

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3632014号
(P3632014)

(45) 発行日 平成17年3月23日(2005.3.23)

(24) 登録日 平成16年12月24日(2004.12.24)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 5/0245

F I

A61B 5/02 310J

請求項の数 8 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2002-180369 (P2002-180369)	(73) 特許権者	504019054 コーリンメディカルテクノロジー株式会社 愛知県小牧市林2007番1
(22) 出願日	平成14年6月20日(2002.6.20)	(74) 代理人	100085361 弁理士 池田 治幸
(65) 公開番号	特開2004-41244 (P2004-41244A)	(72) 発明者	成松 清幸 愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社内
(43) 公開日	平成16年2月12日(2004.2.12)	(72) 発明者	小椋 敏彦 愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社内
審査請求日	平成14年6月20日(2002.6.20)	(72) 発明者	反保 明 愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2002-138099 (P2002-138099)		
(32) 優先日	平成14年5月14日(2002.5.14)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管内皮機能評価装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体の一部に装着されるカフと、該カフの圧迫圧力を制御して、予め定められた期間、該カフに前記生体の一部を圧迫させるカフ圧制御手段とを備えた圧迫装置と、

前記生体から前記カフに伝達されるカフ脈波を検出する脈波検出装置と、

前記圧迫装置の圧迫による、前記脈波のピーク以降の後半部分の特徴を表す後半脈波情報の経時的変化を確認するために、予め定められた時点で前記脈波検出装置により検出される脈波に基づいて、前記後半脈波情報を経時的に決定する後半脈波情報決定手段とを含む血管内皮機能評価装置であって、

前記圧迫装置のカフ圧制御手段は、前記カフの圧迫圧力を最高血圧値よりも高い圧力まで昇圧させた後に、該圧迫圧力を徐速降圧させる血圧測定制御を実行する止血手段と、該止血手段による前記カフの圧迫圧力の制御の前および後に、該カフの圧迫圧力を、一拍分以上の間、該カフが装着されている部位の平均血圧値以下に設定された脈波検出圧にそれぞれ保持する第1脈波検出圧制御手段および第2脈波検出圧制御手段を含むものであり、

前記後半脈波情報決定手段は、前記第1脈波検出圧制御手段によって前記カフの圧迫圧力が前記脈波検出圧に保持されている状態で前記脈波検出装置により検出される脈波、および前記第2脈波検出圧制御手段によって前記カフの圧迫圧力が前記脈波検出圧に保持されている状態で前記脈波検出装置により検出される脈波に基づいて、前記後半脈波情報をそれぞれ決定するものであり、

さらに、前記止血手段による圧迫圧力の徐速降圧過程で、前記脈波検出装置により逐次

10

20

検出されるカフ脈波に基づいて血圧値を決定する血圧値決定手段を含むことを特徴とする血管内皮機能評価装置。

【請求項 2】

前記カフ圧制御手段は、前記第 1 脈波検出圧制御手段による前記カフの圧迫圧力の制御の前に、前記カフの圧迫圧力を該カフ装着部位の最低血圧値よりも十分に低い圧力から徐速昇圧させる徐速昇圧手段をさらに含み、
該徐速昇圧手段による徐速昇圧過程で前記脈波検出装置により逐次検出される脈波の下部形状が歪むことに基づいて前記脈波検出圧を決定する脈波検出圧決定手段をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の血管内皮機能評価装置。

【請求項 3】

前記第 1 脈波検出圧制御手段による前記カフの圧迫圧力の制御の前に、前記カフの圧迫圧力を予め設定された回数だけ前記脈波検出圧まで昇圧してカフ装着部位を予備加圧する予備加圧手段をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の血管内皮機能評価装置。

【請求項 4】

前記カフ圧制御手段は、前記予備加圧手段による前記カフの圧迫圧力の制御の前に、前記カフの圧迫圧力を該カフ装着部位の最低血圧値よりも十分に低い圧力から徐速昇圧させる徐速昇圧手段をさらに含み、
該徐速昇圧手段による徐速昇圧過程で前記脈波検出装置により逐次検出される脈波の下部形状が歪むことに基づいて前記脈波検出圧を決定する脈波検出圧決定手段をさらに含むことを特徴とする請求項 3 に記載の血管内皮機能評価装置。

【請求項 5】

前記後半脈波情報が、脈波の進行波成分に対する反射波成分の割合を示す振幅増加指数であることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の血管内皮機能評価装置。

【請求項 6】

前記後半脈波情報が、脈波の情報への尖り具合を示す先鋭度であることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の血管内皮機能評価装置。

【請求項 7】

前記後半脈波情報が、脈波の拡張期面積であることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の血管内皮機能評価装置。

【請求項 8】

前記圧迫装置の圧迫による心拍数情報の経時変化を確認するために、予め定められた時点で前記脈波検出装置により検出される脈波に基づいて、心拍数に関連する心拍数情報を算出する心拍数情報算出手段をさらに含むことを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれかに記載の血管内皮機能評価装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、血管内皮細胞の機能を評価する血管内皮機能評価装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

従来、血管内皮細胞の機能は、アセチルコリンなどの薬物を投与したときの血管拡張の状態や、カフにより生体の一部を圧迫して血流を数分間止めた後、その圧迫を解放したときの血管拡張の状態を超音波診断装置を用いて画像として見ることにより評価されている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、人体に薬物を投与することはあまり好ましいことではなく、また、超音波診断装置は比較的高価であり、また、測定も煩雑であるという問題がある。そのため、血管内皮細胞の機能を評価することはあまり広く行われていない状況にある。

【0004】

本発明は以上の事情を背景として為されたものであって、その目的とするところは、血管

10

20

30

40

50

内皮細胞の機能を容易に評価することができる血管内皮機能評価装置を提供することにある。

【0005】

【課題を解決するための手段】

本発明者は、上記の事情を背景として種々検討を重ねた結果、以下の知見を見出した。すなわち、カフによって生体の一部を圧迫すると、その圧迫により血管径が変化するが、その血管径の変化に関連して、カフまたはカフよりも下流側で発生する脈波は反射波成分が変化し、さらに、血管径の変化によって脈波の反射波成分が変化する程度は、血管内皮細胞の状態によって異なることを見出した。ここで、脈波の反射波成分は、主としてピーク以降の後半部分の形状に影響する。従って、血管径の変化によって、脈波のピーク以降の後半部分の特徴を表す後半脈波情報が変化する程度は、血管内皮細胞の状態によって異なることを見出した。本発明は、係る知見に基づいてなされたものである。

10

【0006】

すなわち、上記目的を達成するための本発明は、(a-1)生体の一部に装着されるカフと、(a-1)そのカフの圧迫圧力を制御して、予め定められた期間、そのカフに前記生体の一部を圧迫させるカフ圧制御手段とを備えた圧迫装置と、(b)前記生体から前記カフに伝達されるカフ脈波を検出する脈波検出装置と、(c)前記圧迫装置の圧迫による、前記脈波のピーク以降の後半部分の特徴を表す後半脈波情報の経時的变化を確認するために、予め定められた時点で前記脈波検出装置により検出される脈波に基づいて、前記後半脈波情報を経時的に決定する後半脈波情報決定手段とを含む血管内皮機能評価装置であって、(d)前記圧迫装置のカフ圧制御手段は、前記カフの圧迫圧力を最高血圧値よりも高い圧力まで昇圧させた後に、その圧迫圧力を徐速降圧させる血圧測定制御を実行する止血手段と、その止血手段による前記カフの圧迫圧力の制御の前および後に、そのカフの圧迫圧力を、一拍分以上の間、そのカフが装着されている部位の平均血圧値以下に設定された脈波検出圧にそれぞれ保持する第1脈波検出圧制御手段および第2脈波検出圧制御手段を含むものであり、(e)前記後半脈波情報決定手段は、前記第1脈波検出圧制御手段によって前記カフの圧迫圧力が前記脈波検出圧に保持されている状態で前記脈波検出装置により検出される脈波、および前記第2脈波検出圧制御手段によって前記カフの圧迫圧力が前記脈波検出圧に保持されている状態で前記脈波検出装置により検出される脈波に基づいて、前記後半脈波情報をそれぞれ決定するものであり、(f)さらに、前記止血手段による圧迫圧力の徐速降圧過程で、前記脈波検出装置により逐次検出されるカフ脈波に基づいて血圧値を決定する血圧値決定手段を含むことを特徴とする血管内皮機能評価装置である。

20

30

【0007】

なお、上記記載から明らかなように、上記カフ圧制御手段がカフの圧迫圧力を制御する「予め定められた期間」には、時間が定まっている場合だけでなく、血圧測定制御のように、予め定められた制御によって定まる期間も含む。

【0008】

【発明の効果】

本発明によれば、止血手段によってカフ装着部位が止血される前の脈波、および止血手段によってカフ装着部位が一旦完全に止血され、その後圧迫圧力が十分に低下させられた後の脈波に基づいて、後半脈波情報がそれぞれ算出される。カフ装着部位が一旦完全に止血され、その後圧迫圧力が十分に低下させられると、カフよりも下流側では血流量が通常よりも増加するので、止血前の後半脈波情報に対する止血終了後の後半脈波情報の変化の程度から血管内皮細胞機能の評価を行うことができる。従って、超音波診断装置を用いる必要がなくなることから、血管内皮細胞機能の評価が容易となる。さらに、血圧値決定手段により血圧値が決定されるので、血管内皮機能の評価と血圧値の決定とを一度に行うことができる。

40

【0011】

また、好ましくは、前記第1脈波検出圧制御手段による前記カフの圧迫圧力の制御の前に、前記カフの圧迫圧力を予め設定された回数だけ前記脈波検出圧まで昇圧してカフ装着部

50

位を予備加圧する予備加圧手段をさらに含む。このようにすれば、予備加圧によりカフとカフ装着部位の皮下組織とがなじむので、より正確な脈波が検出される。従って、その脈波から決定される後半脈波情報もより正確になるので、より正確に血管内皮機能を評価することができる。

【 0 0 1 2 】

また、好ましくは、前記カフ圧制御手段は、前記第 1 脈波検出圧制御手段による前記カフの圧迫圧力の制御の前、または、前記予備加圧手段が実行される場合にはその予備加圧手段による前記カフの圧迫圧力の制御の前に、前記カフの圧迫圧力をそのカフ装着部位の最低血圧値よりも十分に低い圧力から徐速昇圧させる徐速昇圧手段をさらに含み、その徐速昇圧手段による徐速昇圧過程で前記脈波検出装置により逐次検出される脈波の下部形状が歪むことに基づいて前記脈波検出圧を決定する脈波検出圧決定手段をさらに含む。このようにすれば、脈波検出圧決定手段により、カフの圧迫圧力の徐速昇圧過程で実際に検出される脈波に基づいて脈波検出圧が決定されるので、脈波検出圧が測定毎に最も適切な値に設定される。従って、第 1 脈波検出圧制御手段によってカフの圧迫圧力が脈波検出圧に保持されている状態で検出される脈波、および第 2 脈波検出圧制御手段によってカフの圧迫圧力が脈波検出圧に保持されている状態で検出される脈波の形状が正確となることから、後半脈波情報決定手段により、それらの脈波に基づいて決定される後半脈波情報が正確になるので、より正確に血管内皮機能を評価することができる。

10

【 0 0 1 4 】

また、好ましくは、前記圧迫装置の圧迫による心拍数情報の経時変化を確認するために、予め定められた時点で前記脈波検出装置により検出される脈波に基づいて、心拍数に関連する心拍数情報を算出する心拍数情報算出手段をさらに含む。カフによって生体の一部が圧迫されることによる心拍数情報の変化からは、自律神経の作用が正常であるかどうかを判断することができるので、このようにすれば、血管内皮細胞機能の評価と、自律神経の作用の評価とを一度に行うことができる。

20

【 0 0 1 5 】

【 発明の実施の形態 】

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて詳細に説明する。図 1 は、本発明が適用された血管内皮機能評価装置 10 の回路構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 6 】

図 1 において、カフ 12 はゴム製袋を布製帯状袋内に有し、上腕部 14 に巻回される。カフ 12 には、圧力センサ 16、調圧弁 18 が配管 20 を介してそれぞれ接続されている。また、調圧弁 18 には、配管 22 を介して空気ポンプ 24 が接続されている。調圧弁 18 は、空気ポンプ 24 により発生させられた圧力の高い空気を調圧してカフ 12 内へ供給し、或いは、カフ 12 内の空気を排気することにより、カフ 12 内の圧力を調圧する。

30

【 0 0 1 7 】

圧力センサ 16 は、カフ 12 内の圧力を検出してその圧力を表す圧力信号 S P を静圧弁別回路 26 および脈波弁別回路（すなわち脈波弁別装置）28 にそれぞれ供給する。静圧弁別回路 26 はローパスフィルタを備えており、圧力信号 S P に含まれる定常的な圧力すなわちカフ 12 の圧迫圧力（以下、この圧力をカフ圧 P C という）を表すカフ圧信号 S C を弁別してそのカフ圧信号 S C を A / D 変換器 30 を介して電子制御装置 32 へ供給する。脈波弁別回路 28 はたとえば 1 乃至 30 H z 程度の信号通過帯域を有するバンドパスフィルタを備えており、圧力信号 S P の振動成分であるカフ脈波信号 S M を弁別してそのカフ脈波信号 S M を A / D 変換器 34 を介して電子制御装置 32 へ供給する。上記カフ脈波信号 S M は、生体からカフ 12 に伝達される脈波であることからカフ脈波を表し、本実施形態においては、このカフ脈波を検出するためのカフ 12、圧力センサ 36、脈波弁別回路 28 により脈波検出装置が構成される。

40

【 0 0 1 8 】

電子制御装置 32 は、C P U 36、R O M 38、R A M 40、および図示しない I / O ポート等を備えた所謂マイクロコンピュータにて構成されており、C P U 36 は、R O M

50

38に予め記憶されたプログラムに従ってRAM40の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行することにより、I/Oポートから駆動信号を出力して空気ポンプ24および調圧弁18を制御する。CPU36は、その空気ポンプ24および調圧弁18を制御することによりカフ圧PCを制御する。また、CPU36は、図2に詳しく示す機能を実行することにより振幅増加指数AIおよび心拍数HRを経時的に決定し、さらに、表示器42の表示内容を制御する。

【0019】

図2は、血管内皮機能評価装置10におけるCPU36の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である(なお、図2において、後述の図9にて置き換えられている手段については、本発明の実施例ではない)。

10

【0020】

カフ圧制御手段50は、静圧弁別回路26から供給されるカフ圧信号SCに基づいて調圧弁18および空気ポンプ24を制御することにより、予め定められた止血期間T1の間、カフ圧PCを止血圧力PC1に制御し、その後、予め定められた測定期間T2の間、カフ圧PCを脈波検出圧力PC2に制御する。本血管内皮機能評価装置10では、カフ12、カフ圧制御手段50、カフ圧制御手段50にカフ圧信号SCを供給する静圧弁別回路26、カフ圧制御手段50によって制御される空気ポンプ24および調圧弁18により、圧迫装置が構成される。

【0021】

上記止血期間T1は、たとえば数秒、あるいは数十秒など、1秒よりも短い極めて短い時間から数分程度の時間までの間に設定される。また、止血圧力PC1は、カフ12が装着されている部位の血流を止めることができるカフ圧PCであり、カフ12が装着されている部位の最高血圧値BP_{SYS}よりも高い圧力に予め設定されている。

20

【0022】

また、脈波検出圧PC2は、振幅増加指数算出用のカフ脈波を検出するためのカフ圧PCであり、平均血圧値BP_{MEAN}よりも低く、好ましくは最低血圧値BP_{DI A}よりも低い圧力であって、カフ脈波の大きさが十分な大きさとなる程度に高い圧力、たとえば50mmHg乃至60mmHgに設定される。脈波検出圧PC2がこのような圧力に設定されるのは、カフ圧PCが最低血圧値BP_{DI A}よりも高いと、血管が圧縮されることに起因して脈波弁別回路28によって弁別されるカフ脈波に歪みが生じ、特に、平均血圧値BP_{MEAN}よりも高くなると血管が圧縮される程度が大きくなることに起因してカフ脈波の歪みが大きくなって、正確な振幅増加指数AIを算出することが困難になるからである。

30

【0023】

また、前記測定期間T2は、後述する振幅増加指数算出手段52により振幅増加指数AIを経時的に算出する期間であり、カフ圧PCが止血圧力PC1とされることにより変形したカフ脈波の形状が圧迫前の状態に戻る前に終了するように設定される。ここで、カフ12による圧迫によりカフ脈波の形状が変化してから、カフ12による圧迫が終了し、血流が圧迫前の状態に戻ってカフ脈波の形状も圧迫前の状態に戻るまでの期間を波形変形期間ということにすると、上記測定期間T2の終了時点は、波形変形期間の終了時点よりも前の時点となる。

40

【0024】

振幅増加指数算出手段52は、カフ圧制御手段50によりカフ圧PCが脈波検出圧PC2とされた直後から開始される上記測定期間T2の間に脈波弁別回路28により弁別されるカフ脈波に基づいて、振幅増加指数AIを逐次算出し、算出した振幅増加指数AIを表示器42に表示する。この振幅増加指数算出手段52は、カフ脈波信号SMに含まれる進行波成分のピーク点Pおよびその発生時点 t_p と反射波成分のピーク点Rおよびその発生時点 t_r とを決定するピーク発生点決定手段54を含んでおり、カフ脈波信号SMの脈圧(最大振幅)PPと、反射波成分のピーク発生時点 t_r におけるカフ脈波信号SMの大きさbから進行波成分のピーク発生時点 t_p におけるカフ脈波信号SMの大きさaを引いた差分値 $P = (b - a)$ から、式1に示す関係を用いて振幅増加指数AIを算出する。

50

$$A I = (P / P P) \times 100 \quad (\%) \cdots (\text{式} 1)$$

【 0 0 2 5 】

上記ピーク発生点決定手段 5 4 は、カフ脈波信号 S M を 4 次微分処理し、その 4 次微分処理により得られた 4 次微分波形に基づいてすなわちその 4 次微分波形の零交差（零クロス）点に基づいて、カフ脈波信号 S M に含まれる進行波成分のピーク点 P およびその発生時点 t_p と反射波成分のピーク点 R およびその発生時点 t_R とを決定する。図 3 および図 4 は、異なる形状のカフ脈波信号 S M およびその 4 次微分波形とを同時相でそれぞれ示す図であり、図 3 および図 4 には進行波成分のピーク点 P およびその発生時点 t_p と、反射波成分のピーク点 R およびその発生時点 t_R とが示されている。図 3 および図 4 に示すように、カフ脈波のピークは、進行波成分のピーク点 P または反射波成分のピーク点 R となることから、点 R の大きさと点 P の大きさ a との差分値である P に基づいて算出される振幅増加指数 A I は、カフ脈波のピークの大きさに関連する。従って、振幅増加指数 A I は後半脈波情報であり、振幅増加指数算出手段 5 2 は後半脈波情報決定手段として機能する。

10

【 0 0 2 6 】

上記ピーク発生点決定手段 5 4 は、たとえば、カフ脈波信号 S M の基準点すなわち立上り点 t_1 およびノッチ点 t_6 を、カフ脈波の波形に基づいて決定する基準点決定手段 5 6 と、その立上り点 t_1 を基準としてそれから所定時間後に開始或いは終了される t_2 時点から t_3 時点までの立上りウインドウ（時間ゲート）W 1 を設定するとともに、上記ノッチ点 t_6 を基準としてその所定時間前から開始或いは終了される t_4 時点から t_5 時点までのノッチウインドウ（時間ゲート）W 2 を設定するウインドウ設定手段 5 8 と、カフ圧 P C が前記脈波検出圧 P C 2 に維持されている状態で検出されるカフ脈波信号 S M を 4 回微分演算する四次微分処理手段 6 0 と、その四次微分処理手段 6 0 により処理された 4 次微分波形のうち上記立上りウインドウ W 1 およびノッチウインドウ W 2 内の 4 次微分波形の零交差（零クロス）点に基づいて、カフ脈波信号 S M に含まれる進行波成分のピーク点 P およびその発生時点 t_p と反射波成分のピーク点 R およびその発生時点 t_R とを決定する進行波反射波ピーク決定手段 6 2 とを備えている。上記基準点決定手段 5 6 では、たとえばカフ脈波信号 S M の最小点と最大点との間の振幅の所定割合たとえば $1 / 10$ の高さ位置だけ極小点から立ち上がった場所が立上り点 t_1 として決定され、最大点以後における最初の極小点或いは変曲点がノッチ点 t_6 として決定される。また、上記進行波反射波ピーク決定手段 6 2 では、上記立上りウインドウ W 1 内における 4 次微分波形の零交差のうち立上りウインドウ W 1 の開始点から予め設定された順位たとえば最初の上から下へ向かう零交差点が進行波成分のピーク発生時点 t_p として決定され、上記ノッチウインドウ W 2 内における 4 次微分波形の零交差のうちのノッチウインドウ W 2 の開始点から予め設定された順位たとえば最初の下から上へ向かう零交差点が反射波成分のピーク発生時点 t_R として決定される。なお、上記ウインドウ設定手段 5 8 において用いられている、立上り点 t_1 から立上りウインドウ W 1 の開始点或いは終了点までの所定時間、およびノッチ点 t_6 からノッチウインドウ W 2 の開始点或いは終了点までの所定時間は予め実験的に求められた値である。

20

30

【 0 0 2 7 】

測定期間 T 2 の間に逐次算出される振幅増加指数 A I が表示器 4 2 に表示されると、その振幅増加指数 A I の経時変化から、血管内皮細胞の機能が正常であるかどうかを判断することができる。すなわち、血管内皮細胞の機能が正常であれば、一旦止血された後に血流が再開して血管径が拡張すると、止血部位またはその止血部位よりも下流の脈波から算出される振幅増加指数 A I は血管径の拡張に伴って低下するが、血管内皮細胞の機能が異常となっている場合、すなわち動脈が硬化して血管拡張機能が低下している場合には、振幅増加指数 A I は低下しないか、低下しても正常な場合ほどには低下しないのである。

40

【 0 0 2 8 】

心拍数情報算出手段として機能する心拍数算出手段 6 4 は、カフ圧制御手段 5 0 によりカフ圧 P C が脈波検出圧 P C 2 とされている上記測定期間 T 2 の間に脈波弁別回路 2 8 によ

50

り弁別されるカフ脈波の周期的に繰り返す所定部位間（たとえば立ち上がり点やピークなど）の時間間隔から心拍数HRを算出し、その算出した心拍数HRを表示器42に表示する。この心拍数算出手段64により、測定期間T2の間に逐次算出される心拍数HRが表示器42に表示されると、一旦止血されるまで圧迫された後にその圧迫が解放されたときの心拍数HRの経時変化を知ることができるので、その変化の程度から自律神経の作用を評価することができる。

【0029】

図5は、図2の機能ブロック線図に示したCPU36の制御作動をさらに具体的に説明するフローチャートである。

【0030】

図5において、図示しない測定起動操作が行われると、まずステップSA1（以下、ステップを省略する。）では、空気ポンプ24および調圧弁18が制御されることにより、カフ圧PCの急速昇圧が開始される。図6のta時点はその状態を示す。そして、続くSA2では、カフ圧PCが、たとえば180mmHgに設定された止血圧力PC1を超えたか否かが判断される。このSA2の判断が否定された場合には、SA2の判断が繰り返し実行され、その間にカフ圧PCの昇圧が継続される。

【0031】

図6のtb時点になるとSA2の判断が肯定されて、SA3において空気ポンプ24が停止させられ且つ調圧弁18が制御されることにより、カフ圧PCが維持される。そして、続くSA4では、上記SA3でカフ圧維持状態とされてからの経過時間が、たとえば30秒程度に設定された止血期間T1を超えたか否かが判断される。このSA4の判断が否定されるうちは、このSA4の判断が繰り返されるとともに、カフ圧PCが維持される。

【0032】

図6のtc時点になるとSA4の判断が肯定され、SA5において調圧弁18が再度制御されて、カフ圧PCがたとえば50mmHgに設定された脈波検出圧PC2に制御される。図6のtd時点はその状態を示す。そして、振幅増加指数算出手段52に対応するSA6では、図7に示す振幅増加指数測定ルーチンが実行される。

【0033】

図7において、まず、SB1では、カフ脈波の周期的に繰り返す所定部位（たとえば立ち上がり点やピーク）から次のその所定部位までが読み込まれることにより、一拍分以上のカフ脈波信号SMが読み込まれる。

【0034】

続くSB2は基準点決定手段56に対応し、脈波検出圧PC2に維持されているカフ12から検出されるカフ脈波信号SMの基準点すなわち立上り点t1およびノッチ点t6が、カフ脈波の波形に基づいて決定される。たとえば、カフ脈波信号SMの最小点と最大点との間の振幅の所定割合たとえば1/10の高さ位置だけ極小点から立ち上がった場所が立上り点t1として決定され、最大点以後における最初の極小点或いは変曲点がノッチ点t6として決定される。

【0035】

次いで、ウインドウ設定手段58に対応するSB3では、上記の立上り点t1を基準としてそれから所定時間後に開始されるt2時点からt3時点までの立上りウインドウ（時間ゲート）W1が設定されるとともに、上記ノッチ点t6を基準としてその所定時間前から開始されるt4時点からt5時点までのノッチウインドウ（時間ゲート）W2が設定される。

【0036】

続いて、四次微分処理手段60に対応するSB4では、前記脈波検出圧PC2に維持されているカフ12から検出されるカフ脈波信号SMが4次微分処理される。そして、進行波反射波ピーク決定手段62に対応するSB5では、上記SB4により処理された4次微分波形のうち上記立上りウインドウW1およびノッチウインドウW2内の4次微分波形の零交差（零クロス）点に基づいて、カフ脈波信号SMに含まれる進行波成分のピーク点Pお

10

20

30

40

50

よびその発生時点 t_p と反射波成分のピーク点 R およびその発生時点 t_R とが決定される。

【0037】

続く S B 6 では、脈波検出圧 P C 2 に維持されているカフ 1 2 から検出されるカフ脈波信号 S M の脈圧（最大振幅）P P が決定され、さらに、反射波成分のピーク発生時点 t_R におけるカフ脈波信号 S M の大きさ b から進行波成分のピーク発生時点 t_p におけるカフ脈波信号 S M の大きさ a を引いた差分値 $P = (b - a)$ が算出され、その差分値 P および脈圧 P P から、前記式 1 に示す関係を用いて振幅増加指数 A I が算出される。そして、続く S B 7 では、上記 S B 6 で算出された振幅増加指数 A I が、図 8 に示すように表示器 4 2 の所定の表示位置にグラフ表示される。

10

【0038】

図 5 に戻って、続く S A 7 は心拍数算出手段 6 4 に対応し、図 7 の S B 1 で読み込まれたカフ脈波の上記所定部位間の時間間隔すなわち心拍周期 R R（秒）が決定され、さらに、その心拍周期 R R が次の式 2 に代入されることにより心拍数 H R（回 / min）が算出され、その算出された心拍数 H R が表示器 4 2 に表示される。

$$HR = 60 / RR \cdots (\text{式 2})$$

【0039】

続く S A 8 では、前記 S A 5 においてカフ圧 P C が脈波検出圧 P C 2 とされてからの経過時間が、たとえば 1 分程度に設定された測定期間 T 2 を超えたか否かが判断される。この S A 8 の判断が否定されるうちは、前記 S A 6 以下が繰り返されることにより、振幅増加指数 A I および心拍数 H R の算出・表示が継続される。

20

【0040】

図 6 の t_e 時点となると S A 8 の判断が肯定され、S A 9 において、調圧弁 1 8 が制御されることによりカフ圧 P C が大気圧まで排圧される。

【0043】

次に、本発明の他の実施例を図面に基づいて説明する。なお、以下の説明において前述の血管内皮機能評価装置 1 0 と同一の構成を有する部分には同一の符号を付して説明を省略する。

【0044】

図 9 は、前述の血管内皮機能評価装置 1 0 とは別の血管内皮機能評価装置における C P U 3 6 の制御機能の要部を示す機能ブロック線図である。なお、この実施例が前述の実施例と異なるのは、C P U 3 6 の制御機能のみである。

30

【0045】

カフ圧制御手段 6 6 は、徐速昇圧手段 6 6 a と、その徐速昇圧手段 6 6 a に続いて実行される予備加圧手段 6 6 b と、その予備加圧手段 6 6 b に続いて実行される第 1 脈波検出圧制御手段 6 6 c と、その第 1 脈波検出圧制御手段 6 6 c に続いて実行される血圧測定手段 6 6 d と、その血圧測定手段 6 6 d に続いて実行される第 2 脈波検出圧制御手段 6 6 e とからなる。

【0046】

徐速昇圧手段 6 6 a は、カフ圧 P C を、カフ装着部位の最低血圧値よりも十分に低い圧力である大気圧から徐速昇圧させ、後述する脈波検出圧決定手段 6 7 により脈波検出圧 P C 2 が決定されるまでその徐速昇圧を継続する。ここで、徐速昇圧速度は、たとえば 2 ~ 5 mmHg / sec である。また、カフ圧 P C の上昇は連続的（直線的）であってもよいし、逐次的（階段状）であってもよい。

40

【0047】

予備加圧手段 6 6 b は、後述する脈波検出圧決定手段 6 7 により決定された脈波検出圧 P C 2 までカフ圧 P C を昇圧し、カフ圧 P C が脈波検出圧 P C 2 となった直後、あるいは、その脈波検出圧 P C 2 にて所定時間（たとえば数秒）維持した後、カフ圧 P C を大気圧まで低下させる予備加圧制御をあらかじめ設定された回数（たとえば、1 ~ 3 回）実行する。また、第 1 脈波検出圧制御手段 6 6 c および第 2 脈波検出圧制御手段 6 6 e は、一拍分

50

以上の間、カフ圧 PC を後述する脈波検出圧決定手段 67 により決定された脈波検出圧 $PC2$ に制御する。

【0048】

血压測定制御手段 66d は、止血手段としても機能し、以下の血压測定制御を予め設定された回数（たとえば 1 回）実行する。すなわち、カフ圧 PC を上腕部 14 における最高血压値 $BPSYS$ よりも高い値に予め設定された昇圧目標圧力値 PCM （たとえば 180 mmHg）まで急速に昇圧し、その後、後述する血压値決定手段 68 による血压値 BP の決定が終了するまで、カフ圧 PC を 2 ~ 3 mmHg / sec に設定された徐速降圧速度で徐速降圧させる。

【0049】

脈波検出圧決定手段 67 は、徐速昇圧手段 66a によってカフ圧 PC が徐速昇圧させられている過程で、脈波弁別回路 28 から逐次得られるカフ脈波の下部形状が歪んでくることに基づいて脈波検出圧 $PC2$ を決定する。カフ 12 によって圧迫されている状態では、その圧迫部位ではカフ圧 PC よりも低い圧力振動は制限される。従って、カフ圧 PC が上昇していき、カフ圧 PC が圧脈波であるカフ脈波の最低値よりも高くなると、カフ脈波の下部形状が歪んでくる。また、圧力波であるカフ脈波は、最低値が最低血压値 $BP DIA$ に対応する。従って、カフ圧 PC が最低血压値 $BP DIA$ を越えると、カフ脈波の下部形状が歪んでくる。脈波検出圧 $PC2$ は最低血压値 $BP DIA$ よりも少し低い圧力が好ましいことから、脈波検出圧決定手段 67 は、カフ圧 PC の徐速昇圧過程で逐次得られるカフ脈波の下部形状に歪みが生じてきたときのカフ圧 PC から、比較的小さい所定値（たとえば 20 mmHg）を引くことにより脈波検出圧 $PC2$ を決定する。ここで、カフ脈波の下部形状の歪みが生じたか否かは、たとえば、以下のようにして判断する。すなわち、逐次得られるカフ脈波をそれぞれ正規化し、その正規化したカフ脈波と一拍前の正規化したカフ脈波とを重ね合わせて差分値を算出し、その差分値の変化率または変化量が所定の判断基準値を越えたことに基づいて判断する。

【0050】

血压値決定手段 68 は、血压測定制御手段 66d によりカフ圧 PC が徐速降圧させられる過程において、順次採取されるカフ脈波信号 SM が表すカフ脈波の振幅の変化に基づき、よく知られたオシロメトリック法を用いて最高血压値 $BPSYS$ 、最低血压値 $BP DIA$ 、および平均血压値 $BPM E A N$ を決定し、その決定した最高血压値 $BPSYS$ 等を表示器 42 に表示する。

【0051】

振幅増加指数算出手段 70 は、振幅増加指数 AI を算出する時点が前述の実施例の振幅増加指数算出手段 52 と異なるのみである。この振幅増加指数算出手段 70 は、第 1 脈波検出圧制御手段 66c によりカフ圧 PC が脈波検出圧 $PC2$ に制御されているとき、および第 2 脈波検出圧制御手段 66e によりカフ圧 PC が脈波検出圧 $PC2$ に制御されているとき、すなわち、血压測定制御手段 66d による血压測定制御の直前および直後にカフ圧 PC が脈波検出圧 $PC2$ に制御されているときに脈波弁別回路 28 から供給されるカフ脈波に基づいて、前述の実施例の振幅増加指数算出手段 52 と同様にして振幅増加指数 AI を算出し、算出した振幅増加指数 AI を表示器 42 に表示する。このように、血压測定制御の前後に振幅増加指数 AI を算出すると、血压測定制御が実行されることにより上腕部 14 がカフ 12 によって圧迫されることによる振幅増加指数 AI の経時変化を確認することができる。

【0052】

心拍数情報算出手段として機能する心拍数算出手段 72 も、心拍数 HR を算出する時点が前述の実施例の心拍数算出手段 64 と異なるのみである。この心拍数算出手段 72 は、上記振幅増加指数算出手段 70 が振幅増加指数 AI を算出するためのカフ脈波に基づいて心拍数 HR を算出し、その心拍数 HR を表示器 42 に表示する。すなわち、心拍数算出手段 72 も、血压測定制御手段 66d による血压測定制御の前後にカフ圧 PC が脈波検出圧 $PC2$ に制御されているときに脈波弁別回路 28 から供給されるカフ脈波に基づいて心拍数

10

20

30

40

50

HRを算出する。

【0053】

図10および図11は、図9の機能ブロック線図に示したCPU36の制御作動をさらに具体的に説明するフローチャートである。

【0054】

図10において、図示しない測定起動操作が行われると、まずSC1では、空気ポンプ24が起動させられ、かつ、調圧弁18が制御されることにより、カフ圧PCの5mmHg/sec程度での徐速昇圧が開始される。図12のta時点はこの状態を示す。このカフ圧PCの徐速昇圧過程において、脈波検出圧決定手段67に対応するSC2乃至SC9が実行される。

10

【0055】

続くSC2では、サンプリング周期に対応して、脈波弁別回路28から供給されるカフ脈波信号SMが読み込まれる。続くSC3では、上記SC2において一拍分のカフ脈波信号SMが読み込まれたか否かが判断される。このSC3の判断が否定された場合には、前期SC2が繰り返し実行されることにより、カフ脈波信号SMの読み込みが継続される。

【0056】

一方、SC3の判断が肯定された場合には、続くSC4において、SC2乃至SC3の繰り返しにより読み込まれた一拍分のカフ脈波が、振幅および周期が所定の大きさとなるように正規化される。

【0057】

続くSC5では、上記SC4で正規化されたカフ脈波と、一拍前の正規化されたカフ脈波とが重ね合わせられ、一拍前の正規化されたカフ脈波から上記SC4で正規化されたカフ脈波が差し引かれることにより差分値dが算出される。なお、徐速昇圧開始後の最初のカフ脈波については、一拍前のカフ脈波がないことから、このSC5は実行されない。

20

【0058】

続くSC6では、このSC6の直前のSC5で算出された差分値dの、前回のSC5が実行されることにより算出された差分値dに対する変化率rが算出される。なお、徐速昇圧開始後の1拍目および2拍目のカフ脈波については、それ以前の差分値dがないことから、このSC6は実行されない。

【0059】

そして、続くSC7では、上記SC6で算出された変化率rが予め設定された判断基準値TH(r)より大きいかが判断される。なお、変化率rがまだ得られていない場合にもこの判断は否定される。SC7の判断が否定された場合には、前記SC2以下が繰り返し実行される。

30

【0060】

一方、SC7の判断が肯定された場合には、カフ圧PCの昇圧によりカフ脈波の下部形状に歪みが生じている状態であるので、続くSC8において制圧弁別回路26から供給されるカフ圧信号SCが読み込まれ、続くSC9において、SC8で読み込まれたカフ圧信号SCが示すカフ圧PCよりも20mmHg低い圧力が脈波検出圧PC2に決定される。

【0061】

そして続くSC10では、空気ポンプ24が停止させられ、且つ、調圧弁18が制御されることによりカフ圧PCが一旦大気圧とされる。図12のtb時点はその状態を示す。なお、図10では、SC1およびSC10が徐速昇圧手段66aに対応する。

40

【0062】

続いて予備加圧手段66bに対応するSC11乃至SC13が実行される。まず、SC11では、再び空気ポンプ24が起動させられ、調圧弁18が制御されることによりカフ圧PCの昇圧が開始される。そして、続くSC12では、カフ圧PCがSC9で決定された脈波検出圧PC2以上となったか否かが判断される。この判断が否定されるうちは、SC12が繰り返し実行され、その間にカフ圧PCの昇圧が継続される。そして、図12のtc時点となるとSC12の判断が肯定され、続くSC13において空気ポンプ24が停止さ

50

せられ、且つ、調圧弁 18 が制御されることによりカフ圧 PC が大気圧まで排圧される。

【0063】

続いて図 11 に示す SC 14 以下が実行される。第 1 脈波検出圧制御手段 66c に対応する SC 14 では、再度、空気ポンプ 24 が起動され、調圧弁 18 が制御されることにより、カフ圧 PC が前記 SC 9 で決定された脈波検出圧 PC2 とされる。図 12 の td 時点はその状態を示す。

【0064】

続く SC 15 では、前述の図 7 に示す振幅増加指数測定ルーチンが実行されることにより、一拍分以上のカフ脈波が読み込まれ、そのカフ脈波に基づいて振幅増加指数 AI が算出され、その振幅増加指数 AI が表示器 42 に表示される。

10

【0065】

続く SC 16 では、SC 15 において振幅増加指数測定ルーチンが実行されることにより読み込まれたカフ脈波に基づいて、前述の図 5 の SA7 と同様にして心拍数 HR が算出され、且つその心拍数 HR が表示器 42 に表示される。

【0066】

続く SC 17 では、調圧弁 18 が制御されることにより、血压測定のためにカフ圧 PC を急速に昇圧させるための急速昇圧が開始される。図 12 の te 時点はその状態を示す。次いで、SC 18 では、カフ圧 PC が予め 180 mmHg 程度に設定された昇圧目標圧力値 PCm を超えたか否かが判断される。この SC 18 の判断が否定されるうちは、その SC 18 の判断が繰り返し実行されることにより待機させられてカフ圧 PC の急速昇圧が継続される。しかし、図 12 の tf 時点となってカフ圧 PC が昇圧目標圧力値 PCm を超えると、上記 SC 18 の判断が肯定されるので、SC 19 において、空気ポンプ 24 が停止させられるとともに調圧弁 18 が制御されることにより、たとえば 3 乃至 5 mmHg/sec 程度に設定された速度でのカフ圧 PC の徐速降圧が開始される。

20

【0067】

続く SC 20 では、静圧弁別回路 26 から供給されるカフ圧信号 SC および脈波弁別回路 28 から供給されるカフ脈波信号 SM が一拍分読み込まれ、前記血压値決定手段 68 に対応する SC 21 では、上記 SC 20 において逐次得られるカフ脈波の振幅の変化に基づいて、良く知られたオシロメトリック方式の血压測定アルゴリズムに従って最高血压値 BPSYS、平均血压値 BPMEAN、および最低血压値 BPDIA が決定される。続く SC 22 では、上記 SC 21 においてすべての血压値 BP の決定が完了したか否かが判断される。この SC 22 の判断が否定されるうちは、前記 SC 20 以下が繰り返し実行されて血压測定作動が継続されるが、肯定されると、続く SC 23 において、SC 21 で決定された最高血压値 BPSYS、平均血压値 BPMEAN、最低血压値 BPDIA が表示器 42 に表示される。なお、SC 22 において血压値 BP の決定が完了したと判断されると SC 23 以下が実行され、後述する SC 24 においてカフ圧 PC が脈波検出圧 PC2 に制御されることによりカフ圧 PC の徐速降圧が終了させられる。従って、SC 22 の判断が肯定されるとカフ圧 PC の徐速降圧は終了させられることになるので、SC 17 乃至 SC 19 および SC 22 が血压測定制御手段 66d に対応する。

30

【0068】

SC 23 において血压値 BP が表示されると、SC 24 乃至 SC 26 において、前記 SC 14 乃至 SC 16 と同じ処理が実行される。すなわち、第 2 脈波検出圧制御手段 66e に対応する SC 24 では、再度、カフ圧 PC が脈波検出圧 PC2 に制御される。図 12 の tg 時点はその状態を示す。そして、続く SC 25 では図 7 に示す振幅増加指数測定ルーチンが実行されることにより、振幅増加指数 AI が算出され、且つその振幅増加指数 AI が表示器 42 に表示される。そして、続く SC 26 では、心拍数 HR が算出され且つその心拍数 HR が表示器 42 に表示される。図 11 では、SC 15 および SC 25 が振幅増加指数算出手段 70 に対応し、SC 16 および SC 26 が心拍数算出手段 72 に対応する。

40

【0069】

そして、SC 27 では、調圧弁 18 が制御されることによりカフ圧 PC が大気圧まで排圧

50

される。図12のt_h時点はその状態を示す。

【0070】

上述の実施例によれば、血圧測定制御手段66d(SC17乃至SC19およびSC22)による血圧測定制御が実行されることによって上腕部14が圧迫される前、およびその血圧測定制御が実行されることによって上腕部14が一旦完全に止血され、その後カフ圧PCが十分に低下させられた後に、振幅増加指数算出手段70(SC15およびSC25)により振幅増加指数AIがそれぞれ算出されるので、血圧測定制御前の振幅増加指数AIに対する血圧測定制御後の振幅増加指数AIの変化の程度から血管内皮細胞の機能を評価することができる。従って、超音波診断装置を用いる必要がなくなることから、血管内皮細胞機能の評価が容易となる。

10

【0071】

また、上述の実施例によれば、予備加圧手段66b(SC11乃至SC13)による予備加圧制御によりカフ12とカフ装着部位の皮下組織とがなじむので、より正確なカフ脈波が検出される。従って、その脈波から決定される振幅増加指数AIもより正確になるので、より正確に血管内皮機能を評価することができる。

【0072】

また、上述の実施例によれば、脈波検出圧決定手段67(SC2乃至SC9)により、カフ圧PCの徐速昇圧過程で実際に検出されるカフ脈波に基づいて脈波検出圧PC2が決定されるので、脈波検出圧PC2が測定毎に最も適切な値に設定される。従って、第1脈波検出圧制御手段66c(SC14)によってカフ圧PCが脈波検出圧PC2に保持されている状態で検出されるカフ脈波、および第2脈波検出圧制御手段66eによってカフ圧PCが脈波検出圧PC2に保持されている状態で検出されるカフ脈波の形状が正確となることから、振幅増加指数算出手段70(SC15およびSC25)により、それらのカフ脈波に基づいて決定される振幅増加指数AIが正確になるので、より正確に血管内皮機能を評価することができる。

20

【0073】

また、上述の実施例によれば、カフ圧制御手段66(SC14、SC17乃至SC19、SC22、SC24)によりカフ圧PCが制御されている状態で脈波弁別回路28により弁別されるカフ脈波に基づいて、振幅増加指数算出手段70(SC15およびSC25)により振幅増加指数AIが経時的に算出されるとともに、血圧値決定手段68(SC21)により血圧値BPが決定されるので、血管内皮細胞機能の評価と血圧値BPの決定とを一度に行うことができる。

30

【0074】

また、上述の実施例によれば、血圧測定制御手段66d(SC17乃至SC19およびSC22)による血圧測定制御が実行されることによって上腕部14が圧迫される前、およびその血圧測定制御が実行されることによって上腕部14が一旦完全に止血され、その後カフ圧PCが十分に低下させられた後に、心拍数算出手段72(SC16およびSC26)により心拍数HRがそれぞれ算出されるので、血圧測定制御前の心拍数HRに対する血圧測定制御後の心拍数HRの変化の程度から自律神経の作用が正常であるかどうかを判断することができる。従って、血管内皮細胞機能の評価および血圧値BPの決定に加えて、自律神経の作用の評価も一度に行うことができる。

40

【0075】

以上、本発明の実施例を図面に基づいて詳細に説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0076】

たとえば、前述の実施例では後半脈波情報として振幅増加指数AIが算出されていたが、脈波の上方への尖り具合を示す先鋭度、脈波の拡張期面積、脈波のピークまたは拡張早期隆起以降の時定数、拡張早期隆起以降の最大傾斜が後半脈波情報として決定されてもよい。

【0077】

50

ここで、上記先鋭度には、たとえば、図13に示す一拍分の区間の脈波を積分(加算)することにより算出される脈波面積 S を、ピーク高さ H と脈拍周期 W との積($W \times H$)で割ることにより、すなわち $S / (W \times H)$ なる演算が行われることにより算出される正規化脈波面積 V_R 、ピーク b 以降の後半部の面積 S_1 を正規化したもの、 $H \times (2/3)$ に相当する高さの幅寸法 I を正規化した I/W 等が含まれる。また、上記正規化脈波面積 V_R は%MAPとも称され、ピーク高さ H すなわち脈圧に対する脈波面積 S の重心位置の高さ G の割合($=100 \times H/G$)としても算出できる。また、脈波はノッチにより収縮期と拡張期とに分けられるので、脈波の拡張期面積とは、脈波のノッチ以降の部分の面積であり、拡張早期隆起とはノッチ以降の最初の極大点を意味する。

【0078】

10

また、前述の実施例では、カフ12は上腕部14に装着されていたが、他の部位、たとえば大腿部や足首に装着されてもよい。

【0083】

また、前述の第2の実施例において、血圧測定前に測定された振幅増加指数 A_I と血圧測定後に測定された振幅増加指数 A_I との差または比がさらに算出され、その差または比が表示器42に表示されてもよい。このようにすれば、振幅増加指数 A_I の変化の程度が容易に把握できる。

【0084】

また、前述の第2実施例では、血圧測定制御は一回だけ実行されていたが、二回あるいはそれ以上の回数実行されてもよい。

20

【0085】

また、振幅増加指数 A_I の算出式(式1)は、分母が脈圧 PP であることが一般的であるが、分母が進行波成分のピーク発生時点または反射波成分のピーク発生時点におけるカフ脈波の振幅であっても、算出される値は血管内皮細胞の状態を反映するので、式1において脈圧 PP に代えて進行波成分のピーク発生時点または反射波成分のピーク発生時点における振幅を用いてもよい。

【0086】

また、前述の実施例では、心拍数情報として心拍数 HR が算出されていたが、心拍周期 R が心拍数情報として算出されてもよい。

【0087】

30

なお、本発明はその主旨を逸脱しない範囲において、その他種々の変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明が適用された血管内皮機能評価装置の回路構成を示すブロック図である。

【図2】図1の血管内皮機能評価装置におけるCPUの制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図3】カフ脈波、4次微分波形、立上りウインドウ W_1 やノッチウインドウ W_2 、進行波のピーク点 P 、反射波のピーク点 R の相互関係を示すタイムチャートである。

【図4】図3とは異なる形状のカフ脈波についての、4次微分波形、立上りウインドウ W_1 やノッチウインドウ W_2 、進行波のピーク点 P 、反射波のピーク点 R の相互関係を示すタイムチャートである。

40

【図5】図2の機能ブロック線図に示したCPUの制御作動をさらに具体的に説明するフローチャートである。

【図6】図5のフローチャートが実行される際のカフ圧 PC の時間変化を示す図である。

【図7】図5の A_I 測定ルーチンの作動を説明する図である。

【図8】図5の $SA6$ が繰り返し実行されることにより表示器に表示される振幅増加指数 A_I の経時変化の一例を示す図である。

【図9】図1とは別の血管内皮機能評価装置におけるCPUの制御機能の要部を説明する図である。

【図10】図9の機能ブロック線図に示したCPUの制御作動をさらに具体的に説明する

50

フローチャートである。

【図 1 1】図 9 の機能ブロック線図に示した CPU の制御作動をさらに具体的に説明するフローチャートである。

【図 1 2】図 1 0、1 1 のフローチャートが実行される際のカフ圧 PC の時間変化を示す図である。

【図 1 3】脈波の先鋭度を説明するための図である。

【符号の説明】

1 0 : 血管内皮機能評価装置

1 2 : カフ

1 6 : 圧力センサ

2 8 : 脈波弁別回路

1 2 , 1 6 , 2 8 : 脈波検出装置

5 0 : カフ圧制御手段

1 2 , 1 8 , 2 4 , 2 6 , 5 0 : 圧迫装置

5 2 : 振幅増加指数算出手段

6 4 : 心拍数算出手段 (心拍数情報算出手段)

6 6 : カフ圧制御手段

6 6 a : 徐速昇圧手段

6 6 b : 予備加圧手段

6 6 c : 第 1 脈波検出圧制御手段

6 6 d : 血圧測定制御手段 (止血手段)

6 6 e : 第 2 脈波検出圧制御手段

6 7 : 脈波検出圧決定手段

6 8 : 血圧値決定手段

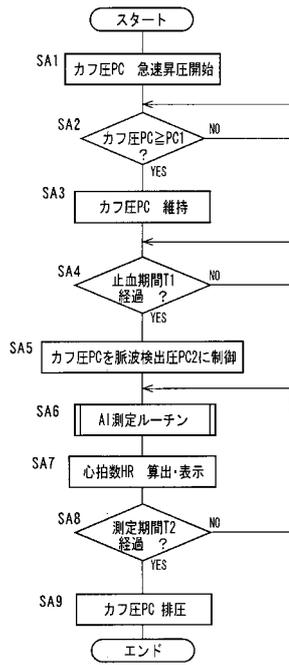
7 0 : 振幅増加指数算出手段

7 2 : 心拍数算出手段 (心拍数情報算出手段)

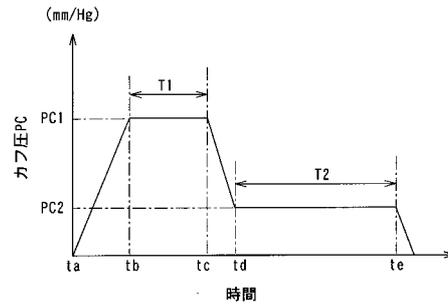
10

20

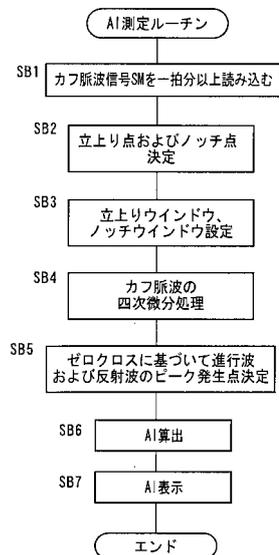
【 図 5 】



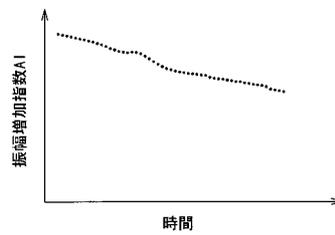
【 図 6 】



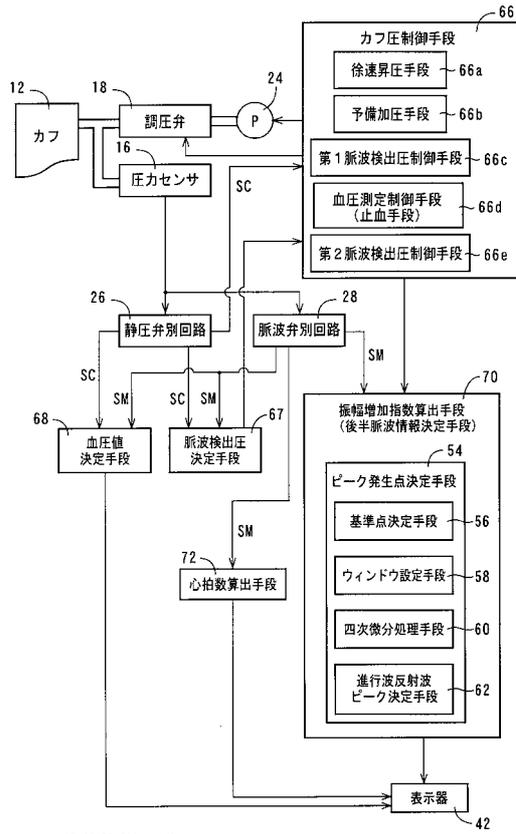
【 図 7 】



【 図 8 】

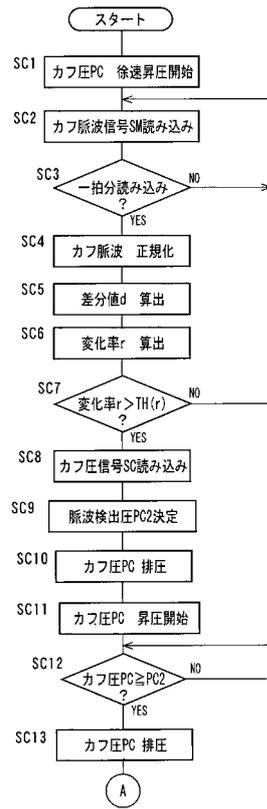


【 図 9 】

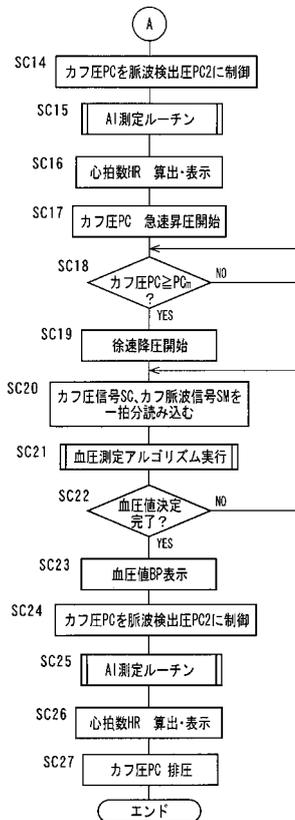


12, 16, 28: 脈波検出装置

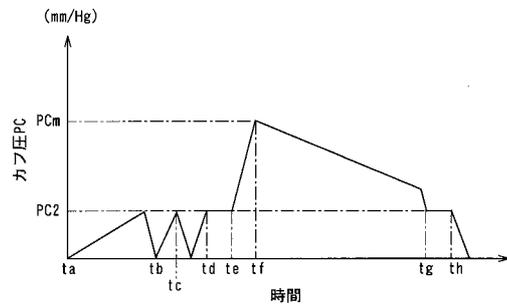
【 図 10 】



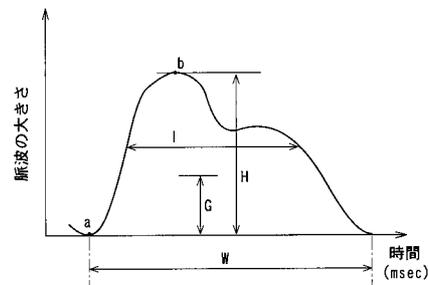
【 図 11 】



【 図 12 】



【 図 13 】



フロントページの続き

審査官 荒巻 慎哉

- (56)参考文献 特開平07-039530(JP,A)
特開平05-038331(JP,A)
特開2000-116608(JP,A)
特開2001-321347(JP,A)
特開2003-305013(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)
A61B 5/02 - 5/03

专利名称(译)	血管内皮功能评估装置		
公开(公告)号	JP3632014B2	公开(公告)日	2005-03-23
申请号	JP2002180369	申请日	2002-06-20
[标]申请(专利权)人(译)	日本柯林股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	日本科林有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	科林医疗科技有限公司		
[标]发明人	成松清幸 小椋敏彦 反保明		
发明人	成松 清幸 小椋 敏彦 反保 明		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/0255		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/02225 A61B5/0255 A61B5/7239		
FI分类号	A61B5/02.310.J		
F-TERM分类号	4C017/AA09 4C017/AA10 4C017/AB01 4C017/AC01 4C017/AD01 4C017/BC11 4C017/FF30		
优先权	2002138099 2002-05-14 JP		
其他公开文献	JP2004041244A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[目的]提供一种易于评价血管内皮细胞功能的血管内皮功能评价装置。
 该臂带压改变装置50，由袖带12的一次180mmHg压缩压力，之后止血套囊附着位点，从而降低袖带12的加压压力为舒张期血压以下脉搏检测的压力PC2令。以这种方式，血液被快速供应到不通过止血供应血液的部位，使得袖带附着部位处的血管比通常更多地扩张。在此基础上从脉冲波滤波器电路28在此过程中的血管舒张和供给连续袖带脉搏波通过增强指数确定装置52中，血管内皮细胞从增强指数AI的老化来计算增强指数AI可以评估函数的状态。因此，不需要使用超声波诊断装置，因此血管内皮细胞功能的评价变得容易。 .The

