



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 210446992 U

(45)授权公告日 2020.05.05

(21)申请号 201821043326.2

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

(22)申请日 2018.06.29

(73)专利权人 苗铁军

地址 100080 北京市海淀区中关村乙901楼
508号

专利权人 宋军

北京博实联创科技股份有限公司

(72)发明人 苗铁军 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 5/11(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

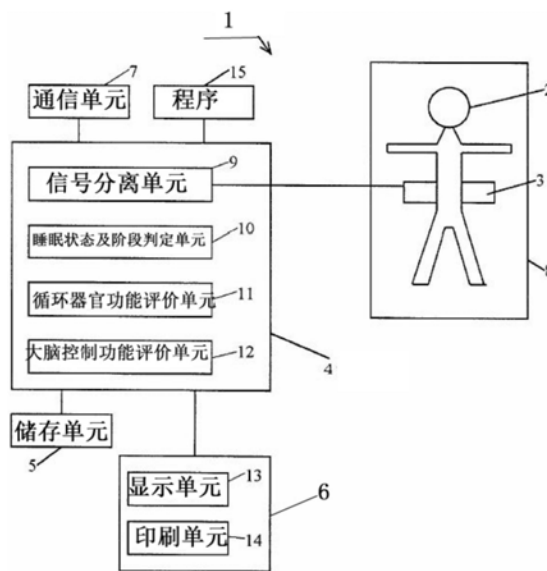
权利要求书2页 说明书12页 附图14页

(54)实用新型名称

一种身体机能检查装置

(57)摘要

本实用新型公开了一种身体机能检查装置,检测单元,用于检测身体的身体信息信号;信号分离单元,用于将所述检测单元检测到的身体信息信号分离成脉搏波信号、呼吸信号及身体运动信号;睡眠状态及阶段判定单元,用于基于所述脉搏波信号及所述身体运动信号,判定所述身体的睡眠状态及睡眠阶段符合快动眼睡眠状态、深睡眠状态、浅睡眠状态及觉醒状态中的一种;循环器官功能评价单元,用于提取处于所述深睡眠状态的所述身体的脉搏波信号,并评价所述身体的循环器官功能;大脑控制功能评价单元,用于提取处于所述快动眼睡眠状态的所述身体的身体运动信号,并评价所述身体的大脑控制功能。



1. 一种身体机能检查装置,其特征在于,包括:
检测单元,用于检测身体的身体信息信号;
信号分离单元,用于将所述检测单元检测到的身体信息信号分离成脉搏波信号、呼吸信号及身体运动信号;
睡眠状态及阶段判定单元,用于基于所述脉搏波信号及所述身体运动信号,判定所述身体的睡眠状态及睡眠阶段符合快动眼睡眠状态、深睡眠状态、浅睡眠状态及觉醒状态中的一种;
循环器官功能评价单元,用于提取处于所述深睡眠状态的所述身体的脉搏波信号,并评价所述身体的循环器官功能;
大脑控制功能评价单元,用于提取处于所述快动眼睡眠状态的所述身体的身体运动信号,并评价所述身体的大脑控制功能。
2. 根据权利要求1所述的身体机能检查装置,其特征在于,所述检测单元为压电传感器,该压电传感器直接或隔着衣服与所述身体的一部分接触。
3. 根据权利要求2所述的身体机能检查装置,其特征在于,在所述睡眠状态及阶段判定单元中,通过对所述脉搏波信号进行快速傅立叶变换,推测脉搏波信号的推测间隔数据,并使用所述脉搏波信号的推测间隔数据之前的一定区间内的数据的平均值及标准偏差值,计算脉搏波信号的推测间隔数据的Z-Score,
所述身体运动信号推测超过规定阈值的体运动数量时间序列数据,所述身体运动数量时间序列数据使用之前的一定区间内的数据的平均值及标准偏差值,计算身体运动信号的Z-Score,
由算出的脉搏波信号的所述推测间隔数据的Z-Score及算出的身体运动信号的所述Z-Score,判定所述身体的睡眠状态及睡眠阶段符合快动眼睡眠状态、深睡眠状态、浅睡眠状态及觉醒状态中的一种。
4. 根据权利要求3所述的身体机能检查装置,其特征在于,在所述循环器官功能评价单元中,对处于所述深睡眠状态的所述身体的脉搏波信号进行近似直线除去并进行波动分析,评价所述身体的循环器官功能。
5. 根据权利要求4所述的身体机能检查装置,其特征在于,在所述循环器官功能评价单元中,提取处于所述深睡眠状态的所述身体的呼吸信号,计算平均呼吸周期,对该平均呼吸周期的每整数倍进行近似直线除去并进行波动分析。
6. 根据权利要求1-5中任一项所述的身体机能检查装置,其特征在于,在所述循环器官功能评价单元中,对处于所述深睡眠状态的所述身体的脉搏波信号进行混沌分析,基于李雅普诺夫指数评价所述身体的循环器官功能。
7. 根据权利要求6所述的身体机能检查装置,其特征在于,在所述循环器官功能评价单元中,所述混沌分析中设置的延迟时间为所述呼吸信号的平均周期。
8. 根据权利要求7所述的身体机能检查装置,其特征在于,在所述大脑控制功能评价单元中,对处于所述快动眼睡眠状态的所述身体的身体运动信号进行波动分析,基于伪重心的摇动轨迹评价所述身体的大脑控制功能。
9. 根据权利要求8所述的身体机能检查装置,其特征在于,在所述大脑控制功能评价单元中,所述波动分析中设置的延迟时间为所述呼吸信号的平均周期。

10. 根据权利要求9所述的体能检查装置,其特征在於,在所述循环器官功能评价单元中,提取处于所述深睡眠状态中的最初阶段出现的深睡眠状态的所述身体的脉搏波信号,并评价所述身体的循环器官功能。

11. 根据权利要求10所述的体能检查装置,其特征在於,在所述大脑控制功能评价单元中,提取处于所述快动眼睡眠状态中的最后阶段出现的快动眼睡眠状态的所述身体的身体运动信号,并评价所述身体的大脑控制功能。

12. 根据权利要求11所述的体能检查装置,其特征在於,进一步具有重心检测单元,用于对检测所述身体的重心。

一种身体机能检查装置

技术领域

[0001] 本实用新型涉及一种身体机能检查装置,特别涉及一种用于基于睡眠中的身体信息检查身体机能的装置、身体机能检查方法及系统。

背景技术

[0002] 一直以来,临床症状及通过医疗设备和医学图像获得检查结果是生理功能障碍的症状非常显著时才适用的诊断方法,用于显著症状出现之前、即所谓的早期诊断的简易、客观且定量的方法至今还未得到开发。

[0003] 究其原因,虽然在显著症状出现之前,会出现身体节律的波动或者身体柔软度变化的迹象,但由于变化细微,很大程度受到身体的生理不稳定状态及外部环境的干扰,所以难以精确捕捉到生理功能降低或生理功能障碍。

[0004] 另外,通过测血压或身体检查等检查身体机能时,优选身体处于放松状态以能够精确进行检查。但是,白天交感神经活动占主导地位,心身内外的不稳定性产生的干扰不可避免,所以无法实现真正意义上的放松状态。

[0005] 因此,一直以来提出了多种用于在身体最稳定且处于放松状态的睡眠时,基于身体信息检查身体机能的装置。

[0006] 例如,专利文献1中提出了一种压电传感器、健康/疾病严重程度测定方法及测定装置、以及测定系统(下面,该技术称为现有例1),所述压电传感器设于寝具上,用于检测睡眠中的身体信息;所述测定方法从由压电传感器获得的原始信号提取脉搏波跳动分量数据,从所提取的脉搏波跳动分量数据中提取心率时间序列数据,对所提取的心率时间序列数据进行近似直线除去并进行波动分析,由其结果测定健康/疾病严重程度。

[0007] 专利文献2中提出一种系统,以在家中睡眠状态进行测定,该系统使用睡眠状态监控装置,通过电脑网络收集睡眠中的跳动间隔的数据,并检测表示跳动间隔波动的数值的变动,从而对使用者进行健康管理,所述睡眠状态监控装置具备:压力波形获取单元,用于从与使用者的身体接触的压力检测单元获得压力波形;跳动提取单元,用于对压力波形进行规定处理,从而获取跳动波形;跳动间隔计算单元,用于计算跳动间隔;睡眠分离(睡眠阶段)判定单元,用于由跳动间隔判定使用者的睡眠深度阶段即睡眠阶段(下面,将该技术称为现有例2)。

[0008] 专利文献3中提出一种压电传感器及系统,所述压电传感器设于寝具上,用于检测睡眠中的身体信息;所述系统基于从压电传感器获得的心率数据,推测符合快动眼睡眠或非快动眼睡眠的睡眠状态,同时显示睡眠质量(下面,将该技术成为现有例3)。

[0009] 专利文献1:日本特开2008-104529号公报

[0010] 专利文献2:日本特开2011-115188号公报

[0011] 专利文献3:日本特开2008-104528公报。

实用新型内容

[0012] 本实用新型的目的即在于克服现有技术不足,目的在于提供一种身体机能检查装置,现有例1中存在如下课题,即,虽然使用睡眠中的所有数据测定了身体的健康/疾病严重程度,但由于时间带或睡眠阶段的不同,身体节律的波动数值的不均较大,而身体节律的波动无视这些不均取平均数,并基于此进行判定,所以,数值的再现性差,精度低。

[0013] 现有例2中存在如下课题,即,与白天的昼夜节律类似,睡眠中也存在身体节律,因此,睡眠中不同阶段的身体波动的评价数值会产生不均。而且,即,不仅针对不同的各个睡眠阶段,即使在相同的深睡眠阶段,根据出现的时间带的不同,身体波动的数值也存在不均。例如,最初出现的深睡眠阶段和最后出现的深睡眠阶段的身体波动数值存在差异。这些不均超过了个体差异,身体波动无视这些不均的差异而取平均数,并基于此判定健康状态,此时,没有定义高精度的判定标准。

[0014] 现有例3仅对身体的睡眠状态及睡眠质量进行了评价,没有评价健康状态。

[0015] 本实用新型是为了解决上述课题而进行的,其目的在于提供一种用于基于睡眠中的身体信息以高再现性且高精度检查身体机能的~~身体机能检查装置~~、身体机能检查方法及系统。

[0016] 本实用新型通过下述技术方案实现:

[0017] 一种身体机能检查装置,包括:

[0018] 检测单元,用于检测身体的身体信息信号;

[0019] 信号分离单元,用于将所述检测单元检测到的身体信息信号分离成脉搏波信号、呼吸信号及身体运动信号;

[0020] 睡眠状态及阶段判定单元,用于基于所述脉搏波信号及所述身体运动信号,判定所述身体的睡眠状态及睡眠阶段符合快动眼睡眠状态、深睡眠状态、浅睡眠状态及觉醒状态中的一种;

[0021] 循环器官功能评价单元,用于提取处于所述深睡眠状态的所述身体的脉搏波信号,并评价所述身体的循环器官功能;

[0022] 大脑控制功能评价单元,用于提取处于所述快动眼睡眠状态的所述身体的身体运动信号,并评价所述身体的大脑控制功能。

[0023] 进一步的,所述检测单元为压电传感器,该压电传感器直接或隔着衣服与所述身体的一部分接触。

[0024] 进一步的,在所述睡眠状态及阶段判定单元中,通过对所述脉搏波信号进行快速傅立叶变换,推测脉搏波信号的推测间隔数据,并使用所述脉搏波信号的推测间隔数据之前的一定区间内的数据的平均值及标准偏差值,计算脉搏波信号的推测间隔数据的 Z-Score,

[0025] 所述身体运动信号推测超过规定阈值的体运动数量时间序列数据,所述身体运动数量时间序列数据使用之前的一定区间内的数据的平均值及标准偏差值,计算身体运动信号的 Z-Score,

[0026] 由算出的脉搏波信号的所述推测间隔数据的 Z-Score 及算出的身体运动信号的所述 Z-Score,判定所述身体的睡眠状态及睡眠阶段符合快动眼睡眠状态、深睡眠状态、浅睡眠状态及觉醒状态中的一种。

[0027] 进一步的,在所述循环器官功能评价单元中,对处于所述深睡眠状态的所述身体的脉搏波信号进行近似直线除去并进行波动分析,评价所述身体的循环器官功能。

[0028] 进一步的,在所述循环器官功能评价单元中,提取处于所述深睡眠状态的所述身体的呼吸信号,计算平均呼吸周期,对该平均呼吸周期的每整数倍进行近似直线除去并进行波动分析。

[0029] 进一步的,在所述循环器官功能评价单元中,对处于所述深睡眠状态的所述身体的脉搏波信号进行混沌分析,基于李雅普诺夫指数评价所述身体的循环器官功能。

[0030] 进一步的,在所述循环器官功能评价单元中,所述混沌分析中设置的延迟时间为所述呼吸信号的平均周期。

[0031] 进一步的,在所述大脑控制功能评价单元中,对处于所述快动眼睡眠状态的所述身体的身体运动信号进行波动分析,基于伪重心的摇动轨迹评价所述身体的大脑控制功能。

[0032] 进一步的,在所述大脑控制功能评价单元中,所述波动分析中设置的延迟时间为所述呼吸信号的平均周期。

[0033] 进一步的,在所述循环器官功能评价单元中,提取处于所述深睡眠状态中的最初阶段出现的深睡眠状态的所述身体的脉搏波信号,并评价所述身体的循环器官功能。

[0034] 进一步的,在所述大脑控制功能评价单元中,提取处于所述快动眼睡眠状态中的最后阶段出现的快动眼睡眠状态的所述身体的身体运动信号,并评价所述身体的大脑控制功能。

[0035] 进一步的,还具有重心检测单元,用于对检测所述身体的重心。

[0036] 本实用新型通过下述另一技术方案实现:

[0037] 一种身体机能检查方法,包括:

[0038] 信号分离工序,将用于检测身体的身体信息信号的检测单元所检测到的身体信息信号分离成脉搏波信号、呼吸信号及身体运动信号;

[0039] 睡眠状态及阶段判定工序,基于所述脉搏波信号及所述身体运动信号,判定所述身体的睡眠状态符合快动眼睡眠状态、深睡眠状态、浅睡眠状态及觉醒状态中的一种;

[0040] 循环器官功能评价工序,提取处于所述深睡眠状态的所述身体的脉搏波信号,并评价所述身体的循环器官功能;

[0041] 大脑控制功能评价工序,提取处于所述快动眼睡眠状态的所述身体的身体运动信号,并评价所述身体的大脑控制功能。

[0042] 本实用新型通过下述再一技术方案实现:

[0043] 一种身体机能检查系统该系统使电脑执行如下处理:

[0044] 信号分离处理,将用于检测身体的身体信息信号的检测单元所检测到的身体信息信号分离成脉搏波信号、呼吸信号及身体运动信号;

[0045] 睡眠状态及阶段判定处理,基于所述脉搏波信号及所述身体运动信号,判定所述身体的睡眠状态符合快动眼睡眠状态、深睡眠状态、浅睡眠状态及觉醒状态中的一种;

[0046] 循环器官功能评价处理,提取处于所述深睡眠状态的所述身体的脉搏波信号,并评价所述身体的循环器官功能;

[0047] 大脑控制功能评价处理,提取处于所述快动眼睡眠状态的所述身体的身体运动信

号,并评价所述身体的大脑控制功能。

[0048] 本实用新型与现有技术相比,根据本实用新型中的身体机能检查装置、身体机能检查方法及系统,可以实现如下效果。

[0049] (1) 提取处于深睡眠状态的身体的脉搏波信号,并评价身体的循环器官功能,因此,睡眠中,特别是深睡眠中,身体得到最佳休息,最大程度抑制交感神经活动,副交感神经处于主导地位,在这样的状态下,意识活动及内部干扰很少,实现潜意识地稳定的真正的放松状态,所以,可以高精度地检查身体波动。另外,除状态检查之外,还通过检测身体波动,使人们在器质性异常之前发现波动的异常,由此可以预测身体机能状态的异常。

[0050] (2) 提取处于快动眼睡眠状态的身体的身体运动信号,并评价身体的大脑控制功能,因此,在稳定睡眠中,快动眼睡眠时的大脑处于接近觉醒状态,控制着身体的行动,所以,通过准确地检查大脑控制中枢波动的异常,可以检测出大脑控制功能障碍及潜意识控制功能的降低。

附图说明

[0051] 此处所说明的附图用来提供对本实用新型实施例的进一步理解,构成本申请的一部分,并不构成对本实用新型实施例的限定。在附图中:

[0052] 图1为表示本实用新型的第一实施例中的身体机能检查装置的结构方框图。

[0053] 图2为用于对本实用新型的第一实施例中的身体机能检查装置的操作及身体机能检查方法进行说明的流程图。

[0054] 图3为表示通过信号分离单元将一晚的身体信息信号分离为脉搏波信号、呼吸信号及身体运动信号时的图表,横轴为时间(分),纵轴为信号振幅值(任意单位)。

[0055] 图4中,(A)为示出R-R间隔的心电图的时间序列数据的图表,(B)为示出P-P间隔的脉搏波信号的时间序列数据的图表。

[0056] 图5为表示在P-P间隔的时间序列数据的图表中选定一定数据区间W时的图表。

[0057] 图6为表示Z-score(无量纲)的时间序列变化的图表。

[0058] 图7为表示某身体的睡眠状态的判定结果的图表。

[0059] 图8中,(A)为表示健康人在最初深睡眠阶段的脉搏波信号的图表,(B)为表示其的呼吸信号的图表,(C)为表示陈旧性心肌梗死患者在最初深睡眠阶段的脉搏波信号的图表,(D)为表示其呼吸信号的图表。

[0060] 图9为用于对近似直线除去-波动分析方法进行说明的图表。

[0061] 图10为表示由DFA计算获得的短时间区域的坡度slope1和由DFA计算获得的长时间区域的坡度slope2的图表,坡度slope1作为波动指数1,坡度slope2作为波动指数2。

[0062] 图11为针对健康人及患者,对通过改良DFA获得的3分钟P-P间隔的时间序列数据进行波动分析得到的结果,(A)表示两者的波动指数1,即,坡度slope1值的平均值,(B)表示各自的分布值,(C)表示循环器官功能障碍的组。

[0063] 图12中,(A)为表示混沌分析时用于对塔肯斯嵌入的概要进行说明的时间序列数据的图表,(B)为表示在三次元状态空间内依次绘制而成的轨道的吸引子的图表。

[0064] 图13为表示李雅普诺夫指数计算算法在三维状态时的概念的说明图。

[0065] 图14为表示使用三个超球半径的圆的李雅普诺夫指数计算算法在三维状态下的

概念的说明图。

[0066] 图15中, (A) 为表示李雅普诺夫指数为4.31的健康人的波动度的吸引子的图表, (B) 为表示李雅普诺夫指数为2.55的心肌梗塞患者的波动度的吸引子的图表。

[0067] 图16为通过塔肯斯定理对所提取的身体运动信号的时间序列数据构成二维吸引子的方法的说明图表。

[0068] 图17中, (A) 为表示从健康人快动眼睡眠时所提取的身体运动信号的时间序列数据的图表, (B) 为表示其伪重心动摇轨迹的图表。

[0069] 图18中, (A) 为表示从具有躁郁倾向的人快动眼睡眠时所提取的身体运动信号的时间序列数据的图表, (B) 为表示其伪重心动摇轨迹的图表。

[0070] 图19表示本实用新型的第二实施例中的身体机能检查装置中使用的床, (A) 为其仰视图, (B) 为其侧面图。

[0071] 图20中, (A) 为表示使用重心检测传感器获得的睡眠中身体的重心坐标的时间序列数据的变化图表, (b) 为表示睡眠中身体的重心摇动轨迹的图表。

[0072] 附图中标记及对应的零部件名称:

[0073] 1: 身体机能检查装置

[0074] 2: 身体

[0075] 3: 检测单元

[0076] 4: 控制单元

[0077] 5: 储存单元

[0078] 6: 输出单元

[0079] 7: 通信单元

[0080] 8: 床

[0081] 9: 信号分离单元

[0082] 10: 睡眠状态及阶段判定单元

[0083] 11: 循环器官功能评价单元

[0084] 12: 大脑控制功能评价单元

[0085] 13: 显示单元

[0086] 14: 印刷单元

[0087] 15: 程序。

具体实施方式

[0088] 为使本实用新型的目的、技术方案和优点更加清楚明白, 下面结合实施例和附图, 对本实用新型作进一步的详细说明, 本实用新型的示意性实施方式及其说明仅用于解释本实用新型, 并不作为对本实用新型的限定。

[0089] 图1为表示本实用新型的第一实施例中的身体机能检查装置的结构方框图。

[0090] (本实用新型的第一实施例中的身体机能检查装置的结构)

[0091] 如图1所示, 本实用新型的第一实施例中的身体机能检查装置1具备: 检测单元3, 用于检测身体2的身体信息信号; 控制单元4, 用于对由检测单元3检测到的身体信息信号进行信号处理, 判定睡眠状态和睡眠阶段(睡眠分期), 评价身体机能; 储存单元5; 输出单元6;

通信单元7。

[0092] 检测单元3为直接或隔着衣服与身体2的一部分接触的压电传感器,例如,设于用于身体2睡眠的床8上。

[0093] 控制单元4具备:信号分离单元9,用于将检测单元3所检测到的身体信息信号分离成脉搏波信号、呼吸信号及身体运动信号;睡眠状态及阶段判定单元10,用于基于脉搏波信号及身体运动信号,判定身体2的睡眠状态及睡眠阶段符合快动眼睡眠状态、深睡眠状态、浅睡眠状态及觉醒状态中的哪一种;循环器官功能评价单元11,用于提取处于深睡眠状态的身体2的脉搏波信号,并评价身体2的循环器官功能;大脑控制功能评价单元12,用于提取处于快动眼睡眠状态的身体2的身体运动信号,并评价身体2的大脑控制功能。

[0094] 储存单元5储存各种数据,具备数据库等。

[0095] 输出单元6输出各种数据,具有显示屏、显示器等显示单元13,用于显示各种数据;及打印机等印刷单元14,用于印刷各种数据。

[0096] 通信单元7进行各种数据的发送和接收,以与因特网(基于TCP/IP(Transmission Control Protocol/Internet Protocol)的数据传输网络)及LAN(Local AreaNetwork)等通信网络连接,例如,为调制解调器、终端适配器、路由器、DSU(Digital Service Unit)等。

[0097] 另外,通过程序15使电脑执行本实用新型的第一实施例中的身体机能检查装置的控制单元4的控制处理。该程序15可以记录在磁盘、CD-ROM、半导体存储器等记录媒体中,也可以从通信网络下载。

[0098] (本实用新型的第一实施例中的身体机能检查装置的操作及身体机能检查方法)图2为用于对本实用新型的第一实施例中的身体机能检查装置的操作及身体机能检查方法进行说明的流程图。

[0099] 首先,通过检测单元3检测身体信息信号(步骤S1)。

[0100] 接着,通过控制单元4的信号分离单元9将检测单元3所检测到的身体信息信号分离成脉搏波信号、呼吸信号及身体运动信号(步骤S2)。

[0101] 接着,通过睡眠状态及阶段判定单元10,基于脉搏波信号及身体运动信号,判定身体2的睡眠状态符合快动眼睡眠状态、深睡眠状态、浅睡眠状态及觉醒状态中的哪一种(步骤S3)。

[0102] 接着,提取处于深睡眠状态的身体2的脉搏波信号(步骤S4),通过循环器官功能评价单元11评价身体2的循环器官功能(步骤S5)。

[0103] 另外,提取处于快动眼睡眠状态的身体2的身体运动信号(步骤S6),通过大脑控制功能评价单元12评价身体2的大脑控制功能(步骤S7)。

[0104] 下面,对利用控制单元4进行的处理进行详细说明。

[0105] (步骤S2的处理)

[0106] 图3为表示通过信号分离单元将身体一晚的信息信号分离成脉搏波信号、呼吸信号及身体运动信号的图表,横轴为时间(分),纵轴为信号的振幅值。图中,下部表示脉搏波信号,中部表示呼吸信号,上部表示身体运动信号。

[0107] 如图3所示,将身体信息信号划分为脉搏波信号(中心频率1Hz)、呼吸信号(中心频率0.3Hz)及身体运动信号(2Hz)各自的中心频率周围的频带,分离成三个信号。

[0108] (步骤S3的处理)

[0109] 由于人的大脑非常发达,因此分化出快动眼睡眠及非快动眼睡眠,分别承担不同的作用。快动眼睡眠源自眼球在紧闭的眼皮下骨碌骨碌转动即快速眼动(rapid eye movement的首字母为REM)这一单词。快动眼睡眠时的大脑处于接近觉醒的状态,在该状态下,经常做梦,虽然处于休眠状态但身体却很疲惫。脉搏、呼吸、血压等自律神经功能不规则地变化,因此身体以不同于觉醒时的方式活动。

[0110] 非快动眼睡眠是指非快动眼睡眠的休眠,即包括浅眠状态至完全熟睡状态(基于脑电波划分为四个阶段)的安稳休眠。身体肌肉保持相对紧张,脉搏、呼吸、血压等自律神经功能稳定。

[0111] 现在,医学上认可且获得临床应用的睡眠状态判定方法为多导睡眠图(Polysomnography: PSG)法。多导睡眠图法是测定脑电波、眼球运动及颈肌电并由它们的波形进行判定的方法。但是,在测定脑电波、肌电等的方法中,需要在身体上安装电极,这对受试者而言是非常大的负担,一般家庭无法进行测定。因此,本实用新型采用了一种替代多导睡眠图通过简易的方法推测睡眠状态的方法。

[0112] (1) 由脉搏波信号推测P-P间隔PPI

[0113] 由脉搏波信号推测相当于心电图中的R-R间隔的P-P间隔的时间序列数据。

[0114] 图4中,(A)为示出R-R间隔的心电图的时间序列数据的图表,(B)为示出P-P间隔的脉搏波信号的时间序列数据的图表。在此,R-R间隔为心电图的R波的间隔,P-P间隔为脉搏波信号的峰间隔。

[0115] 首先,为了测定脉搏波的峰及峰间隔,使用快速傅立叶变换(FFT)。对脉搏波信号的数据进行FFT分析,计算平均频率(MPF)及功率(P)。

[0116] MPF是指各频率的频谱的平均值。公式如下。

$$MPF = \frac{\sum_{f=f_l}^{f_h} f * P(f)}{\sum_{f=f_l}^{f_h} P(f)} \quad \text{公式(1)}$$

[0118] 其中,P为功率谱的功率值,f为频率,f_l和f_h为表示频率分析区间的低频率值和高频率值。使用这些,通过下面得到公式(2)求得脉搏波信号的间隔数据PPI。

[0119] $PPI = 1/MPF$ 公式(2)

[0120] (2) 推测PPI的Z-score

[0121] 图5为表示在PPI的时间序列数据的图表中选定一定数据区间W时的图表。

[0122] 对于PPI时间序列数据,采用PPI值之前的一定数据区间W时,使用区间W内的数据的平均值Mean和标准偏差SD,通过公式(3)计算PPI的Z-score。

[0123] $Z\text{-score} = (PPI\text{值} - \text{Mean}) / \text{SD}$

[0124] 公式(3)

[0125] 通过滑动数据区间W,生成PPI的Z-score时间序列数据。

[0126] 图6为表示Z-score(无量纲)的时间序列的变化的图表。

[0127] 如图6所示,Z-Score通过平均及标准偏差吸收各自的个体差异,大致为±3范围内的数值(无量纲),因此,可以设置通用的适当阈值(数值)。

[0128] (3) 推测身体运动的Z-score

[0129] 身体运动信号计算超出规定阈值的身体运动数量,该身体运动数量时间序列数据使用之前的一定区间W的数据的平均值Mean及标准偏差值SD,推测根据公式(2)得到的身体运动信号的Z-Score。通过滑动数据区间W,生成身体运动信号的Z-score时间序列数据。

[0130] (4) 判定睡眠阶段(觉醒、深睡眠、浅睡眠、快动眼睡眠)

[0131] 在深睡眠状态下,心率变动即脉搏波信号的间隔数据PPI的Z-Score最小,同时,身体运动也较小,即身体运动的Z-Score最小。

[0132] 与之相反,在觉醒状态下,上述两者均最大。

[0133] 浅睡眠、快动眼睡眠位于两者之间。

[0134] 因此,如将PPI的Z-Score的阈值设为PT1、PT2、PT3,身体运动信号的Z-Score的阈值设为MT1、MT2、MT3,则

[0135] 当PPI的Z-Score<PT1,同时,身体运动的Z-Score<T1时,判定为深睡眠阶段。

[0136] 当PPI的PT2>Z-Score>PT1,同时,身体运动的MT2>身体运动Z-Score>MT1时,判定为浅睡眠阶段。

[0137] 当PPI的PT3>Z-Score>PT2,同时,身体运动的MT3>身体运动Z-Score>MT2时,判定为快动眼睡眠阶段。

[0138] 当PPI的Z-Score>PT3,同时,身体运动的Z-Score>MT3时,判定为觉醒。

[0139] 其中,PT1<PT2<PT3、MT1<MT2<MT3。由此,可以判定睡眠状态处于哪一种睡眠阶段或哪一种睡眠分期。

[0140] 本实用新型人实际使用的具体阈值如下:

[0141] PT1=0.6、PT2=1.2、PT3=3;

[0142] MT1=0.7、MT2=1、MT3=3

[0143] (这些仅为示例,不限于于此)。

[0144] 图7为表示某身体的睡眠状态的判定结果的图表。

[0145] (步骤S4及S5的处理)

[0146] (1) 深睡眠阶段的信号提取

[0147] 划分频带,提取分离后的脉搏波信号(中心频率1Hz)及呼吸信号(中心频率0.3Hz)。通过上述手段,获得如图7所示的睡眠状态的判定结果。获得了多个深睡眠阶段,用箭头表示最初出现的深睡眠阶段,其为最稳定的真正的放松状态。另外,获得了多个快动眼睡眠阶段,用箭头表示最先出现的快动眼睡眠阶段,其为最接近觉醒的睡眠状态。

[0148] 图8中,(A)为表示从健康人的最初深睡眠阶段提取的脉搏波信号的图表,(B)为表示其呼吸信号的图表,(C)为表示从陈旧性心肌梗死患者的最初深睡眠阶段提取的脉搏波信号的图表,(D)为表示其呼吸信号的图表。

[0149] (2) 心拍波动的分析方法(改良DFA法)

[0150] 根据最新研究成果,对心率数据,进行分形分析中的一种方法即近似直线除去-波动分析,即,将心肺的相互影响考虑在内的DFA(DetrendedFluctuationAnalysis)分析,由此,推测心脏疾病及其它疾病及循环器官的身体机能降低或障碍。

[0151] 从脉搏波中,将间隔PPI时间序列数据设为 $X(1), X(2), X(3), \dots, X(N)$ 。

[0152] 首先,计算整体的平均值。从时间序列数据的各值减去平均值并对其积分以求得 $y(k)$ 。根据公式(4),时间序列数据为每一时刻的离散数据,因此积分置换为和。

[0153] 图9为用于对近似直线除去-波动分析方法进行说明的图表。

$$[0154] \quad y(k) = \sum_{i=1}^k [X(i) - M] \quad [k = 1, \dots, N] \quad \text{公式(4)}$$

[0155] 其中, $X(i)$: 时间序列数据 $[i = 1, \dots, N]$, M : $X(i)$ 的平均。

[0156] 接着, 以等间隔 n 的区分时间分割积分后的时间序列 $y(k)$, 在该区分时间内求得最小平方近似直线 $y_n(k)$ (局部趋势)。从 $y(k)$ 中除去 $y_n(k)$ 的趋势并求平方取得平均值, 取得平方根, 此时的 $F(n)$ (均方误差) 为公式 (5)。使区分时间的大小相对全部时标变化, 针对各区分时间计算 $F(n)$, 横轴上绘制区分时间的对数 $\log n$, 纵轴上绘制均方误差平均值 $F(n)$ 的对数 $\log F(n)$ 。

$$[0157] \quad F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N [y(k) - y_n(k)]^2} \quad \text{公式(5)}$$

[0158] 图10为表示由DFA计算获得的短时间区域的坡度 slope1 及由DFA计算获得的长时间区域的坡度 slope2 的图表, 坡度 slope1 作为波动指数1, 坡度 slope2 作为波动指数2。

[0159] 在图10所示的 $\log n$ 和 $\log F(n)$ 的点列图中, 直线部分的坡度为规模指数 Slope1 。通过最小平方法求得的直线坡度与之对应。

[0160] 本实用新型为了提高将呼吸产生的影响考虑在内的脉搏波间隔PPI的波动分析精度, 而采用DFA法的提高精度方法。其中, 采用相当于平均呼吸周期的 Tr 。

[0161] 当公式 (5) 中的 n 选定 Tr 的整数倍: $n = \text{Tr}, 2\text{Tr}, 3\text{Tr}, 4\text{Tr}, \dots$ 时, 公式 (5) 的各区分时间的 $F(n)$ 在每个呼吸周期的整数倍处跳跃, 降低呼吸对PPI波动产生的影响, 从而获得正确的PPI波动指数 Slope1 。

[0162] 通过该 Slope1 , 对PPI时间序列数据 $X(i)$ 进行如下分类。

[0163] $0 < \text{Slope1} < 0.5$: 反相关

[0164] $\text{Slope1} = 0.5$: 非相关、白噪声

[0165] $0.5 < \text{Slope1} < 1.0$: 长程相关

[0166] $\text{Slope1} = 1$: $1/f$ 波动

[0167] $\text{Slope1} > 1$: $\log n$ 和 $\log F(n)$ 之间的直线关系崩溃

[0168] $\text{Slope1} = 1.5$: 随机漫步型褐色噪声

[0169] 图11为利用通过改良DFA获得的3分钟P-P间隔的时间序列数据对健康人群及循环器官功能降低人群进行波动分析而获得的结果, (A) 表示两者的 Slope1 值的平均值及标准误差, (B) 表示各自的分布值, (C) 为示出健康人及循环器官功能降低者的组。

[0170] 由该分析可知, 身体处于健康状态时, Slope1 值接近1 ($1/f$ 波动), 心房纤颤等循环器官功能降低人群接近0.5。患有高血压或心绞痛的功能降低人群分布在0.9附近, 患有糖尿病或心肌梗塞的功能降低人群分布在0.6~0.7附近, 患有心房纤颤的功能降低人群分布在0.5附近。

[0171] 即, 在健康状态下, 以 $\text{Slope1} = 1$ 表示 $1/f$ 波动, 随着循环器官功能降低程度的加重, Slope1 逐渐减小, 一般认为接近非相关、白噪音即0.5。即, 可以认为, 如由于自律神经对起搏器的支配而产生的波动 (变动) 降低, 则对于施加给血压的急剧干扰的敏捷的补偿性及反应性降低, 从而导致循环器官功能降低。

[0172] 另外,如Slope1值上升至1以上,则考虑为心理不健康的状态。若过度波动,则为压力状态或心情不佳的心理状态。

[0173] (3) 脉搏波信号的混沌分析

[0174] 图12(A)为表示用于对塔肯斯嵌入定理的概要进行说明的时间序列数据的图表,(B)为表示在三次元状态空间内依次绘制而成的轨道的吸引子图表。

[0175] 塔肯斯定理是混沌分析中普遍使用的方法。将脉搏波信号的时间序列数据设为 $x(k)$ ($k=0,1,2,3\cdots$)。

[0176] 想要恢复 m 个状态变量的吸引子时,使用延迟时间 τ ,制作矢量 $x(i) = \{x(i), x(i+\tau), x(i+2\tau), \cdots, x(i+m\tau)\}$ 。例如,当状态变量的个数为3个时, $x(i) = \{x(i), x(i+\tau), x(i+2\tau)\}$ 。

[0177] 此处的 τ 为参数,称为嵌入延迟时间。如在三维状态空间内(坐标轴 $x(i), x(i+\tau)$ 及 $x(i+2\tau)$)依次绘制该矢量 $x(i)$ ($i=0,1,2,\cdots,n$),则可以获得轨迹,该轨迹的形状被称为吸引子。

[0178] 延迟时间 τ 选择至关重要,通过选择最佳时间延迟可以恢复状态变量的吸引子。本实用新型采用最佳延迟时间 τ =脉搏波信号的平均周期。由此,可以恢复吸引子,从而脉搏波信号的混沌分析结果的精度得到提高。

[0179] 李雅普诺夫指数为表示信号波动程度的指数,在吸引子绘制轨道中,紧邻两条轨道间的距离为表示随时间经过而远离的程度的量。计算李雅普诺夫指数时,使用根据Sano-Sawada 法的近似计算方法。

[0180] 图13为表示李雅普诺夫指数计算算法在三维状态下的概念的说明图。

[0181] 如图13所示,向三维混沌动力学系提供半径 ϵ 的微球(超球)作为初始值时,最初为球体的物质经一次映射后,在 e_1 方向上拉伸,在 e_3 方向上压扁,结果形成椭圆形。若将此时相对于 e_1, e_2, e_3 方向上的单位时间扩大率的对数设为 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$,则该 λ_1 为第一分量,故也称为“第一李雅普诺夫指数”、“最大李雅普诺夫指数”,在本实用新型中,记作李雅普诺夫指数(非专利文献M.Sano, Y.Sawada (1985) Measurement of the Lyapunov spectrum from a chaotic time series, Physical Review Letters, 55 (10) pp1082-1085)。

[0182] 在本实用新型中,为了除去混入信号中的周边环境噪音,设计下面的方法,以期提高精度。

[0183] 图14为表示使用三个超球半径圆的李雅普诺夫指数计算算法在三维状态下的概念的说明图。

[0184] 如图14所示,添加另一个超球半径 ϵ_3 ,即,作为吸引子邻近点的检索条件,

[0185] 将存在于超球半径 ϵ_1 ,且,

[0186] 存在于超球半径 ϵ_2 内,且,

[0187] 存在于超球半径 ϵ_3 内的吸引子的点作为邻近点。

[0188] 其中,超球半径1采用吸引子总体尺寸(半径)的5%,

[0189] 当设置超球半径2为超球半径1的1.5倍,

[0190] 超球半径3为超球半径1的2倍时,

[0191] 可以抑制噪音,提高精度。

[0192] 究其原因,

[0193] 1) 可以脱离跳出超球 ϵ_2 及超球 ϵ_3 的轨道。

[0194] 2) 可以脱离不同行为的轨道(噪音)并计算李雅普诺夫指数。

[0195] 图15中, (A) 为表示李雅普诺夫指数为4.31的健康人的波动度的吸引子图表, (B) 为表示李雅普诺夫指数为2.55的心肌梗塞患者的波动度的吸引子图表。

[0196] 李雅普诺夫指数表示身体的柔软度及身体波动程度, 健康人即使处于安静状态仍具有较高的李雅普诺夫指数, 非常灵活地变动, 而且, 图15 (A) 中示出了复杂的吸引子结构的图表。

[0197] 另一方面, 若逐渐失去灵活的变动性, 则李雅普诺夫指数减小, 身体机能降低, 产生心肌梗塞等循环器官功能障碍的风险较大, 此时, 图15 (B) 中示出了缩小后的单纯的周期性吸引子结构。

[0198] (步骤S6及S7的处理)

[0199] 最后的快动眼睡眠阶段最接近觉醒状态, 在该状态下, 可以最佳地从大脑检查身体活动的控制功能, 因此, 通过对此时的身体运动波动进行分析, 可以高精度地检查大脑控制功能。作为其方法, 在一晚中, 提取最后快动眼睡眠阶段的信号, 通过对身体活动进行波动分析, 检查与大脑控制功能相关的潜在的身体失衡, 从而可以预测心理障碍。

[0200] (1) 快动眼睡眠阶段的信号提取

[0201] 从判定为睡眠阶段中最后出现的快动眼睡眠阶段提取身体运动信号。

[0202] (2) 身体运动信号的波动分析

[0203] 身体运动信号的波动分析使用与重心动摇检查类似的方法。

[0204] 图16为针对所提取的身体运动信号的时间序列数据, 通过塔肯斯定理对构成二维吸引子的点进行说明的图表。

[0205] 如图16所示, 通过塔肯斯定理, 由所提取的快动眼睡眠时的身体运动信号构成二维吸引子。将该吸引子作为伪重心动摇轨迹, 使用站立时的身体重心动摇检查方法。

[0206] 本实用新型采用最佳延迟时间 τ =呼吸信号的平均周期, 可以降低呼吸的影响, 能够精确地构成二维吸引子。

[0207] 图17中, (A) 为表示从健康人最后快动眼睡眠阶段中提取的身体运动信号的时间序列数据的图表, (B) 为表示其伪重心动摇轨迹的图表。

[0208] 图18中, (A) 为表示从具有躁郁倾向的人的最后快动眼睡眠阶段所提取的身体运动信号的时间序列数据的图表, (B) 为表示其伪重心动摇轨迹的图表。

[0209] 如图17所示可知, 身体机能健康的人可以良好地控制伪重心动摇轨迹, 轨迹面积较小, 与此相对, 如图18所示可知, 具有躁郁倾向的或不健康的人, 其大脑控制功能降低, 导致轨迹面积较大。

[0210] (第二实施例)

[0211] 图19表示本实用新型的第二实施例中的身体机能检查装置中使用的床, (A) 为其仰视图, (B) 为其侧面图。

[0212] 如图19所示, 在本实用新型的第二实施例的身体机能检查装置中, 在用于身体2睡眠的床8的腿部8a的下部安装有用于检测身体2的重心的重心检测传感器21(重量传感器)。

[0213] 将床8的长度及宽度设为L及D。中心点作为重心的平面坐标(x, y)的原点(0, 0)。

[0214] 通过床8的4个腿部8a上的重量传感器, 测定4个腿部的重量值P1、P2、P3、P4, 由此,

[0215] 睡眠中,床短轴方向上身体重心的x坐标值= $[(P1+P2)*L/2-(P3+P4)*L/2]/Pt$;

[0216] 睡眠中,床长轴方向上身体的重心的y坐标值= $[(P1+P3)*D/2-(P2+P4)*D/2]/Pt$;

[0217] 其中,总重量 $Pt=P1+P2+P3+P4$,

[0218] 重心的x坐标值和重心的y坐标值的时间变化数据作为身体信息信号。

[0219] 通过信号分离的滤波方法,根据各自的频带分离成三个身体信号。即,脉搏波信号(中心频率1Hz)、呼吸信号(中心频率0.3Hz)、身体运动信号(中心频率2Hz)。利用这些分离信号,通过Z-Score方法判定睡眠阶段。与实施例1相同,通过对深睡眠阶段和快动眼睡眠阶段的信号进行波动分析及混沌分析,可以检查身体机能降低。

[0220] 而且,在身体2的睡眠中,水平姿势下出现的身体重心称为二维投影的水平重心,其的重心轨迹作为重心的x坐标值和y坐标值随时间变化的图形。

[0221] 各个时刻的重心的x坐标值和重心的y坐标值的图形与由重心轨迹构成的二维吸引子相同,因此,通过公式(6)计算可以对重心动摇的控制功能进行评价的轨迹的周围的外周面积评价指标。

[0222] 外周面积Env.Area:

[0223] $Env.Area = (\max(x) - \min(x)) * (\max(y) - \min(y))$ 公式(6)

[0224] 重心的活动范围为如全部包围那样的长方形。

[0225] 可以通过重心动摇轨迹的面积分析,检测大脑控制功能的降低。

[0226] 图20中,(A)为表示使用重量传感器获得的重心坐标的时间序列数据的变化了的图表,(B)表示将身体重心作为二维投影的水平重心时的摇动轨迹的图表。

[0227] 该方法不仅可以用于伪重心动摇,实际上也可以用于睡眠中从安装于床8的重心检测传感器20获得的身体水平重心的轨迹分析,而且,还可以作为检测身体控制功能或大脑控制功能降低的手段。

[0228] 根据本实用新型中的身体机能检查装置及系统,可以实现如下效果。

[0229] (1)提取处于深睡眠状态的身体的脉搏波信号,并评价身体的循环器官功能,因此,睡眠中,特别是深睡眠中,身体处于最稳定的放松状态,最大程度抑制交感神经活动,副交感神经处于主导地位,在这样的状态下,意识活动及内部干扰很少,在潜意识下实现真正的放松状态,所以,不均较少,可以高精度地检查波动。另外,除状态检查之外,还通过检查身体波动,使人们在器质性异常之前发现波动的异常,由此可以预测循环功能降低。

[0230] (2)提取处于快动眼睡眠状态的身体运动信号,并评价身体控制功能或大脑控制功能,因此,稳定睡眠中,快动眼睡眠时的大脑处于接近觉醒的状态,通过准确地检查控制身体活动的功能,在睡眠中,可以在无意识状态下检测大脑控制功能障碍或潜意识控制功能的降低。

[0231] 本实用新型不限于上述实施方式,可以在权利要求中记载的技术事项的范围内作为各种变更。

[0232] 以上所述的具体实施方式,对本实用新型的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明,所应理解的是,以上所述仅为本实用新型的具体实施方式而已,并不用于限定本实用新型的保护范围,凡在本实用新型的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本实用新型的保护范围之内。

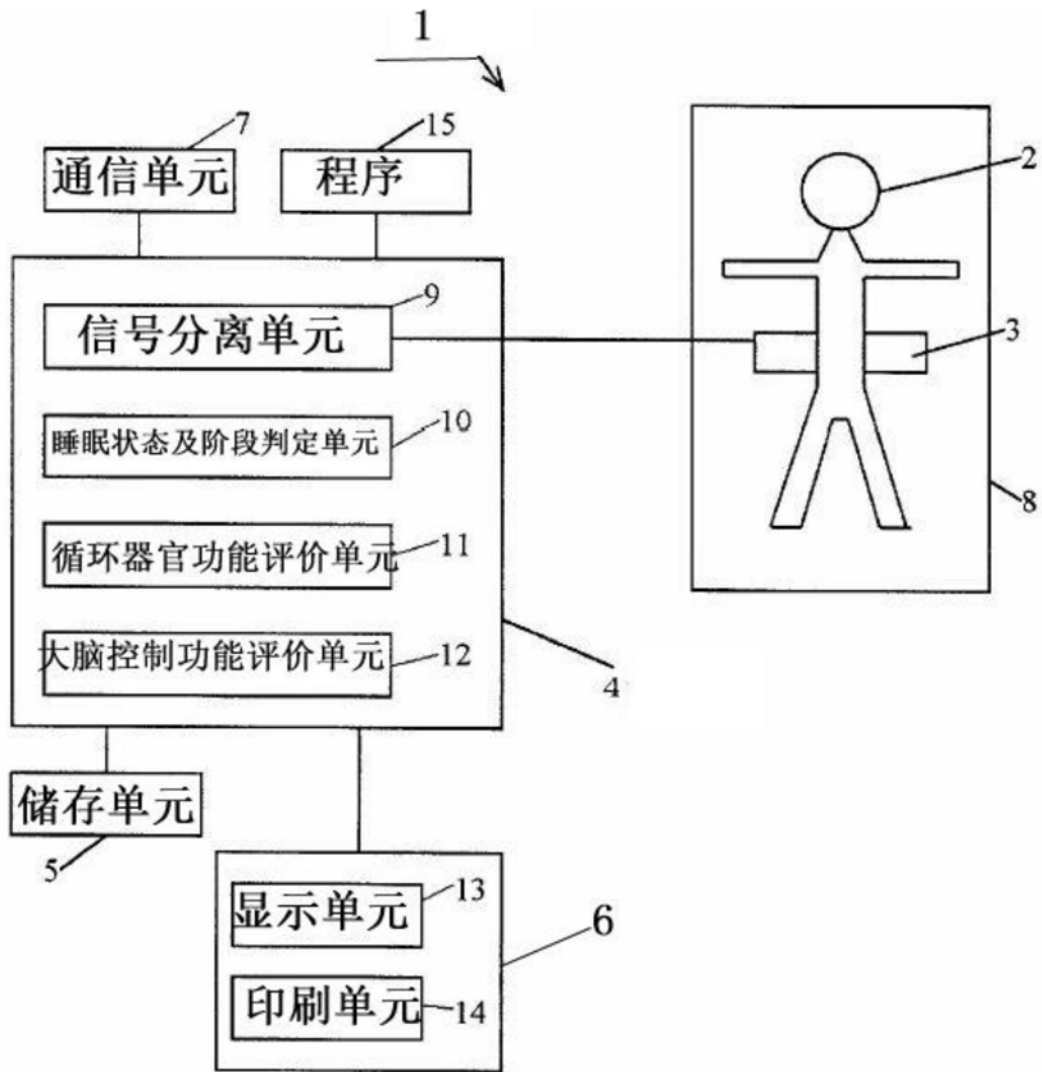


图1

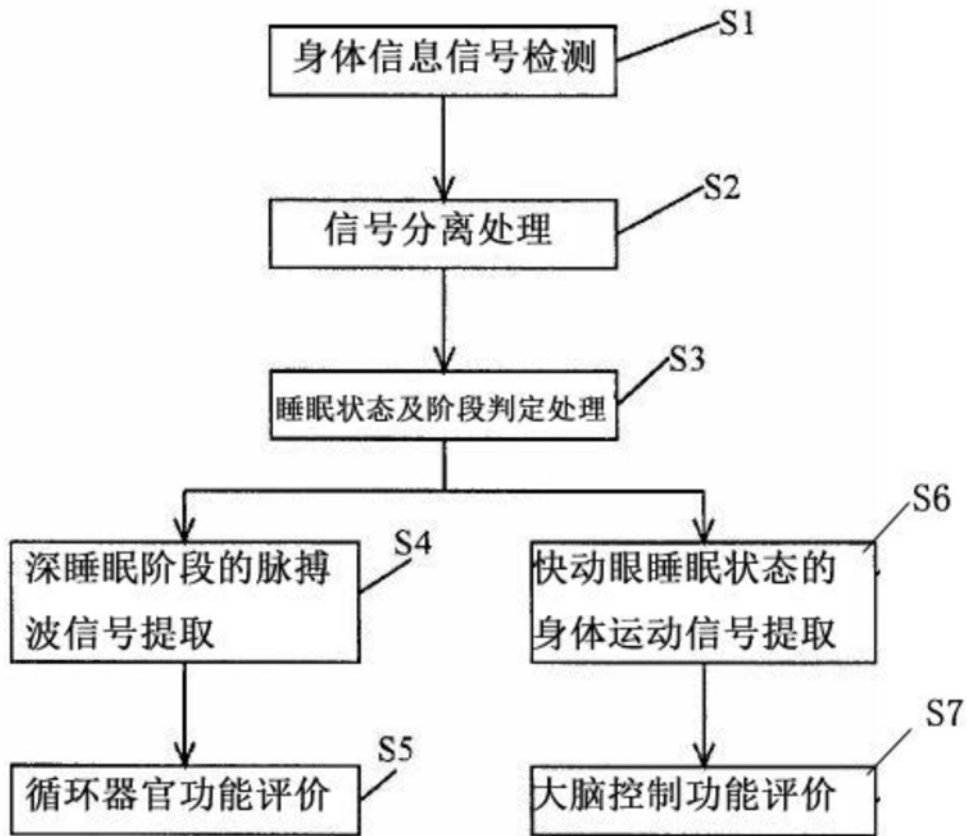


图2

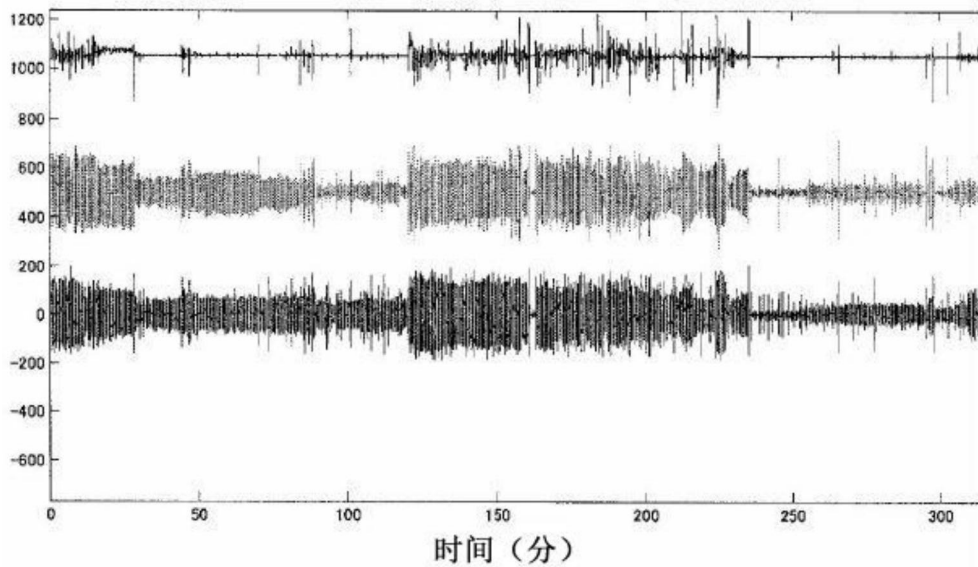


图3

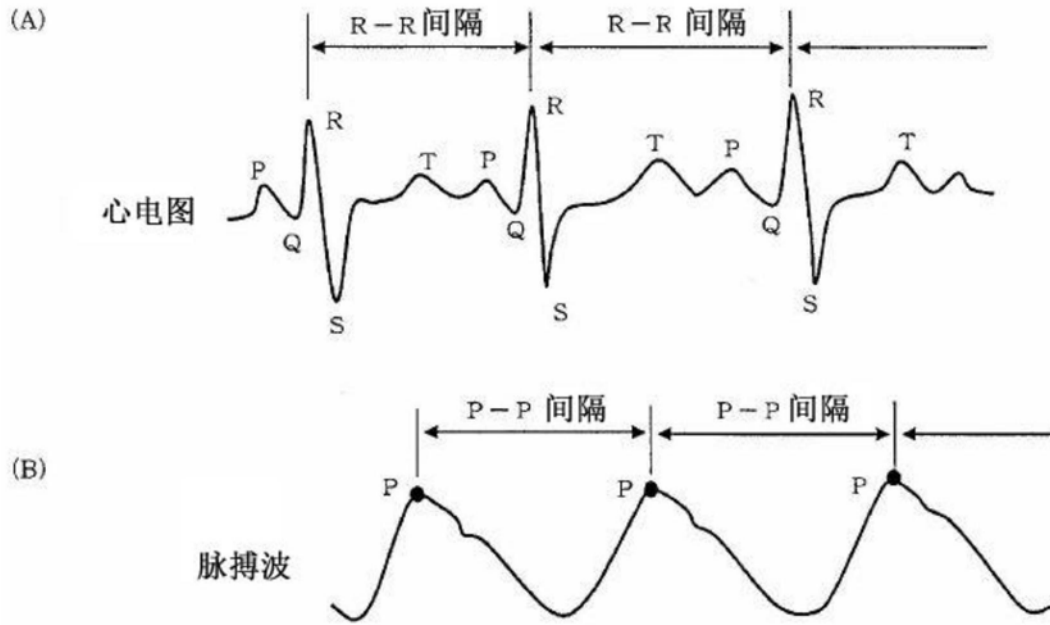


图4

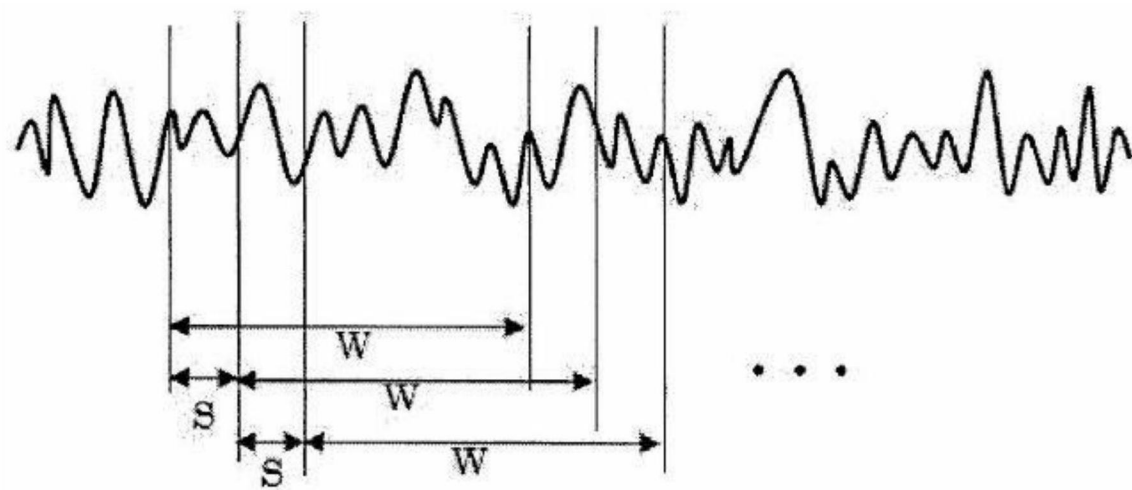


图5

Z-score (无量纲)

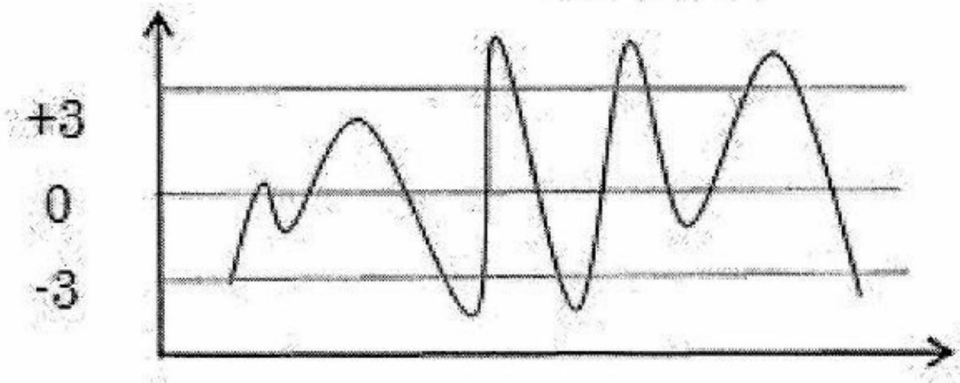


图6

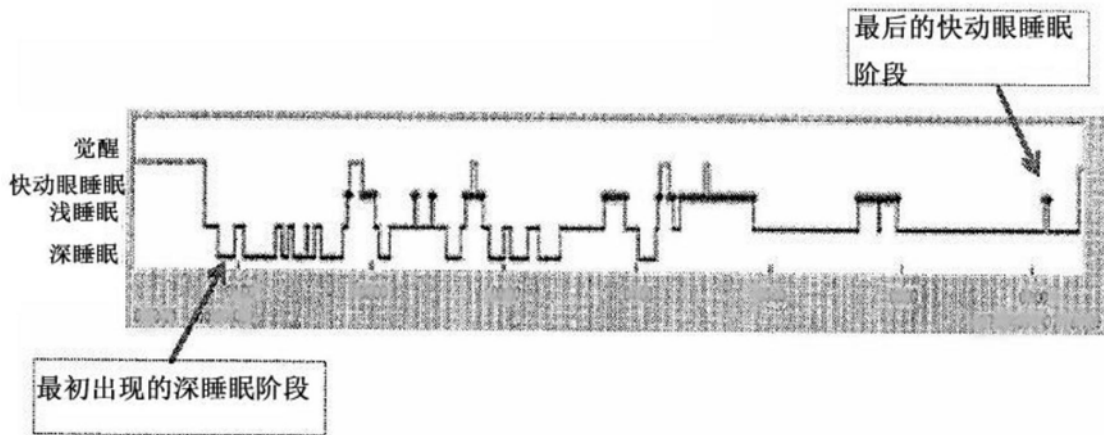


图7

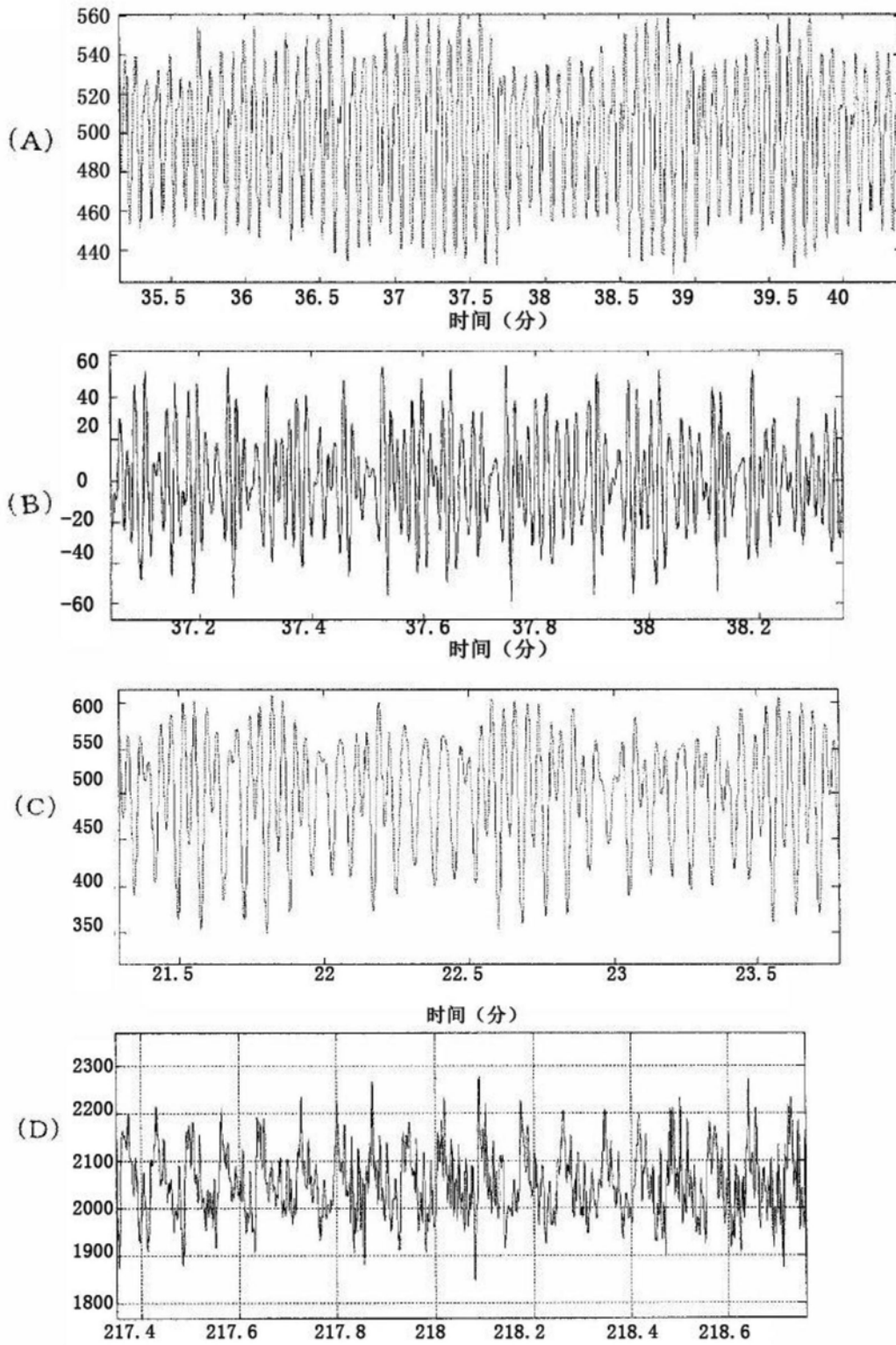


图8

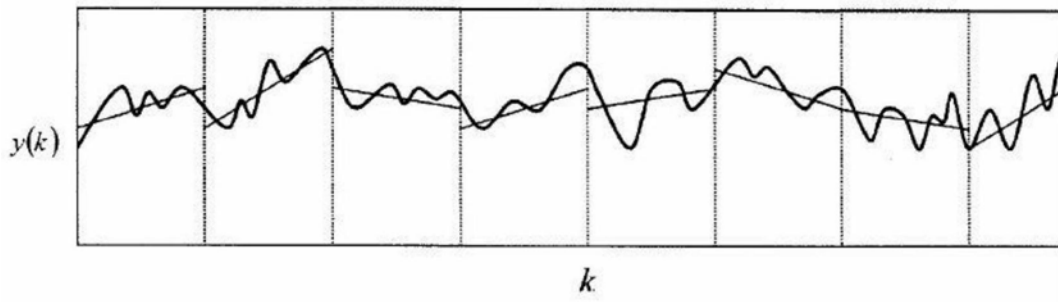


图9

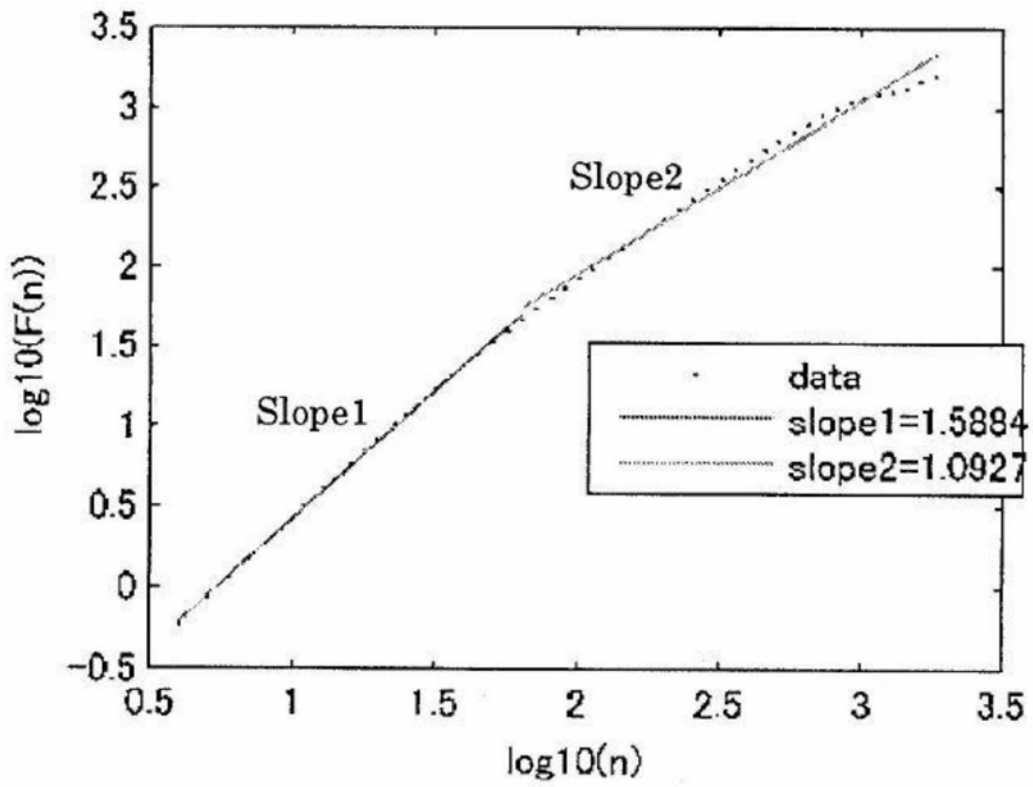


图10

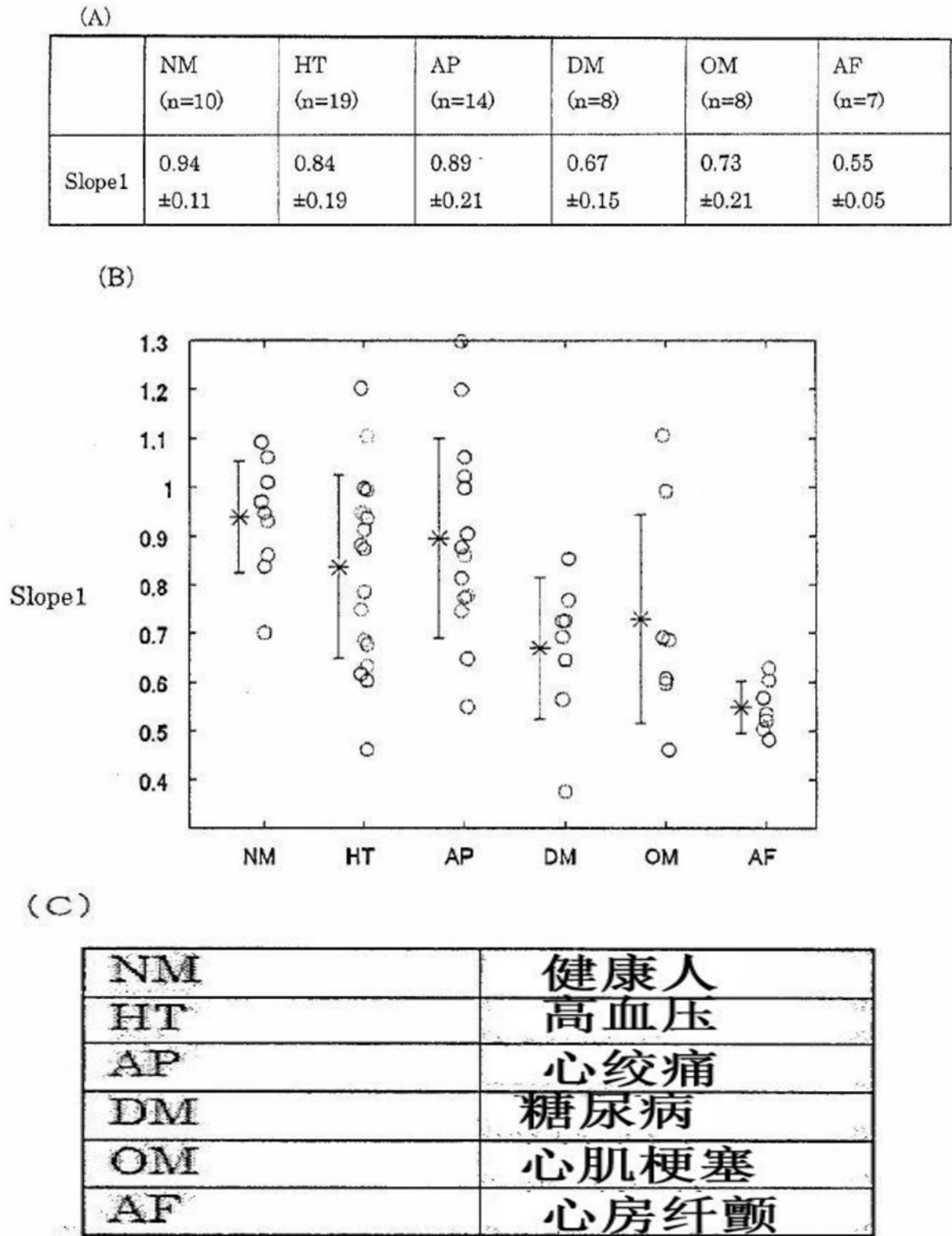


图11

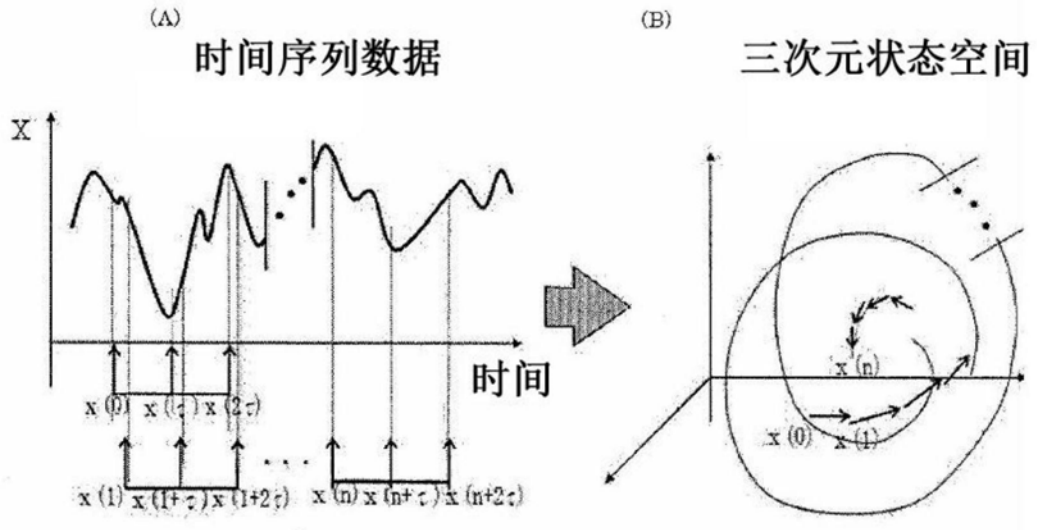


图12

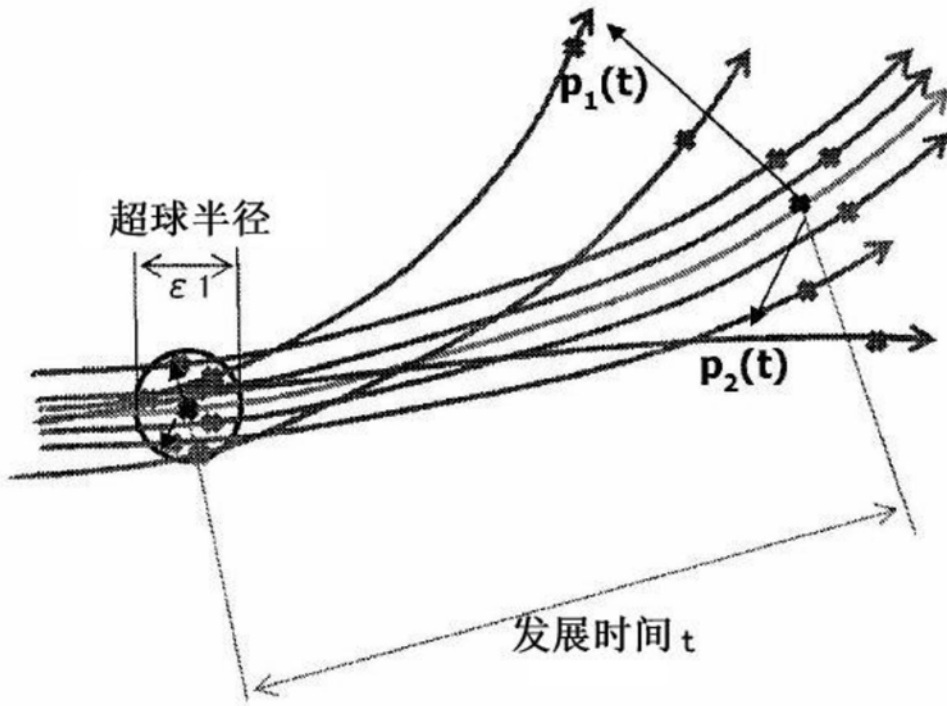


图13

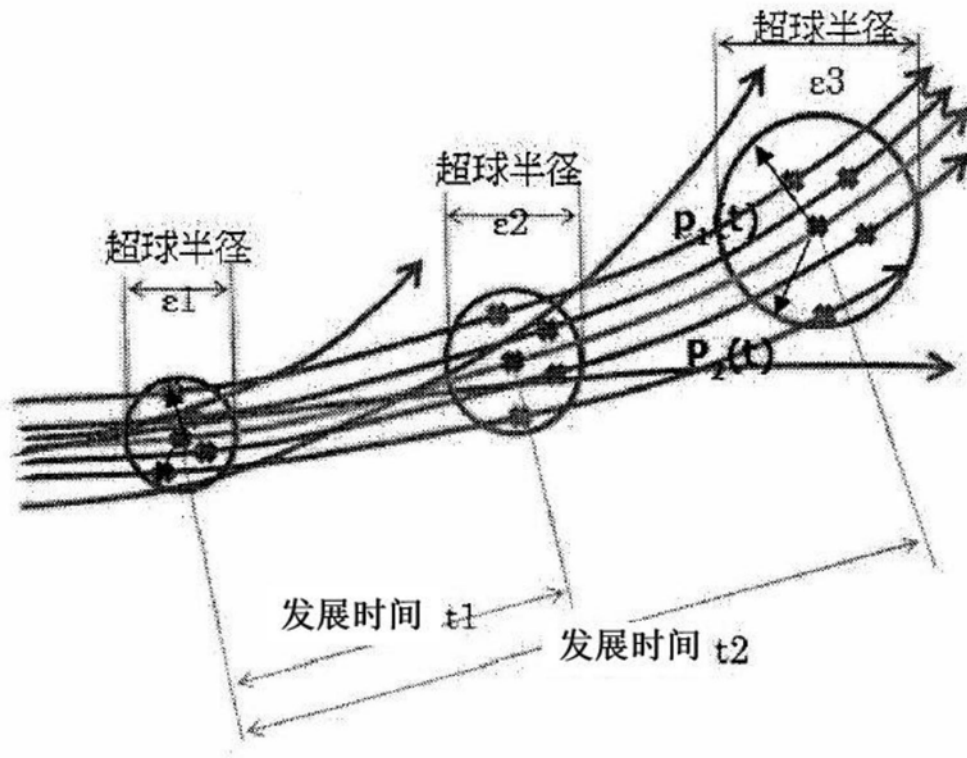


图14

(A)

(B)

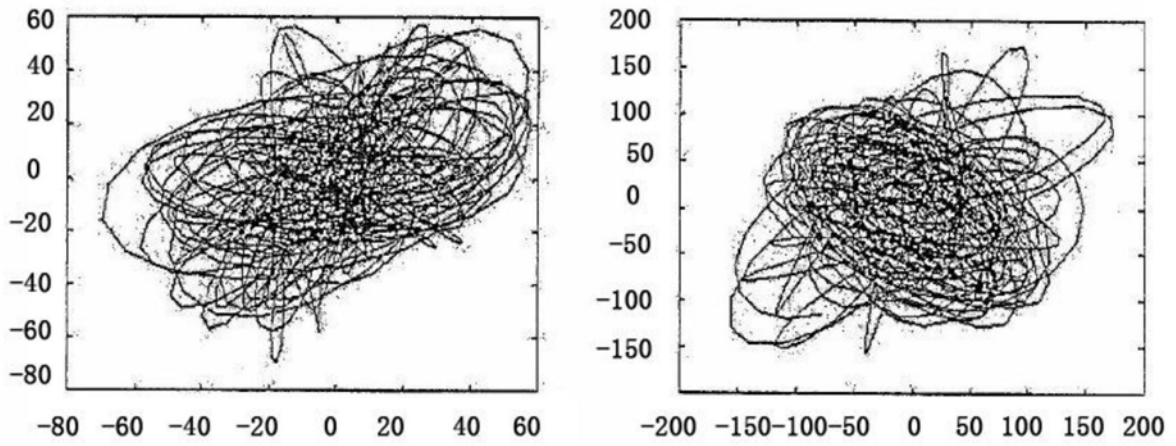


图15

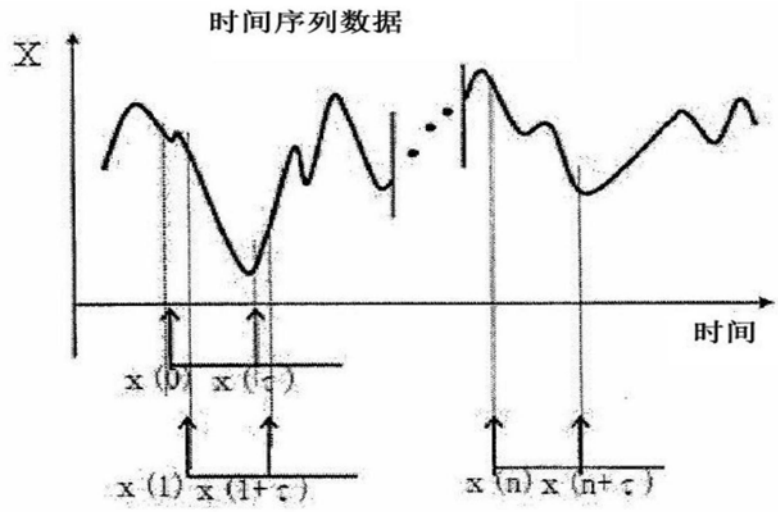


图16

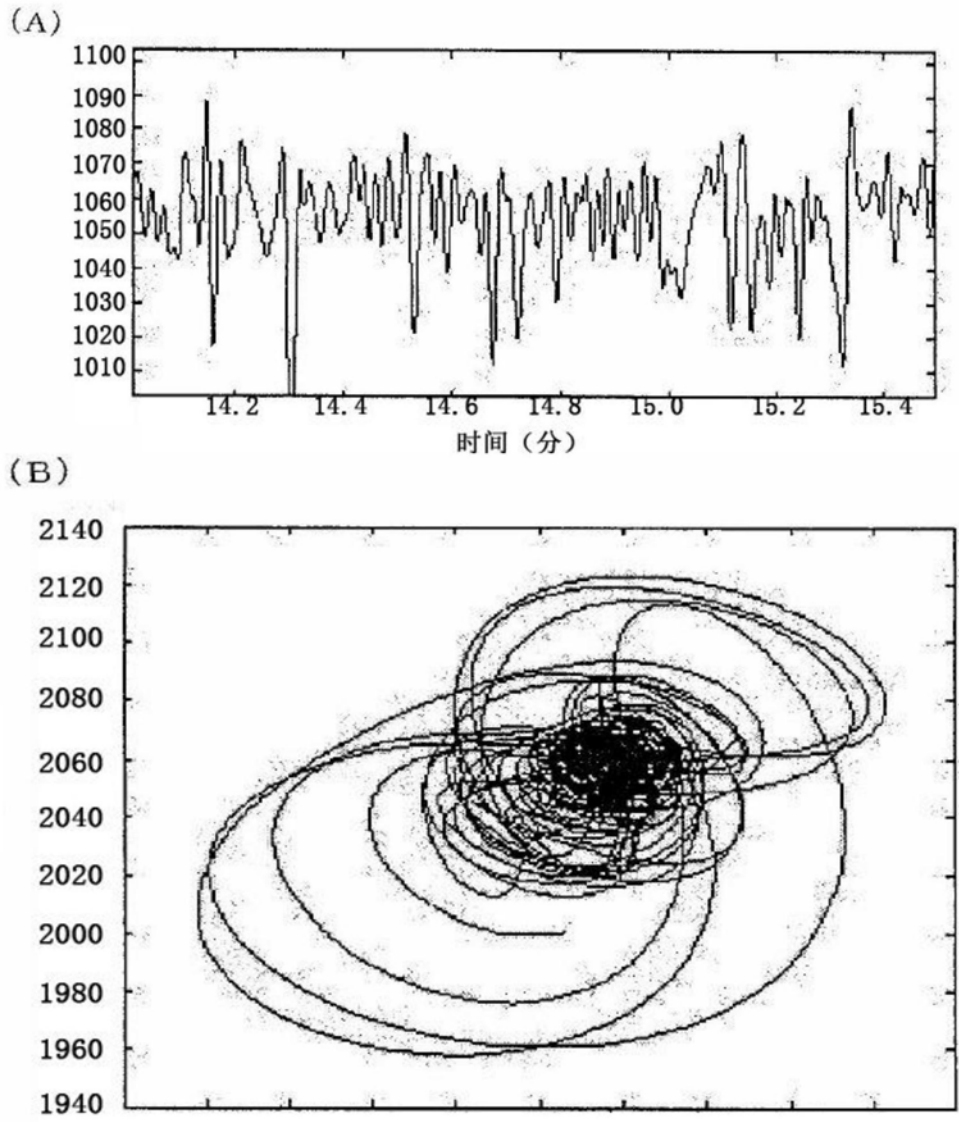


图17

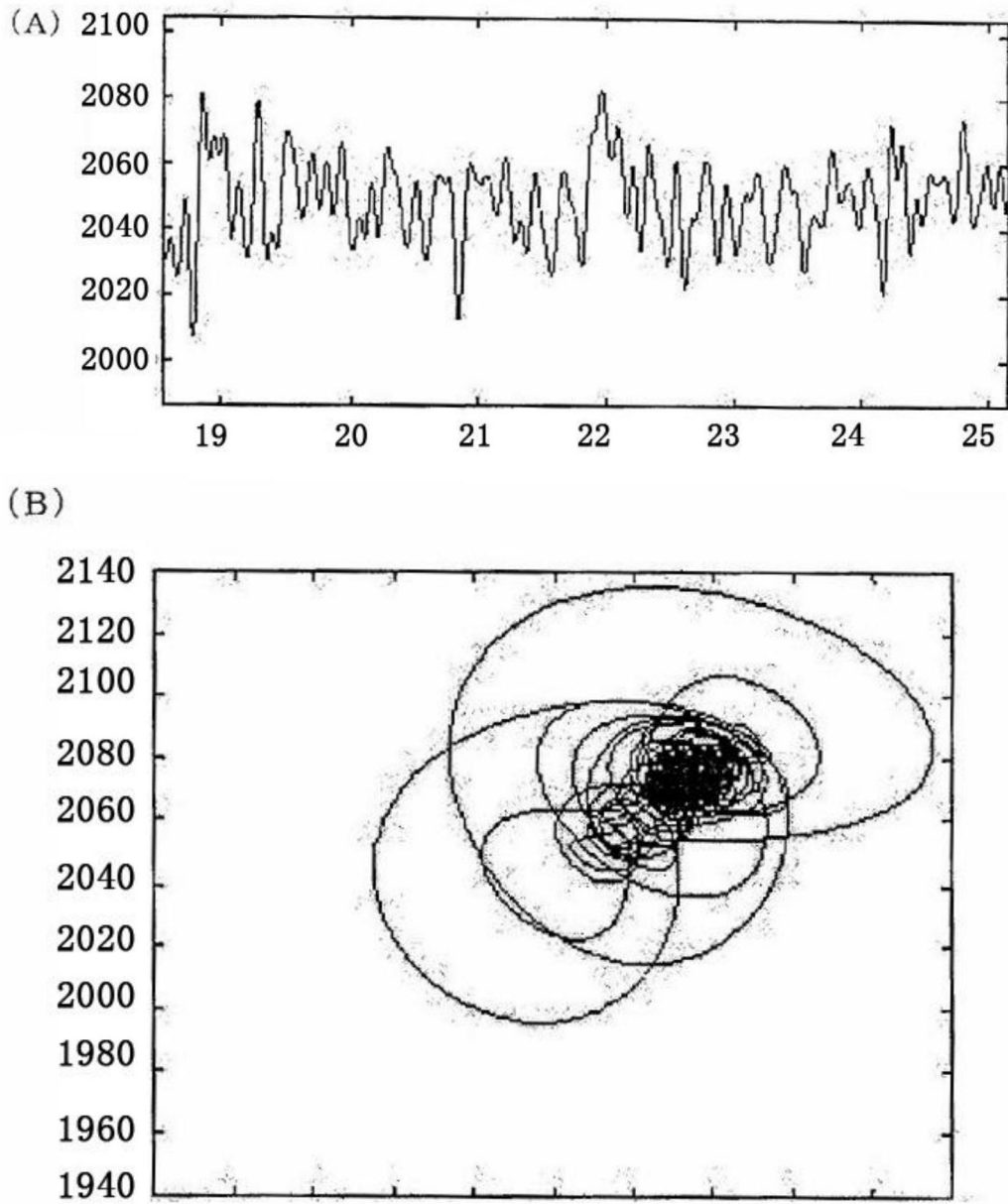


图18

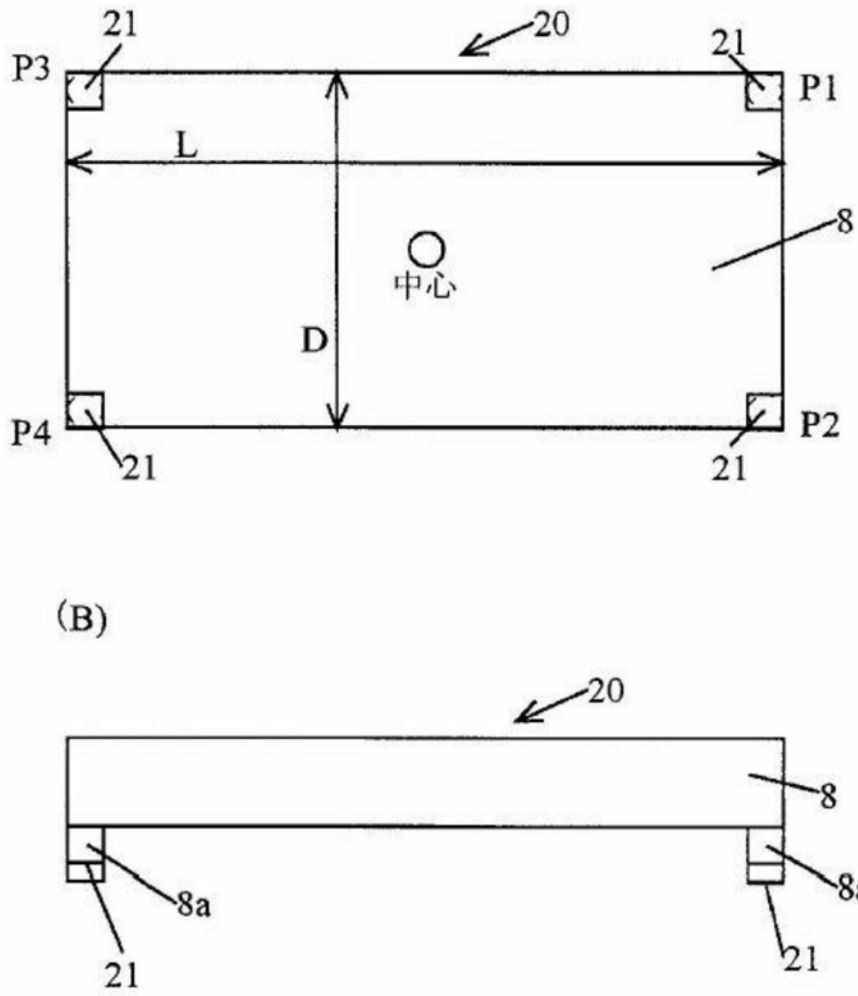
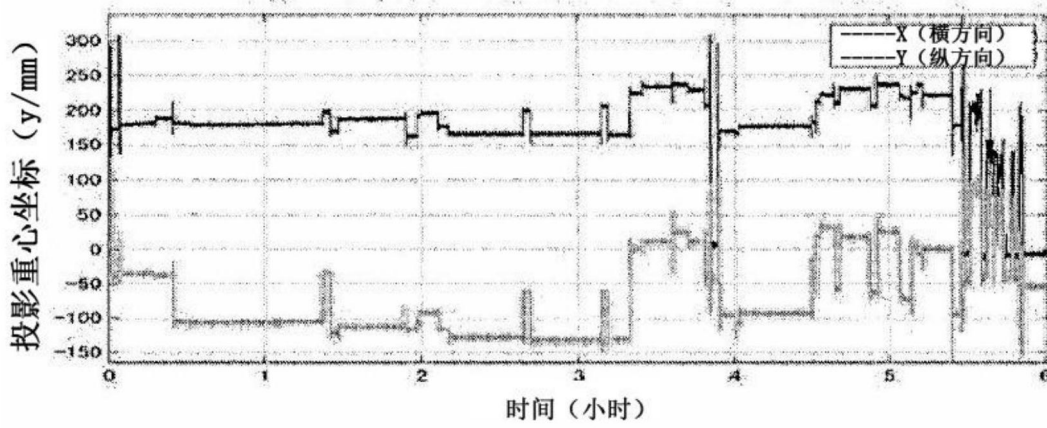


图19

(A) X、Y投影重心坐标的时间序列数据的变化



(B) 全期间重心摇动轨迹

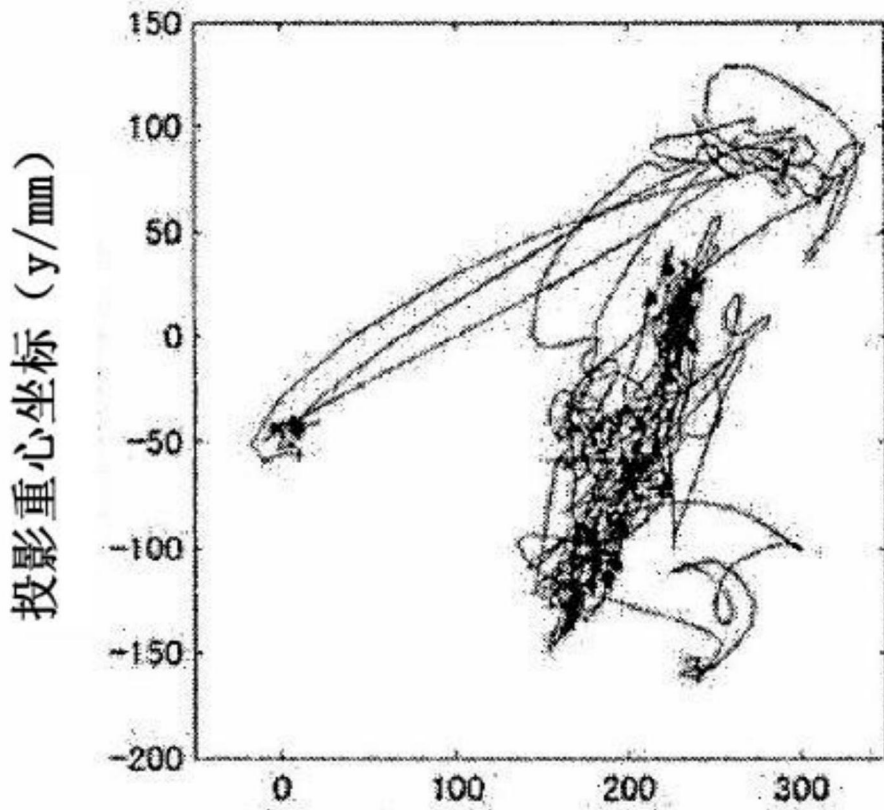


图20

专利名称(译)	一种身体机能检查装置		
公开(公告)号	CN210446992U	公开(公告)日	2020-05-05
申请号	CN201821043326.2	申请日	2018-06-29
[标]申请(专利权)人(译)	苗铁军 宋军 北京博实联创科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	苗铁军 宋军		
当前申请(专利权)人(译)	苗铁军 宋军		
[标]发明人	苗铁军 宋军		
发明人	苗铁军 宋军		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/11 A61B5/00		
代理人(译)	李文军		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型公开了一种身体机能检查装置，检测单元，用于检测身体的身体信息信号；信号分离单元，用于将所述检测单元检测到的身体信息信号分离成脉搏波信号、呼吸信号及身体运动信号；睡眠状态及阶段判定单元，用于基于所述脉搏波信号及所述身体运动信号，判定所述身体的睡眠状态及睡眠阶段符合快动眼睡眠状态、深睡眠状态、浅睡眠状态及觉醒状态中的一种；循环器官功能评价单元，用于提取处于所述深睡眠状态的所述身体的脉搏波信号，并评价所述身体的循环器官功能；大脑控制功能评价单元，用于提取处于所述快动眼睡眠状态的所述身体的身体运动信号，并评价所述身体的大脑控制功能。

