



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105286854 B

(45)授权公告日 2016.07.20

(21)申请号 201510868421.0

(22)申请日 2015.12.01

(73)专利权人 浙江铭众科技有限公司

地址 312099 浙江省绍兴市平江路328号第9幢楼

专利权人 浙江铭众生物医用材料与器械研究院

(72)发明人 姚剑 赵晓鹏 黄海

(74)专利代理机构 北京尚德技研知识产权代理事务所(普通合伙) 11378

代理人 严勇刚 何春兰

(51)Int. Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

审查员 桂林

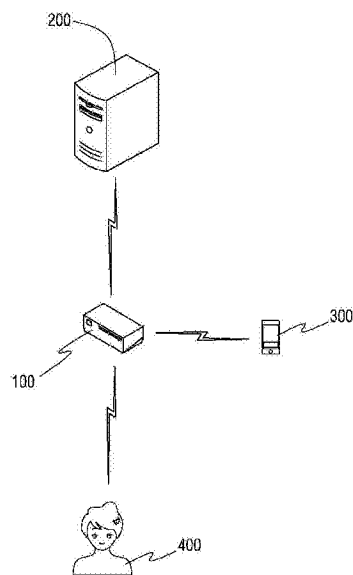
权利要求书3页 说明书10页 附图2页

(54)发明名称

一种远程心电监控方法

(57)摘要

一种远程心电监控方法,包括如下步骤:操作心电检测设备获得心电数据;将所述心电数据通过蓝牙发送给一台智能设备,智能设备对所述心电数据进行比对;若智能设备通过比对发现错误则发出报错提醒,然后重新操作心电检测设备直至通过比对未发现错误;若智能设备通过比对未发现错误,则发出指令以控制心电检测设备将其获得的心电数据通过网络传输给服务器。本发明为避免心电数据错误,在传输给服务器之前,先将心电数据发送给智能设备,通过智能设备对心电数据进行比对处理,只有未发现错误的心电数据才会传输给服务器,该监控措施避免了非专业人员远程操作获得的心电数据不准确的缺陷,避免诊疗数据不准所带来的严重后果。



1. 一种远程心电监控方法,所述方法利用服务器(200)通过网络远程接收心电检测设备(100)获得的被检测对象(400)的心电数据,其特征在于,所述方法包括如下步骤:操作所述心电检测设备(100)获得所述心电数据;将所述心电数据通过蓝牙发送给一台智能设备(300),所述智能设备(300)对所述心电数据进行比对;若所述智能设备(300)通过比对发现错误则发出报错提醒,然后重新操作所述心电检测设备(100)直至通过比对未发现错误;若所述智能设备(300)通过比对未发现错误,则发出指令以控制所述心电检测设备(100)将其获得的所述心电数据通过网络传输给所述服务器(200);

所述心电检测设备(100)为三导联心电检测设备,所述三导联心电检测设备包括CH1+, CH1-, CH2+, CH2-, CH3+, CH3-, RL共七个电极,其中所述电极CH1+和CH1-构成第一导联的正负极;所述电极CH2+和CH2-构成第二导联的正负极;所述电极CH3+和CH3-构成第三导联的正负极;电极RL为接地电极;

所述智能设备(300)对所述心电数据进行比对,以监控三导联心电检测过程中的电极位置是否接错,所述比对包括如下步骤:

步骤一:简化电极位置判断,排除远离其余六个电极的所述接地电极RL的位置接错,排除三个邻近位置的所述负电极CH1-, CH2-和CH3-的位置接错;

步骤二:原始数据采集,按照正确的电极位置连接方式,对于不同的测试对象,采用所述心电检测设备(100)采集多个时间序列的正确心电数据存储在一个原始数据库中,每个时间序列包含一组间隔同样的时间采集的多条所述正确心电数据,每一条所述正确心电数据包括所述第一导联、第二导联以及第三导联的心电测试电压CV1, CV2以及CV3;

步骤三:假定每一条所述正确心电数据中的心电测试电压CV1, CV2和CV3,都可以通过下述公式1进行重新构建获得,所述公式1为:

$$CV1 = b_{11} * 1 + b_{12} * CV2 + b_{13} * CV3$$

$$CV2 = b_{21} * 1 + b_{22} * CV1 + b_{23} * CV3$$

$$CV3 = b_{31} * 1 + b_{32} * CV1 + b_{33} * CV2$$

将所述原始数据库中的所述正确心电数据代入所述公式1,计算获得所述公式1中的系数bk的矩阵数值:

$$b_k = \begin{bmatrix} b_{11} & b_{12} & b_{13} \\ b_{21} & b_{22} & b_{23} \\ b_{31} & b_{32} & b_{33} \end{bmatrix}$$

步骤四:将步骤三中计算获得的所述系数bk的矩阵数值代入所述公式1,将所述原始数据库中的每一条所述正确心电数据的所述心电测试电压CV1, CV2和CV3同样代入所述公式1,即可对应获得一组虚拟心电电压DV1, DV2和DV3;

计算每个时间序列的一组所述正确心电数据的心电测试电压CV1, CV2和CV3与其对应的所述虚拟心电电压DV1, DV2和DV3之间的相关系数f1, f2和f3;

定义一个线性函数公式2:

$$Z = T_0 + T_1 * f_1 + T_2 * f_2 + T_3 * f_3$$

将每一组计算获得的所述相关系数f1, f2和f3代入公式2均可以获得一个对应的函数Z,将每个所述函数Z代入一个决策公式3:

$$g(Z) = \frac{1}{1 + e^{-Z}}$$

由正确心电数据所对应的所述决策函数 $g(Z)$ 等于1所决定,求解公式3,通过公式3将计算获得的每个所述函数 Z 代入公式2,计算获得公式2中的 T 系数矩阵数值:

$$T = [T_0 \ T_1 \ T_2 \ T_3]$$

步骤五:采用步骤二中同样的所述心电检测设备(100)正式测试心电数据,同样采用步骤一的所述简化电极位置判断步骤,获得多个时间序列的多条正式测试心电数据的所述第一导联、第二导联以及第三导联的正式心电测试电压 CV_1 , CV_2 和 CV_3 ;

将测试获得的多个时间序列的所述多条正式测试心电数据的所述正式心电测试电压 CV_1 , CV_2 和 CV_3 以及步骤三中计算获得的所述系数 b_k 的矩阵数值代入所述公式1,每个时间序列对应获得一组虚拟正式电压 DV_1 , DV_2 以及 DV_3 ;

计算每个时间序列的一组所述正式心电测试电压 CV_1 , CV_2 和 CV_3 与其对应的虚拟正式电压 DV_1 , DV_2 以及 DV_3 之间的相关系数 f_1 , f_2 和 f_3 ;将计算获得的所述相关系数 f_1 , f_2 和 f_3 以及步骤四计算获得的所述 T 系数矩阵数值代入公式2获得线性函数 Z 的数值,将所述函数 Z 的数值代入决策公式3,计算获得所述决策函数 $g(Z)$ 的数值;

若计算获得的所述决策函数 $g(Z)$ 的数值大于等于一个设定的标定数值 t ,则判断电极位置没有接错;

若计算获得的所述决策函数 $g(Z)$ 的数值小于所述标定数值 t ,则判断电极位置接错并发出报错提醒,重复步骤五,直至判断电极位置没有接错。

2.如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述步骤二中进一步包括数据库增大步骤:将所述原始数据库中的每一条所述正确心电数据中的所述心电测试电压 CV_1 , CV_2 以及 CV_3 进行排列组合,形成五条新的错误心电数据并存储在所述原始数据库中。

3.如权利要求2所述的方法,其特征在于,所述步骤二中所述采集正确心电数据的步骤为:每个测试对象连续测试24小时,在这24小时中,每隔1小时测试10秒获得一条所述正确心电数据。

4.如权利要求3所述的方法,其特征在于,将所述原始数据库中的每一条所述错误心电数据代入步骤四中,由错误心电数据所对应的所述决策函数 $g(Z)$ 等于0所决定,求解公式3,通过公式3将计算获得的每个所述函数 Z 代入公式2,计算获得公式2中的 T 系数矩阵数值。

5.如权利要求4所述的方法,其特征在于,利用所述原始数据库中的所述正确心电数据和所述错误心电数据采用梯度下降法计算获得所述 T 系数矩阵数值。

6.如权利要求5所述的方法,其特征在于,所述步骤四中,所述设定的标定数值 t 大于等于0.5。

7.如权利要求6所述的方法,其特征在于,所述步骤三中,所述公式1中的系数 b_k 的矩阵数值为:

$$b_k = \begin{bmatrix} -0.0023 & 0.0124 & -0.0277 \\ -0.2563 & -0.1497 & 0.4573 \\ 0.7559 & 0.0219 & 0.3281 \end{bmatrix}$$

8. 如权利要求7所述的方法,其特征在于,所述步骤四中,所述公式2中的T系数矩阵数值为:

$$T = [-3.4115 \quad 7.7507 \quad 4.1454 \quad -4.5733]。$$

一种远程心电监控方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种远程监控患者身体状况的方法,尤其是通过网络监控患者心电数据的方法,特别是一种远程心电监控方法。

背景技术

[0002] 现有医院所使用的医疗设备结构复杂,操作步骤繁琐,需要专业人员进行操作,对于个人消费者来说很难在社区医疗、养老、乃至远程诊疗中进行长期使用。尤其是复杂的设备,众多的连线,会造成病人心理上的压力和紧张情绪,可能会影响病人身体状况,使得诊断所得到的数据与真实情况有一定差距,可能会影响对病情的正确诊断。

[0003] 以常见于中老年人的心脏疾病为例来说,为了提前预防及早诊断,一般都需要采用专业的心电采集设备来检测心电数据,也就是一般人直观认识的所谓测心电图,其最基本的操作是在被检测对象身上准确安装心电电极。

[0004] 图1显示的是现有技术常用的三导联心电检测中的电极位置示意图,即如图,三导联心电检测包括七个电极,其中,第一导联的正极表示为CH1+(标准十二导联规范中的电极序号表示为V1),负极表示为CH1-(标准十二导联规范中的电极序号表示为V2);第二导联的正极表示为CH2+(标准十二导联规范中的电极序号表示为V3),负极表示为CH2-(标准十二导联规范中的电极序号表示为V4);第三导联的正极表示为CH3+(标准十二导联规范中的电极序号表示为V5),负极表示为CH3-(标准十二导联规范中的电极序号表示为V6);第七个电极RL为接地电极(标准十二导联规范中的电极序号表示为V7)。

[0005] V1-V7电极的准确位置分别为:V1电极在左腋前线第五肋间隙;V2电极在右锁骨与胸骨交界处;V3电极在胸骨右缘第四肋间隙;V4电极在左锁骨与胸骨交界处;V5电极在左侧第五肋骨中线位置;V6电极在胸骨柄上,位于CH1-电极和CH2-电极之下;V7电极在右侧肋弓下缘位置。

[0006] 现行通用标准规范中,对于每个电极的电极线的颜色也有明确的规定。按照AHA(美国心脏协会)的标准,V1-V7电极的电极线颜色分别为:红色,白色,棕色,黑色,橙色,蓝色,绿色。按照IEC(国际电工委员会)的标准,V1-V7电极的电极线颜色分别为:绿色,红色,白色,黄色,橙色,蓝色,黑色。

[0007] 从图1显示的电极位置可以看出,每个电极的颜色、位置都是不一样的,需要相当的专业知识才能正确操作复杂的电极定位,由于线路较多,定位复杂,非专业的检测医生无法胜任,因此,普通个人很难完成专业的心电检测。虽然目前市场上出现了一些专为个人设计的心电检测设备,但结构复杂,操作也非常麻烦,更重要的是一旦电极位置放置错误,获得的心电数据就是不准确的,以此作为心脏疾病的诊疗基础将会带来不可预料的严重后果。

发明内容

[0008] 本发明要解决的技术问题是提供一种远程心电监控方法,以减少或避免前面所提

到的问题。

[0009] 为解决上述技术问题,本发明提出了一种远程心电监控方法,所述方法利用服务器通过网络远程接收心电检测设备获得的被检测对象的心电数据,所述方法包括如下步骤:操作所述心电检测设备获得所述心电数据;将所述心电数据通过蓝牙发送给一台智能设备,所述智能设备对所述心电数据进行比对;若所述智能设备通过比对发现错误则发出报错提醒,然后重新操作所述心电检测设备直至通过比对未发现错误;若所述智能设备通过比对未发现错误,则发出指令以控制所述心电检测设备将其获得的所述心电数据通过网络传输给所述服务器。

[0010] 优选地,所述心电检测设备为三导联心电检测设备,所述三导联心电检测设备包括CH1+,CH1-,CH2+,CH2-,CH3+,CH3-,RL共七个电极,其中所述电极CH1+和CH1-构成第一导联的正负极;所述电极CH2+和CH2-构成第二导联的正负极;所述电极CH3+和CH3-构成第三导联的正负极;电极RL为接地电极。

[0011] 优选地,所述智能设备对所述心电数据进行比对,以监控三导联心电检测过程中的电极位置是否接错,所述比对包括如下步骤:

[0012] 步骤一:简化电极位置判断,排除远离其余六个电极的所述接地电极RL的位置接错,排除三个邻近位置的所述负电极CH1-,CH2-和CH3-的位置接错;

[0013] 步骤二:原始数据采集,按照正确的电极位置连接方式,对于不同的测试对象,采用同样的心电检测设备采集多个时间序列的正确心电数据存储在一个原始数据库中,每个时间序列包含一组间隔同样的时间采集的多条所述正确心电数据,每一条所述正确心电数据包括所述第一导联、第二导联以及第三导联的心电测试电压CV1,CV2以及CV3;

[0014] 步骤三:假定每一条所述正确心电数据中的心电测试电压CV1,CV2和CV3,都可以通过下述公式1进行重新构建获得,所述公式1为:

$$[0015] \quad CV1 = b11*1 + b12*CV2 + b13*CV3$$

$$[0016] \quad CV2 = b21*1 + b22*CV1 + b23*CV3$$

$$[0017] \quad CV3 = b31*1 + b32*CV1 + b33*CV2$$

[0018] 将所述原始数据库中的所述正确心电数据代入所述公式1,计算获得所述公式1中的系数bk的矩阵数值:

$$[0019] \quad b_k = \begin{bmatrix} b11 & b12 & b13 \\ b21 & b22 & b23 \\ b31 & b32 & b33 \end{bmatrix}$$

[0020] 步骤四:将步骤三中计算获得的所述系数bk的矩阵数值代入所述公式1,将所述原始数据库中的每一条所述正确心电数据的所述心电测试电压CV1,CV2和CV3同样代入所述公式1,即可对应获得一组虚拟心电电压DV1,DV2和DV3;

[0021] 计算每个时间序列的一组所述正确心电数据的心电测试电压CV1,CV2和CV3与其对应的所述虚拟心电电压DV1,DV2和DV3之间的相关系数f1,f2和f3;

[0022] 定义一个线性函数公式2:

$$[0023] \quad Z = T0 + T1*f1 + T2*f2 + T3*f3$$

[0024] 将每一组计算获得的所述相关系数f1,f2和f3代入公式2均可以获得一个对应的

函数Z,将每个所述函数Z代入一个决策公式3:

$$[0025] \quad g(Z) = \frac{1}{1 + e^{-Z}}$$

[0026] 由正确心电数据所对应的所述决策函数g(Z)等于1所决定,求解公式3,通过公式3将计算获得的每个所述函数Z代入公式2,计算获得公式2中的T系数矩阵数值:

$$[0027] \quad T = [T_0 \quad T_1 \quad T_2 \quad T_3]$$

[0028] 步骤五:采用步骤二中同样的心电检测设备正式测试心电数据,同样采用步骤一的所述简化电极位置判断步骤,获得多个时间序列的多条正式测试心电数据的所述第一导联、第二导联以及第三导联的正式心电测试电压CV1, CV2和CV3;

[0029] 将测试获得的多个时间序列的所述多条正式测试心电数据的所述正式心电测试电压CV1, CV2和CV3以及步骤三中计算获得的所述系数bk的矩阵数值代入所述公式1,每个时间序列对应获得一组虚拟正式电压DV1, DV2以及DV3;

[0030] 计算每个时间序列的一组所述正式心电测试电压CV1, CV2和CV3与其对应的虚拟正式电压DV1, DV2以及DV3之间的相关系数f1, f2和f3;将计算获得的所述相关系数f1, f2和f3以及步骤四计算获得的所述T系数矩阵数值代入公式2获得线性函数Z的数值,将所述函数Z的数值代入决策公式3,计算获得所述决策函数g(Z)的数值;

[0031] 若计算获得的所述决策函数g(Z)的数值大于等于一个设定的标定数值t,则判断电极位置没有接错;

[0032] 若计算获得的所述决策函数g(Z)的数值小于所述标定数值t,则判断电极位置接错并发出报错提醒,重复步骤五,直至判断电极位置没有接错。

[0033] 优选地,所述步骤二中进一步包括数据库增大步骤:将所述原始数据库中的每一条所述正确心电数据中的所述心电测试电压CV1, CV2以及CV3进行排列组合,形成五条新的错误心电数据并存储在所述原始数据库中。

[0034] 优选地,所述步骤二中所述采集正确心电数据的步骤为:每个测试对象连续测试24小时,在这24小时中,每隔1小时测试10秒获得一条所述正确心电数据。

[0035] 优选地,将所述原始数据库中的每一条所述错误心电数据代入步骤四中,由错误心电数据所对应的所述决策函数g(Z)等于0所决定,求解公式3,通过公式3将计算获得的每个所述函数Z代入公式2,计算获得公式2中的T系数矩阵数值。

[0036] 优选地,利用所述原始数据库中的所述正确心电数据和所述错误心电数据采用梯度下降法计算获得所述T系数矩阵数值。

[0037] 优选地,所述步骤四中,所述设定的标定数值t大于等于0.5。

[0038] 优选地,所述步骤三中,所述公式1中的系数bk的矩阵数值为:

$$[0039] \quad bk = \begin{bmatrix} -0.0023 & 0.0124 & -0.0277 \\ -0.2563 & -0.1497 & 0.4573 \\ 0.7559 & 0.0219 & 0.3281 \end{bmatrix}$$

[0040] 优选地,所述步骤四中,所述公式2中的T系数矩阵数值为:

$$[0041] \quad T = [-3.4115 \quad 7.7507 \quad 4.1454 \quad -4.5733].$$

[0042] 本发明的远程心电监控方法为避免心电数据错误,提供了一种额外的监控措施,在传输给服务器之前,先将心电数据发送给智能设备,通过智能设备对心电数据进行比对处理,只有未发现错误的心电数据才会传输给服务器,该监控措施避免了非专业人员远程操作获得的心电数据不准确的缺陷,避免诊疗数据不准所带来的严重后果。

附图说明

[0043] 以下附图仅旨在于对本发明做示意性说明和解释,并不限定本发明的范围。其中,

[0044] 图1显示的是现有技术常用的三导联心电检测中的电极位置示意图;

[0045] 图2显示的是根据本发明的一个具体实施例的远程心电监控方法的流程示意图;

[0046] 图3显示的是根据本发明的决策模型绘制的决策函数的曲线示意图。

具体实施方式

[0047] 为了对本发明的技术特征、目的和效果有更加清楚的理解,现对照附图说明本发明的具体实施方式。其中,相同的部件采用相同的标号。

[0048] 正如背景技术部分所述,基于社区医疗、养老的需要,普通消费者也有远程诊疗的需求,但是由于现有设备太过复杂,通过远程方式获得的检测数据很难保证准确,即便对于前述示例中的三导联心电检测过程来说,都需要涉及七个电极的正确连接问题,普通人很难准确完成心电数据的正确检测,因此本发明提供了一种远程心电监控方法,用以在远程接收心电数据之前,采用特殊的手段首先判断心电数据是否存在错误。

[0049] 图2显示的是根据本发明的一个具体实施例的远程心电监控方法的流程示意图,如图所示,本发明的远程心电监控方法,利用服务器200通过网络远程接收心电检测设备100获得的被检测对象400的心电数据,所述方法包括如下步骤:操作心电检测设备100获得心电数据;将心电数据通过蓝牙发送给一台智能设备300,智能设备300对心电数据进行比对;若智能设备300通过比对未发现错误,则发出指令以控制心电检测设备100将其获得的心电数据通过网络传输给服务器200;若智能设备300通过比对发现错误则发出报错提醒,然后重新操作心电检测设备100直至通过比对未发现错误。

[0050] 即,本发明的一个核心概念是,心电检测设备100可以将其获得的心电数据通过网络远程传输给服务器200,相关医疗机构或医生可以从服务器200读取与被检测对象400相关的心电数据,以判断被检测对象400的身体状态,以此作为远程医疗的基础。

[0051] 但是如果传输给服务器200的心电数据存在错误,则有可能导致误诊,会带来相当严重的后果。为避免心电数据错误,本发明提供了一种额外的监控措施,即在传输给服务器200之前,先将心电数据发送给诸如智能手机、平板电脑之类的智能设备300,通过智能设备300对心电数据进行比对处理,只有未发现错误的心电数据才会传输给服务器200,发现错误了就发出报错提醒,重复再测,直至未发现错误,然后按照未发现错误的流程同样处理。

[0052] 在一个具体实施例中,本发明的心电检测设备100可以为三导联心电检测设备,当然,在详细说明本发明的方法之前,仍然需要类似于背景技术部分那样对三导联心电检测中涉及各个电极重复定义一下,由于背景部分参照图1已经进行了非常详细的说明,因此此处仅对于与本发明的方法密切相关的电极进行如下简单定义:本实施例的三导联心电检测设备包括CH1+,CH1-,CH2+,CH2-,CH3+,CH3-,RL共七个电极,其中电极CH1+和CH1-构成第

一导联的正负极;电极CH2+和CH2-构成第二导联的正负极;电极CH3+和CH3-构成第三导联的正负极;电极RL为接地电极。

[0053] 在另一个具体实施例中,本发明的方法中,智能设备300对心电数据进行比对,具体来说,是用以监控三导联心电检测过程中的电极位置是否接错。具体比对的过程包括如下步骤:

[0054] 步骤一:首先,在判断三导联心电检测过程中的电极位置是否接错之前,考虑到七个电极错位的复杂排列组合结果太大,因此需要进行简化电极位置判断。即,首先排除远离其余六个电极的接地电极RL的位置接错,参照图1可见,第七个电极RL远离其余六个电极,非常容易连接,接错的概率是很低的,因此将该电极RL位置接错的可能性排除,后续步骤中同样作排除处理即可获得同样的效果。

[0055] 然后,排除三个邻近位置的负电极CH1-,CH2-和CH3-的位置接错。排除第七个电极位置接错的情形之后,仍然需要考虑三对导联共六个电极的位置错位的情况,假设六个电极位置任意互换,可导致 $6! = 720$ 种可能的方案,判断起来很困难。然而,幸运的是,如图1所示,三个负电极CH1-,CH2-和CH3-的位置相近,电势差非常小,因此可以假设它们基本为等电势,并且如果三个负电极位置有互换,因为它们的位置很近,完全可以忽略因此造成的微小电势差。因此简化电极位置判断中排除三个邻近位置的负极位置接错的情形也是合理的,同样的,后续步骤中同样作排除处理也可获得同样的效果。

[0056] 进行简化电极位置判断处理之后,可以参照图1看出,由于三个正电极CH1+,CH2+和CH3+布置在远端,彼此之间距离远因而电势差大,因此,本发明关于电极位置接错的判断方法,仅仅需要考虑三个正电极位置互换时的情形,即三个正电极CH1+,CH2+和CH3+可能具备的位置状态列表如下:

	P1, P2, P3	位置状态 1
	P2, P1, P3	位置状态 2
	P3, P2, P1	位置状态 3
[0057]	P1, P3, P2	位置状态 4
	P3, P1, P2	位置状态 5
	P2, P3, P1	位置状态 6

[0058] 其中,P1,P2,P3代表三个正电极CH1+,CH2+,CH3+所在的位置顺序,例如位置状态1中,P1位置为图1中CH1+所在的位置,P2位置为图1中CH2+所在的位置,P3位置为图1中CH3+所在的位置。其中,总共有六种位置顺序,假设其中只有位置状态1是正确的,即电极CH1+,CH2+,CH3+分别在第P1位置,第P2位置,第P3位置。

[0059] 步骤二:下面需要考虑的是判断六种可能的位置状态中,哪一种是正确的,其余的都是错误的位置。

[0060] 因此,步骤二首先要存储大量的正确位置状态的数据,即通过原始数据采集,用以作为判断接错的基础。即,在一个具体实施例中,按照正确的电极位置连接方式,对于不同的测试对象,采用同样的心电检测设备采集多个时间序列的正确心电数据存储在一个原始数据库中,每个时间序列包含一组间隔同样的时间采集的多条正确心电数据,每一条正确

心电数据包括第一导联、第二导联以及第三导联的心电测试电压CV1, CV2以及CV3。

[0061] 具体的,采集正确心电数据的步骤为:每个测试对象连续测试24小时,在这24小时中,每隔1小时测试10秒获得一条正确心电数据,因此每个测试对象连续测试一天可以获得24条正确的心电数据。当然,本领域技术人员可以看出,即便是这样连续测试一整天,一个测试对象也只能获取很少的数据,鉴于人工成本的高涨态势,要想获得足够多的正确心电数据也是一项十分昂贵的工作。

[0062] 因此,本发明进一步提供了一种数据库增大的步骤,用以减少原始数据的采集量,降低人工成本。具体为:

[0063] 将原始数据库中的每一条正确心电数据中的心电测试电压CV1, CV2以及CV3进行排列组合,形成五条新的数据并存储在原始数据库中。

[0064] 例如,原始数据库中的一条正确心电数据的原始排列顺序为, CV1, CV2以及CV3,因此按照按照任意位置进行排列组合,可以形成总共六条数据,其中第一条数据是原始的正确心电数据,其余五条数据是新增加的位置错误的错误心电数据,例如下表所示:

[0065] CV1, CV2, CV3

[0066] CV2, CV1, CV3

[0067] CV3, CV2, CV1

[0068] CV1, CV3, CV2

[0069] CV3, CV1, CV2

[0070] CV2, CV3, CV1

[0071] 将上述组合形成的新的数据同样存储在原始数据库中,因此通过数据库增大步骤可以将原始数据库的数据量扩大为原来的六倍,大大减少了采集数据的工作量,降低了成本。当然,原始数据库需要标记出哪些是正确心电数据,哪些是错误心电数据,以便于后续利用正确心电数据进行梯度下降法训练的时候求解系数矩阵数值,后面将对此进一步详细说明。

[0072] 步骤三:数据重构。假定原始数据库中的每一条正确心电数据中的心电测试电压CV1, CV2和CV3,都可以通过下述公式1进行重新构建获得,所述公式1为:

[0073] $CV1 = b_{11} * 1 + b_{12} * CV2 + b_{13} * CV3$

[0074] $CV2 = b_{21} * 1 + b_{22} * CV1 + b_{23} * CV3$

[0075] $CV3 = b_{31} * 1 + b_{32} * CV1 + b_{33} * CV2$

[0076] 上述重新构建的假设是基于本发明创造性思维提出的一种方案步骤,通过了后续以及事实的检验,表明这种假定具备实用的价值,至于其原理发明人亦难以完整分析说明,本领域技术人员基于本发明的假设进行操作即可获得正确的结果。

[0077] 之后,将原始数据库中的正确心电数据代入所述公式1,计算获得公式1中的系数bk的矩阵数值:

[0078]
$$b_k = \begin{bmatrix} b_{11} & b_{12} & b_{13} \\ b_{21} & b_{22} & b_{23} \\ b_{31} & b_{32} & b_{33} \end{bmatrix}$$
 从公式1可以看出,总共三个方程包含九个系数,要将这

九个系数求解计算出来,至少需要三条正式测试心电数据,每一条数据有三个正式心电测

试电压,代入公式1可以形成九个方程,简单求解即可获得系数 b_k 的矩阵数值。当然,为了减少个别数据带来的误差,可以利用原始数据库中的例如100条,乃至1000条数据(包括数据库增大后的数据),采用最小二乘法的方式分别拟合计算获得系数 b_k 的矩阵数值,这样获得的系数 b_k 的矩阵数值就会相对精确很多。

[0079] 关于通过最小二乘法拟合获得更精确计算结果的方法乃是数学领域的公知常识,本领域技术人员通过教科书或互联网查询都能够获知本发明拟合得到系数 b_k 的矩阵数值的基本原理:通过最小化误差的平方和寻找数据的最佳函数匹配,使得求得的数据与实际数据之间误差的平方和为最小。由于最小二乘法是一种公知的拟合数值的方法,其基本原理并不是本发明的保护范围,因此在此不再一一赘述。

[0080] 在一个具体实施例中,采用同样的心电检测设备100采集,每个测试对象连续测试24小时,在这24小时中,每隔1小时测试10秒获得一条正确心电数据,例如当测试对象超过100人之后,通过上述步骤计算获得的公式1中的系数 b_k 的矩阵数值为:

$$[0081] \quad b_k = \begin{bmatrix} -0.0023 & 0.0124 & -0.0277 \\ -0.2563 & -0.1497 & 0.4573 \\ 0.7559 & 0.0219 & 0.3281 \end{bmatrix}$$

[0082] 步骤四:决策函数构建。将步骤三中计算获得的系数 b_k 的矩阵数值代入所述公式1,同时将原始数据库中的每一条正确心电数据的心电测试电压 CV_1 , CV_2 和 CV_3 同样代入公式1,即可对应获得一组虚拟心电电压 DV_1 , DV_2 和 DV_3 。

[0083] 当然,在前述的数据库增大步骤中,通过重新排列组合获得的存储在原始数据库中的每一条错误心电数据也能够同样代入公式1,也可以对应获得一组虚拟心电电压,以备用于后续流程使用。

[0084] 应当说明的是,由于步骤三中计算获得的系数 b_k 的矩阵数值是多条数据利用最小二乘法之类的数学方法优化拟合后获得的结果,因此将每一条正确心电数据的心电测试电压 CV_1 , CV_2 和 CV_3 代入公式1中之后获得的结果与原始数据会存在微小的偏差,因此经过公式1计算得到的一组数值并不是真实的数值,应当是接近真实数值的虚拟数值,因此在本发明中定义为虚拟心电电压 DV_1 , DV_2 和 DV_3 ,用以与真实数值区分开来,当然本领域技术人员也可以用其它名称加以定义,此处仅仅是一个名称代号罢了,本领域技术人员不应将其中的虚拟一词理解为任何其它含义。

[0085] 再然后,计算每个时间序列的一组正确心电数据的心电测试电压 CV_1 , CV_2 和 CV_3 与其对应的虚拟心电电压 DV_1 , DV_2 和 DV_3 之间的相关系数 f_1 , f_2 和 f_3 ,用以比对这些两组数据之间的差异。亦即,可以利用数学领域公知的计算相关系数的公式分别计算每个时间序列下的一组 DV_1 和 CV_1 之间的相关系数 f_1 ,每个时间序列下的一组 DV_2 和 CV_2 之间的相关系数 f_2 以及每个时间序列下的一组 DV_3 和 CV_3 之间的相关系数 f_3 。关于求解相关系数的计算方法是数学领域的公知常识,其基本原理不是本发明要求保护的的范围,本领域技术人员查找数学教科书可以很容易获得,在此不再一一赘述。

[0086] 之后,定义一个线性函数公式2:

$$[0087] \quad Z = T_0 + T_1 * f_1 + T_2 * f_2 + T_3 * f_3$$

[0088] 将每一组计算获得的相关系数 f_1 , f_2 和 f_3 代入公式2均可以获得一个对应的函数

Z,当然,由于此时公式2中的系数T0,T1,T2和T3都还是未知的,此时函数Z并不是确定的数值,需要通过下述步骤求解获得系数T0,T1,T2和T3的具体数值之后,公式2才能在后续正式测试中进行使用。

[0089] 上述公式2是基于本发明创造性思维提出的一种假设方案,即假设每一组相关系数f1,f2和f3之间满足线性关系,通过后续以及事实的检验,表明这种假定具备实用的价值,至于其原理发明人亦难以完整分析说明,本领域技术人员基于本发明的假设进行操作即可获得正确的结果。

[0090] 然后,将每个所述函数Z代入一个决策公式3:

[0091] 此时,如果知道决策函数 $g(Z) = \frac{1}{1 + e^{-Z}}$ 的数值,则可以代入公式3的等

式左边,然后就可以通过公式3反向求解得到等式右边中的函数Z的具体数值,将计算获得的每个所述函数Z代入公式2,计算获得公式2中的T系数矩阵数值:

[0092] $T = [T_0 \ T_1 \ T_2 \ T_3]$

[0093] 关于决策公式3,乃是发明人从不同决策方案中选取的一种适用于本发明的决策模型,如图3所示,其显示的是根据本发明的决策模型绘制的决策函数的曲线示意图,其中,图3中以线性函数Z作为决策边界函数,以横轴坐标表示,纵轴坐标表示为决策函数g(Z)。从图3中可见,当以公式3作为本发明判断电极位置是否接错的决策函数的情况下,当决策函数g(Z)为1时,电极位置应当是完全正确的,当决策函数g(Z)为0时,则电极位置应当是完全错误的。

[0094] 因此,基于决策公式3的原理可知,由原始数据库中的每一条正确心电数据经过前述步骤变换之后,对应获得的决定函数g(Z)就应当等于1;同样的,由原始数据库中的每一条错误心电数据经过前述步骤变换之后,对应获得的决定函数g(Z)就应当等于0(错误心电数据由前述的数据库增大步骤所获得)。

[0095] 因此,利用决策公式3位置正确时函数值等于1的特点,可以将原始数据库中的正确心电数据求解公式3,然后将求解得到的函数Z的具体数值代入公式2,就可以得到T系数矩阵数值了。同样的,也可以利用决策公式3位置错误时函数值等于0的特点,将原始数据库中的错误心电数据求解公式3,然后将求解得到的函数Z的具体数值代入公式2,同样可以得到T系数矩阵数值。

[0096] 由于公式2中,相关系数f1,f2和f3都是已知的,系数T0,T1,T2和T3是未知的,此时公式2等同于一个四元线性方程,最少只需要四组相关系数代入公式2就可以获得系数T0,T1,T2和T3的T系数矩阵数值。

[0097] 当然,由于本发明的原始数据库中的正确心电数据肯定不会仅限于四条,同时,可以通过数据库扩大步骤获得五倍数据量的错误数据,因此可以通过求解公式1中的系数bk的矩阵数值类似的方法获得本发明的T系数矩阵数值。在一个具体实施例中,本发明优选采用梯度下降法计算获得公式2中的T系数矩阵数值。

[0098] 类似于前述的最小二乘法,梯度下降法也是一种公知的数学计算方法,本领域技术人员通过教科书或互联网查询都能够获知本发明通过梯度下降法计算获得T系数矩阵数值的基本原理:利用负梯度方向来决定每次迭代的新的搜索方向,使得每次迭代能使待优

化的目标函数逐步减小,梯度下降法是通过不断的迭代以得到函数参数的收敛,在一定范围内,输入数据的规模大小决定其计算结果的收敛程度,亦即原始数据库中的数据量越大,得到的T系数矩阵数值越接近理论值(当正确率超过某个阈值,如99%,时则不需要再进行更多的数据,因为过多的数据会增加人力成本,同时可能由于输入数据本身存在误差造成收敛震荡)。由于梯度下降法是一种公知的拟合数值的方法,其基本原理并不是本发明的保护范围,因此在此不再一一赘述。

[0099] 在一个具体实施例中,采用同样的心电检测设备100采集,每个测试对象连续测试24小时,在这24小时中,每隔1小时测试10秒获得一条正确心电数据,例如当测试对象超过100人之后,通过上述步骤计算获得的公式2中的T系数矩阵数值为:

[0100] $T = [-3.4115 \quad 7.7507 \quad 4.1454 \quad -4.5733]$

[0101] 步骤五:正式检测与判断电极位置是否接错。操作人员正式开始检测时,其可以采用步骤二中同样的心电检测设备100正式测试心电数据,同样采用步骤一的简化电极位置判断步骤,获得多个时间序列的多条正式测试心电数据的第一导联、第二导联以及第三导联的正式心电测试电压CV1,CV2和CV3。也就是正式开始检测的时候,需要保持原始条件不变,即假设第七个电极,全部三个负极的位置是没有接错的。

[0102] 然后,将测试获得的多个时间序列的多条正式测试心电数据的正式心电测试电压CV1,CV2和CV3以及步骤三中计算获得的系数bk的矩阵数值代入所述公式1,每个时间序列对应获得一组虚拟正式电压DV1,DV2以及DV3。

[0103] 之后,计算每个时间序列的一组正式心电测试电压CV1,CV2和CV3与其对应的虚拟正式电压DV1,DV2以及DV3之间的相关系数f1,f2和f3;将计算获得的相关系数f1,f2和f3以及步骤四计算获得的T系数矩阵数值代入公式2获得线性函数Z的数值,将函数Z的数值代入决策公式3,计算获得决策函数g(Z)的数值。

[0104] 若计算获得的决策函数g(Z)的数值大于等于一个设定的标定数值t,则判断电极位置没有接错。

[0105] 若计算获得的决策函数g(Z)的数值小于所述标定数值t,则判断电极位置接错并发出报错提醒,重复步骤五,直至判断电极位置没有接错。

[0106] 判断电极位置没有接错实际上已经完成了智能设备300对心电数据的比对过程,之后就是发出指令以控制心电检测设备100将其获得的心电数据通过网络传输给服务器200。

[0107] 例如,在设定标定数值t大于等于0.5的情况下,如果计算获得的决策函数g(Z)的数值大于等于0.5,则判断电极位置是没有接错的。这是因为公式2中的T系数矩阵数值是利用全部正确位置的数据或者全部错误位置的数据计算获得的,因而正式检测的数据代入公式2,再代入公式3得到的g(Z)只有可能出现两种可能性,接近0或者接近1,如果大于等于0.5,则根据决策函数的曲线规律可以判断电极位置极有可能是正确的。实际上如果是位置错误得到的决策函数g(Z)的数值结果,应当是接近等于0的,设定标定数值t等于0.5已经极大地放宽了判断的阈值,使得判断位置正确的准确率更高,也就是如果设定标定数值t等于0.3、0.4也是可行的,也是具备实用的准确率的,只是相对于0.5的准确率低一些罢了,同样的,标定数值t也可以设定等于0.6、0.7,准确率会更高。只是随着准确率的提高,对于操作细节正确的要求更高,有可能需要反复多次测量以比对最接近准确的那一个位置。

[0108] 反之,如果判断电极位置接错,则智能设备300比对g(Z)的数值小于t的情况下,控制扬声器或者灯光或者显示屏发出报错提醒,测试人员感受到报错提醒之后,可以更换电极位置,重新测试并比对、判断电极位置是否接错。

[0109] 在一个具体实施例中,检测人员可以根据一个电极位置状态列表逐一调整电极位置,例如,三个正电极CH1+,CH2+和CH3+可能具备的位置状态列表如下:

	P1, P2, P3	位置状态 1
	P2, P1, P3	位置状态 2
	P3, P2, P1	位置状态 3
[0110]	P1, P3, P2	位置状态 4
	P3, P1, P2	位置状态 5
	P2, P3, P1	位置状态 6

[0111] 如果正式检测后判断位置状态1存在错误,则可以调整至位置状态2重复测试比对,如果判断位置正确,则存储测试数据备用。如果位置接错,则再更换到位置状态3,依此类推,最多只需要更换六个位置状态就可以确定正确的电极位置,从而可以获得准确的可供实用的心电数据,可以避免背景技术部分提及的非专业人员无法判断获得的心电数据不准确的缺陷,避免对被检测人员的心脏疾病的诊疗不准,乃至耽搁治疗所带来的严重后果。

[0112] 综上所述,本发明的远程心电监控方法为避免心电数据错误,提供了一种额外的监控措施,在传输给服务器之前,先将心电数据发送给智能设备,通过智能设备对心电数据进行比对处理,只有未发现错误的心电数据才会传输给服务器,该监控措施避免了非专业人员远程操作获得的心电数据不准确的缺陷,避免诊疗数据不准所带来的严重后果。

[0113] 本领域技术人员应当理解,虽然本发明是按照多个实施例的方式进行描述的,但是并非每个实施例仅包含一个独立的技术方案。说明书中如此叙述仅仅是为了清楚起见,本领域技术人员应当将说明书作为一个整体加以理解,并将各实施例中所涉及的技术方案看作是可以相互组合成不同实施例的方式来理解本发明的保护范围。

[0114] 以上所述仅为本发明示意性的具体实施方式,并非用以限定本发明的范围。任何本领域的技术人员,在不脱离本发明的构思和原则的前提下所作的等同变化、修改与结合,均应属于本发明保护的范围。

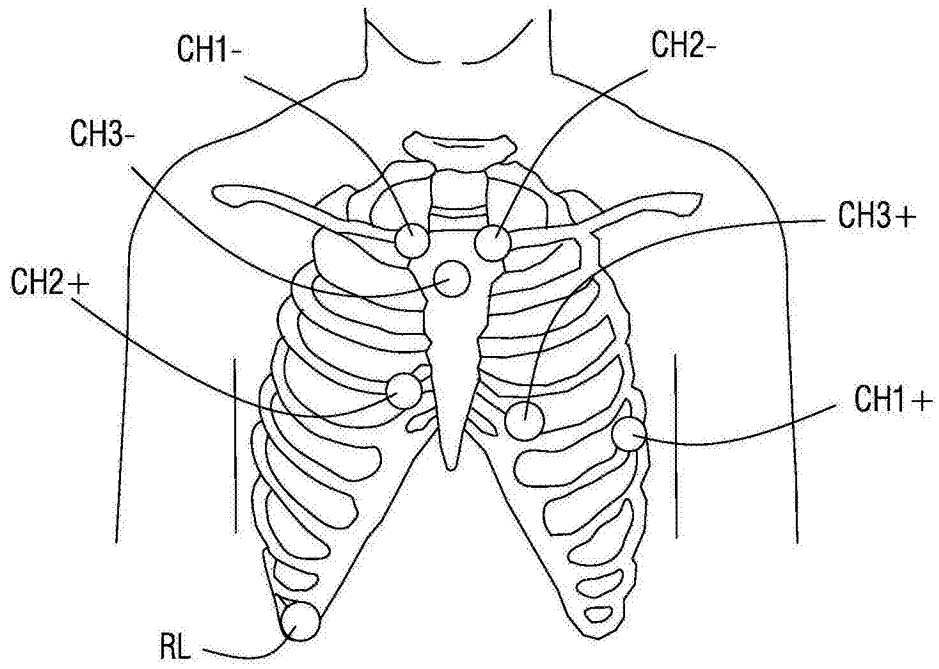


图1

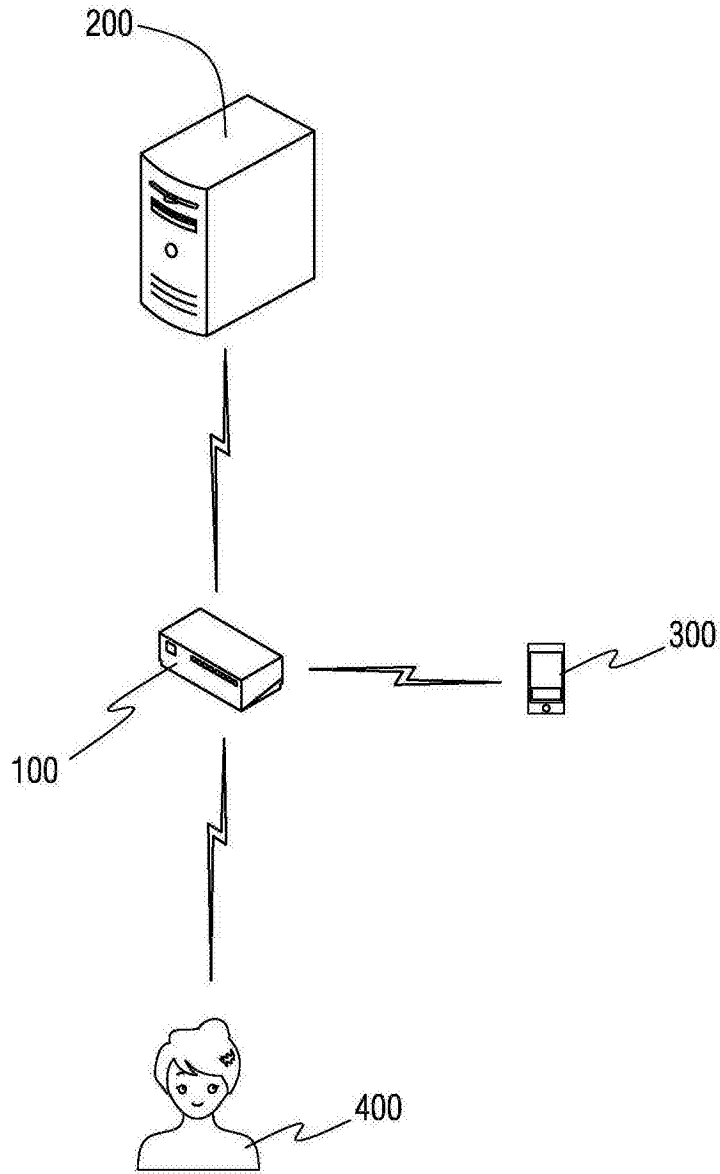


图2

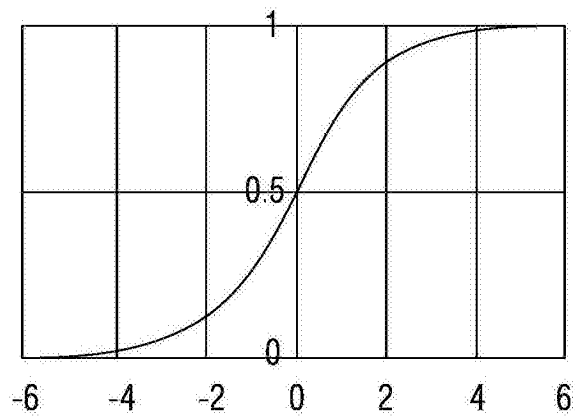


图3

专利名称(译)	一种远程心电监控方法		
公开(公告)号	CN105286854B	公开(公告)日	2016-07-20
申请号	CN201510868421.0	申请日	2015-12-01
[标]申请(专利权)人(译)	浙江铭众科技有限公司 浙江铭众生物医用材料与器械研究院		
申请(专利权)人(译)	浙江铭众科技有限公司 浙江铭众生物医用材料与器械研究院		
当前申请(专利权)人(译)	浙江铭众科技有限公司 浙江铭众生物医用材料与器械研究院		
[标]发明人	姚剑 赵晓鹏 黄海		
发明人	姚剑 赵晓鹏 黄海		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
代理人(译)	何春兰		
审查员(译)	桂林		
其他公开文献	CN105286854A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种远程心电监控方法，包括如下步骤：操作心电检测设备获得心电数据；将所述心电数据通过蓝牙发送给一台智能设备，智能设备对所述心电数据进行比对；若智能设备通过比对发现错误则发出报错提醒，然后重新操作心电检测设备直至通过比对未发现错误；若智能设备通过比对未发现错误，则发出指令以控制心电检测设备将其获得的心电数据通过网络传输给服务器。本发明为避免心电数据错误，在传输给服务器之前，先将心电数据发送给智能设备，通过智能设备对心电数据进行比对处理，只有未发现错误的心电数据才会传输给服务器，该监控措施避免了非专业人员远程操作获得的心电数据不准确的缺陷，避免诊疗数据不准所带来的严重后果。

