を $P_d$ とし、このときの血管面積を $S_d$ とし、ある時刻における血管面積を $S$ とした場合に、当該時刻における局所血圧 $P$ が、

$$P = P_d \cdot \exp[\beta(S/S_d - 1)]$$

$$\text{但し、} \beta = \ln(P_s/P_d)/(S_s/S_d - 1)$$

によって求められる。

【0010】

局所部位についての血管直径は、例えば、超音波ビーム上において、血管の前壁と後壁についてエコー-trackingを行うことにより、2つのtrackingポイント（ゲート）間の距離として求めることができる。血管断面（短軸断面）の面積は、Bモード画像から心臓壁をトレースして左室面積を求める公知のKl法やA-SMA法などを用いることができる。

また、カラードブラ法の血流表示から血管断面積を求めてもよい。

【0011】

上記によって求められた局所血圧波形情報は、例えばwave intensityの演算で用いられる。もちろん、その情報を数値としてあるいはグラフとして表示するようにしてもよい。

【0012】

【発明の実施の形態】

まず、血管径に基づく演算の原理について説明する。

【0013】

上腕部に巻き付けられるカフ型血圧計で得られた最高血圧（収縮期圧力）を $P_s$ とし、このときの血管直径を $D_s$ とする。同様に、最低血圧（拡張期圧力）を $P_d$ とし、このときの血管直径を $D_d$ とする。

【0014】

最初に、（A）：局所血圧 - 血管直径（局所直径）の関係について検討する。いま、血管における局所部位についての局所血圧と局所直径の非線形関係が2つのパラメータ $a$ 、 $b$ を有する次の指数関数で表されるとする。

【0015】

$$P = P(D, a, b)$$

$$= a \cdot \exp(b \cdot D) \quad (1)$$

上記(1)式から、最高血圧と最低血圧は次式で表される。

【0016】

$$P_s = a \cdot \exp(b \cdot D_s) \quad (2)$$

$$P_d = a \cdot \exp(b \cdot D_d) \quad (3)$$

上記(2)式、(3)式の関係から、 $a$ 、 $b$ は次式で表される。

【0017】

$$b = \ln(P_s/P_d)/(D_s - D_d) \quad (4)$$

$$a = P_d / \exp(b \cdot D_d) \quad (5)$$

したがって、局所血圧 $P$ と血管直径 $D$ との関係は次式で表される。

【0018】

$$P = P_d \cdot \exp[b \cdot (D - D_d)]$$

$$= P_d \cdot \exp[\beta (D/D_d - 1)] \quad (6)$$

10

20

30

40

50

ここで、 $\beta$  は、

$$\beta = \ln(P_s/P_d)/(D_s/D_d-1) \quad (7)$$

で定義されるstiffness parameterと呼ばれる血管弾性指標である（文献3参照）。つまり、 $\beta$  が大きいほど、血管が硬くなる。

【0019】

以上の結果は、局所血圧 - 血管直径の特性を指数関数で近似したとき、その指数がstiffness parameterであることを意味している。

【0020】

次に、血管面積に基づく演算の原理について説明すると、上記と同様に、(B)：局所血圧 - 血管面積（短軸断面積）の関係について検討する。カフ型血圧計で得られた最高血圧を $P_s$ とし、このときの血管面積を $S_s$ とする。また、最低血圧を $P_d$ とし、このときの血管面積を $S_d$ とする。

10

【0021】

いま、局所血圧 $P$ と血管短軸断面積 $S$ の非線形関係が2つのパラメータ $A, B$ を有する以下の指数関数で表されたとする。

【0022】

$$\begin{aligned} P &= P(S, A, B) \\ &= A \cdot \exp(B \cdot S) \end{aligned} \quad (8)$$

上記(8)式から、最高血圧と最低血圧は次式で表される。

20

【0023】

$$P_s = A \cdot \exp(B \cdot S_s) \quad (9)$$

$$P_d = A \cdot \exp(B \cdot S_d) \quad (10)$$

上記(9)式、(10)式の関係から、 $A, B$ は次式で表される。

【0024】

$$B = \ln(P_s/P_d)/(S_s - S_d) \quad (11)$$

$$A = P_d / \exp(B \cdot S_d) \quad (12)$$

したがって、局所血圧 $P$ と血管面積 $S$ との関係は次式で表される。

【0025】

$$\begin{aligned} P &= P_d \cdot \exp[B \cdot (S - S_d)] \\ &= P_d \cdot \exp[\beta_s (S/S_d - 1)] \end{aligned} \quad (13)$$

30

ここで、stiffness parameterは、以下の通りである。

【0026】

$$\beta_s = \ln(P_s/P_d)/(S_s/S_d - 1) \quad (14)$$

血管の断面を円形とすると、その面積 $S$ は血管の直径 $D$ を用いて

$$S = D^2/4$$

で表される。また、最大血管直径 $D_s$ と血管直径 $D$ は、最小血管直径 $D_d$ とそれからの変化分 $D_s - D$ の和として、それぞれ次式で表される。

【0027】

$$D_s = D_d + D_s \quad (15)$$

$$D = D_d + D \quad (16)$$

血管直径変化 $D_s - D$ は、最小血管直径 $D_d$ に比べて十分小さいので、つまり、 $D_s/D_d \ll 1$ 、 $D/D_d \ll 1$ なので、

$$S/S_d - 1 = (D/D_d)^2 - 1 \approx 2(D/D_d - 1) \quad (17)$$

$$S_s/S_d - 1 = (D_s/D_d)^2 - 1 \approx 2(D_s/D_d - 1) \quad (18)$$

が成り立つ。したがって、

40

$$\beta_s \doteq \beta/2 \quad (19)$$

$$P = P_d \cdot \exp[\beta_s (S/S_d - 1)] \quad (20)$$

$$\doteq P_d \cdot \exp[\beta (D/D_d - 1)] \quad (21)$$

と近似できる。上記(20)式、(21)式から、局所血圧 - 血管面積の関係を指数関数で近似した場合と、血圧 - 血管直径の関係を指数関数で近似した場合とではほぼ同じ結果が得られることが理解される。

【 0 0 2 8 】

次に、図面に基づいて本発明の実施形態について説明する。

10

【 0 0 2 9 】

図 1 は、参考例としての超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【 0 0 3 0 】

図 1 において、プローブ 10 は、図 1 に示す参考例において、体表面 12 上に当接して用いられ、このプローブ 10 によって超音波が送受波される。具体的には、プローブ 10 内には複数の振動素子からなるアレイ振動子が設けられており、そのアレイ振動子によって超音波ビーム B が形成される。その超音波ビーム B を電子走査することにより、走査面 S が形成される。図 1 に示す例では、超音波ビーム B が電子リニア走査されているが、電子走査方式としては、その他に電子セクタ走査などをあげることができる。

【 0 0 3 1 】

20

生体内には、血管 14 が存在しており、プローブ 10 から見て血管 14 は前壁 14 A 及び後壁 14 B を有する。血管 14 における特定の局所部位について計測を行う場合には、例えば B モード画像（二次元断層画像）を観察しながら、プローブ 10 の位置や姿勢が調整され、これによって特定の局所部位が含まれるように走査面 S が位置決めされる。そして、さらにその走査面 S 上において特定のビーム方位が指定され、そのビーム方位上においてエコートラッキング技術を用いて血管 14 の直径が計測される。これについては後に詳述するが、その場合においてはその特定のビーム方位上において前壁 14 A 及び後壁 14 B をそれぞれトラッキングするためのトラッキングゲートが設定される。

【 0 0 3 2 】

送信部 16 は送信ビームフォーマーとして機能し、複数の振動素子に対して所定の遅延関係をもって複数の送信信号を供給する。一方、受信部 18 は複数の振動素子から出力される複数の受信信号に対して整相加算を実行する。すなわち受信部 18 は受信ビームフォーマーとして機能する。

30

【 0 0 3 3 】

制御部 20 は、上記の送信部 16 及び受信部 18 の動作制御の他、装置内における各構成の動作制御を行っている。制御部 20 には操作パネル 22 が接続されている。この操作パネル 22 はトラックボールやキーボードなどによって構成される。受信部 18 から出力される整相加算後の受信信号は、本実施形態において、超音波画像形成部 24、血管変位演算部 26、血流速度演算部 28 に出力されている。

【 0 0 3 4 】

40

超音波画像形成部 24 は、公知の B モード画像を形成するために必要な信号処理を実行する。その信号処理には、例えば検波、対数圧縮などの公知の信号処理が含まれる。

【 0 0 3 5 】

血管変位演算部 26 は、上述したエコートラッキング技術を用いて、血管における局所部位の直径を演算する。具体的には、2つのトラッキングゲート内において前壁 14 A 及び後壁 14 B の拍動を検知し、すなわち、それぞれの壁の変位から直径を演算している。これ自体は公知の技術である。図 1 に示す参考例においては、この血管変位演算部 26 が 1 心拍内における最高血圧に対応した直径  $D_s$  と最低血圧に対応した直径  $D_d$  とを求める機能を有している。もちろん、各時刻における直径 D についても演算されている。最高血圧及び最低血圧に対応する直径については後述する圧力換算部 32 において特定するように

50

してもよい。

【 0 0 3 6 】

血流速度演算部 2 8 はドプラ法に基づいて走査面内における各点の血流の速度を演算している。

【 0 0 3 7 】

カフ型血圧計 3 0 は例えば被検者の上腕部に巻き付けられる公知の血圧計であり、その血圧計によって最高血圧  $P_s$  及び最低血圧  $P_d$  が測定される。それらの情報は圧力換算部 3 2 に出力されている。

【 0 0 3 8 】

画像表示処理部 3 4 は、例えば D S C ( デジタルスキャンコンバータ ) などを含む表示処理ユニットとして構成されており、超音波画像形成部 2 4 から出力される画像データに対して座標変換や補間処理などを実行する。また、この表示処理部 3 4 によって血管における局所部位の血圧波形が作成され、また血流速度演算部 2 8 から出力される速度情報に基づいて二次元血流画像 ( カラー Doppler 画像 ) を作成する。さらに、後述する圧力換算部 3 2 から出力される換算後の圧力  $P$  の情報に基づいて局所圧力波形を作成する機能を有している。もちろん、この画像表示処理部 3 4 が例えば *w a v e i n t e n s i t y* などの指標を演算する機能していてもよい。

10

【 0 0 3 9 】

圧力換算部 3 2 は、最大血圧  $P_s$  及び最低血圧  $P_d$  と、それらに対応する最大直径  $D_s$  及び最小直径  $D_d$  とに基づいて、各時刻において入力される直径  $D$  に対して上述した ( 6 ) 式の非線形演算を実行し、これによって局所部位の圧力  $P$  を推定演算している。その情報は画像表示処理部 3 4 へ出力されており、上述したように画像表示処理部 3 4 は各時刻の局所圧力  $P$  に基づいて局所圧力波形を形成している。

20

【 0 0 4 0 】

表示部 3 6 には、二次元断層画像、カラーフローマッピング画像などが表示され、また本実施形態においては上記の局所圧力波形がグラフあるいは数値として表示される。またそのような局所圧力波形の情報に基づいて演算される各種の情報についても数値あるいはグラフで表示部 3 6 に表示される。

【 0 0 4 1 】

図 2 は、図 1 に示される装置の動作例がフローチャートとして概念的に示されている。

30

【 0 0 4 2 】

まず、S 1 0 1 では、プローブ 1 0 によって超音波の送受波が開始され、これと共にカフ型血圧計 3 0 によって血圧測定が開始される。S 1 0 2 では、カフ型血圧計 3 0 により最高血圧  $P_s$  及び最低血圧  $P_d$  が取得される。一方、S 1 0 3 では、最高血圧  $P_s$  に対応する最大直径  $D_s$  と、最低血圧  $P_d$  に対応する最小直径  $D_d$  が取得される。この場合においては、望ましくは 1 心拍内においてそれらの情報  $D_s$  ,  $D_d$  を特定するようにしてもよいし、複数心拍分のアンサンブル平均をとることにより、それらの情報を取得するようにしてもよい。ただし、血圧の測定と直径の演算はできる限り時間的に近接しているのが望ましい。

【 0 0 4 3 】

例えば、S 1 0 2 の工程においては、1 心拍内における最高血圧  $P_s$  と最低血圧  $P_d$  を取得し、当該心拍内において最大直径  $D_s$  及び最小直径  $D_d$  を取得するようにしてもよい。

40

【 0 0 4 4 】

S 1 0 4 では、上述した ( 6 ) 式を実行することにより、すなわち非線形関数に上述した各パラメータ値  $P_s$  ,  $P_d$  ,  $D_s$  ,  $D_d$  を与えて、入力される直径  $D$  を換算することにより、結果として局所血圧  $P$  が求められる。ちなみに、この演算はリアルタイムで実行されており、各時刻において換算された局所血圧  $P$  が求められることになる。

【 0 0 4 5 】

S 1 0 5 では、そのように求められた局所血圧  $P$  の時間変化を表す局所血圧波形が表示部 3 6 上に表示され、あるいはそのような情報が数値表示される。S 1 0 6 では、そのような局所血圧波形に基づいて演算される他の情報、望ましくは *w a v e i n t e n s i t y*

50

y 波形が表示部 3 6 に表示される。

【 0 0 4 6 】

S 1 0 7 において上記演算を続行する場合には、再び上述した各工程が繰り返し実行されることになる。その場合においては S 1 0 2 及び S 1 0 3 の工程を再び実行するようにしてもよいし、それらの工程によって得られたパラメータ値をそのまま維持して上記の非線形関数の演算を連続的に実行するようにしてもよい。

【 0 0 4 7 】

図 3 には、上記参考例で用いられる特性 2 0 2 と従来例における特性 2 0 0 とがグラフとして示されている。

【 0 0 4 8 】

このグラフの横軸はある時刻における局所部位の血管直径であり、その縦軸はその局所部位における局所圧力である。従来例 2 0 0 においては線形関数が利用されていたが、参考例においては上記のような非線形関数が用いられているため、直径 D に対して従来とは異なる圧力 P が求められる。

【 0 0 4 9 】

図 4 には、従来例と参考例との特性の対比を行った場合における圧力差分がグラフとして示されている。例えば両者の圧力差分は最大で 7 % 程度となり、本参考例によれば真の圧力値に従来よりも近づけることが可能となる。

【 0 0 5 0 】

図 5 には参考例による演算で求められた圧力波形が示されており、その横軸は時間を表しており、その縦軸は圧力を表している。ここで符号 2 0 4 は従来例であり、符号 2 0 6 は本実施形態である。このように両者が異なることから、例えば wave intensity を演算する場合においても従来よりもその値をより正確に求めることが可能である。本発明者の実験によれば、従来よりも参考例の方が wave intensity の波形において第 1 ピークが低くなり、第 2 ピークが高くなっている。

【 0 0 5 1 】

図 6 には、本発明の実施形態の構成が示されている。なお、図 1 に示す構成と同様の構成には同一符号を付しその説明を省略する。

【 0 0 5 2 】

図 6 に示す実施形態においては、血管 1 4 の短軸断面が利用される。図 1 においては走査面 S が血管 1 4 の長軸断面をとるようにプローブ 1 0 が位置決めされたが、図 6 に示す実施形態では、プローブ 1 0 が血管 1 4 の短軸断面を取得できるように血管軸と直交する方向に走査面 S が設定される。そして、画像表示処理部 3 4 によって例えば B モード断層画像が形成された場合、その画像情報が面積演算部 5 0 に出力され、その面積演算部 5 0 は断層画像上において血管 1 4 内に存在する画素数をカウントすることにより、あるいは公知の各種の手法を利用することにより、血管 1 4 の断面積を演算する。この場合に、二次元血流画像を利用してもよい。

【 0 0 5 3 】

以上により、最大血圧  $P_s$  に対応する最大面積  $S_s$  と、最低血圧  $P_d$  に対応する最小面積  $S_d$  とが特定され、それらの情報が圧力換算部 5 2 に出力される。

【 0 0 5 4 】

圧力換算部 5 2 は上記の ( 2 0 ) 式を実行することにより、上述した ( 6 ) 式と同様に、特定されたパラメータ値に従って、入力される面積 S を換算することにより局所部位の圧力 P を求めている。この場合においても、面積演算にあたっては 1 心拍内における最大面積と最小面積を求めるようにしてもよいし、複数心拍分にわたってアンサンブル平均を求めることにより、最大面積及び最小面積を求めるようにしてもよい。

【 0 0 5 5 】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば局所血圧を従来よりも正確に求めることが可能となる。

10

20

30

40

50

## 【図面の簡単な説明】

【図 1】 超音波診断装置の参考例を示すブロック図である。

【図 2】 図 1 に示す装置の動作例を説明するためのフローチャートである。

【図 3】 直径と圧力との関係を示すグラフである。

【図 4】 従来例の特性と参考例の特性との間における差分を説明するためのグラフである。

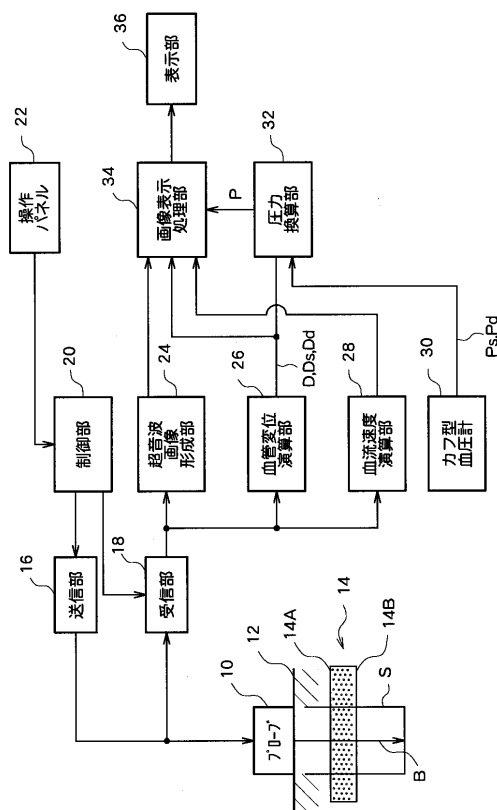
【図 5】 局所圧力波形を示すグラフである。

【図 6】 本発明の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。

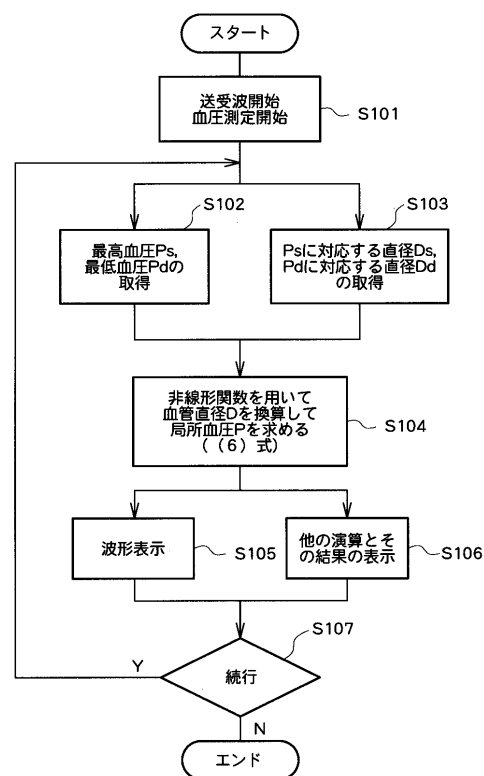
## 【符号の説明】

10 プローブ、14 血管、16 送信部、18 受信部、20 制御部、24 超音波画像形成部、26 血管変位演算部、28 血流速度演算部、30 カフ型血圧計、32 圧力換算部、34 画像表示処理部、36 表示部

【図 1】

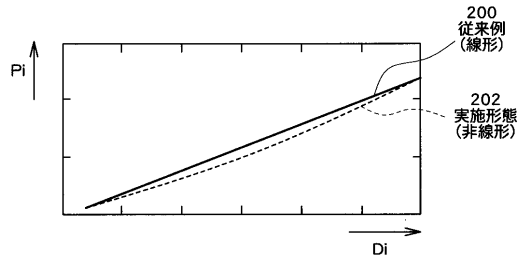


【図 2】

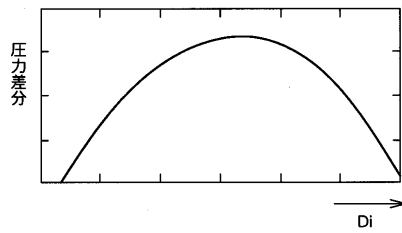




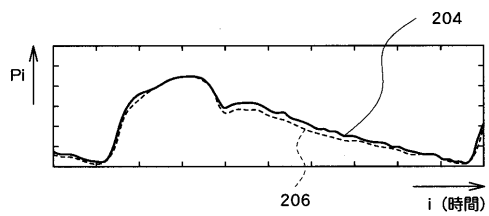
【図 3】



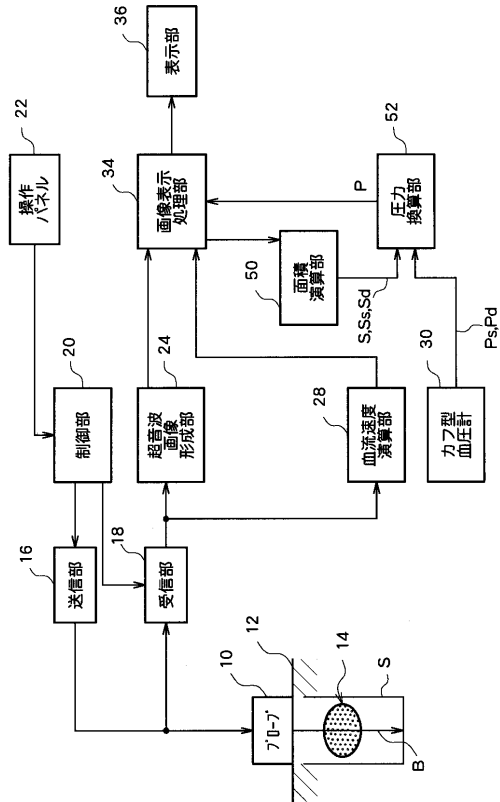
【図 4】



【図 5】



【図 6】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平07-124162(JP,A)  
特表2000-501327(JP,A)  
特開平11-309144(JP,A)  
特開平11-076233(JP,A)  
特開平04-250135(JP,A)  
特開昭60-080440(JP,A)  
HAYASHI K, Mechanical properties of human cerebral arteries., Biorheology, 米国, Pergamon Press Ltd, 1980年, Vol.17, No.3, p.213  
平井忠和, Arterial treeの系統的動脈硬化度分布の非観血計測 健常群、動脈硬化群の対比, 脈管学, 日本, 株式会社文光堂, 1986年 5月25日, 第26巻 / 第5号, p.336

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/04

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4091365B2</a>	公开(公告)日	2008-05-28
申请号	JP2002201799	申请日	2002-07-10
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	原田烈光 岡田孝		
发明人	原田 烈光 岡田 孝		
IPC分类号	A61B8/04 A61B5/022		
FI分类号	A61B8/04 A61B5/02.333.Z A61B5/02.631.Z A61B5/022.100.Z A61B8/14		
F-TERM分类号	4C017/AA08 4C017/AC40 4C017/BC11 4C017/BD05 4C017/BD10 4C017/CC03 4C017/FF30 4C301/CC02 4C301/DD09 4C301/JB29 4C301/JB32 4C601/DD06 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/KK12		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2004041382A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

要解决的问题：通过利用超声波的发射/接收波精确地计算血管中局部区域的血压（局部血压）。  
 ŽSOLUTION：通过袖带式血液动力计30获得最大血压 $P_s$ 和最小血压 $P_d$ 。另外，最大直径 $D_s$ 和最小直径 $D_d$ ，并且将这些参数值提供给非线性函数。通过非线性函数，每次输入的直径 $D$ 减小，并且计算每次关于局部区域的压力 $P$ 。在直径的位置，也可以使用血管的面积（短轴横截面上的面积）。Ž

【 图 1 】

