



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107095649 A

(43)申请公布日 2017.08.29

(21)申请号 201710284276.0

(22)申请日 2017.04.26

(71)申请人 董云鹏

地址 518000 广东省深圳市南山区华侨城
东街27栋502

(72)发明人 董云鹏

(74)专利代理机构 北京超凡志成知识产权代理
事务所(普通合伙) 11371

代理人 吴开磊

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/083(2006.01)

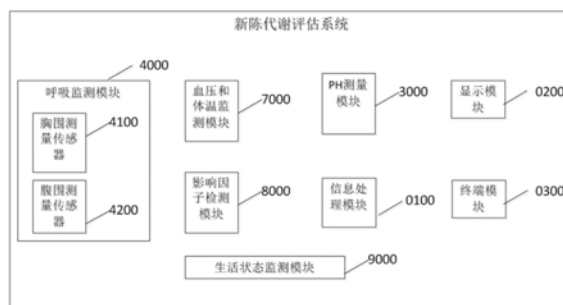
权利要求书3页 说明书23页 附图2页

(54)发明名称

新陈代谢评估系统

(57)摘要

本发明提供新陈代谢评估系统,包括呼吸监测模块、血压和体温监测模块、PH值测量模块、生活状态监测模块、影响因子监测模块、信息处理模块和显示模块。信息处理模块持续接收、存储、传输呼吸监测模块和影响因子监测模块采集的信息,计算样本在不同影响因子下呼气与吸气时的胸围、腹围差,根据胸围、腹围差和呼吸频率计算单位时间内的呼吸量,并将呼吸量与预设的阈值进行比对;并结合血压、体温、PH值信息分析呼吸的动力性和心脏的动力性对血液循环、淋巴循环的做功,应用各影响因子之间相关性方程分析而评估电磁代谢、化学代谢、机械代谢等。本发明提供了一种综合性的新陈代谢评估系统,利用大数据技术计算相关性方程,以评估人体的新陈代谢。



1. 一种新陈代谢评估系统,其特征在于,测量呼吸与心脏做功,物质与能量整体上代谢情况和基础代谢情况,以及局部代谢情况,包括:

呼吸监测模块,所述呼吸监测模块包括胸围测量传感器和腹围测量传感器,分别用于测量吸气末胸围、呼气末胸围、吸气末腹围、呼气末腹围及呼吸频率;

血压和体温监测模块,其中血压监测模块,用于测量人体的血压信息及心率,体温监测模块用于测量人体的体温信息;

PH值监测模块,用于测量人体物质代谢产生的定性信息;

生活状态监测模块,用于测量人体的生活状态的坐标及信息;

新陈代谢的影响因子监测模块,所述影响因子监测模块包括室温监测单元、呼吸压强监测单元、大气压强监测单元、大气湿度监测单元、口腔湿度监测单元;

信息处理模块,所述信息处理模块持续接收、存储、传输所述呼吸监测模块、血压和体温监测模块、PH值监测模块和所述影响因子监测模块采集的信息,计算样本在不同影响因子下呼气与吸气时的胸围、腹围差,根据所述胸围、所述腹围差和所述呼吸频率计算单位时间内的呼吸量,并将所述呼吸量与预设的阈值进行比对,得出初步的风险预估测;并结合所述血压信息、体温信息、PH信息、分析心脏、呼吸的动力性对血液循环、淋巴循环的做功,能量及物质代谢,得出整体性线性方程及风险评估以及基础代谢率的风险评估;结合心电图分析电磁代谢的健康、亚健康、不健康、及疾病的风险性;结合生活状态信息分析机械与化学代谢的健康、亚健康、不健康、及疾病的风险性并建立起相关性方程;

显示模块,显示所述吸气末与呼气末的胸围、所述腹围差、所述呼吸频率、所述呼吸量、影响因子及比对结果;显示体温时间轴上的变化率、所述体温的空间分布趋势、影响因子及比对结果;显示血压收缩压、舒张压、脉压差、血压搏动及群体血压正常值及范围和个体血压均值及范围,影响因子及比对结果;显示PH时间轴上的变化率、所述PH值空间分布趋势影响因子及比对结果,其中比对因子包括:心电图及脑电图;生活状态做功估测及物质与能量分布估测;

通过胸围、腹围差、呼吸频率、呼吸量得出初步的风险预估测;并结合所述血压信息、体温信息、PH信息,分析心脏、呼吸的动力性对血液循环、淋巴循环的做功,能量及物质代谢,得出整体性线性方程及风险评估以及基础代谢率的风险评估;结合心电图分析电磁代谢的健康、亚健康、不健康、及疾病的风险性;结合生活状态信息分析机械与化学代谢的健康、亚健康、不健康、及疾病的风险性并建立起相关性方程。

2. 根据权利要求1所述的新陈代谢评估系统,其特征在于,所述呼吸监测模块改进的阈值包括:

相同样本在不同影响因子下的平均呼吸量以及合理呼吸量范围,

不同样本在相同影响因子下的平均呼吸量以及合理呼吸量范围,

以及不同样本在不同影响因子下的平均呼吸量变化率及合理变化率范围;

所述对血压监测系统改进的阈值包括:

相同样本在不同影响因子下的平均血压值以及合理血压范围以及心率与呼吸频率的比值的平均值及范围,

不同样本在相同影响因子下的平均血压值以及合理血压范围以及心率与呼吸频率的比值的平均值及范围,

以及不同样本在不同影响因子下的平均血压值以及合理血压范围以及心率与呼吸频率的比值的平均值及范围。

3. 根据权利要求1所述的新陈代谢评估系统,其特征在于,所述呼吸、心率与呼吸比率、血压、体温、PH为基础代谢,在这个基础上来评估其他代谢问题,所述呼吸信息包括:呼吸所需要的压强差与呼吸的气体空间变化情况;故心率与呼吸比率信息包括:葡萄糖产生能量所产生的动力与氧和二氧化碳产生的动力之比;故血压信息包括:收缩压与血容量的评估、舒张压与心脏做功的评估、脉压差与新陈代谢的评估;故PH信息包括PH值的时间轴上的变化率及分布以及各体液中的PH值;以及由上述得出的基础代谢率的评估。

4. 根据权利要求1所述的新陈代谢评估系统,其特征在于,所述新陈代谢评估系统还包括具体代谢的评估,包括:心脑系统检测模块,生活状态系统检测模块等,所述心脑系统检测模块包括心电图测量单元和脑电图测量单元,所述信息处理模块持续接收、存储、传输不同影响因子下采集的多个样本的心脑信息和体温、血压、心率与呼吸频率比、PH值以及呼吸做功的信息,用于分析整体代谢和心脑能量代谢之间的相关性,并建立整体代谢条件下,心脑代谢的评估;所述生活状态系统检测模块包括两个坐标轴及生活状态数据测量单元,所述信息处理模块持续接收、存储、传输不同影响因子下采集的多个样本的生活状态信息和体温、血压、心率与呼吸频率比、PH值以及呼吸做功的信息,用于分析整体代谢和人体活动时机械能与休息时化学能量代谢之间的相关性,并建立整体代谢条件下,生活状态的机械能与休息时化学能量代谢的评估。

5. 根据权利要求1-4中任一项所述的新陈代谢评估系统,其特征在于,所述新陈代谢评估系统还包括线粒体测量模块、膜电位测量模块、ATP测量模块,所述信息处理模块持续接收、存储、传输不同影响因子下采集的多个样本的线粒体、膜电位和ATP,用于校准各相关性方程。

6. 根据权利要求1-4中任一项所述的新陈代谢评估系统,其特征在于,所述呼吸监测模块、所述体温监测模块、所述心率与呼吸频率比值、所述PH值监测模块、人体生活状态监测模块和所述影响因子监测模块中的传感器集成在适于人体穿戴的内衣或者口罩及受力作用点上。

7. 根据权利要求6所述的新陈代谢评估系统,其特征在于,所述胸围测量传感器和所述腹围测量传感器的类型为张力传感器,所述胸围测量传感器设置在人体两乳头下及肩胛下角,所述腹围测量传感器设在骶髂关节与脐下三横指处;所述体温及PH值测量传感器设置在淋巴分布丰富的地方即包括腋窝、腹股沟、背与锁骨上窝等处;生活状态测量传感器设置在大椎穴与风池穴形成的三角区及骶髂关节与腰骶关节形成的三角区为坐标定位点,手环及足底压力感受区为受力与倾斜角度测量部位;血压值测量传感器设置在右手肱动脉处。

8. 根据权利要求1-4中任一项所述的新陈代谢评估系统,其特征在于,所述新陈代谢评估系统还包括PH测量模块,所述PH测量模块包括汗液PH测量单元、血液PH测量单元和尿液PH测量单元,所述信息处理模块持续接收、存储、传输不同影响因子下采集的多个样本的各PH测量单元采集的PH信息,用于评估物质代谢的相关性方程。

9. 根据权利要求1所述的新陈代谢评估系统,其特征在于,所述新陈代谢评估系统还包括若干个终端模块,所述终端模块接收并显示所述信息处理模块传输的所述呼气末与吸气末的胸围、所述腹围差、所述呼吸频率、所述呼吸量、所述体温信息、血压信息、PH值信息、影

响因子及比对结果,而得出心脏与呼吸做功情况评估信息、物质与能量代谢健康状态评估信息、心脑血管情况评估信息、运动和消化系统的机械与化学能情况评估信息。

10. 根据权利要求9所述的新陈代谢评估系统,其特征在于,所述终端模块包括移动终端。

新陈代谢评估系统

技术领域

[0001] 本发明涉及监测及医疗大数据领域,具体而言,涉及新陈代谢评估系统。

背景技术

[0002] 现有的代谢性问题检测系统及装置只关注了体重指数、三围测量、血糖测量、糖耐量测量、胰岛素测量、计步测量、ATP及线粒体膜电位测量……不成系统的表面上的监测,上述各种参数都是单独监测,单独评估,不能有效集成,而简单的用体型、饮食及穿戴式产品的燃烧热量等参数分别评估人体新陈代谢缺少明确的含意。血糖、胰岛素、ATP及线粒体膜电位测量过于片面性,使人们处于一种盲目与矛盾中。而人体的新陈代谢是全身性的、整体性的以及关联性的,上述各种参数仅是人体新陈代谢的各种外在表现形式。因此,急需一种综合性的、智能化程度高的新陈代谢及评估系统。

发明内容

[0003] 有鉴于此,本发明的目的是为了克服现有技术中的不足,提供一种新陈代谢评估系统,通过监测呼吸做功、心与呼吸的频率、血压、PH值、体温,测量新陈代谢影响因子,结合心电图、生活状态监测系统的数据进行具体评估,并利用大数据技术计算相关性方程,以评估人体整体的新陈代谢及具体的新陈代谢。

[0004] 为解决上述问题,本发明提供的解决方案如下:

[0005] 一种新陈代谢评估系统,包括:

[0006] 呼吸监测模块,所述呼吸监测模块包括胸围测量传感器和腹围测量传感器,分别用于测量吸气末胸围、呼气末胸围、吸气末腹围、呼气末腹围及呼吸频率,以便于估测呼吸做功;

[0007] 呼吸与心率比值及血压监测模块,用于测量人体血压信息,以便于估测心脏做功;

[0008] PH值监测模块,用于测量人体代谢产生H离子浓度的信息,以便于估测物质代谢情况;

[0009] 体温监测模块,用于测量人体的体温信息,以便于估测能量消耗与趋势;

[0010] 新陈代谢的影响因子监测模块,所述影响因子监测模块包括室温监测单元、呼吸压强监测单元、大气压强监测单元、大气湿度监测单元、口腔湿度监测单元,以便于明确采集数据的条件,增加数据的精确性;

[0011] 心电图及生活状态监测模块,与上述各模块的结合用于评估人体心脑血管能、机械能与化学能代谢情况;

[0012] 信息处理模块,所述信息处理模块持续接收、存储、传输所述呼吸监测模块、呼吸与心率比值及血压监测模块、PH值监测模块、体温监测模块,和所述影响因子监测模块采集的信息,以及心电图及生活状态监测模块,计算样本在不同影响因子下呼气与吸气时的胸围、腹围差,根据所述呼气与吸气时的胸围、所述腹围差和所述呼吸频率计算单位时间内的呼吸量,并将所述呼吸量与预设的阈值进行比对,并结合所述体温信息分析能量代

谢,再结合呼吸与心率比值及血压监测模块,用于估测心脏做功,心、呼吸 的动力性对血液循环、淋巴循环的做功,并分别建立对血液循环的做功、淋巴循环的做功及体温监测模块,用于估测能量代谢和PH值监测模块,用于估测物质代谢情况;

[0013] 与所述呼吸量、葡萄糖代谢方程式各影响因子之间形成相关性方程,用来评估物质与能量代谢带来的健康、亚健康、不健康、疾病的风险评估;

[0014] 与所述心脑电图、生活状态监测模块、各影响因子之间形成相关性,用来评估心脑电磁能、机械能、化学能等等物质与能量代谢带来的健康、亚健康、不健康、疾病的风险评估;

[0015] 显示模块,显示所述胸围差、所述腹围差、所述呼吸频率、所述呼吸量、所述体温信息、血压信息、PH值信息。显示所述体温时间轴上的变化率、所述体温的空间分布趋势、影响因子及比对结果;显示所述血压收缩压、舒张压、脉压差、血压搏动及群体血压正常值及范围和个体血压均值及范围,影响因子及比对结果;显示所述PH时间轴上的变化率、所述PH值空间分布趋势影响因子及比对结果。其中比对因子包括:心电图及脑电图;生活状态做功估测及物质与能量分布估测等等。

[0016] 通过胸围、腹围差、呼吸频率、呼吸量得出初步的风险预估测;并结合所述血压信息、体温信息、PH信息、分析心脏、呼吸的动力性对血液循环、淋巴循环的做功,能量及物质代谢,得出整体性线性方程及风险评估以及基础代谢率的风险评估;结合心脑电图分析电磁代谢的健康、亚健康、不健康、及疾病的风险性;结合生活状态信息分析机械与化学代谢的健康、亚健康、不健康、及疾病的风险性并建立起相关性方程。而得出物质与能量代谢健康状态评估信息、心脑情况评估信息、机械与化学情况评估信息。

[0017] 作为对体温监测系统技术方案的改进,所述阈值包括:

[0018] 相同样本在不同影响因子下的平均呼吸量以及合理呼吸量范围;

[0019] 不同样本在相同影响因子下的平均呼吸量以及合理呼吸量范围;

[0020] 以及不同样本在不同影响因子下的平均呼吸量变化率及合理变化率范围。

[0021] 作为对血压监测系统技术方案的改进及所述阈值包括:

[0022] 依据公式 $W_{\text{心脏}} = P_{\text{做功}} \times Q_{\text{所测动脉内流量}}$; $P_{\text{收缩}} = \frac{8\eta l Q}{\pi r^4}$ 及葡萄糖+32ADP+32Pi+6O₂→ 32ATP+6CO₂+44H₂O+热量(相当于葡萄糖能量的60%)。

[0023] 在估测出上述呼吸做功的情况下,一份葡萄糖可以产生12份呼吸做功及44份水。我们知道心脏做功来源于葡萄糖提供的能量,而产生了二氧化碳和消耗氧,又可以通过呼吸运动做功,故而一份心脏做功相当于6份呼气做功和6份吸气做功,心脏每舒张与收缩一个周期就会产生一个收缩压和一个舒张压;而运动员心跳每分钟大约为44次,呼吸为十二次(44H₂O中含有44个O,6O₂中含有12个O)。故而每12份呼吸做功相当于44份心脏做功,其中每搏心脏做功为一份,每一次跳动使心脏收缩可以产生一个收缩压做功。故而首先求得心率:呼吸频率的比值及电压值。故阈值为:

[0024] 相同样本在不同影响因子下的平均血压值以及合理血压范围以及心率与呼吸频率的比值的平均值及范围;

[0025] 不同样本在相同影响因子下的平均血压值以及合理血压范围以及心率与呼吸频率的比值的平均值及范围;

[0026] 以及不同样本在不同影响因子下的平均血压值以及合理血压范围以及心率与呼吸频率的比值的平均值及范围。

[0027] 对技术方案的改进,所述新陈代谢评估系统不仅包括整体上的呼吸、心率与呼吸比率、血压、体温、PH为基础代谢,还包括心脑血管系统检测模块,生活状态系统检测模块等。所述呼吸检测模块包括:呼吸所需要的压强差与呼吸的气体空间变化情况;所述心率与呼吸比率监测模块包括:葡萄糖产生能量所产生的动力与氧和二氧化碳产生的动力之比;所述血压监测模块包括:收缩压与流体速度的评估、舒张压与血容量的评估、脉压差与新陈代谢的评估及血压搏动与血管半径的评估;以上这些为呼吸与心脏做功产生的能量代谢。所述体温检测模块包括:人体空间温度分布与时间轴上的变化率;所述PH检测模块包括PH值的时间轴上的变化率及分布以及各体液中的PH值,这从物质代谢上佐证了能量代谢的物质基础。除此之外,还包括具体的心脑血管与机械和化学能的代谢检测模块,即心脑血管系统检测模块,生活状态系统检测模块等。

[0028] 所述心脑血管系统检测模块包括心电图测量单元和脑电图测量单元,所述生活状态系统检测模块包括两个坐标轴及生活状态数据测量单元,所述信息处理模块持续接收、存储、传输不同影响因子下采集的多个样本的心脑信息及生活状态信息和呼吸做功、血压、心率与呼吸频率比、体温、PH值的信息,用于分析整体代谢和心脑能量代谢以及人体活动时机械能与休息时化学能量代谢之间的相关性,并建立整体代谢和心脑以及活动时机械能与休息时化学能量代谢之间的相关性评估。

[0029] 作为对技术方案的改进,所述新陈代谢评估系统还包括线粒体测量模块、膜电位测量模块、ATP测量模块,所述信息处理模块持续接收、存储、传输不同影响因子下采集的多个样本的线粒体、膜电位和ATP,用于校准各相关性方程。

[0030] 作为对技术方案的改进,所述呼吸监测模块、所述体温监测模块、所述心率与呼吸频率比值、所述汗液PH值监测模块、人体生活状态监测模块和所述影响因子监测模块中的传感器集成在适于人体穿戴的内衣或者口罩上。

[0031] 作为对技术方案的改进,所述胸围测量传感器和所述腹围测量传感器的类型为张力传感器,所述胸围测量传感器设置在人体两乳头下及肩胛下角,所述腹围测量传感器设置在骶髂关节与脐下三横指处;所述体温及PH值测量传感器设置在淋巴分布丰富的地方即包括腋窝、腹股沟、背与锁骨上窝等处;所述生活状态测量传感器设置在大椎穴与风池穴形成的三角区及骶髂关节与腰骶关节形成的三角区为坐标定位点,手环及足底压力感受区为受力与倾斜角度测量部位;所述血压值测量传感器设置在右手肱动脉处。

[0032] 作为对技术方案的改进,所述新陈代谢评估系统还包括PH测量模块,所述PH测量模块包括汗液PH测量单元、血液PH测量单元和尿液PH测量单元,所述信息处理模块持续接收、存储、传输不同影响因子下采集的多个样本的各PH测量单元采集的PH信息,用于评估物质代谢的相关性估测。

[0033] 作为对技术方案的改进,所述新陈代谢评估系统还包括若干个终端模块,所述终端模块接收并显示所述信息处理模块传输的所述呼气末与吸气末的胸围、所述腹围差、所述呼吸频率、所述呼吸量、所述体温、血压信息、PH值信息、影响因子及比对结果,而得出物质与能量代谢健康状态评估信息、心脑情况评估信息、机械与化学情况评估信息。

[0034] 作为对技术方案的改进,所述新陈代谢评估系统还包括生活状态系统检测模块,

所述生活状态系统检测模块包括两个定位器,一个是定位人体在周围空间中的位置,其部位在风池与大椎穴形成的三角区内,另一个是定位与人体内部中的位置变化,其部位在骶髌关节与腰骶关节形成的三角区内;两个所述定位器用于测量生活状态数据测量,包括跳、跑、走、坐、卧、睡的各种状态下其足部压力与力矩的做功,以及手、脚环的相对位置数据的采集单元,所述信息处理模块持续接收、存储、传输不同影响因子下采集的多个样本的生活状态系统测量单元采集的信息,用于评估局部运动系统机械代谢的相关性估测。

[0035] 作为对技术方案的改进,所述终端模块包括移动终端。

[0036] 本发明与现有技术相比,至少具有以下有益效果:

[0037] (1)建立了综合性的新陈代谢评估系统,综合制作和分析代谢性的问题,将呼吸、体温、血压、PH值、心脑电图、生活状态统一起来,并且应用统计学进行相关性分析。

[0038] (2)监测呼吸做功,并且将胸式呼吸与腹式呼吸产生的体积量化。

[0039] (3)第一次应用穿戴式产品测量温度与PH值,并从温度和PH值的变化来反应物质代谢与能量代谢的相互关系。

[0040] (4)第一次通过呼吸、心脏做功同能量与物质消耗角度分析基础代谢率,并且为人体能量与物质代谢提供了转化单位。

[0041] (5)基于血压监测系统、生活状态监测系统、体温监测系统,进行涉及体内外动力及阻力的相关运算,葡萄糖在体内与氧进行的反应的总方程式相关性运算,第一次揭示了呼吸频率与心率比值的本质。

[0042] (6)创造性地分别对心脑功能上分析,而改变和提高了心脑功能疾病的有效诊治,并且对心电图与脑电图进行了补充,提高了心脑电图的诊断的精确性。也对运动系统与消化系统的科学评估提供了数据与依据。

[0043] 为使本发明的上述目的、特征和优点能更明显和易懂,下文特举较佳实施例,并配合所附附图,做详细说明如下。

附图说明

[0044] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,应当理解,以下附图仅示出了本发明的某些实施例,因此不应被看作是对范围的限定,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他相关的附图。

[0045] 图1示出了本发明实施例中新陈代谢评估系统的结构示意图;

[0046] 图2示出了本发明实施例中传感器在人体上的安装示意图;

[0047] 图3示出了本发明实施例中在人体对应部位示意图。

[0048] 主要元件符号说明:

[0049] 1000-人体,2000-内衣,3000-PH测量模块,3100-第一PH传感器,3200-第二PH传感器,3300-第三PH传感器,3400-第四PH传感器,3500-第五PH传感器,4000-呼吸监测模块,4100-胸围测量传感器,4200-腹围测量传感器,6000-口罩,7000-体温和血压监测模块,8000-影响因子监测模块,9000-生活状态监测模块,0100-信息处理模块,0200-显示模块,0300-终端模块。

具体实施方式

[0050] 实施例

[0051] 请一并参阅图1、图2和图3,本实施例提供了一种新陈代谢评估系统,首先,按照统计学概率的规律,“同气相求”原则,得到同样性质的事物相互之间集中,故而其概率密度大。而“健康”实质是我们认为人类正常情况下存在着同样性质的事物。故我们规定在68.27%范围内为概率密度分布大,为大概率即 $\mu \pm \sigma$ 范围内,是正常情况;在31.73%——10%内为亚健康状态的隐性即 $\mu \pm 1.64\sigma$ 范围内,也就是有不良因素存在,为隐性状态;10%——5%为亚健康状态的显性即 $\mu \pm 1.96\sigma$ 范围内,也就是有不良因素已经将要引起或已经引起问题;5%——1%为不健康状态即 $\mu \pm 2.58\sigma$ 范围内,也就是已经问题状态;1%以下为显性,故为疾病状态。

[0052] 以这个概率我们选取样本量:那么,样本到底最少是多少才可以对其总体有估计

值,这就要看精确度 α 、均值及离散度等,其公式为
$$n = 4 \left\{ \frac{Z_{\frac{\alpha}{2}} + Z_{\beta}}{\ln \left[\frac{(1+\rho)}{(1-\rho)} \right]} \right\}^2 + 3$$
 (n为样本量, $Z_{\alpha/2}$

为正态分布Z检验的单侧u值, Z_{β} 为正态分布Z检验的双侧u值, ρ 为总体相关系数)

$$\rho = \frac{\sum X_i Y_i - m \frac{\sum X_i}{m} \frac{\sum Y_i}{m}}{\sqrt{[\sum X_i^2 - m(\frac{\sum X_i}{m})^2][\sum Y_i^2 - m(\frac{\sum Y_i}{m})^2]}} \quad (\text{是积的差与平方差的比值,实际就是这$$

些围绕在直线周围的点离直线近与远,越近系数 ρ 越趋近于1,越为正态分布)。认证:在我们测量的影响因子监测模块与相关因素的前题下,我们再假设相关线性公式中 $\hat{Y} = \beta_0 + \beta_1 X_1 + \dots + \beta_n X_n$,通过最小二乘法进行系数与截距的计算,

[0053] 在下式中,将 β 写成 a ,则在我们研究两个变量(x,y)之间的相互关系时,通常可以得到一系列成对的数据($x_1, y_1, x_2, y_2, \dots, x_m, y_m$);将这些数据描绘在x-y直角坐标系中,若发现这些点在一条直线附近,可以令这条直线方程如(式1-1)。

[0054] $y_i = a_0 + a_1 x$ (式1-1) 其中: a_0, a_1 是任意实数。

[0055] 为建立这直线方程就要确定 a_0 和 a_1 ,应用“最小二乘法原理”,将实测值 Y_i 与利用计算值 Y_j ($Y_j = a_0 + a_1 X$) (式1-1)的离差($Y_i - Y_j$)的平方和 $\sum (Y_i - Y_j)^2$ 最小为“优化判据”。

[0056] 令: $\Phi = \sum (Y_i - Y_j)^2$ (式1-2)

[0057] 把(式1-1)代入(式1-2)中得:

[0058] $\Phi = \sum (Y_i - a_0 - a_1 Y_i)^2$ (式1-3)

[0059] 当 $\sum (Y_i - Y_j)^2$ 最小时,可用函数 Φ 对 a_0, a_1 求偏导数,令这两个偏导数等于零。

[0060] $\sum (a_0 + a_1 X_i - Y_i)^2 = 0$ (式1-4)

[0061] $\sum X_i (a_0 + a_1 X_i - Y_i) = 0$ (式1-5)

[0062] 亦即: $na_0 + (\sum X_i) a_1 = \sum Y_i$ (式1-6)

[0063] $(\sum X_i) a_0 + (\sum X_i^2) a_1 = \sum (X_i \times Y_i)$ (式1-7)

[0064] 得到的两个关于 a_0 、 a_1 为未知数的两个方程组,解这两个方程组得出:

[0065] $a_0 = (\sum Y_i) / n - a_1 (\sum X_i) / n$ (式1-8) 即系数 $a_0 = Y_i$ 的和/ n 与 a_1 倍 X_i 的和/ n 的差。

[0066] $a_1 = [n \sum (X_i Y_i) - (\sum X_i \sum Y_i)] / [n \sum (X_i^2) - (\sum X_i)^2]$ (式1-9) 即 $X_i Y_i$ 乘积的和的 n 倍与其和的乘积的差与 X_i 平方的和的 n 倍与其和的平方的差。

[0067] 这时把 a_0 、 a_1 代入(式1-1)中,此时的(式1-1)就是我们回归的一元线性方程 即:数学模型。

[0068] 在回归过程中,回归的关联式不可能全部通过每个回归数据点 $(x_1, y_1, x_2, y_2, \dots, x_m, y_m)$, 为了判断关联式的好坏,可借助相关系数“R”,统计量“F”,剩余标准偏差“S”进行判断;“R”越趋近于1越好;“F”的绝对值越大越好;“S”越趋近于0越好。

[0069]
$$R = \frac{\sum X_i Y_i - m \frac{\sum X_i}{m} \frac{\sum Y_i}{m}}{\{[\sum X_i^2 - m(\frac{\sum X_i}{m})^2][\sum Y_i^2 - m(\frac{\sum Y_i}{m})^2]\}^{1/2}}$$
, 是积的差与平方差的比值,实际就是这些围绕在直线周围的点离直线近与远,越近系数R越趋近于1,越为正态分布。统计量F,与样本量有关,样本量越大,越趋于正态分布。

[0070] 剩余标准偏差S,是与直线的吻合度,越吻合,其值越小,越接近零越好。

[0071] 在式中, m 为样本容量,即实验次数; X_i 、 Y_i 分别为任意一组实验数据X、Y的数值。

[0072] 对给定数据点 $\{(X_i, Y_i)\}$ ($i=0, 1, \dots, m$),在取定的函数类 Φ 中,求 $p(x) \in \Phi$,使误差的平方和 E^2 最小, $E^2 = \sum [p(X_i) - Y_i]^2$ 。从几何意义上讲,就是寻求与给定点 $\{(X_i, Y_i)\}$ ($i=0, 1, \dots, m$)的距离平方和为最小的曲线 $y=p(x)$ 。函数 $p(x)$ 称为拟合函数或最小二乘解,求拟合函数 $p(x)$ 的方法称为曲线拟合的最小二乘法。

[0073] 计算时,我们根据这三个条件量及上述方程组形成的五条算式来计算。

[0074] 最终,通过这些方程的偶合情况来认证其我们推理得到的方程组,与统计学中得到的方程组之间因变量——估测值,与自变量——测量值之间的关系。提高其核心轴的精确度和准确性,为我们对呼吸的评估提供可靠的依据。

[0075] 当通过算法得出线性方程与统计法求出相关性线性方程后,我们将不同原因的自变量相加而构成了总的因变量。每个自变量与线性方程都有一定的误差,而小于该直线方程的斜率的,我们叫作回归变量,其为集中趋势(向核心轴x轴集中),其系数为回归系数;而大于该斜率的我们叫做残差变量,为离散趋势(向离散半径y轴方向扩延),其系数为相关系数的倒数。每个自变量的系数我们叫偏回归系数。而决定该线性方程的系数,我们叫做决定系数。而决定系数是通过F检验来分析的。即 $R = \sqrt{1 - \frac{SS_{残差}}{SS_{总}}}$, R越接近1,说明该多因素线性回归方程拟合得非常好。这些分析通过软件方式形成自动化计算分析。

[0076] 上述算法适合下述的各个部分,我们称做“代谢评估系统普遍算法”。

[0077] 新陈代谢评估系统包括:

[0078] 呼吸监测模块,呼吸监测模块包括胸围测量传感器4100和腹围测量传感器4200,分别用于测量吸气末胸围、呼气末胸围、吸气末腹围、呼气末腹围及呼吸频率。

[0079] 具体地,胸围测量传感器4100和腹围测量传感器4200的具体类型为胸围测量传感器4100设置在人体1000的两乳头下及肩胛下角,腹围测量传感器4200设在骶髂关节与脐

下三横指处。胸围测量传感器4100和腹围测量传感器4200测量吸气末胸围、呼气末胸围、吸气末腹围、呼气末腹围及呼吸频率,并将数据传到信息处理模块0100,算出人体呼吸时气体体积。

[0080] 该新陈代谢评估系统还包括体温和血压监测模块7000,用于测量人体的体温信息。具体地,体温信息包括人体空间温度分布与时间轴上的变化率。进一步地,温度传感器集成在适于人体穿戴的内衣2000或者口罩6000上,内衣2000上设置有用测量颈部锁骨上窝温度的第一温度传感器,用于测量两侧腋窝温度的第二温度传感器和第三温度传感器,用于测量腹股沟温度的第四温度传感器和第五温度传感器,口罩6000上设置有用测量口鼻温度的第六温度传感器和用于测量室温的第七温度传感器。血压和体温监测模块7000将测得的血压和体温信息传输给信息处理模块0100,供信息处理模块0100建立人体体温分布图及计算时间轴上的体温变化率以及血压做功。

[0081] 该新陈代谢评估系统还包括新陈代谢的影响因子监测模块8000,影响因子监测模块8000包括室温监测单元、呼吸压强监测单元、大气压强监测单元、大气湿度监测单元、口腔湿度监测单元。影响因子监测模块8000将测得的影响因子传输给信息处理模块0100,供信息处理模块0100进行后续分析。

[0082] 该新陈代谢评估系统还包括生活状态监测模块9000,生活状态监测模块9000包括人体立体坐标定位单元、足部受力点监测单元、手与足部定位与振动监测单元等等。生活状态监测模块9000将测得的生活状态数据传输给信息处理模块0100,供信息处理模块0100进行后续分析。

[0083] 该新陈代谢评估系统还包括信息处理模块0100,信息处理模块0100持续接收、存储、传输呼吸监测模块和影响因子监测模块8000采集的信息,计算样本在不同影响因子下呼气与吸气时的胸围、腹围差,根据呼气与吸气时的胸围、腹围差和呼吸频率计算单位时间内的呼吸量,并将所述呼吸量与预设的阈值进行比对;并结合血压、体温、PH值信息分析肺的动力性和心脏的动力性对血液循环、淋巴循环的做功,并通过葡萄糖+32ADP+32Pi+6O₂→32ATP+6CO₂+44H₂O+热量公式,与能量与物质代谢相关联,应用各影响因子之间相关性方程而评估心脑的电磁代谢、消化系统的化学代谢、运动系统的机械代谢等等。

[0084] 在本实施例中,呼吸量按照如下方式计算:

[0085] 若将胸围看作是一个圆,则设其吸气末时为2πR,呼气末时为2πr,那么,若将肺看作是圆锥体,则其吸气时体积为 $\frac{1}{3}\pi R^2 h$,呼气末时体积为 $\frac{1}{3}\pi r^2 h$,其差值为 $\frac{1}{3}\pi(R-r)(R+r)h$,

其中,(R-r)可以代表胸围差。也就是说,气体交换与胸围差成正比,与胸廓的张力半径成正比,与其高度成正比。提到高度,不得不说胸式呼吸与腹式呼吸,胸式呼吸与氧分压和温差等都有关系,而腹式呼吸却只与温差相关,且不能成为动力做功,而只能将体内发酵产生的热量排出体外(这就是所谓的食道返流或呕吐),但腹式呼吸却可改变胸式呼吸的高,从而增加肺容积。故而有必要测量腹围差,即呼气末时髌髌关节处与脐下三横指的长度即为2πl,吸气末时的髌髌关节处与脐下三横指的长度即为2πL,腹部可近似看作球体,故而腹

围变化的直径即为胸式呼吸的高度,故胸式呼吸的高度差 $\Delta h \approx \frac{\text{腹围差}}{\pi}$ 。

[0086] 此时,每一次测量容积为 $\frac{1}{3}\pi(R-r)(R+r)\frac{\text{腹围差}}{\pi}$,该值为潮气量。

[0087] 其中,实际潮气量(成人潮气量一般为5~15ml/kg,8~10mg/kg是最常用的范围),肺活量=潮气量+补吸气量+补呼气量。潮气量指每次呼吸时吸入或呼出的气体量。补吸气量又叫吸气储备量,指平静吸气末,再尽力吸气所能吸入的气体量。补呼气量又叫呼气储备量,指平静呼气末,再尽力呼气所能呼出的气体量。肺活量是一次呼吸的最大通气量,在一定意义上可反映呼吸机能的潜在能力。成年男子肺活量约为3500毫升,女子约为2500毫升。我们设定实际潮气量为Y。

[0088] 而x为每次测量值计算后所得到的潮气量值。

[0089] 在统计学中笼统地说最小样本为50,故一般两个因素的最小样本量为 50×50 ,n个因素的样本量为 50^n ,故当有50个样本时,我们就可以得出其估测的潮气量的风险性,即取潮气量在5~15ml/kg的范围之内取值,求取总体均数 μ 及标准差 σ ,随着样本量增大,则总体均数与标准差越准确。应用 $\mu \pm \sigma$ 为正常值,则概率在68.27%内;应用 $\mu \pm 1.64\sigma$ 为亚健康隐性值,则概率在90%内;应用 $\mu \pm 1.96\sigma$ 为亚健康显性值,则概率在95%内;应用 $\mu \pm 2.58\sigma$ 为正常值,则概率在99%内……这就从呼吸中评估了一定的风险。

[0090] 由于呼吸与循环相关,故而呼吸差是说明循环的部分动力性,也就是说明了循环系统的优良性。故与体温及血压监测系统相关联。

[0091] 这是因为,吸气时,胸廓增大,肺泡面积增大,由于液体和气体都传递压强,同一高度的压强P相同,故而气体通过面积而产生的压力即 $P \times S = F$ (当达到大气压时,吸气停止,而气体未排出,而是直接对肺泡产生压力,随着肺泡缩小,而压强增大),肺泡都张开时,面积巨大,故产生的压力也巨大。随着面积S的增大,使F增大,压强通过肺毛细血管网推动肺静脉(左右各两支)将血压入左心房,再入左心室。而这个压力的动力包括空气中的氧与二氧化碳分压与体内的氧与二氧化碳的分压及温度差产生的压力:具体空气中的氧,在空气中氧占21%,其氧分压强=21%大气压相同= $1.013 \times 100\text{KPa}$ (760mmHg) $\times 21\% = 21.273\text{KPa}$,动脉血氧分压为约13.3KPa (100mmHg) [即9.98~13.30kPa (75~100mmHg)],肺静脉血氧分压约为5.32KPa (40mmHg),二者差值为肺毛细管的分压 $\approx 8\text{KPa}$,那么大气的氧压入体内的分压均值约为 $(21.273-8)\text{KPa} = 13.273\text{KPa}$ 。

[0092] 同理,在空气中二氧化碳含量0.03%,其二氧化碳分压强=0.03%大气压相同= $1.013 \times 100\text{KPa}$ (760mmHg) $\times 0.03\% = 0.03039\text{KPa}$;动脉血二氧化碳分压(PaCO_2):4.67~6.00kPa (35~45mmHg),静脉血二氧化碳分压(PvCO_2):5.30—7.30kPa (45~55mmHg),故二者差值约为10mmHg即10毫米汞柱=1.33千帕,故压差为1.33千帕-0.03039KPa ≈ 1.3 千帕。

[0093] 与此同时,肺中的温度要高于室温,此时通过下面公式计算:理想气体压强公式:

$$P = \frac{1}{3}nm\overline{v^2}, P = \frac{2}{3}n\overline{\epsilon_k}, \text{气体分子的平均动能} = \overline{\epsilon_k} = \frac{1}{2}m\overline{v^2} = \text{理想气体温度公式乘以} \frac{3}{2}kT,$$

其中k(玻耳兹曼常数) $=1.38065 \times 10^{-23}\text{J/K}$,故 $\Delta P = nk\Delta T$ (n为摩尔数,k为玻耳兹曼常数,每摩尔有 6.021367×10^{23} 个分子,一个大气压为 $1.013 \times 10^5\text{Pa}$),因此,体内温度与室温压强与上述的气体间的压强就产生了动力性,即呼气时的压差=二氧化碳压差+温度压差= 1.3 千帕+ $\Delta P = nk\Delta T + 1.3$ 千帕。吸气时的压差=氧压差-温度压差= $8\text{KPa} - \Delta P = 8 - nk\Delta T$ 。而由于体内与户外湿度是一种水的扩散,受温度影响较大,且相对湿度又反过来又作

用于气压,但正常条件下,湿度作用相对较小,故而湿度引起的扩散对肺泡作用弱可忽略不计,但湿度可以作为一个条件而进行参考纠正。

[0094] 已知压力差及气体体积(如上所述),故而通过在推导中理想气体压强公式为

$$P = \frac{M}{\mu} \frac{RT}{V}, [\text{即 } P = (M/\mu) (RT/V)] \quad (R \text{ 为摩尔恒量 } 8.31414 \text{ J/mol} \cdot \text{K}, \frac{M}{\mu} \text{ (即 } M/\mu \text{) 中 } M$$

为质量, μ 为摩尔质量,故结果为摩尔数),做功 $W = \Delta P \Delta V = RT M/\mu$ 。W 是人体内产生的热量及氧和二氧化碳等的作用提供的;反过来又提供给循环系统做功。在这里由于血氧与血中二氧化碳都是一种动态扩散变化着的,故而是一种范围,从实际情况来看呼吸是大致均衡的,故而两者相等来求其均值。从其幅度来求其范围。即吸气时做功为:吸气时的压差 $\times \frac{1}{3} \pi (R-r)(R+r) \frac{\text{腹围差}}{\pi} = (8 - nk\Delta T) \times \frac{1}{3} \pi (R-r)(R+r) \frac{\text{腹围差}}{\pi}$ (其中 n

气体摩尔数,正常气体约为 22.4 升为一摩尔,故该公式为 $[8 - \frac{(R-r)(R+r)\text{腹围差}}{3 \times 22.4} k\Delta T]$

$\times \frac{1}{3} \pi (R-r)(R+r) \frac{\text{腹围差}}{\pi}$; 同理,呼气时的压差 = 二氧化碳压差 + 温度压差 = 1.3 千帕 + $\Delta P = nk$

$\Delta T + 1.3$ 千帕,故呼气时做功为: $[1.3 + \frac{(R-r)(R+r)\text{腹围差}}{3 \times 22.4} k\Delta T] \times \frac{1}{3} \pi (R-r)(R+r) \frac{\text{腹围差}}{\pi}$ 。

[其中, $R-r$ 为(吸气末胸围-呼气末胸围)/ 2π 即胸围差/ 2π , 而 $R+r$ 为(吸气末胸围+呼气末胸围)/ 2π 即

[0095] $K = 1.3806505 \times 10^{-23} \text{ J/K}$, 玻尔兹曼常量可以推导得到,理想气体常数 R 胸围张力/ 2π ,

[0096] 等于玻尔兹曼常数乘以阿伏伽德罗常数, ΔT 为测量的口腔与室温的温差]。故呼

气时做功 $\beta_0 = \ln(8/3)$ 与吸气时做功 $\beta_0 = \ln \frac{1.3}{3}$ 仍然符合 $\hat{Y} = \beta_0 + \beta_1 X_1 + \beta_2 X_2 + \beta_3 X_3$ 。

[0097] 根据上述“代谢评估系统普遍算法”。最终,通过这些方程的偶合情况来认证其我们推理得到的方程组,与统计学中得到的方程组之间因变量——估测值,与自变量——测量值之间的关系。提高其核心轴的精确度和准确性,为我们对呼吸的评估提供可靠的依据。

[0098] 本实施例中,从呼吸入手,胸围测量传感器 4100 和腹围测量传感器 4200 将体积上的数据传输到信息处理模块 0100,将压强上氧压、温压、二氧化碳压三者结合起来产生的压强,在吸气时为氧压-温压,呼气时为二氧化碳压+温压。其中呼出的气体与吸入气体的体积相等,故而求得呼气末胸围与腹围,求得体积。再求得吸气末胸围与腹围的体积,通过腹围差与胸围差的乘积再乘以(吸气时胸围+呼气时胸围),然后再乘以一个常数,来表示其体积。故而二者的平均值即为呼出气的体积和吸气的体积。

[0099] 而在血中氧及二氧化碳分压及体温都是一定范围,范围就是一种概率性的问题,故以上述公式为线性方程,取概率 68.27% 内为正常范围,若在概率之外随着概率密度的减小,就是小概率事件 31.93%——10%,就有问题,那么概率为 10%——5% 之外就可能有病了,若 1% 以下就可以确诊有病了;均值就是其核心轴,也就是正态分布的峰值(即概率密度最大值),故而我们将其均值作为人体呼吸气压张力,用该值来计算呼吸做功,也就

是我们上述的做功方程。

[0100] 葡萄糖是能源物质,在其人体能量与物质代谢之间存在着基本公式,即为:葡萄糖+32ADP+32Pi+6O₂→32ATP+6CO₂+44H₂O+热量(相当于葡萄糖能量的60%)。故在此公式中 可以看出,能量代谢也伴随着物质代谢,而物质代谢是以酮体为三大营养物质的中介,而完全代谢后,代谢产物中只有酸性的二氧化碳和中性的水。故这里设计一款人体PH 测量装置用与估测物质代谢,如下:PH值监测传感器(这也是第一次用穿戴式产品测 量PH值):

[0101] 其中在 $H^+ + HCO_3^- \rightleftharpoons H_2CO_3 \rightleftharpoons H_2O + CO_2$ 这个过程中,形成了缓冲液,如下表:

[0102]

各活性物质	血浆中浓度	组织间液中 浓度	细胞内液中 浓度
	mmol/L	mmol/L	mmol/L
Na ⁺	144	137	10
K ⁺	5	4.7	141
Ca ²⁺	2.5	2.4	
Mg ²⁺	1.5	1.4	31
Cl ⁻	107	112.7	4
HCO ₃ ⁻	27	28.3	10
HPO ₄ ²⁻ 、H ₂ PO ₄ ⁻	2	2	11
SO ₄ ²⁻	0.5	0.5	1
磷酸肌酸			45
肌肽			14
氨基酸	2	2	8
肌酸	0.2	0.2	9
乳酸盐	1.2	1.2	1.5

[0103]

三磷酸腺苷			5
一磷酸己糖			3.7
葡萄糖	5.6	5.6	
蛋白质	1.2	0.2	4
尿素	4	4	4
mmol/L	303.7	302.2	302.2

[0104] 例如:这些物质蛋白为阴离子Pr⁻,氨为正离子NH₄⁺……我们笼统地将其写成HB和B⁻建立的平衡。

[0105] 以HB代表弱酸,并与NaB组成缓冲溶液。溶液中HB和B⁻建立质子转移平衡

[0106] $HB + H_2O \rightleftharpoons H_3O^+ + B^-$

[0107] $\text{NaB} \rightarrow \text{Na}^+ + \text{B}^-$

[0108] 有 $[\text{H}_3\text{O}^+] = K_a \times \frac{[\text{HB}]}{[\text{B}^-]}$

[0109] 等式两边各取负对数, 则得 $\text{pH} = \text{pK}_a + \lg \frac{[\text{B}^-]}{[\text{HB}]} = \text{pK}_a + \lg \frac{[\text{共轭碱}]}{[\text{共轭酸}]}$, 式中 pK_a 为弱酸解离常数的负对数, $[\text{HB}]$ 和 $[\text{B}^-]$ 均为平衡浓度。 $[\text{B}^-]$ 与 $[\text{HB}]$ 的比值为缓冲比, $[\text{B}^-]$ 与 $[\text{HB}]$ 之和称为缓冲溶液的总浓度。其中 $[\text{HB}] = c(\text{HB}) - c'(\text{HB})$; $[\text{B}^-] = c(\text{NaB}) + c'(\text{HB})$ $[\text{HB}]$ 的总浓度为 $c(\text{HB})$, 其已解离部分的浓度为 $c'(\text{HB})$]

[0110] 缓冲容量 $\beta \stackrel{\text{def}}{=} \frac{dn_{a(b)}}{V|dpH|}$ (式中 V 是缓冲溶液的体积, 单位为 L 或 ml; $dn_{a(b)}$ 是缓冲溶液中加入微量的一元强酸 dn_a , 或一元强碱 dn_b , 而 $|dpH|$ 为缓冲溶液 PH 的改变量), 可导出缓冲容量与缓冲溶液的总浓度 $(\beta = \frac{dn_{a(b)}}{V|dpH|} = 2.303 \times \frac{[\text{HB}][\text{B}^-]}{c_{\text{总}}})$

[0111] 故而 PH 一般是保持稳定的, 而在公式中, 能量与二氧化碳和水是等比例变化的, 也就是说在我们代谢过程中能量代谢与物质代谢等比例变化的。而二氧化碳与水引起 PH 值变化可以从物质代谢角度来分析——是否是缓冲容量内, 若越接近总体均数, 则越健康, 若超出这个范围越大, 则疾病的风险也越大, 故而结合能量代谢可综合估测人体的健康情况。

[0112] PH 的测量:

[0113] PH 值转化为电信号: 首先设定一个标准值, 我们叫做 PXI, 我们在显示上设定该点为零值, 而该点为实际测量 PH 值的总体均数 (皮肤表面有一层肉眼看不见的膜, 叫做天然皮质膜或天然保湿膜。它是由从皮脂腺里分泌出来的皮脂、角质细胞产生的脂质及从汗腺里分泌出来的汗液结合而成。皮脂膜 PH 值应维持在 4.5–6.5 呈弱酸性的状态, 更确切地说, 这是尿素、尿酸、盐分、乳酸、脂肪酸、游离脂肪酸、中性脂肪等混合物的 PH 值。由于在人体表面存留着这么多的酸性物质, 使皮肤的平均 PH 值为 5.75, 呈酸性。)。在求取该总体均数, 仍然在不同部位、不同时间内测得的 PH 值在 4.5–6.5 中取值至少 50 例样本, 求平均数参考为总体均数, 当样本量逐渐增大, 则用样本量取值公式求最小样本量, 来进行总体均数为总体标准差计算。

[0114] 那么, 将阻抗与 PH 值相对应等比例放大, 就可以用电压来表示 PH 值了。但是 PH 值是受着温度而影响的, 故通过温度补偿原理, 这是因为: 一是, 系数 $\frac{F}{2.3026RT}$ 受温度呈规律性变化, 二是, 与参比电极电位的电位差, 是随着温度变化的, 见表:

[0115]

温度℃	10	25	30	40
$\frac{F}{2.3026RT}$	17.799	16.904	16.625	16.094
电位 (V)	0.2526	0.2412		0.2298

[0116] 当然, 温度也可以改变缓冲液的平衡, 故而 PH 监测与体温监测系统相互照应, 共

同分析。通过这一套系统便于测量和显示PH值。设定总体均数为 μ ,标准差为 σ ,其 概率计算为

$$[0117] \quad f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}\right)$$

[0118] 其中,其中 $f(x)$ 是概率, x 是PH值, μ 是PH值均值, σ 为标准差。根据预设的 $f(x)$,在1-68.27%范围内为正常范围内;在10%-31.73%范围内为亚健康状态;在5%-10% 范围内为不健康状态;在1%-5%范围内为疾病状态(这种评估数值,要在实践中检验后 再确定)。

[0119] 从能量与物质两方面来看,人体的能量一小部分是通过无氧酵解来完成的:如葡萄糖 酵解为丙酮,如食物进入胃中的酵解,又如大肠中食物残渣的酵解……而大部分约90% 以上能量是通过有氧氧化完成的。其基本公式为葡萄糖+32ADP+32Pi+6O₂→ 32ATP+6CO₂+44H₂O+热量(相当于葡萄糖能量的60%)。

[0120] 而呼气时肺压减小,通过肺叶的连通器原理使首先体积减小的肺泡向体积大的肺泡 流动,体积小的肺泡则产生对淋巴的负压,肺泡大的继续将气体排出体外,直到全肺肺泡之间压力与大气相同,而淋巴则决定着体温,故吸气做功决定着体温;而吸气末呼气 初时,大气进入肺泡,挤压肺泡向循环系统施压,直到肺泡扩张到其压力与肺循环肺静 脉压力相同为止,在这个过程中,血二氧化碳浓度在不断地增高,氧浓度在降低,当血 中的分压大于肺气体分压,肺中气体与大气分压与体内气体与大气压温差产生的压力平 衡时,即为呼气末吸气初,再进行吸气,故呼气做功决定着氧与二氧化碳的平衡即葡萄 糖能量的消耗。同时,这样大的压力结合着心脏共同对血循环做功。而这个压力产生了 动力性的压强,其主要表现为以血流流速为主,故血流在动脉壁产生的压力即为舒张压; 最终形成以容量负荷为主的压力对动脉管壁产生着压力。脉压差为毛细管之间的交换提 供了压力。毛细管交换有物质和能量,其中物质是毛细血管在器官之间的交换:如肺毛 细血管在肺交换气体,如肝毛细血管在肝进行生化代谢物交换,如胃肠毛细血管在胃肠 进行营养物质交换,如肾毛细血管在肾进行着重吸收……;能量是在毛细淋巴管在与细 小血管间交换:如肺中热量与毛细血管中交换,如体表热量与毛细血管中交换,如脾中 一分为二淋巴与血液热量的交换……淋巴从小肠乳糜管盲端,到锁骨下静脉,将脂及蛋 白等比热低的物质通过比热油原理,源源不断地将热量进行着交换。

[0121] 而与此同时,物质代谢给心脏做功提供了能量,我们不能以为心脏主要物质脂酸 提供的ATP教条的认为,为心脏做功提供的所有能量,而必须是从总体上看。在循环中, 不论哪里产生的能量都会到循环中提供动力(产生能量的主要细胞器就是线粒体),而 提供动力的能源物质就是葡萄糖,故其公式就是上述葡萄糖+32ADP+32Pi+6O₂→ 32ATP+6CO₂+44H₂O+热量(相当于葡萄糖能量的60%),而这个过程就是在细胞器——线粒 体中进行的,那么经过详细论述即三羧酸循环、氧化磷酸化、电子传递链等等,以及“电 解池原理”及“锂电池原理”的推导的论述,得出心率与呼吸频率之比约为44:2×6=11:3。也就是说呼吸利用自然做功与心脏利用能源做功之比为3:11(而呼吸除了氧与二氧化碳 外,温差作用引起的压强由于 k 值很小,且有甲状腺的纠错功能,故而可忽略;同样心 脏除了电子传递链形成水及热量外,其他的动力由于各种因素因素也是可忽略的)。而 这里面同时又存在着物质代谢问题,即酮体是三大营养物质的中间环节。故葡萄糖/2 可以代表物质代谢的单位。

[0122] 综上所述,具体计算为:温度计算如PH值计算相同。那么,先算出身体各部位的基础温度(即各部位体温的总体均数),在该采集部位温度变化率增高,则说明该部位 能量代谢增加了,并且是否超过了这种本身的趋向性(通过其变化量与持续时间用来评估其风险)。

[0123] 同时,呼吸做功:心脏做功 $\approx 3:11$;而心脏做功 $E_{\text{血液在血管中动能}} + P_{\text{血液在血管中的势能}} + W_{\text{心脏做功}} = \text{定值(能量守恒)}$,而心脏做功所产生的流体压强就是血液在血管中的动能提供的,故符合伯努力定律(详细推论见《从流体力学角度论血压》),得出 $\frac{1}{2} \rho v^2 + \rho gh + \Delta P = \text{常数}$ 。而

在帕肃叶定律中 $P' = \frac{8\eta l Q_{\text{某动脉血量}}}{\pi r^4}$,当我们测量血压时,对血管壁加压达到不通时,由于这些都为阻力因素,故表现在动脉壁上的压强为阻力做功,因此为 $P_{\text{收缩}}, W_{\text{心脏}} = P_{\text{收缩}} Q_{\text{某动脉内流过的血量}}$,其中 $P_{\text{收缩}} = P' = \frac{8\eta l Q_{\text{某动脉血量}}}{\pi r^4}$, $W_{\text{心脏}} = \frac{8\eta l Q_{\text{某动脉血量}}^2}{\pi r^4}$ 若两边取对数为 $\ln W_{\text{心脏}} = \ln 8\eta$
 $1 - \ln \pi - 4 \ln r + 2 \ln Q$,我们清楚的看到这里 1 与脉压差相关, r 与血压搏动相关, Q 与收缩和舒张压有关;

[0124] 故 $Q_{\text{某动脉内流过的血量}} = \frac{\pi r^4 P_{\text{收缩}}}{8\eta l}$ 代入 $W_{\text{心脏}} = \frac{8\eta l Q_{\text{某动脉血量}}^2}{\pi r^4}$ 则 $W_{\text{心脏}} = \frac{\pi r^4}{8\eta l} P_{\text{收缩}}^2$;

[0125] 当对血管壁的压力放松到零时, $Q_{\text{某动脉内流过的血量}} = S \times v$,其中 S 为横截面, v 为血液在血管中流动的速度,由于在动脉内是一种层流(雷诺系数远远小于3000),故中心速度越快越向动脉管壁测压力受流速而产生的向中心的力越大,故而侧压力越小。但某动脉内流过的血量有两个因素一个是速度,一个是横截面 $S = \pi r^2$, $Q_{\text{某动脉内流过的血量}}$ 与血流速度及横

截面都成正比。 $W_{\text{心脏}} = P_{\text{做功}} \times \pi r^2 \sqrt{2 \frac{\text{常数} - \rho gh - P_{\text{做功}}}{\rho}}$, $\ln \pi r^2 P_{\text{做功}} + \frac{1}{2}$

$[\ln 2 + \ln(\text{常数} - \rho gh - P_{\text{做功}})] \cdot \frac{1}{2} \ln 2$ 为 β_0 , $\ln \pi r^2 P_{\text{做功}}$ 为 X_1 , $\frac{1}{2} \ln(\text{常数} - \rho gh - P_{\text{做功}})$

为 X_2 ,而随着流体速度 $v = \sqrt{2 \frac{\text{常数} - \rho gh - P_{\text{做功}}}{\rho}}$ 的增大,其 $P_{\text{做功}}$ 也减小,该压力传递到血压

计,而测得舒张压,故清楚的看到舒张压是一种混合因素。在 $\frac{1}{2} \rho v^2 + \rho gh + \Delta P = \text{常数}$

中,而 ρgh 在已经规定的肱动脉测量中为一个定值, ΔP 是做功压强,而 $\frac{1}{2} \rho v^2$ 随着流速的增快,速度 v 产生的侧压力在减小,当达到舒张压时,速度由零增大到最大,故而压力也降低到最低,该减小的压力为 $P_{\text{做功}} v \times 2\pi r$ (v 为血液在血管内的流速, $2\pi r$ 为血管周长)。若近似将血压接收面积看做血流在血管内产生侧压力的面积,那么 $\Delta P = P_{\text{做功}} = P_{\text{舒张}}$,因此,

$W_{\text{心脏}} = P_{\text{舒张}} \sqrt{2 \frac{\text{常数} - \rho gh - P_{\text{舒张}}}{\rho}} \times \pi r^2$;

[0126] 将 $W_{\text{心脏}} = \frac{\pi r^4 P_{\text{收缩}}^2}{8\eta l}$; $W_{\text{心脏}} = P_{\text{舒张}} \sqrt{2 \frac{\text{常数} - \rho g h - P_{\text{舒张}}}{\rho}} \times \pi r^2$ 合并, 将 r 消去 (r 随着任何因素变化都可变化, 是血压波动的因素), 则得到 $W_{\text{心脏}} = \frac{16\pi\eta l P_{\text{舒张}}^2 (\text{常数} - \rho g h - P_{\text{舒张}})}{\rho P_{\text{收缩}}^2}$,

那么两边取对数得 $\ln W_{\text{心脏}} = \ln \frac{16\pi\eta}{\rho} + \ln l + 2\ln P_{\text{舒张}} - 2\ln P_{\text{收缩}} + \ln(\text{常数} - \rho g h - P_{\text{舒张}})$, 正常情况粘稠系数、血液密度都可看作是常数, 故取 $\hat{Y} = \ln W_{\text{心脏}}$, $\beta_0 = \ln \frac{16\pi\eta}{\rho}$, $\beta_1 X_1 = \ln l$, $\beta_2 X_2 = 2\ln P_{\text{舒张}}$, $\beta_3 X_3 = -2\ln P_{\text{收缩}}$, $\beta_4 X_4 = \ln(\text{常数} - \rho g h - P_{\text{舒张}})$, 故符合线性相关方程 $\hat{Y} = \beta_0 + \beta_1 X_1 + \beta_2 X_2 + \beta_3 X_3 + \beta_4 X_4$;

[0127] 则根据上述“代谢评估系统普遍算法”。最终, 通过这些方程的拟合情况来认证其我们推理得到的方程组, 与统计学中得到的方程组之间因变量——估测值, 与自变量——测量值之间的关系。提高其核心轴的精确度和准确性, 为我们对心脏做功的评估提供可靠的依据。

[0128] 基于上述原理, 本实施例中可通过呼吸监测模块4000、体温和血压监测模块7000的呼吸与心脏做功(应用吸气末与呼气末胸围及腹围差来估算呼吸做功, 应用血压来估算心脏做功, 应用呼吸频率与心率之比来估算二者做功比值); 应用血压、空间温度分布及时

间轴上体温变化率为基础分析的: 即通过公式 $\frac{8\eta l Q_{\text{某动脉血量}}}{\pi r^4}$ 可得毛细血管越丰富, 越处于并联状态, 则 l 越短, 故而交换越多, 脉压差也越小, 故通过脉压差可定性地得出毛细管丰富情况, 再通过体温时间上的变化率, 说明热量消耗为 $Q_{\text{热量}} = C \times \Delta T \times \Delta t$ (其中 C 为比热、 ΔT 为温度变化、 Δt 为时间变化), 而 A 点与 B 点温度之间的差值, 说明热量从 A 点到 B 点的趋向性。同时结合 PH 的趋向性来分析物质代谢与能量代谢的分布相关性及时轴上变化的相关性。

[0129] 那么, 某部位 PH 值与体温建立相关性, 依据为在呼吸与心脏做功正常节律的情况下, 消耗能源物质产生二氧化碳越多则温度升高也越高, 脉压差也越大。

[0130] 故, 第一种为呼吸与心率的节律比约3:11, 且齐: 比例一定, 则说明符合化学方程式, 反应充分; 齐, 则说明内呼吸与外呼吸相互制约节奏正常, 整体与局部相互制约节奏正常。这说明主要因素占主导地位, 故 PH 与温度应该为成正比情况 (反向分布) 即趋势分布图为由下向上温度和 PH 逐渐升高。

[0131] 具体地, 功能与病因相互形成的线性方程进行拟合比较, 若没有病因, 呼吸与心脏做功也在正常范围内, 且拟合度高, 则其化学方程式所反应为正常的线粒体内反应, 其比值为3:11。

[0132] 若心脏做功与呼吸做功的两线性方程拟合度高, 且成正比。全身的体温与 PH 值, 在某一点的变化不仅为

$$[0133] \quad f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}\right)$$

公式中所得出概率在正常范围内, 而且还符合 ΔT 与 ΔPH 成正比相关性 (即在汗液量

一定的情况下,代谢物质越多,二氧化碳形成越多,PH越小,热量越高)。求出每升高一度或者一个PH值所含有的心脏和呼吸做的功,与局部的物质与能量代谢进行数据的检验,即将这些数据的比值进行统计学的t检验后,验证其结果(略,可应用统计学软件SPSS直接得出)。将这个结果同疾病进行比较,而得出评估效果。

[0134] 以上述逻辑为标准进行下面检验即:

[0135] 第二种为呼吸与心率的节律比约3:11,且不齐:说明葡萄糖转化为二氧化碳和水符合化学方程式,故反应充分完成。

[0136] 具体地,疾病与心脏做功与呼吸做功形成的线性方程进行拟合比较,若没有疾病,呼吸与心脏做功也在正常范围内,则其化学方程式所反应可能是正常的线粒体内反应,其比值为3:11。

[0137] 若心脏做功与呼吸做功的两线性方程拟合度不高,或不成正比。又全身的体温与PH值,在某一点的变化不仅为

$$[0138] \quad f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}\right)$$

公式中所得出概率不在正常范围内,而且还符合 ΔT 与 ΔPH 不一定正比相关性(即在汗液量一定的情况下,代谢物质越多,二氧化碳形成越多,PH越小,热量越高)。求出每升高一度或者一个PH值所含有的心脏和呼吸做的功,与局部的物质与能量代谢进行数据的检验,即将这些数据的比值进行统计学的t检验后,验证其结果(略,可应用统计学软件SPSS直接得出)。将这个结果同心脏与呼吸系统的病因或者疾病,同全身性的病因或者疾病进行比较,而得出评估效果——即内呼吸与外呼吸相互制约节奏不正常,或整体与局部相互制约节奏不正常。结合病因或者疾病,而判断出其病变部位与功能改变。若二者相互发生偏态分布,相互制约能力不足,而出现节奏紊乱。

[0139] 第三种为呼吸与心率的节律比不是3:11,且齐:由于其频率比值不符合化学方程式,葡萄糖+32ADP+32Pi+6O₂→32ATP+6CO₂+44H₂O+热量(相当于葡萄糖能量的60%),故葡萄糖反应不充分,利用氧少,生成二氧化碳也少,故而其比值要小于该比值;故为线粒体问题,葡萄糖通过红细胞运载和进行初步无氧酵解后,主要是在线粒体中进行反应,同时红细胞也运载氧,最终将形成的二氧化碳,通过呼吸系统与自然界进行交换。

[0140] 后者为整个内呼吸与外呼吸的相互制约的节律性,是一种时间轴上的频率,受二者功能相适应的制约,也受整体与局部相适应的制约(如内分泌系统的制约)。其节律齐,那么就是该葡萄糖不断的有节律的供给。其调节一般有两方面,一方面是呼吸与心脏跳动频率相互制约,另一方面是如甲状腺等这样的内分泌器官的调控。齐,则说明内呼吸与外呼吸相互制约节奏正常,整体与局部相互制约节奏正常。

[0141] 故PH与温度应该为正比情况(反向分布)即趋势分布图为由下向上温度和PH逐渐升高,这种情况虽然可能有某些情况上的变化,但其尚可代偿。具体地,疾病与心脏做功与呼吸做功形成的线性方程进行拟合比较,不论有没有疾病或病因,由于器质与功能拟合度高,且成正比。全身的体温与PH值,在某一点的变化不仅为

$$[0142] \quad f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}\right)$$

公式中所得出概率不一定正常范围内,但符合 ΔT 与 ΔPH 成正比相关性(即在汗液量一定的情况下,代谢物质越多,二氧化碳形成越多,PH越小,热量越高)。求出每升高一度或者一个PH值所含有的心脏和呼吸做的功,与局部的物质与能量代谢进行数据的检验,即将这些数据的比值进行统计学的t检验后,验证其结果(略,可应用统计学软件SPSS直接得出)。将这个结果同心脏与呼吸系统的病因或者疾病,同甲状腺的情况进行比较,而得出评估效果——即内呼吸与外呼吸相互制约节奏正常,或整体与局部相互制约节奏正常。结合具体情况,而判断出其病变部位与功能改变。例如,甲状腺正常化,则其内分泌调节正常;肺与心脏问题成比例化,二者相互发生正态分布,有相互制约能力,而节奏正常,律齐。

[0143] 第四种为呼吸与心率的节律比不是3:11,且不齐:由于其频率比值不符合化学方程式,葡萄糖+32ADP+32Pi+6O₂→32ATP+6CO₂+44H₂O+热量(相当于葡萄糖能量的60%),故葡萄糖反应不充分,利用氧少,生成二氧化碳也少,故而其比值要小于该比值;故为线粒体问题,葡萄糖通过红细胞运载和进行初步无氧酵解后,主要是在线粒体中进行反应,同时红细胞也运载氧,最终将形成的二氧化碳,通过呼吸系统与自然界进行交换。

[0144] 若心脏做功与呼吸做功的两线性方程拟合度不高,或不成正比。又全身的体温与PH值,在某一点的变化不仅为

$$[0145] \quad f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}\right)$$

公式中所得出概率不在正常范围内,而且还符合 ΔT 与 ΔPH 不一定正比相关性(即在汗液量一定的情况下,代谢物质越多,二氧化碳形成越多,PH越小,热量越高)。求出每升高一度或者一个PH值所含有的心脏和呼吸做的功,与局部的物质与能量代谢进行数据的检验,即将这些数据的比值进行统计学的t检验后,验证其结果(略,可应用统计学软件SPSS直接得出)。将这个结果同心脏与呼吸系统的问题,同甲状腺的问题进行比较,而得出评估效果——即内呼吸与外呼吸相互制约节奏不正常,或整体与局部相互制约节奏不正常。结合问题的轻重,而判断出其病变部位与功能改变。例如,甲状腺问题,则其内分泌调节出现了问题;肺与心脏问题不成比例,二者相互发生偏态分布,相互制约能力不足,而出现节奏紊乱。

[0146] 这样,从代谢角度上:在呼吸、心脏做功及二者做功比值为前题,结合问题化的轻重与分布,而产生了相关体温及PH的分布及时间轴上的变化,故而估测出做功与消耗能量之间出入平衡性、分布性。即呼吸做功+心脏做功通过葡萄糖+32ADP+32Pi+6O₂→32ATP+6CO₂+44H₂O+热量(相当于葡萄糖能量的60%)这个公式而产生了体温和物质的分布与变化。一般分布上体温从下到上为由低到高的趋势;PH从下到上正好与之相反。故而我们通过心脏做功(舒张压的情况)+呼吸做功(胸、腹围情况)而评估出能量和物质代谢及趋势(用体温和PH值表示)。

[0147] 一般心肺有问题时,运动系统、消化系统、心脑系统都随之弱化,因为心肺无法承受更大的压力。而全身情况即物质代谢与能量代谢随着其纤维化的消耗情况而发生变化,若为消耗性疾病,也就是说,线粒体利用葡萄糖产生能量与物质代谢情况仍属正常,但利用这些能量与物质代谢的心脏与呼吸系统纤维化后,已经没有能力做功,故而其产生低温及PH偏酸性,反之则反之。

[0148] 那么,基础代谢的算法为通过心脏与呼吸做功全部提供给物质代谢与能量代谢,

故 而表现为每升高1度或者PH值变化1时,其心脏做功与呼吸做功之和,以此为单位。

[0149] 结合脉压差的情况,在脉压差较小的情况下,说明其能量和物质交换越丰富,在脉压差较大的情况,则反之。

[0150] 结果:前者为线粒体问题,葡萄糖通过红细胞运载和进行初步无氧酵解后,主要是在线粒体中进行反应,同时红细胞也运载氧,最终将形成的二氧化碳,通过呼吸系统与自然界进行交换。后者为整个内呼吸与外呼吸的相互制约的节律性,是一种时间轴上的频率,受二者功能相适应的制约,也受整体与局部相适应的制约(如内分泌系统的制约)。

[0151] 从上述方式,应用一些有规律性的指标,可以避开饮食种类和量及血管半径变化引起的血压波动等等随机性指标,反应出物质与能量代谢的平衡性的问题。

[0152] 然后,再结合心电图与脑电图进行心脑的电磁能的相关性分析与生活状态数据来分析化学能与机械能的相关性分析。

[0153] 上述二者都是先通过人的胸围及腹围差及血压就可以反应出做功情况,故判断出其是静息状态还是高代谢状态。通过心率与呼吸率来分析其能量与物质代谢的节律性和频率性(频率越快则代谢越旺盛,节律有自身节律与呼吸和心率二者节律,节律越齐其消耗能量越低,反之则反之)。通过PH值及通过血压与体温监测模块7000的空间温度分布及时间轴上体温变化率而反应出消耗性的物质与能量代谢,从而反应出人体的出入平衡。人体本身又有由下向上体温升高的趋势。

[0154] 分三大能的形式来分析:即电磁能、机械能和化学能。结合心脑电图来分析心脑能量代谢是一种电磁能,思维与心电传导过程中,脉压差是否在减小,说明其总体上交换是否旺盛;靠近脑部位A点体温变化率要高于远离脑部位B点,这是心脑部代谢旺盛的趋势性;结合心电图与脑电图的变化及酮体的变化来有可能创造性地得出神志定性变化(如思维活跃与疲劳的变化……)

[0155] 而这里具体地,通过市场上现有的心电及脑电监测系统来采集心、脑电图并上传与分析,并且通过血压和体温监测模块7000将血压与体温数据上传,并将上传的PH监测模块3000和上传的血压及体温和PH值空间变化与时间轴上的变化与心、脑电图进行对比,心电图可以分析出心脏哪个部位出现于电压情况、电传导情况、心率情况等等的具体情况;而脑电图一般是看其频率情况;故结合身体上的温度、PH在时间轴上的变化率及空间分布而估测出心、脑的能量与物质消耗性代谢问题;再结合呼吸与血压问题而表明对心脏的做功问题。则分析出心、脑在什么情况下出现能量代谢异常及是否匹配,从而找出相关性(举例:心脏做功增加、消耗性代谢却产生了异常,而心电图发生病理性Q波,那么提示心肌梗的可能性可能大大增加……)。然后利用大数据技术,通过统计大量样本,建立相关性方程。具体地,该新陈代谢评估系统还包括心脑系统检测模块(由于有新陈代谢与心电图与脑电图的一一对应,且心电图与脑电图在市场上已经有现成模块,故而可以进行加入其条件性和结论性的修改就可以形成新的APP,具体要详细结合心电图与脑电图软件来做),心脑系统检测模块包括心电图测量单元和脑电图测量单元,信息处理模块持续接收、存储、传输不同影响因子下采集的多个样本的心脑信息和基础条件(包括呼吸、心脏做功及体温与PH消耗性代谢的分布,甚至还有呼吸频率与心率的比值等等)信息,用于分析基础条件和心脑能量代谢之间的相关性,并建立基础条件和心脑能量代谢之间的相关性统计。

[0156] 结合生活状态监测系统是一种化学能和机械能。生活状态过程中,脉压差是否在

减小,说明其总体上交换是否旺盛;靠近活动部位A点体温变化率要高于远离活动部位B点,这是趋势性;再以呼吸与心脏做功及体温与PH值的消耗性的分布与变化为条件,结合生活状态监测系统在两个参考坐标系上(即重心为核心的垂直面与位听神经区的水平面),在运动中,用力F点与重心距离为L,则其力矩为FL(当然在生活状态系统中是一种逐级放大的过程,举例说明:腿部运动的力臂有“重心到髋关节,髋关节到股骨大转子,股骨大转子到足部……”,应用力矩的平衡得出的结论),相对应与之平衡力为F'及与重心距离为L',则F'L'=FL。故而不能简单地用作用在物体上的力的大小来分析人体的核心轴上的用力。但依据能量守恒,故心脏做功+呼吸做功=消耗热量+物质代谢的能量+对外做功。

[0157] 通过生活状态系统对F力的估测及作用时间与作用距离,而估测出人内在的呼吸与心脏做功情况,呼吸频率与心率比值,体温与PH值分布及时间轴上的变化率等条件下,再与各种状态即跑、跳、走……通过能量守恒,估测运动状态为 $W_{总}$ (呼吸与心脏做功)的百分比,及运动状态与体温及PH值的吻合度(即运动部位与体温及PH值分布是否吻合,及局部运动与局部体温及PH值时间轴上的变化是否吻合),具体方式是分布依靠随机抽样,当样本量达到一定数量时,取其吻合度若为95%,为显性吻合,为正常情况,否则根据其吻合情况的不同,而分析其风险性。具体方式,还根据某部位体温及PH值变化率的均值及范围与局部活动的激烈程度及做功大小的不同相对应,以上运动状态各自的均值及范围相比较,若在不同概率范围内,则评估其风险因素的大小;

[0158] 同样,在休息状态中,作用面与位听神经区的夹角,表现为其倾斜度(当然也是一个逐级放大的过程,举例说明,脊柱随着核心轴每一节沿着脊椎骨上支点偏转一定角度将最终引起很大有角度变化),即作用面 $S\cos\theta$,角度越小则作用面积越大,使物质Q在血循环中遍布全身,故而 $\frac{Q}{S\cos\theta}$ 分布越大,通过呼吸与心脏做功的评估,简单地通过血压情况便可知道血量在人体中的大致分布情况,再结合体温及PH分布及变化大致评估出物质变化的部位及剧烈程度(夹角越小,则平均分配到人体每个部分的血量越分散,越易分散到静脉中)。故而通过人的生活空间与状态(如生活状态的位移、运动受力、生活状态的坐、位、睡等等)而估测肝、骨骼肌的能量、物质代谢最基本的条件。

[0159] 同时再结合血压情况,即 $\frac{1}{2}\rho v^2 + \rho gh + \text{舒张压} = \text{定值}$,这里面舒张压是静压,也就是说血液在血管中流动,在血管中消耗有动能和势能。而做功为舒张压 $\times$ 流过的血量,做功一定,故认为舒缩压值越大,则在动脉中血流越慢; $\frac{8\eta l Q}{\pi r^4}$ 可认为收缩压越大,动脉中的流量越大; $C \times \Delta T$ 可认为温度变化率越高,再结合脉压差越小则交换能量与物质越多,则得出能量新陈代谢越旺盛,也就是淋巴循环与血循环通过毛细管进行交换越旺盛。这样就定性地分析了人体的机械能与化学能的情况,再通过数据,可以得出其总体均数,再确定一个概率范围即68.27%、90%、95%、99%这四个值所得出了正常、亚健康、不健康、疾病的标准,我们就可以根据大概率事件为相对安全,小概率事件为相对有风险的逻辑来进行设计来为客户做评估系统。

[0160] 再结合通过口罩式血压和体温监测模块7000对呼吸的动力性与血压监测系统的

实时血压的对应,以及生活状态监测系统在两个参考坐标下人的生活状态评估循环中的流速、流量、粘滞性、淋巴循环等来反应能量代谢性的循环状态。

[0161] 如通过跳、跑、走、坐、卧、睡甚至方向性及受力情况等等来反应是骨骼肌运动为主,还是处于静息状态或餐后的肝活动为主(因为一个是相对于外界的重心的移动来确定其与外界环境的运动变化,一个是相对于重心的位听移动来确定其与人体重心的运动变化),从而分析体温分布与沿时间轴变化率是由于哪个主要因素造成的,从而找出主、次相关性。然后利用大数据技术,通过统计大量样本,建立相关性分析。

[0162] 如通过跳、跑、走、坐、卧、睡及体温分布与时间轴的变化,甚至呼吸情况变化;而反应出循环系统处于什么状态,而其血压值又反应出流速、粘滞性、容量性、甚至加上心率可反应出基础代谢率等等的变化(基础代谢率医学中为脉压+心率-111,而我们评估为呼吸做功+心脏做功维持着最基本的热能消耗与物质代谢,而没有运动系统的机械能、消化系统的化学能、心脑的电磁能的消耗时的情况,因此,在平静状态下,可以估算出心脏与呼吸做功,即为基础代谢率,再与体温及PH的分布与变化率对应,则可求得每升高一度,或者PH变化一个值时,所消耗的呼吸与心脏做功),故而匹配后,形成了固定相关因素。然后利用大数据技术,通过统计大量样本,建立相关性方程。 $W_{总}(即W_{心脏}+W_{呼吸})=E_{体温消耗}+E_{PH消耗}+E_{(信息能/化学能/机械能)}$ ($W_{总}$ 为 $W_{心脏}+W_{呼吸}$ 的总和,消耗能量大部分产生热量而使体温升高为 $E_{体温消耗}$,每改变一个PH值的物质代谢时消耗能量为 $E_{PH消耗}$,通过信息能消耗的能、生化变化而消耗的能、机械做功而消耗的能为 $E_{(信息能/化学能/机械能)}$)。

[0163] 具体地,基础代谢率计算为该新陈代谢评估系统还包括显示模块0200,显示胸围差、腹围差、呼吸频率、呼吸量、影响因子及比对结果。

[0164] 具体地,阈值包括:

[0165] 相同样本在不同影响因子下的呼吸量以及合理呼吸量范围;

[0166] 不同样本在相同影响因子下的平均呼吸量以及合理呼吸量范围;

[0167] 以及不同样本在不同影响因子下的平均呼吸量变化率及合理变化率范围。

[0168] 具体地,本实例中的静息状态下合理呼吸量范围与自然界氧和二氧化碳分压及人体血氧和二氧化碳分压而估测出呼吸做功;合理的血压范围,合理收缩压与舒张压而估测出心脏做功;二者之和为呼吸与心脏做的总功,与合理体温变化率或PH值变化率比值为单位温度内及单位PH值内的能量变化率。按照统计学方法求得其总体(或样本)均值,及总体(或样本)标准差。

[0169] 当有心脑的电磁能、运动系统的机械能、消化系统的化学能存在时,做功不仅要提供温度与PH值上升,还要满足这些能的存在。这样 $W_{总}-E_{基础代谢率}=E_{(信息能/化学能/机械能)}$ 。

[0170] 按照统计学方法求得。一种优选的计算方式是,以合理基础代谢范围为例,按照正态分布方程计算:

$$[0171] \quad f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}\right)$$

[0172] 其中,其中 $f(x)$ 是概率, x 是基础代谢的边界, μ 是基础代谢的均值, σ 为基础代谢的标准差。同上,再确定一个概率范围即68.27%、90%、95%、99%这四个值所得出了基础代谢的正常、亚健康、不健康、疾病的标准,我们就可以根据大概率事件为相对安全,小概率事件为相对有风险的逻辑来进行设计来为客户做评估系统。可以计算合理的基础代谢

率范围。

[0173] 那么,在其他能量存在的情况下,有一种黄金分割的自然优化规律,可以将能量利用最优化,即将总体一分为二,小部分与整体的乘积等于大部分的平方,这是一种最优化的方式,故而 $E_{\text{基础代谢}}^2 = W_{\text{总}} \times E_{\text{其他能量}}$,或者 $E_{\text{其他能量}}^2 = W_{\text{总}} \times E_{\text{基础代谢}}$,这两种都是最优化的情况。故而以这种最优化状态为均值,设定条件后,则根据其标准差而理出其范围,再评估其风险性,同上。

[0174] 为了增加代谢评估地严谨性,由于血糖是在线粒体中进行的,故而优选地,该新陈代谢评估系统还包括线粒体测量模块、膜电位测量模块、ATP测量模块,信息处理模块 0100 持续接收、存储、传输不同影响因子下采集的多个样本的线粒体、膜电位和ATP,用于校准各相关性方程。

[0175] 具体地,能量表现形式为:在心脏为心电图,在脑有脑电图,这两者都是一种电磁信息,而其提供能量的物质只有唯一一种,即葡萄糖。

[0176] 消化系统,产生化学能,而肝含有葡萄糖-6-磷酸酶,可使肝糖元直接转化为葡萄糖,故而其提供能量的物质有肝糖元和葡萄糖。肌肉,产生机械能,仅2%来自于肌糖元间接而来(缺乏葡萄糖-6-磷酸酶),主要以氧化脂酸为主及葡萄糖和酮体氧化供能。故而其提供能量的物质有脂肪、葡萄糖、酮体。

[0177] 心脏可利用多种能源物质,正常优先以脂酸为燃料产生ATP,ATP供能。

[0178] 肾脏没有线粒体,主要靠红细胞的糖酵解供能。再通过上述匹配情况,反应出葡萄糖、肝糖元、脂酸利用情况。即人体热能=人体比热×体温变化,而人体比热相对恒定,故通过体温变化可以反应能量消耗,其中60%为热量消耗,仅有40%转化为ATP。具体地,根据公式:葡萄糖+32ADP+32Pi+6O₂→32ATP+6CO₂+44H₂O+热量(相当于48ATP),(氧+二氧化碳的摩尔数):水的摩尔数=呼吸频率:心率,下面是对公式的分析,且最终以该公式为线性关系,而甲状腺与肾上腺产生的调节性为纠正因素,形成集中与离散的正、负相关分析即呼吸与心脏做功及能量与物质消耗能量围绕着上述方程式做线性分布。

[0179] 为了便于理解,进行下述的论述:心脏将血泵出体外,经主动脉通过全身的毛细血管网产生的巨大压力来阻止着血流(主要包括肺循环的毛细血管网——交换气体;肾的毛细血管网——通过渗透压交换离子与废物;肝及小肠的毛细血管网——通过扩散与吸收交换营养物质)。

[0180] 在这个过程中,吸气使氧与红细胞结合,氧合血红蛋白在血浆中运行,血浆渗透压约为300mOsm/kgH₂O,相当于7个大气压708.9kPa(5330mmHg)。血浆的渗透压主要来自溶解于其中的晶体物质,特别是电解质,称为晶体渗透压。由于血浆与组织液中晶体物质的浓度几乎相等,所以它们的晶体渗透压也基本相等。血浆中虽含有多量蛋白质,但蛋白质分子量大,所产生的渗透压甚小,为1.3mOsm/kgH₂O,约相当于3.3kPa(25mmHg),称为胶体渗透压,由于组织液中蛋白质很少,所以血浆的胶体渗透压高于组织液。在血浆蛋白中,白蛋白的分子量远小于球蛋白,故血浆胶体渗透压主要来自白蛋白。血浆蛋白一般不能透过毛细血管壁,所以血浆胶体渗透压虽小,但对于血管内外的水平衡有重要作用,并且有助于将氧合血红蛋白压入组织液中,与细胞色素直接交换氧。由于血浆和组织液的晶体物质中绝大部分不易透过细胞膜,所以细胞外液的晶体渗透压相对稳定,对于保持细胞内外的水平衡极为重要。这样,红细胞携带着氧通过毛细血管时,由于胶体渗透压——维

持血管内外水平衡,故而氧离子通过浓度差与红细胞分离,与此同时碳酸氢根通过 $H^+ + HCO_3^- \rightleftharpoons H_2CO_3 \rightleftharpoons H_2O + CO_2$,产生的 CO_2 ,再通过浓度差与红细胞结合。在组织液中存在大量的晶体,晶体渗透压——维持细胞内外水平衡,晶体与碳酸氢根结合故而二氧化碳很易从水中解离出来。

[0181] 而由于通过吸入室温,呼出体内温度,故而在肺循环中肺静脉虽然含氧量最高,但其温度最低(低于 $35^{\circ}C$),在肺中通过肺的淋巴循环加热后入心,通过主动脉将血液射出到体循环,在体循环中,不断地与周围淋巴循环伴行加热,逐渐温度升高,在肝毛细血管网达到最高,达 $37.5^{\circ}C$ 甚至更高。

[0182] 在这个过程中,我们测量血气分析,而知道了二氧化碳及碳酸氢根在血浆中的浓度,从而反应出了代谢物的平衡。

[0183] 那么淋巴循环的温度又是哪里来的?与代谢物又有什么关联?——在人体吃饭后,食物通过发酵(无氧酵解)产生热量,三大营养物质中一部分溶于水而进入血液,最后汇入门静脉,并汇入肝毛细血管网,此时温度有助于渗透压力的作用,其成份主要是葡萄糖和部分肽类,葡萄糖与红细胞结合进行糖酵解,酵解后的酮类很易溶解于水,围绕在细胞周围,而成为组织液,细胞通过渗透压,将酮体渗入细胞与细胞器通过细胞或者细胞器两侧的渗透作用进入线粒体基质中进行三羧酸循环。

[0184] 酮体进入线粒体的基质中进行三羧酸循环,其中三羧酸循环是由1分子葡萄糖在红细胞通过酵解就产生两分子丙酮酸;丙酮酸转变为乙酰辅酶A及草酰乙酸(乙酰CoA与草酰乙酸结合,生成六碳的柠檬酸,放出CoA)及异柠檬酸转变(柠檬酸先失去一个 H_2O 而成顺乌头酸,再结合一个 H_2O 转化为异柠檬酸)为 α -酮戊二酸(异柠檬酸发生脱氢、脱羧反应,生成5碳的 α -酮戊二酸,放出一个 CO_2 ,生成一个 $NADH+H^+$),还有 α -酮戊二酸转变为琥珀酰辅酶A(α -酮戊二酸发生脱氢、脱羧反应,并和CoA结合,生成含高能硫键的4碳琥珀酰CoA,放出一个 CO_2 ,生成一个 $NADH+H^+$),苹果酸转变为草酰乙酸(苹果酸氧化脱氢,生成草酰乙酸,生成1分子 $NADH+H^+$)都是 $NAD^+ \rightarrow NADH+H^+$ 而与氧结合后产生ATP,这个过程产生2.5个ATP;琥珀酸转变为延胡索酸(琥珀酸脱氢生成延胡索酸,生成1分子 $FADH_2$),则是 $FAD \rightarrow FADH_2$,这个过程产生1.5个ATP;琥珀酰辅酶A转变为琥珀酸是底物水平磷酸化(碳琥珀酰CoA脱去CoA和高能硫键,放出的能通过GTP转入ATP),使 $GDP+P_i$ 转变为 $CoA-SH+GTP$ 而产生一个ATP。从丙酮酸开始三羧酸循环产生 $2.5+1.5+1=5$ 个ATP。

[0185] 优选地,信息处理模块0100,呼吸监测模块4000、血压和体温监测模块7000和影响因子监测模块8000中的传感器集成在适于人体穿戴的内衣2000或者口罩6000上。

[0186] 优选地,新陈代谢评估系统还包括PH测量模块3000和生活状态监测模块9000,所述PH测量模块包括汗液PH测量单元、血液PH测量单元和尿液PH测量单元,所述信息处理模块持续接收、存储、传输不同影响因子下采集的多个样本的各PH测量单元采集的PH信息,用于校准各相关性方程。

[0187] 通常,不论是血糖,还是二氧化碳分压及碳酸氢根都是通过测量血生化获得,而致力于大数据时,这种方式显然不合适。既然定量很难实现,那么定性,将每一次测量都定性为正相关与负相关,根据不同的相关性应用不同的运算方式,也就是说从测量上困难,则在运算上弥补。碳酸在人体分泌出PH为酸性。

[0188] 而本实施例中血生化也是测量浓度,故在PH测量中也是测量氢离子浓度,通过氢

离子浓度可间接的反应出产生二氧化碳的浓度。浓度有溶剂、溶质两个变量决定,而溶剂水的也是改变PH值的因素,有时也影响着人体皮肤的PH值。结合生化检查及肌皮PH 值测定,即将其体检报告的生化输入传感器,并将其测量的PH值共同上传,通过PH值 与二氧化碳分压与碳酸氢根分析,本实施例中应用PH值来反应ATP,即ATP与H离子浓度成正比,与PH值成反比,如公式:葡萄糖+32ADP+32Pi+6O₂→32ATP+6CO₂+44H₂O。

[0189] 当仪器置于检定“PXI”档时,IC接成同相比例放大器,那么,将阻抗与PH值相对应比例放大,就可以用电压来表示PH值了。(具体见“实施例”中的“PH测量”)

[0190] 而PH值升高与ATP升高值成反比。如公式葡萄糖+32ADP+32Pi+6O₂→ 32ATP+6CO₂+44H₂O;即生成的ATP越多,则CO₂越高则PH越低,故而电压降低。

[0191] 人体中PH一般是保持稳定的,如果说呼吸可以得出二氧化碳总量,则PH值就可以得出其相对分布情况。当得出PH值时,也就得出了碳酸氢根的离子,故而评估其超过 缓冲溶液而出现在能量代谢方面的情况及异常。为了严谨,再通过体检可测得血糖、血 酮、尿酸、尿PH值进行比对。

[0192] 通过体检可测得血糖、血酮、尿酸、尿PH值等等输入系统。目前测量血糖有:十指血糖、静脉血糖、糖化血红蛋白、空腹血糖、餐后血糖。以及胰岛素及胰高血糖素受体等等。那么,PH值24小时的随机测量通过PH分布情况的空间变化及每一个部位的时间变化率,再与血生化及血气分析中的数据,通过公式:葡萄糖+32ADP+32Pi+6O₂→ 32ATP+6CO₂+44H₂O来估测糖代谢情况及能量代谢情况——即正比关系。

[0193] 通过上述相关性PH值的代谢相关性分析和估测代谢率的分布与变化。然后利用大数据技术,通过统计大量样本,进行统计检验。

[0194] 优选地,内衣2000上设置有用于测量颈部锁骨上窝PH的第一PH传感器3100,用于测量两侧腋窝PH的第二PH传感器3200和第三PH传感器3300,用于测量腹股沟PH 的第四PH传感器3400和第五PH传感器3500,

[0195] 优选地,所述生活状态监测模块9000包括两个参考点即与外界位置参考点定位单元和与人体内参考点及各受力点数据的采集及力矩计算单元。

[0196] 优选地,新陈代谢评估系统还包括若干个终端模块0300,终端模块0300接收并显示信息处理模块0100传输的胸围、腹围差、呼吸频率、呼吸量、血压、呼吸频率与心率的比值、体温信息、PH值信息、影响因子及比对结果。显示所述体温时间轴上的变化率、所述体温的空间分布趋势、影响因子及比对结果;显示所述血压收缩压、舒张压、脉压差、血压搏动及群体血压正常值及范围和个体血压均值及范围,影响因子及比对结果;显示所述PH时间轴上的变化率、所述PH值空间分布趋势影响因子及比对结果。其中比对因子包括:心电图及脑电图;生活状态做功估测及物质与能量分布估测等等。

[0197] 通过胸围、腹围差、呼吸频率、呼吸量得出初步的风险预估测;并结合所述血压信息、体温信息、PH信息、分析心脏、呼吸的动力性对血液循环、淋巴循环的做功,能量及物质代谢,得出整体性线性方程(呼吸做功的线性方程、心脏做功的线性方程、呼吸与心脏做功及能量与物质消耗围绕的线性分布、)及风险评估以及基础代谢率的风险评估;结合心电图分析信息电磁代谢的健康、亚健康、不健康、及疾病的风险性;结合生活状态信息分析机械与化学代谢的健康、亚健康、不健康、及疾病的风险性并建立起相关性方程。

[0198] 在本实施例中,终端模块0300可以是固定式的,如台式主机,也可以是移动式的,

例如手机或PAD。优选地,终端模块0300为移动终端,例如手机。由此,信息处理模块 可以将新陈代谢评估系统的信息通过APP自动以不同形式提示给穿戴者、保健医生及家 属。

[0199] 本领域技术人员可以理解附图只是一个优选实施场景的示意图,附图中的模块或流程并不一定是实施本发明所必须的。

[0200] 本领域技术人员可以理解实施场景中的装置中的模块可以按照实施场景描述进行分布于实施场景的装置中,也可以进行相应变化位于不同于本实施场景的一个或多个装置中。上述实施场景的模块可以合并为一个模块,也可以进一步拆分成多个子模 块。

[0201] 上述本发明序号仅仅为了描述,不代表实施场景的优劣。

[0202] 以上公开的仅为本发明的几个具体实施场景,但是,本发明并非局限于此,任何本领域的技术人员能思之的变化都应落入本发明的保护范围。

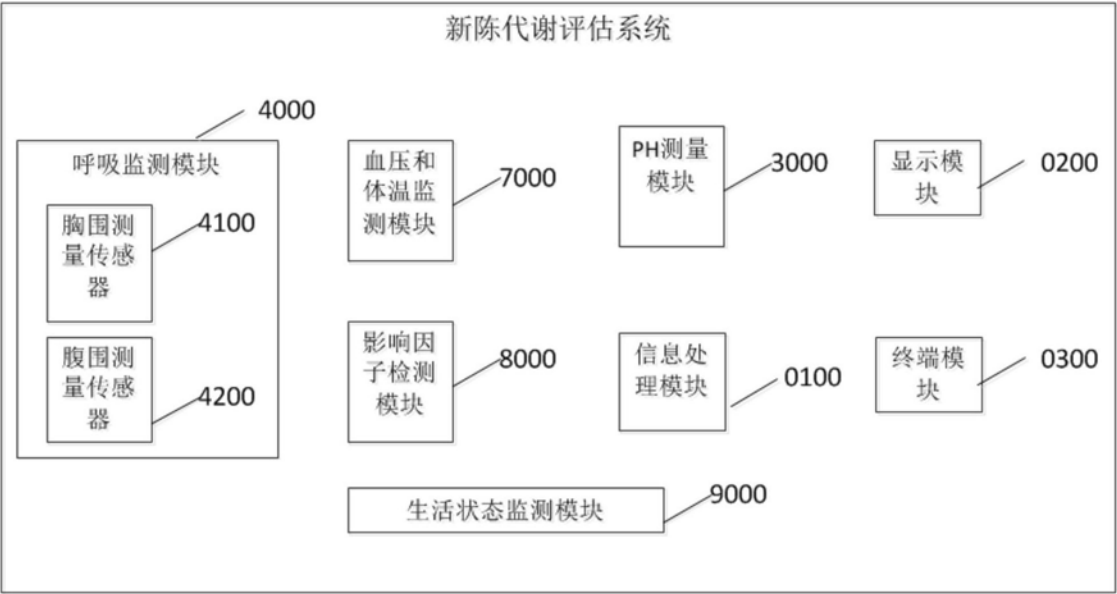


图1

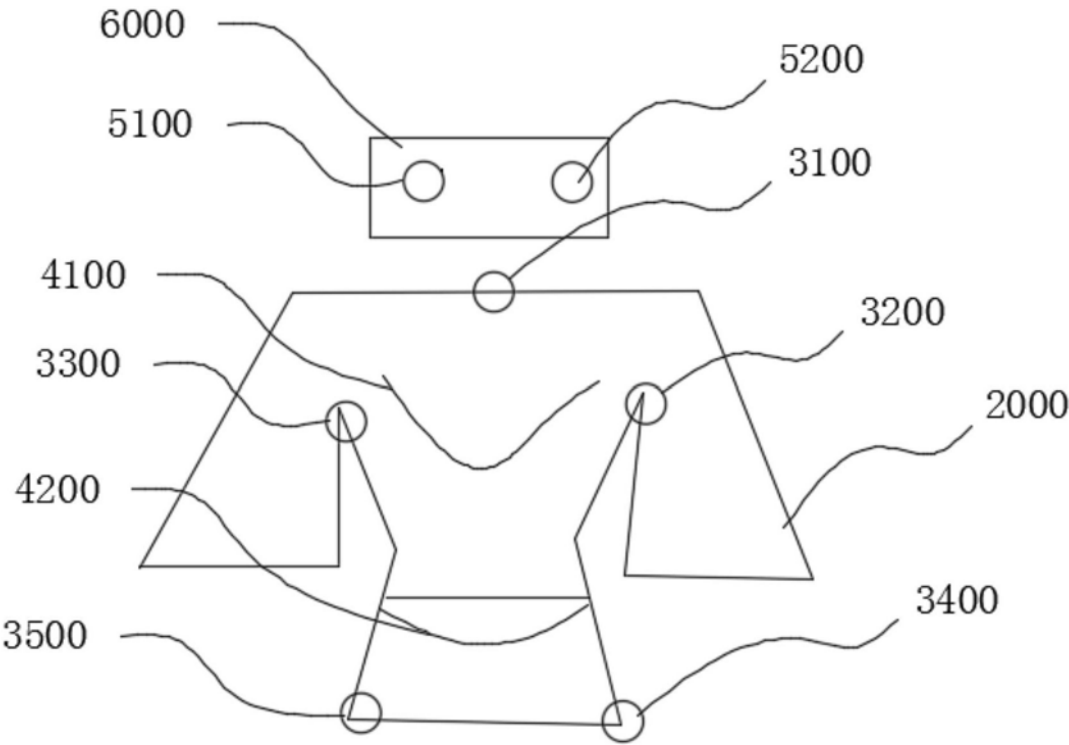


图2

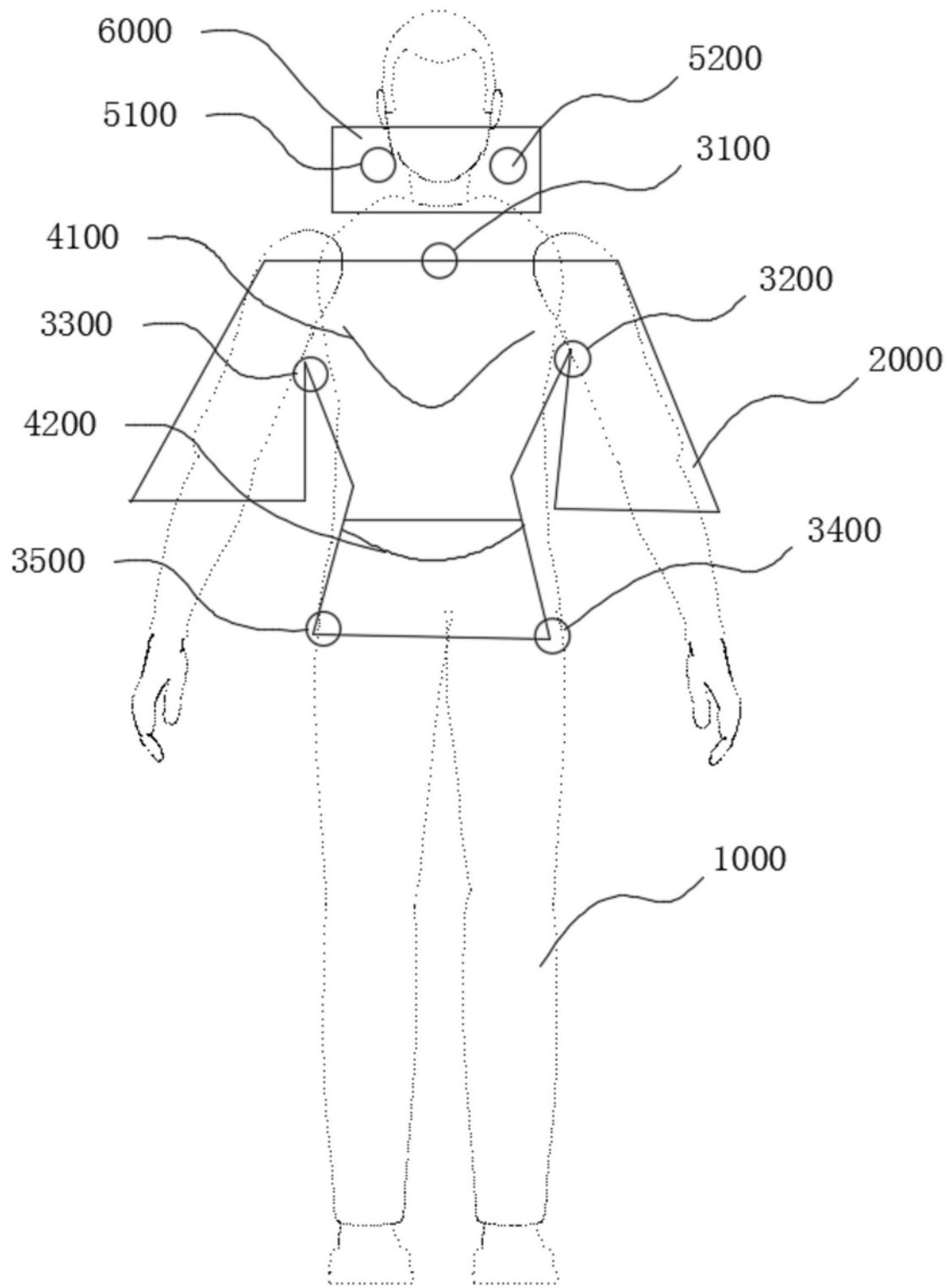


图3

专利名称(译)	新陈代谢评估系统		
公开(公告)号	CN107095649A	公开(公告)日	2017-08-29
申请号	CN201710284276.0	申请日	2017-04-26
[标]申请(专利权)人(译)	董云鹏		
申请(专利权)人(译)	董云鹏		
当前申请(专利权)人(译)	董云鹏		
[标]发明人	董云鹏		
发明人	董云鹏		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/083		
代理人(译)	吴开磊		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供新陈代谢评估系统，包括呼吸监测模块、血压和体温监测模块、PH值测量模块、生活状态监测模块、影响因子监测模块、信息处理模块和显示模块。信息处理模块持续接收、存储、传输呼吸监测模块和影响因子监测模块采集的信息，计算样本在不同影响因子下呼气与吸气时的胸围、腹围差，根据胸围、腹围差和呼吸频率计算单位时间内的呼吸量，并将呼吸量与预设的阈值进行比对；并结合血压、体温、PH值信息分析呼吸的动力性和心脏的动力性对血液循环、淋巴循环的做功，应用各影响因子之间相关性方程分析而评估电磁代谢、化学代谢、机械代谢等。本发明提供了一种综合性的新陈代谢评估系统，利用大数据技术计算相关性方程，以评估人体的新陈代谢。

