



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111212602 A

(43)申请公布日 2020.05.29

(21)申请号 201880067197.7

(74)专利代理机构 上海华诚知识产权代理有限公司 31300

(22)申请日 2018.10.01

代理人 汤国华

(30)优先权数据

2017-202746 2017.10.19 JP

(51)Int.Cl.

A61B 5/16(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.04.15

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0408(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2018/036678 2018.10.01

A61B 5/0456(2006.01)

A61B 5/0478(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/077984 JA 2019.04.25

A63B 69/00(2006.01)

(71)申请人 东洋纺株式会社

地址 日本国大阪府大阪市北区堂岛浜二丁目2番8号

(72)发明人 小松阳子

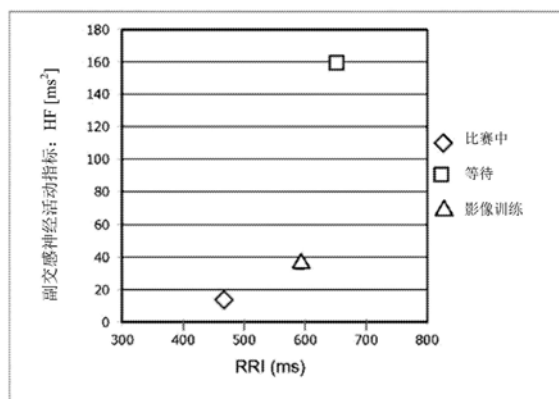
权利要求书1页 说明书11页 附图3页

(54)发明名称

生理信息显示系统和训练方法

(57)摘要

提供一种训练系统,其在不给予穿着者不舒适的状态下得到生理信息,将其转换成生理学信息、精神信息反馈给受试者,从而能够更有效地进行训练。一种生理信息显示系统,其使用衣服型生理信息测量装置构成,所述衣服型生理信息测量装置至少使用具有20N以下的20%拉伸应力的布料,衣服压力为0.1kPa以上1.5kPa以下,衣服压力为0.3kPa以上的部分具有皮肤接触型电极。使受试者穿着该衣服型生理信息测量装置,根据得到的心电信息计算RRI、副交感神经系统活动指标、交感神经系统活动指标,在终端机器上显示二维结果,基于此,通过动作显示实现有效的训练。



1. 一种生理信息显示系统,其特征在于,取通过受试者的心电信息得到的心跳间隔和副交感神经系统活动指标,作为直角坐标系的各个坐标轴,通过图示二维生理信息从而显示受试者的心理、生理状态。

2. 一种生理信息显示系统,其特征在于,取通过受试者的心电信息得到的心跳间隔和交感神经系统活动指标,作为直角坐标系的各个坐标轴,通过图示二维生理信息从而显示受试者的心理、生理状态。

3. 根据权利要求1或2所述的生理信息显示系统,使用心电信号中的R波和R波的间隔RRI作为所述心跳间隔。

4. 根据权利要求1~3中任一项所述的生理信息显示系统,其特征在于,具有算出LF和HF的步骤;LF是通过包含将心跳间隔转换为频谱的步骤得到功率谱,将所述功率谱从频率 L_{f1} 至 L_{f2} 进行定积分的值,HF是将所述功率谱从频率 H_{f1} 至 H_{f2} 进行定积分的值,此处, $H_{f1} > L_{f1}$, $H_{f2} > L_{f2}$;使用HF作为所述副交感神经系统活动指标,使用LF/HF作为所述交感神经系统活动指标。

5. 根据权利要求1~4中任一项所述的生理信息显示系统,其特征在于,所述心电信息的获得通过衣服型生理信息测量装置进行。

6. 根据权利要求1~5中任一项所述的生理信息显示系统,其特征在于,所述衣服型生理信息测量装置至少使用具有20N以下的20%拉伸应力的布料;衣服压力为0.1kPa以上1.5kPa以下;衣服压力为0.3kPa以上的部分具有皮肤接触型电极。

7. 根据权利要求6所述的生理信息显示系统,其特征在于,所述皮肤接触型电极为使用导电性织物的电极。

8. 根据权利要求6所述的生理信息显示系统,其特征在于,所述皮肤接触型电极为使用伸缩性导体组合物的电极。

9. 根据权利要求6所述的生理信息显示系统,其特征在于,所述皮肤接触型电极为使用导电性凝胶的电极。

10. 根据权利要求1~9中任一项所述的生理信息显示系统,其特征在于,具有根据所述显示的受试者的心理、生理状态向受试者传递预先根据具体情况准备的行动指令的单元。

11. 一种训练方法,其特征在于,使用权利要求1~10中任一项所述的生理信息显示系统进行作业训练。

12. 根据权利要求10或11所述的训练方法,其特征在于,所述作业为体育运动。

13. 根据权利要求10或11所述的训练方法,其特征在于,所述作业为乐器演奏。

14. 根据权利要求10或11所述的训练方法,其特征在于,所述作业为机械操作。

生理信息显示系统和训练方法

技术领域

[0001] 涉及将使用衣服型生理信息测量装置即、穿戴式传感装置得到的生理信息,转换成显示穿着者的精神状态和/或生理状态的信息,向穿着者和/或第三者实时地显示该信息的系统,进一步详细地涉及使用该系统进行机械操作、体育运动、乐器演奏等训练的训练方法。

背景技术

[0002] 在体育运动选手、运动员、武术家等训练;各种作业训练;自我发展等中,尝试着掌握精神状态并将其活用于训练。

[0003] 专利文献1中记载了通过脑电波测量机械作业中的作业者的满足感,并将该满足感的状态反馈至作业者,进一步地,也对机械给予反馈。该方法是根据脑电波之类的生理数据评价满足感的手法,但是,满足感之类的感觉是复合的感觉,不能评价具体的精神状态。例如,不能把握放松后是否满足、产生睡意是否满足、醒来是否满足这样的具体的精神状态。

此外,从脑电波可得到重要的生理信息,但是,仅凭此,难以充分评价具体的精神状态。此外,该发明虽可向作业者反馈满足感的状态,但是,其并非是知道此状态的作业者根据自己的意思改变自身状态,掌握该效果,从而可以控制自身的精神状态这样的训练系统。

[0004] 专利文献2是通过掌握游戏的操作速度(反应速度)、心理状态和ACTH(促肾上腺皮质激素)的生理数据间的对应关系,来判定心理状态的系统。用ACTH评价压力是通常做法,但是该发明并未明确掌握的是怎样的心理状态,其中并不具体。此外,虽然是将心理状态的判定结果通知给用户的系统,但是,并非是接受该结果,使用户自己控制精神状态而改变心理状态确定其结果这样的训练系统。认为ACTH并非实时地给出结果的指标,因此技术上有困难。此外,通过ACTH,难以评价放松、唤醒、睡意、紧张等具体的精神状态。

[0005] 专利文献3是检测脑电波,根据该脑电波信息评价舒适性,基于判定结果控制机器的系统。仅通过脑电波,可用脑电波评价放松、唤醒,但是,再加上心电数据时能够更加精确。此外,该发明是接收评价舒适性的结果以控制机器的系统,并非是自己改变自身的精神状态,掌握其效果这样的训练系统。

[0006] 专利文献4是用CCD相机拍摄机动车乘务员的注意力不集中度、驾驶者的视线的运动,根据图像分析的结果进行判断,发出注意力不集中度变高的警报的装置。精神状态是“注意力不集中度”这样的具体内容,但是并非是生理数据,是通过拍摄表情进行评价的方法。此外,关于判断结果,是反馈到机械,并非是人接收该结果而尝试控制自身的精神状态。

[0007] 专利文献5是测量婴幼儿的生理信息,推定心理状态,判断婴幼儿发生异常时,可用紧急通知单元进行通知的系统。生理值是测量脉搏得到,可判断是否是想睡觉而哭,或者是否俯卧处于危险的状态等。虽然可通知判断结果,但是这并非是人接收该结果尝试自己控制的系统。

[0008] 如上述专利文献所记载,以往构件了:测量生理信息,推定心理状态,显示评价结

果,或者进一步地反馈到机械的这样的系统。但是,并非是随着时间地、实时地向被测量者持续地显示精神状态的系统。因此,不能进行被测量者接收由生理测量值评价、显示的精神状态而控制自身的精神状态的训练。

[0009] 此外,生理测量值多为仅用脑电波、仅用唾液 (ACTH)、仅用脉搏这样的单一的测量值进行评价。当然,单一的测量值也可以推定某种程度的心理状态,但是为了高精度地推定具体的精神状态,希望使用多个指标。脉搏显示自主神经活动,脑电波显示中枢神经活动,因此可以评价特定的精神状态,但是难以评价复合的具体的精神状态。此外,并非以精神训练为目的,因此,在显示结果的阶段即结束系统,并非是接收结果进行训练自身知晓其效果的系统。此外,向机械实施反馈的文献多,但没有指令被测量者下一步的具体方向的系统。

[0010] 专利文献6中公开了使用脑电波信息和心电信息两者来掌握精神状态,向被测定者反馈从而进行精神训练的精神训练系统。通过使用脑电波信息和心电信息两者,能够确切地掌握精神状态。但是,相对于心电信号处于mV水平,脑电波信息为 μ V程度的微小信号,即使在实验室内能够获得信号,但在室外是极其困难的,更不用说剧烈运动、实际作业现场这样的杂音多的环境下的测定。

[0011] 进一步地,即使在心电测量中,在健康诊断佩戴使用的心电图仪的状态下也难以进行剧烈的体育运动、实际作业,加之将这样的测定装置佩戴于身体上本身就是压力,因此,虽然掌握了佩戴该机器的状态下的精神信息,但是已经脱离了实际状态,难以用于进行恰当的训练。

现有技术文献

专利文献

[0012] 专利文献1:日本特开平10-262942号公报

专利文献2:日本特开平2004-267296号公报

专利文献3:日本特开平8-71050号公报

专利文献4:日本特开平8-290725号公报

专利文献5:日本特开2004-181218号公报

专利文献6:日本专利4844523号公报

发明内容

发明要解决的课题

[0013] 本发明鉴于这样的情况而做出,其目的在于提供一种训练系统,其使用穿着容易且穿着时不给予穿着者不适感的衣服型生理信息测量装置掌握精神状态,通过反馈而有效地用于训练。

解决课题的方法

[0014] 为了达到上述目的,本发明人深入研究,结果开发了,穿着容易且穿着时不给予穿着者的衣服型生理信息测量装置(感应穿戴式或可穿戴式智能设备),发明了有效使用该衣服型生理信息测量装置的生理信息显示系统和使用该系统的训练方法。

[0015] 即本发明具有以下的构成。

[1]一种生理信息显示系统,其特征在于,取通过受试者的心电信息得到的心跳间隔和副交感神经系统活动指标,作为直角坐标系的各个坐标轴,通过图示二维生理信息从而显

示受试者的心理、生理状态。

[2]一种生理信息显示系统,其特征在于,取通过受试者的心电信息得到的心跳间隔和交感神经系统活动指标,作为直角坐标系的各个坐标轴,通过图示二维生理信息从而显示受试者的心理、生理状态。

[3]根据[1]或[2]所述的生理信息显示系统,使用心电信号中的R波和R波的间隔RRI作为上述心跳间隔。

[4]根据[1]或[2]所述的生理信息显示系统,其特征在于,具有算出LF和HF的步骤;LF是通过包含将心跳间隔转换为频谱的步骤得到功率谱,将所述功率谱从频率 L_{f1} 至 L_{f2} 进行定积分的值,HF是将所述功率谱从频率 H_{f1} 至 H_{f2} 进行定积分的值;使用HF作为所述副交感神经系统活动指标,使用(LF/HF)作为所述交感神经系统活动指标。

另外,此处, $H_{f1} > L_{f1}$, $H_{f2} > L_{f2}$ 。

[5]根据[1]~[4]中任一项所述的生理信息显示系统,其特征在于,上述心电信息的获得通过衣服型生理信息测量装置进行。

[6]根据[1]~[5]中任一项所述的生理信息显示系统,其特征在于,上述衣服型生理信息测量装置至少使用具有20N以下的20%拉伸应力的布料;衣服压力为0.1kPa以上1.5kPa以下;衣服压力为0.3kPa以上的部分具有皮肤接触型电极。

[7]根据[6]所述的生理信息显示系统,其特征在于,上述皮肤接触型电极为使用导电性织物的电极。

[8]根据[6]所述的生理信息显示系统,其特征在于,上述皮肤接触型电极为使用伸缩性导体组合物的电极。

[9]根据[6]所述的生理信息显示系统,其特征在于,上述皮肤接触型电极为使用导电性凝胶的电极。

[10]根据[1]~[9]中任一项所述的生理信息显示系统,其特征在于,具有根据上述显示的受试者的心理、生理状态向受试者传递预先根据具体情况准备的行动指令的单元。

[11]一种训练方法,其特征在于,使用[1]~[10]中任一项所述的生理信息显示系统进行作业训练。

[12]根据[10]或[11]所述的训练方法,其特征在于,上述作业为体育运动。

[13]根据[10]或[11]所述的训练方法,其特征在于,上述作业为乐器演奏。

[14]根据[10]或[11]根据所述的训练方法,其特征在于,上述作业为机械操作。

[0016] 进一步地本发明优选具有以下构成。

[15]一种生理信息显示系统,其特征在于,上述[4]或[5]所述的衣服型生理信息测量装置具有由伸缩性导电材料形成的配线。

[16]一种生理信息显示系统,其特征在于,作为上述伸缩性导电材料,使用伸缩性导体组合物的层(薄膜、片、膜)。

[17]一种生理信息显示系统,其特征在于,作为上述伸缩性导电材料,使用以“之”字形针码缝制到布料中的导电性丝。

[18]一种生理信息显示系统,其特征在于,作为上述伸缩性导电材料,使用编入编织布中的导电丝。

[19]一种生理信息显示系统,其特征在于,作为上述伸缩性导电材料,使用被配置为具

备冗余性的电线或金属箔图案等。

[20]根据[3]~[10]、[15]~[19]中任一项所述的生理信息显示系统和[11]~[14]中任一项所述的训练方法,其特征在于,同时显示下述两种生理信息:取通过受试者的心电信息得到的心跳间隔和副交感神经系统活动指标,作为直角坐标系的各个坐标轴,通过图示的二维生理信息;以及取通过受试者的心电信息得到的心跳间隔和交感神经系统活动指标,作为直角坐标系的各个坐标轴,通过图示的二维生理信息。

发明效果

[0017] 本发明中的心跳间隔可以说是反映身体直接承受的压力的值。另一方面,副交感神经活动指标是表示自主神经的放松程度的指标,交感神经活动指标是表示自主神经的活性程度的指标。本发明中,例如取心跳间隔为横轴,副交感神经活动指标乃至(或者)交感神经活动指标为纵轴,首先,绘制平常时的各个状态的图表,接着绘制训练(training)时,或者比赛时等状态的曲线图,从而与平常时比较,以此本人或教练可直观地掌握在具有压力的情况下,自律神经系统的活动怎样地活性化。

通过利用该系统进行训练,可有意识地控制交感神经活动、副交感神经活动。通过重复该训练,可进行矫正以使真正比赛时不会过度紧张或者过于放松。进一步地,预先根据个人的特性,存储与受试者的心理、生理状态相对应的行动指令,根据显示的生理信息,自动地或根据受试者的操作发出该指令,如此采用这样的方式,进一步地能够自主地进行训练,在比赛时等不能接收教练的指令时,也可以有效地使用本系统。

[0018] 本发明中,可不使用脑电波信息,仅使用心电信息得到训练需要的信息。脑电波信息比心电信号微弱,抗噪音差,因此,尤其是难以现场(In-Situ)检测。此外,为了获得脑电波,不得不在头部设置电极,在可能剧烈运动、发生碰撞等的动作时难以获得。本发明中,仅使用心电信息,在可得到反映身体直接承受的压力的值的同时,还可获得副交感神经活动指标、交感神经活动指标这样的易于受心理、精神面影响的自主神经的活性程度,进一步地通过使它们二维地呈现,能够仅使用心电信息掌握心理、生理状态。

[0019] 此外,本发明中优选使用衣服型生理信息测量装置获得心电信息,该衣服型生理信息测量装置具有适度的衣服压力,因此,穿着时可以不给穿着者带来不适感。进一步地,将用于检测生理信息的皮肤接触型电极配置于适当地具有接触压的部分,因此,可可靠地获得信号,而且不会给予穿着者电极部特有的不适感。结果,在穿着生理信息测量装置的状态下,可在自然的状态下进行体育运动、作业等动作,因此,可现场(In-Situ)检测自然的心电信息。此外,由于生理信息测量装置比较紧密地接触于人体,因此,人体自身可作为杂音的缓冲器发挥作用,改善SN比。

附图说明

[0020] [图1]图1是典型的心电图波形的一例。

[图2]图2是根据心电图波形的频率分析求得LF、HF的概念的说明图。

[图3]图3是本发明的生理信息显示系统的框图。

[图4]图4是取横轴为RRI取纵轴为副交感神经活动指标绘制图表时的一例。

[图5]图5是取横轴为RRI取纵轴为交感神经活动指标绘制图表时的一例。

符号说明

- 0:被测量者
- 1:生理信息检测单元
- 2:信号处理单元
- 3:评价单元
- 4:评价结果显示单元
- 5:行动显示单元

具体实施方式

[0021] 对本发明的生理信息测量装置中,根据心电信息求得心跳间隔、副交感神经活动指标、交感神经活动指标的方法进行说明。

心电信息可作为电信号获得。将其藉由生物体接触型电极随着时间地进行电压测定即可。

心跳间隔是指心跳或者脉搏的间隔(单位:ms)。心跳间隔可通过根据心电图读取R波和R波的间隔或者测量相邻的心跳间的间隔获得。脉搏间隔可通过测量相邻脉搏之间的间隔获得。心跳间隔或其波动显示精神神经的状态。心跳间隔或其波动是身体的压力、精神的压力的指标,反映自律神经系统的交感神经、副交感神经的精神神经状态的平衡。

[0022] 作为心跳间隔,优选使用心电信号中的R波和R波的间隔的RR间隔(以下,记载为“RRI”)。由于RRI清晰地显示出信号的峰而难以出现错误识别峰位置的情况,因此,可提高心跳间隔的精度。

[0023] 作为本发明的交感神经系统活动指标、副交感神经系统活动指标,可使用对心跳间隔进行频谱解析得到的值。更具体而言,具有下述步骤:通过包括将心跳间隔转换为频谱的步骤得到功率谱,计算将所述功率谱从频率 L_{f1} 至 L_{f2} 进行定积分的值LF,和将所述功率谱从频率 H_{f1} 至 H_{f2} 进行定积分的值HF,使用HF作为上述副交感神经系统活动指标,使用(LF/HF)作为上述交感神经系统活动指标。

另外,此处, $H_{f1} > L_{f1}$, $H_{f2} > L_{f2}$ 。

[0024] 例如,LF可以设为将作为时间信号 f 的心跳间隔进行频谱转换后的频谱(频谱F)平方而得到的功率谱 F^2 (第1功率谱),将该功率谱 F^2 从频率 L_{f1} 至 L_{f2} 进行定积分后的值;HF可以设为将上述功率谱 F^2 (第1功率谱)从频率 H_{f1} ($>L_{f1}$)至 H_{f2} ($>L_{f2}$)进行定积分的值。

使用第1功率谱 F^2 计算的LF、HF的单位为 ms^2 。作为频谱转换的方法,例如可使用快速傅立叶转换(FFT)、小波分析、最大熵法等。另外,本说明书中,以使用FFT的情况为例进行说明,当然也可以使用其他方法。

[0025] 用图2说明LF、HF的详细的计算方法。图2是本发明的功率谱积分的说明图。图2的纵轴是功率谱密度(单位: ms^2/Hz),横轴是频率(单位:Hz)。LF是将功率谱(例如第1功率谱 F^2)例如从 $0.04Hz$ (L_{f1})至 $0.15Hz$ (L_{f2})进行定积分的值,图1中,是斜线阴影部分的面积。此处, $L_{f1} < L_{f2}$ 。另一方面,HF是将功率谱(例如第1功率谱 F^2)例如从 $0.15Hz$ (H_{f1})至 $0.4Hz$ (H_{f2})进行定积分的值,图2中,是纵线阴影部分的面积。此处, $H_{f1} < H_{f2}$ 。图2中, L_{f2} 和 H_{f1} 中的任一个均设定为与 $0.15Hz$ 相同的积分范围,但是,如果满足 $L_{f1} < H_{f1}$ 和 $L_{f2} < H_{f2}$ 的关系,那么 L_{f2} 和 H_{f1} 可为相同值也可为不同的值。此处,使用第1功率谱 F^2 说明功率谱积分的方法,基于第2功率谱 F 的定积分也可同样地进行。

[0026] 通过频谱转换得到的功率谱,分为来自于血压的变动成分且称为迈耶波(Mayer-Wave)相关成分的LF,和来自于呼吸的成分HF。血压变动成分LF是0.1Hz附近的功率谱,与交感神经活动和副交感神经活动两者均相关。另一方面,认为来自于呼吸的成分HF是0.3Hz附近的功率谱,与副交感神经活动相关。由此,表示交感神经活动和副交感神经活动的LF的积分范围至少包含0.1Hz,优选为 $L_{f1} < 0.1 < L_{f2}$ 。此外, L_{f1} 更优选0.03Hz以上,进一步优选0.04Hz以上。此外, L_{f1} 优选0.05Hz以下,更优选0.045Hz以下。 L_{f2} 优选0.13Hz以上,更优选0.14Hz以上,此外,更优选0.16Hz以下,更进一步优选0.15Hz以下。此外,表示副交感神经活动的HF的积分范围至少包含0.3Hz,优选 $H_{f1} < 0.3 < H_{f2}$ 。 H_{f1} 更优选0.14Hz以上,进一步优选0.15Hz以上,此外,可为0.17Hz以下,也可为0.16Hz以下。 H_{f2} 优选0.38Hz以上,更优选0.39Hz以上,此外,更优选0.41Hz以下,进一步优选0.4Hz以下。

[0027] 通过发明人的研究结果可知:在集中作业时,观察到RRI变小且副交感神经系统活动变小,或RRI变小且交感神经系统活动变小,通过二维图示RRI和副交感神经系统活动指标,或RRI和交感神经系统活动指标,可显示受试者的心理、生理状态。

[0028] 例如,如果能掌握作业者最佳的心理、生理状态时的RRI和副交感神经系统活动指标,或者RRI和交感神经系统活动指标,在影像训练、精神训练时,可训练以使RRI和副交感神经系统活动指标,或者RRI和交感神经系统活动指标接近该区域。

[0029] 本发明中,可藉由生物体接触型电极,随时间地进行电压测定得到心电信息。另外电压测定部的输入阻抗值为100k Ω 以上,优选300k Ω 以上,进一步优选1M Ω 以上。上限无特别限定。

[0030] 作为本发明的衣服型生理信息测量装置的母体的衣服由20%拉伸应力为20N以下的布料制成。此外,将衣服压力设定为0.1kPa以上1.5kPa以下。衣服压力以标准体系的拥有者为前提,但是可调整受试者的体系和衣服的尺寸使其落入衣服压力的允许范围内。

本发明中,在衣服压力为0.3kPa以上的部分配置皮肤接触型电极。通常,为了使皮肤接触型电极切实地接触,多用必要以上的压力与身体接触。但是,这样的配置不能除去来自受试者的不适感,不能获得有效的生理信息。

[0031] 本发明中,可不使用生物电位,使用捕捉到的血流量的变化的脉搏波信息代替心电信息。可以用手腕或手指测量脉搏波。此外,可根据心电信息和远离心脏的位置处的脉搏波信息之差来计算血压相关的参数。

[0032] 接着,说明处理来自于检测单元的信号的信号处理单元。从心电信息中检测R波,求得R波和R波间的时间间隔(RRI)。R波是心电信息的波形中,振幅最大的波。图1中显示典型的心电图波形。

[0033] 本发明中,为了实现不给予受试者不适感的生理信息测量环境,可不使用脑电波信息,仅根据心电信息评价精神状态。

[0034] 接着,对向被测量者实时地随时间持续显示精神评价结果的评价结果显示单元进行说明。将从心电信号导出RRI与副交感神经活动指标,和/或交感神经活动指标的信号处理结果显示于监视器屏幕。

为了知晓随时间的变化情况,优选X轴取心电信息的RRI,Y轴取副交感神经活动指标和交感神经活动指标,持续地绘制每单位时间(例如每1秒)的值的图表。为了易于知晓随着时间的变化,希望使用将颜色的浓度随着时间改变,或者颜色每分种变化等方法。长时间训练

时,显示间隔并非1秒,可以以更长的间隔显示结果。

[0035] 开始训练,最初的图表从中央开始。像这样,可以以易于理解的方式显示变化。X轴、Y轴的范围以随着图表增加而范围改变的方式显示即可,以便可以使用整个画面进行显示。由此,可使生理学-心理学生理信息可视化显示。另外本发明中,实时地是指每当得到精神信息评价结果即进行显示。评价演算需要时间时,允许该部分时间延迟至显示为止。

[0036] 接着,对显示具体的建议行动的显示单元进行说明。被测量者自身操作时,看精神状态评价结果,想要更放松时,选择监视器上的希望精神选择画面的“放松”。作为响应,监视器上显示“请闭上眼睛深呼吸”等指令。选择想要更紧张的状态时,监视器上显示“请加快呼吸”等指令。

[0037] 被测量者看精神状态评价结果,想要更清醒时,选择监视器上的希望精神选择画面的“清醒”。作为响应,监视器上显示“请闭上眼睛想兴趣等令人愉悦的计划”等指令。选择想要入睡时,监视器上显示“请闭上眼睛什么都不要想”等指令。具体的指令内容并不限于上述内容。也包括健美操的指令、吃食物的指令。此外,想要维持精神状态时,选择显示想要维持的选项“无变化”。这些指令可以定时地,或者心理生理状态变化大时机器自动检测,自动地显示指令。该表示方法是本发明的一例,并非将本发明限定于此。

[0038] 以上是对于受试者自身看显示结果操作的情况进行的说明,管理者、教练员也可以看显示结果,进行适当的动作显示。通过活用本系统,可基于生理学数据显示合适的行动,进行质量更好的训练。

[0039] 本发明中可以使用使用导电性织物的电极作为皮肤接触型电极。导电性织物是指由至少包含导电丝的纤维形成的机织物、无纺布、针织物、绣制线、缝纫线等。

上述导电丝优选纤维长每1cm的电阻值在100Ω以下的丝。上述导电丝是指,导电性纤维、导电性纤维的纤维束、由包含导电性纤维的纤维得到的加捻丝、编织丝、细纱、混纺丝、使金属线极细地延伸而得的极细金属线、将膜切割为极细纤维状的极细膜的总称。

作为上述导电性纤维,例如可列举:由金属包覆的化学纤维或天然纤维、由导电性金属氧化物包覆的化学纤维或天然纤维、石墨、碳、碳纳米管、石墨烯等碳系导电性材料包覆的化学纤维或天然纤维,由导电性高分子包覆的化学纤维或天然纤维等。

此外,作为上述导电性纤维,例如可使用将包含选自金属、导电性金属氧化物、碳系导电性材料和导电性高分子中的至少一种导电性材料的高分子材料纺丝得到的纤维。

作为上述导电性纤维的纤维束,例如,可使用在由上述导电性纤维的微纤维、纳米纤维等形成的纤维束上,载持、浸渍导电性填料、导电性高分子等而得到者。

[0040] 作为上述导电丝,也可以使用使用包含上述导电性纤维的纤维得到的加捻丝、编织丝、细纱、混纺丝等。上述导电丝也包括使金属线极细地延伸而得的极细金属线。

上述导电性纤维、上述导电性纤维的纤维束、由包含上述导电性纤维的纤维得到的加捻丝、编织丝、细纱、混纺丝、上述极细金属线的平均直径优选250μm以下,更优选120μm以下,进一步优选80μm以下,特别优选50μm以下。

上述导电丝也包括将膜切割为极细纤维状的极细膜,上述极细膜是指,将在高分子膜上包覆有选自金属、导电性金属氧化物、碳系导电性材料和导电性高分子中的一种以上的导电性材料的高分子膜细细切割成800μm宽度以下得到的纤维状膜。

上述导电丝中,优选可使用选自金属包覆的化学纤维、载持、浸渍导电性高分子的导

电性纤维的纤维束,和平均直径为 $50\mu\text{m}$ 以下的极细金属线中的至少一种以上。

[0041] 作为上述导电性织物,具体而言,可列举在非导电性织物上绣制有导电丝的纤维结构体、非导电性织物上浸渍含导电性高分子的溶液干燥而得的纤维结构体、浸渍包括导电性填料与粘合剂树脂的溶液干燥而得的纤维结构体等。它们中,优选使用非导电性织物上浸渍含导电性高分子的溶液干燥而得的纤维结构体。

作为上述导电性高分子,例如可优选使用聚(3,4-亚乙二氧基噻吩)和聚苯乙烯磺酸的混合物。

作为包含上述导电丝的纤维,优选合成纤维复丝,该合成纤维复丝的至少一部分为纤度小于 30dtex 的极细丝,或者具有大于 400dtex 的纤度,而且单丝纤度在 0.2dtex 以下的合成纤维复丝。

上述导电性织物为由包含导电丝的纤维构成的机织物或针织物时,克重优选小于 $50\text{g}/\text{m}^2$,可防止导电性高分子的脱落。此外,优选大于 $300\text{g}/\text{m}^2$,可确保充分的导电性。

[0042] 作为本发明的皮肤接触电极,可使用使用了伸缩性导体组合物的电极。上述伸缩性导体层是指具有伸缩性而且电阻率在 $1 \times 10^0 \Omega \text{cm}$ 以下的层。上述伸缩性是指,在保持导电性的状态下,能够重复 10% 以上的伸缩。上述伸缩性导体层优选单独的层具有 40% 以上的断裂伸长率。断裂伸长率更优选 50% 以上,进一步优选 80% 以上。

将导电性糊涂布在脱模片形成规定的膜厚,干燥后剥离,进行拉伸试验可测定断裂伸长率。

上述伸缩性导体层的拉伸弹性模量优选 $10 \sim 500\text{MPa}$ 。

上述伸缩性导体层的平均厚度例如优选 $20\mu\text{m}$ 以上,优选 $50\mu\text{m}$ 以下。平均厚度更优选 $500\mu\text{m}$ 以下,进一步优选 $250\mu\text{m}$ 以下,特别优选 $90\mu\text{m}$ 以下。

[0043] 以下,有时将可形成这样的伸缩性导体层的材料称为伸缩性导体层用组合物。上述伸缩性导体层,例如,可以使用导电性糊作为伸缩性导体层用组合物而形成。

导电性糊至少包含(i)导电性颗粒、(ii)柔性树脂,和(iii)溶剂。

[0044] (i) 导电性颗粒

上述导电性颗粒是指,电阻率为 $1 \times 10^{-1} \Omega \text{cm}$ 以下的颗粒。

作为上述电阻率为 $1 \times 10^{-1} \Omega \text{cm}$ 以下的颗粒,可列举例如:金属颗粒、合金颗粒、碳颗粒,碳纳米管颗粒,掺杂的半导体颗粒,导电性高分子颗粒,混合颗粒等。

作为上述金属颗粒,可列举例如:银颗粒,金颗粒,铂颗粒,钯颗粒,铜颗粒,镍颗粒,铝颗粒,锌颗粒,铅颗粒,锡颗粒等。

作为上述合金颗粒,可列举例如,黄铜颗粒,青铜颗粒,白铜颗粒,焊锡颗粒等。作为上述掺杂的半导体颗粒,可列举例如锡的氧化物,铟和锡的复合氧化物等。作为上述导电性高分子颗粒,可列举例如,由聚(3,4-亚乙二氧基噻吩)和聚苯乙烯磺酸的混合物形成的颗粒、金属包覆高分子颗粒。作为上述混合颗粒,可列举例如,金属包覆金属颗粒,金属包覆玻璃颗粒,金属包覆陶瓷颗粒等。作为上述金属包覆金属颗粒,可列举例如,银包覆铜颗粒。

[0045] 上述导电性颗粒的平均粒径例如,优选 $100\mu\text{m}$ 以下,更优选 $30\mu\text{m}$ 以下,进一步优选 $12\mu\text{m}$ 以下。上述平均粒径下限无特别限定,例如为 $0.08\mu\text{m}$ 以上。

[0046] 上述颗粒例如可为片状粉,也可为无定形凝聚粉。例如,作为上述银颗粒,可使用片状银颗粒、无定形凝聚银粉。

对于上述片状粉的平均粒径,由动态光散射法测定的平均粒径(50%D),优选例如0.5~20 μm 。平均粒径小于0.5 μm 时,存在颗粒之间不能接触的情况,导电性恶化的可能。平均粒径更优选3 μm 以上,进一步优选5 μm 以上。但是,平均粒径大于20 μm 时,有微细配线的形成变难情况。此外,进行丝网印刷等时,存在堵塞的情况。平均粒径更优选15 μm 以下,进一步优选12 μm 以下。

对于上述无定形凝聚粉的平均粒径,由通过光散射法测定的平均粒径(50%D),例如优选1~20 μm 。平均粒径小于1 μm 时,存在失去作为凝聚粉的效果而不能维持导电性的情况。平均粒径更优选3 μm 以上,进一步优选5 μm 以上。但是,平均粒径大于20 μm 时,在溶剂中的分散性降低,难以糊化。平均粒径更优选15 μm 以下,进一步优选12 μm 以下。

[0047] (ii) 柔性树脂

上述柔性树脂可使用弹性模量为1~1000MPa的热塑性树脂、弹性模量为1~1000MPa的热固化性树脂、弹性模量为1~1000MPa的橡胶等。为了使膜体现伸缩性,优选橡胶。上述弹性模量优选3MPa以上,更优选10MPa以上,进一步优选30MPa以上。上述弹性模量优选600MPa以下,更优选500MPa以下,进一步优选300MPa以下。

作为上述热可塑性树脂,可以使用例如聚乙烯、聚氯乙烯、聚苯乙烯、聚乙酸乙烯酯、聚氨酯、丙烯酸树脂、聚酰胺、聚酯等。作为上述热固化性树脂,可使用例如酚醛树脂、环氧树脂、三聚氰胺树脂、聚硅氧烷树脂等。

[0048] 作为橡胶,可列举聚氨酯橡胶、丙烯酸橡胶、硅橡胶、丁二烯橡胶、丁腈橡胶和氢化丁腈橡胶等含腈基的橡胶、异戊二烯橡胶、硫化橡胶、苯乙烯丁二烯橡胶、丁基橡胶、聚氯丁二烯橡胶、氯磺化聚乙烯橡胶、乙丙橡胶、偏二氟乙烯聚合物等。其中,优选含腈基的橡胶、聚氯丁二烯橡胶、氯磺化聚乙烯橡胶,特别优选含腈基的橡胶。

上述含有腈基的橡胶只要是含有腈基的橡胶和弹性体就无特别限定,优选丁腈橡胶和氢化丁腈橡胶。丁腈橡胶为丁二烯和丙烯腈的共聚物,结合丙烯腈量多时,与金属的亲合性增加,反而使赋予伸缩性的橡胶弹性减少。因此,丙烯腈-丁二烯共聚物橡胶中的结合丙烯腈量优选18~50质量%,特别优选40~50质量%。

[0049] 相对于导电颗粒和柔性树脂的总和,本发明中的柔性树脂的混合量为7~35质量%,更优选9质量%以上,进一步优选12质量%以上,更优选28质量%以下,进一步优选20质量%以下。

[0050] (iii) 溶剂

上述溶剂无特别限定,可以使用公知的有机溶剂或水系溶剂。

优选上述电极的表面,即,与穿着者的肌肤接触之侧上具有电极表面层。另一方面,上述电极和上述织物部边界间,优选具有底层以提高绝缘性。

[0051] (电极表面层)

作为上述电极表面层,可列举例如贵金属镀层、通过钝化而不易氧化的金属层,耐腐蚀性合金层,碳层,伸缩性导电层等,可以设计成单独或者层叠2种以上。

作为上述贵金属镀层,可列举例如选自金,银,铂,铑,和钌中的至少一种的层。

作为上述通过钝化而不易氧化的金属层,可列举例如:选自铬、钼、钨和镍中的1种层。

作为上述耐腐蚀性合金层,可列举例如蒙乃尔合金等层。

上述碳层,例如,优选在上述电极表面印刷碳糊等形成层。

作为上述伸缩性导电层,例如,优选使用包含导电性填料和柔性树脂等的伸缩性导电组合物形成层。

[0052] 可使用导电性凝胶作为本发明的皮肤接触型电极,此处导电性凝胶可解释为:在医疗设备中使用的皮肤接触型电极的表面中所用的凝胶电极材料。

实施例

[0053] [导电糊的调制]

使用三洋化成工业株式会社制CoatronKYU-1(玻璃化转变温度-35℃)作为粘合剂,使用三井金属矿业株式会社制微径银粉SPH02J(平均粒径1.2 μm)作为银颗粒,使用狮王特殊化学株式会社制KETJENBLACKEC600JD作为碳颗粒,使用二乙二醇丁醚醋酸酯作为溶剂,混合粘合剂10质量份、银颗粒70质量份、碳颗粒1质量份、溶剂19质量份调制伸缩性导体形成用导电糊。首先,将粘合剂树脂溶解于规定溶剂量的一半量的溶剂中,向得到的溶液中添加金属系颗粒、碳系颗粒予混合后,用三辊研磨机分散,从而糊化。

通过丝网印刷得到的伸缩性导体形成用糊以使厚度为25 μm ,在100℃下干燥20分钟,由此得到的伸缩性导体层(伸缩性导体片)的初期电阻率为250 $\mu\Omega \cdot \text{cm}$,具有重复100次20%拉伸后的维持导电性的伸展性。

[0054] [伸缩性碳糊的调制]

按照表2所示组成调制电极保护层用碳糊。

将40质量份玻璃化转变温度为-19℃的丁腈橡胶树脂、20质量份的狮王特殊化学株式会社制KETJENBLACKEC300J、作为溶剂的乙二醇单乙醚乙酸酯50质量份予混合后,用三辊研磨机分散化,得到伸缩性碳糊。

[0055] 在用聚硅氧烷系脱模剂对表面进行处理后的PET制脱模片上,暂时粘合切出了电极部和连接器部的规定形状的聚氨酯片(相当于绝缘覆盖层),在电极部丝网印刷伸缩性碳糊,进一步地在从电极部至连接器位置以规定的图案印刷伸缩性导体糊,进一步地层压双面热熔胶片(相当于绝缘底层)以覆盖聚氨酯片,在脱模片上形成电极和配线。

将得到的脱模片上形成的电极和配线,以双面热熔胶侧与衣服用布料接触的方式重叠,用热压机通过加热加压将电极和配线与绝缘底层、绝缘覆盖层一起转印在电极支撑部。

[0056] <实施例1>

在使用20%拉伸应力为7N的布料的体育运动衫的胸部分上安装由20%拉伸应力为0.5N的伸缩性导体组合物形成的心电信息测量用电极,使用相同材料在手臂周围安装肌电分布测定电极(左右手臂分别配置各8点),进一步地在胸部周围设置20%拉伸应力为1.2N的伸缩性电容器,安装检测电极电位和伸缩性电容器的容量变化、将信息送至便携式终端的电子单元,制成可同时测定心电信息、肌电分布信息、呼吸信息的衣服型生理信息测量装置。将得到的生理信息测量装置穿着于受试者时,最大衣服压力为0.6kPa,心电信息测量用电极设置部的衣服压力为0.4kPa,肌电测定电极设置部的衣服压力为0.6kPa。另外,通过在之前得到的脱模片上热压转印形成的电极和配线,制作基于伸缩性导体组合物的电极。上述电子单元上搭载有温度计、基于GPS的位置信息、XYZ各轴的加速度传感器,同样地能够向便携式终端输送信息。

[0057] 根据从衣服型生理信息测量装置得到的心电信息求得RRI、副交感神经系统活动指标、交感神经活动指标,绘制使RRI和副交感神经活动指标分别用于XY轴的图表,和使RRI

和交感神经活动指标分别用于XY轴的图表,得到能在平板电脑终端进行显示的生理信息显示系统。

使受试者穿着衣服型生理信息测量装置、教练员观察平板电脑。受试者是赛车驾驶员。检测非驾驶时(待机中)、训练时(影像训练中)、驾驶时(真正比赛中)的受试者的基本的参数:心电(心跳)、呼吸、肌电、体表面温度,根据心电信息计算RRI、交感神经活动指标、副交感神经活动指标,作为监督者的教练员在平板电脑终端观测受试者的紧张、放松程度,同时给出适当指令以进行训练和真正的比赛竞技。

结果,基于受试者的精神状态、生理状态(疲劳状态等),可发出引导其进入精神更加集中,但不过度紧张的状态的指令。

[0058] <实施例2>

在使用了20%拉伸应力为5N的布料的体育运动文胸的下胸围部,设置由导电性织物形成的心电信息测量用电极,和20%拉伸应力为1.2N的伸缩性电容器,安装检测电极电位和伸缩性电容器的容量变化,并向便携式终端送信的单元,制成可同时测定心电信息和呼吸信息的衣服型生理信息测量装置。使得到的生理信息测量装置穿着于受试者时,最大衣服压力为0.85kPa,心电信息测量用电极设置部的衣服压力为0.8kPa。

[0059] 与实施例1同样地,根据得到的心电信息求得RRI、副交感神经系统活动指标、交感神经活动指标,绘制使RRI和副交感神经活动指标分别用于XY轴的图表,和使RRI和交感神经活动指标分别用于XY轴的图表,得到能在平板电脑终端进行显示的生理信息显示系统。

使受试者穿着衣服型生理信息测量装置、教练员观察平板电脑进行受试者训练的受试者是声乐家。与实施例1同样地,在练习时、排练时、彩排时、演奏会(真正演出)时获得受试者的各种参数,活用于真正舞台演出时的影像训练,结果,排练时也不会过度紧张,轻松地进行艺术表现。

产业上的可利用性

[0060] 如上所述,本发明的生理信息显示系统不给穿着者带来不适感,能够得到自然状态下的训练中的生理信息,通过使用该系统,可实施有效的训练。

本发明可适用于无论男性、女性的广泛范围内,例如可广泛用于球技,体操,游泳、射击、弓道、射箭、投掷竞技、格斗术等等各种体育运动训练;此外,机动车、船舶、飞机、土木工程重型设备等运动训练,进一步地木工、铁艺、雕金、缝纫、牙科技工、医学手术、烹饪等技能训练,或者管乐器、弦乐器、打击乐器、声乐等演奏训练;书道、书法、雕刻、刺绣、绘画等艺术训练。

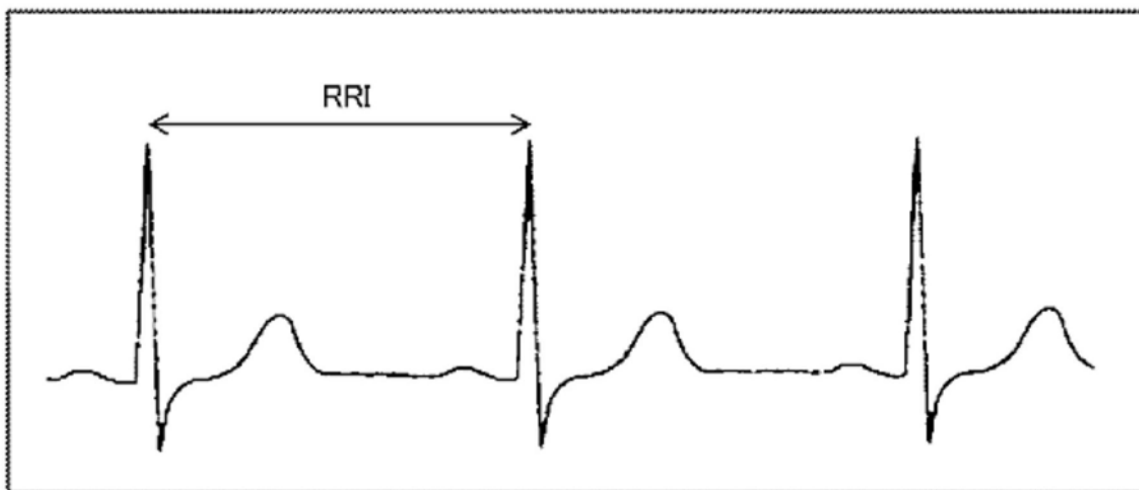


图1

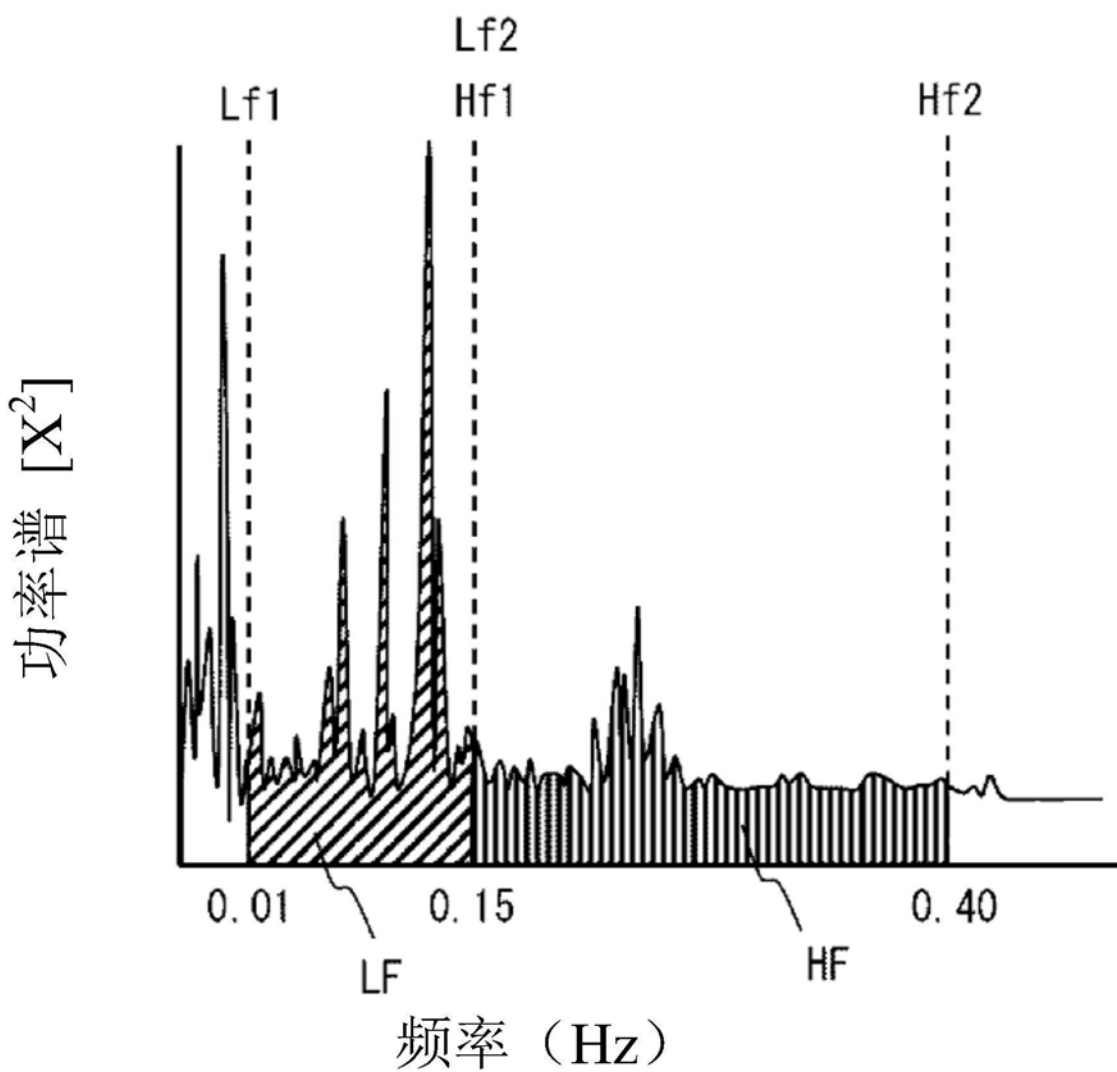


图2

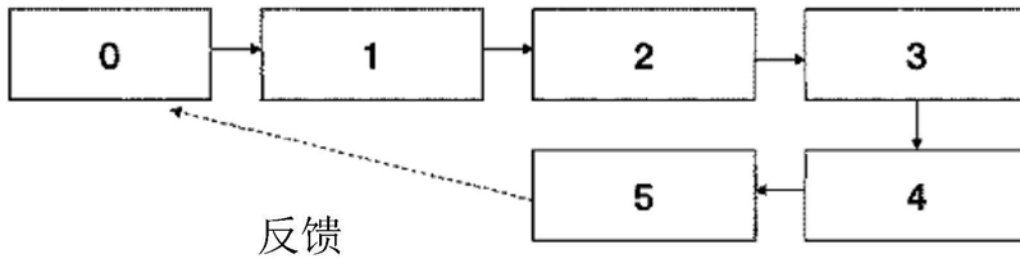


图3

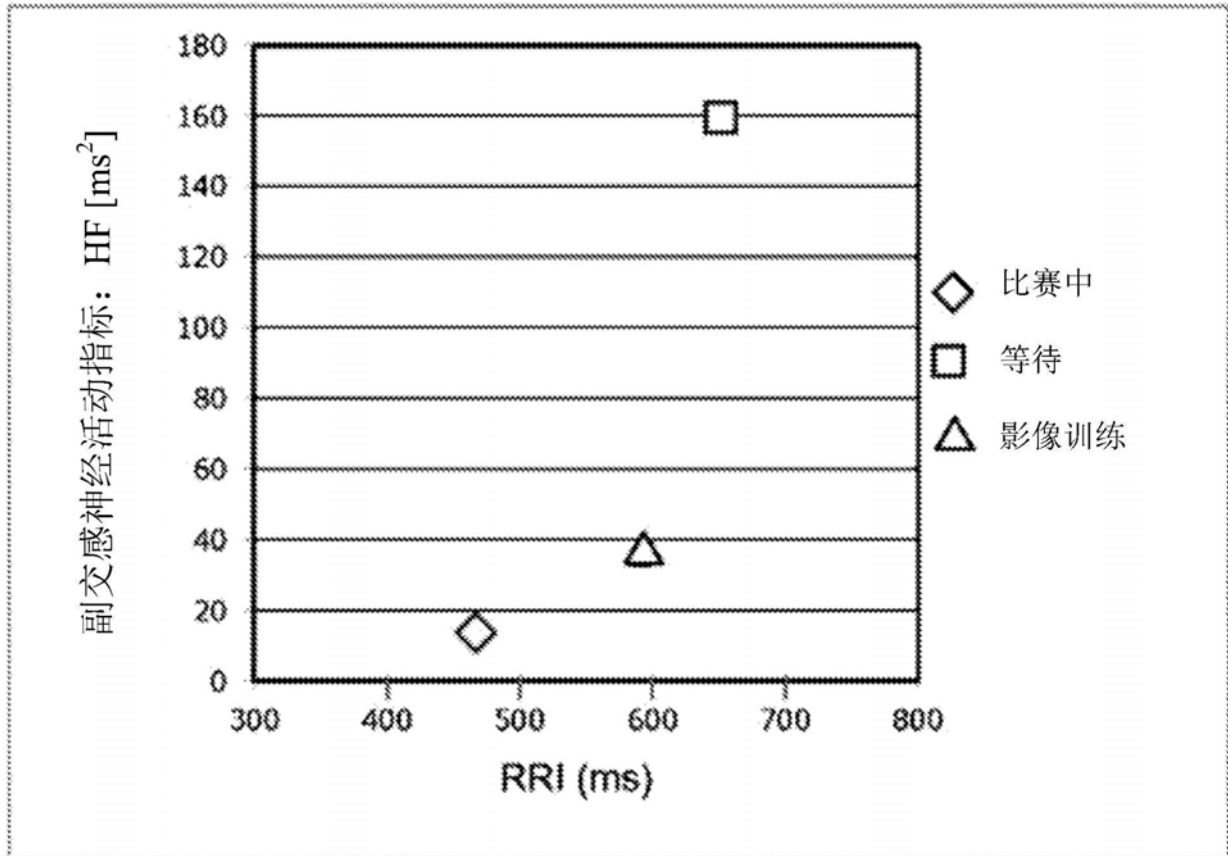


图4

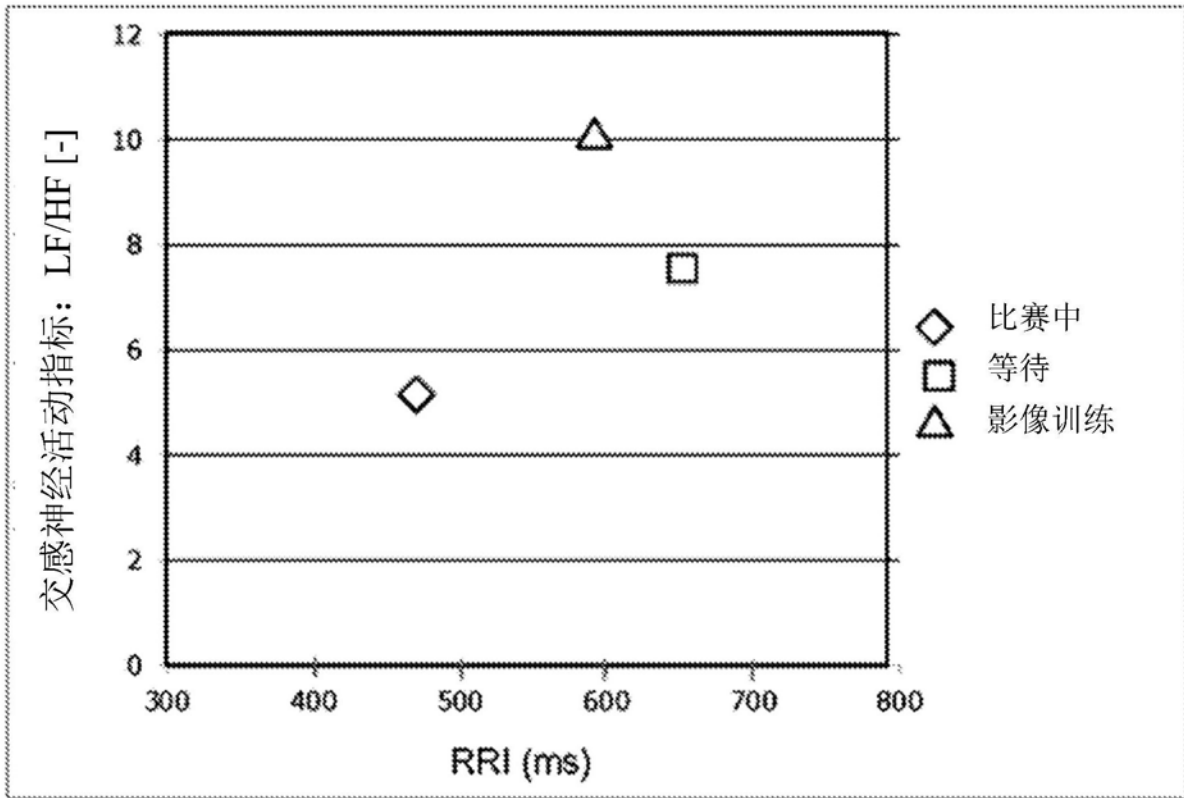


图5

专利名称(译)	生理信息显示系统和训练方法		
公开(公告)号	CN111212602A	公开(公告)日	2020-05-29
申请号	CN201880067197.7	申请日	2018-10-01
[标]申请(专利权)人(译)	东洋纺绩株式会社		
申请(专利权)人(译)	东洋纺株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	东洋纺株式会社		
[标]发明人	小松阳子		
发明人	小松阳子		
IPC分类号	A61B5/16 A61B5/00 A61B5/0408 A61B5/0456 A61B5/0478 A63B69/00		
CPC分类号	A61B5/00 A61B5/0408 A61B5/0456 A61B5/0478 A61B5/16 A63B69/00		
代理人(译)	汤国华		
优先权	2017202746 2017-10-19 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种训练系统，其在不给予穿着者不适感的状态下得到生理信息，将其转换成生理学信息、精神信息反馈给受试者，从而能够更有效地进行训练。一种生理信息显示系统，其使用衣服型生理信息测量装置构成，所述衣服型生理信息测量装置至少使用具有20N以下的20%拉伸应力的布料，衣服压力为0.1kPa以上1.5kPa以下，衣服压力为0.3kPa以上的部分具有皮肤接触型电极。使受试者穿着该衣服型生理信息测量装置，根据得到的心电信息计算RRI、副交感神经系统活动指标、交感神经系统活动指标，在终端机器上显示二维结果，基于此，通过动作显示实现有效的训练。

