

(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2004-194839

(P2004-194839A)

(43) 公開日 平成16年7月15日(2004.7.15)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0402	A 6 1 B 5/04 3 1 0 M	4 C 0 2 7
A 6 1 B 5/044	A 6 1 B 5/04 3 1 2 C	4 C 3 0 1
A 6 1 B 5/0452	A 6 1 B 5/04 3 1 4 K	4 C 6 0 1
// A 6 1 B 8/00	A 6 1 B 8/00	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2002-365847 (P2002-365847)	(71) 出願人	597151507 株式会社ユーカリ 徳島県徳島市金沢1丁目5番9号
(22) 出願日	平成14年12月17日(2002.12.17)	(71) 出願人	501314363 有限会社エイ・アイ・テクノロジー 神奈川県藤沢市舘沼松が岡4-8-21
		(71) 出願人	593062245 株式会社住化技術情報センター 大阪府大阪市中央区高麗橋四丁目6番17号
		(74) 代理人	100074354 弁理士 豊柄 康弘
		(74) 代理人	100104949 弁理士 豊柄 康司

最終頁に続く

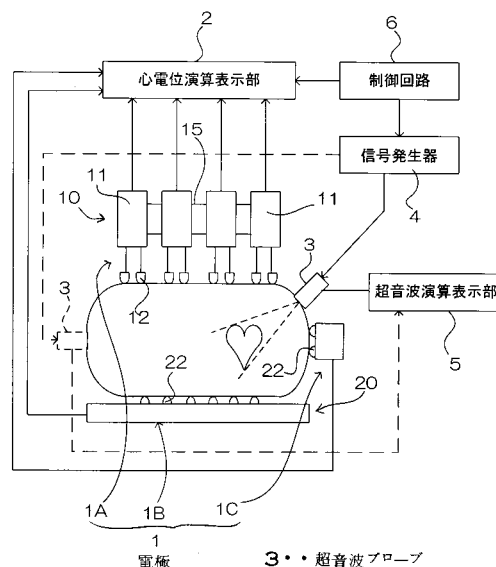
(54) 【発明の名称】 体表面心電計

(57) 【要約】

【課題】 体表面電位分布図を正確に検出しながら、超音波で心臓の姿勢等を検出して、心臓疾患をより正確に診断できるようにする。

【解決手段】 体表面心電計は、体表面に誘導される心電位を検出する電極1と、心電位を所定のサンプリング周期で演算して体表面電位分布図を所定の時間間隔で検出する心電位演算表示部2と、体表面から体内に向かって所定の周期で超音波を照射すると共に、超音波の反射を検出する超音波プローブ3と、超音波プローブ3に超音波電力を出力する信号発生器4と、超音波プローブ3が検出する超音波の反射を演算して超音波エコー図を検出する超音波演算表示部5と、超音波プローブ3が超音波を放射するタイミングと、電極1に誘導される心電位を検出するタイミングとを互いに同期して制御する制御回路6とを備える。制御回路6は、電極1が心電位を検出する間のタイミングに超音波を放射するように信号発生器4を制御している。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の体表面の複数ヶ所に接触させて、体表面の複数ヶ所に誘導される心電位を検出する電極(1)と、電極(1)に誘導される心電位を所定のサンプリング周期で演算して、体表面に誘導される体表面電位分布図を所定の時間間隔で検出する心電位演算表示部(2)と、体表面から体内に向かって所定の周期で超音波を照射すると共に、体内に照射された超音波の反射を検出する超音波プローブ(3)と、この超音波プローブ(3)に接続されて超音波プローブ(3)に電気信号を出力する信号発生器(4)と、超音波プローブ(3)が検出する超音波の反射信号を演算して超音波エコー図を形成する超音波演算表示部(5)と、信号発生器(4)を制御して超音波プローブ(3)が超音波を放射するタイミングと、電極(1)に誘導される心電位を検出するタイミングとを互いに同期して制御する制御回路(6)とを備え、制御回路(6)が信号発生器(4)を制御して、電極(1)が所定のサンプリング周期で心電位を検出する間のタイミングに超音波プローブ(3)が超音波を放射するようにしてなる体表面心電計。

10

【請求項 2】

超音波プローブ(3)が電極(1)の間に配設されてなる請求項 1 に記載される体表面心電計。

【請求項 3】

複数の超音波プローブ(3)を備える請求項 1 に記載される体表面心電計。

【請求項 4】

心電位演算表示部(2)と超音波演算表示部(5)が互いに同期して体表面電位分布図と超音波エコー図とを表示する請求項 1 に記載される体表面心電計。

20

【請求項 5】

心電位演算表示部(2)が超音波信号の有する専有周波数帯域を除去する帯域除去フィルタを有する請求項 1 に記載される体表面心電計。

【請求項 6】

心電位演算表示部(2)が、電極(1)で検出したアナログ信号の心電位をデジタル信号に変換する A / D 変換回路(70)を備えており、この A / D 変換回路(70)が A / D 変換するタイミングの間に超音波プローブ(3)が超音波を照射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。

30

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

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図を表示する体表面心電計に関する。

【0002】

【従来技術】

体表面心電計は、体表面の100ヶ所以上の測定点に電極を配設し、すべての電極から心臓の鼓動に同期した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。

40

【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に誘導される電位分布図を作成する。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。電位分布図は、すべての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、各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、数十マイクロボルト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。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

50

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。しかしながら、体表面心電計は、体表面に誘導される心電位から心臓疾患を検査するので、心臓の状態が同じであっても、心臓の体内における姿勢等が原因で体表面電位分布図が変化する。このため、心臓が正常に働く状態にあっても、体表面電位分布図が同じにならず、このことが診断を難しくしている。

【0005】

本発明は、この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、正確に心臓疾患を診断できる体表面心電計を提供することにある。

また、本発明の他の大切な目的は、体表面電位分布図を正確に検出しながら、超音波で心臓の姿勢等を検出できる体表面心電計を提供することにある。

10

【0006】

【課題を解決するための手段】

本発明の体表面心電計は、患者の体表面の複数ヶ所に接触されて、体表面の複数ヶ所に誘導される心電位を検出する電極1と、電極1に誘導される心電位を所定のサンプリング周期で演算して、体表面に誘導される体表面電位分布図を所定の時間間隔で検出する心電位演算表示部2と、体表面から体内に向かって所定の周期で超音波を照射すると共に、体内に照射された超音波の反射を検出する超音波プローブ3と、この超音波プローブ3に接続されて超音波プローブ3に電気信号を出力する信号発生器4と、超音波プローブ3が検出する超音波の反射信号を演算して超音波エコー図を形成する超音波演算表示部5と、信号発生器4を制御して超音波プローブ3が超音波を放射するタイミングと、電極1に誘導される心電位を検出するタイミングとを互いに同期して制御する制御回路6とを備える。制御回路6は、信号発生器4を制御して、電極1が所定のサンプリング周期で心電位を検出する間のタイミングに超音波プローブ3が超音波を放射するようにしている。

20

【0007】

本発明の体表面心電計は、超音波プローブ3を電極1の間に配設することができる。さらに、本発明の体表面心電計は、複数の超音波プローブ3を備えることができる。さらに、本発明の体表面心電計は、心電位演算表示部2と超音波演算表示部5を互いに同期させて体表面電位分布図と超音波エコー図とを表示することができる。心電位演算表示部2は、超音波信号の有する専有周波数帯域を除去する帯域除去フィルターを備えることができる。心電位演算表示部2は、電極1で検出したアナログ信号の心電位をデジタル信号に変換するA/D変換回路70を備えて、このA/D変換回路70がA/D変換するタイミングの間に超音波プローブ3が超音波を照射することができる。

30

【0008】

【発明の実施の形態】

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。

【0009】

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、「特許請求の範囲の欄」、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。

40

【0010】

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。これらの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所定のサンプリング周期で演算して、体表面に誘導される体表面電位分布図を所定の時間間隔で検出する心電位演算表示部2と、体表面から体内に向かって所定の周期で超音波を照射すると共に、体内に照射された超音波の反射信号を検出する超音波プローブ3と、この超音波プローブ3に接続されて超音波プローブ3に電気信号を出力する信号発生器4と、超音波プローブ3が検出する超音波の反射を演算して超音波エコー図を形成する超音波演算表示部5と、信号発生器4

50

を制御して超音波プローブ3が超音波を放射するタイミングと、電極1に誘導される心電位を検出するタイミングとを互いに同期して制御する制御回路6とを備える。制御回路6は、信号発生器4を制御して、電極1が所定のサンプリング周期で心電位を検出する間のタイミングに超音波プローブ3が超音波を放射するようにしている。

【0011】

図2の心電位演算表示部2は、心電位を演算する演算回路7と、この演算回路7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8と、演算回路7に接続している操作スイッチ9とを備える。図において、外部出力装置8には、モニタテレビ8Aと、プリンター8Bを使用している。

【0012】

電極1は、図3に示すように、ベッド(図示せず)の上面に配設されて患者の体表面の下面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、患者の体表面の下面の60%以上からほぼ全体に対向する領域に配設される。上側電極1Aも体表面の上面の60%以上からほぼ全体に対向する領域に配設される。体側電極1Cは、脇下の体側に対向して配設される。患者がベッド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は患者の背中に接触し、体側電極1Cは体側に接触し、上側電極1A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。

【0013】

図3の体表面心電計は、下側電極1Bと体側電極1Cとを以下の独特の構造のクッション電極20として、上側電極1Aを導電ロッド12である金属ロッドを体表面に押圧するロッド電極10としている。クッション電極は、下側電極のみとすることも、体側電極のみとすることもできる。また、上側電極のみをクッション電極とすることも、下側電極と上側電極と体側電極の全てをクッション電極とすることもできる。さらに、ロッド電極は、下側電極のみとすることも、体側電極のみとすることもできる。さらにまた、下側電極と上側電極と体側電極の全てをロッド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下側電極と体側電極と上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、胸と体側に接触するもの、背中と体側に接触するもの、胸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事ができる。

【0014】

ロッド電極10は、図4の底面図に示すように、8個の電極ユニット11を備える。各々の電極ユニット11は、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でもって連結されている。このように、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、たとえば、吊下機構(図示せず)で吊り下げて患者の胸の所定の位置に配置される。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、あるいは、図示しないが、最も外側に位置する電極ユニットに伸縮性の装着バンドを連結し、この装着バンドの先端をベッド等に連結して、これでもって患者にしっかりと装着することができる。

【0015】

それぞれの電極ユニット11は、図5と図6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弾性体であるコイルスプリング14とを備える。

【0016】

図5と図6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。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

10

20

30

40

50

できるように連結しているロッド部 1 2 B と、このロッド部 1 2 B 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 1 2 A とを備える。図の導電ロッド 1 2 は、ロッド部 1 2 B を金属ロッドとしている。ロッド部 1 2 B は、直径を 1.5 ~ 6 mm、好ましくは 3 ~ 4 mm とする金属線である。ロッド部 1 2 B は、細すぎると曲がりやすく、太すぎると摺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 1 2 B 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 1 2 B 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。

10

【0017】

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。

20

【0018】

電極本体 1 3 は、図 6 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。

30

【0019】

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 6 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。

40

【0020】

図 7 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

50

をプリント印刷している。この導電層 54 は、引出線 60 を接続している。導電ロッド 12 に接続された引出線 60 は、図 6 に示すように 1 本のリード線 61 に集合されて、リード線 61 でもって演算回路 2 に接続される。

【0021】

クッション電極 20 を、図 8 ないし図 10 に示す。図 8 は下側電極 1B の斜視図を、図 9 は下側電極 1B の拡大断面図を、図 10 は体側電極 1C の断面図をそれぞれ示している。クッション電極 20 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 21 と、この可撓性シート 21 に所定の間隔で固定している複数の局部電極 22 と、可撓性シート 21 の裏面に配設されて、各々の局部電極 22 を弾性的に体表面に押圧する弾性押圧材 23 とを備える。

10

【0022】

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。

20

【0023】

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 11 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。

30

【0024】

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 11 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 の一端に鍔 25B を設けた形状で、鍔 25B を接触面 24 の周縁で挟着している。

40

【0025】

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 11 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 11 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。

【0026】

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

50

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 22 A と固定部 22 B 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 11 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。

【0027】

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 9 と図 10 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 23 A 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 23 A 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 23 A よりも変形し難い弾性変形プレート 23 A 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 23 A 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 23 A でしっかりと押圧できる。

【0028】

弾性押圧材は、厚さを 110 ~ 130 mm とする板状である。ただ弾性押圧材は、その厚さを 30 ~ 200 mm 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。

【0029】

図 10 に示すクッション電極 20 の体側電極 1 C 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 1 C との間には数 mm の隙間を設けて、体側電極 1 C 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 1 C 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 1 C 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 1 C 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 10 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 10 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 1 C 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。

【0030】

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 3 の概略断面図に示す。電極 1 は、この図に示すように、下側電極 1 B の上に患者が載り、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 10 である上側電極 1 A は、コイルスプリング 14 が導電ロッド 12 を弾性的に押し出して接触電極 12 A を体表面に押圧し、接触電極 12 A で検出した心電位を心電位演算表示部 2 に出力する。クッション電極 20 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 23 が各々の局部電極 22 を体表面に弾性的に押圧し、局部電極 22 で検出した心電位を心電位演算表示部 2 に出力する。クッション電極 20 である体側電極 1 C も、弾性押圧材 23 が各々の局部電極 22 を体表面に弾性的に押圧し、局部電極 22 で検出した心電位を心電位演算表示部 2 に出力する。

【0031】

10

20

30

40

50

本発明の体表面心電計は、図2に示すように、各々の電極1から送られてくるアナログ信号である心電位を、演算回路7で演算して体表面電位分布図を作成する。演算回路7は、アナログ信号である心電位をデジタル信号に変換するA/D変換回路を内蔵している。A/D変換回路は、一定サンプリング周期で心電位をデジタル信号に変換する。演算回路7は、デジタル信号に変換された心電位から体表面電位分布図を演算する。体表面電位分布図は、等電位線を二次元に、あるいは三次元に立体的に表示し、あるいは電位分布をカラーで表示する。得られた体表面電位分布図を表す信号は外部出力装置8に送られ、外部出力装置8で体表面の電位分布図を表示する。

【0032】

電極1は、体表面に接触して接触部分に誘導される心電位を検出し、検出した信号を演算回路7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操作スイッチ9から演算回路7に入力する。したがって、演算回路7からの指令に基づき、電極1は各点の電位を測定し、測定された電圧値をデータとして演算回路7に入力する。演算回路7は、一定時間おきに各電極1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8に送られ、外部出力装置8で等電位線を描き体表面の電位分布図を作成する。

10

【0033】

演算回路7は、入力された心電位から体表面電位分布図を演算できるすべての装置が使用できる。演算回路7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ICや電算機その他、汎用的なMPUやCPU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。

20

【0034】

さらに演算回路7は、電極1から送られてきた心電位の信号を各時間毎に保持、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(RAM)、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、CD-R、DVD、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、若しくは各々の電極1から送られてきた電圧値に基づき、演算回路7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8に送られる。

30

【0035】

外部出力装置8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8には、モニタテレビやプリンター、プロッタ等が複数使用できる。図において、外部出力装置8には、モニタテレビ8Aと、プリンター8Bを使用している。使用者はモニタテレビ8A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8Bで所定の時間おきに電位分布図を印刷したり、あるいは所望の時間での電位分布図を印刷することができる。

【0036】

記憶媒体に保持されるデータは、各々の電極1に誘導される心電位に特定されない。記憶媒体には、任意の時間における体表面電位分布図を記憶することもできる。例えば、演算回路7で演算された等電位線のデータを保持して、このデータを呼び出すことで各時間毎の体表面電位分布図を切り替えて表示することもできる。特に、演算前のデータでなく、演算後のデータを記憶しておくことは、演算に要する時間を省略できるので、外部出力装置8に表示されるまでに要する時間を短縮し、より高速に体表面電位分布図を表示することができる。ただ、記憶媒体には、各々の電極1に誘導される心電位と、この心電位から演算された体表面電位分布図を表示するデータの両方を記憶することも、また演算回路7で演算途中のデータを保持しておくこともできるのはいうまでもない。

40

【0037】

体表面電位分布図の表示は、心電位をサンプリングする周期や各時点での体表面電位分布図を表示する周期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

50

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7に使用することで改善できる。

【0038】

さらに、本発明の体表面心電計は、電極1で心電位を検出しながら、超音波プローブ3で体内に超音波を照射し、超音波の反射信号を検出して超音波演算表示部5で超音波エコー図を作成する。超音波プローブ3は、図3に示すように、電極1の間に配設されて、体内の心臓に向かって超音波を照射する。体表面心電計は、実線で示すようにひとつの超音波プローブ3を備え、あるいは実線と鎖線とで示すように、複数の超音波プローブ3を備える。複数の超音波プローブ3を備える体表面心電計は、全ての超音波プローブ3を電極1の間に配設することなく、鎖線で示すように、心臓と反対側の体表面に配設することもできる。ただ、電極間に複数の超音波プローブを配設して、心臓の状態を種々の方向から検出することもできる。

10

【0039】

超音波プローブ3は、制御回路6に制御されて、超音波を一定の周期でパルス状に放射すると共に、体内に照射された超音波の反射を検出する。この超音波プローブ3は、信号発生器4から電気信号出力が入力されると超音波を放射し、かつ、この超音波振動を検出するための振動子とパッキング材を有している。また、超音波をビーム状に集束して放射するための音響レンズを備えている。集束された超音波ビームは、図3の鎖線で示すように、所定の角度に走査されて、所定の角度に集束された超音波ビームを照射する。

20

【0040】

超音波プローブ3は、図12に示すようよに、パルス状に超音波を照射する。この図は、心電位演算表示部2のA/D変換回路が心電位を検出するタイミングを特定する制御パルス(上図)と、超音波プローブ3が超音波を照射するタイミング(下図)とを示している。制御回路6は、信号発生器4と心電位演算表示部2を制御して、超音波プローブ3が超音波を放射するタイミングと、電極1に誘導される心電位を検出するタイミングとを互いに同期して制御する。制御回路6は、図12に示すように、電極1が所定のサンプリング周期で心電位を検出する間のタイミングに超音波を放射するように信号発生器4を制御する。すなわち、心電位を検出するタイミングに超音波を放射しない。

30

【0041】

制御回路6は、心電位を検出するタイミングに、心電位演算表示部2のA/D変換回路に心電位トリガー信号を出力する。A/D変換回路は、心電位トリガー信号が入力されるタイミングに、電極1に誘導されている心電位をデジタル値に変換して検出する。電極1の心電位は非常に弱いのでアンプで増幅してA/D変換回路でデジタル値に変換される。

【0042】

さらに、制御回路6は、超音波プローブ3が超音波を放射するタイミングで超音波トリガー信号を信号発生器4に出力する。信号発生器4は、超音波トリガー信号が入力されると、超音波電力をパルス状に超音波プローブ3に出力する。

【0043】

制御回路6は、図12に示すように、心電位トリガー信号を出力して、A/D変換回路が心電位をA/D変換する時間経過した後、超音波トリガー信号を出力する。超音波トリガー信号は、心電位の検出に弊害を与えないかぎり、心電位トリガー信号に接近させる。すなわち、心電位トリガー信号から超音波トリガー信号までの時間をできる限り短くする。それは、超音波を放射してから、次に心電位を検出するまでの時間をできる限り長くして、超音波の反射が心電位の検出に弊害を与えないようにするためである。パルス状に超音波が体内に照射されると、その反射波は次第に減衰して小さくなる。このため、超音波を照射して時間が経過するほど、超音波の反射波は弱くなって、心電位の検出に与える影響が少なくなる。A/D変換回路は、心電位トリガー信号が入力されてから、心電位をデジタル値に変換するのに所定の時間がかかる。この時間が経過した後、超音波トリガー信号を出力して超音波を放射するようにする。

40

50

【0044】

図13と図14に示すように、A/Dコンバータ71の入力側にサンプルホールド回路72を備えるA/D変換回路70は、超音波トリガー信号を心電位トリガー信号に接近できる。心電位をサンプルホールドする時間を極めて短くできるからである。このA/D変換回路70は、心電位トリガー信号が入力されると、心電位をサンプルホールド回路72にサンプルホールドさせる。サンプルホールドされた心電位は、その後A/Dコンバータ71でデジタル値に変換されるが、サンプルホールドされた心電位をA/Dコンバータ71がA/D変換するときに超音波が照射されても、心電位の検出に影響を与えない。それは、A/Dコンバータ71が、サンプルホールドしている心電位をA/D変換するからである。したがって、心電位トリガー信号を出力した後、きわめて短い時間経過した後超音波トリガー信号を出力して超音波を照射できる。このため、超音波を照射してから、次に心電位を検出するまでの時間(D)を長くして、超音波の影響を少なくできる。

10

【0045】

図13のA/D変換回路70は、各々の電極にアンプ73を介してサンプルホールド回路72を接続し、さらに各々のサンプルホールド回路72にA/Dコンバータ71を接続している。図14のA/D変換回路70は、各々のサンプルホールド回路72にA/Dコンバータを接続することなく、マルチプレクサ74を介してA/Dコンバータ71に接続している。マルチプレクサ74は、A/Dコンバータ71に接続するサンプルホールド回路72を切り換えて、サンプルホールドされた心電位を順番にデジタル値に変換する。マルチプレクサ74は、たとえば2~64チャンネルのサンプルホールド回路72をひとつのA/Dコンバータ71に接続する。

20

【0046】

さらに、図示しないが、心電位演算表示部は、超音波の周波数を除去する帯域除去フィルターを備えることができる。この心電位演算表示部は、電極から送られてくる心電位の信号を帯域除去フィルターに通過させた後、A/D変換回路に入力する。帯域除去フィルターを通過する心電位信号は、超音波の周波数である信号がカットされる。したがって、この心電位演算表示部は、超音波の影響を極減しながら安定して心電位を検出できる。

【0047】

超音波演算表示部5は、超音波の反射波を検出して、反射から超音波エコー図を作成する。超音波エコー図と体表面電位分布図とはひとつのモニタに表示され、あるいは各々独立するモニタに表示される。

30

【0048】

【発明の効果】

本発明の体表面心電計は、体内に超音波を照射して作成される超音波エコー図でもって心臓の姿勢や動き等を検出しながら、同時に体表面に誘導される心電位から体表面電位分布図を作成して、心臓の疾患をより正確に診断できる特長がある。さらに、本発明の体表面心電計は、超音波エコー図と体表面電位分布図の両方で、同時に心臓の状態を正確に検出できるにもかかわらず、超音波が体表面電位分布図に悪影響を与えることがなく、同時に超音波エコー図を作成しながら、体表面電位分布図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、制御回路でもって、超音波プローブが超音波を放射するタイミングと、電極に誘導される心電位を検出するタイミングとを互いに同期して制御すると共に、電極が所定のサンプリング周期で心電位を検出する間のタイミングに超音波プローブが超音波を放射するようにしているからである。

40

【図面の簡単な説明】

【図1】心臓付近の体表面の電位分布図

【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使用状態を示す概略横断面図

【図4】図3に示す体表面心電計の上側電極であるロッド電極の底面図

【図5】ロッド電極の電極ユニットの斜視図

【図6】図5に示す電極ユニットの断面図

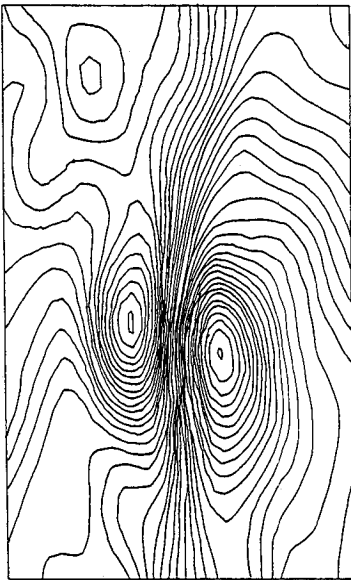
50

- 【図 7】図 6 に示す電極ユニットの上方の板材の底面図
 【図 8】図 3 に示す体表面心電計の下側電極であるクッション電極の斜視図
 【図 9】図 8 に示す下側電極の拡大断面図
 【図 10】図 3 に示す体表面心電計の体側電極であるクッション電極の垂直断面図
 【図 11】局部電極の拡大断面図
 【図 12】心電位演算表示部が心電位を検出するタイミングと超音波プローブが超音波を照射するタイミングとを示すタイミングチャート図
 【図 13】A / D 変換回路の一例を示す回路図
 【図 14】A / D 変換回路の他の一例を示す回路図

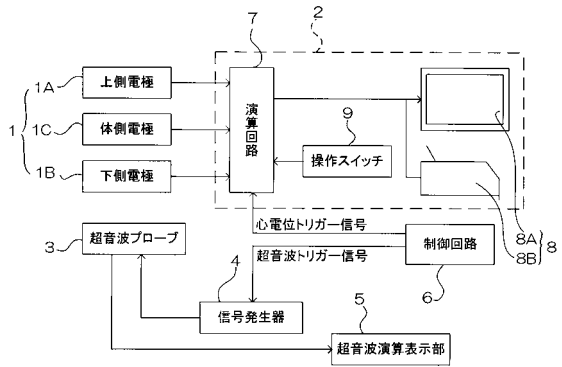
【符号の説明】			10
1 ... 電極	1 A ... 上側電極	1 B ... 下側電極	
1 C ... 体側電極			
2 ... 心電位演算表示部			
3 ... 超音波プローブ			
4 ... 信号発生器			
5 ... 超音波演算表示部			
6 ... 制御回路			
7 ... 演算回路			
8 ... 外部出力装置	8 A ... モニタテレビ	8 B ... プリンター	
9 ... 操作スイッチ			20
10 ... ロッド電極			
11 ... 電極ユニット			
12 ... 導電ロッド	12 A ... 接触電極	12 B ... ロッド部	
12 a ... 接触面			
13 ... 電極本体			
14 ... コイルスプリング			
15 ... 可動性部材			
20 ... クッション電極			
21 ... 可撓性シート			
22 ... 局部電極	22 A ... 接触電極	22 B ... 固定部	30
23 ... 弾性押圧材	23 A ... 弾性変形プレート		
24 ... 接触面			
25 ... 連結凸部	25 A ... 筒部	25 B ... 鏝	
26 ... 貫通孔			
27 ... リード線			
28 ... 接着剤			
30 ... 押出スプリング			
31 ... 固定ケース			
32 ... 周壁			
33 ... 支持プレート			40
34 ... 昇降機構			
35 ... スライド機構			
50 ... ケース			
51 ... 板材	51 A ... 挿通孔		
52 ... 支柱			
53 ... ガイドプレート	53 A ... ガイド孔		
54 ... 導電層			
55 ... 固定リング			
57 ... リード線			
60 ... 引出線			50

- 6 1 ... リード線
- 7 0 ... A / D 変換回路
- 7 1 ... A / D コンバータ
- 7 2 ... サンプルホールド回路
- 7 3 ... アンプ
- 7 4 ... マルチプレクサ

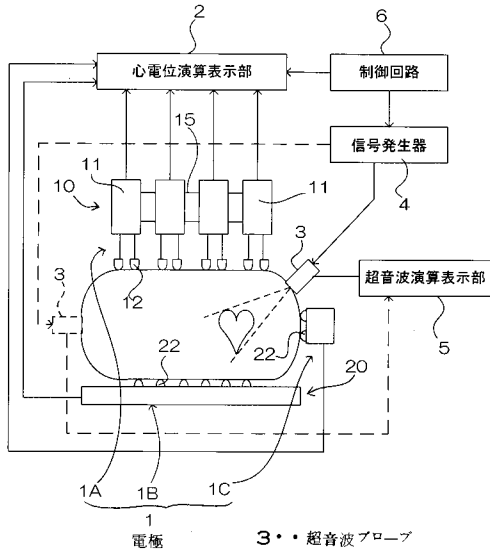
【 図 1 】



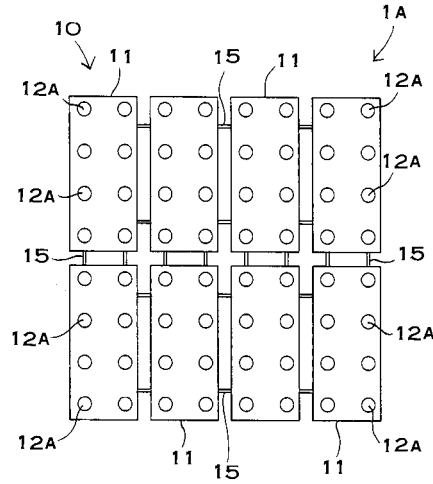
【 図 2 】



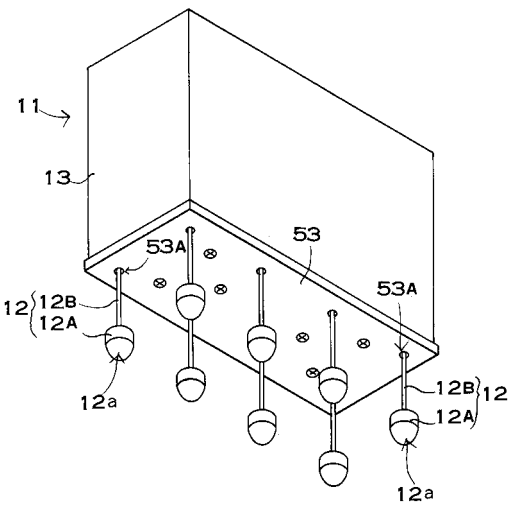
【 図 3 】



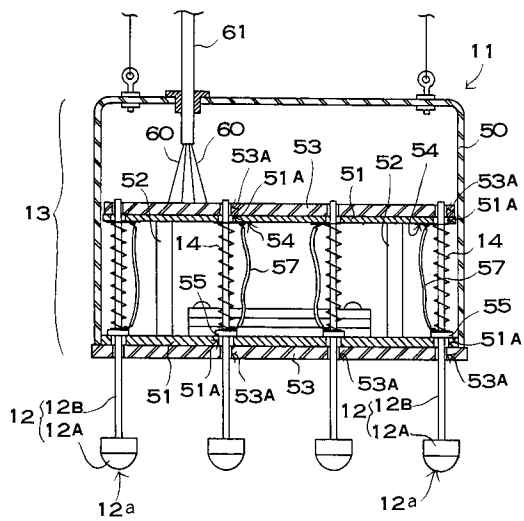
【 図 4 】



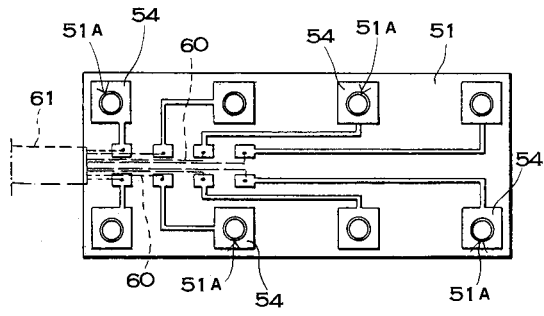
【 図 5 】



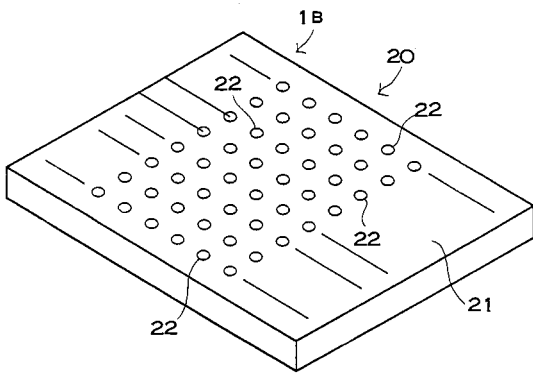
【 図 6 】



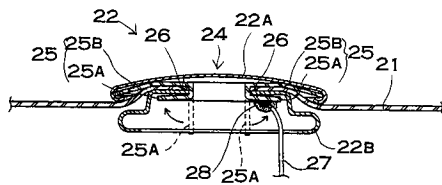
【図7】



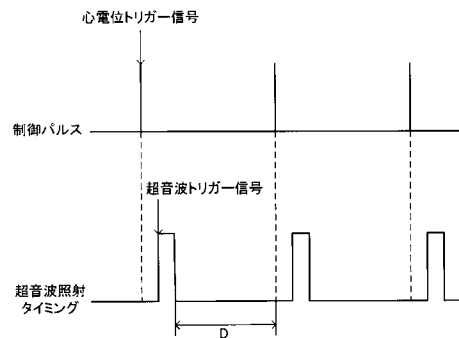
【図8】



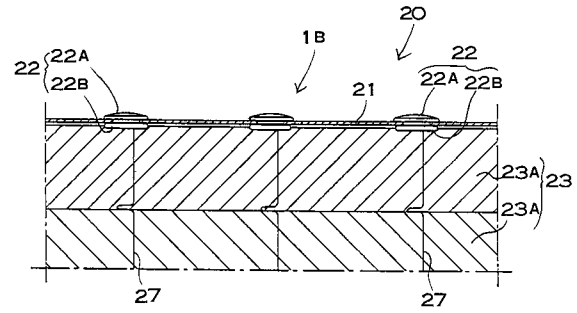
【図11】



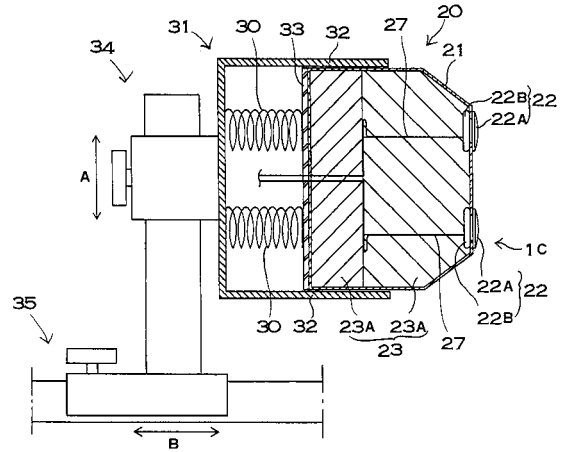
【図12】



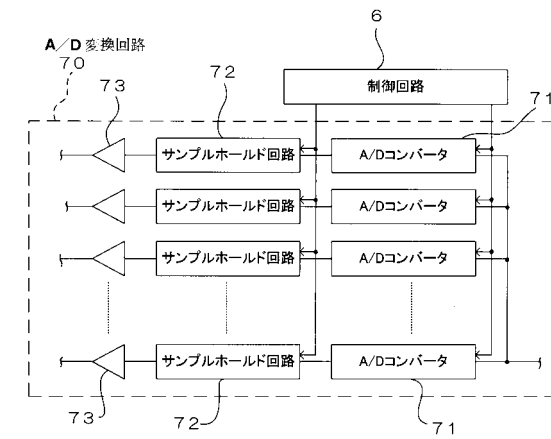
【図9】



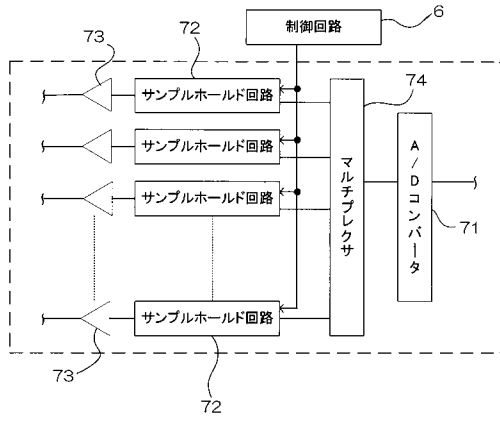
【図10】



【図13】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

(72)発明者 秋山 いわき

神奈川県藤沢市片瀬海岸3-13-19

(72)発明者 豊栖 康弘

徳島県小松島市南小松島町15番5号

Fターム(参考) 4C027 AA02 BB05 CC00 FF01 FF02 HH13 HH18 HH21 KK03 KK05
4C301 AA02 CC02 DD07 EE11 FF28 JC15
4C601 DD15 EE09 FF08 JC15 JC20 KK12

专利名称(译)	体表面心电图		
公开(公告)号	JP2004194839A	公开(公告)日	2004-07-15
申请号	JP2002365847	申请日	2002-12-17
[标]申请(专利权)人(译)	桉树 EI AI TEKUNOROJII 住化技术信息中心		
申请(专利权)人(译)	桉树有限公司 有限公司埃护眼技术 有限公司住化技术信息中心		
[标]发明人	秋山いわき 豊栖康弘		
发明人	秋山 いわき 豊栖 康弘		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/044 A61B5/0452 A61B8/00		
FI分类号	A61B5/04.310.M A61B5/04.312.C A61B5/04.314.K A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C027/AA02 4C027/BB05 4C027/CC00 4C027/FF01 4C027/FF02 4C027/HH13 4C027/HH18 4C027/HH21 4C027/KK03 4C027/KK05 4C301/AA02 4C301/CC02 4C301/DD07 4C301/EE11 4C301/FF28 4C301/JC15 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/KK12 4C127/AA02 4C127/BB05 4C127/CC00 4C127/FF01 4C127/FF02 4C127/HH13 4C127/HH18 4C127/HH21 4C127/KK03 4C127/KK05		
代理人(译)	豊栖 康弘		
其他公开文献	JP4065192B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过在精确地检测体表电位分布图的同时通过超声波检测心脏的姿势等，可以更准确地诊断心脏病。 解决方案：体表心电图仪通过计算预定采样周期的心电势，以预定时间间隔检测用于检测在体表上感应的心电势的电极1和体表电势分布图。心电图计算显示单元2，以预定周期从身体表面向身体发射超声波，并且检测超声波的反射的超声波探头3，将超声波功率输出到超声波探头3。信号生成器4，超声波计算显示单元5，其通过计算由超声波探头3检测到的超声波的反射，超声波探头3发出超声波的定时和电极来计算超声波回波图。并且控制电路（6）用于彼此同步地控制检测由1引起的心脏电位的定时。控制电路6控制信号发生器4，以便在电极1检测到心脏电位时的定时发射超声波。
[选择图]图3

