

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3782494号

(P3782494)

(45) 発行日 平成18年6月7日(2006.6.7)

(24) 登録日 平成18年3月17日(2006.3.17)

(51) Int. Cl. F I  
**A 6 1 B 5/00 (2006.01)**  
 A 6 1 B 5/00 Z  
 A 6 1 B 5/00 1 O 1 L

請求項の数 10 (全 21 頁)

|              |                        |           |                                                                                          |
|--------------|------------------------|-----------|------------------------------------------------------------------------------------------|
| (21) 出願番号    | 特願平7-303175            | (73) 特許権者 | 595117091                                                                                |
| (22) 出願日     | 平成7年11月21日(1995.11.21) |           | ベクトン・ディキンソン・アンド・カンパニー                                                                    |
| (65) 公開番号    | 特開平8-299286            |           | BECTON, DICKINSON AND COMPANY                                                            |
| (43) 公開日     | 平成8年11月19日(1996.11.19) |           | アメリカ合衆国 ニュー・ジャージー O 7 4 1 7 - 1 8 8 0 フランクリン・レイクス ベクトン・ドライブ 1                            |
| 審査請求日        | 平成14年11月5日(2002.11.5)  |           | 1 BECTON DRIVE, FRANKLIN LAKES, NEW JERSEY O 7 4 1 7 - 1 8 8 0, UNITED STATES OF AMERICA |
| (31) 優先権主張番号 | 342498                 |           |                                                                                          |
| (32) 優先日     | 平成6年11月21日(1994.11.21) | (74) 代理人  | 100077481                                                                                |
| (33) 優先権主張国  | 米国 (US)                |           | 弁理士 谷 義一                                                                                 |
|              |                        | 最終頁に続く    |                                                                                          |

(54) 【発明の名称】 自己給電式インターフェイス回路

(57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

患者の生理学的条件を測定するシステムで用いられるインターフェイス回路であって、  
 励起源により発生された励起電力信号を電氣的に受信し、その受信された信号から少なくとも1つの未調整電源電圧を取り出すためのバイポーラ供給手段であって、前記少なくとも1つの未調整電源電圧は前記励起電力信号の大きさに比例する大きさを持つバイポーラ供給手段と、

前記少なくとも1つの未調整電源電圧に応答して、生理学的センサ装置に対する励起信号として使用されるセンサ励起信号と少なくとも1つの固定出力供給電圧とを提供するための電圧変換手段と、

前記励起電力信号がACのときAC動作モードで、前記励起電力信号がDCのときDCバイパスモードで前記インターフェイス回路を選択的に動作させるためのバイパス手段とを具備したことを特徴とするインターフェイス回路。

## 【請求項 2】

前記励起電力信号は、複数の大きさおよび周波数の値のいずれか1つから選択された大きさおよび周波数を持つ電圧の形態であることを特徴とする請求項1記載のインターフェイス回路。

## 【請求項 3】

前記生理学的センサ装置は、その上に形成されたホイートストーン・ブリッジ型の回路を持つ半導体トランスデューサであることを特徴とする請求項1記載のインターフェイス

回路。

【請求項 4】

前記励起源は患者の生命信号モニタであることを特徴とする請求項 1 記載のインターフェイス回路。

【請求項 5】

抵抗性ネットワークのインピーダンスを模擬し、それにより前記励起電力信号が歪められるのを防止するための A C 電力フィルタ手段を更に具備したことを特徴とする請求項 1 記載のインターフェイス回路。

【請求項 6】

前記少なくとも 1 つの未調整電源電圧は、大きさが実質的に等しいが極性が反対の正の供給電圧と負の供給電圧を含み、該正と負の供給電圧は実質的に D C 成分だけを持つことを特徴とする請求項 1 記載のインターフェイス回路。 10

【請求項 7】

前記電圧変換手段は、前記センサ励起信号を前記励起電力信号から電氣的に絶縁するための手段を具備したことを特徴とする請求項 1 記載のインターフェイス回路。

【請求項 8】

前記センサ励起信号に応答して前記センサ装置により発生されるセンサ出力信号を受信し、および前記センサ装置により検知された生理学的条件の大きさに比例する値を表す応答信号を提供するための受信手段と、

前記応答信号に応答して、前記励起電力信号の大きさに比例し、かつ生理学的条件の大きさに比例する大きさを持つパラメータ信号を提供するためのスケールリング手段とをさらに具備したことを特徴とする請求項 1 記載のインターフェイス回路。 20

【請求項 9】

前記受信手段は、前記センサ出力信号を前記応答信号から電氣的に絶縁するための手段を含むことを特徴とする請求項 8 記載のインターフェイス回路。

【請求項 10】

前記パラメータ信号を予め定められた公称目盛係数にまで減衰させ、それにより模擬センサ信号を提供するための減衰手段をさらに具備したことを特徴とする請求項 8 記載のインターフェイス回路。

【発明の詳細な説明】 30

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、患者の体内空洞の生理学的パラメータを測定するためのシステムに関し、特に、本発明は、トランスデューサのセンサを患者の生命信号モニタへ安全にインターフェイスするための自己給電式インターフェイス回路を指向するものである。

【0002】

なお、本明細書の記述は本件出願の優先権の基礎たる米国特許出願第 08 / 342, 498 号（1994 年 11 月 21 日出願）の明細書の記載に基づくものであって、当該米国特許出願の番号を参照することによって当該米国特許出願の明細書の記載内容が本明細書の一部を構成するものとする。 40

【0003】

【従来技術】

多くの医療行為において、医療従事者は患者の体内空洞に存在する種々の生理学的条件をモニタする必要がある。これらの生理学的条件は、代表的には、圧力、温度、流体の流量のような物理的性質のものであり、患者の状態に関しての重要な情報を医師あるいは医療技術者に提供する。これらの種類のパラメータが測定されモニタされる様子は、安全、正確で、かつ信頼性がなければならないということは明らかである。

【0004】

そのような状態をモニタするために広く使用されている装置の 1 つが血圧トランスデューサである。血圧トランスデューサは患者の血圧の大きさを検知し、そしてそれをその大き 50

さを表わす電気信号に変換する。この電気信号は、患者の血圧の大きさを表示し、記録し、あるいはモニタする生命信号モニタに供給される。

#### 【0005】

従来、血圧トランスデューサはホイートストーン・ブリッジ型の回路配置内に接続された圧電抵抗素子に機械的に結合された圧力応答ダイアフラムを具備していた。ダイアフラムが（動脈系あるいは静脈系内のような）体内空洞と流体的に連通して配置されたとき、ダイアフラムの圧力による変形により抵抗性素子が伸張される（あるいは方向によっては圧縮される）。既知の原理によれば、これによって素子の抵抗は加わった圧力に比例するような形態で変わる。従って、加わった圧力の大きさは、（通常は電圧の形態の）励起電力信号をホイートストーン・ブリッジ回路の入力端子に加え、そしてそれと同時にそのブリ

10

#### 【0006】

代表的には、電気ケーブルによりトランスデューサ・センサのホイートストーン・ブリッジの部分を生命信号モニタ内に含まれるトランスデューサ増幅器回路に接続する。この増幅器回路は、励起電力信号をホイートストーン・ブリッジ回路に供給し、同時にそのブリッジの出力信号をモニタする。励起電力信号は代表的には電圧の形態であり、モニタの種類と製造者に依存して、大きさとフォーマットを、時間と共に変化し（正弦波、方形の波形あるいはパルス）、および時間とは独立して（DC）変えることができる。

#### 【0007】

20

従来のホイートストーン・ブリッジ・トランスデューサが動作する原理によれば、大抵の患者のモニタのトランスデューサ増幅器回路は励起電力信号の大きさに比例し、また検知された圧力の大きさに比例するセンサ出力信号を得るように設計されている。種々のモニタによって異なる大きさおよび／または周波数の励起電力信号を供給するので、基準の比例定数が開発されている。これらの比例定数の基準によれば、どのセンサも、比例定数の基準に合うようにも校正されているいずれの患者のモニタとの使用に対しても容易に適合することができる。

#### 【0008】

いくつかの利点がこの互換性により提供される。血圧トランスデューサは種々の製造者による患者モニタと交換可能に使用できる。したがって、医療従事者は特定のモニタと共に使用するための特定のトランスデューサを選択する必要がある。さらに、既存の患者モニタにおける病院の投資がそのまま維持され、それによりコストを減らすことになる。その結果として、これらの比例性の基準に合致する生命信号モニタは医療環境においてほとんど普遍的に受け入れられている。

30

#### 【0009】

しかしながら、これまで使用されてきた血圧トランスデューサおよびモニタとそれに伴って発展してきた規格とは問題がないわけではない。例えば、これらのシステムで使用されるセンサは一般に患者の体外に配置され、流体で満たされたカテーテル・ラインを介して体内空洞との間で流体の連通がなされている。体内空洞内の圧力の変化は、ついで流体の充填されたカテーテル・ラインによりダイアフラムに間接的に伝えられる。したがって、そのようなシステムの精度は静水圧の変化および流体カラムと関連する他の矛盾すること

40

#### 【0010】

この問題に対処すべく、先進半導体技術を使用する小型化（ミニチュア化）されたセンサが開発されている。これらの種類のトランスデューサ・センサは、非常に精度が高く、高価でなく、かつ一般にシリコンのダイアフラム上に直接製造されるよく知られたホイートストーン・ブリッジ型の回路配置をやはり利用している。さらに、センサは十分に小さいので、留置カテーテル(indwelling catheter)の先端に実際に設けられ、患者の動脈、組織、あるいは器官内に直接入れられる。これにより、流体の圧力はトランスデューサ・ダイアフラムに直接伝えられるので流体ラインの必要性はなくなった。その結果、これらの

50

センサ（留置すなわちカテーテル先端トランスデューサとしばしば呼ばれる）によれば、患者の血圧のより正確な測定を行うことができる。

#### 【0011】

不幸にも、これらの小型化半導体センサの電氣的構成は、既存の患者モニタのトランスデューサ増幅器と常に互換性を持つとは限らない。例えば、小型化センサは種々の種類の患者センサにおいて用いられている励起信号の大きさと周波数の全体の範囲にわたっては動作できないことがしばしばある。したがって、それらは、既に使用されている患者モニタの多くのものと直接に接続することができない。そのような既存のモニタと使用するためには、特別なインターフェイスをセンサとモニタとの間に設けなければならない。そのような構成は、インターフェイスに付加的な回路を必要とし、しかも既存のモニタは限られた電力しか供給しないように設計されているので、その付加的な回路は独立した電源を必要とする。その結果、より新しいミニチュア化センサを使用すると、全体のシステムに対してコストがかかり、かつ複雑になるということがしばしばある。

10

#### 【0012】

加えて、上記の制限のため、これらのセンサは、検知された圧力に比例するが、モニタによりセンサに供給される励起信号に比例しない出力信号を発生するように構成される必要がしばしばある。上述したように、これは、市販され、かつ既に広く使用されている多くのモニタにより要求される電氣的フォーマットに合致しない。したがって、より新しいセンサは、特定の種類のモニタとのみ使用できるだけであり、したがって、余計なそしてしばしばむだな機器を購入することを要求することになる。これは、今日の健康管理の環境

20

#### 【0013】

より新しい、よりミニチュア化されたセンサを使用すると、さらに別の問題も提起されてきた。半導体圧力トランスデューサのような導電性装置が（直接あるいは患者の流体ラインを介して）患者および電氣的モニタ装置の双方に接続されているとき、標準の電力ライン周波数での電流が患者からトランスデューサ接続を介して大地に流れないことを保証するよう十分な注意を払わなければならない。そのような電流は、マイクロアンペアのレベルでのみ現れてさえも患者に障害を引き起こすことが知られている。

#### 【0014】

導電性トランスデューサが取り付けられている間に細動除去(defibrillation)を経験する患者にはさらに別の危険がある。この場合、トランスデューサはトランスデューサ接続を通して電流が流れるのを防止するのみならず、患者とモニタの接地接続との間に現れるかもしれない約5KVの電位に至るまでこの保護を維持しなければならない。トランスデューサがこの電氣的保護を提供することを要求する工業的規格が確立している。

30

#### 【0015】

過去においては、流体ラインを介して患者に接続されたホイートストーン・ブリッジ型のトランスデューサが十分大きいので電氣的保護が絶縁シリコン・バリアにより提供されていた。この機械的バリアはトランスデューサ・ダイアフラム上の導電性素子と流体ラインとの間に直接配置され、それにより患者とモニタとの間の電氣的絶縁が提供されていた。不幸にも、このバリアは、トランスデューサの精度に影響を与え、かつ装置に複雑さとコストを付加することになる。

40

#### 【0016】

前述のより新しい半導体センサの寸法は非常に小さいため、そのような機械的手段により提供される電氣的絶縁は実際的ではない。特に、センサがカテーテル先端に設けられているときには実際的ではない。これまで、トランスデューサとの間の電氣的絶縁を提供する問題は、ファイバ・オプティクスを使用することにより解決されている。ファイバ・オプティクス・トランスデューサは、光信号の変調により圧力を検出し、そしてそれにより患者とモニタとの間の電氣的接続の必要性を除いている。このアプローチは、電氣的絶縁の問題を解決しているが、ファイバ・オプティクス・トランスデューサは高価であり、校正の問題と長時間ドリフトの問題があり、既存の患者モニタと共に動作し、かつインターフ

50

ェイスをとるためには複雑な回路が必要であり、および製造が困難である。

【0017】

これに対して、より新しい半導体圧力トランスデューサは、安価であり、かつ製造が容易である点、校正が容易である点、非常に精度が高く、かつ長時間ドリフトの心配がない点、およびよく知られかつ実証されているホイートストーン・ブリッジ型の回路配置を利用するという点で、カテーテル先端トランスデューサとして使用するのに非常に適している。

【0018】

したがって、ミニチュア化半導体センサが患者モニタと電氣的に互換性があることを保証する構成に対するニーズがある。そのようなインターフェイス構成は、安価で使用が容易で、かつ多数の既存のモニタの種類のいずれと共にも使用可能であることが必要である。さらに、そのインターフェイスは、モニタにより提供される励起電力信号から電力の全てを導き出すことができるべきである。最後に、必要なら、そのインターフェイスは、患者と患者モニタとの間に適当な電氣的絶縁を提供しなければならない。

10

【0019】

【発明が解決しようとする課題】

本発明は、技術の現状に鑑みてなされたもので、特に、電氣的センサを患者モニタへ接続し、電氣的にインターフェイスをとるために現在利用可能な解決策によっては完全には解決されていない上述した問題およびその他の問題とニーズとに鑑みてなされた。従って、本発明の第一の目的は、半導体トランスデューサ・センサを既存の患者モニタと物理的に相互接続し、かつ電氣的にインターフェイスをとる新規なインターフェイス回路を提供することにある。

20

【0020】

本発明の他の目的は、適当なセンサ励起信号を発生し、および患者モニタにより提供される単一のモニタ励起信号からその単一電力源の全てを引き出すインターフェイス回路を提供することにある。

【0021】

本発明の他の目的は、周波数と大きさが変動する場合も含めて、多数の種々のモニタ励起信号フォーマットの内のいずれか1つから正しいレベルの電力を導くことができるインターフェイス回路を提供することにある。

30

【0022】

本発明の関連する目的は、半導体トランスデューサ・センサを種々の異なる種類の患者モニタとインターフェイスすることを可能とするインターフェイス回路を提供することにある。

【0023】

本発明の他の目的は、患者モニタにより提供されるモニタ励起信号の波形に対して過度に負荷をかけない、あるいは歪めないインターフェイス回路を提供することにある。

【0024】

本発明のさらに他の目的は、センサを患者モニタから電氣的に絶縁するインターフェイス回路を提供することにある。

40

【0025】

本発明の他の目的は、モニタ励起信号の大きさとセンサにより検出された圧力の大きさとの双方に比例する応答信号を患者モニタに供給し、それにより標準的なホイートストーン・ブリッジ型のトランスデューサの応答を模擬するインターフェイス回路を提供することにある。

【0026】

【課題を解決するための手段】

本発明のこれらの目的およびその他の目的と特徴は、以下の説明と特許請求の範囲の記載から完全に明らかとなり、あるいは以下に説明する本発明の実施例により明確になろう。

【0027】

50

簡単に要約すると、上述した目的およびその他の目的は、半導体血圧トランスデューサのような生理学的センサを患者モニタに接続しかつインターフェイスをとるための新規なインターフェイス回路により達成される。インターフェイス回路は、励起電力信号の大きさおよび／または時間に依存して変化するフォーマットにかかわらず、励起電力信号を提供するいかなる患者モニタとも使用するのに適していることが重要である。したがって、インターフェイスは、市販されており、かつ大抵の病院で既に使用されている多くの患者モニタのいずれかひとつとも使用することができる。

#### 【0028】

本発明の一実施例では、インターフェイス回路は、一般に電圧の形態である励起電力信号を供給する患者モニタに、着脱可能な電気ケーブルを介して接続される。その励起信号から、電源手段は、インターフェイス回路のための唯一の電力およびセンサのための適当な励起信号を取り出す。発生された電力は、モニタにより供給される励起電力信号に直接比例する大きさを持つ少なくとも1つの未調整電源電圧と調整された電源電圧とからなることが好ましい。これらの電圧は、インターフェイス回路で使用される（アナログあるいはデジタルの）電氣的構成要素に電力を供給するために使用され得る。

10

#### 【0029】

本発明の他の形態では、インターフェイス回路は、この場合にも再び、着脱可能なケーブルを介して、センサ励起信号に応答してトランスデューサ・センサにより発生されるセンサ出力信号を受信するための手段をさらに具備する。この受信手段は、トランスデューサにより検知された圧力（あるいは同様な生理学的パラメータ）の大きさにのみ比例し、および励起電力信号の大きさには比例しない応答信号を提供する。

20

#### 【0030】

スケーリング手段は、その応答信号を受信して、トランスデューサにより検知された圧力の大きさに比例し、および患者モニタにより供給される励起電力信号の大きさにも比例する大きさを持つパラメータ信号を提供するように機能する。このパラメータ信号は、こうして、標準のホイートストーン・ブリッジ圧力トランスデューサ応答を模擬し、および大抵の患者モニターにより期待されている電氣的フォーマットである。インターフェイス回路は、パラメータ信号を特定の種類のホイートストーン・ブリッジ・トランスデューサに対応する予め定められた公称目盛係数（スケール・ファクタ）にまで減衰させる減衰手段をさらに具備してもよい。

30

#### 【0031】

カテーテル先端トランスデューサと関連して使用されるとき、あるいは電氣的絶縁が要求される他の環境で使用されるとき、本発明のインターフェイス回路は、半導体センサと生命信号モニタとの間に完全な電氣的絶縁を提供する。この実施例では、電源手段は、センサ励起信号をモニタにより供給される励起電力信号から電氣的に絶縁するための手段を含んでいる。これにより、インターフェイス回路を介してモニタと患者との間に有害な漏洩電流が流れるのを防ぐことができる。同様に、その回路の受信手段部分は、モニタに戻される模擬センサ信号からセンサ出力信号を電氣的に絶縁する手段を具備する。このようにして、患者に加えられる細動除去の電位がモニタに流れて損傷を与えることがない。

#### 【0032】

本発明の上述した利点と目的および他の利点と目的を得るために、以上に簡単に説明した本発明のより特定の説明を添付図面に例示される特定の実施例を参照して行う。これらの図面は、本発明の代表的な実施例を示すのみであって、その範囲を制限するものではないことを理解すべきであり、本発明を、その現在最良と理解される形態で、以下の添付図面を用いて、以下に詳細に説明する。

40

#### 【0033】

##### 【発明の実施の形態】

最初に図1を参照するに、一般的に参照符号10で示される本発明のインターフェイス回路は、体内空洞の生理学的条件を測定するためのシステムと関連して使用される。生理学的条件には、例えば、温度、血液ガスレベル、ヘマトクリットレベル、および血圧が含ま

50

れる。図示の実施例では、モニタされる生理学的条件は、患者の動脈あるいは静脈系の血圧である。しかしながら、本発明が他の生理学的条件を測定するシステムでも使用可能なことを理解して頂きたい。

#### 【0034】

よく知られているように、従来の生命信号モニタは、一般に、標準的なひずみゲージ・トランスデューサに直接電氣的に接続されている。モニタは、励起電力信号を、トランスデューサのダイアフラム上に形成されたホイートストーン・ブリッジひずみゲージの入力端に供給する。従来のモニタは、ホイートストーン・ブリッジの出力端に現れる出力信号の大きさを同時にモニタしている。大抵のモニタは工業的規格と合致するように設計されており、従って、この出力信号が励起電力信号の大きさと、検知された圧力（あるいは同様な生理学的パラメータ）の大きさととの双方に比例することが必要である。このようにして、モニタ18のような生命信号モニタは、出力信号を対応する圧力値に変換するための予め定められた目盛係数を使用することができる。モニタは、ついでその値を表示し、記録し、あるいはその他の形態でモニタする。

10

#### 【0035】

最近、先進の製造技術により、より小さい、より正確な、そして以前のひずみゲージ・トランスデューサより動作電力が少ないより新しい電子的センサが開発された。図1に示される半導体トランスデューサ・センサ12のようなこれらのミニチュア化センサはやはり標準的なホイートストーン・ブリッジ型の回路配置を使用するが、多くの既存のモニタと電氣的な互換性をもたないように構成されている。さらに詳細には、そのようなセンサは、初期のセンサとはしばしば異なり、かつ従来のモニタにより提供されてない特定の大きさおよび／または周波数を持つ電氣的励起信号を必要とする。さらに、これらのセンサはモニタの電子部分により期待される標準的な電氣的フォーマットに従った出力信号を発生しないことがしばしばである。しかしながら、医療産業は、従来のモニタにかなりの投資を行っているので、トランスデューサ12のようなより新しいセンサを従来のモニタ18と共に使用することが望ましい。図1に示すように、以下に詳細に説明するこの機能は、インターフェイス回路10により提供される。

20

#### 【0036】

適当な電氣的インターフェイスを提供することに加えて、電氣的トランスデューサ12とモニタ18との間を完全に電氣的に絶縁することが必要な場合がしばしばある。前述のように、そのような絶縁は患者を危険なモニタ漏洩電流から保護し、モニタを患者の細動除去の間にしばしば現れる高電圧から保護するために必要である。したがって、電氣的絶縁は、電氣的センサが患者と直接的あるいは間接的に電氣的に接触しているときにはいつでも必要とされる。非導電性の機械的バリアによってはそのような絶縁は実際には提供できないことがしばしばある。この機能もまた、インターフェイス回路10により提供される。

30

#### 【0037】

図1を参照するに、半導体トランスデューサ・センサ12がセンサ・ケーブル14によりインターフェイス回路10にどのように電氣的に接続されているかを示す。インターフェイス回路10には、18で示された従来の生命信号モニタがモニタ・ケーブル16を介して接続されている。

40

#### 【0038】

図2は、図1に一般的に示されたシステムの一例を詳細に示す。ここで、トランスデューサ12は、留置カテーテル20の先端に配置されている。使用に際し、カテーテル先端およびトランスデューサ12は患者の動脈あるいは静脈系（図示せず）と直接に流体に連通状態に置かれる。あるいはまた、半導体トランスデューサ12は、患者の外部に置き、そして、例えば、標準カテーテル流体ラインにより間接的に患者の血液との流体連通を行うようにすることもできる。いずれの場合にも、半導体トランスデューサ12は、上記の電氣的非互換性のため、モニタ18と直接に接続できない。

#### 【0039】

50

図2を参照するに、センサ・ケーブル14を用いて、トランスデューサ12を、モジュール22内に収容されているインターフェイス回路10に電氣的に接続する。同様に、インターフェイス回路10は、モニタ・ケーブル16によりモニタ18に電氣的に接続されている。好適な実施例では、(以下に説明する)コネクタ48は、モニタ・ケーブル16の一端に形成された電氣的プラグ21を着脱可能に受容するようにインターフェイス回路10上に形成されている。ケーブル16の他端には、他のプラグ26が形成されていて、モニタ18の標準的なレセプタクル24内に着脱可能に受容される。

#### 【0040】

図3を参照するに、インターフェイス回路10のひとつの好適実施例がブロック図の形態で示されている。図示されているように、励起信号源として働く患者生命信号モニタ18は、4芯モニタ・ケーブル16によりインターフェイス回路10に電氣的に接続されている。ホイートストーン・ブリッジ型の回路37を有する半導体トランスデューサ12が4芯センサ・ケーブル14によりインターフェイス回路10にも接続されている。

10

#### 【0041】

モニタ18は、一般には励起電圧の形態の励起電力信号を発生する標準的なトランスデューサ増幅器回路(図示せず)を含んでいる。ケーブル16の芯線のうちの2本、即ち正の励起信号線28と負の励起信号線30によってモニタ18からインターフェイス回路10へこの励起電圧を印加する。使用されるモニタの種類に依存して、励起電圧のフォーマットは広く変えることができる。典型的には、4から10VRMSの範囲内のどこでもよく、およびDCから5KHzまでの範囲で周波数を変えることができる。

20

#### 【0042】

図3を参照するに、インターフェイス回路10は、モニタ18から励起電圧信号を受信するための電源手段を具備する。この励起電圧信号から、電源手段はインターフェイス回路10のための電力の単一源として使用される少なくとも1つの供給電圧を取り出す。電源手段は、励起電圧信号から、適当な電氣的な形態のセンサ励起信号を発生させるようにも機能し、その信号は半導体トランスデューサ12のホイートストーン・ブリッジ37の部分に供給される。

#### 【0043】

したがって、インターフェイス回路内で使用される電氣的部品に対する動作電力およびセンサ装置12に対する適当なセンサ励起信号がモニタ18により供給される励起信号からのみ生成される。これは、モニタ18により供給される励起信号のフォーマットにかかわらず達成され、それにより、インターフェイス回路10は異なる種類のモニタと共に使用することができる。この能力は、別個の電源を必要とせず、それにより、インターフェイス回路10により要求される物理的空間および全体のコストを減らすことができるという長所を有する。

30

#### 【0044】

限定ではない例によれば、電源手段により生成される供給電圧は、3つの個別の電圧、すなわち、線32に示される固定電圧 $V_D$ 、線34および36にそれぞれ示される2つの未調整(レギュレートされていない)供給電圧 $+V_A$ および $-V_A$ を含むのが好ましい。さらに、センサ励起信号が、好ましくは、(電流として供給されてもよいが)調整された電圧を具備するものとして示され、線96と98との間に存在する電圧 $V_{ISO}$ 38を具備するものとして示されている。

40

#### 【0045】

好適実施例では、電源手段は、バイポーラ供給手段と電圧変換手段とを具備する。バイポーラ供給手段は、モニタ18により生成された励起信号を受信し、および電源手段のうち、(それぞれ線34および36に示される)正および負の未調整電源電圧 $+V_A$ および $-V_A$ を発生する部分である。 $+V_A$ と $-V_A$ はDC電圧であり、大きさが等しく、極性が反対であるということが重要である。さらに、 $+V_A$ と $-V_A$ の大きさは、モニタ18により供給される入力励起信号の大きさに直接に比例する。

#### 【0046】

50

電圧変換手段は、正の未調整電源電圧 $+V_A$ を受信し、それから(32に示す)固定出力電圧 $+V_D$ と(38に示す)固定の調整されたセンサ励起電圧 $V_{IS0}$ の双方を発生するように機能する。調整されたセンサ励起電圧 $V_{IS0}$ は、センサ・ケーブル14のうちの正のセンサ信号励起線54と負のセンサ信号励起線56の部分を介してホイートストーン・ブリッジ37の入力端に供給される。

#### 【0047】

限定ではない例によれば、図3は、ひとつの好適実施例において、電源手段のバイポーラ供給手段の部分がどのようにバイポーラ電源回路41を具備するかを示している。図4は、例えば、電力バッファ回路42、電圧インバータ44、およびレベル補償回路46を具備するものとしてバイポーラ電源回路41が示されている。それらの各々は、以下に参照

10

#### 【0048】

電力バッファ回路42は、一般に48で示される標準の電氣的コネクタJ1により正および負の励起信号線28および30に直接に接続されていて、以下の要素、すなわち抵抗R1、コンデンサC3、C4およびC5、インダクタL1、ダイオードCR2およびCR3、および変圧器T1からなる。これらの全てが図5に示される回路構成において接続されている。

#### 【0049】

好適実施例では、電力バッファ回路42は、AC動作モードかDCバイパス動作モードのいずれかでインターフェイス回路10を動作させるバイパス手段をも具備している。バイパス手段は、例えば、別個の信号出力として着脱可能なコネクタJ1に接続された単一のバイパス線50を具備する。モニタがDCのみ励起信号電圧を提供する種類のものであるときは、モニタ・ケーブル16は別個のジャンパ線52を具備し、それにより、ケーブル16がコネクタJ1内に受容されているときにバイパス線50で正の励起電圧信号線28を相互接続する。これによって、正の励起電圧信号線28がダイオードCR2のカソードに直接に電氣的に接続され、それにより励起信号のその部分が電力バッファ回路42の部分をバイパスするようにする。

20

#### 【0050】

バイパス線50は、別個の信号としてコネクタJ1に取り出されるので、このバイパスは電氣的モニタ・ケーブル16内にジャンパ線52を単に含むことにより達成することができる。あるいはまた、モニタ・ケーブル16には、必要なジャンパ線52を含むことができるモニタ・ケーブル・コネクタ(図示せず)を装着してもよい。いずれの場合も、モニタ・ケーブル・コネクタ/モニタ・ケーブルは使用されるモニタのモデルに特定のものである。インターフェイス回路10には何らの変更を行う必要がなく、DCあるいはAC励起電圧のいずれかを提供するモニタと交換可能に使用できるということが重要である。

30

#### 【0051】

図5から明らかなように、DCバイパスモードに構成されるとき、コンデンサC4とダイオードCR2およびCR3とは開放回路として働き、それにより、電力バッファ回路42内の他の構成要素が負荷をかけるのを防止し、それによりDC励起電圧信号がひずむのを防止する。コンデンサC5は、DC励起電圧信号上で簡単なフィルタとしてのみ作用する。

40

#### 【0052】

これに対比して、モニタ18により供給される励起電圧信号がACのときには、モニタ・ケーブル16にはジャンパ線52が装着されない。したがって、電力バッファ回路42の変圧器T1とダイオードCR2およびCR3の部分は共に、AC励起電圧信号に対する全波整流器として機能する。全波整流器から受信される信号からリップルをフィルタするために、コンデンサC5は電力バッファ回路42の正と負の出力端58と60との間に接続されている。

#### 【0053】

変圧器T1はさらに、モニタ18から受信された励起電圧信号から(電力バッファ回路4

50

2の正の出力端58において $V_A$ として示される)整流された信号を絶縁するように働く。これにより、電力バッファ回路42の負の出力端60が負の励起信号線30に直接接続されることが可能となる。この負の出力端60は、インターフェイス回路10に対してCOM1と呼ばれる第一の共通電位として働く。その結果、インターフェイス回路10は、大地に対する電氣的な基準を何も必要とせず、かつモニタ18の電氣的基準の性質により影響されない。

#### 【0054】

図5を参照するに、電力バッファ回路42の全波整流部は、AC励起電圧信号に対して、その性質上連続的でも抵抗性でもない電氣的負荷を通常提供するということがわかるであろう。これに対して、大抵の患者モニタで使用されるトランスデューサ増幅器(図示せず)は、ホイートストーン・ブリッジ・トランスデューサに直接電力を供給するように設計されており、連続的な抵抗性負荷を提供し、そして励起電圧信号に何らの厳しいひずみも誘起しない。したがって、そのようなモニタと共に適切に動作させるためには、インターフェイス回路10は標準的なホイートストーン・ブリッジ・トランスデューサにより提供される簡単な抵抗性インピーダンスを模擬して、それにより、励起電圧信号の過剰な歪みを最小にすることが必要である。そうするためには、電力バッファ回路42は、励起電圧信号がひずむのを防止するためのAC電力フィルタ手段を具備するのが好ましい。

10

#### 【0055】

例えば、限定はされないが、図5はコンデンサC3およびC4とインダクタL1とを具備するようなAC電力フィルタ手段のひとつの好適実施例を示す。これらの構成要素は、変圧器T1の巻線の内部インダクタンス、容量、および抵抗と共に、それらが励起電圧信号へ複素インピーダンスを提供するAC電力フィルタを形成するように配置する。この複素インピーダンスは基本的に抵抗性であり、こうしてホイートストーン・ブリッジ・トランスデューサのインピーダンスを模擬する。各構成要素の値は、励起電圧信号の周波数に大いに依存し、したがって使用されるモニタ18の種類に依存して変えることができる。

20

#### 【0056】

図4および図5に示されるように、電力バッファ回路42の正と負の出力端58と60によって、(34で示される)DC成分だけを持つ正の未調整電源電圧 $+V_A$ として知られる電気信号を定義づける。 $+V_A$ の大きさはモニタ18により供給される励起電圧の大きさに比例することが重要である。特に、 $+V_A$ の大きさは、インターフェイス回路がDCバイパスモードで動作するとき、励起電圧の大きさに等しく(すなわち正確に比例し)、そしてACモードで動作するときには励起電圧のAC RMS値に直接比例するが、等しくはない。したがって、この電圧はインターフェイス回路10内の他の構成要素(特にアナログ構成要素)に対する電力の理想的電源を提供する。

30

#### 【0057】

$V_A$ 信号は、線62に示されるように、電圧インバータ回路44に電氣的に接続されている。電圧インバータ回路は、負のトラッキング電源電圧 $-V_A$ を発生するように機能し、その電圧は $V_A$ の大きさに非常に近いが極性が反対である。好適実施例では、電圧インバータ回路44は、図示のように接続されている電圧変換器U6とコンデンサC1およびC2とからなる。図示の電圧変換器U6はICL7662CMOS電圧変換器として知られており、多数の集積回路製造者から市販されている。他の電圧変換器および/または回路配置を用いて同じ機能を提供してもよく、その場合も本発明の範囲内にある。

40

#### 【0058】

上述のように、使用される生命信号モニタ18の種類に依存して、励起電圧信号はいくつかの異なる大きさの内の1つとすることができる。好適実施例で使用される種類の電圧変換器は、低電圧動作モードと高電圧動作モードとをもち、それらは入力電圧 $V_A$ の値に依存して選択されなければならない。特に、 $V_A$ がしきい値電圧より低いときには、電圧変換器U6へのLV入力は低インピーダンスを通して第一の共通電位COM1に接続されなければならない。 $V_A$ がしきい値より大きいときには、LVとCOM1との間の接続は開放されなければならない。したがって、この好適実施例は、レベル補償器回路46を具備

50

し、それにより $V_A$ の大きさをモニタし、およびその値に基づいて、電圧変換器U6のLV入力を適切なレベルに自動的に構成する。

#### 【0059】

図5は、例示であってそれには限定されないが、レベル補償器回路46の好適回路構成が、比較器U7、抵抗R11、R12、R13およびR14、および基準ダイオードCR1を具備することを示している。抵抗R11と基準ダイオードCR1は正と負のバッファ出力端58と60との間に接続され、CR1のカソードに固定基準電圧68を確立する。(68における)この固定基準電圧は、比較器U7の入力端に接続される。抵抗R12およびR13は第一の分圧器として接続され、第一の分圧器出力端は、線64により示されるように、比較器U7の他の入力端に接続されている。比較器U7の出力端は、線66に示されるように、電圧変換器U6のLV入力端に接続されている。抵抗R14は、比較器U7に対してヒステリシスを提供する。

10

#### 【0060】

動作にあたって、抵抗R12およびR13の値は、正の未調整電源電圧 $V_A$ の大きさが電圧変換器U6のしきい値電圧に等しいとき、第一の分圧器出力端64が固定基準電圧68と等しいように選ばれる。 $V_A$ の大きさがしきい値電圧より小さいときには、比較器U7の出力は、第一の共通電位COM1に内部的に短絡される。 $V_A$ の大きさがしきい値電圧より大きいときには、比較器U7の出力はCOM1には接続されない。このようにして、電圧変換器U6へのLV入力の適切な構成が維持され、インターフェイス回路10はユーザーによる調整の必要なしに拡張された範囲の励起電圧で使用可能である。

20

#### 【0061】

上述した回路は、正の未調整電源電圧 $+V_A$ と負のトラッキング電源電圧 $-V_A$ とからなるバイポーラ電源を提供する。これらの電圧は調整されていないが、入力励起電圧に比例するので、必要な量の電力は、励起電圧を過度に負荷をかけることなく、インターフェイス回路10内のアナログ構成要素に有効に供給される。

#### 【0062】

インターフェイス回路のアナログ回路への電力の供給に加えて、調整された電源電圧を必要とするいかなる構成要素のための電力もまた好適実施例では発生される。この機能は、電源手段のうちの電圧変換手段の部分により提供され、それは必要なセンサ励起電圧を提供するようにも機能する。

30

#### 【0063】

再び図3を参照するに、電圧変換手段の例が電圧変換回路70を具備するものとして示されている。その回路70は、バイポーラ電源回路41に電氣的に接続されている。電圧変換回路70は、(32において示される)固定電圧 $V_D$ に対応する第一の調整された出力と(38において示される)固定電圧 $V_{IS0}$ に対応する第二の調整された出力とを有する。 $V_D$ は約5ボルトDCの固定された大きさを有し、それにより標準のデジタル回路に給電するのに使用できるのが好適である。

#### 【0064】

図4に示されるように、電圧変換回路70はDC-DC変換器回路76と線形レギュレータ回路78とからなることが好ましい。正( $V_A$ )と負(COM1)のバッファ出力端58と60は、DC-DC変換器回路70の未調整入力端に直接接続され、その回路は $+V_D$ に対応する調整された出力と正92と負94の未調整出力とを発生する。正92と負94の未調整出力端は線形レギュレータ回路78に接続されている。第一の調整済み出力 $V_D$ は、未調整入力端58と60における電圧の大きさが $V_D$ の所望の値より小さくあるいは大きな値のいずれに変動することが許容されている場合でも、一定に維持される。

40

#### 【0065】

図6は、それに限定されないが例として、DC-DC変換器回路76の好適実施例を示す。回路76には、スイッチング・レギュレータU7が含まれ、それは好適実施例ではマキシム・インテグレイテッド・プロダクツにより製造されたMAX643可調整出力スイッチング・レギュレータ・コントローラである。他の多数のスイッチング・レギュレータ・

50

コントローラ回路が知られており、それらも使用可能であることは明らかであろう。レギュレータU7は、正の未調整電源電圧 $+V_A$ により給電され、それは図示のようにピンVOUTとGNDとの間に接続されている。レギュレータU7の出力端EXTは抵抗R21を介してトランジスタQ1に接続されている。U7のEXT出力端がオンとオフを繰り返すとき、トランジスタQ1はオンとオフを繰り返し、第一の交流電流が変圧器T2の一次巻線84を通して流れ、それにより、変圧器T2のコアに磁束が発生する。この磁束は、変圧器T2の第一の二次巻線86に第二の交流電流を発生する。この第二の交流電流は、ダイオードCR4とコンデンサC6により整流される。ダイオードCR4のカソードとコンデンサC6との間の接続点は電圧変換回路76の(32において示される)第一の調整ずみ出力 $V_D$ に対応する。

10

**【0066】**

抵抗R15とR16は、第一の調整ずみ出力端32と第一の共通電位COM1との間に接続される第二の分圧器を構成する。第二の分圧器は、レギュレータU7のVFB入力端に接続された出力端88を有する。レギュレータU7は、VFB入力端における電圧にตอบสนองしてEXT出力のオン・オフ・スイッチングのデューティ・サイクルを制御し、それにより第一の調整ずみ出力 $V_D$ における電圧を調整する。

**【0067】**

コンデンサC7とダイオードCR5およびCR6とはクランプ回路として働き、Q1がオフしている間、Q1、C7、CR5および一次巻線84の接続点での電圧を制限する。比較器U8とU9、および抵抗R17、R18、R19およびR20は、レギュレータU7のLBI入力およびLBO出力と共に、不足電圧停止回路として働く。この停止回路は、正の未調整電圧 $V_A$ が、DC-DC変換器回路76が第一の調整ずみ出力端72( $V_D$ )における所望の電圧を維持するのには低すぎる値より低いときには、いつでもトランジスタQ1が強制的にオフにさせられるように働く。

20

**【0068】**

図6は、好適実施例において、DC-DC変換器回路76がモニタ18により供給される励起電力信号からセンサ励起信号を電氣的に絶縁するための手段をどのように含んでいるかを示している。一例として、しかしこれに限定されないが、この電氣的絶縁手段は、変圧器T2上に形成された第二の二次巻線90を具備し、その巻線により、ダイオードCR7とコンデンサC8とにより整流される第三の交流電流を発生する。これにより、COM2として示される絶縁された共通電位を持つ線92と94との間に未調整の出力電圧を生じる。この出力電圧は、DC-DC変換器回路76内の他の全ての回路から直流的に絶縁されていることが重要であり、したがって、圧力トランスデューサ12と、圧力トランスデューサ12に電氣的に接続されたインターフェイス回路10のいかなる他の構成要素とに、完全に絶縁されたセンサ励起信号を提供するために使用することができる。この能力は、カテーテル先端トランスデューサの場合のように、モニタ18に直接接続されている回路部とトランスデューサ12に接続されている回路部との間に電氣的絶縁が要求される応用分野では重要である(図2)。

30

**【0069】**

図6にさらに示されるように、線92と94との間の絶縁出力電圧は線形レギュレータ78に供給される。ひとつの好適実施例では、このレギュレータ78は、ナショナル・セミコンダクタ社により製造されたLM2936であるが、他の線形レギュレータ回路も使用可能である。線形レギュレータ78は、(信号 $V_{IS0}$  38に対応する)出力96と(COM2 40に対応する)出力98との間に5VDCの調整された絶縁出力を提供する。図3および図4に示されるように、この絶縁出力信号は、絶縁された出力保護装置(図示せず)を介して、センサ・ケーブル14の正のセンサ信号線54と負のセンサ信号線56に接続されていて、センサ励起信号と呼ばれる。正および負のセンサ信号線54および56はトランスデューサ12のホイートストーン・ブリッジ37の部分の2つの入力ノードに電氣的に接続されている。

40

**【0070】**

50

要約すると、電源回路 31 は、生命信号モニタ 18 により供給される励起信号だけから、インターフェイス回路 10 が、その動作電力の全ておよび適切なセンサ励起信号を有効に取り出すことを可能とする。さらに、電源回路 31 は、広範囲の励起電圧レベル AC あるいは DC にわたって動作することができ、その結果、インターフェイス回路 10 が多くの異なる種類のモニタと共に使用可能となるように構成されている。電源回路 31 は、標準的なホイートストーン・ブリッジ型の回路の簡単な抵抗性インピーダンスを模擬するように設計されていて、そのため、AC 励起電圧信号に目に付くような波形歪みを生じない。インターフェイス回路 10 の電源の形態によって、これらの改良を提供し、なおかつ、モニタに直接接続する回路部とトランスデューサに接続する回路部との間に完全な電氣的絶縁を確立するように構成されているということが重要である。したがって、このインターフェイス回路は、患者と電氣的にコンタクトする電子的なトランスデューサと共に安全に使用できる。

10

#### 【0071】

図 3 を参照するに、本発明の他の形態を示している。図示のように、トランスデューサ 12 のホイートストーン・ブリッジ 37 の部分の 2 つの出力ノードは、センサ・ケーブル 14 内の正と負のセンサ出力線 100 と 102 に電氣的に接続されている。センサ励起信号に応答して、ホイートストーン・ブリッジはこれら 2 つの線 100 と 102 との間にセンサ出力信号電圧を発生する。この出力信号はトランスデューサ 12 に加えられる流体圧力の大きさに直接比例する大きさを持つ。しかしながら、センサ出力信号は、モニタ 18 により元々供給される励起信号には比例せず、したがって、まだ、モニタ 18 と互換性のある電氣的フォーマットではない。

20

#### 【0072】

インターフェイス回路 10 は、センサ出力線 100 と 102 からこのセンサ出力信号を受信し、およびトランスデューサ 12 により検出される物理的パラメータにだけ比例し続ける応答信号を提供する。例として、図 3 は受信回路 104 を有する受信手段を示しており、それは図 4 にさらに詳細に示されている。

#### 【0073】

一例であって限定されないものとして、受信回路 104 は、センサ出力信号を増幅するための手段と、増幅されたセンサ出力信号から高い周波数成分をフィルタするための手段と、増幅されたセンサ出力信号を応答信号に変換するための手段とを具備している。

30

#### 【0074】

図 4 を参照するに、センサ出力線 100 と 102 は、絶縁された入力保護装置（図示せず）を通してインターフェイス回路 10 に接続されて、計測増幅器 106 のようなセンサ出力信号を増幅するための手段に接続されている。他の同様な構成要素が使用可能であるが、好適実施例では、計測増幅器 106 は、部品番号 LT1101 として知られており、そしてリニア・テクノロジー社により製造されている。増幅器 106 は、センサ出力信号に 100 のゲインを提供するように構成されているが、他のゲインも使用可能である。

#### 【0075】

増幅されたセンサ出力信号は、次いで、低域通過フィルタ回路 108 のような、信号から高い周波数の成分をフィルタするための手段により受信される。低域通過フィルタ回路 108 は、この技術分野においてはよく知られている技術を用いて設計され、抵抗、コンデンサ、および演算増幅器（図示せず）を含んでいて、5 極のバターワース（Butterworth）フィルタ信号応答を得る。フィルタ 108 は、（以下に説明するように）増幅されたセンサ出力信号がデジタル・フォーマットに変換されるとき、エイリアシング・エラーを生じさせるかもしれない増幅されたセンサ出力信号内の高い周波数の成分の全てを除くに適切なカットオフ周波数を持つように設計されている。

40

#### 【0076】

低域通過フィルタ 108 の出力端は、センサ出力信号を応答信号に変換するための手段に電氣的に接続されていて、それは図示の実施例ではデジタル・フォーマットをもつ。変換手段は、例えば、アナログーデジタル変換器 110 を具備する。好適実施例では、A/D

50

変換器 110 は、マキシム・インテグレイテッド・プロダクツにより製造された部品番号 MAX189 として知られている装置であるが、他の等価な装置も使用できる。A/D 変換器 110 のサンプリング・レートは、水晶発振器あるいはセラミック共振器により調整される周波数を有する発振器出力 116 を有する発振器回路 114 により制御される。

#### 【0077】

A/D 変換器 110 は、デジタル・データ出力 112 とクロック出力 118 とを有する。デジタル出力 112 は、12 ビットセグメントで送信されるシリアルなデータ・ストリームであり、アナログ入力端 109 に提供されるアナログ信号の値をデジタル的に表す。この信号はデジタル応答信号として知られており、トランスデューサ 12 により検出されている印加された圧力の大きさにのみ比例する値を示す。クロック出力信号 118 はデジタル応答信号を受信する回路を適切に同期させるために使用されるデジタル信号である。他のデジタル・ゲートおよびコントロール回路は、デジタル応答信号を同期させ、および適切に送信するのに必要であることは明らかであろう。

10

#### 【0078】

図 2 に示すカテーテル先端トランスデューサ 12 のように、トランスデューサ 12 が患者と電氣的に接触している応用分野では、トランスデューサ 12 はモニタ 18 から電氣的に絶縁されていなければならないということは理解できるであろう。したがって、好適実施例では、受信回路 104 もまた、センサ応答信号からセンサ出力信号を電氣的に絶縁するための手段を含んでいる。電氣的絶縁手段は、例えば、光アイソレータ装置 120 と 120' を具備する。そのような装置は多数の製造者から市販されているが、好適実施例では、光アイソレータ 120、120' はヒューレット・パッカード社により製造された部品番号 CNW136 として知られている。類似の光アイソレータ装置、パルス変換器、あるいは絶縁コンデンサを含んで、他の回路配置も可能である。

20

#### 【0079】

図示のように、デジタル応答信号 112 とクロック信号 118 は、光アイソレータ 120、120' の入力端に接続されており、それらはモニタ 18 に電氣的に接続されているインターフェイス回路 10 の一部分に、すなわち、それぞれ線 122 および 124 により概略的に示されている部分に、電氣的な絶縁バリア（図示せず）間の信号を送信する。したがって、光アイソレータ 120、120' の入力端は、インターフェイス回路 10 の患者側にのみ電氣的に接続され、および光アイソレータ出力はインターフェイス回路 10 のモ

30

#### 【0080】

光アイソレータ 120、120' の出力は、受信機／バッファ回路 126 のように、絶縁されたデジタル応答信号とクロック信号の電氣的なレベルを条件づけするためのバッファ手段に接続されている。この回路部品は、この技術分野ではよく知られており、デジタル応答信号とクロック信号を簡単に条件付けして再生して、これら信号が出力端 130 と 132 にそれぞれ示される標準の CMOS 論理回路により受信可能な電氣的フォーマットになるようにする。受信機／バッファ回路 126 は、128 において示され、12 ビットのデジタル応答信号の終了を示す変換終了出力信号をも発生する。

#### 【0081】

図 4 は複数の光アイソレータ 120、120' の使用を示しているが、デジタル応答信号とクロック信号もまた、単一のデータ・ラインに符号化することができ、そして、次いで単一の光アイソレータ装置を用いた電氣的絶縁バリア間に送信することができるであろう。絶縁バリアの他の側で一旦受信されると、単一のデータ・ラインは別個のデジタル応答信号とクロック信号にデコードされる。このアプローチは、ひとつの光アイソレータ装置しか必要とされないという点で有利であり、それにより全体のインターフェイス回路 10 により要求される電力量を減らすことができる。

40

#### 【0082】

受信回路 104 は他の種々の等価な回路設計を用いて設計して実現できることは当業者にも理解されるであろう。例えば、受信回路 104 は、アナログ要素を用いて設計してもよ

50

い。そのような設計では、A/D変換器110、発振器114、デジタル絶縁装置120、および受信機／バッファ回路126はアナログ絶縁回路とアナログ回復(recovery)増幅器により置換される。したがって、低域通過フィルタ108の出力端はアナログ絶縁回路の入力端に直接接続され、その回路は、例えば、シーメンスにより製造されたIL300のようなアナログ光アイソレータを含んでもよい。アナログ絶縁回路は、追加の差動増幅器、抵抗、およびコンデンサを含み、アナログ光アイソレータの動作をイネーブルするようにしてもよい。ついで、アナログ光アイソレータの絶縁された出力端は、アナログ回復増幅器の入力端に接続され、それにより、後続の回路により使用するために、絶縁されたアナログ応答信号の電氣的レベルを条件づける。

#### 【0083】

受信回路104がデジタルあるいはアナログ回路技術を用いて設計されているかにかかわらず、トランスデューサ12により検出されるべき圧力の大きさにだけ比例する応答信号を生じる。上述したように、この信号は、モニタ18と電氣的な互換性を持っておらず、それは、圧力の大きさばかりでなくモニタ18により同時に供給されるべき励起電圧信号に比例する応答信号を期待している。したがって、好適実施例は、応答信号に応答して、励起電圧信号の大きさに比例し、かつ検知された圧力の大きさにも比例する大きさを持つパラメータ信号を提供するためのスケーリング手段をさらに具備する。

#### 【0084】

図3と図4を参照するに、スケーリング手段は、例えば、受信回路104により提供される応答信号をその入力端において接続したスケーリング回路134を具備する。スケーリング回路134には、線136に示されるように、入力励起電圧信号の正の部分もまた接続されている。

#### 【0085】

図5は、スケーリング回路134の一実施例をさらに詳細に示す。ここで、応答信号は、図4と関連して上述したように受信回路104から受信され、したがってデジタルの形態である。このデジタル応答信号は、デジタルーアナログ変換器U1のデジタル入力端に入力される。その変換器は好適実施例ではマキシム・インテグレイテッド・プロダクツ社により製造されたMAX543CMOS12ビット・シリアル乗算D/A変換器である。他の等価なD/A変換器もまた使用可能である。

#### 【0086】

一般的に140で示されたプリスケーリング増幅器回路により発生された電圧信号が、線138として示されるD/A変換器U1の電圧基準入力端( $V_{REF}$ )に接続されている。プリスケーリング増幅器回路140は、差動増幅器U2と抵抗R2およびR3とからなり、それらは図示のように反転増幅器の構成と一緒に接続されている。増幅器U2のひとつの入力端は、(電圧 $V_{EX}$ として示される線136を介して)正の励起電圧信号線28に接続されている。増幅器U2への他の入力端は第一の共通電位COM1に接続されている。抵抗R2とR3からなる分圧器は、図示のように接続されていて、抵抗R2の値は抵抗R3の値の2倍である。抵抗R2とR3は、増幅器U2の出力端に生じる電圧が入力励起電圧信号に対して大きさが正確に1/2となり( $V_{EX}/2$ として示される)、かつ極性が逆になるようにきちんとマッチングされている。

#### 【0087】

プリスケーリング増幅器140のこの出力は、D/A変換器U1の $V_{REF}$ 入力端に(線138を介して)接続されている。デジタル応答信号入力に応答して、D/A変換器U1は、その出力端に( $I_{OUT1}$ および $I_{OUT2}$ として示される)アナログ電流を発生する。この電流出力は、出力増幅器U3へ入力される。出力増幅器U3は、上述したバイポーラ電源回路41により発生された正の未調整電源電圧 $V_A$ と負のトラッキング電源電圧 $-V_A$ により給電される。D/A変換器U1の乗算演算により、出力増幅器U3は、検知された圧力の大きさとモニタにより供給される元の励起電圧信号の大きさとに双方に比例する大きさを持つアナログ出力電圧( $V_{DAC}$ と示される)を提供する。したがって、この電圧は、上述した要求された電氣的フォーマットであり、それによりモニタ18により受信可能なパ

10

20

30

40

50

ラメータ信号を構成する。

#### 【0088】

他の等価な回路構成がスケーリング回路134の機能を提供するために使用可能であることは理解できるであろう。例えば、受信回路104が上述のように、アナログ回路を用いて構成されれば、スケーリング回路134は、D/A変換器U1の代わりにアナログ乗算回路を含んでもよい。例えばトランス・コンダクタンス乗算器のようなアナログ乗算回路は、受信回路104からアナログ応答信号を受信し、検知された圧力の大きさとモニタにより供給された元の励起電圧信号の大きさととの双方に比例する大きさを持つスケーリングされたパラメータ信号を発生する。

#### 【0089】

スケーリング回路134の機能は、電源回路31、特にバイポーラ電源回路41により提供される利点のいくつかをも示す。増幅器U2とU3に対する電源電圧は、それらの各出力端において予想される最大信号より大きくなければならない。しかしながら、使用されるモニタ18の種類に依存して、モニタ18により供給される励起電圧信号の大きさは、2-3ボルト程度の低いものか、あるいは15ボルト程度の高いのものとすることができる。したがって、全てのモニタに対して増幅器U2、U3により要求される電圧を予想することは实际的ではないであろう。さらに、全てのモニタに対して動作するように最大電圧が選択されると、インターフェイス回路10は、比較的小さい励起電圧で動作するあるモニタがインターフェイス回路を動作させるのに十分な電力を供給できないので、モニタ励起電圧だけにより電力が供給されることはできないであろう。しかし、増幅器U2、U3はバイポーラ電源回路31から励起電圧に比例してその大きさが変わる電力（特に $+V_A$ と $-V_A$ ）を受け取るので、増幅器U2、U3は予想される励起電圧の全体の範囲を扱うことができる。これは、インターフェイス回路10の柔軟性を大いに高める。

#### 【0090】

好適実施例では、インターフェイス回路10は、使用されるトランスデューサ12の特定の種類に対応する予め定められた公称目盛係数（スケール・ファクタ）にまでパラメータ信号を減衰させるための手段をさらに具備する。これにより模擬センサ信号が提供され、この信号はモニタ18に戻されることができる。

#### 【0091】

図3と図4は、これに限定されないが、例として、減衰回路142を具備するような減衰手段のひとつの好適実施例を示し、その入力端は、線144で示されるように、スケーリング回路134の出力端に接続されている。減衰回路142は、こうして、スケーリング回路134により提供されるスケーリングされた応答信号を受信し、標準的な血压トランスデューサに対する公称目盛係数にまでその信号を減衰させる。工業的規格によれば、目盛係数は、典型的には $5\text{ uV/V/mm-Hg}$ あるいは $40\text{ uV/V/mm-Hg}$ であるが、他の出力目盛係数もまた使用可能である。減衰回路142は、インピーダンスマッチングをも提供し、そして標準的なホイートストーン・ブリッジの抵抗性出力インピーダンスを模擬する。

#### 【0092】

図5は、減衰回路142が実現されるひとつの形態をさらに詳細に示している。回路142は、分圧器として一緒に接続されている抵抗R4とR5を含み、その分圧器の入力端はスケーリング回路134の出力端144に接続されている。R4とR5の抵抗値は、146で示される分圧器の出力が上述の公称目盛係数の内の1つにまで減衰される応答信号を提供するように選択される。 $+S$ で示される最終的な正の出力信号は、減衰された応答信号を抵抗R6に接続することにより発生する。同様に、 $-S$ で示される最終的な負の出力信号は、第一の共通電位COM1に抵抗R7を接続することにより提供される。抵抗R6とR7の抵抗値は、これらが一緒になって、ホイートストーン・ブリッジ37の抵抗性出力インピーダンスを模擬することによりモニタ18とのインピーダンス・マッチングを提供するように選択される。 $+S$ と $-S$ 信号は共に模擬されたセンサ信号を表し、それは、コネクタJ1とモニタ・ケーブル16内に配設された正の線148および負の線150と

10

20

30

40

50

によりモニタ 18 に電氣的に接続されている。

【0093】

減衰手段は、他の等価な回路により構成されてもよいことは明らかである。例えば、抵抗性ネットワークを使用するよりもむしろ、減衰手段は反転増幅器回路で達成されることができる。

【0094】

さらに、模擬されたセンサ信号（+Sと-S）は、第一の共通電位COM1に基準づけられる。これは、（最小の電流が抵抗R7を介して流れることを仮定すれば）負の励起線30の電位と仮想的に同一である。したがって、この信号は、真のホイートストーン・ブリッジの応答ではなく、それは、典型的には、センサ励起電圧の大きさの1/2である共通モードの電位をその出力端に持つ微分応答を生じる。このような特性をもつ模擬されたホイートストーン・ブリッジ応答を生じる種々の回路技術が知られている。そのような技術の1つが米国特許第4,745,047号に開示されており、そしてインターフェイス回路10内に組み込み可能である。しかしながら、大抵の患者モニタでは、真のホイートストーン・ブリッジ応答の微分特性は適切な動作のためには必要ではない。

10

【0095】

したがって、インターフェイス回路10は、モニタの励起電力のフォーマットにかかわらず、かつモニタが標準のひずみゲージ・トランスデューサとのみ使用されるように設計されているという事実にもかかわらず、多くの異なる種類のモニタ18と共に電氣的トランスデューサ・センサをインターフェイスするのに使用することができる。さらに、トランスデューサ・センサは、標準的な電氣的ホイートストーン・ブリッジ回路を利用することができ、そしてなおかつインターフェイス回路10はトランスデューサ12とモニタ18との間に完全な電氣的な絶縁を提供する。トランスデューサとモニタの間には導電性の接続がないので、患者とモニタとの間に流れる有害な電流の可能性はない。この電氣的な絶縁を提供するのに加えて、回路10は、モニタにより供給された励起信号からその電力の全てを引き出し、それにより、独立の回路電力源の必要性をなくしている。

20

【0096】

【発明の効果】

本発明によれば、半導体トランスデューサ・センサを既存の患者モニタと物理的に相互接続し、かつ電氣的にインターフェイスをとる新規なインターフェイス回路を提供することができる。

30

【0097】

また、本発明によれば、適当なセンサ励起信号を発生し、および患者モニタにより提供される単一のモニタ励起信号からその単一電力源の全てを引き出すインターフェイス回路を提供することができる。

【0098】

さらにまた、本発明によれば、周波数と大きさが変動する場合も含めて、多数の種々のモニタ励起信号フォーマットの内のいずれか1つから正しいレベルの電力を導くことができるインターフェイス回路を提供することができる。

【0099】

40

また、本発明によれば、半導体トランスデューサ・センサを種々の異なる種類の患者モニタとインターフェイスすることを可能とするインターフェイス回路を提供することができる。

【0100】

また、本発明によれば、患者モニタにより提供されるモニタ励起信号の波形に対して過度に負荷をかけない、あるいは歪めないインターフェイス回路を提供することができる。

【0101】

また、本発明によれば、センサを患者モニタから電氣的に絶縁するインターフェイス回路を提供することができる。

【0102】

50

また、本発明によれば、モニタ励起信号の大きさとセンサにより検出された圧力の大きさとの双方に比例する応答信号を患者モニタに供給し、それにより標準的なホイートストーン・ブリッジ型のトランスデューサの応答を模擬するインターフェイス回路を提供することができる。

### 【0103】

本発明は、その精神あるいは必須の特徴から逸脱することなく他の特定の形態で実現してもよい。上述した実施例は、あくまでも図示のためだけのものであり、限定的なものではない。従って、本発明の範囲は、上述した記載よりも特許請求の範囲の記載により示される。特許請求の範囲の意味および等価の範囲内の全ての変更は、本発明の範囲内にあるものとする。

10

### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のインターフェイス回路によりホイートストーン・ブリッジ型のセンサ装置を患者モニタに相互接続し、およびインターフェイスする形態を示すブロック図である。

【図2】インターフェイス回路により生命信号患者モニタをカテーテル先端センサと接続するために使用されている本発明の一実施例の斜視図である。

【図3】本発明のインターフェイス回路の一実施例を構成する構成要素をさらに詳細に示すブロック図である。

【図4】インターフェイス回路をより詳細に示すブロック図である。

【図5】本発明のインターフェイス回路の一部分をより詳細に示す図である。

20

【図6】インターフェイス回路のDC-DC変換器の部分構成する回路をより詳細に示す図である。

### 【符号の説明】

- 10 インターフェイス回路
- 12 トランスデューサ
- 14 センサ・ケーブル
- 16 モニタ・ケーブル
- 18 生命信号モニタ
- 20 留置カテーテル
- 21 プラグ
- 22 モジュール
- 24 レセプタクル
- 26 プラグ
- 28 正の励起電圧信号線
- 30 負の励起電圧信号線
- 32 固定出力電圧  $V_D$
- 34 未調整供給電圧  $+V_A$
- 36 未調整供給電圧  $-V_A$
- 37 ホイートストーン・ブリッジ
- 38 センサ励起電圧  $V_{ISO}$
- 40 第二共通電位 COM2
- 41 バイポーラ電源回路
- 50 バイパス線
- 52 ジャンパ線
- 54 正のセンサ信号励起線
- 56 負のセンサ信号励起線
- 58 正の出力端
- 60 負の出力端 (COM1)
- 70 電圧変換回路
- 96 出力

30

40

50

9 8 出力

100 正のセンサ出力線

102 負のセンサ出力線

1 0 4 受信回路

### 1 3 4 スケーリング回路

1 3 6 線 (V<sub>EX</sub>)

1 4 2 減衰回路

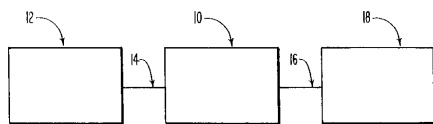
1 4 4 線

1 4 8 正の線

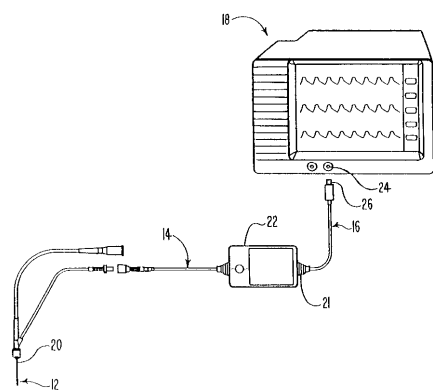
1 5 0 負の線

10

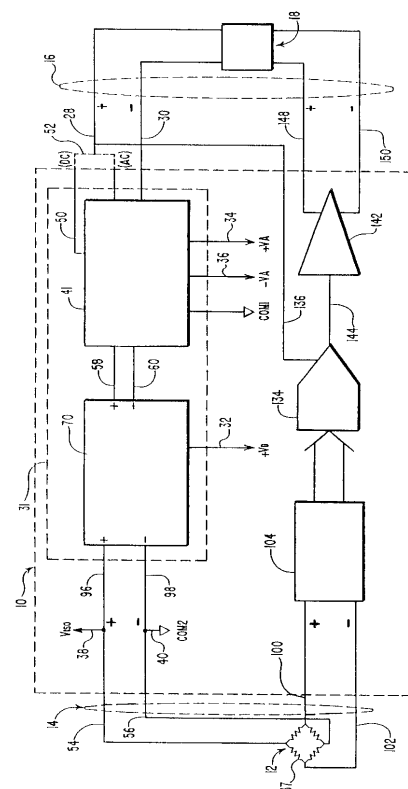
【 図 1 】



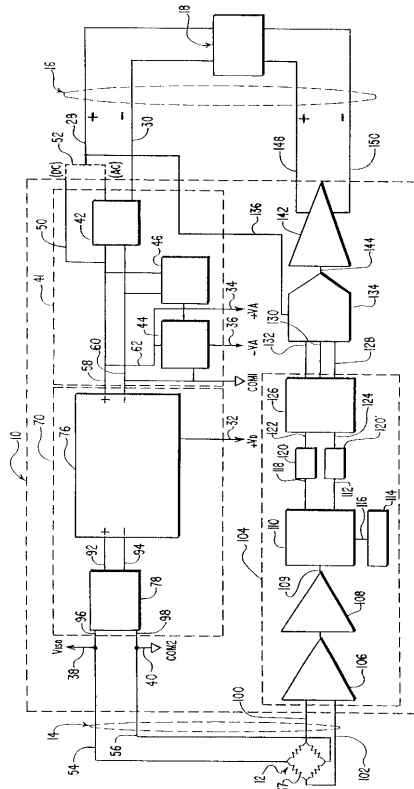
【图 2】



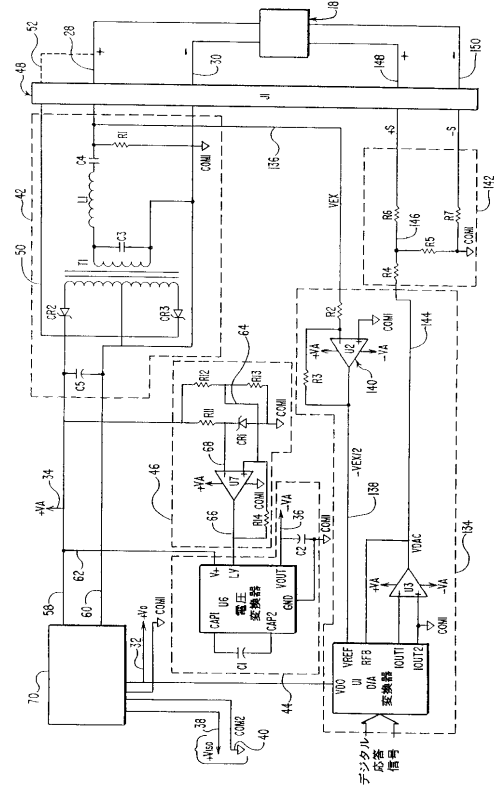
【 図 3 】



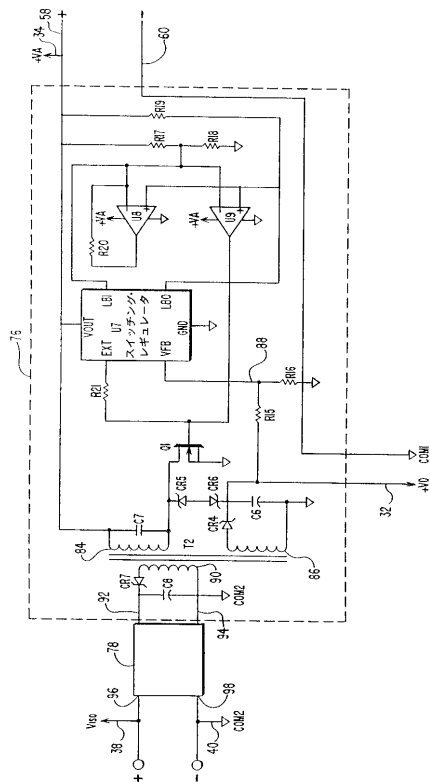
【図 4】



【図 5】



【 図 6 】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100088915

弁理士 阿部 和夫

(72)発明者 ジョン ダブリュ. レインズ

アメリカ合衆国 84092 ユタ州 サンディー サウス 2505 イースト 10313

(72)発明者 ガリー アルトマン

アメリカ合衆国 98034 ワシントン州 カークランド 128ティーエイチ プレイス ノースイースト 14219

審査官 本郷 徹

(56)参考文献 特開平04-265831 (JP, A)

特開平04-197340 (JP, A)

米国特許第04705047 (US, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00