

(19)日本国特許庁（J P）

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号
特開2002－248085

(P2002－248085A)

(43)公開日 平成14年9月3日(2002.9.3)

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テーマコード [*] (参考)
A 6 1 B 5/0245	101	A 6 1 B 5/00	101 R 2 G 0 6 4
5/00		B 6 0 N 5/00	3 B 0 8 8
A 6 1 G 7/05		G 0 1 H 3/08	4 C 0 1 7
B 6 0 N 5/00		G 0 1 V 9/00	E 4 C 0 4 0
G 0 1 H 3/08		A 6 1 B 5/02	321 C
審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 12数) 最終頁に続く			

(21)出願番号 特願2001－51347(P2001－51347)

(22)出願日 平成13年2月27日(2001.2.27)

(71)出願人 000136848

株式会社プリモ

東京都三鷹市牟礼6丁目25番1号

(72)発明者 綿貫 博之

東京都西多摩郡瑞穂町長岡2丁目3番地5 株
式会社プリモ内

(72)発明者 唐木 幸太郎

東京都西多摩郡瑞穂町長岡2丁目3番地5 株
式会社プリモ内

(74)代理人 100089071

弁理士 玉村 静世

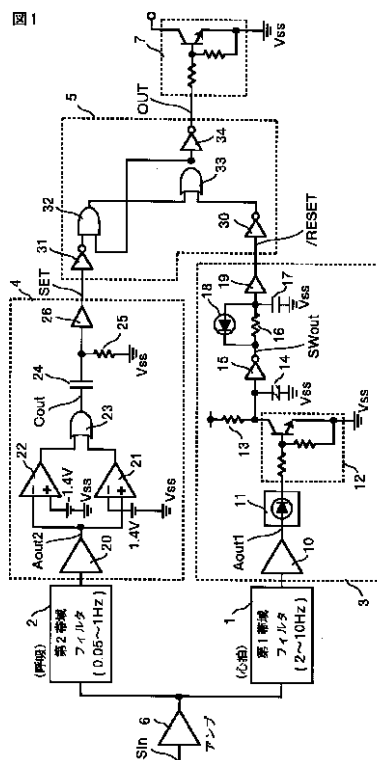
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 信号検出装置、信号検出制御プログラム及び情報記録媒体

(57)【要約】

【課題】 呼吸と心拍のように周波数帯域が異なる周期信号の重畳された信号を各成分の周波数信号やノイズとは区別して検出することができる信号検出技術を提供する。

【解決手段】 座席やベッドなどに装着された超低周波信号を出力する圧力センサに接続して、このセンサから供給される信号（S i n）の中から呼吸信号成分と心拍（脈拍）信号成分とをフィルタ回路（1，2）で抽出し、両方の信号成分が同時に一定値以上でなお且つ一定時間以上連続することを第1及び第2のパルス生成手段（3，4）で検出して、人体感知を行なうから、呼吸と心拍のように周波数帯域の異なる周期信号が重畳された信号を各成分の周波数信号やノイズとは区別して検出することができる、という効果を得るものである。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 第1周波数帯域に含まれる第1信号が当該第1周波数帯域よりも周波数の低い第2周波数帯域の第2信号に重畳された信号を検出する信号検出装置であって、

入力信号に含まれる第1周波数帯域の信号成分を通過させる第1帯域フィルタ手段と、

入力信号に含まれる第2周波数帯域の信号成分を通過させる第2帯域フィルタ手段と、

前記第1帯域フィルタ手段の出力信号が第1スライズレベルを超える変化毎に応答して前記第1周波数帯域の下10 限周波数における周期よりも長いパルス幅を連続させ、連続パルスの先頭を前記第2周波数帯域の上限周波数における周期以上の所定時間カットした第1パルス生成する第1パルス生成手段と、

前記第2帯域フィルタ手段の出力信号が第2スライズレベルを横切る変化に同期してパルス信号を生成し、そのパルス幅を前記連続パルスに対する前記第1パルスの先頭カット幅よりも小さくした第2パルスを生成する第210 パルス生成手段と、

前記第1パルスと第2パルスを入力し、第1パルスの第1状態に応答して第1出力状態を採り、第1パルスの第2状態と第2パルスの第2状態に応答して第2出力状態を採り、第1パルスの第2状態と第2パルスの第1状態に応答して前の出力状態を維持する論理演算を行なう論理演算手段と、を含んで成るものであることを特徴とする信号検出装置。

【請求項2】 前記第1周波数帯域は心拍の周期を想定した大凡2〜10Hzであり、前記第2周波数帯域は呼吸の周期を想定した大凡0.05〜1Hzであることを30 特徴とする請求項1記載の信号検出装置。

【請求項3】 命令を解釈して実行するデータプロセッシングユニットと、前記データプロセッシングユニットが実行する命令を保持するROMとを有し、前記データプロセッシングユニットは、前記ROMが保持するプログラムを実行して、前記第1帯域フィルタ手段、第2帯域フィルタ手段、第1パルス生成手段、第2パルス生成手段、及び論理演算手段を生成するものであることを特徴とする請求項1又は2記載の信号検出装置。

【請求項4】 前記第1帯域フィルタ手段及び第2帯域フィルタ手段の入力に出力が接続される圧力センサを更に有して成るものであることを特徴とする請求項1又は2記載の信号検出装置。

【請求項5】 前記圧力センサは、受圧部と前記受圧部に結合された感圧素子とを有し、前記受圧部は先端部が閉じられた可撓性のパイプチューブから成り、前記感圧素子は、前記パイプチューブの基端部に結合されその中空部分に内部が連通する素子ケーシングと、前30

記素子ケーシングに内蔵されたエレクトレットコンデンサマイクロホンとを有し、前記素子ケーシングの内部において前記エレクトレットコンデンサマイクロホンの正面側と背面側とをリークさせるリーク通路が形成されて成り、

前記エレクトレットコンデンサマイクロホンの出力が前記第1帯域フィルタ手段及び第2帯域フィルタ手段の入力に接続されるものであることを特徴とする請求項4記載の信号検出装置。

【請求項6】 前記素子ケーシング内部は、エレクトレットコンデンサマイクロホンの背面側に空室を有し大気圧に非導通にされて成るものであることを特徴とする請求項5記載の信号検出装置。

【請求項7】 前記パイプチューブが挿入固定される挿入部が形成された袋体を更に有して成るものであることを特徴とする請求項5又は6記載の信号検出装置。

【請求項8】 第1周波数帯域に含まれる第1信号が当該第1周波数帯域よりも周波数の低い第2周波数帯域の第2信号に重畳された信号を検出するためにコンピュータを、20

入力信号に含まれる第1周波数帯域の信号成分を通過させる第1帯域フィルタ手段、

入力信号に含まれる第2周波数帯域の信号成分を通過させる第2帯域フィルタ手段、

前記第1帯域フィルタ手段の出力信号が第1スライズレベルを超える変化毎に応答して前記第1周波数帯域の下10 限周波数における周期よりも長いパルス幅を連続させ、連続パルスの先頭を前記第2周波数帯域の上限周波数における周期以上の所定時間カットした第1パルスを生成する第1パルス生成手段、

前記第2帯域フィルタ手段の出力信号が第2スライズレベルを横切る変化に同期してパルス信号を生成し、そのパルス幅を前記連続パルスに対する前記第1パルスの先頭カット幅よりも小さくした第2パルスを生成する第2パルス生成手段、及び

前記第1パルスと第2パルスを入力し、第1パルスの第1状態に応答して第1出力状態を採り、第1パルスの第2状態と第2パルスの第2状態に応答して第2出力状態を採り、第1パルスの第2状態と第2パルスの第1状態30 に応答して前の出力状態を維持する論理演算を行なう論理演算手段、として機能させることが可能な信号検出制御プログラム。

【請求項9】 第1周波数帯域に含まれる第1信号が当該第1周波数帯域よりも周波数の低い第2周波数帯域の第2信号に重畳された信号を検出するために、

入力信号に含まれる第1周波数帯域の信号成分を通過させる第1帯域フィルタ処理、

入力信号に含まれる第2周波数帯域の信号成分を通過させる第2帯域フィルタ処理、

前記第1帯域フィルタ処理によって得られる信号が第140

スライスレベルを超える変化毎に応答して前記第1周波数帯域の下限周波数における周期よりも長いパルス幅を連続させ、連続パルスの先頭を前記第2周波数帯域の上限周波数における周期以上の所定時間カットした第1パルスを生成する処理、

前記第2帯域フィルタ処理によって得られる信号が第2スライスレベルを横切る変化に同期してパルス信号を生成し、そのパルス幅を前記連続パルスに対する前記第1パルスの先頭カット幅よりも小さくした第2パルスを生成する処理、及び前記第1パルスと第2パルスを入力し、第1パルスの第1状態に応答して第1出力状態を採り、第1パルスの第2状態と第2パルスの第2状態に応答して第2出力状態を採り、第1パルスの第2状態と第2パルスの第1状態に応答して前の出力状態を維持する論理演算を行なう論理演算処理、を実行せるためのプログラムをコンピュータ読み取り可能に記録した情報記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、呼吸と心拍のような周波数帯域が異なる周期信号が重畳された信号の検出技術に関し、例えば福祉や介護のための人体感知若しくは人体の着座感知などに適用して有効な検出技術に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、心拍数や呼吸数などを計測するにはセンサなどの検出部を直接人体に取り付けて計測することが行なわれているが、被検者に違和感や不快感を与える場合が多く、測定結果にも少なからず影響を与えることが懸念されていた。また、最近被検者に測定されていることを感じさせないように企図した測定方法として、寝具や座布団の下に敷いて使用するエアーマット状の感知部にマイクロホンを装着した圧力センサユニットを用いる方法が発表されている。このような測定方法及び装置について記載された文献の例として、特開平11-19056、特開平11-28195号公報がある。

【0003】前記文献に記載の圧力センサユニットはエアートン入孔を有する中空フレームにコンデンサマイクロホンを設けた構成を有し、このコンデンサマイクロホンはフレーム内部に向けて配置した振動板をケーシングに内蔵し、振動板に対設された背電極には開口が形成され、その背面側にエアータンバが形成されている。前記エアータンバはフレーム側からの低周波の圧力変化による振動板の振動を後方のエアータンバで反射させて、共振させ、振幅を大きくして検出を容易化するための手段とされている。そして、前記エアートン入孔はフレームが押圧されたときそのようなコンデンサマイクロホンが飽和しないようにする、とある。

【0004】また、それらの文献には、圧力センサユニットで検出された信号から心拍及び呼吸の周期信号を夫

々抽出する場合におけるノイズキャンセル技術が記載されている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】本発明者は、呼吸と心拍のように周波数帯域の異なる周期信号が重畳された信号の検出技術を、例えば福祉や介護のための人体感知、或は車両座席への着座検出のための人体感知に適用することについて検討した。これによれば、圧力センサを用いて人体の着座を検出する場合、圧力センサに物を置いた場合、車載環境で圧力センサに断続的な減衰振動が与えられる場合を、人体の着座と区別することが必要である。そのような区別に関しては上記文献では考慮されていない。本発明者は人体感知のよな検出を行なうのに、検出すべき重畳信号の2種類の周波数帯域にオーバーラップの無いことを見出した。

【0006】そして、その点に着目して人体感知を行なう場合には、圧力センサによる圧力変化の検出精度が比較的高く、低周波信号に対して安定的に検出できることの必要性が本発明者によって見出された。上記文献の圧力センサユニットにおけるコンデンサマイクロホンは、温度の変化や大気圧の変化によって振動板の前後の気圧差を逃がすために、それ自体にエアーリークが形成されていない。前記気圧差を逃がすために、中空フレームに形成した前記エアー通入孔を機能させている。この技術では、手で触れたりして中空フレームに外乱が加えられると、コンデンサマイクロホンの出力もそれに応じて乱れることになるが、エアーマットのよう中空フレームの容積が大きいため、収束までの時間が長くなり、安定した計測の妨げになる虞のあることが本発明者によって見い出された。

【0007】本発明の目的は、呼吸と心拍のように周波数帯域の異なる周期信号が重畳された信号を各成分の周波数信号やノイズと区別して検出することができる信号検出技術を提供することにある。

【0008】本発明の別の目的は、人体の着座や着床を高い精度で検出することができる信号検出技術を提供することにある。

【0009】本発明の前記並びにその他の目的と新規な特徴は本明細書の記述及び添付図面から明らかになるであろう。

【0010】

【課題を解決するための手段】《信号検出装置》本発明に係る信号検出装置は、第1帯域フィルタ手段(1)、第2帯域フィルタ手段(2)、第1パルス生成手段(3)、第2パルス生成手段(4)、及び論理演算手段(5)を含み、第1周波数帯域に含まれる第1信号が当該第1周波数帯域よりも周波数の低い第2周波数帯域の第2信号に重畳された信号を検出するものである。

【0011】前記第1帯域フィルタ手段は入力信号に含まれる第1周波数帯域(例えば心拍の周波数帯域：大凡

2～10Hz)の信号成分を通過させる。第2帯域フィルタ手段は入力信号に含まれる第2周波数帯域(例えば呼吸の周波数帯域:大凡0.05～1Hz)の信号成分を通過させる。

【0012】前記第1パルス生成手段は、前記第1帯域フィルタ手段の出力信号が第1スライスレベルを超える変化(例えば基準の電位に対する-35dB以上の振幅)を生ずる毎に応答して前記第1周波数帯域の下限周波数における周期(心拍の場合0.5sec)よりも長いパルス幅を連続させ(SWout)、この連続パルスの先頭を前記第2周波数帯域の上限周波数における周期(呼吸の場合1sec)以上の所定時間カットした第1パルス(RESET)を生成する。その連続パルス(SWout)の生成におけるリカバリタイム(心拍の場合0.5sec)は心拍周波数が上限であっても連続パルスの生成を保証する。また、連続パルス(SWout)に対する先頭波形のカット時間(呼吸の場合1sec)は、入力信号に対して第1パルス(RESET)の発生タイミングと最初の第2パルス(SET)の発生タイミングとをずらすために設定される。

【0013】第2パルスの生成手段は、前記第2帯域フィルタ手段の出力信号が第2スライスレベルを横切る変化に同期するパルス信号(Cout)を前記連続パルスに対する前記第1パルスの先頭カット幅よりも小さく成形した第2パルス(SET)を生成する。前記連続パルス(SWout)に対する前記先頭波形のカット時間は前記第2周波数帯域の上限周波数における周期(呼吸の場合1sec)以上の所定時間であるから、第2周波数帯域の上限周波数に対しても第2パルス(SET)のパルス波形生成を保証できる。そして、入力信号に対して第1パルス(RESET)の発生タイミングと最初の第2パルス(SET)の発生タイミングとは確実にずらされる。このタイミングのずれは、第2周波数帯域における単発パルス波形等の発生を前記論理演算手段により検出可能にする。

【0014】前記論理演算手段は、前記第1パルスと第2パルスを入力し、第1パルスの第1状態(L)に応答して第1出力状態(L)を採り、第1パルスの第2状態(H)と第2パルスの第2状態(H)に応答して第2出力状態(H)を採り、第1パルスの第2状態(H)と第2パルスの第1状態(L)に応答して前の出力状態を維持する論理演算を行なう。

【0015】第2信号に第1信号が重畳された信号入力に対する感知状態は、その論理演算手段の第2出力状態とされる。第2周波数帯域における単発パルスが入力された場合、それに第1周波数帯域の信号が重畳されていても、前記第1パルスの先頭波形カット期間は論理演算手段に対して第2パルスの変化に対するマスク期間となり、そのような信号入力は目的感知状態から除外される。また、第2周波数帯域において複数パルスで減衰振

動信号が入力された場合、第1周波数帯域の信号は減衰が進むに従って顕在化してくる。このような場合にも、前記第1パルスの先頭波形カット期間は論理演算手段に対して第2パルスの変化に対するマスク期間となり、所定値以上の振幅を持つ信号が連続しないときは単発パルスと同様にそのような信号入力は目的感知状態から除外される。仮に第2パルスが複数発生されても、第1周波数帯域の減衰波形は最初から顕在化され難く第1パルスの生成は遅れる傾向になるから、やはりそのような信号入力も目的感知状態から除外される。

【0016】上第1帯域フィルタ手段(1)、第2帯域フィルタ手段(2)、第1パルス生成手段(3)、第2パルス生成手段(4)、及び論理演算手段(5)は夫々専用ハードウェアによって実現することができる。或はソフトウェアを介するプログラム処理にて実現してもよい。例えば、信号検出装置は命令を解読して実行するデータプロセッシングユニットと、前記データプロセッシングユニットが実行する命令を保持するROMとを有するデータ処理システムによって実現し、前記データプロセッシングユニットは、前記ROMが保持するプログラムを実行して、前記第1帯域フィルタ手段、第2帯域フィルタ手段、第1パルスの生成手段、第2パルスの生成手段、及び論理演算手段を生成する。

【0017】《圧力センサ》前記信号検出装置は、前記第1帯域フィルタ手段及び第2帯域フィルタ手段の入力に出力が接続される圧力センサを更に備えてよい。

【0018】圧力センサは、受圧部と前記受圧部に結合された感圧素子とを有し、前記受圧部は先端部が閉じられたパイプチューブから成る。前記感圧素子は、前記パイプチューブの基端部に結合されその中空部分に内部が連通する素子ケーシングと、前記素子ケーシングに内蔵されたエレクトレットコンデンサマイクロホンとを有し、前記素子ケーシングの内部において前記エレクトレットコンデンサマイクロホンの正面側と背面側とをリークさせるリーク通路が形成されて成る。

【0019】上記パイプチューブに圧力が加えられるとパイプチューブ内の気体がリーク通路を経てエレクトレットコンデンサマイクロホンの背面側に廻り、当該マイクロホンの振動板の正面及び背面の圧力が均衡する。この状態でパイプチューブに心拍などによる周期的な圧力変化が与えられると、これを正面側から受ける前記エレクトレットコンデンサマイクロホンで形成される静電容量が変化され、その変化に応じた信号が外部に出力される。

【0020】このとき、前記パイプチューブは、エアーマット状の受圧部に比べて圧力を加えなくても断面形状が安定しているため、周期的な圧力変化の検出途中でパイプチューブに外乱圧力が作用されても短時間で収束し、安定した計測を行うことができる。

【0021】また、パイプチューブに周期的な圧力変化

が与えられると、パイプチューブ内の流体はコンデンサマイクロホンの正面からリーク通路を通して背面側に移動しようとする。これは、周期的な圧力変化が低周波であるほど顕著であるから、低周波の圧力変化に対しても前記静電容量を再帰的に変化させることができ、心拍等による低周波の圧力変化の検出も確実に行うことができる。特に、前記素子ケーシングの内部でエレクトレットコンデンサマイクロホンの背面側に位置して空室を形成すれば、当該空室が流体のバッファとして作用し、低周波の圧力変化の検出を更に安定化させる。望ましい形態として、前記素子ケーシングの内部は大気圧に非導通とするのがよい。低周波の圧力変化に対する検出動作の安定化並びにノイズ除去に好都合だからである。

【0022】前記圧力センサはパイプチューブを直接押下するように利用してもよい。また、前記パイプチューブが挿入固定される挿入部が形成された袋体を更に設けて圧力センサを構成してもよい。

【0023】低周波の圧力変化に対する検出動作の安定化並びにノイズ除去に好都合であって安定した圧力検出を行なうことができる圧力センサを採用することにより、信号検出装置による人体感知などを高い信頼性を持って行なうことができる。

【0024】《プログラム》上記信号検出装置をソフトウェア的に実現するための信号検出制御プログラムは、第1周波数帯域に含まれる第1信号が当該第1周波数帯域よりも周波数の低い第2周波数帯域の第2信号に重畳された信号を検出するためにデータプロセッシングユニットなどのコンピュータを、①入力信号に含まれる第1周波数帯域の信号成分を通過させる第1帯域フィルタ手段、②入力信号に含まれる第2周波数帯域の信号成分を通過させる第2帯域フィルタ手段、③前記第1帯域フィルタ手段の出力信号が第1スライスレベルを超える変化毎に応答して前記第1周波数帯域の下限周波数における周期よりも長いパルス幅を連続させ、連続パルスの先頭を前記第2周波数帯域の上限周波数における周期以上の所定時間カットした第1パルスの生成手段、④前記第2帯域フィルタ手段の出力信号が第2スライスレベルを横切る変化に同期してパルス信号を生成し、そのパルス幅を前記連続パルスに対する前記第1パルスの先頭カット幅よりも小さく成形した第2パルスの生成手段、及び、⑤前記第1パルスと第2パルスを入力し、第1パルスの第1状態に応答して第1出力状態を採り、第1パルスの第2状態と第2パルスの第2状態に応答して第2出力状態を採り、第1パルスの第2状態と第2パルスの第1状態に応答して前の出力状態を維持する論理演算を行なう論理演算手段、として機能させるものである。

【0025】《情報記録媒体》上記信号検出装置をソフトウェアを介して実現することを容易化するには、そのための信号制御プログラムを情報記録媒体等に格納して提供すればよい。即ち情報記録媒体は、第1周波数帯域

に含まれる第1信号が当該第1周波数帯域よりも周波数の低い第2周波数帯域の第2信号に重畳された信号を検出するために、①入力信号に含まれる第1周波数帯域の信号成分を通過させる第1帯域フィルタ処理、②入力信号に含まれる第2周波数帯域の信号成分を通過させる第2帯域フィルタ処理、③前記第1帯域フィルタ処理によって得られる信号が第1スライスレベルを超える変化毎に応答して前記第1周波数帯域の下限周波数における周期よりも長いパルス幅を連続させ、連続パルスの先頭を前記第2周波数帯域の上限周波数における周期以上の所定時間カットした第1パルスを生成する処理、④前記第2帯域フィルタ処理によって得られる信号が第2スライスレベルを横切る変化に同期してパルス信号を生成し、そのパルス幅を前記連続パルスに対する前記第1パルスの先頭カット幅よりも小さく成形した第2パルスを生成する処理、及び、⑤前記第1パルスと第2パルスを入力し、第1パルスの第1状態に応答して第1出力状態を採り、第1パルスの第2状態と第2パルスの第2状態に応答して第2出力状態を採り、第1パルスの第2状態と第2パルスの第1状態に応答して前の出力状態を維持する論理演算を行なう論理演算処理、を実行させるためのプログラムがコンピュータ読み取り可能に記録されている。

【0026】

【発明の実施の形態】図1には本発明に係る信号検出装置の一例が示される。図2には信号検出装置の入力信号波形及び内部ノードの信号波形が例示される。

【0027】信号検出装置はアンプ6、第1帯域フィルタ1、第2帯域フィルタ2、第1パルス生成回路3、第2パルス生成回路4、論理演算回路5、及び出力回路7を含み、例えば人体感知に利用される。即ち、第1周波数帯域（例えば心拍の周波数帯域である大凡2～10Hz）に含まれる第1信号が当該第1周波数帯域よりも周波数の低い第2周波数帯域（例えば呼吸の周波数帯域である大凡0.05～1Hz）の第2信号に重畳された信号を検出して、人体感知を行なう。

【0028】前記第1帯域フィルタ1は入力信号 S_{in} に含まれる第1周波数帯域の信号成分を通過させる。第2帯域フィルタ2は入力信号 S_{in} に含まれる第2周波数帯域の信号成分を通過させる。図2では信号検出装置の入力信号 S_{in} は、人体の場合には呼吸の信号波形に心拍の信号波形が重畳された信号とされる。その他の入力信号 S_{in} として物を着床したときの衝撃波信号（物の場合）、車両の震動波形（振動の場合）が例示されている。

【0029】前記第1パルス生成回路3は、入力アンプ10、整流回路11、スイッチング回路12、抵抗素子13、容量素子14、インバータ15、抵抗素子16、容量素子17、ダイオード18、及び出力アンプ19から構成される。

【0030】前記入力アンプ10は規定のゲインで入力

波形を増幅し、その出力A o u t 1は整流回路11で正極性に整流される。スイッチング回路12は、整流回路11の出力信号に対して第1スライスレベルを超える変化（例えば基準のレベルに対する -35 dB 以上の振幅）を生ずる毎にオン動作されて放電動作を行なう。オン動作は入力信号S i nに含まれる第1信号成分の周波数に依存して間欠的に生ずる。前記抵抗素子13と容量素子14はスイッチング回路12のターンオフによる出力ノードの充電を遅延させる遅延回路として機能する。即ち、スイッチング回路12がターンオンされたときその状態を前記第1周波数帯域の下限周波数における周期（ 0.5 sec ）だけ連続させるように作用する。要するに、一度スイッチング回路12がターンオンされると、少なくとも 0.5 sec の期間はインバータ15からの出力パルスが維持される。 0.5 sec は第1周波数帯域の最長周期に相当するから、スイッチング回路12のスイッチング動作が間欠的であっても、それが連続的に続く限り、インバータ15の出力S W o u tは連続パルスになる。

【0031】前記抵抗素子16及び容量素子17は積分回路を構成し、インバータ15の出力の立ち上がりを積分する。出力アンプ19は積分値がその動作点を越えたとき出力論理値に入力論理値が反映される。即ち、積分時間は出力アンプ19の出力動作遅延時間として把握される。この遅延時間は、前記第2周波数帯域の上限周波数における周期（ 1 sec ）とされるように、前記抵抗素子16及び容量素子17の時定数が決定されている。前記インバータ15の出力パルスが終了されるとき出力アンプ19の入力ノードはダイオード18の作用により積分動作を経ずに接地電位のようなローレベル（論理値“0”又はL）にされる。したがって、連続パルスS W o u tの先頭は前記第2周波数帯域の上限周波数における周期（ 1 sec ）時間カットされ、出力アンプ19から第1パルスR E S E Tが生成される。連続パルスS W o u tに対する先頭波形のカット時間（ 1 sec ）は、入力信号に対して第1パルス／R E S E T（記号／はそれが付された信号がローインピーダンスであることを意味する）の発生タイミングと後述する最初の第2パルスS E Tの発生タイミングとをずらすために設定されている。

【0032】前記第2パルス生成回路4は、入力アンプ20、レベルコンパレータ21、22、オア（論理和）ゲート23、容量素子24、抵抗素子25、及び出力アンプ26から構成される。

【0033】前記入力アンプ20は規定のゲインで入力波形を増幅し、その出力信号A o u t 2はレベルコンパレータ21、22に供給される。レベルコンパレータ21は出力信号A o u t 2のレベルが 1.4 V よりも高いかを判定し、高い場合には電源電位のようなハイレベル（論理値“1”又はH）を出力し、レベルコンパレータ22は出力信号A o u t 2のレベルが -1.4 V よりも

低いかを判定し、低い場合には電源電位のようなハイレベルを出力する。双方のレベルコンパレータ21、22の出力はオアゲート23で論理和が採られてパルス信号C o u tが形成される。パルス信号C o u tは容量素子24及び抵抗素子25から成る微分回路によりその立ち上がりタイミングを基点にパルス幅が 0.045 sec に狭められたパルスに整形されて、第2パルスS E Tとされる。この第2パルスのパルス幅は、少なくとも、前記連続パルスS W o u tに対する前記第1パルス／R E S E Tの先頭カット幅（ 1 sec ）よりも小さければよい。前記連続パルスS W o u tに対する前記先頭波形のカット時間は前記第2周波数帯域の上限周波数における周期（ 1 sec ）以上の所定時間であるから、第2周波数帯域の上限周波数に対しても第2パルスS E Tのパルス波形生成を保證することができる。そして、入力信号に対して第1パルス／R E S E Tの発生タイミングと最初の第2パルスS E Tの発生タイミングとは確実にずらされる。このタイミングのずれは、第2周波数帯域における単発パルス波形等の発生を前記論理演算回路5により検出可能にする。

【0034】前記論理演算回路5は、第1パルス／R E S E Tを反転するインバータ30、第2パルスS E Tを反転するインバータ31、アンド（論理積）ゲート32、オアゲート33、及びインバータ34から成り、アンドゲート32はインバータ31の出力が入力されると共に、オアゲート33の出力が帰還入力され、オアゲート33はアンドゲート32とインバータ30の出力を受け、順序回路として動作される。論理演算回路5の機能は図3に例示される。即ち、第1パルス／R E S E Tの論理値“0”状態（L）にตอบสนองして出力O U Tは論理値“0”状態（L）を採り、第1パルス／R E S E Tの論理値“1”状態（H）と第2パルスS E Tの論理値“1”状態（H）にตอบสนองして出力O U Tは論理値“1”状態（H）を採り、第1パルス／R E S E Tの論理値“1”状態（H）と第2パルスS E Tの論理値“0”状態（L）にตอบสนองして前の出力状態を維持する。

【0035】 $0.05\sim 1\text{ Hz}$ の呼吸信号に $2\sim 10\text{ Hz}$ の心拍信号が重畳された信号入力の感知状態が人体感知の状態であり、この人体感知状態は論理演算回路5の出力O U Tが論理値“1”状態になっているときである。例えば、図2における人体の場合の入力信号S i nに対して、第2周波数帯域の信号成分からレベルコンパレータの結果として出力パルスC o u tが順次得られ、各パルスは 0.045 sec のパルス幅に整形された第1パルスS E Tが形成される。一方、その入力信号S i nの第1周波数帯域の信号成分に対しては、 -35 dB （ v ）以上の振幅に対して 0.5 sec のリカバリタイムをもって連続パルスS W o u tが形成される。そして、この連続パルスS W o u tの先頭から 1 sec のパルス幅がカットされた波形の第1パルス／R E S E Tが

生成される。図2において時刻 t_0 に第2パルスSETがパルス変化されたとき第1パルス/RESETは未だ“0”状態であるから出力OUTは“0”状態のままである。時刻 t_2 に第2パルスSETがパルス変化されたとき第1パルス/RESETは既に“1”状態であるから出力OUTは“1”状態に反転され、これによって人が体感知されたことになる。

【0036】図2の“物の場合”のように、第2周波数帯域における単発パルスが入力された場合、それに第1周波数帯域の信号が重畳されていても、前記第1パルス/RESETの先頭波形カット期間(1sec)は論理演算回路5に対して第2パルスSETの変化に対するマスク期間となり、そのような信号入力は人体感知の状態とはされない。

【0037】図2の“振動の場合”のように、第2周波数帯域において複数パルスで減衰振動信号が入力された場合、第1周波数帯域の信号は減衰が進むに従って顕在化してくる。このような場合にも、前記第1パルス/RESETの先頭波形カット期間(1sec)は論理演算回路5に対して第2パルスSETの変化に対するマスク期間となり、第2周波数帯域で所定値以上の振幅を持つ信号が連続しないときは単発パルスと同様にそのような信号入力は人体感知状態とはされない。前記“振動の場合”に、仮に第2パルスSETが複数発生成されても、第1周波数帯域の減衰波形は最初から顕在化され難く第1パルス/RESETの生成は遅れる傾向になるから、やはりそのような信号入力も人体感知状態とはされない。

【0038】図4にはマイクロコンピュータを用いて前記信号検出装置を構成する例が示される。同図に示されるマイクロコンピュータ40は、特に制限されないが、中央処理装置(CPU)41、デジタル信号処理ユニット(DSP)42、リード・オンリ・メモリ(ROM)43、ランダム・アクセス・メモリ(RAM)44、データメモリ(X・YMEM)45、アナログ・デジタル変換回路(ADC)46、入出力ポート(IOP)47、及びシリアル入出力回路(SIO)49を有し、それらはバス48を介して接続される。

【0039】CPU41とDSP42はプロセッシングユニット53を構成する。CPU41は命令をフェッチし、これを解釈して実行する。DSP42は積和演算を多用するデジタル信号処理演算に特化したコプロセッサユニットとして位置付けられ、例えばCPUからデジタル信号処理コマンドを受け取り、これを解釈して積和演算等を行なう。DSP42は積和演算においてX/YMEM45をワークメモリとして利用する。ROM43はCPU41の動作プログラム等を保有する。RAM44はCPU41のワーク領域若しくはデータ一時記憶領域として利用される。ADC46は例えば前記信号Sinを入力してデジタル信号に変換する。変換されたデータはCPU41により順次RAM44に蓄積され

る。蓄積されデータに対してCPU41及びDSP42は図1及び図2で説明した人体感知のための演算処理を行なう。そのための動作プログラムは例えばROM43が保持している。即ち前記データプロセッシングユニット53は、前記ROM43が保持するプログラムを実行して、前記第1帯域フィルタ1、前記第2帯域フィルタ2、前記第1パルス生成回路3、第2パルス生成回路4、及び論理演算回路5の機能を実現する。人体感知のための演算処理結果OUTはIOP47から外部に出力される。

【0040】図5にはプロセッシングユニット53がROM43のプログラムを実行して人体感知を行なうための演算制御手順が例示される。先ずRAM44に格納された1サンプリング周期のデータに対して第2周波数帯域の信号成分を通過させる第2帯域フィルタ処理を行なう(S1)。次に、同じ1サンプリング周期のデータに対して第1周波数帯域の信号成分を通過させる第1帯域フィルタ処理を行なう(S2)。

【0041】ステップS1の第2フィルタ処理によって通過されたと見なされる信号データに対してレベルコンパレータ処理が行なわれ(S3、S4)、 $A_{out} > 1.4$ (V)のときはCoutフラグに“H”を代入し(S5)、 $A_{out} < -1.4$ (V)のときはCoutフラグに“L”を代入する(S6)。そしてCoutフラグの値をレジスタX[n]に代入する(S7)。今回の処理リサイクルにおけるレジスタX[n]の値が“H”であって前回の処理リサイクルにおけるレジスタX[n-1]の値が“L”であるか、即ち、第1帯域フィルタ処理(S2)によって得られる信号データが立ち上がり信号データであるかを判定する(S8)。立ち上がり信号データであれば、Setフラグを“H”とし(S9)、0.045secのウェイトサイクルを挿入する(S10)。ウェイトサイクル時間を経過すると、Setフラグは“L”にされる(S11)。ステップS8の判定結果が立ち上がり信号データでなければ、Setフラグを“L”に設定する。

【0042】ステップS2の第1フィルタ処理によって通過されたと見なされる信号データに対してその振幅が基準値に対して-35dB(V)以上であるかを判定し(S13)、-35dB(V)以上であればレジスタY[n]に“H”をセットし(S15)、-35dB(V)以上でなければレジスタY[n]に“L”をセットする(S14)。過去0.5sec分のレジスタY[n]、Y[n-1]、Y[n-2]、…の値は論理和演算され(S16)、論理和演算結果SWoutがレジスタZ[n]にロードされる(S17)。要するに、一旦Y[n]が“H”になれば、その後の0.5secは無条件にZ[n]は“H”を維持することができる。次に、過去1sec分のレジスタZ[n]、Z[n-1]、Z[n-2]、…の値が論理積演算され、その演算結果がフラグResetにセ

ットされる（S18）。要するに、レジスタZ[n]が一旦“H”になると、フラグResetはその後の1sec間無条件に“H”とされる。そして、フラグSetの値とフラグOutの反転論理値との論理積演算を行ない、その演算結果とフラグResetの反転論理値との論理和演算を行ない、この演算結果の論理値反転結果を、フラグOutにセットする論理演算を行なう（S19）。このフラグOutの論理値が今回の処理サイクルにおける感知結果OUTに相当する。以上の処理を必要な処理サイクル数だけ繰り返すことによって図1及び図10 2で説明した人体感知を実現することができる。

【0043】図5においてステップS3～S11の処理は第2パルス生成回路4による処理に相当され、ステップS13～S18の処理は第1パルス生成回路3による処理に相当され、ステップS19の処理は論理演算回路5による処理に相当される。

【0044】図5で説明した処理を実現するためのプログラムは例えばROM43がマスクROMであれば、半導体集積回路の製造メーカがそのプログラムをROMのウェーブプロセス段階で書き込むことになる。ROM4 20 3がフラッシュメモリなどの電氣的に書き換え可能な不揮発性メモリの場合には、EPROMライタなどの書き込み装置を用い、或はオンボードでプログラムを書き込むことができる。例えば、図4に例示されるように、シリアル入出力回路49にEPROMライタのようなコンピュータ50を接続し、このコンピュータ50からプログラムをROM43に書き込むことができる。このとき、コンピュータ50は、FD（フロッピー（登録商標）・ディスク）、CD-ROM（コンパクト・ディスク） 30 などのコンピュータ読み取り可能な情報記録媒体51に格納されたプログラムを読取って、これをROM43に書き込み制御することになる。

【0045】図6には前記信号検出装置の前記第1帯域フィルタ手段及び第2帯域フィルタ手段の入力に出力が接続される圧力センサの一例が軸断面で示される。圧力センサは、受圧部62と前記受圧部62に結合された感圧素子63とから成る。前記受圧部62は、例えば、先端部がプラスチック栓64で閉じられたポリウレタン製のパイプチューブ65によって構成される。前記パイプ 40 チューブ65の基端部に感圧素子63のボス部70Aが挿入固定されている。前記感圧素子63は、ボス部70Aを介して前記パイプチューブ65の中空部分に内部が連通する素子ケーシング70を有し、その内部に、ゴムホルダ72に嵌合されたエレクトレットコンデンサマイクロホン（以下単にマイクロホンとも称する）73が挿入固定され、その背面側に空室74が形成されている。前記マイクロホン73は、特に制限されないが、双指向性のマイクロホンであり、マイクロホンの正面及び背面に開口を持ち、正面感度が最も大きくされる。前記マイ 50

クロホン73はその正面側と背面側とをリークさせるリーク通路75を有する。マイクロホン73の出力リード線76は封止栓77を介して外部に導出される。望ましい形態として、特に制限されないが、素子ケーシング70及びこれに連通されたパイプチューブ65の内部はある程度の気密が保たれ、大気圧とは非導通にされている。

【0046】図7は前記マイクロホン73の軸断面が例示される。同図に示されるマイクロホン73は、例えばアルミニウム製で筒状のマイクロホン用ケーシング81を有し、その正面側FSmに複数の音波通過開口82が形成され、後端縁88は組み立て工程の最後に内側に折り曲げられ、後述するケーシング81の内部構造を係止している。

【0047】前記ケーシング81の筒内には、正面側FSmより順次、音波通過開口82に面してコンデンサの一極を成す振動板83、間隙をもって前記振動板83の対極（コンデンサの他極）を成す背電極84、及び回路基板86が設けられている。

【0048】前記振動板83は、特に制限されないが、ポリエステルフィルム等の誘電体膜の一面に金属膜が蒸着され、その金属膜が振動板リング90に固定され、その誘電体面に絶縁性スペーサ91が固定されている。

【0049】前記背電極84は、絶縁性リング92の内側段差部分に概略同心状態に嵌合固定され、この状態で前記背電極84が絶縁性スペーサ91に当接される。特に制限されないが、前記背電極84は、導体例えばニッケルメッキされた真ちゅう製であり、前記振動板83との対向面には永久分極を形成するための例えばフッ素樹脂がラミネートされている。尚、これとは逆に、背電極84に対する振動板83の対向面にフッ素樹脂をラミネートしてもよい。

【0050】前記回路基板86は、プリント配線基板87にインピーダンス変換用の電界効果トランジスタ88を有し、当該トランジスタ88のゲート電極は前記背電極84に、ソース、ドレイン電極は外部端子93、94に接続される。

【0051】前記プリント配線基板87には背面側RSmからの音波通過開口95が形成され、前記背電極84には背面側RSmからの音波通過開口96が形成されている。

【0052】図6のリーク通路75は、例えばケーシング81の正面内側に半径方向へ形成した凹溝97（図8参照）、ケーシング81の内周面に形成される嵌合隙間98、及び絶縁性リング92の端面に半径方向へ形成した凹溝99によって構成される。前記凹溝97、99が形成されているので、ケーシングの後端縁88を内側に折り曲げて内部構造を軸方向に押し付け固定してもリーク通路75は閉塞されない。前記リーク通路はパイプチューブ65内の温度変化や大気圧の変化、更にはパイプ

チューブを押しつぶしたとき等に、振動板83の変位が飽和状態になるのを防ぐ。特に図示はしないが、前記ゴムホルダ72とセンサケーシング70との接触面、或いはマイクロホン73とゴムホルダとの嵌合面に、微小な空気通路を形成して前記リーク通路75を構成してもよい。

【0053】上記圧力センサの作用を説明する。上記パイプチューブ65に圧力が加えられるとパイプチューブ65内の空気がリーク通路75を経てエレクトレットコンデンサマイクロホン73の背面側に廻り、当該マイクロホン73の振動板83の正面及び背面の圧力が均衡する。この状態でパイプチューブ65に心拍などによる周期的な圧力変化が与えられると、これを正面側から受ける前記マイクロホン73の振動板83と背電極84で形成される静電容量が変化され、その変化に応じた信号がリード線76から外部に出力される。

【0054】前記パイプチューブ65は、エアーマット状の受圧部に比べて圧力を加えなくても断面形状が安定しているため、周期的な圧力変化の検出途中でパイプチューブ65に圧力的な外乱が作用されても短時間で収束し、安定した計測を行うことができる。例えば、空圧機器に使用される内径2.5mm、外径4mmのポリウレタン製のパイプチューブ65を使用した場合、パイプチューブ65の中に加圧空気を充填しなくても、人が直接座っても大きくつぶれず、圧力変化を安定して検出することが可能である。

【0055】パイプチューブ65に周期的な圧力変化が与えられると、パイプチューブ65内の空気はコンデンサマイクロホン73の正面からリーク通路75を通過して背面側に移動しようとする。これは、周期的な圧力変化が低周波であるほど顕著であるから、低周波の圧力変化に対しても前記静電容量を再帰的に変化させることができ、心拍等による低周波の圧力変化の検出も確実に行うことができる。特に、前記素子ケーシング70の内部にはエレクトレットコンデンサマイクロホン73の背面側に位置して空室74が形成されているから、当該空室74が空気のバッファとして作用し、低周波の圧力変化の検出を更に安定化させる。前記素子ケーシング70は大気圧に非導通とされているから、低周波の圧力変化に対する検出動作の安定化並びにノイズ除去に好都合である。

【0056】圧力センサ1は、図9に例示されるように、袋体101を更に設けて構成してもよい。前記袋体101には、前記パイプチューブ65が挿入固定される挿入部100が形成されている。袋体101はエアーマット或いはウォータベッドなどであってよい。パイプチューブ65の装着に当たって空気漏れや水漏れについては挿入部100からのもれ防止を考慮するだけでよい。公知例のように袋体それ自体に飽和防止用のエアー通入孔などを設ける必要はないからである。

*【0057】前記圧力センサ61はそのまま座布団の下等に配置し、椅子の座面に組み込み、或いは図9のような構成にて、人体感知に利用することができる。低周波の圧力変化に対する検出動作の安定化並びにノイズ除去に好都合であって安定した圧力検出を行なうことができる圧力センサ61を採用することにより、信号検出装置52による人体感知などを高い信頼性を持って行なうことができる。

【0058】以上本発明者によってなされた発明を実施形態に基づいて具体的に説明したが、本発明はそれに限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能であることは言うまでもない。

【0059】例えば、圧力センサは図6の構造に限定されない。そして、第1及び第2パルス生成手段の具体的な回路構成は図1の説明に限定されず、また、プログラムによるデータ処理手順も図5に限定されず、適宜変更可能である。

【0060】

【発明の効果】座席やベッドなどに装着された超低周波信号を出力する圧力センサ等に接続して、このセンサから供給される圧力信号の中から呼吸信号成分と心拍（脈拍）信号成分とを抽出し、両方の信号成分が同時に一定値以上でなお且つ一定時間以上連続したとき、人体感知を行なうから、呼吸と心拍のように周波数帯域が異なる周期信号の重畳された信号を各成分の周波数信号やノイズとは区別して検出することができ、人体の着座や着床を高い精度で検出することができる、という効果を得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る信号検出装置の一例を示す回路図である。

【図2】信号検出装置の入力信号波形及び内部ノードの信号波形を例示するタイミングチャートである。

【図3】論理演算回路の機能を真理値で示す説明図である。

【図4】マイクロコンピュータを用いた信号検出装置を例示するブロック図である。

【図5】プロセッシングユニットによる人体感知のための演算制御手順を例示するフローチャートである。

【図6】圧力センサの一例を示す軸断面図である。

【図7】図6の圧力センサに採用されるエレクトレットコンデンサマイクロホンを例示する軸断面図である。

【図8】図7のエレクトレットコンデンサマイクロホンの正面図である。

【図9】袋体を有する圧力センサの一例を示す外観図である。

【符号の説明】

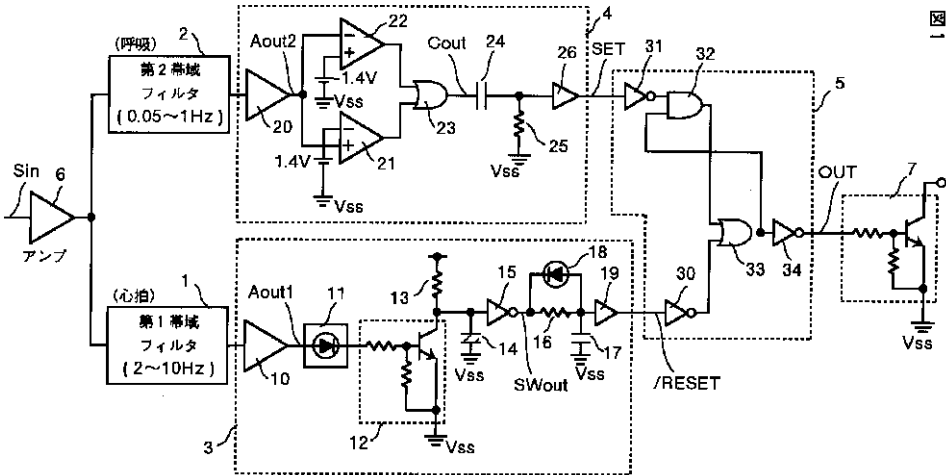
- 1 第1帯域フィルタ
- 2 第2帯域フィルタ
- 3 第1パルス生成回路

4 第2パルス生成回路
5 論理演算回路
Sin 入力信号
／RESET 第1パルス
SET 第2パルス
OUT 出力信号
マイクロコンピュータ
41 CPU
42 DSP

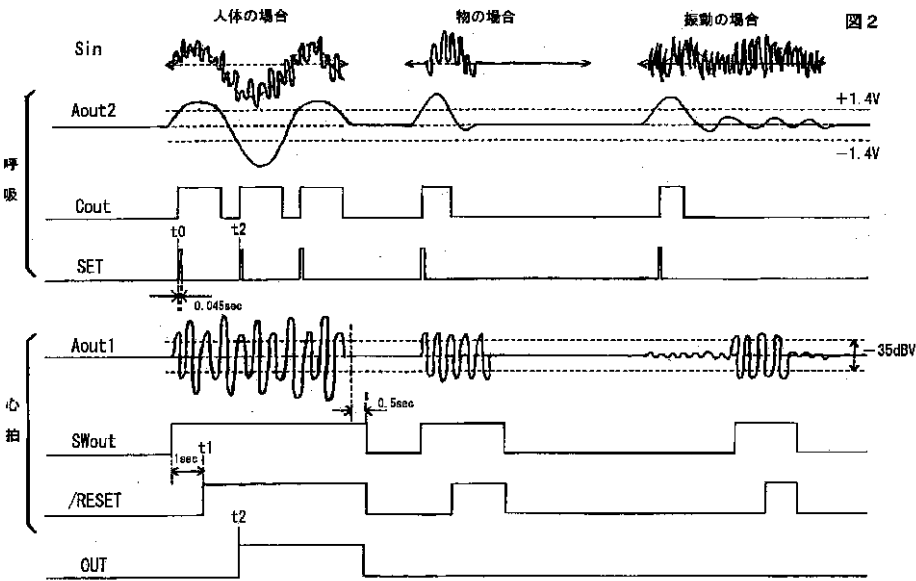
*43 ROM
50 コンピュータ
51 情報記録媒体
52 信号検出装置
53 データプロセッシングユニット
61 圧力センサ
73 エレクトレットコンデンサマイクロホン
101 袋体

*

【図1】



【図2】



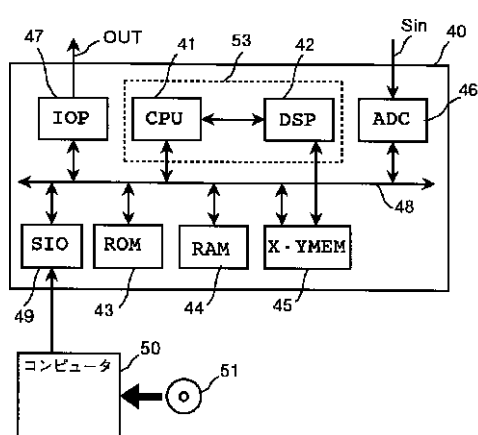
【図3】

図3

/RESET	SET	OUT
L	H, L	L
H	H	H
H	L	前の状態保持

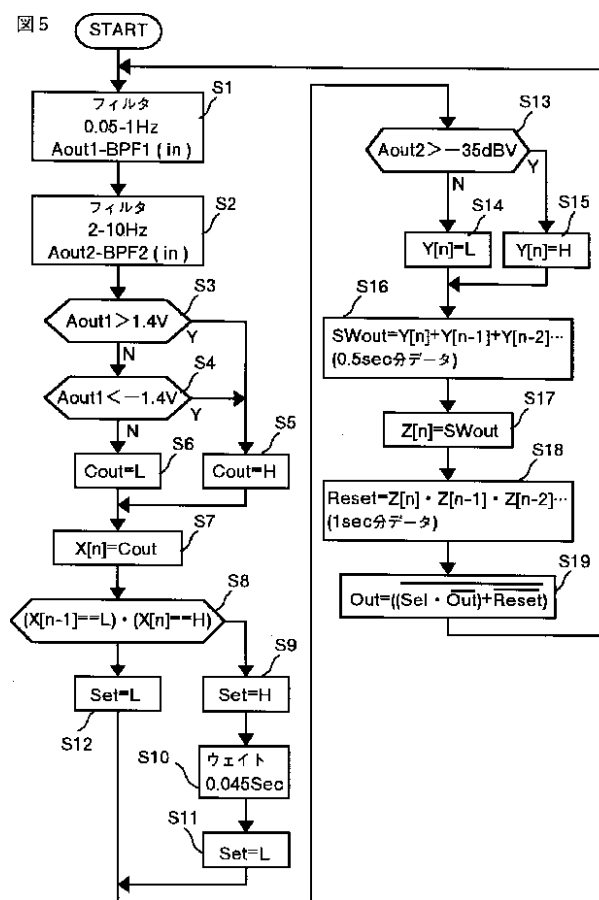
【図4】

図4



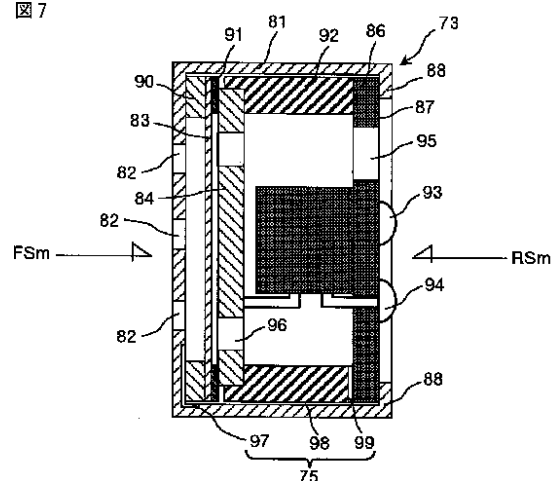
【図5】

図5



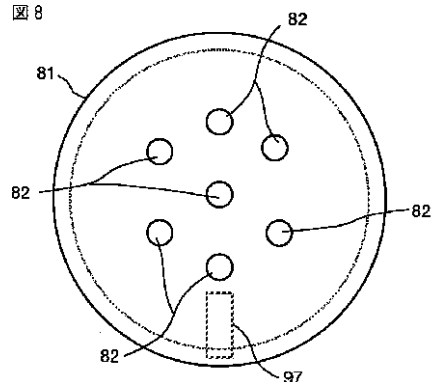
【図7】

図7

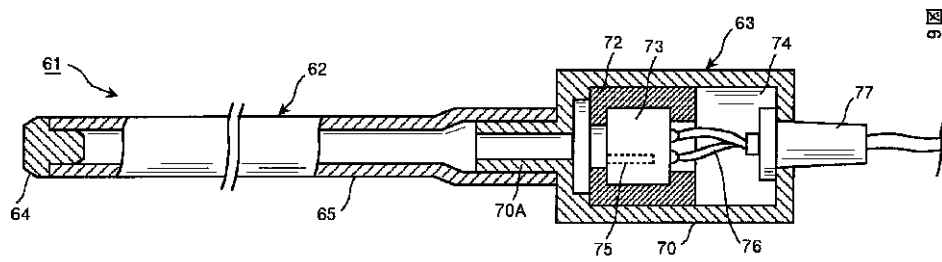


【図8】

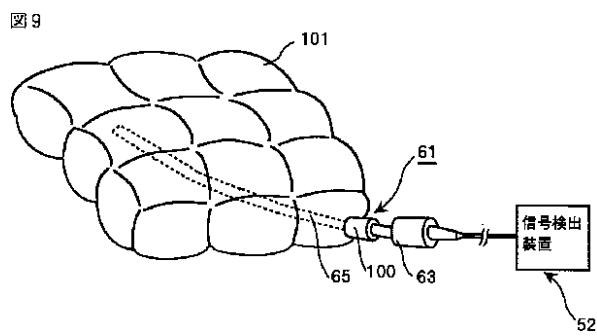
図8



【図6】



【図9】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷
G 0 1 V 9/00

識別記号

F I
A 6 1 G 7/06

テーマコード^{*} (参考)

F ターム(参考) 2G064 AA11 AB21 BA14 BD18 CC03
CC41
3B088 QA05
4C017 AA09 AA14 AC03 BC01 BC07
BC11 FF30
4C040 AA30 BB06 GG20

专利名称(译)	信号检测装置，信号检测控制程序和信息记录介质		
公开(公告)号	JP2002248085A	公开(公告)日	2002-09-03
申请号	JP2001051347	申请日	2001-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	普里莫		
申请(专利权)人(译)	有限公司的Primo		
[标]发明人	綿貫博之 唐木幸太郎		
发明人	綿貫 博之 唐木 幸太郎		
IPC分类号	G01V9/00 A61B5/00 A61B5/0245 A61G7/05 B60N5/00 G01H3/08		
FI分类号	A61B5/00.101.R B60N5/00 G01H3/08 G01V9/00.E A61B5/02.321.C A61G7/06 A61B5/02.711.C A61B5/0245.100.C A61G7/05		
F-TERM分类号	2G064/AA11 2G064/AB21 2G064/BA14 2G064/BD18 2G064/CC03 2G064/CC41 3B088/QA05 4C017/AA09 4C017/AA14 4C017/AC03 4C017/BC01 4C017/BC07 4C017/BC11 4C017/FF30 4C040/AA30 4C040/BB06 4C040/GG20 2G105/AA01 2G105/BB02 2G105/EE01 2G105/FF06 2G105/FF16 2G105/GG04 2G105/GG05 2G105/HH01 2G105/JJ02 4C117/XA07 4C117/XB01 4C117/XC02 4C117/XC03 4C117/XE13 4C117/XE24 4C117/XE27 4C117/XE80 4C117/XF03 4C117/XF14 4C117/XF16 4C117/XF19 4C117/XJ05 4C117/XJ07 4C117/XJ13 4C117/XJ17 4C117/XJ24 4C117/XJ45 4C117/XJ60 4C117/XQ10 4C117/XR02		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种信号检测技术，该信号检测技术能够与各个分量和噪声的频率信号分开地检测其中叠加有诸如呼吸和心跳之类的不同频带的周期性信号的信号。通过连接到压力传感器来连接呼吸信号分量和心跳（脉冲）信号分量，该信号从该传感器提供的信号（Sin）连接到压力传感器，该压力传感器输出安装在座椅或床上的超低频信号。由滤波电路（1、2）提取，并且第一和第二脉冲发生装置（3、4）检测到两个信号分量至少是某个值并且同时连续一定时间，由于进行了人体检测，因此可以从频率信号和各个分量的噪声中分别检测出叠加有诸如呼吸和心跳之类的不同频带的周期性信号的信号，并且人体的坐着和坐着都非常精确。效果是可以检测到。

