



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109009221 A

(43)申请公布日 2018.12.18

(21)申请号 201810959663.4

(22)申请日 2018.08.22

(71)申请人 广东华睿远洋医疗科技有限公司

地址 523000 广东省东莞市松山湖高新技术  
产业开发区总部二路17号B508

(72)发明人 刘超 于松涛

(74)专利代理机构 北京中济纬天专利代理有限  
公司 11429

代理人 卢春华

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

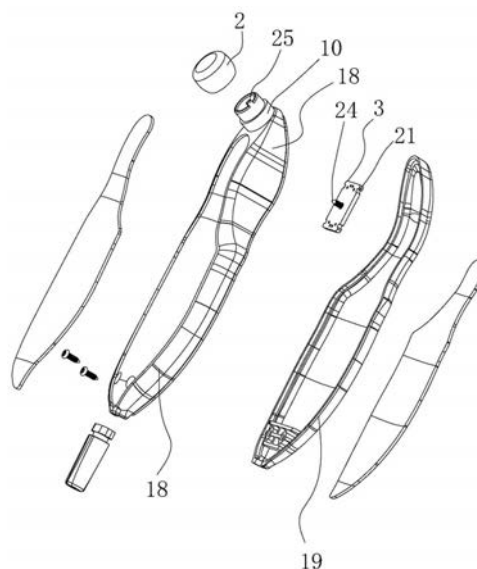
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

### (54)发明名称

一种多普勒心输出量检测装置及其检测方法

### (57)摘要

本发明提供一种多普勒心输出量检测装置及其检测方法,其包括外壳、超声探头和外置独立的控制电路板,外壳内设置有与超声探头电连接的探头转接板,控制电路板上设有接收电路模块、AD采集转换器、CPLD控制器、阻抗匹配电路模块、驱动电路模块以及MCU;驱动电路模块的输出端与探头转接板电连接,CPLD控制器与阻抗匹配电路模块电连接,阻抗匹配电路模块与驱动电路模块的输入端电连接,探头转接板与接收电路的输入端电连接,接收电路的输出端与AD采集转换器的输入端电连接,AD采集转换器的输出端与CPLD控制器电连接;MCU电连接有传输模块。本发明实现了心输出量无创、实时的检测,减轻了患者的痛苦和感染的风险;大大提高检测的方便性和实时性,提高检测效率。



1. 一种多普勒心输出量检测装置,其特征在于:包括外壳、超声探头和外置独立的控制电路板,所述外壳内设置有与超声探头电连接的探头转接板;所述控制电路板上设置有接收电路模块、AD采集转换器、CPLD控制器、阻抗匹配电路模块、驱动电路模块以及MCU;所述驱动电路模块的输出端与探头转接板电连接,所述CPLD控制器与阻抗匹配电路模块电连接,阻抗匹配电路模块与驱动电路模块的输入端电连接,所述探头转接板与接收电路的输入端电连接,所述接收电路的输出端与AD采集转换器的输入端电连接,AD采集转换器的输出端与CPLD控制器电连接,CPLD控制器与MCU电连接;所述MCU电连接有传输模块;所述外壳的前端设置有凸台,所述超声探头套接于凸台外,超声探头内部贴有超声振元。

2. 根据权利要求1所述的一种多普勒心输出量检测装置,其特征在于:所述接收电路模块包括滤波电路和放大电路,所述探头转接板与滤波电路的输入端电连接,滤波电路的输出端与放大电路的输入端电连接,放大电路的输出端与AD采集转换器的输入端电连接。

3. 根据权利要求1所述的一种多普勒心输出量检测装置,其特征在于:所述传输模块包括USB接口,所述USB接口与MCU电连接。

4. 根据权利要求1所述的一种多普勒心输出量检测装置,其特征在于:所述传输模块还包括无线通信模块,所述无线通信模块与MCU电连接。

5. 根据权利要求4所述的一种多普勒心输出量检测装置,其特征在于:所述无线通信模块为WIFI模块或者蓝牙模块。

6. 根据权利要求1所述的一种多普勒心输出量检测装置,其特征在于:所述外壳包括前盖和后盖,所述前盖与后盖可拆卸连接;所述前盖内设置有若干个用于定位探头转接板的定位凸条,所述探头转接板设置有用于与定位凸条卡接配合的定位凹槽;所述探头转接板的中部设置有第一螺孔,所述前盖设置有第二螺孔,第一螺孔与第二螺孔对应设置,所述外壳内还包括用于将探头转接板锁定在前盖的锁定螺丝,锁定螺丝与第一螺孔、第二螺孔螺接。

7. 根据权利要求1所述的一种多普勒心输出量检测装置,其特征在于:所述凸台的端部还设置有凸块,所述超声探头内设置有用于与凸块配合卡接的卡槽。

8. 一种适用于权利要求1-7任意一项所述多普勒心输出量检测装置的多普勒心输出量检测方法,其特征在于,包括以下步骤:

- A、发出超声波作用于心脏主动脉血流或肺主动脉血流;
- B、接收超声波作用于心脏主动脉血流或肺主动脉血流后的回波信号;
- C、对回波信号依次进行滤波和放大;
- D、对放大后回波信号进行数模转换;
- E、将数模转换后的回波信号的数据通过CPLD控制器进行处理和分析并发送至MCU;

F、MCU将步骤E中获取的数据传输至配合检测的心输出量计算及管理平台,在该平台输入用户的身高或者体重,采用算法得到用户的心脏主动脉膜环或肺主动脉膜环的直径或者面积;根据超声多普勒频移信号,采用算法得到心脏主动脉膜环或肺主动脉膜环处的血流速度;

G、心输出量计算及管理平台根据心脏主动脉膜环或肺主动脉膜环的直径和血流速度,计算得到每搏输出量或心输出量;

H、心输出量计算及管理平台上直接显示计算出的检测结果。

9. 根据权利要求8所述的一种多普勒心输出量检测方法,其特征在于:

所述的步骤F中计算患者的心脏主动脉瓣膜的直径或肺动脉瓣膜的直径,当患者的身高大于50厘米时,患者身高与心脏主动脉膜环直径的线性曲线为 $Y=0.01*(X-50)+0.74$ 、患者身高与肺动脉膜环直径的线性曲线 $Y=0.01*(X-50)+0.82$ ,其中X表示的是患者的身高,单位为厘米,Y表示的是主动脉瓣膜或肺动脉瓣膜的直径,单位为厘米;

当身高小于50厘米时,患者体重与心脏主动脉膜环直径的线性曲线为 $Y=0.1*Z+0.34$ 、患者体重与肺动脉膜环直径的线性曲线: $Y=0.1*Z+0.37$ ,其中Z表示的是患者的体重,单位为千克,Y表示的是主动脉膜环或者肺动脉膜环的直径,单位为厘米。

## 一种多普勒心输出量检测装置及其检测方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医疗设备技术领域,尤其是指一种多普勒心输出量检测装置及其检测方法。

### 背景技术

[0002] 随着科学技术的不断发展,心脏血流动力学检测仪得到了国内外医学界的认可和证明。心脏血流动力学检测的关键技术是获得心输出量,包括心主动脉输出量和肺主动脉输出量,通过这两个参数利用一定的公式可以推导出其他的心脏血流动力学参数。

[0003] 过去一直沿用有创的血流动力学检测方法,即漂浮导管法(Swan—Ganz 导管),并被称为血流动力学检测的金标准,但该方法因为有创,在临床使用过程中会存在一定的风险、感染等,且无法长期、连续应用,病人不易接受,因此限制了其在临床上的广泛开展。目前国内各医院采用的漂浮导管法,费用高,并且有感染、出血、血栓、死亡等并发症,医疗风险大,对危重病人的创伤大,不能长期连续监测,且对操作的技术水平要求高、操作复杂适用范围小,不适合儿童,;而无创血流动力学监测完全可以代替导管法进行心功能监测。因此,人们一直在寻找可替代漂浮导管法,使用简便、实时、准确、重复性好的无创血流动力学检测方法。

### 发明内容

[0004] 本发明针对现有技术的问题提供一种多普勒心输出量检测装置及其检测方法,无创检测,使用简单,操作方便,大大提高检测的方便性和实时性,减少重复检测的次数,提高检测效率,而且结构简单。

[0005] 为了解决上述技术问题,本发明采用如下技术方案:

本发明提供一种多普勒心输出量检测装置,包括外壳、超声探头和外置独立的控制电路板,所述外壳内设置有与超声探头电连接的探头转接板,所述控制电路板上设置有接收电路模块、AD采集转换器、CPLD控制器、阻抗匹配电路模块、驱动电路模块以及MCU;所述驱动电路模块的输出端与探头转接板电连接,所述CPLD控制器与阻抗匹配电路模块电连接,阻抗匹配电路模块与驱动电路模块的输入端电连接,所述探头转接板与接收电路的输入端电连接,所述接收电路的输出端与AD采集转换器的输入端电连接,AD采集转换器的输出端与CPLD控制器电连接,CPLD控制器与MCU电连接;所述MCU电连接有传输模块;所述外壳的前端设置有凸台,所述超声探头套接于凸台外;超声探头内部贴有超声振元。

[0006] 其中,所述接收电路模块包括滤波电路和放大电路,所述探头转接板与滤波电路的输入端电连接,滤波电路的输出端与放大电路的输入端电连接,放大电路的输出端与AD采集转换器的输入端电连接。

[0007] 其中,所述CPLD控制器与驱动电路模块之间设置有阻抗匹配电路模块,所述阻抗匹配电路模块与CPLD控制器、驱动电路模块电连接。

[0008] 其中,所述传输模块包括USB接口,所述USB接口与MCU电连接。

[0009] 其中,所述传输模块还包括无线通信模块,所述无线通信模块与MCU电连接。

[0010] 其中,所述无线通信模块为WIFI模块。

[0011] 其中,所述无线通信模块为蓝牙模块。

[0012] 其中,所述外壳包括前盖和后盖,所述前盖与后盖可拆卸连接;所述前盖内设置有若干个用于定位探头转接板的定位凸条,所述探头转接板设置有用与定位凸条卡接配合的定位凹槽;所述探头转接板的中部设置有第一螺孔,所述前盖设置有第二螺孔,第一螺孔与第二螺孔对应设置,所述外壳内还包括用于将探头转接板锁定在前盖的锁定螺丝,锁定螺丝与第一螺孔、第二螺孔螺接。

[0013] 其中,所述凸台的端部还设置有凸块,所述超声探头内设置有用与凸块配合卡接的卡槽。

[0014] 一种多普勒心输出量检测方法,包括以下步骤:

A、发出超声波作用于心脏主动脉膜环处血流或肺主动脉膜环处血流;

B、接收超声波作用于心脏主动脉膜环处血流或肺主动脉膜环处血流后的回波信号;

C、对回波信号依次进行滤波和放大;

D、对放大后回波信号进行数模转换;

E、将数模转换后的回波信号的数据通过CPLD控制器进行处理和分析并发送至MCU;

F、MCU将步骤E中获取的数据传输至配合检测的心输出量计算及管理平台,在该平台输入用户的身高或者体重,采用算法得到用户的心脏主动脉膜环或肺主动脉膜环的直径或者面积;根据超声多普勒频移信号,采用算法得到心脏主动脉膜环或肺主动脉膜环处的血流速度;

G、心输出量计算及管理平台根据心脏主动脉膜环或肺主动脉膜环的直径和血流速度,计算得到每搏输出量或心输出量;

H、心输出量计算及管理平台上直接显示计算出的检测结果。

[0015] 所述的步骤F中计算患者的心脏主动脉膜环的直径或肺动脉膜环的直径,当患者的身高大于50厘米时,患者身高与心脏主动脉膜环直径的线性曲线为 $Y=0.01*(X-50)+0.74$ 、患者身高与肺动脉膜环直径的线性曲线 $Y=0.01*(X-50)+0.82$ ,其中X表示的是患者的身高,单位为厘米,Y表示的是主动脉膜环或肺动脉膜环的直径,单位为厘米;

当身高小于50厘米时,患者体重与心脏主动脉膜环直径的线性曲线为 $Y=0.1*Z+0.34$ 、患者体重与肺动脉膜环直径的线性曲线: $Y=0.1*Z+0.37$ ,其中Z表示的是患者的体重,单位为千克,Y表示的是主动脉膜环或者肺动脉膜环的直径,单位为厘米。

[0016] 本发明的有益效果:

本发明提供一种多普勒心输出量检测装置及其检测方法,相对于现有的检测装置及方法,其具有的优点:(1)实现心输出量无创、实时的检测,减轻了患者的痛苦和感染的风险;(2)实现连续、实时检测,可以第一时间反应患者心输出量的变化,将治疗措施产生的治疗效果实时的表征出来,医师可以判断治疗措施的好坏和程度,以便做进一步的调整治疗方案;(3)使用简单、操作方便,操作的技术水平要求低,大大提高检测的方便性,减少心输出量检测的准备时间和检测过程中的时间,大大提高了检测效率,减少了医师的工作强度;(4)结构设计适应人体生理解剖结构,可以让医师在特定的入射位置,采用一定的入射角度,舒服、快速的找到心主动脉瓣膜和肺主动脉瓣膜的位置,进而进行心输出量的检

测;进一步的,其使用简单,操作方便,大大提高检测的方便性和实时性,减少重复检测的次数,提高检测效率,而且结构简单。

### 附图说明

[0017] 图1为本发明的一种多普勒心输出量检测装置的结构示意图。

[0018] 图2为本发明的一种多普勒心输出量检测装置的结构分解图。

[0019] 图3为本发明的一种多普勒心输出量检测装置的另一视角的结构分解图。

[0020] 图4为本发明的原理框图。

[0021] 图5为本发明中控制电路板的原理框图。

[0022] 在图1至图5中的附图标记包括:

1—外壳	2—超声探头	3—探头转接板
4—接收电路模块	5—AD采集转换器	6—CPLD控制器
7—驱动电路模块	8—MCU	9—传输模块
10—凸台	11—滤波电路	12—放大电路
13—阻抗匹配电路模块	14—USB接口	15—无线通信模块
16—WIFI模块	17—蓝牙模块	18—前盖
19—后盖	20—定位凸条	21—定位凹槽
22—第一螺孔	23—第二螺孔	24—锁定螺丝
25—凸块	26—卡槽。	

### 具体实施方式

[0023] 为了便于本领域技术人员的理解,下面结合实施例与附图对本发明作进一步的说明,实施方式提及的内容并非对本发明的限定。以下结合附图对本发明进行详细的描述。

[0024] 本发明所提供的一种多普勒心输出量检测装置,包括外壳1、超声探头2和外置独立的控制电路板,所述外壳1内设置有与超声探头2电连接的探头转接板3,所述控制电路板封装在一个塑胶壳体内,通过数据线与探头转接板3电信号连接。具体的:所述控制电路板上设置有接收电路模块4、AD采集转换器5、CPLD控制器6、阻抗匹配电路模块13、驱动电路模块7以及MCU8;所述驱动电路模块7的输出端与探头转接板3电连接,所述CPLD控制器6与阻抗匹配电路模块13电连接,阻抗匹配电路模块13与驱动电路模块7的输入端电连接,所述探头转接板3与接收电路的输入端电连接,所述接收电路的输出端与AD采集转换器5的输入端电连接,AD采集转换器5的输出端与CPLD控制器6电连接,CPLD控制器6与MCU8电连接;所述MCU8电连接有传输模块9;所述外壳1的前端设置有凸台10,所述超声探头2套接于凸台10外;超声探头2内部贴有超声振元。

[0025] 具体地,本发明在使用时,先将超声探头2放置到人体胸壁处,使的超声探头2接近心脏主动脉,通过CPLD控制器6产生方波信号控制驱动电路模块7启动,进而驱动超声探头2发出超声波,超声波作用于心脏部位,遇到心脏壁或者血流时,会产生正向或者反向的多普勒频移,然后超声探头2接收其回波,并通过接收电路将回波信号传输至AD采集转换器5,AD采集转换器5将回波信号从模拟信号转换为数字信号输入至CPLD控制器6,CPLD控制器6将数据进行多普勒频移信号的解调等相关处理后,传输至MCU8进行信号处理和分析;然后通

过传输模块9将处理和分析后的数据送出至用户终端。使用简单,操作方便,大大提高检测的方便性和实时性,减少重复检测的次数,提高检测效率,而且结构简单;另外,超声探头2与凸台10结构简易配合,便于更换,减少资源浪费。

[0026] 由于超声多普勒心输出量的回波信号很弱,因而需要提高回波信号的信噪比,本发明使用了带通滤波器来减小干扰信号的影响,同时对滤波后的信号进行放大,然后才进行AD采集。并且在CPLD对采集到的超声回波数字信号再进行数字滤波,进一步提高信噪比,然后再进行频移解调。本专利中使用了加窗及正交解调的方法来完成超声回波信号的频移解调。

[0027] 由于超声探头内部振元为容性负载,为确保容性负载与超声驱动电路之间的匹配,使超声探头的驱动脉冲不产生明显的失真及使负载对诊断信号无影响,在本专利中采用了具有隔离左右的变压器作为阻抗匹配电路。

[0028] 控制电路板通过传输接口模块与用户终端进行连接。用户终端可以为手机等移动智能终端,也可以是通用PC。在移动智能终端或PC机上配置有心输出量计算及管理平台。心输出量计算及管理平台的主要功能为血流动力学参数的计算、分析、显示与保存,便于医生及时观察检测到的血流动力学参数数据,及时根据检测结果对患者进行下一步的处理,相应的及时调整治疗方案。

[0029] 具体地,所述驱动电路模块7包括驱动电路,驱动电路为现有技术;所述CPLD控制器6的型号为XC9500XL芯片;所述AD采集转换器5的型号为AD9226芯片;MCU8采用STM32F103C8T6芯片。

[0030] 本实施例所述的一种多普勒心输出量检测装置,所述接收电路模块4包括滤波电路11和放大电路12,所述探头转接板3与滤波电路11的输入端电连接,滤波电路11的输出端与放大电路12的输入端电连接,放大电路12的输出端与AD采集转换器5的输入端电连接。具体地,在接收电路接收到的回波信号为模拟信号,模拟信号包括直流分量和交流分量,通过滤波电路11将直流信号滤除后,剩余较少的交流分量,通过放大电路12进行处理后,才能经过AD采集转换器5进行数模转换;其中,滤波电路11、放大电路12均为现有技术。

[0031] 具体地,阻抗匹配电路模块13的设置便于实现CPLD控制器6对驱动电路模块7进行有效控制,其中,阻抗匹配电路模块13包括阻抗匹配电路,阻抗匹配电路可以为具有隔离作用的变压器。

[0032] 本实施例所述的一种多普勒心输出量检测装置,所述传输模块9包括USB接口14,所述USB接口14与MCU8电连接。具体地,通过USB接口14接入数据线,可以与电脑、平板等连接后进行数据传输,便于用户进行观察。

[0033] 本实施例所述的一种多普勒心输出量检测装置,所述传输模块9还包括无线通信模块15,所述无线通信模块15与MCU8电连接。具体地,通过无线通信模块15,可以将MCU8与智能终端进行连接,MCU8可以通过无线通信模块15将数据传输至用户的手机等智能终端上,便于及时查看,提高方便性和及时性。

[0034] 本实施例所述的一种多普勒心输出量检测装置,所述无线通信模块15为WIFI模块16。

[0035] 本实施例所述的一种多普勒心输出量检测装置,所述外壳1包括前盖18和后盖19,所述前盖18与后盖19可拆卸连接;所述前盖18内设置有若干个用于定位探头转接板3的定

位凸条20,所述探头转接板3设置有用与定位凸条20卡接配合的定位凹槽21;所述探头转接板3的中部设置有第一螺孔22,所述前盖18设置有第二螺孔23,第一螺孔22与第二螺孔23对应设置,所述外壳1内还包括用于将探头转接板3锁定在前盖18的锁定螺丝24,锁定螺丝24与第一螺孔22、第二螺孔23螺接。具体地,前盖18与后盖19可拆卸连接,便于对外壳1进行拆卸和更换,也便于对探头转接板3进行安装和拆卸;进一步的,通过定位凸条20与定位凹槽21卡接,进而将探头转接板3卡住,然后再通过锁定螺丝24穿过第一螺孔22、第二螺孔23将探头转接板3锁住,防止探头转接板3松动,保证探头转接板3的稳定性和可靠性。

[0036] 本实施例所述的一种多普勒心输出量检测装置,所述凸台10的端部还设置有凸块25,所述超声探头2内设置有用与凸块25配合卡接的卡槽26。具体地,通过凸块25与卡槽26配合卡接,便于将超声探头2准确安装到凸台10上,结构简单,组装准确、方便。

[0037] 本发明所提供的一种多普勒心输出量检测方法,包括以下步骤:

- A、发出超声波作用于心脏主动脉膜环处血流或肺主动脉膜环处血流;
- B、接收超声波作用于心脏主动脉膜环处血流或肺主动脉膜环处血流后的回波信号;
- C、对回波信号依次进行滤波和放大;
- D、对放大后回波信号进行数模转换;
- E、将数模转换后的回波信号的数据通过CPLD控制器进行处理和分析并发送至MCU;

F、MCU将步骤E中获取的数据传输至配合检测的心输出量计算及管理平台,在该平台输入用户的身高或者体重,采用算法得到用户的心脏主动脉膜环或肺主动脉膜环的直径或者面积;根据超声多普勒频移信号,采用算法得到心脏主动脉膜环或肺主动脉膜环处的血流速度;

G、心输出量计算及管理平台根据心脏主动脉膜环或肺主动脉膜环的直径和血流速度,计算得到每搏输出量或心输出量;

H、心输出量计算及管理平台上直接显示计算出的检测结果。

[0038] 所述的步骤F中计算患者的心脏主动脉膜环的直径或肺动脉膜环的直径,当患者的身高大于50厘米时,患者身高与心脏主动脉膜环直径的线性曲线为 $Y=0.01*(X-50)+0.74$ 、患者身高与肺动脉膜环直径的线性曲线 $Y=0.01*(X-50)+0.82$ ,其中X表示的是患者的身高,单位为厘米,Y表示的是主动脉膜环或肺动脉膜环的直径,单位为厘米;

当身高小于50厘米时,患者体重与心脏主动脉膜环直径的线性曲线为 $Y=0.1*Z+0.34$ 、患者体重与肺动脉膜环直径的线性曲线: $Y=0.1*Z+0.37$ ,其中Z表示的是患者的体重,单位为千克,Y表示的是主动脉膜环或者肺动脉膜环的直径,单位为厘米。

[0039] 具体地,利用超声探头2发出超声波作用于心脏主动脉瓣膜,当超声波偶遇到血流动时,产生回波信号,超声探头2检测到回波信号,对回波信号的模拟信号进行滤波,过滤掉直流分量,然后对剩余的少量交流分量进行放大,然后再利用AD采集转换器5对放大后的回波信号进行数模转换并进行采集,将采集的数据在CPLD控制器6进行多普勒频移信号解调等相关处理,然后将这些数据送至MCU8进行处理,接着通过传输模块9将这些数据送出至用户终端的心输出量计算及管理平台,得到血流速度、心率、心主动脉瓣膜或肺动脉瓣膜的面积、每搏输出量、心输出量等数据。本发明操作简单,检测方法方便、快捷,有效提高检测效率和检测的实时性;而且本发明解决了有创检测过程中存在感染的风险,病人易于接受。

[0040] 考虑到无创多普勒心输出量检测设备的探测位置,即心主动脉瓣膜或者肺动脉瓣



膜及血液流速的分辨率,本专利将超声探头驱动脉冲的频率定为3M~5MHZ。其中,为符合国家超声剂量标准要求,本发明采用的超声探头2的平均发射功率小于5MW/CM<sup>2</sup>。另外,因心脏位于人体的胸腔内,被胸骨和肋骨包围且位置较深,对超声探头2的超声波的入射角度和入射位置有一定的要求,本发明结合人体胸腔的生理解剖结构及经过医生大量的临床试验,确定超声波的入射位置人体胸骨上凸为心脏主动脉的检测位置、胸骨左侧第二至第五肋间隙为肺动脉的检测位置。当超声探头2发射的超声波的入射角度与血流方向平行一致,即相同或者相迎时,是最佳的入射角度。根据超声多普勒频移原理,超声探头2与心脏主动脉瓣膜的血流运动方向的夹角 $\theta$ 及血流速度 $v$ 之间的关系,超声探头2包括超声换能器和超声

接收器,超声换能器发出的超声波频率为 $f_i$ ,超声接收器所接收到的回波频率为 $f_0$ ,根据多普勒频移,即超声换能器发出的超声波的频率与接收器所接收到的回波频率的差值

$\Delta f_D = f_i - f_0 = \frac{2v \cos \theta}{c - v \cos \theta} f_0$ ;因为超声波在介质中的传播速度 $c$ 远远大于 $v \cos \theta$ ,于是有:

$\Delta f_D = \pm \frac{2v \cos \theta}{c} f_0, v = \pm \frac{c}{2 \cos \theta} \times \frac{\Delta f_D}{f_0}$ ;进一步得出结论:当 $c$ 、 $\theta$ 、固定不变时, $\Delta f_D$ 与血流速度

$v$ 成正比,与声音在介质中的频率成反比;所以 $\Delta f_D$ 当固定不变时, $f_0$ 越小,测得的血流

速度 $v$ 就越大。所以在超声探头2的选取过程中低频探头可以得到更高的血流速度;本专

利中,我们只要测得 $\Delta f_D$ 就可根据公式求得对应部位的血液流动速度,进而计算得出心脏血流动力学的各项参数,比如每搏输出量、心率、心输出量、心血管外周阻力等等。

[0041] 其中,心输出量的计算及管理平台可以由分析模块、显示模块、存储模块组成。计算及分析模块的主要功能为:主动脉瓣膜及肺动脉瓣膜的面积计算法则、血流速度、每搏输出量的计算、心率计算、心输出量的计算等其他相关心脏血流动力学参数的计算,以及心脏主动脉膜环或者肺动脉膜环处血流多普勒频谱的分析。因心脏主动脉膜环及肺主动脉膜环的面积、血流速度、心率为计算推导心脏血流动力学参数最为关键的参数,其他的心脏血流动力学参数都由这三个参数计算而来。

[0042] 显示模块的主要功能为:血流动力学参数的显示、心脏主动脉膜环或者肺动脉膜环处血流多普勒频谱的显示等。存储模块用于心脏血流动力学参数的保存和心脏主动脉膜环或者肺动脉膜环处血流多普勒频谱数据的保存等功能。

其中,涉及主动脉膜环及肺动脉膜环的面积计算,可以通过人体的身高体重以F步骤的公式得到。血流速度在一个心动周期时间上积分,再乘以主动脉截面积得到每搏输出量SV,进一步乘以心率得到心输出量CO。主动脉的直径可从主动脉瓣膜环处测得。主动脉的瓣膜环是一纤维性的结构,环绕并支撑着主动脉的开口,其相当坚硬,在心脏收缩时不会有什么变化。从临床的角度,人在成年后,它的大小在数值上也不会发生明显的变化。肺动脉的直径可以从肺动脉瓣膜环处测得。肺动脉瓣膜环是心脏纤维结构的一部分,它是心内膜下层结缔组织的增厚,与主动脉瓣膜环类似。从临床及生理解剖的角度得出,主动脉瓣膜环处的直径或者肺动脉瓣膜环处的直径,如果患者身高小于50厘米,则两者的直径通过体重测得,且在这一人群中,直径与体重呈线性关系。患者身高大于等于50厘米时,不论是成人还是儿

童,主动脉瓣膜环处的直径或者肺动脉瓣膜环处的直径都与身高呈线性关系。在本发明中,从临床试验出发,分成两组采集患者主动脉和肺动脉直径的样本数据,分别为第一组:小于50厘米,从0.1KG开始,以0.1KG为重量递增单位,直至34KG结束。共340个临床样本点;第二组:大于50厘米的患者,从50.1厘米开始,以1厘米作为身高递增单位,直至282厘米结束。共232个临床样本点。本发明对采集的临床样本点进行分析,通过拟合得到四条线性曲线,分别为当患者的身高大于50厘米时,患者身高与心脏主动脉瓣膜直径的线性曲线为 $Y=0.01*(X-50)+0.74$ 、患者身高与肺动脉瓣膜直径的线性曲线 $Y=0.01*(X-50)+0.82$ ,其中X表示的是患者的身高,单位为厘米,Y表示的是主动脉瓣膜或肺动脉瓣膜的直径,单位为厘米;

当身高小于50厘米时,患者体重与心脏主动脉瓣膜直径的线性曲线为 $Y=0.1*Z+0.34$ 、患者体重与肺动脉瓣膜直径的线性曲线: $Y=0.1*Z+0.37$ ,其中Z表示的是患者的体重,单位为千克,Y表示的是主动脉瓣膜或者肺动脉瓣膜的直径,单位为厘米。在本发明中,区分两类人群进行计算,计算结果通过了临床验证。

[0043] 其中,涉及血流动力学参数的计算:(1)每搏输出量SV:  $SV=\int v_s dt$ ,其中V为心脏主动脉膜环或者肺动脉膜环处的血流速度,通过多普勒频谱计算得出。S为心脏主动脉瓣膜或者肺动脉瓣膜的面积, $S=\pi R^2$ ,R为心脏主动脉瓣膜或者肺动脉瓣膜的半径,通过上述拟合曲线得出。T为一个心动周期的时间,V与S乘积然后在时间上积分。(2)心输出量CO: $CO=SV*HR$ 。其中SV为每搏输出量,HR为检测患者的实时心率,通过多普勒频谱心脏收缩期和舒张期的时间计算得到。外周血管阻力等其他血流动力学参数都是可以通过以上述每搏输出量、心输出量及血流多普勒频谱为基础计算、推导得出。

[0044] 以上所述,仅是本发明较佳实施例而已,并非对本发明作任何形式上的限制,虽然本发明以较佳实施例公开如上,然而并非用以限定本发明,任何熟悉本专业的技术人员,在不脱离本发明技术方案范围内,当利用上述揭示的技术内容作出些许变更或修饰为等同变化的等效实施例,但凡是未脱离本发明技术方案内容,依据本发明技术是指对以上实施例所作的任何简单修改、等同变化与修饰,均属于本发明技术方案的范围。

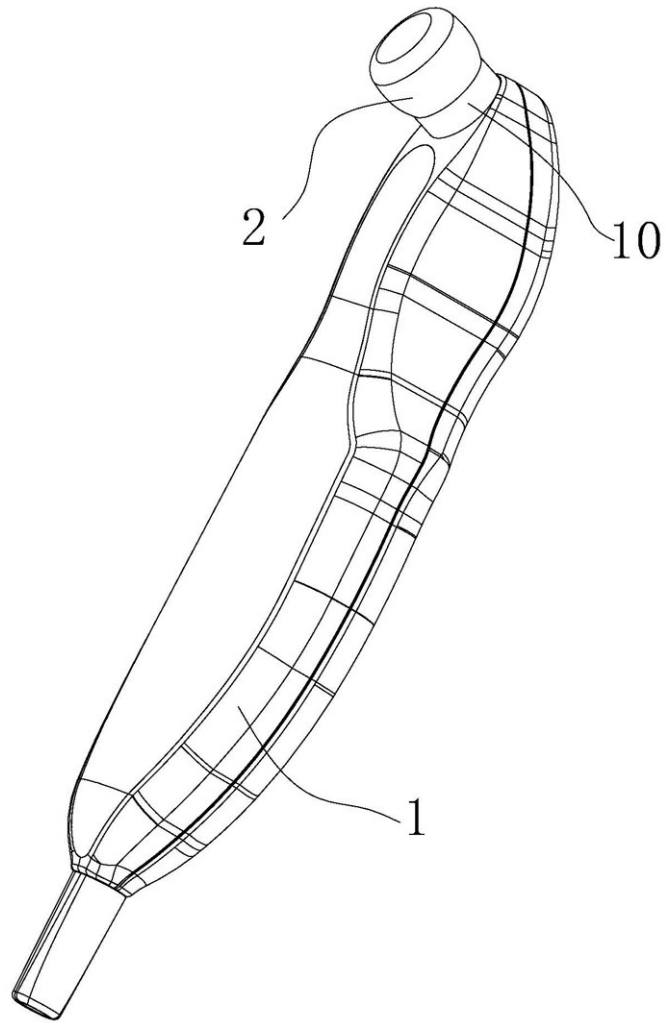


图1

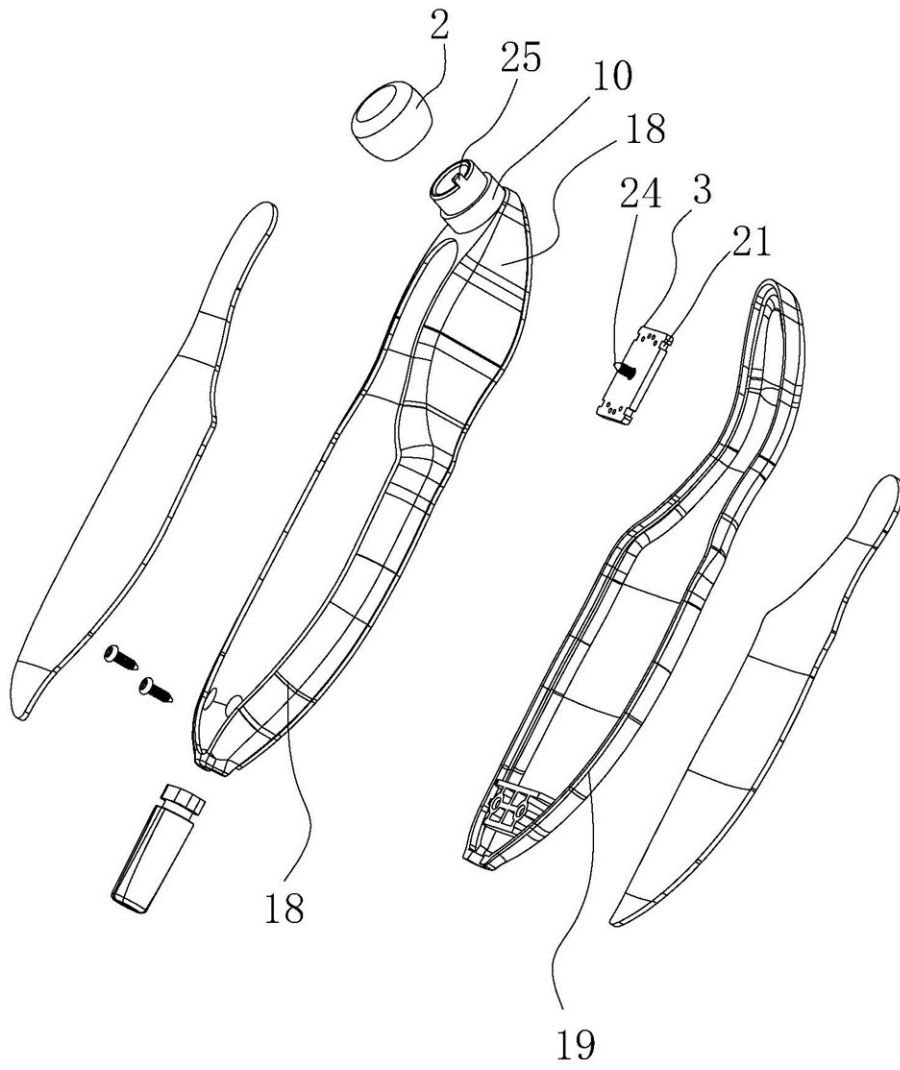


图2

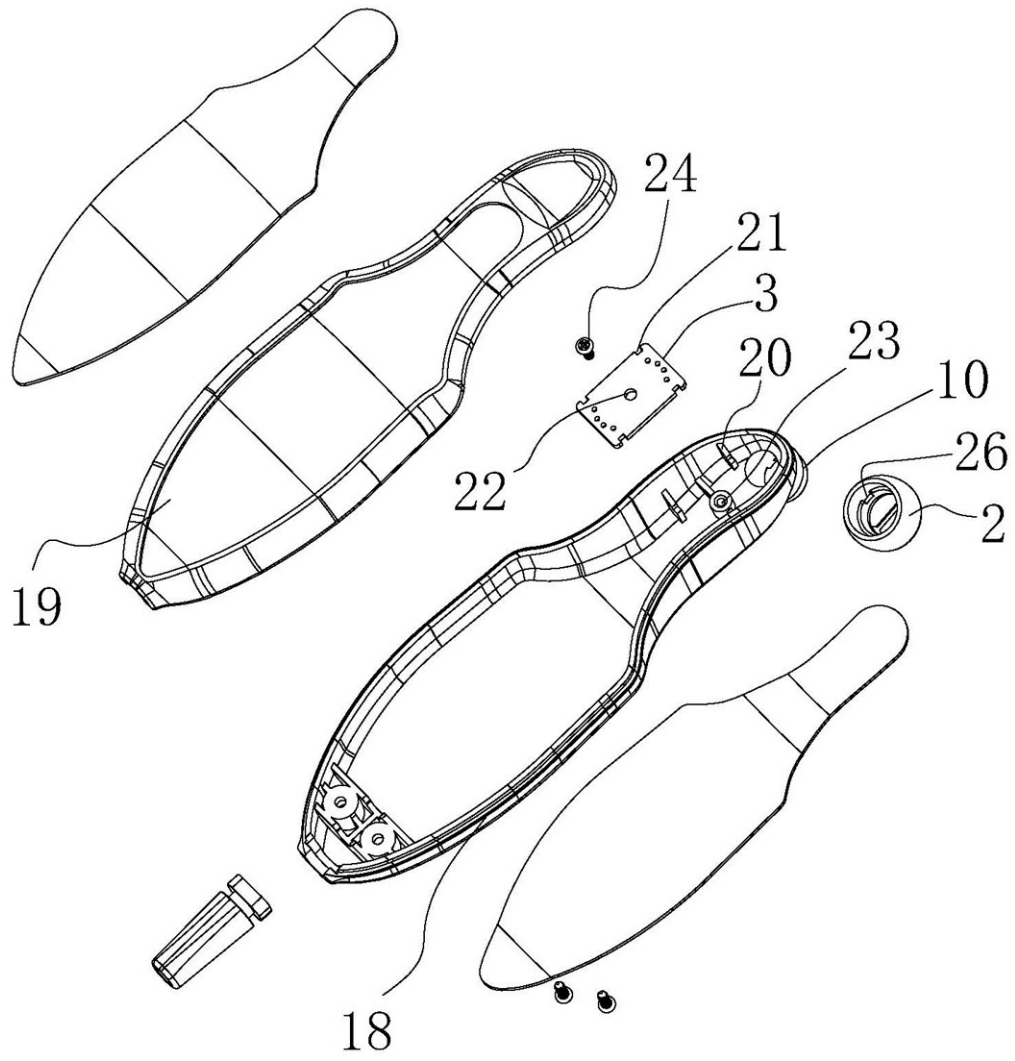


图3

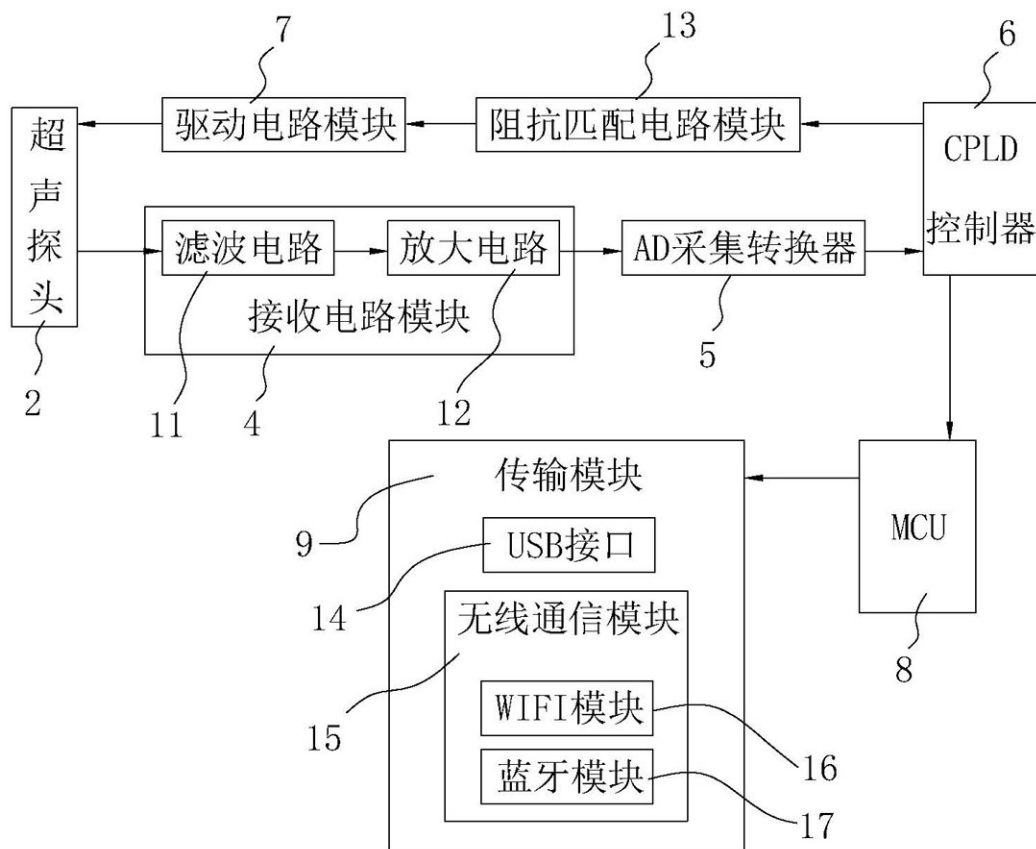


图4

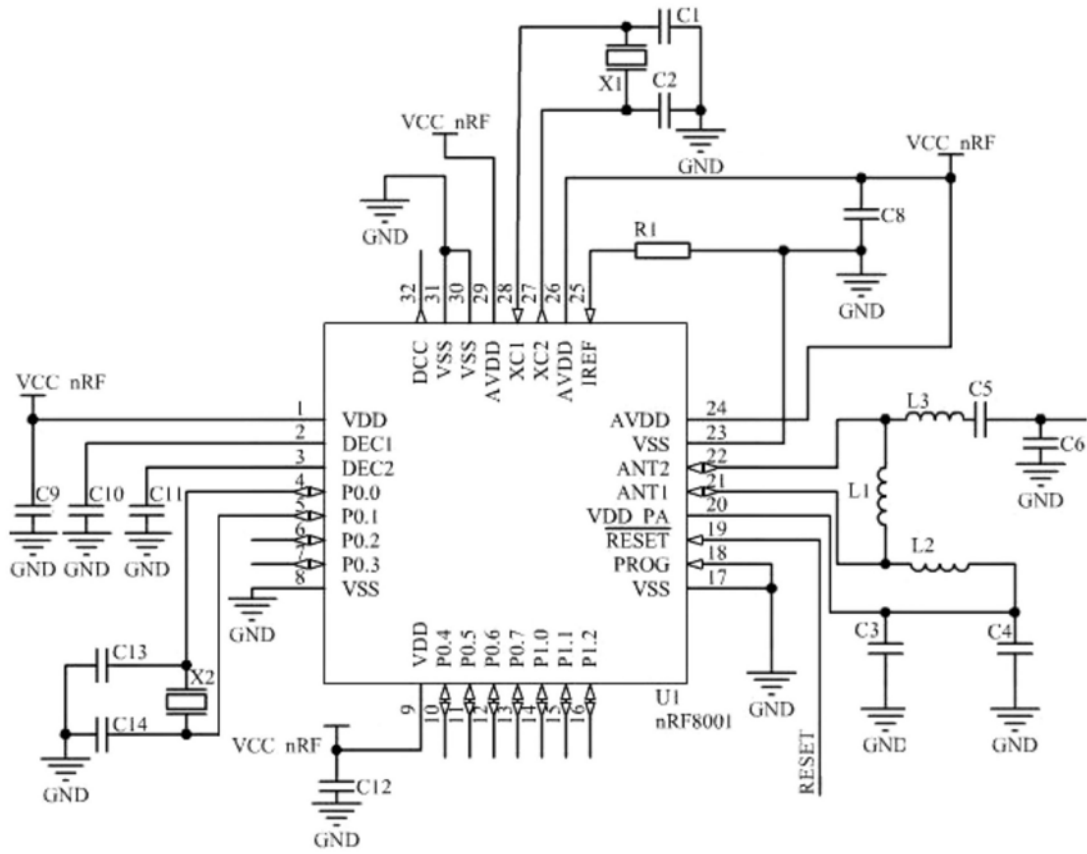


图5

专利名称(译)	一种多普勒心输出量检测装置及其检测方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN109009221A</a>	公开(公告)日	2018-12-18
申请号	CN201810959663.4	申请日	2018-08-22
[标]发明人	刘超 于松涛		
发明人	刘超 于松涛		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/065 A61B8/4444 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/5269		
代理人(译)	卢春华		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本发明提供一种多普勒心输出量检测装置及其检测方法，其包括外壳、超声探头和外置独立的控制电路板，外壳内设置有与超声探头电连接的探头转接板，控制电路板上设有接收电路模块、AD采集转换器、CPLD控制器、阻抗匹配电路模块、驱动电路模块以及MCU；驱动电路模块的输出端与探头转接板电连接，CPLD控制器与阻抗匹配电路模块电连接，阻抗匹配电路模块与驱动电路模块的输入端电连接，探头转接板与接收电路的输入端电连接，接收电路的输出端与AD采集转换器的输入端电连接，AD采集转换器的输出端与CPLD控制器电连接；MCU电连接有传输模块。本发明实现了心输出量无创、实时的检测，减轻了患者的痛苦和感染的风险；大大提高检测的方便性和实时性，提高检测效率。

