



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108778127 B

(45) 授权公告日 2021.06.04

(21) 申请号 201680002184.2

(22) 申请日 2016.02.18

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108778127 A

(43) 申请公布日 2018.11.09

(30) 优先权数据
10-2016-0013625 2016.02.03 KR

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2017.02.08

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/KR2016/001657 2016.02.18

(87) PCT国际申请的公布数据
W02017/135492 KO 2017.08.10

(73) 专利权人 东西大学校产学协力团

地址 韩国釜山市沙上区周礼路47(周礼洞,
东西大学校)

(72) 发明人 黄禹进 郑道云 黄琪铉 曹大洙

(74) 专利代理机构 北京金宏来专利代理事务所
(特殊普通合伙) 11641

代理人 许振强 陆华

(51) Int.Cl.

A61B 5/16 (2006.01) (续)

(56) 对比文件

US 2003158495 A1, 2003.08.21

KR 20150094316 A, 2015.08.19

KR 20090104358 A, 2009.10.06

CN 103932719 A, 2014.07.23 (续)

审查员 林施

权利要求书1页 说明书7页 附图6页

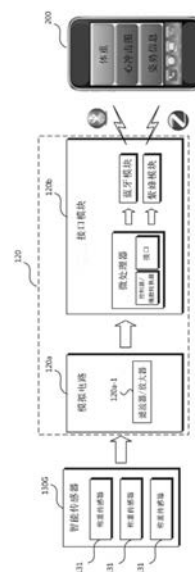
(54) 发明名称

利用无拘束活体信息的散漫度推测系统

(57) 摘要

本发明是一种利用无拘束活体信息的散漫度推测系统,所述系统包括:散漫度测定椅子,其从上到下依次形成就坐部、信息发送部、压力检测部、支撑部,所述散漫度测定椅子具有智能传感器,所述智能传感器包括在位于所述支撑部上部的所述压力检测部上的平面三角边角区域以3点状形成的三个称重传感器;移动智能终端,通过蓝牙通信接收来自所述散漫度测定椅子的所述信息发送部的散漫度信息,智能传感器利用基于多传感器的姿势测定用传感器即所述三个称重传感器来同时对多路信息进行监控,并形成成为多通道模式以利用姿势信息同时测定大小和方向值,利用无拘束活体信息的散漫度推测系统具有微处理器,由此,构成信息发送部的接口模块通过扩展接口能够与外部传感器相连接,从而能够进行活体测量,并用于将获得的活体测量信号进行A/D变换及无线数据传送,微处理器在姿势

信息监控时,从智能传感器提取乘坐者最初就坐时一次测定的体重信息,并通过生成预设正确的姿势信息的补正信息,从智能传感器接收到的体重信息的分布中检测出姿势分布变化。



[接上页]

(51) Int.Cl.

A61B 5/11 (2006.01)

A61B 5/103 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 105261153 A, 2016.01.20

US 2012271122 A1, 2012.10.25

WO 2015127193 A1, 2015.08.27

1. 一种利用无拘束活体信息的散漫度推测系统,其包括:散漫度测定椅子,其从上到下依次形成就坐部、信息发送部、压力检测部、支撑部,并且所述散漫度测定椅子具有智能传感器,所述智能传感器包括在位于所述支撑部上部的所述压力检测部上的平面三角边角区域以3点状形成的三个称重传感器;移动智能终端,通过蓝牙通信接收来自所述散漫度测定椅子的所述信息发送部的散漫度信息,

其特征在于,

所述智能传感器利用基于多传感器的姿势测定用传感器即所述三个称重传感器来同时对多路信息进行监控,并形成多通道模式以利用姿势信息同时测定大小和方向值,其中所述多路信息包括姿势信息、心冲击图、体重,

所述利用无拘束活体信息的散漫度推测系统具有微处理器,由此,构成所述信息发送部的接口模块通过扩展接口能够与外部传感器相连接,从而能够进行活体测量,并用于将获得的活体测量信号进行A/D变换及无线数据传送,

所述微处理器在姿势信息监控时,从所述智能传感器提取乘坐者最初就坐时一次测定的体重信息,并通过生成预设正确的姿势信息的补正信息,从所述智能传感器接收到的体重信息的分布中检测出姿势分布变化,

所述微处理器用频率和强度来对姿势变化即动弹形态进行监控,并且对姿势变化频率信息和姿势变化强度信息进行分离来对姿势信息进行推测,并将其反映在散漫度评价中,

所述姿势变化频率信息是运动引起的姿势变化引导因子的单位时间产生次数,

所述姿势变化强度信息作为动弹的大小,且具有方向性,

当所述微处理器提供利用姿势变化监控时提取的参数即姿势变化频率及姿势变化强度的姿势变化率指标及参数时,经过以多数试验对象作为对象的测量实验及经统计分析后算出的平均频率,并将中间值作为平均值,进而以标准偏差为基础,对姿势变化的频率进行评分而提供,

所述微处理器为了生成基于与脑电波分析的比较的散漫度指数,从与所述接口模块连接的外部的脑电波测定器接收脑电波信号,并基于预设的基准脑电波信息和通过所述脑电波测定器所提取的脑电波的 α 波及SMR波进行比较评价,并且在集中状态和非集中状态下对脑电波信号进行监控时,分析在就坐状态下的姿势信息和与此同时测量的脑电波,之后对提取的脑电波和散漫度之间的相关性进行分析,从而生成散漫度参数。

2. 根据权利要求1所述的利用无拘束活体信息的散漫度推测系统,其特征在于,

基于预设的基准脑电波信息包括集中力低的状态下从左脑测出的脑电波信息、集中力高的状态下从左脑测出的脑电波信息、集中力低的状态下从右脑测出的脑电波信息、集中力高的状态下从右脑测出的脑电波信息。

利用无拘束活体信息的散漫度推测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种利用无拘束(nonrestrictive)活体信息的散漫度(distracted limit)推测系统,更具体而言,当就坐于椅子时便实施监控,从而根据就坐信息推测出散漫度的利用无拘束活体信息的散漫度推测系统。

背景技术

[0002] 医疗保健技术不仅提供疾病的治疗过程,而且通过预先实施监控及预防还能提供各种疾病管理的解决方案,最近,以医院为首的医疗保健正延伸扩大到日常生活领域中。

[0003] 现在,尤其围绕以下的内容进行各种研究,即,通过在试验对象身体上携带的传感器而测量活体信号,基于该信号,进行实时健康管理及无拘束无意识健康监控。另外,随着最近的物联网(Internet of Things,以下称IoT)技术的深化,现趋势是,很多研究结果已经被利用于日常生活中的健康监控上。

[0004] 在现有的散漫度推测方式中提出了关于心冲击图测量及分析的方法。对此已有的是将EMFi(Electro Mechanical Film:压电薄膜)传感器粘贴安装在椅子上从而进行测定的方法,但就利用EMFi传感器的坐垫传感器而言,存在能量分散的现象,并且由于运动引起的运动噪声的流入,会难以获得高质量的信号。而且,虽然能够测定动作的大小及频率,但由于失去方向信息(矢量),因此具有可操作性受限的缺点,并且虽能够对动弹(散漫度)进行推测,但无法对姿势信息进行分析。

[0005] 另外,作为现有散漫度推测方法,最有用的仪器是脑电波测量,这能够对简单状况下的脑电波变化量进行测定,从而能够判断出注意力障碍或者集中力障碍。另外,测定的准确率达到95%,已达到临床运用的水准。

发明内容

[0006] 发明要解决的问题

[0007] 本发明是为了解决上述问题而提出的,其目的在于,提供一种利用无拘束活体信息的散漫度推测系统,由此,在日常生活中,监控姿势变化率,并提供能够反映就坐期间产生多少移动发生量。

[0008] 另外,本发明提供一种如下的利用无拘束活体信息的散漫度推测系统,其利用散漫度来判断周边刺激引起乘坐者的状态不稳定或姿势变化量,并能够进行判别,从而能够用作为健康管理参数。

[0009] 另外,本发明还提供一种如下的利用无拘束活体信息的散漫度推测系统,其通过持续反复地提供乘坐者的注意力及散漫度问题点,从而既与学习效率密切相关且又能反映学习成果。

[0010] 但是,本发明的目的并不限于上述目的,关于没有提及的其他目的,本领域技术人员可从下述内容中明确理解。

[0011] 用于解决问题的方案

[0012] 为了达到上述目的而提供的根据本发明的利用无拘束活体信息的散漫度推测系统,其包括:散漫度测定椅子,其从上到下依次形成就坐部、信息发送部、压力检测部、支撑部,并且所述散漫度测定椅子具有智能传感器,所述智能传感器包括在位于所述支撑部上部的所述压力检测部上的平面三角边角区域以3点状形成的三个称重传感器;移动智能终端,通过蓝牙通信接收来自所述散漫度测定椅子的所述信息发送部的散漫度信息,其特征在于,所述智能传感器利用基于多传感器的姿势测定用传感器即所述三个称重传感器来同时对多路信息进行监控,并形成多通道模式以利用姿势信息同时测定大小和方向值,其中所述多路信息包括姿势信息、心冲击图、体重,所述利用无拘束活体信息的散漫度推测系统具有微处理器,由此,构成所述信息发送部的接口模块通过扩展接口能够与外部传感器相连接,从而能够进行活体测量,并用于将获得的活体测量信号进行A/D变换及无线数据传送,所述微处理器在姿势信息监控时,从所述智能传感器提取乘坐者最初就坐时一次测定的体重信息,并通过生成预设正确的姿势信息的补正信息,从所述智能传感器接收到的体重信息的分布中检测出姿势分布变化。

[0013] 发明效果

[0014] 根据本发明实施例的利用无拘束活体信息的散漫度推测系统,能够在日常生活中对姿势变化率进行监控,并提供能够反映就坐期间产生多少的移动发生量的散漫度。

[0015] 另外,根据本发明实施例的利用无拘束活体信息的散漫度推测系统,能够利用散漫度对周边刺激引起的乘坐者状态不稳定或姿势变化量而进行测定并能够进行判别,从而能够用作健康管理参数。

[0016] 另外,本发明实施例的利用无拘束活体信息的散漫度推测系统具有通过持续反复提供乘坐者的注意力及散漫度问题点,从而既与学习效率密切相关且又能反映学习成果的效果。

附图说明

[0017] 图1是表示根据本发明实施例的利用无拘束活体信息的散漫度推测系统中的散漫度测定椅子的图。

[0018] 图2是表示根据本发明实施例的利用无拘束活体信息的散漫度推测系统的图。

[0019] 图3是用以对本发明实施例的利用无拘束活体信息的散漫度推测系统中的姿势变化参数的生成进行说明的图。

[0020] 图4是用以对本发明实施例的利用无拘束活体信息的散漫度推测系统中所使用的脑电波信号进行说明的图。

[0021] 图5是表示本发明实施例的利用无拘束活体信息的散漫度推测系统中所使用的跟随集中力变化的脑电波变化的图表。

[0022] 图6及图7是表示本发明实施例的利用无拘束活体信息的散漫度推测系统中根据散漫度推测参数来判断为正常姿势的状态及判断为非正常姿势的状态的图。

具体实施方式

[0023] 以下,参照附图详细说明本发明的优选实施例。以下在说明本发明时,如果相关的公知功能或结构的具体说明反而导致本发明的主旨变得不清楚,省略其详细说明。

[0024] 在本说明书中,某一个构成要素向其他构成要素“传送”数据或信号时,这意味着构成要素可向其他构成要素直接传送所述数据或信号,也可通过至少一个另外其他构成要素将数据或信号向其他构成要素传送。

[0025] 图1是表示根据本发明实施例的利用无拘束活体信息的散漫度推测系统中的散漫度测定椅子100的图。参照图1,散漫度测定椅子100包括就坐部110、信息发送部120、压力检测部130、支撑部140。

[0026] 此处,从上向下依次形成就坐部110、信息发送部120、压力检测部130、支撑部140,在位于支撑部140上部的压力检测部130,设置有在平面三角边角区域以3点状形成的三个称重传感器(load cell) 131。

[0027] 图2是表示根据本发明实施例的利用无拘束活体信息的散漫度推测系统的图。参照图2,利用无拘束活体信息的散漫度推测系统可包括:智能传感器130G,其包括形成在图1的压力检测部130的三个称重传感器(load cell) 131;模拟电路120a及接口模块120b,这些构成信息发送部120;移动智能终端200。

[0028] 智能传感器130G是基于多重传感器的姿势测定用传感器,其以多重通道模式形成,用以同时监控多重信息(姿势信息、心冲击图、体重),并同时测定姿势信息的大小和方向值。

[0029] 即,优选地,智能传感器130G具备的3点称重传感器131用电信号来检测根据负荷的变形量,并且在用以构成散漫度测定椅子100的压力检测部130的上板和下板之间形成三个。这样的智能传感器130G能够将体重及心冲击图集中在三个称重传感器131上,因此能够提高信号的S/N比。

[0030] 作为本发明的其他实施例,提供铁电传感器来代替智能传感器130G。此时,运用将机械压力转换为电能的永久带电铁电薄膜,将其附着在构成散漫度测定椅子100的压力检测部130的上端或下端,可进行垫型制作,因此可提供容易进行测量实验的优点。

[0031] 另外,作为本发明的另外其他实施例,作为智能传感器130G采用的是压电/压力传感器,通过构成压电传感器阵列或者在气垫内部设置压力传感器,能够检测变化。

[0032] 以下,以构成智能传感器130G的3点称重传感器131为中心,当需要附加铁电传感器时,以附加使用铁电传感器为基准进行说明。

[0033] 在本发明中,在考虑心冲击图的同时还需要考虑测量,因此,作为用以去除乘坐者运动所引起的运动噪声特性的其他电路结构,具有构成信息发送部120的模拟电路120a,能够通过模拟电路120a的滤波器/放大器(120a-1)来去除运动噪声。

[0034] 此时,滤波器/放大器(120a-1)包括用于去除体重引起的偏移的高通滤波器、用于大微笑信号的放大器、用于去除噪声的低通滤波器,从而检测最终心冲击图信号。

[0035] 参照图2,利用无拘束活体信息的散漫度推测系统可建立无线传送系统,对于通过由多路称重传感器构成的作为传感器的智能传感器100G测量得到的体重、姿势信息、心冲击图信息进行A/D变换后,通过接口模块120b的蓝牙模块及紫蜂模块,以近距离无线通信方式向如PC这样的有线终端(未图示)或如智能手机、智能平板电脑等移动智能终端200传送数据。

[0036] 为此采用了基于IEEE802.15.4的无线传感器网络技术或通用蓝牙通信技术。此时,当采用无线传感器网络技术时,应具有用于移动智能终端200的接口的另外的电子狗系

统,因此具有可实现超低功率接口的优点。

[0037] 构成信息发送部120的接口模块120b包括具有低价型、大容量闪存(MSP430F1611(TI,USA)微控制器、采用IEEE802.15.4的RF收发器(CC2420,ChipconAS,Norway)及外部闪存(M25P80,STMicroelectronics,USA)而构成,因此可与周边接口扩张,并且能够将散漫度测定椅子100作为无线传感器节点来构成利用无拘束活体信息的散漫度推测系统。

[0038] 通过接口模块120b构成的传感器节点可通过扩展接口来与外部传感器连接,从而可实现活体测量,具有的优点是,能够支持TinyOS以维持与现有无线传感器网络之间的交互性。

[0039] 另一方面,当为了构成利用接口模块120b的利用无拘束活体信息的散漫度推测系统而采用蓝牙通信方式时,虽然无需在移动智能终端200设置其他电子狗系统,但散漫度测定椅子100上需要设置用于蓝牙无线通信的系统结构。而且,为了对通过散漫度测定椅子100的智能传感器100G获得的信号进行A/D变换,为了进行无线数据传送,设置基于微处理器的接口模块120b。

[0040] 为了将心冲击图模拟信号变换为数字信号来传送,作为接口模块120b的微处理器采用了低功率高性能的ATMEL公司的ATmega8L处理器。ATmega8L处理器中,作为一种在3.3v电压下也能够运转的8-bit RISC微控制器使用了模拟及数字I/O,由此,以使用于活体测量的各种传感器能够作为接口使用。

[0041] 一方面,接口模块120b的微处理器可执行姿势信息的推测。

[0042] 为此,当接口模块120b的微处理器监控姿势信息时,从智能传感器130G提取乘坐者最初就坐时的一次测定的体重信息,并通过生成预设正确的姿势信息的补正信息,从智能传感器130G接收到的体重信息的分布中检测出姿势分布变化。

[0043] 接口模块120b的微处理器可将姿势变化即运动的形态是以频率和强度的形态显示的,为了将此综合地反映在散漫度评价上,将姿势变化频率信息和姿势变化强度信息分离而对姿势信息进行推测。

[0044] 此处,姿势变化频率信息表示运动引起的姿势变化引导因子的单位时间产生数,姿势变化强度信息作为动弹大小的值,同时也包括方向性,因此还可作为姿势校正信息。

[0045] 图3a表示基于接口模块120b的微处理器的各称重传感器131的3点校准(calibration),图3b表示姿势信息的敏感度及方向性推测,图3c表示利用姿势变化的方向性、大小及频率数来生成参数。

[0046] 下面,我们观察基于接口模块120b的微处理器的姿势变化率的散漫度指数推测过程。

[0047] 接口模块120b的微处理器可提供姿势变化率指标及参数,姿势变化率指标及参数基于从姿势变化信息提取的参数(姿势变化频率及姿势变化强度)。

[0048] 接口模块120b的微处理器以一般的试验对象(健康的20多岁的大学生为标准)作为对象,提取规定时间的姿势变化信息,并评价姿势变化的频率(将频率数换算为分值分布,进而作为参数来运用)。

[0049] 即,接口模块120b的微处理器经过以多数试验对象作为对象的测量实验及经统计分析后算出的平均频率,并将中间值作为平均值,进而以标准偏差为基础,对频率数进行评分。

[0050] 由此,接口模块120b的微处理器可生成经脑电波分析及比较的散漫度指数。为此,接口模块120b应与脑电波测定器联动运转。

[0051] 我们观察脑电波的特性及散漫度(集中度)之间的关系。图4是表示根据儿童脑电波分析所提取的脑电波信号图表的参照图。

[0052] 脑电波分为 α -波、 β -波、 δ -波、 θ -波,并具有电振动及动机。处于闭眼后安静状态下的脑电波信号的电气特性来讲,其主要在10至100 μ V大小和100Hz以下的频率范围内,临床上有用的信息大部分被包含在35Hz以下。 α -波作为脑电波的代表波形,具有8至13Hz的频率范围。当达到闭眼后安静状态且集中状态时,多出现在脑的后脑部。特别是,正常意识状态下的脑电波信号中 α -波显示最为突出,正常人的 α -波的振幅在26至60 μ V范围,根据情况也会出现大于60 μ V的信号,通常作为集中力指标来使用。直到成长为成人, α -波的活动量与年龄成正比而增加,当成长到约21岁时, α -波占整体脑电波活动的70%左右的大小。

[0053] 为了散漫度参数的有效性检测,本发明中的接口模块120b的微处理器进行经通常采用的脑电波 α -波及SMR波的比较评价,并且使集中状态和非集中状态下在面部产生的噪声及干涉脑电波最小化,从而对脑电波信号进行监控。

[0054] 接口模块120b的微处理器分析与脑电波分析的相关关系。对于脑电波而言,学界上公认为 α -波(8至12Hz)和SMR波(12至15Hz)与集中力有关,大多用在分析集中力。

[0055] 根据学界的报告, α -波(8至12Hz)和SMR波(12至15Hz)是由额叶产生的。通过使在面部产生的噪声信号和在额叶以外部位产生的干涉脑电波最小化的信号处理技术,接口模块120b的微处理器执行散漫状态下发生的细节点的分类作业。

[0056] 图5是表示随着集中力变化的脑电波变化的一例的图表。图5a是表示集中力低的状态下从左脑测定出的脑电波,图5b是表示集中力高的状态下从左脑测定出的脑电波,图5c是表示集中力低的状态下从右脑测定出的脑电波,图5d是表示集中力高的状态下从右脑测定出的脑电波。

[0057] 接口模块120b的微处理器为了进行无拘束散漫度推测,对可运用在现有临床学诊断上的指标即基于脑电波的散漫度进行推测,作为具有与接口模块120b联动的测量用脑电波测定器的系统,采用普及化的脑电波测量系统,以额叶为中心进行测量,并执行预处理过程和信号处理。

[0058] 即,接口模块120b的微处理器对就坐状态下的姿势信息和与此同时测量的脑电波进行分析,并分析特定脑电波和散漫度之间的相关性,从而生成散漫度参数。

[0059] 此时,就接口模块120b的微处理器而言,可通过脑电波推测出来的集中力是与散漫度相反的概念,通过相互的比较评价,对表示散漫度和集中力的脑电波的特定波形或PSD(Power Spectrum Density:功率谱密度)分布特性进行相关分析,从而作为参数来运用。

[0060] 下面,我们观察利用接口模块120b的微处理器的散漫度推测参数的客观性。接口模块120b的微处理器在姿势变化时,反映基准时间期间体重的位置信息移动了多少,并测量移动的距离及时间进而对其进行运用,在对运动的频率及强度进行监控后,通过量化及参数化对散漫度进行推测。

[0061] 即,接口模块120b的微处理器根据体重分布的倾角特性,作为可从姿势信息提取的信息,还可推测出ADHD(attention deficithyperactivity disorder:注意力不集中症)症候群的症状,并且,另外还可间接地监控是否维持着正确姿势。

[0062] 另外,接口模块120b的微处理器能够分析与从脑电波分析中提取的集中力相关联的参数的相关关系。此时,接口模块120b的微处理器对单位时间的散漫度指数的变化和脑电波的集中度关联特定波形(α -波)或PSD进行分析,从而将频率成分比等作为分析参数来运用,当通过与集中力之间的相关关系分析来确保差异时,即使不执行繁杂的脑电波测量及分析,也可执行集中度的间接监控。

[0063] 另外,接口模块120b的微处理器能够分析经视频分析的行动模式和散漫度之间的关系。此时,接口模块120b的微处理器可同时执行姿势变化、脑电波分析、用网络摄像头的视频分析,将视频分析结果作为基准数据,对姿势变化与脑电波分析参数之间的相关关系进行分析,从而能够确保经长时间的数据分析的大数据。

[0064] 接着,我们观察对基于接口模块120b的微处理器的姿势变化率及正确姿势同时进行监控的现场试验(Field tests)。

[0065] 就坐状态下的姿势变化反映外部刺激导致的视线的移动或晃动,并能够确认乘坐者的习性和习惯,并测量持续变化状态的测量,由此能够确认每基准时间内的姿势变化率。

[0066] 由此,对本发明的姿势变化和各姿势下的信号检测可能性进行了评价,并预先用研究资料进行提示,基于预先研究,对姿势变化进行推测实验的同时对散漫度进行推测实验,从而观察随姿势变化的散漫度推测参数的变化程度,并将其反映在分析中,进而能够对各种外部环境提供强韧的散漫度推测参数。

[0067] 图6表示根据散漫度推测参数判断为正常姿势的状态,图7表示根据散漫度推测参数判断为非正常姿势的状态。

[0068] 这样的本发明的散漫度推测时的姿势信息和附加检测出的心冲击图信息,可以有益地被运用于姿势校正和无拘束心率监控等日常生活中的健康监控上。

[0069] 另外,以所体现的无拘束心冲击图细节点(J-peak)检测为基础,进行心跳分析,从而可运用于实时健康监控,并且使散漫度和HRV的相关关系等后续研究主题的挖掘成为可能,而且无拘束心冲击图的细节点(J-peak)具有与心电图细节点(R-peak)类似的含义,可作为判断心脏活动异常的重要指标来运用。

[0070] 如上,本说明书和附图中公开的是本发明的优选实施例,其中使用了特定术语,但这些只是出于一般意义上的为简单说明本发明的技术内容并辅助对发明的理解而采用的,而并不是用于限定本发明的范围。对本领域技术人员而言,除了此处公开的实施例以外能够实施基于本发明的技术思想的其他变形例是显而易见的。

[0071] 在本发明实施例的利用无拘束活体信息的散漫度推测系统中,散漫度测定椅子100包括就坐部110、信息发送部120、压力检测部130、支撑部140,本发明实施例的利用无拘束活体信息的散漫度推测系统包括:智能传感器130G,其具有形成在压力检测部130的三个称重传感器(load cell) 131;模拟电路120a及接口模块120b,这些构成信息发送部120;移动智能终端200。

[0072] 此处,当为了构成利用了接口模块120b的利用无拘束活体信息的散漫度推测系统而采用蓝牙通信方式时,虽然无需在移动智能终端200设置其他电子狗系统,但散漫度测定椅子100上需要设置用于蓝牙无线通信的系统结构。而且,为了对通过散漫度测定椅子100的智能传感器100G获得的信号进行A/D变换,为了进行无线数据传送,设置基于微处理器的接口模块120b。

[0073] 此时,优选地,所述微处理器用频率和强度来对姿势变化(动作形态)进行监控,并且对姿势变化频率信息和姿势变化强度信息进行分离来对姿势信息进行推测,并将其反映在散漫度评价中。

[0074] 另外,优选地,所述姿势变化频率信息是动弹引起的姿势变化引导因子的单位时间残生数,所述姿势变化强度信息作为动弹大小的值,具有方向性。

[0075] 另外,优选地,当所述微处理器提供利用从姿势变化监控时提取的参数(姿势变化频率及姿势变化强度)的姿势变化率指标及参数时,经过以多数试验对象作为对象的测量实验以及经统计分析后算出的平均频率,并将中间值作为平均值,进而以标准偏差为基础,对频率数进行评分而提供。

[0076] 另外,优选地,所述微处理器为了生成经与脑电波分析和比较的散漫度指数,从与所述接口模块连接的外部的脑电波测定器接收脑电波信号,并基于预设的基准脑电波信息(集中力低的状态下从左脑测出的脑电波信息,集中力高的状态下从左脑测出的脑电波信息,集中力低的状态下从右脑测出的脑电波信息,集中力高的状态下从右脑测出的脑电波信息)和通过所述脑电波测定器所提取的脑电波的 α -波及SMR波进行比较评价,并且在集中状态和非集中状态下对脑电波信号进行监控时,分析在就坐状态下的姿势信息和与此同时测量的脑电波,之后对提取的脑电波和散漫度之间的相关性进行分析,从而生成散漫度参数。

[0077] 产业上的利用可能性

[0078] 本发明实施例的利用无拘束活体信息的散漫度推测系统中,ADHD症状中的大多数以动弹的形态表示,由于包括就坐在椅子上的状态下就能监控的构件,因此,能够通过散漫度指标运用于集中力和ADHD症状的监控。

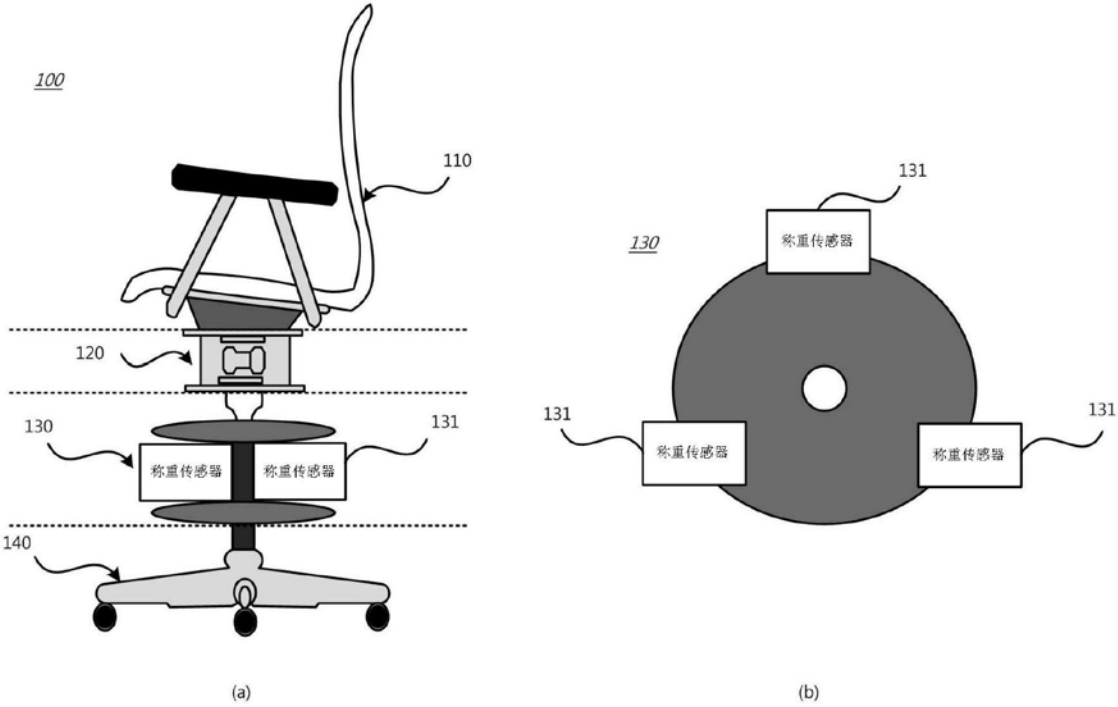


图1

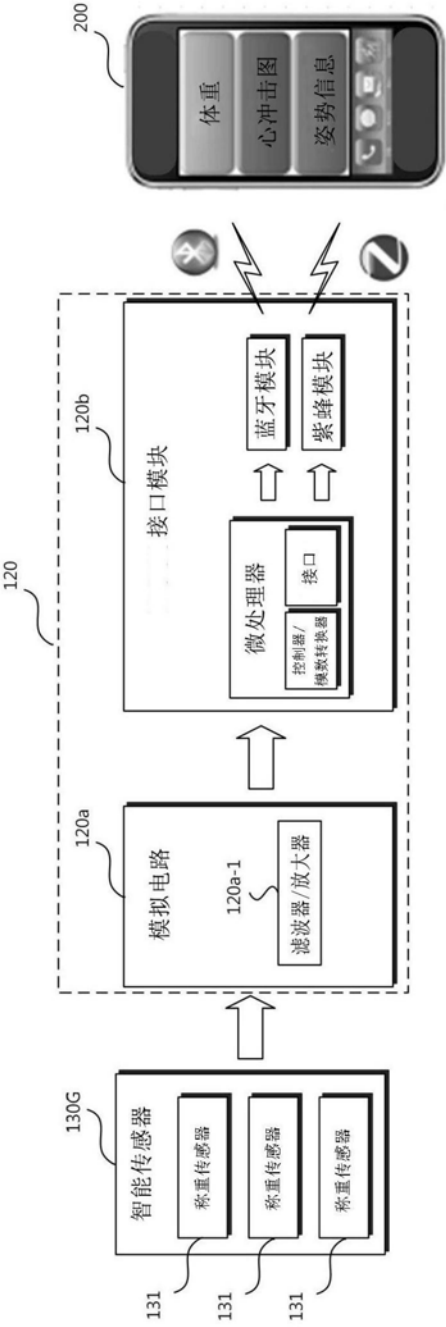


图2

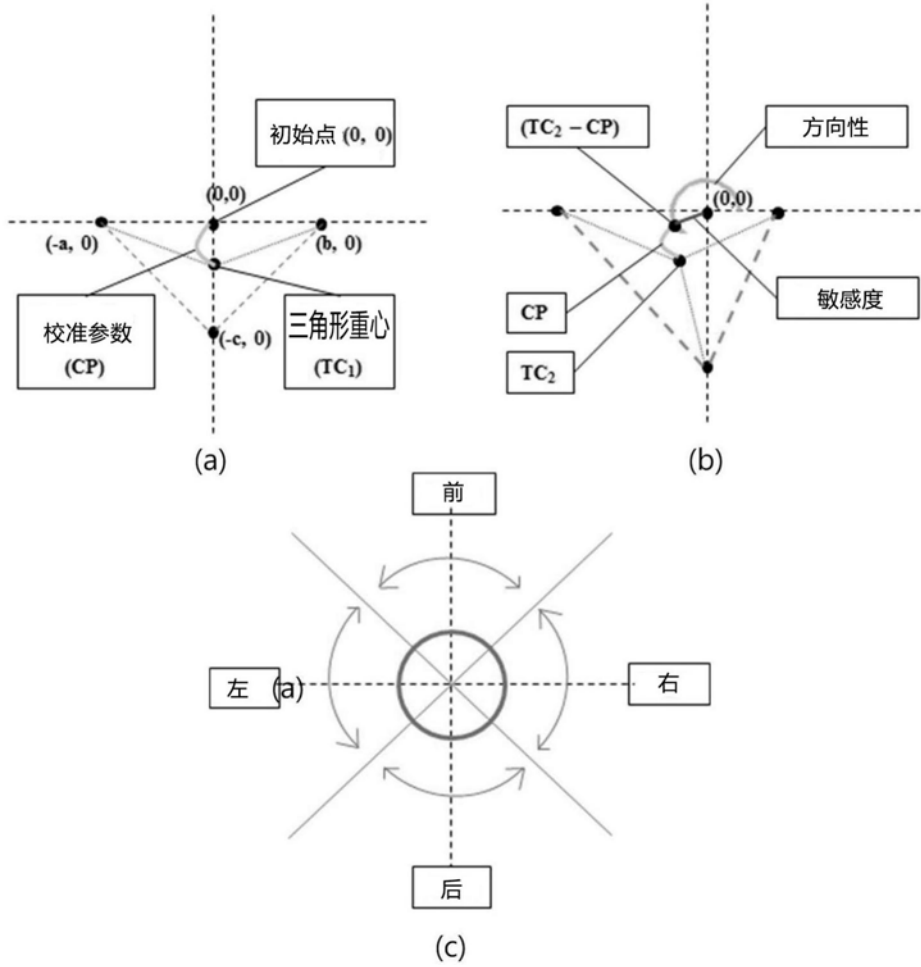


图3

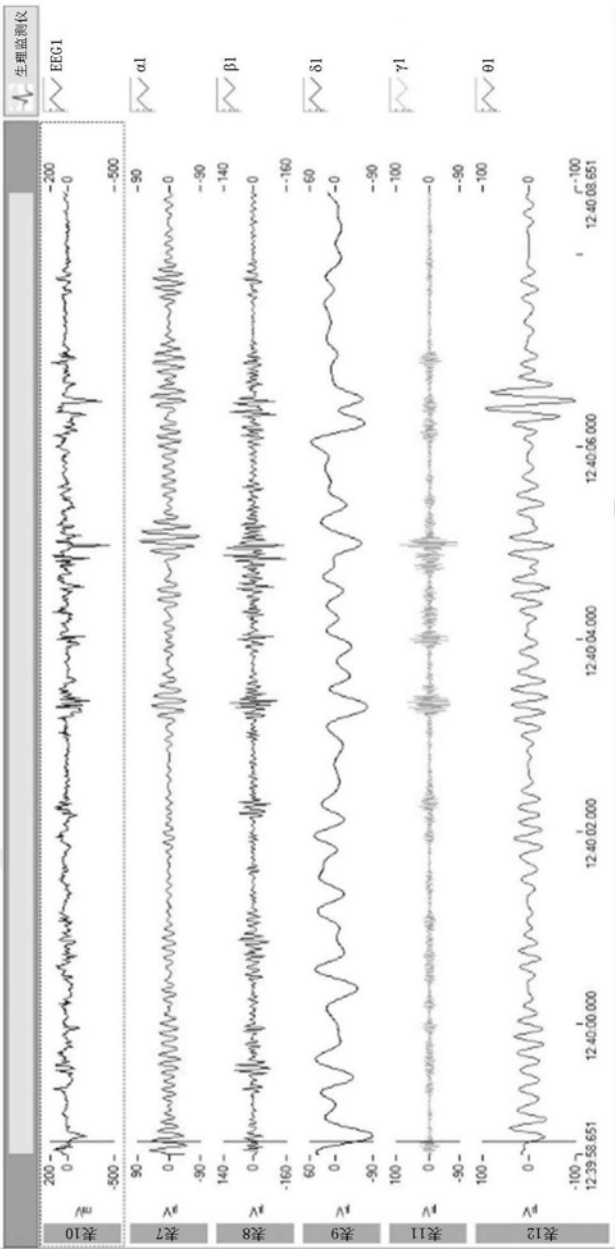


图4

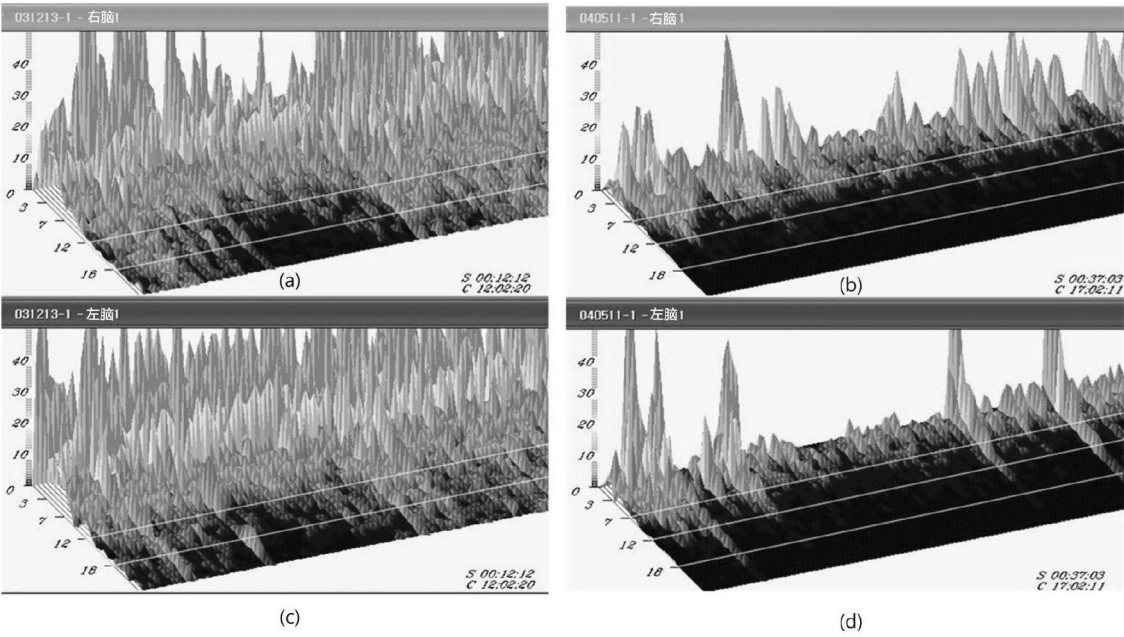


图5

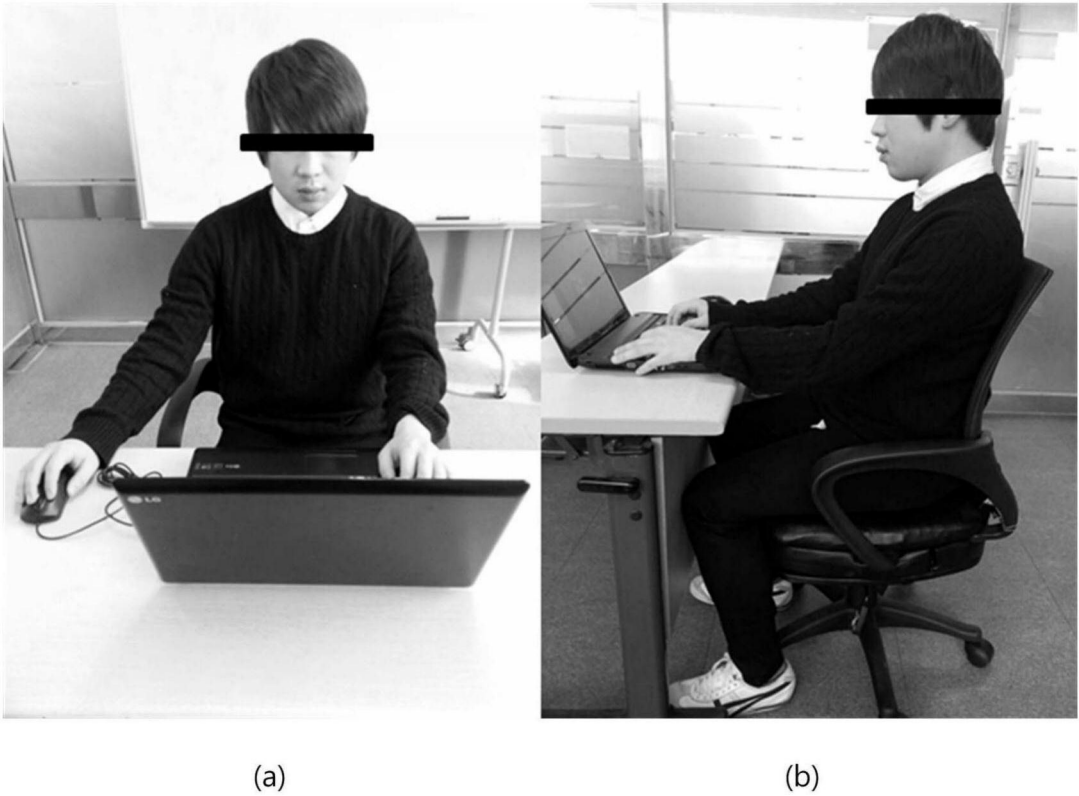


图6



(a)



(b)



(c)



(d)

图7