

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7568950号
(P7568950)

(45)発行日 令和6年10月17日(2024.10.17)

(24)登録日 令和6年10月8日(2024.10.8)

(51)国際特許分類		F I			
A 6 1 B	5/256(2021.01)	A 6 1 B	5/256	2 1 0	
A 6 1 B	5/282(2021.01)	A 6 1 B	5/282		
A 6 1 B	5/318(2021.01)	A 6 1 B	5/318		
A 6 1 B	5/341(2021.01)	A 6 1 B	5/341		

請求項の数 8 (全17頁)

(21)出願番号	特願2022-569333(P2022-569333)	(73)特許権者	000004226 日本電信電話株式会社 東京都千代田区大手町一丁目5番1号
(86)(22)出願日	令和2年12月14日(2020.12.14)	(74)代理人	110001634 弁理士法人志賀国際特許事務所
(86)国際出願番号	PCT/JP2020/046536	(72)発明者	塚田 信吾 東京都千代田区大手町一丁目5番1号 日本電信電話株式会社内
(87)国際公開番号	WO2022/130456	審査官	藤原 伸二
(87)国際公開日	令和4年6月23日(2022.6.23)		
審査請求日	令和5年4月3日(2023.4.3)		

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 電極配置方法及び装着具

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1軸正極と前記第1軸正極と異なる電極である第1軸負極を配置する電極配置方法であって、

装着者の体表面に前記第1軸正極を配置し、

前記第1軸正極と前記第1軸負極とを結ぶ直線である第1観測軸が前記装着者の心尖部又は心室前壁を通過するように前記第1軸負極を前記装着者の体表面に配置する、
電極配置方法。

【請求項2】

前記第1観測軸とは非平行な直線であって前記装着者の心尖部又は心室前壁を通過する直線である第2観測軸と前記装着者の体表面との交点の一方に位置する電極である第2軸正極を前記装着者の体表面に配置し、

前記第2観測軸と前記装着者の体表面との交点の他の一方に位置する電極である第2軸負極を前記装着者の体表面に配置する、

請求項1に記載の電極配置方法。

【請求項3】

前記装着者の体表面に第3軸正極を配置し、

前記装着者の体表面に第3軸負極を配置し、

前記第3軸正極と前記第3軸負極とを結ぶ直線である第3観測軸は、前記第1観測軸及び前記第2観測軸と非平行な直線であって心起電力ベクトルに略平行な直線である、

10

20

請求項 2 に記載の電極配置方法。

【請求項 4】

前記第 1 観測軸、前記第 2 観測軸及び前記第 3 観測軸の配置は、直交性の高さが所定の高さよりも高いという条件を像空間において満たす配置であり、
前記所定の高さは、心電図の波形から得たい情報の量に応じた高さである、

請求項 3 に記載の電極配置方法。

【請求項 5】

前記第 1 軸正極と、前記第 2 軸正極と、前記第 3 軸正極と、は同一の電極である、
請求項 4 に記載の電極配置方法。

【請求項 6】

前記第 1 観測軸と前記装着者の体表面との交点に位置する電極の一方は前記装着者の背面に位置し、前記第 1 観測軸と前記装着者の体表面との交点に位置する電極の他の一方は前記装着者の前面に位置する、

請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の電極配置方法。

【請求項 7】

前記他の一方の電極は、前記装着者の第 4 肋間胸骨左縁に位置する、
請求項 6 に記載の電極配置方法。

【請求項 8】

装着者の体表面に位置する電極である第 1 軸正極と、
前記装着者の体表面に位置する電極であって前記第 1 軸正極と異なる電極である第 1 軸

負極と、
前記第 1 軸正極と前記第 1 軸負極とを前記装着者に固定する装着具本体と、
を備え、

前記第 1 軸正極と前記第 1 軸負極とを結ぶ直線である第 1 観測軸は、前記装着者の心尖部又は心室前壁を通過する、
装着具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電極配置方法及び装着具に関する。

【背景技術】

【0002】

心電図は心臓の状態を把握するために有用な情報であり、例えば心電図を用いれば対象が心疾患に罹患している可能性が高い状態にあるか否かを判定することができる（非特許文献 1）。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0003】

【文献】 " Recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram: part I: The electrocardiogram and its technology: a scientific statement from the American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Clinical Cardiology; the American College of Cardiology Foundation; and the Heart Rhythm Society ", endorsed by the International Society for Computerized Electrocardiology, Circulation 2007 Mar 13;115(10):1306-1324.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、心電図の波形から得られる情報は、心臓の状態の把握に必ずしも充分では無い場合がある。例えば、心電図の波形が似たような波形であっても心臓に関わる病の

10

20

30

40

50

発症の仕方が異なる場合がある。このように、心電図の波形から得られる情報は心臓の状態の把握に必ずしも充分では無い場合があるものの、病によっては他の情報を取得するのが難しい場合がある。例えば心不全であれば、心電図の波形により心臓への負荷や心機能を観測することができれば、日常生活の中で早期の介入により症状を軽減したり、発症を抑制することができる。発症を抑制する精度をより一層上げるには血液を採取する、画像検査を実施する等、他の技術を用いて他の情報を取得することが考えられるが、日常生活でそれを行うことは現実的ではない。そのため、病によっては実質的に心電図の波形だけに基づいて心臓の状態を把握しなければならない場合がある。

【 0 0 0 5 】

上記事情に鑑み、本発明は、心電図の波形から得られる情報を増やす技術を提供することを目的としている。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

本発明の一態様は、第 1 軸正極と前記第 1 軸正極と異なる電極である第 1 軸負極とを配置する電極配置方法であって、装着者の体表面に前記第 1 軸正極を配置し、前記第 1 軸正極と前記第 1 軸負極とを結ぶ直線である第 1 観測軸が前記装着者の心尖部又は心室前壁を通過するように前記第 1 軸負極を前記装着者の体表面に配置する、電極配置方法である。

【発明の効果】

【 0 0 0 7 】

本発明により、心電図の波形から得られる情報を増やす技術を提供することが可能となる。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 8 】

【図 1】心電図の波形から得られる情報と心電図の波形を取得する際の電極の配置との関係を説明する第 1 の説明図。

【図 2】心電図の波形から得られる情報と心電図の波形を取得する際の電極の配置との関係を説明する第 2 の説明図。

【図 3】施形態の誘導器具 1 を装着している装着者 9 の上半身を正面から見た図の一例を示す図。

【図 4】実施形態の誘導器具 1 を装着している装着者 9 の上半身を背面から見た図の一例を示す図。

30

【図 5】実施形態の誘導器具 1 を装着している装着者 9 の横断面を見た図の一例を示す図。

【図 6】実施形態の誘導器具 1 と装着者 9 の心臓 9 0 1 との位置関係の一例を示す第 1 の図。

【図 7】実施形態の誘導器具 1 と装着者 9 の心臓 9 0 1 との位置関係の一例を示す第 2 の図。

【図 8】実施形態の誘導器具 1 と装着者 9 の心臓 9 0 1 との位置関係の一例を示す第 3 の図。

【図 9】実施形態における測定器 1 5 0 のハードウェア構成の一例を示す図。

【図 1 0】実施形態における制御部 5 1 の機能構成の一例を示す図。

40

【図 1 1】実施形態の電極を配置する方法である電極配置方法において実行される処理の流れの一例を示すフローチャート。

【図 1 2】実施形態における誘導器具 1 が実行する処理の流れの一例を示すフローチャート。

【図 1 3】実施形態における誘導器具 1 を用いて取得された健常者の心臓の心電図の一例を示す第 1 の図。

【図 1 4】比較対象となる標準的な心電図の誘導法を用いて取得された健常者の心臓の第 1 の図。

【図 1 5】実施形態における誘導器具 1 を用いて測定された心電図の一例を示す第 2 の図。

【図 1 6】比較対象となる標準的な心電図の誘導法を用いて取得された健常者の心臓の第

50

2の図。

【図17】変形例における電極の配置の一例を示す第1の図。

【図18】変形例における電極の配置の一例を示す第2の図。

【図19】バンド本体140の高さの胸郭の水平断面の一例を示す図である。

【図20】フランクの誘導法に関する説明の図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

(実施形態)

まず心電図の波形から得られる情報と心電図の波形を取得する際の電極の配置との関係について図1及び図2を用いて説明する。

10

【0010】

図1は、心電図の波形から得られる情報と心電図の波形を取得する際の電極の配置との関係を説明する第1の説明図である。図2は、心電図の波形から得られる情報と心電図の波形を取得する際の電極の配置との関係を説明する第2の説明図である。図1及び図2は解剖学的空間とその解剖学的空間に対応する像空間との一例を示す。解剖学的空間は、実空間である。像空間は、参考文献1に記載の像空間である。

【0011】

参考文献1：ERNAEST FRANK, "An Accurate, Clinically Practical System For Spatial Vectorcardiography", Circulation, Volume XIII, May, 1956, 737-749

参考文献2：Clinical Vectorcardiography 2nd Grune & Stratton Te-Chuan Cho u 1974

20

【0012】

情報を表現する方法の1つに、解析学における空間であって内積の定義されたベクトル空間上のベクトルを用いる方法がある。このような方法では、情報の表現にはベクトル空間の次元に応じた数の軸を有する基底が情報の表現に用いられる。そのため例えば情報を表現するベクトル空間が3次元空間であれば、3軸を有する基底が情報の表現に用いられる。

【0013】

ベクトル空間におけるベクトルの線形独立を鑑みれば、ベクトル空間の各点が表す情報量は、基底の各軸が表す情報が他の軸が表す情報と異なれば異なる程、多い。そのため、基底の各軸が、観測された情報を表す場合、基底の各軸がベクトル空間において線形独立に近い配置であるように観測が行われることが、情報量を増大させるという観点からは望ましい。

30

【0014】

線形独立に近いとは、直交性が高いという意味であり、直交性が高いとは具体的には基底の軸間の向きの違いが大きいことを意味する。より具体的には直交性が高いとは例えば、軸ベクトル内積の総和が大きいことを意味する。総和は、基底が有する軸の1つと基底が有する軸の他の1つとの組である基底組の全てについて和を取ることを意味する。軸ベクトル内積とは、異なる2つの軸ベクトルの内積を意味する。軸ベクトルは、基底の軸に平行な単位ベクトルである。

40

【0015】

そこで、心電図の波形から得られる情報量を増大させるには、情報空間における基底の各軸の直交性がより高いように観測が行われることが望ましい。情報空間は、解析学におけるベクトル空間であり内積が定義されたベクトル空間であって情報を表すベクトル空間を意味する。以下、情報空間における基底を情報基底という。以下、情報基底の各軸を情報軸という。

【0016】

心電図の波形の取得に際しては陽極と陰極との組である電極対が1又は複数用いられる。そして、心電図の波形の取得においては、電極対1つから得られる情報が1つの情報軸の表す情報である。1つの電極対から得られる情報は具体的には、電極対の陽極と陰極と

50

を結ぶ直線（以下「観測軸」という。）上を伝搬する信号の情報である。

【0017】

参考文献1には、解剖学的空間における観測軸の配置からヒトの心臓電気生理学的な像空間における情報軸の配置を得る方法（以下「フランク法」という。）が記載されている。フランク法を用いれば、解剖学的空間において実際に可能な電極の配置の候補のうち、像空間においてより直交性が高い配置が得られる。

【0018】

図1の解剖学的空間におけるX軸、Y軸及びZ軸はそれぞれ、観測軸である。なお、図1においてX軸はX⁻とX⁺とを結ぶ直線である。なお、図1においてY軸はY⁻とY⁺とを結ぶ直線である。なお、図1においてZ軸はZ⁻とZ⁺とを結ぶ直線である。

10

【0019】

図1の像空間におけるX軸、Y軸及びZ軸はそれぞれ、フランク法によって得られた情報軸であり解剖学的空間の観測軸に対応する像空間における情報軸である。以下、観測軸のX軸をX観測軸という。以下、観測軸のY軸をY観測軸という。以下、観測軸のZ軸をZ観測軸という。以下、情報軸のX軸をX情報軸という。以下、情報軸のY軸をY情報軸という。以下、情報軸のZ軸をZ情報軸という。直交性の観点から見た場合、図1及び図2の3つの情報軸は、直交性が高い配置の一例である。

【0020】

ところで、図1及び図2は、X観測軸とZ観測軸とが心尖部又は心室前壁を通過することを示す。心室前壁は前胸壁と接する心室壁である。実は、情報軸の直交性とは異なる観点で、心電図の波形から得られる情報量を増大させるためには観測軸が心尖部又は心室前壁を通過することが望ましい。心尖部から心室前壁は前胸壁と接近しており、振幅の大きく明瞭な心電位を記録することができる。一般に心臓の近傍に手を添えた場合に心臓の拍動を感じることができるが、実は一番強く拍動を感じることができるのは心尖部の近傍又は心室前壁に手を添えた場合である。このように、心尖部付近の心室筋は胸壁と接近しており心臓の拍動が強く現れる部位である。心尖部付近の心室筋の領域については、例えば16分割左室モデルにおいては13 Apical Anteriorに相当し、さらに14 Apical Septal, 15 Apical Inferior, 16 Apical Lateralを含む。さらに、7 Mid Anteriorや、12 Mid Anterolateralを含める場合もある。また17分割法の場合は上述の領域に17 Apexが追加される。

20

30

【0021】

情報を得る際には情報源の信号の強度が雑音よりも強ければ強いほど望ましいので、心電図の波形から情報を得るといった観点では、心尖部又は心室前壁（以下「心尖部付近」という。）の電位を心電図の波形として得ることが望ましい。そこで、心電図の波形から得られる情報を増やすために図1及び図2のX観測軸とZ観測軸とは心尖部付近を通過する。

【0022】

図1及び図2は、Y観測軸が心起電力ベクトルの主軸に略平行であることを示す。心起電力ベクトルの主軸は、例えばベクトル心電図におけるQRS間の最大ベクトルであり、通常のスカラー心電図の標準II誘導と略平行である。実は、心電図の波形から得られる情報を増やすには、観測軸の少なくとも1つが心起電力ベクトルの主軸に平行であるほど振幅の大きく明瞭な心電位を記録することができ、情報量が多いことが医学的に知られている。そのため、図1及び図2においてY観測軸は心起電力ベクトルの主軸に平行である。

40

【0023】

これらの理由により、図1及び図2の配置である観測軸が形成されるように電極が配置されることで心電図の波形から得られる情報量が増える。具体的には、電極の配置が、X観測軸条件、Y観測軸条件、Z観測軸条件及び直交性条件を満たせば心電図の波形から得られる情報量が増える。

【0024】

X観測軸条件は、X観測軸が装着者9の心尖部付近を通過するという条件と、左前胸部と右胸背部を結ぶ軸、を含む条件である。Y観測軸条件は、Y観測軸は心起電力ベクトル

50

の主軸に略平行という条件である。Z観測軸条件は、Z観測軸はX観測軸に非平行であるという条件と、Z観測軸が装着者9の心尖部付近を通過するという条件と、を含む条件である。なおY観測軸条件についても、Y観測軸は心起電力ベクトルの主軸に略平行という条件に、心尖部付近を通過するという条件を加えても良い。

【0025】

直交性条件は、観測軸の配置が直交性の高さが所定の高さよりも高いという条件を像空間において満たす、という条件である。すなわち、直交性条件は、X情報軸、Y情報軸及びZ情報軸の3つを軸とする基底の直交性が所定の高さよりも高いという条件である。所定の高さは、ユーザが心電図の波形から得たい情報の量に応じた高さである。所定の高さが高いほど、ユーザが心電図の波形から得られる情報の量が多い。直交性条件を満たすX情報軸、Y情報軸及びZ情報軸の配置は例えば、X情報軸、Y情報軸及びZ情報軸が略直交の配置である。装着者9の体位等の状態に応じて必ずしも実現できるわけではないものの、得られる情報量の観点のみで考えれば直交性が高いほどユーザが心電図の波形から得られる情報の量が多いため、X情報軸、Y情報軸及びZ情報軸は略直交であることが望ましい。

10

【0026】

そのため、X観測軸条件は、例えばX観測軸が装着者9の背部から装着者9の心尖部に向かうベクトルに並行であるという条件である。Z観測軸条件は、例えばZ観測軸はX観測軸に非平行でありZ観測軸が装着者9の背部から装着者9の心尖部に向かうベクトルに並行であるという条件である。

20

【0027】

図3～図8を用いて実施形態の誘導器具1の一例を説明する。図3は、実施形態の誘導器具1を装着している装着者9の上半身を正面から見た図の一例を示す図である。図4は、実施形態の誘導器具1を装着している装着者9の上半身を背面から見た図の一例を示す図である。図5は、実施形態の誘導器具1を装着している装着者9の横断面を見た図の一例を示す図である。

【0028】

図6は、実施形態の誘導器具1と装着者9の心臓901との位置関係の一例を示す第1の図である。図7は、実施形態の誘導器具1と装着者9の心臓901との位置関係の一例を示す第2の図である。図8は、実施形態の誘導器具1と装着者9の心臓901との位置関係の一例を示す第3の図である。

30

【0029】

以下説明の簡単のため1対の電極の一方を正極、他方を負極と表現するが、正極と負極とは互いに逆の位置にあってもよい。正極と負極の位置が逆の場合、心電図の波形における電位のプラスとマイナスとが逆に表現される。

【0030】

誘導器具1は、双極誘導の方法により装着者9の心電図の波形を取得する。誘導器具1は、X軸正極111、X軸負極112、Y軸正極121、Y軸負極122、Z軸正極131及びZ軸負極132の6つの電極と、バンド本体140と、測定器150とを備える。

【0031】

X軸正極111は、X観測軸と装着者9の前面の体表面との交点に位置する電極である。X軸負極112は、X観測軸と装着者9の背面の体表面との交点に位置する電極である。

40

【0032】

Y軸正極121は、Y観測軸と装着者9の体表面との交点のうち下半身に近い位置に位置する電極である。Y軸負極122は、Y観測軸と装着者9の体表面との交点のうちY軸正極121よりも下半身から遠い位置する電極である。

【0033】

Z軸正極131は、Z観測軸と装着者9の前面の体表面との交点に位置する電極である。Z軸負極132は、Z観測軸と装着者9の背面の体表面との交点に位置する電極である。

【0034】

50

X 観測軸、Y 観測軸及びZ 観測軸の配置はX 観測軸条件、Y 観測軸条件、Z 観測軸条件及び直交性条件を満たす配置である。

【0035】

バンド本体140は、X軸正極111、X軸負極112、Y軸正極121、Y軸負極122、Z軸正極131及びZ軸負極132を装着者9に固定する。バンド本体140とX軸正極111、X軸負極112、Y軸正極121、Y軸負極122、Z軸正極131及びZ軸負極132とでバンド10が形成される。すなわちバンド10は、X軸正極111、X軸負極112、Y軸正極121、Y軸負極122、Z軸正極131、Z軸負極132及びバンド本体140を備える。

【0036】

バンド本体140は、例えば肩掛けのベルト（以下「肩掛けベルト」という。）と、心尖部付近を含む横断面内で装着者9の体表面に巻きつくベルト（以下「横ベルト」という。）とで形成される。肩掛けベルトは例えばY軸負極122を備え、Y軸負極122を装着者9の体表面に固定する。横ベルトは例えばY軸負極122以外の他の電極を備え、Y軸負極122以外の他の電極を装着者9の体表面に固定する。

【0037】

測定器150は、X観測軸、Y観測軸及びZ観測軸を伝搬する信号を取得する。測定器150の取得した信号の波形が心電図の波形である。具体的には、測定器150は、X観測軸、Y観測軸及びZ観測軸それぞれを流れる電流の電流値又は電圧を測定することで各観測軸を伝搬する信号を取得する。そのため測定器150は、例えばX観測軸を流れる電流の電流値を測定する電流計と、Y観測軸を流れる電流の電流値を測定する電流計と、Z観測軸を流れる電流の電流値を測定する電流計との3つの電流計を備える装置である。

【0038】

図9は、実施形態における測定器150のハードウェア構成の一例を示す図である。測定器150は、バスで接続されたCPU（Central Processing Unit）等のプロセッサ91とメモリ92とを備える制御部51を備え、プログラムを実行する。測定器150は、プログラムの実行によって制御部51、入力部52、通信部53、記憶部54、表示部55及び電気関連量測定部56を備える装置として機能する。より具体的には、プロセッサ91が記憶部54に記憶されているプログラムを読み出し、読み出したプログラムをメモリ92に記憶させる。プロセッサ91が、メモリ92に記憶させたプログラムを実行することによって、測定器150は、制御部51、入力部52、通信部53、記憶部54、表示部55及び電気関連量測定部56を備える装置として機能する。

【0039】

制御部51は、測定器150が備える各種機能部の動作を制御する。制御部51は、例えば電気関連量測定部56の動作を制御する。

【0040】

入力部52は、マウスやキーボード、タッチパネル等の入力装置を含んで構成される。入力部52は、これらの入力装置を測定器150に接続するインタフェースとして構成されてもよい。入力部52は、測定器150に対する各種情報の入力を受け付ける。入力部52には例えば動作の開始の指示が入力される。

【0041】

通信部53は、測定器150を外部装置に接続するための通信インタフェースを含んで構成される。通信部53は、有線又は無線を介して通信可能に接続された接続先の外部装置と通信する。通信部53は、外部装置との通信により、外部装置と情報のやりとりを行う。

【0042】

記憶部54は、磁気ハードディスク装置や半導体記憶装置などの非一時的コンピュータ読み出し可能な記憶媒体装置を用いて構成される。記憶部54は測定器150に関する各種情報を記憶する。記憶部54は、例えば入力部52又は通信部53を介して入力された情報を記憶する。記憶部54は、例えば電気関連量測定部56が取得した情報を記憶する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 3 】

表示部 5 5 は、各種情報を表示する。表示部 5 5 は、例えば CRT (Cathode Ray Tube) ディスプレイや液晶ディスプレイ、有機 EL (Electro - Luminescence) ディスプレイ等の表示装置を含んで構成される。表示部 5 5 は、これらの表示装置を測定器 1 5 0 に接続するインタフェースとして構成されてもよい。表示部 5 5 は、例えば入力部 5 2 に入力された情報を出力する。

【 0 0 4 4 】

電気関連量測定部 5 6 は、X 観測軸、Y 観測軸及び Z 観測軸を伝搬する信号の波形を示す情報を取得する。電気関連量測定部 5 6 は、例えば X 軸正極 1 1 1、X 軸負極 1 1 2、Y 軸正極 1 2 1、Y 軸負極 1 2 2、Z 軸正極 1 3 1 及び Z 軸負極 1 3 2 に接続された電圧計又は電流計である。電気関連量測定部 5 6 は、取得した信号の波形を示す情報を記憶部 5 4 に記録する。

10

【 0 0 4 5 】

なお、信号の波形を示す情報を取得するとは、具体的には、電気関連量測定部 5 6 が測定期間中の各時刻に信号の電位又は電流の測定を実行することを意味する。測定結果の時系列が信号の波形を示す情報の一例である。そのため信号の波形を示す情報は、例えば心電図である。

【 0 0 4 6 】

図 1 0 は、実施形態における制御部 5 1 の機能構成の一例を示す図である。制御部 5 1 は、取得部 5 1 0 及び信号出力部 5 2 0 を備える。

20

【 0 0 4 7 】

取得部 5 1 0 は、電気関連量測定部 5 6 の動作を制御し、X 観測軸、Y 観測軸及び Z 観測軸を伝搬する信号の波形を示す情報を取得する。

【 0 0 4 8 】

信号出力部 5 2 0 は、取得部 5 1 0 が得た信号の波形を示す情報を所定の出力先に出力する。所定の出力先は、例えば記憶部 5 4 である。このような場合、記憶部 5 4 は、取得部 5 1 0 が得た信号の波形を示す情報を記憶する。所定の出力先は予め定められた出力先であればどのような出力先であってもよい。

【 0 0 4 9 】

所定の出力先は、例えば表示部 5 5 である。このような場合、取得部 5 1 0 が得た信号の波形を示す情報が表示部 5 5 によって表示される。所定の出力先は、例えば通信部 5 3 に通信可能に接続された記憶装置である。このような場合、通信部 5 3 に通信可能に接続された記憶装置に取得部 5 1 0 が得た信号の波形を示す情報が記録される。通信部 5 3 に通信可能に接続された記憶装置は外部装置の一例である。通信部 5 3 に通信可能に接続された記憶装置は、例えばメモリーカードである。

30

【 0 0 5 0 】

図 1 1 は、実施形態の電極を配置する方法である電極配置方法において実行される処理の流れの一例を示すフローチャートである。装着者 9 の体表面に X 軸正極 1 1 1 が配置される (ステップ S 1 0 1)。次に、装着者 9 の体表面に X 軸負極 1 1 2 が配置される (ステップ S 1 0 2)。すなわち、X 観測軸が装着者 9 の心尖部を通過するように X 軸負極 1 1 2 が装着者 9 の体表面に配置される。次に、装着者 9 の体表面に Y 軸正極 1 2 1 が配置される (ステップ S 1 0 3)。次に、装着者 9 の体表面に Y 軸負極 1 2 2 が配置される (ステップ S 1 0 4)。次に、装着者 9 の体表面に Z 軸正極 1 3 1 が配置される (ステップ S 1 0 5)。次に、装着者 9 の体表面に Z 軸負極 1 3 2 が配置される (ステップ S 1 0 6)。

40

【 0 0 5 1 】

なお、電極配置方法においてステップ S 1 0 1 からステップ S 1 0 6 の処理は、必ずしも図 1 1 に示した順番で実行される必要は無い。ステップ S 1 0 1 からステップ S 1 0 6 の処理は、電極配置方法の実行中に実行されればどのような順番で実行されてもよいし、ステップ S 1 0 1 からステップ S 1 0 6 の処理の一部又は全部が同時に実行されてもよい

50

。またステップ S 1 0 2、ステップ S 1 0 4、ステップ S 1 0 6 の後にそれぞれ X 軸、Y 軸、Z 軸の心電位を確認し、例えば R 波や P 波の波高、雑音、S N 比から電極の配置の調整や接触状態の確認を実行してもよい。

【 0 0 5 2 】

図 1 2 は、実施形態における誘導器具 1 が実行する処理の流れの一例を示すフローチャートである。取得部 5 1 0 が X 観測軸、Y 観測軸及び Z 観測軸を伝搬する信号の波形を示す情報を取得する（ステップ S 2 0 1）。次に信号出力部 5 2 0 が、ステップ S 2 0 1 で得られた信号の波形を示す情報を所定の出力先に出力する（ステップ S 2 0 2）。

【 0 0 5 3 】

なお、誘導器具 1 は必ずしも測定器 1 5 0 を備える必要は無い。X 観測軸、Y 観測軸及び Z 観測軸それぞれを流れる電流の電流値又は電圧は、X 観測軸、Y 観測軸及び Z 観測軸それぞれを流れる電流の電流値又は電圧を測定可能な外部装置によって測定されればよく、必ずしも誘導器具 1 が測定器 1 5 0 を備える必要は無い。

10

【 0 0 5 4 】

図 1 3 は、実施形態における誘導器具 1 を用いて取得された健常者の心臓の心電図の一例を示す第 1 の図である。図 1 3 は、X 観測軸を伝搬する信号の波形を示すグラフと、Y 観測軸を伝搬する信号の波形を示すグラフと、Z 観測軸を伝搬する信号の波形を示すグラフとの 3 つのグラフを示す。各グラフの横軸は時刻を表し、縦軸は電位を表す。スケールバーはそれぞれ 1 秒と 0 . 5 m V である。

【 0 0 5 5 】

図 1 4 は、比較対象となる標準的な心電図の誘導法を用いて取得された健常者の心臓の第 1 の図である。標準的な心電図の誘導法では、測定器 1 5 0 と同一の測定器と、X 軸正極 1 1 1、X 軸負極 1 1 2、Y 軸正極 1 2 1、Y 軸負極 1 2 2、Z 軸正極 1 3 1 及び Z 軸負極 1 3 2 と同一の素材及び形状の電極であって取り付け先の異なる電極とが用いられた。図 1 4 において、被験者である健常者は、図 1 3 の被験者と同一被験者である。このように、図 1 4 が示す結果は、従来の標準肢誘導により取得された健常者の心電図である。I は右上肢と左上肢、I I は右上肢と左下肢、I I I は左上肢と左下肢の間の電位を表す。各グラフの横軸は時刻を表し、縦軸は電位を表す。スケールバーはそれぞれ 1 秒と 0 . 5 m V である。

20

【 0 0 5 6 】

図 1 3 は、図 1 4 と比較し P Q R S T U 等各波が明瞭に分離され、さらに X Y Z 軸で変曲点・位相が異なっていることを示す。特に P 波と S T 波にその特徴が表れていることを図 1 3 は示す。このように誘導器具 1 を用いて取得された健常者の心臓の心電図には多くの情報が示されていることを図 1 3 は示す。すなわち、図 1 3 は、誘導器具 1 を用いることで S N 比の良好な情報量に富む心電図が取得されることを示す。なお、情報量に富むとは具体的には P Q R S T U 等各波が明瞭に分離され、さらに X Y Z 軸で変曲点・位相が異なっており、特に P 波と S T 波にその特徴が表れている、ということの意味する

30

【 0 0 5 7 】

図 1 5 は、実施形態における誘導器具 1 を用いて測定された心電図の一例を示す第 2 の図である。具体的には、図 1 5 は図 1 3 のグラフの一部を拡大したグラフを示す図である。

40

【 0 0 5 8 】

図 1 6 は、比較対象となる標準的な心電図の誘導法を用いて取得された健常者の心臓の第 2 の図である。具体的には、図 1 6 は図 1 4 の一部を拡大したグラフを示す図である。標準的な心電図の誘導法では、測定器 1 5 0 と同一の測定器と、X 軸正極 1 1 1、X 軸負極 1 1 2、Y 軸正極 1 2 1、Y 軸負極 1 2 2、Z 軸正極 1 3 1 及び Z 軸負極 1 3 2 と同一の素材及び形状の電極であって取り付け先の異なる電極とが用いられた。図 1 6 において、被験者である健常者は、図 1 5 の被験者と同一被験者である。このように、図 1 6 が示す結果は、従来の標準肢誘導により取得された健常者の心電図である。

【 0 0 5 9 】

図 1 5 は、Y 観測軸を伝搬する信号の波形を示すグラフと Z 観測軸を伝搬する信号の波

50

形を示すグラフとに、P波2峰性が現れていることを示す。また、図15は、Y観測軸を伝搬する信号の波形を示すグラフとZ観測軸を伝搬する信号の波形を示すグラフとに、P波の右房と左房の興奮が明瞭に記録されていることを示す。それに対して標準肢誘導による図16のP波は単峰性であり、右房と左房の興奮に関する情報は記録されていない。

【0060】

このように構成された誘導器具1は、心尖部付近を通過する直線と装着者9の体表面との交点に位置する電極を用いた双極誘導により、心尖部付近を通過する直線を伝搬する信号を取得する。心尖部付近は信号の強度が強いため、誘導器具1は心電図の波形から得られる情報を増やすことができる。

【0061】

また、このように構成された誘導器具1は、像空間において直交性の高い配置であるように配置された観測軸を伝搬する信号を取得する。そのため、誘導器具1は心電図の波形から得られる情報を増やすことができる。

【0062】

(変形例)

なお、X観測軸、Y観測軸及びZ観測軸は、X観測軸条件、Y観測軸条件、Z観測軸条件及び直交性条件の全てを必ずしも満たす必要は無い。X観測軸、Y観測軸及びZ観測軸は、例えば直交性条件だけを満たしてもよい。X観測軸、Y観測軸及びZ観測軸は、例えばX観測軸条件だけを満たしてもよい。X観測軸、Y観測軸及びZ観測軸は、例えばZ観測軸条件だけを満たしてもよい。

【0063】

なお、誘導器具1は必ずしも6つの電極を備える必要は無い。誘導器具1は、例えばX軸正極111及びX軸負極112と、Z軸正極131及びZ軸負極132とを備え、Y軸正極121及びY軸負極122を備えなくてもよい。

【0064】

誘導器具1は、例えばX軸正極111及びX軸負極112と、Z軸正極131及びZ軸負極132とを含む7以上の電極を備えてもよい。

【0065】

誘導器具1は、例えばX観測軸条件を満たすX観測軸を伝搬する信号だけを取得してもよく、この場合、誘導器具1はX軸正極111及びX軸負極112だけを備えてもよい。誘導器具1は、例えばX軸正極111及びX軸負極112を含む7以上の電極を備えてもよい。

【0066】

誘導器具1は、例えばZ観測軸条件を満たすZ観測軸を伝搬する信号だけを取得してもよく、この場合、誘導器具1はZ軸正極131及びZ軸負極132だけを備えてもよい。誘導器具1は、例えばZ軸正極131及びZ軸負極132を含む7以上の電極を備えてもよい。

【0067】

図17は、変形例における電極の配置の一例を示す第1の図である。図17において、X' + は変形例におけるX軸正極111の新たな位置を表し、X + はX軸正極111の元の位置を表す。X - はX軸負極112を表す。図17においてY + はY軸正極121を表し、Y - はY軸負極122を表す。図17においてZ + はZ軸正極131を表し、Z - はZ軸負極132を表す。図17において、X軸正極111は、第4肋間胸骨左縁に位置する。すなわち、X観測軸は装着者9の背面から第4肋間胸骨左縁に向かう直線である。図17において、X観測軸は、Z観測軸に非平行でありY観測軸にも非平行である。第4肋間胸骨左縁は肺動脈流出路の近傍でありブルガダ症候群における心筋の異常な早期再分極の発生しやすい部位であるため、図17に示す配置の場合、ブルガダ症候群における流出路の異常を検知することができる。

【0068】

図18は、変形例における電極の配置の一例を示す第2の図である。図18において、

10

20

30

40

50

X + はX軸正極 1 1 1 を表し、X - はX軸負極 1 1 2 を表す。図 1 8 において Y + はY軸正極 1 2 1 を表し、Y - はY軸負極 1 2 2 を表す。図 1 8 において Z + はZ軸正極 1 3 1 を表し、Z - はZ軸負極 1 3 2 を表す。図 1 8 は、X軸正極 1 1 1、Y軸正極 1 2 1 及びZ軸正極 1 3 1 が同一の電極であることを示す。この変形例においては心尖部付近の電極を一極とすることで電極と配線の数を減らすことができる。また小柄な被験者や小児など心尖部付近の前胸部領域の狭い場合に電極の設置を容易にする。

【 0 0 6 9 】

なお、X軸正極 1 1 1 は、第 1 軸正極の一例である。X軸負極 1 1 2 は、第 1 軸負極の一例である。X観測軸は、第 1 観測軸の一例である。Y観測軸は、第 3 観測軸の一例である。Z観測軸は、第 2 観測軸の一例である。Z軸正極 1 3 1 は、第 2 軸正極の一例である。Z軸負極 1 3 2 は、第 2 軸負極の一例である。Y軸正極 1 2 1 は、第 3 軸正極の一例である。Y軸負極 1 2 2 は、第 3 軸負極の一例である。バンド 1 0 は装着具の一例である。バンド本体 1 4 0 は、装着具本体の一例である。

10

【 0 0 7 0 】

図 1 9 はより詳細な実施例を示す。より具体的には、図 1 9 は、バンド本体 1 4 0 の高さの胸郭の水平断面の一例を示す図である。図 1 9 は上が背側下は前胸部である。A、C、E、I、M点と、それらを結ぶ実線はフランクの誘導法の解剖学的な胸部水平断面上の電極の座標を示す。A'、C'、E'、I'、M'点を結ぶ点線はフランクの像空間の胸部水平断面を示し、A'、C'、E'、I'、M'点は解剖学的座標 A、C、E、I、M点にそれぞれ対応する電極の座標を示す。X軸正極は図中C、X軸負極は反対側の右背部のIとMとの間に位置する。Z軸正極は左前胸部正中近く、Z軸負極は同左背側に位置する。X軸とZ軸とは心臓内で直交し、解剖学的座標及び像空間座標ともに線形独立である。Y軸正極はX軸正極とZ軸正極の間に位置する。Y軸負極は右鎖骨下胸骨右縁に設置し縦のY軸(点線)を構成する。

20

【 0 0 7 1 】

図 2 0 は実施例を示す。より具体的には図 2 0 は、フランクの誘導法に関する説明の図である。この例は図 1 9 と同様にフランクの誘導法の解剖学的な座標(体幹の水平断面を描いた実線上のA、C、E、I、M点)及び像空間の座標(像空間の水平断面を描いた点線上のA'、C'、E'、I'、M'点)を示す。X軸正極、Y軸正極、Z軸正極を心尖部付近の一点に結合した例を示す。X軸負極は反対側の右背部のIとMの間のIに近い位置を取り、Z軸負極は左背側Aに近い位置を取る。X軸とZ軸は交点で直交し、解剖学的座標及び像空間座標ともに線形独立である。Y軸負極は右鎖骨下胸骨右縁に設置し縦のY軸(点線)を構成する。

30

【 0 0 7 2 】

なお、測定器 1 5 0 の各機能の全て又は一部は、ASIC(Application Specific Integrated Circuit)やPLD(Programmable Logic Device)やFPGA(Field Programmable Gate Array)等のハードウェアを用いて実現されてもよい。プログラムは、コンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録されてもよい。コンピュータ読み取り可能な記録媒体とは、例えばフレキシブルディスク、光磁気ディスク、ROM、CD-ROM等の可搬媒体、コンピュータシステムに内蔵されるハードディスク等の記憶装置である。プログラムは、電気通信回線を介して送信されてもよい。

40

【 0 0 7 3 】

以上、この発明の実施形態について図面を参照して詳述してきたが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、この発明の要旨を逸脱しない範囲の設計等も含まれる。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 4 】

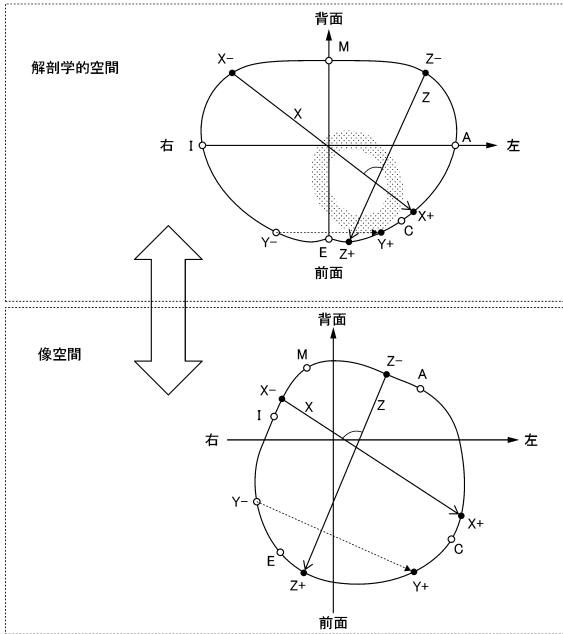
1 ... 誘導器具、 1 0 ... バンド、 1 1 1 ... X軸正極、 1 1 2 ... X軸負極、 1 2 1 ... Y軸正極、 1 2 2 ... Y軸負極、 1 3 1 ... Z軸正極、 1 3 2 ... Z軸負極、 1 4 0 ... バ

50

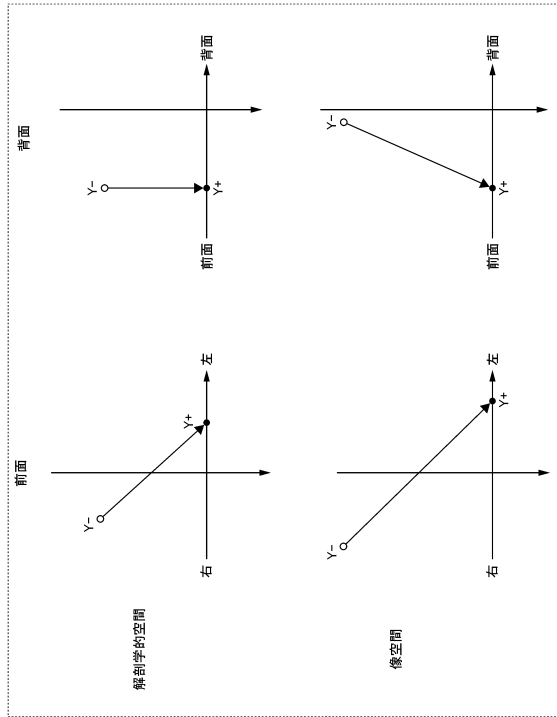
ンド本体、 1 5 0 ... 測定器、 5 1 ... 制御部、 5 2 ... 入力部、 5 3 ... 通信部、 5 4 ... 記憶部、 5 5 ... 表示部、 5 6 ... 電気関連量測定部、 5 1 0 ... 取得部、 5 2 0 ... 信号出力部、 9 1 ... プロセッサ、 9 2 ... メモリ

【図面】

【図 1】



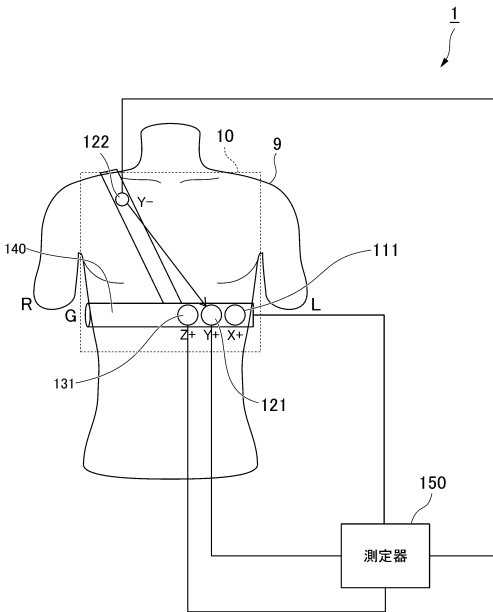
【図 2】



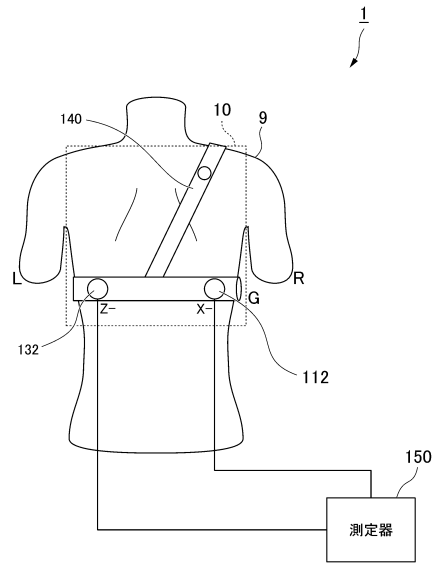
10

20

【図 3】



【図 4】

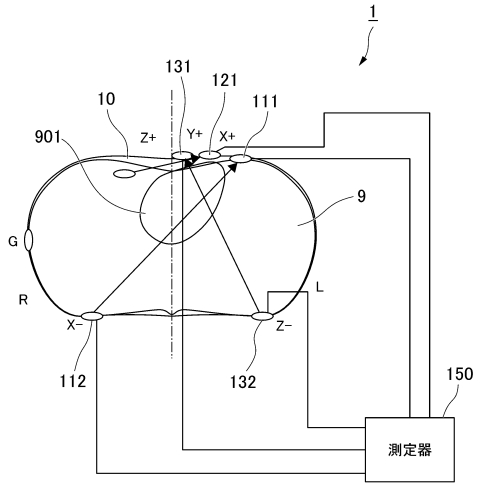


30

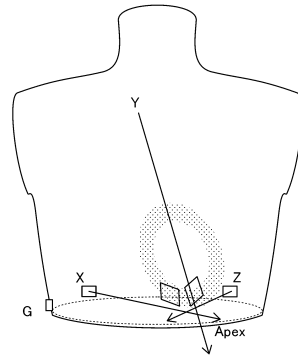
40

50

【図5】

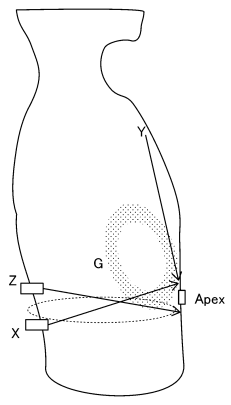


【図6】

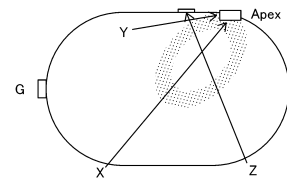


10

【図7】



【図8】



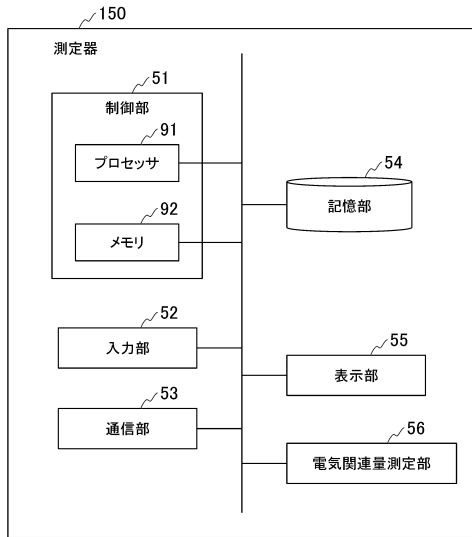
20

30

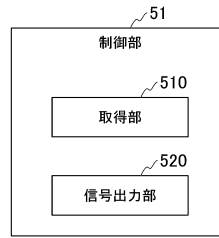
40

50

【図 9】

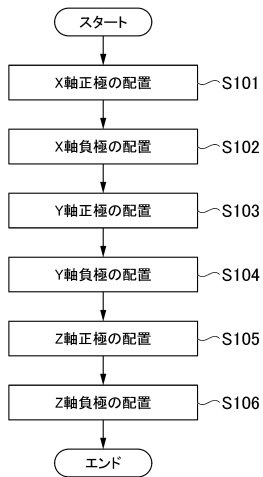


【図 10】

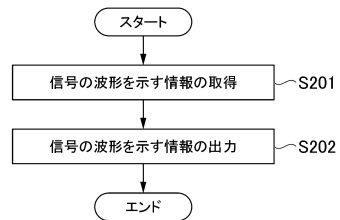


10

【図 11】



【図 12】



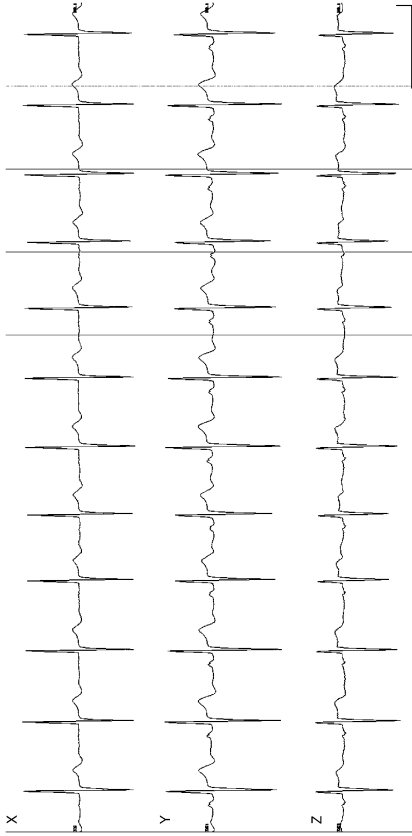
20

30

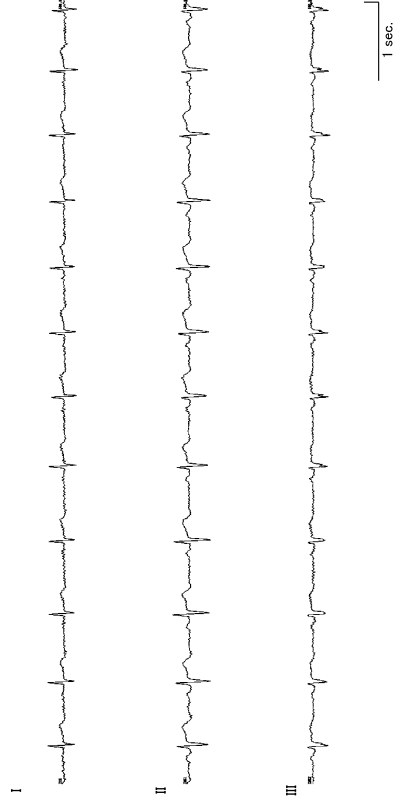
40

50

【 図 1 3 】



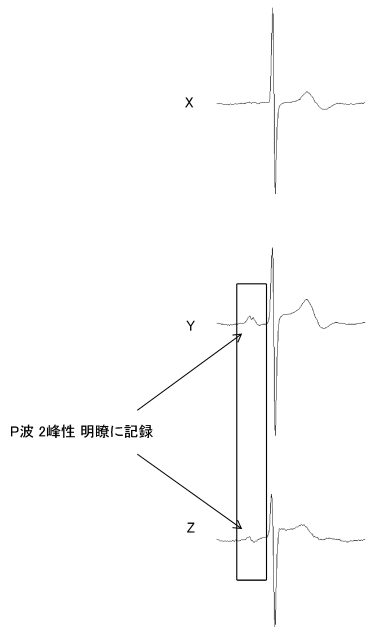
【 図 1 4 】



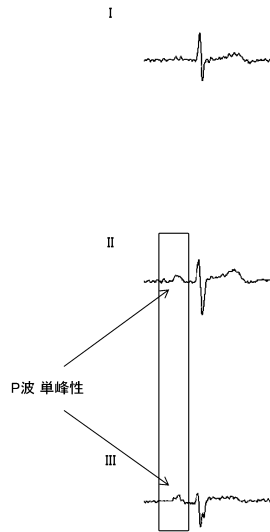
10

20

【 図 1 5 】



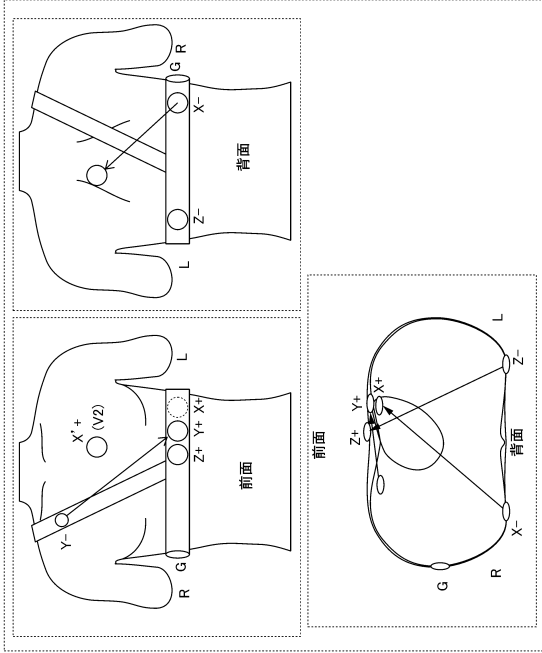
【 図 1 6 】



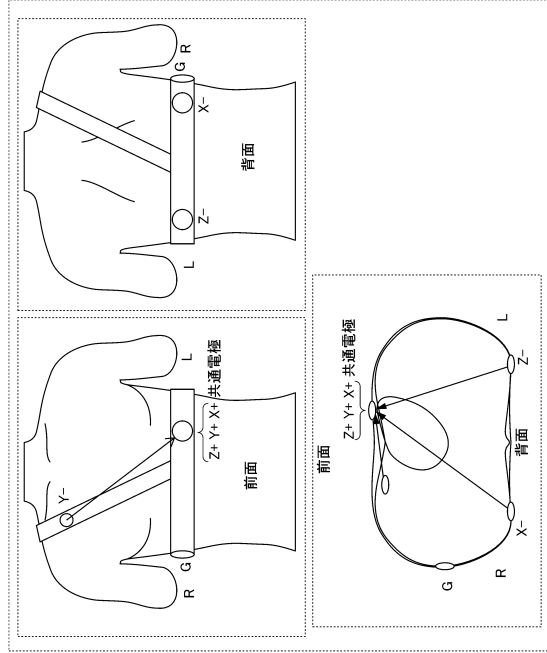
30

40

【図 17】



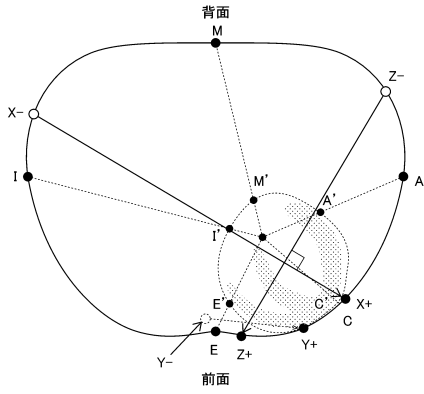
【図 18】



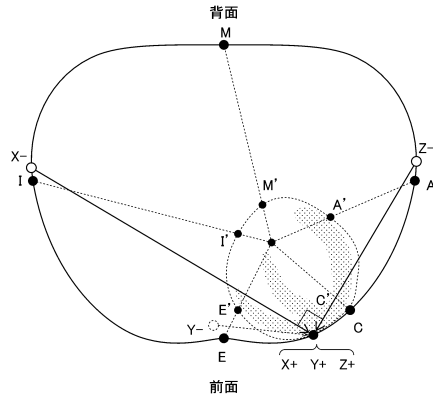
10

20

【図 19】



【図 20】



30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭61-162933(JP,A)
特表2003-529407(JP,A)
佐野豊美,ベクトル心電図,医用電子と生体工学,Vol.3,No.1,日本,1965年01月,p.15-28
- (58)調査した分野 (Int.Cl.,DB名)
A61B 5/25-5/398
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)