



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104107037 A

(43) 申请公布日 2014. 10. 22

(21) 申请号 201410336998. 2

(22) 申请日 2014. 07. 15

(71) 申请人 北京博实联创科技有限公司

地址 100193 北京市海淀区东北旺北京中关村软件园孵化器 2 号楼 2260-2261 室

(72) 发明人 宋军

(74) 专利代理机构 北京庆峰财智知识产权代理事务所 (普通合伙) 11417

代理人 李文军

(51) Int. Cl.

A61B 5/0205 (2006. 01)

A61B 5/00 (2006. 01)

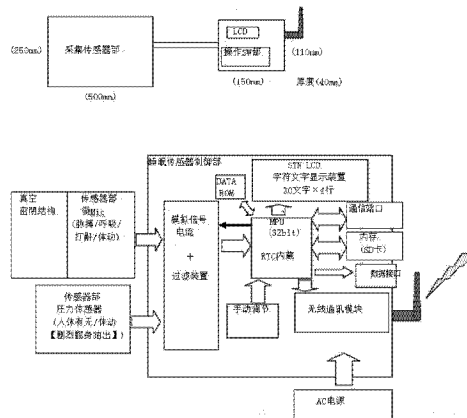
权利要求书2页 说明书11页 附图3页

(54) 发明名称

生理信息采集和处理系统

(57) 摘要

本发明提供了生理信息采集和处理系统,其中该系统包括:传感器系统,用于在非接触条件下检测患者睡眠中的压力测量信号;传输线路;信号处理电路,用于将测量的信号分离为各个独立的生理信号;计算机主机,用于提取有用信息并将整合成生理病例状态变化信息并进行睡眠指标分析和睡眠等级评定。本发明在患者入睡时自动检测,离床时数据自动传输,对被监测人生活无干扰。睡眠中的异常及时告警。基于实时检测睡眠中的生理信息,进行科学解析,显示分析结果。



1. 一种生理信息采集和处理系统,其特征在于,包括:
 传感器系统,用于在非接触条件下检测患者睡眠中的压力测量信号;
 传输线路,用于将生理信号传输至信号处理电路;
 信号处理电路,用于分析所检测的生理信号中的振动输出,并将该信号分离为各个独立的生理信号;
 计算机主机,用于接收睡眠中得到的生理信号,并且:
 提取有用信息,并将这些信息在预定义约束条件下整合成生理病例状态变化信息;以及

基于所检测的生理信号,按照预定义标准进行睡眠指标分析和睡眠等级评定。

2. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述传感器系统包括空气床垫与空气压力传感器,该空气压力传感器感测床垫的微弱压力变化。

3. 根据权利要求2所述的系统,其特征在于,所述生理信号包括脉搏波信号,呼吸波信号,打鼾信号,体动信号。

4. 根据权利要求3所述的系统,其特征在于,所述系统还包括梳状滤波器,用于利用带通滤波模块对传感器输出的数据实施FFT处理,提取睡眠状态下的各生理信号分量。

5. 根据权利要求4所述的系统,其特征在于,所述计算机主机采取冗余计算和可信度计算,以评价不同途径所提取参数的可靠性,选取可信度大于预定阈值的结果,用于睡眠结构分期。

6. 根据权利要求5所述的系统,其特征在于,所述睡眠结构分期利用的参数包括:心动周期、呼吸周期、体动信息以及在/离床信息;

所述计算机主机基于大量数据,发现基于已得参数的睡眠结构相关规则,建立睡眠分期知识规则库;应用不确定推理理论,融合多参数信息,进行睡眠结构的分析推理。

7. 根据权利要求6所述的系统,其特征在于,所述传感器系统利用Active信号控制,消除周围固有振动周波对睡眠中生理信号的干扰。

8. 根据权利要求7所述的系统,其特征在于,当所述系统检测到睡眠中出现心脏跳动异常时或呼吸停止时,系统自动报警。

9. 根据权利要求6所述的系统,其特征在于,心动周期与睡眠等级关系数学模型如下:
 中周波频段心脉变动 $h_u(t)$, 中周波频段睡眠等级推移 $S_m(t)$ 的时间差分方程式:

$$\hat{S}_m(t) + a_1 \hat{S}_m(t-1) + \dots + a_n \hat{S}_m(t-n) = b_0 h_u(t) + b_1 h_u(t-1) + \dots + b_m h_u(t-m)$$

其中 a_n 为差分方程式的分母系数 (n 为 1 至 5 之间的自然数)

b_m 为差分方程式的分母系数 (m 为 1 至 5 之间的自然数)

$$\text{计算 } \hat{S}_m(t) = 0.996 \hat{S}_m(t-1) + 0.255 h_u(t) - 0.259 h_u(t-1) \quad ;$$

根据心脉变动推定连续睡眠等级的睡眠时间函数 $His(k)$:

$$his(k) = N \cdot \frac{his(k)}{S_h} \quad ;$$

其中 S_h 为连续睡眠变动幅度;

然后,求正规分布函数的最小值:

$$\text{Min} \left(\sum_{k=0}^N \left\{ his(k) - \sum_{i=1}^6 w_i \frac{1}{\sigma_i \sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{(k-m_i)^2}{2\sigma_i^2}\right) \right\}^2 \right)$$

夜间各睡眠等级系数 w_i

$$w_6 = 0.102, w_5 = 0.161, w_4 = 0.132,$$

$$w_3 = 0.472, w_2 = 0.089, w_1 = 0.056,$$

计算连续睡眠等级向标准睡眠 6 等级变换的概率值：

$$y_i = e^{-\frac{(k-m_i)^2}{2\sigma_i^2}}$$

其中 $i = 1, 2, \dots, 6$, m_i 表示各睡眠等级的平均值；

σ_i 表示各睡眠等级的偏差；

k 表示连续睡眠等级；

y_i 表示各个睡眠等级对应的概率值；

并且,所述睡眠阶段和体动关系采用以下数学模型表示：

$$M'(t) = \frac{M(t) - M_{\max}}{M_{\max} - M_{\min}}$$

其中 t 表示时间；

$M(t)$ 表示体动大小；

$M'(t)$ 表示标准化体动大小

M_{\max} 表示体动大小中,上位 5 个数值的平均值；

M_{\min} 表示体动大小中,下位 5 个数值的平均值；

根据测试者入床时和起床前清醒时 $M(t)$ 的平均值 M_0 , $M'(t)$ 确定下面 REM 睡眠与觉醒判断指标 I_{wr} ：

$$I_{wr}(t) = M'(t) / M_0$$

当 $I_{wr}(t) > 0.87$ 时,确定为觉醒,

当 $I_{wr}(t) \leq 0.87$ 时,确定为 REM 睡眠。

生理信息采集和处理系统

技术领域

[0001] 本发明涉及数据采集处理领域,特别涉及睡眠中生理信息采集和处理。

背景技术

[0002] 对睡眠中生命体征的研究直接关系到对疾病的研究,因此成为医学中比较关心的话题。经调查发现睡眠中呼吸以及心跳的骤停已经不是个例,它极大地威胁着人们的身体健康。尽早合理的诊治,可提高患者的生活质量预防各种病发症的发生,明显提高患者的存活率。因此,对睡眠过程中体征的监护是预防和诊治疾病的首要步骤。

[0003] 传统的睡眠结构测量技术 (Rechtschaffen&Kales 略写 R&K) 是 1968 年由美国加州大学脑研究所综合总结各家经验而提出的。它分析的数据来源由 2 路脑电、2 路眼动电和 1 路颈肌电组成,对这些数据经过综合分析,获得划分为 6 期的睡眠结构。从以上简述可知,用 R&K 方法检测睡眠结构,至少在被检者头部要粘贴 10 枚以上电极,会给被检者带来一定的生理心理负荷,特别某些对入睡环境条件要求较高,较为敏感者来说这种负荷是相当大的。因此 R&K 方法只适合那些特别容易入睡者(如患有较严重睡眠呼吸暂停综合征者)。当然 R&K 方法更不适合职业作业安全所需的睡眠结构监测。

[0004] 实际上人身上的许多生理信号,如心动周期、呼吸波参数、体动参数、皮肤电阻、体温等,都会随睡眠各期的周期性变化而呈现出相应的变化。因此世界各国的许多学者都在致力于脑电以外的各种生理信号和睡眠结构变化之间耦合关系的研究。然而现有的技术方案均未能将信号挖掘和信息融合相接合,从而无法准确地在睡眠生理信号提取潜在的有用信息,不能提供完整可靠的睡眠中各种生理病例状态变化信息。

[0005] 因此,针对相关技术中所存在的上述问题,目前尚未提出有效的解决方案。

发明内容

[0006] 为解决上述现有技术所存在的问题,本发明提出了一种生理信息采集和处理系统,利用非接触的途径获得胜利信号的变化情况,并在 R&K 方法对照下,总结出这些生理信号在睡眠结构周期性变化中所具有的特征和规律,获得非接触的睡眠结构测量技术,研究出脑电以外的各种生理信号和睡眠结构变化之间耦合关系。

[0007] 本发明采用如下技术方案:一种生理信息采集和处理系统,包括:

[0008] 传感器系统,用于在非接触条件下检测患者睡眠中的压力测量信号;

[0009] 传输线路,用于将生理信号传输至信号处理电路;

[0010] 信号处理电路,用于分析所检测的生理信号中的振动输出,并将该信号分离为各个独立的生理信号;

[0011] 计算机主机,用于接收睡眠中得到的生理信号,并且:

[0012] 提取有用信息,并将这些信息,在预定义约束条件下整合成生理病例状态变化信息;以及

[0013] 基于所检测的生理信号,按照预定义标准进行睡眠指标分析和睡眠等级评定。

[0014] 优选地,所述传感器系统包括空气床垫与空气压力传感器,该空气压力传感器感测床垫的微弱压力变化。

[0015] 优选地,所述生理信号包括脉搏波信号,呼吸波信号,打鼾信号,体动信号。

[0016] 优选地,所述传感器系统还包括梳状滤波器,用于利用带通滤波模块对传感器输出的数据实施 FFT 处理,提取睡眠状态下的各生理信号分量。

[0017] 优选地,所述计算机主机采取冗余计算和可信度计算,以评价不同途径所提取参数的可靠性,选取可信度大于预定阈值的结果,用于睡眠结构分期。

[0018] 优选地,所述睡眠结构分期利用的参数包括:心动周期、呼吸周期、体动信息以及在 / 离床信息;

[0019] 所述计算机主机基于大量数据,发现基于已得参数的睡眠结构相关规则,建立睡眠分期知识规则库;应用不确定推理理论,融合多参数信息,进行睡眠结构的分析推理。

[0020] 优选地,所述传感器系统利用 Active 信号控制,消除周围固有振动周波对睡眠中生理信号的干扰。

[0021] 优选地,当所述系统检测到睡眠中出现心脏跳动异常时或呼吸停止时,系统自动报警。

[0022] 相比于现有技术,本发明的技术方案的具有以下优点:

[0023] 1) “被动式”检测,入睡时自动检测开始,离床时数据自动传输。无需主动介入起居信息的采集和传输,对被监测人生活无干扰。

[0024] 2) 异常告警,睡眠中心跳,呼吸,入离床异常时及时告警,并发送短信。

[0025] 3) 远程监护,基于实时检测睡眠中心跳,呼吸,打鼾,翻身等生理信息,进行科学解析处理,显示图表分析结果。持续的检测,可提供,周 / 月 / 年健康报告。借助手机,电脑等实时监护。

附图说明

[0026] 图 1 是根据本发明实施例的生理信息采集和处理系统的模块图。

[0027] 图 2 是根据本发明实施例的生理信号检测流程示意图。

[0028] 图 3 是根据本发明实施例的睡眠等级推移示意图。

具体实施方式

[0029] 下文与图示本发明原理的附图一起提供对本发明一个或者多个实施例的详细描述。结合这样的实施例描述本发明,但是本发明不限于任何实施例。本发明的范围仅由权利要求书限定,并且本发明涵盖诸多替代、修改和等同物。在下文描述中阐述诸多具体细节以便提供对本发明的透彻理解。出于示例的目的而提供这些细节,并且无这些具体细节中的一些或者所有细节也可以根据权利要求书实现本发明。

[0030] 睡眠中生理病理状态的信号挖掘和信息融合技术具体内容是:在睡眠生理信号提取潜在的有用信息,并将这些来自不同性质,不同类型,不同途径的潜在信息,在一定的约束条件下,经过相互补充和相互验证,整合出比原来更为完整更为可靠的睡眠中各种生理病理状态变化信息。在脑电以外生理信号和睡眠结构变化之间的耦合关系找到之后,以非接触式、无干扰状态,获得这些生理信号的技术方法便成为本发明的关键。例如通过对从

空气床垫中获取的心冲击图,呼吸运动和体动波形的分析,提取心动周期变异性、呼吸周期变异性、呼吸波幅变异性,和体动信息,以及他们之间相互关系的信息,判断睡眠结构;然后通过呼吸暂停时心动周期,呼吸波形,心冲击图和体动变化的特点,辨识出是否存在呼吸暂停,以及暂停是阻塞性的还是中枢性的,和是否存在用力呼吸型微觉醒等信息。

[0031] 总体上,本方面技术方案是以从专用传感器采集的生理信息通过模拟滤波处理,分离成端脉搏、呼吸、体动、打鼾信号,经过高速傅立叶变换,梳形滤波处理,以及演算来进行睡眠状态的判定。关键点之一在于如何从混杂的信号中正确地抽出生理信号。单纯利用软件过滤(FFT演算)系统很难实现这一功能,并用适当的硬件模拟过滤,来提高S/N比。本发明在此基础上增加软件判定,进一步提高精度。其中一个软件应用的诊断方法是,通过将并行的脉搏,呼吸,体动的信号加以分离,在单位时间内对于同一范围量所发生回数进行排列图化,来求解它的包络线,在一定概率范围内抽出数据再度时间排序,确立睡眠状态周期性变化。这些数值处理统计计算方法,生理数据变化规律具有极其广泛的应用。

[0032] 图1是根据本发明实施例的生理信息采集和处理系统的结构图。如图1所示,本发明提供的系统由空气床垫、空气压力传感器、传输线路、信号处理电路(5-10Hz陷波器、带通滤波器等)和计算机主机组成。计算机主机包括用于数据计算的32位处理器MPU,用于存储计算程序数据的只读存储器ROM,用于对用户显示处理结果的LCD显示装置,用于读写运算前后的信号数据的内存SD卡,用于将信号发送至远程端其它装置的无线通讯模块,通信端口等。

[0033] 空气床垫与空气压力传感器一起构成一个对微弱压力变化敏感的传感器系统,在睡眠中非接触条件下检测各种生理信号的测量。当心脏搏动、脉搏搏动和呼吸造成身体有微小的振动时,微动敏感床垫会有相应的微弱变化输出,由信号处理电路来进行处理。

[0034] 利用本文提出的算法将测量信号分离成脉搏波信号,呼吸波信号,打鼾信号,体动信号,睡眠中心脏跳动过快慢或不规则节律时或呼吸出现停止时自动报警。同时,基于获得的脉搏波信号,呼吸波信号,体动信号进行睡眠指标分析,按照R&K标准进行睡眠等级的评定。

[0035] 图3是根据本发明实施例的睡眠等级推移曲线图。从上往下依次为:根据睡眠信号的睡眠等级;根据心脉信号的睡眠等级;睡眠时间关系函数确立的睡眠等级;考虑体动影响确立的睡眠等级。

[0036] 这样的结构设计具有安全、易维护的特点。设计床垫有多输出的性能,其优点是:提高检测敏感度;并隐含一定的冗余信号,利于后处理级进行可靠的参数提取和分析。

[0037] 本发明进一步对睡眠中生理病理状态的信号进行挖掘和信息融合。其具体内容是:在睡眠生理信号提取潜在的有用信息,并将这些来自不同性质,不同类型,不同途径的潜在信息,在一定的约束条件下,经过相互补充和相互验证,整合出比原来更为完整更为可靠的睡眠中各种生理病理状态变化信息。

[0038] 1) 生命参数的提取

[0039] 从传感器系统得到的原始数据分离出心冲击波、脉搏波和呼吸波,进而提取心动周期和呼吸率等生命参数,这是整个准自然睡眠检测技术的基础和关键。原始信号特点受个体形态、睡姿的影响大,具有模式变异、形态变化大的特点。其中的参数信息因而具有不完全、模糊等特点,在后处理中为了克服以上因素,采取了冗余计算,并设计可信度计算,用

以评价不同途径所提取参数的可靠性,提取结果选取可信度较大者,并用于下一步的睡眠结构分期。

[0040] 2) 睡眠结构分期

[0041] 睡眠结构分期利用的参数包括:心动周期、呼吸周期、体动信息以及在 / 离床信息。要解决的问题是如何通过这些参数获得睡眠结构图。本睡眠分期方法的实现运用了人工智能的思想和理论。首先在考察大量数据的基础上,发现和总结了大量的基于已得参数的睡眠结构(专家用 R&K 方法分析所得)相关规则,建立了睡眠分期知识规则库;应用人工智能中的不确定推理理论,根据知识库,科学地融合多参数信息,进行睡眠结构的分析推理。

[0042] 本发明提出了心动周期与睡眠等级关系数学模型如下:

[0043] 中周波频段心脉变动 $h_u(t)$, 同频段睡眠等级推移 $S_m(t)$ 的时间差分方程式:

$$[0044] \quad \hat{S}_m(t) + a_1 \hat{S}_m(t-1) + \dots + a_n \hat{S}_m(t-n) = b_0 h_u(t) + b_1 h_u(t-1) + \dots + b_m h_u(t-m) \quad (1)$$

[0045] a_n : 差分方程式的分母系数 ($n = 1-5$)

[0046] b_m : 差分方程式的分母系数 ($m = 1-5$)

[0047] 中周波频段连续睡眠等级 $S_m(t)$ 和中周波频段心脉变动 $h_u(t)$

$$[0048] \quad \hat{S}_m(t) = 0.996 \hat{S}_m(t-1) + 0.255 h_u(t) - 0.259 h_u(t-1) \quad (2)$$

[0049] 根据心脉变动推定连续睡眠等级的睡眠时间函数 $His(k)$

$$[0050] \quad his(k) = N \cdot \frac{his(k)}{S_h} \quad (3)$$

[0051] 其中 S_h 为连续睡眠变动幅度

[0052] 求正规分布函数的最小值

$$[0053] \quad \text{Min} \left(\sum_{k=0}^N \left\{ his(k) - \sum_{i=1}^6 w_i \frac{1}{\sigma_i \sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{(k-m_i)^2}{2\sigma_i^2}\right) \right\}^2 \right) \quad (4)$$

[0054] 夜间各睡眠等级系数 w_i

[0055] $w_6 = 0.102, w_5 = 0.161, w_4 = 0.132,$

[0056] $w_3 = 0.472, w_2 = 0.089, w_1 = 0.056, \quad (5)$

[0057] REM 睡眠, 觉醒时, 心脉变化幅度很大, 如何区别 REM 睡眠与觉醒非常困难, 为了准确判断, 需要判断体动信息。体动信号强度远强于心脉信号强度。根据心脉波形图, 确定 1 分钟心脉变化。如果在这 1 分钟存在体动信号, 确立这 1 分钟体动强度的比例。在体动与觉醒关系中, REM 睡眠 (Rapid eye movement sleep) 关系如下:

[0058] 睡眠阶段和体动关系采用下面数学模型。

$$[0059] \quad M'(t) = \frac{M(t) - M_{\max}}{M_{\max} - M_{\min}}$$

[0060] t : 时间;

[0061] $M(t)$: 体动大小;

[0062] $M'(t)$: 标准化体动大小

- [0063] M_{\max} :体动大小中,上位 5 个数值的平均值;
- [0064] M_{\min} :体动大小中,下位 5 个数值的平均值
- [0065] 根据 $M'(t)$ 与 $M(t)$ 确定下面 REM 睡眠与觉醒判断指标 I_{wr} :
- [0066] $I_{wr}(t) = M'(t)/M_0$,其中 M_0 为测试者入床时和起床前清醒时 $M(t)$ 的平均值。
- [0067] 大量临床数据证明:
- [0068] $I_{wr}(t) > 0.87$ 确定觉醒
- [0069] $I_{wr}(t) \leq 0.87$ 确定 REM 睡眠
- [0070] 连续睡眠等级向标准睡眠 6 等级变换

$$[0071] \quad y_i = e^{-\left(\frac{k - m_i}{2\sigma_i}\right)^2} \quad i=1, 2, \dots, 6$$

- [0072] m_i :各睡眠等级的平均值 ($i = 1-6$)
- [0073] σ_i :各睡眠等级的偏差 ($i = 1-6$)
- [0074] k :连续睡眠等级
- [0075] $y_i, i = 1, 2, \dots, 6$:各个睡眠等级对应的概率值,在 0-1 之间。
- [0076] 大量临床数据确定
- [0077] $m_6 = 0.62 \pm 0.16, \sigma_6 = 0.15 \pm 0.08$
- [0078] $m_5 = 0.65 \pm 0.10, \sigma_5 = 0.18 \pm 0.05$
- [0079] $m_4 = 0.51 \pm 0.13, \sigma_4 = 0.13 \pm 0.10$
- [0080] $m_3 = 0.44 \pm 0.08, \sigma_3 = 0.20 \pm 0.03$
- [0081] $m_2 = 0.35 \pm 0.09, \sigma_2 = 0.17 \pm 0.06$
- [0082] $m_1 = 0.33 \pm 0.14, \sigma_1 = 0.14 \pm 0.07$
- [0083] 根据上面数学模型,确定睡眠等级判定结果。

[0084] 多参数信息融合思想的应用克服了单个参数源的信息不充分结论不确定的局限性,很好地解决了在所述传感器前提下的睡眠分析,大量的试验验证了本方法的可行性与可靠性。

[0085] 图 2 是根据本发明实施例的生理信号检测流程示意图。以下结合图 2 详细描述本发明实施例的系统对各个生理状态的判定方法,以及系统获取信息存储和传输数据的详细步骤。

[0086] 1 睡眠判定

[0087] ①抽出要素:脉搏数、呼吸数、体动(体动大小排除脉搏要素非有效成分+大幅度体动发生时间)、打鼾(打鼾发生时间)

[0088] ②数据采样间隔/演算对象数据数:39ms/sample,约 10 秒间连续

[0089] ③脉搏抽出方式:通过模拟过滤系统回路来提取脉搏成分实施微型计算机 FFT 演算。

[0090] 48 回~600 回的脉搏数之中,以 0 回~59 回、60 回~119 回、120 回~179 回、180 回~239 回、240 回~299 回、300 回~359 回、360 回~419 回、420 回~479 回、480 回~539 回、540 回~599 回等区间来切分,

[0091] 分别抽出各脉搏数区间之中的最大的脉搏数。大多数成为倍数关系的脉搏数成分

中,取最小的脉搏数作为脉搏信号。(利用高调波成分,来提高特定精度)以一分钟为单位提取的脉搏数',通过如下的算法计算:

[0092] 脉搏数 A = (脉搏数'[1]+脉搏数'[2]+脉搏数'[3])÷3

[0093] 脉搏数 B = (脉搏数'[4]+脉搏数'[5]+脉搏数'[6])÷3

[0094] 脉搏变化 = (脉搏数 A - 脉搏数 B) / 2

[0095] 将计算结果保存在文件里。

[0096] ④呼吸抽出方式:通过模拟过滤系统回路来提取呼吸成分实施微型计算机 FFT 演算。

[0097] 以 6 回~90 回的呼吸数之中的脉搏数作为判断,从其中小的数值所对应的最大呼吸数作为呼吸要素。

[0098] 数据保存,采取以 10 秒数据分为 6 等分再取其平均值加以保存。

[0099] 通过波形直接解析[独自演算法]进行反复呼吸周期解析,以此来抽取一分钟的呼吸回数。

[0100] ⑤打鼾抽出方式:利用音声带域(10Hz~100Hz),以一定音量作为呼吸时刻来判断,以此判别有无打鼾。

[0101] 在 60 秒为单位来作为测定时间,抽取发生打鼾时间。

[0102] ⑥人体有无抽出方式:通过压力传感器测出人体重量,以此来判定人体有无。

[0103] ⑦体动抽出方式:

[0104] 上記②项脉搏抽出的各脉搏数区间中的信号作为判断值的总和与全体值的总和之比率来求得体动。

[0105] (全体值的总和 - 作为判断信号的值[包含高调波]之总和) = 体动信号

[0106] 施行波形直接解析[独自演算法],以 10 秒间[根据检出精度要求有以 30 秒为计算单位]的数据采样数据内来抽出发生体动的时间。

[0107] ⑧睡眠开始判定:人体在床感知并且发生大幅度体动几率感知并且呼吸固定感知或按下 SLEEP ANALYZE SW 按钮开始判定睡眠开始。

[0108] ⑨起床判定:持续离床 20 分以上感知或长时间不能抽出脉搏/呼吸时或按下 WAKEUP SW 按钮作为起床判断。

[0109] ⑩睡眠判定:起床判定之后、以下公式来进行睡眠判定。

[0110] 通过取得的数据来算出 RSI(标示 REM 睡眠状态之指标)、SDI(标示睡眠深度之指标)。

[0111] RSI 算出法:以算出对象数据[1 分间脉搏变化信号]前 10 分间脉搏变化信号、后 10 分间脉搏变化信号作为

[0112] 移动平均结果

[0113] SDI 算出法: $0.5 \log_2 \times (\text{体动信号} \div \text{全体值之总和})$

[0114] 睡眠状态判定:以下表为基准,根据各年龄段取得的各睡眠状态的平均时间进行比较,分别得到如下几种状态

[0115] 觉醒 / REM 睡眠 / NonREM 睡眠 1 / NonREM 睡眠 2 / NonREM 睡眠 3 / NonREM 睡眠 4。

[0116] REM 睡眠判定

[0117] 将计算得到的 RSI 值按降序进行排列,根据登录的年龄信息,以接近平均 REM 睡眠

时间个人差范围 [标准偏差] 内的最大体动为止的睡眠部分判定为 REM 睡眠。

[0118] 觉醒 /NonREM1 状态判定

[0119] 除了判定 REM 睡眠的数据以外,将 SDI 数据以降序进行排列,根据登录的年龄信息,以接近平均觉醒状态

[0120] 时间个人差范围 [标准偏差] 内的最大体动为止的部分判定为觉醒状态。

[0121] 以接近平均 NonREM1 睡眠时间个人差范围 [标准偏差] 内的最大体动为止部分判定为 NonREM1 睡眠。

[0122] NonREM2/NonREM3/NonREM4 状态判定

[0123] 将 SDI 按降序加以排列,以如下的方法进行计算 :

[0124] $SDI \text{ 降序 } [ADR1] - SDI \text{ 降序 } [ADR2] = SSDI [ADR1],$

[0125] $SDI \text{ 降序 } [ADR2] - SDI \text{ 降序 } [ADR3] = SSDI [ADR2], \dots$

[0126] $SDI \text{ 降序 } [ADR_{n-1}] - SDI \text{ 降序 } [ADR_n] = SSDI [ADR_{n-1}].$

[0127] 以接近平均的 NonREM2 睡眠时间个人差范围 [标准偏差] 内的最大 SSDI 区域部分为止判定为 NonREM2 睡眠。以接近平均的 NonREM3 睡眠时间个人差范围 [标准偏差] 内的最大 SSDI 区域部分为止判定为 NonREM3 睡眠。而将 NonREM3 睡眠以后的区域部分判定为 NonREM4 睡眠。

[0128] $SSDI = \text{Slope of SDI}$

[0129] 按时序列将各睡眠阶段分割的数据以数列形式保存在文件中。

[0130] 2 无呼吸判定

[0131] 根据波形直接解析 [独自算法] 来判定没有呼吸,持续 10 秒以上的场合、判定为一次无呼吸状态。

[0132] 不满 10 秒呼吸休止时、如果对身体没有造成不良影响,这种状况通常时有发生,称为非疾病呼吸停止。

[0133] 这种状态作为机械接点输出。

[0134] 3 根据环境,使用者的自动调整

[0135] 考虑使用者体重、床的特征、传感器设置位置、初期设定时,心跳,呼吸,翻身,打鼾等信号抽取的最适设定功能。

[0136] 4SD 内存储存

[0137] 保存数据形式 :数据间以逗号形式分割的 CSV 文件。

[0138] 文件名 :

[0139] • 心跳信号, H0000000.csv 文件名开始,每 2 分间隔生成 1 文件,超过 H0020160.csv 时,返回 H0000000.csv,重写文件。

[0140] • 呼吸信号、B0000000.csv 文件名开始,每 2 分间隔生成 1 文件,超过 B0020160.csv 时,返回 B0000000.csv,重写文件。

[0141] • 生理信息状态、S0000000.csv 文件名开始,每 2 分间隔生成 1 文件,超过 S0020160.csv 时,返回 S0000000.csv,重写文件。

[0142] 同时刻取得上述三个文件,字母后面数字相同。

[0143] • 睡眠状态、SLEEP000.csv 文件名开始,每 2 分间隔生成 1 文件,超过 SLEEP999.csv,返回 SLEEP000.csv,重写文件。

- [0144] 保存数据内容（所有数据以 ASCII 码形式）：
- [0145] • 心跳信号数据格式：脉搏体动 39ms 间隔采集原始数据 [60 秒间隔]
- [0146] 时系列数据 1[3 字节 16 进制]+逗号 [1 字节 0x2c]+数据 2+逗号+数据 3+逗号
•••数据 1, 535+逗号+数据 1, 536+CR[1 字节 0x0d]
- [0147] • 呼吸信号格式：39ms 间隔采集原始数据 [60 秒间分]
- [0148] 时系列数据 1[3 字节 16 进]+逗号 [1 字节 0x2c]+数据 2+逗号+数据 3+逗号
- [0149] • 数据 1, 535+逗号+数据 1, 536+CR[1 字节 0x0d]
- [0150] • 状态文件格式：
- [0151] ①日期时间信息
- [0152] 2, 0, 1, 3, (年 [8 字节 10 进制])0, 5, (月 [4 字节 10 进制])3, 0, (日 [4 字节 10 进制])1, 2, (时 [4 字节 10 进制])1, 2, (分 [4 字节 10 进制])
- [0153] ②脉搏数变化信息
- [0154] 0, 0, 5, (次 [6 字节 10 进制])
- [0155] ③脉搏数 A 信息
- [0156] 0, 9, 1, (次 [6 字节 10 进制])
- [0157] ④脉搏数 B 信息
- [0158] 1, 0, 2, (次 [6 字节 10 进制])
- [0159] ⑤体动大小信息 [SDI 值]
- [0160] 3, 0, 1, (率 [6 字节 10 进制])
- [0161] ⑥呼吸数信息
- [0162] 0, 1, 8, (次 [8 字节 10 进制])
- [0163] ⑦无呼吸时间信息
- [0164] 1, 2, (秒 [4 字节 10 进制])
- [0165] ⑧打鼾时间信息
- [0166] 2, 5, (秒 [4 字节 10 进制])
- [0167] ⑨压力传感器体动时间信息
- [0168] 1, 5, (秒 [4 字节 10 进制])
- [0169] ⑩人体有 / 无、睡眠开始 / 觉醒、警告输出有 / 无标志 (FLG)
- [0170] H, U, 0or1, S, L, 0or1, A, L, 0or1 (17 字节 ASCII)
- [0171] ⑪机器状态 FLG
- [0172] E, R, 0or1, 0or1, 0or1, 0or1, 0or1, 0or1, 0or1, 0or1, (20 字节)
- [0173] 异常 FLG [异常有 = 1、异常无 = 0] 的顺序以如下所述, 如, E, R, , 无线机器有无异常, 维护通信有无异常, 脉搏信号有无异常, 呼吸信号有无异常, 打鼾信号有无异常, SD 卡有无异常, 波形解析模块有无异常, 睡眠传感器硬件有无异常。
- [0174] 程序版本信息
- [0175] V, 1, 0, 0, (8 字节 ASCII)
- [0176] • 各睡眠阶段数据文件格式：
- [0177] 日期时间信息
- [0178] 2, 0, 1, 3, (年 [8 字节 10 进制])0, 5, (月 [4 字节 10 进制])3, 0, (日 [4 字节 10

进制])1, 2,

[0179] (时[4字节10进制])1, 2, (分[4字节10进制])

[0180] 各状态的识别FLG分别为, 觉醒状态:A

[0181] REM睡眠状态:B

[0182] NonREM1睡眠状态:C

[0183] NonREM2睡眠状态:D

[0184] NonREM3睡眠状态:E

[0185] NonREM4睡眠状态:F起床状态:Z的形式, 在时系列中以逗号

[0186] 将状态+时间区分开来。各状态变化频率以最大200为限, 文件容量固定为2K字节。

[0187] (例)Z, 0, 2, 5, A, 0, 0, 5, D, 0, 1, 0, E, 0, 0, 3, F, 0, 3, 0, E, 0, 0, 2, D, 0, 0, 5, B, 0, 4, 2, . . .

[0188] 5信号通信

[0189] ①维护用通信端口/无线通信功能[Zigbee]

[0190] 电源On时:通过外围设备按照5项通信设计进行通信, 能够对各种设定以及保存数据进行抽出。

[0191] 睡眠分析中:定期地[现在假定60秒为单位]按6—4项所述以CSV文件之固定形式从端未来送信。

[0192] 在数据采集卡方面, 本发明应用12位的快速转换芯片, 同时, 为了适应在Windows操作系统下实时的较高频率的采样, 在采样卡上加装—8253定时器。其参数指标:

[0193] •模拟量输入通道;单端16路(这是针对四床位而言, 对于16床位应使用64路)

[0194] •A/D转换位数:12位

[0195] •输入电压范围:—5V~+5V

[0196] •转换时间:7微秒

[0197] •输出码制:偏移二进制码

[0198] •系统误差:0.1%(包括:通道、采样保持, A/D转换误差)

[0199] •计算方法:(标称值—实测值)/满刻度值*100%

[0200] •输入阻抗:>10Mohms

[0201] 8253定时器的设置:

[0202] •接1.5MHz的定时信号, 最高计数频率为1.5MHz。

[0203] •在6种工作方式下, 计数结束后向主机发中断。(PC总线占用IRQ2, AT总线占用IRQ9)。

[0204] 以下是本发明系统的运行环境和配置。

[0205] 外观设计:

[0206] 防水保护等级:无

[0207] 本体外形寸法:150mm(W)×110mm(H)×40mm(D)

[0208] 传感器部外形寸法:500mm(W)×250mm(H)×20mm(D)

[0209] 本体重量:约Kg

[0210] 传感器部:约Kg

- [0211] 电气设计：
- [0212] 电源输入电压范围 :DC5V±5%以下（从 AC 适配器输入）
- [0213] 消费电流 :A/VDC 以下（通常动作时）/A/VDC 以下（最大动作时）
- [0214] 突入电流 :最大 A/VDC 以下 (ms 以下)
- [0215] 通信方式 1 :RS232[非同期通信](波特率 9,600bps/ 数据比特 8bit/ 奇偶性无 / 停止位 1bit)
- [0216] 通信方式 2 :Zigbee or Wi-fi 无线 [2.4GHz 带域] 通信
- [0217] 环境设计
- [0218] ①使用温度 :+5 ~ +35℃
- [0219] ②保存温度 :0~+50℃
- [0220] ③使用 / 保存湿度 :30%~ 90%只要防止结露]
- [0221] ④设置条件
- [0222] ④ -1 非腐蚀性气体场合
- [0223] ④ -2 很少尘埃，通气性良好的场合
- [0224] ④ -3 振动很小的场合
- [0225] ④ -4 无强电界及强磁界的场合
- [0226] 可靠性设计
- [0227]

No	项目	规格值	备注
1	低温动作	+10℃的环境下, 2h 无异常动作发生	(仅适用于控制电路)
2	高温动作	+35℃环境下, 2h 无异常动作发生	(仅适用于控制电路)
3	低温保存	0℃环境 8h 放置后、移动至常温下启动电源后无异常动作发生/外观上无异常状况发生	(仅适用于控制电路)
4	高温保存	+50℃ 环境下 8h 放置后、移动至常温下启动电源后	(仅适用于控制电路)

[0228]

[0229] 综上所述,本发明提出的生理信息采集和处理系统,相比于已有技术具有以下特点:

[0230] 1) 无约束、无接触睡眠中生理信息采集。在测试对象的床上,设置至少一个以上的无约束、无接触的传感器,检测出上述测试对象在床上就寝时的所述测试对象与睡眠质量有关的体动、呼吸、心脏跳动之类的多个人体生理信号,然后使用梳状滤波器进行数据处理,提取伴随着睡眠状态的脉搏信号和体动信号,在床的支柱上设置了消除通过床传入外部信号的结构系统来防止外部干扰。空气式压力传感器测量的人体生理信号,通过带通滤波模块,分离成心动周期部分,呼吸部分,打鼾部分,体动部分,等生理信号分离处理。

[0231] 2) 梳状滤波生理信息分离。本发明对传感器输出的数据,实施FFT处理,根据脉搏的基本波、谐波分量和其它的分量,将脉搏分量和体动分量分离。但是,在伴随翻身等的体动中多含有心率数附近的低频分量,因此,有时根据FFT的峰值频谱求取的心率数含有误差。在本发明中,提出有一种方法,其为了有效地利用脉搏分量的谐波分量,高精度地分离脉搏和体动,使用了梳状滤波器。

[0232] 3) 利用Active信号控制,消除周围超地周波信号,高速道路等固有振动周波对睡眠中心跳,呼吸信号的干扰。

[0233] 4) 基于测量的心跳信号,体动信号,各睡眠阶段平均出现率和标准偏差计算函数。

[0234] 5) 基于测量的心跳信号,体动信号,推定睡眠阶段的算法。

[0235] 应当理解的是,本发明的上述具体实施方式仅仅用于示例性说明或解释本发明的原理,而不构成对本发明的限制。因此,在不偏离本发明的精神和范围的情况下所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。此外,本发明所附权利要求旨在涵盖落入所附权利要求范围和边界、或者这种范围和边界的等同形式内的全部变化和修改例。

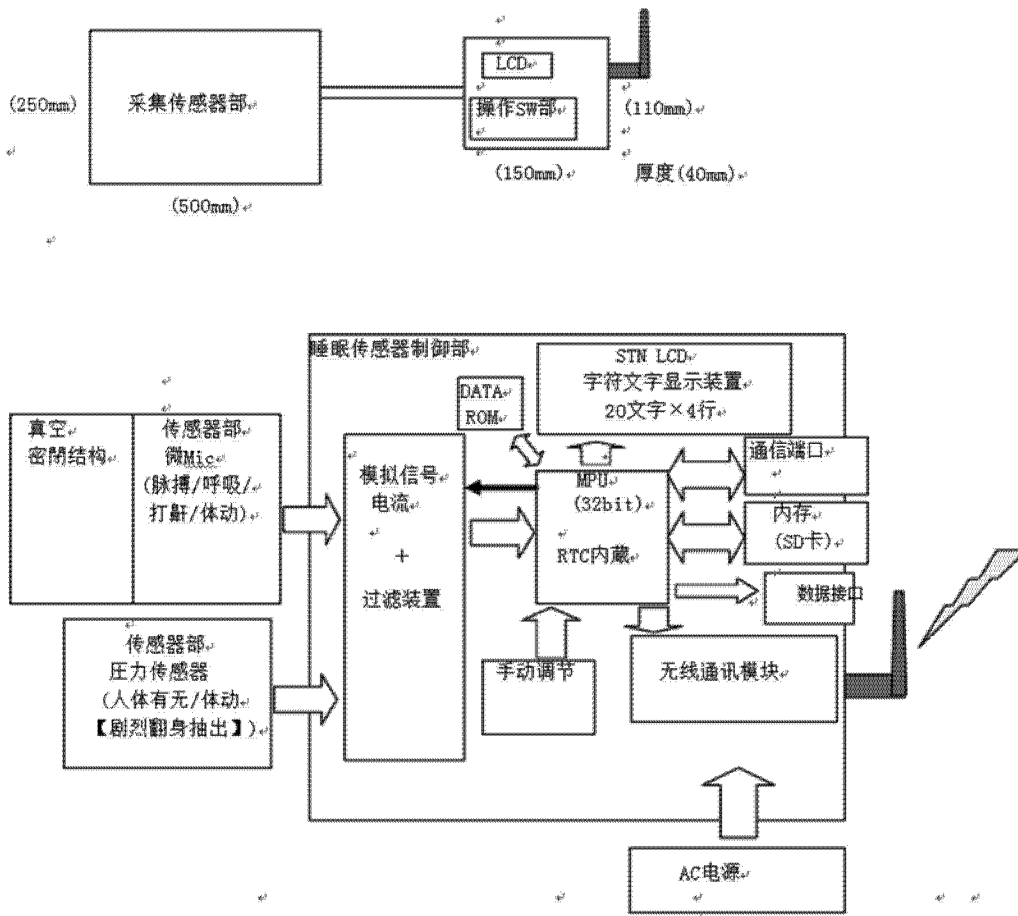


图 1

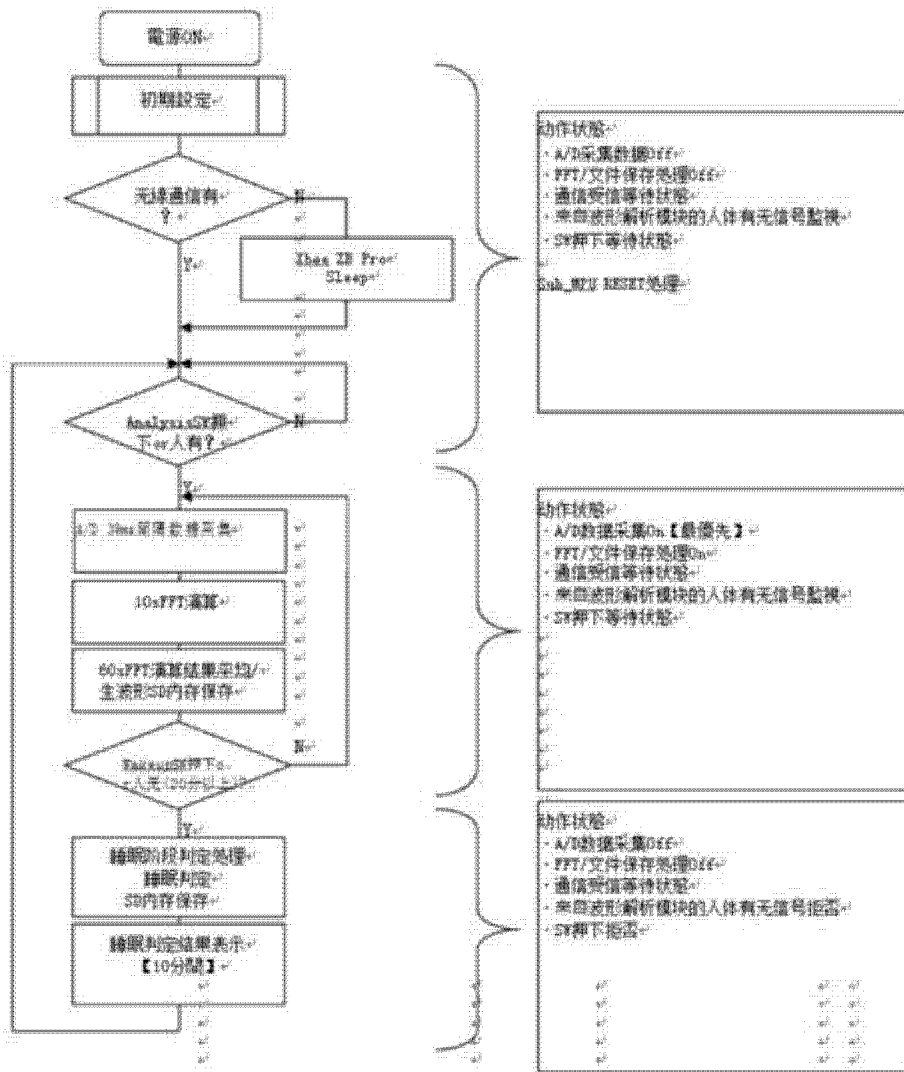


图 2

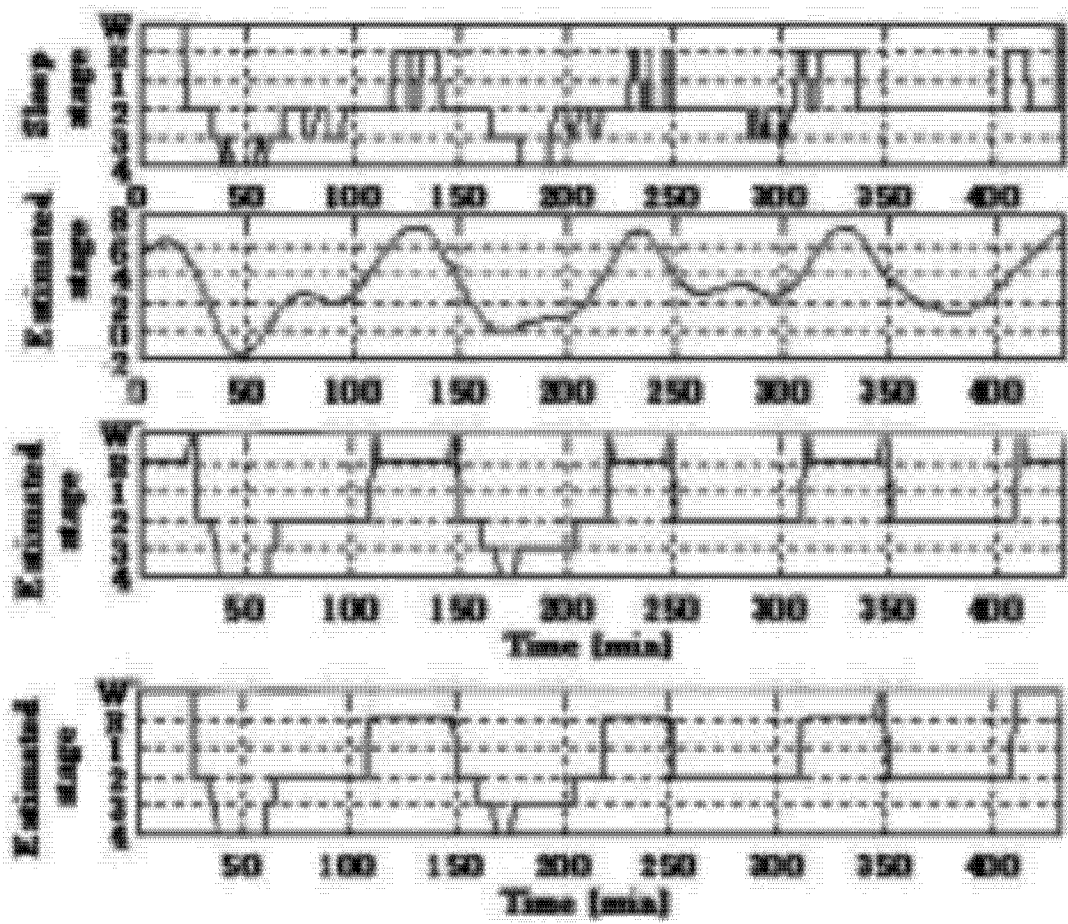


图 3

专利名称(译)	生理信息采集和处理系统		
公开(公告)号	CN104107037A	公开(公告)日	2014-10-22
申请号	CN201410336998.2	申请日	2014-07-15
[标]申请(专利权)人(译)	北京博实联创科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	北京博实联创科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	北京博实联创科技有限公司		
[标]发明人	宋军		
发明人	宋军		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/00		
代理人(译)	李文军		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了生理信息采集和处理系统，其中该系统包括：传感器系统，用于在非接触条件下检测患者睡眠中的压力测量信号；传输线路；信号处理电路，用于将测量的信号分离为各个独立的生理信号；计算机主机，用于提取有用信息并将整合成生理病例状态变化信息并进行睡眠指标分析和睡眠等级评定。本发明在患者入睡时自动检测，离床时数据自动传输，对被监测人生活无干扰。睡眠中的异常及时告警。基于实时检测睡眠中的生理信息，进行科学解析，显示分析结果。

