



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106388832 A

(43)申请公布日 2017.02.15

(21)申请号 201611050081.1

(22)申请日 2016.11.24

(71)申请人 西安思源学院

地址 710038 陕西省西安市灞桥区水安路
28号

(72)发明人 张耀楠 周微微 杨本强

(74)专利代理机构 北京世誉鑫诚专利代理事务
所(普通合伙) 11368

代理人 魏秀枝

(51)Int.Cl.

A61B 5/117(2016.01)

A61B 8/08(2006.01)

权利要求书2页 说明书6页

(54)发明名称

一种基于超声全心脏序列图像的身份识别
方法

(57)摘要

本发明涉及一种基于超声全心脏序列图像的身份识别方法,包括:(1)采集所要识别对象的超声全心脏序列图像;(2)对步骤(1)采集到的每幅图像的四腔进行分割,然后计算每幅图像四腔的几何性质;(3)将步骤(2)得到的四腔的几何性质按不同的几何性质按图像序列排列,得到不同几何性质的四腔运动的特性曲线;(4)处理四腔运动的特性曲线,提取心脏运动特性曲线的关键点;(5)比较四腔特性变化曲线同一特征的关键点时间差,得到四腔的同步信息;(6)计算心脏四腔几何特性在心脏周期的统计值;(7)识别;(8)结果输出。

1. 一种基于超声全心脏序列图像的身份识别方法,其特征在于,包括如下步骤:

(1) 采集所要识别对象的超声全心脏序列图像,完成后进入步骤(2);

(2) 对步骤(1)采集到的每幅图像的四腔进行分割,然后计算每幅图像四腔的几何性质,然后进入步骤(3);

(3) 将步骤(2)得到的四腔的几何性质按不同的几何性质按图像序列排列,得到不同几何性质的四腔运动的特性曲线,然后进入步骤(4);

(4) 处理四腔运动的特性曲线,提取心脏运动特性曲线的关键点,然后进入步骤(5);

(5) 比较四腔特性变化曲线同一特征的关键点时间差,得到四腔的同步信息,然后进入步骤(6);

(6) 计算心脏四腔几何特性在心脏周期的统计值,然后进入步骤(7);

(7) 识别步骤

将待识别者的身份识别特征向量与预先存储在特征模板库中的身份识别特征向量进行比对,完成识别,然后进入步骤(8);

(8) 结果输出。

2. 根据权利要求1所述的一种基于超声全心脏序列图像的身份识别方法,其特征在于,步骤(5)中的四腔的同步信息包括:

左心室和左心房之间的在关键点的时间差,包括收缩期起始点、收缩期结束点、A波特征点和舒张期起始点;

左心室和左心房之间的在关键点的时间差,包括收缩期起始点、收缩期结束点、A波特征点和舒张期起始点;

左心室和右心室之间的在关键点的时间差,包括收缩期起始点、收缩期结束点、A波特征点和舒张期起始点。

3. 根据权利要求1所述的一种基于超声全心脏序列图像的身份识别方法,其特征在于,步骤(3)中的四腔的几何性质包括四腔的面积、四腔的体积、四腔的周长、四腔的长轴长度和四腔的短轴长度。

4. 根据权利要求3所述的一种基于超声全心脏序列图像的身份识别方法,其特征在于,步骤(4)中的心脏运动曲线的关键点包括收缩期起始点、收缩期结束点、A波特征点和舒张期起始点。

5. 根据权利要求4所述的一种基于超声全心脏序列图像的身份识别方法,其特征在于,提取收缩期起始点包括以下步骤:

(1) 对采样的数据进行消除趋势项处理,消除曲线的偏移趋势;

(2) 对数据进行自相关分析,计算心动周期和心率;

(3) 提取曲线的上包络线,求出包络线的所有极大值,遍历所有极大值,取得相邻的两个极大值点A和B,所在时刻分别为 t_1 和 t_2 ;

(4) 判断

如果 $t_2 - t_1 > t_s$,则认为B已经进入了下一个心动周期,即A为当前周期的收缩期起始点;否则,认为仍在同一个周期内,B为当前周期可能的收缩期起始点;

(5) 重复步骤(3)~(4)直到包络线所有极大值遍历结束。

6. 根据权利要求4所述的一种基于超声全心脏序列图像的身份识别方法,其特征在于,

提取收缩期结束点的具体步骤如下：

(1) 求出收缩期起始点后，遍历所有收缩期起始点，从起始点开始，以0.3s为段向前搜索收缩期结束点；

(2) 判断搜索是否到达数组末尾，如果是，则跳出循环结束搜索；如果仍未到达数组末尾，则求段内所有极小值，认为这些极小值中最小的点则为收缩期结束点；

(3) 重复执行步骤(2)直到所有收缩期起始点遍历完毕。

7. 根据权利要求4所述的一种基于超声全心脏序列图像的身份识别方法，其特征在于，提取A波特征点具体步骤如下：

(1) 求出收缩期起始点后，遍历所有收缩期起始点，从起始点开始，以0.13s为段向后搜索A波特征点；

(2) 以当前周期内的收缩期起始点为起始点，在段内从起始点开始向前搜索段内所有的极小值，取所有极小值中最小的点为A波特征点；

(3) 重复步骤(2)直到所有收缩期起始点遍历完毕。

8. 根据权利要求4所述的一种基于超声全心脏序列图像的身份识别方法，其特征在于，提取舒张期起始点的具体步骤如下：

(1) 求出所有收缩期结束点后，遍历所有收缩期结束点，以0.28s为段向前搜索减慢舒张期起始点；

(2) 以当前周期的减慢舒张期起始点为起始点，在段内求所有极大值点，认为段内极大值中最大的极大值则为该周期中的减慢舒张期起始点；

(3) 重复步骤(2)直到所有收缩期结束点遍历完毕。

9. 根据权利要求1所述的一种基于超声全心脏序列图像的身份识别方法，其特征在于，步骤(6)中的心脏四腔几何特性在心脏周期的统计值包括四腔几何信息在一个心脏周期内的最小值、最大值、平均值和方差。

10. 根据权利要求1所述的一种基于超声全心脏序列图像的身份识别方法，其特征在于，步骤(7)中待识别者的身份识别特征向量包括步骤(5)产生的四腔同步信息和步骤(6)产生的心脏四腔几何特性在心脏周期的统计值。

一种基于超声全心脏序列图像的身份识别方法

技术领域

[0001] 本发明属于图像识别领域,具体涉及一种基于超声全心脏序列图像的身份识别方法。

背景技术

[0002] 随着信息技术的快速发展,网络已成为人们生活中必不可少的一部分,与此同时信息的安全性也面临着巨大的挑战,如何精准的实现身份识别成为了重要的研究课题。

[0003] 传统的身份识别方法如个人证件、ID卡等需要随身携带,容易丢失或被窃取,一旦被窃取或者盗用,自身安全及隐私则会受到威胁。

[0004] 现代科技下,人们拓展了人脸识别与指纹识别技术,但这两种技术的问题在于可以用照片或孪生兄妹代替,而指纹可以用硅胶伪造,降低了安全性。因此,传统的个人身份兴起的生物识别技术或许能在某种程度上解决这个难题。

[0005] 生物识别技术是一种以生物技术为基础,以信息技术为手段,将生物和信息这两种技术融合为一体的模式识别,它是根据人体生理特征和行为特征来识别身份的技术。由于生物特征具有唯一性和一定时期的稳定性,不容易伪造和假冒,所以利用生物识别技术进行身份认定安全、可靠、准确。随着生物识别技术的不断深入,借助于人体内含的生理特征进行身份识别的技术逐渐进入了研究视野。

[0006] 在人体脏器中,心脏最大的特征在于“动”,具有一定的周期性,这周期性虽不十分严格,但它所呈现出的心动的规律性和有限性却是从中提取出动态信息的前提和线索。心脏四腔包括左心房、左心室、右心房、右心室。四腔机械运动的同步运动是实现其泵血功能的必要条件。但是如何从四腔机械运动的同步运动提取出相关信息,这些相关信息可以作为对个人身份进行识别的基础成为一个急需解决的问题。

[0007] 与本发明的技术方案最相近似的实现方案如下:

[0008] (1) 身份识别的方法及装置,申请号:201510172451.8,本发明公开了一种身份识别的方法及装置,所述身份识别的方法包括以下步骤:获取多个个体在不同运动状态下的心电数据;从所述心电数据中提取多个特征向量;计算每个个体在不同运动状态下对应的特征向量的方差;获取小于预设阈值的方差对应的特征向量,根据所获取的特征向量建立识别模型。

[0009] (2) 基于双电极的手指心电身份识别系统,申请号:201410522241.2。本发明涉及一种基于双电极的手指心电身份识别系统。生物识别技术常用的生理特征包括:指纹、掌型、虹膜、视网膜、脸型、手腕/手的血管纹理和DNA等。本发明由下位机和上位机两部分组成,下位机为基于双电极的手指心电信号的采集模块,上位机为基于Android智能手机的心电身份识别应用软件。其中,下位机手指心电采集模块主要由双电极传感器、前置滤波器、电源电路,BMD101芯片电路、蓝牙模块电路组成。

[0010] (3) 一种心电异常状态下基于ECG多模板匹配的身份识别方法,申请号:201410313480.7。本发明涉及一种心电异常状态下基于ECG的多模板匹配身份识别方法,属

于生物特征身份识别技术领域,将待识别用户的心电数据与模板库中注册用户的数据进行比较,获得身份识别结果。该方法的关键技术包括:心电信号预处理,用于消除噪声干扰;心电信号分解,分离出每个周期的心电波形;标准化处理,分别在时间和幅值尺度上标准化;特征提取,利用小波变换提取特征,ISODATA算法进行聚类分析,进而构建ECG模板库;相关性分析,计算ECG测试数据与各模板的相关性,选择最佳匹配模板,最终获得身份识别结果。

发明内容

[0011] 发明目的:本发明针对上述现有技术存在的问题做出改进,即本发明公开了一种基于超声全心脏序列图像的身份识别方法。

[0012] 技术方案:一种基于超声全心脏序列图像的身份识别方法,包括如下步骤:

[0013] (1) 采集所要识别对象的超声全心脏序列图像,完成后进入步骤(2);

[0014] (2) 对步骤(1)采集到的每幅图像的四腔进行分割,然后计算每幅图像四腔的几何性质,然后进入步骤(3);

[0015] (3) 将步骤(2)得到的四腔的几何性质按不同的几何性质按图像序列排列,得到不同几何性质的四腔运动的特性曲线,然后进入步骤(4);

[0016] (4) 处理四腔运动的特性曲线,提取心脏运动特性曲线的关键点,然后进入步骤(5);

[0017] (5) 比较四腔特性变化曲线同一特征的关键点时间差,得到四腔的同步信息,然后进入步骤(6);

[0018] (6) 计算心脏四腔几何特性在心脏周期的统计值,然后进入步骤(7);

[0019] (7) 识别步骤

[0020] 将待识别者的身份识别特征向量与预先存储在特征模板库中的身份识别特征向量进行比对,完成识别,然后进入步骤(8);

[0021] (8) 结果输出。

[0022] 进一步地,步骤(5)中的四腔的同步信息包括:

[0023] 左心室和左心房之间的在关键点的时间差,包括收缩期起始点、收缩期结束点、A波特征点和舒张期起始点;

[0024] 左心室和左心房之间的在关键点的时间差,包括收缩期起始点、收缩期结束点、A波特征点和舒张期起始点;

[0025] 左心室和右心室之间的在关键点的时间差,包括收缩期起始点、收缩期结束点、A波特征点和舒张期起始点。

[0026] 进一步地,步骤(3)中的四腔的几何性质包括四腔的面积、四腔的体积、四腔的周长、四腔的长轴长度和四腔的短轴长度。

[0027] 进一步地,步骤(4)中的心脏运动曲线的关键点包括收缩期起始点、收缩期结束点、A波特征点和舒张期起始点。

[0028] 进一步地,提取收缩期起始点包括以下步骤:

[0029] (1) 对采样的数据进行消除趋势项处理,消除曲线的偏移趋势;

[0030] (2) 对数据进行自相关分析,计算心动周期和心率;

[0031] (3) 提取曲线的上包络线,求出包络线的所有极大值,遍历所有极大值,取得相邻

的两个极大值点A和B,所在时刻分别为 t_1 和 t_2 ;

[0032] (4) 判断

[0033] 如果 $t_2-t_1>t_s$,则认为B已经进入了下一个心动周期,即A为当前周期的收缩期起始点;否则,认为仍在同一个周期内,B为当前周期可能的收缩期起始点;

[0034] (5) 重复步骤(3)~(4)直到包络线所有极大值遍历结束。

[0035] 进一步地,将所有极大值中的最后一个极大值也认为是收缩期起始点。

[0036] 进一步地,提取收缩期结束点的具体步骤如下:

[0037] (1) 求出收缩期起始点后,遍历所有收缩期起始点,从起始点开始,以0.3s为段向前搜索收缩期结束点;

[0038] (2) 判断搜索是否到达数组末尾,如果是,则跳出循环结束搜索;如果仍未到达数组末尾,则求段内所有极小值,认为这些极小值中最小的点则为收缩期结束点;

[0039] (3) 重复执行步骤(2)直到所有收缩期起始点遍历完毕。

[0040] 进一步地,提取A波特征点具体步骤如下:

[0041] (1) 求出收缩期起始点后,遍历所有收缩期起始点,从起始点开始,以0.13s为段向后搜索A波特征点;

[0042] (2) 以当前周期内的收缩期起始点为起始点,在段内从起始点开始向前搜索段内所有的极小值,取所有极小值中最小的点为A波特征点;

[0043] (3) 重复步骤(2)直到所有收缩期起始点遍历完毕。

[0044] 进一步地,提取舒张期起始点的具体步骤如下:

[0045] (1) 求出所有收缩期结束点后,遍历所有收缩期结束点,以0.28s为段向前搜索减慢舒张期起始点;

[0046] (2) 以当前周期的减慢舒张期起始点为起始点,在段内求所有极大值点,认为段内极大值中最大的极大值则为该周期中的减慢舒张期起始点;

[0047] (3) 重复步骤(2)直到所有收缩期结束点遍历完毕。

[0048] 进一步地,步骤(6)中的心脏四腔几何特性在心脏周期的统计值包括四腔几何信息在一个心脏周期内的最小值、最大值、平均值和方差。

[0049] 进一步地,步骤(7)中待识别者的身份识别特征向量包括步骤(5)产生的四腔同步信息和步骤(6)产生的心脏四腔几何特性在心脏周期的统计值。

[0050] 有益效果:本发明公开的一种基于超声全心脏序列图像的身份识别方法具有以下有益效果:

[0051] 心脏是人最重要器官之一,是循环系统中的动力。而超声全心脏影像是四腔机械运动的直接反映,作为生物特征具有唯一性和一定时期的稳定性,不容易替换、伪造和假冒。

具体实施方式:

[0052] 下面对本发明的具体实施方式详细说明。

[0053] 一种基于超声全心脏序列图像的身份识别方法,包括如下步骤:

[0054] (1) 采集所要识别对象的超声全心脏序列图像,完成后进入步骤(2);

[0055] (2) 对步骤(1)采集到的每幅图像的四腔进行分割,然后计算每幅图像四腔的几何

性质,然后进入步骤(3);

[0056] (3) 将步骤(2)得到的四腔的几何性质按不同的几何性质按图像序列排列,得到不同几何性质的四腔运动的特性曲线,然后进入步骤(4);

[0057] (4) 处理四腔运动的特性曲线,提取心脏运动特性曲线的关键点,然后进入步骤(5);

[0058] (5) 比较四腔特性变化曲线同一特征的关键点时间差,得到四腔的同步信息,然后进入步骤(6);

[0059] (6) 计算心脏四腔几何特性在心脏周期的统计值,然后进入步骤(7);

[0060] (7) 识别步骤

[0061] 将待识别者的身份识别特征向量与预先存储在特征模板库中的身份识别特征向量进行比对,完成识别,然后进入步骤(8);

[0062] (8) 结果输出。

[0063] 进一步地,步骤(5)中的四腔的同步信息包括:

[0064] 左心室和左心房之间的在关键点的时间差,包括收缩期起始点、收缩期结束点、A波特征点和舒张期起始点;

[0065] 左心室和左心房之间的在关键点的时间差,包括收缩期起始点、收缩期结束点、A波特征点和舒张期起始点;

[0066] 左心室和右心室之间的在关键点的时间差,包括收缩期起始点、收缩期结束点、A波特征点和舒张期起始点。

[0067] 进一步地,步骤(3)中的四腔的几何性质包括四腔的面积、四腔的体积、四腔的周长、四腔的长轴长度和四腔的短轴长度。

[0068] 进一步地,步骤(4)中的心脏运动曲线的关键点包括收缩期起始点、收缩期结束点、A波特征点和舒张期起始点。

[0069] 进一步地,提取收缩期起始点包括以下步骤:

[0070] (1) 对采样的数据进行消除趋势项处理,消除曲线的偏移趋势;

[0071] (2) 对数据进行自相关分析,计算心动周期和心率;

[0072] (3) 提取曲线的上包络线,求出包络线的所有极大值,遍历所有极大值,取得相邻的两个极大值点A和B,所在时刻分别为 t_1 和 t_2 ;

[0073] (4) 判断

[0074] 如果 $t_2 - t_1 > t_s$,则认为B已经进入了下一个心动周期,即A为当前周期的收缩期起始点;否则,认为仍在同一个周期内,B为当前周期可能的收缩期起始点;

[0075] (5) 重复步骤(3)~(4)直到包络线所有极大值遍历结束。

[0076] 进一步地,将所有极大值中的最后一个极大值也认为是收缩期起始点。

[0077] 进一步地,提取收缩期结束点的具体步骤如下:

[0078] (1) 求出收缩期起始点后,遍历所有收缩期起始点,从起始点开始,以0.3s为段向前搜索收缩期结束点;

[0079] (2) 判断搜索是否到达数组末尾,如果是,则跳出循环结束搜索;如果仍未到达数组末尾,则求段内所有极小值,认为这些极小值中最小的点则为收缩期结束点;

[0080] (3) 重复执行步骤(2)直到所有收缩期起始点遍历完毕。

[0081] 进一步地,提取A波特征点具体步骤如下:

[0082] (1) 求出收缩期起始点后,遍历所有收缩期起始点,从起始点开始,以0.13s为段向后搜索A波特征点;

[0083] (2) 以当前周期内的收缩期起始点为起始点,在段内从起始点开始向前搜索段内所有的极小值,取所有极小值中最小的点为A波特征点;

[0084] (3) 重复步骤(2)直到所有收缩期起始点遍历完毕。

[0085] 进一步地,提取舒张期起始点的具体步骤如下:

[0086] (1) 求出所有收缩期结束后,遍历所有收缩期结束点,以0.28s为段向前搜索减慢舒张期起始点;

[0087] (2) 以当前周期的减慢舒张期起始点为起始点,在段内求所有极大值点,认为段内极大值中最大的极大值则为该周期中的减慢舒张期起始点;

[0088] (3) 重复步骤(2)直到所有收缩期结束点遍历完毕。

[0089] 进一步地,步骤(6)中的心脏四腔几何特性在心脏周期的统计值包括四腔几何信息在一个心脏周期内的最小值、最大值、平均值和方差。

[0090] 进一步地,步骤(7)中待识别者的身份识别特征向量包括步骤(5)产生的四腔同步信息和步骤(6)产生的心脏四腔几何特性在心脏周期的统计值。

[0091] 进一步地,步骤(2)中,四腔内腔的提取通过图像分割的方法,如区域增长、水平集分割、或者基于活动形状模型(ASM)的分割方法等等。

[0092] 进一步地,步骤(4)处理四腔运动的特性曲线包括以下步骤:

[0093] (41)、曲线拟合,

[0094] 心脏泵血过程是连续的,而通过心脏超声图像序列探究其搏动的过程是一个离散化的过程。通过这个离散化的数据去研究连续的心脏心腔几何性质变化,需要对离散化的数据进行曲线拟合。本文采用的曲线拟合方法为平滑样条法。

[0095] (42)、消除趋势项

[0096] 分割算法的误差和采集图像时探头的微小移动会对采集的数据造成影响,所记录的面积变化通常会偏离基线从而形成趋势项,进而导致各同类特征波之间差别较大。本文应用多项式最小二乘法,消除线性趋势项,减小各周期中的特征波的差异。

[0097] (43)、自相关分析

[0098] 描述同一信号在不同时刻的波形相关程度通常用自相关函数来描述。可以利用自相关函数检测心腔几何性质变化曲线中是否包含周期性成分,进而检测心动周期。

[0099] (44)、提取包络线

[0100] 提取包络线是对心脏运动曲线进行快速而精确地分段,并且确定每个心动周期内的收缩期起始点。因为只有确定了收缩期起始点,就可以根据心脏的泵血过程持续时间进行分段搜索,找到其他特征点。具体实现过程分为两步:第一步,因为心动周期中的收缩期起始点往往是周期内的一个极大值,通常是最大值,所以首先把曲线中所有极大值求出来,并确定其所在帧数;第二步,确定完曲线中所有极大值后,用线性插值法拟合所有极大值点即得到了曲线的上包络线。

[0101] 上面对本发明的实施方式做了详细说明。但是本发明并不限于上述实施方式,在所属技术领域普通技术人员所具备的知识范围内,还可以在不脱离本发明宗旨的前提下做

出各种变化。

专利名称(译)	一种基于超声全心脏序列图像的身份识别方法		
公开(公告)号	CN106388832A	公开(公告)日	2017-02-15
申请号	CN201611050081.1	申请日	2016-11-24
[标]申请(专利权)人(译)	西安思源学院		
申请(专利权)人(译)	西安思源学院		
当前申请(专利权)人(译)	西安思源学院		
[标]发明人	张耀楠 周微微 杨本强		
发明人	张耀楠 周微微 杨本强		
IPC分类号	A61B5/117 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/0044 A61B5/117 A61B5/7235 A61B5/7271 A61B8/0883 A61B8/52		
其他公开文献	CN106388832B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于超声全心脏序列图像的身份识别方法，包括：(1)采集所要识别对象的超声全心脏序列图像；(2)对步骤(1)采集到的每幅图像的四腔进行分割，然后计算每幅图像四腔的几何性质；(3)将步骤(2)得到的四腔的几何性质按不同的几何性质按图像序列排列，得到不同几何性质的四腔运动的特性曲线；(4)处理四腔运动的特性曲线，提取心脏运动特性曲线的关键点；(5)比较四腔特性变化曲线同一特征的关键点时间差，得到四腔的同步信息；(6)计算心脏四腔几何特性在心脏周期的统计值；(7)识别；(8)结果输出。