

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-168177

(P2016-168177A)

(43) 公開日 平成28年9月23日(2016.9.23)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A61B 5/022 (2006.01)</b>	A61B 5/02 332Z	3B087
<b>A61B 5/026 (2006.01)</b>	A61B 5/02 332B	3B088
<b>A61B 5/00 (2006.01)</b>	A61B 5/02 337L	4C017
<b>B60N 2/44 (2006.01)</b>	A61B 5/02 337M	4C117
<b>B60N 3/00 (2006.01)</b>	A61B 5/02 340D	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 16 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2015-49591 (P2015-49591)  
 (22) 出願日 平成27年3月12日 (2015.3.12)

(71) 出願人 504171134  
 国立大学法人 筑波大学  
 茨城県つくば市天王台一丁目1番1

(74) 代理人 100086911  
 弁理士 重野 剛

(74) 代理人 100144967  
 弁理士 重野 隆之

(71) 出願人 506310865  
 CYBERDYNE 株式会社  
 茨城県つくば市学園南二丁目2番地1

(72) 発明者 山海 嘉之  
 茨城県つくば市天王台1-1-1 国立大  
 学法人 筑波大学内

Fターム(参考) 3B087 DE10  
 3B088 CA15

最終頁に続く

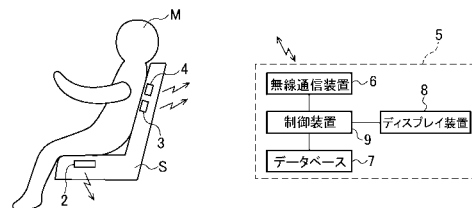
(54) 【発明の名称】 生体情報検出装置および背もたれ付シート

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 被測定者に対して非接触かつ非拘束にてする負担を軽減しつつ、被測定者の生体情報を高精度に検出することができる生体情報検出装置および背もたれ付シートを提供する。

【解決手段】 生体情報検出装置は、シートの座面部に設けられ、該シートに着座した被測定者Mの膝窩動脈の血流状態を計測する第1血流計測手段2と、前記シートの背面部に設けられ、前記被測定者の胸部大動脈の血流状態を計測する第2血流計測手段3と、第1血流計測手段2により計測された血流データおよび第2血流計測手段3により計測された血流データから、脈波伝搬速度および動脈硬化度を求め、当該脈波伝搬速度および動脈硬化度に基づいて、前記被測定者の膝窩動脈および胸部大動脈の血圧をそれぞれ算出する血圧算出手段と、を備える。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

シートの座面部に設けられ、該シートに着座した被測定者の膝窩動脈の血流状態を計測する第 1 血流計測手段と、

前記シートの背面部に設けられ、前記被測定者の胸部大動脈の血流状態を計測する第 2 血流計測手段と、

前記第 1 血流計測手段により計測された血流データおよび前記第 2 血流計測手段により計測された血流データから、脈波伝搬速度および動脈硬化度を求め、当該脈波伝搬速度および動脈硬化度に基づいて、前記被測定者の膝窩動脈および胸部大動脈の血圧をそれぞれ算出する血圧算出手段と

を備えることを特徴とする生体情報検出装置。

10

## 【請求項 2】

前記第 1 血流計測手段および前記第 2 血流計測手段から得られる各血流データを格納するデータベースを備え、

前記血圧算出手段は、所定期間に亘って前記データベースに蓄積した前記各血流データに基づいて、前記膝窩動脈および胸部大動脈の血圧をそれぞれ時系列的に算出し、前記被測定者の健康状態を監視する

ことを特徴とする請求項 2 に記載の生体情報検出装置。

## 【請求項 3】

前記シートの背面部に設けられ、前記被測定者の心拍数および呼吸数を計測する心肺機能計測手段

を備え、前記血圧算出手段は、前記心拍数および前記呼吸数に基づいて、前記被測定者の膝窩動脈および胸部大動脈の各圧波形の時間差分がほぼ一定になるように、当該膝窩動脈および胸部大動脈の血圧をそれぞれ補正する

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の生体情報検出装置。

20

## 【請求項 4】

前記データベースは、前記心肺機能計測手段から得られる心拍数および呼吸数を格納し、

前記血圧算出手段は、所定期間に亘って前記データベースに蓄積した前記心拍数および呼吸数に基づいて、前記膝窩動脈および胸部大動脈の血圧をそれぞれ補正する

ことを特徴とする請求項 3 に記載の生体情報検出装置。

30

## 【請求項 5】

請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の生体情報検出装置を備える背もたれ付シート。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、被測定者の生体情報を検出する生体情報検出装置および背もたれ付シートに関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

一般的に、車両運転者の健康状態が悪化した場合、車両の運転に悪影響を及ぼすおそれがあるため、健康状態の悪化を事前に検知して何らかの対策を施すことが望ましい。このため、運転者の健康状態を運転の間、持続的に監視可能とする健康管理システムが提案されている。

40

## 【0003】

例えば、車両内のステアリングに設けられた電極を握らせたり（特許文献 1 参照）、運転者の腕や指先にカフの巻付けや装着したり（特許文献 2 参照）することで、運転者の生体情報を検出していた。

## 【0004】

しかし、カフの巻き付けは運転者にとって煩雑であり、かつ運転者はカフの圧迫を受け

50

ていた。また、ステアリングに設けられた電極を握らせることは、運転者の姿勢を制約することになっていた。

【0005】

このように、従来は、車両運転者の生体情報の検出に際し、車両運転者に対する負担が大きいという問題があった。

【0006】

このような車両運転者に対する負担問題を軽減すべく、非接触でマイクロ波を照射し、心拍・呼吸を計測して診断する方法が提案されている（例えば特許文献3、4参照）。しかし、特許文献3、4のような非接触型の生体情報の検出方法を用いても、車両運転者に対してセンサ等を装着させる必要があり、負担が大きいという問題があった。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2007-290504号公報

【特許文献2】国際公開第2007/46283号

【特許文献3】特開2008-99849号公報

【特許文献4】特開2014-105号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

20

ところで、タクシーやバスのような車両運転者の健康管理は必須であり、乗務上、乗り降りする頻度も比較的多いため、車両運転者の手足等を拘束することなく、血圧値を常時監視することが望ましい。

【0009】

本発明は、上記従来の実状に鑑みてなされたものであり、被測定者に対して非接触かつ非拘束にてする負担を軽減しつつ、被測定者の生体情報を高精度に検出することができる生体情報検出装置および背もたれ付シートを提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の一態様による生体情報検出装置は、シートの座面部に設けられ、該シートに着座した被測定者の膝窩動脈の血流状態を計測する第1血流計測手段と、前記シートの背面部に設けられ、前記被測定者の胸部大動脈の血流状態を計測する第2血流計測手段と、前記第1血流計測手段により計測された血流データおよび前記第2血流計測手段により計測された血流データから、脈波伝搬速度および動脈硬化度を求め、当該脈波伝搬速度および動脈硬化度に基づいて、前記被測定者の膝窩動脈および胸部大動脈の血圧をそれぞれ算出する血圧算出手段とを備えることを特徴とする。

30

【0011】

本発明の一態様による生体情報検出装置は、前記第1血流計測手段および前記第2血流計測手段から得られる各血流データを格納するデータベースを備え、前記血圧算出手段は、所定期間に亘って前記データベースに蓄積した前記各血流データに基づいて、前記膝窩動脈および胸部大動脈の血圧をそれぞれ時系列的に算出し、前記被測定者の健康状態を監視することを特徴とする。

40

【0012】

本発明の一態様による生体情報検出装置は、前記シートの背面部に設けられ、前記被測定者の心拍数および呼吸数を計測する心肺機能計測手段を備え、前記血圧算出手段は、前記心拍数および前記呼吸数に基づいて、前記被測定者の膝窩動脈および胸部大動脈の各圧波形の時間差分がほぼ一定になるように、当該膝窩動脈および胸部大動脈の血圧をそれぞれ補正することを特徴とする。

【0013】

本発明の一態様による生体情報検出装置は、前記データベースは、前記心肺機能計測手

50

段から得られる心拍数および呼吸数を格納し、前記血圧算出手段は、所定期間に亘って前記データベースに蓄積した前記心拍数および呼吸数に基づいて、前記膝窩動脈および胸部大動脈の血圧をそれぞれ補正することを特徴とする。

【0014】

本発明の一態様による背もたれ付シートは、前記生体情報検出装置を備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、被測定者に対して非接触かつ非拘束に於ける負担を軽減しつつ、被測定者の生体情報を高精度に検出することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の実施形態に係る生体情報検出装置のブロック構成図である。

【図2】第1血流計測センサおよび第2血流計測センサの内部構成図である。

【図3】検知ユニットの取付構造を拡大して示す縦断面図である。

【図4】血流計測方法の原理を説明するための図である。

【図5】レーザ光の波長と血液の酸素飽和度を変えた場合の光の吸収状態の関係を示す図である。

【図6】各光センサユニットの検出信号の波形を示す波形図である。

【図7】各光センサユニットからの検出信号に基づくPWV制御処理を説明するためのフローチャートである。

20

【図8】心肺機能センサの内部構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。

【0018】

〔生体情報検出装置の構成〕

図1は本発明の実施形態に係る生体情報検出装置1のブロック構成図である。図1に示すように、生体情報検出装置1は、車用シートSに装着される第1血流計測センサ2、第2血流計測センサ3、心肺機能センサ4と、外部ユニット5とを有し、当該各センサ2～4からの検知結果がワイヤレスで外部ユニット5に送信されるようになされている。

30

【0019】

第1血流計測センサ2および第2血流計測センサ3は、それぞれ被測定者の被計測領域の皮膚表面に対向する位置の血流を計測する。第1血流計測センサ2および第2血流計測センサ3は同一構成からなり、血管内を流れる血流を非接触で計測する光学式のセンサを有する検知ユニット12(図2)がそれぞれ内蔵されている。

【0020】

本実施例では、第1血流計測センサ2は、車用シートSの座面に設置され、当該車用シートSに着座した被測定者Mの臀部又は大腿部に向けて近赤外光を照射し、反射光を受光し、膝窩動脈の血流による血管および血管周辺の組織の変位(血管特性)を検出する。また第2血流計測センサ3は、車用シートSの背面に設置され、当該車用シートSに着座した被測定者Mの背中に向けて近赤外光を照射し、反射光を受光し、胸部大動脈の血管特性を検出する。

40

【0021】

心肺機能センサ4は、車用シートSの背面に設置され、当該車用シートSに着座した被測定者Mの背中に向けてマイクロ波を照射し、反射波を受信し、心拍数および呼吸数を検出する。

【0022】

外部ユニット5は、第1血流計測センサ2、第2血流計測センサ3および心肺機能センサ4の各センサ結果である計測データを受信する無線通信装置6と、当該各計測データを

50

格納するデータベース7と、当該各計測データに基づく種々の処理結果を表示するディスプレイ装置8と、これら全ての装置の制御を司る制御装置9とを有する。

【0023】

〔第1血流計測センサ2および第2血流計測センサ3の内部構成〕

ここで図2に第1血流計測センサ2（第2血流計測センサ3）の構成について説明する。第1血流計測センサ2（第2血流計測センサ3）は、薄い樹脂製のシート状ボード10の一面にフレキシブル基板11が保持されており、フレキシブル基板11上には、検知ユニット12と、計測制御部13と、無線通信装置14と、充電式のバッテリー15とが実装され、これら全体を樹脂等であるケース16で覆い保護するようになされている。

【0024】

第1血流計測センサ2（第2血流計測センサ3）において、シート状ボード10の他面は、被計測領域に対向（非接触で近接した状態）される計測面であり、当該シート状ボードの他面側の計測面を適宜被計測領域の皮膚表面に対向させることで、検知ユニット12を用いて当該被計測領域の血流による血管および血管周辺の組織の変位（血管特性）の計測を非接触で行うことができる。

【0025】

また第1血流計測センサ2（第2血流計測センサ3）において、計測制御部13は、バッテリー15からの電流を、後述する検知ユニット12の発光部に通電して発光させると共に、皮膚表面を伝搬した光を受光した受光部からの受光信号を読み込む。無線通信装置14は、外部ユニット5（図1）の制御装置9と無線による通信を行っており、受光部からの受光信号を制御装置に無線で送信する。

【0026】

第1血流計測センサ2（第2血流計測センサ3）は、外部ユニット5と無線通信が可能なワイヤレスユニットであるので、被測定領域への移動が自由に行える。また、第1血流計測センサ2（第2血流計測センサ3）の充電式のバッテリー15は、血流計測を行わない不使用時に適宜充電される。

【0027】

〔検知ユニット12の内部構成〕

ここで、第1血流測定センサ2および第2血流測定センサ3における検知ユニットの内部構成について説明する。図3は検知ユニット12の取付構造を拡大して示す縦断面図である。

【0028】

図3に示されるように、検知ユニット12は、ドーム状に形成されたフレキシブル配線板20の内側に3個の光センサユニット21A～21Cが1列に並設されている。

【0029】

各光センサユニット21A、21B、21Cは、被測定者が車用シートSに着座すると、先端部分の発光面、受光面が被測定者の皮膚表面に近接（または接触）するように保持される。各光センサユニット21A、21B、21Cは、それぞれが同一構成であり、同一箇所に同一符号を付す。

【0030】

光センサユニット21Aは、発光部22と、受光部23と、光路分離部材24とを有する。発光部22は、皮膚表面にレーザ光（出射光）Aを照射するレーザダイオードからなる。受光部23は、受光した透過光量に応じた電気信号を出力する受光素子からなる。光路分離部材24は、例えば、ホログラムを利用したホログラフィック光学素子（HOE：Holographic Optical Element）からなり、発光部22から被計測領域に向けて照射されたレーザ光Aに対する屈折率と、被計測領域を通過して入射され受光部に進む入射光B、Cの屈折率とが異なるように構成されている。

【0031】

また、光路分離部材24の外周には、円筒形状に形成されたハウジング25が嵌合している。発光部22および受光部23は、上面側がフレキシブル配線板20の下面側に実装

10

20

30

40

50

されている。フレキシブル配線板 20 には、計測制御部 13 (図 2) に接続される配線パターンが形成されており、配線パターンには各光センサユニット 21A ~ 21C に対応する位置に発光部 22 および受光部 23 の接続端子が半田付けなどによって電氣的に接続されている。フレキシブル配線板 20 は、光センサユニット 21A ~ 21C の先端が被計測領域に接触した際の表面形状に応じて撓むように構成されている。

#### 【0032】

血流計測を行なう際、計測制御部 13 は、光センサユニット 21A の発光部 22 からレーザー光 A を発光させる。このとき、発光部 22 から出射されるレーザー光は、酸素飽和度の影響を受けない波長 (805 nm) で出力される。

#### 【0033】

また、各光センサユニット 21A ~ 21C は、先端 (光路分離部材 24 の端面) が被計測者の被計測領域に当接した状態に保持されている。発光部 22 から出射されるレーザー光 A は、光路分離部材 24 を透過して皮膚表面 SK に対して垂直方向から入射される。皮膚表面 SK の内部 (体内) においては、レーザー光 A が中心部に向けて進行すると共に、レーザー光 A が入射位置を基点として皮膚表面 SK に沿うように周辺に向けて伝搬する。このレーザー光 A の光伝搬経路 LR は、側方からみると円弧状に形成され、血管 BV を通過して皮膚表面 SK に戻る。

#### 【0034】

このように光伝搬経路 LR を通過した光は、血管 BV を流れる血液に含まれる赤血球の量または密度に応じた透過光量に変化しながら受光側の光センサユニット 21B, 21C に到達する。また、レーザー光 A は、人体内部を伝搬する過程で透過光量が徐々に低下するため、レーザー光 A が入射位置を基点から離れる程、距離に比例して受光部 23 の受光レベルが低下する。従って、レーザー光 A の入射位置からの離間距離によっても受光される透過光量が変化する。

#### 【0035】

図 3 において、左端に位置する光センサユニット 21A を発光側基点とすると、その光センサユニット 21A 自身と、その右隣りの光センサユニット 21B と、さらに右隣りの光センサユニット 21C とは、受光側基点 (計測ポイント) となる。

#### 【0036】

光路分離部材 24 は、例えば、透明なアクリル樹脂の密度分布を変化させることで、レーザー光 A を直進させ、入射光 B、C を受光部に導くように形成されている。また、光路分離部材 24 は、発光部 22 から出射されたレーザー光 A を基端側 (図 3 では上面側) から先端側 (図 3 では下面側) に透過させる出射側透過領域 30 と、体内を伝搬した光を先端側 (図 3 では下面側) から基端側 (図 3 では上面側) に透過させる入射側透過領域 31 と、出射側透過領域 30 と入射側透過領域 31 との間に形成された屈折領域 32 とを有する。

#### 【0037】

この屈折領域 32 は、レーザー光 A を透過させるが、血流を通過した光 (入射光 B、C) を反射させる性質を有する。屈折領域 32 は、例えば、アクリル樹脂の密度を変化させたり、この領域に金属薄膜を設けたり、金属の微粒子を分散させることにより形成される。これにより、光路分離部材 24 の先端から入射された光は全て受光部 23 に集光される。

#### 【0038】

##### 〔血流計測方法の原理〕

図 4 は血流計測方法の原理を説明するための図である。図 4 に示されるように、外部から血管 BV 内の血液に対しレーザー光 A を照射すると、血液層 BR に入射したレーザー光 A は、通常の赤血球 RC による反射散乱光成分、および付着血栓による反射散乱光成分の両成分の光として、血液中を透過して進行する。

#### 【0039】

光が血液層を透過する過程において受ける影響は、血液の状態によって刻々と変化するため、透過光量 (反射光量としてもよい) を連続的に計測し、その光量変化を観測することによりさまざまな血液の性質の変化を観察することが可能となる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 0 】

被計測者の活動が活発になると、体内での酸素消費量が増加するため、酸素を運搬する赤血球のヘマトクリットおよび血液の酸素飽和度に起因する血流の状態が光量の変化となって現れる。

## 【 0 0 4 1 】

ここで、ヘマトクリット (Hct: 単位体積当たりの赤血球の体積比、即ち、単位体積当たりの赤血球の体積濃度を示す。Htとも表記する。) 等の変化も同様にヘモグロビン密度の変化に係る要因であり、光量変化に影響を及ぼす。本実施例における基本的な原理は、このようにレーザ光 A を用いた、血流による光路・透過光量の変化で血流の状態を計測する点である。

10

## 【 0 0 4 2 】

さらに、その原理的な構成について説明する。血液の光学的特性は、血球成分 (特に赤血球の細胞内部のヘモグロビン) によって決定される。また、赤血球は、ヘモグロビンが酸素と結合しやすい性質を有しているため、酸素を運搬する役目も果たしている。そして、血液の酸素飽和度は、血液中のヘモグロビンの何%が酸素と結合しているかを表す数値である。また、酸素飽和度は動脈血液中の酸素分圧 ( $P a O_2$ ) と相関があり、呼吸機能 (ガス交換) の重要な指標である。

## 【 0 0 4 3 】

酸素分圧が高ければ酸素飽和度も高くなることが分かっており、酸素飽和度が変動すると、血液を透過した光の透過光量も変動する。そのため、血流の計測を行なう際は、酸素飽和度の影響を除くことでより正確な計測が可能になる。

20

## 【 0 0 4 4 】

また、酸素分圧 ( $P a O_2$ ) に影響を与えている因子としては、肺胞換気量があり、さらには大気圧や吸入酸素濃度 ( $F i O_2$ ) などの環境、換気/血流比やガス拡散能、短絡率などの肺胞でのガス交換がある。

## 【 0 0 4 5 】

外部ユニット 5 の制御装置 9 は、上記光センサユニット 2 1 A ~ 2 1 C の受光部 2 3 によって生成された透過光量 (光強度) に応じた計測データに基づき、後述する P W V 制御処理を実行して血流状態を検出する。

## 【 0 0 4 6 】

発光部 2 2 のレーザ光 A は、所定時間間隔 (例えば、1 0 H z ~ 1 M H z) で間欠的に照射されるパルス光又は連続光として照射する。この場合、パルス光を用いる場合には、パルス光の点滅する周波数である点滅周波数を、血液流速に応じて決定し、連続的に又は該点滅周波数の 2 倍以上の計測サンプリング周波数で計測する。また、連続光を用いる場合には、計測サンプリング周波数を、血液流速に応じて決定して計測する。

30

## 【 0 0 4 7 】

血液中のヘモグロビン (Hb) は、呼吸をすることにより肺で酸素と化学反応を生じて  $H b O_2$  となり血液中に酸素を取り込むこととなるが、呼吸の状態等により、血液に酸素を取り込んだ割合 (酸素飽和度) が微妙に異なる。すなわち、本実施例では、血液に光を照射すると、この酸素飽和度によって光の吸収率が変化するという現象を発見し、この現象は上記レーザ光 A による血流の計測において外乱要素となるため、酸素飽和度による影響を除去することが可能になる。

40

## 【 0 0 4 8 】

図 5 はレーザ光の波長と、血液の酸素飽和度を変えた場合の光の吸収状態の関係を示すグラフである。体内では赤血球に含まれるヘモグロビンは、酸素と結合した酸化ヘモグロビン ( $H b O_2$ : グラフ I I (破線で示す)) と酸化されていないヘモグロビン (Hb: グラフ I (実線で示す)) に分けられる。この 2 つの状態では、光に対する光吸収率が大きく異なる。例えば、酸素をたっぷり含んだ血液は鮮血として色鮮やかである。一方、静脈血は酸素を手放しているためどんよりと黒ずんでいる。これらの光吸収率の状態は、図 6 のグラフ I , I I に示すように広い光の波長領域で変化している。

50

## 【0049】

この図5のグラフI, IIから特定の波長を選択することにより、生体内の酸素代謝などにより赤血球中のヘモグロビンの酸素飽和度が大きく変動しても、光吸収率が影響を受けないで血液に光を照射して血流を計測できることが分かる。

## 【0050】

赤血球中のヘモグロビンの酸素飽和度によらず、ある波長領域では光吸収率が小さくなっている。これにより、光が波長によって血液層を通過しやすいか否かが決まることになる。従って、所定の波長領域(例えば、 $\lambda = 800\text{ nm}$ 近辺から $1300\text{ nm}$ 近辺)の光を用いれば、酸素飽和度の影響を小さく抑制して血流を計測することが可能となる。

## 【0051】

よって、レーザ光Aの波長領域は、ほぼ $600\text{ nm}$ 近辺から $1500\text{ nm}$ を利用し、これにより、ヘモグロビン(Hb)の光吸収率が実用上十分低くかつ、この領域に等吸収点Zを含むため、2波長以上の計測点を活用し、計算上、等吸収点とみなせる。つまり、酸素飽和度の影響を受けない仕様とすることが可能となる。

## 【0052】

なお、それ以外の波長領域、例えば、 $\lambda = 600\text{ nm}$ 未満では、光吸収率が高くなりS/Nが低下し、 $\lambda = 1500\text{ nm}$ をこえた波長では、受光部の受光感度が十分でなく血液中の他の成分等の外乱が影響し精度のよい計測ができなくなる。

## 【0053】

このため、本実施例では、発光部22に波長可変半導体レーザからなる発光素子を用い、発光部22から発光されるレーザ光Aの波長を、グラフI, IIで等吸収点Zとなる $\lambda_1 = 805\text{ nm}$ (第1の光)と、グラフIにおいて光吸収率が最も低い波長 $\lambda_2 = 680\text{ nm}$ (第2の光)の2種類に設定する。

## 【0054】

ここで、レーザ光Aが光伝搬経路LR(図3参照)を介して伝搬した光を受光する場合の透過光量に基づく赤血球濃度R, Rp, Rpwの検出方法について説明する。

## 【0055】

従来の計測方法で行なわれた1点1波長方式を用いた場合の赤血球濃度Rの演算式(1)は、次式のように表せる。

## 【0056】

$$R = \log_{10} (I_{in} / I_{out}) = f(I_{in}, L, Ht) \dots (1)$$

## 【0057】

この(1)式の方法では、赤血球濃度が発光部22から出射されたレーザ光Aの入射透過光量 $I_{in}$ と、発光部22と受光部23との距離(光路長)Lと、前述したヘマトクリット(Ht)との関数になる。そのため、(1)式の方法で赤血球濃度を求める際は、3つの因子によって赤血球濃度変動するため、赤血球濃度を正確に計測することが難しい。

## 【0058】

本実施例による2点1波長方式を用いた場合の赤血球濃度Rpの演算式(2)は、次式のように表せる。

## 【0059】

$$R_p = \log_{10} \{ I_{out} / (I_{out} - I_{out}') \} = f(L, Ht) \dots (2)$$

## 【0060】

この(2)式の方法では、図3に示すようにレーザ光Aから距離の異なる2点(光センサユニット21B, 21Cの受光部)で受光するため、赤血球濃度は2つの受光部23間距離Lと、前述したヘマトクリット(Ht)との関数になる。そのため、(2)式の方法で赤血球濃度を求める際は、2つの因子のうち受光部23間距離Lが予め分かっているので、赤血球濃度がヘマトクリット(Ht)を係数とした値として計測される。よって、この演算方法では、赤血球濃度をヘマトクリット(Ht)に応じた計測値として正確に

10

20

30

40

50

計測することが可能になる。

【0061】

さらに、本実施例の変形例による2点2波長方式を用いた場合の赤血球濃度  $R_{pw}$  の演算式(3)は、次式のように表せる。

【0062】

$$R_{pw} = [ \log_{10} \{ I_{out} / (I_{out} - I_{out}) \} ] / [ \log_{10} \{ I_{out} / (I_{out} - I_{out}) \} ] = (Ht) \cdots (3)$$

【0063】

この(3)式の方法では、発光部から出射されるレーザ光Aの波長を異なる  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  (本実施例では、 $\lambda_1 = 805 \text{ nm}$ 、 $\lambda_2 = 680 \text{ nm}$ に設定する)とすることで赤血球濃度をヘマトクリット(Ht)のみの関数として計測される。よって、この演算方法によれば、赤血球濃度をヘマトクリット(Ht)に応じた計測値として正確に計測することが可能になる。

10

【0064】

光の伝搬は、レーザ光Aが照射された基点から半径方向に離間するほど光伝搬経路LRが長くなって光透過率が低下するため、発光側の光センサユニット21Aに所定距離離間して隣接された光センサユニット21Bの受光レベル(透過光量)は強く、その次はその隣りに所定距離離間して設けられた光センサユニット50Cの受光レベル(透過光量)が光センサユニット21Bの受光レベルより弱く検出される。また、発光側の光センサユニット21Aの受光部でも、皮膚表面からの光を受光する。外部ユニット5の制御装置9では、これらの複数の光センサユニット21A~21Cで受光された光強度に応じた検出信号をデータベース7に時系列的に記憶させる。

20

【0065】

また、各光センサユニット21A~21Cから出力された検出信号(受光した透過光量に応じた信号)を前述した(2)式または(3)式の  $I_{out}$  とすることで赤血球濃度をヘマトクリット(Ht)に応じた計測値(酸素飽和度に影響されない値)として正確に計測することが可能になる。

【0066】

図6は各光センサユニット21A~21Cの検出信号の波形を示す波形図である。図6に示されるように、発光部22から出射されるレーザ光Aの出射時  $T_s$  を基点として受光部検出信号波形(A)~(C)を比較することで、出射時  $T_s$  と受光部検出信号(A)~(C)の最低値との位相差  $T_1 \sim T_3$  が求まる。

30

【0067】

位相差  $T_1 \sim T_3$  は、 $T_1 < T_2 < T_3$  の関係にあり、脈波伝搬速度に応じて変化する。各光センサユニット21A~21Cの検出信号の位相差、 $T_2 - T_1 = t_1$ 、 $T_3 - T_1 = t_2$  によってPWVの近似値  $t_1$ 、 $t_2$  が求まる。

【0068】

〔制御装置によるPWV制御処理〕

ここで、上記原理に基づき外部ユニット5の制御装置9が実行するPWV(Pulse Wave Velocity)制御処理について説明する。

40

【0069】

図7は各光センサユニット21A~21Cからの検出信号に基づくPWV制御処理を説明するためのフローチャートである。図7において、制御装置9は、S1でデータベース7に格納された各計測データ(血流に応じた透過光量による計測データ)を読み込む。続いて、S2に進み、各計測データと前述した演算式(2)または(3)を用いて赤血球濃度Rpまたは  $R_{pw}$  を演算する。

【0070】

次のS3では、各計測位置毎の赤血球濃度の変化から血流による血管および血管周辺の組織の変位状態の変化を求め、当該血管および血管周辺の組織の変位状態に基づいて各計測位置毎の血流速度を導出する。

50

## 【 0 0 7 1 】

続いて、S 4 に進み、各光センサユニット 2 1 A ~ 2 1 C から出力された検出信号波形（または血流変化に対応する内壁変位データの波形）を比較する。

## 【 0 0 7 2 】

S 5 では、図 6 に示されるように、検出信号（A）～（C）の検出信号の波形の位相差、 $T 2 - T 1 = t 1$ 、 $T 3 - T 1 = t 2$  によって PWV の値  $t 1$ 、 $t 2$  を演算する。さらに、PWV の値に基づく脈波伝搬速度を演算し、当該脈波伝搬速度に対応する被測定領域の血管特性（血管の弾性の割合、血管内のプラーク量、動脈硬化の割合）をデータベース 7 から導出して当該被測定領域における血管の動脈硬化度を導出する。

## 【 0 0 7 3 】

続いて、S 6 では、PWV の値に基づく脈波伝搬速度および血管の動脈硬化度をデータベースに格納すると共に、PWV の値に基づく脈波伝搬速度および血管の動脈硬化度をディスプレイ装置 8 に表示する。なお、第 1 血流計測センサおよび第 2 血流計測センサの双方の計測データの位相差を求め、これを演算結果として記憶する。

## 【 0 0 7 4 】

続いて、S 7 に進み、各光センサユニット 2 1 A ~ 2 1 C の全計測データ（例えば、1 週間分の全データ）についての PWV の演算および脈波伝搬速度の検出が完了したか否かをチェックする。S 2 7 において、全計測データについての PWV の演算および脈波伝搬速度の検出が完了していないときは、上記 S 2 1 に戻り、S 2 1 以降の処理を繰り返す。

## 【 0 0 7 5 】

また、S 7 において、全計測データについての PWV の演算および脈波伝搬速度の検出が完了したときは、S 8 に進み、外部ユニット 5 の制御装置 9 から入力された全計測データの PWV 計測結果および脈波伝搬速度をディスプレイ装置 8 の表示画面に表示する。これにより、被計測者が所定期間（例えば、1 週間）の生活の中で計測された全計測データに基づく、PWV 計測結果および脈波伝搬速度を確認することが可能になる。

## 【 0 0 7 6 】

## 〔 血圧算出方法 〕

上述のように、外部ユニット 5 の制御装置 9 は、被測定者の膝窩動脈および胸部大動脈の血管特性（血流による血管および血管周辺の組織の変位状態）に基づいて、脈波伝搬速度および動脈硬化度を求めることができる。

## 【 0 0 7 7 】

そして制御装置 9 は、脈波伝搬速度および動脈硬化度に基づいて、被測定者の血圧（動脈圧）を演算により求めることができる。

## 【 0 0 7 8 】

すなわち、脈波伝播速度を  $c$  と動脈圧を  $P$  とすると、動脈硬化度を利用して、以下の数式のように関係式が成り立つことが知られている。脈波伝搬速度が血管の硬さに依存し、さらに血圧にも依存することを表すものである。以下の数式において、 $\rho$  は血液密度、 $\beta$  は血管の硬さの程度を表す定数（スティフィネスパラメータ）である。

## 【 0 0 7 9 】

## 【 数 1 】

$$c^2 = \frac{\beta P}{2\rho}$$

## 【 0 0 8 0 】

このように制御装置 9 は、この数式から、被測定者の被測定者の膝窩動脈および胸部大動脈の血圧（動脈圧  $P$ ）をそれぞれ算出することができる。

## 【 0 0 8 1 】

## 〔 心肺機能センサの構成 〕

10

20

30

40

50

図 8 に示すように、心肺機能センサ 4 は、局部発信器 4 0、送信アンテナ 4 1、受信アンテナ 4 2、混合器 4 3、増幅器 4 4、A / D 変換器 4 5、演算制御部 4 6 および無線通信装置 4 7 を備えている。

【 0 0 8 2 】

局部発振器 4 0 はマイクロ波を生成する。局部発信器 4 0 で生成されたマイクロ波は、送信アンテナ 4 1 から放射され、人体（対象物）で反射し、受信アンテナ 4 2 で受信される。ここで人体は体全体だけでなく、心臓や肺などの臓器を含む。局部発振器 4 0 で生成されるマイクロ波は周波数が 1 0 M H z 程度であることが好ましい。これにより、送信アンテナ 4 1 から放射されたマイクロ波が人体に進入し、心臓や肺などの臓器から反射波を取得し易くなる。

10

【 0 0 8 3 】

受信アンテナ 4 2 で受信された反射波は、局部発振器 4 0 で生成された信号と混合器 4 3 で混合される。すなわち、局部発振器 4 0 で生成されるマイクロ波（ローカル信号）と、その反射波（受信信号）とを混合してドップラー信号を検波するホモダイン検波が行われる。局部発振器 4 0、送信アンテナ 4 1、受信アンテナ 4 2、および混合器 4 3 はドップラーセンサであり、混合器 4 3 は検波器として機能する。

【 0 0 8 4 】

人体に動きが無い場合、局部発振器 4 0 で生成されたマイクロ波と、人体から反射してきたマイクロ波の周波数は同一周波数であるため、混合器 4 3 の出力には交流成分が含まれない。すなわち、混合器 4 3 の出力は 0 H z（直流）である。

20

【 0 0 8 5 】

一方、人体が送信アンテナ 4 1 および受信アンテナ 4 2 に対して近接または離反した場合、ドップラー効果により反射波の成分が変化するため、混合器 4 3 の出力には、その差分の信号が現れる。この差分の信号には、心臓の動き（心拍）や肺の動き（呼吸）に対応する成分が含まれている。混合器 4 3 の出力は増幅器 4 4 により増幅され、A / D 変換器 4 5 によりアナログデジタル変換される。

【 0 0 8 6 】

演算制御部 4 6 は、A / D 変換器 4 5 の出力信号を高速フーリエ変換し、変換後の信号に対して心拍数および呼吸数を算出する。心臓と肺は異なる挙動を示すため、フィルタ処理によりこれらを分離して取り扱うことができる。

30

【 0 0 8 7 】

例えば、演算制御部 4 6 は、高速フーリエ変換後の信号に対して、心拍数の周波数帯域を通過帯域とするフィルタを用いてフィルタ処理を施し、フィルタ処理後の周波数分布において振幅が最大となる周波数から、心拍数を算出する。

【 0 0 8 8 】

また、例えば、演算制御部 4 6 は、高速フーリエ変換後の信号に対して、呼吸数の周波数帯域を通過帯域とするフィルタを用いてフィルタ処理を施し、フィルタ処理後の周波数分布において振幅が最大となる周波数から、呼吸数を算出する。

【 0 0 8 9 】

演算制御部 4 6 は、心拍数および呼吸数を無線通信装置 4 7 によりそれぞれ無線信号に変換して外部ユニット 5 の制御装置 9 に送信する。外部ユニット 5 の制御装置 9 は心拍数および呼吸数をデータベース 7 に格納する。

40

【 0 0 9 0 】

なおデータベース 7 には、適宜、心拍数および呼吸数が過去の履歴が把握可能に記憶されており、制御装置は、最新の心拍数を過去の心拍数および呼吸数と比較して、当該比較結果の差分値が所定値以上であった場合、ディスプレイ装置 8 に異常発生を表示するように指示する。

【 0 0 9 1 】

〔 血圧補正方法 〕

実際に外部ユニット 5 の制御装置 9 は、無線通信装置 6 で第 1 血流計測センサ 2、第 2

50

血流計測センサ3および心肺機能センサ4から送信された計測データをそれぞれ受信すると、当該各計測データを自動的にデータベース7に格納する。

【0092】

なお、このデータベース7には、血流による血管および血管周辺の組織の変位の計測結果に対応する血管の内壁変位データ（血管の内径の収縮）、および心肺機能センサ4による心拍数および呼吸数と、第1血流計測センサ2および第2血流計測センサ3の各検知ユニット12の全計測データに基づき得られた脈波伝搬速度および血管（膝窩動脈および胸部大動脈）の動脈硬化度が格納されている。上記血管特性には、血管の弾性の割合、血管内のプラーク量（内膜の盛上がり）、動脈硬化の割合などが含まれる。

【0093】

ここで、血圧（動脈圧）は、心拍出量（心拍数×1回拍出量）×血管抵抗（弾力性）で表され、特に血管内の脱水時には、動脈圧はしばしば呼吸性にうねったような波形になる特徴がある。血管内の脱水が（循環血液量の減少）が存在する場合、呼吸による胸腔内圧の変化により1回拍出量に大きな変化を与えるため、動脈圧波形が大きく変動する。

【0094】

被測定者の膝窩動脈および胸部大動脈に血管内脱水が生じている場合、制御装置9は、これら動脈の血圧の値を正確に算出することが困難になるおそれがある。

【0095】

このため制御装置9は、被測定者の心拍数および呼吸数を利用して、被測定者の膝窩動脈および胸部大動脈の動脈圧波形に重畳する呼吸性変動（呼吸による心拍数の変動）を外乱ノイズとして除去することにより、上記各動脈の血圧の算出値を補正するようになされている。

【0096】

具体的に、制御装置9は、被測定者から取得した全計測データを長期間に亘って管理しており、膝窩動脈の動脈圧波形と胸部大動脈の動脈圧波形との時間差分を監視する。そして制御装置9は、当該双方の動脈圧波形の時間差分に所定値以上のばらつきが発生すると、心拍数および呼吸数を用いてその時間差分をほぼ一定になるように補正する。

【0097】

従って制御装置9は、被測定者の被測定部位（膝窩動脈および胸部大動脈）の血圧の値を外乱ノイズを除去した状態に維持することができ、長期間に亘って高い精度で算出することができる。

【0098】

なお、制御装置9は、被測定者の被測定部位（膝窩動脈および胸部大動脈）の血圧の値をデータベース7に格納するが、管理時間（格納時間）が長期であるほど、短時間で変化幅が大きい血圧変動に対しても把握し易いため、高い精度で血圧を補正することができる。

【0099】

このように、生体情報検知装置1は、第1血流計測センサ2、第2血流計測センサ3および心肺機能センサ4が全て非接触に車用シートS内に設置されているので、被測定者を拘束することなく計測作業を容易に行えと共に、被測定者に接触させる方式のように着脱作業が不用になり、短時間で効率良く血圧を計測することができる。

【0100】

この結果、被測定者に長期間に亘って健康状態の悪化が進行している場合でも、外部ユニット5のディスプレイ装置8を目視確認しながら常時モニタリング（身体状態を把握）することができ、車両運転中の居眠りやヒヤリハットを未然に防止する可能性が飛躍的に高くなる。

【0101】

本実施形態に係る生体情報検出装置1によれば、被測定者は車用シートSに着座するだけで、高い精度で血圧を測定することができる。カフの圧迫や姿勢の制約を受けないため、車両運転者に対する負担を軽減することができる。

10

20

30

40

50

## 【0102】

上記実施形態において、生体情報検出装置1を車用シートSに適用する場合について述べたが、本発明はこれに限らず、座面に第1血流計測センサ3を設置し、かつ背面に第2血流計測センサ3および心肺機能センサ4を設置することができれば、車用シート以外に種々の背もたれ付シートに広く適用することが可能である。例えば、長時間着座する必要のある業務従事者（小説等の作家、ゲームやデザインなどの創作者、商品販売等の店員、集合住宅等の管理人など）の長期健康管理にも有効である。

## 【0103】

上記実施形態において、第2血流計測センサ3および心肺機能センサ4が被測定者の背中部分に適度に押し付けられるように、車用シートSの背面内に水や生理食塩水の入った水パック（図示せず）を設けてもよい。被測定者の背中と水パックとの間にセンサ3、4が配置され、水パックの弾力性により、センサ3、4が被測定者の背中部分に適度に押し付けられ、血圧の測定精度を向上させることができる。

10

## 【0104】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

## 【符号の説明】

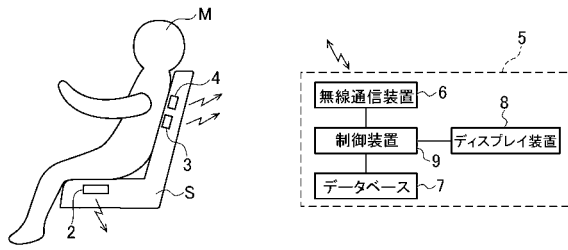
20

## 【0105】

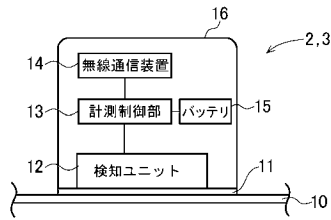
- 1 生体情報検出装置
- 2 第1血流計測センサ
- 3 第2血流計測センサ
- 4 心肺機能センサ
- 5 外部ユニット
- 6、14、47 無線通信装置
- 7 データベース
- 8 ディスプレイ装置
- 9 制御装置
- 12 検知ユニット
- 13 計測制御部

30

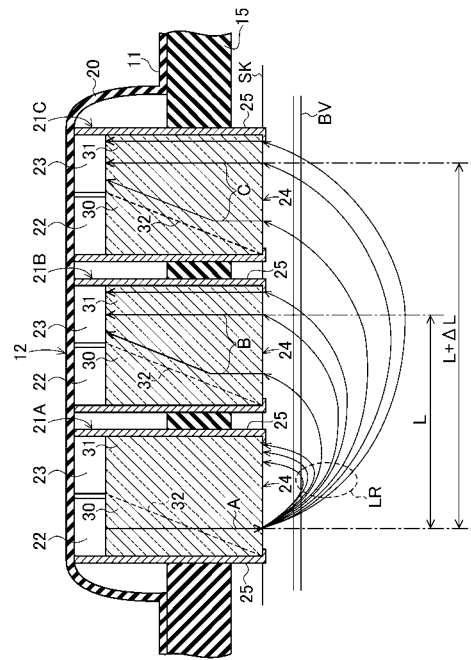
【 図 1 】



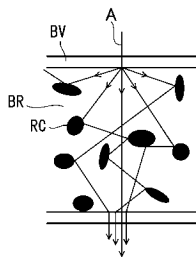
【 図 2 】



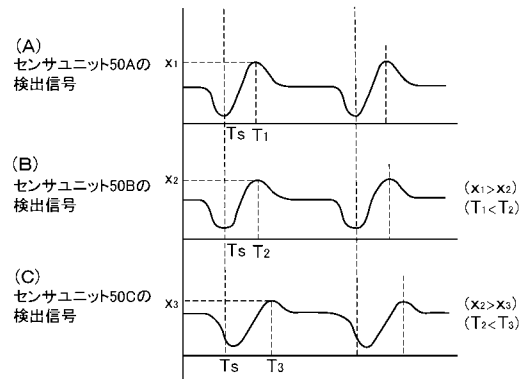
【 図 3 】



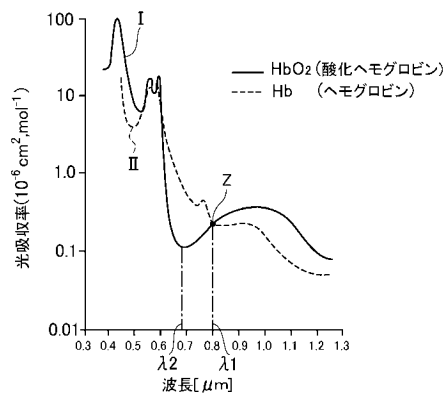
【 図 4 】



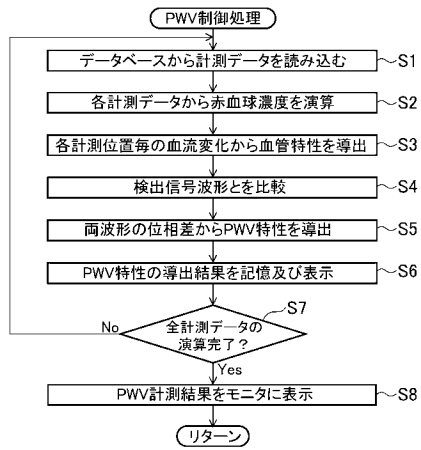
【 図 6 】



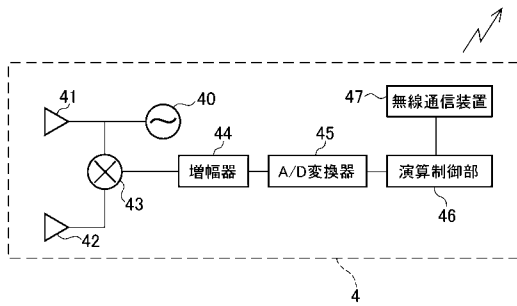
【 図 5 】



【 図 7 】



【 図 8 】



## フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I			テーマコード(参考)		
<b>A 6 1 B</b> 5/02 (2006.01)	A 6 1 B	5/00	1 0 2 A			
	B 6 0 N	2/44				
	B 6 0 N	3/00		Z		
	A 6 1 B	5/02		A		
	A 6 1 B	5/02	3 3 7 H			
Fターム(参考) 4C017 AA02 AA07 AA08 AA11 AA14 AB04 AB10 AC28 AC40 BC07						
	BC11 BC16 BC28 CC01 EE01 EE03					
4C117	XA01 XB01 XB02 XC03 XD22 XD34 XE13 XE15 XE16 XE24					
	XE52 XH12 XJ12 XJ16 XJ17 XL11 XN04 XR12					

专利名称(译)	生物信息检测装置和带靠背的座椅		
公开(公告)号	<a href="#">JP2016168177A</a>	公开(公告)日	2016-09-23
申请号	JP2015049591	申请日	2015-03-12
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人筑波 賽伯達英電子科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人筑波 CYBERDYNE株式会社		
[标]发明人	山海嘉之		
发明人	山海 嘉之		
IPC分类号	A61B5/022 A61B5/026 A61B5/00 B60N2/44 B60N3/00 A61B5/02 B60N2/90		
FI分类号	A61B5/02.332.Z A61B5/02.332.B A61B5/02.337.L A61B5/02.337.M A61B5/02.340.D A61B5/00.102.A B60N2/44 B60N3/00.Z A61B5/02.A A61B5/02.337.H A61B5/02.310.V A61B5/02.630.B A61B5/02.630.Z A61B5/02.634.H A61B5/02.634.L A61B5/02.634.M A61B5/02.800.D A61B5/022.B A61B5/022.Z A61B5/022.400.H A61B5/022.400.L A61B5/022.400.M A61B5/026.120 B60N2/90		
F-TERM分类号	3B087/DE10 3B088/CA15 4C017/AA02 4C017/AA07 4C017/AA08 4C017/AA11 4C017/AA14 4C017/AB04 4C017/AB10 4C017/AC28 4C017/AC40 4C017/BC07 4C017/BC11 4C017/BC16 4C017/BC28 4C017/CC01 4C017/EE01 4C017/EE03 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XB02 4C117/XC03 4C117/XD22 4C117/XD34 4C117/XE13 4C117/XE15 4C117/XE16 4C117/XE24 4C117/XE52 4C117/XH12 4C117/XJ12 4C117/XJ16 4C117/XJ17 4C117/XL11 4C117/XN04 4C117/XR12		
代理人(译)	重野刚 重野隆行		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种生物特征信息检测装置和具有靠背的座椅，其能够高精度地检测被测量者的生物特征信息，同时减轻对被测量者的非接触和约束的负担。 解决方案：生物信息检测装置设置在座椅的座椅表面上，并且第一血流测量装置2用于测量就座的被测人M的a动脉的血流状态；第二血流测量装置3设置在用于测量被测者的胸主动脉的血流状态的背面上，并且由第一血流测量装置2测量的血流数据和第二血流测量装置。从3测得的血流数据中，获得脉搏波速度和动脉硬化程度，并分别基于脉搏波速度和动脉硬化程度计算受试者的the动脉和胸主动脉的血压。 血压计算装置 [选型图]图1

