

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7120001号
(P7120001)

(45)発行日 令和4年8月17日(2022.8.17)

(24)登録日 令和4年8月8日(2022.8.8)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 5/022(2006.01)

A 6 1 B 5/022 4 0 0 E

A 6 1 B 5/0225(2006.01)

A 6 1 B 5/0225 G

A 6 1 B 5/022 4 0 0 C

A 6 1 B 5/022 Z D M

請求項の数 15 (全15頁)

(21)出願番号 特願2018-509062(P2018-509062)

(86)(22)出願日 平成29年3月17日(2017.3.17)

(86)国際出願番号 PCT/JP2017/010998

(87)国際公開番号 WO2017/169924

(87)国際公開日 平成29年10月5日(2017.10.5)

審査請求日 令和2年2月17日(2020.2.17)

(31)優先権主張番号 特願2016-65726(P2016-65726)

(32)優先日 平成28年3月29日(2016.3.29)

(33)優先権主張国・地域又は機関
日本国(JP)

(73)特許権者 000004237

日本電気株式会社
東京都港区芝五丁目7番1号

(74)代理人 100109313

弁理士 机 昌彦

(74)代理人 100149618

弁理士 北嶋 啓至

(72)発明者 有山 哲理

東京都港区芝五丁目7番1号 日本電気
株式会社内

(72)発明者 久保 雅洋

東京都港区芝五丁目7番1号 日本電気
株式会社内

(72)発明者 阿部 勝巳

東京都港区芝五丁目7番1号 日本電気
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 血圧計、血圧測定方法及び血圧測定プログラム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

カフ圧及び脈波を検出するカフ圧及び脈波検出部と、前記カフ圧及び脈波検出部が検出した脈波を特定期間において複数領域に分け、前記カフ圧及び脈波検出部が検出したカフ圧の加圧過程にともない生じる前記複数領域の脈波波形の対称性の変動から収縮期血圧の推定値を算出する血圧算出部を有し、

収縮期血圧未満の圧力で加圧が停止することを特徴とする血圧計。

【請求項2】

前記血圧算出部は、前記特定期間における脈波を前記複数領域に分け、前記カフ圧の変化にともない生じる前記複数領域の面積比の変動から収縮期血圧の推定値を算出し、
収縮期血圧未満の圧力で加圧が停止することを特徴とする請求項1に記載の血圧計。

【請求項3】

前記血圧算出部は、前記特定期間における脈波を前記複数領域に分け、前記カフ圧の変化にともない生じる前記複数領域の傾き比の変動から収縮期血圧の推定値を算出することを特徴とする請求項1又は2に記載の血圧計。

【請求項4】

前記血圧算出部は、前記特定期間における脈波を前記複数領域に分け、前記カフ圧の変化にともない生じる前記複数領域の時間比の変動から収縮期血圧の推定値を算出し、収縮期血圧未満の圧力で加圧が停止することを特徴とする請求項1から3のいずれか一項に記載の血圧計。

【請求項 5】

前記血圧算出部は、前記特定期間の脈波を 2 つの領域に分け、前記面積比が略 1 になるカフ圧を前記収縮期血圧として推定する請求項 2 に記載の血圧計。

【請求項 6】

前記血圧算出部は、前記特定期間の脈波を 2 つの領域に分け、前記傾き比が略 1 になるカフ圧を前記収縮期血圧として推定する請求項 3 に記載の血圧計。

【請求項 7】

前記血圧算出部は、前記特定期間の脈波を 2 つの領域に分け、前記時間比が略 1 になるカフ圧を前記収縮期血圧として推定する請求項 4 に記載の血圧計。

【請求項 8】

前記脈波を一拍毎に複数領域に分けることを特徴とする請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の血圧計。

【請求項 9】

前記血圧算出部は、前記特定期間における脈波を前記複数領域に分け、前記カフ圧の変化にともない生じる前記複数領域の前記脈波波形の対称性の変動の傾向が変化するときのカフ圧を拡張期血圧とすることを特徴とする請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の血圧計。

【請求項 10】

カフ圧及び脈波を検出し、前記検出した脈波を特定期間において複数領域に分け、前記検出したカフ圧の加圧過程にともない生じる前記複数領域の脈波波形の対称性の変動から収縮期血圧の推定値を算出することを特徴とする血圧測定方法であって、

収縮期血圧未満の圧力で加圧を停止することを特徴とする血圧測定方法。

【請求項 11】

前記特定期間における脈波を前記複数領域に分け、前記カフ圧の変化にともない生じる前記複数領域の面積比の変動から収縮期血圧の推定値を算出し、収縮期血圧未満の圧力で加圧を停止することを特徴とする請求項 10 に記載の血圧測定方法。

【請求項 12】

前記特定期間における脈波を前記複数領域に分け、前記カフ圧の変化にともない生じる前記複数領域の時間比の変動から収縮期血圧の推定値を算出し、収縮期血圧未満の圧力で加圧を停止することを特徴とする請求項 10 に記載の血圧測定方法。

【請求項 13】

カフ圧及び脈波を検出するカフ圧及び脈波検出処理と、前記カフ圧及び脈波検出部が検出した脈波を特定期間において複数領域に分け、前記カフ圧及び脈波検出部が検出したカフ圧の加圧過程にともない生じる前記複数領域の脈波波形の対称性の変動から収縮期血圧の推定値を算出する処理をコンピュータに実行させることを特徴とする血圧測定プログラムであって、

収縮期血圧未満の圧力で加圧を停止する処理を含むことを特徴とする血圧測定プログラム。

【請求項 14】

前記特定期間における脈波を前記複数領域に分け、前記カフ圧の変化にともない生じる前記複数領域の面積比の変動から収縮期血圧の推定値を算出し、収縮期血圧未満の圧力で加圧を停止することを特徴とする請求項 13 に記載の血圧測定プログラム。

【請求項 15】

前記特定期間における脈波を前記複数領域に分け、前記カフ圧の変化にともない生じる前記複数領域の時間比の変動から収縮期血圧の推定値を算出し、収縮期血圧未満の圧力で加圧を停止することを特徴とする請求項 13 に記載の血圧測定プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血圧計、血圧測定方法及び血圧測定プログラムに関する。

10

20

30

40

50

【背景技術】

【0002】

血圧を測定する方法としては、一般に聴診法（Auscultation Method）とオシロメトリック法（Oscillometric Method）がある。

【0003】

聴診法は、被測定者の腕などにカフ（腕帯）を巻いて一度カフを加圧してから減圧し、血液が心臓の拍動に合わせて断続的に流れ始めたときに発生する血管音（コロトコフ音＝K音）を聴診器で聞く。K音発生開始時のカフ圧を収縮期血圧（または最高血圧）とし、K音が消えたときのカフ圧を拡張期血圧（または最低血圧）とする。聴診法は血圧測定の標準的な手法であり、医師や看護師など人が行うことが多い。この聴診法による測定値が血圧の基準値となっている。

10

【0004】

オシロメトリック法は、K音ではなく脈波をもとに血圧を測定する。脈波とはカフで圧迫された血管が心臓の鼓動に合わせて起こす振動である。カフに伝わる動脈の拍動による圧力変動を利用して、血圧を測定する。カフを加圧した後に減圧させていく段階で、心臓の拍動に同調した血管壁の振動を反映したカフ圧の変動（圧脈波）を見ることで血圧を決定する。一般には、圧脈波が急激に大きくなったときのカフ圧を収縮期血圧、急激に小さくなったときのカフ圧を拡張期血圧としている。オシロメトリック法は自動血圧測定に適しており、家庭血圧計に広く採用されている。

20

【0005】

しかし聴診法とオシロメトリック法のどちらの測定法でも、収縮期血圧以上にカフを加圧する。測定前は当然被測定者の収縮期血圧は分からないので、収縮期血圧より高い加圧が必要となり、高齢者、病人（特に高血圧患者）、けが人等には大きな負荷がかかり不快感を与える。そのためできるだけ加圧の大きさを低くすることが望ましい。また測定時間もできるだけ短いことが望ましい。

【0006】

特許文献1（特開2003-284696号公報）には、収縮期血圧以上に加圧することなく精度の高い収縮期血圧測定が可能な電子血圧計が開示されている。オシロメトリック法またはその他の方法でまず平均血圧と拡張期血圧を決定する。血圧そのものをあらわす動脈圧波形とカフによる圧迫時に発生する脈波波形とは類似性がある。この類似性に基づいて、カフ圧迫時（ST1）の脈波を検出し（ST2）その最大振幅から平均推定血圧を求める（ST3、ST4）。この平均推定血圧と脈波波形の最小値とをそれぞれ平均血圧と拡張期血圧とみなして（ST6、ST7）、脈波波形の最大値から収縮期血圧を演算で求める（ST9）。

30

【0007】

特許文献1では、平均血圧は圧迫脈波の最大振幅値をとるときのカフ圧に等しいと仮定し、同文献に記載の以下の式を使って収縮期血圧SBPを推定している。EMAPは推定平均血圧、DBPは拡張期血圧、 A_{AV} は波形平均値、 α は補正係数である。 $SBP = A_m \cdot \alpha$ （ $EMAP - DBP$ ）/ $A_{AV} + DBP$

40

また特許文献2（特開平8-280640号公報）には、拡張期に測定した振幅なのか収縮期に測定した振幅なのかを判別する手法が開示されている。同文献図4の脈波のカーブの面積 A_u 、 A_d 、図4の三角形B-A-B'の面積 A_{ut} 、三角形B-B'-A'の面積 A_{dt} の比（ A_u/A_{ut} 、 A_d/A_{dt} ）を算出する。この面積比が1以上であれば収縮期、1以下であれば拡張期と判別する（（0039）～（0046）、（0013）～（0014）段落）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【文献】特開2003-284696号公報

特開平8-280640号公報

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

特許文献1は、収縮期血圧以上に加圧することなく精度の高い収縮期血圧測定を可能にすることを目的にし、そのために、平均血圧と脈波波形の最小値から収縮期血圧を上述の式で求めている。

【0010】

しかし平均血圧は必ずしも圧迫脈波の最大振幅時のカフ圧とはならない。つまり、特許文献1の提案式を使って求めた収縮期血圧は精度が悪く、基準である聴診法による血圧からのずれが大きい。

【0011】

また特許文献2は拡張期に測定した振幅なのか収縮期に測定した振幅なのかを判別する手法であって、正確な収縮期血圧を測定するものではない。

【0012】

本発明の目的は、以上述べた問題点を解決し、測定精度が高くしかも収縮期血圧を測定する際の被測定者への負荷が軽い血圧計、血圧測定方法及び血圧測定プログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明は、カフ圧及び脈波を検出するカフ圧及び脈波検出部と、前記カフ圧及び脈波検出部が検出した脈波を特定期間において複数領域に分け、前記カフ圧及び脈波検出部が検出したカフ圧の変化にともない生じる前記複数領域の脈波波形の対称性の変動から収縮期血圧の推定値を算出する血圧算出部を有することを特徴とする血圧計である。

【0014】

また本発明は、カフ圧及び脈波を検出し、前記検出した脈波を特定期間において複数領域に分け、前記検出したカフ圧の変化にともない生じる前記複数領域の脈波波形の対称性の変動から収縮期血圧の推定値を算出することを特徴とする血圧測定方法、である。

【0015】

また本発明は、カフ圧及び脈波を検出するカフ圧及び脈波検出処理と、前記カフ圧及び脈波検出部が検出した脈波を特定期間において複数領域に分け、前記カフ圧及び脈波検出部が検出したカフ圧の変化にともない生じる前記複数領域の脈波波形の対称性の変動から収縮期血圧の推定値を算出する処理をコンピュータに実行させることを特徴とする血圧測定プログラム、である。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、測定精度が高くしかも収縮期血圧を測定する際の被測定者への負荷が軽い血圧計、血圧測定方法及び血圧測定プログラムを提供することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の第1の実施形態の血圧計の構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の第1の実施形態の血圧計の動作を説明する図である。

【図3】本発明の第1の実施形態の血圧計の測定手法を説明する図である。

【図4】(a)はある被験者の脈波の波形、(b)は算出した面積比から作成したカフ圧－特徴量のグラフである。

【図5】本発明の第2の実施形態を説明する図である。

【図6】本発明の第3の実施形態を説明する図である

【図7】本発明の第4の実施形態を説明する図である。

【図8】本発明の第5の実施形態の血圧計の構成を示すブロック図である。

【図9】本発明の第6の実施形態を説明するブロック図である。

【図10】カフ圧と脈波の時間変化を模式的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 8 】

(第 1 の実施形態)

[構成の説明]

図 1 ～図 4 を用いて本発明の第 1 の実施形態を説明する。

【 0 0 1 9 】

図 1 は本実施形態の血圧計 1 の構成を示すブロック図である。

【 0 0 2 0 】

制御部 1 0 は血圧計全体を制御する。圧力検出部 2 4 はカフ 1 2 から伝達する生波形を圧力センサによって取得する。この生波形は空気圧による加圧圧力（以下カフ圧）と脈波が合わさった圧力を検出する。フィルタ処理部 1 1 はこの生波形をカフ圧と脈波に分離する。図 1 0 はカフ圧と脈波が混在した生波形の例を示す図である。

10

【 0 0 2 1 】

脈波情報算出部 1 3 は、フィルタ処理部 1 1 で得られた脈波信号の極値（ピーク値）を検出する。さらに、検出した一拍毎の極大値が現れる時点を境にして、極大値の前の脈波の面積 S_1 と極大値の後の脈波の面積 S_2 を算出し、面積比 S_1 / S_2 を算出する。

【 0 0 2 2 】

血圧推定部 1 7 は脈波情報算出部 1 3 で算出した面積比 S_1 / S_2 とカフ圧から関係式 $f(X)$ を作成する。

【 0 0 2 3 】

また血圧推定部 1 7 は作成した関係式 $f(X)$ で、 $f(1)$ に該当するカフ圧を収縮期血圧の推定値とする。

20

【 0 0 2 4 】

脈波情報算出部 1 3 と血圧推定部 1 7 を合わせて血圧算出部 3 0 と称する。また圧力検出部 2 4 とフィルタ処理部 1 1 を合わせてカフ圧及び脈波検出部 5 1 と称する。

【 0 0 2 5 】

また血圧計 1 は、カフを空気圧で加圧してカフ圧を発生させるためのポンプ 2 0、ポンプ 2 0 への加減圧を制御するカフ加減圧部 2 2、圧力検出部 2 4、ボタン等の操作部 2 8、血圧等を表示する表示部 2 6 を備えている。

[動作の説明]

被測定者はカフ 1 2 を動脈から脈波が検出できる上腕部に巻き、操作部 2 8 のボタン等を押す。制御部 1 0 は記憶している測定フローに従ってカフ加減圧部 2 2 に加圧の指示が送られ、カフ加減圧部 2 2 はそれに従ってポンプ 2 0 に押し出す空気圧を指示する。カフ 1 2 の圧力センサで測定されたカフ圧は圧力検出部 2 4 で検出される。カフに空気を送るにつれてカフ圧は上昇する。

30

【 0 0 2 6 】

図 2 は本実施形態の血圧計の動作を説明する図である。検出値にはカフ圧と脈波の振幅の両方が乗っている。そこでフィルタ処理部 1 1 の H P F (High Pass Filter) で脈波を抽出する (S 1 0 1)。カフ圧は L P F (Low Pass Filter) で抽出する。抽出したカフ圧は後で説明する S 1 0 3 で用いる。

【 0 0 2 7 】

そのあと脈波情報を算出する。(S 1 0 2)。

40

【 0 0 2 8 】

図 3 (a)、(b)、(c) は本実施形態の血圧計の測定手法を説明する図である。図 3 (c) は、脈波だけを抽出した後の波形であり、横軸を測定時間 (秒)、縦軸を脈波の圧力波形 (mmHg) とした。図 3 (c) 中の縦の破線は既存の聴診法による収縮期血圧と拡張期血圧である。

【 0 0 2 9 】

図 3 (a)、(b) は拡大した一拍分の脈波波形の模式図を示している。脈波は、心臓が血液を全身に送り込むために収縮することによって発生する駆出波に、その駆出波が全身に行き亘る際に末梢動脈や動脈分岐部などで反射することによって発生する反射波が重

50

量している。図3(a)は、カフ圧がDBP(Diastolic Blood Pressure、拡張期血圧)付近の脈波波形である。一方図3(b)は、カフ圧がSBP(Systolic Blood Pressure、収縮期血圧)付近の脈波波形である。図3(a)の場合は反射波の存在が確認できる。しかしカフ圧が大きくなるにつれて、反射波は次第に減衰する傾向にあり、図3(b)の場合反射波はほぼ見えなくなっている。

【0030】

ここで、一拍分の脈波の波形の極小値から極大値の間の波形の面積(S_1 、以後これを極大値の前の脈波の面積という)と極大値から次の極小値までの波形の面積(S_2 、以後これを極大値の後の脈波の面積という)を比較する(S_1/S_2)。なおこの「次の極小値」は、一拍分の脈波の最後またはその近傍に生じる極小値をいう。図3(a)の場合は $S_1/S_2 < 1$ 、図3(b)の場合は面積比 $S_1/S_2 = 1$ である。図3(c)の脈波の波形を見ると、カフを加圧していくと駆出波に重畳していた反射波が次第に減衰していき、脈波の波形は極大値が現れる時点を境にして線対称になる、つまり $S_1/S_2 = 1$ になる。本発明者は、 $S_1/S_2 = 1$ になるタイミングの脈波の圧力が収縮期血圧に一致することを見出した。以下この点について説明する。

【0031】

図4(a)はある被験者の脈波波形(mmHg)、(b)は算出した面積比から作成したカフ圧-特徴量(本実施形態では S_1 と S_2 の面積比)のグラフである。カフ加圧後に検出する脈波一拍毎の面積比 S_1/S_2 を算出する。面積比は取得した脈波の一拍毎の極大値を測定し、極小値と極大値の間と極大値と次の極小値の間を積分して算出する。なお、面積比は他の方法で求めてもよい。脈波情報算出部13が極大値、極小値の検出、面積と面積比の算出を行う。

【0032】

図4(b)は特徴量を縦軸に、カフ圧(mmHg)を横軸にプロットしてカフ圧-特徴量のグラフを作成し、最小二乗法による関係式 $f(X)$ を作成したものである。カフ圧=121mmHgにある破線は聴診法での収縮期血圧である。

【0033】

この関係式で $f(1)$ つまり面積比 $S_1/S_2 = 1$ のときのカフ圧121mmHgが、聴診法で測定した収縮期血圧と非常に良く一致していることが分かる。図4の場合はテストであるので、収縮期血圧以上の加圧をしている。しかし実際は、収縮期血圧より前にカフへの加圧を停止し即減圧する。加圧停止までに得られたプロットから関係式を作成し、その関係式を用いて外挿することで $f(1)$ を算出すれば、カフ圧が収縮期血圧に到達する前に、正確な収縮期血圧を推定できる(図2の S_1/S_2)。収縮期血圧の推定は血圧推定部17で行う。

【0034】

なお、拡張期血圧の測定には既存のオシロメトリック法などを用いればよい。つまり、カフを加圧していく段階で拡張期圧つまり拡張期血圧を測定し、そのあと本実施形態の手法で収縮期血圧を測定すればよい。

[効果の説明]

本実施形態では、カフ圧が収縮期血圧に達する前に加圧を停止し、それまでに得られた脈波から特徴量を算出して収縮期血圧を推定する。そのためオシロメトリック法などの既存の手法よりも低い圧力まで加圧すれば十分である。例えば図4(b)では、収縮期血圧が121mmHgの被験者において、オシロメトリック法では約130mmHg(図4(b)の右端)まで加圧している。それに対し、本実施形態では約100mmHg(点線の○で囲まれたプロットの右端)までの加圧で得られた脈波から収縮期血圧が推定できていることがわかる。また、図4(a)よりオシロメトリック法では約28秒かかるのに対し、本実施形態では約21秒で測定を終了できる。つまり、本実施形態では、加圧圧力を低減し、かつ測定時間も短くでき、被測定者の負担を軽減することが可能である。

【0035】

一般に血圧は変動が大きいので、24時間血圧を測定する場合がある。例えば1時間に

10

20

30

40

50

4回測定すると1日に100回程度、測定の度に装着部位をカフで強く圧迫することになり、対象者の負荷が非常に大きくなる。しかし、本実施形態の血圧計であれば、高精度で測定が可能でありしかもカフで装着部位を圧迫する圧力が小さく、かつ加圧時間が短くなり、対象者の負荷を大幅に軽減できる。

【0036】

なお本実施形態では、面積比を特徴量としその変動を算出し、特徴量がある所定値になるときのカフ圧を収縮期血圧と推定した。特徴量の変動は、カフ圧の変化に伴って生じる複数領域の脈波波形の対称性の変動と捉えることができる。

【0037】

また本実施形態では、脈波の極大値が現れる時点を境にして面積比を算出した。しかし極大値からずらした時点を境にしてその前後で面積比等の特徴量を算出し、特徴量の比が1とは異なる所定の値になるカフ圧を収縮期血圧と推定してもよい。面積比をどう定義しようと、カフを加圧していくにつれて駆出波に重畳していた反射波が次第に減衰していき、駆出波だけが見えるようになるという脈波の変化は変わらない(図3参照)。そのため極大値からずれた時点を境とした面積比でも、極大値を境として定義した面積比と同様に収縮期血圧を推定することができる。極大値より時間的に早い時点を境にした場合は収縮期血圧として推定できる $S1/S2$ は1より小となる。逆に極大値より時間的に遅い時点を境にした場合は収縮期血圧として推定できる $S1/S2$ は1より大となる。

【0038】

また本実施形態では、2つの極小値から極大値までの面積を算出した。しかし、極小値ではなく、波高のm%の高さから極大値までの面積比などの特徴量を算出し、特徴量の比が1とは異なる所定の値になるカフ圧を収縮期血圧として推定してもよい。mは、被験者群(例えば腕周、人種などが異なる被験者群)によって値が異なり、ターゲットとする被験者群の多くの被験者データからもっとも誤差が小さくするよう統計的手法により決定すればよい。

【0039】

また、極大値から脈波の脈圧が0 mmHgになる時点までの間の脈波波形の面積を用いてもよい。

【0040】

なお本実施形態では面積比を $S1/S2$ としたが、 $S2/S1$ としてもよい。

【0041】

本実施形態では脈波の最大振幅が現れてからN拍($N=0, 1, \dots$)後の脈波まで測定し、その時点でカフの加圧を停止した。しかし脈波の最大振幅が現れてからN拍後という観点ではなく、特徴量がある値(例えば $S1/S2=0.7$)になった時点で加圧を止めるようにしてもよい。また、図4(b)のカフ圧-特徴量のプロットを測定前に、カフ圧の低いほうから例えば5点だけ算出すると決めておいて、5点算出したら加圧を止めて収縮期血圧を推定するようにしてもよい。5点に限らず関係式を精度よく作成できるプロット数であればよい。図4(b)の場合は8点であるが、5点であれば短時間測定になる。精度が所定の許容範囲内であればよく、それよりも短時間で測定したい用途には有効である。もしくは、加圧中に拡張期血圧が求まった時点で加圧を停止してもよい。測定開始からT秒またはP mmHg経過した時点で加圧を停止してもよい。カフ圧が収縮期血圧に至る前で加圧を停止すればよい。また、高精度に測定したい場合は面積比=1まで測定を継続させてもよい。高精度に測定したい場合とそこまで精度を必要としない場合とを選択できるスイッチを血圧計に設け、高精度モードと通常モードを選択できるようにしてもよい。

【0042】

また本実施形態ではカフは被測定者の上腕動脈のある上腕に巻いているが、上腕動脈に限らず他の部位例えば、頸動脈、浅側頭動脈、顔面動脈、橈骨動脈、大腿動脈、膝窩動脈、後脛骨動脈、足背動脈等がある部位に巻いて測定しても良い。動脈からの脈波が検出できる部位であればどこで測定してもよい。

【0043】

また、本実施形態では脈波波形を2つの領域に分割しているが、2つに限らず複数の領域に分けてもよい。例えば一拍分の脈波を時間順に3つの領域に分け、それぞれの面積を $S'1$ 、 $S'2$ 、 $S'3$ とし、 $(S'1 + S'2) / S'3$ を特徴量としてもよい。前述のように、カフを加圧していくと駆出波に重畳していた反射波が次第に減衰していく。この変化に対応して $S'1$ 、 $S'2$ 、 $S'3$ は、2分割の $S1$ 、 $S2$ の場合と同じく一定の傾向で変動する。そのため $(S'1 + S'2) / S'3$ を特徴量とし、その変動を算出し、所定値になったときのカフ圧を収縮期血圧と推定することが可能である。なお $S'1$ 、 $S'2$ 、 $S'3$ のうち2つだけを用いた $S'2 / S'3$ も特徴量として用いることができる。さらに脈波を4つ以上に分割してもよい。

【0044】

本実施形態では、最小二乗法を用いて関係式 $f(X)$ を作成したが、高い精度で収縮期血圧が推定できれば異なる手法で作成してもよい。また、本実施形態では脈波を用いているが、脈波を時間微分した微分脈波を用いてもよい。

(第2の実施形態)

第1の実施形態では一つの脈波の極値前後の面積比を特徴量として極値前後の対称性を用い、面積比が略1となるときのカフ圧を収縮期血圧とした。しかし面積比が略1とは、極値前後で脈波の形状がほぼ同形状になる場合と言って良い。そのため面積比以外の特徴量でも関係式を算出できる。

【0045】

本実施形態では面積比の代わりに傾き比を用いる。例えば図5(a)、(b)に示すように、一拍毎の脈波波形における極大値の直前の極小値と極大値を結ぶ直線の傾き $a1$ の絶対値と、極大値とその直後の極小値を結ぶ直線の傾き $a2$ の絶対値の比を用いてもよい。

【0046】

なお図5(a)、(b)では極大値を用いたが、極大値からずらした時点を用いてもよい。例えば極大値からずらした点と、その点の前後の極小値を結ぶ2つの直線の傾き比を用いてもよい。また極小値ではなく、脈波の脈圧が0 mmHgになる時点を用いてもよいし、波高の $m\%$ の時点を用いてもよい。

【0047】

また、本実施形態では脈波波形を2つの領域に分割しているが、2つに限らず複数の領域に分けてもよい。

【0048】

本実施形態では脈波情報算出部13に、脈波の傾きの絶対値を算出する機能を持たせればよい。血圧計の他の構成は第1の実施形態と同様にすることができる。

(第3の実施形態)

面積比、傾き比以外にも、特徴量として時間比、例えば、一拍毎の脈波波形における極小値から極大値までの時間と、極大値から次の極小値までの時間の比を用いても良い。この2つの時間の比が略1になるカフ圧を、面積比=略1の場合と同様に収縮期血圧とする。

【0049】

本実施形態では脈波情報算出部13に、一拍毎の脈波波形の極小値から極大値までの時間 α とその極大値から次の極小値までの時間 β を算出する機能を持たせればよい。図6(a)、(b)に示すように、 $\alpha / \beta < 1$ は $S1 / S2 < 1$ に該当し、 $\alpha / \beta = 1$ は $S1 / S2 = 1$ に該当するので、第1の実施形態と同様に血圧推定部17で関係式を作成し、 $\alpha / \beta = 1$ のときのカフ圧を収縮期血圧と推定する。

【0050】

なお図6(a)、(b)では極大値を用いたが、極大値からずらした時点を用いてもよい。極大値より時間的に早い時点を境にした場合は収縮期血圧として推定できる α / β は1より小となる。逆に極大値より時間的に遅い時点を境にした場合は収縮期血圧として推定できる α / β は1より大となる。

【0051】

また、一拍毎の脈波波形の極大値の波高の略半分になる点までの時間を特徴量としても

10

20

30

40

50

よい。つまり一拍の脈波の極大値前の波形において極大値の略半分になってから極大値になるまでの時間と、極大値後の波形において極大値になってから略半分になるまでの時間の比を用いてもよい。

【0052】

さらに、図4(a)から分かるように、殆どの脈波では、一拍毎の脈波の脈圧がゼロmmHgを二度横切る。そのため極大値の波高の略半分になる時間に代えて、この脈圧がゼロになる時点を用いても良い。または、波高のm%の時点を用いてもよい。また、本実施形態では脈波波形を2つの領域に分割しているが、2つに限らず複数の領域に分けてもよい。

(第4の実施形態)

第1の実施形態において、拡張期血圧は既存のオシロメトリック法などを使うことが出来ると述べたが、本発明の手法で拡張期血圧の推定も可能である。図7は特徴量を横軸に、カフ圧を縦軸に取った特徴量－カフ圧のグラフである(図4とは縦軸と横軸が逆である)。図7はカフを加圧し脈波波形が最大振幅になるよりも前の段階のグラフである。

【0053】

聴診法による拡張期血圧は図7の破線で示すように76mmHgである。図7の場合、76mmHg以上ではプロットは左下がりであり、76mmHg以下では逆にプロットは左上がりの傾向であり、76mmHgを境にプロットの傾向が変化していることがわかる。破線で囲んだ傾向の異なる2つのプロットが交わる箇所と聴診法での拡張期血圧がほぼ一致している。そのため2つのプロットの傾向が変化する箇所を拡張期血圧として推定することが可能である。拡張期血圧の推定も脈波情報算出部13と血圧推定部17を用いて行えばよい。

【0054】

また、拡張期血圧以上のプロットと拡張期血圧以下のプロットについて最小二乗法を用いた関係式を別々に作成し、2つの関係式の交点を拡張期血圧としてもよい。関係式の作成の仕方は第1～3の実施形態と同様でよい。最小二乗法とは異なる手法で関係式を作成してもよい。

(第5の実施形態)

図8は本発明の第5の実施形態の血圧計1'を説明するためのブロック図である。本実施形態の血圧計1'は脈拍数検出部60を備えた点が第1の実施形態の血圧計と異なる。被測定者の脈拍数が低い場合、加圧を停止する点(例えば最大振幅が現れてN拍後)が収縮期血圧を超えてしまうことある。そのような場合、カフを加圧しながら脈拍数を測定し、脈拍数の大きさに合わせて加圧速度を調整するとよい。脈拍数が小さい場合、加圧速度を遅くし、加圧停止点を収縮期血圧の手前にできる。逆に脈拍数が大きい場合は、加圧速度を速めて測定時間を短くすることができる。

【0055】

脈拍数検出部60は圧力検出部24から脈波の圧力を取得し脈拍数を検出する。検出した脈拍数のデータは制御部10に送る。

(第6の実施形態)

図9は第6の実施形態の血圧計5を示すブロック図である。血圧計5はカフ圧及び脈波検出部70と血圧算出部90を備える。カフ圧及び脈波検出部70はカフ圧及び脈波を検出する。血圧算出部90は、カフ圧及び脈波検出部70が検出した脈波を特定期間において複数領域に分け、カフ圧の変化にともない生じる複数領域の脈波波形の対称性の変動から収縮期血圧の推定値を算出する。このようにすれば、収縮期血圧までカフを圧迫することなく、しかも短時間で血圧測定が可能になる。

(その他の実施形態)

また上述の第1～第6の実施形態では、面積、傾き、時間を単独で特徴量として用いたが、それらを適宜組み合わせ用いても良い。例えばどれか2つまたは3つ全ての平均値を推定値として用いるようにしてもよい。

【0056】

10

20

30

40

50

また本発明の血圧計は人だけでなく、犬や猫などの動物の血圧測定に適用することもできる。

【0057】

また上述の第1～第6の実施形態では、血圧計は専用装置によって実現したが、コンピュータ（情報処理装置）によっても実現可能である。この場合このコンピュータは、メモリに格納されたソフトウェア・プログラムをCPU（Central Processing Unit）に読み出し、読み出したソフトウェア・プログラムをCPUにおいて実行すればよい。

【0058】

以上、上述した実施形態を模範的な例として本発明を説明した。しかしながら、本発明は、上述した実施形態には限定されない。即ち、本発明は、本発明のスコープ内において、当業者が理解し得る様々な態様を適用することができる。

【0059】

上記の実施形態の一部または全部は、以下の付記のようにも記載されうるが、以下には限られない。

（付記1）

カフ圧及び脈波を検出するカフ圧及び脈波検出部と、前記カフ圧及び脈波検出部が検出した脈波を特定期間において複数領域に分け、前記カフ圧及び脈波検出部が検出したカフ圧の変化にともない生じる前記複数領域の脈波波形の対称性の変動から収縮期血圧の推定値を算出する血圧算出部を有することを特徴とする血圧計。

（付記2）

収縮期血圧未満の圧力で加圧が停止することを特徴とする付記1に記載の血圧計。

（付記3）

前記血圧算出部は、特定期間における脈波を複数領域に分け、カフ圧の変化にともない生じる前記複数領域の面積比の変動から収縮期血圧の推定値を算出することを特徴とする付記1または2に記載の血圧計。

（付記4）

前記血圧算出部は、特定期間における脈波を複数領域に分け、カフ圧の変化にともない生じる前記複数領域の傾き比の変動から収縮期血圧の推定値を算出することを特徴とする付記1から3のいずれか一項に記載の血圧計。

（付記5）

前記血圧算出部は、特定期間における脈波を複数領域に分け、カフ圧の変化にともない生じる前記複数領域の時間比の変動から収縮期血圧の推定値を算出することを特徴とする付記1から4のいずれか一項に血圧計。

（付記6）

前記血圧算出部は、前記特定期間の脈波を2つの領域に分け、前記面積比、傾き比、前記時間比のうちの少なくとも一つが略1になるカフ圧を前記収縮期血圧として推定する付記3から5のいずれか一項に記載の血圧計。

（付記7）

前記脈波を一拍毎に複数領域に分けることを特徴とする付記1から6のいずれか一項に記載の血圧計。

（付記8）

前記血圧算出部は、前記特定期間における脈波を複数領域に分け、カフ圧の変化にともない生じる前記複数領域の前記脈波波形の対称性の変動の傾向が変化するときのカフ圧を拡張期血圧とすることを特徴とする付記1から7のいずれか一項に記載の血圧計。

（付記9）

前記特定期間は、前記カフ圧が収縮期血圧に至る前の所定期間である付記1から8のいずれか一項に記載の血圧計。

（付記10）

脈拍数検出部をさらに備え、カフの加圧過程において脈拍数を検出し、脈拍数に合わせて加圧速度を調整することを特徴とする付記1から9のいずれか一項に記載の血圧計。

10

20

30

40

50

(付記 1 1)

カフの加圧過程において拡張期血圧を算出し、拡張期血圧が求められた時点で加圧を停止し即減圧することを特徴とする付記 1 から 1 0 のいずれか一項に記載の血圧計。

(付記 1 2)

カフの装着部位は、上腕動脈、頸動脈、浅側頭動脈、顔面動脈、橈骨動脈、大腿動脈、膝窩動脈、後脛骨動脈、足背動脈のうちいずれか一つを含む部位であることを特徴とする付記 1 から 1 1 のいずれか一項に記載の血圧計。

(付記 1 3)

カフ圧及び脈波を検出し、前記検出した脈波を特定期間において複数領域に分け、前記検出したカフ圧の変化にともない生じる前記複数領域の脈波波形の対称性の変動から収縮期血圧の推定値を算出することを特徴とする血圧測定方法。

10

(付記 1 4)

カフ圧及び脈波を検出するカフ圧及び脈波検出処理と、前記カフ圧及び脈波検出部が検出した脈波を特定期間において複数領域に分け、前記カフ圧及び脈波検出部が検出したカフ圧の変化にともない生じる前記複数領域の脈波波形の対称性の変動から収縮期血圧の推定値を算出する処理をコンピュータに実行させることを特徴とする血圧測定プログラム。

【0 0 6 0】

この出願は、2 0 1 6 年 3 月 2 9 日に出願された日本出願特願 2 0 1 6 - 0 6 5 7 2 6 を基礎とする優先権を主張し、その開示の全てをここに取り込む。

【符号の説明】

20

【0 0 6 1】

- 1、1'、5 血圧計
- 1 0 制御部
- 1 1 フィルタ処理部
- 1 2 カフ
- 1 3 脈波情報算出部
- 1 7 血圧推定部
- 2 0 ポンプ
- 2 2 カフ加減圧部
- 2 4 圧力検出部
- 2 6 表示部
- 2 8 操作部
- 3 0 血圧算出部
- 5 1 カフ圧及び脈波検出部
- 6 0 脈拍数検出部
- 7 0 カフ圧及び脈波検出部
- 9 0 血圧算出部

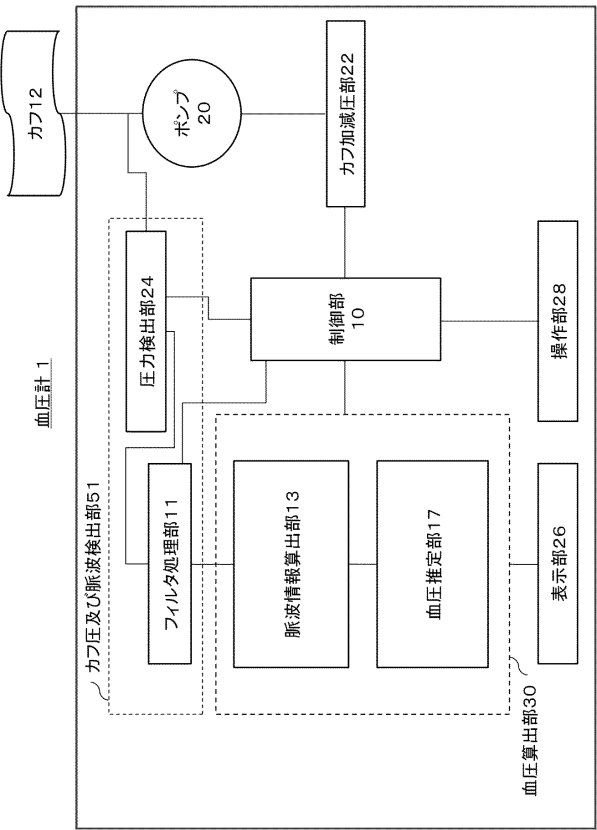
30

40

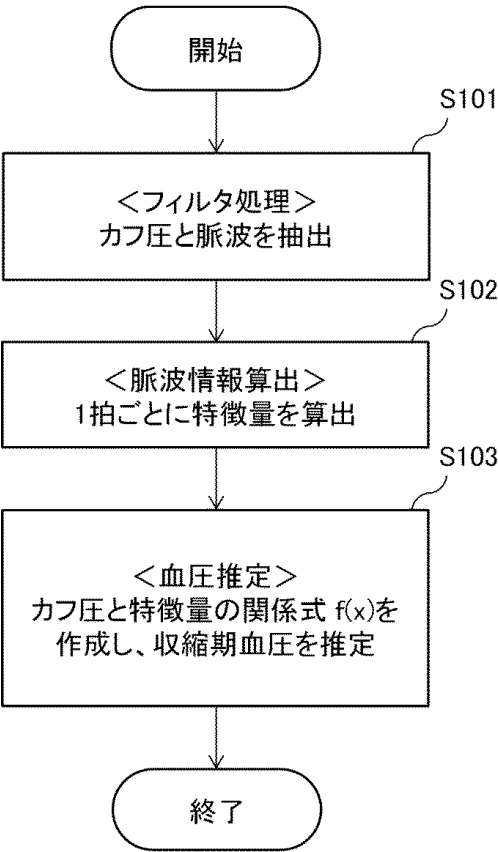
50

【図面】

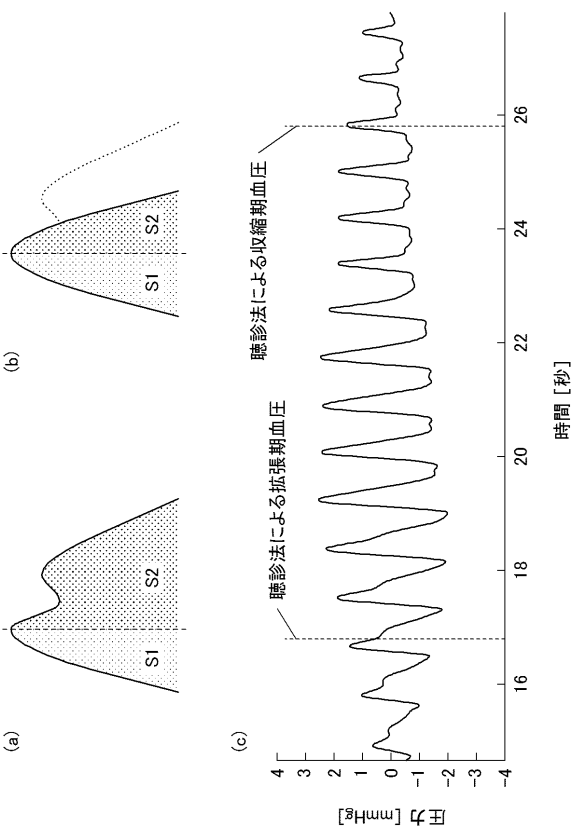
【図 1】



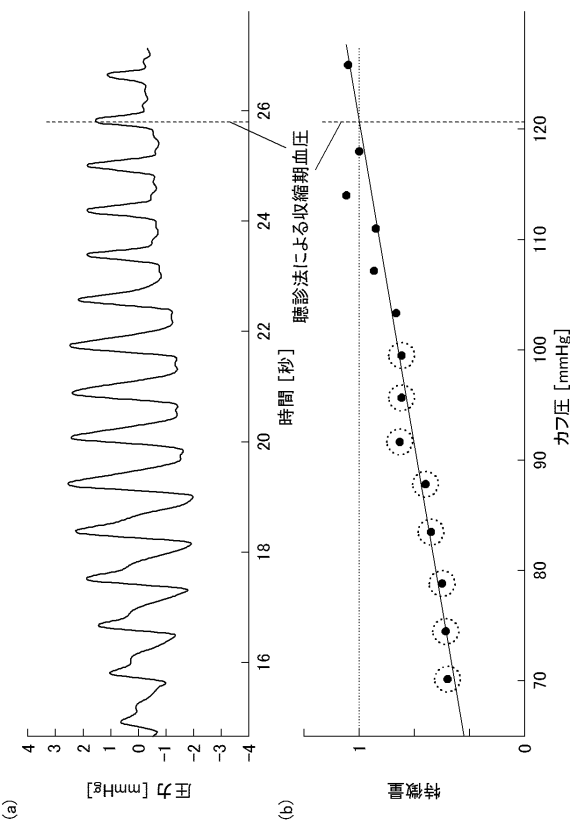
【図 2】



【図 3】



【図 4】



10

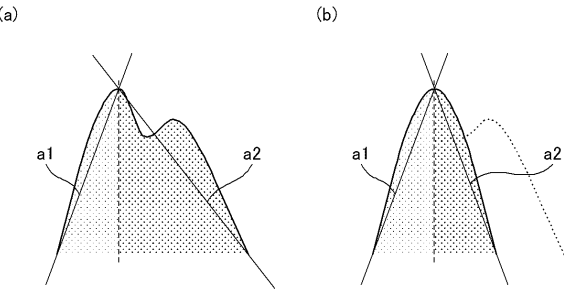
20

30

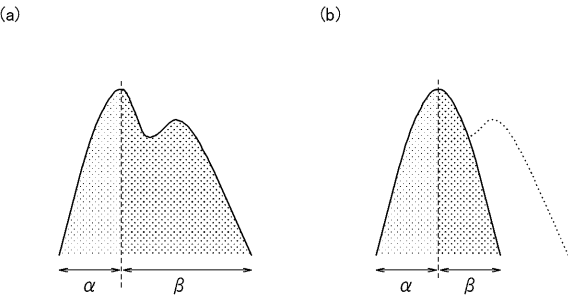
40

50

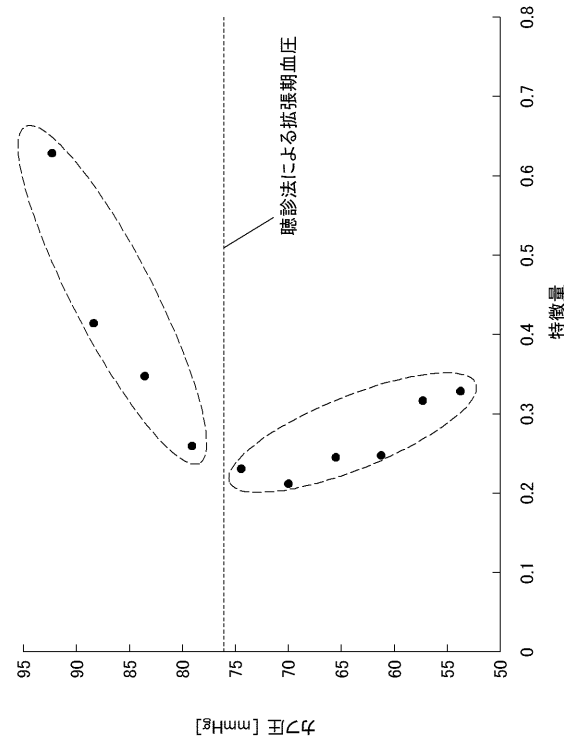
【図 5】



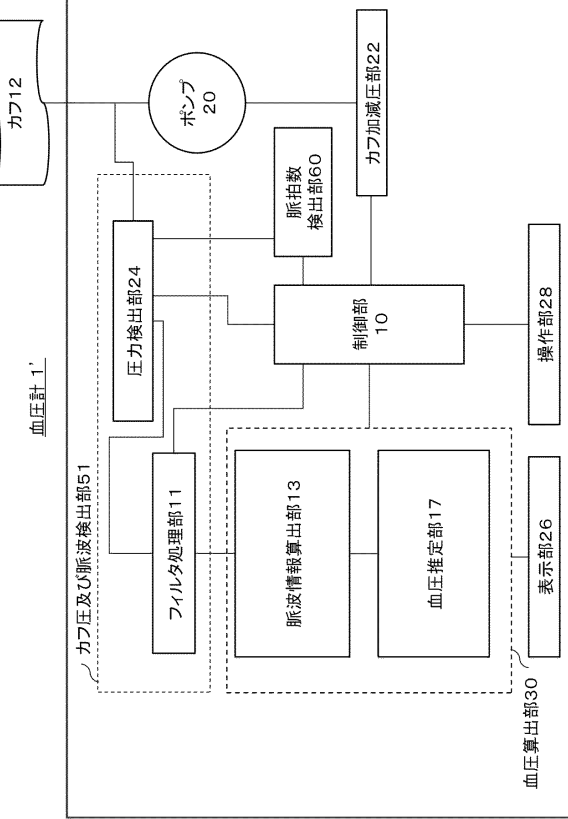
【図 6】



【図 7】



【図 8】



10

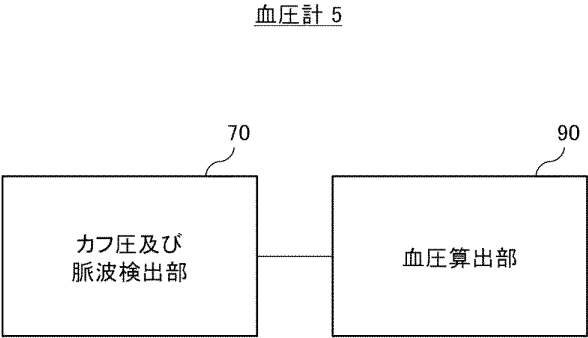
20

30

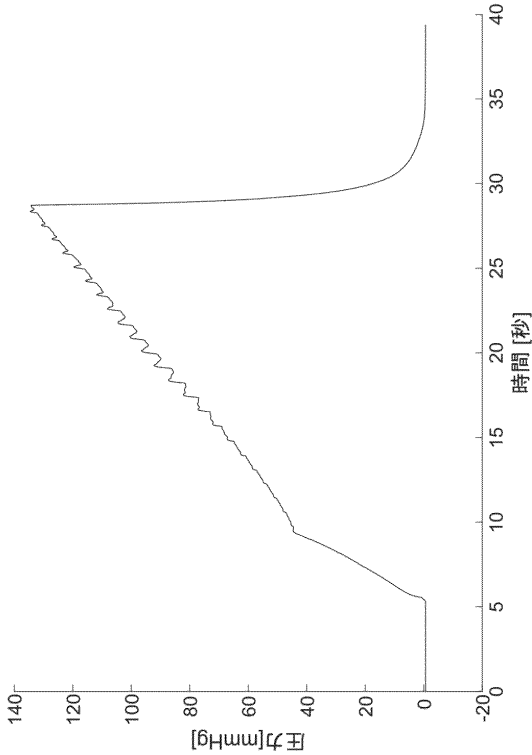
40

50

【図 9】



【図 10】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- 株式会社内
(72)発明者 アルトウンタシ エリスィン
東京都港区芝五丁目7番1号 日本電気株式会社内
(72)発明者 大野 友嗣
東京都港区芝五丁目7番1号 日本電気株式会社内
(72)発明者 赤川 武志
東京都港区芝五丁目7番1号 日本電気株式会社内
審査官 亀澤 智博
(56)参考文献 国際公開第94/004074 (WO, A1)
特開2001-187033 (JP, A)
国際公開第2009/142266 (WO, A1)
特開平06-319708 (JP, A)
特開平03-121045 (JP, A)
特開昭62-014831 (JP, A)
国際公開第2010/071052 (WO, A1)
(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 5/02 - 5/03