



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108451513 A

(43)申请公布日 2018.08.28

(21)申请号 201710096999.8

A61B 5/11(2006.01)

(22)申请日 2017.02.22

A61B 5/1455(2006.01)

(71)申请人 清华大学深圳研究生院

A61B 5/00(2006.01)

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大
学城清华校区

G01D 21/02(2006.01)

申请人 深圳市岩尚科技有限公司

(72)发明人 张跃 张烈帅 雷夏飞 冯治蒙
潘俊俊 肖志博 张拓

(74)专利代理机构 深圳新创友知识产权代理有
限公司 44223

代理人 江耀纯

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

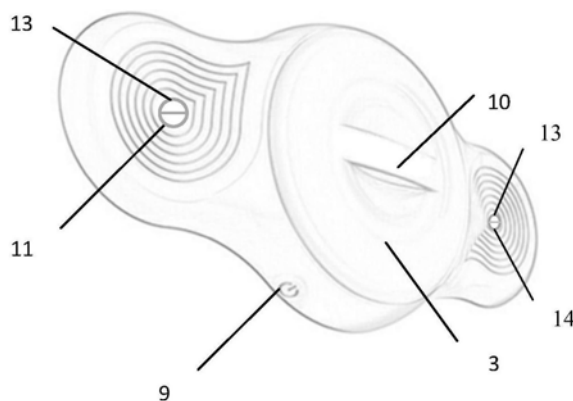
权利要求书2页 说明书20页 附图9页

(54)发明名称

一种贴片式生理多参数监测设备

(57)摘要

本发明公开了一种贴片式生理多参数监测设备,包括适于贴附到人体皮肤上的扁平状柔性材料的壳体,所述壳体正面可以通过胶贴贴至人体皮肤上,所述壳体设置有脉搏波传感器,通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与壳体成型为一体,所述壳体内密封装有用于处理所采集生理参数数据的电路模块,所述电路模块与所述脉搏波传感器相连。本设备使用方便,长时间佩戴不会对人体皮肤产生不适,密闭防水性能好,连续使用时间长,且能对用户的多种生理参数进行采集与监测,数据更准确更全面。



1. 一种贴片式生理多参数监测设备,其特征在于,包括适于贴附到人体皮肤上的扁平状柔性材料的壳体,所述壳体正面可以通过胶贴贴至人体皮肤上,所述壳体的正面和/或背面设置有脉搏波传感器,通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与壳体成型为一体,所述壳体内密封装有用于处理所采集生理参数数据的电路模块,所述电路模块与所述脉搏波传感器相连。

2. 根据权利要求1所述的贴片式生理多参数监测设备,其特征在于,所述壳体的背面设置有与所述脉搏波传感器紧邻的触摸感应器;所述脉搏波传感器和触摸感应器通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与壳体成型为一体,所述触摸感应器用于探测手指是否接触。

3. 根据权利要求1所述的贴片式生理多参数监测设备,其特征在于,还包括以可拆卸的方式密封安装在所述壳体的背面的上盖,所述上盖内设置有电池,所述电池通过所述上盖和所述壳体上对应设置的金属触点与所述壳体内的所述电路模块电连接,所述电池可从所述上盖内取出更换或为充电电池。

4. 根据权利要求3所述的贴片式生理多参数监测设备,其特征在于,所述上盖安装在壳体背面设置的凹槽中,固紧后的上盖紧压在所述壳体的柔性材料上以形成防水性;优选地所述上盖以螺纹配合方式旋拧安装在壳体背面设置的圆形凹槽中。

5. 根据权利要求3所述的贴片式生理多参数监测设备,其特征在于,所述壳体的由所述上盖所覆盖的表面上设置有用以插入内置存储卡的内置存储卡卡槽,所述内置存储卡卡槽与所述电路模块相连,用于将电路模块处理的生理参数数据存储到内置存储卡中。

6. 根据权利要求1所述的贴片式生理多参数监测设备,其特征在于,还包括设置在所述壳体内的姿态传感器,所述姿态传感器与所述电路模块相连,用于采集用户的人体姿态信息;优选地所述姿态传感器为三轴传感器、六轴传感器或九轴传感器。

7. 根据权利要求1所述的贴片式生理多参数监测设备,其特征在于,还包括所述壳体的正面设置有第一电极和第二电极,用于通过贴胶贴至人体皮肤上来采集心电信号或脑电信号,所述壳体通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与所述第一电极和所述第二电极成型为一体,所述电路模块与所述第一电极和所述第二电极相连。

8. 根据权利要求7所述的贴片式生理多参数监测设备,其特征在于,所述第一电极和第二电极为片状的金属干电极或导电硅胶电极或湿电极。

9. 根据权利要求1所述的贴片式生理多参数监测设备,其特征在于,还包括设置在壳体的正面的温度传感器,所述壳体通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与所述温度传感器成型为一体;所述温度传感器包括接触式温度传感器和非接触式温度传感器,用于采集体温,并将采集的体温信息传送到所述电路模块,和/或所述接触式温度传感器复用为第三电极,在进行心电监测或脑电监测时,用于检测是否导联脱落;所述非接触式温度传感器优选红外温度传感器。

10. 根据权利要求7或9所述的贴片式生理多参数监测设备,其特征在于,还包括用于采集心电或脑电信号的其它电极,所述其它电极通过导联线从上盖中引出,并通过所述上盖和所述壳体上对应设置的金属触点与所述壳体内的所述电路模块电连接,所述其它电极与所述第一电极至第二电极和/或所述接触式温度传感器可共同构成各类导联形式。

11. 如权利要求1所述的贴片式生理多参数采集设备,其特征在于,还包括设置在壳体

的正面和/或背面设置有近红外光传感器,所述壳体通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与所述近红外光传感器成型为一体,所述电路模块与所述近红外光传感器相连,所述近红外光传感器用于进行人体血糖无创检测。

12.如权利要求1所述的贴片式生理多参数监测设备,其特征在于,还包括设置在壳体的正面的皮肤传感器,所述壳体通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与所述皮肤传感器成型为一体;所述皮肤传感器用于采集用户的皮肤信息,并将采集的皮肤信息传送到所述电路模块。

13.如权利要求1所述的贴片式生理多参数监测设备,其特征在于,还包括设置在壳体的正面的汗液传感器,所述壳体通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与所述汗液传感器成型为一体;所述汗液传感器用于采集用户汗液中的各项生理参数数据,并将采集的各项生理参数数据传送到所述电路模块。

14.如权利要求1所述的贴片式生理多参数监测设备,其特征在于,还包括设置在壳体上的环境检测器,所述壳体通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与所述环境检测器成型为一体;所述环境检测器包括温湿度传感器、光学传感器和光学空气质量传感器,用于检测环境参数,并将环境参数数据传送到所述电路模块。

15.根据权利要求1所述的贴片式生理多参数监测设备,其特征在于,还包括设置在所述壳体内的无线通信模块,所述无线通信模块用于将所述电路模块处理的生理参数数据无线传输至终端。

16.根据权利要求1所述的贴片式生理多参数监测设备,其特征在于,还包括报警装置,所述报警装置与所述电路模块相连,用于在紧急情况下人工按下SOS按钮产生紧急求救报警,或在设定条件下自动产生报警,所述设定条件包括所述电路模块检测到电池电量低,或心律异常情况,或脑电异常情况,或其他参数异常情况;优选地,报警装置为SOS按钮,以及震动马达或扬声器或二极管灯闪烁报警。

一种贴片式生理多参数监测设备

技术领域

[0001] 本发明涉及用于生理多参数、人体姿态信息、环境多参数采集和监测的可穿戴医疗智能设备,特别是涉及一种贴片式生理多参数监测设备。

背景技术

[0002] 本项研究工作得到了中国国家自然科学基金资助(项目批准号:61571268)。

[0003] 当今社会,随着生活水平的不断提高,人们的健康观念也不断增强。各种生理信息越来越受到人们的重视。人们希望能够随时了解自己的身体状况,以方便用户随时进行身体的生理参数检测。

[0004] 而在发生重大灾害事故,如重大自然灾害(地震、山体滑坡等),或重大灾难如爆炸等时,会造成重大的人员伤亡,此时能否获得及时的救治可能会决定伤者的生命延续。但事故集中区的医疗资源往往有限,此时往往就需要有一个快速简捷的方式,对伤者的生命特征作出快速简捷判断,以决定对伤者救治的紧急程度。

[0005] 但现有产品,或便携程度不够,或只能进行相对单一生理参数的采集与监测。故,有必要提供一种新型生理多参数监测设备,以解决现有技术所存在的问题。

发明内容

[0006] 本发明的主要目的在于克服现有技术与设备的上述不足,提供一种贴片式生理多参数监测设备。

[0007] 为实现上述目的,本发明采用以下技术方案:

[0008] 一种贴片式生理多参数监测设备,包括适于贴附到人体皮肤上的扁平状柔性材料的壳体,所述壳体正面可以通过胶贴贴至人体皮肤上,所述壳体的正面和/或背面设置有脉搏波传感器,通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与壳体成型为一体,所述壳体内密封装有用于处理所采集生理参数数据的电路模块,所述电路模块与所述脉搏波传感器相连。

[0009] 所述壳体的正面为穿戴时与皮肤相接触的一面;穿戴时不与皮肤接触的其他面为壳体的背面(包括正背面与侧面)。

[0010] 根据所述脉搏波传感器设置在壳体的不同位置,可以通过胶贴将监测设备的正面贴附到人体皮肤上的不同位置。如:当脉搏波传感器设置在壳体的正面,通过胶贴将壳体的正面贴附在额头上或手腕附近时,即可直接进行脉搏波信号的采集;当脉搏波传感器设置在壳体的背面,通过胶贴将壳体的正面贴附在前胸,通过用户手指按压在脉搏波传感器上来采集脉搏波信号;当壳体的正面和背面同时设置有脉搏波传感器,可以通过胶贴将壳体的正面贴附在额头上或手腕附近,利用正面的直接采集和背面的手指按压采集进行双重采集脉搏波信号,更有利于提高脉搏波信号采集的准确性。将脉搏波传感器置于人体皮肤的不同位置,通过计算算法可获得实时动态心率、实时动态血压、动态血氧饱和度、动态呼吸频率曲线、动态最大摄氧量、动态卡路里消耗。

[0011] 所述脉搏波传感器优选用电式脉搏波传感器。

[0012] 进一步地：还包括与所述壳体背面设置的脉搏波传感器紧邻的触摸感应器，所述触摸感应器用于探测手指是否接触，当探测到有手指接触时，则启动壳体背面的脉搏波传感器进行采集，避免漏采；当探测到没有手指接触时，则自动关闭壳体背面的脉搏波传感器，以降低设备的功耗，延长设备的监测续航时间；所述脉搏波传感器和触摸感应器通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与壳体成型为一体。

[0013] 进一步地，还包括以可拆卸的方式密封安装在所述壳体的背面的上盖，所述上盖内设置有电池，所述电池通过所述上盖和所述壳体上对应设置的金属触点与所述壳体内的所述电路模块电连接，所述电池可从所述上盖内取出更换或为充电电池。

[0014] 采用带电池的可拆卸上盖设计，使生理参数的采集不用因为设备充电而长时间等待，可以取下上盖更换电池或直接使用电池有电的备用上盖进行替换，从而实现对人体进行长时间连续的生理参数检测，保证设备具有超长的监测续航时间。另一方面，由于电池安装在上盖中而不是安装在壳体内，所以不需要在壳体上开设可打开的电池仓（当电池为一次电池）以及电池充电口（当电池为充电电池），进一步提高了壳体及其内部电路模块的密封防水性能。

[0015] 所述上盖安装在壳体背面设置的凹槽中，固紧后的上盖紧压在所述壳体的柔性材料上以形成防水性，优选地所述上盖以螺纹配合方式旋拧安装在壳体背面设置的圆形凹槽中。

[0016] 进一步地：所述壳体的由所述上盖所覆盖的表面上设置有用于插入内置存储卡的内置存储卡卡槽，所述内置存储卡卡槽与所述电路模块相连，用于将采集和处理的生理参数数据存储到内置存储卡中。保证设备具有数据超大储存空间，读取更快捷方便。

[0017] 壳体的由上盖所覆盖的表面上设置有内置存储卡卡槽，打开上盖就可以方便地插入内置存储卡，采集和处理生理参数的数据存储到内置存储卡中，合上上盖又能形成很好的防水密封保护，使用既方便又安全。

[0018] 进一步地：还包括设置在所述壳体内的人体姿态传感器，所述人体姿态传感器与所述电路模块相连，用于采集人体的各种姿态以判断用户的人体处于何种状态，例如，静卧、坐立、步行、跑步、骑行、游泳、其它运动等。所述人体姿态传感器可以为三轴传感器（例如三轴加速度计或陀螺仪），六轴传感器（例如三轴加速度计和三轴陀螺仪），九轴传感器（例如三轴加速度计、三轴陀螺仪和三轴磁感应传感器）。

[0019] 进一步地：还包括所述壳体的正面设置有第一电极和第二电极，用于通过贴胶贴至人体皮肤上来采集心电信号或脑电信号，所述壳体通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与所述第一电极和所述第二电极成型为一体，所述电路模块与所述第一电极和所述第二电极相连。

[0020] 所述第一电极和第二电极优选为片状的金属干电极或导电硅胶电极或湿电极。

[0021] 所述上盖位于所述壳体的中间部位，所述第一电极和所述第二电极分别位于所述上盖的两侧，优选地所述壳体为中间部位尺寸宽、从中间向两侧延伸并逐渐变窄的圆弧形。

[0022] 进一步地：还包括设置在壳体的正面的温度传感器，所述壳体通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与所述温度传感器成型为一体，所述温度传感器包括接触式温度传感器和非接触式温度传感器，用于检测体温，并将采集的体温信息传送到所述

电路模块。通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式将温度传感器成型为一体,既能通过温度传感器检测体温,同时具有很高的防水性能。接触式温度传感器还复用为第三电极,在进行心电检测或脑电检测时,起到检测导联脱落的作用。所述非接触式温度传感器优选红外温度传感器。

[0023] 进一步地:还包括用于采集心电/脑电信号的其它电极,所述其它电极通过导联线从上盖中引出,并通过所述上盖和所述壳体上对应设置的金属触点与所述壳体内的所述电路模块电连接,所述其它电极与所述第一电极至第二电极和/或所述复用为第三电极的温度传感器可共同构成各类导联形式。对于心电监测来说,可以包括常规12导联体系中的典型形式,如三电极三导联、五电极七导联及完整的十电极十二导联,也可构成frank导联体系。对于脑电检测来说,可以根据想要检测的脑电信号选择合适的粘贴位置,根据需要增加导联线进行多导联脑电信号的检测。

[0024] 通过改进上盖,通过多条导联线从上盖中引出其它电极,以使设备贴于胸前使用时可以进行各种多导联心电数据的采集,例如第四至第五电极,与第一电极和第二电极和复用温度传感器的第三电极共同构成五电极七导联,或者,其它电极经配置也可与第一电极和第二电极和复用温度传感器的第三电极共同构成十电极十二导联,等等。由于此设计,本设备既可以配备不具备导联线和不带电极的上盖(采用单导联的方式),也可以配备具备导联线和电极的上盖(三导联、七导联或十二导联的以及frank导联体系),从而通过更换不同的上盖,就可以在单导联方式与多种多导联方式之间灵活切换,按实际需要进行心电数据采集和准确判别。设备贴于额头使用时,则可以根据需要配置不同的脑电信号采集电极。

[0025] 通过改进上盖,通过多条导联线从上盖中引出其它电极,不管是将设备贴于额头或是前胸,在有需要的时候都可以通过后盖中引出的导联线同时进行心电信号和脑电信号的采集。

[0026] 进一步地,还包括设置在壳体的正面和/或背面设置有近红外光传感器,所述壳体通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与所述近红外光传感器成型为一体,所述电路模块与所述近红外光传感器相连。所述近红外光传感器用于进行人体血糖无创检测。

[0027] 根据所述近红外光传感器设置在壳体的不同位置,可以通过胶贴将采集设备的正面贴附到人体皮肤上的不同位置。如:当近红外光传感器设置在壳体的正面,通过胶贴将壳体的正面贴附在额头上或手腕附近时,即可直接进行血糖检测;当近红外光传感器设置在壳体的背面,通过胶贴将壳体的正面贴附在前胸,通过用户手指按压在近红外光传感器上来进行血糖检测;当壳体的正面和背面同时设置有近红外光传感器,可以通过胶贴将壳体的正面贴附在额头上或手腕附近,利用正面的直接采集和背面的手指按压同时进血糖检测,更有利于提高血糖检测的准确性。

[0028] 进一步地:还包括与所述壳体背面设置的近红外光传感器紧邻的触摸感应器,所述触摸感应器用于探测手指是否接触,其基本构造与功能与脉搏波传感器处使用的触摸感应器相同。

[0029] 进一步地:还包括设置在壳体的正面的皮肤传感器,所述壳体通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与所述皮肤传感器成型为一体;所述皮肤传感器用于采集用户的皮肤信息,并将采集的皮肤信息传送到所述电路模块。通过皮肤传感器的采集,可

以获得皮肤属性,如干性皮肤、油性皮肤、中性皮肤等,还可以获得皮肤衰老程度等信息。优选的,在正面加入RGB白光、PL偏振光和UV紫外光发光及成像装置,采集用户RGB高精度影像、PL高精度影像和UV高精度影像,通过三光谱综合分析可以获取用户皮肤信息。该传感器设置时稍微向内凹进,以使可采集到更大面积的皮肤图像,提高分析准确度。

[0030] 进一步地:还包括在壳体的正面的汗液传感器,所述壳体通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与所述汗液传感器成型为一体;所述汗液传感器用于采集用户汗液中的各项生理参数数据,并将采集的各项生理参数数据传送到所述电路模块。汗液传感器可以测量汗液中的葡萄糖,使设备可以通过无创方式获取用户的血糖数据,此数据仅作参考数据,因为在当前技术条件下,使用近红外光传感器进行无创血糖检测更加准确。还可进一步检测出汗液中的电解质、钠、乳酸和蛋白质等,从而得出身体状况的一些指标。例如,结合分析算法,提醒用户何时需要补充水分、需要喝多少以及是否应该去喝水还是喝运动饮料等。另外,也可据此对采集的心电/脑电信号信号质量作出评估,当电解质含量较高时,导电程度更好,相对来说采集到的心电/脑电信号更加准确。

[0031] 进一步地:还包括设置在壳体上的环境多参数检测器,所述壳体通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与所述环境多参数检测器成型为一体;所述环境检测器包括温湿度传感器、光学传感器和光学空气质量传感器,用于检测环境参数,并将环境参数数据传送到所述电路模块。所述温湿度传感器可选择电阻式、电容式。通过嵌入光学传感器,能够测定紫外线强度。通过嵌入光学空气质量传感器,能够确定环境光的强度以及可吸入颗粒的数量和大小以及空气质量浓度。优选的选择激光传感器,传感器由一红色激光和二极管组成,激光传感器通过产生一束特定的激光,当颗粒物经过时,其信号会被超高灵敏的数字电路模块检测到,通过对信号数据进行智能识别分析得到颗粒计数和颗粒大小,根据专业的标定技术得到粒径分布与质量浓度转换公式,终得到与官方单位统一的质量浓度。检测到的数据利用设备蓝牙共享至手机APP上,经应用程序分析就可以看到所处的环境分析报告。用户可以利用空气质量规划自己的活动,如空气污染严重时不选择外出。

[0032] 进一步地:还包括设置在所述壳体内的无线通信模块,例如蓝牙模块、WIFI模块、3G/4G/5G模块等,所述无线通信模块用于将所述电路模块处理的生理参数数据无线传输至移动终端,或服务器终端。

[0033] 进一步地:还包括报警装置,所述报警装置与所述电路模块相连,用于在紧急情况下人工按下SOS按钮产生紧急求救报警,或在设定条件下自动产生报警,所述设定条件包括所述电路模块检测到电池电量低,或心律异常情况,或脑电异常情况,或其他参数异常情况;优选地,报警装置为SOS按钮,以及震动马达或扬声器或二极管灯闪烁报警。二极管可以选用不同的颜色,或者按照不同的发光方式进行报警级别的区分。

[0034] 本发明的有益效果:

[0035] (1) 相较于现有技术的监测设备,本贴片式生理多参数监测设备通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式形成与脉搏波传感器为一体的扁平状柔性材料的壳体,壳体内密封有用于处理所采集生理参数数据的电路模块。上述一体化设计不仅能方便地通过医用双面胶将壳体贴于人体上,增加了人体佩戴的舒适性与简洁性,也使得本贴片式生理多参数监测设备便于随身佩戴,使用方便,同时,还大大提升了防水密封性能,彻底解决了现有生理多参数监测设备不能淋浴时使用的难题。

[0036] (2) 通过脉搏波传感器放置位置的不同,可以针对性地贴附在人体皮肤上的不同位置,直接采集脉搏波信号或通过手指按压采集脉搏波信号,通过计算算法可获得实时动态心率、实时动态血压、动态血氧饱和度、动态呼吸频率曲线、动态最大摄氧量、动态卡路里消耗等生理多参数信息;或者在壳体的正面和背面同时设置脉搏波传感器,用于脉搏波信号的双重采集,提高采集的准确性。

[0037] 在进一步的优选方案中还能获得更多的优点:

[0038] (1) 通过触摸感应器可以探测手指是否有接触,如有接触,则启动脉搏波传感器采集脉搏波,避免漏采;当探测到没有手指接触时,则自动关闭壳体背面的脉搏波传感器,以降低设备的功耗,延长设备的监测续航时间。

[0039] (2) 采用带电池的可拆卸上盖设计,使生理参数的采集不用因为设备充电而长时间等待,可以取下上盖更换电池或直接使用电池有电的备用上盖进行替换,从而实现对人体进行长时间连续的生理参数的检测,保证设备具有超长的续航监测时间。另一方面,由于电池安装在上盖中而不是安装在壳体内,所以不需要在壳体上开设可打开的电池仓(当电池为一次电池)以及电池充电口(当电池为充电电池),进一步提高了壳体及其内部电路模块的密封防水性能。

[0040] (3) 壳体的由上盖所覆盖的表面上设置有内置存储卡卡槽,打开上盖就可以方便地插入内置存储卡,采集和处理生理参数的数据存储到内置存储卡中,保证设备具有数据超大储存空间,读取更快捷方便。合上上盖又能形成很好的防水密封保护,使用既方便又安全。

[0041] (4) 壳体的正面通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式还可以将下述的任一的一个生理参数采集器成型为一体,如:姿态传感器、第一至第二电极(用于采集心电/脑电)、温度传感器、皮肤传感器、汗液传感器、环境检测器;也可以是上述生理参数采集器中的任意组合。

[0042] (5) 通过从上盖中引出的导联线可进行多导联心电/脑电信号的采集,也可同时采集心电和脑电信号。

[0043] (6) 通过人体姿态传感器用于采集人体的各种姿态以判断用户的人体处于何种状态,例如,静卧、坐立、步行、跑步、骑行、游泳、其它运动等。姿态传感器与心电/脑电采集传感器、体温传感器、脉搏波传感器、近红外光(血糖)传感器、汗液传感器、皮肤特性传感器等的同步使用,进行大数据融合数据挖掘,能够自动快速获得人体在不同姿态下的各种生理参数,具有十分重要的医学统计学与临床意义,为人类个人健康监测提供了非常有效的手段。

[0044] (7) 通过环境参数传感器用于采集环境温度、相对湿度、大气压强、环境光的强度、紫外线强度、可吸入颗粒的数量和大小,以及空气质量浓度等。环境参数传感器与心电/脑电采集传感器、体温传感器、脉搏波传感器、汗液传感器、皮肤特性传感器、人体姿态传感器等的同步使用,进行大数据融合数据挖掘,能够自动快速获得人体在不同环境与不同姿态下的各种生理参数,具有十分重要的医学统计学与临床意义,为人类个人健康监测提供了非常有效的手段。

[0045] (8) 在战争时期,可进行单兵生命特征的快速监测;同样,在灾难后的救援工作时,可对人体生命特征进行快速监测判断。

附图说明

- [0046] 图1是本发明实施例的贴片式生理多参数监测设备正面示意图；
- [0047] 图2是本发明实施例的贴片式生理多参数监测设备背面示意图；
- [0048] 图3是本发明实施例的贴片式生理多参数监测设备未安装上盖的背面示意图；
- [0049] 图4为本发明实施例血压数据计算方法的流程图；
- [0050] 图5为本发明实施例心电身份认证的方法的流程图；
- [0051] 图6为本发明实施例心电身份识别的方法的流程图；
- [0052] 图7为本发明实施例心电身份认证的方法的流程图；
- [0053] 图8为本发明实施例心电身份认证的方法的流程图；
- [0054] 图9是本发明实施例中带有导联线和电极的上盖(实现多导联)的示意图；
- [0055] 图10是本发明实施例采用10电极12导联的连接示意图；
- [0056] 图11是本发明实施例采用frank导联连接示意图；
- [0057] 图12是国际标准导联脑电系统电极放置法示意图；
- [0058] 图13是通用10-20电极脑电系统电极法示意图；
- [0059] 图14是本发明实施例中电路模块的框架原理图。

具体实施方式

[0060] 以下对本发明的实施方式作详细说明。应该强调的是,下述说明仅仅是示例性的,而不是为了限制本发明的范围及其应用。

[0061] 贴片式生理多参数监测设备可对人体进行长时间连续的心电或脑电检测,用户在有需求时还可选择多电极多导联方式,同时,设备还集成了脉搏波传感器、温度传感器、近红外光(血糖)传感器、汗液传感器、皮肤传感器、姿态传感器,以及环境参数检测器,用于测量用户脉搏波信号、体温、血糖、电解质、钠、乳酸、蛋白质、皮肤特性、用户的各种人体姿态,以及环境温度、相对湿度、大气压强、环境光的强度、紫外线强度、可吸入颗粒的数量和大小,空气质量浓度等。

[0062] 贴片式生理多参数监测设备作为健康监护系统的一部分,实现生理多参数数据的采集,采集到的数据可以无线传输到配套终端进行心律失常分析、脑电分析及脉搏波分析获取实时动态心率、实时动态血压、动态血氧饱和度、动态呼吸频率曲线、动态最大摄氧量、动态卡路里消耗等生理多参数信息,或在有必要的情况下进一步传输到后台云端进行分析,并返回分析结果。

[0063] 实施例1

[0064] 在本实施例中,一种贴片式生理多参数监测设备,包括适于贴附到人体皮肤上的扁平状柔性材料的壳体1,所述壳体正面可以通过胶贴贴至人体皮肤上。如图1所示,所述壳体1的正面设置有第一至第二电极2、第一温度传感器7和第二温度传感器12,通过液态硅胶注射成型方式与壳体成型为一体,壳体1内密封有用于处理所采集生理参数数据的电路模块,电路模块与第一至第二电极、第一温度传感器7和第二温度传感器12相连。

[0065] 所述第一至第二电极2用于通过贴胶贴至人体前胸来采集心电信号。所述第一至第二电极2可为片状的金属干电极,进一步的,所述电极的材料为医用不锈钢、铜片、镍带、

铁或锰钢。所述电极也可以使用导电硅胶电极,即在硅胶中均匀掺入镍包铜粉,银粉等导电颗粒,还可以加入导电石墨、乙炔炭黑。所述电极也可以是湿电极片。湿电极片通过壳体1上设置的湿电极安装结构(如按扣)以可更换湿电极片的方式安装到壳体1上。湿电极安装结构可以通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与壳体1成型为一体。

[0066] 所述电极可方便地通过医用双面胶贴于人体皮肤,因此可重复使用且不对人体皮肤产生刺激。

[0067] 所述第一温度传感器7和第二温度传感器12共同检测温度,两个温度小于某一阈值时,认为其温度检测有效,取其均值作为体温。两个温度大于某一阈值时,则可能是检测出现问题,如贴合不牢靠导致第一温度传感器7检测不准,设备本身故障等,若较长时间出现此现象,则设备报警提醒使用者。所述第一温度传感器7还复用为第三电极,在进行心电/脑电监测时起到检测导联脱落的作用。所述第二温度传感器12为壳体正面专用的温度传感器,优选红外温度传感器,红外温度传感器可在非接触条件下检测温度,测量精度更高,通过与第一温度传感器7的测温比较,可在一定程度上检测出贴片式生理多参数监测设备是否贴合人体牢靠。

[0068] 如图2和图3所示,所述壳体的背面设置有脉搏波传感器11和紧邻脉搏波传感器11的触摸感应器13,壳体1通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与所述脉搏波传感器11和触摸感应器13成型为一体。所述触摸感应器13用于探测手指是否接触,当探测到有手指接触时,则启动脉搏波传感器11进行脉搏波信号的采集,并将采集的数据传输给壳体1内的电路模块相连。采集的脉搏波信号可以计算包括血压、血氧饱和度、心率、呼吸频率、最大摄氧量中至少一种生理参数,脉搏波传感器优选光电式脉搏波传感器。

[0069] 壳体1的背面还设置以可拆卸的方式密封安装的上盖3,所述上盖3以螺纹配合方式安装在壳体1背面设置的圆形凹槽5中,旋紧后的上盖3紧压在所述壳体1的柔性材料上以形成防水性密封。所述上盖3内设置有电池,所述电池通过所述上盖3和所述壳体1上对应设置的金属触点4与所述壳体1内的所述电路模块电连接,所述电池为充电电池或可从所述上盖3内取出更换的一次电池。所述壳体1的由所述上盖3所覆盖的表面上设置有用于插入内置存储卡的内置存储卡卡槽6,所述内置存储卡卡槽6与所述电路模块相连,用于将采集和处理的生理参数数据存储到内置存储卡中。

[0070] 图2可以看到壳体在扣上上盖3以后整个设备宛如一体,上盖采用可拆卸设计,拆开后可以看到用于存储数据的内置存储卡,将内置存储卡取出连接电脑即可方便导出数据。电池置于上盖中。上盖对准壳体开口后,可将上盖旋入壳体。

[0071] 用户在使用时如果电量耗尽,可以选择将上盖取下更换电池或直接换为电池有电的备用上盖而无需取下贴片式生理多参数监测设备主体,中断时间较短,相对来说保证了信号采集的连续性。将电池置于上盖中,电池损坏时可以方便更换,同时充电时使用专用的充电设备在拆下上盖后通过上盖内部预留的触点进行充电,而无需在贴片式生理多参数监测设备主体外部另外开设充电口,进一步提高了密封防水性能。

[0072] 该监测设备的壳体1为中间尺寸宽、从中间向两侧延伸并逐渐变窄的圆弧形,所述上盖3位于所述壳体1的中间部位,所述第一至第二电极2分别位于所述上盖3的两侧。

[0073] 在优选的实施例中,贴片式生理多参数监测设备还包括设置在所述壳体1内的人体姿态传感器,所述姿态传感器用于采集人体的各种姿态以判断用户的人体处于何种状

态,例如,静卧、坐立、步行、跑步、骑行、游泳、其它运动等,所述姿态传感器可以为三轴传感器(例如三轴加速度计或陀螺仪)、六轴传感器(例如三轴加速度计和三轴陀螺仪)、或九轴传感器(例如三轴加速度计、三轴陀螺仪和三轴磁感应传感器)。

[0074] 在优选的实施例中,贴片式生理多参数监测设备还包括设置在所述壳体1内的无线通信模块,例如蓝牙模块、WIFI模块、3G/4G/5G模块,所述无线通信模块用于将所述电路模块处理的生理参数数据无线传输至终端。

[0075] 在优选的实施例中,贴片式生理多参数监测设备还包括报警装置,上盖3上优选设置有SOS按钮10,所述SOS按钮与所述电路模块相连,用于在紧急情况下人工按下SOS按钮,产生紧急求救报警。

[0076] 在优选的实施例中,贴片式生理多参数监测设备还包括报警装置,例如震动马达,所述震动马达优选设置在所述壳体1内或壳体1壁对应于所述第一电极和/或第二电极的位置,所述震动马达与所述电路模块相连,用于在设定条件下产生震动报警,所述设定条件包括所述电路模块检测到电池电量低或心率异常情况。优选实施例的震动马达,可在配套使用的手机客户端设定在电量低时和有心率异常情况发生时发出震动报警。

[0077] 在优选的实施例中,报警装置也可以采用扬声器,所述扬声器与所述电路模块相连,用于在设定条件下产生声音报警,所述设定条件包括所述电路模块检测到电池电量低或心率异常情况。

[0078] 在优选的实施例中,报警装置也可以采用二极管灯,所述二极管灯与所述电路模块相连,用于在设定条件下产生闪烁报警,所述设定条件包括所述电路模块检测到电池电量低或心率异常情况。

[0079] 在优选的实施例中,壳体1上还优选设置有开机按钮9,长按按钮即可进行开关机操作。

[0080] 通过贴片式生理多参数监测设备上的脉搏波传感器、第一和第二电极、温度传感器、近红外光传感器、汗液传感器、皮肤传感器、姿态传感器,以及环境参数检测器,可以采集用户的心电、脑电、脉搏波信号、体温、血糖、电解质、钠、乳酸、蛋白质、皮肤特性、用户的各种人体姿态,以及环境温度、相对湿度、大气压强、环境光的强度、紫外线强度、可吸入颗粒的数量和大小,空气质量浓度等生理参数和环境参数数据,电路模块通过其中的数据处理模块进行数据处理后存储到存储模块中,最后通过无线通讯模块进行传输。同时,由于可拆卸上盖的设计,还可以在采集完一个周期的生理参数和环境参数数据后方便的取出内置存储卡直接导出其中的数据,进行数据分析。

[0081] 根据脉搏波传感器采集到的用户的脉搏波数据,通过数据处理模块,运用下述的基于脉搏波数据获得血压数据的计算方法可得到用户的血压数据。

[0082] 所述血压数据计算方法如图4所示,包括建立多个回归方程的步骤和计算血压值的步骤,所述建立多个回归方程的步骤包括:A11、获取脉搏波及对应的血压值;A12、预处理获取的脉搏波;A13、从预处理过的脉搏波中提取脉搏波特征点,获取脉搏波全局特征参数值;A14、利用获取的脉搏波全局特征参数值和对应的血压值通过随机选取的方式建立多组回归测试集,所述回归测试集由测试集和训练集构成;A15、获取每组回归测试集中全局最优的回归方程;A16、评估并筛选出准确度高的回归方程;A17、对准确度高的回归方程赋予相应的权值;所述计算血压值的步骤包括:A21、采集脉搏波;A22、预处理采集的脉搏波;

A23、从预处理过的脉搏波中提取脉搏波特征点,获取脉搏波全局特征参数值;A24、将获取的脉搏波全局特征参数代入步骤A16中所述的准确度高的回归方程中,得到多个血压估计值,去除所述多个血压估计值中的异常值;A25、去除异常值后的血压估计值根据步骤A17中所述的权值计算出其加权系数;A26、对去除异常值的血压估计值加权平均,得到血压测量值。

[0083] 在优选的实施例中,在步骤A15中所述全局最优的回归方程是采用逐步回归分析法获取;所述逐步回归分析法是以全局遍历的方式对所述训练集进行分析。

[0084] 在优选的实施例中,在步骤A13或步骤A23中所述的脉搏波特征点包括主动脉瓣开放点、收缩期最高压力点、重搏波起点、重搏波最高压力点;所述提取脉搏波特征点包括对脉搏波的平滑处理,所述平滑处理采用三点线平滑处理的方式。进一步地优选,所述主动脉瓣开放点、收缩期最高压力点的提取步骤包括:a1.获取脉搏波的所有广义极值点,并得到极值点集;b1.确定主动脉瓣开放点、收缩期最高压力点差值的阈值;c1.根据阈值判断并提取出所述脉瓣开放点、收缩期最高压力点。

[0085] 在优选的实施例中,在步骤a1中所述极值点判断条件为: $(Pc[i] - Pc[i-1]) * (Pc[i+1] - Pc[i]) \leq 0$,Pc表示搏波数据点。在步骤c中所述根据阈值判断并提取出所述脉瓣开放点、收缩期最高压力点的判别式为 $ext[i+1] - ext[i] > thd$, $1 \leq i \leq len-1$,ext[i]表示第i个极值点,ext[i+1]表示第i+1个极值点,thd表示主动脉瓣开放点、收缩期最高压力点差值的阈值,len表示极值点的个数。

[0086] 在优选的实施例中,所述重搏波起点、重搏波最高压力点的提取步骤包括:a2、分割脉搏波的周期区间;b2、确定重搏波起点、重搏波最高压力点所在的脉搏波周期区间;c2、通过计算所述重搏波起点、重搏波最高压力点所在的脉搏波周期区间内各点的平均斜率角变化指标值的集合提取出所述的重搏波起点、重搏波最高压力点。

[0087] 在优选的实施例中,在步骤A13或步骤A23中获取脉搏波全局特征参数值包括对异常值的去除及对去除异常值的各特征参数集取平均;所述脉搏波全局特征参数值包括全局收缩期时间占比、全局主波高度、全局降中峡相对高度、全局重搏波相对高度、全局收缩期面积占比、全局主波上升斜率和全局K值;所述异常值的判别采用肖维勒方法进行。

[0088] 在优选的实施例中,在步骤A15中所述全局最优的回归方程是以调整后的决定系数值作为回归方程拟合效果的判断标准,所述调整后的决定系数值的计算公式为 $adjR^2 = 1 - rmse^2 / var(BPval)$,其中rmse₂为回归方程拟合的均方误差,var(BPval)为血压值样本的均方差,adjR²表示调整后的决定系数。

[0089] 在优选的实施例中,所述回归方程的表达式为 $BP_{est} = cont + \sum_{i=1}^{lenparam} coef[i] * param[i]$,其中param为最终选入参数的集合,coef为各参数对应系数的集合,cont为常数项,lenParam为选入参数的个数,BP_{est}为估计血压值。

[0090] 根据采集到的用户的心电信息,通过数据处理模块,运用下述的心电身份识别方法或3种心电身份认证方法中的任一种可对用户进行心电身份识别与认证。

[0091] 数据处理模块用于进行心电身份识别的方法:

[0092] 所述心电身份识别的方法如图5所示,包括模型训练阶段和实时测试阶段,所述模型训练阶段包括以下步骤:B1、预处理和片段提取:将用于训练的心电信号进行任意位置的

采集,并对采集的心电信号预处理,对预处理后的心电信号进行片段提取得到多个特征片段;B2、全自动特征提取层训练:根据全自动提取特征网络对获得的多个所述特征片段通过全自动提取训练模块的全自动特征提取层和全连接层进行训练,抽取训练后的全自动特征提取层作为特征提取器;所述实时测试阶段包括以下步骤:B3、预处理和片段提取:将用于待识别的心电信号进行任意位置的采集,并对采集的心电信号预处理,对预处理后的心电信号进行片段提取得到多个特征片段;B4、特征识别:根据模型训练阶段训练好的多个特征提取器对待识别的心电信号进行并行特征提取,对提取到的特征进行并行分类,输出身份识别结果。

[0093] 在优选的实施例中,所述预处理和片段处理包括以下步骤:B5:对心电信号进行滤波处理;B6:确定截取心电信号上至少包括一个心电信息的窗口长度;B7:根据确定好的窗口长度,滑动窗口,从心电信号的任意位置截取对应长度的心电窗口;B8:将所述心电窗口划分为多个的定长片段,得到多个所述特征片段。

[0094] 在优选的实施例中,所述特征片段的片段长度小于等于所述心电窗口的长度。

[0095] 在优选的实施例中,所述步骤B2中,所述全自动特征提取层包括多个卷积层和最大池层,包括以下步骤:B21:通过多个所述卷积层对所述特征片段进行并行卷积,得到多个向量值;B22:多个所述向量值通过所述最大池层生成深度融合特征;B23:所述深度融合特征通过所述全连接层进行训练分类,输出分类判断结果,根据分类判断结果抽取所述全自动特征提取层作为所述特征提取器。

[0096] 在优选的实施例中,所述步骤B23中:当训练识别率大于阈值时,则停止训练,提取深度融合特征,抽取以该深度融合特征组成的全自动特征提取层作为特征提取器,否则继续训练。所述步骤B2中,根据步骤B1中所述心电信号的采集情况,若能继续采集心电信号,则进一步训练全自动特征提取层,当达到更大阈值时,将原有特征提取器替换。

[0097] 在优选的实施例中,在步骤B4中,包括以下步骤:B41、特征提取,根据多个所述特征提取器对待识别心电信号进行并行特征提取,得到该待识别心电信号的深度融合特征;B42、特征分类,对该待识别心电信号的所述深度融合特征,根据待识别心电信号的类别号通过多个分类器并行分类,完成身份识别。

[0098] 在优选的实施例中,所述模型训练阶段中,所述分类器为非线性分类器,还包括对所述非线性分类器的训练,包括:通过步骤B41中提取到的所述深度融合特征上的类别号利用非线性分类器训练模块对预定的非线性分类器进行训练。

[0099] 在优选的实施例中,所述步骤B4中,通过多个非线性分类器进行身份识别为初步身份识别,还包括通过特征投票进行最终身份识别过程的步骤:采用最高熵进行投票,统计初步身份识别中各类别熵值,根据统计出的熵值,以最大熵值对应的类别号作为最终识别结果。

[0100] 在另一实施例中,如上所述的特征提取步骤也适用于心电身份认证中的特征提取步骤。

[0101] 数据处理模块用于进行心电身份认证的第一种方法:

[0102] 所述心电身份认证的方法如图6所示,包括预处理步骤、特征提取步骤和认证步骤,其中所述预处理步骤包括对所述电极采集的心电信号进行滤波处理以消除干扰,所述特征提取步骤包括检测心电信号中的各个基准点以提取出准周期性的心搏信号作为原始

心电特征,对心搏进行分段波形矫正后,再利用PCA降维并提取系数特征作为最终心电特征,所述认证步骤包括使用基于模板匹配的方法来判断测试样本是否身份认证成功。

[0103] 在优选的实施例中,所述各个基准点包括心搏的P波起点(Ps)、P波终点(Pe),R波峰(R),J波起点(J)、T波峰(Tp)和T波终点(Te),所述特征提取步骤中,通过以下方式进行基准点检测及波形分段:

[0104] 心电信号通过小波变换方式确定心搏的R波的位置,或以心电信号的二阶差分信号的极小值确定心搏的R波的粗略位置,再确定在R波的粗略位置处的一阶差分信号最接近于零的那个点,据此定位R波峰(R)的位置;

[0105] 以距离各R波峰(R)左侧160-180毫秒范围内的一处为P波起点(Ps);以距离各R波峰(R)左侧80-100毫秒范围内的一处为P波终点(Pe);以距离各R波峰右侧80-100毫秒范围内的一处为J波起点(J);以各R波峰(R)右侧一段区域内的最大值处为T波峰(Tp),该段区域从J波起点(J)开始到2/3个当前RR间期处截止;以T波峰(Tp)右侧一阶差分信号首次由负到正的位置处为T波终点(Te)。

[0106] 在优选的实施例中,所述特征提取步骤中,通过以下方式进行分段波形矫正:对心搏信号进行分段重采样,其中对各P波段进行上采样,经过上采样后延长P波段时长,使各P波段时长统一为460-500毫秒;对于各QRS波段时长保持不变;对于各T波段,分别对J~Tp段和Tp~Tp段进行下采样,使得各T波段重采样后的两小段各自时长统一为10-20毫秒。在优选的实施例中,所述特征提取步骤中,提取保持贡献率在设定阈值以上的各轴系数作为系数特征,设定阈值优选为99%。

[0107] 在另一实施例中,如上所述的特征提取步骤也适用于心电身份识别中的特征提取步骤。

[0108] 数据处理模块用于进行心电身份认证的第二种方法:

[0109] 所述心电身份认证的方法如图7所示,步骤包括:包括心电提取和心电认证,所述心电提取包括:C11、通过将电极采集的心电信号进行预处理,检测R波位置,截取QT波段;C12、将截取的QT波段采用自相关变换算法进行特征提取,获取心电自相关序列;C13、将获取的心电自相关序列通过正交多项式拟合回归进行降维,生成特征模板;C14、从生成的特征模板中选择和评估出心电最优特征模板;C15、从心电最优特征模板中获取最佳阈值。所述心电认证包括:C21、通过将电极采集的心电信号进行预处理,检测R波位置,截取QT波段;C22、将截取的QT波段采用自相关变换算法进行特征提取,获取心电自相关序列;C23、将获取的心电自相关序列通过正交多项式拟合回归进行降维,生成特征模板;C24、将生成的特征模板与心电最优特征模板进行特征比对,根据最佳阈值完成认证。

[0110] 在优选的实施例中,在步骤C13或步骤C23中所述的自相关变换算法的公式为

$$R_{xx}[m] = \frac{\sum_{i=0}^{N-|m|-1} x[i]x[i+m]}{R_{xx}[0]}, \text{其中, } x[i] \text{ 表示心电序列, } N \text{ 表示心电序列的长度, } x[i+m] \text{ 表示}$$

对心电序列平移m个序列后的心电序列, $m=0, 1, 2, \dots, M-1, M \ll N$, $R_{xx}[m]$ 表示心电信号自相关序列, $R_{xx}[0]$ 表示心电序列的能量。

[0111] 在优选的实施例中,在步骤C14或步骤C24中所述的通过正交多项式拟合回归进行降维生成特征模板是通过用多项式近似表示心电自相关序列,得出用特征模板表示的所述心电自相关序列。

[0112] 所述多项式为: $a_0 + a_1 f_1(x_i) + a_2 f_2(x_i) + \dots + a_k f_k(x_i) = A^T F_i \approx R_{xx}[i]$,

[0113] 其中A表示特征模板,所述多项式中 $A = (a_0, a_1, a_2, \dots, a_k)^T$, $F_i = (1, f_1(x_i), f_2(x_i), \dots, f_k(x_i))^T$, $i = 0, 1, 2, 3, \dots, M-1$; 其中 $1, f_1(x_i), f_2(x_i), \dots, f_k(x_i)$ 分别是x的0次,

1次, 2次, $\dots$, k次正交多项式, 其中 $\sum_{i=1}^{M-1} f_j(x_i) = 0, j = 1, 2, \dots, k, \sum_{i=1}^{M-1} f_j(x_i) f_l(x_i) = 0, j \neq l = 1, 2, \dots, k,$

$x = \frac{i}{f}$, 即

$x = 0, \frac{1}{f}, \frac{2}{f}, \dots, \frac{M-1}{f}$, f为心电信号的采样频率。

[0114] 特征模板的计算公式为:

[0115] $J_{(A,F)} = \arg \min_{(A,F)} \left\{ \sum_{i=0}^{M-1} \left(\frac{1}{2} \|A^T F_i - R_{xx}[i]\|_2^2 + \frac{\alpha}{2} \|F_i\|_2^2 + \frac{\lambda}{2} \|F_p^T F_i\|_2^2 \right) \right\}$, 其中, $\lambda, \alpha \in$

$(0, 1)$, λ 和 α 为正则化系数, $p \neq i = 0, 1, 2, \dots, M-1$, $J_{(A,F)}$ 为求解后的向量A和F, $F = (F_1, F_2, \dots, F_{M-1})$, 得到的特征模板为 $A = (a_0, a_1, a_2, \dots, a_k)^T$, $k < M$, 采取n个模板生成n个特征模板 $A_1, A_2, \dots, A_n, 10 \leq n \leq 20$ 。

[0116] 在优选的实施例中,在步骤C15中所述的心电最优特征模板是采用留一法获得的,

判别式为 $\sum_{j=1, j \neq i}^n 1_{D(A_i, A_j) < (THD)} > \frac{n-1}{2}$, 其中 $D(A_i, A_j)$ 表示特征向量 A_i 和特征向量 A_j 之间的距离度

量; $1_{D(A_i, A_j) < (THD)}$ 表示当特征 A_i 与特征 A_j 的间距小于预设阈值THD时取1, 否则取0; THD的取值为n个特征向量之间距离的平均值, i, j 取值为1到n, $i \neq j$ 。

[0117] 在另一实施例中,如上所述的特征提取步骤也适用于心电身份识别中的特征提取步骤。

[0118] 数据处理模块用于进行心电身份认证的第三种方法:

[0119] 所述心电身份认证的方法如图8所示,步骤包括:D1、在预处理与截取QT波模块中将采集的心电信号进行预处理,检测R波位置,截取QT波;D2、将截取的QT波在多个心电特征提取与数据处理模块中采用用于稀疏表示的区分字典学习算法生成稀疏特征;D3、生成的稀疏特征基于最佳阈值在模板匹配模块中进行模糊匹配,完成初步认证,之后基于最高熵投票,完成认证。

[0120] 在优选的实施例中,在步骤D3中的所述的初步认证之前对步骤D2中所述的稀疏特征在所述多个心电特征提取与数据处理模块中进行压缩处理并传输到第三方认证设备,再解压为步骤D2中所述的稀疏特征。

[0121] 在优选的实施例中,在步骤D2中所述的用于稀疏表示的区分字典学习算法包括:

[0122] $J_{(D,C)} = \arg \min_{(D,C)} \left\{ \sum_i \left(\frac{1}{2} \|X_i - DC_i\|_F^2 + \lambda \|C_i\|_0 \right) + \frac{\alpha}{2} \|D^T D - I\|_F^2 + \text{Verif}(X_i, X_j, D, C_i, C_j) \right\}$

[0123] 其中, $J_{(D,C)}$ 是求解后的字典D和稀疏特征C, $\text{Verif}(X_i, X_j, D, C_i, C_j)$ 是特征区分属性, λ 为稀疏程度系数, α 为正则化系数, λ 和 α 取值范围都为0到1之间;

[0124] X_i 与 X_j 分别表示第i个和第j个QT波, C_i 和 C_j 分别表示与 X_i 和 X_j 相对应的稀疏特征。其中, $i \neq j$;

$$[0125] \quad \text{Verif}(X_i, X_j, D, C_i, C_j) = \begin{cases} \frac{1}{2} \|C_i - C_j\|_2^2 & \text{if } \text{label}(X_i) = \text{label}(X_j) \\ \frac{1}{2} \max(0, dm - \|C_i - C_j\|_2)^2 & \text{if } \text{label}(X_i) \neq \text{label}(X_j) \end{cases}$$

[0126] 其中, dm 是设定的不同类之间的最小距离, $\text{label}(X_i)$ 表示 X_i 的类别编号;

[0127] s. t. $\|d_j\| = 1, 1 \leq j \leq l$

[0128] 其中, $X = (X_1, X_2, \dots, X_n)$ 表示 n 个 QT 波; $D = (d_1, d_2, \dots, d_l)$ 表示字典的维数, l 为大于 1 的任意数值; $C = (C_1^T, C_2^T, \dots, C_l^T)^T$ 表示稀疏特征; T 表示矩阵的转置。

[0129] 在优选的实施例中, 在步骤 D3 中所述的最佳阈值的搜索过程是采用欧式距离进行搜索, 所述的最高熵投票是以频率作为判断基础。

[0130] 在另一实施例中, 如上所述的特征提取步骤也适用于心电身份识别中的特征提取步骤。

[0131] 实施例 2

[0132] 一种贴片式生理多参数监测设备, 包括适于贴附到人体皮肤上的扁平状柔性材料的壳体, 所述壳体正面可以通过胶贴贴至人体皮肤上。壳体的正面设置有第一和第二电极, 脉搏波传感器设置在壳体的正面, 通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与壳体成型为一体。此时可将监测设备贴于额头位置采集脉搏波信号。当贴于额头位置时, 电极用于采集脑电信号。温度传感器、近红外光传感器、汗液传感器、皮肤传感器、姿态传感器, 以及环境参数检测器, 可以采集用户的体温、血糖、电解质、钠、乳酸、蛋白质、皮肤特性、用户的各种人体姿态, 以及环境温度、相对湿度、大气压强、环境光的强度、紫外线强度、可吸入颗粒的数量和大小, 空气质量浓度等生理参数和环境参数数据。

[0133] 根据脉搏波传感器采集到的用户的脉搏波数据, 通过数据处理模块, 运用实施例 1 中的基于脉搏波数据获得血压数据的计算方法可得到用户的血压数据。

[0134] 根据采集到的用户的心电信息, 通过数据处理模块, 运用实施例 1 中的 4 种心电身份识别与认证方法可对用户进行心电身份识别与认证。

[0135] 实施例 3

[0136] 一种贴片式生理多参数监测设备, 包括适于贴附到人体皮肤上的扁平状柔性材料的壳体, 所述壳体正面可以通过胶贴贴至人体皮肤上。壳体的正面设置有第一和第二电极, 在壳体的正面和背面均设置脉搏波传感器, 通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与壳体成型为一体。此时可根据贴合位置的不同使用不同的脉搏波传感器。如贴合在胸前时, 启用背面的脉搏波传感器。贴合在额头时, 启用正面的脉搏波传感器。当贴合在额头时, 也可选择将两个脉搏波传感器同时启用, 此时可根据采集到脉搏波信号的质量评估, 选择合适的脉搏波数据作为后续分析使用。同时, 若两个脉搏波传感器采集数据差距超过设定阈值, 则考虑是否设备贴合有问题或者设备本身故障等, 通过对比检测, 确保采集到最佳且正确的脉搏波数据。

[0137] 事实上, 理论表明, 凡体表浅靠骨骼的大动脉均可测量脉搏。常用测量脉搏的部位是手腕腹面外侧的桡动脉, 或头部的颞动脉, 或颈部两侧的颈动脉。结合实际应用, 采集部位应适合可穿戴设备的佩戴, 可考虑提取手腕、拇指、颈部两侧, 以及额头部位的脉搏波信号。用户在使用本设备时, 针对脉搏波采集, 可将设备对应脉搏波传感器位置置于上述提到

的不同身体部位进行脉搏波信号采集。靠近大动脉部位的脉搏信号较强,因此除之前实施例中的额头和指尖,手腕部位及颈部两侧也能采集到较为准确的脉搏波信号。结合PPG采样原理综合分析,拇指指尖部位皮层光滑较薄的特质,血液流动稳定,更能准确反映采样光的发射与吸收状况,得到的PPG原始数据干扰小,同时信号采集也简易方便。

[0138] 根据脉搏波传感器采集到的用户的脉搏波数据,通过数据处理模块,运用实施例1中的基于脉搏波数据获得血压数据的计算方法可得到用户的血压数据。

[0139] 根据采集到的用户的心电信息,通过数据处理模块,运用实施例1中的4种心电身份识别与认证方法可对用户进行心电身份识别与认证。

[0140] 实施例4

[0141] 贴片式生理多参数监测设备还包括用于采集心电或脑电信号的其它电极,所述其它电极通过导联线从上盖中引出,并通过所述上盖和所述壳体上对应设置的金属触点与所述壳体内部的所述电路模块电连接,对于心电监测来说,可以将所述其它电极与所述第一电极和所述第二电极和复用为第三电极的第一温度传感器7共同构成各类导联形式,包括常规12导联体系中的典型形式,如三电极三导联、五电极七导联及完整的十电极十二导联,也可构成frank导联体系。对于脑电监测来说,也可以根据需要配置不同的脑电信号采集电极。

[0142] 如图9所示,在优选的实施例中,贴片式生理多参数监测设备包括用于采集心电信号的第四至第五电极8,所述第四至第五电极8通过两条导联线从上盖3中引出,并通过所述上盖3和所述壳体1上对应设置的金属触点4与所述壳体1内的所述电路模块电连接,所述第四至第五电极8与所述第一至第二电极2和温度传感器7复用电极共同构成五电极七导联。

[0143] 根据脉搏波传感器采集到的用户的脉搏波数据,通过数据处理模块,运用实施例1中的基于脉搏波数据获得血压数据的计算方法可得到用户的血压数据。

[0144] 根据采集到的用户的心电信息,通过数据处理模块,运用实施例1中的4种心电身份识别与认证方法可对用户进行心电身份识别与认证。

[0145] 实施例5

[0146] 本实施例提供心电多导联方式,由于很多心脏疾病只在一些特定的导联下才会看出心律失常事件,更多的心电导联数据可以提供给医生更加全面准确的判断依据。对于多导联,采用一个具有附加导联线的上盖设计,如图9所示。

[0147] 具体来说,所述多导联可为经典12导联体系中的各种典型形式,如十电极十二导联、五电极七导联、三电极三导联等。

[0148] 如图10所示,对于十电极十二导联,用户在使用时,贴片式生理多参数监测设备主体正常粘贴,正面两个电极模拟的RA(右上)、LA(左上)数据,温度传感器7复用电极为RL(右下),另外引出7条导联线,其中一个贴于左下(LL)即左下腹,剩余六个导联为常规6个胸前导联,即分别贴于以下六个位置:V1,胸骨右缘第四肋间;V2,胸骨左缘第四肋间;V3,在V2,V4连线的中点;V4,左锁骨中线第五肋间;V5,左腋前线与V4同水平;V6,左腋中线与V4导联同水平。这样测得的模拟十二导联数据分别为:

[0149] I导联=LA-RA; II导联=LL-RA; III导联=II导联-I导联;V导联(V1~V6);

[0150] $aVR = -(I + II) / 2$; $aVL = I - II / 2$; $aVF = II - I / 2$ 。

[0151] 对于五电极七导联,RA、LA、LL、RL均与上述十电极十二导联一致,只是在胸前导联

时,根据需要从V1~V6中选择一个。

[0152] 对于三电极三导联,则另外引出一个电极粘贴在上述的LL处,与LA、RA一同构成I、II、III导联。

[0153] 另外,多导联系统也可为frank导联系统,其七电极位置分别为前正中中线为E;背部正中中线为M;右腋中线为I;左腋中线为A;左前胸部E和A的中点为C。另外两个电极分别放在左下肢为F和颈部处为H。心电贴片主体两个电极贴于身前,为前述E、C电极,其余上盖引出电极贴于相应位置。电极A和C联合,与I配以电阻构成X导联,X轴的方向从右向左。C、E和I联合,A与M联合配以电阻,二者共同构成Z导联,Z轴从后向前。M与F联合,和H配以电阻构成Y导联,Y轴从上向下,如图11所示。当然,也可在有需要的情况下为用户设计其它需要的多导联接。

[0154] 以上具体配置为本领域技术人员容易理解的。

[0155] 根据脉搏波传感器采集到的用户的脉搏波数据,通过数据处理模块,运用实施例1中的基于脉搏波数据获得血压数据的计算方法可得到用户的血压数据。

[0156] 根据采集到的用户的心电信息,通过数据处理模块,运用实施例1中的4种心电身份识别与认证方法可对用户进行心电身份识别与认证。

[0157] 实施例6

[0158] 本实施例提供多种脑电监测方式。脑电信号是大脑在活动时脑皮质细胞群之间形成的电位差,从而在大脑皮质的细胞外产生电流。脑电图通过在头部特定位置安放上电极,每一个电极对应一个导联,国际标准导联系统电极放置法如图12所示。

[0159] 国际上已广泛采用10-20系统电极法,如图13所示,19个记录电极及2个参考电极(A1,A2位于耳部)。其前后方向的测量是以鼻根到枕骨粗隆连成的正中中线为准,在此线左右等距的相应部位定出左右前额点(FP1,FP2)、额点(F3,F4)、中央点(C3,C4)、顶点(P3,,P4)和枕点(O1,O2),前额点的位置在鼻根上相当于鼻根至枕骨粗隆的10%处,额点在前额点之后相当于鼻根至前额点距离的二倍即鼻根正中中线距离20%处,向后中央、顶、枕诸点的间隔均为20%。

[0160] 设备使用时,可选择单极导联法和双极导联法。单极导联法是将活动电极2置于头皮上,从上盖中引出一条无关电极置于耳垂。这样产生于活动电极处的阴性电位变化将作为波形向上的阴性波形被记录下来。

[0161] 单极导联法常用采集方式:Fp1-A1,Fp2-A2,F3-A1,F4-A2,C3-A1,C4-A2,P3-A1,P4-A2,O1-A1,O2-A2,F7-A1,F8-A2,T3-A1,T4-A2,T5-A1。使用时,当需要采集Fp1和/或Fp2时,可将设备置于前额位置,上盖引出一天无关电极至于耳垂。需要进行其它单极导联采集时,可根据需要从上盖引出另外的活动电极。

[0162] 双极导联法不使用无关电极,只使用头皮上的两个活动电极。这样记录下来的是两个电极部位脑电变化的差值,因此可以大大减小干扰,并可排除无关电极引起的误差。但是,如果双极导联的两个活动电极间距离在3cm以内,来自较大范围(距离大于3cm)的脑电位被两个活动电极同时记录下来,结果电位差值互相抵消,记录的波幅较低,也不恒定,所以两电极的距离应在3-6cm以上。

[0163] 常规应用两种导联:纵向双极异联:Fp1-F3,Fp2-F4,F3-C3,F4-C4,C3-P3,C4-P4,P3-O1,P4-O2,Fp1-F7,Fp2-F8,F7-T3,F8-T4,T3-T5,T4-T6,T5-O1,T6-O2。横向双极导联:

Fp1-Fp2,F7-F3,F3-Fz,Fz-F4,F4-F8,A1-T3,T3-C3,C3-Cz,Cz-C4,C4-T4,T4-A2,T5-P3,P3-Pz,Pz-P4,P4-T6,01-02。

[0164] 当设备贴于前额时,可采集直接Fp1-Fp2导联信号。对于其他双击导联信号,则需要上盖引出额外的导联线,置于相应采集位置。

[0165] 实施例7

[0166] 本实施例提供心电/脑电同时监测的方式,即当设备贴于胸前使用时,通过设备正面的电极采集Ⅱ导联心电信号,通过后盖引出其他电极采集其他导联心电信号和脑电信号。设备贴于额头使用时,同样如此。

[0167] 根据脉搏波传感器采集到的用户的脉搏波数据,通过数据处理模块,运用实施例1中的基于脉搏波数据获得血压数据的计算方法可得到用户的血压数据。

[0168] 根据采集到的用户的心电信息,通过数据处理模块,运用实施例1中的4种心电身份识别与认证方法可对用户进行心电身份识别与认证。

[0169] 实施例8

[0170] 本实施例的贴片式生理多参数监测设备还包括正面的皮肤特性采集部分。用于采集用户皮肤信息,通过分析,获得皮肤属性(如干性皮肤、油性皮肤、中性皮肤等),皮肤衰老程度等信息。可在正面加入RGB白光、PL偏振光和UV紫外光发光及成像装置,采集用户RGB高精度影像、PL高精度影像和UV高精度影像,通过三光谱综合分析可以获取用户皮肤信息。该部分设置时稍微向内凹进,以使可采集到更大面积的皮肤图像,提高分析准确度。

[0171] 根据脉搏波传感器采集到的用户的脉搏波数据,通过数据处理模块,运用上述的基于脉搏波数据获得血压数据的计算方法可得到用户的血压数据。

[0172] 根据采集到的用户的心电信息,通过数据处理模块,运用上述的4种心电身份识别与认证方法可对用户进行心电身份识别与认证。

[0173] 实施例9

[0174] 本实施例的贴片式生理多参数采集设备还包括设置在正面的正面和/或背面设置有近红外光传感器14,该传感器用于进行人体血糖无创检测。其主要是将近红外光通过人体部分血管区域,从得到的光谱信息中提取相应的血糖浓度信息。其测量光一般经过三部分的反射,包括皮肤表面反射、表皮层反射、和真皮层反射,另外设置一个或多个参考光,通过光谱分析获取血糖数据。

[0175] 根据所述近红外光传感器设置在壳体的不同位置,可以通过胶贴将采集设备的正面贴附到人体皮肤上的不同位置。如:当近红外光传感器设置在壳体的正面,通过胶贴将壳体的正面贴附在额头上或手腕附近时,即可直接进行血糖检测;当近红外光传感器设置在壳体的背面,通过胶贴将壳体的正面贴附在前胸,通过用户手指按压在近红外光传感器上来进行血糖检测;当壳体的正面和背面同时设置有近红外光传感器,可以通过胶贴将壳体的正面贴附在额头上或手腕附近,利用正面的直接采集和背面的手指按压同时进血糖检测,更有利于提高血糖检测的准确性。

[0176] 进一步地:还包括与所述壳体背面设置的近红外光传感器紧邻的触摸感应器13,所述触摸感应器用于探测手指是否接触,其基本构造与功能与脉搏波传感器处使用的触摸感应器相同。

[0177] 根据脉搏波传感器采集到的用户的脉搏波数据,通过数据处理模块,运用实施例1

中的基于脉搏波数据获得血压数据的计算方法可得到用户的血压数据。

[0178] 根据采集到的用户的心电信息,通过数据处理模块,运用实施例1中的4种心电身份识别与认证方法可对用户进行心电身份识别与认证。

[0179] 实施例10

[0180] 本实施例的贴片式生理多参数监测设备还包括设置在正面的汗液传感器。该传感器可以测量汗液中的葡萄糖,使设备可以通过无创方式获取用户血糖数据,当前条件下,该血糖数据仅供参考使用,与实施例9相比的血糖测量结果在精度上稍显不足。还可进一步检测出汗液中的电解质、钠、乳酸和蛋白质等,从而得出身体状况的一些生理指标。例如,结合分析算法,提醒用户何时需要补充水分、需要喝多少以及是否应该去喝水还是喝运动饮料等。另外,也可据此对采集的心电/脑电信号信号质量作出评估,当电解质含量较高时,导电程度更好,相对来说心电/脑电信号更加准确。

[0181] 根据脉搏波传感器采集到的用户的脉搏波数据,通过数据处理模块,运用实施例1中的基于脉搏波数据获得血压数据的计算方法可得到用户的血压数据。

[0182] 根据采集到的用户的心电信息,通过数据处理模块,运用实施例1中的4种心电身份识别与认证方法可对用户进行心电身份识别与认证。

[0183] 实施例11

[0184] 本实施例的贴片式生理多参数监测设备还包括环境多参数检测部分。

[0185] 如温湿度传感器测量环境温度和相对湿度。温湿度传感器可选择电阻式、电容式。

[0186] 如嵌入压力传感器实现对大气压强的测量,气压传感器主要的传感元件是一个对压强敏感的薄膜,它连接了一个柔性电阻器。当被测气体的压强降低或升高时,这个薄膜变形,该电阻器的阻值将会改变。电阻器的阻值发生变化。从传感元件取得0-5V的信号电压,经过A/D转换由数据采集器接受,然后数据采集器以适当的形式把结果传送给手机客户端。

[0187] 如嵌入光学传感器,能够测定紫外线强度。

[0188] 如嵌入光学空气质量传感器,确定环境光的强度以及可吸入颗粒的数量和大小以及空气质量浓度。本实施例选择激光传感器,传感器由一红色激光和二极管组成,激光传感器通过产生一束特定的激光,当颗粒物经过时,其信号会被超高灵敏的数字电路模块检测到,通过对信号数据进行智能识别分析得到颗粒计数和颗粒大小,根据专业的标定技术得到粒径分布与质量浓度转换公式,终得到与官方单位统一的质量浓度。检测到的数据利用设备蓝牙共享至手机APP上,经应用程序分析就可以看到所处的环境分析报告。用户可以利用空气质量规划自己的活动,如空气污染严重时不选择外出。

[0189] 根据脉搏波传感器采集到的用户的脉搏波数据,通过数据处理模块,运用实施例1中的基于脉搏波数据获得血压数据的计算方法可得到用户的血压数据。

[0190] 根据采集到的用户的心电信息,通过数据处理模块,运用实施例1中的4种心电身份识别与认证方法可对用户进行心电身份识别与认证。

[0191] 实施例12

[0192] 图14为本贴片式生理多参数监测设备的电路模块的框架原理图。其中电源用于给贴片式生理多参数监测设备供电;采集芯片用于采集心电/脑电数据;脉搏波传感器用于采集脉搏波数据;姿态传感器用于采集人体的各种姿态以判断用户的人体处于何种状态,例如,静卧、坐立、步行、跑步、骑行、游泳、其它运动等;温度传感器用于采集人体的体温,或复

用为第三电极,在进行心电监测或脑电监测时,用于检测是否导联脱落;近红外光传感器用于测量用户血糖;皮肤传感器用于采集用户的皮肤信息,如干性皮肤、油性皮肤、中性皮肤、皮肤衰老程度等;汗液传感器用于采集用户汗液中的葡萄糖、电解质、钠、乳酸和蛋白质等生理参数数据;环境检测器用于检测环境温湿度、可吸入颗粒的数量、空气质量浓度及大气压强、紫外线强度等。数据处理芯片用于根据需要对采集的数据进行处理,如心电/脑电数据的滤波预处理,以及根据需要写入相应的算法进行数据分析,如心电身份识别认证、脉搏波分析等;存储芯片用于进行数据的存储操作;无线通讯模块用于将处理后的数据无线传输至移动终端或服务器端,可以进行更加全面的生理参数的分析,以更加全面准确判定用户身体状况,提供大数据。

[0193] 本优选实施例的贴片式生理多参数监测设备贴于胸前使用时,用户首先将医用双面胶粘贴于两个电极片周围,按开关机按钮开机后,将贴片式生理多参数监测设备粘贴于心脏前面的皮肤上,以便接收到准确的心电信号。两个电极片与人体以及电路主体形成一回路,电路模块中的采集芯片可采集相应的心电信号(心电数据);手指按压在脉搏波传感器上时,触摸感应器感应并发出信号,脉搏波传感器开始工作采集脉搏波信号,姿态传感器采集人体姿态,温度传感器采集人体的体温,近红外光传感器用于测量用户血糖,皮肤传感器采集用户的皮肤信息,汗液传感器采集用户汗液中的葡萄糖、电解质、钠、乳酸和蛋白质等生理参数数据,环境检测器检测环境温湿度、可吸入颗粒的数量、空气质量浓度、紫外线强度及大气压强等。数据处理芯片对采集到的生理多数数据、人体姿态信息和环境多参数数据进行大数据融合处理;最后将处理后的生理参数数据、人体姿态信息和环境数据存储在存储芯片中。用户可选择两种模式,一种是通过无线通讯模块将存储芯片中的数据实时传输至终端进行大数据融合处理分析,或发送到云端进行分析并返回分析结果,也可待整个采集过程结束后从内置存储卡中拷贝完整的数据进行数据的综合分析。通过测量各种参数,对人体健康状态做出更加全面的判断,为进一步地诊断、监护、预警、保健、医疗和康复处理提供专业指导。

[0194] 另一实施例的贴片式生理多参数监测设备贴于额头使用时,用户首先将医用双面胶粘贴于两个电极片周围,按开关机按钮开机后,将贴片式生理多参数监测设备粘贴于前额位置皮肤上,以便接收到准确的脑电信号。两个电极片与人体以及电路主体形成一回路,电路模块中的采集芯片可采集相应的脑电信号(脑电数据);脉搏波传感器采集脉搏波信号,姿态传感器采集人体姿态,温度传感器采集人体的体温,近红外光传感器用于测量用户血糖,皮肤传感器采集用户的皮肤信息,汗液传感器采集用户汗液中的葡萄糖、电解质、钠、乳酸和蛋白质等生理参数数据,环境检测器检测环境温湿度、可吸入颗粒的数量、空气质量浓度、紫外线强度及大气压强等。数据处理芯片对采集到的生理多参数数据、人体姿态信息和环境多参数数据进行大数据融合处理;最后将处理后的生理参数数据、人体姿态信息和环境数据存储在存储芯片中。用户可选择两种模式,一种是通过无线通讯模块将存储芯片中的数据时时传输至终端进行分析,或发送到云端进行实时分析并返回分析结果,也可待整个采集过程结束后从内置存储卡中拷贝完整的数据进行数据的综合分析。对于粘贴在头部使用的生理多参数监测设备,可以直接通过设置在设备正面的脉搏波传感器采集脉搏波信号,通过电极采集脑电信号,通过温度传感器采集体温,通过对采集到的原始数据分析,可以获得用户的健康状况、体温、脉搏、血压、血氧等多种生理参数信息、人体姿态信息和环

境多参数信息,从而对人体健康状态做出更加全面的判断。

[0195] 另外,本实施例的贴片式生理多参数采集还可用于快速对人体生命体征做出判断,如战争时的单兵生命状态监测或发生灾难事故后的救援等。此时,将监测设备置于用户的额头上,通过设置在正面的体温传感器采集体温数据,通过设置在正面的电极采集脑电数据,通过设置在正面的脉搏波传感器采集脉搏波数据,可以通过相应的数据分析快速获得心率、呼吸、体温、脉搏、血压及血氧等生理多参数信息。设备采集到的信息通过无线传输模块传输至配套使用的手机客户端,可在客户端直观的看到人体的多种生理参数信息,也可画出心电图、脉搏波图谱等。经过较短的时间,即可采集分析完成,根据获取到的生理参数信息对用户生命体征、受伤程度做出快速判断,确定其救援紧急程度,以保证最大程度救治更多的伤员。

[0196] 在手机客户端可设置有信息输入部分,可输入当前单兵信息或被救援人员信息,如姓名(已知)/救援代号(姓名未知)/单兵编号、性别、年龄等个人信息。此时,可设置不启用设备上的触摸感应器,而是在客户端点击开始后设备再开始进行采集工作,以方便区分不同的单兵/被救援人员。当然,当设备用于单兵检测时,不仅可作为伤员的快速生命体征检测,对正常情况下在不同环境、不同作战状态下的士兵的生理信息采集也具有重大的分析意义。此时也可直接使用心电身份认证功能,即事先对单兵心电信息进行采集注册,正常使用时直接通过采集到的心电信号进行身份认证,根据认证结果确定单兵身份。这种活体认证方法安全便捷,无法伪造,避免敌方在获取到相应的监测设备后产生误导信息。根据需要可以将识别算法置于监测设备或终端设备。根据脉搏波传感器采集到的用户的脉搏波数据,通过数据处理模块,运用实施例1中的基于脉搏波数据获得血压数据的计算方法可得到用户的血压数据。根据采集到的用户的心电信息,通过数据处理模块,运用实施例1中的4种心电身份识别与认证方法可对用户进行心电身份识别与认证。

[0197] 由于可拆卸上盖的设计,还可以在进行一次完整的施救工作后方便的取出TF卡导出其中的数据,进行伤员数据的统计分析。

[0198] 实施例13

[0199] 本实施例提供一种大数据融合分析的思路。比如:

[0200] (1) 在实际生活中,通过佩戴该设备,帮助用户选择合适的运动方式,对身体健康具有重要意义。设备上的环境传感器数据反映周围环境及天气状况,排除不适合的运动(如:空气质量差时不建议室外运动),人体的心电、脉搏、体温、汗液数据可以推算出人体心脏、血压、心率、血糖等健康状况,结合大数据的分析可以做出一定时间范围内人体健康趋势,例如对于一定时间内生理参数欠佳的用户将建议不进行剧烈运动,提醒注意多加休息。再例如当前状态是否适合做有氧运动也可以通过设备采集的大数据综合分析得出。

[0201] (2) 通过贴片式生理多参数监测设备采集的多种生理参数及环境信息,可进行多种数据结合的综合分析及大数据的融合分析。如通过姿态传感器采集姿态信息判断用户当前状态,不同状态下心电信号、脑电信号、脉搏波信号等会有不同程度的变异性。通过大数据分析找出其中的规律,在对信号自动分析如心律失常分析、脉搏波分析获取血压等时进行加权判断,可以提高自动分析的准确性。同时,增加环境参数的信息采集,在采集数据样本足够大的情况下,对不同环境或者不同地区的人群可以做出统计分析,如特定环境/地区下的心率变异性或心律失常规律,汗液及皮肤传感器同样可根据采集的信息,进行特定环

境/地区的统计分析,得出不同环境/地区皮肤特性、汗液特点的统计规律,具有重大的医学统计学与临床意义。

[0202] 以上内容是结合具体/优选的实施方式对本发明所作的进一步详细说明,不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,其还可以对这些已描述的实施方式做出若干替代或变型,而这些替代或变型方式都应当视为属于本发明的保护范围。

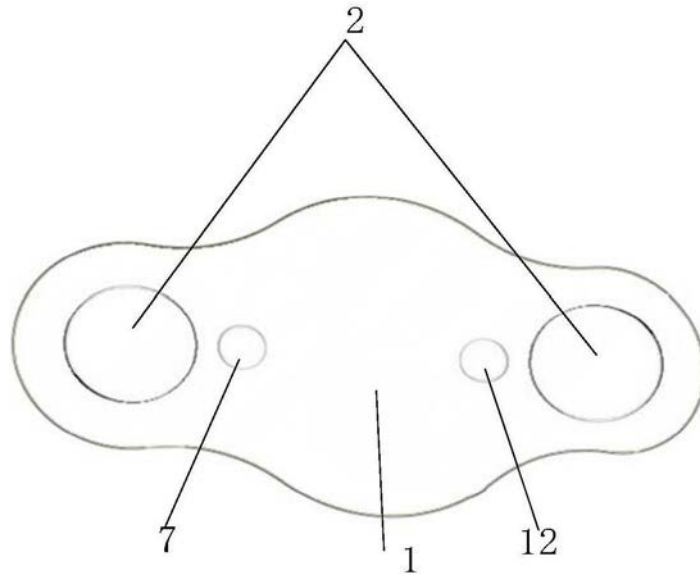


图1

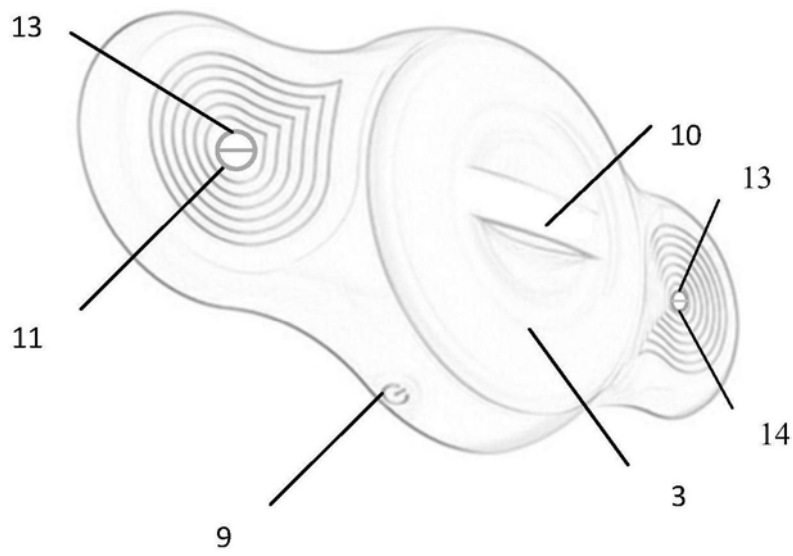


图2

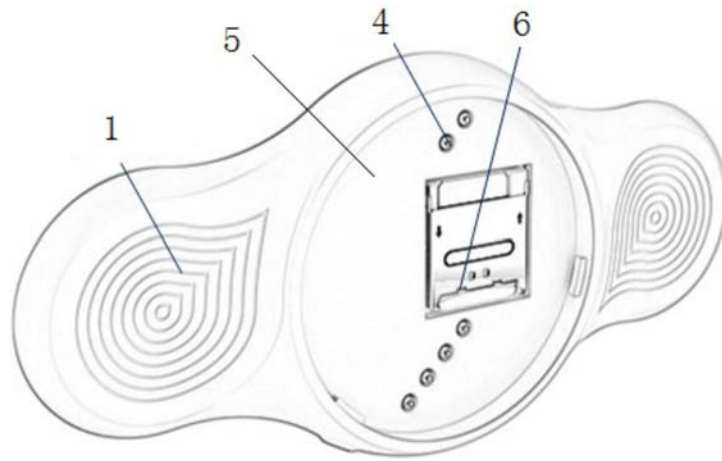


图3

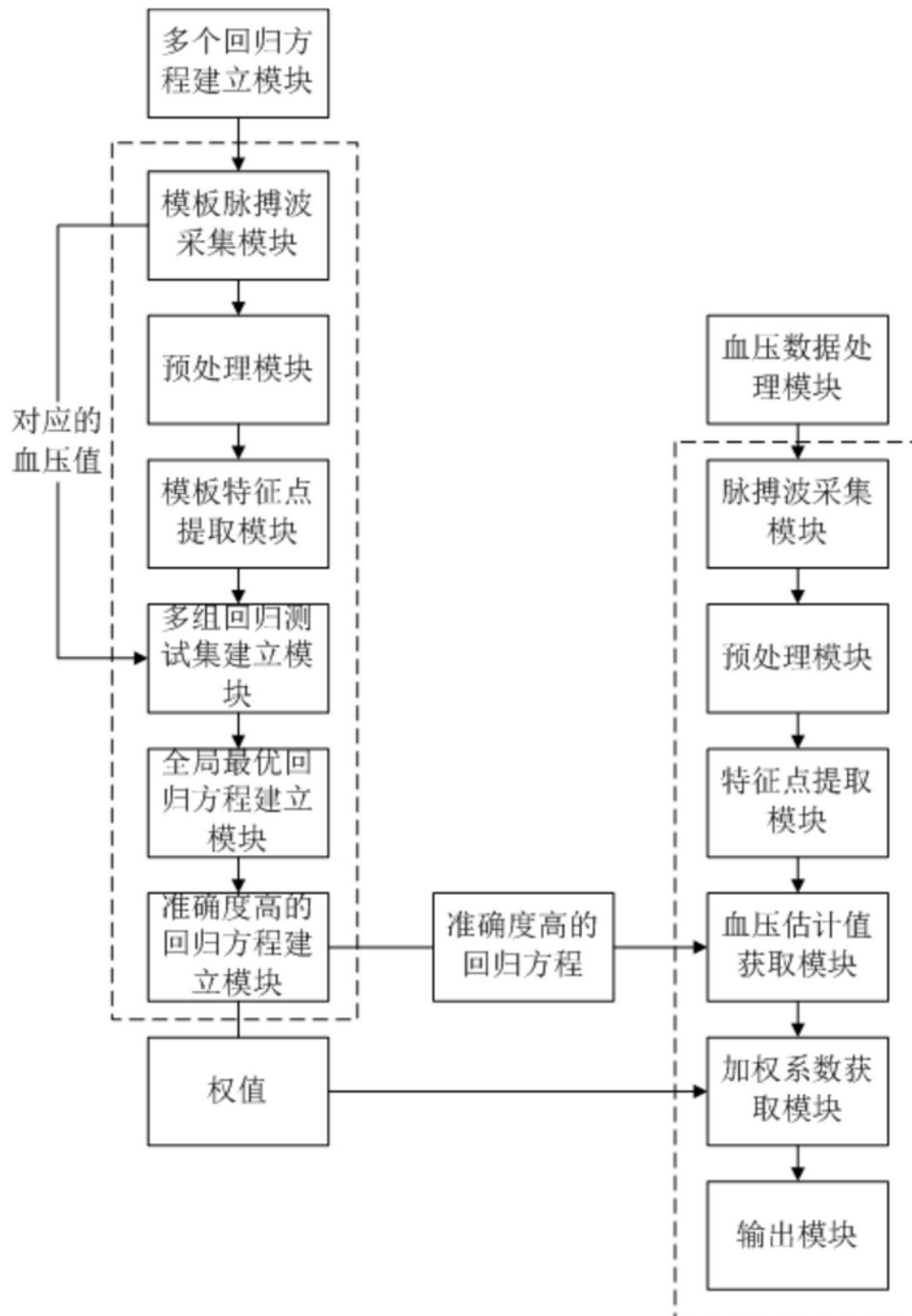


图4

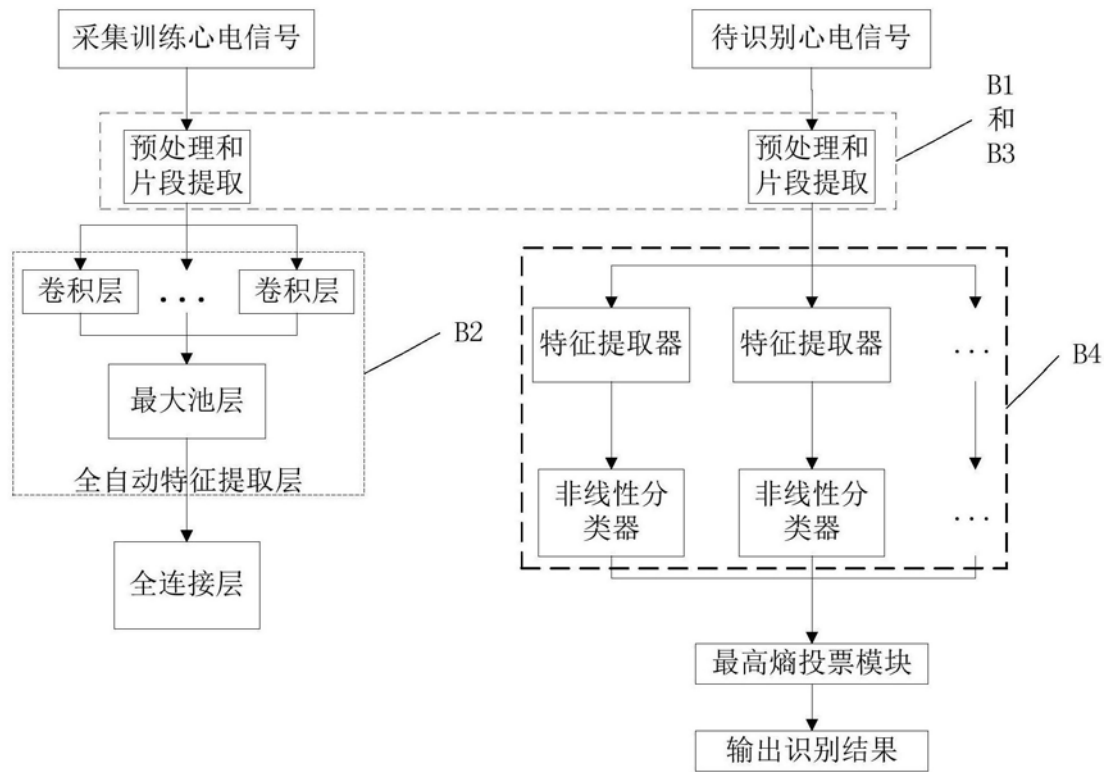


图5

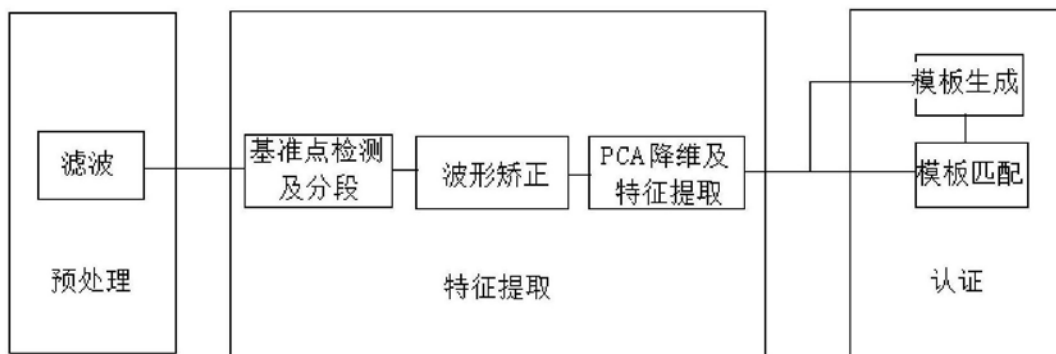


图6

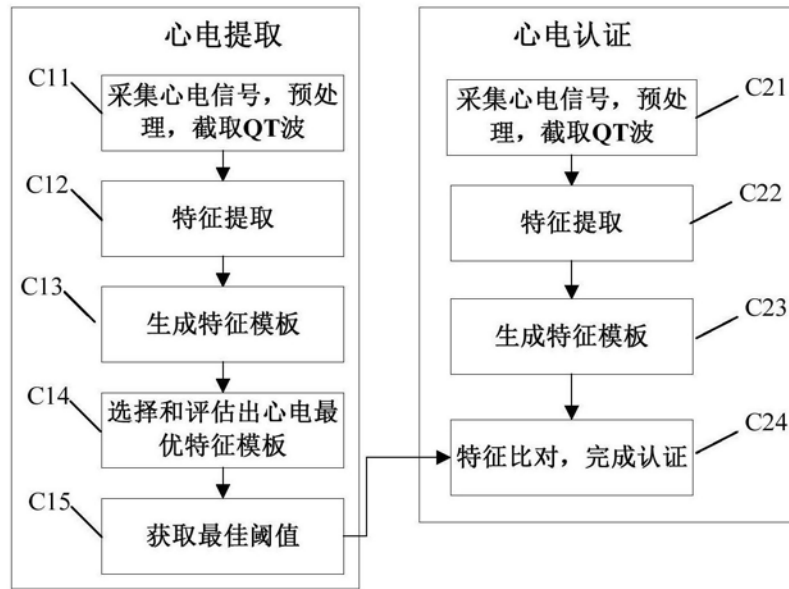


图7

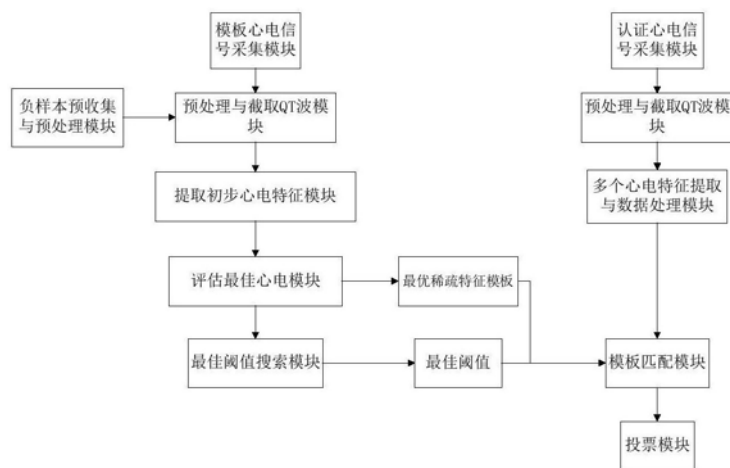


图8



图9

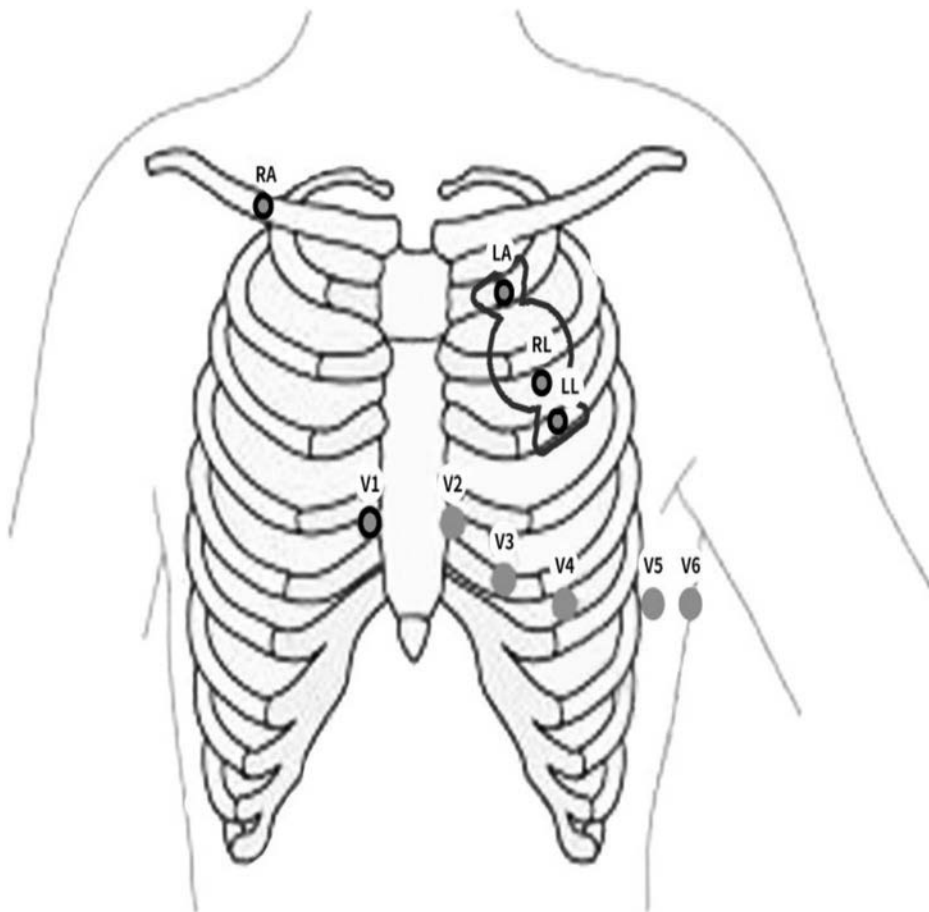


图10

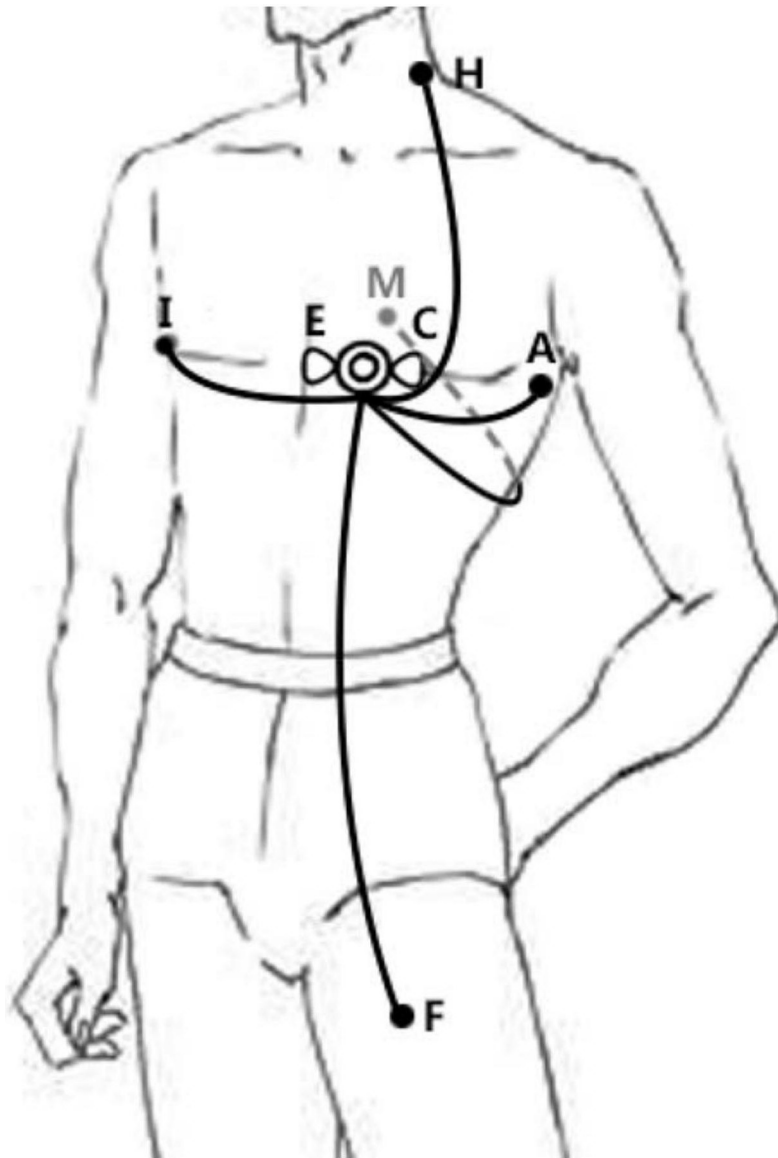


图11

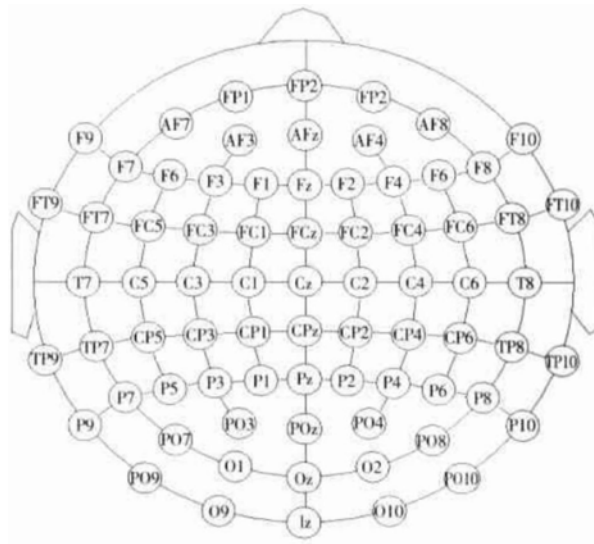


图12

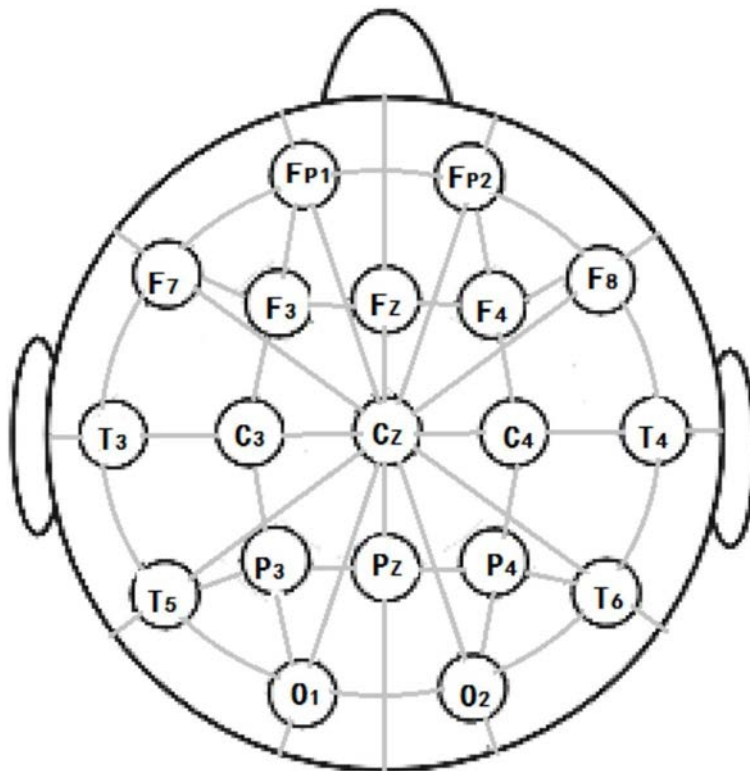


图13

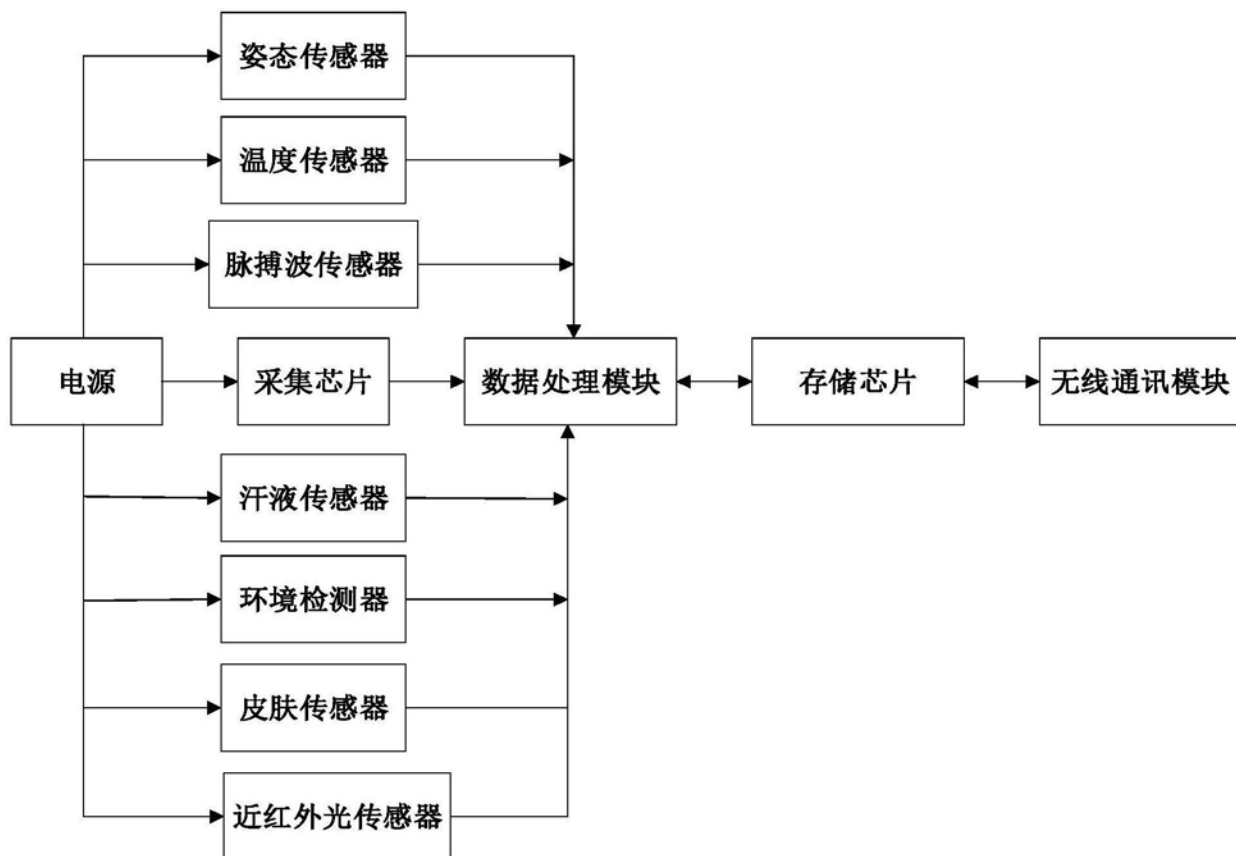


图14

专利名称(译)	一种贴片式生理多参数监测设备		
公开(公告)号	CN108451513A	公开(公告)日	2018-08-28
申请号	CN201710096999.8	申请日	2017-02-22
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学深圳研究生院 深圳市岩尚科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	清华大学深圳研究生院 深圳市岩尚科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学深圳研究生院 深圳市岩尚科技有限公司		
[标]发明人	张跃 张烈帅 雷夏飞 冯治蒙 潘俊俊 肖志博 张拓		
发明人	张跃 张烈帅 雷夏飞 冯治蒙 潘俊俊 肖志博 张拓		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/0402 A61B5/0476 A61B5/11 A61B5/1455 A61B5/00 G01D21/02		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种贴片式生理多参数监测设备，包括适于贴附到人体皮肤上的扁平状柔性材料的壳体，所述壳体正面可以通过胶贴贴至人体皮肤上，所述壳体设置有脉搏波传感器，通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与壳体成型为一体，所述壳体内密封装有用于处理所采集生理参数数据的电路模块，所述电路模块与所述脉搏波传感器相连。本设备使用方便，长时间佩戴不会对人体皮肤产生不适，密闭防水性能好，连续使用时间长，且能对用户的多种生理参数进行采集与监测，数据更准确更全面。

