

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3587837号
(P3587837)

(45) 発行日 平成16年11月10日(2004.11.10)

(24) 登録日 平成16年8月20日(2004.8.20)

(51) Int. Cl.⁷

F I

A 6 1 B	5/02	A 6 1 B	5/02	A
A 6 1 B	5/022	A 6 1 B	5/02	3 1 0 J
A 6 1 B	5/0245	A 6 1 B	5/02	3 3 2 A

請求項の数 6 (全 12 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2002-283076 (P2002-283076)</p> <p>(22) 出願日 平成14年9月27日 (2002. 9. 27)</p> <p>(65) 公開番号 特開2004-113593 (P2004-113593A)</p> <p>(43) 公開日 平成16年4月15日 (2004. 4. 15)</p> <p>審査請求日 平成14年9月27日 (2002. 9. 27)</p>	<p>(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</p> <p>(74) 代理人 100085361 弁理士 池田 治幸</p> <p>(72) 発明者 川口 敬三 愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社内</p> <p>審査官 荒巻 慎哉</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 動脈硬化度評価装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体の所定部位に装着される脈波検出装置と、
該脈波検出装置の下流部位に装着され、該部位を圧迫することにより該部位の血流を抑制する圧迫装置と、
該圧迫装置により血流が抑制されている状態で、前記脈波検出装置により検出される脈波の進行波成分のピークと反射波成分のピークとに基づいて、動脈硬化度を評価するための動脈硬化情報を算出する動脈硬化情報算出手段と
を、含むことを特徴とする動脈硬化度評価装置。

【請求項2】

前記動脈硬化情報は、前記進行波成分のピーク発生時と前記反射波成分のピーク発生時との時間差であることを特徴とする請求項1に記載の動脈硬化度評価装置。

【請求項3】

前記動脈硬化情報は、前記進行波成分のピーク強度と前記反射波成分のピーク強度との強度差または強度比であることを特徴とする請求項1に記載の動脈硬化度評価装置。

【請求項4】

前記脈波検出装置が前記生体に巻回される圧迫袋であって、
該圧迫袋の圧迫圧力を徐速変化させる圧迫圧制御手段と、
該圧迫圧制御手段による前記圧迫袋の圧迫圧力の制御過程で該圧迫袋から得られる信号に基づいて血圧値を決定する血圧値決定手段と

をさらに備えていることを特徴とする請求項 1 乃至 3 に記載の動脈硬化度評価装置。

【請求項 5】

前記脈波検出装置が前記生体に巻回される第 1 の圧迫袋であり、且つ、該脈波検出装置の下流部位に装着される前記圧迫装置も前記生体に装着される第 2 の圧迫袋であって、連結部材により該 2 つの圧迫袋が離隔した状態で一体的に構成されていることを特徴とする請求項 1 乃至 3 に記載の動脈硬化度評価装置。

【請求項 6】

前記第 1 の圧迫袋の圧迫圧力を徐速変化させる圧迫圧制御手段と、該圧迫圧制御手段による前記第 1 の圧迫袋の圧迫圧力の制御過程で該第 1 の圧迫袋から得られる信号に基づいて血圧値を決定する血圧値決定手段をさらに備えていることを特徴とする請求項 5 に記載の動脈硬化度評価装置。

10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、動脈硬化の程度を評価するための動脈硬化度評価装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

動脈硬化度を評価する方法としては、超音波エコー法によって血管映像を撮影して、その血管映像から直接的に評価する方法や、生体内を脈波が伝播する速度すなわち脈波伝播速度 P W V を算出して、その脈波伝播速度 P W V から評価する間接的な方法などが知られて

20

【0003】

脈波伝播速度 P W V を算出するためには、一般的に生体の所定の 2 部位に心拍同期信号を検出するためにセンサを装着し、その 2 つのセンサからそれぞれ検出される 2 つの心拍同期信号の所定部位の検出時間差を、2 つのセンサ間を脈波が伝播する脈波伝播時間 D T として算出し、2 つのセンサ間の伝播距離をその脈波伝播時間 D T で割ることにより脈波伝播速度 P W V を算出する。動脈硬化度を評価するために脈波伝播速度 P W V を算出する装置としては、たとえば、特許文献 1 に記載された装置がある。特許文献 1 に記載された装置では、胸部に装着される心音マイクと、頸部に装着される圧脈波センサとを用い、心音の I I 音の開始点の検出時間と頸動脈波のノッチの検出時間との時間差、および予め定め

30

【0004】

【特許文献 1】

特開 2000 - 254104 号公報

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

動脈硬化は、脳血管疾患、冠動脈疾患の基礎疾患であることから、日常的な健康管理においても動脈硬化度が評価されることが望ましい。しかし、超音波エコー法に利用する超音波診断装置は非常に高価である。また、脈波伝播速度を測定するには、2 つの心拍同期信号検出装置を生体の所定部位に装着しなければならないが、ノイズが少なく且つ適切な形状の脈波を検出するためには、心拍同期信号検出装置を適切な位置に適切な状態で装着する必要のある等の理由から、測定にある程度経験を要するので、誰でも容易に測定できるほどには簡単な測定ではない。

40

【0006】

本発明は以上の事情を背景として為されたもので、その目的とするところは、容易に動脈硬化度の評価をすることができる動脈硬化度評価装置を提供することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するための本発明は、(a) 生体の所定部位に装着される脈波検出装置と、(b) その脈波検出装置の下流部位に装着され、その部位を圧迫することによりその部

50

位の血流を抑制する圧迫装置と、(c)その圧迫装置により血流が抑制されている状態で、前記脈波検出装置により検出される脈波の進行波成分のピークと反射波成分のピークとに基づいて、動脈硬化度を評価するための動脈硬化情報を算出する動脈硬化情報算出手段とを、含むことを特徴とする動脈硬化度評価装置である。

【0008】

【発明の効果】

この発明によれば、圧迫装置により血流が抑制されると、圧迫装置の装着部位で反射波が生じるので、圧迫装置の上流側に装着される脈波検出装置により検出される脈波は、左心室の血液駆出に基づく動脈圧の上昇を示す進行波と、圧迫装置の装着部位で生じた反射波との合成波となる。反射波は動脈が硬いほど大きくなり且つ速度が速くなることから、進行波成分のピークに対する反射波成分のピークの位置や大きさは動脈硬化度によって変化するので、動脈硬化情報算出手段により算出される動脈硬化情報から動脈硬化度を評価することができる。従って、一つの脈波検出装置と、一つの圧迫装置を生体に装着することにより動脈硬化度を評価することができるので、高価な装置を使用する必要がなく、また、2つの心拍同期信号検出装置を生体に装着するよりも容易に動脈硬化度の評価ができる。

10

【0009】

【発明の他の態様】

ここで、前記動脈硬化情報には、たとえば、進行波成分のピーク発生時と反射波成分のピーク発生時との時間差、あるいは、進行波成分のピーク強度と反射波成分のピーク強度との強度差または強度比、あるいは、その強度差または強度比を脈圧で割った値などがある。

20

【0010】

また、好ましくは、前記脈波検出装置が前記生体に巻回される圧迫袋であって、その圧迫袋の圧迫圧力を徐速変化させる圧迫圧制御手段と、その圧迫圧制御手段による前記圧迫袋の圧迫圧力の制御過程でその圧迫袋から得られる信号に基づいて血圧値を決定する血圧値決定手段とをさらに備える。このようにすれば、圧迫袋から得られる信号に基づいて、動脈硬化情報に加えて血圧値も決定できる。

【0011】

また、好ましくは、前記脈波検出装置が前記生体に巻回される第1の圧迫袋であり、且つ、その脈波検出装置の下流部位に装着される前記圧迫装置も前記生体に装着される第2の圧迫袋であって、連結部材によりその2つの圧迫袋が離隔した状態で一体的に構成される。このようにすれば、装置の装着がより簡単になる。

30

【0012】

また、好ましくは、前記動脈硬化評価装置は、前記第1の圧迫袋の圧迫圧力を徐速変化させる圧迫圧制御手段と、その圧迫圧制御手段による前記第1の圧迫袋の圧迫圧力の制御過程でその第1の圧迫袋から得られる信号に基づいて血圧値を決定する血圧値決定手段とをさらに備えている。このようにすれば、第1の圧迫袋から得られる信号に基づいて、動脈硬化情報に加えて血圧値も決定できる。

【0013】

【発明の好適な実施の形態】

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動脈硬化度評価装置10の回路構成を示すブロック図である。

40

【0014】

図1において、12は上腕部14に巻回されるカフであり、本装置10では、このカフ12のみが生体に装着される。このカフ12は、そのカフ12の展開図である図2に示すように、帯状且つ袋状の腕帯袋16によって全体が覆われている。この腕帯袋16は、伸展性がなく且つ比較的剛性の高い布製である。

【0015】

腕帯袋16は連結部材として機能するものであり、その内部には、上腕部14に巻回され

50

たときの上流側となる側の端部に脈波検出装置として機能する第1圧迫袋18が固定され、上腕部14に巻回されたときの下流側となる側の端部に圧迫装置として機能する第2圧迫袋20が固定されている。これら第1圧迫袋18および第2圧迫袋20はゴム製であり、長手方向の長さが上腕部14の周囲長と略同程度の長さ(たとえば24cm)とされている。そして、第1圧迫袋18および第2圧迫袋20には、それぞれ配管22、24が接続されている。

【0016】

図1に戻って、第1圧迫袋18には、配管22を介して、第1圧力センサ26および調圧弁28が接続されており、さらに、調圧弁28は配管30により空気ポンプ32と接続されている。また、第2圧迫袋20にも、配管24を介して、第2圧力センサ34および調圧弁36が接続されており、調圧弁36には配管38を介して空気ポンプ40が接続されている。

10

【0017】

調圧弁28、36は、空気ポンプ32、40により発生させられた圧力の高い空気を調圧して第1圧迫袋18、第2圧迫袋20内へ供給し、あるいは、第1圧迫袋18、第2圧迫袋20内の空気を排気することにより、第1圧迫袋18、第2圧迫袋20内の圧力を調圧する。

【0018】

第1圧力センサ26は、第1圧迫袋18内の圧力を検出してその圧力を表す第1圧力信号SP1を静圧弁別回路42および脈波弁別回路44にそれぞれ供給する。静圧弁別回路42はローパスフィルタを備えており、第1圧力信号SP1に含まれる定常的な圧力すなわち第1圧迫袋18の圧迫圧力(以下、この圧力を第1圧迫袋圧PC1という)を表す第1圧迫袋圧信号SC1を弁別してその第1圧迫袋圧信号SC1をA/D変換器44を介して電子制御装置46へ供給する。

20

【0019】

脈波弁別回路48は、たとえば1乃至30Hz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、第1圧迫袋圧信号SP1からその振動成分である脈波信号SMを弁別し、その脈波信号SMをA/D変換器50を介して電子制御装置46へ供給する。上記脈波信号SMは、図示しない上腕動脈から第1圧迫袋18に伝達される脈波であることから上腕脈波を表す。

30

【0020】

第2圧力センサ34は、第2圧迫袋20内の圧力を検出してその圧力を表す第2圧力信号SP2を静圧弁別回路52に供給する。この静圧弁別回路52は、第1圧力センサ26に接続された静圧弁別回路42と同じ機能を有しており、第2圧力信号SP2に含まれる定常的な圧力すなわち第2圧迫袋20の圧迫圧力(以下、この圧力を第2圧迫袋圧PC2という)を表す第2圧迫袋圧信号SC2を弁別してその第2圧迫袋圧信号SC2をA/D変換器54を介して電子制御装置46へ供給する。

【0021】

電子制御装置46は、CPU56、ROM58、RAM60、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、CPU56は、ROM58に予め記憶されたプログラムに従ってRAM60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2つの空気ポンプ32、40および2つの調圧弁28、36をそれぞれ制御する。CPU56は、それら空気ポンプ32、40および調圧弁28、36を制御することにより第1圧迫袋圧PC1および第2圧迫袋圧PC2を制御する。また、CPU56は、図3に詳しく示す機能を実行することにより、血圧値BPおよび動脈硬化情報を決定し、決定した血圧値BPおよび動脈硬化情報を表示器62に表示する。

40

【0022】

図3は、CPU56の制御機能の要部を示す機能ブロック図である。第1圧迫袋圧制御手段70は、調圧弁28および空気ポンプ32を制御することにより、以下に述べる血圧測定

50

制御および脈波検出圧制御を実行する。血压測定制御は、第1圧迫圧PC1を上腕部14における最高血压値 $B P_{S Y S}$ よりも高い値に予め設定された昇圧目標圧力値PM1(たとえば180mmHg)まで急速に昇圧し、続いて、後述する血压値決定手段72による血压値BPの決定が終了するまで、第1圧迫圧PC1を2~3mmHg/secに設定された徐速降圧速度で徐速降圧させる。そして、血压値BPの決定が終了した後に第1圧迫圧PC1を大気圧まで排圧する。また、脈波検出圧制御は、第1圧迫圧制御手段70による血压測定制御の終了後、予め設定された回復時間Tr後に実行するものであり、第1圧迫圧PC1を脈波検出圧PM2に制御し、その圧力を、後述する第2圧迫圧制御手段74により第2圧迫圧PC2が止血圧力に制御された状態で一拍分以上の間維持する制御である。

10

【0023】

上記血压測定制御が終了してから脈波検出圧制御を実行するまでの回復時間Trは、血压測定制御に際して第1圧迫袋18によって圧迫されたことにより変化させられた生体組織が圧迫前の状態に回復するまでの時間であり、たとえば、数十秒程度に設定される。また、上記脈波検出圧PM2は、最低血压値 $B P_{D I A}$ と平均血压値 $B P_{M E A N}$ との間、たとえば両者の平均値に設定される。脈波検出圧がこのような圧力に設定されるのは、脈波検出圧が平均血压値 $B P_{M E A N}$ よりも高いと、検出される脈波に歪みが生じる一方で、脈波検出圧が低すぎると、十分な強度の脈波が得られず、ピークが不明瞭になるからである。

【0024】

血压値決定手段72は、第1圧迫圧制御手段70により第1圧迫圧PC1が徐速降圧させられる過程において、順次採取される脈波信号SMが表す上腕脈波の振幅の変化および順次採取される第1圧迫圧信号SC1に基づき、良く知られたオシロメトリック法を用いて最高血压値 $B P_{S Y S}$ 、最低血压値 $B P_{D I A}$ 、および平均血压値 $B P_{M E A N}$ を決定し、その決定した最高血压値 $B P_{S Y S}$ 等を表示器62に表示する。

20

【0025】

第2圧迫圧制御手段74は、第1圧迫圧制御手段70により第1圧迫圧PC1が脈波検出圧とされた状態が一拍分以上続いた後に、調圧弁36および空気ポンプ40を制御することにより、第2圧迫圧PC2を上腕部14が止血できる圧力として予め設定された止血圧力に制御する。上記止血圧力は、たとえば、前記第1圧迫袋PM1と同じ圧力すなわち180mmHgに設定される。

30

【0026】

進行波ピーク決定手段76は、第1圧迫圧制御手段70により第1圧迫圧PC1が脈波検出圧PM2に制御され、且つ、第2圧迫圧制御手段74による第2圧迫圧PC2の制御が実行されていない状態で、脈波弁別回路48から供給される脈波信号SMすなわち上腕脈波のピークを、進行波成分のピークとして決定する。なお、この進行波成分とは、上腕脈波を構成する成分のうち、左心室の血液駆出に基づく圧上昇を示す成分であり、上腕脈波は、この進行波成分と、進行波成分が末梢側で反射されて生じた反射波成分との合成波である。

【0027】

動脈硬化情報算出手段78は、まず、第1圧迫圧制御手段70により第1圧迫圧PC1が脈波検出圧PM2に制御され、且つ、第2圧迫圧制御手段74により第2圧迫圧PC2が止血圧力に制御されている状態で、脈波弁別回路48から供給される脈波信号SMすなわち上腕脈波(以下、止血時上腕脈波という)について、進行波成分のピークおよび反射波成分のピークをそれぞれ決定する。

40

【0028】

第2圧迫袋20により止血された状態では、進行波が第2圧迫袋20の装着部位で全て反射されることから、反射波成分が大きくなるので、反射波成分のピークは観測される上腕脈波のピークとなる。従って、止血時上腕脈波のピークを反射波成分のピークに決定する。一方、止血時上腕脈波の進行波成分のピークは、止血されていない状態で検出される上

50

腕脈波に比べてやや不明確となるが、進行波成分は、検出部位すなわち第1膨張袋18の装着部位よりも下流側の状態には影響されない。そこで、進行波ピーク決定手段76において進行波成分のピークの決定に用いた上腕脈波と、止血時上腕脈波とを所定の基準点（たとえば立ち上がり点）が一致するように重ね合わせ、進行波ピーク決定手段76により決定された進行波成分のピーク発生時を、止血時上腕脈波についても、進行波成分のピーク発生時に決定する。

【0029】

さらに、動脈硬化情報算出手段78は、そのようにして決定した止血時上腕脈波の進行波成分のピークおよび反射波成分のピークについて、発生時点の時間差 T および強度比 R を算出し、算出した時間差 T および強度比 R を表示器62に表示する。上記時間差 T および強度比 R は動脈硬化情報であり、動脈硬化が進行するほど反射波の速度が速くなるので、時間差 T は速くなる。また、上記強度比 R は、進行波成分のピーク発生時における脈波強度 a および反射波成分のピーク発生時における脈波強度 b のいずれを分母としてもよいが、たとえば、 $R = b / a$ から強度比 R を算出するとした場合、動脈硬化が進行すると反射波成分のピーク強度 b が大きくなるので、強度比 R が大きいほど動脈硬化が進行していることを示す。

【0030】

図4および図5は、図3の機能ブロック図に示したCPU56の制御作動の要部を示すフローチャートであって、図4は血圧測定ルーチンを示し、図5は動脈硬化情報測定ルーチンを示す。

【0031】

図4において、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32を起動させ、且つ、調圧弁28を制御することにより、第1圧迫圧PC1の急速昇圧を開始する。そして、SA2では、第1圧迫圧PC1が180mmHgに設定された昇圧目標圧力値PM1を超えたか否かを判断する。このSA2の判断が否定されるうちは、SA2の判断を繰り返し実行し、第1圧迫圧PC1の急速昇圧を継続する。一方、SA2の判断が肯定された場合には、SA3において、空気ポンプ32を停止させ、且つ、調圧弁28を制御することにより、第1圧迫圧PC1の3mmHg/sec程度での徐速降圧を開始する。

【0032】

続いて血圧値決定手段72に相当するSA4乃至SA6を実行する。SA4では、第1圧迫圧PC1の徐速降圧過程で逐次得られる脈波信号SMが表す上腕脈波の振幅の変化およびその振幅発生時の第1圧迫圧PC1に基づいて、良く知られたオシロメトリック方式の血圧測定アルゴリズムに従って最高血圧値BP_{SY S}、平均血圧値BP_{M E A N}、および最低血圧値BP_{D I A}を決定する。続くSA5では、上記SA4において血圧値BPの決定が完了したか否かを判断する。このSA5の判断が否定されるうちは、SA4以下を繰り返し実行し、血圧測定アルゴリズムを継続する。

【0033】

血圧値BPの決定が完了してSA5の判断が肯定されると、続くSA6では、SA4乃至SA5の繰り返しにより決定した最高血圧値BP_{SY S}等を表示器62に表示する。そして、続くSA7では、調圧弁18を制御することにより圧迫圧PC1を大気圧まで排圧する。図4では、SA1乃至SA3およびSA7が第1圧迫圧制御手段70における血圧測定制御に相当する。

【0034】

図4の血圧測定ルーチンが終了すると、次に図5の動脈硬化情報測定ルーチンを実行する。まず、SB1では、図4の血圧測定ルーチンが終了してからの経過時間 t が、数十秒程度に設定された回復時間 T_r を超えたか否かを判断する。この判断が否定されるうちは、このSB1を繰り返し実行する。一方、SB1の判断が肯定された場合には、続くSB2において、図4のSA4で決定した平均血圧値BP_{M E A N} および最低血圧値BP_{D I A}の平均値を算出して、その平均値を脈波検出圧PM2に決定する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

続く S B 3 では、空気ポンプ 3 2 を再び起動させ、且つ調圧弁 2 8 を制御することにより、第 1 圧迫圧 P C 1 を上記 S B 2 で決定した脈波検出圧 P M 2 に制御する。そして、続く S B 3 では、その状態で脈波弁別回路 4 8 から供給される脈波信号 S M を一拍分読み込む。

【 0 0 3 6 】

続く S B 5 は進行波ピーク決定手段 7 6 に相当し、S B 4 で読み込んだ脈波信号 S M すなわち上腕脈波のピークの発生時点を、その上腕脈波の進行波成分のピークの発生時点に決定する。

【 0 0 3 7 】

続く S B 6 では、空気ポンプ 4 0 を起動させ、且つ、調圧弁 3 6 を制御することにより、第 2 圧迫圧 P C 2 を 1 8 0 m m H g に設定された止血圧力に制御する。第 2 圧迫圧 P C 2 が止血圧力となったら、続く S B 7 において、その状態で脈波弁別回路 4 8 から供給される脈波信号 S M、すなわち止血時上腕脈波を一拍分読み込む。

【 0 0 3 8 】

続く S B 8 では、2 つの空気ポンプ 3 2、4 0 を停止させ、且つ、2 つの調圧弁 2 8、3 6 を制御することにより、第 1 圧迫圧 P C 1 および第 2 圧迫圧 P C 2 を大気圧まで排圧する。図 5 では、S B 1 乃至 S B 3 および S B 8 が第 1 圧迫圧制御手段 7 0 の脈波検出圧制御に相当し、また、S B 6 および S B 8 が第 2 圧迫圧制御手段 7 4 に相当する。

【 0 0 3 9 】

続いて、動脈硬化情報算出手段 7 8 に相当する S B 9 乃至 S B 1 2 を実行する。まず、S B 9 では、S B 7 で読み込んだ止血時上腕脈波と、S B 4 において下流側が圧迫されていない状態で読み込んだ上腕脈波とを、立ち上がり点が一致するように重ね、S B 5 において下流側が圧迫されていない状態の上腕脈波について決定した進行波成分のピーク発生時点を、止血時上腕脈波の進行波成分のピーク発生時点に決定する。

【 0 0 4 0 】

続く S B 1 0 では、S B 7 で読み込んだ止血時上腕脈波のピークを決定し、そのピークの発生時点を、反射波成分のピーク発生時点に決定する。そして、続く S B 1 1 では、S B 9 で決定した進行波成分のピーク発生時点と S B 1 0 で決定した反射波成分のピーク発生時点との時間差 T を算出し、その算出した時間差 T を表示器 6 2 に表示する。

【 0 0 4 1 】

続く S B 1 1 では、S B 1 0 で決定した反射波成分のピーク発生時点における止血時上腕脈波の強度 b を、S B 9 で決定した進行波成分のピーク発生時点における止血時上腕脈波の強度 a で割ることにより、強度比 R を算出し、算出した強度比 R を表示器 6 2 に表示する。

【 0 0 4 2 】

上述の動脈硬化評価装置 1 0 によれば、第 2 圧迫袋 2 0 により止血されると、第 2 圧迫袋 2 0 の装着部位で反射波が生じるので、第 2 圧迫袋 2 0 の上流側に装着される第 1 圧迫袋 1 8 により検出される脈波は、左心室の血液駆出に基づく動脈圧の上昇を示す進行波と、第 2 圧迫袋 2 0 の装着部位で生じた反射波との合成波となる。反射波は動脈が硬いほど大きくなり且つ速度が速くなることから、動脈硬化情報算出手段 7 8 (S B 9 乃至 S B 1 2) により算出される時間差 T および強度比 R は、動脈硬化度によって変化するので、時間差 T および強度比 R から動脈硬化度を評価することができる。従って、第 1 圧迫袋 1 8 と第 2 圧迫袋 2 0 とを生体に装着することにより動脈硬化度を評価することができるので、高価な装置を使用する必要がなく、また、2 つの心拍同期信号検出装置を生体に装着するよりも容易に動脈硬化度の評価ができる。

【 0 0 4 3 】

特に、上述の動脈硬化評価装置 1 0 は、腕帯袋 1 6 により、第 1 圧迫袋 1 8 と第 2 圧迫袋 2 0 とが離隔した状態で一体的に構成されていることから、装置の装着がより簡単になる。

10

20

30

40

50

【0044】

また、上述の動脈硬化評価装置10は、第1圧迫袋18の圧迫圧力を徐速変化させる第1圧迫圧制御手段70と、その第1圧迫圧制御手段70による第1圧迫袋18の圧迫圧力の制御過程でその第1圧迫袋18から得られる信号に基づいて血圧値BPを決定する血圧値決定手段72とをさらに備えていることから、第1圧迫袋18から得られる信号に基づいて、動脈硬化情報に加えて血圧値BPも決定できる。

【0045】

以上、本発明の実施形態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。

【0046】

たとえば、前述の動脈硬化評価装置10では、カフ12は上腕部14に装着されていたが、大腿部、足首など他の部位に装着されてもよい。

【0047】

また、前述の動脈硬化評価装置10では、脈波検出装置として第1圧迫袋18が用いられていたが、生体に所定の押圧力で押圧される電子式圧力センサ（たとえば半導体ピエゾ抵抗式圧力センサ、半導体容量式圧力センサ、薄膜式圧力センサなど）が用いられてもよい。

【0048】

また、前述の動脈硬化評価装置10では、第2圧迫袋20の圧迫圧力すなわち第2圧迫圧PC2は、装着部位の血流を止血できる圧力とされていたが、少しでも血流が抑制されれば反射波は発生するので、第2圧迫圧PC2は、圧迫されない状態に比較して血流が抑制されるような圧力であれば、前述の実施例よりも低い圧力であってもよい。

【0049】

また、前述の動脈硬化評価装置10では、脈波検出装置として機能する第1圧迫袋18と圧迫装置として機能する第2圧迫袋20とが一体的に構成されていたが、それらが別体とされてもよい。たとえば、通常の血圧測定に用いられ、内部に圧迫袋を有して上腕に装着されるカフが脈波検出装置として用いられ、その下流（たとえば手首）に圧迫装置が装着されてもよい。なお、脈波検出装置と圧迫装置とを別々に生体に装着する場合であっても、圧迫装置は脈波を検出するものではないことから、ノイズの問題がない。従って、装着にそれほど注意を必要としないので、脈波伝播速度を測定する場合のように、2つの心拍同期信号検出装置を生体に装着する場合よりも装置の装着が簡単である。

【0050】

また、前述の動脈硬化評価装置10では、圧迫装置として第2圧迫袋20が用いられ、且つ、その第2圧迫袋20の圧迫圧力が制御可能とされていたが、前述のように、圧迫装置による圧迫は血流が抑制できる程度であればよいので、単なるゴムホースやゴムバンドが圧迫装置として用いられてもよい。

【0051】

また、前述の動脈硬化評価装置10では、血圧値BPが測定された後に動脈硬化情報算出用の脈波が検出されていたが、先に動脈硬化情報算出用の脈波が検出されてもよい。なお、その場合には脈波検出圧PM2は血圧値BPに基づいて決定することができないので、予め設定された一定値を用いるか、あるいは、圧迫圧を徐々に変化させていき、最も脈波強度が大きくなる時点を脈波検出圧PM2とする。

【0052】

また、前述の動脈硬化評価装置10では、脈波検出圧PM2は平均血圧値 BP_{MEAN} と最低血圧値 BP_{DIA} との平均値とされていたが、脈波検出圧PM2が、最低血圧値 BP_{DIA} よりもやや低い値、たとえば最低血圧値 BP_{DIA} から10mmHg乃至20mmHgに設定された所定値を引いた値とされてもよい。

【0053】

また、前述の動脈硬化評価装置10では、止血時上腕脈波の進行波成分のピーク発生時点は、下流側が圧迫されていないときのの上腕脈波のピークに基づいて決定されていたが、止

10

20

30

40

50

血時上腕脈波を直接用い、その止血時上腕脈波の立ち上がり点以降における最初の変曲点や極大点を進行波成分のピーク発生時点としてもよい。

【0054】

また、前述の動脈硬化評価装置10では、動脈硬化情報として時間差 Tおよび強度比 Rを算出していたが、いずれか一方だけでもよい。また、それら時間差 Tおよび強度比 Rに代えて、またはそれらに加えて、反射波成分のピーク発生時点における止血時上腕脈波の強度 bと、進行波成分のピーク発生時点における止血時上腕脈波の強度 aとの強度差や、その強度差を止血時上腕脈波の脈圧 PPで割った値を動脈硬化情報として算出してもよい。

【0055】

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動脈硬化度評価装置の回路構成を示すブロック図である。

【図2】図1のカフの展開図である。

【図3】図1のCPUの制御機能の要部を示す機能ブロック図である。

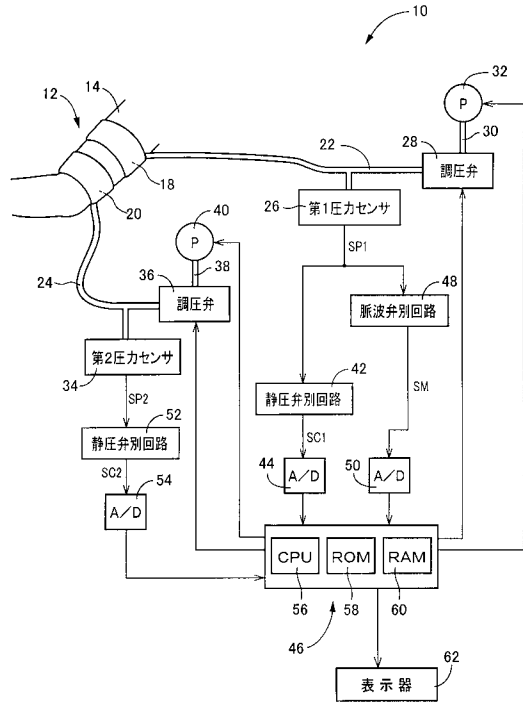
【図4】図3の機能ブロック図に示したCPUの制御作動の要部を示すフローチャートであって、血圧測定ルーチンを示す図である。

【図5】図2の機能ブロック図に示したCPUの制御作動の要部を示すフローチャートであって、動脈硬化情報測定ルーチンを示す図である。

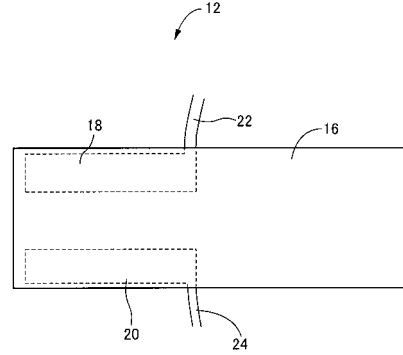
【符号の説明】

- 10：動脈硬化度評価装置
- 16：腕帯袋（連結部材）
- 18：第1圧迫袋（脈波検出装置）
- 20：第2圧迫袋（圧迫装置）
- 70：第1圧迫圧制御手段
- 72：血圧値決定手段
- 78：動脈硬化情報算出手段

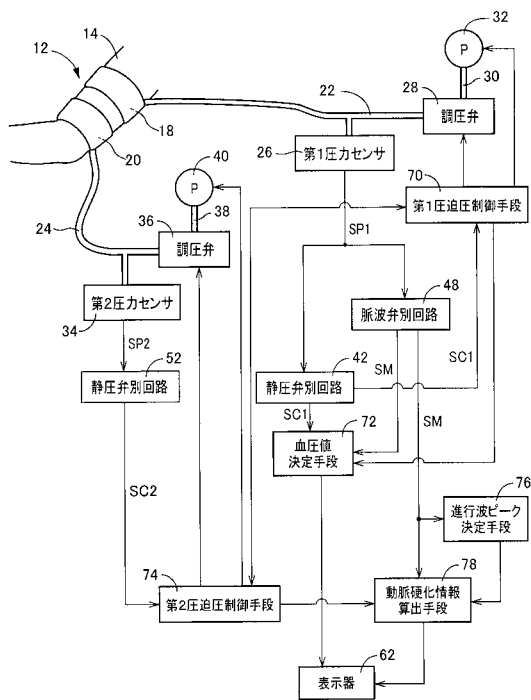
【 図 1 】



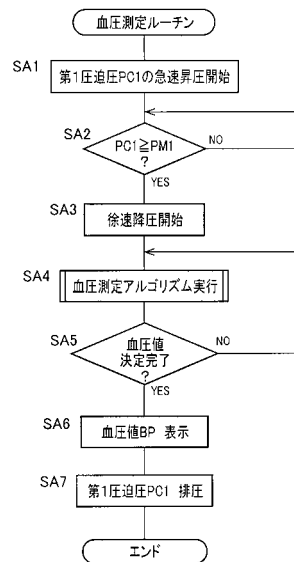
【 図 2 】



【 図 3 】

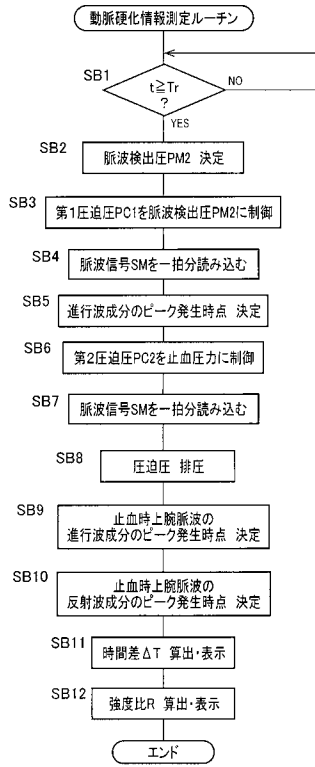


【 図 4 】



12: カフ
 18: 第1圧迫袋(脈波検出装置)
 20: 第2圧迫袋(圧迫装置)

【 図 5 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2000-254104(JP,A)
特開2002-172094(JP,A)
国際公開第91/019451(WO,A1)
特許第3495348(JP,B2)
米国特許第5265011(US,A)
特開2003-199718(JP,A)

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