



(10)申请公布号 CN 106175678 A

(21)申请号 201610551786.5

(22)申请日 2016.07.13

(71) 申请人 翟思民

**地址** 100044 北京市海淀区高粱桥斜街北  
京交通大学主校区

申请人 冯龙涛

(72)发明人 翟思民 冯龙涛

(74) 专利代理机构 北京爱普纳杰专利代理事务所  
(特殊普通合伙) 11419

代理人 王玉松 怀春颖

(51) Int.Cl.

*A61B 5/00(2006.01)*

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

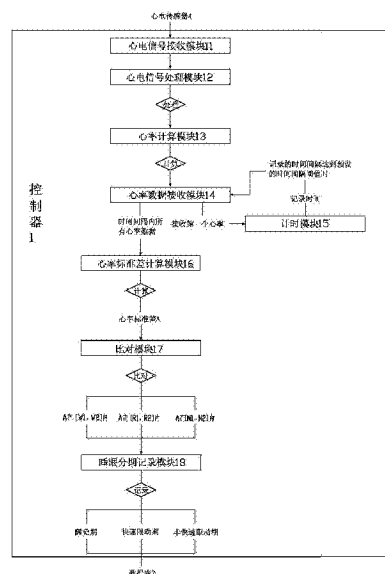
权利要求书3页 说明书8页 附图6页

## (54)发明名称

一种面向睡眠分析的无线心电监护方法、系统及监护衣

(57)摘要

本发明提供了一种面向睡眠分析的无线心电图监护方法、系统及监护衣,该无线心电图监护方法通过采集被测者的心电信号和加速度,算出被测者的实时心率数据,并根据一段时间内的心率数据计算出心率标准差,根据心率标准差的大小对被测者的睡眠分期进行划分,并根据各睡眠分期的总时间及体动参数综合计算被测者的睡眠质量,该方法能够在自然状态下实现生命基本信息的获取;通过织物电极采集心电信号,加上位于腹部的加速度传感器传递身体动态信息,一起通过无线传输对心电信号进行分析,从中分离出睡眠相关信息,从而对睡眠质量进行客观评估。



1.一种面向睡眠分析的无线心电监护方法,其特征在于,所述监护方法包括如下步骤:

S1:实时接收被测者的心电信号和加速度;

S2:对接收的心电信号进行小波变换和希尔伯特变换,形成突出显示R峰的心电图;

S3:根据如下公式计算心率数据,心率=200\*60/RR,其中RR表示相邻两R峰之间的距离;

S4:当接收到第一个心率数据时,开始记录时间,当记录的时间间隔达到预设的时间间隔阈值时,计算出该时间间隔内所有心率数据对应的心率标准差A;

S5:将心率标准差A与数据库(2)内存储的各睡眠分期所对应的心率标准差阈值范围进行比对,其中,如果心率标准差A在[W1,W2]内,将该时间间隔标记为醒觉期;如果心率标准差A在[R1,R2]内,将该时间间隔标记为快速眼动期;如果心率标准差A在[S2,N2]内,将该时间间隔标记为浅睡期;如果心率标准差A在[N1,Q1]内,将该时间间隔标记为深睡期;其中,[W1,W2]为醒觉期所对应的心率标准差阈值范围,[R1,R2]为快速眼动期所对应的心率标准差阈值范围,[S2,N2]为浅睡期所对应的心率标准差阈值范围,[N1,Q1]为深睡期所对应的心率标准差阈值范围,W2>W1>R2>R1>N2>S2>Q1>N1;

S6:将时间间隔按照睡眠分期进行分类,并统计各睡眠分期的总时间和被测者的睡眠总时间;

S7:根据下列公式计算被测者的睡眠质量Q;

$$Q = \left( \frac{n_4}{N} \times 100 + \frac{n_2}{N} \times 25 + \frac{n_3}{N} \times 15 \right) \times \left( 1 + \frac{1}{8} \times \left( -m^2 + 2m - \frac{1}{2} \right) \right)$$

其中,

$$m = 2 \times \left( \frac{1}{2} - \frac{1}{\pi} \arctan \left( \frac{\sum_{n=1}^T \frac{t_e - t_s}{T} |\vec{a}_n - \vec{a}_{n-1}|^2}{100(t_e - t_s)} \right) \right)$$

N表示睡眠总时间,n<sub>4</sub>表示深睡期总时间,n<sub>3</sub>表示浅睡期总时间,n<sub>2</sub>表示快速眼动期总时间,t<sub>e</sub>表示被测者睡眠结束时间,t<sub>s</sub>表示被测者开始睡觉时间,a<sub>n</sub>和a<sub>n-1</sub>分别表示第n-1和第n次的加速度,n为自然数。

2.一种面向睡眠分析的无线心电监护系统,其特征在于,所述无线心电监护系统包括控制器(1)和与控制器(1)相通讯的硬件传感器和数据库(2),所述硬件传感器包括心电监测电路和加速度传感器(3),所述加速度传感器(3)用于采集被测者的加速度和三个互相垂直方向的加速力及各加速力所对应的朝向,所述心电监测电路包括心电传感器(4)及与心电传感器(4)通过导线连接的织物电极(5);所述控制器(1)包括心电信号接收模块(11)、心电信号处理模块(12)、心率计算模块(13)、心率数据接收模块(14)、计时模块(15)、心率标准差计算模块(16)、比对模块(17)和睡眠分期记录模块(18);所述心电信号接收模块(11)用于实时接收心电传感器(4)发送的心电信号,并将接收的心电信号发送给心电信号处理模块(12);所述心电信号处理模块(12)用于对接收的心电信号进行小波变换和希尔伯特变换,形成突出显示R峰的心电图,并发送给心率计算模块(13);所述心率计算模块(13)用于根据接收的突出显示R峰的心电图计算心率数据;所述数据库(2)用于存储时间间隔阈值、保持时间阈值、各睡眠分期所对应的心率标准差阈值范围,所述睡眠分期包括醒觉期、快速

眼动期和非快速眼动期;所述醒觉期所对应的心率标准差阈值范围为 $[W1, W2]$ ,快速眼动期所对应的心率标准差阈值范围为 $[R1, R2]$ 和非快速眼动期所对应的心率标准差阈值范围为 $[N1, N2]$ ;所述心率数据接收模块(14)用于实时接收心率计算模块(13)发送的心率数据,当接收到第一心率数据时,向计时模块(15)发送开始记录时间的指令;所述计时模块(15)用于接收开始记录时间的指令,开始记录时间,当计时模块(15)记录的时间间隔达到预设的时间间隔阈值时,向所述心率数据接收模块(14)发送将该时间间隔内的所有心率数据发送给心率标准差计算模块(16)的指令;所述心率标准差计算模块(16),用于计算该时间间隔内所有心率数据对应的心率标准差A,并将计算的心率标准差A发送给比对模块(17);所述比对模块(17)用于将接收的心率标准差A与数据库(2)内存储的各睡眠分期所对应的心率标准差阈值范围进行比对,如果心率标准差A在 $[W1, W2]$ 内,向睡眠分期记录模块(18)发送将该时间间隔标记为醒觉期的指令,并将标记为醒觉期的时间间隔存储在数据库(2)内;如果心率标准差A在 $[R1, R2]$ 内,向睡眠分期记录模块(18)发送将该时间间隔标记为快速眼动期的指令,并将标记为快速眼动期的时间间隔存储在数据库(2)内;如果心率标准差A在 $[N1, N2]$ 内,向睡眠分期记录模块(18)发送将该时间间隔标记为非快速眼动期的指令,并将标记为非快速眼动期的时间间隔存储在数据库(2)内,其中 $W2 > W1 \geq R2 > R1 \geq N2 > N1$ 。

3.如权利要求2所述的面向睡眠分析的无线心电监护系统,其特征在于,所述非快速眼动期分为浅睡期和深睡期;浅睡期所对应的心率标准差阈值范围为 $[S2, N2]$ ,深睡期所对应的心率标准差阈值范围为 $[N1, Q1]$ ,如果心率标准差A在 $[S2, N2]$ 内,向睡眠分期记录模块(18)发送将该时间间隔标记为浅睡期的指令,并将标记为浅睡期的时间间隔存储在数据库(2)内;如果心率标准差A在 $[N1, Q1]$ 内,向睡眠分期记录模块(18)发送将该时间间隔标记为深睡期的指令,并将标记为深睡期的时间间隔存储在数据库(2)内,其中 $S2 \geq Q1$ 。

4.如权利要求3所述的面向睡眠分析的无线心电监护系统,其特征在于,所述控制器(1)还包括睡眠分期分类模块(19)和睡眠分期时间统计模块(110);所述睡眠分期分类模块(19)用于将数据库(2)内存储的各时间间隔按照睡眠分期进行分类,并形成分类列表;所述睡眠分期时间统计模块(110)用于根据分类列表内的各睡眠分期所对应的时间间隔计算出各睡眠分期的总时间和睡眠总时间。

5.如权利要求4所述的面向睡眠分析的无线心电监护系统,其特征在于,所述控制器(1)还包括加速度接收模块(111)、翻身朝向处理模块(112)、翻身时间判断模块(113)和翻身次数统计模块(114);所述加速度接收模块(111)用于实时接收加速度传感器(3)传输的加速度、三个互相垂直方向的加速力及各加速力所对应的朝向,并发送给翻身朝向处理模块(112);所述翻身朝向处理模块(112)用于接收三个互相垂直方向的加速力,并确定最大的加速力及该最大加速力的朝向,同时将相邻最大加速力的朝向进行比对,如果比对不一致,向所述翻身时间判断模块(113)发送统计相邻最大加速力朝向中最后一个最大加速力朝向保持时间的指令;所述翻身时间判断模块(113),用于统计相邻最大加速力朝向中最后一个最大加速力朝向的保持时间,并与数据库(2)内存储的保持时间阈值进行比对,如果该保持时间超过保持时间阈值,向所述翻身次数统计模块(114)发送记录成一次翻身次数的指令;所述翻身次数统计模块(114)用于接收记录成一次翻身次数的指令,并统计翻身次数。

6.如权利要求5所述的面向睡眠分析的无线心电监护系统,其特征在于,所述控制器

(1)还包括睡眠质量计算模块(115),用于接收睡眠分期时间统计模块(110)发送的各睡眠分期的总时间和睡眠总时间,并计算出睡眠质量。

7.如权利要求2所述的面向睡眠分析的无线心电监护系统,其特征在于,所述织物电极(5)是由导电布和填充在导电布内的海绵组成;所述导电布是以柔性化的纤维物为基材进行银离子化处理得到的;优选地,所述柔性化的纤维物由重量份数为5-10份的聚氨酯纤维、0.5-1份的环氧树脂和1-3份的聚甲基纤维素组成。

8.如权利要求2所述的面向睡眠分析的无线心电监护系统,其特征在于,所述导线是由电路板、不锈钢丝和一端与不锈钢丝连接另一端焊接在电路板上的铜导线组成,所述不锈钢丝和铜导线的连接处固定有热缩管。

9.如权利要求1所述的面向睡眠分析的无线心电监护系统,其特征在于,所述心电监测电路还包括用于为心电传感器(4)供电的电池盒和蓝牙模块。

10.一种面向睡眠分析的无线心电监护衣,其特征在于,所述无线心电监护衣包括衣服、及嵌装在衣服内的权利要求2-9任一项所述的无线心电监护系统。

## 一种面向睡眠分析的无线心电监护方法、系统及监护衣

### 技术领域

[0001] 本发明属于睡眠监护领域,特别涉及一种种面向睡眠分析的无线心电监护方法、系统及监护衣。

### 背景技术

[0002] 睡眠是维持身体正常生理功能及发育功能的重要因素,保持好的睡眠质量是确保人体健康和防治多种疾病的有效手段;故为了监护人们的睡眠质量,现在市面上出现了大多数监护睡眠质量的产品,例如手机上的APP,经典款的小米手环,等;以上产品均只利用体动来判断睡眠质量的,但是实际上,单单用体动来判别是没有任何科学依据的,这些产品认为,体动次数较多就是浅睡,体动次数少就是深睡,但是实际上无论是深睡眠还是浅睡眠,人体都不可能是完全静止状态”;只有睡眠进入快速眼动阶段,也就是出现梦境的时候,肢体才会保持静止,但这一阶段既不是深睡眠,也不是浅睡眠。在临床上,主要通过多导睡眠图同步描记人体在睡眠过程中的脑电、眼电、肌电、心率、呼吸和血氧等生理参数来判别睡眠结构及诊断睡眠疾病,但该测量方法操作复杂而且费用昂贵,在很大程度上影响受测者的自然睡眠;为了更好更方便更准确地监护受测者的睡眠质量,现有技术还公开了一些监测系统和方法,例如CN103976717公开的多维度睡眠质量监测方法和系统,该方法和系统是通过检测监测者睡眠期间的睡眠动作数据及心率数据从而得出的睡眠质量,但是该系统是对的心率数据进行测定,然后根据再根据心率值和相邻心率的斜率平均值,对睡眠进行分期的,该系统存在的弊端就是不能够实时对睡眠质量及睡眠分期进行准确地划分。

### 发明内容

[0003] 为了解决现有技术中的问题,本发明提供一种面向睡眠分析的无线心电监护系统及含有该无线心电监护系统的无线心电监护衣,其能够在自然状态下实现生命基本信息的获取;通过织物电极采集心电信号,加上位于腹部的加速度传感器传递身体动态信息,一起通过无线传输对心电信号进行分析,从中分离出睡眠相关信息,从而对睡眠质量进行客观评估。

[0004] 本发明具体技术方案如下:

[0005] 本发明提供一种面向睡眠分析的无线心电监护方法,该监护方法包括如下步骤:

[0006] S1:实时接收被测者的心电信号和加速度;

[0007] S2:对接收的心电信号进行小波变换和希尔伯特变换,形成突出显示R峰的心电图;

[0008] S3:根据如下公式计算心率数据,心率=200\*60/RR,其中RR表示相邻两R峰之间的距离;

[0009] S4:当接收到第一个心率数据时,开始记录时间,当记录的时间间隔达到预设的时间间隔阈值时,计算出该时间间隔内所有心率数据对应的心率标准差A;

[0010] S5:将心率标准差A与数据库内存储的各睡眠分期所对应的心率标准差阈值范围

进行比对,其中,如果心率标准差A在[W1,W2]内,将该时间间隔标记为醒觉期;如果心率标准差A在[R1,R2]内,将该时间间隔标记为快速眼动期;如果心率标准差A在[S2,N2]内,将该时间间隔标记为浅睡期;如果心率标准差A在[N1,Q1]内,将该时间间隔标记为深睡期;其中,[W1,W2]为醒觉期所对应的心率标准差阈值范围,[R1,R2]为快速眼动期所对应的心率标准差阈值范围,[S2,N2]为浅睡期所对应的心率标准差阈值范围,[N1,Q1]为深睡期所对应的心率标准差阈值范围, $W2 > W1 \geq R2 > R1 \geq N2 > S2 \geq Q1 > N1$ ;

[0011] S6:将时间间隔按照睡眠分期进行分类,并统计各睡眠分期的总时间和被测者的睡眠总时间;

[0012] S7:根据下列公式计算被测者的睡眠质量Q;

$$[0013] \quad Q = \left( \frac{n_4}{N} \times 100 + \frac{n_2}{N} \times 25 + \frac{n_3}{N} \times 15 \right) \times \left( 1 + \frac{1}{8} \times \left( -m^2 + 2m - \frac{1}{2} \right) \right)$$

[0014] 其中,

$$[0015] \quad m = 2 \times \left( \frac{1}{2} - \frac{1}{\pi} \arctan \left( \frac{\sum_{n=1}^{\frac{t_e - t_s}{T}} |\vec{a}_n - \vec{a}_{n-1}|^2}{100(t_e - t_s)} \right) \right)$$

[0016] N表示睡眠总时间, $n_4$ 表示深睡期总时间, $n_3$ 表示浅睡期总时间, $n_2$ 表示快速眼动期总时间, $t_e$ 表示被测者睡眠结束时间, $t_s$ 表示被测者开始睡觉时间, $a_n$ 和 $a_{n-1}$ 分别表示第n-1和第n次的加速度,n为自然数。

[0017] 本发明另一方面提供一种面向睡眠分析的无线心电监护系统,该无线心电监护系统包括控制器和与控制器相通讯的硬件传感器和数据库,硬件传感器包括心电监测电路和加速度传感器,加速度传感器用于采集被测者的加速度和三个互相垂直方向的加速力及各加速力所对应的朝向,心电监测电路包括心电传感器及与心电传感器通过导线连接的织物电极;控制器包括心电信号接收模块、心电信号处理模块、心率计算模块、心率数据接收模块、计时模块、心率标准差计算模块、比对模块和睡眠分期记录模块;心电信号接收模块用于实时接收心电传感器发送的心电信号,并将接收的心电信号发送给心电信号处理模块;心电信号处理模块用于对接收的心电信号进行小波变换和希尔伯特变换,形成突出显示R峰的心电图,并发送给心率计算模块;心率计算模块用于根据接收的突出显示R峰的心电图计算心率数据;数据库数据库用于存储时间间隔阈值、保持时间阈值、各睡眠分期所对应的心率标准差阈值范围,睡眠分期包括醒觉期、快速眼动期和非快速眼动期;醒觉期所对应的心率标准差阈值范围为[W1,W2],快速眼动期所对应的心率标准差阈值范围为[R1,R2]和非快速眼动期所对应的心率标准差阈值范围为[N1,N2];心率数据接收模块用于实时接收心率计算模块发送的心率数据,当接收到第一心率数据时,向计时模块发送开始记录时间的指令;计时模块用于接收开始记录时间的指令,开始记录时间,当计时模块记录的时间间隔达到预设的时间间隔阈值时,向心率数据接收模块发送将该时间间隔内的所有心率数据发送给心率标准差计算模块的指令;心率标准差计算模块,用于计算该时间间隔内所有心率数据对应的心率标准差A,并将计算的心率标准差A发送给比对模块;比对模块用于将接收的心率标准差A与数据库内存储的各睡眠分期所对应的心率标准差阈值范围进行比对,如果心率标准差A在[W1,W2]内,向睡眠分期记录模块发送将该时间间隔标记为醒觉期的指

令,并将标记为醒觉期的时间间隔存储在数据库内;如果心率标准差A在 $[R1, R2]$ 内,向睡眠分期记录模块发送将该时间间隔标记为快速眼动期的指令,并将标记为快速眼动期的时间间隔存储在数据库内;如果心率标准差A在 $[N1, N2]$ 内,向睡眠分期记录模块发送将该时间间隔标记为非快速眼动期的指令,并将标记为非快速眼动期的时间间隔存储在数据库内,其中 $W2 > W1 \geq R2 > R1 \geq N2 > N1$ 。

[0018] 进一步的改进,非快速眼动期分为浅睡期和深睡期;浅睡期所对应的心率标准差阈值范围为 $[S2, N2]$ ,深睡期所对应的心率标准差阈值范围为 $[N1, Q1]$ ,如果心率标准差A在 $[S2, N2]$ 内,向睡眠分期记录模块发送将该时间间隔标记为浅睡期的指令,并将标记为浅睡期的时间间隔存储在数据库内;如果心率标准差A在 $[N1, Q1]$ 内,向睡眠分期记录模块发送将该时间间隔标记为深睡期的指令,并将标记为深睡期的时间间隔存储在数据库内,其中 $S2 \geq Q1$ 。

[0019] 进一步的改进,控制器还包括睡眠分期分类模块和睡眠分期时间统计模块;睡眠分期分类模块用于将数据库内存储的各时间间隔按照睡眠分期进行分类,并形成分类列表;睡眠分期时间统计模块用于根据分类列表内的各睡眠分期所对应的时间间隔计算出各睡眠分期的总时间和睡眠总时间。

[0020] 进一步的改进,控制器还包括加速度接收模块、翻身朝向处理模块、翻身时间判断模块和翻身次数统计模块;加速度接收模块用于实时接收加速度传感器传输的加速度、三个互相垂直方向的加速力及各加速力所对应的朝向,并发送给翻身朝向处理模块;翻身朝向处理模块用于接收三个互相垂直方向的加速力,并确定最大的加速力及该最大加速力的朝向,同时将相邻最大加速力的朝向进行比对,如果比对不一致,向翻身时间判断模块发送统计相邻最大加速力朝向中最后一个最大加速力朝向保持时间的指令;翻身时间判断模块,用于统计相邻最大加速力朝向中最后一个最大加速力朝向的保持时间,并与数据库内存储的保持时间阈值进行比对,如果该保持时间超过保持时间阈值,向翻身次数统计模块发送记录成一次翻身次数的指令;翻身次数统计模块用于接收记录成一次翻身次数的指令,并统计翻身次数。

[0021] 进一步的改进,控制器还包括睡眠质量计算模块,用于接收睡眠分期时间统计模块发送的各睡眠分期的总时间和睡眠总时间,并计算出睡眠质量。

[0022] 进一步的改进,织物电极是由导电布和填充在导电布内的海绵组成;导电布是以柔性化的纤维织物为基材进行银离子化处理得到的;优选地,柔性化的纤维织物由重量份数为5-10份的聚氨酯纤维、0.5-1份的环氧树脂和1-3份的聚甲基纤维素组成。

[0023] 进一步的改进,导线是由电路板、不锈钢丝和一端与不锈钢丝连接另一端焊接在电路板上的铜导线组成,不锈钢丝和铜导线的连接处固定有热缩管。

[0024] 进一步的改进,心电监测电路还包括用于为心电传感器供电的电池盒和蓝牙模块。

[0025] 本发明另一方面还提供一种面向睡眠分析的无线心电监护衣,该监护衣包括衣服、及嵌装在衣服内的无线心电监护系统。

[0026] 本发明的有益效果如下:

[0027] 1.本发明提供的无线心电监护方法、系统及含有该无线心电监护系统的无线心电监护衣,能够在自然状态下实现生命基本信息的获取;通过织物电极采集心电信号,加上位

于腹部的加速度传感器传递身体动态信息,一起通过无线传输对心电信号进行分析,从中分离出睡眠相关信息,从而对睡眠质量进行客观评估。

[0028] 2.本发明提供的无线心电监护方法、系统或无线心电监护衣对睡眠几乎没有影响,记录方法简单、操作方便、成本低,可以较好地判断睡眠质量,适用于长时间的睡眠监测。

[0029] 3.本发明提供的无线心电监护方法、系统或无线心电监护衣是通过对测试者心率波动的大小来判断睡眠分期及睡眠质量,判断的结果更加科学合理。

## 附图说明

[0030] 图1为实施例1一种面向睡眠分析的无线心电监护方法的流程图;

[0031] 图2为实施例2一种面向睡眠分析的无线心电监护系统的结构示意图;

[0032] 图3为实施例2控制器的结构框图;

[0033] 图4为实施例3的控制器的结构框图;

[0034] 图5为实施例4的控制器的结构框图;

[0035] 图6为实施例5的控制器的结构框图。

## 具体实施方式

[0036] 下面结合附图和以下实施例对本发明作进一步详细说明。

[0037] 实施例1

[0038] 本发明提供一种面向睡眠分析的无线心电监护方法,如图1所示,该方法包括如下步骤:

[0039] S1:实时接收被测者的心电信号和加速度;

[0040] S2:对接收的心电信号进行小波变换和希尔伯特变换,形成突出显示R峰的心电图;

[0041] S3:根据如下公式计算心率数据,心率=200\*60/RR,其中RR表示相邻两R峰之间的距离;

[0042] S4:当接收到第一个心率数据时,开始记录时间,当记录的时间间隔达到预设的时间间隔阈值时,计算出该时间间隔内所有心率数据对应的心率标准差A;

[0043] S5:将心率标准差A与数据库2内存储的各睡眠分期所对应的心率标准差阈值范围进行比对,其中,如果心率标准差A在 $[W1, W2]$ 内,将该时间间隔标记为醒觉期;如果心率标准差A在 $[R1, R2]$ 内,将该时间间隔标记为快速眼动期;如果心率标准差A在 $[S2, N2]$ 内,将该时间间隔标记为浅睡期;如果心率标准差A在 $[N1, Q1]$ 内,将该时间间隔标记为深睡期;其中, $[W1, W2]$ 为醒觉期所对应的心率标准差阈值范围, $[R1, R2]$ 为快速眼动期所对应的心率标准差阈值范围, $[S2, N2]$ 为浅睡期所对应的心率标准差阈值范围, $[N1, Q1]$ 为深睡期所对应的心率标准差阈值范围, $W2 > W1 \geq R2 > R1 \geq N2 > S2 \geq Q1 > N1$ ;

[0044] S6:将时间间隔按照睡眠分期进行分类,并统计各睡眠分期的总时间和被测者的睡眠总时间;

[0045] S7:根据下列公式计算被测者的睡眠质量Q;

$$[0046] \quad Q = \left( \frac{n_4}{N} \times 100 + \frac{n_2}{N} \times 25 + \frac{n_3}{N} \times 15 \right) \times \left( 1 + \frac{1}{8} \times \left( -m^2 + 2m - \frac{1}{2} \right) \right)$$

[0047] 其中,

$$[0048] \quad m = 2 \times \left( \frac{1}{2} - \frac{1}{\pi} \arctan \left( \frac{\sum_{n=1}^{\frac{t_e-t_s}{T}} |\vec{a}_n - \vec{a}_{n-1}|^2}{100(t_e - t_s)} \right) \right)$$

[0049] N表示睡眠总时间,n<sub>4</sub>表示深睡期总时间,n<sub>3</sub>表示浅睡期总时间,n<sub>2</sub>表示快速眼动期总时间,t<sub>e</sub>表示被测者睡眠结束时间,t<sub>s</sub>表示被测者开始睡觉时间,a<sub>n</sub>和a<sub>n-1</sub>分别表示第n-1和第n次的加速度,n为自然数。

[0050] 本发明上述方法中所指的时间间隔阈值可根据情况进行设定,可以为30s或1min等。本发明提供的无线心电监护方法是利用了被测者的心率数据和体动来判断被测者的睡眠分期和睡眠质量,并且本发明提供的方法中是通过实时地接收被测者的心率数据和加速度值,并计算达到时间阈值内所有心率数据的心率标准差,并将心率标准差与各睡眠分期所对应的心率标准差阈值进行比较,如果计算的心率标准差落在了哪个范围内,那么该时间时间就被标记成所属的睡眠分期,本发明的方法是通过心率的波动范围来统计睡眠分期这样统计的更准确,并且本发明进一步将各睡眠分期的总时间和睡眠总时间进行了统计,根据各睡眠分期的总时间和睡眠总时间计算出了被测者的睡眠质量,这样得出的睡眠质量更加准确,能够为被测者提供更加真实准确的睡眠情况分析。

[0051] 实施例2

[0052] 本发明提供一种面向睡眠分析的无线心电监护系统,如图2-3所示,该无线心电监护系统包括控制器1和与控制器1相通讯的硬件传感器和数据库2,硬件传感器包括心电监测电路和加速度传感器3,加速度传感器3用于采集被测者的加速度和三个互相垂直方向的加速力及各加速力所对应的朝向,心电监测电路包括心电传感器4及与心电传感器4通过导线连接的织物电极5;控制器1包括心电信号接收模块11、心电信号处理模块12、心率计算模块13、心率数据接收模块14、计时模块15、心率标准差计算模块16、比对模块17和睡眠分期记录模块18;心电信号接收模块11用于实时接收心电传感器4发送的心电信号,并将接收的心电信号发送给心电信号处理模块12;心电信号处理模块12用于对接收的心电信号进行小波变换和希尔伯特变换,形成突出显示R峰的心电图,并发送给心率计算模块13;心率计算模块13用于根据接收的突出显示R峰的心电图计算心率数据;数据库2数据库用于存储时间间隔阈值、保持时间阈值、各睡眠分期所对应的心率标准差阈值范围,睡眠分期包括醒觉期、快速眼动期和非快速眼动期;醒觉期所对应的心率标准差阈值范围为[W1,W2],快速眼动期所对应的心率标准差阈值范围为[R1,R2]和非快速眼动期所对应的心率标准差阈值范围为[N1,N2];心率数据接收模块14用于实时接收心率计算模块13发送的心率数据,当接收到第一心率数据时,向计时模块15发送开始记录时间的指令;计时模块15用于接收开始记录时间的指令,开始记录时间,当计时模块15记录的时间间隔达到预设的时间间隔阈值时,向心率数据接收模块14发送将该时间间隔内的所有心率数据发送给心率标准差计算模块16的指令;心率标准差计算模块16,用于计算该时间时间间隔内所有心率数据对应的心率标准差A,并将计算的心率标准差A发送给比对模块17;比对模块17用于将接收的心率标准差A

与数据库2内存储的各睡眠分期所对应的心率标准差阈值范围进行比对,如果心率标准差A在 $[W1, W2]$ 内,向睡眠分期记录模块18发送将该时间间隔标记为醒觉期的指令,并将标记为醒觉期的时间间隔存储在数据库2内;如果心率标准差A在 $[R1, R2]$ 内,向睡眠分期记录模块18发送将该时间间隔标记为快速眼动期的指令,并将标记为快速眼动期的时间间隔存储在数据库2内;如果心率标准差A在 $[N1, N2]$ 内,向睡眠分期记录模块18发送将该时间间隔标记为非快速眼动期的指令,并将标记为非快速眼动期的时间间隔存储在数据库2内,其中 $W2 > W1 \geq R2 > R1 \geq N2 > N1$ 。

[0053] 优选地,本发明提供的 $W2=160, W1=R2=140, R1=N2=120, N1=40$ 。

[0054] 本发明提供的无线心电监护系统,利用织物电极代替传统的粘附式电极来采集心电信号,加上加速度传感器传递身体动态信息,一起通过无线传输对信号进行分析,从中分析出睡眠分期,以便能够对被测者的睡眠质量进行客观评估;并且本发明提供的无线心电监护系统通过计算时间间隔内所有心率数据的心率标准差来区分出被测者的睡眠分期,分期更加准确,合理。

[0055] 实施例3

[0056] 本发明提供一种面向睡眠分析的无线心电监护系统,该无线心电监护系统与实施例2不同的是,如图4所示,非快速眼动期分为浅睡期和深睡期;浅睡期所对应的心率标准差阈值范围为 $[S2, N2]$ ,深睡期所对应的心率标准差阈值范围为 $[N1, Q1]$ ,如果心率标准差A在 $[S2, N2]$ 内,向睡眠分期记录模块18发送将该时间间隔标记为浅睡期的指令,并将标记为浅睡期的时间间隔存储在数据库2内;如果心率标准差A在 $[N1, Q1]$ 内,向睡眠分期记录模块18发送将该时间间隔标记为深睡期的指令,并将标记为深睡期的时间间隔存储在数据库2内,其中 $S2 \geq Q1$ 。优选地, $S2=Q1=80$ 。

[0057] 本发明进一步将非快速眼动期分浅睡期和深睡期,使得睡眠分期更加精细更加准确。

[0058] 实施例4

[0059] 本发明提供一种面向睡眠分析的无线心电监护系统,该无线心电监护系统与实施例3不同的是,如图5所示,控制器1还包括睡眠分期分类模块19和睡眠分期时间统计模块110;睡眠分期分类模块19用于将数据库2内存储的各时间间隔按照睡眠分期进行分类,并形成分类列表;睡眠分期时间统计模块110用于根据分类列表内的各睡眠分期所对应的时间间隔计算出各睡眠分期的总时间和睡眠总时间。

[0060] 本发明进一步通过统计被测者各睡眠分期的总时间和睡眠总时间,能够准确地分析出被测者的各睡眠分期的总时间,为评估被测者睡眠质量提供有力的数据基础。

[0061] 实施例5

[0062] 本发明提供的一种面向睡眠分析的无线心电监护系统,该无线心电监护系统与实施例4不同的是,如图6所示,控制器1还包括加速度接收模块111、翻身朝向处理模块112、翻身时间判断模块113和翻身次数统计模块114;加速度接收模块111用于实时接收加速度传感器3传输的加速度、三个互相垂直方向的加速力及各加速力所对应的朝向,并发送给翻身朝向处理模块112;翻身朝向处理模块112用于接收三个互相垂直方向的加速力,并确定最大的加速力及该最大加速力的朝向,同时将相邻最大加速力的朝向进行比对,如果比对不一致,向翻身时间判断模块113发送统计相邻最大加速力朝向中最后一个最大加速力朝向

保持时间的指令；翻身时间判断模块113，用于统计相邻最大加速力朝向中最后一个最大加速力朝向的保持时间，并与数据库2内存储的保持时间阈值进行比对，如果该保持时间超过保持时间阈值，向翻身次数统计模块114发送记录成一次翻身次数的指令；翻身次数统计模块114用于接收记录成一次翻身次数的指令，并统计翻身次数。

[0063] 进一步的改进，控制器1还包括睡眠质量计算模块115，用于接收睡眠分期时间统计模块110发送的各睡眠分期的总时间和睡眠总时间，并计算出睡眠质量，睡眠质量Q计算公式如下：

$$[0064] \quad Q = \left( \frac{n_4}{N} \times 100 + \frac{n_2}{N} \times 25 + \frac{n_3}{N} \times 15 \right) \times \left( 1 + \frac{1}{8} \times \left( -m^2 + 2m - \frac{1}{2} \right) \right)$$

[0065] 其中，

$$[0066] \quad m = 2 \times \left( \frac{1}{2} - \frac{1}{\pi} \arctan \left( \frac{\sum_{n=1}^{\frac{t_e-t_s}{T}} |\vec{a}_n - \vec{a}_{n-1}|^2}{100(t_e - t_s)} \right) \right)$$

[0067] N表示睡眠总时间， $n_4$ 表示深睡期总时间， $n_3$ 表示浅睡期总时间， $n_2$ 表示快速眼动期总时间， $t_e$ 表示被测者睡眠结束时间， $t_s$ 表示被测者开始睡觉时间， $a_n$ 和 $a_{n-1}$ 分别表示第n-1和第n次的加速度，n为自然数

[0068] 本发明另一方面通过测量被测者的翻身次数，从而反映出被测者在睡眠过程中的体动情况，有助于更准确地对被测者的睡眠质量进行合理地分析。

[0069] 实施例6

[0070] 本发明提供的一种面向睡眠分析的无线心电监护系统，该无线心电监护系统与实施例2不同的是，织物电极5是由导电布和填充在导电布内的海绵组成；导电布是以柔性化的纤维物为基材进行银离子化处理得到的；柔性化的纤维物由重量份数为5-10份的聚氨酯纤维、0.5-1份的环氧树脂和1-3份的聚甲基纤维素组成。

[0071] 本发明的织物电极可以通过常规的制备方法得到，并且导电布是通过如下方法制备得到的：以聚氨酯纤维、环氧树脂和聚甲基纤维素作为芯材，进行表面预处理。具体操作为：将聚氨酯纤维、环氧树脂和聚甲基纤维素用 $w=0.05$ 的NaOH溶液粗化后，先用去离子水洗，再用盐基胶体钯进行活化，敏化，然后经去离子水彻底清洗后，置于镀液中进行化学镀银；镀银的浓度组成： $10-14\text{g/L}$ 的 $\text{AgNO}_3$ ， $\phi=0.10$ 的 $\text{NH}_3 \cdot \text{H}_2\text{O}$ ， $13\text{g/L}$ 的NaOH， $\phi=0.05$ 的无水乙醇；还原液浓度组成： $10\text{g/L}$ 葡萄糖， $w=1.0 \times 10^{-6}-5.0 \times 10^{-6}$ 的硫脲。镀液温度控制在 $20-30^\circ\text{C}$ ，施镀时间约为1h。镀覆后用去离子水清洗干净，干燥即得。

[0072] 本发明提供的导线是由电路板、不锈钢丝和一端与不锈钢丝连接另一端焊接在电路板上的铜导线组成，不锈钢丝和铜导线的连接处固定有热缩管。

[0073] 进一步的改进，心电监测电路还包括用于为心电传感器4供电的电池盒和蓝牙模块。

[0074] 实施例7

[0075] 本发明提供的一种面向睡眠分析的无线心电监护衣，该无线心电监护衣包括衣服、及嵌装在衣服内的实施例2-6任一实施例的无线心电监护系统。

[0076] 本发明通过将无线心电监护系统和人们日常穿戴的衣物相结合，使其在自然状态

下实现生命基本信息的获取,操作简单易行,方便监护。

[0077] 本发明不局限于上述最佳实施方式,任何人在本发明的启示下都可得出其他各种形式的产品,但不论在其形状或结构上作任何变化,凡是具有与本申请相同或相近似的技术方案,均落在本发明的保护范围之内。

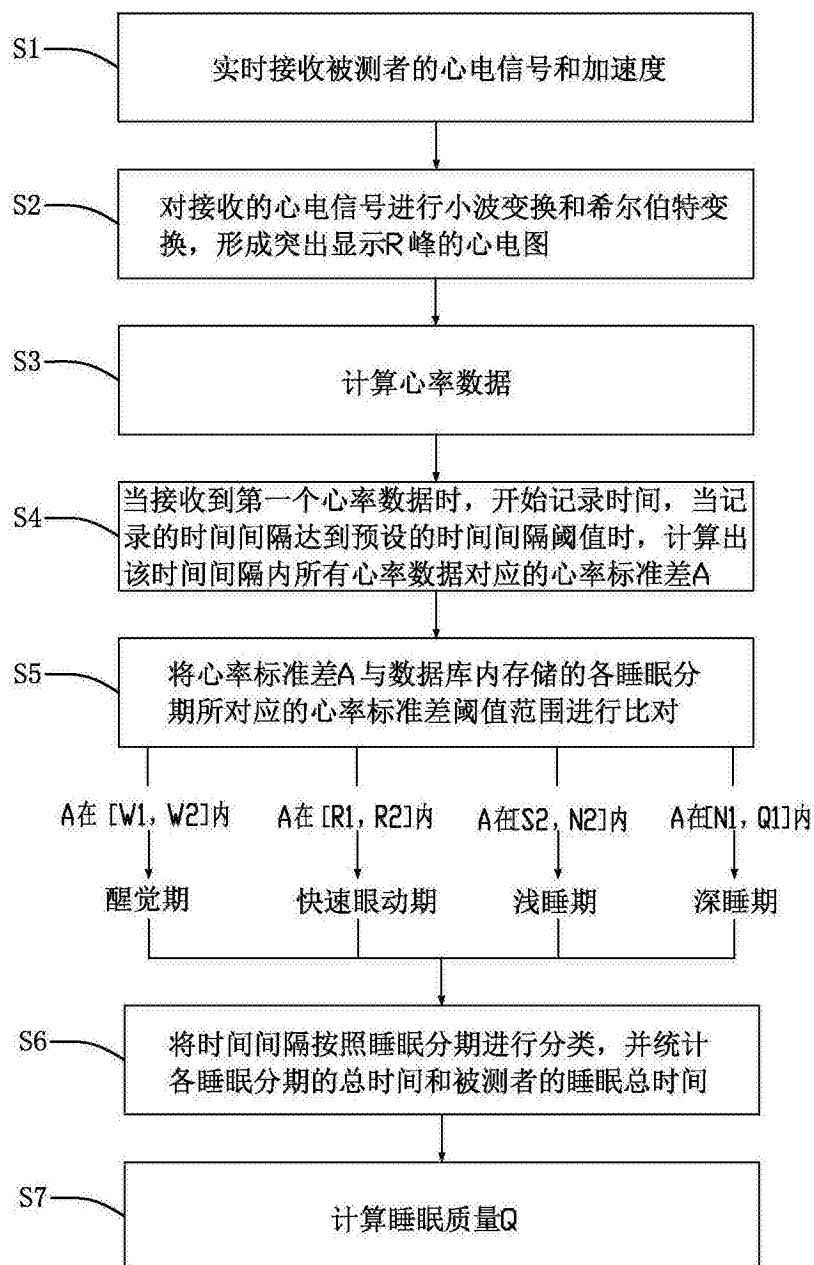


图1

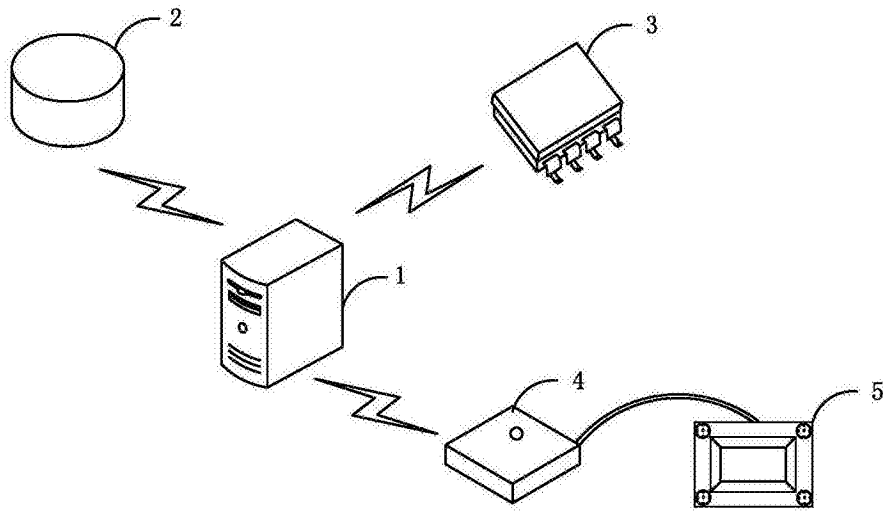


图2

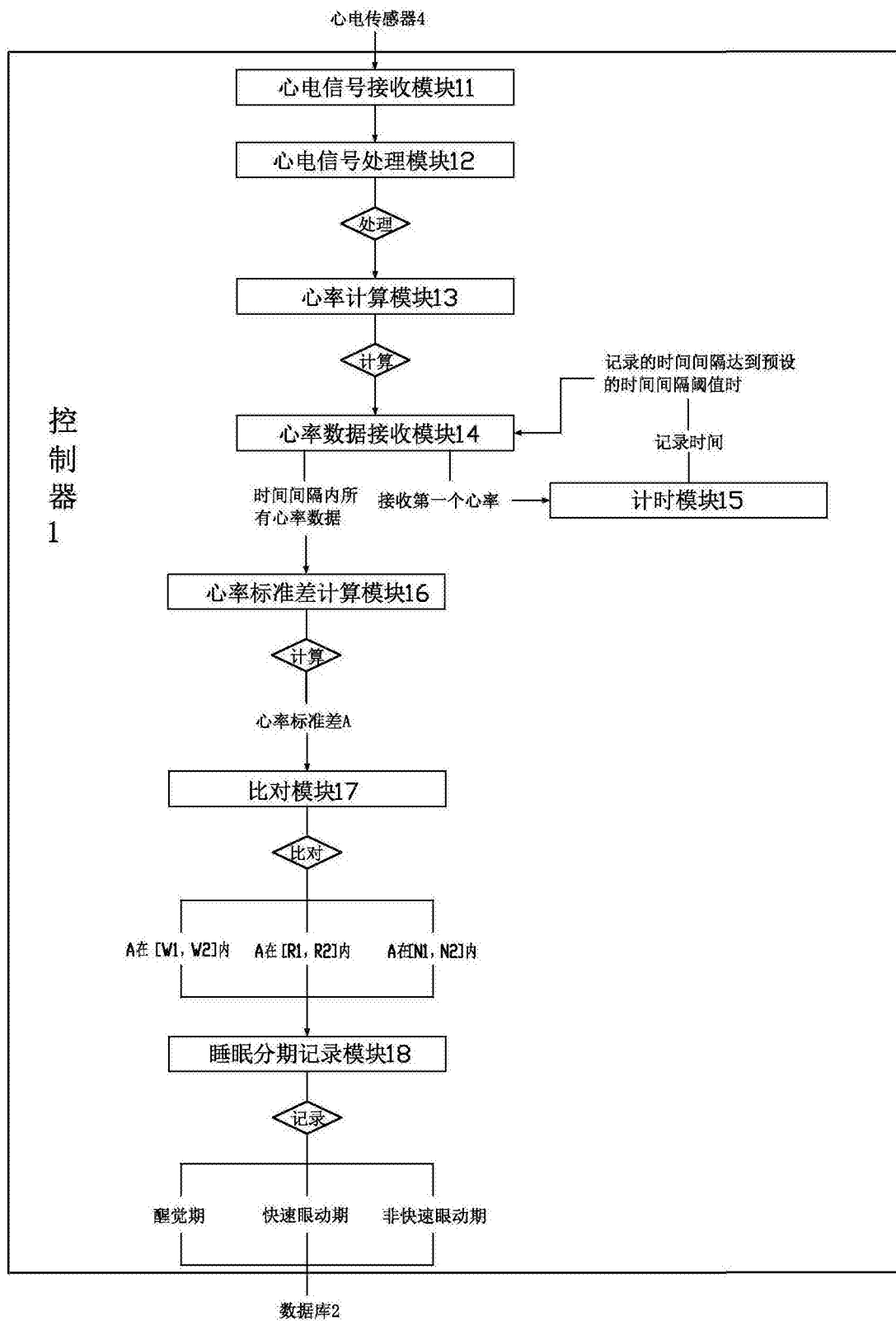


图3

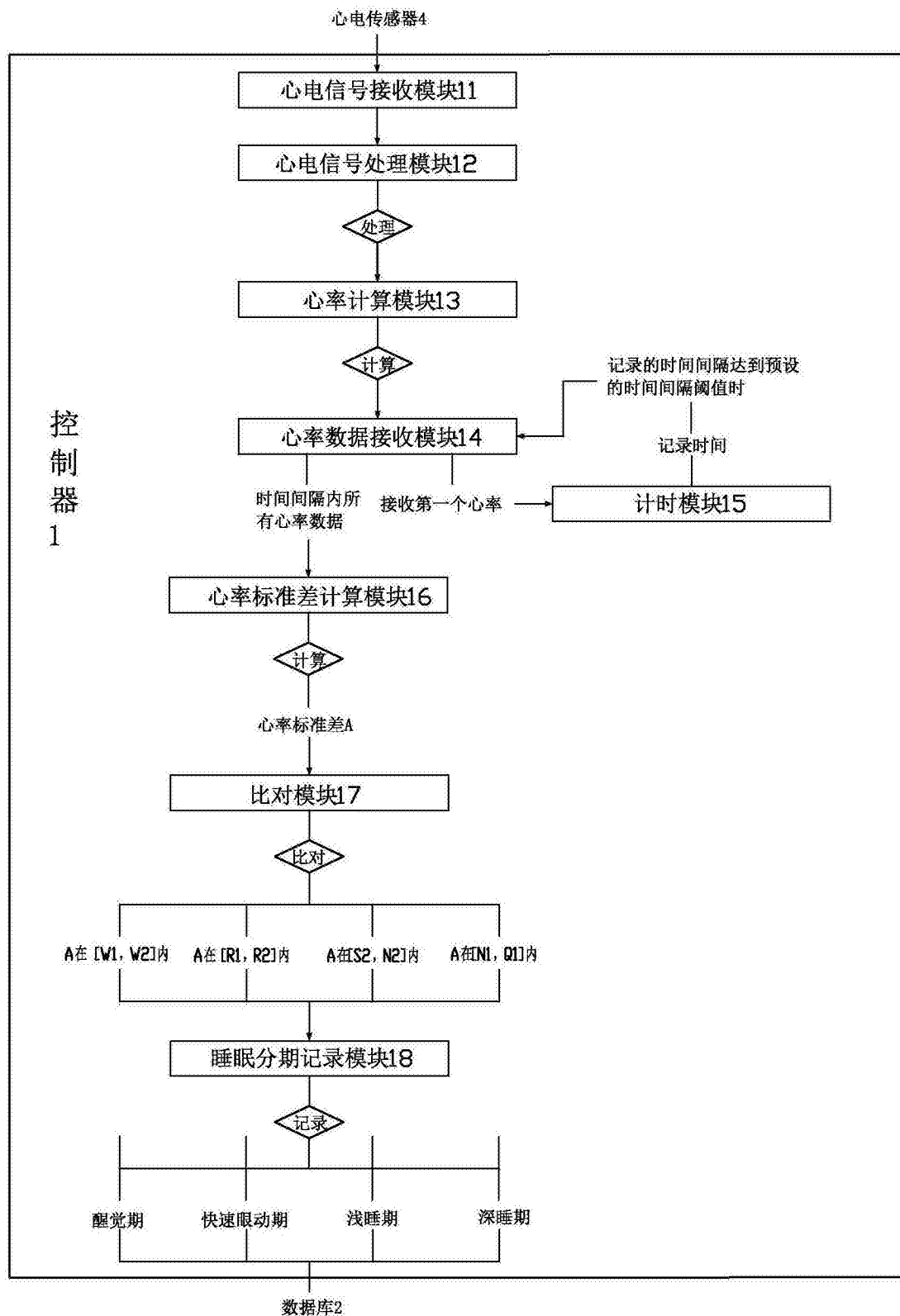


图4

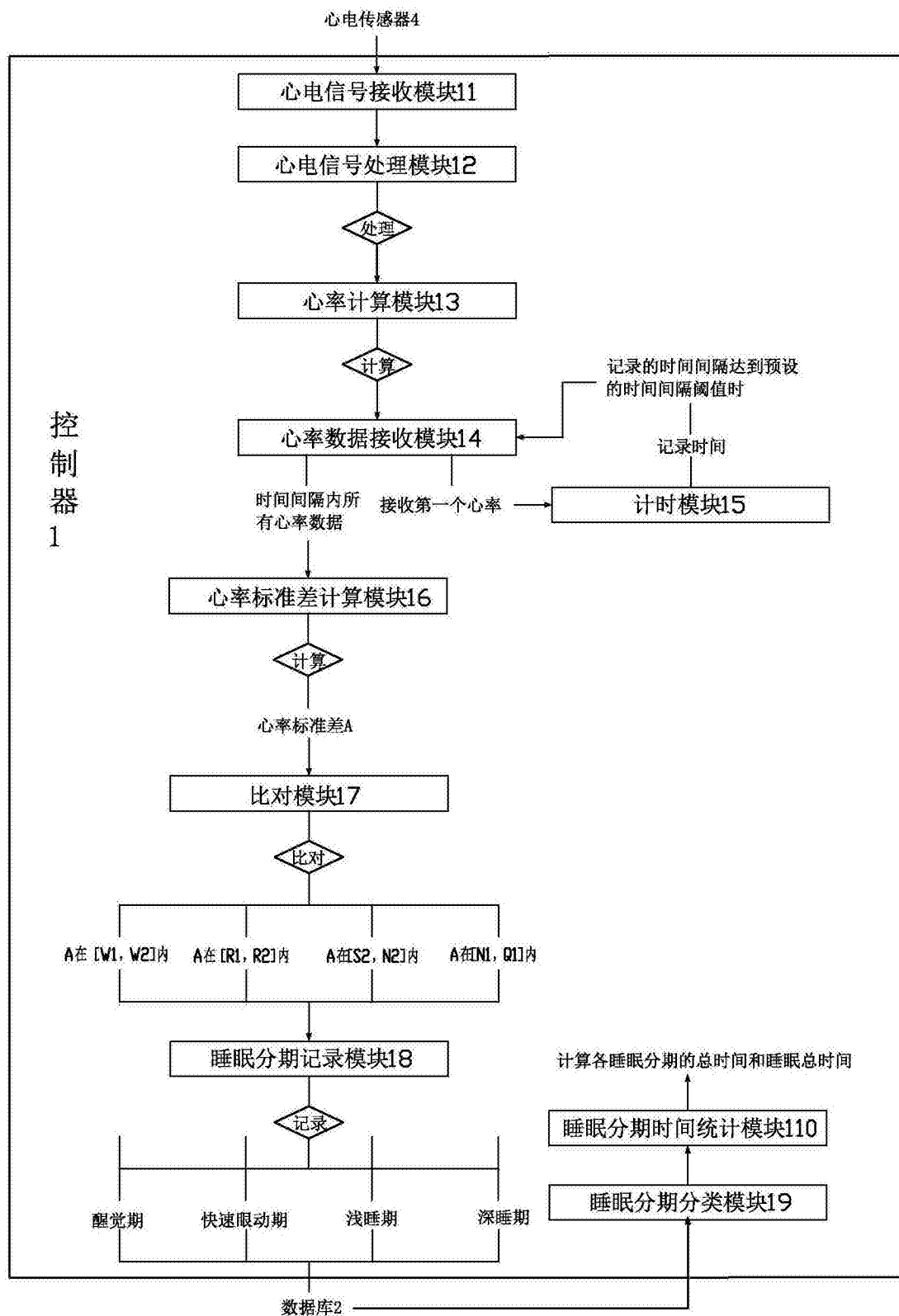


图5

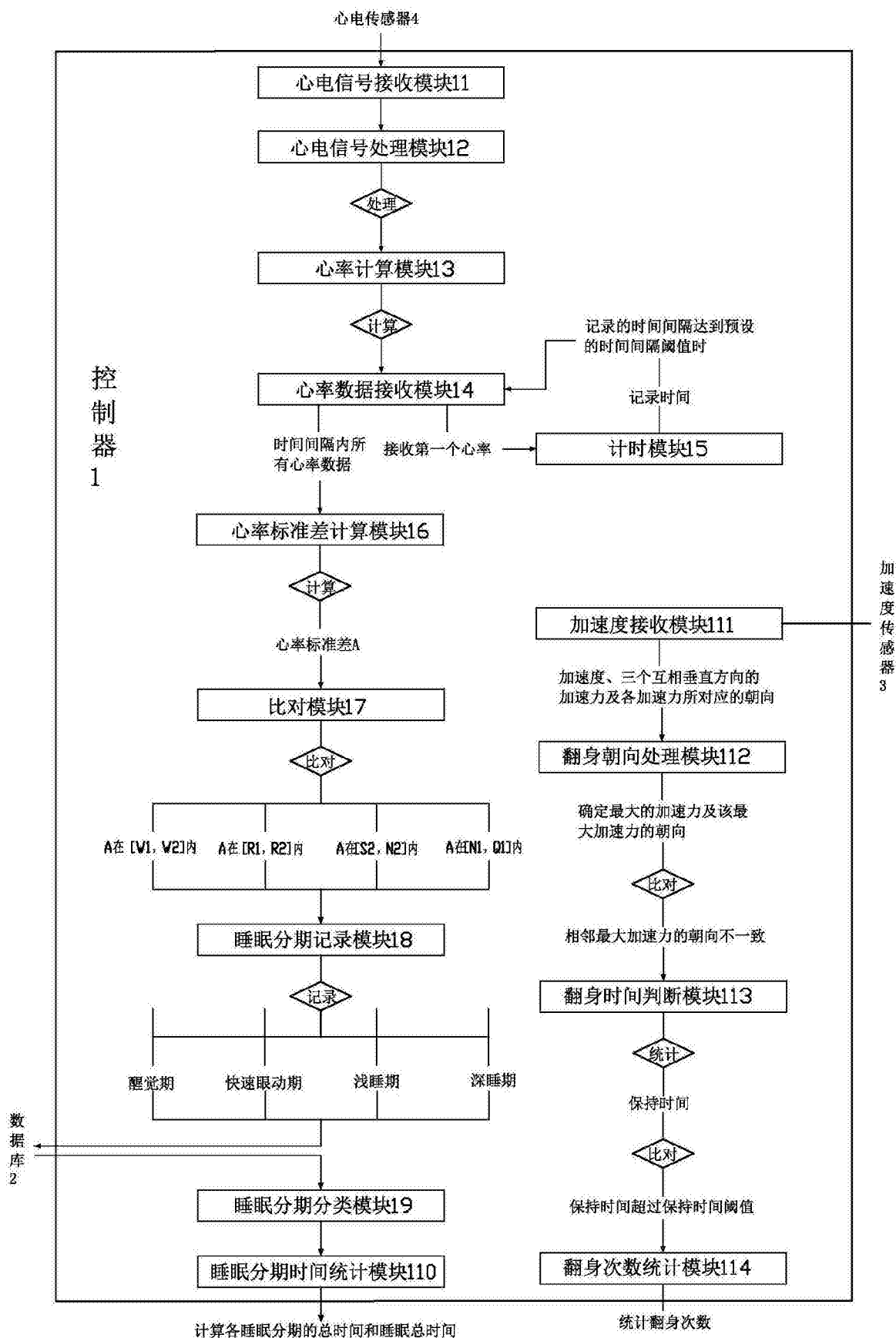


图6

|                |                                                |         |            |
|----------------|------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 一种面向睡眠分析的无线心电监护方法、系统及监护衣                       |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN106175678A</a>                   | 公开(公告)日 | 2016-12-07 |
| 申请号            | CN201610551786.5                               | 申请日     | 2016-07-13 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 翟思民<br>冯龙涛                                     |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 翟思民<br>冯龙涛                                     |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 翟思民<br>冯龙涛                                     |         |            |
| [标]发明人         | 翟思民<br>冯龙涛                                     |         |            |
| 发明人            | 翟思民<br>冯龙涛                                     |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/00 A61B5/0402 A61B5/11                   |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/4812 A61B5/0402 A61B5/11 A61B5/4815      |         |            |
| 代理人(译)         | 王玉松                                            |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a> |         |            |

# 摘要(译)

本发明提供了一种面向睡眠分析的无线心电监护方法、系统及监护衣，该无线心电监护方法通过采集被测者的心电信号和加速度，算出被测者的实时心率数据，并根据一段时间内的心率数据计算出心率标准差，根据心率标准差的大小对被测者的睡眠分期进行划分，并根据各睡眠分期的总时间及体动参数综合计算被测者的睡眠质量，该方法能够在自然状态下实现生命基本信息的获取；通过织物电极采集心电信号，加上位于腹部的加速度传感器传递身体动态信息，一起通过无线传输对心电信号进行分析，从中分离出睡眠相关信息，从而对睡眠质量进行客观评估。

