

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4063349号
(P4063349)

(45) 発行日 平成20年3月19日(2008.3.19)

(24) 登録日 平成20年1月11日(2008.1.11)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/0428 (2006.01)

A 6 1 B 5/04 3 1 0 B

請求項の数 4 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願平8-326536
 (22) 出願日 平成8年12月6日(1996.12.6)
 (65) 公開番号 特開平9-173309
 (43) 公開日 平成9年7月8日(1997.7.8)
 審査請求日 平成15年12月5日(2003.12.5)
 (31) 優先権主張番号 567,975
 (32) 優先日 平成7年12月6日(1995.12.6)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレク
 トロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (72) 発明者 ブルース・エイ・プリットチャード
 アメリカ合衆国オレゴン州マックミンヴィ
 ル、サウスウェスト・レッドモンド・ヒル
 ・ロード 3 5 0 0

審査官 川上 則明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心臓監視システムおよびその方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の心臓の活動を監視する医療装置の監視方法であって、

心臓の活動を示し、かつ関連する可変電圧レベルを持つ複数の電気信号を前記装置の複数の電極が受信するステップと、

信号取得回路の信号捕捉レンジ内に入る電圧レベルを有する電気信号を前記装置が検出するステップと、

オフセット調節信号を作るため、少なくとも1つの前記検出した電気信号の電圧レベルと、前記検出した電気信号の他の少なくとも1つでの電圧レベルとの間の差にオフセット電圧を加えたものを前記装置が計算するステップと、

前記オフセット調節信号と基準信号とから前記装置が電位を得るステップと、

前記受信電気信号の前記電圧レベルを前記信号捕捉レンジに維持するために前記電極の少なくとも1つに前記装置が前記電位を加えるステップ

とを備えている方法であって、

前記計算するステップにおける前記少なくとも1つの検出した電気信号の電圧レベルは、前記複数の電極で受信される電気信号の電圧レベルの最大又は最小の電圧レベルであり、前記計算するステップにおける前記電気信号の他の少なくとも1つでの電圧レベルは、前記複数の電極から選択された一の電極における電圧レベルであり、

前記基準信号は、前記計算するステップに用いた前記複数の電極から選択された一の電極に基づく信号であり、

10

20

前記電位を加えるステップにおいて電位を加える対象の電極は、前記複数の電極におけるいずれかの電極である、方法。

【請求項 2】

心臓の活動を監視する心臓監視システムであって、

心臓の活動を示し、かつ関連する電圧レベルを持つ複数の電気信号を受信する複数の電極であって、該心臓監視システムの基準電位が供給される第 1 の電極と前記供給される基準電位に応じて電圧レベルが変わる他の電極とを有する複数の電極と、

対応する電極に接続されている複数の導線と、

前記導線に接続され、信号捕捉レンジを有し、前記信号捕捉レンジ内に入る電圧レベルを有する電気信号を検出する信号捕捉システムと、

前記信号捕捉システムに作動的に連結され、前記電気信号から選択された少なくとも 2 つの電圧レベルを使用してオフセット調節信号を作る、オフセット調節システムと、

前記オフセット調節システムと前記複数の電極に含まれる第 2 の電極との間に結合され、前記第 2 の電極から抽出される基準信号に応じて、前記電気信号の前記電圧レベルを前記信号捕捉システムの前記信号捕捉レンジ内に維持するよう前記第 1 の電極に電位を供給する、電位調節フィードバック回路と

を設けて成る心臓監視システムであって、

前記オフセット調節システムは、

前記複数の電極により受信された前記電気信号の電圧レベルの中から最小又は最大の電圧レベルを検出する電圧レベル検出器と、

前記オフセット調節信号を前記最小又は最大の電圧レベルの関数として計算する信号操作装置と

を備えており、

前記信号操作装置は、前記オフセット調節システムで使用される前記少なくとも 2 つの電圧レベルとして、前記電圧レベル検出器により検出された最大又は最小の電圧レベルと、前記第 2 の電極に基づく電圧レベルとを用いて、前記オフセット調節信号を計算する、心臓監視システム。

【請求項 3】

前記電位調節フィードバック回路は、前記オフセット調節信号及び少なくとも 1 つの他の前記電気信号の電圧レベルに基づき前記電位を得るものであり、

該電位を得るのに使用される前記少なくとも 1 つの他の前記電気信号の電圧レベルが、前記第 2 の電極に基づく電圧レベルであることを特徴とする、請求項 2 に記載の心臓監視システム。

【請求項 4】

前記電位調節フィードバック回路は、

前記オフセット調節信号を電気アナログ信号に変換する D/A 変換器と、

前記 D/A 変換器からの前記電気アナログ信号および電極により受信された少なくとも 1 つの電気アナログ信号に基づき前記電位を得るように接続されている、演算増幅器とを備え、

前記演算増幅器で用いられる、前記電極により受信された少なくとも 1 つの電気アナログ信号が、前記第 2 の電極に基づく電気アナログ信号であることを特徴とする、請求項 2 に記載の心臓監視システム心臓監視システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】

本発明は、心電計システムのような、心臓監視システム、および患者の心臓の活動を測定する方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

心電計 (ECG) システムは患者の心臓の活動を監視する。ECG システムは小さい導

10

20

30

40

50

電パッドまたは「電極」を患者の特定の場所に当てる。各電極は粘着パッチおよび患者の皮膚に設置する導電部材を備えている。これら電極は各鼓動中に心臓が発生した電気インパルスを検出する。各心臓鼓動は、P波、QRS波、およびT波と言われる3つの識別し得る波から成る波形を発生する。

【0003】

心臓鼓動の波形を適切に捕らえるのに、従来の12誘導の静止ECGは10個の電極を使って行なわれる。電極は、患者の四肢の各々（左腕、右腕、左脚、および右脚）に、および患者の胸および左側を横切る解剖学上で規定される6つの場所に取り付けられる。

【0004】

心臓からの電気インパルスに応答して、電極は心臓の活動を表す電気信号を発生する。これら電気信号は大きさは約1mVという小さい大きさで、一般に信号処理により約5μVまで分解される。これらの電気信号は、患者に取り付けた電極の物理的位置が異なるため、互いに異なっている。

10

【0005】

図1は、患者12に接続される10個の電極V1～V6、RA、LA、LL、およびRLを備えた従来のECGシステムを表す図である。電極は導線16を介してECG装置14に接続されている。ECG装置14は、電極が発生した電気信号を検出し、未加工の電気信号を医師の診断のために表示または印刷することができる意味のある情報に変換するために、各種の信号処理および計算操作を行う。

【0006】

20

10個の電極により発生された信号から、ECG装置14は2組のECG誘導、すなわち肢誘導および胸誘導を発生することができる。「肢誘導」は右腕電極RA、左腕電極LA、および左脚電極LLから次のように形成される。

$$I = LA - RA$$

$$II = LL - RA$$

$$III = LL - LA$$

$$aVR = RA - (LA + LL) / 2$$

$$aVL = LA - (RA + LL) / 2$$

$$aVF = LL - (LA + RA) / 2$$

【0007】

30

これら6つの誘導の他に、胸電極V1～V6の各々から右腕、左腕、および左脚電極の出力の平均を差し引くことにより「胸誘導」が次のように形成される。

$$\text{誘導 } V1 = V1 - (RA + LA + LL) / 3$$

$$\text{誘導 } V2 = V2 - (RA + LA + LL) / 3$$

$$\text{誘導 } V3 = V3 - (RA + LA + LL) / 3$$

$$\text{誘導 } V4 = V4 - (RA + LA + LL) / 3$$

$$\text{誘導 } V5 = V5 - (RA + LA + LL) / 3$$

$$\text{誘導 } V6 = V6 - (RA + LA + LL) / 3$$

【0008】

従来のECG検査におけるこれら12個のECG誘導の各々は、4つの肢電極の内の3つのみからの、すなわち右腕電極RA、左腕電極LA、および左脚電極LLのみからの入力に関係していることに注目されたい。医学上の慣習によれば、右脚電極RLは多チャンネルECG記録を得るのには使用されない。この理由の一部は、RL電極が他の9個の電極に比較して心臓から最も遠くに設置されているためである。

40

【0009】

しかし、右足電極RLは各信号リードと共通基準面との間に現われる同相干渉を減らすのを補助するのに使用される。図1に示したように、ECG装置が、真の電氣的グラウンドに対して異なる電位VE-ECGにある、相対的またはフローティングのグラウンドECG GNDを有する一方で、患者が真の電氣的グラウンドに対して電位VP-Eを有することは普通である。また、ECG装置14は通常、それ自身のグラウンドECG GND

50

を真のグラウンドに近似させようとする構造であるため、それにより患者12とECG装置14との間にある電位差が残る。これらの異なる電位が原因で、導線16により伝送される電気信号に、各電極/導線からグラウンドに対して等しく且つ同相で現われる、共通モード・ノイズ電圧が発生する。

【0010】

従来のECGシステムは上記の共通モード信号を除去するように設計されている。各電極の導線には同じ共通モード信号があるから、上述の12誘導テストは各々、異なる電極からの電気信号を差し引き、理論的に同相干渉を除去することにより得られる。しかし、共通モード信号と電極により検出されている小さい信号との間にこのようなかなりの大きさの差があるので、差し引きだけでは同相干渉を完全に除去できないことがある。たとえば、電気的グラウンドに対する患者の電位は5~10Vであり、これは、電極により検出される1mVや分解能単位の5 μ Vより、1乃至数桁大きい。5~10Vのレンジで信号を単に差し引けば、1mV以下のレンジで重要な情報が抜けることがある。

【0011】

したがって、患者の電位およびECGシステムの相対グラウンドを互いに一致させるために、小さい補正電流を右脚電極RLに加えるのが普通である。図1に図式的に示したように、RL電極は、患者対グラウンド電位VP-EおよびECG装置対アース・グラウンド電位VE-ECGがほぼ等しくなることにより、ECGが誘導計算を行いもしないうちに同相干渉を実質上除去するように駆動される。普通、RL電極は他の3つの肢電極RA、LL、およびLAの平均に基づいている。演算増幅器22はこれら3つの肢からの平均電圧とECG GNDとの差に基づいて補正電流を供給する。

【0012】

ECGシステムの設計者も、導線間に存在することのある、皮膚-電極境界面に特有の電気化学的メカニズムから生ずるDCオフセット電圧を順応させる必要性に気付いている。性能規格(たとえば、ANSI)は300mVのレンジにわたる信号検出の精度を要求している。これら規格への従順性を試験するのに、設計者は1つの導線をすべての他の導線に対して+300mVに駆動し、読みを取って電気信号を検出する試験を行なっている。次に先ほどと同じ導線をすべての他の導線に対して-300mVに駆動して他の読みを取る。この動作を各導線について繰り返す。 ± 300 mVのレンジ全体にわたり信号を検出することができれば、システムは合格である。

【0013】

図1に示すとおり、ECG装置14は一般に、電極から発生したアナログ信号を増幅する増幅サブシステム18と、増幅したアナログ信号をほぼ5 μ Vの分解能でデジタル値に変換するA/D変換器20を備えている。600mV(すなわち、 ± 300 mV)信号捕捉レンジに適応させるために、120,000分の1に分解可能なインクリメント(すなわち、600mVに対して5 μ V)を実現する17ビットのA/D変換器を使用する。600mVのレンジ内で信号を検出するのに、ハードウェア・ハイ・パス・ポール(high-pass pole: フィルタが入力信号を通過させ始めるその周波数ポイント)など、他の手法を代わりに使用することもできる。

【0014】

ダイナミックレンジを600mVから更に狭い信号捕捉レンジに減らすのが有益であろう。この信号捕捉レンジの削減は、医学的要求事項になお従いながら信号捕捉回路を簡単にし、そのコストを下げる。たとえば、捕捉レンジを半分の300mVまで減らすと、設計者は、600mVレンジ内で信号を検出するのに使用される例示した17ビットA/D変換器のような通常使用されないような電子装置でなくても、通常の直ぐ入手可能な2ⁿ装置(たとえば、16ビットA/D変換器)を採用して信号を捕らえることができる。

【0015】

【発明が解決しようとする課題】

したがって本発明の目的は、縮小した信号検出のダイナミックレンジ内で動作しながら、ANSIおよび他により規定されるようなオフセット・レンジおよび分解能の要求事項

10

20

30

40

50

を満足する E C G システムを提供することである。

【 0 0 1 6 】

【課題を解決するための手段】

本発明は、複数の電極信号の決まった組み合わせではなく、1つまたは複数の電極から出力された選択的な電圧レベル（最小電圧レベルまたは最大電圧レベルのような）出力に基づいた値に E C G G N D を連続的且つ動的に駆動する心臓監視システムを提供する。E C G G N D ではなく、電極出力に基づく電圧レベルを基準電位として使用することにより、信号捕捉ダイナミックレンジは通常の 600 m V のレンジからほぼ 300 m V まで半分だけ減る。その結果、16 ビット A / D 変換器のような、あまり複雑でない、より廉価の捕捉回路を信号変換プロセスに使用することができる。

10

【 0 0 1 7 】

本発明の一つの局面によれば、E C G システムは患者に接続するための複数の電極を備えている。通常の 12 誘導 E C G 検査では、これらの電極は 6 個の電極 V 1 ~ V 6、右腕電極 R A、左腕電極 L A、左脚電極 L L、および右脚電極 R L から構成されている。電極は、患者内部の心臓の活動を表す電気信号を発生する。E C G システムは、対応する電極に接続される複数の導線、および導線に接続される信号捕捉システムを備えている。信号捕捉システムは、信号捕捉レンジを有しており、信号捕捉レンジ内に入る電圧レベルを持つ電気信号を検出する。

【 0 0 1 8 】

E C G システムは、信号捕捉システムに作動的に接続されているオフセット調節システムをも備えている。オフセット調節システムは、関連する電極から発生した少なくとも 1 つの電気信号の選択された電圧レベル（最大電圧レベルまたは最小電圧レベルのような）を識別し、その電圧レベルを操作してオフセット調節信号を作る。このオフセット調節信号は、電極から発生したすべての電気信号の電圧レベルを信号捕捉システムの信号捕捉レンジ内に持ってくるのに使用される。E C G システムは更に、オフセット調節システムと電極の 1 つ（右脚電極 R L のような）との間に結合されて、ある電位をその電極に供給する、電位調節フィードバック回路を備えている。その電位は、オフセット調節信号の方に移動して、患者の電位を等しい量だけ偏らせる。このオフセットは、電極電圧のレンジを信号捕捉システムのレンジ内に動かし、約 300 m V の最大信号捕捉レンジを生ずるという効果を持っている。

20

30

【 0 0 1 9 】

本発明の他の局面に従って、患者の心臓の活動を監視する方法が記述されている。この方法によれば、患者内部の心臓の活動を表す多数の電気信号が発生する。これら電気信号には、関連する電圧レベルがある。次に、信号捕捉レンジに入る電気信号を捕捉する。これらの信号から、少なくとも 1 つの電気信号の、選択された電圧レベルを識別し、操作してオフセット調節信号を作る。次に、オフセット調節信号に近似する基準電位を得る。基準電位を患者に加え、それにより患者の電位のレンジを信号捕捉システムのレンジ内に追い込む。

【 0 0 2 0 】

【実施例】

40

以下の説明のために、すべての電圧を E C G G N D を基準として説明する。E C G G N D の共通モード電圧（アース・グラウンドに対する）を、「従来の技術」の章で説明したように、患者の共通モード電圧（アース・グラウンドに対する）を追跡するように駆動する。E C G G N D の観点からすれば、正味の効果は患者の共通モード電圧を制御できるということである。

【 0 0 2 1 】

図 2 は本発明の一局面に従って E C G システム 30 として実施された心臓監視システムを示す。E C G システム 30 は 12 誘導 E C G 検査を患者 32 に関して行なう 10 個の電極を備えている。電極は、患者 32 の体において解剖学上選択される周知の場所に取り付けられている。これら電極は 12 誘導 E C G 検査に普通であるように、6 個の心室電極 V 1 ~ V 6、右腕

50

電極 R A、左腕電極 L A、左脚電極 L L、および右脚電極 R L から構成されている。電極は、患者32の内部の心臓の活動を測定し、このような心臓の活動を表す電気信号を発生する。

【 0 0 2 2 】

電極は導線を介して E C G 装置34に接続されている。E C G 装置34は電極が発生した信号を検出して処理する。E C G 装置34は医師または他のヘルスケア供給者に有益な数値結果を計算する。一つの適切な E C G 装置34はヒューレット・パッカード社が製作し、信号捕捉システム、オフセット調節システム、およびフィードバック回路を備えるように修正した市場入手可能な PageWriter X L i カルジオグラフである。これについては図 2 を参照して下に更に詳細に説明する。このカルジオグラフは、一般に「測定値行列」と言われている、800を超す数値結果を計算する。測定値行列は測定表に格納されている。電極により捕らえられる波形およびこれら数値計算は、モニタ表示装置または E C G 印刷出力によりヘルスケア供給者に提供される。E C G 波形を検出し処理する手法は既知であり、したがってここでは詳細に説明しない。

10

【 0 0 2 3 】

説明を続けるために、E C G 装置34を増幅サブシステム38および A / D 変換器40を備えた信号捕捉システムを備えるものとして図示してある。E C G 装置34は、オフセット調節システム42を備えているとしても図示してある。E C G 装置34の他の従来からある構成要素は図示せず、本発明の説明を簡単にしている。例示した実施例では、増幅サブシステム38は、電極により生成された電気信号を増幅する個々の増幅器44を E C G 装置34内に備えている。しかし他の実施例では、増幅サブシステム38を E C G 装置34から離して、患者の近くに設置するハウジングの中に備えることもできる。または、個々の電極自身に設置することもできる。

20

【 0 0 2 4 】

増幅サブシステム38は、9個の電極に関連する導線36により電気的に結合されている、一組の入力を備えている。増幅サブシステム38は、増幅信号を A / D 変換器40に出力する、一組の対応する出力をも備えている。この構成によれば、電極 V 1 ~ V 6、R A、L A、および L L により作られた電気アナログ信号は、導線36を介して増幅サブシステム38に運ばれ、そこで増幅される。増幅信号は次に、A / D 変換器40に伝送される。該 A / D 変換器40は、アナログ信号を処理して、計算による様々な処理に使用することができるデジタル値に変換する A / D 変換器40に伝えられる。

30

【 0 0 2 5 】

電極により生成され、次いで増幅される電気信号は、関連する電圧レベルを有する。本発明による信号捕捉システムは、従来のシステムより少ない、好適にはわずかに約300m V の信号捕捉レンジを備えている。信号捕捉システムは、300m V の信号捕捉レンジ内に入る電圧レベルを有する電気信号を検出して変換することができる。下に更に詳しく説明するように、信号捕捉システム A / D 変換器40は好適には従来からある16ビット A / D 変換器である。

【 0 0 2 6 】

オフセット調節システム42は、多ビット・バスを介して A / D 変換器40に作動的に結合されている。オフセット調節システムは、少なくとも1つの電気信号の選択された電圧レベルを識別し、その電圧レベルを操作してオフセット調節信号を作る。このオフセット調節信号は、電極により作られたすべての電気信号の電圧レベルを、信号捕捉システムの信号捕捉レンジ内に持ってくるのに使用される。

40

【 0 0 2 7 】

例示実施例では、オフセット調節システム42は最大/最小電圧レベル検出装置46を備えている。該最大/最小電圧レベル検出装置46は、電極 V 1 ~ V 6、R A、L A、および L L からの9個の電気信号出力の最大または最小電圧レベルを識別する。更に詳細に述べれば、最大/最小検出装置46は、A / D 変換器40からの出力である最大または最小のデジタル値を検出する。該最大値または最小値は、すべての他の信号が比較される上限基準電圧

50

または下限基準電圧を発生するために検出される。これは後述する説明から更に明らかになるように、信号捕捉におけるダイナミックレンジを約300mVに狭めるのに役立つ。好適には、検出装置46は最大電圧レベルまたは最小電圧レベルを検出するように構成されている。しかし、いずれかの極値を検出するように最適化することができることを実証するための最大/最小検出器として、前記最大/最小検出装置を図示してある。更に、最大極値と最小極値との間の中間値のような、或る他の電圧レベルを検出するように装置を構成することに注目されたい。

【0028】

オフセット調節システム42は更に、最大/最小検出装置46により検出される最大電圧レベルまたは最小電圧レベルの関数としてオフセット調節信号を計算する、信号操作装置48を備えている。好適には信号操作装置48は、(1)最大/最小検出装置46からの最大電圧レベルまたは最小電圧レベル(2)電極からの電気信号のうち他のもう1つの電気信号の電圧レベルの組合せを受け取る。信号操作装置48は、これら2つの値の関数としてオフセット調節信号を作る。1つの実施例として、信号操作装置48は、最大電圧レベルまたは最小電圧レベルと、左脚LL電極から発生した電圧レベルのような、少なくとも1つの他の電圧レベルとの差に、導線電圧を信号捕捉レンジ内に集めるための所要オフセット電圧を加えて、オフセット調節信号を計算する。

【0029】

例示実施例では、オフセット調節システム42は、マイクロプロセッサまたは特殊設計のASICのようなプロセッサとして実施されている。最大/最小検出装置46および信号操作装置48は上述の機能を行なうようにプロセッサ内にプログラムされたファームウェア・ベースの構成要素である。しかし、オフセット調節システム42、最大/最小検出装置46、および信号操作装置48を代わりに個別のハードウェア構成要素で実施することができる。

【0030】

ECGシステム30は、患者32の電位を所要基準電位の方へ効果的に調節する電位調節フィードバック回路50も備えている。電位調節フィードバック回路50は、オフセット調節システム42と電極の1つとの間に電気的に結合されて、補正電流を患者に供給する。図2では、フィードバック回路50は右脚電極RLに結合されているが、他の結合構成を採用することもできる。補正電流はオフセット調節信号と1つまたは複数の電極電圧(電極LLの電圧レベルのような)との差から得られ、患者の電位のレンジを増幅器およびA/D変換器の所定の捕捉レンジ内に集める。電位調節フィードバック回路50は好適にはECG装置34に設置される。

【0031】

好適実施例では、電位調節フィードバック回路50は、オフセット調節システム42からのオフセット調節信号を逆に電気アナログ信号に変換する、D/A変換器52を備えている。フィードバック回路50は更に、D/A変換器と右脚電極RLとの間に結合された反転積分演算増幅器(オペアンプ)54を備えている。

【0032】

図2に示したように、オペアンプ54は、左脚電極LLに対応する増幅出力に結合された第1の、つまり負の入力と、D/A変換器52に結合された第2の、つまり正の入力と、右脚電極RLに結合された出力を備えている。他の実施例として、1つまたは複数の増幅出力をまとめてオペアンプ54の負端子に入力することもできる。たとえば、手足に取り付ける3個の電極RA、LA、およびLLの間に抵抗経路を設けて、オペアンプ54の負入力に電極RA、LA、およびLLからの電圧の平均に等しい電圧を受けるようにすることができる。しかし、簡単にするために、例示実施例はオペアンプ54の負端子に結合されたただ1つの増幅出力だけを図示してある。

【0033】

フィードバック・オペアンプ54は、電極LLからの増幅信号とD/A変換器52との差に基づいて電気アナログ信号を得る。フィードバック・ループは、左脚電極LLにかかる電圧を、D/A変換器52からオペアンプの正端子に入力される電圧に近似させる。前記もう

10

20

30

40

50

ひとつの方法である負帰還の実施は、オペアンプ54への正および負の入力電圧をほぼ等しくさせる。これは、電極LLからの電圧がD/A変換器52により出力される電圧信号より高くなった時に、オペアンプ54が負の差電圧を右足電極に出力することから生じる。オペアンプ54により出力される差信号は患者32の電位を同量だけ偏らせ、それにより左脚電極LLの電圧を、逆にD/A変換器52からの出力電圧値の方に下げる。信号操作装置48からの適格なオフセット調節信号の発生により、すべての導線の電位が制御され、信号測定システムの更に狭い捕捉レンジ内に収められる。なお、このオフセット調節信号は、オペアンプ54の正端子に加えられるアナログ電圧に変換される。

【0034】

ECGシステム30をイニシャライズし、適切なオフセット調節信号を発生する一つの例示手法を次に説明する。信号捕捉レンジは0V~327.68mVであるとする(ここで、上限の327.68mVは5 μ Vのインクリメントの2¹⁶倍に等しい)。最初、オフセット調節信号は、オペアンプ54の正の入力端子において任意の電圧に変わる値に設定される。たとえば、この任意の電圧を信号捕捉レンジのほぼ中間点である164mVであるとする。回路50が負帰還構成であるため、左脚電極LLの電圧は正端子に加えられる電圧とほぼ等しく、164mVである。

【0035】

オフセット調節システム42は9個の電極からの値を監視する。電極をANSIのような既知の規格のもとで接続する従来の手法によれば、各電極の電位は互いに300mVのレンジ内にあることになる。1つまたは複数の電極電圧が最初に、16ビットA/D変換器40により与えられる327.68mVの測定レンジの外にあれば、最小限界0Vまたは最大限界327.68mVに固定された電圧で指示されるように、信号操作装置48はオフセット調節信号を繰り返し修正して、RL電極の電位を変え、それにより他の電極の電位を変える。次に値を再び調べて、それらが信号捕捉レンジに入っているか確認する。検査して繰り返し変更するプロセスは、すべての信号が0mV~327.68mVのレンジ内に入るまで繰り返される。

【0036】

このイニシャライズに続いて信号操作装置48は、下記関係を維持するアナログ電圧 V_+ に変換する値を計算する。

$V_+ = V_- - V_{min} + V_{offset}$ ここで V_- はオペアンプ54の負入力端子の電圧であり、 V_{min} は9個の電極から発生する最小電圧であり、 V_{offset} は電極電圧のレンジを0mV~327.68mVのレンジ内に置くための、選択されたオフセット電圧である。たとえば、 V_{offset} を一定の14mV($V_{max} - V_{min}$ がほぼ300mVであると仮定している)に設定することができ、または一層精密に次のように計算することができる。

$$V_{offset} = [327.68\text{mV} - (V_{max} - V_{min})] / 2$$

【0037】

フィードバック・ループは、正および負の端子を同じ電圧(すなわち、 $V_+ = V_-$)になるように連続して駆動しているから、上の方程式は $V_{max} - V_{min} = 300\text{mV}$ の場合について $V_{min} = V_{offset} = 14\text{mV}$ を生ずる。これは、 V_{max} が314mVに等しいことを意味する。導線はそれにより幾らか変わるが、やはりなお信号捕捉レンジ内に捕らえられる。たとえば、最小電圧を有する導線は14mVだけ更に減圧され、最大電圧を有する導線は13.68mVだけ更に増圧される。最大電圧が更に高く漂動し始め、または最小電圧が更に低く漂動し始めれば、信号操作装置48は上に定義した関係を維持する値を発生する。この連続補正は、電極からの電圧を327.68mVのレンジ内に維持する。

【0038】

更に例を提供するため、どれかの導線の最大電圧が電極V6にかかっており、この電圧は、オペアンプ54への入力である左足電極LLにかかる電圧に対して+300mVであるとする。他のすべての電極にかかる電圧は、これら2つの電圧の間のレンジである。D/A変換器52は、オフセット調節システム42により制御され、14mVをオペアンプ54の正端子に与えることができる。回路50が負帰還構成であるため、オペアンプ54の負端子で電極LLにかかる電圧は、14mVの方へドライブされる。これにより、すべての電極に対して同じ

10

20

30

40

50

14mVのオフセットが実質的に生じ、電極電圧が今度は14mV（電極LL）と314mV（最大電極V6）との間のレンジになる。その結果、すべての信号が0mV～327.68mVの信号捕捉レンジ内に入る。今度は、電極V6が左脚電極LLにかかる電圧に対して-300mVの最小電圧を持つと仮定する。この状況では、オペアンプ54に+314mVを与えて電極LLの電圧を+314mVに効果的に上げるように、D/A変換器52を制御することができる。これにより、すべての電極に等しい314mVのオフセットが実質的に生じ、それらが今度は14mV（最小電極V6）と314mV（電極LL）との間のレンジに入る。再び、これらの電圧は0mV～327.68mVのA/D変換器40の信号捕捉レンジ内に入る。

【0039】

したがって、信号捕捉システムの最大レンジはわずかに327.68mVであり、従来技術の図1のオペアンプ22の正端子における固定の基準電圧に要求されるような、600mVより大きいレンジではない。その結果、300mVのレンジを5 μ Vのインクリメントに分解するために、標準の16ビットA/D変換器（ $2^{16} = 65,536$ ステップ）を使用することができる。

【0040】

或る状況では、1つの電極の電圧が捕捉レンジから大きく外れる可能性がある。1つの例は、電極が患者から外れて、その電極に関してかなりの電圧変化が生ずる導線外れ状態である。このような場合には、システムはどの電極が極端な電圧差の原因であるかを突き止める診断モードに入って、オペレータに警報を出すことができる。こういった診断は従来からのものである。

【0041】

図3は、本発明の他の局面に従った、患者の心臓の活動を監視する方法を示している。ステップ100で、電極は患者の心臓の活動を表す電気信号を発生する。電気信号は増幅サブシステム38により増幅され（ステップ102）、16ビットA/D変換器40に出力される。ステップ104で、アナログ信号が電圧レベルを表すデジタル値に変換される。次に、オフセット調節システム42の最大/最小検出装置46が多数の電極信号の中から最大値または最小値を識別する（ステップ106）。ステップ108において信号操作装置48は、左脚電極LLの電圧と最大値または最小値との差にオフセット電圧 V_{offset} を加えた値に等しいオフセット調節信号を計算する。ステップ110において、オフセット調節信号をD/A変換器52により逆にアナログ信号に変換する。このアナログ信号を次にオペアンプ54により左脚電極LLからの増幅信号と比較する（ステップ112）。オペアンプ54はこの比較から基準電位を作る（ステップ114）。この基準電位は、LL電極の電圧をオペアンプ54からのオフセット調節信号出力の方に追い立てるのに有効である。該基準電位は右脚電極RLに加えられ、電極V1～V6、RA、LA、およびLLの電圧が信号捕捉レンジ内に入るように、患者32の電位を調節する（ステップ116）。

【0042】

本発明のECGシステムはA/D変換のレンジを約300mVに、つまり通例の600mVのレンジの半分に減らすという点で有利である。この小さくなったレンジは、必要なA/D回路を廉価に且つ簡単にしながら、ANSIおよび他の規格により規定される電極オフセットの要求事項に従っている。たとえば、高価な17ビットA/D変換器ではなく、標準の16ビットA/D変換器を使用することができる。

【0043】

本発明をECGシステムに関するものであるといった文脈で説明してきた。しかし、本発明の局面をECG監視機器、テレメトリ、ホルター・モニタ（Holter）および他のECGセンシングを含む、他の様々な応用機器に使用することができる。また、本発明の局面を脳波計システムのようなECG機器以外の機器に採用することもできる。

【0044】

本発明を多かれ少なかれ構造および方法の形態に関して特有の言語で説明してきた。しかし、ここに開示した手段は本発明を実施する好適形態から構成されているので、本発明は説明した特定の形態に限定されないことを理解すべきである。したがって本発明は、均

10

20

30

40

50

等論の原理に従って適切に解釈される特許請求の範囲の正しい範囲内にある、その形態または修正案のすべてについて権利を主張するものである。

【 0 0 4 5 】

〔実施態様〕なお、本発明の実施態様の例を以下に示す。

【 0 0 4 6 】

〔実施態様 1〕

患者の心臓の活動を監視する方法であって、

前記患者の心臓の活動を示すと共に関連した可変電圧レベルを有する多数の電気信号を発生するステップと、

信号捕捉レンジ内に入る電圧レベルを有する電気信号を捕捉するステップと、

少なくとも 1 つの前記捕捉した電気信号の電圧レベルを識別するステップと、

前記識別した電圧レベルを使用してオフセット調節信号を作るステップと、

前記発生した電気信号の前記電圧レベルを前記信号補足レンジに維持するために前記オフセット調節信号を使用して前記患者に加える電位を得るステップと
を備えている方法。

【 0 0 4 7 】

〔実施態様 2〕

前記識別した電圧レベルと少なくとも 1 つの他の前記電気信号の電圧レベルとの差を計算し、前記オフセット調節信号を作るのに使用するステップをさらに含むことを特徴とする、実施態様 1 に記載の方法。

【 0 0 4 8 】

〔実施態様 3〕

前記識別するステップは、前記多数の電気信号の中から最小または最大の電圧レベルを測定するステップを含むことを特徴とする、実施態様 1 に記載の方法。

【 0 0 4 9 】

〔実施態様 4〕

前記識別するステップは、前記多数の電気信号の中から最小または最大の電圧レベルを測定するステップを含み、

前記オフセット調節信号を作るステップは、前記オフセット調節信号を決定するために、前記最小または最大の電圧レベルと少なくとも 1 つの他の前記電気信号の電圧レベルとの差を計算するステップを含む

ことを特徴とする、実施態様 1 に記載の方法。

【 0 0 5 0 】

〔実施態様 5〕

前記電位を得るステップは、前記オフセット調節信号と少なくとも 1 つの他の前記電気信号との差を作るステップを含むことを特徴とする、実施態様 1 に記載の方法。

【 0 0 5 1 】

〔実施態様 6〕

患者に対して心臓の検査を行なうための心臓監視システムであって、

患者 (32) に接続できるように構成され、前記患者内部の心臓の活動を表す、関連電圧レベルを有する電気信号を発生する複数の電極 (V 1 ~ V 6、R A、L A、L L、R L) と、

対応する電極に接続されている複数の導線 (36) と、

前記導線 (36) に接続され、信号捕捉レンジを有し、前記信号捕捉レンジ内に入る電圧レベルを有する電気信号を検出する信号捕捉システム (38、40) と、

前記信号捕捉システム (38、40) に作動的に連結され、関連する電極により発生された少なくとも 1 つの前記電気信号の所定の電圧レベルを識別し、前記識別した電圧レベルを使用してオフセット調節信号を作る、オフセット調節システム (42) と、

前記オフセット調節システム (42) と特定の 1 つの電極との間に結合され、前記特定の電極にある電位を供給し、前記電気信号の前記電圧レベルを前記信号捕捉システムの前記

10

20

30

40

50

信号捕捉レンジ内に維持するために前記オフセット調節信号を使用して前記電位を得る、
電位調節フィードバック回路(50)と
を設けて成る心臓監視システム。

【0052】

〔実施態様7〕

前記オフセット調節システムは、

前記電極により発生された前記電気信号の電圧レベルの中から最小または最大の電圧レベルを検出する電圧レベル検出器(46)と、

前記オフセット調節信号を前記最小または最大の電圧レベルの関数として計算する信号操作装置(48)と

10

を備えていることを特徴とする、実施態様6に記載の心臓監視システム。

【0053】

〔実施態様8〕

前記電位調節フィードバック回路(50)は、前記オフセット調節信号および少なくとも1つの他の前記電気信号の電圧レベルに基づき前記電位を得ることを特徴とする、実施態様6に記載の心臓監視システム。

【0054】

〔実施態様9〕

前記電位調節フィードバック回路(50)は、

前記オフセット調節信号を電気アナログ信号に変換するD/A変換器(52)と、

20

前記D/A変換器からの前記電気アナログ信号および電極により発生された少なくとも1つの電気アナログ信号に基づき前記電位を得るように接続されている、演算増幅器(54)と

を備えていることを特徴とする、実施態様6に記載の心臓監視システム。

【0055】

【発明の効果】

以上詳細に説明したように、本発明によれば、ECGシステムにおける各電極と患者との間に存在するDCオフセット電圧を制御することができるので、従来のECGシステムに比べて信号捕捉レンジを縮小しても全ての電極からの電気信号を漏れなく、また所望の分解能で捕捉することができる。従って、信号捕捉に使用されるA/D変換器に比較的廉価なものを採用することができ、低コストで装置を製造することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【図1】従来技術のECGシステムを例証する図である。

【図2】本発明の実施によるECGシステムを例証する図である。

【図3】患者の心臓の活動を監視する方法の流れ図である。

【符号の説明】

32...患者

36...導線

38...信号捕捉システム

40...信号捕捉システム

40

42...オフセット調節システム

46...電圧レベル検出器

48...信号操作装置

50...電位調節フィードバック装置

52...D/A変換器

54...演算増幅器

V1～V6...電極

RA...電極

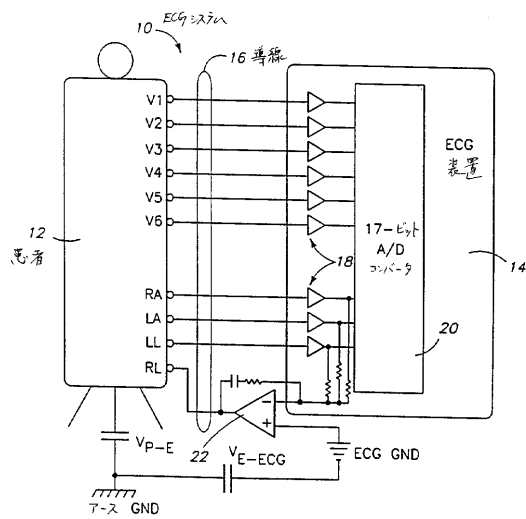
LA...電極

LL...電極

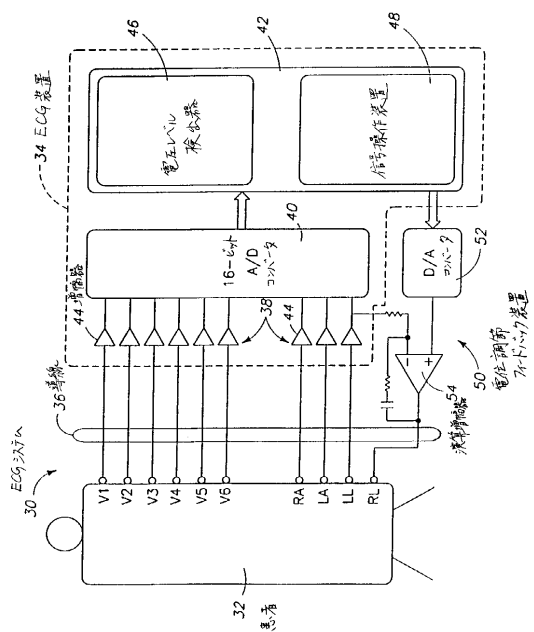
50

R L ... 電極

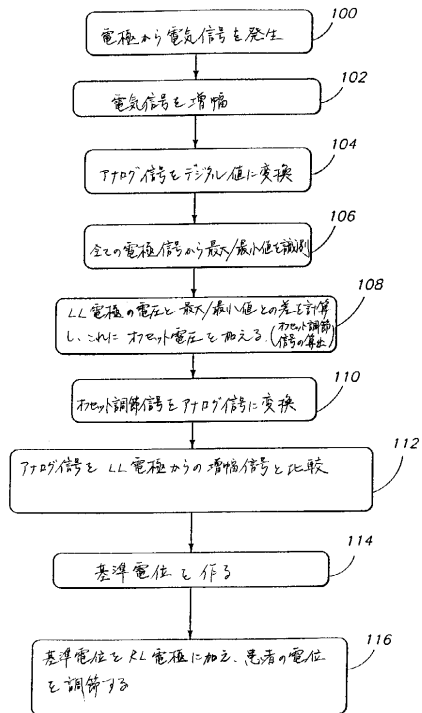
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平06-315470(JP,A)
特開平06-197875(JP,A)
特開平06-197877(JP,A)
特開平01-099530(JP,A)
特開平02-052511(JP,A)
実開平02-017111(JP,U)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/0428