

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4475480号
(P4475480)

(45) 発行日 平成22年6月9日 (2010.6.9)

(24) 登録日 平成22年3月19日 (2010.3.19)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 5/02 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 3 8 M

A 6 1 B 5/02 3 3 5 G

請求項の数 5 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2000-17460 (P2000-17460)
 (22) 出願日 平成12年1月26日 (2000.1.26)
 (65) 公開番号 特開2001-204695 (P2001-204695A)
 (43) 公開日 平成13年7月31日 (2001.7.31)
 審査請求日 平成18年11月30日 (2006.11.30)

(73) 特許権者 000109543
 テルモ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番1号
 (73) 特許権者 595057409
 栃久保 修
 神奈川県横浜市保土ヶ谷区瀬戸ヶ谷町24
 3-108
 (72) 発明者 栃久保 修
 神奈川県横浜市保土ヶ谷瀬戸ヶ谷町243
 -108
 (72) 発明者 羽生 能行
 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番
 地 テルモ株式会社内

審査官 谷垣 圭二

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子血圧計

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

血圧測定部位を圧迫する圧迫用カフと動脈壁の振動を計測する計測用カフを有し、カフ圧力の変化に伴う動脈壁の振動の変化に基づいて、血圧を測定する電子血圧計において、前記計測用カフによる振動信号からピークを検出するピーク検出手段と、前記ピーク検出手段により検出された信号を用いてカフの巻き付け状態を判定する巻き付け状態判定手段とを有し、前記巻き付け状態判定手段は、前記ピーク検出手段で検出された複数のピークのうち、適正な巻き付け時に観察される脈波のピークと、正負が逆であるピークを観察した際に、カフの巻き付けが適正でないと判定することを特徴とする電子血圧計。

【請求項2】

前記計測用カフは前記圧迫用カフの略中央から血流方向下流側端部までの任意位置で動脈壁の振動を計測することを特徴とする請求項1記載の電子血圧計。

【請求項3】

前記計測用カフは前記圧迫用カフの略中央の位置で動脈壁の振動を計測することを特徴とする請求項1記載の電子血圧計。

【請求項4】

前記計測用カフは前記圧迫用カフの最高血圧付近の圧力で圧閉される動脈の位置近傍で動脈壁の振動を計測することを特徴とする請求項1記載の電子血圧計。

【請求項5】

前記巻き付け状態判定手段は、判定結果を知らせる報知手段を有することを特徴とする請

10

20

求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の血圧計。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、カフ圧力の変化に伴う動脈壁の振動の変化に基づいて血圧を測定する血圧計において、特に、測定に用いるカフの巻き付けの状態が適正か否かを判定することに特徴を有するものである。

【0002】

【従来の技術】

被験者の収縮期血圧（最高血圧）を測定する装置として、腕帯即ちカフを被験者の腕や手首に巻き、収縮期血圧以上の圧力値までカフを加圧することにより動脈を閉塞して血流を阻血した後、圧迫用カフの内部の圧力変動を連続的に観察することによって動脈の拍動による振動を検出し、この振動の振幅の変化から収縮期血圧を測定するオシロメトリック法が知られている。しかしながら、オシロメトリック法ではカフ圧が収縮期血圧以上でも振動が検出される為、収縮期血圧ポイントとなる閉塞された動脈の開通の瞬間を捉えることができないため、例えば特開平 5－269089 号公報に開示されたような、動脈の阻血されている位置のみの振動を取得する方法が用いられている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、これらの方法で、正確に測定を行うには、従来のオシロメトリック法と同等あるいはそれ以上に、腕帯の巻き付けに注意を払い、正確に脈波を取得することが必要であり、測定時の巻き付けが適正でない場合に、十分な性能を保持できないという欠点を有していた。

従来、腕帯の巻き付けについては、特公昭 56－43734 号公報にみられるように、カフを所定圧まで、加圧するのに要する時間を用いることにより、検出する方法が用いられてきた。

【0004】

しかしながら、臨床現場では、幼児から、成人の肥満の患者までに、対応するため、サイズの異なるいくつかのカフを使い分けて、血圧測定を行っている。例えば、肥満用の大きいカフを用いた場合、通常のカフに比べ、加圧に時間を要するため、巻き付けが不良だと、誤検出される可能性がある。また、送気球を用いて手動にて、加圧する際には、前述の加圧時間を用いる方法は使用できない。

本発明は、カフから検出される脈波のピークの状態を検出することにより、カフの巻き付けが適正であるかを判定することが可能な血圧計を提供することを目的とする。

【0005】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために本発明は以下の構成を備える。

（１）血圧測定部位を圧迫する圧迫用カフと動脈壁の振動を計測する計測用カフを有し、カフ圧力の変化に伴う動脈壁の振動の変化に基づいて、血圧を測定する電子血圧計において、前記計測用カフによる振動信号からピークを検出するピーク検出手段と、前記ピーク検出手段により検出された信号を用いてカフの巻き付け状態を判定する巻き付け状態判定手段とを有し、前記巻き付け状態判定手段は、前記ピーク検出手段で検出された複数のピークのうち、適正な巻き付け時に観察される脈波のピークと、正負が逆であるピークを観察した際に、カフの巻き付けが適正でないと判定することを特徴とする電子血圧計。

【0006】

（２）前記計測用カフは前記圧迫用カフの略中央から血流方向下流側端部までの任意位置で動脈壁の振動を計測することを特徴とする前記（１）記載の電子血圧計。

（３）前記計測用カフは前記圧迫用カフの略中央の位置で動脈壁の振動を計測することを特徴とする前記（１）記載の電子血圧計。

（４）前記計測用カフは前記圧迫用カフの最高血圧付近の圧力で圧閉される動脈の位置

10

20

30

40

50

近傍で動脈壁の振動を計測することを特徴とする前記（１）記載の電子血圧計。

【０００７】

（５）前記巻き付け状態判定手段は、判定結果を知らせる報知手段を有することを特徴とする前記（１）から（４）のいずれかに記載の血圧計。

【０００８】

【発明の実施の形態】

以下引き続き、本発明に基づく血圧計の要旨をさらに明確にするため、図面を利用して実施の形態を説明する。

【０００９】

<本実施の形態の血圧計の構成例>

10

図１は、本実施の形態の電子血圧計の概略構成例を示した図である。

図１において、１０は、本実施の形態の構成を有するカフ帯であり、２０は、カフ帯１０の圧力を制御しながら、カフ内圧の振動から血圧値を認識する計測部である。カフ帯１０の詳細な構成は以下に説明するので、ここでは計測部２０の構成例を説明する。

【００１０】

２１はポンプを含む昇圧部、２２は減圧弁を含む減圧部であり、制御部２４の制御に従って、例えば減圧時のみの計測をする血圧計では、昇圧部（ポンプ）２１で収縮期血圧値を越える圧力までの急速な昇圧を行い、昇圧を停止した後に、減圧部２２で例えば２～３ mmHg／秒の一定速度の減圧を行う。２３は、本例のカフ内蔵の圧力センサから振動が重畳した圧力信号を受けて、Ａ／Ｄ変換して制御部２４に出力する圧力計測部である。尚、圧力計測部２３は、ローパスフィルタやピークホールド等の回路を含んで、振動波形の振幅値を出力するものであってもよい。

20

【００１１】

２４は、演算制御用のＣＰＵと、制御プログラムや固定パラメータを格納するＲＯＭと、一時記憶の作業用ＲＡＭとから成る制御部である。制御部２４は、圧力測定部２３からの出力値を振動成分とカフ圧成分に分離し、振動の振幅をカフ圧に対応してＲＡＭに記憶し、その変化のパターンから血圧値を認識して、表示部２５に表示する。操作部２６は、リセットやスタート等の操作ボタンを含む。

【００１２】

<本実施の形態のカフ帯の構成例>

30

図２は、本実施の形態のカフ帯１０の構成例を示す図である。

図２で、１１は血管を圧迫するための圧迫用カフであり、被測定部位に十分な阻血圧力を加えるに十分な大きさを必要とする。

１２は、圧迫用カフ１１の略中央部に設けられる脈波の振動を検出するための計測用カフであり、圧迫用カフの中央部の血管振動の拡散による波高の現象を少なくするために、出来るだけ小さいものとする。

【００１３】

計測用カフ１２の設けられた圧迫用カフ１１の中央部は、血管の圧閉が行われる最も圧力の大きい箇所である。流体抵抗１４及び小袋１５は、計測用カフ１２に加わる振動ノイズを低減、もしくは遮断するためのメカニカルフィルタとして作用する。流体抵抗（オリフィス）１４は、本例では例えば外径０．４５ mm、内径０．２０ mmの金属製の細管を使用しており、できるだけ計測用カフ１２に近い位置とすることが望ましい。小袋１５は、メカニカルフィルタのコンプライアンスとして作用する空気室としての小袋である。

40

【００１４】

１６は、計測用カフ１２の内圧を検出する圧力センサであり、計測用カフ１２と圧力センサ１６の間は、剛性の大きい管で接続されていることが望ましい。あるいは、カフ内にセンサを配置することも可能である。

【００１５】

図３は、本実施例のカフ帯１０を上腕３１に巻いた時の、図１のＡ方向から見た縦断面図（上腕の延びる方向への断面）である。図３では、圧迫用カフ１１は加圧されて、血管３

50

2はC地点で阻血され、上流側32aから下流側32bへの血流が抑えられている。43は、圧迫用カフ11の圧力が効率良く阻血の圧力となるように、外側を覆って固定するためのバックリングである。この外側のバックリングは、腕周方向の自由度はあるが長手方向の自由度を制限することで、腕の形状に関係なく上腕に密着でき、上腕とバックリングとの間のデットボリュームを減らすために、カフ帯10の長手方向と略直角に切れ目を入れることが望ましい。

【0016】

ここで、図3に示すように、C地点の血管が阻血されている際に、C地点の下流側では阻血により動脈の拍動による振動は伝わらないが、C地点の上流側では、動脈の拍動による振動が計測用カフ12に伝わり、この振動は圧力センサ16によって検出される。

10

【0017】

圧迫用カフ11が図3に示される阻血状態から徐々に減圧されると、C地点の血管が開通され、血流が末梢側に流れ始める。図4a)は、血流が流れ始めて時点における圧力センサ16の検出した振動波形を示すものである。図4a)における最初のピークAおよび2回目のピークBは、計測用カフ12が捉えた心臓の拍動に伴ってカフ部を通過する血流の変化に起因するピークである。

【0018】

上述のような圧迫用カフの内側に振動検出手段を設けた血圧計においては、心臓の拍動に伴って、血流の波がカフ部を通過することに起因するピークが二つ現れる現象が認められる。第3のピークCは末梢に伝わった圧力脈波の反射によるピークである。本発明においては第3のピークCは利用しないため、フィルタリング処理などにより検出しないように処理しても良い。Dは拍動の立ち上がり開始点である。

20

【0019】

図5c)は、図4a)と同様に血流が末梢側に流れ始める圧力センサ16の検出した振動波形を示すものであるが、図4a)の時に比べ、カフ上流側をゆるく巻いて計測をおこなっている。このとき、図5c)の最初のピークA'は、図4a)の最初のピークAと逆方向にピークをもつことが認められる。これは図3に示す圧迫用カフ11の上流側が、血流の振動により(紙面の上方に)押された際に、締め付けが弱いために、圧迫用カフ11とともに、計測用カフ12が紙面上方に持ち上げられ、生体から離れることにより、計測用カフ12の内部の圧力値が低下して、結果として、図5c)の様な陰性のピークが生じると考えられる。

30

【0020】

一方、カフの締め付けが十分な際には、圧迫用カフ11の上流側が、血流の振動により(紙面の上方に)押された際にも、バックリング43により、圧迫用カフ11と、計測用カフ12が持ち上げられることを、抑制することから、生体との密着が保たれ、圧力低下による陰性ピークが生じないと考えられる。

【0021】

図6は、本実施の形態において巻き付けが適正か否かを判定する部分のブロックダイアグラムである。図6において、圧力センサ16から出力される信号は、フィルタ、アンプなどによって増幅およびノイズ弁別処理され、A/D変換部によりA/D変換された後、デジタル信号として、微分部に出力される。微分部はデジタル信号を微分し、立ち上がり検出部に出力する。

40

【0022】

立ち上がり／立ち下がり開始点検出部は、微分部より得られた信号に閾値を設け、閾値以上あるいは閾値以下の微分値を取る点を検出することで、図4a)に示す立ち上がり開始点D、あるいは図5c)に示す立ち下がり開始点D'を検出する。立ち上がり／立ち下がり開始点検出部で立ち上がり開始点Dが検出された場合には、開始点検出後に、図4b)に示す第1のピークAを検出する第1ピーク検出部と、同図第2のピークBを検出する第2ピーク検出部により、2つのピークA、Bがそれぞれ検出され、2つのピークの波高、ピークの向きを比較する比較部と、比較部のデータを元に判定手段により、巻き付けの適

50

正か否かが判断される。

【0023】

一方、立ち下がり開始点D'が検出された場合には、開始点検出後に、図4b)に示す第1のピークAを検出する第1ピーク検出部と、同図第2のピークBを検出する第2ピーク検出部により、2つのピークA、Bがそれぞれ検出され、2つのピークの波高、ピークの向きを比較する比較部と、比較部のデータを元に判定手段により、巻き付けの適正か否かが判断される。巻き付けがゆるい場合には、第1ピークの極性が第2ピークと正負が逆になることがあることから、図5c)に示すような第1ピークA'が検出された場合は、巻き付けが悪いと判断する。

【0024】

巻き付けが正確でないと判定された際には、ブザー、画面表示など、測定者に知らせる報知手段に送られる。あるいは、MPUなどの制御系に送られることで、測定を中止し、再測定をおこなうなど、適切な処置をおこなうことが可能である。また、時間が経過したときに履歴が残るよう、メモリに記憶したり、プリンタにより印刷することも可能である。

【0025】

巻き付けが適正である際には、引き続き、血圧測定をおこない、収縮期、拡張期、平均血圧、脈拍などの値を決定する。

また、巻き付けが正確か不正確かという2段階の判定だけでなく、巻き付けの正確さを、何段階かに分けて表示することも、可能である。例えば、正確、不正確の中間的段階として、「少しゆるめである」などの表現を用いることにより、測定者は測定値の信憑性の高さを確認することが可能となる。

また、図5c)に示すような同じ上向きピークが検出されていても、巻き付けがゆるい場合には、第一ピークの波高値が低くなることがあることから、ピークの波高値に閾値を設け、閾値以下の際は、巻き付けが悪いと判断することも可能である。

【0026】

図7は図6の各部をフローチャートを用いて説明したものである。ポンプにて平均血圧付近まで加圧をした後、まず、ステップS1で図6の微分部で算出した微分値が閾値以上となるかを調べ、正の閾値以上であった場合、ステップS2でその点を立ち上がり開始点としてデータを格納する。また、負の閾値以下であった場合、ステップS2でその点を立ち下がり開始点としてデータを格納する。

【0027】

ステップS3では、立ち上がり開始点を検出した後に微分値が0となる点を調べ、確認されたらステップS4でこの点を第1ピークとして格納し、第1ピークの脈波の波高を原波形から計算する。ステップS5では第1ピークを検出した後に微分値が正から負になるゼロクロス点を調べ、ステップS6でこの点を第2ピークとして、このときの脈波の波高を原波形から計算する。

【0028】

なお、第1ピークを検出した後、一定時間の間にピークが検出されない場合には、ステップS7により第2ピークを持たないとして、脈ではなく、ノイズの可能性も高いため、次の脈拍の振動波形の検出に移る。第1、2の両ピークが検出された場合には、ステップS8で第2のピークを格納し、ステップS9にて2つのピークの波高値を比較し、その比の正であった場合には、血圧測定を継続し、比が負であった場合には、巻き付けがゆるいと判定し、巻き付け不適時の処理に移行する。

【0029】

図8の上図は、圧迫用カフ11および計測用カフ12を加圧する過程における計測用カフ12の圧力の変化を示している。図8の下図は、上図の圧力変化の交流成分を取り出すために、時定数0.1secのフィルタを通した後の波形における領域A'付近の波形を横軸(時間軸)方向に拡大したものである。

図8下図においては、一拍ごとの振動波形の立ち上がり部分に同方向の2つのピークa'1, b'1が見られる。

10

20

30

40

50

【0030】

図9上図は、圧迫用カフ11および計測用カフ12を加圧する過程における計測用カフ12の圧力の変化を示している。図9の下図は、上図の圧力変化の交流成分を取り出すために、時定数0.1secのフィルタを通した後の波形における領域A付近の波形を横軸（時間軸）方向に拡大したものである。

図9下図においては、一拍ごとの振動波形の立ち上がり部分に陰性のピークaがみられた後、2つ目のピークがbが見られる。

このように、第1のピークと第2のピークの極性を比較することで、巻き付けが適切かを判定することが可能となる。

【0031】

10

本実施形態において、ピークの波高値は、波高値の基準とする点を立ち上がり開始点として、ピークまでの高さとして算出したが、本発明の趣旨に反しない限り、波高の算出法は任意である。また、ピークの検出法に関しても任意である。また、本実施の形態では、第1ピークの波高と第2ピークの波高の比を用いたが、その他の比較方法（例えば、差を用いるなど）を用いることも可能である。

【0032】

【発明の効果】

以上説明した通り、本発明によれば、巻き付け不良時に特徴的に検出される脈波の形状を検出することで、カフのサイズによらず、測定に用いるカフの巻き付けの状態が適正か否かを判定することが可能な血圧計を提供できる。

20

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の実施の形態の血圧計の概略構成図である。

【図2】 本発明の実施の形態のカフ帯の構成例を示す図である。

【図3】 本発明の実施の形態のカフ帯を被験者の上腕に巻いた状態を示す縦断面図である。

【図4】 圧力センサ16の検出した振動波形の例を示すものである。

【図5】 圧力センサ16の検出した振動波形の例を示すものである。

【図6】 本実施の形態の収縮期血圧を決定する部分のブロックダイアグラムである。

【図7】 本実施の形態の血圧計の動作を説明するためのフローチャートである。

【図8】 本実施の形態のカフの巻き付けが適正である際の計測用カフ12の圧力の変化を示す図である。

30

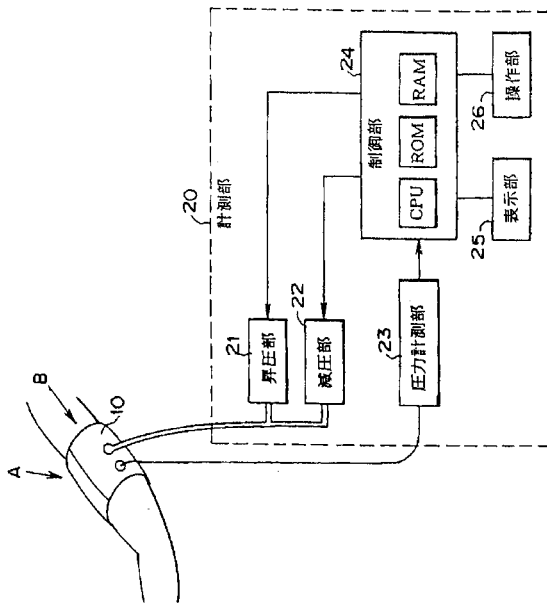
【図9】 第2の実施形態のカフの巻き付けがゆるすぎる際の計測用カフ12の圧力の変化を示す図である。

【符号の説明】

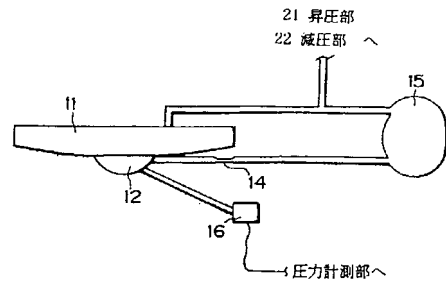
- 10 カフ帯
- 11 圧迫用カフ
- 12 計測用カフ
- 13 動脈圧迫部
- 14 細管
- 15 小袋
- 16 圧力センサ
- 20 計測部
- 21 昇圧部
- 22 減圧部
- 23 圧力計測部
- 24 制御部
- 25 表示部

40

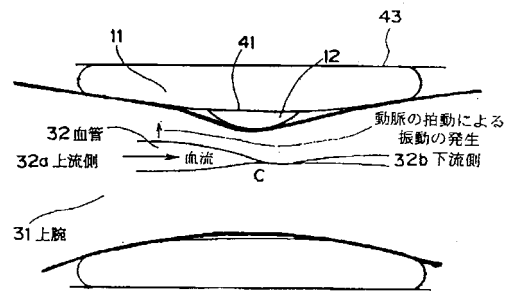
【図 1】



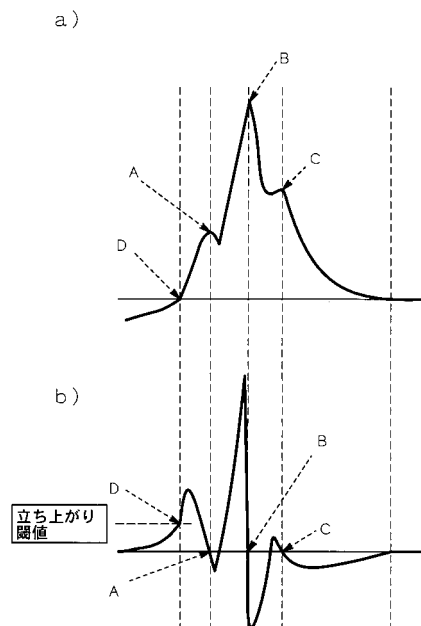
【図 2】



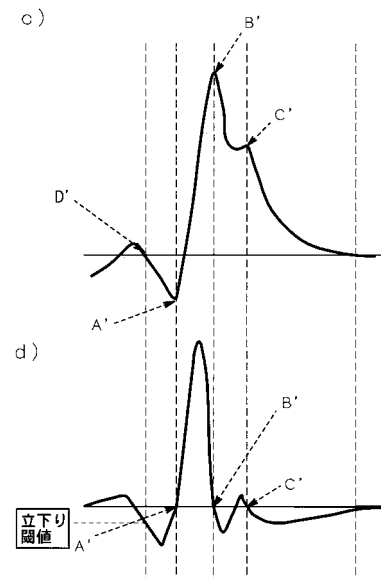
【図 3】



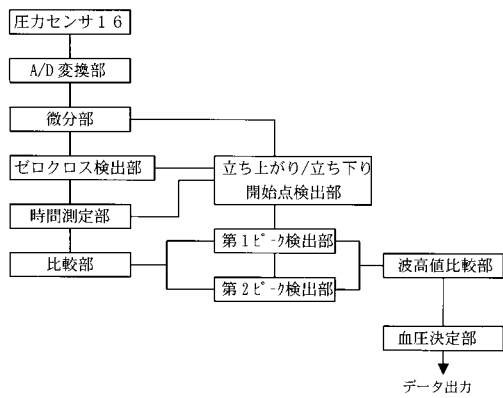
【図 4】



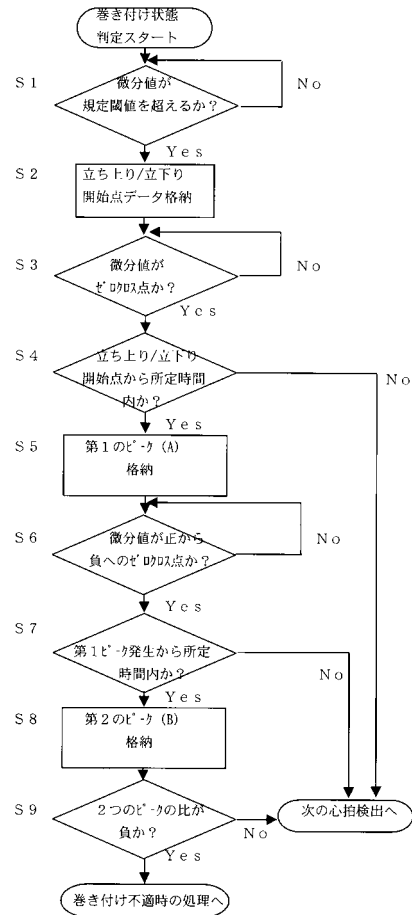
【図 5】



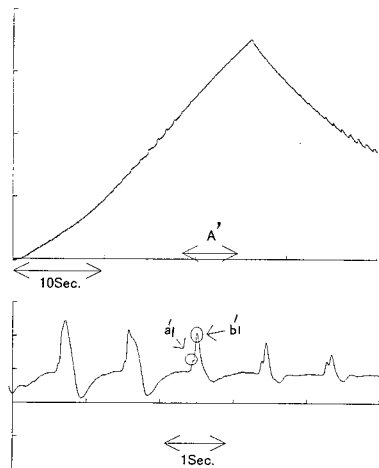
【図 6】



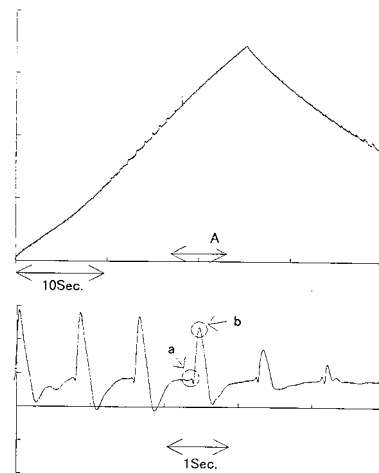
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平05-269089 (JP, A)
実開平05-015906 (JP, U)
特開平5-111467 (JP, A)
特開昭55-40504 (JP, A)
特開昭63-189128 (JP, A)
特開昭59-181128 (JP, A)
実公昭51-020628 (JP, Y1)
実公昭50-040460 (JP, Y1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/022