

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4630397号
(P4630397)

(45) 発行日 平成23年2月9日 (2011.2.9)

(24) 登録日 平成22年11月19日 (2010.11.19)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 5/044 (2006.01)

A 6 1 B 5/04 3 1 4 K

A 6 1 B 5/0428 (2006.01)

A 6 1 B 5/04 3 1 0 B

A 6 1 B 5/0408 (2006.01)

A 6 1 B 5/04 3 0 0 E

A 6 1 B 5/0492 (2006.01)

請求項の数 6 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2004-108555 (P2004-108555)	(73) 特許権者	597151507
(22) 出願日	平成16年3月31日 (2004.3.31)		ユーカリテック株式会社
(65) 公開番号	特開2005-287849 (P2005-287849A)		徳島県徳島市金沢1丁目5番9号
(43) 公開日	平成17年10月20日 (2005.10.20)	(74) 代理人	100074354
審査請求日	平成19年3月19日 (2007.3.19)		弁理士 豊栖 康弘
		(74) 代理人	100104949
			弁理士 豊栖 康司
		(72) 発明者	野村 昌弘
			香川県高松市宮脇町1丁目11-13
		(72) 発明者	豊栖 広雅
			徳島県小松島市横須町10番15-8号
		審査官	遠藤 孝徳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 体表面心電計

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

体内側に心臓を配置している心電位検出体表面領域(A)の複数点に接触して、体表面に誘導される心電位を検出する複数のスポット電極(5)を備える電極システム(1)と、電極システム(1)の各々のスポット電極(5)に誘導される心電圧を演算して体表面に誘導される体表面電位分布図を演算する演算回路(2)と、この演算回路(2)で演算された体表面電位分布図を表示する外部出力装置(6)を備える体表面心電計であって、

演算回路(2)に、心電位検出体表面領域(A)であってスポット電極(5)の間に位置する特定位置を指定できる入力装置(7)を接続しており、演算回路(2)が、入力装置(7)で指定された特定位置の時間に対する心電位の変化である心電波形を、特定位置の近傍に位置する複数のスポット電極(5)に誘導される心電位から演算し、演算した特定位置の心電波形を、横軸を時間、縦軸を電圧とする心電波形として外部出力装置(6)で表示するようにしてなる体表面心電計。

【請求項2】

入力装置(7)がマウスである請求項1に記載される体表面心電計。

【請求項3】

心電位検出体表面領域(A)に接触するスポット電極(5)の個数が100～1000個である請求項1に記載される体表面心電計。

【請求項4】

演算回路(2)が、手足に接続している不関電極(8)に誘導される電位を基準電圧として、

10

20

心電位の時間に対する変化を演算する請求項 1 に記載される体表面心電計。

【請求項 5】

外部出力装置(6)が、体表面電位分布図と心電波形を表示するモニタ(6A)を備えており、モニタ(6A)に表示される心電波形で特定の時間を特定し、特定時間における体表面電位分布図を演算回路(2)で演算してモニタ(6A)に表示するようにしてなる請求項 1 に記載される体表面心電計。

【請求項 6】

外部出力装置(6)が、体表面電位分布図と心電波形を表示するモニタ(6A)を備えており、モニタ(6A)に表示される心電波形で連続表示時間帯を特定し、連続表示時間帯における体表面電位分布図を演算回路(2)で演算してモニタ(6A)に繰り返し表示するようにしてなる請求項 1 に記載される体表面心電計。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、心臓電気現象を明確に捉えるため、心臓に近い体表面の多くの点から心電位を測定し、測定した心電位を演算してある時間の体表面電位分布図を表示する体表面心電計に関する。

【背景技術】

【0002】

体表面心電計は、体内側に心臓を配置している心電位検出体表面領域、すなわち胸部から背中にいたる体表面領域の 100 ヶ所以上にスポット電極を配設し、すべてのスポット電極から心臓の鼓動に同期して発生する心電位を採取して、採取した複数点の心電位から総合的に心臓の電気現象を判断する体表面電位分布図を作成する。

20

【0003】

体表面心電計は、例えば図 1 に示すように、ある時間における心臓付近の体表面である心電位検出体表面領域に誘導される体表面電位分布図を作成する。体表面電位分布図は、心臓電気現象の体表面における電位の分布図である。体表面電位分布図は、すべてのスポット電極で測定された心電位信号を基にして、コンピュータ等の演算回路で演算して求められる。すなわち、ある時間における各々のスポット電極が検出する心電位を、コンピュータのメモリに記憶させ、スポット電極の心電位に基づいて、等電位線を計算し、等電位線を、例えば、数十 μ V ピッチ毎にモニタテレビやプリンター等に表示するものである。

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

この構造の体表面心電計は、従来の心電計に比較して精密に心臓の電気現象を検査できる。体表面心電計は、従来から多く使用されている 12 誘導心電計のように、横軸に時間を縦軸に測定位置に誘導される心電波形を表示するのではない。特定の時間において、全てのスポット電極に誘導される心電位から、心電位検出体表面領域に誘導される体表面電位分布図を、あたかも気象図を等圧線で表示して気圧配置を示すかのように、等電位線で表示する。すなわち、体表面電位分布図は、従来の心電波形とは全く異なるので、従来の心電波形を参考にして心臓疾患を判定できない。

40

【0005】

また、従来の心電計は、肋骨を基準にして体表面の特定位置にスポット電極を付着し、この部分に誘導される心電波形を表示するので、心臓に極めて近い部分の心電波形を検出できない。とくに、心臓疾患部分にもっとも近い部分の心電波形を検出できない。また、従来の心電計は、電極を付着している体表面の心電波形を表示できるが、電極を付着していない部分に誘導される心電波形を検出できない。心臓の位置は患者により多少異なる。従来の心電計は肋骨等を基準にして電極を体表面に付着しているので、心臓に対して正確な位置に電極を装着することが難しく、患者により電極と心臓との相対位置が異なる。電極に誘導される心電波形は、電極の位置により変化するので、心臓に対する相対位置を正確

50

に特定して心電波形を検出できない検出があった。

【0006】

本発明は、このような欠点を解決することを目的に開発されたものである。本発明の重要な目的は、心電位検出体表面領域に複数のスポット電極を装着して、スポット電極を付着しない部分に誘導される心電波形をも正確に検出できる体表面心電計を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の体表面心電計は、体内側に心臓を配置している心電位検出体表面領域Aの複数点に接触して、体表面に誘導される心電位を検出する複数のスポット電極5を備える電極システム1と、電極システム1の各々のスポット電極5に誘導される心電圧を演算して体表面に誘導される体表面電位分布図を演算する演算回路2と、この演算回路2で演算された体表面電位分布図を表示する外部出力装置6を備える。さらに、体表面心電計は、演算回路2に、心電位検出体表面領域Aであってスポット電極5の間に位置する特定位置を指定できる入力装置7を接続している。演算回路2は、入力装置7で指定された特定位置の時間に対する心電位の変化である心電波形を、特定位置の近傍に位置する複数のスポット電極5に誘導される心電位から演算し、演算した特定位置の心電波形を、横軸を時間、縦軸を電圧とする心電波形として外部出力装置6で表示する。

【0008】

入力装置7は、マウスとすることができる。心電位検出体表面領域Aに接触するスポット電極5の個数は、100～1000個とすることができる。演算回路2は、手足に接続している不関電極8に誘導される電位を基準電圧として、心電位の時間に対する変化を演算することができる。

【0009】

外部出力装置6は、体表面電位分布図と心電波形を表示するモニタ6Aを備え、モニタ6Aに表示される心電波形で特定の時間を特定し、特定時間における体表面電位分布図を演算回路2で演算してモニタ6Aに表示することができる。さらに、外部出力装置6は、モニタ6Aに表示される心電波形で連続表示時間帯を特定し、連続表示時間帯における体表面電位分布図を演算回路2で演算してモニタ6Aに繰り返し表示することができる。

【発明の効果】

【0010】

本発明の体表面心電計は、心電位検出体表面領域に複数のスポット電極を装着して、スポット電極を付着しない部分に誘導される心電波形を正確に検出できる特長がある。それは、本発明の体表面心電計が、複数のスポット電極を接触させている心電位検出体表面領域であって、スポット電極の間に位置する特定位置を入力装置で指定すると共に、入力装置で指定された特定位置の時間に対する心電位の変化である心電波形を、特定位置の近傍に位置する複数のスポット電極に誘導される心電位から演算して表示しているからである。このように、入力装置で指定された特定位置の心電波形を、近傍に位置する複数のスポット電極に誘導される心電位から演算して表示する体表面心電計は、スポット電極を付着していない部分に誘導される心電波形をも正確に検出して表示できる。とくに、体表面電位分布図は心電波形を表示したものではないので、心電位検出体表面領域の特定位置における心電波形を表示できる体表面心電計は、体表面電位分布図と心電波形の双方を比較しながら分析、診断できる特長がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、本発明の実施例を図面に基づいて説明する。ただし、以下に示す実施例は、本発明の技術思想を具体化するための体表面心電計を例示するものであって、本発明は体表面心電計を下記のものに特定しない。

【0012】

さらに、この明細書は、特許請求の範囲を理解し易いように、実施例に示される部材に

対応する番号を、「特許請求の範囲」、および「課題を解決するための手段の欄」に示される部材に付記している。ただ、特許請求の範囲に示される部材を、実施例の部材に特定するものでは決していない。

【0013】

本発明の一実施の形態である体表面心電計を図2と図3に示す。図に示す体表面心電計は、患者の体表面の複数ヶ所に誘導される心電位を検出する複数のスポット電極5を備える電極システム1と、電極システム1のスポット電極5で検出する心電位から体表面に誘導される体表面電位分布図を演算する演算回路2と、この演算回路2で演算された体表面電位分布図を表示する外部出力装置6と、演算回路2に接続している入力装置7とを備える。図2の体表面心電計は、外部出力装置6として、モニタ6Aと、プリンター6Bを備える。外部出力装置と入力装置は、インターネット等の通信回線を介して演算回路に接続することもできる。

10

【0014】

電極システム1を構成する各々のスポット電極5は、図4と図5に示すように、体内側に心臓を配置している心電位検出体表面領域Aの複数点に接触されて、接触点に誘導される心電位を検出する。心電位検出体表面領域Aは、胸部体表面、あるいは胸部体表面から背中体表面にいたる領域である。図3ないし図5の電極システム1は、ベッド3の上面に配設されて仰臥する患者の体表面である背中に接触する下側電極1Bと、患者の体側に接触する体側電極1Cと、患者の上面に接触する上側電極1Aとを備える。下側電極1Bは、一定の間隔で配設している複数のスポット電極5を備えている。下側電極1Bのスポット電極5は、患者の背中の50%以上からほぼ全体の体表面に分布される。上側電極1Aも一定の間隔で配設している複数のスポット電極5を備えており、各々のスポット電極5は胸部体表面の60%以上からほぼ全体の体表面に分布される。体側電極1Cも一定の間隔に配設している複数のスポット電極5を備えており、各々のスポット電極5を体側に接触させる。

20

【0015】

患者がベッド3に上向きに仰臥して体表面の心電位を検出するとき、下側電極1Bのスポット電極5は患者の背中に接触し、体側電極1Cのスポット電極5は体側に接触し、上側電極1Aのスポット電極5は患者の胸に接触して体表面に誘導される心電位を検出する。患者が上下反転して下向きにベッド3に寝ると、下側電極1Bは患者の胸に接触し、上側電極1Aは患者の背中に接触する。

30

【0016】

図3と図4の体表面心電計は、上側電極1Aをロッド電極10とし、下側電極1Bと体側電極1Cとをクッション電極20としている。体表面心電計は、上側電極をクッション電極とすることも、体側電極をロッド電極とすることも、下側電極をロッド電極とすることもできる。すなわち、体表面心電計は、上側電極と体側電極と下側電極として、ロッド電極とクッション電極とをそれぞれ個別に組み合わせることができる。したがって、上側電極と下側電極と体側電極の全てをロッド電極とすることも、全てをクッション電極とすることもできる。また、体表面心電計は、必ずしも電極を上側電極と下側電極と体側電極とに分離することなく、全体をひとつのロッド電極あるいはクッション電極とすることもできる。この電極は、胸と背中に接触するもの、胸と体側に接触するもの、体側と背中に接触するもの、さらに胸と体側と背中に接触するものとすることができる。

40

【0017】

ロッド電極10は、図3ないし図9に示すように、スポット電極5を、金属ロッドである導電ロッド12としている。ロッド電極10は、この導電ロッド12を患者の体表面に独立して弾性的に押圧して、体表面に誘導される心電位を検出する。

【0018】

図3ないし図7に示すロッド電極10は、8個の電極ユニット11を備える。8個の電極ユニット11は、2列に4個ずつ配置している。各々の電極ユニット11は、図6の正面図と図7の底面図に示すように、紐状のゴム状弾性体である可動性部材15でもって連

50

結されている。さらに、これらの図に示すロッド電極10は、各列の電極ユニット11の下面に弾性変形プレート16を固定して、この弾性変形プレート16で4個の電極ユニット11を連結している。この弾性変形プレート16は、曲げ方向に弾性を有するゴム板や合成樹脂プレート等の板材やシート材で、互いに隣接する電極ユニット11の間隔を所定の間隔に保持しながら、各電極ユニット11の姿勢を患者の胸面に沿う状態に配置している。

【0019】

複数の電極ユニット11で構成されるロッド電極10である上側電極1Aは、図3と図4に示すように、吊下機構4で吊り下げて患者の胸の所定の位置に配置される。これらの図に示す吊下機構4は、複数の電極ユニット11を水平の姿勢で吊り下げる上下台4Aと、この上下台4Aを水平の姿勢で上下、左右に移動させる支持台4Bとを備える。複数の電極ユニット11は、吊り紐18を介して上下台4Aから吊り下げられている。上側電極1Aは、上下台4Aを水平の姿勢で移動させて、複数の電極ユニット11からなるロッド電極10を所定の位置に配置する。患者の胸面に配置された上側電極1Aは、その自重により所定の位置に保持される。ただ上側電極1Aは、図4と図6の鎖線で示すように、装着バンド40を介して複数の電極ユニット11からなるロッド電極10を患者にしっかりと装着することもできる。この上側電極1Aは、図6に示すように、最も外側に位置する電極ユニット11に伸縮性の装着バンド40を連結し、この装着バンド40の先端を連結具41を介してベッド3に連結して、これでもって患者にしっかりと装着することができる。

【0020】

それぞれの電極ユニット11は、図8と図9に示すように、患者の体表面の複数ヶ所に押圧される複数本の導電ロッド12と、これらの導電ロッド12を出入りできるように装着している電極本体13と、この電極本体13から導電ロッド12を弾性的に押し出すコイルスプリング14とを備える。

【0021】

図6ないし図9に示す電極ユニット11は、8本の導電ロッド12を備える。8本の導電ロッド12は、底面の形状を長方形とする電極ユニット11に、2列に4個ずつ配置している。これらの導電ロッド12は、等しい中心間隔(d)で配置されている。図のロッド電極10は、8個の電極ユニット11に各8本の導電ロッド12を配設しているので、全体では64個のスポット電極5を備えている。このロッド電極10は、たとえば、中心間隔(d)を35mmとして、約600cm²の領域の心電位を測定できる。ただ、ロッド電極は、電極ユニットの個数を2~64とし、導電ロッドの本数、すなわちスポット電極の測定ポイント数を25~500とし、測定領域を200~900cm²とし、中心間隔を10~60mmとすることができる。さらに、ロッド電極は、配置される複数の導電ロッドの中心間隔(d)を、必ずしも全て等しくする必要はなく、患者の上下方向と左右方向とで変更することができ、あるいは、部分的に変更することもできる。

【0022】

複数本の導電ロッド12は、電極本体13から体表面に向かって弾性的に突出しており、患者の体表面を独立して押圧する。これらの導電ロッド12は、電極本体13に出入りできるように連結しているロッド部12Bと、このロッド部12Bの先端部に連結されて体表面に接触して体表面に誘導される心電位を検出する接触電極12Aとを備える。図の導電ロッド12は、ロッド部12Bを金属ロッドとしている。ロッド部12Bは、直径を1.5~6mm、好ましくは3~4mmとする金属線である。ロッド部12Bは、細すぎると曲がりやすく、太すぎると撓動抵抗が大きくなってスムーズに出入りさせるのが難しくなる。ロッド部12Bは、SUS304等のステンレス線、表面をメッキしているピアノ線等の曲がり難い金属線が適している。さらに、ロッド部は、円筒状として軽くすることもできる。ただし、ロッド部は、必ずしも金属製のロッドとする必要はなく、たとえば、硬質プラスチックロッドの表面や内面に導電膜をコーティングしたもの、あるいは導電性のあるカーボン繊維をロッド状に成形したものも使用できる。ロッド部12Bは、軸方

向に移動できるように電極本体 1 3 に装着されて、コイルスプリング 1 4 で体表面に向かって押圧される。

【0023】

接触電極 1 2 A は金属製で、体表面に弾性的に押圧されて、体表面に誘導される心電位を検出する。接触電極 1 2 A は、金属を切削加工し、あるいは鋳造し、あるいはまたプレス加工して製作される。金属製の接触電極 1 2 A は、たとえば、ステンレス、シンチュウ、鉛、銀、塩化銀等の金属で成形することができる。さらに、金属製の接触電極 1 2 A は、安定して心電位を検出するために、接触面 1 2 a の表面、あるいは全面に金属メッキ層を設けることができる。金属メッキ層は、金メッキ、白金メッキ、銀メッキ、塩化銀メッキ、ニッケルメッキ、クロームメッキ、シンチュウメッキ、鉛メッキ等が使用できる。さらに、接触電極 1 2 A は、体表面との接触面 1 2 a を中央凸に湾曲する湾曲面としている。このように、接触面 1 2 a が中央凸に湾曲している接触電極 1 2 A は、体表面に対する角度が変わっても、体表面に常に広い面積で接触できる特長がある。

10

【0024】

電極本体 1 3 は、図 9 において、下方を開口している箱形のケース 5 0 と、2 枚の絶縁性の板材 5 1 とを備えている。2 枚の板材 5 1 には、これを貫通して導電ロッド 1 2 のロッド部 1 2 B を出入自在に挿通している。2 枚の板材 5 1 は、互いに平行に配設されており、対向する位置に挿通孔 5 1 A を開口して、これらの挿通孔 5 1 A に導電ロッド 1 2 のロッド部 1 2 B を挿通している。2 枚の板材 5 1 は、間に配設された複数本の支柱 5 2 に固定されて所定の間隔に保持されている。ロッド部 1 2 B は、その中間部分であって、2 枚の板材 5 1 の間に位置して固定リング 5 5 を固定しており、この固定リング 5 5 で導電ロッド 1 2 が電極本体 1 3 から抜けるのを阻止すると同時に、導電ロッド 1 2 の突出量を特定している。さらに、2 枚の板材 5 1 には、電極本体 1 3 に出入りするロッド部 1 2 B の摺動抵抗を小さくするために、ガイドプレート 5 3 を積層して配設している。ガイドプレート 5 3 は、ロッド部 1 2 B を貫通させるためのガイド孔 5 3 A を開口しており、このガイド孔 5 3 A にロッド部 1 2 B を挿入している。ガイドプレート 5 3 には、ロッド部 1 2 B の摺動抵抗を小さくする材質のもの、たとえば、テフロン（登録商標）樹脂が使用できる。

20

【0025】

コイルスプリング 1 4 は、2 枚の板材 5 1 の間に配設されており、ロッド部 1 2 B に挿通している。コイルスプリング 1 4 は押バネで、下端をロッド部 1 2 B の中間に、上端を上方の板材 5 1 にプリント印刷された銅膜等の導電層 5 4 に接続している。このコイルスプリング 1 4 は、導電ロッド 1 2 を電極本体 1 3 から弾性的に押し出して、接触電極 1 2 A を体表面に押圧する。さらに、コイルスプリング 1 4 は、導電ロッド 1 2 を導電層 5 4 に電気接続するリード線に併用している。図 9 に示す導電ロッド 1 2 は、コイルスプリング 1 4 に加えて、リード線 5 7 によっても板材 5 1 の導電層 5 4 に接続している。ただ、導電ロッドは、コイルスプリングとリード線のどちらか一方を介して導電層に接続することもできる。

30

【0026】

図 10 は、上方の板材 5 1 の底面図を示す。この図に示す板材 1 1 は、銅膜等の導電層 5 4 をプリント印刷している。この導電層 5 4 は、引出線 6 0 を接続している。導電ロッド 1 2 に接続された引出線 6 0 は、図 9 に示すように 1 本のリード線 6 1 に集合されて、リード線 6 1 でもって演算回路 2 に接続される。

40

【0027】

クッション電極 2 0 を、図 11 ないし図 13 に示す。図 11 は下側電極 1 B の斜視図を、図 12 は下側電極 1 B の拡大断面図を、図 13 は体側電極 1 C の断面図をそれぞれ示している。クッション電極 2 0 は、これらの図に示すように、表面または全体を絶縁材とする可撓性シート 2 1 と、この可撓性シート 2 1 に所定の間隔で固定している複数のスポット電極 5 である局部電極 2 2 と、可撓性シート 2 1 の裏面に配設されて、各々のスポット電極 5 を弾性的に体表面に押圧する弾性押圧材 2 3 とを備える。

50

【0028】

図11に示す下側電極1Bは、6列に8個ずつ、全体で48個の局部電極22をスポット電極5として配置している。さらに、図3と図14に示す体側電極1Cは、2列に6個ずつ、全体で12個の局部電極22をスポット電極5として配置している。これらの局部電極22は、等しい中心間隔(d)で配置されている。局部電極22の中心間隔(d)は、たとえば、ロッド電極10である上側電極1Aの導電ロッド12の中心間隔(d)と等しくすることができる。ただ、下側電極1Bと体側電極1Cの局部電極22の中心間隔(d)は、種々に変更することもできる。

【0029】

可撓性シート21は、自由に変形できる合成皮革である。合成皮革は、表面をプラスチック層でコーティングしているので汗が染み込まず、また表面に付着した汗等の汚れを簡単に払拭できる特長がある。ただ、可撓性シートには、合成皮革でないプラスチックシートも使用できる。また、布地や不織布も使用できる。さらにまた、可撓性シートは、プラスチックシート、布地、不織布等を積層したシートとすることができる。可撓性シート21には、患者の体表面の凹凸に沿って変形できる可撓性のある全てのシートが使用できる。さらに、可撓性シート21は、好ましくは伸縮性のあるシートを使用する。伸縮性のあるシートは、凹凸のある体表面に沿って変形できる特長がある。ただ、可撓性シート21は、多少の遊びがある状態で弾性押圧材23の表面に配設して、体表面の凹凸に沿って変形できる。可撓性シート21は、弾性押圧材23の表面とその周囲を被覆している。さらに、可撓性シート21は、弾性押圧材23の裏面も被覆して、裏面で連結することができる。

【0030】

局部電極22は金属製で、体表面に弾性的に押圧されて、体表面に誘導される心電位を検出する。局部電極22は、金属板をプレス加工して製作される。この局部電極22は、金属板の表面に金属メッキ層を設けている。金属メッキ層は、金メッキ、白金メッキ、銀メッキ、塩化銀メッキ、ニッケルメッキ、クロームメッキ、シンチュウメッキ、鉛メッキ等が使用できる。ただ、局部電極22は、ステンレス、シンチュウ、鉛、銀、塩化銀等の金属板で成形して表面に金属メッキ層を設けない構造とすることもできる。図14の拡大断面図に示す局部電極22は、金属板をプレス加工して体表面との対向する接触面24を中央凸に湾曲させてなる接触電極22Aと、可撓性シート21の裏面に配設されてなる固定部22Bとからなる。接触電極22Aと固定部22Bは、可撓性シート21を挟着するように連結されて、局部電極22を可撓性シート21に固定している。

【0031】

接触電極22Aは、体表面と対向する装着面24を円形としている。接触電極22Aは、心電位を安定して検出する外径に製作される。さらに、接触電極22Aは、可撓性シート21を貫通する連結凸部25を有する。この連結凸部25は、可撓性シート21を貫通して、可撓性シート21の内面で固定部22Bに連結される。図14の接触電極22Aは、連結凸部25を別の金属板で製作している。この連結凸部25は、筒部25Aの一端に錨25Bを設けた形状で、錨25Bを接触面24の周縁で挟着している。

【0032】

固定部22Bは、連結凸部25を貫通する貫通孔26を中心に設けている。貫通孔26に挿通された連結凸部25は、図14の矢印で示すように筒部25Aの下端を拡開するように変形して、固定部22Bに抜けないように連結される。図14の固定部22Bは、接触電極22Aの外形にほぼ等しい外形としている。この固定部22Bは、局部電極22を可撓性シート21に抜けないように固定できる。この形状の固定部22Bは、金属板をプレス成形して製作され、あるいはプラスチックを成形して製作される。

【0033】

局部電極22にはリード線27が接続される。リード線27は、半田付けして、あるいはスポット溶接して局部電極22に接続される。リード線27は接触電極22Aと固定部22Bのいずれに接続される。リード線27の接続部分は、接着剤28に埋設している。

この構造は、リード線 27 の接続部分の断線を有効に防止できる。局部電極 22 は、弾性押圧材 23 が変形する毎に変位する。このときリード線 27 の接続部分が変形すると断線しやすくなる。図 14 に示すように、接続部を接着剤 28 に埋設する構造は、局部電極 22 が移動しても接続部は変形せず、この部分の断線を有効に防止できる。

【0034】

弾性押圧材 23 は、弾性変形するプラスチック発泡体である。プラスチック発泡体は、連続気泡を有するように発泡成形された軟質のウレタンフォームが適している。ただ、プラスチック発泡体には、軟質ポリ塩化ビニル発泡体、ポリエチレン発泡体、エチレン酢酸ビニル発泡体等が使用できる。弾性押圧材 23 は、図 12 と図 13 に示すように、弾性係数の異なる複数の弾性変形プレート 23A を積層する構造とすることもできる。この弾性押圧材 23 は、局部電極 22 を固定する電極側には柔軟な弾性変形プレート 23A を積層して、局部電極 22 から離れた反対側には電極側の弾性変形プレート 23A よりも変形し難い弾性変形プレート 23A を積層する。この構造は、電極側の柔軟な弾性変形プレート 23A で局部電極 22 を体表面に押圧しながら、変形し難い弾性変形プレート 23A でしっかりと押圧できる。

【0035】

弾性押圧材は、厚さを 110～130mm とする板状である。ただ弾性押圧材は、その厚さを 30～200mm とすることもできる。また、弾性押圧材 23 は、上面を患者の体表面に沿って湾曲する形状とすることもできる。さらに、弾性押圧材は、図示しないが、局部電極と対向する部分に突出部を設けて、この突出部で局部電極を体表面に押圧することもできる。さらにまた、弾性押圧材は、局部電極に対向する押圧部分を、他の部分よりも変形し難くして、この押圧部分で局部電極をしっかりと体表面に押圧することもできる。

【0036】

図 13 に示すクッション電極 20 の体側電極 1C は、押出スプリング 30 を介して固定ケース 31 に連結している。固定ケース 31 の周壁 32 と体側電極 1C との間には数 mm の隙間を設けて、体側電極 1C が固定ケース 31 からスムーズに出入りできるようにしている。体側電極 1C は、押出スプリング 30 で押圧される面に支持プレート 33 を固定している。この支持プレート 33 は、金属製あるいは硬質のプラスチック製の板材で、押出スプリング 30 で押圧されて体側電極 1C を体表面に向かって押し出す。この構造は、押出スプリング 30 で押し出される支持プレート 33 で体側電極 1C をしっかりと押圧しながら、弾性押圧材 23 で局部電極 22 を体表面に押圧できる。さらに、固定ケース 31 は、昇降機構 34 に連結されており、図 13 の矢印 A で示す上下位置を変更できるように配置されている。さらに、この昇降機構 34 は、スライド機構 35 に連結されており、図 13 の矢印 B で示す左右方向の位置を変更できるように配置されている。したがって、体側電極 1C は、昇降機構 34 で上下位置が、スライド機構 35 で左右位置が調整されて、患者の体側の最適な位置に配置される。

【0037】

さらに、図 11 に示す下側電極 1B は、クッション電極 20 の正確な位置に患者を寝かせることができるように、位置決ライン 36 を表示している。この図に示すクッション電極 20 は、左右対称の位置にそれぞれ 4 本の位置決ライン 36 を互いに平行に表示している。これらの位置決ライン 36 は、患者が正しい測定位置についたときの肩や乳首や肋骨等の位置を表示しており、この位置決ライン 36 を基準にして患者を正確な位置に寝かせることができるようにしている。図 11 の下側電極 1B は、たとえば、中央の 2 本の位置決ライン 36 の間に患者の乳首が位置するように患者の上下位置を決めて、下側電極 1B を所定の位置に配設できるようにしている。このように、位置決ライン 36 を備えるクッション電極 20 は、常に患者を正確な位置に寝かせることができる。

【0038】

本発明の体表面心電計で、患者の心電位を検出する状態を図 4 の概略断面図と図 5 の概略斜視図に示す。電極システム 1 は、これらの図に示すように、下側電極 1B の上に患者

10

20

30

40

50

が載り、体側電極 1 C を患者の脇下の体側に押圧し、上側電極 1 を患者の上面の心臓に近い体表面に載置して、患者の背中と体側と胸に配置される。ロッド電極 1 0 である上側電極 1 A は、コイルスプリング 1 4 が導電ロッド 1 2 を弾性的に押し出して接触電極 1 2 A を体表面に押圧し、接触電極 1 2 A で検出した心電位を演算回路 2 に出力する。クッション電極 2 0 である下側電極 1 B は、この上に患者が載ると弾性押圧材 2 3 が各々の局部電極 2 2 を体表面に弾性的に押圧し、局部電極 2 2 で検出した心電位を演算回路 2 に出力する。クッション電極 2 0 である体側電極 1 C も、弾性押圧材 2 3 が各々の局部電極 2 2 を体表面に弾性的に押圧し、局部電極 2 2 で検出した心電位を演算回路 2 に出力する。

【0039】

スポット電極 5 は、体表面の複数ヶ所に誘導される心電位を検出し、検出した信号を演算回路 2 に送る。電位の測定は、所定の時間毎に行われ、測定する時間間隔は使用者が入力装置 7 から演算回路 2 に入力する。したがって、演算回路 2 からの指令に基づき、スポット電極 5 は各点の電位を測定し、電圧値をデータとして演算回路 2 に返す。

【0040】

演算回路 2 は、電極システム 1 の各々のスポット電極 5 から送られてくる心電位である電気信号を、決められた方式に従って演算処理する。演算回路 2 は、一定時間おきに各々のスポット電極 5 の測定電位から等電位点を演算し、これから等電位線の位置を算出する。得られた出力信号は外部出力装置 6 に送られ、外部出力装置 6 で等電位線を描き体表面の体表面電位分布図を作成する。

【0041】

演算回路 2 は、電極システム 1 の各スポット電極 5 で検出された心電位を基準電位と比較して、各スポット電極 5 に誘導される心電圧を演算して体表面に誘導される体表面電位分布図を作成する。演算回路 2 は、図 1 5 の概略平面図に示すように、患者の手足に接続している不関電極 8 に誘導される電位を基準電位として、心電位の時間に対する変化を演算する。図 1 5 において、患者の両手と左足に不関電極 8 を接続しており、患者の右足にはアース電極 9 を接続してアースしている。演算回路 2 は、これらの不関電極 8 から検出される電位から基準電位を演算する。演算回路 2 は、たとえば、3 つの不関電極 8 から検出される電位を加算平均して基準電位とする。ただ、基準電位は、これらの測定電位を加算平均することなく、他の関数に基づいて演算することもできる。さらに、基準電位は、必ずしもこれら 3 ヶ所の電位から演算する必要はない。基準電位は、両手、両足のいずれか 1 ヶ所の不関電極に誘導される電位とし、または、いずれか 2 ヶ所の不関電極に誘導される電位から演算することもできる。

【0042】

演算回路 2 は、スポット電極 5 から入力された電位信号を演算し、等電位点を算出して等電位線を決定できるすべての装置が使用できる。演算回路 2 には、これらの処理を可能にするようカスタマイズされた I C や電算機その他、汎用的な M P U や C P U を使用したコンピュータ、いわゆるマイクロコンピュータやパーソナル・コンピュータ、ワークステーション等が使用できる。

【0043】

さらに演算回路 2 は、スポット電極 5 から送られてきた心電位の値を各時間毎に保持、記憶する記憶媒体を有する（図示せず）。記憶媒体には、ランダム・アクセス・メモリ（R A M）、レジスタ等の記憶素子や、ハードディスク等の固定記憶装置、光磁気ディスク、C D - R、D V D、フレキシブルディスク等の記憶媒体が使用できる。ただ、処理速度の向上を図るためには、アクセス速度の速いメモリ素子を使用することが好ましい。記憶媒体に記憶されたデータ、若しくはスポット電極から送られてきた電圧値に基づき、演算回路 2 は等電位点を算出し、等電位線を描くための線データを演算する。演算されたデータは外部出力装置 6 に送られる。

【0044】

外部出力装置 6 は、与えられた等電位線のデータに基づき、体表面電位分布図を表示する。外部出力装置 6 には、モニタやプリンター、プロッタ等が複数使用できる。図におい

10

20

30

40

50

て、外部出力装置 6 には、モニタ 6 A と、プリンター 6 B を使用している。使用者は、モニタ 6 A を使用して体表面電位分布図を随時観測でき、一方でプリンター 6 B で所定の時間おきに体表面電位分布図を印刷したり、あるいは所望の時間での体表面電位分布図を印刷することができる。

【0045】

体表面電位分布図の表示は、心電位をサンプリングする時間間隔や各時点での電位分布の表示を切り替える時間等を調整することによって精度を向上できる。より高速かつ詳細に表示するには、処理能力の高い高速なコンピュータや、画面表示用のチップ、RAM等を備えるいわゆるグラフィックアクセラレータ等を使用した描画が高速なコンピュータ等を、演算回路 2 に使用することで改善できる。

10

【0046】

演算回路 2 は、入力装置 7 で指定された特定位置の時間に対する心電位の変化である心電波形を、特定位置の近傍に位置する複数のスポット電極 5 に誘導される心電位から演算する。演算された心電波形は、外部出力装置 6 に表示される。演算回路 2 が特定位置の心電波形を演算する方法を図 16 に示す。この図において、入力装置 7 で指定された特定位置を P 点とする。P 点は、4 つのスポット電極 5 A、5 B、5 C、5 D で囲まれる領域にある。P 点の心電位 V_p は、スポット電極 5 A、5 B、5 C、5 D に誘導される心電位から演算される。各々のスポット電極 5 A、5 B、5 C、5 D の心電位を順番に V_a 、 V_b 、 V_c 、 V_d とし、各々のスポット電極 5 A、5 B、5 C、5 D から特定位置である P 点までの距離を S_a 、 S_b 、 S_c 、 S_d として、特定位置の心電位 V_p は以下の式(1)で演算される。

20

$$V_p = (V_a S_d + V_b S_c + V_c S_b + V_d S_a) / (S_a + S_b + S_c + S_d) \cdots (1)$$

【0047】

スポット電極 5 の心電位は時間と共に変化するので、特定位置の心電位も時間と共に変化する。たとえば、スポット電極 5 の心電位を 100μ 秒のサンプリング周期で検出する場合、演算回路 2 は特定位置の心電位を 100μ 秒の周期で演算して、時間に対する心電波形を演算する。

【0048】

以上のようにしてスポット電極 5 で検出される心電位から心電波形を演算する方法は、簡単に心電波形を演算できる。ただし、本発明の体表面心電計は、特定位置の心電波形を演算する方法を特定しない。スポット電極 5 から特定位置の心電波形を演算する方法は、周囲のスポット電極 5 の心電位から特定位置の心電位を演算できる全ての方法が採用できる。たとえば、複数のスポット電極 5 の心電位を補間して、スポット電極 5 の間の心電位を演算し、さらに、補間を繰り返して、スポット電極 5 の間の心電位を演算することもできる。

30

【0049】

特定位置は、入力装置 7 から入力される。入力装置 7 は、心電位検出体表面領域 A の特定の位置を指定して、演算回路 2 に入力する。入力装置 7 は、演算回路 2 に接続しているマウスである。マウスは、たとえば、モニタ 6 A の画面上で、心電位検出体表面領域 A の特定位置を指定する。モニタ 6 A は、図 17 に示すように、心電位検出体表面領域 A におけるスポット電極 5 の位置と、演算回路 2 で演算された体表面電位分布図の両方を画面上に表示している。この図において、スポット電極 5 の位置は、「・」の印で表示している。マウスを操作して、この画面上でカーソルを移動させて特定位置を指定する。指定された特定位置は、x 軸と y 軸における座標位置として演算回路 2 に入力される。特定位置を x 軸と y 軸の位置で指定するために、心電位検出体表面領域 A はひとつの隅部を 0 点とする。図 17 の心電位検出体表面領域 A は、左下の隅部を 0 点位置として、水平方向を x 軸、垂直方向を y 軸としている。マウスで指定する特定位置は、モニタ 6 A に記号で表示される。図 17 に示すモニタ 6 A の心電位検出体表面領域 A では、特定位置を「×」の記号で表示している。

40

【0050】

入力装置 7 は、x 軸と y 軸の位置を数値で入力するキーボードも使用できる。また、ス

50

ポット電極 5 を表示するモニタ 6 A に接触して特定位置を指定するタッチセンサー等も使用できる。したがって、本発明は、特定位置を指定する入力装置 7 をマウスやキーボードに特定しない。

【0051】

図 17 に示すモニタ 6 A は、心電位検出体表面領域 A におけるスポット電極 5 の位置と、演算回路 2 で演算された体表面電位分布図の両方を表示している。この表示方法は、スポット電極 5 の位置と等電位線の分布の両方を認識しながら特定位置を指定できる特長がある。とくに、体表面電位分布図は心電波形を表示するものではないので、このように体表面電位分布図上で特定位置を指定して、その場所の心電波形を表示する方法は、双方のデータを参考にしながら比較検討できる特長がある。ただ、モニタには、心電位検出体表面領域 A におけるスポット電極の位置と、演算回路で演算された体表面電位分布図のどちらか一方のみを表示することもできる。

【0052】

さらに、図 18 に示すように、モニタ 6 A には、心電位検出体表面領域におけるスポット電極の位置に、スポット電極で検出した心電波形を表示することもできる。この図に示すモニタ 6 A は、画面の中央部分から左側部分にかけて、各スポット電極で検出される心電波形を表示すると共に、画面の右側上部に、心電位検出体表面領域 A におけるスポット電極 5 の位置を「+」の印で表示している。この表示方法は、右側上部に表示されたスポット電極 5 の位置表示部分において特定位置を指定し、指定した特定位置における心電波形を演算回路で演算して表示することができる。このように、各スポット電極で検出される心電波形を表示する方法は、各スポット電極に誘導される心電波形を参考にしながら、特定位置を指定できる特長がある。特定位置における心電波形は、たとえば、画面の右側下部に表示することによって他の心電波形と容易に比較できる。とくに、特定位置における心電波形を表示する状態で、特定のスポット電極で検出される心電波形を指定して、この心電波形も表示することによって、これらの心電波形を簡単かつ正確に比較することができる。これらの心電波形は、横軸を時間、縦軸を電圧として、同期して表示される。図 18 に示すモニタ 6 A には、全てのスポット電極で検出される心電波形を表示しているが、モニタには、各スポット電極で検出される心電波形の一部のみを表示することもできる。

【0053】

心電位検出体表面領域の特定位置が指定されると、図 16 に示すように、演算回路 2 は、その周囲にあるスポット電極 5 を選択する。スポット電極 5 は、特定位置の x 軸と y 軸の位置から選択される。各々のスポット電極 5 の間隔が所定の値であり、スポット電極 5 の x 軸と y 軸の位置が特定されているからである。算回路 2 は、周囲のスポット電極 5 を選択した後、選択された周囲のスポット電極 5 から特定位置までの距離 S を演算する。スポット電極 5 から特定位置までの距離 S は、スポット電極 5 と特定位置の x 軸と y 軸の位置から演算される。たとえば、スポット電極 5 A から特定位置である P 点までの距離 Sa は、以下の(2)の式で演算される。ただし、スポット電極 5 A の x 軸と y 軸における位置を (Xa, Ya)、特定位置である P 点の x 軸と y 軸における位置を (Xp, Yp) としている。

$$Sa = [(Xp - Xa)^2 + (Yp - Ya)^2]^{1/2} \dots (2)$$

周囲のスポット電極 5 B、5 C、5 D から特定位置までの距離 Sb、Sc、Sd も同様に演算される。

【0054】

周囲のスポット電極 5 A、5 B、5 C、5 D からの距離 Sa、Sb、Sc、Sd が演算されると、演算回路 2 は、各々のスポット電極 5 A、5 B、5 C、5 D の心電位から前述の(1)の式で特定位置の心電位 Vp を演算する。所定のサンプリング周期で検出された心電位が演算されて、時間を関数とする心電波形が演算される。演算された心電波形は、外部出力装置 6 に表示される。心電波形は、図 19 に示すように、横軸を時間、縦軸を電圧として表示される。

【0055】

さらに、本発明の体表面心電計は、図20に示すように、入力装置7で複数点の特定位置を指定して、これらの特定位置の心電波形を外部出力装置6に表示することもできる。この図に示すモニタ6Aは、画面の左側部分に、心電位検出体表面領域Aにおけるスポット電極5の位置と、演算回路2で演算された体表面電位分布図の両方を表示し、画面の右側部分に入力装置で指定した複数点の心電波形を表示している。この図では、体表面電位分布図上において、P1～P6で示す6点の特定位置を指定している。モニタ6Aには、各特定位置における心電波形であって、演算回路で演算された心電波形を表示している。各特定位置に対応する心電波形は、横軸を時間、縦軸を電圧として、同期して表示している。この図では、6点の特定位置を指定して6個の心電波形を表示しているが、特定位置は2～5点あるいは7点以上とすることもできる。このように、複数点の特定位置を指定して心電波形を表示する体表面心電計は、従来から多く使用されている12誘導心電計の測定ポイントと同じ位置を特定位置に指定して心電波形を表示することにより、従来の12誘導心電計での診断データを参考にしながら診断できる特長がある。

10

【0056】

さらに、本発明の体表面心電計は、モニタ6Aに表示した心電波形を元にして、特定時間における体表面電位分布図を外部出力装置6に表示することもできる。この体表面心電計は、モニタ6Aに表示された心電波形を見ながら、体表面電位分布図を表示したい特定時間を指定し、その特定時間における体表面電位分布図をモニタ6Aに表示する。特定時間は入力装置7を操作して入力される。特定時間は、心電波形が表示されたモニタ6Aの画面上でカーソルを移動させて指定される。特定時間は、たとえば、図19に示すように、時間軸である横軸に垂直な直線を時間軸方向に移動させて指定できる。ただ、特定時間は、心電波形の特定の位置をマーキングして指定することも、時間軸の目盛りを読み取って数値で入力することもできる。演算回路2は、入力装置7で指定された特定時間を読み取り、この時間における体表面電位分布図を記憶媒体から呼び出してモニタ6Aに表示する。

20

【0057】

さらに、本発明の体表面心電計は、モニタ6Aに表示した心電波形を元にして、特定の時間帯である連続表示時間帯における体表面電位分布図の変化を表示することもできる。この体表面心電計は、モニタ6Aに表示された心電波形を見ながら、体表面電位分布図を表示したい連続表示時間帯を指定し、特定した連続表示時間帯における体表面電位分布図の変化をモニタ6Aに表示する。連続表示時間帯は入力装置7を操作して入力される。連続表示時間帯は、心電波形が表示されたモニタ6Aの画面上でカーソルを移動させて、その始点と終点の2ヶ所を指定して特定される。連続表示時間帯の始点と終点は、たとえば、図21に示すように、時間軸である横軸に垂直な直線を時間軸方向に移動させて指定できる。ただ、連続表示時間帯は、直線ではなく枠を表示して特定することも、時間軸の目盛りを読み取って数値で入力して特定することもできる。演算回路2は、入力装置7で指定された連続表示時間帯を読み取り、この時間帯における体表面電位分布図を記憶媒体から呼び出してモニタ6Aに表示する。体表面電位分布図は、図22に示すように、所定の時間間隔Tで切り換えられて連続的に繰り返し表示される。

30

40

【0058】

本発明の体表面心電計の使用方法を以下に示す。

演算回路2は、以下のようにして体表面電位分布図を作成する。使用者が体表面電位分布図を得たい時間間隔を入力装置7から演算回路2に入力する。演算回路2は、入力された時間間隔に従い、その時間毎にスポット電極5から体表面各点での心電位を測定する。測定された電位値は記憶されて、演算回路2に送られ、演算回路2で演算されて等電位線が算出される。演算回路2は、手足に接続している不関電極8に誘導される電位を基準電圧として心電圧を演算し、等電位線を算出する。このデータが外部出力装置6に送られ、体表面電位分布図が表示される。この操作が、入力された時間毎に繰り返され、使用者は時間毎に切り換わる体表面電位分布図を観測できる。演算回路2は、各時間毎の体表面電

50

位分布図の表示に必要なデータを記憶媒体に保持する。

【0059】

使用者が、過去のある時点での体表面電位分布図を見たい場合は、入力装置7から演算回路2に所望の時間を入力する。演算回路2は、記憶媒体に保存されたデータの中から所望の時間のデータと呼び出し、このデータに基づき体表面電位分布図を外部出力装置6に表示する。

【0060】

さらに、使用者が時間の経過順とは逆に、すなわち過去に遡って体表面電位分布図を見たい場合は、図22の鎖線の矢印で示すように、演算回路2が、記憶媒体に保持したデータを時間経過とは逆順に、次々と切り換えて外部出力装置6に表示していく。図においてTは、体表面電位分布図の表示を切り換える時間間隔であり、使用者は所望の値を指定できる。

【0061】

本発明の体表面心電計は、心電位を検出する時間を20 μ 秒～2ミリ秒、好ましくは、50 μ 秒～500 μ 秒とすることができる。体表面心電計は、例えば、100 μ 秒で心電位をサンプリングした場合、対応する体表面電位分布図は1秒で10000枚が生成される。この体表面電位分布図をそのまま1秒に10000枚表示する必要はなく、使用者は表示する時間間隔Tについて、任意に指定できる。

【0062】

例えば、100 μ 秒おきに測定した体表面電位分布図を、それぞれT=0.2秒で切り替えて過去に向かって表示したい場合、使用者は入力装置7を操作して必要な情報を演算回路2に入力すれば、演算回路2は指令に従い各データと呼び出し、演算し、表示することができる。各時点での体表面電位分布図を連続的に切り換えて表示することで、使用者は時間の経過とともに変動していく心電位の状態を感覚的に把握できる。

【0063】

同様に、例えば100 μ 秒毎に測定したデータのうち、1ミリ秒おきのデータのみを0.2秒ずつ連続して表示するよう命令することもできる。この場合、検出されたデータのうち、表示されるのは1/10となるので、表示時間を1/10に短縮できる。また、使用者が連続的な表示を中断してある時点の体表面電位分布図を表示し続けたい場合は、入力装置7を操作して、演算回路2に処理の中止を命令すればよい。もちろん、同様の手順によって体表面電位分布図を時間経過順に表示することもできる。また予め体表面電位分布図を測定する時間間隔を短く設定することで、より詳細に変化の状態を表示できることはいうまでもない。このように、使用者は必要な体表面電位分布図をサーチしたり一時停止したりして、より便利かつ詳細に心電位を検討、評価することができる。

【0064】

特に、心臓の状態は、心臓が鼓動する前後において大きく変化するが、それ以外の時間では変化が穏やかであって、電位分布もそれほど変化しない。さらに、変化の大きい部分の体表面電位分布図は、心臓が正常な者と疾患を有する者とで異なる。したがって、心臓の状態を調べるには、変化がピークとなる心鼓動の前後の期間を集中して分析することが重要である。逆に言うと、それ以外のデータはスキップすることができる。

【0065】

例えばT=0.2秒、すなわち1秒毎に5画面を一定間隔で表示すれば、1秒間に取得した心電データを表示するのに要する時間は2000秒となり、約33分である。この場合で、心臓が1秒に1回鼓動するとして、変化のピーク期間を0.2秒とすれば、この期間の体表面電位分布図を表示するのに要する時間は約7分となる。さらに、T=0.1秒、すなわち1秒毎に10画面を表示すれば、1秒間に取得した心電データを表示するのに要する時間は1000秒（約17分）となり、変化のピーク期間を0.2秒とすれば、この期間の体表面電位分布図を表示するのに要する時間は200秒（約3分）となる。したがって、使用者は表示画面を確認しながら表示時間Tを変更して、不要と思われる部分で

10

20

30

40

50

はTを短くして時間を短縮でき、さらに必要と思われる部分ではTを長くして分布図を詳細に検討することができ、極めて効率よく心電位を検索し、分析することができる。1画面を表示する時間である表示時間Tは、0.01秒～1秒、好ましくは0.05秒～0.5秒とすることができる。さらに、心電データを取り出す、変化のピーク期間は、0.05～1秒、好ましくは0.1～0.8秒とすることができる。

【0066】

このように体表面電位分布図を表示する方法は、あたかもビデオテープレコーダを使用してビデオテープに記録された画像を再生する際に、逆再生、順再生、スロー再生、コマ送り、早送り、巻き戻し等、再生方法を自由に指定できることに近似している。つまり、各画面に相当する体表面電位分布図のデータを記憶、保持しておき、これを所定の方法で順次表示することによって、連続的に変化していく電位分布の変動の様子を使用者は自由にサーチ、モニタできるので、簡単かつ正確に状況を把握することができる。

10

【0067】

さらに、特定位置の心電波形を得たいときは、入力装置7を操作して、図17に示すように、モニタ6Aに表示された心電位検出体表面領域あるいは体表面電位分布図上で特定位置を指定する。演算回路2は、特定位置の心電位を演算して、時間に対する心電波形を演算する。演算回路2で演算された特定位置の心電波形は、外部出力装置6に表示される。

【0068】

さらに、特定位置の心電波形を元にして、特定時間における体表面電位分布図を得たいときには、入力装置7を操作して、図19に示すように、心電波形を見ながら特定時間を指定する。演算回路2は、入力装置7で指定された特定時間における体表面電位分布図を演算回路2で演算して外部出力装置6に表示する。

20

【0069】

さらにまた、特定位置の心電波形を元にして、連続表示時間帯における体表面電位分布図の変化を得たいときには、入力装置7を操作して、図21に示すように心電波形を見ながら連続表示時間帯を指定する。演算回路2は、入力装置7で指定された連続表示時間帯における体表面電位分布図を演算回路2で演算して外部出力装置6に表示する。すなわち、演算回路2は、連続表示時間帯における体表面電位分布図の変化を、外部出力装置6に繰り返し表示する。指定された連続表示時間帯における体表面電位分布図の変化は、時間経過順に表示し、あるいは時間経過とは逆に表示することができる。さらに、連続表示時間帯における体表面電位分布図の変化は、スロー表示、コマ送り表示、早送り表示、巻き戻し表示等、表示方法を変更しながら表示することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0070】

【図1】心臓付近の体表面の体表面電位分布図

【図2】本発明の一実施例にかかる体表面心電計のブロック線図

【図3】本発明の一実施例にかかる体表面心電計の電極システムの概略斜視図

【図4】図3に示す電極システムの使用状態を示す概略横断面図

【図5】心電位検出体表面領域を示す概略斜視図

40

【図6】図3に示す電極システムの上側電極であるロッド電極の正面図

【図7】図6に示すロッド電極の底面図

【図8】ロッド電極の電極ユニットの斜視図

【図9】図8に示す電極ユニットの断面図

【図10】図9に示す電極ユニットの上方の板材の底面図

【図11】図3に示す電極システムの下側電極であるクッション電極の斜視図

【図12】図11に示す下側電極の拡大断面図

【図13】図3に示す電極システムの体側電極であるクッション電極の垂直断面図

【図14】局部電極の拡大断面図

【図15】図3に示す電極システムの使用状態を示す概略平面図

50

【図 1 6】演算回路が特定位置の心電位を演算する方法を示す概略図

【図 1 7】モニタに表示される心電位検出体表面領域と体表面電位分布図を示す図

【図 1 8】モニタに表示される心電位検出体表面領域と各スポット電極における心電波形を示す図

【図 1 9】特定位置における心電波形の一例を示す図であって特定時間を指定する状態を示す図

【図 2 0】モニタに表示される心電位検出体表面領域で複数の特定位置を指定して複数の心電波形を表示する状態を示す図

【図 2 1】特定位置における心電波形の一例を示す図であって連続表示時間帯を指定する状態を示す図

【図 2 2】体表面電位分布図の表示方法の一例を示す概念図

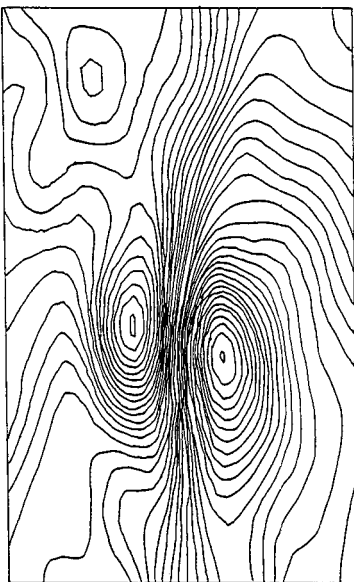
【符号の説明】

【0 0 7 1】

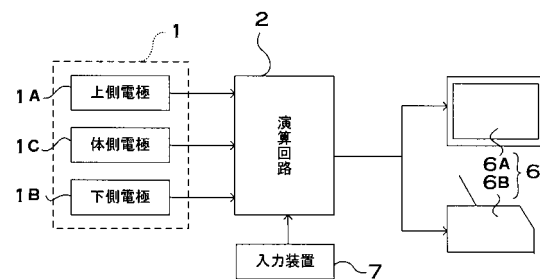
1 …電極システム	1 A …上側電極	1 B …下側電極	
	1 C …体側電極		
2 …演算回路			
3 …ベッド			
4 …吊下機構	4 A …上下台	4 B …支持台	
5 …スポット電極			
6 …外部出力装置	6 A …モニタ	6 B …プリンター	20
7 …入力装置			
8 …不関電極			
9 …アース電極			
1 0 …ロッド電極			
1 1 …電極ユニット			
1 2 …導電ロッド	1 2 A …接触電極	1 2 B …ロッド部	
	1 2 a …接触面		
1 3 …電極本体			
1 4 …コイルスプリング			
1 5 …可動性部材			30
1 6 …弾性変形プレート			
1 8 …吊り紐			
2 0 …クッション電極			
2 1 …可撓性シート			
2 2 …局部電極	2 2 A …接触電極	2 2 B …固定部	
2 3 …弾性押圧材	2 3 A …弾性変形プレート		
2 4 …接触面			
2 5 …連結凸部	2 5 A …筒部	2 5 B …鰐	
2 6 …貫通孔			
2 7 …リード線			40
2 8 …接着剤			
3 0 …押出スプリング			
3 1 …固定ケース			
3 2 …周壁			
3 3 …支持プレート			
3 4 …昇降機構			
3 5 …スライド機構			
3 6 …位置決ライン			
4 0 …装着バンド			
4 1 …連結具			50

- 5 0 … ケース
- 5 1 … 板材
- 5 2 … 支柱
- 5 3 … ガイドプレート
- 5 4 … 導電層
- 5 5 … 固定リング
- 5 7 … リード線
- 6 0 … 引出線
- 6 1 … リード線
- 5 1 A … 挿通孔
- 5 3 A … ガイド孔

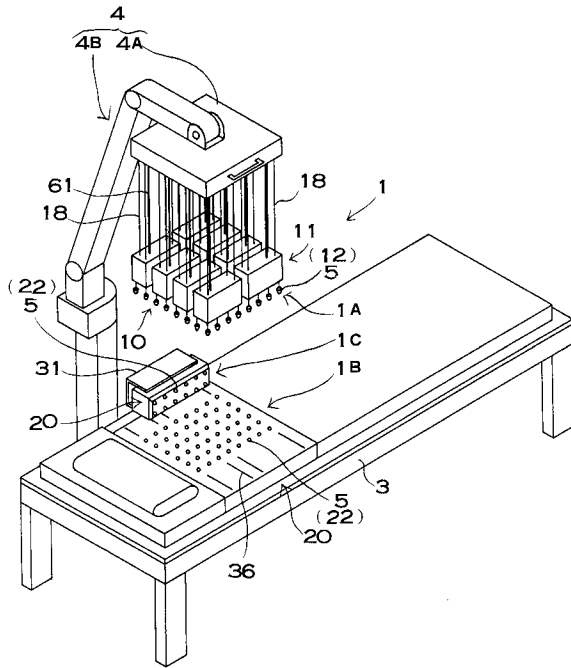
【図 1】



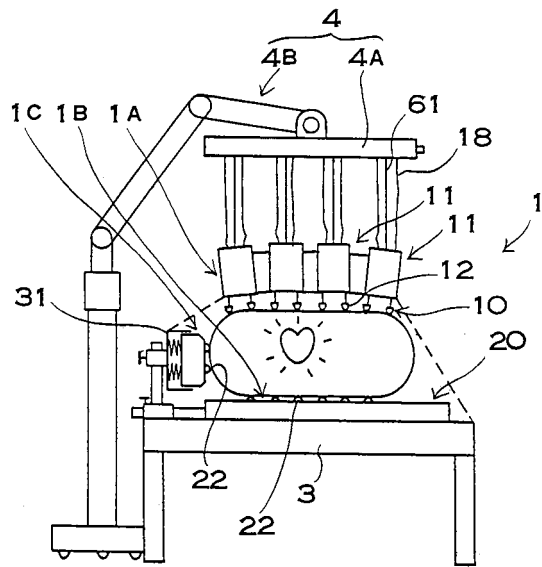
【図 2】



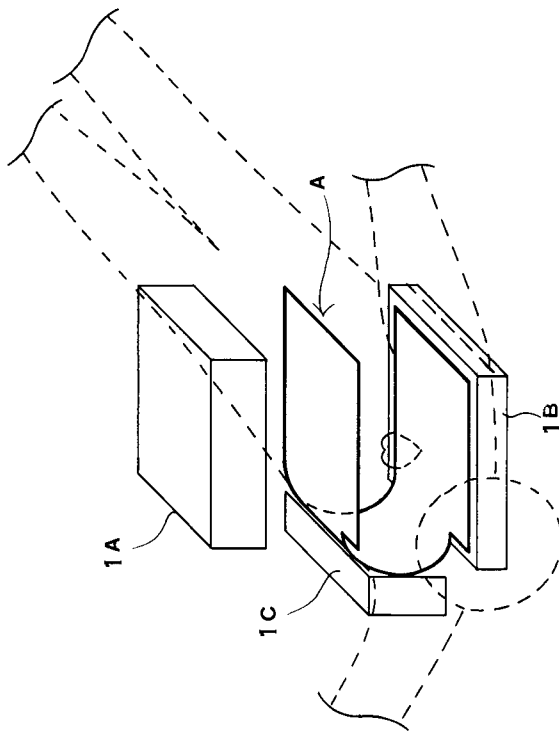
【図 3】



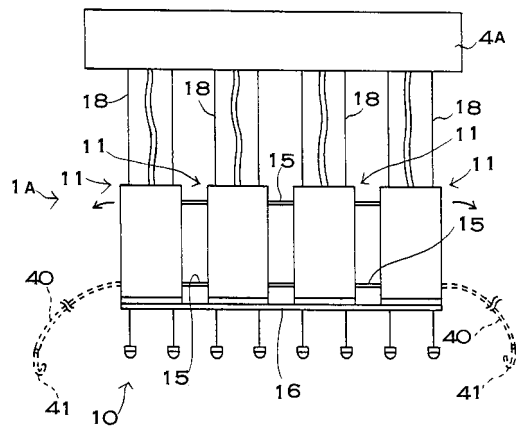
【図 4】



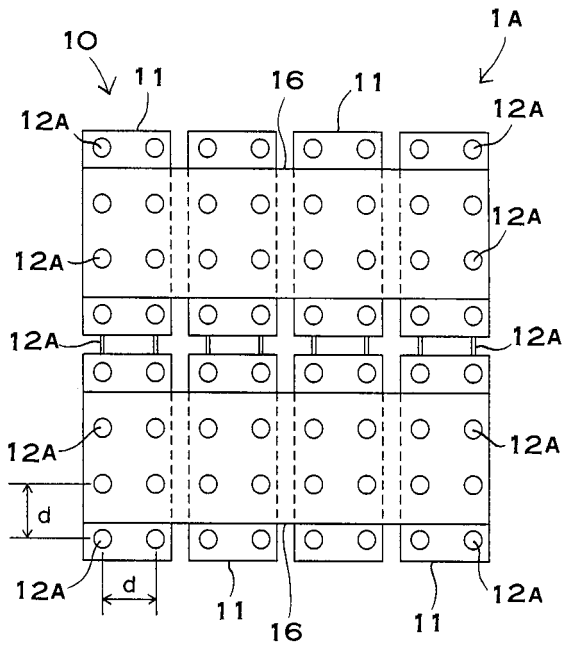
【図 5】



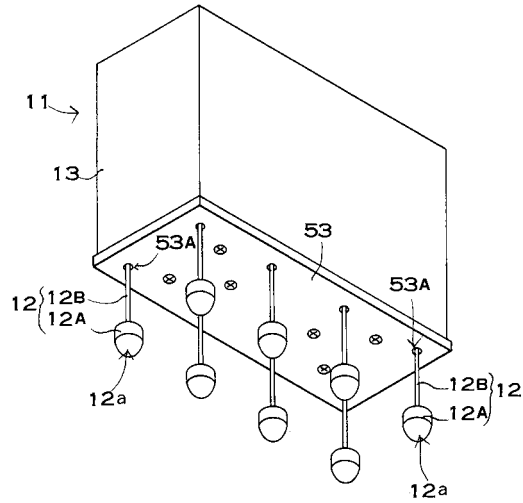
【図 6】



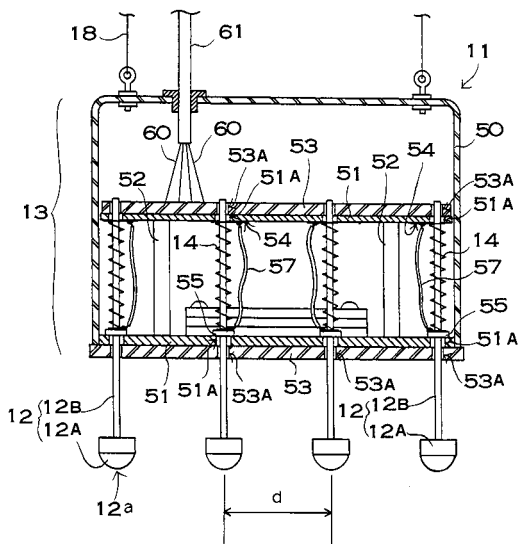
【図 7】



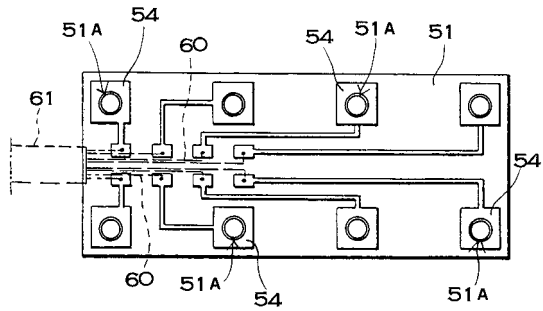
【図 8】



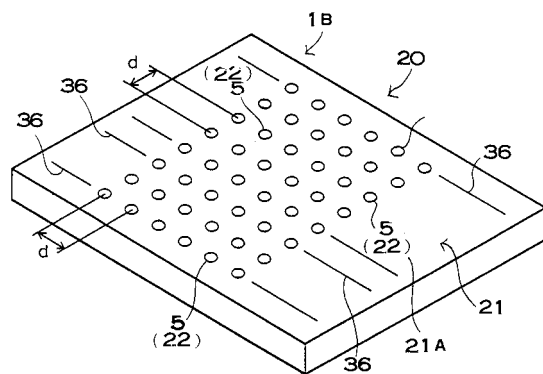
【図 9】



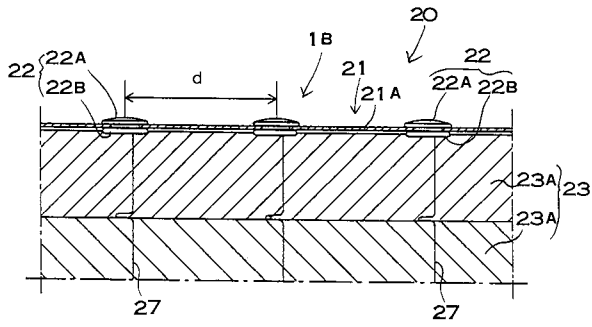
【図 10】



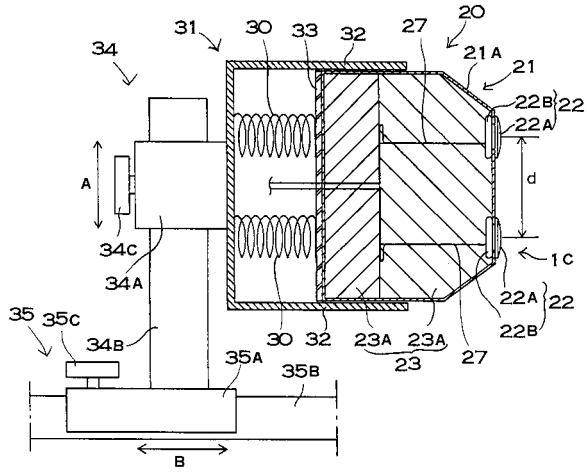
【図 11】



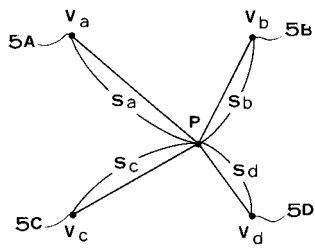
【図 12】



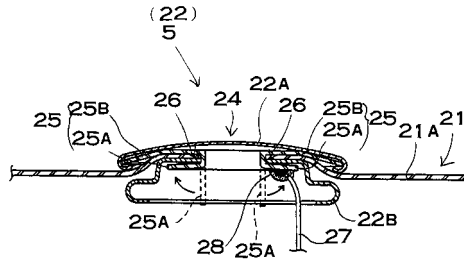
【図 13】



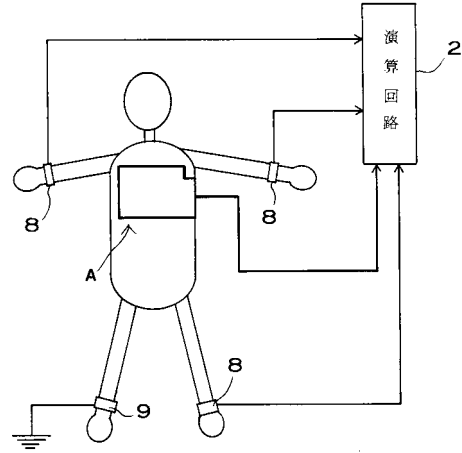
【図 16】



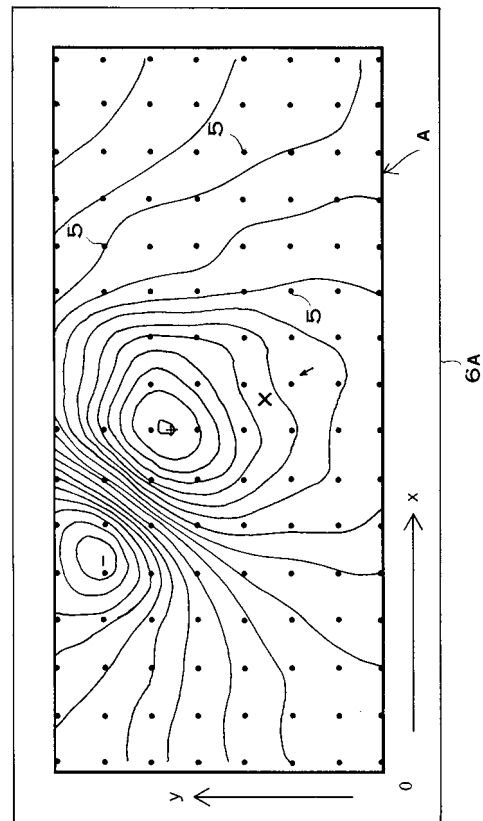
【図 14】



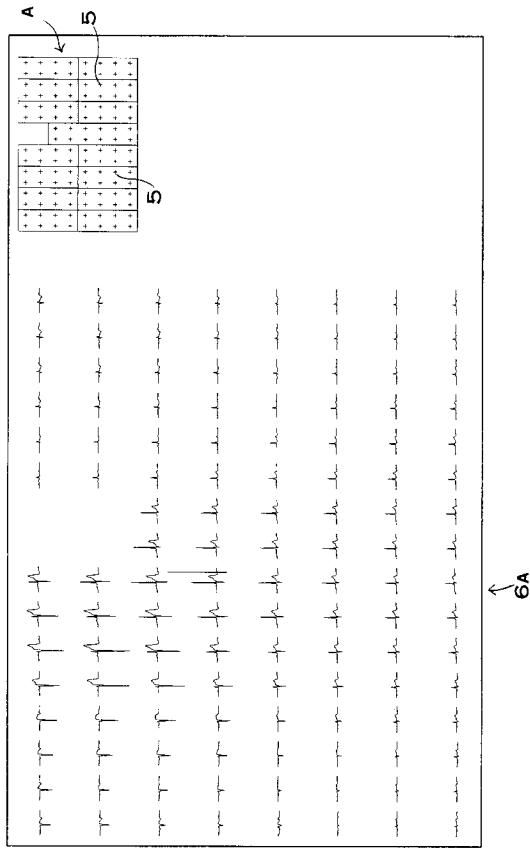
【図 15】



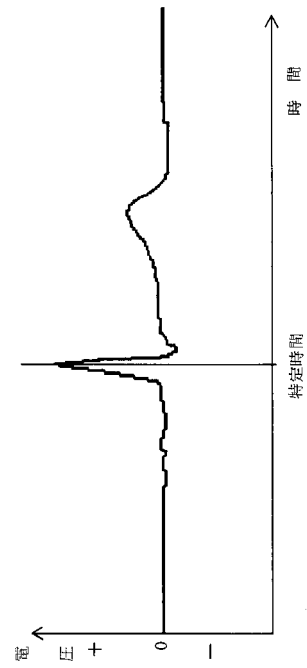
【図 17】



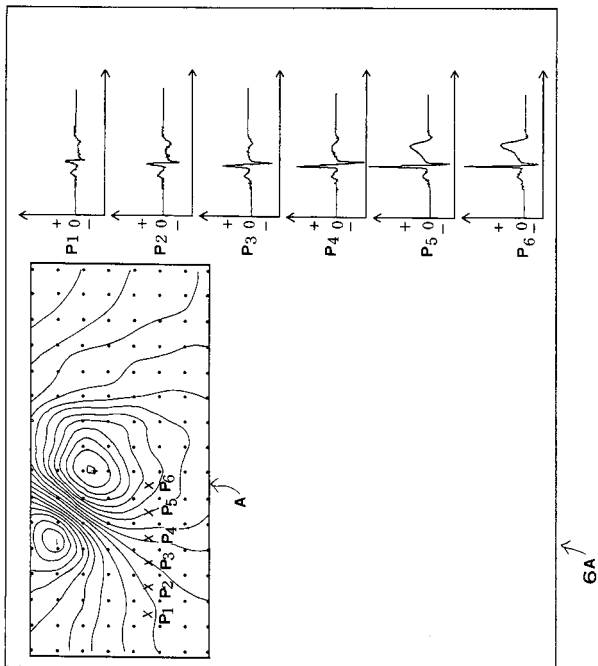
【図 18】



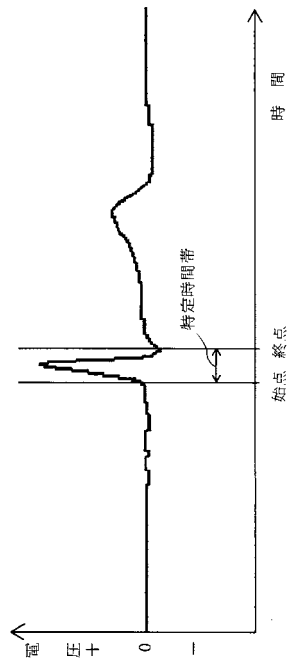
【図 19】



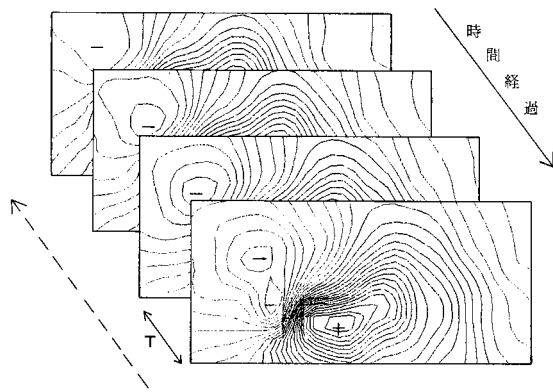
【図 20】



【図 21】



【図 22】



フロントページの続き

(56)参考文献 特表2001-510356 (JP, A)

特公平4-9528 (JP, B2)

特開平10-52410 (JP, A)

特開平11-113867 (JP, A)

特開平2-45036 (JP, A)

特公平2-29327 (JP, B2)

特公平2-46209 (JP, B2)

特公昭62-4129 (JP, B2)

特公昭62-44491 (JP, B2)

特許第3330597 (JP, B2)

特開2002-224069 (JP, A)

特開昭61-56632 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/04 — 5/0496

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamII)