



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102657525 A

(43) 申请公布日 2012. 09. 12

(21) 申请号 201210145693. 4

(22) 申请日 2012. 05. 11

(71) 申请人 季忠

地址 400044 重庆市沙坪坝区正街 174 号重
庆大学重大花园新华楼 3-7

(72) 发明人 季忠

(74) 专利代理机构 重庆博凯知识产权代理有限
公司 50212

代理人 张先芸

(51) Int. Cl.

A61B 5/0452 (2006. 01)

A61B 5/00 (2006. 01)

A61B 5/053 (2006. 01)

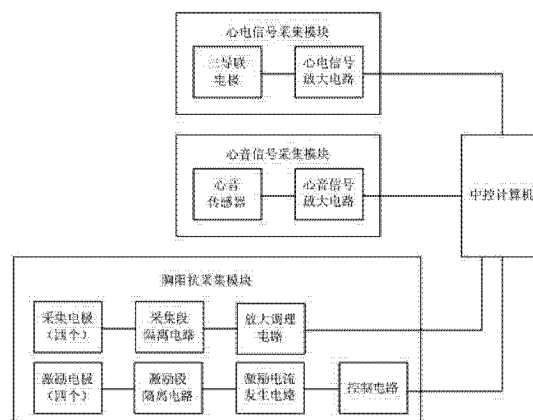
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 2 页

(54) 发明名称

一种心功能无创检测系统及方法

(57) 摘要

本发明提供一种心功能无创检测系统及方法,该心功能无创检测系统主要由中控计算机以及与中控计算机数据通信连接的心电信号采集模块、心音信号采集模块和胸阻抗采集模块构成,以分别采集心电信号、心音信号和胸阻抗信号;在心功能无创检测处理过程中,通过中控计算的综合处理,由心电信号、心音信号和胸阻抗信号得到相关的生理、病理特征参数,进而得到心功能相关的指标参数,并加以实时显示。本发明的心功能无创检测系统及方法具有较高的检测精度,提高了其临床适用性,弥补了国内目前尚未出现有效的心功能无创检测相关设备的技术空缺;并且结合现有的计算机技术和网络技术能够实现丰富的操作和远程功能,具有很好的应用前景。



1. 一种心功能无创检测系统,其特征在于,包括中控计算机以及与中控计算机数据通信连接的心电信号采集模块、心音信号采集模块和胸阻抗采集模块;

所述心电信号采集模块用于采集被检测对象的心电信号;

所述心音信号采集模块用于采集被检测对象的心音信号;

所述胸阻抗采集模块用于采集被检测对象的胸阻抗信号;

所述中控计算机中预设置有心电信号分析模型、心音信号分析模型、胸阻抗信号分析模型和心功能指标函数模型;所述心电信号分析模型用于对被检测对象的心电信号进行分析,输出相应的心电信号特征参数,所述心电信号特征参数包括心电信号中P点、Q点、R点、S点和T点的位置以及心率、P波宽度、QRS复合波宽度、T波宽度、RR间期、PR间期、ST间期和QT间期;所述心音信号分析模型用于对被检测对象的心音信号进行分析,输出相应的心音信号特征参数,所述心音信号特征参数包括第一心音、第二心音、第三心音和第四心音的宽度和幅值;所述胸阻抗信号分析模型用于对被检测对象的胸阻抗信号进行分析,输出相应的胸阻抗信号特征参数,所述胸阻抗信号特征参数包括胸阻抗信号中A点、B点、C点、X点和O点的位置;所述心功能指标函数模型用于根据所述心电信号特征参数、心音信号特征参数和胸阻抗信号特征参数分析得到相应的心脏泵血功能、心脏收缩功能以及心血管功能的指标参数;所述中控计算机能够通过与之数据通信连接的心电信号采集模块、心音信号采集模块和胸阻抗采集模块同步采集被检测对象的心电信号、心音信号和胸阻抗信号,将同步采集的心电信号、心音信号和胸阻抗信号分别作为心电信号分析模型、心音信号分析模型和胸阻抗信号分析模型的输入,再将心电信号分析模型、心音信号分析模型和胸阻抗信号分析模型输出的心电信号特征参数、心音信号特征参数和胸阻抗信号特征参数作为心功能指标函数模型的输入,得到被检测对象的心脏泵血功能、心脏收缩功能以及心血管功能的指标参数,并实时显示。

2. 根据权利要求1所述的心功能无创检测系统,其特征在于,所述胸阻抗采集模块主要由控制电路、激励电流发生电路、激励段隔离电路、四个激励电极、四个采集电极、采集段隔离电路和放大调理电路构成;所述控制电路与激励电流发生电路电连接,并与中控计算机进行数据通信连接,控制电路用于接收来自中控计算机的胸阻抗采集控制信号,并根据胸阻抗采集控制信号控制激励电流发生电路产生刺激电流;所述激励电流发生电路还通过激励段隔离电路与四个激励电极电连接,用于在控制电路的控制下产生刺激电流并通过四个激励电极作用于人体;所述四个采集电极中的两个采集电极用于设置在人体胸部剑突处,另两个采集电极用于设置在人体颈根部两侧,以采集刺激电流作用于人体后的电压信号;所述四个激励电极中的两个激励电极用于分别设置在人体胸部剑突处两个采集电极设置位置的下方3cm处,另两个激励电极用于分别设置在人体颈根部两侧两个采集电极设置位置的上方3cm处;放大调理电路通过采集段隔离电路与四个采集电极电连接,并与中控计算机进行数据通信连接,放大调理电路能够将四个采集电极采集的电压信号放大后转换处理为胸阻抗信号并输出至中控计算机。

3. 根据权利要求1所述的心功能无创检测系统,其特征在于,所述中控计算机中还预设置有样本个体信息数据库和个体补偿函数模型,所述个体信息数据库用于存储录入的被检测对象的个体信息,所述个体补偿函数模型用于记录心脏泵血功能指标参数、心脏收缩功能指标参数和心血管功能指标参数的补偿值与被检测对象的个体信息的函数映射关系;

中控计算机能够将被检测对象的个体信息作为个体补偿函数的输入而得到心脏泵血功能指标参数、心脏收缩功能指标参数和心血管功能指标参数的补偿值,利用所述补偿值分别对相应被检测对象的心脏泵血功能指标参数、心脏收缩功能指标参数和心血管功能指标参数进行补偿修正,得到修正的被检测对象的心脏泵血功能、心脏收缩功能以及心血管功能的指标参数,并实时显示。

4. 一种心功能无创检测方法,其特征在于,具体包括以下步骤:

A) 在中控计算机中预先设置心电信号分析模型、心音信号分析模型、胸阻抗信号分析模型和心功能指标函数模型;所述心电信号分析模型用于对被检测对象的心电信号进行分析,输出相应的心电信号特征参数,所述心电信号特征参数包括心电信号中P点、Q点、R点、S点和T点的位置以及心率、P波宽度、QRS复合波宽度、T波宽度、RR间期、PR间期、ST间期和QT间期;所述心音信号分析模型用于对被检测对象的心音信号进行分析,输出相应的心音信号特征参数,所述心音信号特征参数包括第一心音、第二心音、第三心音和第四心音的宽度和幅值;所述胸阻抗信号分析模型用于对被检测对象的胸阻抗信号进行分析,输出相应的胸阻抗信号特征参数,所述胸阻抗信号特征参数包括胸阻抗信号中A点、B点、C点、X点和O点的位置;所述心功能指标函数模型用于根据所述心电信号特征参数、心音信号特征参数和胸阻抗信号特征参数分析得到相应的心脏泵血功能、心脏收缩功能以及心血管功能的指标参数;

B) 通过与中控计算机数据通信连接的心电信号采集模块、心音信号采集模块和胸阻抗采集模块同步采集被检测对象的心电信号、心音信号和胸阻抗信号并传输至中控计算机;

C) 中控计算机将同步采集的心电信号、心音信号和胸阻抗信号分别作为心电信号分析模型、心音信号分析模型和胸阻抗信号分析模型的输入,再将心电信号分析模型、心音信号分析模型和胸阻抗信号分析模型输出的心电信号特征参数、心音信号特征参数和胸阻抗信号特征参数作为心功能指标函数模型的输入,得到被检测对象的心脏泵血功能、心脏收缩功能以及心血管功能的指标参数,并实时显示。

5. 根据权利要求4所述的心功能无创检测方法,其特征在于,在所述步骤A)中,在中控计算机中还预先设置有样本个体信息数据库和个体补偿函数模型,所述个体信息数据库用于存储录入的被检测对象的个体信息,所述个体补偿函数模型用于记录心脏泵血功能指标参数、心脏收缩功能指标参数和心血管功能指标参数的补偿值与被检测对象的个体信息的函数映射关系;在所述步骤C)中,中控计算机解析得到被检测对象的心脏泵血功能、心脏收缩功能以及心血管功能的指标参数后,还将被检测对象的个体信息作为个体补偿函数的输入而得到心脏泵血功能指标参数、心脏收缩功能指标参数和心血管功能指标参数的补偿值,利用所述补偿值分别对相应被检测对象的心脏泵血功能指标参数、心脏收缩功能指标参数和心血管功能指标参数进行补偿修正,得到修正的被检测对象的心脏泵血功能、心脏收缩功能以及心血管功能的指标参数,并实时显示。

一种心功能无创检测系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学工程技术和信息处理技术领域,特别涉及一种心功能无创检测系统及方法。

背景技术

[0002] 反映心动力的血流动力学参数监测已用于临床多年。血流动力学参数的监测,可以提供很多极有价值的参数信息,例如心脏泵血功能指标参数、心脏收缩功能指标参数、心血管功能指标参数等,这些心功能相关的指标参数对医疗和科研都具有重要的临床意义。随着临床医学的发展,各种血流动力学检测方法应运而生。目前,血液动力学检测的方法主要分为两大类:第一类为有创检测方法,即传统的检测方法,主要有 Swan-Ganz 导管法、脉搏指示连续心排血量技术,但由于有创检测法需要对患者进行有创数据检测,不仅给患者带来身体创伤,而且有创检测的费用昂贵,对检测人员的操作技术要求也比较高,还需要专业人员解释临床检测数据,并且医院从患者那里收取的费用往往远低于心功能有创检测成本,因此血液动力学有创检测法的临床应用很难普及;第二类为无创检测法,包括二氧化碳心排量测定法、多普勒超声法和胸阻抗法,其中胸阻抗法的 ICG 参数对心衰、高血压、呼吸困难等病人具有很好的应用价值,可以让医生更准确诊断、控制风险,选择最佳的临床治疗方案,改善病人预后,并且不会给患者带来创痛,检测成本也相对较低,特别是在有创法不能使用的场合,如危重患者、轻患者、导管禁忌患者和健康人,胸阻抗法是一种理想的检测方法。然而,国内目前根据胸阻抗法实现血液动力学无创检测的检测设备在临床应用还很少,究其原因,是该方法的临床检测精度还不为广大医生所接受。因此,有必要对基于胸阻抗法的心功能无创检测设备进一步深入研究,提高其临床应用精度,实现心功能无创检测设备的广泛应用。

发明内容

[0003] 针对现有技术存在的上述不足,本发明的目的在于提供一种心功能无创检测系统,以降低心功能相关指标参数的检测成本、提高心功能无创检测检测的临床适用性,解决现有技术中血流动力学参数有创检测成本高、临床适用性差的问题,弥补国内目前尚未出现有效的心功能无创检测相关设备的技术空缺。

[0004] 为实现上述目的,本发明采用了如下的技术手段:

一种心功能无创检测系统,包括中控计算机以及与中控计算机数据通信连接的心电信号采集模块、心音信号采集模块和胸阻抗采集模块;

所述心电信号采集模块用于采集被检测对象的心电信号;

所述心音信号采集模块用于采集被检测对象的心音信号;

所述胸阻抗采集模块用于采集被检测对象的胸阻抗信号;

所述中控计算机中预设置有心电信号分析模型、心音信号分析模型、胸阻抗信号分析模型和心功能指标函数模型;所述心电信号分析模型用于对被检测对象的心电信号进行分

析,输出相应的心电信号特征参数,所述心电信号特征参数包括心电信号中P点、Q点、R点、S点和T点的位置以及心率、P波宽度、QRS复合波宽度、T波宽度、RR间期、PR间期、ST间期和QT间期;所述心音信号分析模型用于对被检测对象的心音信号进行分析,输出相应的心音信号特征参数,所述心音信号特征参数包括第一心音、第二心音、第三心音和第四心音的宽度和幅值;所述胸阻抗信号分析模型用于对被检测对象的胸阻抗信号进行分析,输出相应的胸阻抗信号特征参数,所述胸阻抗信号特征参数包括胸阻抗信号中A点、B点、C点、X点和O点的位置;所述心功能指标函数模型用于根据所述心电信号特征参数、心音信号特征参数和胸阻抗信号特征参数分析得到相应的心脏泵血功能、心脏收缩功能以及心血管功能的指标参数;所述中控计算机能够通过与之数据通信连接的心电信号采集模块、心音信号采集模块和胸阻抗采集模块同步采集被检测对象的心电信号、心音信号和胸阻抗信号,将同步采集的心电信号、心音信号和胸阻抗信号分别作为心电信号分析模型、心音信号分析模型和胸阻抗信号分析模型的输入,再将心电信号分析模型、心音信号分析模型和胸阻抗信号分析模型输出的心电信号特征参数、心音信号特征参数和胸阻抗信号特征参数作为心功能指标函数模型的输入,得到被检测对象的心脏泵血功能、心脏收缩功能以及心血管功能的指标参数,并实时显示。

[0005] 上述的心功能无创检测系统中,作为一种可选择方案,所述胸阻抗采集模块主要由控制电路、激励电流发生电路、激励段隔离电路、四个激励电极、四个采集电极、采集段隔离电路和放大调理电路构成;所述控制电路与激励电流发生电路电连接,并与中控计算机进行数据通信连接,控制电路用于接收来自中控计算机的胸阻抗采集控制信号,并根据胸阻抗采集控制信号控制激励电流发生电路产生刺激电流;所述激励电流发生电路还通过激励段隔离电路与四个激励电极电连接,用于在控制电路的控制下产生刺激电流并通过四个激励电极作用于人体;所述四个采集电极中的两个采集电极用于设置在人体胸部剑突处,另两个采集电极用于设置在人体颈根部两侧,以采集刺激电流作用于人体后的电压信号;所述四个激励电极中的两个激励电极用于分别设置在人体胸部剑突处两个采集电极设置位置的下方3cm处,另两个激励电极用于分别设置在人体颈根部两侧两个采集电极设置位置的上方3cm处;放大调理电路通过采集段隔离电路与四个采集电极电连接,并与中控计算机进行数据通信连接,放大调理电路能够将四个采集电极采集的电压信号放大后转换处理为胸阻抗信号并输出至中控计算机。

[0006] 上述的心功能无创检测系统中,作为进一步改进方案,所述中控计算机中还预设置有样本个体信息数据库和个体补偿函数模型,所述个体信息数据库用于存储录入的被检测对象的个体信息,所述个体补偿函数模型用于记录心脏泵血功能指标参数、心脏收缩功能指标参数和心血管功能指标参数的补偿值与被检测对象的个体信息的函数映射关系;中控计算机能够将检测对象的个体信息作为个体补偿函数的输入而得到心脏泵血功能指标参数、心脏收缩功能指标参数和心血管功能指标参数的补偿值,利用所述补偿值分别对相应被检测对象的心脏泵血功能指标参数、心脏收缩功能指标参数和心血管功能指标参数进行补偿修正,得到修正的被检测对象的心脏泵血功能、心脏收缩功能以及心血管功能的指标参数,并实时显示。

[0007] 相应地,本发明还提供了一种心功能无创检测方法,为此本发明采用了如下的技术手段:

一种心功能无创检测方法,具体包括以下步骤:

A) 在中控计算机中预先设置心电信号分析模型、心音信号分析模型、胸阻抗信号分析模型和心功能指标函数模型;所述心电信号分析模型用于对被检测对象的心电信号进行分析,输出相应的心电信号特征参数,所述心电信号特征参数包括心电信号中P点、Q点、R点、S点和T点的位置以及心率、P波宽度、QRS复合波宽度、T波宽度、RR间期、PR间期、ST间期和QT间期;所述心音信号分析模型用于对被检测对象的心音信号进行分析,输出相应的心音信号特征参数,所述心音信号特征参数包括第一心音、第二心音、第三心音和第四心音的宽度和幅值;所述胸阻抗信号分析模型用于对被检测对象的胸阻抗信号进行分析,输出相应的胸阻抗信号特征参数,所述胸阻抗信号特征参数包括胸阻抗信号中A点、B点、C点、X点和O点的位置;所述心功能指标函数模型用于根据所述心电信号特征参数、心音信号特征参数和胸阻抗信号特征参数分析得到相应的心脏泵血功能、心脏收缩功能以及心血管功能的指标参数;

B) 通过与中控计算机数据通信连接的心电信号采集模块、心音信号采集模块和胸阻抗采集模块同步采集被检测对象的心电信号、心音信号和胸阻抗信号并传输至中控计算机;

C) 中控计算机将同步采集的心电信号、心音信号和胸阻抗信号分别作为心电信号分析模型、心音信号分析模型和胸阻抗信号分析模型的输入,再将心电信号分析模型、心音信号分析模型和胸阻抗信号分析模型输出的心电信号特征参数、心音信号特征参数和胸阻抗信号特征参数作为心功能指标函数模型的输入,得到被检测对象的心脏泵血功能、心脏收缩功能以及心血管功能的指标参数,并实时显示。

[0008] 上述的心功能无创检测方法中,作为进一步改进方案,在所述步骤A)中,在中控计算机中还预先设置有样本个体信息数据库和个体补偿函数模型,所述个体信息数据库用于存储录入的被检测对象的个体信息,所述个体补偿函数模型用于记录心脏泵血功能指标参数、心脏收缩功能指标参数和心血管功能指标参数的补偿值与被检测对象的个体信息的函数映射关系;在所述步骤C)中,中控计算机解析得到被检测对象的心脏泵血功能、心脏收缩功能以及心血管功能的指标参数后,还将被检测对象的个体信息作为个体补偿函数的输入而得到心脏泵血功能指标参数、心脏收缩功能指标参数和心血管功能指标参数的补偿值,利用所述补偿值分别对相应被检测对象的心脏泵血功能指标参数、心脏收缩功能指标参数和心血管功能指标参数进行补偿修正,得到修正的被检测对象的心脏泵血功能、心脏收缩功能以及心血管功能的指标参数,并实时显示。

[0009] 相比现有技术,本发明具有如下有益效果:

1、本发明的心功能无创检测系统利用多种信号参数采集模块,实现不同生理、病理信号的同步采集,在现有成熟的胸阻抗法基础上,提高了心功能无创检测综合性和合理性,从而使本发明心功能无创检测系统具有较高的检测精度,提高了其临床适用性,弥补了国内目前尚未出现有效的心功能无创检测相关设备的技术空缺。

[0010] 2、本发明的心功能无创检测系统可采用技术成熟的计算技术和电路模块技术构建而成,结构简单、成本低、构建方便,大大降低了其检测成本以及临床应用难度。

[0011] 3、本发明的心功能无创检测系统以计算机为心功能检测结果的处理核心,可以实现被检测对象数据的存储,心功能检测结果的显示、打印等功能,并且可以构建数据库管理系统(例如HIS系统)进行管理,还可以通过联网与医院信息系统共享数据或者实现远程检

测和会诊,具有很好的应用前景。

[0012] 4、本发明的心功能无创检测方法采用了基于多参数的分析模型获得多种心功能相关指标参数,使得无创获得的心功能检测结果更全面反映心功能随多种生理、病理信号参数的变化情况,避免了单一参数心功能无创检测方法检测结果不稳定的缺陷。

[0013] 5、作为进一步的改进方案,本发明的心功能无创检测方法还引入个体补偿函数模型,以通过被检测对象的个体信息得到心功能相关指标参数的补偿值,对被检测对象的心功能检测结果进行补偿修正,进一步弥补了个体差异对心功能检测结果的影响,使得该方法具有更好的临床适用性和鲁棒性。

附图说明

[0014] 图 1 为本发明心功能无创检测系统的结构框图;

图 2 为本发明心功能无创检测方法的流程框图;

图 3 为本发明心功能无创检测方法改进方案的流程框图。

具体实施方式

[0015] 下面结合附图和实施例对本发明的技术方案作进一步说明:

如图 1 所示,本发明的心功能无创检测系统主要由中控计算机以及与中控计算机数据通信连接的多种信号参数采集模块构成,利用这些信号参数采集模块实现不同生理、病理信号的同步采集;这些信号参数采集模块包括心电信号采集模块、心音信号采集模块和胸阻抗采集模块,用于分别采集心电信号、心音信号和胸阻抗信号并传输至中控计算机,通过中控计算的综合处理,由心电信号、心音信号和胸阻抗信号得到相关的生理、病理特征参数,进而得到心功能相关的指标参数,并加以实时显示。

[0016] 心电信号采集模块主要由三导联心电电极和心电信号放大电路构成,用于采集心电信号;其电路构成与市面上心电信号检测仪信号采集部分的电路结构基本相同,属于技术成熟的电路结构。

[0017] 心音信号采集模块主要由心音传感器和心音信号放大电路构成,用于采集心音信号。实际应用中所用的心音传感器和心音信号放大电路,可以是应用成熟的心音传感器产品和信号放大电路模块。

[0018] 胸阻抗采集模块采用自制电路实现,用于采集患者胸阻抗信号;胸阻抗采集模块主要由控制电路、激励电流发生电路、激励段隔离电路、四个激励电极、四个采集电极、采集段隔离电路和放大调理电路构成;控制电路与激励电流发生电路电连接,并与中控计算机进行数据通信连接,控制电路用于接收来自中控计算机的胸阻抗采集控制信号,并根据胸阻抗采集控制信号控制激励电流发生电路产生刺激电流,刺激电流通常为 40KHz~120KHz、幅值小于/等于 4mA 的微弱电流;激励电流发生电路还通过激励段隔离电路与四个激励电极电连接,用于在控制电路的控制下产生刺激电流并通过四个激励电极作用于人体;四个采集电极中的两个采集电极用于设置在人体胸部剑突处,另两个采集电极用于设置在人体颈根部两侧,以采集刺激电流作用于人体后的电压信号;所述四个激励电极中的两个激励电极用于分别设置在人体胸部剑突处两个采集电极设置位置的下方 3cm 处,另两个激励电极用于分别设置在人体颈根部两侧两个采集电极设置位置的上方 3cm 处;放大调理电路通

过采集段隔离电路与四个采集电极电连接,并与中控计算机进行数据通信连接,放大调理电路能够将四个采集电极采集的电压信号放大后转换处理为胸阻抗信号并输出至中控计算机。

[0019] 中控计算机中预设置有心电信号分析模型、心音信号分析模型、胸阻抗信号分析模型和心功能指标函数模型;心电信号分析模型用于对被检测对象的心电信号进行分析,输出相应的心电信号特征参数,所述心电信号特征参数包括心电信号中 P 点、Q 点、R 点、S 点和 T 点的位置以及心率、P 波宽度、QRS 复合波宽度、T 波宽度、RR 间期、PR 间期、ST 间期和 QT 间期;心音信号分析模型用于对被检测对象的心音信号进行分析,输出相应的心音信号特征参数,所述心音信号特征参数包括第一心音、第二心音、第三心音和第四心音的宽度和幅值;胸阻抗信号分析模型用于对被检测对象的胸阻抗信号进行分析,输出相应的胸阻抗信号特征参数,所述胸阻抗信号特征参数包括胸阻抗信号中 A 点、B 点、C 点、X 点和 O 点的位置;对胸阻抗信号进行分析时,还可以以心电信号中 Q 点位置作为参考点,结合心音信号中第一心音和第二心音的幅值最大值对胸阻抗信号中 A 点、B 点、C 点、X 点和 O 点的位置进行辅助定位,以进一步提高 A 点、B 点、C 点、X 点和 O 点的位置定位精确度;上述这些心电信号特征参数、心音信号特征参数、胸阻抗信号特征参数在医学领域的相关文献和教材中都有明确的定义,本文不再对其具体医学含义进行重复解释;心功能指标函数模型用于根据所述心电信号特征参数、心音信号特征参数和胸阻抗信号特征参数分析得到相应的心脏泵血功能、心脏收缩功能以及心血管功能的指标参数;中控计算机能够通过与之数据通信连接的心电信号采集模块、心音信号采集模块和胸阻抗采集模块同步采集被检测对象的心电信号、心音信号和胸阻抗信号,将同步采集的心电信号、心音信号和胸阻抗信号分别作为心电信号分析模型、心音信号分析模型和胸阻抗信号分析模型的输入,再将心电信号分析模型、心音信号分析模型和胸阻抗信号分析模型输出的心电信号特征参数、心音信号特征参数和胸阻抗信号特征参数作为心功能指标函数模型的输入,得到被检测对象的心脏泵血功能、心脏收缩功能以及心血管功能的指标参数,并实时显示。中控计算机的电路设计可以完全采用现有个人计算机的电路设计方案,若为了控制成本,也可以采用 ARM 处理器、DSP 处理器等为核心的嵌入式设计方案;中控计算机上可以安装多通道数据采集卡作为多通道数据接口,以便于同步采集多种信号数据。

[0020] 由此可见,本发明的心功能无创检测系统可采用技术成熟的计算技术和电路模块技术构建而成,结构简单、成本低、构建方便,大大降低了其检测成本以及临床应用难度。本发明的心功能无创检测系统利用多种信号参数采集模块,实现不同生理、病理信号的同步采集,在现有成熟的胸阻抗法基础上,提高了心功能无创检测综合性和合理性,从而使本发明心功能无创检测系统具有较高的检测精度,提高了其临床适用性,弥补了国内目前尚未出现有效的心功能无创检测相关设备的技术空缺;不仅如此,本发明的心功能无创检测系统以计算机为心功能检测结果的处理核心,并结合现有的计算机技术和网络技术,通过对系统的进一步编程设计,能够实现被检测对象数据的存储,心功能检测结果的显示、打印等功能,并且可以构建数据库管理系统(HIS 系统)进行管理,还可以通过联网与医院信息系统共享数据或者实现远程检测和会诊,具有很好的应用前景。

[0021] 采用上述的心功能无创检测系统,即可实现本发明的心功能无创检测方法,其流程如图 2 所示,具体步骤如下:

A) 在中控计算机中预先设置心电信号分析模型、心音信号分析模型、胸阻抗信号分析模型和心功能指标函数模型;所述心电信号分析模型用于对被检测对象的心电信号进行分析,输出相应的心电信号特征参数,所述心电信号特征参数包括心电信号中P点、Q点、R点、S点和T点的位置以及心率、P波宽度、QRS复合波宽度、T波宽度、RR间期、PR间期、ST间期和QT间期;所述心音信号分析模型用于对被检测对象的心音信号进行分析,输出相应的心音信号特征参数,所述心音信号特征参数包括第一心音、第二心音、第三心音和第四心音的宽度和幅值;所述胸阻抗信号分析模型用于对被检测对象的胸阻抗信号进行分析,输出相应的胸阻抗信号特征参数,所述胸阻抗信号特征参数包括胸阻抗信号中A点、B点、C点、X点和O点的位置;所述心功能指标函数模型用于根据所述心电信号特征参数、心音信号特征参数和胸阻抗信号特征参数分析得到相应的心脏泵血功能、心脏收缩功能以及心血管功能的指标参数;

B) 通过与中控计算机数据通信连接的心电信号采集模块、心音信号采集模块和胸阻抗采集模块同步采集被检测对象的心电信号、心音信号和胸阻抗信号并传输至中控计算机;

C) 中控计算机将同步采集的心电信号、心音信号和胸阻抗信号分别作为心电信号分析模型、心音信号分析模型和胸阻抗信号分析模型的输入,再将心电信号分析模型、心音信号分析模型和胸阻抗信号分析模型输出的心电信号特征参数、心音信号特征参数和胸阻抗信号特征参数作为心功能指标函数模型的输入,得到被检测对象的心脏泵血功能、心脏收缩功能以及心血管功能的指标参数,并实时显示。

[0022] 上述心功能无创检测方法中,中控计算机的处理功能可以利用 Visual C++6.0 编程语言实现,编程得到的处理功能软件在 Windows、Linux 等操作系统平台上运行工作,以适应不同的客户需要。中控计算机的功能处理软件中,可以专门针对上述同步采集的这些生理、病理信号构建一个同步数据记录模块,实现对这些生理、病理信号的同步记录和统一管理;同时,可以专门针对心功能相关指标参数检测结果的显示构建一个心功能检测结果显示界面,对检测得到的心功能相关指标参数检测结果以及相关信号特征参数进行显示。系统中的心电信号分析模型、心音信号分析模型和胸阻抗信号分析模型,用于分别分析得出心电信号特征参数、心音信号特征参数和胸阻抗信号特征参数,因此可以根据这些特征参数在各自信号中的数据特征,利用现有的数字信号分析识别技术和数学建模技术加以建立。而对于系统中的心功能指标函数模型,则可以选择适宜的患者群作为训练样本对象,从病理学和生物力学角度出发,利用心电信号采集模块、心音信号采集模块和胸阻抗采集模块采集训练样本对象的心电信号、心音信号和胸阻抗信号,同时利用与中控计算机数据通信连接的有创心功能监测仪同步采集训练样本对象实际的心功能相关指标参数检测结果,由于心电信号特征参数、心音信号特征参数和胸阻抗信号特征参数与心功能有较密切的联系,因此,通过数据挖掘和分析识别,提取出不同病症的训练样本对象的心电信号特征参数、心音信号特征参数和胸阻抗信号特征参数的变化分别与心功能相关指标参数的变化之间的相关关系,即可根据特征参数确定相应的心功能相关指标参数,再通过数学建模得到心功能指标函数模型;训练建立心功能指标函数模型的过程中,之所以选用有创心功能监测仪采集训练样本对象的心功能相关指标参数检测结果,是因为相比于现有的无创心功能检测法,现有的有创心功能监测仪更能够准确地检测训练样本对象的真实的心功能变化情况,避免建模中数据的偏差给系统带来不可弥补的运算偏差,以保证心功能无创检测的准

确性。得到心电信号分析模型、心音信号分析模型、胸阻抗信号分析模型和心功能指标函数模型后,对于待测心功能的患者,则无需再进行有创心功能检测,而是通过检测患者的心电信号、心音信号和胸阻抗信号,借助心电信号分析模型、心音信号分析模型、胸阻抗信号分析模型以及心功能指标函数模型进行多参数、多方位的综合运算处理,即到相应的心功能相关指标参数检测结果;由于心电信号、心音信号和胸阻抗信号的检测都是无创的,从而实现了对心功能的无创检测,同时,由于该检测方法综合考虑了多种引起心功能变化的生理、病理信号参数,因而本发明的心功能无创检测方法具有了更高的临床检测精度。

[0023] 作为进一步的改进方案,在中控计算机的处理功能软件中,还还预设置有样本个体信息数据库和个体补偿函数模型,个体信息数据库用于存储录入的被检测对象的个体信息,个体补偿函数模型用于记录心脏泵血功能指标参数、心脏收缩功能指标参数和心血管功能指标参数的补偿值与被检测对象的个体信息的函数映射关系;该改进方案的心功能无创检测方法流程如图3所示,在前述心功能无创检测步骤A)~C)的基础上,在所述步骤A)中,在中控计算机中还预先设置有样本个体信息数据库和个体补偿函数模型;在所述步骤C)中,中控计算机解析得到被检测对象的心脏泵血功能、心脏收缩功能以及心血管功能的指标参数后,还将被检测对象的个体信息作为个体补偿函数的输入而得到心脏泵血功能指标参数、心脏收缩功能指标参数和心血管功能指标参数的补偿值,利用所述补偿值分别对相应被检测对象的心脏泵血功能指标参数、心脏收缩功能指标参数和心血管功能指标参数进行补偿修正,得到修正的被检测对象的心脏泵血功能、心脏收缩功能以及心血管功能的指标参数,并实时显示。被检测对象的个体信息可以包括被检测对象的性别、年龄、身高、体重、临床病症、生理指标等信息中的一种或几种信息,可根据实际临床需要进行确定。个体补偿函数模型可以借助长期的临床检测、诊断数据,凭借经验分析不同个体信息对心功能相关指标参数变化的影响而得到,用以进一步弥补个体差异对心功能检测结果的影响,使得该心功能无创检测方法具有更好的临床适用性和鲁棒性。

[0024] 最后说明的是,以上实施例仅用以说明本发明的技术方案而非限制,尽管参照较佳实施例对本发明进行了详细说明,本领域的普通技术人员应当理解,可以对本发明的技术方案进行修改或者等同替换,而不脱离本发明技术方案的宗旨和范围,其均应涵盖在本发明的权利要求范围当中。

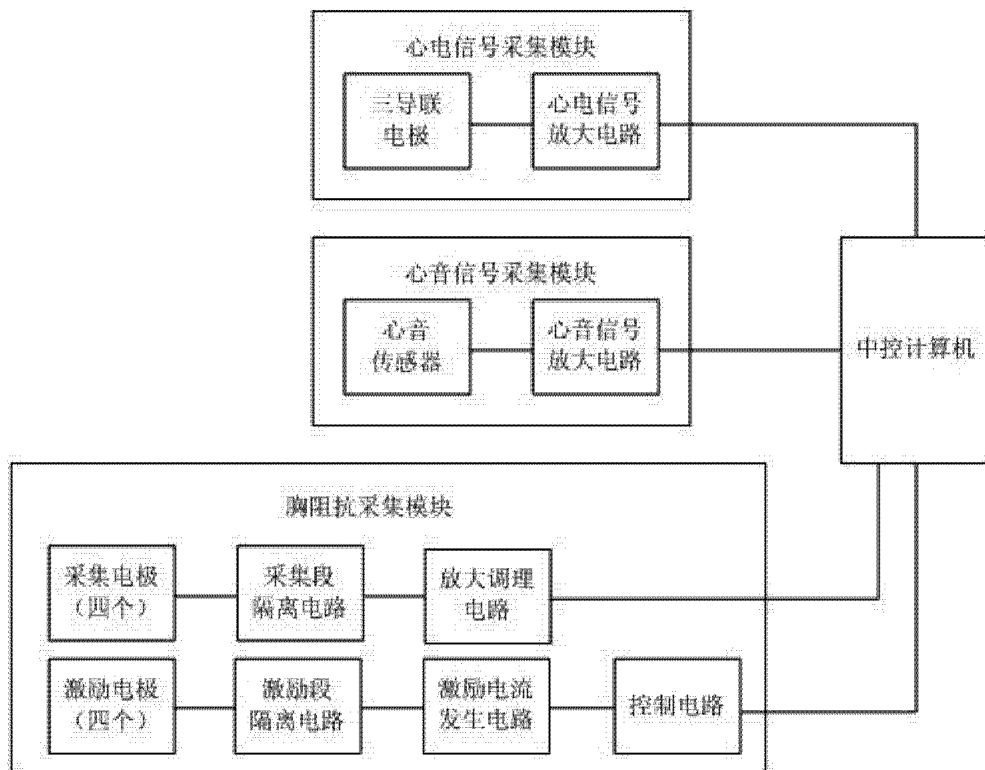


图 1

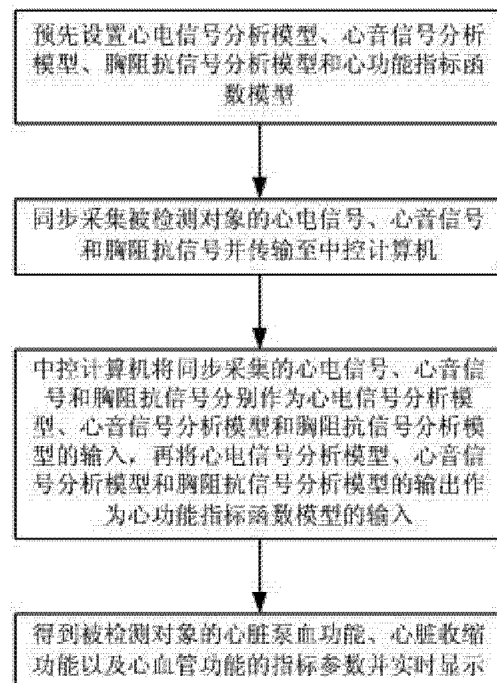


图 2

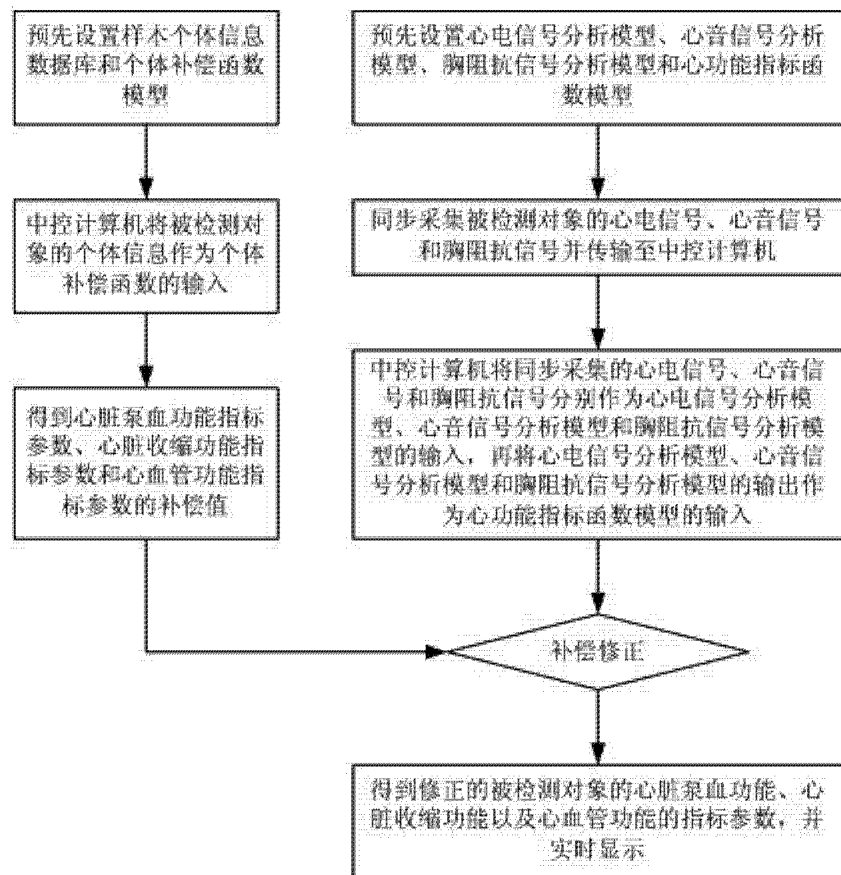


图 3

专利名称(译)	一种心功能无创检测系统及方法		
公开(公告)号	CN102657525A	公开(公告)日	2012-09-12
申请号	CN201210145693.4	申请日	2012-05-11
[标]申请(专利权)人(译)	季忠		
申请(专利权)人(译)	季忠		
当前申请(专利权)人(译)	季忠		
[标]发明人	季忠		
发明人	季忠		
IPC分类号	A61B5/0452 A61B5/00 A61B5/053		
其他公开文献	CN102657525B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种心功能无创检测系统及方法，该心功能无创检测系统主要由中控计算机以及与中控计算机数据通信连接的心电信号采集模块、心音信号采集模块和胸阻抗采集模块构成，以分别采集心电信号、心音信号和胸阻抗信号；在心功能无创检测处理过程中，通过中控计算的综合处理，由心电信号、心音信号和胸阻抗信号得到相关的生理、病理特征参数，进而得到心功能相关的指标参数，并加以实时显示。本发明的无创检测系统及方法具有较高的检测精度，提高了其临床适用性，弥补了国内目前尚未出现有效的心功能无创检测相关设备的技术空缺；并且结合现有的计算机技术和网络技术能够实现丰富的操作和远程功能，具有很好的应用前景。

