



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109157191 A

(43)申请公布日 2019.01.08

(21)申请号 201810628013.1

(22)申请日 2018.06.15

(71)申请人 南京宁康中科医疗技术有限公司
地址 210000 江苏省南京市栖霞区科创路1号金港科技园综合楼601

(72)发明人 吴健康

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

代理人 张宇园

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/01(2006.01)

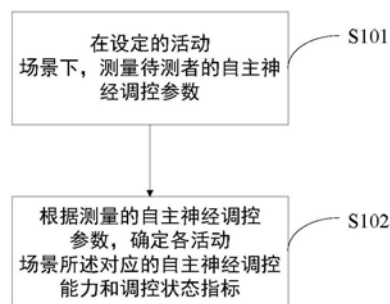
权利要求书4页 说明书14页 附图4页

(54)发明名称

自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量方法和系统

(57)摘要

一种自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量系统和方法,以及处理设备。其中,测量方法包括:通过测量和分析自主神经调控参数,获得自主神经调控能力指标和调控状态指标;根据被测者的体内身体状况,设定体外测量环境以及设定的活动场景以满足自主神经调控能力和调控状态的测量需求。本披露的系统和方法对于心肺代谢系统疾病的科学研究,和有效预防、诊治和康复,都具有重要意义。



1. 一种自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量方法,包括:

人体健康表现为在体内或体外环境和活动恒定或发生变化时,自主神经通过调控体内各器官和组织的运行,达到平衡状态;

自主神经对体内器官和组织的调控表现为自主神经调控参数的变化;

通过测量和分析自主神经调控参数,获得自主神经调控能力指标和调控状态指标,其中,自主神经调控系统的评测指标包括:在人体内部和外部环境和运动方式变化时能够达到新的平衡状态的调控能力指标,表征平衡状态的稳定程度的调控状态指标,以及自主神经本身,即压力感受器和交感副交感神经的动态性能指标;

其中,获得自主神经调控能力指标和调控状态指标时,考虑被测者的体内身体状况,设定体外测量环境以及设定活动场景测量因素。

2. 根据权利要求1所述的测量方法,包括:

所述自主神经调控参数包括心率和血压,所述体外测量环境为常温常湿度环境,所述设定的活动场景包括:被测者处于静止或恒定运动状态、被测者处于分级运动试验中、以及被测者处于起立或倾斜试验中;

通过测量和分析自主神经调控参数,获得自主神经调控能力指标和调控状态指标具体包括:在静止或恒定运动状态下的心率变异性、血压变异性、和呼吸同步指数;分级运动试验中的应变能力系列指标;以及起立或倾斜试验中的压力感受器灵敏度和交感副交感神经活性。

3. 根据权利要求1所述的测量方法,其特征在于,还包括:

为了考虑被测个体的体内身体状况,采用案例大数据推理方法,参考被测者的健康数据,对所述自主神经调控能力和调控状态指标进行个性化分析,生成评估意见和预防、保健和康复建议;

和/或针对案例大数据的深度学习,生成各类人群的自主神经调控能力和调控状态指标的正常值范围和临床预防和危险分层的参考值,临床意义以及相应的典型预防、诊疗和康复方案,为被测者提供临床预防、诊疗和康复方案参考。

4. 根据权利要求2所述的测量方法,其特征在于,在静止或恒定运动状态下测量的自主神经调控能力和调控状态指标包括心率变异性、血压变异性、和呼吸同步指数,所述呼吸同步指数为心率变异曲线、血压变异曲线分别与呼吸波的相位差的变化规律。

5. 根据权利要求2所述的测量方法,其特征在于,所述应变能力系列指标包括以下至少一种:

静止心率和血压,身体处于静止、心情处于平静状态下身体处于静止、心情处于平静状态下的心率和血压;

应变极限,试验中达到的最大心率和血压;

应变率,心率和血压对运动强度的变化率;

应变速度,在分级运动试验中,当运动强度增加一个水平后,心率和血压到达一个新的平衡所需要的时间;

运动恢复,运动停止后1分钟心率和血压的下降值。

6. 根据权利要求2所述的测量方法,其特征在于,所述起立或倾斜试验的压力感受器灵敏度以及交感副交感神经活性的确定根据以下方式:

自主神经动态参数估值模块根据起立运动场景人为制造的血压剧烈变化,建立自主神经血压和心率调控的数学模型;

以测量的血压和心率数据序列为观察值和所述自主神经调控动态数学模型,计算压力感受器灵敏度、交感副交感神经活性的曲线;

所述动态数学模型为:

$$\frac{dx}{dt} = f(x, p(t), \theta),$$

$$x = (n, T_{sym}, T_{par}, C_{nor}, C_{ach}, \phi)$$

$$\theta = (K_S, K_I, K_L, \tau_S, \tau_I, \tau_L, \tau_{nor}, \tau_{ach}, \eta,$$

$$\xi_S, \xi_p, \mu_0, t_{start}, t_{per}, \tau_d, \beta)$$

其中, x 是模型中的状态变量,包括:神经元对应的压力感知器燃烧率 n ,交感神经响应 T_{sym} ,副交感神经响应 T_{par} ,去甲肾上腺素浓度 C_{nor} 、乙酰胆碱浓度 C_{ach} 和心率势位 ϕ ;

$p(t)$ 表示血压的输入;

θ 表示模型的参数,包括:短期神经增益 K_S ,中期神经增益 K_I ,短期神经增益 K_L ,短期时间参数 τ_S ,中期时间参数 τ_I ,长期时间参数 τ_S ,乙酰胆碱时间常数 τ_{ach} ,甲肾上腺素时间常数 τ_{nor} ,副交感神经抑制因子 β ,不定参数 η ,开始时间 t_{start} ,平均时间 t_{per} ,响应幅度 μ_0 ,交感神经常数 ξ_S ,副交感神经常数 ξ_S 。

7. 一种自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量系统,其特征在于,所述测量系统包括:

输入和数据采集子系统,包括穿戴式测量设备,该穿戴式测量设备用于在设定的活动场景下,采集被测者的自主神经调控参数,所述自主神经调控参数包括心率和血压,所述设定的活动场景包括:被测者处于静止或恒定运动状态、被测者处于分级运动试验中、以及被测者处于起立或倾斜试验状态中;

数据分析和指标生成子系统,根据穿戴式测量设备采集的自主神经调控参数序列,确定各活动场景下的指标,所述活动场景下的指标至少包括:

在静止或恒定运动状态下的心率变异性、血压变异性、和呼吸同步指数;分级运动试验中的应变能力系列指标;以及起立或倾斜试验中的压力感受器灵敏度和交感副交感神经活性。

8. 根据权利要求7所述的自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量系统,其特征在于,还包括:

案例存储和推理子系统,用于根据使用框架知识定义的案例模板,将被测者的健康数据和处理数据存储成案例;将多个案例进行归类,每类由一典型案例代表;并提供案例相似查询和推理。

9. 根据权利要求7所述的自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量系统,其特征在于,所述输入和数据采集子系统还包括:

传感信号处理器,用于对穿戴式测量设备采集的信号进行预处理,形成预处理数据,并发送至所述数据分析和指标生成子系统。

10. 根据权利要求7所述的自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量系统,其特征在于,所述输入和数据采集子系统还包括:

活动场景模块,用于设定三种活动场景的测量模式,定义每种活动场景的定量数字描述,量化活动场景参数与处理结果的关系。

11. 根据权利要求7所述的自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量系统,其特征在于,所述输入和数据采集子系统还包括:

个人健康资料和检查数据模块,用于通过医院HIS系统、个人健康档案、或人工输入方式,获取被测者的健康数据。

12. 根据权利要求7所述的自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量系统,其特征在于,所述穿戴式测量设备包括以下至少一种:

心电电极,用于感测被测者的心电信号;

加速度和陀螺仪,用于感测被测者的姿态及其变化信号;

呼吸传感器,用于感测被测者的呼吸信号;

脉搏波传感器,用于感测被测者的脉搏波信号;

血氧传感器,用于感测被测者的血氧信号;以及

温度传感器,用于感测被测者的体温。

13. 根据权利要求12所述的自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量系统,其特征在于,所述穿戴式测量设备还包括中心控制单元,用于接收采集的各种信号后传送至传感信号处理器。

14. 根据权利要求7所述的自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量系统,其特征在于,所述案例存储和推理子系统包括大数据学习模块,用于对典型案例进行深度学习,发掘出自主神经调控评测指标间的关系,与呼吸、运动状态、个人因素、健康状况、疾病的关系,以及随时间的发展规律,并用于将上述学习结果传送至所述数据分析和指标生成子系统。

15. 根据权利要求7所述的自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量系统,其特征在于,所述变异性指标包括:

心率变异性,设定时间间隔内心电信号RR间期/瞬时心率的变化规律;

血压变异性,设定时间间隔内血压的变化规律;

呼吸同步指数,心率变异曲线、血压变异曲线分别与呼吸波的相位差的变化规律。

16. 根据权利要求15所述的自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量系统,其特征在于,所述心率变异性和血压变异性的时域指标包括标准差SDNN和相邻差的标准差SDSD,频域指标包括低频/高频以及和谐指数。

17. 根据权利要求7所述的自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量系统,其特征在于,所述应变能力系列指标包括以下至少一种:

静止心率和血压,身体处于静止、心情处于平静状态下的心率和血压;

应变极限,试验中达到的最大心率和血压;

应变率,心率和血压对运动强度的变化率;

应变速度,在分级运动试验中,当运动强度增加一个水平后,心率和血压到达一个新的平衡所需要的时间;

运动恢复,运动停止后1分钟心率和血压的下降值。

18. 根据权利要求7所述的所述的自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量

系统,其特征在于,所述起立或倾斜试验的压力感受器灵敏度以及交感副交感神经活性的确定根据以下方式:

自主神经动态参数估值模块根据起立运动场景人为制造的血压剧烈变化,建立自主神经血压和心率调控的数学模型;

以测量的血压和心率数据序列为观察值和所述自主神经调控动态数学模型,计算压力感受器灵敏度、交感副交感神经活性的曲线;

所述对于数学模型为:

$$\frac{dx}{dt} = f(x, p(t), \theta),$$

$$x = (\eta, T_{sym}, T_{par}, C_{nor}, C_{ach}, \phi)$$

$$\theta = (K_S, K_I, K_L, \tau_S, \tau_I, \tau_L, \tau_{nor}, \tau_{ach}, \eta,$$

$$\xi_S, \xi_p, \mu_0, t_{start}, t_{per}, \tau_d, \beta)$$

其中, x 是模型中的状态变量,包括:神经元对应的压力感知器燃烧率 η ,交感神经响应 T_{sym} ,副交感神经响应 T_{par} ,去甲肾上腺素浓度 C_{nor} 、乙酰胆碱浓度 C_{ach} 和心率势位 ϕ ;

$p(t)$ 表示血压的输入;

θ 表示模型的参数,包括:短期神经增益 K_S ,中期神经增益 K_I ,短期神经增益 K_L ,短期时间参数 τ_S ,中期时间参数 τ_I ,长期时间参数 τ_S ,乙酰胆碱时间常数 τ_{ach} ,甲肾上腺素时间常数 τ_{nor} ,副交感神经抑制因子 β ,不定参数 η ,开始时间 t_{start} ,平均时间 t_{per} ,响应幅度 μ_0 ,交感神经常数 ξ_S ,副交感神经常数 ξ_S 。

19. 一种处理设备,其特征包括:

数据分析和指标生成子系统,根据穿戴式测量设备采集的被测者自主神经调控参数序列,确定各活动场景下的指标,所述活动场景下的指标至少包括:

在静止或恒定运动状态下的心率变异性、血压变异性 and 呼吸同步指数;分级运动试验中的应变能力系列指标;以及起立或倾斜试验中的压力感受器灵敏度和交感副交感神经活性。

自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量方法和系统

技术领域

[0001] 本披露涉及医学检测领域,特别涉及一种自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量方法,以及对应的测量系统,此外还涉及一种处理设备。

背景技术

[0002] 心肺代谢系统是人类健康之本,为人体细胞和机体提供最基本的养分,是人类生存之本。心肺代谢系统疾病对人类的危害最大,其是由自主神经控制下的由多个器官组成的人体循环体系。自主神经调控人体三大系统:心肺代谢系统、消化系统、泌尿生殖系统。国际生物医学界亟需深入探索、揭示其调控机理,解密人体各系统机能缺失的原因。国际医学界大量临床研究证明,自主神经的失调是冠心病、血管疾病、猝死等心血管疾病和其它代谢系统疾病的起因,由于缺乏有效的评测其调控状态和调控功能的指标,更缺乏自主神经各调控环节参数的测量技术,面对危害人类四分之一人群的疾病,无预防和早期诊断手段,患病后的康复技术也非常有限。

[0003] 现有技术中,自主神经调控系统测量技术匮乏,仅有无创的心率变异性测量和有创的交感神经递质测量两大类。心率变异性无创虽简便易行,反应了自主神经调控心脏的宏观状态。但现有心率变异性测量方法缺乏对运动等外部状态的定量描述,因此不具备确切的临床意义。微电极神经描记法和去甲肾上腺素溢出的同位素放射示踪测量法都是测量交感神经活性的有创方法,不适合进行大规模的研究和试验。加上测量内容有限,满足不了科学研究和临床应用需求。

[0004] 自主神经调控生理学和病理学的发展受制于测量和分析手段。首先,自主神经对人体各个器官和功能的调控无处不在、无时不在,测量和分析必须实时、全过程跟踪测量和分析。其次,自主神经调控系统必须应对人体内部变化和疾病,外部环境和活动,是一个极其复杂的时变和非线性系统,其内部调控状态不能直接测量。本发明将复杂动态系统理论和分析方法,创造性地应用于自主神经调控系统的测量和分析,定义并定量测定活动场景,包括测量时的个性化的体内状况,与外部环境和运动,测量并获得自主神经调控能力和调控状态的系列指标。

发明内容

[0005] 有鉴于此,本披露的目的在于,提供一种自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量方法、系统和处理设备,以至少部分解决上述技术问题。

[0006] 根据本披露的一方面,提供一种自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量方法,包括:

[0007] 人体健康表现为在体内或体外环境和活动恒定或发生变化时,自主神经通过调控体内各器官和组织的运行,达到平衡状态;

[0008] 自主神经对体内器官和组织的调控表现为自主神经调控参数的变化;

[0009] 通过测量和分析自主神经调控参数,获得自主神经调控能力指标和调控状态指标,其中,自主神经调控系统的评测指标包括:在人体内部和外部环境和运动方式变化时能够达到新的平衡状态的调控能力指标,表征平衡状态的稳定程度的调控状态指标,以及自主神经本身,即压力感受器和交感副交感神经的动态性能指标;

[0010] 其中,获得自主神经调控能力指标和调控状态指标时,考虑被测者的体内身体状况,设定体外测量环境以及设定活动场景测量因素。

[0011] 根据本披露的又一方面,提供一种自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量系统,所述测量系统包括:

[0012] 输入和数据采集子系统,包括穿戴式测量设备,该穿戴式测量设备用于在设定的活动场景下,采集被测者的自主神经调控参数,所述自主神经调控参数包括心率和血压,所述设定的活动场景包括:被测者处于静止或恒定运动状态、被测者处于分级运动试验中、以及被测者处于起立或倾斜试验状态中;

[0013] 数据分析和指标生成子系统,根据穿戴式测量设备采集的自主神经调控参数序列,确定各活动场景下的指标,所述活动场景下的指标至少包括:

[0014] 在静止或恒定运动状态下的心率变异性、血压变异性、和呼吸同步指数;分级运动试验中的应变能力系列指标;以及起立或倾斜试验中的压力感受器灵敏度和交感副交感神经活性。

[0015] 根据本披露的再一方面,提供一种处理设备,包括:

[0016] 数据分析和指标生成子系统,根据穿戴式测量设备采集的被测者自主神经调控参数,确定各活动场景下的指标,所述活动场景下的指标至少包括:

[0017] 在静止或恒定运动状态下的心率变异性、血压变异性、和呼吸同步指数;分级运动试验中的应变能力系列指标;以及起立或倾斜试验中的压力感受器灵敏度和交感副交感神经活性。

[0018] 为更好的理解本披露的方案,以下将结合附图对披露进行详细描述:

附图说明

[0019] 图1是本披露实施例的自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态测量系统的方法流程图。

[0020] 图2是本披露又一实施例的自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态测量系统的方法流程图。

[0021] 图3是本披露实施例的自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态测量系统的结构框图;

[0022] 图4是图3中的穿戴式测量设备(WARM)及其传感器分布图;

[0023] 图5是本披露实施例中起立试验测量过程中的运动、血压和心率曲线。

[0024] 图6是本披露实施例的起立试验测量过程中的运动压力感受器响应曲线,和交感副交感神经响应曲线。

具体实施方式

[0025] 下面将结合附图对本披露加以详细说明,应指出的是,所描述的实施例仅旨在便

于对本披露的理解,而对其不起任何限定作用。

[0026] 在本披露中,对于“一些实施例”,“实施例”,“一个实施例”,“一个示例”或“示例”的提及,意味着:结合该实施例或示例描述的特定特征、结构或特性被包含在本披露至少一个实施例中。因此,在本披露中各处出现的用语“在一些实施例中”、“在一个实施例中”,“一个示例”或“示例”不一定都指同一实施例或者示例。此外,可以以任何适当的组合和/或子组合将特定的特征、结构或特性组合在一个或多个实施例或者示例中。此外,本领域技术人员应当理解,本披露所述使用的用语“和/或”包括一个或多个相关列出的项目以及项目的组合。

[0027] 本披露提出的自主神经调控系统评测体系包括:

[0028] H1:人体是一个具有自我调节功能的复杂的生物系统。在体内或体外环境和活动恒定或发生变化时,自主神经通过调控体内各器官和组织的运行,使之达到平衡状态,从而保障细胞和整个机体的生存和正常运行。具备这一调控能力并在各种情况下达到稳定的平衡状态的称为健康态,反之为病态。

[0029] H2:自主神经调控系统的评测指标包括:在人体内部和外部环境和活动变化时能够达到新的平衡状态的调控能力指标,和表征平衡状态和稳定程度的调控状态指标;以及自主神经本身,即压力感受器和交感副交感神经的动态性能指标。

[0030] 人体保健和康复的目标:增强自主神经系统调控能力,保持平稳和谐状态。

[0031] H3:“自主神经调控参数”是测量和评估被测者自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态时,被测者的心肺代谢系统、消化系统、泌尿生殖系统可以测量的相关参数;“自主神经调控参数”包括但不限于心率、血压、体温。在人体内部和外部环境和活动不变的情况下,自主神经中的交感神经(阳)和副交感神经(阴),一张一弛,调控着人体的三大系统,达到稳定状态,表现为温度、心率、血压等调控参数在一定值(setpoint)附近变化。当内部、外部或活动变化后,又会达到新的稳定状态。通过在人体内部和外部环境和运动恒定或变化情况下对“自主神经调控参数”的测量和分析,可以生成自主神经调控能力和调控状态指标,进而评估人体的健康水平。

[0032] H4:自主神经调控能力和调控状态的测量有三大测量因素:必须考虑被测个体的体内身体状况,设定体外测量环境,以及设计特定的活动以满足测量需求。个体体内身体状况包括:年龄、性别、体质、疾病、炎症和免疫,人体免疫系统是自主神经应对内部变化和自我修复的过程;体外测量环境包括:温度、湿度、风沙;活动包括:睡眠、静止、各种形式和强度的运动、思维和精神活动。

[0033] 为了测量人体的内部/外部环境和运动,以及测量自主神经调控参数,对应的需要测量被测者的心电、脉搏波、血氧、呼吸、温度和运动信号。

[0034] 图1是披露实施例的自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量方法,包括:

[0035] S1:在设定的活动场景下,测量被测者的自主神经调控参数;所述自主神经调控参数可以包括心率和血压,所述体外测量环境为统一常温常湿度环境,所述设定的活动场景包括:被测者处于静止或恒定运动状态、被测者处于分级运动试验、以及被测者处于起立或倾斜试验状态;

[0036] S2:根据测量的自主神经调控参数序列,确定各活动场景对应的自主神经调控能

力和调控状态指标,例如:在静止或恒定运动状态下的心率变异性、血压变异性和呼吸同步指数;分级运动试验中的应变能力系列指标;以及起立或倾斜试验中的压力感受器灵敏度和交感副交感神经活性。

[0037] 本披露实施例中提出了三种活动场景下的自主神经调控能力和调控状态指标:在静止或恒定运动状态下的心率变异性 (HRV)、血压变异性 (BPV) 和呼吸同步指数 (Synch), 分级运动试验中的应变能力系列指标 (CCI), 以及起立或倾斜试验中的压力感受器灵敏度 (BRS)、交感副交感神经活性 (SNA、PNA)。而且,根据心理因素对自主神经调控状态的影响,构建呼吸同步指数 (Synch), 来表征心理平稳与和谐程度,第一次为心理状态的评估提供了定量数字度量。

[0038] 其中,对于设定的活动场景可以通过设定含三种活动场景的测量模式,且定义每种活动场景的定量数字描述,量化活动场景参数与处理结果的关系。实际测量时,可通过与被测者进行交互的方式,告知被测者所处的测量模式以及所需要配合完成的运动。

[0039] 其中,对于被测者的自主神经调控参数,上文已经对其进行了定义,其可以对应的需要测量被测者的心电、脉搏波、血氧、呼吸、温度和/或运动信号,可以通过相应的穿戴式测量设备进行测量,对于穿戴式测量设备的介绍将在下文中具体介绍。

[0040] 在一些实例中,如图2所示,上述测量方法还包括:

[0041] S103:采用案例大数据推理方法,参考被测者的健康数据,对所述自主神经调控能力和调控状态指标进行个性化分析,确定评估意见和预防、保健和康复建议;

[0042] 和/或针对案例大数据的深度学习,生成自主神经调控指标,为被测者提供临床预防、诊疗和康复方案。

[0043] 通过采用案例大数据推理方法,针对被测者的健康数据(包括年龄、性别、生理状态和疾病),对自主神经调控测量指标进行个性化分析,给出评估意见和预防、保健和康复建议,针对案例大数据的深度学习,生成自主神经调控指标对于不同年龄、性别、疾病、身体状况等不同人群,形成自主神经调控能力和调控状态指标的正常值范围和临床预防和危险分层的参考值,以及相应的生理学和病理学意义,典型预防、诊疗和康复方案,为被测者提供临床预防、诊疗和康复方案参考。

[0044] 上述S103的各功能可以通过各功能模块予以实现,具体内容的介绍参照下文。

[0045] 在一些实施例中,所述呼吸同步指数为心率变异曲线、血压变异曲线分别与呼吸波的相位差的变化规律。所述应变能力系列指标包括以下至少一种:静止心率和血压,身体处于静止、心情处于平静状态下的心率和血压;应变极限,试验中达到的最大心率和血压;应变率,心率和血压对运动强度的变化率;应变速度,在分级运动试验中,当运动强度增加一个水平后,心率和血压到达一个新的平衡所需要的时间;运动恢复,运动停止至少1分钟后心率和血压的下降值。所述起立或倾斜试验的压力感受器灵敏度以及交感副交感神经活性的确定根据以下方式:自主神经动态参数估值模块根据起立运动场景人为制造的血压剧烈变化,建立自主神经血压和心率调控的数学模型;以测量的血压和心率数据序列为观察值和所述数学模型,计算压力感受器灵敏度、交感副交感神经活性的曲线。对于上述三种指标的计算将结合下述的测量系统实施例进行具体介绍。

[0046] 图3是本披露实施例的自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态测量系统的结构框图。根据本披露的一些实施例,提供一种自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态

的测量系统,包括输入和数据采集子系统100 以及数据分析和指标生成子系统300。输入和数据采集子系统100包括穿戴式测量设备110,该穿戴式测量设备100用于在设定的活动场景下,采集被测者的自主神经参数。数据分析和指标生成子系统300则对应的自主神经调控能力和调控状态指标:在静止或恒定运动状态下的心率变异性、血压变异性和呼吸同步指数;分级运动试验中的应变能力系列指标;以及起立或倾斜试验中的压力感受器灵敏度和交感副交感神经活性。本披露提出自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态,压力感受器和交感副交感神经动态性能指标的测量系统,该指标在心肺代谢系统疾病的预防、诊治和康复方面有重要意义。

[0047] 对于测量系统,由于自主神经对心肺代谢系统的调控表现为通过交感神经和副交感神经的一张一弛,将心率、血压等调控参数控制在一定值附近变化,所以本披露实施例的测量系统以心率和血压为主要调控参数,测量和分析自主神经调控能力和状态。对于设定的活动场景,可以包括是静止或恒定运动状态、分级运动试验、起立或倾斜试验三种运动状态至少一个,不同的运动状态对应于被测者所处的状态,再结合测量的被测者的各种信号,可以在后期针对特定状态进行特定指标的分析。

[0048] 以下将具体的介绍本实施例中的自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量系统中的输入和数据采集子系统100。

[0049] 在一些实施例中,输入和数据采集子系统100还包括活动场景模块 130,其设定含三种活动场景的测量模式,定义每种活动场景的定量数字描述,量化活动场景参数与处理结果的关系。

[0050] 在一些实施例中,心率和血压作为调控参数,在受自主神经的调控的同时,还将受年龄、性别、生理条件和疾病、心理情况、外部环境、运动的影响。所以,包括输入和数据采集子系统100还可以包括个人健康资料和检查数据模块300,用于通过医院HIS系统、个人健康档案、或人工输入方式,获取被测者的健康数据。

[0051] 如图3所示,输入和数据采集子系统100包含穿戴式测量设备模块110、穿戴式测量设备110采集被测者的心电、脉搏波、血氧、呼吸和运动信号,形成了一次规定测量的数据集,该数据为后续的分析 and 指标的生成奠定基础。

[0052] 图4是图3中的穿戴式测量设备(WARM)及其传感器分布图;如图 2所示,穿戴式测量设备模块110是由分布在身体各部位的心电电极111、运动传感器112、呼吸传感器113、脉搏波传感器114、血氧传感器115和温度传感器116与中心控制器单元117相连,并在中心控制器单元117同步控制下,根据指定的采样率和数据上传时间,采集并上传数据。心电电极111在工作时设置于被测者的胸前,用于感测被测者的心电信号。运动传感器112(如加速度和陀螺仪)用于感测被测者的姿态及其变化信号,其可以是一独立性结构,也可以集成于诸如手机等电子设备中。呼吸传感器113在工作时设置于被测者胸肺位置,用于感测被测者的呼吸信号。脉搏波传感器114,可以在工作时设置于被测者的桡动脉和肱动脉位置,用于感测被测者的脉搏波信号。血氧传感器115,用于感测被测者的血氧信号;以及温度传感器116,用于感测被测者的体温。在一个实施例中,中心控制器单元117与传感信号处理器以有线或蓝牙无线方式连接,将采集到的数据上传到传感信号处理器118。传感信号处理器118对所接收的数据进行预处理,并进而从心电信号中准确获得RR间期和心率,检测心电异常;从测得的运动传感器112(如加速度和陀螺仪)运动信号中判定姿态及其变化,定量描述活

动场景的运动情景;从呼吸传感器113信号中判定呼吸率;从两个脉搏波传感器114检测脉搏波波速信号,进而推导连续血压相对值,为计算血压变异性做准备;从血氧传感器115计算血氧值,从温度传感器116计算温度值。

[0053] 在一些实施例中,输入和数据采集子系统100还包括传感信号处理器 118,其将处理结果可上传至一存储器中,例如以下所介绍到的案例存储和推理子系统200中的案例数据库模块210。传感信号处理器,用于对穿戴式测量设备采集的信号进行预处理,形成预处理数据,并发送至所述数据分析和指标生成子系统300。

[0054] 在一些实施例中,输入和数据采集子系统100还包括传感信号处理器 118,其可以以手机APP形式运行于智能手机上,并以wifi或4G或5G 通信方式与案例存储和推理子系统200或者数据分析和指标生成子系统 300连接。当然,其也可以以硬件电路等形式实现,或者独立于可穿戴设备,与可穿戴设备集成为一体。

[0055] 在一些实施例中,输入和数据采集子系统100收集被测者的个人健康基础数据和医疗检查数据,设定活动场景,使用穿戴式设备同步测量心电、脉搏波、呼吸、血氧、温度以及运动信号,经过预处理后,与个人健康基础数据和活动场景一起送往案例存储和推理子系统200。数据在该子系统按照框架知识表示模板存储,便于数据分析和指标生成子系统300进行分析,生成相应的静止状态下的心率变异性HRV、血压变异性BPV和呼吸同步指数(Synch);分级运动试验场景下的心率和血压应变能力系列指标 CCI,起立场景下测量得到的压力感受器灵敏度BRS、交感副交感神经活性SNA和PNA,并进行个性化分析和规律学习和挖掘。

[0056] 以上,根据活动场景的不同,输入和数据采集子系统100工作方式也略有不同:

[0057] 对于静止状态或稳定运动状态下变异性的测量,在一实施例中,由于血压变异性的重要性已经被人们所认识,但由于缺乏可以推广的无创连续血压测量技术,血压变异性及其与心率变异性的相关性一直没有得到应有的研究。心率变异性(HRV)、血压变异性(BPV)和呼吸同步指数(Synch) 指标的测量和计算由下述几步完成:使用穿戴式测量设备模块110,可令被测者保持静止5分钟,测得静止状态下该被测者的心电、脉搏波和呼吸数据序列。或使用穿戴式测量设备模块110,测量被测者一个生理周期(24 小时)内不同运动状态下的心电、脉搏波、呼吸和运动数据。传感信号处理器118输出RR间期序列、平均连续血压值序列、呼吸信号序列、以及由运动数据判定的姿态:躺、坐或站、走、跑,以及走和跑时的步频。变异性分析模块310通过案例数据库210获得传感信号处理器118上传的数据序列。对于一个生理周期(24小时)的测量数据,则使用姿态数据,分段整个测量数据序列,截取其中稳定姿态/运动状态数据序列,形成以时间和姿态/运动状态标识的由RR间期序列、平均连续血压值序列、呼吸信号序列组成的数据序列(时间、时间间隔、姿态/运动状态[躺、坐或站、走(速度)、跑(速度)],RR间期序列,血压序列,呼吸间期序列)。

[0058] 需要指出的是,据心理因素对自主神经调控状态的影响,构建呼吸同步指数(Synch),来表征心理平稳与和谐程度,发明人创造性提出该指数,为心理状态的评估提供了定量数字度量。

[0059] 对于分级运动试验的测量,为后期分析应变能力系列指标(CCI),在一实施例中,为适应不同的被测者,分级运动试验场景可以有两种形式。一种是水平地面步行运动形式,以“6分钟步行试验”为参考,设计成“1-6-1”,1分钟静止、6分钟步行、再1分钟静止的测试

模式。被测者穿上穿戴式测量设备模块110,传感信号处理器118根据实时测量信号,和监测有无异常结果,提醒被测者“静止”、“开始走”、“很好,尽量加快速度”。传感信号处理器118计算和显示心电图、心率、血压、步频、步长、距离和以代谢当量表示的运动强度;并把信号和计算结果以有线或无线方式传送至。另一种是借助跑步机或踏车的分级运动试验。跑步机使用The Bruce maximal graded exercise test protocol,踏车使用The Astrand maximal graded cycle exercise test protocol,每3分钟增加一次运动量,被试者出现心电异常或主动要求停止试验时便停止试验。最多试验18分钟。同样,被测者穿上穿戴式测量设备模块110,传感信号处理器118根据实时测量信号,和监测有无异常结果,以语音和交互屏幕与被测者交互,控制运动试验流程,提醒运动速度,警示心电异常;并把信号和计算结果以有线或无线方式上传。

[0060] 对于起立或倾斜试验以及自主神经动态的活动场景,本申请实施例不仅首提出了压力感受器灵敏度的数字度量,更是首次提出压力感受器和交感副交感神经的活性曲线,揭示了交感和副交感神经的调控过程;在病理学上,它可以为医生分析高血压患者的发病原因和其它导致致命心血管和代谢系统疾病提供关键证据。在一实施例,在测量时,被测者穿上穿戴式测量设备模块110,传感信号处理器118根据实时测量的姿态信号和心电、血压信号的分析结果,在被测者完全处于静止状态后,给被测者分布“迅速起立”指令。传感信号处理器118计算和显示起立过程的运动信号,以及心电图、心率、血压;并把信号和计算出的运动、心率和血压序列以无线方式上传到案例数据库。对每一个被测者,重复三次测量,以便选取被测者处于最佳测量状态的数据序列。

[0061] 以下将具体的介绍本实施例中的自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量系统中的数据分析和指标生成子系统300。如图3所示,数据分析和指标生成子系统300可以包括变异性分析模块310、应变能力分析模块320和自主神经动态参数估值模块330。以上三个模块分别对应测量阶段三种不同的活动场景。

[0062] 其中,对于静止状态或稳定运动状态下变异性的计算,包括稳定运动状态(如静止、匀速运动)下的心率变异性(HRV)(设定时间间隔内心电信号RR间期/瞬时心率的变化规律)、血压变异性(BPV)(设定时间间隔内血压的变化规律)、呼吸同步指数(Synch)。变异性分析模块310通过案例数据库210获得传感信号处理器118上传的数据序列。计算RR间期序列和平均血压值序列的时域和频域指标。

[0063] 变异性分析模块310通过案例数据库210获得传感信号处理器118上传的数据序列,计算RR间期序列和平均血压值序列的时域和频域指标。时域指标有:RR间期序列和平均血压值序列的标准差(SDNN),以及相邻两个数据差的标准差(SDSD)。

[0064] 频域指标在RR间期序列和平均血压值序列的富氏变换域里计算。各项指标如下表1:

[0065] 表1

[0066]

指标	频率范围	计算公式
总功率 (TP)		$TP = VLF + LF + HF$
超低频 (VLF)	0.02~0.08	$VLF = \sum_{f=0.02}^{0.08} psd(f)$
低频 (LF)	0.08~0.2	$LF = \sum_{f=0.08}^{0.2} psd(f)$
高频 (HF)	0.4~1.7	$hF = \sum_{f=0.4}^{1.7} psd(f)$
低频 / 高频 (LF/HF)		LF/HF
和谐指数 (Coh)	0.08~0.125	$Coh = \frac{\sum_{f=0.08}^{0.125} psd(f)}{\sum_{f_s} psd(f)}$

[0067] 然后计算出心率变异曲线、血压变异曲线与呼吸同步指数 (Synch)。定义为心率变异曲线、血压变异曲线分别与呼吸波的相位差的变化规律。达到和谐时，该相位差变化很小。和谐状态下，心率和血压主要被呼吸所调制，来自其它内部干扰源 (如炎症、情绪等) 非常小。表现为与心率变异曲线、血压变异曲线分别与呼吸波的同步程度很高

[0068] 其中，对于分级运动试验的活动场景中心率和血压应变能力系列指标计算。应变能力分析模块320通过案例数据库210获得传感信号处理单元 118上传的数据序列，计算应变能力系列指标，并将结果存入案例数据库。

[0069] 心应变能力，即心血管系统应运动变化而自适应改变心率和血压的能力和反应速度，包括心脏随运动量的增加而心率加快，血压上升达；当运动停止时，又很快恢复到静止心率和血压。它描述了心血管在新陈代谢过程中自适应运动变化的整个过程，是心肺代谢系统功能的一组较为全面的数字度量。也是对运动功能的定量评估，为个性化运动处方提供基本依据。

[0070] 在一实施例中，应变能力系列指标包括：

[0071] 静止心率和血压 Resting Heart Rate RHR and Blood Pressure RBP；身体处于静止、心情处于平静状态下的心率和血压。

[0072] 应变极限 Chronotropic MAX：本次试验中达到最大运动量时相应的心率 (HRM) 和血压 (BPM)。

[0073] 应变率 Chronotropic Rate CR：定义应变率 CR 为心率和血压对运动强度的变化率，HRR、BPR，或为单位运动当量变化所引起心率和血压的变化。应变率反应了交感神经的活性。

[0074] 应变速度 Chronotropic Acceleration CA：在分级运动试验中，当运动强度增加一个水平后，心率和血压都需要一段时间到达一个新的平衡。我们把自运动增加到一个水

平起到心率和血压达到新的平衡的时间定义为应变速度CA。应变速度以时间(秒)计。应变速度定量测量自主神经调控系统的自适应能力。

[0075] 运动恢复(Recovery after Exercise (RAE) 定义为运动停止后1分钟心率和血压的下降值,HRD_{1min}、BPD_{1min}。表示运动停止后心率和血压恢复到静止时的速度。它与副交感神经的活性和再激励速度相关,美国心血管学会推荐的HRD_{1min}正常值为>12。副交感神经活性不够,是猝死和其它致命心血管病的重要原因。

[0076] 其中,对于起立或倾斜试验中压力感受器灵敏度、交感和副交感神经活性分析。自主神经动态参数估值模块330通过案例数据库210获得传感信号处理单元118上传的数据序列,计算应变能力系列指标,并将结果存入案例数据库。

[0077] 在一实施例中,首先是构建个性化的自主神经血压和心率调控模型,然后以测量的血压和心率数据序列为观察值,再求解调控系统方程的自主神经动态参数。

[0078] 生理学上,当人体起立时,重心上移,作为一个冲动输入到自主神经调控系统中,会引发颈动脉窦和主动脉弓血压下降。血压变化影响使得压力感知器上的传出冲动减少,抑制副交感神经的活动,加强交感神经的活动。用压力感受器激发率来描述神经冲动的输出。交感副交感神经的活动通过化学收缩素来控制心脏和血管收缩程度,进而控制心率。整个自主神经调控过程可以用下面的数学模型来描述:

[0079] 压力感知器作为心血管系统自主神经调控的第一个关键步骤,是位于颈动脉窦和主动脉的敏感神经纤维,可以很敏感的感知血压的变化。电被称作压力感受器神经元,这些神经元不断通过刺激敏感受体来感受动脉壁弹力脉动血压强加的变化激活/抑制,这种刺激调节了压力感受器神经元神经的动作电位的形成,终止于孤束核,产生传出信号来调节心率、心脏收缩力以及血管阻力和顺应性。在模型中将压力感知器模块具体分为三个部分,血压作为影响器,压力感知器神经元作为控制单元,压力感知器燃烧率作为效应器。把压力感知器的控制单元进行细分为三个神经元:短期神经元,中期神经元,长期神经元,每个神经元都拥有各自的压力感知器燃烧率的阈值,同样的,我们也假设这三种神经元都是可以微分的,所以用下列公式定义每个神经元的燃烧率:

$$\begin{aligned}
 \frac{dn_i}{dt} &= k_i \frac{dp}{dt} \frac{n_i(M - n_i)}{(M/2)^2} - \frac{n_i - N_i}{\tau_i} \\
 n &= n_s + n_i + n_L \\
 N &= N_s + N_i + N_L
 \end{aligned} \tag{1}$$

[0081] 其中i=S,I,L,分别表示短期S(≈1s)、中期I(≈5s)与长期L(约等于250s),k_i是i类神经的增益,n_i分别是第i类神经元对应的压力感知器燃烧率,N_i分别是第i类神经元对应的压力感知器燃烧率的最小值,N为基础激发率。

[0082] 交感神经是自主神经系统的重要组成部分,是颈胸脊髓部位的自主神经节,主要由传出神经,传入神经和神经元间的纤维组成。压力感知器神经元对动脉血压变化的响应会传入到孤束核,交感神经和副交感神经会对其响应,在孤束核产生输出,副交感神经输出会沿着迷走神经传递到心脏,而交感神经流出需要通过一个巨大的相互连接的神经元网络才能到达心脏。我们用以下公式对交感模块进行重新建模:

$$T_{par} = \frac{n(t)}{M}$$

$$[0084] \quad k = \frac{a^\rho}{(\rho - 1)!}$$

$$[0085] \quad T_{par_d} = k * \int_{-\infty}^t T_{par}(\eta) * (t-\eta)^{\rho-1} * e^{-a(t-\eta)} d\eta$$

$$[0086] \quad T_{sym} = \frac{1 - T_{par_d} + u(t)}{1 + \beta T_{par}} \quad (2)$$

[0087] 其中, a 和 ρ 用来确定信号的权重参数, T_{par_d} 是副交感神经的延迟输出, η 为不定参数, M 为最大激发率。

[0088] 自主神经系统对心率的影响主要通过控制相关递质的释放来完成。在该模型中将受副交感神经控制的递质为乙酰胆碱, 将受交感神经控制的递质为去甲肾上腺素。分别得到如下两式:

$$[0089] \quad \begin{aligned} \frac{dC_{nor}}{dt} &= \frac{-C_{nor} + T_{sym}}{\tau_{nor}} \\ \frac{dC_{ach}}{dt} &= \frac{-C_{ach} + T_{par}}{\tau_{ach}} \end{aligned} \quad (3)$$

[0090] 其中 C_{nor} 为去甲肾上腺素浓度、 C_{ach} 为乙酰胆碱浓度。 τ_{ach} 与 τ_{nor} 为时间常数。

[0091] 最后对递质对心率的影响进行建模。可得到两种递质与心率关系的表达式如下:

$$[0092] \quad \frac{d\phi}{dt} = H_0(1 + M_s C_{nor} - M_p C_{ach}) \quad (4)$$

[0093] 其中 M_s 与 M_p 为交感与副交感神经响应比例, 而 H_0 为忽略自主神经系统作用下的固有心率。当时间相关函数 ϕ 变为1时, 说明产生了一次心搏。此时将其重置为0。如果两次心搏在连续时刻 t_i 与 t_{i+1} 上发生, 那么心率为 $1/(t_i + t_{i+1})$ 。

[0094] 上述理论模型可以进一步表示为:

$$[0095] \quad \frac{dx}{dt} = f(x, p(t), \theta),$$

$$[0096] \quad x = (n, T_{sym}, T_{par}, C_{nor}, C_{ach}, \phi)$$

$$[0097] \quad \theta = (K_s, K_I, K_L, \tau_s, \tau_I, \tau_L, \tau_{nor}, \tau_{ach}, \eta),$$

$$[0098] \quad \xi_s, \xi_p, \mu_0, t_{start}, t_{per}, \tau_d, \beta)$$

[0099] 其中, x 是模型中的状态变量, 包括神经元对应的压力感知器燃烧率 n , 交感神经响应 T_{sym} , 副交感神经响应 T_{par} , 心率势位 ϕ , 去甲肾上腺素浓度 C_{nor} 、乙酰胆碱浓度 C_{ach} ;

[0100] θ 表示模型的参数, 包括: 短期神经增益 K_s , 中期神经增益 K_I , 短期神经增益 K_L , 短期时间参数 τ_s , 中期时间参数 τ_I , 长期时间参数 τ_L , 乙酰胆碱时间常数 τ_{ach} , 甲肾上腺素时间常数 τ_{nor} , 副交感神经抑制因子 β , 不定参数 η , 开始时间 t_{start} , 平均时间 t_{per} , 响应幅度 μ_0 , 交感神经常数 ξ_s , 副交感神经常数 ξ_p ;

[0101] $p(t)$ 表示模型的输入(即血压)。

[0102] 进而求得状态变量: 压力感受器激发率 n , 交感副交感神经响应 T_{sym} 、 T_{par} , 化学递质浓度 C_{Nor} 、 C_{Ach} , 绘出状态参数随血压变化的曲线, 并进而求得压力感受器灵敏度和交感副交感神经活性。在已知模型的输入(血压)的情况下, 就可以通过自主神经心血管调控模型

求解出心率。对于被测者,可以选择个性化的模型参数,由一组血压和心率测量值序列,求解其状态变量,即:压力感受器、交感副交感神经的参数曲线。Nelder-Mead等方法是被公认的解决此类非线性无约束最优化问题的方法。

[0103] 在一些实施例中,数据分析和指标生成子系统300还可以包括报告和个性化评估模块340,用于根据该模块将在下文中进行具体介绍。

[0104] 在一些实施例中,如图3所示,自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量系统还包括案例存储和推理子系统200,其用于根据使用框架知识定义的案例模板,获取被测者的健康数据和处理数据,存储成案例;将多个案例进行归类,每类由一典型案例代表;并提供案例相似查询和推理。对于具备上述子系统的整体方案来说,即在给定个人年龄、性别、身体条件等个性化基础数据,身体内部情况(有无疾病和炎症)、外部环境和运动状况的情况下,连续测量心率、血压和呼吸这几个自主神经调控参数,以自主神经心肺代谢系统调控理论模型为基础,进行数据分析和基于模型的自主神经动态性能指标的测量和求解,从而导出包含三个场景测量模式的自主神经心肺代谢系统调控能力和状态指标。

[0105] 在一些实施例中,案例存储和推理子系统200包括案例数据库模块 220和案例模板模块230。案例数据库模块220根据案例模板组织数据,生成案例数据实例。案例模板模块230根据自主神经心肺代谢系统调控测量和分析的需求,按照框架知识表示方法,定义案例数据知识化存储模板。下面是总体模板定义之例:

[0106] Frame<Autonomic Case Class>

[0107] {自主神经调控

[0108] 被测者健康信息:If-Needed启动<PatientInfo>,转入健康档案信息;

[0109] 活动场景:If-Needed启动选择活动场景的对话框;

[0110] 测量数据:If-Needed启动<DataAcquisition>,获得整个测量过程中测量数据;

[0111] 变异性:If-Needed启动<VariabilityAnalysis>,分析并计算变异性指标;

[0112] 应变能力:If-Needed启动<CCIAAnalysis>,分析并计算应变能力指标;

[0113] 自主神经动态参数:If-Needed启动<AutonomicEstimation>,分析并估计压力感受器灵敏度和交感副交感神经活性;

[0114] 危险因素:If-Changed启动<RiskFactor>,根据指南,进行危险分成,并给出临床意义解释。

[0115] 运动处方:If-Changed启动<ExercisePrescription>,根据运动处方制定标准方法,推荐运动处方。包括:频次、强度、方式和时长。

[0116] 评估和建议:If-Changed启动<Recommendation.,根据个人健康档案和测量结果,给出评估意见,和预防、保健和康复的推荐意见。}

[0117] 案例模板的知识化表示为案例推理提供了基础。在一些实施例中,为实现案例推理功能,案例存储和推理子系统200进一步包括:典型案例库模块210、案例推理模块240和案例归类和典型案例完善模块250。

[0118] 案例数据库中的案例达到一定数量后,案例推理就可以发挥医学专家的推理和诊断功能,此为案例大数据的优势。

[0119] 首先案例归类和典型案例完善模块250根据个人健康资料、检查和诊断数据、自主神经调控评测数据,对案例数据库进行案例归类。每一类产生一个典型案例。同时,由专家

根据相应的指南,对典型案例进行完善。即对典型案例中的危险评估、运动处方、评估和建议栏的内容做仔细的修订和完善,使其能够适合这一类型案例的人员,指导他们的预防、保健、康复和治疗。

[0120] 必须要指出的是,案例数据库中的案例,随着该案例的主人的健康状况的发展,其中的数据需要动态更新,它所属的类型也可能改变。类型的改变可以由案例中的If-Changed调用自动进行。当案例库中的数据变化达到一定程度,案例归类 and 典型案例的完善就要重新进行。

[0121] 有了典型案例库之后,案例推理模块240就是将当前案例与典型案例匹配,找到最相似的典型案例后,即采用该典型案例的评估和建议,加以个性化的修改,生成适合当前被测者的评估和建议。

[0122] 近半个世纪来,国际大量报道了自主神经调控与个人因素和疾病相关的临床研究数据,但缺乏系统的分析和积累工具,难以深入研究。本披露以人工智能中的框架系统知识表示方法来定义案例模板,使每一个案例中的数据直接成为可用知识。对案例进行归类,为每一类案例产生一个典型案例。这个典型案例就成为我们在临床应用和生理病理学研究中的知识。每位被测者的案例实例,随着时间的推移,被测者状态的变化都被记录在案。进一步使用大数据学习模块260对案例数据实例的动态变化的分析,特别是对典型案例进行深度学习,发掘出自主神经调控评测指标间的关系,与呼吸、运动状态、个人因素、健康状况、疾病的关系和随时间变化的规律。特别是,通过对每一类案例的发掘和分析,可以获得这类病人自主神经调控能力和调控状态系列指标的正常值、用于预防的压正常值、患病者危险分层的指标值,以及相应的病理解释和临床意义,预防治疗和康复方案,执行这些方案的结果。这些关系和规律,可以作为临床预防、诊断和康复的依据,也可以为进一步研究自主神经调控机理、为设计临床研究提供思路和依据。因此,以案例推理和大数据深度学习方法形成的分析方法,将是医学工作者临床、研究、学习、交流的重要工具。

[0123] 在一些实施例中,案例存储和推理子系统200以及数据分析和指标生成子系统300可以单独存在,彼此之间通过无线或者有线方式进行通信,也可以集成在同一电子设备中(例如个人电脑)。

[0124] 通过结合上述案例存储和推理子系统200,再进一步说明数据分析和指标生成子系统300中的报告和个性化评估模块340。以下将还按照活动场景进行介绍:

[0125] 对于静止状态或稳定运动状态下变异性的测量和分析,在计算出变异性指标后,报告和个性化评估模块340按如下方式生成报告和进行评估:使用案例存储和推理子系统200中案例数据库中该被测者的完整数据,使用案例推理模块240,查找最相似的典型案例,参考典型案例,进行个性化风险评估,给出指标的正常或异常的物理解释;给出预防和进一步检查的意见。

[0126] 对于分级运动试验场景下的应变能力系列指标的测量和分析,在计算出应变能力系列指标后,报告和个性化评估模块340进一步将本次测量中的数据、计算所得的应变能力系列指标,整理汇编成检测报告。同时使用案例数据库220中该被测者的健康档案和医疗检查数据,和本次检查结果,根据指南,完成危险分层,计算运动靶心率,生成运动处方;调用案例推理模块240,生成个性化的评估,预防、保健和康复建议。

[0127] 对于起立或倾斜试验以及自主神经动态参数,在计算出心率压力感受器灵敏度以

及交感副交感神经活性后,报告和个性化评估模块340按如下方式生成报告和进行评估:如图5所示,在试验报告包括:1)起立试验测量过程中的运动、血压和心率曲线。其中上图是心率(向上突出)和血压曲线(向下突出);下图是运动加速度传感器输出曲线,起立时垂直加速度分量有一个强的脉动。2)求得的压力感受器响应曲线(图6A),和交感副交感神经响应曲线(图6B),如图6,其中图6A中压力感受器灵敏度(BRS)由虚线标出;图6B中交感副交感神经活性(SNA、PNA)分别由箭头线标出。

[0128] 根据本披露的一些实施例,提供一种处理设备,包括:数据分析和指标生成子系统,根据采集被测者的心电、脉搏波、血氧、呼吸、温度和运动信号,确定活动场景下的指标所述活动场景下的指标至少包括:起立或倾斜试验的压力感受器灵敏度以及交感副交感神经活性。该处理设备可以为独立的处理器,能够数据分析和指标生成子系统所描述的各项技术,其中的数据分析和指标生成子系统与上述实施例所介绍的相同,再次不予赘述。

[0129] 综上所述,本披露以自主神经调控为线索,提供自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量方法、系统和处理设备,测量和分析自主神经对人体心肺代谢系统、消化系统、泌尿生殖系统的调控,探索人体身体健康运行的生理学原理,以及临床研究心血管病、糖尿病、肾脏病等重大疾病的病因,以及预防和康复机制,对人类科学和医学发展,以及促进人类健康具有重要意义。

[0130] 本披露把体内平衡学说与现有自主神经调控机理结合起来,借助解剖学和临床医学的研究成果,建立自主神经调控的理论模型,设计必要的活动场景和测量模型,使用信息领域最新的复杂系统求解方法,以及深度学习和挖掘方法,融合多传感器实时测量数据和被测者个人资料和其它检查和测量数据,求解自主神经系统调控参数,为自主神经调控生理学和病理学的发展提供测量方法和手段;推理疾病病理和最佳预防、治疗和康复方案,为人类对抗危害最大的心血管和代谢系统疾病提供基本技术。

[0131] 本披露的无创压力感受器灵敏度、交感副交感神经活性的测量,也为评估自主神经心脏调控系统提供技术手段。自主神经心脏调控系统的状态,以及调控功能的水平,都是人们心血管健康,和疾病康复进展的重要指标。因此,使用本披露的自主神经心脏调控功能测量方法和设备,能开辟一条新的、基于自主神经调控功能的诊断和治疗方法,为心率失常、心衰等疾病的诊疗和康复提供了另一途径。另一方面,它可以用于健康监测和评估,指导人们更好地锻炼、生活、提高生活质量。

[0132] 在本发明所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的相关系统、子系统、设备和方法,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述的子系统实施例仅仅是示意性的,例如,所述模块或单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口,装置或单元的间接耦合或通信连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0133] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0134] 另外,在本发明各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以

是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。

[0135] 所述集成的单元如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用时,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的全部或部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得计算机处理器(processor) 执行本发明各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM,Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM,Random Access Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0136] 以上所述仅为本发明的实施例,并非因此限制本发明的专利范围,凡是利用本发明说明书及附图内容所作的等效结构或等效流程变换,或直接或间接运用在其他相关的技术领域,均同理包括在本发明的专利保护范围内。

[0137] 以上所述的具体实施例,对本披露的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明,应理解的是,以上所述仅为本披露的具体实施例而已,并不用于限制本披露,凡在本披露的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本披露的保护范围之内。

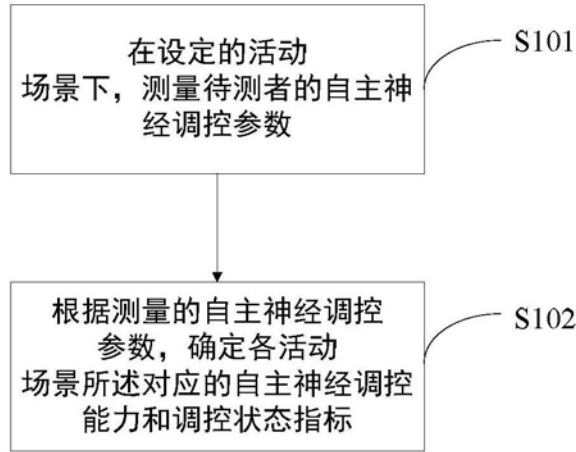


图1

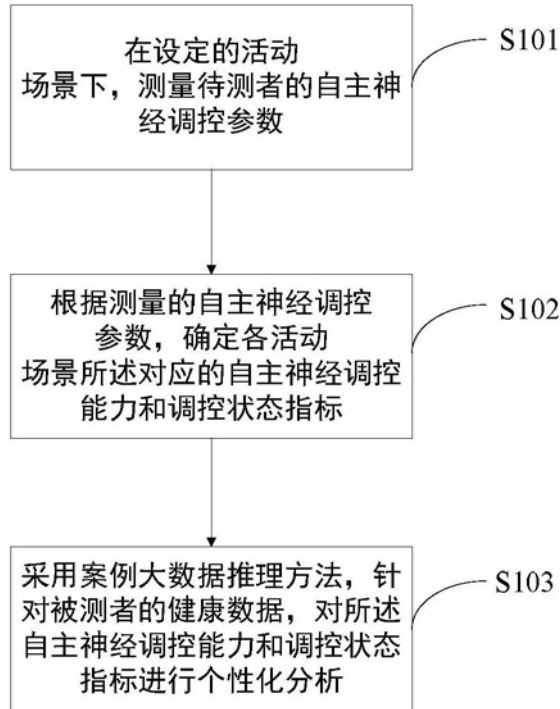


图2

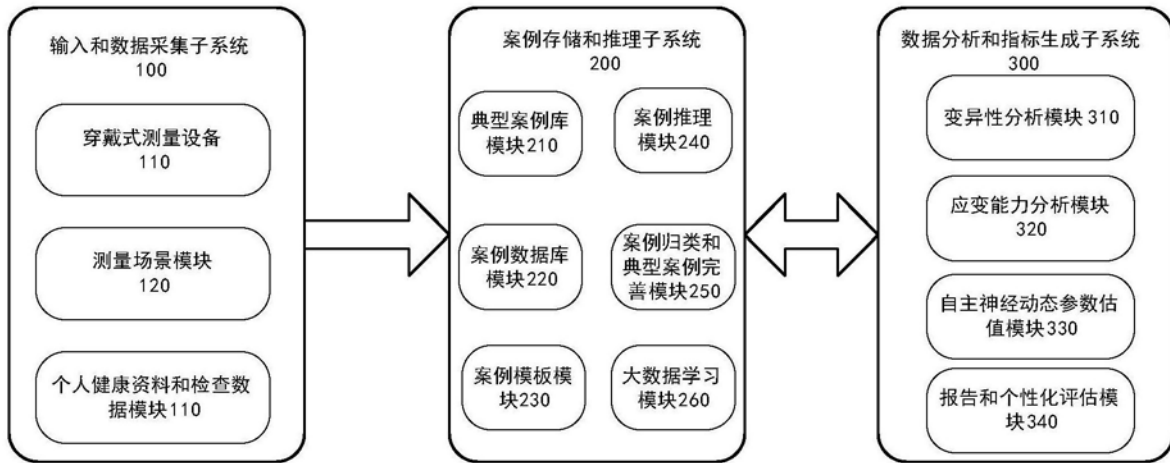


图3

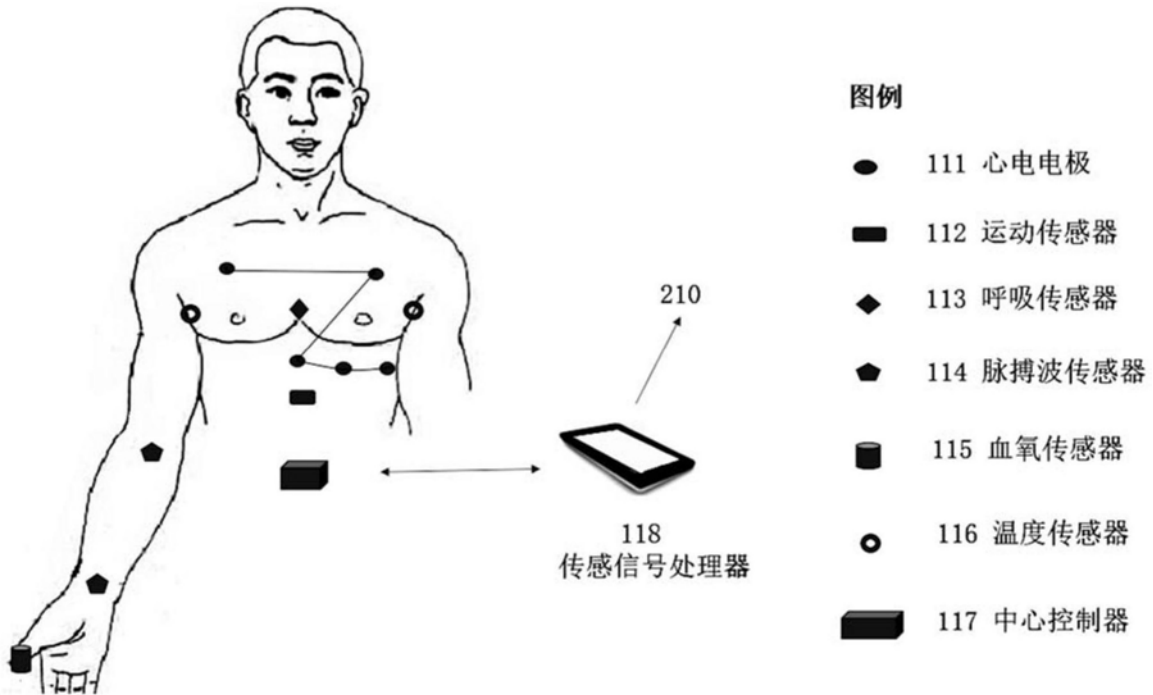


图4

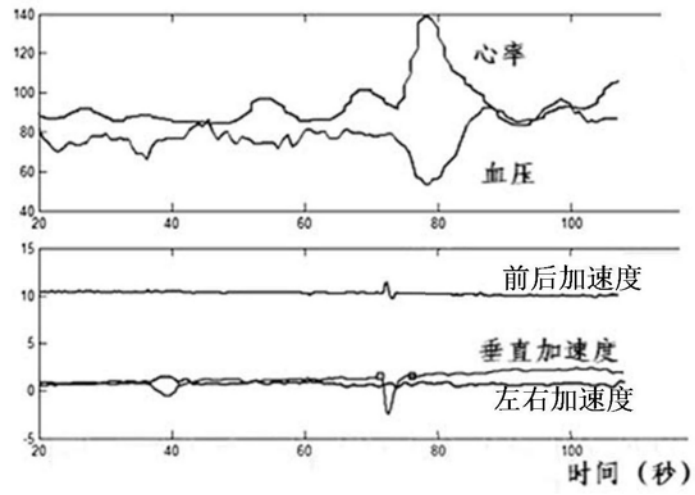


图5

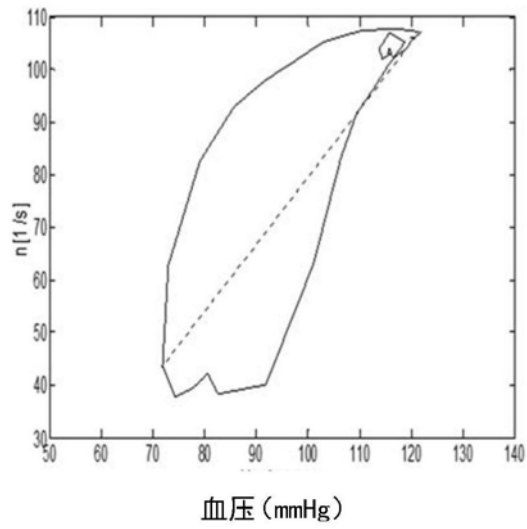


图6A

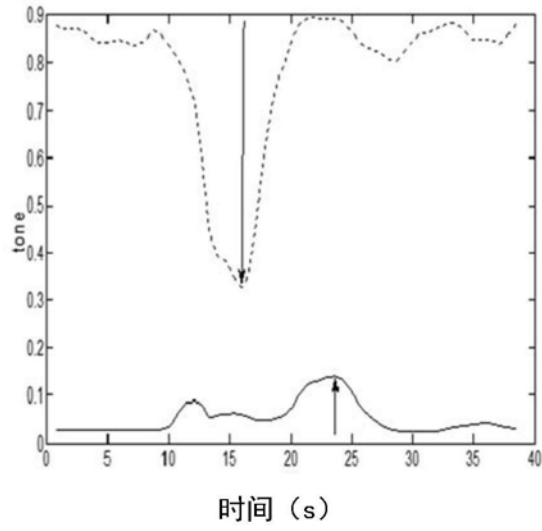


图6B

专利名称(译)	自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量方法和系统		
公开(公告)号	CN109157191A	公开(公告)日	2019-01-08
申请号	CN201810628013.1	申请日	2018-06-15
[标]发明人	吴健康		
发明人	吴健康		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/11 A61B5/01		
CPC分类号	A61B5/01 A61B5/02055 A61B5/11 A61B5/6802		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种自主神经心肺代谢系统调控能力和调控状态的测量系统和方法，以及处理设备。其中，测量方法包括：通过测量和分析自主神经调控参数，获得自主神经调控能力指标和调控状态指标；根据被测者的体内身体状况，设定体外测量环境以及设定的活动场景以满足自主神经调控能力和调控状态的测量需求。本披露的系统和方法对于心肺代谢系统疾病的科学研究，和有效预防、诊治和康复，都具有重要意义。

