

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号
WO2006/120754

発行日 平成20年12月18日 (2008.12.18)

(43) 国際公開日 平成18年11月16日 (2006.11.16)

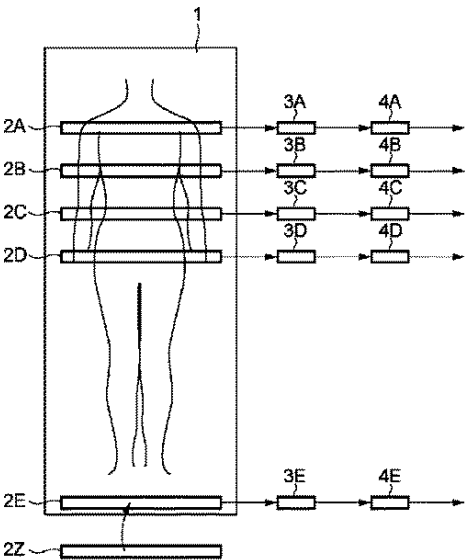
(51) Int. Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 2 0 C	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 0 N	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/08 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 2 1 C	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 0 A	
	A 6 1 B 5/08	
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 23 頁) 最終頁に続く		

出願番号 特願2006-522834 (P2006-522834)	(71) 出願人 302061222
(21) 国際出願番号 PCT/JP2005/008804	富田 誠次郎
(22) 国際出願日 平成17年5月13日 (2005.5.13)	東京都狛江市猪方3-13-5
(81) 指定国 AP (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW	(74) 代理人 100092602 弁理士 山口 哲夫
	(72) 発明者 富田 誠次郎 日本国東京都狛江市猪方三丁目13番5号
	Fターム (参考) 4C017 AA10 AA14 AA20 AC03 AC30 AC35 BC01 BC11 EE01 FF05 4C038 SS00 ST04 SV01 SV05 SX01 SX05 VA04 VB32 VC20 4C117 XA01 XB01 XC02 XC03 XC06 XC19 XD30 XD40 XE13 XE24 XE26 XE76 XF03 XF19 XH01 XJ09 XJ17 XJ21 XJ52

(54) 【発明の名称】 生体信号検出装置

(57) 【要約】

非装着且つ非拘束で、生体の個体差や体動による影響および環境や外部からのノイズの影響を受けず、正確な心拍数及び呼吸数およびゆらぎを検出できる生体信号検出装置を提供するため、生体信号検出装置を、生体活動により生じる体表面の音又は／及び圧変化を検出するセンサーパッドを、生体を横切るように複数配置すると共に、該センサーパッド内の空気圧の変化を感知するセンサーを各々のセンサーパッドに接続し、このセンサーからの出力信号を複数のA／D変換回路でA／D変換し、このA／D変換結果を加算手段でリアルタイム加算し、この加算結果を用いて周期算出手段で周期を算出し、該算出された周期をそのまま外部へとデータ出力し、又は／及び単位時間当りの心拍数・呼吸数・体動数・ゆらぎに変換手段で変換するように構成した。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体活動により生じる体表面の音又は／及び圧変化を検出する生体信号検出用センサーパッドを、生体を横切るように複数配置すると共に、該センサーパッド内の空気圧の変化を感知するセンサーを各々のセンサーパッドに接続し、このセンサーからの出力信号を複数のA/D変換回路でA/D変換し、このA/D変換結果を加算手段でリアルタイム加算し、この加算結果を用いて周期算出手段で周期を算出して該算出周期をそのまま外部へとデータ出力し、又は／及び単位時間当りの心拍数・呼吸数・体動数・ゆらぎに変換手段で変換するように構成したことを特徴とする生体信号検出装置。

【請求項 2】

10

請求の範囲 1 に記載の生体信号検出装置において、前記複数の生体信号検出用センサーパッドと共に、同様の構成からなる外部振動検出用センサーパッドを生体信号の影響を受けない場所に配置し、この外部振動検出用センサーパッドには、内部の空気圧の変化を感知するセンサーを接続し、このセンサーからの出力信号をA/D変換回路でA/D変換し、前記複数の生体信号検出用センサーパッドのA/D変換結果から外部振動検出用センサーパッドのA/D変換結果を減算手段で減算することで、外部からの振動やノイズを除去することを特徴とする生体信号検出装置。

【請求項 3】

生体活動により生じる体表面の音又は／及び圧変化を検出する生体信号検出用センサーパッドを、生体を横切るように複数配置すると共に、該センサーパッド内の空気圧の変化を感知するセンサーを各々の生体信号検出用センサーパッドに接続し、これらの各センサーからの出力信号をアナログ信号のまま加算手段へと送ってリアルタイム加算し、該加算されたアナログ信号を一個のA/D変換回路でA/D変換し、該A/D変換された結果を用いて周期算出手段で周期を算出し、この算出された周期をそのまま外部へとデータ出力し、又は／及び単位時間当りの心拍数・呼吸数・体動数・ゆらぎに変換手段で変換するように構成したことを特徴とする生体信号検出装置。

20

【請求項 4】

前記生体信号検出用センサーパッドと共に、同様の構成からなる外部振動検出用センサーパッドを生体信号の影響を受けない場所に配置し、この外部振動検出用センサーパッドには、内部の音又は／及び空気圧の変化を感知するセンサーを接続し、このセンサーからの出力信号を、アナログ減算回路で減算処理することで、外部からの振動やノイズを除去することを特徴とする請求の範囲 3 に記載の生体信号検出装置。

30

【請求項 5】

生体活動により生じる体表面の音又は／及び圧変化を検出する生体信号検出用センサーパッドを、生体を横切るように複数配置すると共に、該センサーパッド内の空気圧の変化を感知するセンサーを各々のセンサーパッドに接続し、これらのセンサーからの出力信号を、アナログ信号切り替え回路の切り替えタイミングと一個のA/D変換回路でA/D変換するタイミングと、を同期させることで、複数の生体信号データの内、時間が一致している真の生体信号のみを加算し、反射等の擬似信号やノイズ等のランダムな信号は、加算によって減衰させるように構成したことを特徴とする請求の範囲 3 又は請求の範囲 4 に記載の生体信号検出装置。

40

【請求項 6】

前記生体信号検出用センサーパッドと共に、同様の構成からなる外部振動検出用センサーパッドを生体信号の影響を受けない場所に配置し、この外部振動検出用センサーパッドには、内部の音又は／及び空気圧の変化を感知するセンサーを接続し、このセンサーからの出力信号を、アナログ減算回路で減算処理することで、外部からの振動やノイズを除去することを特徴とする請求の範囲 5 に記載の生体信号検出装置。

【請求項 7】

前記外部振動検出用センサーパッドは、体表面の音又は／及び圧変化を検出するセンサーパッドと同一面に配置し、かつ生体信号の影響を受けない場所に配置したことを特徴とす

50

る請求の範囲 2 又は請求の範囲 4 又は請求の範囲 6 のいずれかに記載の生体信号検出装置。

【請求項 8】

前記外部振動検出用センサーパッドの表面には、錘体を置くことを特徴とする請求の範囲 7 に記載の生体信号検出装置。

【請求項 9】

前記周期算出結果に、絶対時刻と位置情報を付加することを特徴とする請求の範囲 1 乃至請求の範囲 8 のいずれかに記載の生体信号検出装置。

【請求項 10】

前記各生体信号検出用センサーパッド又は外部振動検出用センサーパッドは、内部に発泡性樹脂並びに空気を封入させて構成すると共に、これら各センサーパッド内の音又は／及び空気圧の変化は圧電センサーで感知させ、該圧電センサーは、センサーパッド側の空気圧を保持しつつ、他側は大気に開放され、空気封入室側と大気開放側との圧力差を検知することを特徴とする請求の範囲 1 乃至請求の範囲 9 のいずれかに記載の生体信号検出装置。

【請求項 11】

前記圧電センサーは、空気挿入室側大気側とを連通させる微細な孔を貫通形成し、空気挿入室側のエアを、抵抗を持たせて抜くように構成したことを特徴とする請求の範囲 10 に記載の生体信号検出装置。

【請求項 12】

前記センサーパッド内には、板材が配設されていることを特徴とする請求の範囲 11 に記載の生体信号検出装置。

【請求項 13】

前記センサーパッドとベットまたは椅子との間にシートを介装することを特徴とする請求の範囲 1 乃至請求の範囲 12 のいずれかに記載の生体信号検出装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、身体に非装着かつ非拘束で心拍、呼吸、体動、ゆらぎを検出する生体信号検出装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の生体信号を検出する装置としては、脳波を検出する脳波計、心電波形を検出する心電計、あるいは筋電波形を検出する筋電計などがある。しかし、これらは生体の電位変化を皮膚に直接に電極を取り付けて検出するものであり、電極の取り付け作業や取り扱いには熟練を要する。また、呼吸状態や呼吸曲線を検出する呼吸バンド装置などもあるが、体が動くと位置がずれ、測定できないことがある。

【0003】

このように従来の生体信号検出装置のいずれも、生体の動作を拘束し、肌に直接取り付ける構成であるため、測定中は生体に大きなストレスを与え、且つ連続測定には適さなかった。特に、睡眠時の生体信号検出またはリラックス状態における生体信号の検出には不向きなものであった。

【0004】

特に、生体が動いた場合は、電極を取り付けた装置に於いても生体信号を検出できない根本的な問題があった。

【0005】

このような問題を解決するため、近年では、非装着且つ非拘束で簡単に、生体信号を検出できる生体信号検出装置が提案されている。

【0006】

しかし、このような近年の生体信号検出装置としては、特許文献 1 のような可撓性を有

する圧電素子を用いたものや、特許文献2のような変形による電極部間の静電容量が変化を検出するセンサーを用いて生体信号を検出するものが提案されている。

【0007】

また、これらの生体信号検出装置から得られたデータの算出精度を向上させるための発明としては特許文献3が知られている。

【0008】

ところで、上記圧電素子や静電容量素子のセンサーを備える生体信号検出装置では、体動や呼吸曲線という程度のものしか測定できず、電極を生体に直接装着した場合のような心拍数や呼吸数を正確に測定できる域まで達していない。特に、上記特許文献1のような可撓性を有する圧電素子や、特許文献2のような静電容量素子のセンサーから検出される信号レベルは非常に低いため、温度やノイズによる変動に影響を受けやすく、生体に対してセンサーの配置場所を工夫しないと検出が難しい。

10

【0009】

また、センサーが棒状で長い一本の形状であるため、生体各所の血管や臓器からの様々な情報や反射した擬似信号を同時に検出してしまうため、この信号の中から正確な生体情報を検出することは非常に難しい。

【0010】

さらに、上記形式のセンサーでは、性別や体型および年齢差によっても位置やレベルで検出される信号に差が生じ、正確な生体情報を検出するためには測定の度にセンサーの配置や信号レベルを調整する必要があった。

20

【0011】

またさらに、上記形式のセンサーを用いて確実な計測をするためには、測定開始の都度ゼロ点調整や環境温度を一定にする等、大掛かりな装置となり使用する上でも煩わしかった。

【0012】

そしてまた、特許文献2の請求項2に記述されているような物質を充填した密封容器を棒状に形成したセンサーの場合、充填物質によってセンサーの応答が遅くなり、特に高域成分が検出できなかつたり、大きな圧力がかかった場合の物質漏れや密閉された物質の経時変化への対処など、多くの課題を有し、製品化する上には多くの問題がある。

30

【0013】

さらに、特許文献3は、複数チャンネルのセンサーを用いて呼吸数、心拍数の算出精度を向上させる発明であるが、各チャンネル毎の5秒分のデータから心拍数と呼吸数の周期計算した結果と、新たに入力されるチャンネル5秒分のデータを待つて平均値を算出する方法が用いられているため、心拍数の場合、この手段では少なくとも10秒以上の算出計算時間を必要とし、また、呼吸数の算出の場合には少なくとも30秒以上の算出計算時間が必要で、最初の算出に時間がかかってしまう問題があった。さらには、一度検出不能に陥るとその度にデータ欠落が生じてしまい、長時間を要する生体情報の測定には大きな問題があった。

【0014】

また、上記特許文献3は、各チャンネル5秒分のデータを加算して呼吸数、心拍数の算出精度を向上させるように構成されているが、体動などによる大出力がセンサーに生じた場合、それを検出して加算チャンネルから除外する手法を用いているため、体が動く度にセンサーからの検出信号が5秒間無くなり、周期を算出することができなくなってしまうという問題や加算するデータの相関性に問題を有していた。

40

【0015】

また、体動情報は睡眠状態を計測する上で、重要な生体情報であるため、体動数を検出する重要性が近年増しているが、上記従来の各装置では体動のデータを検出することが難しいだけでなく、体動が起こると長時間に渡って呼吸や心拍を検出できなくなってしまう問題があった。

この問題は、睡眠時の生体信号検出等を行う際、レム状態には体を動かす回数も多いため

50

、従来の手段や装置では算出ができず計測情報に多くの情報欠落が生じてしまう。

【0016】

以上のように上記従来の生体情報検出装置は、生体の状況に合わせてセンサーの位置を微妙に調整し、且つ生体は安静状態で固定された寝具等を用いた時に初めて有効な手段であり、体が動いたり、自動車内のように外部からの振動を有する環境下では正確な計測をすることは、技術的に不可能であった。勿論、体動数も検出することができなかった。また、従来の各装置は、温度等の環境条件に影響を受けやすいため誰でも簡単に利用できる装置ではなかった。

【0017】

【特許文献1】特許第3125293号公報

10

【0018】

【特許文献2】特許第3131293号公報

【0019】

【特許文献3】特許第2795106号公報

【発明の開示】

【0020】

この発明は、かかる現状に鑑み創案されたものであって、その目的とするところは、上記従来および近年の生体信号検出装置が有する問題点を悉く解決することができ、非装着、且つ非拘束で、生体の個体差や体動による影響および環境や外部からのノイズの影響を受けず、正確な心拍数、呼吸数、体動及びゆらぎ等の生体情報をデータ出力し、又は測定

20

【0021】

上記目的を達成するため、請求の範囲1に記載の生体信号検出装置は、生体活動により生じる体表面の音又は／及び圧変化を検出する生体信号検出用センサーパッドを、生体を横切るように複数配置すると共に、該センサーパッド内の空気圧の変化を感知するセンサーを各々のセンサーパッドに接続し、このセンサーからの出力信号を複数のA/D変換回路でA/D変換し、このA/D変換結果を加算手段でリアルタイム加算し、この加算結果を用いて周期算出手段で周期を算出して該算出周期をそのまま外部へとデータ出力し、又は／及び単位時間当りの心拍数・呼吸数・体動数・ゆらぎに変換手段で変換するように構成したことを特徴とする。

30

【0022】

尚、この明細書において、「周期」とは、心電図のRR間隔のように繰り返される生体信号波形の周期を意味する。

【0023】

また、この明細書において「体動」とは、体を動かすことによって生じる音又は／及び体表面の圧力変化を意味する。

【0024】

さらに、この明細書において「ゆらぎ」とは、上記周期の変動を意味する。24時間の周期で繰り返されるリズムはサーカディアンリズムと呼ばれる。分、時、日、週、月、年、一生の周期変動も本発明でいう「ゆらぎ」に含まれる。

40

【0025】

また、この明細書において「心音」とは、心拍1周期ごとに聞こえる心臓の音であり、心拍と周期は一致している。

【0026】

さらに、この明細書において「リアルタイム加算」とは、メモリー回路等に一定時間分のA/D変換データを蓄えた後、データを取り出して利用することなく常時データを、加算処理することをいう。

【0027】

また、この明細書において「そのまま外部へとデータ出力する」とは、単位時間当りの周期回数に変換することなく、算出された周期を、何らの加工を加えることなくF DやC

50

D等の公知の記録媒体に記録保存したり、通信手段で送信して外部保存媒体に記録保存することをいう。

【0028】

次に、請求の範囲2に記載の生体信号検出装置は、請求の範囲1に記載の生体信号検出装置を技術的前提とし、前記複数の生体信号検出用センサーパッドと共に、同様の構成からなる外部振動検出用センサーパッドを生体信号の影響を受けない場所に配置し、この外部振動検出用センサーパッドには、内部の空気圧の変化を感知するセンサーを接続し、このセンサーからの出力信号をA/D変換回路でA/D変換し、前記複数の生体信号検出用センサーパッドのA/D変換結果から外部振動検出用センサーパッドのA/D変換結果を減算手段で減算することで、外部からの振動やノイズを除去することを特徴とする。

10

【0029】

請求の範囲3に記載の生体信号検出装置は、生体活動により生じる体表面の音又は／及び圧変化を検出する生体信号検出用センサーパッドを、生体を横切るように複数配置すると共に、該センサーパッド内の空気圧の変化を感知するセンサーを各々の生体信号検出用センサーパッドに接続し、これらの各センサーからの出力信号をアナログ信号のまま加算手段へと送ってリアルタイム加算し、該加算されたアナログ信号を一個のA/D変換回路でA/D変換し、該A/D変換された結果を用いて周期算出手段で周期を算出し、この算出された周期をそのまま外部へとデータ出力し、又は／及び単位時間当りの心拍数・呼吸数・体動数・ゆらぎに変換手段で変換するように構成したことを特徴とする。

【0030】

20

また、請求の範囲4に記載の生体信号検出装置は、請求の範囲3に記載の生体信号検出装置を技術的前提とし、前記生体信号検出用センサーパッドと共に、同様の構成からなる外部振動検出用センサーパッドを生体信号の影響を受けない場所に配置し、この外部振動検出用センサーパッドには、内部の音又は／及び空気圧の変化を感知するセンサーを接続し、このセンサーからの出力信号を、アナログ減算回路で減算処理することで、外部からの振動やノイズを除去することを特徴とする。

【0031】

請求の範囲5に記載の生体信号検出装置は、生体活動により生じる体表面の音又は／及び圧変化を検出する生体信号検出用センサーパッドを、生体を横切るように複数配置すると共に、該センサーパッド内の空気圧の変化を感知するセンサーを各々のセンサーパッドに接続し、これらのセンサーからの出力信号を、アナログ信号切り替え回路の切り替えタイミングと一個のA/D変換回路でA/D変換するタイミングと、を同期させることで、複数の生体信号データの内、時間が一致している真の生体信号のみを加算し、反射等の擬似信号やノイズ等のランダムな信号は、加算によって減衰させるように構成したことを特徴とする。

30

【0032】

この場合、A/D変換回路のサンプリング周波数とアナログ信号切り替え回路の切り替えは、(生体信号の最高生体周波数成分×2倍の周波数×チャンネル数)の周波数以上を用いることで、微妙な時間ずれによる誤差は、生体信号成分に比べて無視できるレベルとすることができる。

40

【0033】

即ち、生体信号成分で最も高い周波数成分を持つものは心臓から発せられる心音であり、例えば、心音に含まれる周波数成分を10Hzとし、チャンネル数を4とするとサンプリング周波数は、

【0034】

$$10 \times 2 \times 4 = 80 \text{ Hz}$$

以上となり、一般的な心拍の基本周期を1HzとするとA/D変換とアナログ信号切り替え周波数は、80倍以上のサンプリングレートとなり、微妙な時間ずれによる誤差は無視できるレベルとすることができる。また、呼吸は心拍に比べてさらに遅い信号になるため、誤差はさらに少なくなる。

50

【0035】

また、請求の範囲6に記載の生体信号検出装置は、請求の範囲5に記載の生体信号検出装置を技術的前提とし、前記生体信号検出用センサーパッドと共に、同様の構成からなる外部振動検出用センサーパッドを生体信号の影響を受けない場所に配置し、この外部振動検出用センサーパッドには、内部の音又は／及び空気圧の変化を感知するセンサーを接続し、このセンサーからの出力信号を、アナログ減算回路で減算処理することで、外部からの振動やノイズを除去することを特徴とする。

【0036】

請求の範囲7に記載の生体信号検出装置は、請求の範囲2又は請求の範囲4又は請求の範囲6のいずれかに記載の生体信号検出装置を技術的前提とし、前記外部振動検出用センサーパッドは、体表面の音又は／及び圧変化を検出するセンサーパッドと同一面に配置し、かつ生体信号の影響を受けない場所に配置したことを特徴とする。 10

【0037】

例えば、目的とする生体信号をベッド上で計測する場合、前記外部振動検出用センサーパッドは生体が直接当たらない場所、例えば足の付近や頭より上の位置に置くことが望ましい。また、計測する場所が椅子の場合は、同一面に限られるため、尻部が当たらない背もたれの下や裏側に配置することで外部振動を検出することができる。勿論、万一、天地を逆に配置した場合は振動位相が逆転するので補正をする必要がある。

【0038】

請求の範囲8に記載の生体信号検出装置は、請求の範囲7に記載の生体信号検出装置を技術的前提とし、前記外部振動検出用センサーパッドの表面には、錘体置くことを特徴とする。 20

【0039】

請求の範囲9に記載の生体信号検出装置は、請求の範囲1乃至請求の範囲8のいずれかに記載の生体信号検出装置を技術的前提とし、前記周期算出結果に、絶対時刻と位置情報を付加することを特徴とする。

【0040】

請求の範囲10に記載の生体信号検出装置は、請求の範囲1乃至請求の範囲9のいずれかに記載の生体信号検出装置を技術的前提とし、前記各生体信号検出用センサーパッド又は外部振動検出用センサーパッドは、内部に発泡性樹脂並びに空気を封入させて構成すると共に、これら各センサーパッド内の音又は／及び空気圧の変化は圧電センサーで感知させ、該圧電センサーは、センサーパッド側の空気圧を保持しつつ、他側は大気に開放され、空気封入室側と大気開放側との圧力差を検知することを特徴とする。 30

【0041】

請求の範囲11に記載の生体信号検出装置は、請求の範囲10に記載の生体信号検出装置を技術的前提とし、前記圧電センサーは、空気挿入室側大気側とを連通させる微細な孔を貫通形成し、空気挿入室側のエアーを、抵抗を持たせて抜くように構成したことを特徴とする。

【0042】

請求の範囲12に記載の生体信号検出装置は、請求の範囲11に記載の生体信号検出装置を技術的前提とし、前記センサーパッド内には、板材が配設されていることを特徴とする。この板材としては、平板或は傾斜面を持つ板を用いることができる。 40

【0043】

請求の範囲13に記載の生体信号検出装置は、請求の範囲1乃至請求の範囲12のいずれかに記載の生体信号検出装置を技術的前提とし、前記センサーパッドとベットまたは椅子との間にシートを介装することを特徴とする。シートは、薄いものが好適であるが、厚いものを用いることもできる。

【図面の簡単な説明】

【0044】

【図1】この発明の生体信号検出装置の概略的な構成を示す説明図である。

【図 2】 図 1 の装置を側面から見た同センサーパッドの配置例を示す説明図である。

【図 3】 同生体信号検出装置に用いられるセンサーパッドの構成を示す説明図である。

【図 4】 同センサーパッドの図 3 A-A 線に沿う断面図である。

【図 5】 この発明の実施例 1 に係る生体信号検出装置の概略的な構成を示すブロック図である。

【図 6】 この発明の実施例 2 に係る生体信号検出装置の概略的な構成を示すブロック図である。

【図 7】 この発明の実施例 3 に係る生体信号検出装置の概略的な構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための最良の形態】

10

【0045】

以下、本発明を実施するための最良の形態例を、添付図面を用いて説明する。

【0046】

〔実施例 1〕

【0047】

この実施例 1 に係る生体信号検出装置 1 は、図 1 乃至図 5 に示すように、内部に発泡性樹脂並びに空気が封入され、例えば寝具に配設され就寝者の生体活動により生じる体表面の音又は／及び圧変化を検出するセンサーパッド 2 A, 2 B, 2 C, 2 D を、生体 1 A を横切るように複数、独立させて配置すると共に、該センサーパッド 2 A, 2 B, 2 C, 2 D 内の空気圧の変化を感知するセンサー（例えば圧電センサー）3 A, 3 B, 3 C, 3 D をこれらのセンサーパッド 2 A, 2 B, 2 C, 2 D に接続し、このセンサー 3 A, 3 B, 3 C, 3 D からの出力信号を信号処理回路 4 A, 4 B, 4 C, 4 D で処理し、該処理された信号を、4 個の A/D 変換回路 5 A, 5 B, 5 C, 5 D で A/D 変換し、この A/D 変換結果を加減算回路 6 で加算し、該加減算回路 6 における加算結果を用いて周期算出回路 7 で周期を算出し、該周期算出回路 7 で算出された周期を生体情報処理回路 8 で単位時間当りの心拍数・呼吸数・体動数やゆらぎデータに変換した後、これらの生体情報に位置や時刻などの GPS 情報を加えてデータ保存回路 12 で保存するように構成されている。勿論、単位時間当りデータに変換せずに、周期データを出力信号として用いることもある。

【0048】

また、センサーとしては、圧電センサーをこの実施例では用いているが、公知の各種空気圧の変化や音を電気に変換できるセンサー例えば、圧力センサー、圧電素子、マイクロホン、振動センサー等を用いることができる。

【0049】

尚、図 1 中、符号 4 A, 4 B, 4 C, 4 D, 4 E は、この例では、信号増幅アンプ及び周波数フィルターからなる信号処理回路であるが、センサーの種類や信号によっては信号増幅のみで処理される場合や信号の内容によっては各々の回路が必要ない場合もある。

【0050】

また、本生体信号検出装置 1 は、上記構成に加え、生体情報を表示するためのデータ表示回路 11 と、コンピュータとインターフェースするためのコンピュータインターフェース回路 10 と、データを回線を介して送信するデータ通信回路 9 と、から構成されている。

【0051】

データ保存回路 12 は、メモリーやハードディスクに加え交換可能なメディア 12 A（SD メモリーカード等）が接続され外部に取り出すこともできる。

【0052】

また、この実施例 1 では、生体活動により生じる体表面の音又は／及び圧変化を検出する上記 4 個のセンサーパッド 2 A, 2 B, 2 C, 2 D と共に、同様の構成からなる 1 個または複数の外部振動ノイズ検出用センサーパッド 2 E を生体信号の影響を受けない場所に配置し、この外部振動検出用センサーパッド 2 E は、内部に発泡性樹脂並びに空気が封入され、該外部振動検出用センサーパッド 2 E 内の空気圧の変化を感知する圧電センサー 3

50

Eに接続し、この圧電センサー3 Eからの出力信号は、信号処理回路4 Eにより信号処理された後、A/D変換回路5 EでA/D変換され、上記4個のセンサーパッド2 A, 2 B, 2 C, 2 DのA/D変換結果から外部振動検出用センサーパッド2 Eが検出したA/D変換結果を同期させて加減算回路6で減算することで、外部からの振動やノイズを除去するように構成されている。

【0053】

この外部振動検出用センサーパッド2 Eは、体表面の圧変化を検出するセンサーパッド2 A, 2 B, 2 C, 2 Dと同一面に配置し、生体信号の影響を受けない場所、例えば、図1及び図2に示すように足元から離れた場所に配置される。

【0054】

尚、該外部振動検出用センサーパッド2 Eの表面には、板状の錘体2 Zを置くことで、よりクリアな外部振動及びノイズを検出することができる。

【0055】

この錘体2 Zは、単位面積あたりの加重を、人間の標準体重と等しくすることより効果的に外部からの振動及びノイズを検出することができる。

【0056】

ところで、上記センサーパッド2 A, 2 B, 2 C, 2 Dの配置は、寝具の場合には肩部分(2 A)・胸部分(2 B)・腰部分(2 C)・尻部分(2 D)に配置するのが望ましいが、椅子の場合には太ももの下・尻分部・腰・胸部分に配置するのが望ましい。

【0057】

この実施例1に用いられるセンサーパッド2 A, 2 B, 2 C, 2 D及び2 Eには、図3乃至図4に示すように、発泡ウレタン樹脂2 2が充填されており、センサーパッド2 A, 2 B, 2 C, 2 D及び2 E内を一定の膨張状態を保つように構成されていると共に、センサーパッド2 A, 2 B, 2 C, 2 D及び2 Eが外力により変形した後、該外力が作用しなくなったときに、素早く元の膨張状態に復元するように作用する。

【0058】

また、上記センサーパッド2 A, 2 B, 2 C, 2 D及び2 Eは、図4に示すように、平面形状が2枚の表皮2 3, 2 4で形成された矩形の袋状体で構成されており、その気密性が保持されるように、両表皮2 3, 2 4の周縁部が気密性を保持できる接着剤または超音波接着で貼合されて形成されている。尚、このセンサーパッド2 1の表皮2 3, 2 4は、例えば、ゴムや軟質合成樹脂等の気密性に優れた材質を用いるのが望ましく、また、より気密性を高めるためには、複数層で形成するのが望ましい。

【0059】

さらに、上記センサーパッド2 A, 2 B, 2 C, 2 D及び2 Eの内部には、図4に示すように、硬質の板材2 8が配置され、この板材2 8は、一方向に厚さ寸法が減少する楔状に形成されている。勿論、この板材2 8は、平板であっても構わない。このように構成することで、センサーパッド2 1を例えば、寝具と身体との間に配置した場合には、該センサーパッド2 1の可動側(表皮側)が身体側に配置されるので、心臓の心音や呼吸による体表面の変化に伴う空気の圧力変化をセンサーパッド2 A, 2 B, 2 C, 2 Dで確実に採取することができ、その結果、センサーパッド2 A, 2 B, 2 C, 2 Dの感度を良好なものとすることができると共に、該センサーパッド2 A, 2 B, 2 C, 2 Dを寝具と身体との間に挿入して身体に装着した場合、該センサーパッド2 A, 2 B, 2 C, 2 Dの可動側は、凹凸がある身体部分であっても、上記板材2 8によって可動側が身体方向に自然に押し付けられて身体に密着するので、心音及び／又は呼吸波形の検出感度をより向上させることができる。勿論、上記センサーパッド2 A, 2 B, 2 C, 2 Dとベット4または椅子との間に薄い板状のシート(図示せず)を介装することで生体信号の検出感度を上げ、より正確な計測を行うことができる。

【0060】

また、図3に示すように、圧電センサー3 A, 3 B, 3 C, 3 D, 3 Eのセンサーパッド側2 4 Aを気密に保持し、他側2 4 Bは大気開放するように構成することで、空気封

10

20

30

40

50

入室側と大気側とで圧力差が生じるように構成し、センサーパッド 2 A, 2 B, 2 C, 2 D に加えらるる生体 1 A の心音や呼吸による微妙な圧力変化を確実に圧電センサー 3 A, 3 B, 3 C, 3 D へと伝えることができるので、心拍信号及び／又は呼吸信号を高出力で抽出することができる。

【0061】

また、センサーパッド 2 E に加えらるる外部からの振動やノイズの微妙な圧力変化は、外部振動用圧電センサー 3 E へと伝えらるるので、生体信号検出に邪魔となる外部振動と外来ノイズ成分を高出力で検出することができる。

【0062】

この外部振動及びノイズ検出用センサーパッドとセンサーは複数個用いて各所の振動及びノイズを検出する方法はさらに有効である。 10

【0063】

さらに、上記説明では、圧電センサー 3 A, 3 B, 3 C, 3 D, 3 E のセンサーパッド側 2 4 A を、気密を保持するように構成した場合を例にとり説明したが、圧電センサー 3 A, 3 B, 3 C, 3 D, 3 E が取り付けられたセンサ部 2 4 C の空気封入室側と大気側とを連通させる微細な孔 2 4 D を貫通形成し、空気封入室側のエアーを、抵抗を持たせて抜けるように構成することで、押圧され収縮した発泡ウレタン樹脂 2 2 が、気密状態では元に戻らなくなるのを防止することができ、スムーズにセンサーパッド 2 A, 2 B, 2 C, 2 D 及び 2 E の膨らみ状態を元の状態に復帰させることができる。

【0064】

20

そして、この実施例 1 では、上記したように、圧電素子 2 4 は、上記パイプ 2 5 の先端部に連通接続されたセンサ部 2 4 C の室内 2 4 F に配設されており、上記室内を形成する底部 2 4 E に開設されてなる穴部 2 4 B を、接着剤等を介して閉塞するように取り付けられている。勿論、オーリング等を用いて閉塞するとさらに良い結果が得られる。

【0065】

このようにして検出された同センサーパッド 2 A, 2 B, 2 C, 2 D で検出された生体信号とセンサーパッド 2 E で検出された外部振動及びノイズ成分の信号は、図 5 に示すように、信号の周波数成分に応じて増幅アンプと周波数フィルターからなる信号処理回路 4 A, 4 B, 4 C, 4 D で処理され、該処理された信号は、4 個の A/D 変換回路 5 A, 5 B, 5 C, 5 D, 5 E で A/D 変換されてデジタル信号化され、この A/D 変換結果を加減算回路 6 で加減算処理され、該加減算回路 6 における加減算結果を用いて周期算出回路 7 で周期を算出し、該周期算出回路 7 で算出された周期を、生体情報処理回路 8 により周期データ出力又は／及び単位時間当りの心拍数・呼吸数・体動数・ゆらぎデータに変換される。 30

【0066】

また、上記 A/D 変換回路 5 A, 5 B, 5 C, 5 D, 5 E は、変換開始トリガーを同期信号発生回路 1 5 から同時に受けて変換し、結果を加減算回路 6 に出力し、その計算結果を上記周期算出回路 7 に出力する。A/D 変換回路 5 A, 5 B, 5 C, 5 D で A/D 変換された生体信号成分から A/D 変換回路 5 E で変換された外部振動及びノイズ成分の変換結果を減算することで外部振動及びノイズの影響を除去するとともに、A/D 変換回路 5 A, 5 B, 5 C, 5 D で A/D 変換された生体信号成分は、加算することで不要な擬似信号を除去し生体信号のみを検出することができる。勿論、加算減算の順序はどちらでも良い。 40

【0067】

周期算出回路 7 は、心拍及び呼吸の周期を算出し、生体情報処理回路 8 で心拍・呼吸数・体動数・ゆらぎ情報に変換される。

【0068】

また、上記同期信号発生回路 1 5 には、GPS 情報等の位置や高度情報と絶対時刻情報を出力する位置・時刻発生回路 1 4 が接続されており、生体データの A/D 変換の同期信号以外にも、生体情報処理 8 に接続して基準時間に使用したり、データ保存時刻の情報や 50

位置情報にも使用する。

【0069】

尚、上記生体信号の周期算出は、本発明者が先の国際出願（PCT/JPO3/16185及びPCT/JPO3）の明細書に、その構成及び手順を記した方法と同様であるので、その詳細な説明をここでは省略する。

【0070】

以上説明したように、この実施例1に係る生体信号検出装置1は、4個の生体信号データを常時同期させてリアルタイムで加算を行うことで、時間が一致している真の生体信号のみが加算され、反射などの擬似信号やノイズなどのランダム信号は4個の生体信号データ間で時間のずれ（位相差）があるため、加算によって減衰される。即ち、4個のセンサーパッド2A、2B、2C、2Dと圧電センサー3A、3B、3C、3Dを使い加算した場合は、真の生体信号は4倍になり、他の信号は1/4のレベルとすることができる。

【0071】

また、体が動くことによって出力される飽和信号（大信号）は、体全体で同時に起こることは稀であり、複数の生体信号データを常時同期して加算することで、この飽和信号を減少させることもできる。例えば、4個のセンサーパッド2A、2B、2C、2Dと圧電センサー3A、3B、3C、3Dを使用して生体信号検出を行う場合、圧電センサー3A、3B、3C、3Dのうちの一つのセンサーに体動による大出力が生じて、他のセンサーにはこの信号が出力されないの、これを加算することで1/4のレベルとすることができ、生体信号を検出するのに有害な体動による大出力をすばやく抑えることができる。

【0072】

〔実施例2〕

【0073】

図6は、この発明の実施例2に係る生体信号検出装置1を示しており、該生体信号検出装置1は、圧電センサー3A、3B、3C、3Dからの出力信号をデジタル信号に変換することなく、アナログ信号のまま加算する加減算処理するように構成した他は、他の構成及び作用は、実施例1と同様であるので、実施例1と同様な構成部分については、実施例1と同一の符号を付して、その詳細な説明をここでは省略する。

【0074】

即ち、この実施例2に係る生体信号検出装置1は、生体活動により生じる体表面の音又は/及び圧変化を検出するセンサーパッド2A、2B、2C、2Dと、該センサーパッド2A、2B、2C、2D内の空気圧の変化を感知する圧電センサー3A、3B、3C、3Dと、これらの圧電センサー3A、3B、3C、3Dからの出力信号をアナログ信号のまま加算するアナログ加減算回路16と、該アナログ加減算回路16からの信号をA/D変換する一個のA/D変換回路6と、このA/D変換結果を用いて周期を計算する周期算出回路7と、該周期算出回路7で算出された周期を単位時間当りの心拍数・呼吸数・体動数やゆらぎ情報等に変換する生体情報処理回路8と、これらの生体情報を保存するデータ保存回路12と、生体情報を表示するためのデータ表示回路11と、コンピュータとインターフェースするためのコンピュータインターフェース回路10と、データを回線を介して送信するデータ通信回路9と、から構成されている。データ保存回路12は、メモリーやハードディスクに加え交換可能なメディア12A（SDメモリーカード等）が接続され外部に取り出すこともできる。

【0075】

このように、この実施例2に係る生体信号検出装置1では、複数の生体信号をアナログ信号のまま加算処理するように構成したので、実施例1では複数チャンネル分必要であったA/D変換回路を一つにすることができ、回路を簡略化し低コストで装置を実現することができる。また、複数の生体信号を簡単に完全に同期させて常時リアルタイムで加算することで、時間が一致している本物の生体信号のみがプラスされ、体内の反射による擬似信号やノイズ等のランダムな信号は、複数の生体信号データ間で時間のずれ（位相ずれ）

があるため、アナログ信号に於いても加算によって減衰されることは実施例 1 と同様である。

【0076】

勿論、この実施例 2 でも、生体活動により生じる体表面の音又はノ及び圧変化を検出する上記 4 個のセンサーパッドと共に、同様の構成からなる 1 個または複数の外部振動及びノイズ検出用センサーパッド 2 E を生体信号の影響を受けない場所に配置し、この外部振動検出用センサーパッド 2 E で検出された信号も、上記と同様に、アナログ信号のまま減算するアナログ加減算回路 1 6 によって同期させて常時リアルタイムで減算することで、外部からの振動やノイズを除去し、クリアな生体信号を得ることができる。

【0077】

10

また、GPS 情報等の位置や高度情報と絶対時刻情報を出力する位置・時刻発生回路 1 3 が接続されており、生体データの A/D 変換の同期信号以外にも、生体情報処理 8 に接続して基準時間に使用したり、データ保存時刻の情報や位置情報にも使用することは実施例 1 と同様であるので、ここではその詳細な説明を省略する。

【0078】

〔実施例 3〕

【0079】

図 7 は、この発明の実施例 3 に係る生体信号検出装置 1 を示しており、この実施例 3 に係る生体信号検出装置 1 は、一個の A/D 変換回路を用いて、A/D 変換するタイミングとアナログ信号切り替え回路とを同期させることで、複数の生体信号データを加算し、時間が一致している真の生体信号のみを加算し、反射等の擬似信号やノイズ等のランダムな信号は、加算によって減衰するように構成している。

20

【0080】

即ち、アナログ信号切り替え回路 1 7 で各圧電センサー 3 A 乃至 3 D 毎に

最高生体周波数×2 倍の周波数×チャンネル数

以上の周波数を用いて A/D 変換のサンプリングレートと切り替えタイミングを同期（ずらす）させるように構成した他は、他の構成及び作用は、実施例 1 又は実施例 2 と同様であるので、実施例 1 又は実施例 2 と同様な構成部分については、実施例 1 又は実施例 2 と同一の符号を付して、その詳細な説明をここでは省略する。

30

【0081】

即ち、この実施例 3 に係る生体信号検出装置 1 は、生体活動により生じる体表面の音又はノ及び圧変化をを検出するセンサーパッド 2 A, 2 B, 2 C, 2 D と、該センサーパッド 2 A, 2 B, 2 C, 2 D 内の空気圧の変化を感知する圧電センサー 3 A, 3 B, 3 C, 3 D と、これらの圧電センサー 3 A, 3 B, 3 C, 3 D からの出力信号を、信号処理回路 4 A, 4 B, 4 C, 4 D を介して、アナログ信号切り替え回路 1 7 と、1 個の A/D 変換回路 5 と、この A/D 変換結果を加減算処理する加減算回路 6 と、この加減算処理された A/D 変換結果を用いて周期を計算する周期算出回路 7 と、該周期算出回路 7 で算出された周期を単位時間当りの心拍・呼吸数・体動数やゆらぎデータ等に変換する生体情報処理回路 8 と、生体情報を表示するためのデータ表示回路 1 1 と、これらの生体情報を保存するデータ保存回路 1 2 と、コンピュータとインターフェースするためのコンピュータインターフェース回路 1 0 と、データを回線を介して送信するデータ送信回路 9 と、から構成されている。データ保存回路 1 2 は、メモリーやハードディスクに加え交換可能なメディア 1 2 A（SD メモリー等）が接続され外部に取り出すこともできる。

40

【0082】

そして、この実施例 3 に係る生体信号検出装置 1 では、アナログ信号切り替え回路 1 7 と一個の A/D 変換回路 5 を用いて、複数のセンサーパッド 2 A 乃至 2 D から出力されるアナログ信号の切り替えタイミングと A/D 変換するタイミングとを、圧電センサー 3 A 乃至 3 D 毎に、前記（最高生体信号周波数×2 倍の周波数×チャンネル数）以上の周波数を用いて、サンプリングと切り替えタイミングをずらすように構成されている。勿論、A

50

／D変換のサンプリング周波数も、（最高生体信号周波数×2倍の周波数×チャンネル数）より高い周波数を用いて行っている。

【0083】

具体的には、生体信号の最も高い周波数成分を持つ心音信号の最高周波数成分を、例えば10Hzとし、チャンネル数を4チャンネルとした場合、

$$10 \times 2 \times 4 = 80 \text{ Hz}$$

以上の周波数となり、80Hz以上の周波数でアナログ信号を切り替え、複数の生体信号データを一個のA／D変換回路5と同期させてA／D変換し、変換結果を全て加算を行うことで、時間が一致している真の生体信号のみがプラスされ、反射等の擬似信号やノイズ等のランダムな信号は、複数の生体信号データ間で時間のずれがあるため、加算によって減衰される。 10

【0084】

このように構成することにより、複数個必要だったA／D変換回路を一個で済ますことができ、回路を簡略化し低コストでこの種の装置を提供することができる。

【0085】

このため、この実施例3では、A／D変換器5のトリガータイミングとアナログ切り替え回路17の切り替えタイミングを同期させるための同期調整回路18を用いており、該同期調整回路18は、上記A／D変換回路5とアナログ信号切り替え回路17と同期するように構成されている。

【0086】

勿論、この実施例3でも、生体活動により生じる体表面の音又は／及び圧変化を検出する上記4個のセンサーパッドと共に、同様の構成からなる1個の外部振動及びノイズ検出用センサーパッド2Eを生体信号の影響を受けない場所に配置し、この外部振動検出用センサーパッド2Eで検出された生体信号も、上記と同様に、アナログ信号切り替え回路17によって切り替え、A／D変換後、減算することで、外部からの振動やノイズを除去し、クリアな生体信号を得ることができる。 20

【0087】

また、実施例2と実施例3を併用させたような回路構成も用いることができる。例えば、複数個のセンサーパッドと同数のセンサーを用い、2チャンネルの生体信号はアナログ信号のまま加算し、残りの3チャンネルの生体信号は1個のA／D変換回路とアナログ信号切り替え回路を同期させて動作させることで同様の効果を得ることもできる。 30

【産業上の利用可能性】

【0088】

請求の範囲1に記載の生体信号検出装置は、以上説明したように、生体活動により生じる体表面の音又は／及び圧変化を検出する生体信号検出用センサーパッドを、生体を横切るように複数配置すると共に、該センサーパッド内の空気圧の変化を感知するセンサーを各々のセンサーパッドに接続し、このセンサーからの出力信号を複数のA／D変換回路でA／D変換し、このA／D変換結果を加算手段でリアルタイム加算し、この加算結果を用いて周期算出手段で周期を算出して該算出周期をそのまま外部へとデータ出力し、又は／及び単位時間当りの心拍数・呼吸数・体動数・ゆらぎに変換手段で変換するように構成したので、時間の遅れなく生体の各所で発生している生体情報の中から本物の生体信号を瞬時に検出することができる。 40

【0089】

生体信号の発生源は本来ひとつであるにも関わらず、血管や骨等を伝わって生体内部では各所で多くの擬似信号と生体活動によるノイズが発生している。この発明では、これらの擬似信号とノイズの中から真の生体信号を、上記構成から取り出すため、複数のセンサーから採取される生体信号の値を、記憶装置を用いることなく、リアルタイムで常時加算することによって、生体の各所で発生している生体情報の中から本物の生体信号を取り出し、結果として生体信号の周期算出精度を向上させることができる。

【0090】

特に、心拍や呼吸などの生体信号は、我々が利用している時計の周期とは無関係な自律的周期を持って活動しており、基本的に相関性がないため、一定時間計測データを保存し比較する方法では真の生体信号を抽出することはむずかしい。

【0091】

このため、この発明にあつては、一定時間計測データを保存し比較するためのタイマー回路やメモリー回路を使用せず、複数の生体信号をリアルタイムで常時加算する手段を用いて相関性のある真の生体信号を抽出することができ、かつ待ち時間なく必要とされる必要な生体情報を正確に出力したり表示することができる。

【0092】

また、この発明にあつては、計測中に体を動かすことによって生じる大きな体動信号も、この手段で軽減することもできる。 10

【0093】

次に、請求の範囲2に記載の生体信号検出装置は、請求の範囲1に記載の生体信号検出装置において、前記複数の生体信号検出用センサーパッドと共に、同様の構成からなる外部振動検出用センサーパッドを生体信号の影響を受けない場所に配置し、この外部振動検出用センサーパッドには、内部の空気圧の変化を感知するセンサーを接続し、このセンサーからの出力信号をA/D変換回路でA/D変換し、前記複数の生体信号検出用センサーパッドのA/D変換結果から外部振動検出用センサーパッドのA/D変換結果を減算手段で減算することで、外部からの振動やノイズを除去するように構成し、複数のセンサーパッドとは別に独立したセンサーパッドを生体が直接触れない場所に配置し、そこから得られるセンサー出力を他のセンサー出力からリアルタイムで常時減算することで、外部からの振動とノイズを除去しクリアな生体信号を検出するため、結果として生体情報の算出精度を高めることができ、今までの装置では測定が不可能だった外来のノイズや振動が存在する自動車乗車中であっても、周期データを出力したり、呼吸数・心拍数・体動数・ゆらぎデータを正確に計測し検出することができる。 20

【0094】

請求の範囲3に記載の生体信号検出装置は、生体活動により生じる体表面の音又は／及び圧変化を検出する生体信号検出用センサーパッドを、生体を横切るように複数配置すると共に、該センサーパッド内の空気圧の変化を感知するセンサーを各々の生体信号検出用センサーパッドに接続し、これらの各センサーからの出力信号をアナログ信号のまま加算手段へと送ってリアルタイム加算し、該加算されたアナログ信号を一個のA/D変換回路でA/D変換し、該A/D変換された結果を用いて周期算出手段で周期を算出し、この算出された周期をそのまま外部へとデータ出力し、又は／及び単位時間当りの心拍数・呼吸数・体動数・ゆらぎに変換手段で変換するように構成したので、複数の生体信号データをアナログ信号のまま加算処理することができ、複数チャンネル分必要であった高価なA/D変換回路と周辺回路を一個にすることができ、同時にメモリー回路も不要にでき、回路全体を簡略化し低コストで装置を実現することができる。また、複数の生体信号データを生データのままりリアルタイムで加算を行うことで、時間遅れがなく常に時間が一致している本物の生体信号のみが加算され、反射等の擬似信号やノイズ等のランダムな信号は、複数の生体信号データ間で時間のずれがあるものは、加算によって減衰されるので、正確に真の生体信号を検出することができる。また、メモリーを使用していないため一定時間を待つ必要が無く、リアルタイムで常時加算する手段を用いているため、必要とされる生体信号の周期計算や情報処理に時間がかからないため、待ち時間無く迅速に該情報を出力したり表示することもできる。 30 40

【0095】

請求の範囲4に記載の生体信号検出装置は、請求の範囲3に記載の生体信号検出装置を技術的前提とし、前記生体信号検出用センサーパッドと共に、同様の構成からなる外部振動検出用センサーパッドを生体信号の影響を受けない場所に配置し、この外部振動検出用センサーパッドには、内部の音又は／及び空気圧の変化を感知するセンサーを接続し、このセンサーからの出力信号を、アナログ減算回路で減算処理することで、外部からの振動 50

やノイズを除去するように構成したので、外部からの影響を除去または軽減することができ、複数のセンサーパッドとは、別に独立したセンサーパッドを生体が直接触れない場所に配置し、そこから得られるセンサー出力を他のセンサー出力からリアルタイムで常時減算することで外部からの振動とノイズを除去しクリアな生体信号を検出するため、結果として生体情報の算出精度を高めることができ、今までの装置では測定が不可能だった外来のノイズや振動が存在する自動車乗車中であっても、呼吸数・心拍数・体動数・ゆらぎデータを正確に計測し検出することができる。

【0096】

請求の範囲5に記載の生体信号検出装置は、生体活動により生じる体表面の音又は／及び圧変化を検出する生体信号検出用センサーパッドを、生体を横切るように複数配置すると共に、該センサーパッド内の空気圧の変化を感知するセンサーを各々のセンサーパッドに接続し、これらのセンサーからの出力信号を、アナログ信号切り替え回路の切り替えタイミングと一個のA/D変換回路でA/D変換するタイミングと、を同期させることで、複数の生体信号データの内、時間が一致している真の生体信号のみを加算し、反射等の擬似信号やノイズ等のランダムな信号は、加算によって減衰させるように構成したので、高価なA/D変換回路を一個とし、アナログ加減算回路も省略することで、回路全体を簡略化し、低コストで装置を提供することができる。

10

【0097】

勿論、生体信号に比べ十分高い周波数、例えば80Hz（最生体信号周波数×2倍の周波数×チャンネル数）より高い周波数を用いてA/D変換のサンプリングとタイミングの切り替えを行うことで、各チャンネルの生体信号はゆっくりとした信号（最高でも10Hz以下）であるため、このずれは無視できる範囲であり、その結果、生体信号の検出精度を保ちながら、低コストで簡単な回路と部品で本装置を実現できる。

20

【0098】

請求の範囲6に記載の生体信号検出装置は、前記複数の生体信号検出用センサーパッドと共に、同様の構成からなる外部振動検出用センサーパッドを生体信号の影響を受けない場所に配置し、この外部振動検出用センサーパッドには、内部の音又は／及び空気圧の変化を感知するセンサーを接続し、このセンサーからの出力信号を、アナログ信号切り替え回路で順次切り替え、A/D変換した後、減算処理することで、外部からの振動やノイズを除去するように構成したので、体表面の音又は／及び圧変化を検出するセンサーパッドと同一条件下で外部振動及び外来ノイズを検出することが可能になり、外部からのノイズを確実に除去することができ、結果として生体情報の算出精度をより高めることができ、今までの装置では測定が不可能だった外来のノイズや振動が存在する自動車乗車中であっても、周期データを出力したり、呼吸数・心拍数・体動数・ゆらぎデータを正確に計測し検出することができる。

30

【0099】

請求の範囲7に記載の生体信号検出装置は、前記外部振動検出用センサーパッドは、体表面の音又は／及び圧変化を検出するセンサーパッドと同一面に配置し、かつ生体信号の影響を受けない場所に配置したことで、減算処理に用いる外部振動や外来のノイズを同一条件で正確に検出し、結果として外部振動や外来ノイズを除去することができる。

40

【0100】

請求の範囲8に記載の生体信号検出装置は、前記外部振動検出用センサーパッドの表面に、錘体を置くことで、生体信号の無い生体（ダミー）をセンサーパッドの上に置いたと同様の効果となり、センサーの感度が高くなり、減算処理に用いる外部からの振動やノイズ信号をより高感度で検出し、結果として外部振動や外来ノイズを除去することができる。

。

【0101】

請求の範囲9に記載の生体信号検出装置は、前記周期算出結果に、絶対時刻（Y・D・H・M・S）と位置データ（GPS情報等）を付加したので、生体信号の検出位置と時刻を同時に知ることができ、生体情報と同時に、必要なデータを保存することができる。車

50

両等で移動中の生体信号の検出や測定に利用することができたり、別な場所で、複数の実験を同時に行う場合など、開始時間を一致させることができ測定がより効率的になる。

【0102】

請求の範囲10に記載の生体信号検出装置は、前記各生体信号検出用センサーパッド又は外部振動検出用センサーパッドは、内部に発泡性樹脂並びに空気を封入させて構成すると共に、これら各センサーパッド内の音又は／及び空気圧の変化は圧電センサーで感知させ、該圧電センサーは、センサーパッド側の空気圧を保持しつつ、他側は大気に開放され、空気封入室側と大気開放側との圧力差を検知するように構成したので、空気挿入室側と大気開放側との圧力差を利用して高出力・高感度且つ応答速度の速い信号検出を実現することができる。また、高出力レベル信号のため、ノイズに強く複雑な温度補正や利得補正も不要となり、設置場所を選ぶ必要も無く低コストで取り扱いが簡単な生体信号装置を実現することができる。

10

【0103】

請求の範囲11に記載の生体信号検出装置は、前記圧電センサーは、空気挿入室側大気側とを連通させる微細な孔を貫通形成し、空気挿入室側のエアを抵抗を持たせて抜けるように構成したことで、密封構造のセンサーパッドを用いず、発泡性樹脂の自己反発力を利用して常に安定した圧力をセンサーに送ることができる。また、密封構造でないため大圧力による破裂や漏れの心配が無く構造的にも安価で安全な生体信号装置を実現できる。

【0104】

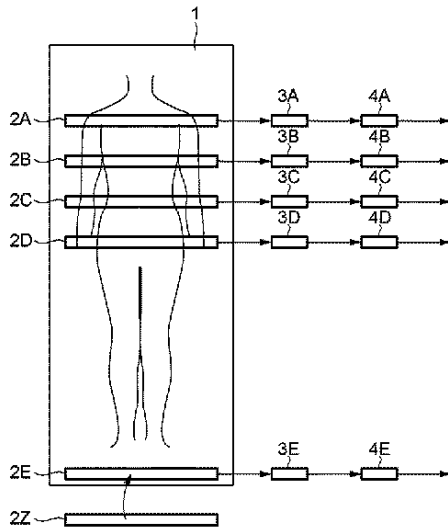
請求の範囲12に記載の生体信号検出装置は、前記センサーパッド内に、板材を挿入することで、生体信号検出の感度を上げることができる。例えば、ベットや椅子の材料が柔らかかった場合による影響を防ぎ、高出力で安定した生体信号出力を得ることができ、センサーパッドの設置場所もより自由になる。この板材は、平板或は傾斜面を持つ板を用いることができる。

20

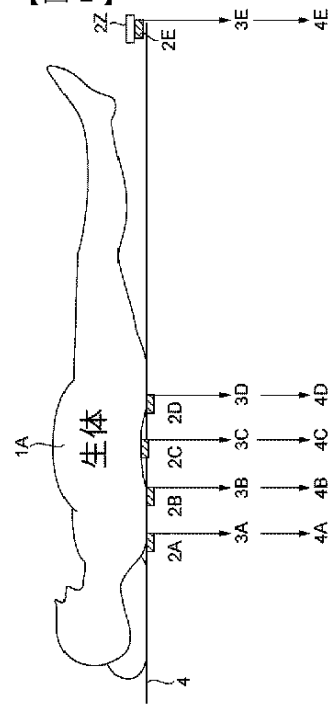
【0105】

請求の範囲13に記載の生体信号検出装置は、前記センサーパッドとベットまたは椅子との間にシートを介装したので、センサーパッドの感度とセンサーからの出力信号レベルを上げることができより高精度の検出が可能となるため生体の体型やベッド等の素材の影響も受けにくくなる効果がある。

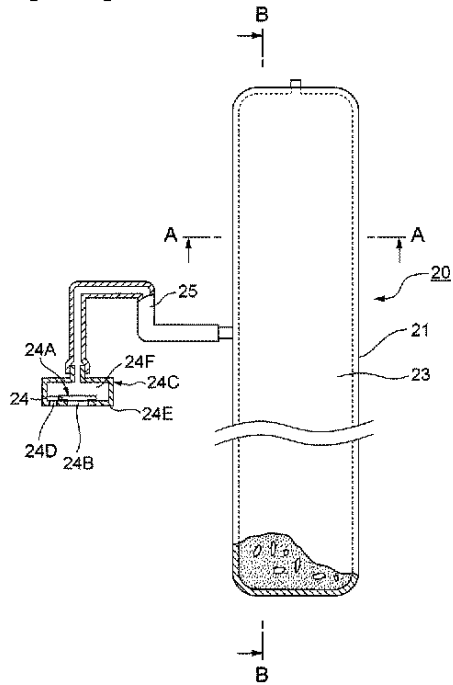
【図 1】



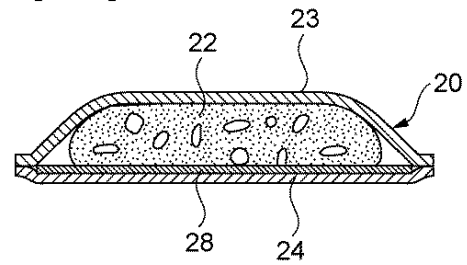
【図 2】

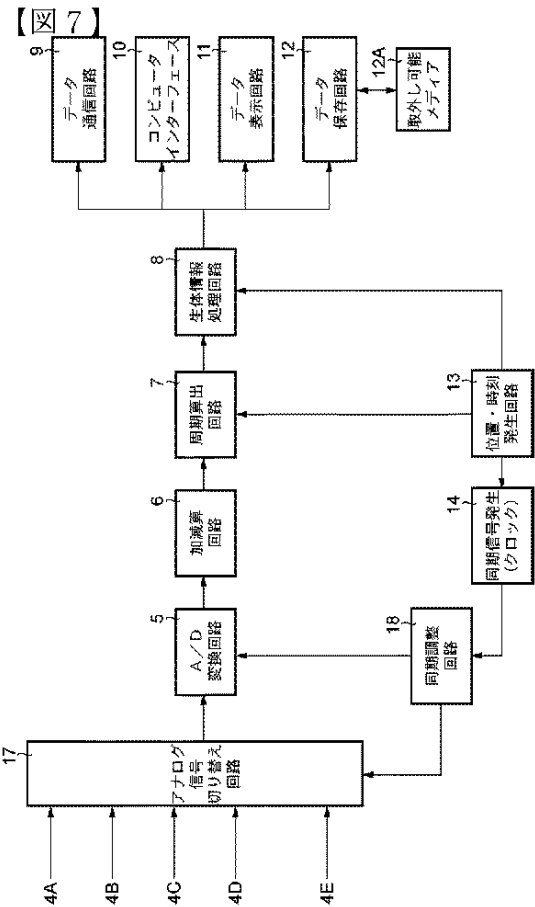
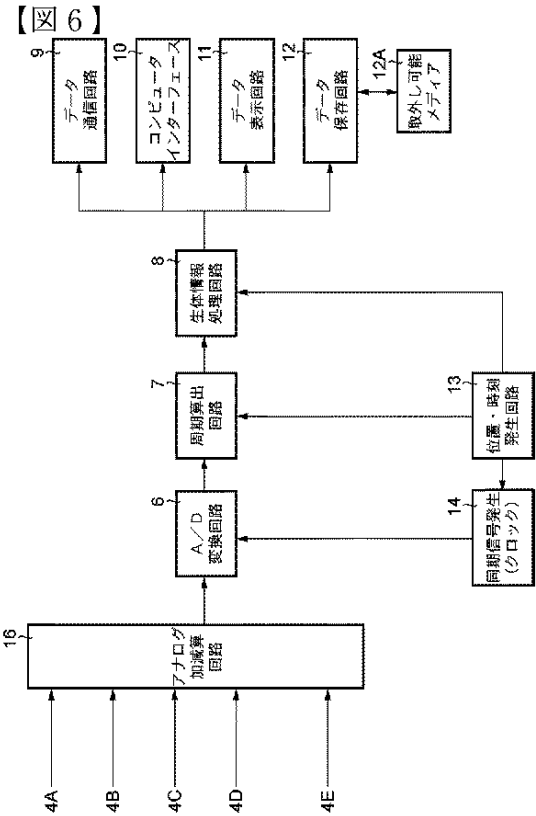
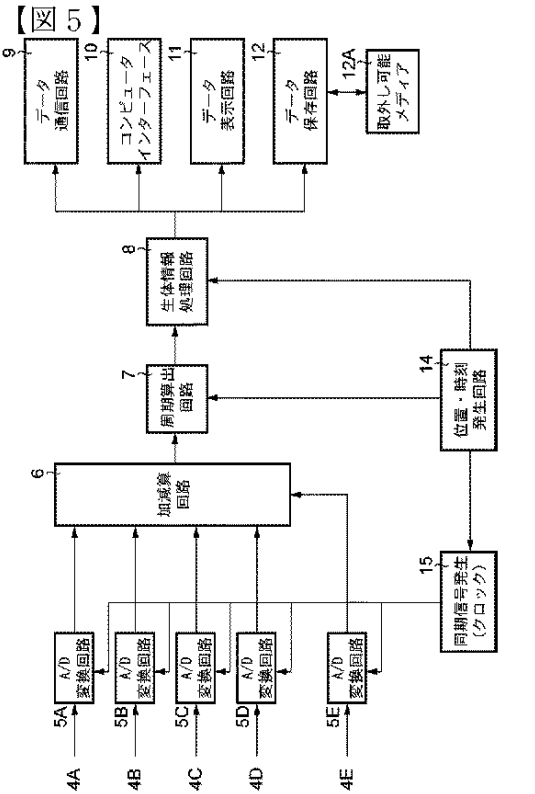


【図 3】



【図 4】





【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2005/008804												
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl. ⁷ A61B5/00 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC														
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl. ⁷ A61B5/00-5/10 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2005 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2005 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2005 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) JOIS (JICST FILE)														
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Y A</td> <td>JP 6-154179 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 03 June, 1994 (03.06.94), Full text; Figs. 1 to 6 (Family: none)</td> <td>1, 3, 13 2, 4-12</td> </tr> <tr> <td>Y A</td> <td>JP 6-30914 A (Matsushita Electric Works, Ltd.), 08 February, 1994 (08.02.94), Full text; Figs. 1 to 18 (Family: none)</td> <td>1, 3, 13 2, 4-12</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>JP 6-327653 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 29 November, 1994 (29.11.94), Full text; Figs. 1 to 7 (Family: none)</td> <td>1-13</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	Y A	JP 6-154179 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 03 June, 1994 (03.06.94), Full text; Figs. 1 to 6 (Family: none)	1, 3, 13 2, 4-12	Y A	JP 6-30914 A (Matsushita Electric Works, Ltd.), 08 February, 1994 (08.02.94), Full text; Figs. 1 to 18 (Family: none)	1, 3, 13 2, 4-12	A	JP 6-327653 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 29 November, 1994 (29.11.94), Full text; Figs. 1 to 7 (Family: none)	1-13
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.												
Y A	JP 6-154179 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 03 June, 1994 (03.06.94), Full text; Figs. 1 to 6 (Family: none)	1, 3, 13 2, 4-12												
Y A	JP 6-30914 A (Matsushita Electric Works, Ltd.), 08 February, 1994 (08.02.94), Full text; Figs. 1 to 18 (Family: none)	1, 3, 13 2, 4-12												
A	JP 6-327653 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 29 November, 1994 (29.11.94), Full text; Figs. 1 to 7 (Family: none)	1-13												
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.														
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family														
Date of the actual completion of the international search 12 August, 2005 (12.08.05)		Date of mailing of the international search report 30 August, 2005 (30.08.05)												
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer Telephone No.												

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/008804

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 8-322804 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 10 December, 1996 (10.12.96), Full text; Figs. 1 to 12 (Family: none)	1-13
A	JP 2005-110969 A (Yamatake Corp.), 28 April, 2005 (28.04.05), Full text; Figs. 1 to 4 (Family: none)	1-13
A	JP 2005-21331 A (Sony Corp.), 27 January, 2005 (27.01.05), Full text; Figs. 1 to 5 (Family: none)	1-13

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2005/008804	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. ⁷ A61B5/00			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. ⁷ A61B5/00-5/10			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2005年 日本国実用新案登録公報 1996-2005年 日本国登録実用新案公報 1994-2005年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) JOIS (JICSTファイル)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
Y A	J P 6-154179 A (松下電器産業株式会社) 1994. 06. 03 全文 第1図-第6図 (ファミリーなし)	1, 3, 13 2, 4-12	
Y A	J P 6-30914 A (松下電工株式会社) 1994. 02. 08 全文 第1-18図 (ファミリーなし)	1, 3, 13 2, 4-12	
A	J P 6-327653 A (松下電器産業株式会社) 1994. 11. 29 全文 第1-7図 (ファミリーなし)	1-13	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 12. 08. 2005		国際調査報告の発送日 30. 8. 2005	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 本郷 徹	2Q 8405
		電話番号 03-3581-1101 内線 3290	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2005/008804
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 8-322804 A (松下電器産業株式会社) 1996. 12. 10 全文 第1-12図 (ファミリーなし)	1-13
A	JP 2005-110969 A (株式会社山武) 2005. 04. 28 全文 第1-4図 (ファミリーなし)	1-13
A	JP 2005-21331 A (ソニー株式会社) 2005. 01. 27 全文 第1-5図 (ファミリーなし)	1-13

フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 5/00 1 0 1 R

(注) この公表は、国際事務局(W I P O)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第1 8 4条の1 0第1項(実用新案法第4 8条の1 3第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	生物信号检测器		
公开(公告)号	JPWO2006120754A1	公开(公告)日	2008-12-18
申请号	JP2006522834	申请日	2005-05-13
申请(专利权)人(译)	富田 诚次郎		
[标]发明人	富田誠次郎		
发明人	富田 誠次郎		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/11 A61B5/08 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/113 A61B5/024 A61B5/0816		
FI分类号	A61B5/02.320.C A61B5/02.310.N A61B5/02.321.C A61B5/10.310.A A61B5/08 A61B5/00.101.R		
F-TERM分类号	4C017/AA10 4C017/AA14 4C017/AA20 4C017/AC03 4C017/AC30 4C017/AC35 4C017/BC01 4C017/BC11 4C017/EE01 4C017/FF05 4C038/SS00 4C038/ST04 4C038/SV01 4C038/SV05 4C038/SX01 4C038/SX05 4C038/VA04 4C038/VB32 4C038/VC20 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XC02 4C117/XC03 4C117/XC06 4C117/XC19 4C117/XD30 4C117/XD40 4C117/XE13 4C117/XE24 4C117/XE26 4C117/XE76 4C117/XF03 4C117/XF19 4C117/XH01 4C117/XJ09 4C117/XJ17 4C117/XJ21 4C117/XJ52		
代理人(译)	山口哲夫		
其他公开文献	JP4423481B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种不磨损，不受约束的生物信号检测装置，用于准确检测心率，呼吸频率和波动，而不受受试者个体差异，身体运动以及外界和环境噪声的影响。生物信号检测装置被构造使得用于检测由生物活动引起的体表声音/压力的变化的传感器垫被布置成横穿身体，用于检测传感器垫中的气压变化的传感器被连接至传感器。各个传感器垫，通过A/D转换电路对来自传感器的输出信号进行A/D转换，通过加法装置将A/D转换的结果实时相加，通过相加的结果计算周期。周期计算装置，将计算出的周期数据原样输出到外部，和/或通过转换装置将其转换为心率/呼吸率/身体运动次数/波动。

