

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6670376号
(P6670376)

(45) 発行日 令和2年3月18日 (2020.3.18)

(24) 登録日 令和2年3月3日 (2020.3.3)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 0 V
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/11 1 0 0
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 1 R
A 6 1 B 5/0456 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 2 R

請求項の数 11 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2018-516114 (P2018-516114)	(73) 特許権者	513233665
(86) (22) 出願日	平成28年9月30日 (2016.9.30)		ユニベルジテート ポリテクニカ デ カ
(65) 公表番号	特表2018-534023 (P2018-534023A)		タルーニア
(43) 公表日	平成30年11月22日 (2018.11.22)		スペイン イー08034 バルセロナ,
(86) 国際出願番号	PCT/ES2016/070692		シー/ヨルディ ギロナ, 31
(87) 国際公開番号	W02017/055670	(74) 代理人	100081053
(87) 国際公開日	平成29年4月6日 (2017.4.6)		弁理士 三俣 弘文
審査請求日	平成30年5月15日 (2018.5.15)	(72) 発明者	パラス アレニー, ラモン
(31) 優先権主張番号	P201531414		スペイン 08034 バルセロナ, ホル
(32) 優先日	平成27年10月2日 (2015.10.2)		ディ ギロナ30
(33) 優先権主張国・地域又は機関	スペイン (ES)	(72) 発明者	カサネッラ アロンソ, ラモン
			スペイン 08034 バルセロナ, ホル
			ディ ギロナ30

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心弾動図 (BCG波) の複数の基準点の間で測定された時間差から大動脈の脈拍の伝搬時間 (大動脈 PTT) を見積もる方法と装置。

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

心弾動図のみを用いて大動脈の脈拍伝搬時間を予測する方法において、

(a) デジタル信号処理システムで、心弾動図 (以下「BCG波」と称する) の第1の基準点を検出するステップと、

(b) デジタル信号処理システムで、前記BCG波の第2の基準点を検出するステップと、

前記第2の基準点は、前記第1の基準点を生成させた心臓の心拍と同一の心臓の心拍に属し、前記第1の基準点より遅く現れ、

(c) コンピュータ・システムで、前記検出された第1と第2の基準点の間の時間差を測定するステップと、

(d) コンピュータ・システムで、前記測定された時間差から大動脈の脈拍伝搬時間 (以下「大動脈 PTT」と称する) を予測するステップと

を有し、

前記予測された大動脈 PTT は、

(x) 前記BCG波の前記第1と第2の基準点の間の時間差に直接対応する、又は、

(y) 前記予測された大動脈 PTT と前記BCG波の第1と第2の基準点の間の時間差との間の所定の関係式を用いて得られる、前記所定の関係式は、大動脈 PTT を得る他の方法で前記時間差を校正する

ことを特徴とする心弾動図のみを用いて大動脈の脈拍伝搬時間を測定する方法。

10

20

【請求項 2】

前記 B C G 波の検出された第 1 と第 2 の基準点は、第 1 底波（以下「I 波」と称する）と第 1 頂波（以下「J 波」と称する）に属することを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記 B C G 波の検出された第 1 と第 2 の基準点は、第 1 底波（以下「I 波」と称する）と第 1 頂波の直後の第 2 底波（以下「K 波」と称する）に属することを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記 B C G 波の検出された第 1 と第 2 の基準点は、第 1 頂波（以下「J 波」と称する）と前記 J 波の直後の第 2 底波（以下「K 波」と称する）に属することを特徴とする請求項 1 に記載の方法。 10

【請求項 5】

前記第 1 と第 2 の基準点の間の時間差は、第 1 底波（以下「I 波」と称する）の最小値と第 1 頂波（以下「J 波」と称する）の最大値の間で測定されることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の方法。

【請求項 6】

前記第 1 と第 2 の基準点の間の時間差は、第 1 底波（以下「I 波」と称する）の最小値と第 1 頂波の直後の第 2 底波（以下「K 波」と称する）の最小値の間で測定されることを特徴とする請求項 1 または 3 に記載の方法。 20

【請求項 7】

前記第 1 と第 2 の基準点の間の時間差は、第 1 頂波（以下「J 波」と称する）の最大値と前記 J 波の直後の第 2 底波（以下「K 波」と称する）の最小値の間で測定されることを特徴とする請求項 1 または 4 に記載の方法。

【請求項 8】

前記校正は、前記 B C G 波の前記第 1 と第 2 の基準点の間で測定された時間差と、前記他の方法で得られた光体積曲線（P P G）の大動脈 P T T との間での線形回帰（linear regression）の実行を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

心弾動図のみを用いてのみを用いて大動脈の脈拍伝搬時間を予測する装置において、
（a）心臓の 1 つの心拍信号内の心弾動図（以下「B C G 波」と称する）の 2 つの基準点を自動検出するデジタル信号処理システム（4）と、
（b）前記 2 つの基準点の間の時間差を計算し、計算された時間差から大動脈の脈拍伝搬時間（以下「大動脈 P T T」と称する）を予測するコンピュータ・システム（3）と、
前記予測された大動脈 P T T は、 30

（x）前記 B C G 波の前記第 1 と第 2 の基準点の間の時間差に直接対応する、又は、

（y）前記予測された大動脈 P T T と前記 B C G 波の第 1 と第 2 の基準点の間の時間差との間の所定の関係式を用いて得られる、前記所定の関係式は、大動脈 P T T を得る他の方法で前記時間差を校正し、 40

（c）前記大動脈 P T T を他の装置に通信する通信システム（5）と
を有することを特徴とする心弾動図のみを用いて大動脈の脈拍伝搬時間を予測する装置。

【請求項 10】

（d）前記時間差から大動脈 P T T を得る第 2 のコンピュータ・システムを更に有することを特徴とする請求項 9 に記載の装置。

【請求項 11】

（e）補助心臓血管信号の入力手段と、

（f）前記補助心臓血管信号の基準点後の B C G 信号内の極値を決定する手段とを更に有し、

前記補助心臓血管信号は、インピーダンス体積曲線（I P G）、光体積曲線（P P G）、 50

心電図のいずれかであることを特徴とする請求項 9 又は 10 記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、肉体を利用して生理パラメータを測定するシステムに関し、特に、心弾動図（BCG波）上で測定された複数の基準点の間の時間差から大動脈の心拍／脈拍の伝搬時間（大動脈 PTT）を見積もる方法と装置に関する。

【背景技術】

【0002】

心臓から動脈系への血液放出により生成される脈拍の伝搬時間（以下「PTT」と称する）は、心臓血管系の状態を診断するのに非常に重要なパラメータである。PTTは、心拍波が心臓に近い部位に到着した時間と心臓から離れた部位へ到着した時間との間の時間差と定義される。大動脈の PTT を用いると動脈の弾性度がわかる。これは、心臓血管疾患のリスクを予測する盛んに受け入れられつつある指標である。動脈の弾性度は、例えば、動脈硬化症等の心臓血管のリスク・ファクタの存在に関連する。将来の心臓血管疾患（心筋梗塞 心臓発作、心臓への血管移植 大動脈疾患）のリスクを予測するのに適していることは、広く確認されている。これに関しては非特許文献 1 を参照されたい。

【0003】

動脈の弾性度は、血液脈拍波の伝搬速度（脈拍波速度）から、次の Moens-Korteweg の式を用いて得られる。

$$\text{脈拍波速度} = (Eh / 2\pi p)^{1/2}$$

E は動脈の弾性係数、h は動脈の壁の厚さ、r は動脈の半径、p は血液密度である。

【0004】

特許文献 1：米国特許出願公開第 2013-0310700 号明細書

非特許文献 1：C. Vlachopoulos, K. Aznaouridis, and C. Stefanadis, “Prediction of Cardiovascular Events and All-cause Mortality With Arterial Stiffness: a Systematic Review and Meta-analysis,” Journal American College Cardiology, vol. 55, no. 13, pp. 1318-1327, Mar. 2010.

非特許文献 2：L. M. Van Bortel, S. Laurent, P. Boutouyrie, P. Chowienczyk, J. K. Cruickshank, et al., “Expert Consensus Document on the Measurement of Aortic Stiffness in Daily Practice Using Carotid-femoral Pulse Wave Velocity,” Journal Hypertension, vol. 30, no. 3, pp. 445-448, Mar. 2012.

非特許文献 3：D. Buxi, J. M. Redoute, and M. R. Yuce, “A Survey on Signals and Systems in Ambulatory Blood Pressure Monitoring Using Pulse Transit Time,” Physiological Measurements, DOI 10.1088/0967-3334/36/3/R1.

非特許文献 4：O. T. Inan, P. F. Migeotte, K.-S. Park, M. Etemadi, K. Tavakolian, et al., “Ballistocardiography and Seismocardiography: a Review of Recent Advances,” IEEE Journal of Biomedical Health and Informatics, DOI 10.1109/JBHI.2014.2361732,

【0005】

大動脈内の脈拍波速度の測定値は最大の診療関連事項である。その理由は、大動脈とその分岐血管は、動脈の剛性／硬度から影響を受ける病理生理学の影響の大部分の原因となる。その結果、大動脈の脈拍波速度は、観測対象者の動脈の硬さの状態を示す良い指標である。大動脈の脈拍波速度は、複数の疫学研究の心臓血管症の高い予測を示す。これに関しては非特許文献 2 を参照されたい。

【0006】

一般的な非侵襲性の測定方法においては、動脈内の脈拍波速度（以下「PWV」とも称する）は、次式により動脈内の PTT である。

$$PWV = D / PTT$$

ここで D は観察対象部位の根元部（心臓に近い部位）と先端部（心臓から遠い部位）の間

10

20

30

40

50

の距離である。大動脈においては脈拍波速度は頸動脈部位と大腿部部位の間で測定される。頸動脈部位は胸鎖乳様突起性筋肉の前方端の中央領域にあり、大腿部部位は鼠径部ヒダの中央領域にある。このような部位の動脈は、皮膚の表面にあり皮膚に直接接触できるセンサーを用いて容易にアクセス可能である。これらの間の P T T は、大動脈 P T T を適切に反映するが、それは大動脈と大動脈－腸骨の伝搬の大部分を含むからである。

【0007】

動脈の弾性から測定できる別のパラメータは血圧である。弾性係数は次式により平均血圧 P の変動に関連する。

$$E = E_0 e^{K P}$$

ここで、 E_0 は基準となる動脈の平均血圧における動脈の弾性係数であり、K は動脈に依存する定数であり、その範囲 (valor) は $0.016 - 0.018 \text{ mmHg}^{-1}$ の間である。動脈血圧の変動とその絶対値は、大動脈又は他の動脈の P T T 測定値から様々な校正方法 (式) を用いて見積もられる。その一例は非特許文献 3 に記載されている。

【0008】

大動脈 P T T を測定する通常の手順は、頸動脈部位と大腿部部位の準備 (露出し、清潔にし、センサーを貼り付け、ケーブルに接続すること) と、脈拍波の到着時間の検知である。この検知は、脈拍波の到着による局部体積変化を検出する光体積曲線 (PhotoPlethysmograph 以下「P P G」と称する) 又はインピーダンス体積曲線 (Impedance Plethysmograph 以下「I P G」と称する) の手段、又は表面にある動脈がその近くのセンサーに力がかかることにより発生する圧力を測定する動脈トモメータの手段により行われる。センサーは、脈拍波がセンサーが貼られた場所へ到着するのを検出するが、その貼り付けには技巧を要し、時間がかかり、観測対象者にとって不快である。更にセンサーを長時間貼り付けておくと、観測対象者を不快にさせ、測定時の動きに起因する生理学的影響の為、長時間にわたり測定することは、勧められない。

【0009】

観測対象者の準備が少なくすみかつ大動脈における心臓血管の機械的な動きに関する情報を得る別の簡便な方法は、B C G の基準点タイミングを決定することである。これは、人体の重心の変動を、各心臓の心拍における血液の吐出と動脈ツリーを流れる脈拍波のその後の伝搬の結果としての移動、速度、加速度の観点から、反映している。B C G 波は様々なシステムから得られる。その一例のシステムは、日常使用するもの例えば体重計、椅子、ベッド、服、靴、靴下等に埋め込まれたセンサーで実現される。これについては、非特許文献 4 を参照されたい。このようなシステムにおいては、測定はより速く気楽になり、観測対象者に何の問題ももたらさない。その理由は、脈拍波の到着を検出するためにセンサーを特定の部位に貼ることもないからである。日常部品 (体重計、椅子、ベッド、衣服) に埋め込まれたセンサーで自然に接触するのは人体である。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

従来、B C G 波の基準点のタイミングを用いて、脈拍波が心臓近傍の部位 (根元部) に達する時間を、B C G と大動脈への心臓吐出の開始との間の関係により、決定していた。例えば、特許文献 1 においては、体重計 1 に内蔵されたシステムから得られた B C G 波の基準点を、大動脈 P T T を測定する根元部タイミング基準として用いることが提案されている。この従来方法は、脈拍波が先端部に到着するのを検出するために更にセンサーを必要とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

同一の B C G 波 / 信号の根元部と先端部の時間情報を得ることにより、大動脈 P T T をより迅速かつ苦痛無く (例えば長時間でも) 測定できる。これは、動脈の弾性度とそこから得られたパラメータを評価するのに有効である。この方法は、大動脈 P T T に関連する他の健康指標を計算するのに、きわめて興味のあることである。例えば、心筋梗塞である。こ

10

20

30

40

50

れは、心拍到着時間（PAT）からPTTを減算した予放出期間（PEP）から得られる。

【0012】

本発明は、大動脈PTTを予測する方法と装置を提供する。本発明の方法と装置は独立請求項に記載されており、複数の実施例は従属請求項に記載されている。用語「大動脈PTT」は、頸動脈部位（胸鎖乳様突起性筋肉の前方端の中央領域にある）と大腿部部位（鼠径部ヒダの中央領域にある）との間のPTTを意味する。

【0013】

本発明の方法は、心弾動図（BCG）波の複数の基準点の間で測定された時間差から大動脈PTTを見積もることである。この信号は、観測対象者の身体に接触する1個の要素に組み込まれたセンサー手段により得られる。BCG波を使用することにより、更なる心拍用センサーを必要せず、これらのセンサーを動脈の脈拍波の到着を検出すべき特定の領域に貼り付けなければならぬ不便さを回避できる。

10

【0014】

本発明の方法は、BCG波は人体の重心の変動（心臓吐出／駆出と動脈心拍波の伝搬の重なりあった影響から得られる）を反映するという事実に基づく。そのため、心収縮に対しBCG波が最も早く到達する基準点は、心臓駆出にリンクする事象に最も関連すると予想され、他方、心収縮に関し信号の開始点から最も遠い（遅い）基準点は、心拍波が先端部に到達する事象により影響を受けると予想されている。大動脈は、最大量の血液が通る動脈であり、その方向は、縦方向（頭から足への軸に平行）であるので、縦方向のBCG波は、特に主動脈で起きる心拍波の伝搬から得られる機械的な（肉体の）動きに影響される。

20

【0015】

その結果、大動脈PTTを予測する本発明の方法では、まずBCG波の2つの基準点を検出する。第1の基準点は心拍波が心臓に近い領域に達する時点に、第2の基準点はその後に心臓から第1の基準点より遠い領域に達する時点に関連する。これら2つの基準点の間の時間差を測定する。この時間差は、本発明の第1の方法では、大動脈PTTに直接対応する。本発明の第2の方法では、2つの基準点の間で測定された時間差から心拍の伝搬時間を得ることは、公知の方法により同時に得られた大動脈PTTを基準として用いて、BCG波の時間差を校正することである。校正により得られた関係式とは、後続の測定において、BCG波から専ら得られた（測定したままの）時間差から校正される。かくして第2の方法は、第1の方法より、測定に時間がかかり複雑な初期手順を必要とするが、精度は高い。

30

【0016】

本発明の方法を適用すると、BCG波のI波とJ波は、組織的に見ると脈拍波が頸動脈部位と大腿部部位に到着する時点にそれぞれ一致する。これにより、本発明の第1の方法によれば、IJ間隔は、特にそれから直接に大動脈PTTを得るの適している。本発明の第2の方法は、IJ間隔の校正に基づき、大動脈PTTのより正確な測定値が望ましい場合に、適している。

【0017】

他方で、他の適宜に選択された縦方向のBCG波の2つの基準点の間の測定された間隔は、大動脈PTTの変動に等しく敏感であると予想される。例えば、I波とK波の間隔、J波とK波の間隔である。別のPTTに関する間隔の様々な持続時間は、大動脈PTTを得る第2の方法（考慮中の間隔と従来の方法で測定された大動脈PTTとの間の関係を校正することに基づく）を利用することになる。

40

【0018】

専門家は、BCG波と心拍が動脈ツリーの特定の部位に達する到着時間との間の時間的関連性を用い、BCG信号／記録上の所定の心臓の心拍に属する基準点を視覚で特定し、それらの間の時間差を測定していた。しかし本発明の最適な実施は、本発明の装置を用いて行われる。この本発明の装置は、BCG波（信号）の第1と第2の基準点を自動的に検出

50

する信号を処理する第1手段と、前記2つの基準点間の時間差を計算しそれから大動脈P T Tを得る第2手段と、前記大動脈P T Tをユーザにディスプレイ又は他の装置を介して通知／通信する第3手段とを有する。B C G信号からI波とJ波の間を検出しそれらの間の時間差を測定するアルゴリズムは、非特許文献5に記載されている。他のアルゴリズムは、追加的な心臓血管信号により、B C G波のみを利用する代わりに、I波とJ波を特定するより確実なタイミング基準を提供する。例えば、非特許文献4によれば、J波は、心電図のR波の後のある時間差におけるB C G信号の最大値と特定される。この方法は、B C G波よりもS N比が良い他の心臓血管から容易に再現可能である。更にこの方法は、身体先端部から得られる。例えば、P P G、局所的に測定され即ち目標部位に配置されるI P G、又は2つの肢の間で測定されるI P Gである。

10

【0019】

本発明の利点は、大動脈P T Tは、B C G波の基準点のみを用いて得られる点である。その結果、本発明の方法による測定が、従来のそれよりも簡便かつ素早く行うことができ、長期にわたる測定においても不快ではない。これに対し従来の測定は、前記の時間差を測定するのに必要とされる2つの基準点の少なくとも1つを得るために様々な心臓血管信号を必要としかつセンサーをP T Tを測定すべき部位に貼り付ける必要があった。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明の一実施例による、B C G波を得ることができ観測対象者の身体に接触する要素から構成される体重計を表す図。

20

【図2】観測対象者が起立した状態で測定されたB C G波と各心臓の心拍時に現れるI, J, K, L, M点とI J間隔を表す図。横軸のゼロ点は、E C G・R波のピークに一致する。

【図3】縦軸が電圧を横軸が時間を表し、上から順に、E C G波形（B C G波の基準点の間を間隔を測定には必ずしも必要ないが）、体重計から得られたB C G波形、頸動脈部位でのP P G波形、大腿部部位でのP P G波形を表す図。因みにこれらの波形は同一の観測対象者から同時に測定されたものである。

【図4】横軸が時間を表し、同一の観測対象者（呼吸による血圧変動による動脈の硬さを修正するためにゆっくりと呼吸をする）から同時に測定されたB C G波のI J間隔（上）と、頸動脈－大腿部のP T T記録を表す（下）図。

30

【図5】I J間隔と頸動脈－大腿部のP T Tの同時に測定された対の407回の測定値の線形回帰（linear regression）解析（左）とBland-Altman解析（右）を表す図。

【図6】横軸が時間を表し、同一の観測対象者（呼吸による血圧変動による動脈の硬さを修正するためにゆっくりと呼吸をする）から同時に測定されたB C G波のI K間隔（上）と頸動脈－大腿部のP T T記録を表す（下）図。

【発明を実施するための形態】

【0021】

図1の本発明の一実施例によれば、体重計1に組み込まれた本発明のシステムは、心臓から大動脈への血液の吐出に起因する機械的（肉体的）動きを表す縦方向（身長方向）の心弾動図（B C G）波形を、センサー2とアナログ信号処理装置3から得る。このセンサー2は体重計1に組み込まれたストレン・ゲージからなる。

40

【0022】

本発明のシステムの出力点で得られたB C G波から、大動脈の脈拍伝搬時間を測定する方法は、最初にデジタル信号処理システム4により、B C G波内の2つの第1と第2の基準点を検出することである。第1の基準点は、大動脈脈拍波が体の中心に近い領域に到達した時点（この実施例においては波形の最小点Iに対応し）に関連し、第2の基準点は、大動脈脈拍波が体の中心から離れた領域に到達した時点（この実施例においては波形の最大点Jに対応し）に関連する。次にデジタル信号処理システム4が、これらの基準点の測定値を検出し、それらの間の時間差（この実施例においては波形の最大点Jと最小点Iとの間の時間差に対応しI J間隔と称する）を測定する。このI J間隔は、第1の方法では、

50

大動脈 P T T に対応する。最後に、通信モジュール 5 が、観測対象者の測定された大動脈 P T T を L C D モニターに通信する。

【0023】

図 2 は、体重計 1 に内蔵された本発明のシステムから得られた 1 回の心臓の心拍に属する B C G 波の記録の例である I 波と J 波と I J 間隔を示す。図 3 は、同一観測対象者から得られた E C G 波形と B C G 波形とを示す。これらの波形は、頸動脈部位と大腿部部位にそれぞれ配置された P P G センサーから得られたものである。大動脈 P T T は、それぞれを特定の場所に配置した 2 つのセンサーから測定されたものである。そこでは血圧の脈拍も通常どうり測定された。同図は、波の最小値 I と頸動脈部位 6 における動脈脈拍との脚部との間の対応と、波の最大値 J と大腿部 7 における動脈脈拍との脚部との対応を示す。その結果大動脈 P T T は、2 つの基準点からこの実施例で説明した方法で得られる。

10

【0024】

図 4 は、この実施例から得られた B C G 波の I J 間隔記録と、頸動脈部位と大腿部部位にそれぞれ配置された 2 つの P P G センサーを用いて測定された大動脈 P T T 記録とを同時に示す。これら 2 つの記録は、観測対象者の呼吸に起因する血圧変動による動脈の硬さを修正するためにゆっくりと呼吸をする時の、I J 間隔と大動脈 P T T との対応を示す。図 5 は、様々な観測対象者がゆっくりと呼吸をする時、I J 間隔と頸動脈—大腿部の P T T の対の 407 回の測定値の線形回帰解析とブラント—アルトマン解析を表し、更に両方のパラメータの間の対応を表す。I J 間隔の時間差は大動脈 P T T の時間差に類似し、呼吸に起因する血圧変動の傾向は同じため、この実施例では大動脈 P T T は、I J 間隔と見積

20

【0025】

大動脈 P T T の予測の精度を上げるために、本発明の第 2 実施例では、I J 間隔と、校正により以前に決定された大動脈 P T T との関係を利用する。この実施例においては、I J 間隔と大動脈 P T T との間の線形回帰 (linear regression) が計算される。これらは目標群又はその代表の両方の間隔の同時測定から得られたものである。後続の測定で得られた回帰ラインの等式により I J 間隔のみから大動脈 P T T のより正確な見積もりが得られる。

【0026】

図 6 は、別の実施例のデータを示し、同データから P T T は、最小値 I と別の最小値 K との間の間隔 (即ち I K 間隔) からも見積もることができることを示す。その結果を、ゆっくりと呼吸をする同一の観測対象者から同時に測定された頸動脈部位—大腿部部位の P T T と共に示す。図 4 の I J 間隔と同様に、I K 間隔は、ゆっくりと呼吸をすることにより引き起こされる頸動脈部位—大腿部部位の P T T 変動を反映するが、その期間は I J 期間より長いために、長くなっている。その結果、この実施例においては、頸動脈部位—大腿部部位の P T T は、I K 期間を他の手段により測定された頸動脈部位—大腿部部位の P T T に関し校正することにより、得られる。

30

【0027】

本発明を 3 つの実施例で十分説明した。従って、当業者は、その構成部品、構成材料、B C G 波を測定するに使用されるセンサーの選択、この B C G 波の基準点を特定する方法を、本発明の技術思想を離れることなく適宜変更できる。

40

【0028】

以上の説明は、本発明の一実施例に関するもので、この技術分野の当業者であれば、本発明の種々の変形例を考え得るが、それらはいずれも本発明の技術的範囲に包含される。特許請求の範囲の構成要素の後に記載した括弧内の番号は、図面の部品番号に対応し、発明の容易なる理解の為に付したものであり、発明を限定的に解釈するためのものではない。また同一番号でも明細書と特許請求の範囲の部品名は必ずしも同一ではない。これは上記した理由による。「少なくとも 1 つ或いは複数」、「と／又は」は、それらの内の 1 つに限定されない。例えば「A, B, C の内の少なくとも 1 つ」は「A」、「B」、「C」単

50

独のみならず「A, B或いはB, C更には又A, B, C」のように複数のもの、AとBの組合せAとBとCの組合せでもよい。「A, Bと／又はC」は、A, B, C単独のみならず、AとBの2つ、或いはAとBとCの全部を含んでもよい。本明細書において「Aを含む」「Aを有する」は、A以外のものを含んでもよい。特に記載のない限り、装置又は手段の数は、単数か複数かを問わない。

【符号の説明】

【0029】

B C G : 心弾動図

P T T : 脈拍伝搬時間

P P G : 光体積曲線

I P G : インピーダンス体積曲線

1 : 体重計

2 : センサー

3 : アナログ信号処理装置

4 : デジタル信号処理システム

5 : 通信モジュール

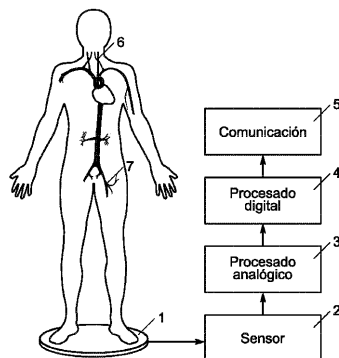
6 : 頸動脈部位

7 : 大腿部

10

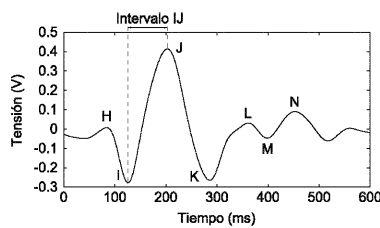
【図1】

Figura 1



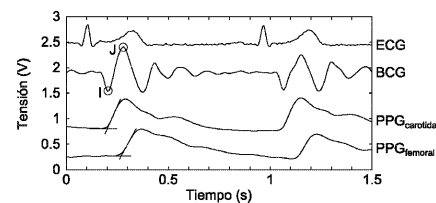
【図2】

Figura 2



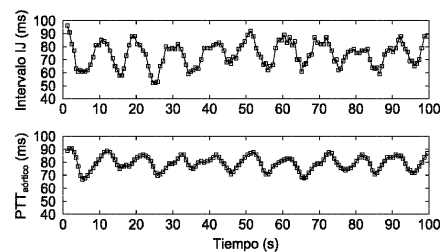
【図3】

Figura 3



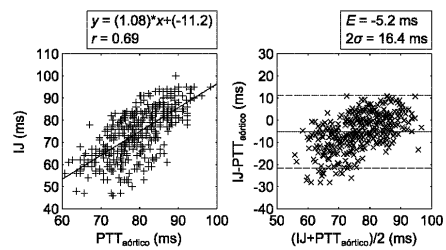
【図4】

Figura 4



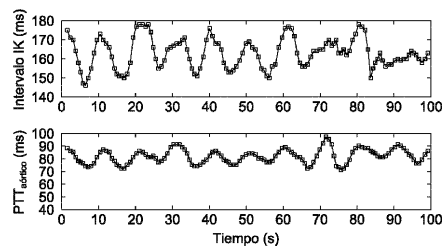
【図 5】

Figura 5



【図 6】

Figura 6



フロントページの続き

(72)発明者 ゴメス クラペルス, ホアン
スペイン 08034 バルセロナ, ホルディ ギロナ30

審査官 亀澤 智博

(56)参考文献 国際公開第2015/061579 (WO, A1)
特表2014-507213 (JP, A)
特表2014-509231 (JP, A)
国際公開第2013/109188 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/00 - 5/22

專利名称(译)	一种根据心动描记图 (b c g波) 上多个参考点之间测得的时间差来估算主动脉脉冲传播时间 (主动脉 p t t) 的方法和装置。		
公开(公告)号	JP6670376B2	公开(公告)日	2020-03-18
申请号	JP2018516114	申请日	2016-09-30
[标]申请(专利权)人(译)	加泰罗尼亚理工大学		
申请(专利权)人(译)	Uniberujiteto聚铁三角德炎 - 近		
当前申请(专利权)人(译)	Uniberujiteto聚铁三角德炎 - 近		
发明人	パラス アレニー,ラモン カサネッラ アロンソ,ラモン ゴメス クラペルス,ホアン		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/11 A61B5/00 A61B5/0456		
CPC分类号	A61B5/02125 A61B5/1102 A61B5/02 A61B5/0295 A61B5/0402 A61B5/11 A61B5/021		
FI分类号	A61B5/02.310.V A61B5/11.100 A61B5/00.101.R A61B5/04.312.R		
优先权	2015031414 2015-10-02 ES		
其他公开文献	JP2018534023A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提出了一种仅从纵向心电图 (B C G) 的基准点之间测量的时间间隔来估计主动脉搏动时间 (P T T) 的方法和装置,而无需将任何传感器应用于动脉搏动波形到达的区域 被检测到。从对象的纵向BCG (可通过集成在与对象身体接触的单个元素中的传感器获得), 检测BCG波形的两个基准点,其中一个点与到达有关 动脉脉搏波到达心脏近端区域的另一个,另一个与所述动脉脉搏波到达远端区域有关。从两点之间的时间间隔,可以直接或通过先前的校准过程来估计主动脉 (颈股) P T T。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6670376号 (P6670376)	
(45) 発行日 令和2年3月18日 (2020. 3. 18)		(24) 登録日 令和2年3月3日 (2020. 3. 3)			
(51) Int. Cl.		F 1			
A 6 1 B 5 / 0 2 (2 0 0 6 . 0 1)		A 6 1 B 5 / 0 2		3 1 0 V	
A 6 1 B 5 / 1 1 (2 0 0 6 . 0 1)		A 6 1 B 5 / 1 1		1 0 0	
A 6 1 B 5 / 0 0 (2 0 0 6 . 0 1)		A 6 1 B 5 / 0 0		1 0 1 R	
A 6 1 B 5 / 0 4 5 6 (2 0 0 6 . 0 1)		A 6 1 B 5 / 0 4		3 1 2 R	
請求項の数 11 (全 10 頁)					
(21) 出願番号 特願2018-516114 (P2018-516114)		(73) 特許権者 513233665			
(86) (22) 出願日 平成28年9月30日 (2016. 9. 30)		ウニベルジテート ポリテクニカ デ カ			
(65) 公表番号 特表2018-534023 (P2018-534023A)		タルーニア			
(43) 公表日 平成30年11月22日 (2018. 11. 22)		スペイン イー O 8 O 3 4 バルセロナ、			
(86) 国際出願番号 PCT/ES2016/070692		シー/ヨルディ ギ罗纳、3 1			
(87) 国際公開番号 W02017/055670		(74) 代理人 100081053			
(87) 国際公開日 平成29年4月6日 (2017. 4. 6)		弁理士 三俣 弘文			
審査請求日 平成30年5月15日 (2018. 5. 15)		(72) 発明者 パラス アレニー, ラモン			
(31) 優先権主張番号 P201531414		スペイン O 8 O 3 4 バルセロナ、ホル			
(32) 優先日 平成27年10月2日 (2015. 10. 2)		ディ ギ罗纳30			
(33) 優先権主張国・地域又は機関 スペイン (ES)		(72) 発明者 カサネッラ アロンソ, ラモン			
		スペイン O 8 O 3 4 バルセロナ、ホル			
		ディ ギ罗纳30			
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 心臓動図 (B C G 波) の複数の基準点の間で測定された時間差から大動脈の脈拍の伝播時間 (大動脈 P T T) を見慣る方法と装置。					