

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5192904号
(P5192904)

(45) 発行日 平成25年5月8日 (2013.5.8)

(24) 登録日 平成25年2月8日 (2013.2.8)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/0245 (2006.01)

A 6 1 B 5/11 (2006.01)

A 6 1 B 5/00 1 O 1 R

A 6 1 B 5/02 3 2 O Z

A 6 1 B 5/10 3 1 O A

請求項の数 3 (全 7 頁)

(21) 出願番号	特願2008-133356 (P2008-133356)	(73) 特許権者	000005821
(22) 出願日	平成20年5月21日 (2008.5.21)		パナソニック株式会社
(65) 公開番号	特開2009-279143 (P2009-279143A)		大阪府門真市大字門真1006番地
(43) 公開日	平成21年12月3日 (2009.12.3)	(74) 代理人	100087767
審査請求日	平成23年3月23日 (2011.3.23)		弁理士 西川 恵清
		(72) 発明者	寺澤 章
			大阪府門真市大字門真1048番地 松下
			電工株式会社内
		(72) 発明者	山本 雅一
			大阪府門真市大字門真1048番地 松下
			電工株式会社内
		(72) 発明者	栗原 崇浩
			大阪府門真市大字門真1048番地 松下
			電工株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心拍呼吸計測装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ベッド台とベッド台に載置されるマットレスとの間に配設されてマットレス上の就寝者の心拍及び呼吸等に起因する振動に応じて電荷を発生する複数の第1のセンサ素子をマットレスの幅方向に沿って並設したセンサ部と、各第1のセンサ素子で発生した電荷をそれぞれ電気信号に変換して出力する複数の第1の変換部と、各第1の変換部の出力信号のうち心拍の周波数帯域及び呼吸の周波数帯域を除いた周波数帯域の出力の平均値をそれぞれ算出するノイズ算出部と、各第1の変換部の出力信号からノイズ算出部で得られた平均値をそれぞれ減算して個別に出力するノイズ減算部と、ノイズ減算部の出力信号のうち最も出力が大きい信号から心拍の周波数帯域の振動成分及び呼吸の周波数帯域の振動成分を抽出する計測部とを備えたことを特徴とする心拍呼吸計測装置。

10

【請求項 2】

前記センサ部は、ベッド台の就寝者が横臥する側と反対側に配設された第2のセンサ素子を有し、第2のセンサ素子で発生した電荷を電気信号に変換して出力する第2の変換部を備え、ノイズ減算部は、各第1の変換部の出力信号からノイズ算出部で得られた平均値及び第2の変換部の出力信号を減算して個別に出力することを特徴とする請求項1記載の心拍呼吸計測装置。

【請求項 3】

前記センサ部は、少なくとも第1のセンサ素子が個別に配設される複数のセンサ台を有し、各センサ台の間には、それぞれを互いに回動自在に接続する接続部が設けられたこと

20

を特徴とする請求項 1 又は 2 記載の心拍呼吸計測装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、就寝者等の心拍及び呼吸を非接触で計測する心拍呼吸計測装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、就寝者の眠りの質を劣化させずに就寝者の状態を知るためにベッド台の上に非接触センサを取り付けて就寝者の振動を検出し、その検出結果から心拍や体動等を抽出する技術の開発が盛んに進められており、例えば特許文献 1 に開示されているようなものがある。特許文献 1 に記載の従来例は、就寝者の心拍や呼吸等の振動を検出するセンサとチューブを介して接続された複数のエアマットをマットレス及び枕上に配設し、各エアマットを介して各センサで検出された複数の生体情報信号から適正な信号を信号選択手段によって選択して表示するものである。而して、仮に就寝者が寝返り等をして動くことによってノイズ信号のみを検出するセンサがあったとしても、他のセンサのうち少なくとも何れか 1 つのセンサでは適正な就寝者の生体情報信号を検出していることから、常時心拍や呼吸の適正な生体情報を把握できるようになっている。

【特許文献 1】特開 2007 - 175388 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら、上記従来例では、生体情報信号の検出範囲を広げる目的で複数のエアマットの寸法をベッド台の幅寸法に合わせているため、例えばマットレス及びベッド台の振動等による周囲環境に応じた振動の影響を受け易く、信号対雑音比が小さくなるという問題があった。また、複数のセンサから得られた生体情報信号のうち適正な信号を選択する構成となっているものの、適正な信号にも周囲環境に応じたノイズ信号が含まれており、正確に心拍及び呼吸を計測することが難しいという問題があった。

【0004】

本発明は、上記の点に鑑みて為されたもので、周囲環境に応じた振動を受け難く且つ正確に心拍及び呼吸を計測することのできる心拍呼吸計測装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0005】

請求項 1 の発明は、上記目的を達成するために、ベッド台とベッド台に載置されるマットレスとの間に配設されてマットレス上の就寝者の心拍及び呼吸等に起因する振動に応じて電荷を発生する複数の第 1 のセンサ素子をマットレスの幅方向に沿って並設したセンサ部と、各第 1 のセンサ素子で発生した電荷をそれぞれ電気信号に変換して出力する複数の第 1 の変換部と、各第 1 の変換部の出力信号のうち心拍の周波数帯域及び呼吸の周波数帯域を除いた周波数帯域の出力の平均値をそれぞれ算出するノイズ算出部と、各第 1 の変換部の出力信号からノイズ算出部で得られた平均値をそれぞれ減算して個別に出力するノイズ減算部と、ノイズ減算部の出力信号のうち最も出力が大きい信号から心拍の周波数帯域の振動成分及び呼吸の周波数帯域の振動成分を抽出する計測部とを備えたことを特徴とする。

【0006】

請求項 2 の発明は、請求項 1 の発明において、センサ部は、ベッド台の就寝者が横臥する側と反対側に配設された第 2 のセンサ素子を有し、第 2 のセンサ素子で発生した電荷を電気信号に変換して出力する第 2 の変換部を備え、ノイズ減算部は、各第 1 の変換部の出力信号からノイズ算出部で得られた平均値及び第 2 の変換部の出力信号を減算して個別に出力することを特徴とする。

【 0 0 0 7 】

請求項 3 の発明は、請求項 1 又は 2 の発明において、センサ部は、少なくとも第 1 のセンサ素子が個別に配設される複数のセンサ台を有し、各センサ台の間には、それぞれを互いに回動自在に接続する接続部が設けられたことを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 0 8 】

請求項 1 の発明によれば、マットレスの幅方向に沿って複数の第 1 のセンサ素子を並設したので、個々の第 1 のセンサ素子の寸法を従来例と比較して小さくすることができ、各第 1 のセンサ素子において周囲環境に応じた振動を拾い難くすることができる。また、心拍の周波数帯域及び呼吸の周波数帯域を除いた周波数帯域の出力の平均値を減算すること
10

【 0 0 0 9 】

請求項 2 の発明によれば、就寝者の振動に依らずマットレス及びベッド台等の振動のみを第 2 のセンサ素子で検出してノイズ減算部において減算できるので、周囲環境に依るノイズの影響を更に低減することができる。

【 0 0 1 0 】

請求項 3 の発明によれば、センサ部を折り畳むことができるので、装置を持ち運ぶ際に梱包を小さくすることができることから容易に持ち運ぶことができ、また、装置を収納する際に収納空間に折り畳んで収納することができるので、収納性を向上させることができる。
20

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 1 】

以下、本発明に係る心拍呼吸計測装置の実施形態について図面を用いて説明する。尚、以下の説明では、図 1 における上下を上下方向と定めるものとする。本実施形態は、図 1 に示すように、ベッド台 A とベッド台 A に載置されるマットレス B との間に配設されてマットレス B 上の就寝者（図示せず）の心拍及び呼吸等に起因する振動に応じて電荷を発生する複数（図示では 3 つ）の第 1 のセンサ素子 1 0、及びベッド台 A の就寝者が横臥する側と反対側（床面側）に配設された第 2 のセンサ素子 1 1 を有するセンサ部 1 と、各第 1 のセンサ素子 1 0 で発生した電荷をそれぞれ電気信号に変換する複数（図示では 3 つ）の第 1 の変換部 2 0 と、第 2 のセンサ素子 1 1 で発生した電荷を電気信号に変換する第 2 の変換部 2 1 と、各第 1 の変換部 2 0 の出力信号のうち心拍の周波数帯域及び呼吸の周波数帯域を除いた周波数帯域の出力の平均値をそれぞれ算出するノイズ算出部 3 と、各第 1 の変換部 2 0 の出力信号からノイズ算出部 3 で得られた平均値及び第 2 の変換部 2 1 で得られた出力信号をそれぞれ減算して個別に出力するノイズ減算部 4 と、ノイズ減算部 4 の出力信号のうち最も出力が大きい信号から心拍の周波数帯域の成分及び呼吸の周波数帯域の振動成分を抽出する計測部 5 とから構成される。
30

【 0 0 1 2 】

第 1 のセンサ素子 1 0 は、それぞれ例えば ABS (Acrylonitrile - Butadiene - Styrene resin) 等の樹脂材料や MDF (Medium Density Fiberboard) 等の木材から成る平板状のセンサ台 1 2 上に固定され、ベッド台 A とマットレス B との間に配設される。ここで、各第 1 のセンサ素子 1 0 は、就寝者が横臥する際の頭部の位置から約 30 cm ~ 40 cm だけ脚側に寄った位置において、それぞれベッド台 A の幅方向に沿って等間隔に配設される。また、第 2 のセンサ素子 1 1 も平板状のセンサ台 1 2 上に固定され、第 2 のセンサ素子 1 1 が床面と対向するようにベッド台 A の下面に配設される。尚、ベッド台 A の種類は特に限定される必要は無く、すのこ型や木板型、マットレス型の何れであっても構わない。
40

【 0 0 1 3 】

第 1 のセンサ素子 1 0 及び第 2 のセンサ素子 1 1 は、何れも例えば P V D F (ポリフッ化ビニリデン) 等の高分子圧電材料から成る圧電素子から構成され、就寝者の心拍や呼吸
50

等による微小な生体振動に応じて電荷を発生する。各センサ素子 10, 11 で発生した電荷はそれぞれ第 1 の変換部 20, 第 2 の変換部 21 に入力されて電気信号に変換される。尚、本実施形態では各センサ素子 10, 11 を圧電素子で構成しているが、例えば曲げ変動によって電荷を発生する素子で構成しても構わない。この場合、センサ台 12 は各センサ素子 10, 11 が曲がる程度の弾力性を有しているのが望ましい。

【0014】

ここで、図 2 (a) に示すように、互いに隣り合う第 1 のセンサ素子 10 が固定されるセンサ台 12 間は蝶番から成る接続部 13 によって接続されている。互いに隣り合うセンサ台 12 は接続部 13 を軸として互いに回転自在となっており、例えば図 2 (b) に示すように三つ折りに折り畳むことができるようになっている。而して、装置を持ち運ぶ際にセンサ部 1 を包む梱包を小さくすることができることから容易に持ち運ぶことができ、また、装置を収納する際にセンサ部 1 を折り畳んで収納空間に収納することができるので、収納性を向上させることができる。尚、各センサ素子 10 にはそれぞれ対応する第 1 の変換部 20 と電氣的に接続するためのケーブル C が接続されており、本実施形態では図 2 (a) に示すようにセンサ台 12 の外側に配線する構造となっているが、センサ台 12 の内部を通して配線する構造、若しくは接続部 13 の内部を通して配線する構造であっても構わない。

【0015】

各第 1 の変換部 20 の出力信号は、それぞれノイズ算出部 3 において例えば FFT (Fast Fourier Transform) 等の周波数解析手法によって時間領域から周波数領域に変換され、得られた周波数スペクトル分布のうち心拍の周波数帯域 (約 0.5 ~ 1.5 Hz) 及び呼吸の周波数帯域 (約 0.2 ~ 0.5 Hz) 以外の周波数帯域のパワースペクトルの値を平均化してノイズ減算部 4 に出力される。ノイズ算出部 3 の出力信号は、ノイズ減算部 4 において各第 1 の変換部 20 の出力信号からそれぞれ減算される。

【0016】

一般に、第 1 のセンサ素子 10 は、心拍及び呼吸の周波数帯域の振動成分だけではなく広範囲の周波数帯域の振動成分を検出するため、心拍及び呼吸の周波数帯域以外の周囲環境に依るノイズによって心拍や呼吸の計測に悪影響を与える虞がある。そこで、上述のように心拍及び呼吸の周波数帯域を除いた周波数帯域の出力を平均化することで周囲環境に依るノイズを推定し、該ノイズ成分を各第 1 の変換部 20 の出力信号からそれぞれ減算することで周囲環境に依るノイズを除去することができる。尚、平均化する際には、各第 1 の変換部 20 の出力信号の大きさに応じて重み付けを行って平均化しても構わない。

【0017】

ここで、本実施形態では、ベッド台 A の床面側に第 2 のセンサ素子 11 を配設しており、第 2 のセンサ素子 11 では、就寝者との間に硬質なベッド台 A 及びセンサ台 12 が介在していることから、就寝者の心拍及び呼吸等に起因する振動が伝わらず、ベッド台 A の振動等の周囲環境に応じた振動のみに依る電荷が発生する。而して、第 2 のセンサ素子 11 で発生した電荷を第 2 の変換部 21 において電気信号に変換してノイズ減算部 4 に出力し、ノイズ減算部 4 において各第 1 の変換部 20 の出力信号から更に第 2 の変換部 21 の出力信号を減算して計測部 5 に出力することで、周囲環境に依るノイズの影響を更に低減することができる。

【0018】

計測部 5 では、ノイズ減算部 4 の出力信号から心拍及び呼吸の周波数帯域の振動成分を抽出して就寝者の心拍及び呼吸を計測する。ここで、就寝者は寝返り等によってその位置を変える場合があり、各第 1 のセンサ素子 10 で得られる電荷の大きさにも差が生じ、結果としてノイズ減算部 4 の各出力信号にも差が生じる。そこで、本実施形態では、計測部 5 においてノイズ減算部 4 の各出力信号のうち最も出力の大きい信号から心拍及び呼吸の周波数帯域の振動成分を抽出するようにしている。而して、計測するのに必要な大きさの心拍及び呼吸の周波数帯域の振動成分を確保することができる。尚、計測部 5 において心

拍及び呼吸の周波数帯域の振動成分を計測する際には、上記の方法の他に例えばノイズ減算部4の各出力信号の大きさに応じて重み付けを行って平均化した平均値を採用しても構わない。

【0019】

上述のように、心拍の周波数帯域及び呼吸の周波数帯域を除いた周波数帯域の出力の平均値を減算することで、各第1の変換部20の出力信号から周囲環境に依るノイズ成分を除去することができ、正確に心拍及び呼吸を計測することができる。また、マットレスBの幅方向に沿って複数の第1のセンサ素子10を並設したので、個々の第1のセンサ素子10の寸法を従来例と比較して小さくすることができ、各第1のセンサ素子10において周囲環境に応じた振動を拾い難くすることができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明に係る心拍呼吸計測装置の実施形態1を示す概略図である。

【図2】同上の第1のセンサ素子側のセンサ部を示す図で、(a)は平面図で、(b)は折り畳んだ状態の側面図である。

【符号の説明】

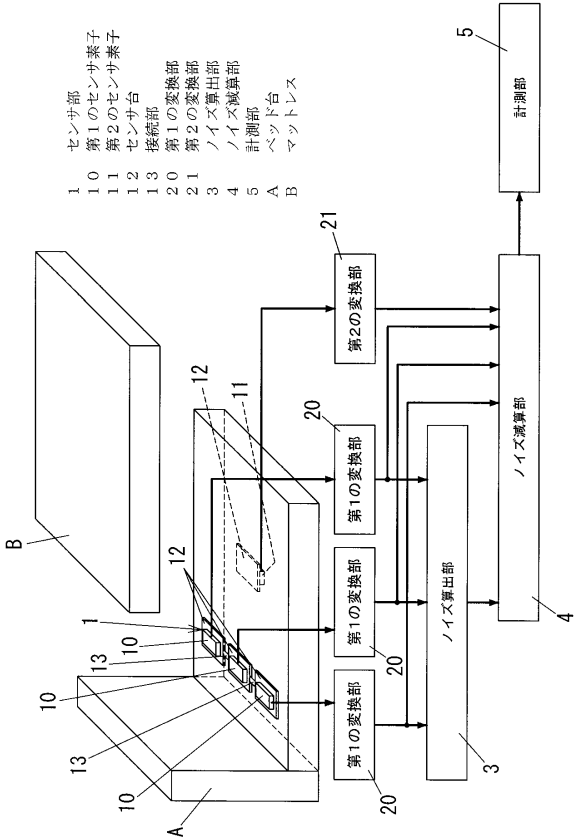
【0021】

- 1 センサ部
- 10 第1のセンサ素子
- 11 第2のセンサ素子
- 12 センサ台
- 13 接続部
- 20 第1の変換部
- 21 第2の変換部
- 3 ノイズ算出部
- 4 ノイズ減算部
- 5 計測部
- A ベッド台
- B マットレス

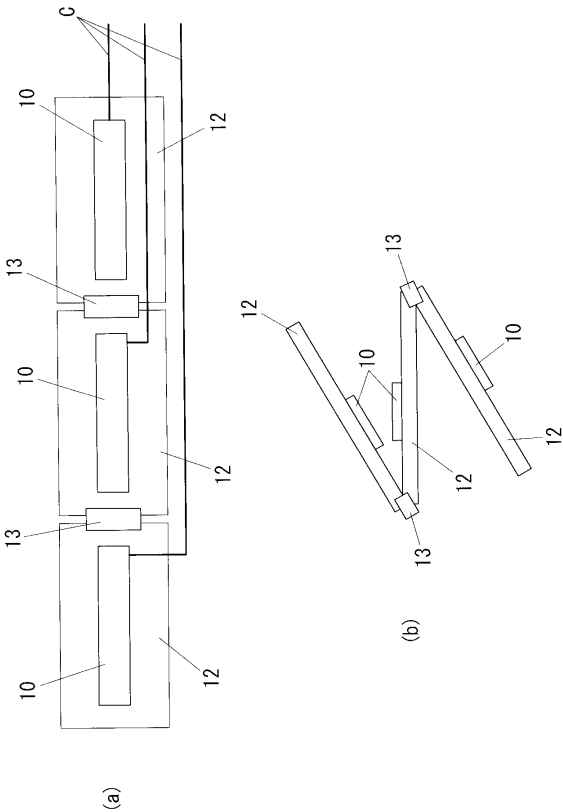
20

30

【図 1】



【図 2】



フロントページの続き

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特表 2 0 0 6 - 5 0 4 4 4 3 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 1 3 1 0 3 6 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B	5 / 0 0
A 6 1 B	5 / 0 2 4 5
A 6 1 B	5 / 1 1

专利名称(译)	心拍呼吸計測装置		
公开(公告)号	JP5192904B2	公开(公告)日	2013-05-08
申请号	JP2008133356	申请日	2008-05-21
[标]申请(专利权)人(译)	松下电工株式会社		
申请(专利权)人(译)	松下电工有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	寺澤章 山本雅一 栗原崇浩		
发明人	寺澤 章 山本 雅一 栗原 崇浩		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0245 A61B5/11		
FI分类号	A61B5/00.101.R A61B5/02.320.Z A61B5/10.310.A A61B5/02.310.J A61B5/02.322 A61B5/02.710.Z A61B5/02.712 A61B5/0245.Z A61B5/0245.200 A61B5/08 A61B5/11		
F-TERM分类号	4C017/AA02 4C017/AA14 4C017/AB04 4C017/AC03 4C017/BC07 4C017/BC20 4C038/SS08 4C038/ST04 4C038/SX05 4C117/XB02 4C117/XB04 4C117/XB18 4C117/XC02 4C117/XE13 4C117/XE24 4C117/XE26 4C117/XE52 4C117/XJ16 4C117/XJ18		
其他公开文献	JP2009279143A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的一个目的是提供一种心跳呼吸测量装置，该装置根据周围环境不易受到振动的影响，并且可以精确地测量心跳和呼吸。在床垫（B）的宽度方向上布置有多个第一传感器元件（10），其布置在床平台（A）和床垫（B）之间并且响应于由心跳和睡眠者的呼吸引起的振动而产生电荷。传感器单元1沿线平行布置，多个第一转换单元20，用于将第一传感器元件10产生的电荷转换成电信号并输出电信号，以及第一转换单元20噪声计算单元3获得噪声计算单元3，其计算输出信号中除了心跳频带和呼吸频带之外的频带的输出的平均值，以及每个第一转换单元20的输出信号。从噪声减法单元4和噪声减法单元4的输出信号中具有最大输出的信号中提取心跳频带的分量和呼吸的振动频率分量，噪声减法单元4和噪声减法单元4分别减去平均值并单独输出它们和测量单元5。[选图]图1

【 図 1 】

