

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5223967号
(P5223967)

(45) 発行日 平成25年6月26日 (2013. 6. 26)

(24) 登録日 平成25年3月22日 (2013. 3. 22)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/0402 (2006. 01)	A 6 1 B 5/04 3 1 O A
A 6 1 B 5/0408 (2006. 01)	A 6 1 B 5/04 3 O O N
A 6 1 B 5/0478 (2006. 01)	A 6 1 B 5/04 3 O O P
	A 6 1 B 5/04 3 O O W

請求項の数 5 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2011-506961 (P2011-506961)	(73) 特許権者	000006231
(86) (22) 出願日	平成21年12月3日 (2009. 12. 3)		株式会社村田製作所
(86) 国際出願番号	PCT/JP2009/070333		京都府長岡京市東神足1丁目10番1号
(87) 国際公開番号	W02010/113354	(74) 代理人	100079441
(87) 国際公開日	平成22年10月7日 (2010. 10. 7)		弁理士 広瀬 和彦
審査請求日	平成23年8月24日 (2011. 8. 24)	(72) 発明者	志牟田 亨
(31) 優先権主張番号	特願2009-90203 (P2009-90203)		京都府長岡京市東神足1丁目10番1号
(32) 優先日	平成21年4月2日 (2009. 4. 2)		株式会社村田製作所内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	高橋 英司
(31) 優先権主張番号	特願2009-213372 (P2009-213372)		京都府長岡京市東神足1丁目10番1号
(32) 優先日	平成21年9月15日 (2009. 9. 15)		株式会社村田製作所内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

審査官 谷垣 圭二

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心電信号検出装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

筐体と、該筐体に設けられた表示窓と、該表示窓の表面に設けられ生体の電気信号を検出する透明な導電材料で形成された少なくとも一対の電極と、該少なくとも一対の電極上に設けられると共に、前記少なくとも一対の電極と当接する面と対向する面が前記生体と接触する接触面となり、透明な絶縁材料で形成された絶縁膜と、該絶縁膜の接触面に接触した前記生体と前記少なくとも一対の電極のそれぞれとの間の容量性結合によって検出された前記生体の電気信号を差動増幅することにより心電信号を生成する差動増幅部と、該差動増幅部により生成された心電信号に基づいて生体情報を算出する演算部と、前記筐体内に設けられ、前記表示窓、前記少なくとも一対の電極および前記絶縁膜を介して表示情報を表示するディスプレイパネルと、該ディスプレイパネルに前記表示情報を表示するための情報表示回路とを有する心電信号検出装置。

【請求項 2】

前記表示窓の下面に設けられ、前記表示窓を介して入力情報を入力するためのタッチパネルと、該タッチパネルを駆動する駆動回路と、前記タッチパネルを介して入力された入力情報に基づいて前記演算部を制御する制御部とを有する請求項 1 に記載の心電信号検出装置。

【請求項 3】

筐体と、該筐体に設けられた表示窓と、前記筐体に設けられた操作ボタンと、該操作ボタンに設けられ生体の電気信号を検出する導電材料で形成された第 1 の電極と、該第 1 の

電極上に設けられた第 1 の絶縁膜と、前記表示窓の表面に設けられた前記生体の電気信号を検出する透明な導電材料で形成された少なくとも 1 つの第 2 の電極と、該少なくとも 1 つの第 2 の電極上に設けられると共に、前記少なくとも 1 つの第 2 の電極と当接する面と対向する面が前記生体と接触する接触面となり、透明な絶縁材料で形成された第 2 の絶縁膜と、該第 2 の絶縁膜の接触面に接触した前記生体の一部の部分と前記少なくとも 1 つの第 2 の電極との間の容量性結合によって検出された前記生体の一部の電気信号と前記第 1 の絶縁膜の接触面に接触した前記生体の他の部分と前記第 1 の電極との間の容量性結合によって検出された前記生体の他の電気信号とを差動増幅することにより心電信信号を生成する差動増幅部と、該差動増幅部により生成された心電信信号に基づいて生体情報を算出する演算部と、前記筐体内に設けられ、前記表示窓、少なくとも 1 つの第 2 の電極および第 2 の絶縁膜を介して表示情報を表示するディスプレイパネルと、該ディスプレイパネルに前記表示情報を表示するための情報表示回路とを有する心電信信号検出装置。

10

【請求項 4】

前記表示窓の下面に設けられ、前記表示窓を介して入力情報を入力するためのタッチパネルと、該タッチパネルを駆動する駆動回路と、前記タッチパネルを介して入力された入力情報に基づいて前記演算部を制御する制御部とを有する請求項 3 に記載の心電信信号検出装置。

【請求項 5】

前記少なくとも 1 対の各電極を前記生体と前記少なくとも 1 対の各電極のそれぞれとの間の容量性結合によって検出された前記生体の電気信号を差動増幅する前記差動増幅部の入力端子に接続し、

20

該差動増幅部の入力端子には少なくとも 1 つの高インピーダンス素子を有するクランプ回路を少なくとも 1 つ接続し、

前記クランプ回路の接続端の電位を一定に固定すると共に、前記クランプ回路の接続端から前記差動増幅部をみたときのインピーダンスが前記クランプ回路のインピーダンスよりも大きい構成としてなる請求項 1, 2, 3 または 4 に記載の心電信信号検出装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体から心電信信号を検出する心電信信号検出装置に関する。

30

【背景技術】**【0002】**

心疾患の診断、治療等に役立てるために、人間の心臓の活動を心電信信号として抽出し、この心電信信号に基づいて心電図データ等の生体情報を取得する心電信信号検出装置は知られている。

【0003】

このような心電信信号検出装置には、病院等の医療機関において医師等によって用いられる大型の装置と、家庭において一般の者によって用いられる携帯型の装置とがある。

【0004】

大型の心電信信号検出装置は、心電図データの解析を行うための高度な演算機能を有する例えば机上型の計算装置、該計算装置にそれぞれケーブルを介して接続された例えば 12 個の電極、心電図波形等をモニタリングするための机上型のディスプレイ装置、心電図波形等をプリントアウトする印刷装置等を備えている。そして、医師等は、ベッドに寝かせた被検出者の四肢および胸部に電極を取り付け、前記計算装置を操作する。これに応じ、当該心電信信号検出装置は、被検出者の心電信信号を検出し、心電図データの解析等を精密に行い、不整脈や狭心症等の診断、治療等に直接役立てることができる専門的な情報を生成する。

40

【0005】

一方、携帯型の心電信信号検出装置は、片手で持ち上げることができるような小型の筐体内に、心電図データの簡易な解析を行う機能を有する IC チップおよびメモリ等を収容す

50

ると共に、当該筐体の外面に、例えば2個または3個の電極、小型の液晶ディスプレイパネルおよび操作ボタン等を配置する構成を有している。そして、利用者は、この心電信検出装置に配置された電極に指または掌等を接触させ、操作ボタンを操作する。これに応じ、当該心電信検出装置は、利用者の心電信を検出し、心電図データ等を生成する。当該小型の心電信検出装置により生成される心電図データは、上述した大型の心電信検出装置により生成される心電図データと比較すると簡易なデータであるが、動悸等の心疾患症状を医師に伝えるための情報等として有用である（特許文献1～3参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

10

【特許文献1】特開平11-299740号公報

【特許文献2】特開2003-144403号公報

【特許文献3】特開2005-46215号公報

【発明の概要】

【0007】

ところで、上述したような従来技術による心電信検出装置に設けられた電極は、金属、銀-塩化銀等により形成されている。そして、これら電極は、心電信検出時に人間の肌に直接接触する。また、心電信検出後には、各電極は、人間の肌との接触により水分等が付着した状態で、外気に曝されたまま長期間放置される場合もある。

【0008】

20

このため、心電信検出装置の管理状況が悪いと電極の劣化による耐久性の低下を招くおそれがある。また、劣化した電極により心電図測定を行うことにより測定の精度が落ちるおそれがある。

【0009】

また、上述の従来技術による携帯型の心電信検出装置は、その筐体の外面に、人間の指や掌等が接触しやすいように複数個の電極を配置する必要がある、これらの電極を配置するスペースを筐体の外面に確保しなければならない。このため、心電信検出装置のさらなる小型化を図ることは容易でない。

【0010】

本発明は例えば上述したような問題に鑑みなされたものであり、本発明の目的は、耐久性を向上させることができ、または小型化を図ることができる心電信検出装置を提供することにある。

30

【0013】

上記課題を解決するために、請求項1の発明は、筐体と、該筐体に設けられた表示窓と、該表示窓の表面に設けられ生体の電気信号を検出する透明な導電材料で形成された少なくとも一対の電極と、該少なくとも一対の電極上に設けられると共に、前記少なくとも一対の電極と当接する面と対向する面が前記生体と接触する接触面となり、透明な絶縁材料で形成された絶縁膜と、該絶縁膜の接触面に接触した前記生体と前記少なくとも一対の電極のそれぞれとの間の容量性結合によって検出された前記生体の電気信号を差動増幅することにより心電信を生成する差動増幅部と、該差動増幅部により生成された心電信に基づいて生体情報を算出する演算部と、前記筐体内に設けられ、前記表示窓、前記少なくとも一対の電極および前記絶縁膜を介して表示情報を表示するディスプレイパネルと、該ディスプレイパネルに前記表示情報を表示するための情報表示回路とを有する。

40

【0014】

本発明によれば、透明な電極を表示窓の表面に形成し、さらに該電極上に透明な絶縁膜を形成する構成としたことにより、ディスプレイパネルによる情報表示を妨げることなく、耐久性に優れた電極をディスプレイパネルの表示領域と重なり合う場所に配置することができ、心電信検出装置の小型化と長寿命化とを同時に実現することができる。

【0015】

また、心電図の測定方法や測定姿勢等を示す表示情報をディスプレイパネルの画面中に

50

電極と重なり合うように、または隣り合うように表示することが可能になる。これにより、心電信号検出装置の操作性を向上させることができ、一般の者でも容易に心電図測定を行うことができるようにすることができる。

【0016】

さらに、電極の下方に、タッチパネルによる操作ボタン、または光電脈派検出用の光センサ等を配置することができ、小型で高機能な心電信号検出装置を実現することが可能になる。

【0017】

請求項2の発明は、前記表示窓の下面に設けられ、前記表示窓を介して入力情報を入力するためのタッチパネルと、該タッチパネルを駆動する駆動回路と、前記タッチパネルを介して入力された入力情報に基づいて前記演算部を制御する制御部とを有する。

10

【0018】

本発明によれば、前述した効果に加え、生体と電極上に設けられた絶縁膜との接触をタッチパネルにより検知することで、心電信号検出装置の操作性を高めることができる。例えば、人間の指が電極上に設けられた絶縁膜に接触したのと同時に心電信号に係る電気信号の検出を自動的に開始する等、一般の利用者にとって便利な機能を実現することが可能になる。

【0019】

請求項3の発明は、筐体と、該筐体に設けられた表示窓と、前記筐体に設けられた操作ボタンと、該操作ボタンに設けられ生体の電気信号を検出する導電材料で形成された第1の電極と、該第1の電極上に設けられた第1の絶縁膜と、前記表示窓の表面に設けられた前記生体の電気信号を検出する透明な導電材料で形成された少なくとも1つの第2の電極と、該少なくとも1つの第2の電極上に設けられると共に、前記少なくとも1つの第2の電極と当接する面と対向する面が前記生体と接触する接触面となり、透明な絶縁材料で形成された第2の絶縁膜と、該第2の絶縁膜の接触面に接触した前記生体の一部の部分と前記少なくとも1つの第2の電極との間の容量性結合によって検出された前記生体の一の電気信号と、前記第1の絶縁膜の接触面に接触した前記生体の他の部分と前記第1の電極との間の容量性結合によって検出された前記生体の他の電気信号とを差動増幅することにより心電信号を生成する差動増幅部と、該差動増幅部により生成された心電信号に基づいて生体情報を算出する演算部と、前記筐体内に設けられ、前記表示窓、少なくとも1つの第2の電極および第2の絶縁膜を介して表示情報を表示するディスプレイパネルと、該ディスプレイパネルに前記表示情報を表示するための情報表示回路とを有する。

20

30

【0020】

本発明によれば、生体と電極上に設けられた絶縁膜との接触と、操作ボタンの操作とを同時に検知することができ、心電信号検出装置の操作性を向上させることができる。例えば、人間が指を電極上に設けられた絶縁膜に接触させた状態で操作ボタンを押すことにより心電信号に係る電気信号の検出を開始する等、一般の利用者にとって使いやすい機能を実現することができる。

【0021】

請求項4の発明は、前記表示窓の下面に設けられ、前記表示窓を介して入力情報を入力するためのタッチパネルと、該タッチパネルを駆動する駆動回路と、前記タッチパネルを介して入力された入力情報に基づいて前記演算部を制御する制御部とを有する。

40

【0022】

本発明によれば、前述した効果に加え、生体と電極上に設けられた絶縁膜との接触をタッチパネルにより検知することで、心電信号検出装置の操作性を高めることができる。

【0023】

請求項5の発明は、前記少なくとも一対の各電極を前記生体と前記少なくとも一対の各電極のそれぞれとの間の容量性結合によって検出された前記生体の電気信号を差動増幅する前記差動増幅部の入力端子に接続し、該差動増幅部の入力端子には少なくとも1つの高インピーダンス素子を有するクランプ回路を少なくとも1つ接続し、前記クランプ回路の

50

接続端の電位を一定に固定すると共に、前記クランプ回路の接続端から前記差動増幅部をみたときのインピーダンスが前記クランプ回路のインピーダンスよりも大きい構成としている。

【0024】

電極と生体との容量性結合を用いて生体の電気信号を検出する場合、電極から差動増幅部をみたときの入力インピーダンスが低いと、生体の電気信号の周波数領域で損失が大きくなり、この電気信号を検出できなくなる。

【0025】

これに対し、本発明では、クランプ回路を高インピーダンス素子を用いて構成すると共に、クランプ回路の接続端から差動増幅部の入力端をみたときのインピーダンスをクランプ回路のインピーダンスよりも大きく設定したので、生体の電気信号の周波数領域での損失を低減できる。また、クランプ回路によって例えば差動増幅部の入力端子やその前段側の基準電位を固定できるので、生体の電気信号の中心電位の変動が小さくなる。このため、S/N比 (Signal to Noise Ratio) が良くなり、安定して生体の電気信号を検出することができる。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】本発明の第1の実施形態による心電信号検出装置を示す斜視図である。

【図2】心電図測定を行っている状態の第1の実施形態による心電信号検出装置を示す説明図である。

【図3】本発明の第1の実施形態による心電信号検出装置を示す正面図である。

【図4】図3中の矢示IV-IV方向からみた心電信号検出装置の縦断面図である。

【図5】心電信号検出装置における透明電極等を拡大して示す縦断面図である。

【図6】図3と同様の方向からみた心電信号検出装置の一方の透明電極およびコネクタ等を、筐体の上側ケースを取り外した状態で示す拡大正面図である。

【図7】心電信号検出装置の電氣的構成を示す回路図である。

【図8】ディスプレイパネルの画面中にガイダンス情報等が表示された状態の心電信号検出装置を示す正面図である。

【図9】心電図測定を行っている状態の第2の実施形態による心電信号検出装置を示す説明図である。

【図10】心電図測定を行っている状態の第3の実施形態による心電信号検出装置を示す説明図である。

【図11】心電図測定を行っている状態の第4の実施形態による心電信号検出装置を示す説明図である。

【図12】第5の実施形態による心電信号検出装置の電氣的構成を示す回路図である。

【図13】図12中のフィルタ部、クランプ回路等を示す回路図である。

【図14】生体と透明電極との間の静電容量値とクランプ回路の抵抗値との関係を示す説明図である。

【図15】心電信号検出装置の入力部における信号損失と生体信号の周波数との関係を示す周波数特性図である。

【図16】クランプ回路の抵抗値が図14中のA領域にあるときの生体信号および放射ノイズの時間変化を示す特性線図である。

【図17】クランプ回路の抵抗値が図14中の境界線Xの近傍にあるときの生体信号および放射ノイズの時間変化を示す特性線図である。

【図18】クランプ回路の抵抗値が図14中のB領域にあるときの生体信号および放射ノイズの時間変化を示す特性線図である。

【図19】第6の実施形態による心電信号検出装置の電氣的構成を示す回路図である。

【図20】図19中のフィルタ部、クランプ回路等を示す回路図である。

【図21】第7の実施形態によるクランプ回路を示す回路図である。

【図22】第8の実施形態によるクランプ回路を示す回路図である。

【符号の説明】

【0027】

1, 41, 61, 81, 91, 101 心電信検出装置

2, 42, 62, 82 筐体

4A, 42A, 62A, 82A 開口部

5, 43, 63, 83 表示窓

8, 44, 64, 84 ディスプレイパネル

9 タッチパネル

10, 11 透明電極

12 透明絶縁膜

12A 接触面

21 差動増幅部

22 演算部

23 情報表示回路

24 タッチパネル駆動回路

25 制御部

45, 65, 66, 85 操作ボタン

46, 47, 67, 68, 86, 87 電極

48, 49, 69, 70, 89 絶縁膜

88 絶縁部位

94, 111 クランプ回路

94B, 111B ダイオード（高インピーダンス素子）

105, 121 第1のクランプ回路

105B, 121B ダイオード（第1の高インピーダンス素子）

106, 122 第2のクランプ回路

106B, 122B ダイオード（第2の高インピーダンス素子）

【発明を実施するための形態】

【0028】

以下、本発明の実施の形態を添付図面に従って説明する。まず、本発明の第1の実施形態について説明する。

【0029】

図1において、本発明の第1の実施形態による心電信検出装置1は、簡易な心電図測定を行うことができると共に、人間が片手で手軽に持ち上げることができる携帯型の装置である。該心電信検出装置1によれば、図2に示すように、人間（生体）の心臓の活動に応じて変動する電気信号である生体信号を人間の両手の親指から検出し、この生体信号から心電信を生成し、この心電信に基づいて心電図データ等の生体情報を生成することができる。

【0030】

なお、説明の便宜上、図1中の矢示Z1, Z2が指す方向をそれぞれ上方向、下方向、矢示X1, X2が指す方向をそれぞれ左方向、右方向、矢示Y1, Y2が指す方向をそれぞれ奥方向、手前方向とする。

【0031】

筐体2は、心電信検出装置1の外殻を形成する。該筐体2は心電信検出装置1の下側に位置し、後述する基板6、ディスプレイパネル8、タッチパネル9、コネクタ16、処理回路部18等を収容する下側ケース3と、該下側ケース3の上側を覆う上側ケース4とから構成されている。また、下側ケース3および上側ケース4は例えば樹脂等の絶縁材料からそれぞれ形成されている。さらに、上側ケース4には、表示窓5を取り付けるための開口部4Aが形成されている。

【0032】

表示窓5は、上側ケース4の開口部4Aに取り付けられている。該表示窓5は、透明な

10

20

30

40

50

絶縁材料、例えば透明な樹脂から形成されている。より具体的には、表示窓 5 は、ポリエチレンナフタレート（PEN）またはポリエチレンテレフタレート（PET）等の透明樹脂フィルムである。なお、表示窓 5 をガラスから形成してもよい。そして、表示窓 5 は、開口部 4 A を閉塞し、ディスプレイパネル 8 の液晶表示画面の上面側全体を覆っている。

【0033】

図 3、図 4 において、基板 6 は、支持部材 7 を介して下側ケース 3 内に取り付けられている。そして、基板 6 上には、後述のディスプレイパネル 8、タッチパネル 9、コネクタ 16、処理回路部 18 等が搭載されている。

【0034】

ディスプレイパネル 8 は、表示窓 5 の下方に位置して下側ケース 3 内に設けられている。該ディスプレイパネル 8 は、例えば液晶表示画面を有する液晶ディスプレイパネルユニットである。即ち、ディスプレイパネル 8 は基板 6 上に搭載され、ディスプレイパネル 8 の接続端子は、基板 6 上に設けられたディスプレイ用接続端子（いずれも図示せず）に電氣的に接続されている。また、ディスプレイパネル 8 の上面に配置された液晶表示画面の形状、大きさおよび位置は上側カバー 4 の開口部 4 A と対応している。そして、利用者は、開口部 4 A に取り付けられた表示窓 5、表示窓 5 とディスプレイパネル 8 との間に設けられたタッチパネル 9、並びに表示窓 5 上に設けられた透明電極 10、11、接着層 13 および透明絶縁膜 12 を透視してディスプレイパネル 8 の液晶表示画面に表示された情報を見ることができる。

【0035】

タッチパネル 9 は、表示窓 5 の下面に設けられ、表示窓 5 を介して入力情報を入力するものである。即ち、該タッチパネル 9 は、表示窓 5 とディスプレイパネル 8 との間に配置され、液晶表示画面のほぼ全体を覆っている。また、該タッチパネル 9 は例えば抵抗膜方式または静電容量方式のタッチパネルであり、タッチパネル 9 の接続端子は、基板 6 上に設けられたタッチパネル用接続端子（いずれも図示せず）に電氣的に接続されている。タッチパネル 9 は、人間の指等が表示窓 5 の上面および透明電極 10、11 の上面に形成された透明絶縁膜 12 に接触したときに、接触位置情報を含む接触検知信号を制御部 25 に出力する。

【0036】

2 個の透明電極 10、11 は、人間の両手の親指から生体信号を検出する。該透明電極 10、11 は表示窓 5 の上面（表面）にそれぞれ設けられている。各透明電極 10、11 は、透明な導電性材料、例えば ITO（酸化インジウムスズ）系、ZnO（酸化亜鉛）系、SnO₂（酸化スズ）系、TiO₂（酸化チタン）系、もしくはマグネシウム基非酸化物系の透明な導電性材料、または透明導電性樹脂から形成されている。

【0037】

また、各透明電極 10、11 は、人間の親指の先端部から生体信号を検出するのに適した大きさおよび形状を有し、例えば 1 辺の長さ寸法が 1.5 cm 程度の正方形に形成されている。そして、各透明電極 10、11 は、厚さ寸法が例えば数 μm～数十 μm の薄膜であり、表示窓 5 上に透明な接着層 13 を介してパターンニングされて成膜されている。なお、各透明電極 10、11 を直径寸法が 1.5 cm 程度の円形に形成してもよい。

【0038】

また、各透明電極 10、11 は、図 2 に示すように、人間が心電信検出装置 1 を両手で把持した状態で両手の親指を透明電極 10、11 に対応する部位に容易に接触させることができるような位置に配置されている。即ち、一方の透明電極 10 は、表示窓 5 の上面内の左手前側に配置され、他方の透明電極 11 は表示窓 5 の上面内の右手前側に配置されている。さらに、各透明電極 10、11 は、心電信検出装置 1 の上面を見たときに、各透明電極 10、11 の全部がディスプレイパネル 8 の液晶表示画面およびタッチパネル 9 と重なり合うように配置されている。

【0039】

そして、各透明電極 10、11 上には、後述するように透明絶縁膜 12 が設けられてお

り、各透明電極10、11は、透明絶縁膜12の接触面12Aに接触した人間の親指と各透明電極10、11との間の容量性結合により、当該人間の親指から生体信号を検出する。

【0040】

透明絶縁膜12は、透明電極10、11が成膜された表示窓5の上面全体を覆っている。即ち、該透明絶縁膜12は、透明電極10、11の上面を直接覆うと共に、表示窓5の上面のうち透明電極10、11が成膜されていない部位を接着層13を介して覆っている。そして、透明絶縁膜12の上面のうち、透明電極10、11と対向する部位、即ち、透明電極10、11と当接する面と対向する面が接触面12Aである。生体信号を検出するときには人間の親指を該接触面12Aに接触させる。

10

【0041】

また、透明絶縁膜12は、例えばポリエチレンナフタレート（PEN）またはポリエチレンテレフタレート（PET）等の透明絶縁材料を各透明電極10、11の上面および表示窓5の上面のうち透明電極10、11が成膜されていない部位にコーティングすることにより形成され、その厚さ寸法は、例えば数 μm ～数十 μm である。

【0042】

さらに、透明絶縁膜12の手前側縁部には、図3に示すように、後述する導電ライン14および接地ライン15を保護するための2個のライン保護部12Bが設けられている。該各ライン保護部12Bは、図5に示すように、透明絶縁膜12の手前側縁部の一部を、基板6上に設けられた後述のコネクタ16に向けて延在させることにより形成されている。そして、該各ライン保護部12Bは、後述する導電ライン14および接地ライン15の表面を覆っている。

20

【0043】

2本の導電ライン14は、各透明導電膜10、11とコネクタ16内の信号端子との間を電氣的に接続する。該各導電ライン14は、例えば透明電極10、11と同じ透明導電材料から形成されている。そして、図5、図6に示すように、これら導電ライン14の基端側は透明電極10、11にそれぞれ接続され、先端側はライン保護部12Bと共に、表示窓5の手前側端面と上側ケース4の開口部4Aの手前側縁部との隙間を通して筐体2内に向かって下方に延び、コネクタ16の信号端子にそれぞれ接続されている。

【0044】

接地ライン15は、各導電ライン14の左右方向両側に位置し、当該導電ライン14からそれぞれ所定距離離間して配置されている。該各接地ライン15は導電材料から形成されている。そして、該各接地ライン15は、導電ライン14の基端側から先端側に向けて導電ライン14と平行に延び、その先端がコネクタ16の接地端子に接続されている。このように各導電ライン14を接地ライン15で囲うことにより、各導電ライン14を流れる生体信号に放射ノイズが重畳するのを抑制することができる。

30

【0045】

2個のコネクタ16は、基板6上に設けられている。該各コネクタ16は、導電ライン14を、接続ライン17を介して後述の処理回路部18と接続する共に、接地ライン15を基板6に設けられた接地部（図示せず）に接続するものである。即ち、各コネクタ16内には、導電ライン14と接続ライン17とを接続する信号端子、および接地ライン15と基板6の接地部とを接続する接地端子（いずれも図示せず）が設けられている。

40

【0046】

処理回路部18は、基板6上に設けられている。該処理回路部18は、図7に示すように、2個のフィルタ部19、基線変動抑制部20、差動増幅部21、演算部22、情報表示回路23、タッチパネル駆動回路24および制御部25を備えている。

【0047】

即ち、フィルタ部19は、処理回路部18の入力端側に設けられ、人間の親指から検出された生体信号からノイズを軽減するものである。即ち、フィルタ部19は、透明電極10、11と導電ライン14、コネクタ16の信号端子および接続ライン17を介してそれ

50

ぞれ接続されており、人間の親指が透明電極 10, 11 上の透明絶縁膜 12 の接触面 12 A に接触したときに、当該人間の親指と透明電極 10, 11 との容量性結合により検出される生体信号に含まれるノイズを軽減する。

【0048】

ここで、フィルタ部 19 はローパスフィルタから構成されている。なお、フィルタ部 19 にハイパスフィルタを付加してもよい。また、差動増幅部 21 により生成される心電信の波形歪みを軽減するために、フィルタ部 19 の入力インピーダンスを高くし、例えば $1\text{ G}\Omega \sim 10\text{ T}\Omega$ とすることが望ましい。

【0049】

基線変動抑制部 20 は、各フィルタ部 19 の後段に設けられている。該基線変動抑制部 20 は、各フィルタ部 19 から出力された生体信号の基線（ベースライン）の変動を抑制する。

【0050】

差動増幅部 21 は、基線変動抑制部 20 から出力された生体信号を差動増幅することにより心電信を生成する。該差動増幅部 21 は、例えばオペアンプ（演算増幅器）等を含んだ差動増幅回路により構成されている。なお、通常使用されるオペアンプの入力インピーダンスは、 $1\text{ G}\Omega$ 以上である。このため、差動増幅器 21 の入力インピーダンスは、 $1\text{ G}\Omega$ 以上となる。そして、差動増幅部 21 は、一方の透明電極 10 により人間の左手の親指から検出され、一方のフィルタ部 19 および基線変動抑制部 20 を介して入力された生体信号と、他方の透明電極 11 により人間の右手の親指から検出され、他方のフィルタ部 19 および基線変動抑制部 20 を介して入力された生体信号とを差動増幅することにより、心電信を生成する。

【0051】

演算部 22 は、差動増幅部 21 の後段に設けられている。該演算部 22 は、例えば制御部 25 と共に中央演算処理装置（CPU）により構成され、差動増幅部 21 により生成された心電信に基づいて心電図データ等の生体情報を算出する。

【0052】

情報表示回路 23 は、ディスプレイパネル 8 の液晶表示画面における情報表示を制御するものであり、ディスプレイパネル 8 と電氣的に接続されている。タッチパネル駆動回路 24 は、タッチパネル 9 を駆動するものであり、タッチパネル 9 と電氣的に接続されている。

【0053】

制御部 25 は、ディスプレイパネル 8、演算部 22 等を制御するものである。具体的には、制御部 25 は、情報表示回路 23 を介してディスプレイパネル 8 を制御し、例えば図 8 に示すようなガイダンス情報 31、矢印マーク 32、操作ボタン画像 33 等の情報を液晶表示画面に表示させる。ここで、ガイダンス情報 31 は、例えば心電図の測定方法や測定姿勢等を利用者に対して説明する文章または画像の情報である。

【0054】

また、制御部 25 は、情報表示回路 23 を介してディスプレイパネル 8 を制御し、演算部 22 により算出された生体情報、例えば心電図データに基づく心電図波形等をディスプレイパネル 8 の液晶表示画面に表示させる。

【0055】

さらに、制御部 25 は、タッチパネル 9 を介して入力される入力情報に基づいて演算部 22 を制御する。具体的には、制御部 25 は、タッチパネル 9 から出力される接触検知信号をタッチパネル駆動回路 24 を介して受け取り、この接触検知信号に含まれる接触位置情報に基づいて、人間の指が、表示窓 5（透明絶縁膜 12）の上面において、透明電極 10, 11 が配置された部位、または透明電極 10, 11 が配置されていない部位に接触したことを検知する。そして、制御部 25 は、人間の両手の親指が透明電極 10, 11 上の透明絶縁膜 12 の接触面 12 A にそれぞれ接触したことを検知したとき、演算部 22 等を制御し、人間の親指からの生体信号の検出、心電信の生成、および心電図データ等の算

出を開始する。

【0056】

本発明の第1の実施形態による心電信号検出装置1は以上のような構成を有するものであり、次にその動作を説明する。

【0057】

まず、利用者が心電信号検出装置1の電源を入れると、制御部25は、情報表示回路23を介してディスプレイパネル8を制御し、心電信号検出装置1の種々の機能を選択するためのメニューを液晶表示画面に表示する。そして、利用者が表示窓5（透明絶縁膜12）を指で触れ、メニューの中から心電図測定を選択する旨の操作を行うと、制御部25は、この選択操作を、タッチパネル9およびタッチパネル駆動回路24を介して検知する。続いて、制御部25は、情報表示回路23を介してディスプレイパネル8を操作し、図8に示すように、ガイダンス情報31、矢印マーク32および操作ボタン画像33を液晶表示画面に表示する。

10

【0058】

利用者が、図2に示すように、心電信号検出装置1を両手で把持し、両手の親指を透明電極10、11上の透明絶縁膜12の接触面12Aに接触させると、制御部25は、両手の親指が当該接触面12Aに接触していることを、タッチパネル9およびタッチパネル駆動回路24を介して検知する。続いて、制御部25は、演算部22等を制御し、人間の親指からの生体信号の検出、心電信号の生成、および心電図データ等の算出を開始する。

20

【0059】

これにより、利用者の心臓の活動に応じて変動する生体信号が透明電極10、11によりそれぞれ検出される。即ち、透明電極10、11上の透明絶縁膜12の接触面12Aに接触している利用者の両手の親指と透明電極10、11との間が容量によりそれぞれ結合され、生体信号が親指から透明電極10、11にそれぞれ伝達される。そして、透明電極10、11にそれぞれ伝達された生体信号は、導電ライン14、コネクタ16の信号端子および接続ライン17を通して処理回路部18のフィルタ部19にそれぞれ入力される。

【0060】

続いて、フィルタ部19は生体信号に含まれるノイズを軽減し、基線変動抑制部20は生体信号の基線の変動を抑制する。そして、差動増幅部21は、ノイズが軽減され、基線変動が抑制された2個の生体信号を差動増幅することにより心電信号を生成する。さらに、演算部22は、この心電信号に基づいて演算処理を行い、心電図データ等の生体情報を生成する。続いて、制御部25は、情報表示回路23を介してディスプレイパネル8を制御し、生体情報（例えば心電図データに基づく心電図波形等）を液晶表示画面に表示する。

30

【0061】

以上説明した通り、本発明の第1の実施形態による心電信号検出装置1は、上面が透明絶縁膜12で覆われた透明電極10、11を備え、容量性結合により生体信号を検出する。これにより、人間の指等が透明電極10、11に直接接触することがなく、また、透明電極10、11が外気に曝されることがない。従って、透明電極10、11に水分等が付着するのを防止することができ、透明電極10、11の劣化を抑制することができる。よって、心電信号検出装置1の耐久性を高め、寿命を長くすることができる。

40

【0062】

また、心電信号検出装置1では、生体信号を検出するための電極を透明な材料から形成された透明電極10、11とし、これら透明電極10、11をディスプレイパネル8の液晶表示画面と重なり合う表示窓5の上面に配置している。このように、生体信号を検出するための電極を透明電極とすることにより、電極を配置するスペースをディスプレイパネル8と重なり合う位置に確保することが可能となり、電極を配置する場所の選択度を高めることができる。また、透明電極10、11をディスプレイパネル8と重なり合う位置に配置することにより、筐体2の外面に配置すべき他の部品（例えば操作ボタン等）の配置スペースを容易に確保することが可能になる。

50

【0063】

従って、図2に示すように、心電信信号検出装置1の小型化を図ることができる。さらに、ディスプレイパネル8の表示画面面積を大きくすることが可能になり、また、心電信信号検出装置1のデザインの自由度を向上させることができる。

【0064】

さらに、表示窓5の表面に透明電極10, 11を配置することにより、図8に示すように、ガイダンス情報31および矢印マーク32等を透明電極10, 11と隣り合うように表示し、操作ボタン画像33を透明電極10, 11と重なり合うように表示することができる。これにより、心電信信号検出装置1の操作性を向上させることができ、一般の者でも容易に心電図測定を行うことができるようにすることができる。

10

【0065】

例えば、矢印マーク32および操作ボタン画像33により親指を乗せる位置を利用者に知らせることができ、ガイダンス情報31により親指を乗せた状態で静止すべき時間等を利用者に教示することができる。これにより、利用者は心電信信号検出装置1の取扱説明書を読み返さなくても心電図測定を行うことができる。

【0066】

また、心電信信号検出装置1では、タッチパネル9により、人間の親指と透明電極10, 11上の透明絶縁膜12の接触面12Aとの接触を検知し、この検知結果に応じて、生体信号の検出、心電信信号の生成、および心電図データ等の算出を自動的に開始する。これにより、心電信信号検出装置1の操作性を向上させることができる。

20

【0067】

例えば、利用者は親指を透明電極10, 11上の透明絶縁膜12の接触面12Aに接触させるだけで心電図測定を開始することができるので、例えば、測定開始操作を行ってから急いで電極上に指を配置させるといった動作や、電極上に指を配置させた後に測定開始操作のために指を電極上の位置から離さなければならないといった煩雑な動作を排除することができる。

【0068】

また、小型の心電信信号検出装置1は、一般の者が日常生活において手軽に心電図測定を行うことを可能にする。例えば、携帯電話機、携帯端末機、携帯ゲーム機、またはカーナビゲーション装置等、日常生活において頻繁に用いられる機器の機能を心電信信号検出装置1に追加（例えば、本発明を心電図測定機能を搭載した携帯電話機として具現化）することにより、日常的な心電図測定の容易化を推し進めることができる。

30

【0069】

なお、上述した第1の実施形態では、2個の透明電極10, 11を、表示窓5の上面内の手前側に配置する場合を例に挙げた。これにより、人間が心電信信号検出装置1を両手で把持しながら両手の親指を透明電極10, 11上の透明絶縁膜12の接触面12Aにそれぞれ確実に接触させることができるようになるため望ましい構成であるが、透明電極の個数および配置位置はこれに限定されない。

【0070】

また、透明電極10, 11上の透明絶縁膜12の接触面12Aに接触させる人間の部位は親指に限らず、人差し指、中指等または掌でもよく、透明電極上の透明絶縁膜の接触面に接触させる人間の部位に応じて透明電極の個数または配置位置を適宜設定してもよい。

40

【0071】

また、上述した第1の実施形態では、透明電極10, 11の上面だけでなく、表示窓5の上面のうち透明電極10, 11が成膜されていない部位にも透明絶縁膜12をコーティングする場合を例に挙げたが、本発明はこれに限らない。透明電極10, 11の上面だけに透明絶縁膜12を設けてもよい。

【0072】

さらに、上述した第1の実施形態では、液晶表示画面を有するディスプレイパネル8を採用する場合を例に挙げたが、このディスプレイパネル8に代え、プラズマディスプレイ

50

パネル、有機EL (Electroluminescence) ディスプレイパネル、無機ELディスプレイパネル、電界放出ディスプレイパネル、MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) ディスプレイパネル、電子ペーパー等を採用してもよい。

【0073】

次に、本発明の第2の実施形態を図9に従って説明する。図9に示すように、本発明の第2の実施形態による心電信号検出装置41は、樹脂等の絶縁材料により形成された筐体42を備え、該筐体42の上面に形成された開口部42Aには表示窓43が取り付けられ、該表示窓43の下方にはディスプレイパネル44が設けられている。また、筐体42の上面には、樹脂等の絶縁材料により形成された操作ボタン45が設けられている。

【0074】

さらに、心電信号検出装置41は、生体信号を検出するための2個の電極46、47を有している。一方の電極46は、第1の実施形態における透明電極10と同様な透明電極であり、表示窓43の上面内の左手前側に配置されている。そして、該電極46の上面には透明な絶縁材料から形成された絶縁膜48が設けられ、絶縁膜48において、電極46と当接する面と対向する面が人間の親指と接触する接触面となっている。

【0075】

また、他方の電極47は、透明または不透明な導電材料により形成された電極であり、操作ボタン45の表面に配置されている。そして、電極47の上面には透明または不透明な絶縁材料からなる絶縁膜49がコーティングされ、絶縁膜49において、電極47と当接する面と対向する面が人間の親指と接触する接触面となっている。いずれの電極46、47も容量性結合により人間の親指から生体信号を検出するものである。

【0076】

さらに、筐体42の内部には、図7に示す処理回路部18と同様の処理回路部（図示せず）が収容され、該処理回路部は、操作ボタン45が押されたときに、生体信号の検出、心電信号の生成、および心電図データ等の算出を開始する機能を備えている。

【0077】

また、前記処理回路部は、ディスプレイパネル44の表示画面において電極46と対応する位置に、この位置が利用者の左手の親指を接触させるべき場所であることを示すマーク50を表示すると共に、当該表示画面に例えば「左手の親指を下のマークの上に乗せ、右手の親指を操作ボタンに乗せ、操作ボタンを押し、その後5秒間静止してください。」といったガイダンス情報（図示せず）を表示する。

【0078】

本発明の第2の実施形態による心電信号検出装置41は以上のような構成を有するものであり、次にその動作を説明する。即ち、利用者は、ディスプレイパネル44の表示画面に表示されたガイダンス情報等に従って、電極46上の絶縁膜48の接触面、および電極47上の絶縁膜49の接触面に両手の親指をそれぞれ接触させた後、絶縁膜49の接触面に接触している親指により操作ボタン45を押す。これにより、生体信号の検出、心電信号の生成、および心電図データ等の算出が開始される。そして、算出された心電図データに基づく心電図波形等がディスプレイパネル44の表示画面に表示される。

【0079】

以上説明した通り、本発明の第2の実施形態による心電信号検出装置41によれば、生体信号を検出するための電極46、47上に絶縁膜48、49を設ける構成としたことにより、電極46、47の劣化を抑制することができ、心電信号検出装置41の耐久性を高めることができる。

【0080】

また、電極46および絶縁膜48を透明に形成し、これをディスプレイパネル44と重なり合う表示窓43の上面に配置する構成としたことにより、心電信号検出装置41の小型化を図ることができる。

【0081】

さらに、電極47を操作ボタン45上に配置することにより、心電信号検出装置41の

10

20

30

40

50

操作性を向上させることができる。例えば、利用者は親指を電極４６，４７上に位置する絶縁膜４８，４９に接触させた状態で、操作ボタン４５を押して心電図測定を開始することができる。

【００８２】

なお、上述した第２の実施形態では、電極４７を操作ボタン４５上に配置する場合を例に挙げたが、これに代え、操作ボタン４５の内部に電極４７を埋め込んでもよい。この場合、電極４７の上面を覆う操作ボタン４５の上面側の部位が絶縁膜４９に相当する。

【００８３】

次に、本発明の第３の実施形態を図１０に従って説明する。図１０に示すように、本発明の第３の実施形態による心電信号検出装置６１は、樹脂等の絶縁材料により形成された筐体６２を備え、該筐体６２の上面に形成された開口部６２Ａには表示窓６３が取り付けられ、該表示窓６３の下側にはディスプレイパネル６４が設けられている。また、筐体６２の上面には、樹脂等の絶縁材料により形成された操作ボタン６５，６６が設けられている。

10

【００８４】

そして、操作ボタン６５，６６の上面には、生体信号を検出するための２個の電極６７，６８がそれぞれ設けられている。各電極６７，６８は、透明または不透明な導電材料により形成されている。また、電極６７，６８の上面には、透明または不透明な絶縁材料により形成された絶縁膜６９，７０がコーティングされている。そして、これら絶縁膜６９，７０において、電極６７，６８と当接する面と対向する面が人間の親指と接触する接触面となっている。そして、これら電極６７，６８は、絶縁膜６９，７０の接触面に接触した人間の親指と電極６７，６８との容量性結合により人間の生体信号を検出するものである。

20

【００８５】

さらに、筐体６２の内部には、図７に示す処理回路部１８と同様の処理回路部（図示せず）が収容され、該処理回路部は、操作ボタン６５または操作ボタン６６が押されたときに、生体信号の検出、心電信号の生成、および心電図データ等の算出を開始する機能を備えている。

【００８６】

このような構成を有する本発明の第３の実施形態による心電信号検出装置６１によれば、電極６７，６８の上面に絶縁膜６９，７０を設ける構成としたことにより、電極６７，６８の劣化を抑制することができ、心電信号検出装置６１の耐久性を高めることができる。

30

【００８７】

また、電極６７，６８を操作ボタン６５，６６の表面に配置することにより、利用者は親指を電極６７，６８上の絶縁膜６９，７０に接触させた状態で、操作ボタン６５または操作ボタン６６を押して心電図測定を開始することができる。これにより、心電信号検出装置６１の操作性を向上させることができる。

【００８８】

なお、上述の第３の実施形態では、電極６７，６８を操作ボタン６５，６６の上面に設ける場合を例に挙げたが、これに代えて、電極６７，６８を操作ボタン６５，６６の内部にそれぞれ埋め込んでもよい。この場合、電極６７，６８の上面を覆う操作ボタン６５，６６の上面側の部位が絶縁膜６９，７０に相当する。

40

【００８９】

また、上述した第３の実施形態では、電極６７，６８を操作ボタン６５，６６の上面にそれぞれ配置する場合を例に挙げて説明したが、本発明はこれに限らない。例えば、操作ボタン６５を排し、電極６７を筐体６２の上面に直接成膜し、この電極６７上に絶縁膜６９をコーティングしてもよい。

【００９０】

また、操作ボタン６５を排して電極６７を筐体６２の上面側内部に埋め込んでもよい。

50

この場合には、電極 6 7 の上面を覆う筐体 6 2 の上面側の部位が絶縁膜 6 9 に相当する。

【0091】

次に、本発明の第 4 の実施形態を図 1 1 に従って説明する。図 1 1 に示すように、本発明の第 4 の実施形態による心電信号検出装置 8 1 は、樹脂等の絶縁材料により形成された筐体 8 2 を備え、該筐体 8 2 の上面に形成された開口部 8 2 A には表示窓 8 3 が取り付けられ、該表示窓 8 3 の下側にはディスプレイパネル 8 4 が設けられている。また、筐体 8 2 の上面には、絶縁材料により形成された操作ボタン 8 5 が設けられている。

【0092】

そして、生体信号を検出するための 2 個の電極 8 6, 8 7 のうち、一方の電極 8 6 は筐体 8 2 の左サイドパネル 8 2 B に埋設されている。また、筐体 8 2 において、左サイドパネル 8 2 B に埋設された電極 8 6 の上面（左方向に向いた面）を覆う絶縁部位 8 8 が絶縁膜に相当する。

10

【0093】

さらに、他方の電極 8 7 は操作ボタン 8 5 の上面に配置されており、該電極 8 7 上には絶縁膜 8 9 がコーティングされている。なお、電極 8 7 を操作ボタン 8 5 内に埋め込んでよい。

【0094】

このような構成を有する本発明の第 4 の実施形態によれば、上述した第 2 の実施形態とほぼ同様の効果を得ることができる。特に、一方の電極 8 6 を筐体 8 2 の左側面に配置したことにより、図 1 1 に示すように、心電信号検出装置 8 1 をその底側から左手で把持しながら、左手の親指を電極 8 6 上の絶縁部位 8 8 に接触させることができ、心電図測定を安定した姿勢で行うことができる。

20

【0095】

次に、本発明の第 5 の実施形態を図 1 2 ないし図 1 8 に従って説明する。なお、第 5 の実施形態では、前記第 1 の実施形態と同一の構成要素に同一の符号を付し、その説明を省略するものとする。

【0096】

図 1 2 に示すように、本発明の第 5 の実施形態による心電信号検出装置 9 1 は、処理回路部 9 2 を備えている。そして、処理回路部 9 2 は、第 1 の実施形態による処理回路部 1 8 と同様に、後述する 2 個のフィルタ部 9 3、基線変動抑制部 2 0、差動増幅部 2 1、演算部 2 2、制御部 2 5 等を備えている。

30

【0097】

フィルタ部 9 3 は、処理回路部 9 2 の入力端側に設けられる。即ち、フィルタ部 9 3 の入力端子 9 3 A は、透明電極 1 0, 1 1 に導電ライン 1 4、コネクタ 1 6 の信号端子および接続ライン 1 7 を介してそれぞれ接続され、また、フィルタ部 9 3 の出力端子 9 3 B は、差動増幅部 2 1 の入力端に、基線変動抑制部 2 0 を介してそれぞれ接続されている。そして、フィルタ部 9 3 は、人間の親指が透明電極 1 0, 1 1 上の透明絶縁膜 1 2 の接触面 1 2 A に接触したときに、当該人間の親指と透明電極 1 0, 1 1 との容量性結合により検出される生体信号に含まれるノイズを軽減する。

【0098】

ここで、フィルタ部 9 3 は、例えばローパスフィルタ（低域通過フィルタ）によって構成されている。具体的には、このフィルタ部 9 3 は、図 1 3 に示すように、例えばオペアンプ 9 3 C と、該オペアンプ 9 3 C の非反転端子と入力端子 9 3 A との間に直列接続された第 1、第 2 の抵抗 9 3 D, 9 3 E と、第 1、第 2 の抵抗 9 3 D, 9 3 E 間の接続点とオペアンプ 9 3 C の出力端子との間に接続された第 1 のコンデンサ 9 3 F と、オペアンプ 9 3 C の非反転端子とグランドとの間に接続された第 2 のコンデンサ 9 3 G とを備え、反転端子と出力端子との間が接続されたサレン・キー回路によって構成されている。このとき、フィルタ部 9 3 のカットオフ周波数は、抵抗 9 3 D, 9 3 E の抵抗値 R1, R2 と、コンデンサ 9 3 F, 9 3 G の容量値 C1, C2 とによって決定されている。

40

【0099】

50

クランプ回路 9 4 は、フィルタ部 9 3 の入力端子 9 3 A に接続されている。該クランプ回路 9 4 は、直流定電圧源としてのグラウンド 9 4 A と、該グラウンド 9 4 A と入力端子 9 3 A との間に接続された高インピーダンス素子としてのダイオード 9 4 B、9 4 C とによって構成されている。このとき、ダイオード 9 4 B、9 4 C は、順方向が互いに反対となるように向かい合わせた状態で直列接続されている。このため、ダイオード 9 4 B、9 4 C は、カソード同士が接続されると共に、ダイオード 9 4 B のアノードはグラウンド 9 4 A に接続され、ダイオード 9 4 C のアノードは入力端子 9 3 A に接続されている。

【0100】

このため、ダイオード 9 4 B は、グラウンド電圧よりも高圧な電気信号に対して逆方向特性を有し、高インピーダンスとして例えば $100\text{M}\Omega$ 以上の抵抗値 $R0$ を有する。一方、ダイオード 9 4 C は、グラウンド電圧よりも低圧な電気信号に対して逆方向特性を有し、高インピーダンスとして例えば $100\text{M}\Omega$ 以上の抵抗値 $R0$ を有する。そして、クランプ回路 9 4 は、その接続端となる入力端子 9 3 A の基準電位を一定の電圧としてのグラウンド電圧に固定している。

【0101】

ここで、クランプ回路 9 4 の接続端から差動増幅部 2 1 をみたときのインピーダンスがクランプ回路 9 4 のインピーダンス（抵抗値 $R0$ ）よりも大きな値に設定されている。具体的には、クランプ回路 9 4 のインピーダンスは、主にダイオード 9 4 B、9 4 C の逆方向特性の抵抗値 $R0$ で決まる。また、この抵抗値 $R0$ は、一般的にフィルタ部 9 3 のオペアンプ 9 3 C の非反転端子（入力端子）の入力インピーダンスである $1\text{G}\Omega$ 以上に比べて小さい値となっている。このため、透明電極 1 0、1 1 から差動増幅部 2 1 をみたときのインピーダンスは、ダイオード 9 4 B、9 4 C の抵抗値 $R0$ で決まってしまう。

【0102】

そこで、次にダイオード 9 4 B、9 4 C の抵抗値 $R0$ について検討する。心電信号検出装置 9 1 のように、生体と透明電極 1 0、1 1 との容量性結合を用いて生体信号を計測する場合、フィルタ部 9 3 の入力端子 9 3 A での損失は、生体と透明電極 1 0、1 1 との間の静電容量値 $C0$ およびクランプ回路 9 4 の抵抗値 $R0$ に依存する。このため、静電容量値 $C0$ および抵抗値 $R0$ を適切に選ばないと、生体信号の周波数帯域で損失が生じる。

【0103】

このとき、透明電極 1 0、1 1 の大きさは、生体の接触部分である指先と同程度である。このため、透明電極 1 0、1 1 は、一辺の長さが $10\text{mm}\sim 30\text{mm}$ 程度の長方形や、直径が $10\text{mm}\sim 30\text{mm}$ 程度の楕円形である。また、透明電極 1 0、1 1 は、例えば数 $\mu\text{m}\sim$ 数十 μm 程度の厚さ寸法をもった透明絶縁膜 1 2 によって覆われている。従って、生体と透明電極 1 0、1 1 との間に生じる静電容量値 $C0$ は、 $70\text{pF}\sim 600\text{pF}$ 程度である。

【0104】

このような静電容量値 $C0$ に対して、生体信号の検出が可能とするためには、生体信号の波形の歪みを小さくすると共に、放射ノイズの影響を小さくする必要がある。この条件を満たすのは、抵抗値 $R0$ が境界線 X よりも大きいときである。即ち、抵抗値 $R0$ が、図 1 4 中の B 領域にあるときである。

【0105】

具体的に説明すると、抵抗値 $R0$ が図 1 4 中の A 領域にあるときには、図 1 5 中の特性線 a に示すように、生体信号の周波数帯域である $0.1\sim 200\text{Hz}$ で損失が大きくなる。この場合、図 1 6 に示すように、無損失の理想的な生体信号 $S0$ に対して生体信号 S の歪みが大きくなり、適切な生体信号を検出することができない。

【0106】

これに対し、抵抗値 $R0$ が図 1 4 中の境界線 X 付近となるときには、図 1 5 中の特性線 x に示すように、生体信号の周波数帯域である $0.1\sim 200\text{Hz}$ で損失が小さくなる。この場合、図 1 7 に示すように、生体信号 S の歪みも小さくなり、生体信号 S の波形は、理想的な生体信号 $S0$ に近づく。また、抵抗値 $R0$ が A 領域よりも大きくなるから、放射ノ

10

20

30

40

50

イズNGの影響も小さくなる。これにより、生体信号の詳細な波形の検出は難しいが、生体信号のピークは検出可能となる。

【0107】

抵抗値R0が図14中のB領域にあるときには、図15中の特性線bに示すように、生体信号の周波数帯域である0.1～200Hzでの損失は、さらに低下する。この場合、図18に示すように、生体信号Sの波形は理想的な生体信号S0の波形とほぼ同様に變化し、生体信号Sの歪みや放射ノイズNGの影響は、さらに低下する。この結果、生体信号の歪みを小さくすると共に、放射ノイズNGの影響を小さくするためには、抵抗値R0は図14中のB領域に含まれる必要がある。即ち、抵抗値R0は、例えば100MΩ以上ある必要がある。

10

【0108】

ここで、一般的なクランプ回路で使用される抵抗素子では、抵抗値は大きくても数MΩ程度であり、上述のような100MΩ以上の高インピーダンスは得られない。このため、一般的な抵抗素子を用いた場合には、生体信号Sの歪みが大きくなり、SN比が低下してしまう。これに対し、本実施形態によるクランプ回路94では、ダイオード94B、94Cの逆方向特性を利用し、抵抗値R0として100MΩ以上の高インピーダンスを実現している。

【0109】

具体的に説明すると、本実施の形態では、透明電極10、11の大きさから得られる生体信号の電圧は1～2mV程度である。このとき、図13に示すように、ダイオード94B、94Cを向かい合わせに接続すると、ダイオード94B、94Cのうちいずれか一方には、逆方向特性によって逆電圧として1～2mVが印加される。一方、ダイオード94B、94Cのブレイクダウン電圧は通常1V程度である。このため、逆電圧がブレイクダウン電圧よりも十分に小さいから、ダイオード94B、94Cには電流が流れない。この結果、ダイオード94B、94Cは、例えば100MΩ以上の高インピーダンス素子として機能する。これにより、本実施の形態では、歪みが小さく、SN比がよい良好な生体信号Sを検出することができる。

20

【0110】

なお、前述した外部からの放射ノイズNGは、主に商用電源の雑音(50Hzまたは60Hz)とその高調波(50Hzまたは60Hzの整数倍)の雑音(200Hz以上)とを含む。ここで、商用電源の雑音は、2つの透明電極10、11に同相で加わるため、差動増幅器21によって相殺される。それ以外の200Hz以上の雑音は、フィルタ部93によって除去される。このため、フィルタ部93のカットオフ周波数は、200Hz以上の適切な値に設定されている。

30

【0111】

このような構成を有する本発明の第5の実施形態によれば、上述した第1の実施形態とほぼ同様の効果を得ることができる。また、透明電極10、11と生体との容量性結合を用いて生体信号を検出する場合、透明電極10、11から差動増幅部21をみたときの入力インピーダンスが低いと、生体信号の周波数領域で損失が大きくなり、生体信号を検出することができなくなる。また、フィルタ部93の入力端子93Aの基準電位が固定されていないと、生体信号の中心電位の変動が大きくなり、安定した心電信信号の測定が難しくなる。これに対し、第5の実施形態では、クランプ回路94によって差動増幅部21の入力端の前段側に位置するフィルタ部93の入力端子93Aの基準電位を固定できるから、生体信号の中心電位の変動を小さくすることができる。

40

【0112】

また、クランプ回路94を高インピーダンス素子としてのダイオード94B、94Cを用いて構成すると共に、クランプ回路94の接続端から差動増幅部21の入力端をみたときのインピーダンスをクランプ回路94のインピーダンス(抵抗値R0)よりも大きく設定したので、生体信号の周波数領域での損失を低減することができる。さらに、クランプ回路94によって差動増幅部21の前段側の基準電位を固定できるので、生体信号の中心

50

電位の変動が小さくなる。このため、S N比が良くなり、安定して生体信号を検出することができる。

【0113】

次に、本発明の第6の実施形態を図19および図20に従って説明する。なお、第6の実施形態では、前記第1の実施形態と同一の構成要素に同一の符号を付し、その説明を省略するものとする。

【0114】

図19に示すように、本発明の第4の実施形態による心電信号検出装置101は、処理回路部102を備えている。そして、処理回路部102は、第1の実施形態による処理回路部18と同様に、2個のフィルタ部103、基線変動抑制部20、差動増幅部21、演算部22、制御部25等を備えている。

10

【0115】

ここで、フィルタ部103の入力端子103Aは、透明電極10、11にそれぞれ接続され、また、フィルタ部103の出力端子103Bは、差動増幅部21の入力端に、基線変動抑制部20を介してそれぞれ接続されている。また、フィルタ部103は、例えば第5の実施形態によるフィルタ部93とほぼ同様に、オペアンプ103C、第1、第2の抵抗103D、103Eおよび第1、第2のコンデンサ103F、103Gによってサレン・キー回路からなるローパスフィルタを構成している。そして、フィルタ部103は、処理回路部102の入力端側に設けられ、生体信号からノイズを軽減する。

20

【0116】

クランプ回路部104は、フィルタ部103の入力端子103Aに接続されている。該クランプ回路部104は、2つのクランプ回路105、106を用いて構成されている。

【0117】

ここで、図20に示すように、第1のクランプ回路105は、第1の直流定電圧源としてのグラウンド105Aと、該グラウンド105Aと入力端子103Aとの間に接続された第1の高インピーダンス素子としてのダイオード105Bとによって構成されている。このとき、ダイオード105Bは、アノードがグラウンド105Aに接続され、カソードが入力端子103Aに接続されている。このため、ダイオード105Bは、グラウンド電圧よりも高圧な電気信号に対して逆方向特性を有し、高インピーダンスとして例えば100MΩ以上の抵抗値R0を有する。

30

【0118】

一方、第2のクランプ回路106は、第2の直流定電圧源として例えばオペアンプ103Cの駆動電圧源106Aと、該駆動電圧源106Aと入力端子103Aとの間に接続された第2の高インピーダンス素子としてのダイオード106Bとによって構成されている。このとき、ダイオード106Bは、アノードが入力端子103Aに接続され、カソードが駆動電圧源106Aに接続されている。このため、ダイオード106Bは、駆動電圧源106Aによる駆動電圧Vccよりも低圧な電気信号に対して逆方向特性を有し、高インピーダンスとして例えば100MΩ以上の抵抗値R0を有する。

【0119】

ここで、クランプ回路105、106の接続端から差動増幅部21をみたときのインピーダンスがクランプ回路105、106のインピーダンス（抵抗値R0）よりも大きな値に設定されている。具体的には、クランプ回路105、106のインピーダンスとなるダイオード105B、106Bの逆方向特性の抵抗値R0は、フィルタ部103のオペアンプ103Cの非反転端子（入力端子）の入力インピーダンスである1GΩ以上に比べて小さい値となっている。

40

【0120】

そして、クランプ回路105、106は、その接続端となる入力端子103Aの基準電位を駆動電圧Vccとグラウンド電圧との間で予め決められた一定の電圧に固定している。

【0121】

このような構成を有する本発明の第6の実施形態によれば、上述した第1、第5の実施

50

形態とほぼ同様の効果を得ることができる。特に、第6の実施形態では、フィルタ部103の入力端子103Aには複数のクランプ回路105、106を接続した。このため、フィルタ部103の入力端子103Aの基準電位は、第1のクランプ回路105のグランド電圧と第2のクランプ回路106の駆動電圧Vccとの間の範囲で任意の値に設定することができる。この結果、例えばフィルタ部103のオペアンプ103Cで増幅可能な範囲および生体信号の大きさ等を考慮して、フィルタ部103の入力端子103Aの基準電位を適切な値に設定することができる。

【0122】

なお、上述した第5の実施形態によるクランプ回路94では、2個のダイオード94B、94Cは互いのカソード同士を接続する構成とした。しかし、本発明はこれに限らず、例えば図21に示す第7の実施形態によるクランプ回路111のように、グランド111Aに接続された2個のダイオード111B、111Cは、互いのアノード同士を接続する構成としてもよい。また、向かい合わせたダイオード94B、94Cまたは111B、111Cを1組として、複数組直列に接続してもよい。これら第5、第7の実施形態によるダイオード94B、94C、111B、111Cは、第6の実施形態によるクランプ回路105、106のダイオード105B、106B（高インピーダンス素子）にも適用できるものである。

【0123】

また、上述した第6の実施形態によるクランプ回路105、106では、高インピーダンス素子は単一のダイオード105B、106Bを用いて構成するものとした。しかし、本発明はこれに限らず、例えば図22に示す第8の実施形態によるクランプ回路121、122のように、グランド121A、駆動電圧源122Aには、順方向が同一となるように複数個のダイオード121B、122Bをそれぞれ直列に接続する構成としてもよい。この場合、隣り合う2つのダイオード121B、122Bは、カソードとアノードとをそれぞれ接続する。これにより、ダイオード121B、122Bの逆方向電流が小さくなるのに加えて、クランプ回路121、122の抵抗値を容易に高めることができる。

【0124】

また、第5ないし第8の実施形態では、高インピーダンス素子としてダイオード94B、94C、105B、106B、111B、111C、121B、122Bを用いる構成としたが、ダイオード94B、94C、105B、106B、111B、111C、121B、122Bに代えて、例えばバイポーラトランジスタのベースとコレクタとを短絡して、ベース・エミッタ間の特性を用いてもよく、電界効果トランジスタのゲートとソースとを短絡して、ゲート・ソース間の特性を用いてもよい。

【0125】

さらに、高インピーダンス素子としては、高抵抗素子、高抵抗半導体膜等を用いることもできる。高抵抗半導体膜の成膜には、例えばスパッタリング法、CVD法、MBE法、蒸着法等があるが、他の成膜方法を用いてもよい。高抵抗半導体膜としては、例えば酸化物半導体膜があるが、他の高抵抗半導体膜でもよい。また、シリコン、ガリウム砒素等を用いて絶縁体の基板を形成すると共に、該基板の抵抗を低下させて高インピーダンス素子を形成してもよい。基板の抵抗を低下させる方法としては、例えば熱拡散法、イオン打ち込み法等によって基板に不純物を添加する方法が考えられる。

【0126】

また、第6の実施形態では、透明電極10、11には同じクランプ回路105、106を接続する構成とした。しかし、本発明はこれに限らず、2つの透明電極には互いに異なるクランプ回路を接続する構成としてもよい。この場合、一方の透明電極に接続した第1のクランプ回路の第1の直流定電圧源と、他方の透明電極に接続した第1のクランプ回路の第1の直流定電圧源とは、相互に異なる電位でもよい。同様に、一方の透明電極に接続した第2のクランプ回路の第2の直流定電圧源と、他方の透明電極に接続した第2のクランプ回路の第2の直流定電圧源とは、相互に異なる電位でもよい。また、クランプ回路105、106のダイオード105B、106Bの抵抗値R0は、互いに異なる値でもよい

10

20

30

40

50

。

【0127】

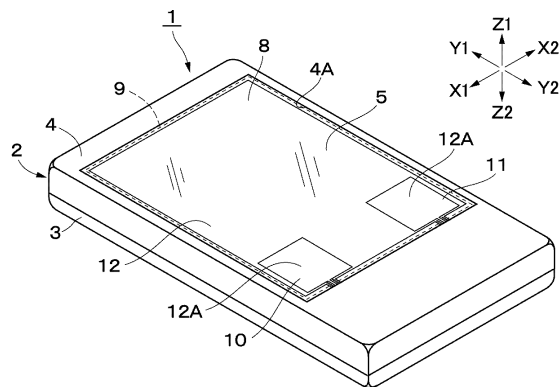
また、第5、第6の実施形態では、放射ノイズを除去するフィルタ部93、103は入力インピーダンスが高いオペアンプ93C、103Cを含む能動フィルタによって構成したが、オペアンプを省いた受動フィルタによって構成してもよい。

【0128】

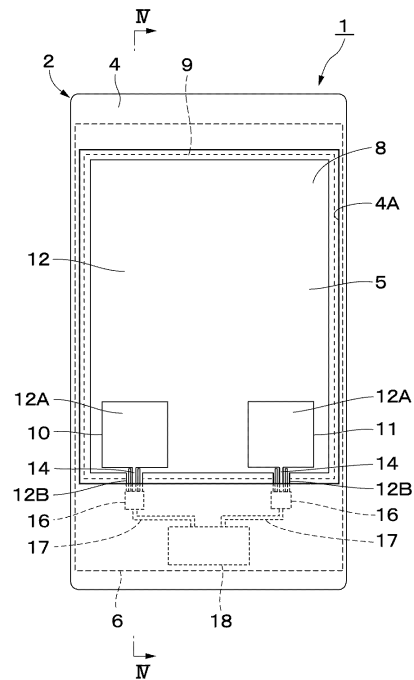
また、第5、第6の実施形態では、第1の実施形態の透明電極10、11にクランプ回路94、105、106を接続する構成とした。しかし、本発明はこれに限らず、第2ないし第4の実施形態による電極46、47、67、68、86、87にクランプ回路を接続する構成としてもよい。

10

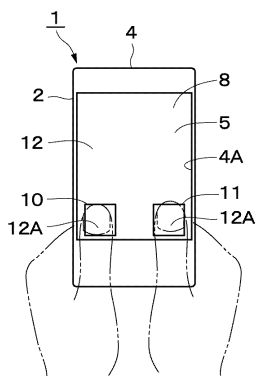
【図1】



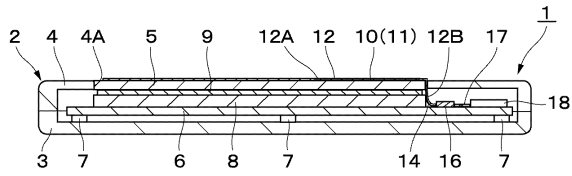
【図3】



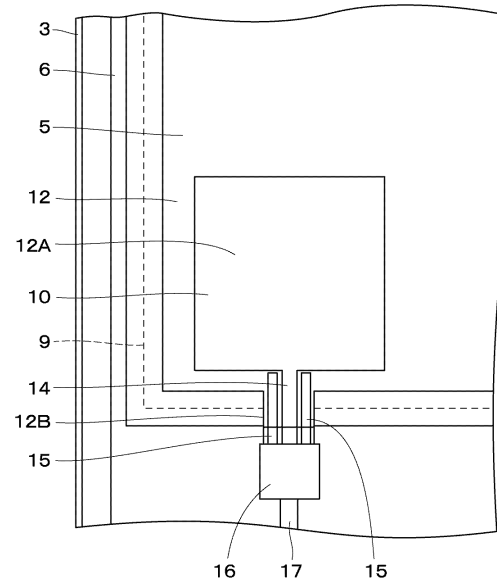
【図2】



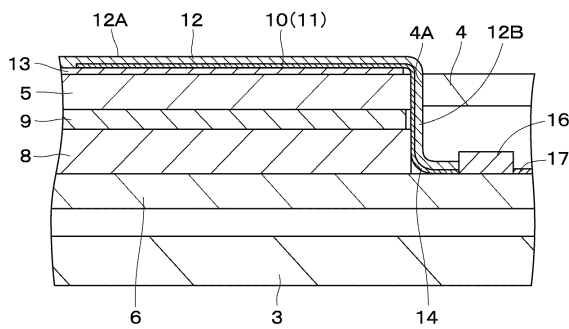
【図 4】



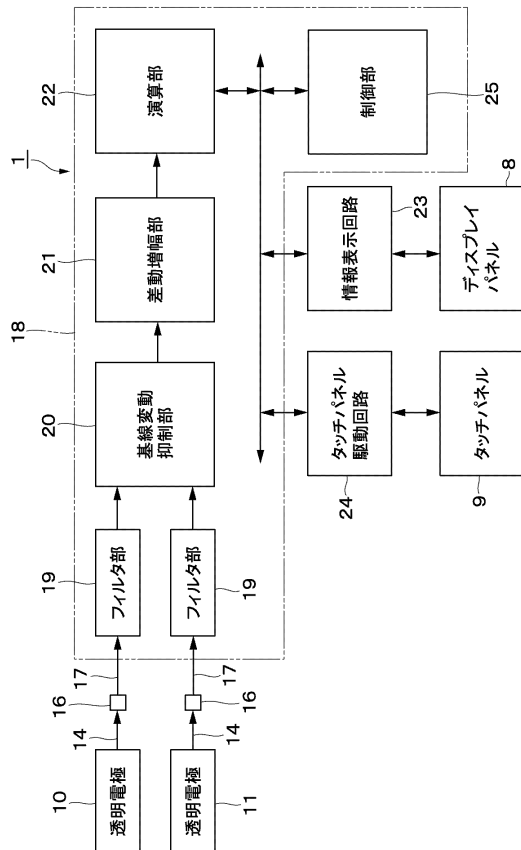
【図 6】



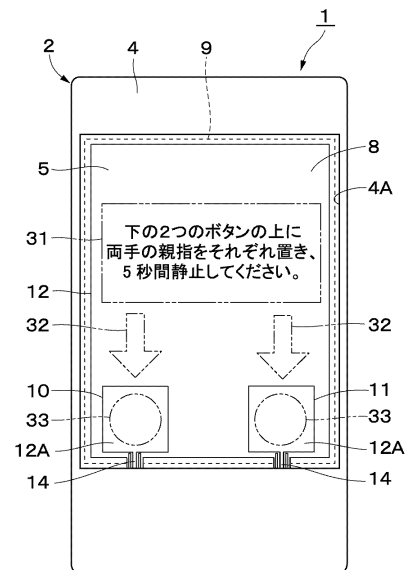
【図 5】



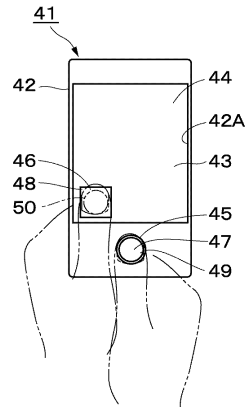
【図 7】



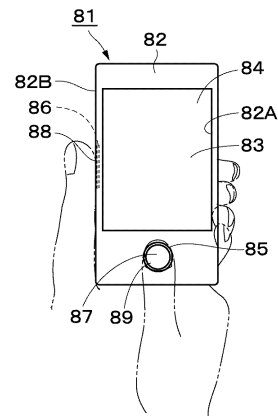
【図 8】



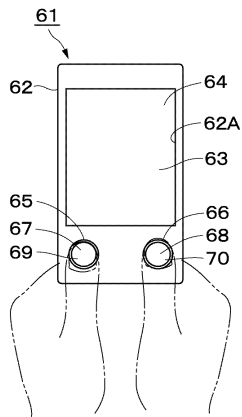
【図 9】



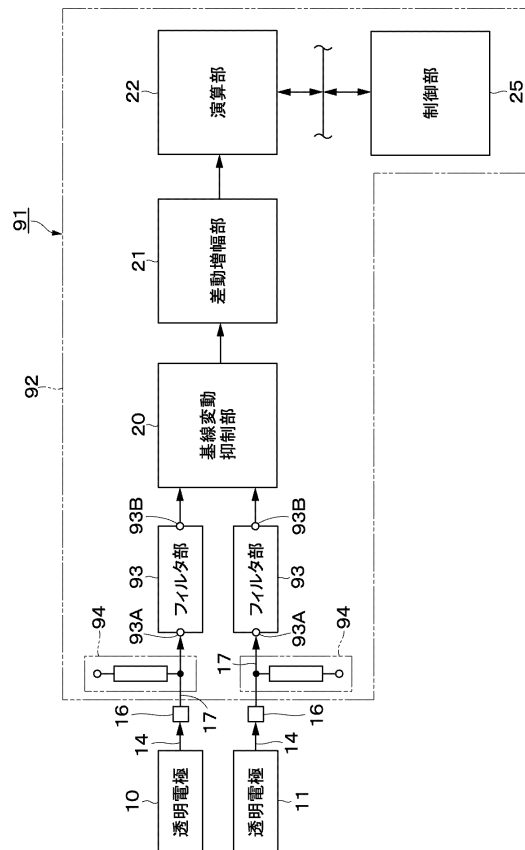
【図 11】



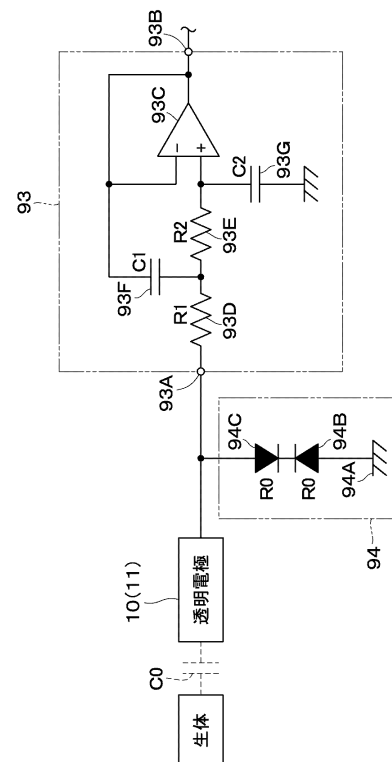
【図 10】



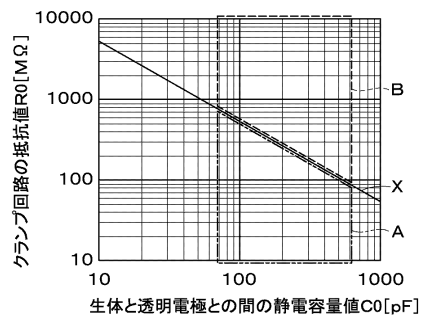
【図 12】



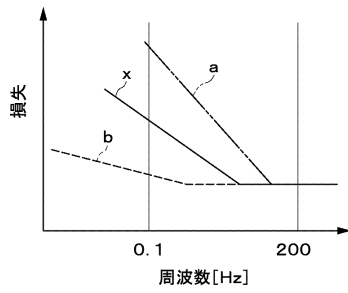
【図 13】



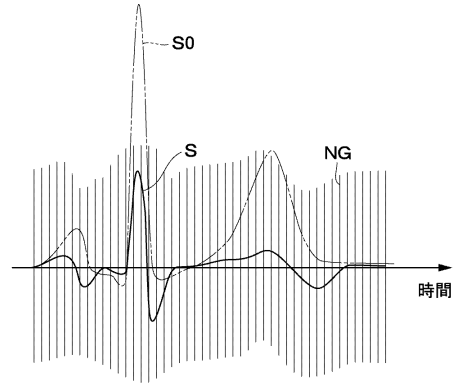
【図 14】



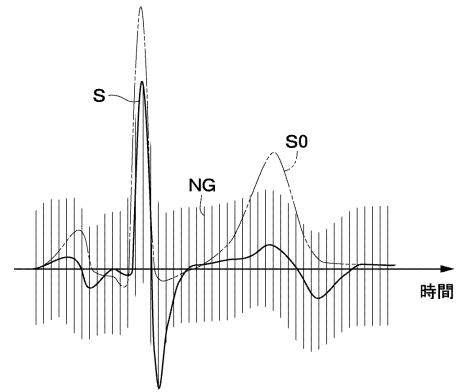
【図 15】



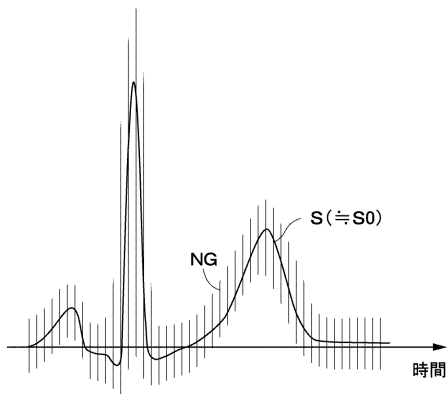
【図 16】



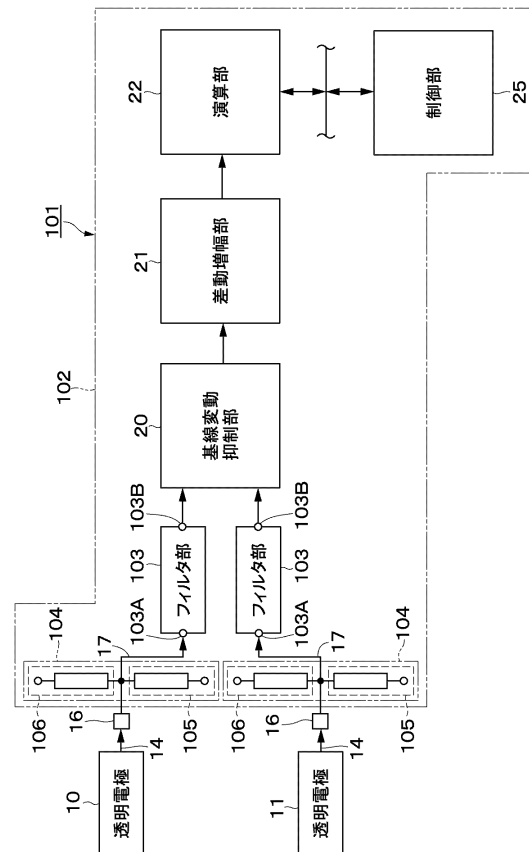
【図 17】



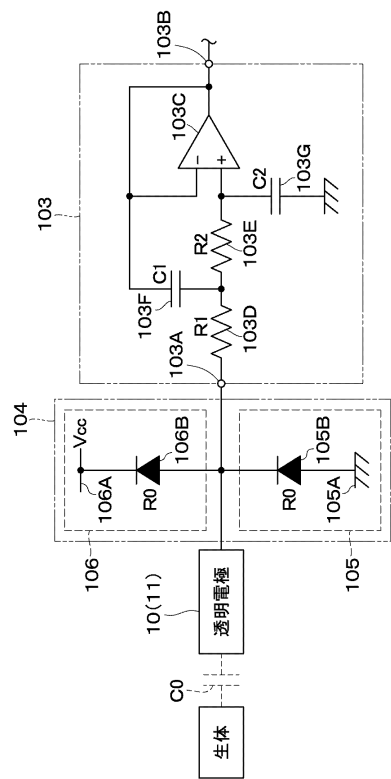
【図 18】



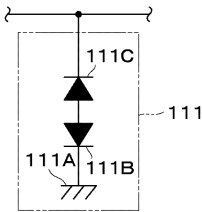
【図 19】



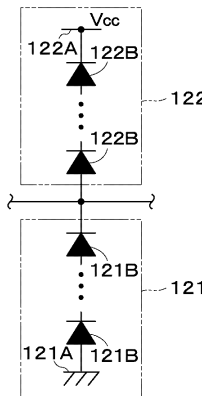
【図 2 0】



【図 2 1】



【図 2 2】



フロントページの続き

(56)参考文献 米国特許第03882846 (US, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 5 / 0 4 0 2

A 6 1 B 5 / 0 4 0 8

A 6 1 B 5 / 0 4 7 8