

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4587008号
(P4587008)

(45) 発行日 平成22年11月24日(2010.11.24)

(24) 登録日 平成22年9月17日(2010.9.17)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 5/0452 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 2 A
A 6 1 B 5/04 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 R
A 6 1 B 5/0402 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 0 T
A 6 1 B 5/044 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 4 G

請求項の数 4 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2000-221741 (P2000-221741)	(73) 特許権者	500342628
(22) 出願日	平成12年7月24日(2000.7.24)		魏 大名
(65) 公開番号	特開2002-34943 (P2002-34943A)		福島県会津若松市一箕町松長1丁目17-
(43) 公開日	平成14年2月5日(2002.2.5)		26 会津大学教員公舎A307
審査請求日	平成18年4月28日(2006.4.28)	(73) 特許権者	000230962
前置審査			日本光電工業株式会社
			東京都新宿区西落合1丁目31番4号
		(74) 代理人	100074147
			弁理士 本田 崇
		(72) 発明者	魏 大名
			福島県会津若松市一箕町松長1丁目17-
			26
			会津大学教員公舎A307

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 標準12誘導心電図の構築方法および心電図検査装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

標準12誘導心電図誘導システムにおける心電図誘導電極セット中から選択された少なくとも3つの誘導心電図を得るための複数電極を用いて生体電位を測定するステップと、測定された前記生体電位と前記選択された誘導に対応する既知の誘導ベクトルとを用いて心臓ベクトルを算出するステップと、

算出された心臓ベクトルと、標準12誘導から前記選択された誘導を除いた残りの誘導に対応する既知の誘導ベクトルとを用いた演算により前記残りの誘導における生体電位を算出するステップと、

前記測定した生体電位と前記算出した生体電位とを用いて標準12誘導心電図を構築するステップと

を具備することを特徴とする標準12誘導心電図の構築方法。

【請求項2】

複数電極は、四肢電極または四肢電極に相当する電極と、胸部二電極により構成されることを特徴とする請求項1に記載の標準12誘導心電図の構築方法。

【請求項3】

前記心臓ベクトルの算出と、前記残りの誘導における生体電位の算出では、 $V = L^T \cdot H$ (V : 電位マトリックス、 L : 誘導ベクトル、 H : 心臓ベクトル、 L^T : 誘導ベクトルの転置ベクトル) に基づき算出を行うことを特徴とする請求項1または2に記載の標準12誘導心電図の構築方法。

【請求項 4】

標準 1 2 誘導心電図誘導システムにおける心電図誘導電極セット中から選択された少なくとも 3 つの誘導心電図を得るための複数電極と、

この複数電極を用いて生体電位を測定する電位検出器と、

測定された前記生体電位と前記選択された誘導に対応する既知の誘導ベクトルとを用いて心臓ベクトルを算出する手段と、

算出された心臓ベクトルと、標準 1 2 誘導から前記選択された誘導を除いた残りの誘導に対応する既知の誘導ベクトルとを用いた演算により前記残りの誘導における生体電位を算出する 1 2 誘導心電図演算器と、

前記測定した生体電位と前記算出した生体電位とを用いて標準 1 2 誘導心電図を構築して表示する 1 2 誘導心電図表示器と

を具備することを特徴とする心電図検査装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体の体表面に対し最小限の個数からなる電極を使用して、この電極を体表面の所定の部位に装着することにより、虚血性心疾患や急性心筋梗塞等の診断に有効な標準 1 2 誘導心電図を構築する方法およびこれを使用する心電図検査装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

従来、病院等において、患者の心電図を検出測定ないし記録する場合、患者の胸部の 6 箇所および四肢の 4 箇所に対し、それぞれ合計 10 個の電極を装着している。そして、これら 10 個の電極から検出測定される心電位は、それぞれ心電図計等の計測手段により、標準 1 2 誘導の四肢 6 誘導波形 (I、II、III、aVR、aVL、aVF) を得ると共に、標準 1 2 誘導の胸部 6 誘導波形 (V1、V2、V3、V4、V5、V6) を得ている。

【0003】

前述したように、従来の心電計等においては、10 個の電極を使用することにより、各種の心臓疾患に対する診断および治療を適正に行うことができる標準 1 2 誘導波形からなる心電図を検出測定ないし記録することができるものである。このように多数の電極を使用して、患者の心臓疾患に対する診断および治療を行うことは、設備が完備された病院内等において患者を安静にしておく状態では可能である。しかし、在宅療養や救急医療を行う場合においては、患者の状態から見て多数の電極を使用しかつ各電極を生体の体表面上の適正な位置へそれぞれ装着する余裕がないばかりでなく、多数の誘導波形を多チャンネルの信号として伝送することも困難な状況であり、一般的に心電図の信号を伝送し得るのは 1 チャンネル (1 つの誘導) 程度であることから、せいぜい 2 ~ 4 個の電極を使用して標準 1 2 誘導波形の内の幾つかの波形からなる心電図を検出測定することによって、心臓疾患に対する診断が行われている。

【0004】

このような観点から、従来において、少数の電極を使用して標準 1 2 誘導波形の心電図を検出ないし記録する手段として、例えば、生体の胸部体表面上の特殊な 4 部位 (EASI の 4 電極) を使用して、それぞれ心電図を誘導し、これらの誘導された心電図信号を固定係数を用いて一旦ベクトル心電図へ換算し、さらに換算されたベクトル心電図から 1 2 誘導心電図へ変換を行うように構成したのも実施されている。すなわち、この種の心電図は、EASI 誘導心電図として知られている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、前述した従来の EASI 誘導心電図の誘導方法においては、ある程度の 1 2 誘導心電図を近似することができるが、前記生体の胸部体表面上の特殊な 4 部位からの誘導は、臨床的には不慣れであることから、各電極のそれぞれ指定される部位へ適正に装

10

20

30

40

50

着することが困難となり、心電図の検出精度に難点がある。また、前述したように、各電極から誘導された心電図信号から、12誘導心電図を得るための演算に際して、固定係数を使用して2回の変換（すなわちEASI誘導ベクトル心電図、ベクトル心電図12誘導心電図）を必要とするため、演算精度に問題を生じる場合があり、しかもいずれの誘導も12誘導としての実測値ではないため、信頼性に難点がある。

【0006】

一般に、12誘導心電図を得るための誘導波形とその測定部位および電位の関係は、表1に示す通りである。

【0007】

〔表1〕

I	: v L - v R
II	: v F - v R
III	: v F - v L
a V R	: v R - (v L + v F) / 2
a V L	: v L - (v R + v F) / 2
a V F	: v F - (v L + v R) / 2
V 1	: v 1 - (v R + v L + v F) / 3
V 2	: v 2 - (v R + v L + v F) / 3
V 3	: v 3 - (v R + v L + v F) / 3
V 4	: v 4 - (v R + v L + v F) / 3
V 5	: v 5 - (v R + v L + v F) / 3
V 6	: v 6 - (v R + v L + v F) / 3

10

【0008】

しかるに、前述した従来のEASI誘導心電図の誘導方法においては、それぞれ電位を測定するためのEASI電極の装着位置が、前記表1に示す場合の各誘導波形の測定部位と異なる特殊な部位であるため、各電極の装着に際して所定部位への位置決め精度が測定結果に対して著しく影響を与えることとなり、作業に多くの熟練を要する等の不都合がある。また、設備が完備した病院内等で患者が安静における状態であっても、標準12誘導検査で使用する電極は数が多いので、患者への煩わしさや電極を貼る医療従事者の負担が大きいという問題があった。

20

30

【0009】

そこで、本発明者等は、鋭意研究並びに検討を行った結果、従来より公知の標準12誘導心電図あるいはML誘導心電図を得るための最小限の誘導数からなる心電図誘導システムの心電図誘導電極セットのサブセットにより、各種の心臓疾患に対する診断および治療を適正に行うことができる標準12誘導心電図を再構築することができることを突き止めた。

【0010】

すなわち、最小限のチャンネル数からなる心電図誘導システムの心電図誘導電極セットのサブセットとして、標準12誘導心電図を得る場合の四肢誘導またはML誘導の第Iおよび第II誘導と、胸部誘導の2つの誘導であるV1誘導および、V5誘導またはV6誘導とを使用し、第III誘導とaV誘導（aVR誘導、aVL誘導、aVF誘導）が前記表1に示す各誘導の固有関係に基づいて演算により求められる。また、前記胸部誘導の残りの誘導であるV2誘導、V3誘導、V4誘導、V6誘導またはV5誘導は、電位マトリックス・誘導ベクトル・心臓ベクトルの関係から、演算により求められる。

40

【0011】

ここで、第Iおよび第II誘導波形を検出するための電極としては、四肢誘導であれば左右腕部（LA、RA）と左右下肢（LL、RL）、ML誘導であれば左右鎖骨下（LA、RA）と左右の前腸骨棘あるいは左右肋骨弓の下端部（LL、RL）の4箇所_に設ける。この場合、RLを接地電極とする。また、胸部誘導の2誘導（V1、V6またはV5）の誘導波形を検出するための電極としては、第4肋間胸骨右縁位置（V1）と第5肋間左鎖

50

骨中線上のレベルで左中腋窩線上の位置（V6）または第5肋間左鎖骨中線上のレベルで左前腋窩線上の位置（V5）の2個所に設ける。これにより、標準12誘導心電図誘導システムの心電図誘導電極セットのサブセットを検出測定し、その他の標準12誘導心電図の誘導については、それぞれ前記表1に示す各誘導の固有関係に基づいて演算により求めることができる。

【0012】

このようにして得られる標準12誘導心電図は、従来の標準12誘導心電図誘導システムの心電図誘導電極セットのサブセットを使用することから、各電極の装着に際してそれぞれ所定部位への位置決めを容易かつ確実に行うことが可能であり、作業に多くの熟練を要することなく、高精度の標準12誘導心電図を再構築することができ、各種の心臓疾患に対する診断および治療を適正に行うことができる。

10

【0013】

従って、本発明の目的は、従来公知の標準12誘導心電図誘導システムの心電図誘導電極セットのサブセットを使用することにより、最小限の電極の装着と標準12誘導心電図を再構築とを、多くの熟練を要することなく、容易高精度に行うことができると共に、各種の心臓疾患に対する適正な診断および治療を行うためのモニタリングを簡便かつ有効に達成することができる、標準12誘導心電図の構築方法および心電図検査装置を提供することにある。

【0014】

【課題を解決するための手段】

20

本発明に係る標準12誘導心電図の構築方法は、標準12誘導心電図誘導システムにおける心電図誘導電極セット中から選択された少なくとも3つの誘導心電図を得るための複数電極を用いて生体電位を測定するステップと、測定された前記生体電位と前記選択された誘導に対応する既知の誘導ベクトルとを用いて心臓ベクトルを算出するステップと、算出された心臓ベクトルと、標準12誘導から前記選択された誘導を除いた残りの誘導に対応する既知の誘導ベクトルとを用いた演算により前記残りの誘導における生体電位を算出するステップと、前記測定した生体電位と前記算出した生体電位とを用いて標準12誘導心電図を構築するステップとを具備することを特徴とする。

【0015】

本発明に係る標準12誘導心電図の構築方法では、複数電極は、四肢電極または四肢電極に相当する電極と、胸部二電極により構成されることを特徴とする。

30

【0016】

本発明に係る標準12誘導心電図の構築方法では、前記心臓ベクトルの算出と、前記残りの誘導における生体電位の算出では、 $V = L^T \cdot H$ （ V ：電位マトリックス、 L ：誘導ベクトル、 H ：心臓ベクトル、 L^T ：誘導ベクトルの転置ベクトル）に基づき算出を行うことを特徴とする。

【0018】

一方、前記標準12誘導心電図の構築方法を使用する心電図検査装置は、標準12誘導心電図誘導システムにおける心電図誘導電極セット中から選択された少なくとも3つの誘導心電図を得るための複数電極と、この複数電極を用いて生体電位を測定する電位検出器と、測定された前記生体電位と前記選択された誘導に対応する既知の誘導ベクトルとを用いて心臓ベクトルを算出する手段と、算出された心臓ベクトルと、標準12誘導から前記選択された誘導を除いた残りの誘導に対応する既知の誘導ベクトルとを用いた演算により前記残りの誘導における生体電位を算出する12誘導心電図演算器と、前記測定した生体電位と前記算出した生体電位とを用いて標準12誘導心電図を構築して表示する12誘導心電図表示器とを具備することを特徴とする。

40

【0019】

【発明の実施の形態】

次に、本発明に係る標準12誘導心電図の構築方法および心電図検査装置の実施例につき、添付図面を参照しながら以下詳細に説明する。

50

【 0 0 2 0 】

(A) 本発明の基本原則

本発明に係る標準12誘導心電図を構築するため理論的根拠は次の通りである。すなわち、臨床心電図では、誘導理論 (Lead Theory) によって、前記表1に基づく電位を検出することにより、標準12誘導心電図を構築するものである。この理論によると、任意時刻の心臓電源は、位置固定の双極子 (ダイポール) で表現することができ、任意の誘導個所における電位 (V) は、次式で求めることができる。

【 0 0 2 1 】

【数1】

$$V = L^T \cdot H$$

$$H = \begin{bmatrix} h_x \\ h_y \\ h_z \end{bmatrix}$$

$$L = \begin{bmatrix} l_x \\ l_y \\ l_z \end{bmatrix}$$

… (1)

10

20

【 0 0 2 2 】

但し、Vは電位マトリックス、Hはハートベクトル (心臓ベクトル)、Lはリードベクトル (誘導ベクトル) をそれぞれ示す。

【 0 0 2 3 】

しかるに、人の誘導ベクトルLは、既に1953年にフランク (Frank) により系統的に測定され、現在のベクトル心電図の基礎として、その有効性は認められている。また、心臓ベクトルHは、位置固定の空間ベクトルであるから、3つの独立パラメータしか持っていない。そこで、このような空間情報を持つ3つ以上の誘導から、心臓ベクトルHのパラメータを解くことが可能である。一旦、心臓ベクトルHが分かれば、残りの12誘導における電位もそれぞれ演算により算出することができる。

30

【 0 0 2 4 】

例えば、四肢誘導の2誘導 (I、II) と、胸部誘導の2誘導 (V1、V6) を測定して、胸部誘導の他の誘導 (V2、V3、V4、V5) の電位を算出する方法は、次のよう設定することができる。

【 0 0 2 5 】

【数2】

$$\begin{bmatrix} L_{I}^T \\ L_{II}^T \\ L_{V1}^T \\ L_{V6}^T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} h_x \\ h_y \\ h_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} V_I \\ V_{II} \\ V_1 \\ V_6 \end{bmatrix} \quad \dots \quad (2)$$

40

【 0 0 2 6 】

すなわち、上記式 (2) は一般式 $L \cdot H = V$ を示すものである。なお、Tはベクトルの転

50

置である。従って、上記式(2)から心臓ベクトルHを求めると、次式(3)が得られる。

【0027】

【数3】

$$H = (L^T L)^{-1} L^T V \quad \dots \quad (3)$$

【0028】

上記式(3)に基づいて、胸部誘導の他のチャンネル(V2、V3、V4、V5)のベクトルVは、次式(4)により求めることができる。

10

【0029】

【数4】

$$\begin{bmatrix} V_2 \\ V_3 \\ V_4 \\ V_5 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_2^T \\ L_3^T \\ L_4^T \\ L_5^T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} h_x \\ h_y \\ h_z \end{bmatrix} \quad \dots \quad (4)$$

20

【0030】

(B) 12誘導心電図の構築方法

次に、前述した本発明の基本原理に基づき、標準12誘導心電図を構築する方法の実施例について説明する。図1および図2は、本実施例における12誘導心電図誘導システムの心電図誘導電極セットのサブセット(I、II、V1、V6またはV5)による誘導波形を得るための生体の体表面に装着するそれぞれ電極の配置を示すものである。すなわち、本実施例においては、図示のRA、LA、RL、LLとV1、V5又はV6の位置に、それぞれ電極を配置する。

【0031】

30

この場合、図1においては、四肢誘導により標準12誘導を得るものであって、RAは右腕部、LAは左腕部、RLは右下肢、LLは左下肢に、それぞれ電極を配置する。また、図2においては、ML誘導により標準12誘導を得るものであって、RAは右鎖骨下、LAは左鎖骨下、RLは右の前腸骨棘あるいは右肋骨弓の下端部、LLは左の前腸骨棘あるいは左肋骨弓の下端部に、それぞれ電極を配置する。そして、前記図1および図2において、それぞれ共通して、V1は第4肋間胸骨右縁位置、V6は第5肋間左鎖骨中線上のレベルで左中腋窩線上の位置、V5は第5肋間左鎖骨中線上のレベルで左前腋窩線上の位置に、それぞれ電極を配置する。なお、前記RLはそれぞれ接地電極とする。

【0032】

このようにして、前記各電極により測定される各誘導波形(I、II、V1、V6またはV5)を使用して、前述した式(4)により、前記胸部誘導の他の誘導(V2、V3、V4、V5またはV6)の電位を算出して、標準12誘導心電図を再構築することができる。なお、前記式(4)において、次のベクトル(5)は前記式(2)および(3)に示す方程式の最小二乗解として求められる。

40

【0033】

【数5】

$$\begin{bmatrix} h_x \\ h_y \\ h_z \end{bmatrix} \dots (5)$$

【0034】

なお、図3は、ある患者の安静時における標準12誘導心電図(I、II、III、aVR、aVL、aVF、V1、V2、V3、V4、V5、V6)を測定した場合のそれぞれ波形図を示すものである。そして、この患者に対して、前記本発明の実施例に基づいて、前記12誘導の誘導システムのサブセット(I、II、V1、V6)の電位を測定して、胸部誘導の他の誘導(V2、V3、V4、V5)の電位を演算により算出したところ、図5に示す結果が得られた。この結果は、図4に基づく実測値を、演算により算出された図5に示す結果と対比してみると、演算による推定値と実測値とは、ほぼ一致していることが確認された。

10

【0035】

特に、図4および図5に示すように、本発明の方法により構築された誘導波形により、狭心症・心筋梗塞の発症の確認に重要な異常Q波、ST波上昇・下降、冠性T波等の現象が、それぞれ顕著に現れていることが確認される。従って、本発明の標準12誘導心電図の構築方法によれば、最小限の電極の装着により、各種の心臓疾患に対する適正な診断および治療を簡便かつ有効に達成することができる。

20

【0036】

(C) 心電図検査装置

図6は、前述した標準12誘導心電図の構築方法を使用する心電図検査装置のシステム構成を示すものである。すなわち、図6において、参照符号10は電位検出器を示し、図1または図2に示す生体の体表面に配置した各電極(RA、LA、RL、LLとV1、V6)により、四肢誘導またはML誘導の2誘導(I、II)の電位と、胸部誘導の2誘導(V1、V6)の電位とを、それぞれ検出測定するように構成される。また、参照符号12は演算増幅器を示し、前記電位検出器10により検出測定された電位に基づいて、標準12誘導心電図誘導システムの心電図誘導電極セットのサブセットとしての各誘導波形データを導出するように構成される。

30

【0037】

そこで、前記演算増幅器12により導出された各誘導波形データは、無線送受信アンテナ13、15を含む無線送受信手段(図示せず)を介して、12誘導心電図演算器16に送出するように構成する。あるいは、前記演算増幅器12により導出された各誘導波形データは、所要の記憶媒体14に記録し、この記憶媒体14を12誘導心電図演算器16にセットして、記憶されている各誘導波形データを読み出すように構成することもできる。

【0038】

しかるに、前記12誘導心電図演算器16においては、前述した本発明に係る標準12誘導心電図の構築方法に基づき、心電図誘導システムの心電図誘導電極セットのサブセットされた以外の各誘導波形を演算により算出する。そして、前記12誘導心電図演算器16で得られた標準12誘導心電図データは、12誘導心電図表示器18により表示するように構成される。ここで、心電図誘導システムの心電図誘導電極セットのサブセットにより計測された誘導波形データと、演算により構築された誘導波形データとを、視覚的に区別できるように表示させてもよい。

40

【0039】

さらに、通常の標準12誘導心電図検査装置において、電位検出器10に電極外れ検出部を設け、全電極のうち一部の電極が電極外れを起こした場合、その電極外れを検出し、電極外れにより計測できなくなった誘導を、他の計測状態にある誘導から本発明の構築方式

50

により電位マトリックス・誘導ベクトル・心臓ベクトルの関係から、演算により標準12誘導心電図を再構築させてもよい。この時、どの電極が電極外れを起こしたかを、表示画面に表示させ、計測された誘導波形データと、演算により構築された誘導波形データとを、視覚的に区別できるように表示させてもよい。

【0040】

従って、このように構成した心電図検査装置によれば、病院内等におけるICU、CCU等でのベッドサイドや、在宅療養時、救急治療時、運動時等の場合のように、標準12誘導心電図を測定し難い状態の時には、適正かつ有効な標準12誘導心電図のモニタリングを達成することができる。

【0041】

以上、本発明の好適な実施例について説明したが、本発明は前述した実施例に限定されることなく、本発明の精神を逸脱しない範囲内において、多くの設計変更を行うことができる。

【0042】

【発明の効果】

前述した実施例から明らかな通り、本発明に係る標準12誘導心電図の構築方法は、標準12誘導心電図誘導システムの心電図誘導電極セットのサブセットからなる一部の複数の電極によって検出測定された生体電位に基づいて標準12誘導心電図の一部の誘導波形データを生成すると共に、前記生成された誘導波形データに基づいて標準12誘導心電図の残部の誘導波形データを演算により算出し、前記生成された誘導波形データと算出された誘導波形データとにより標準12誘導心電図を構築するように構成することによって、最小限の電極の装着と標準12誘導心電図の再構築とを、多くの熟練を要することなく、容易かつ高精度に行うことができ、しかも各種の心臓疾患に対する適正な診断および治療を行うためのモニタリングを簡便かつ有効に達成することができる。

【0043】

また、本発明に係る標準12誘導心電図の構築方法は、従来公知の標準12誘導心電図誘導システムの心電図誘導電極セットのサブセットを使用することから、選択される電極の生体の体表面上に装着する位置も従来通りであり、従って多くの熟練を要することなく常に安定した位置決め精度を保持し得るばかりでなく、演算により求める誘導波形データについても高精度の算定結果を得ることができると共に、既に測定されたデータは有効に利用することができ、迅速な再演算を可能とし、常に精度の高い標準12誘導心電図の再構築を簡便かつ容易に達成することができる等、多くの優れた利点が得られる。

【0044】

さらに、診断をする医療従事者にとっては、12誘導のそれぞれの誘導毎に検出測定された波形データであるか、演算された波形データであるかを、認識した上で診断できるので、誘導毎の波形の信頼度についても判断を容易にすることができる。従って、本発明による標準12誘導心電図の構築方法を使用することによって、病院内等におけるICU、CCU等でのベッドサイド・モニタリングや、在宅モニタリング、救急モニタリング、運動時等の場合のように、標準12誘導心電図を測定し難い状態の場合において、各種の心臓疾患に対する適正な診断および治療を行うことができる高精度の標準12誘導心電図の心電図検査装置として応用することができる。また、標準12誘導の電極のうち、一部が電極外れを起こした場合でも、電極外れにより計測できなかった誘導を、他の誘導から再構築することも可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明に係る標準12誘導心電図の構築方法における誘導電極の構成配置例を示す説明図である。

【図2】 本発明に係る標準12誘導心電図の構築方法における誘導電極の別の構成配置例を示す説明図である。

【図3】 本発明に係る標準12誘導心電図の構築方法により検出された標準12誘導心電図を示す波形図である。

10

20

30

40

50

【図4】 本発明に係る標準12誘導心電図の構築方法において誘導電極により検出測定される胸部誘導波形の実測値を示す波形図である。

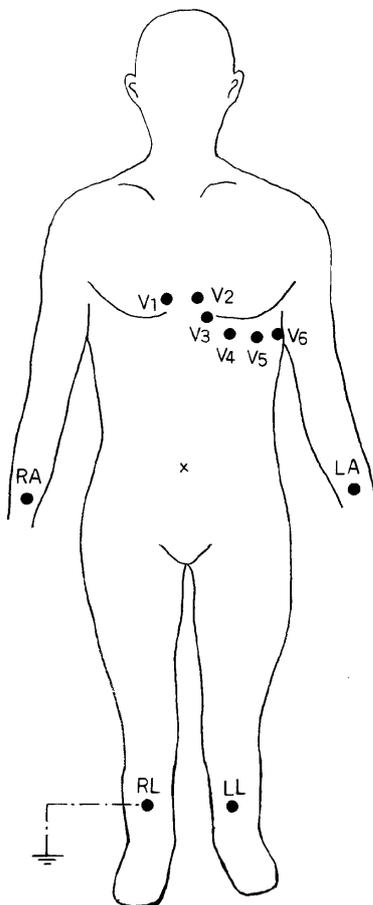
【図5】 本発明に係る標準12誘導心電図の構築方法において演算により求められる胸部誘導波形の演算値(推定値)を示す波形図である。

【図6】 本発明に係る心電図検査装置のシステム構成図である。

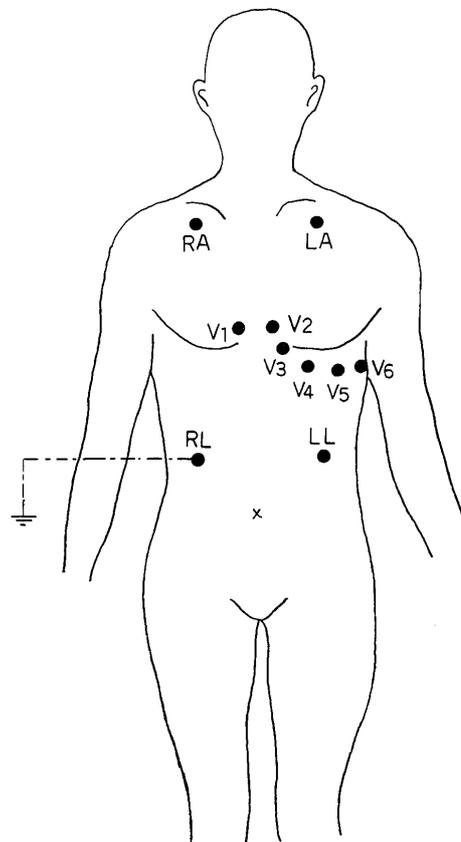
【符号の説明】

- 10 電位検出器
- 12 演算増幅器
- 13 無線送信アンテナ
- 14 記憶媒体
- 15 無線受信アンテナ
- 16 12誘導心電図演算器
- 18 12誘導心電図表示器

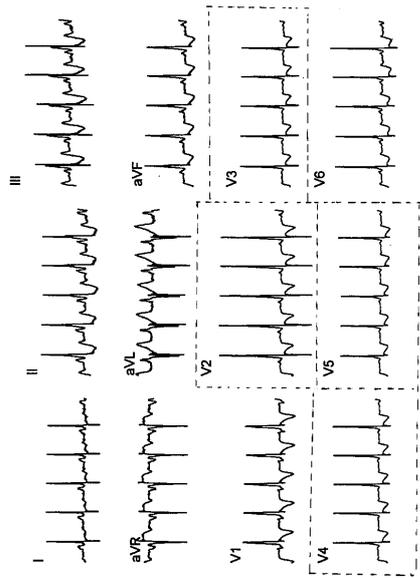
【図1】



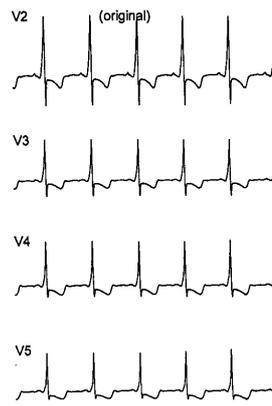
【図2】



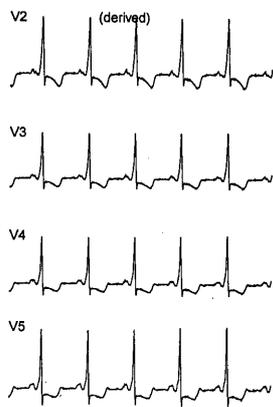
【 図 3 】



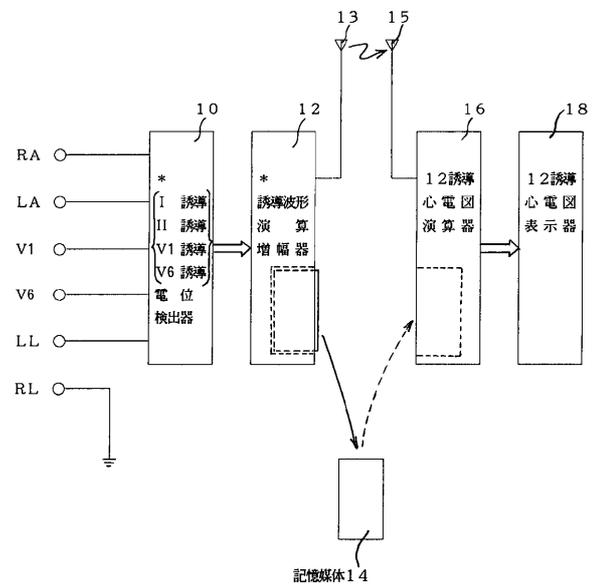
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

- (72)発明者 小島 武
東京都新宿区西落合1丁目3番4号日本光電工業株式会社内
- (72)発明者 中山 直
東京都新宿区西落合1丁目3番4号日本光電工業株式会社内
- (72)発明者 酒井 由夫
東京都新宿区西落合1丁目3番4号日本光電工業株式会社内

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開平05-003862(JP,A)
特開平6-63026(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/04

专利名称(译)	构建标准12导联心电图和心电图检查装置的方法		
公开(公告)号	JP4587008B2	公开(公告)日	2010-11-24
申请号	JP2000221741	申请日	2000-07-24
[标]申请(专利权)人(译)	魏 大名 日本光电工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	魏 大名 日本光电工业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	魏 大名 日本光电工业株式会社		
[标]发明人	魏大名 小島武 中山直 酒井由夫		
发明人	魏 大名 小島 武 中山 直 酒井 由夫		
IPC分类号	A61B5/0452 A61B5/04 A61B5/0402 A61B5/044 A61B5/00 A61B5/0404 A61B5/0432		
CPC分类号	A61B5/0006 A61B5/04028 A61B5/0404 A61B5/0432		
FI分类号	A61B5/04.312.A A61B5/04.R A61B5/04.310.T A61B5/04.314.G		
F-TERM分类号	4C027/AA02 4C027/CC00 4C027/CC08 4C027/EE01 4C027/FF00 4C027/HH08 4C027/HH11 4C027/HH12 4C027/JJ03 4C127/AA02 4C127/CC00 4C127/CC08 4C127/EE01 4C127/FF00 4C127/HH08 4C127/HH11 4C127/HH12 4C127/JJ03		
代理人(译)	本田 崇		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2002034943A5 JP2002034943A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于测量心电图波形的多个电极附接在构成标准12导联系统的子集的体表位置上。所述标准12导联系统的所述子集的测量的心电图波形用于计算所述标准12导联系统中剩余导联的心电图波形。将测量和计算的心电图波形合成以形成标准的12导联心电图。本发明能够以减少数量的电极监测12导联心电图，其中直接测量一部分波形并将其用作诊断心脏病的主要信息，并且波形的另一部分从测量导联导出，并且作为用于提高诊断精度的二次信息。本发明在安装和维持十个电极以获得12导联心电图是困难的情况下，例如在移动监测，长期监测和家庭监测的情况下，尤其可用于监测缺血性心脏病和急性心肌梗死。

$$\begin{bmatrix} L_{11}^T \\ L_{12}^T \\ L_{13}^T \\ L_{14}^T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} h_x \\ h_y \\ h_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} V_1 \\ V_{11} \\ V_1 \\ V_6 \end{bmatrix}$$