



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108814649 A

(43)申请公布日 2018.11.16

(21)申请号 201810731392.7

(22)申请日 2018.07.05

(71)申请人 河南省计量科学研究所

地址 450008 河南省郑州市金水区花园路
21号

(72)发明人 朱卫民 刘哲 朱怡然 刘涛
齐芳 卫平 古晓辉 王兴宏
张益

(74)专利代理机构 郑州万创知识产权代理有限
公司 41135

代理人 李伊宁

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

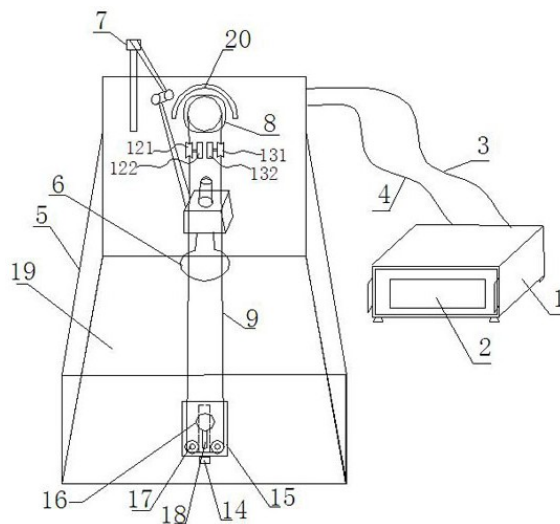
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54)发明名称

多普勒超声诊断仪血流波形模体及校准方法

(57)摘要

本发明公开了一种多普勒超声诊断仪血流波形模体及校准方法,包括便携式控制箱和仿血流波形模体,便携式控制箱包括外箱体、人机互动界面、主控电路板、电源线和传输线,主控电路板设于外箱体内部,人机互动界面设于外箱体上,电源线和传输线用于便携式控制箱连接仿血流波形模体;仿血流波形模体包括液体环境模拟槽、血流波形模拟机构、血流波形模拟控制机构和多普勒超声诊断仪探头固定机构,血流波形模拟机构设置在液体环境模拟槽内;血流波形模拟控制机构用于控制转动滑轮的转动;所述的主控电路板用于向血流波形模拟控制机构发送控制信号;能够精确复现人体血流流速变化,应用于基于超声多普勒原理的血液流速测量装置的检定、校准及测试。



1. 一种多普勒超声诊断仪血流波形模体,其特征在於:包括便携式控制箱和仿血流波形模体,便携式控制箱包括外箱体、人机互动界面、主控电路板、电源线和传输线,主控电路板设于外箱体内,人机互动界面设于外箱体上,电源线和传输线用于便携式控制箱连接仿血流波形模体;所述的仿血流波形模体包括液体环境模拟槽、血流波形模拟机构、血流波形模拟控制机构和多普勒超声诊断仪探头固定机构,血流波形模拟机构设置在液体环境模拟槽内,血流波形模拟机构包括转动滑轮、弦线和调控轮组件,弦线的始端依次缠绕在转动滑轮上、调控轮组件上,之后与末端固定形成环状闭合弦线,弦线所在平面与多普勒超声诊断仪探头之间形成的夹角为 30° ;血流波形模拟控制机构用于控制转动滑轮的转动;所述的主控电路板用于向血流波形模拟控制机构发送控制信号。

2. 根据权利要求1所述的多普勒超声诊断仪血流波形模体,其特征在於:所述的主控电路板上设有主控器、无线通信模块、输入显示模块和步进电机控制序列发生器,主控器的控制信号输出端连接步进电机控制序列发生器的接收端,步进电机控制序列发生器的输出端连接驱动器的接收端,主控器的第一通信端连接输入显示模块,主控器的第二通信端连接无线通信模块。

3. 根据权利要求1所述的多普勒超声诊断仪血流波形模体,其特征在於:所述的血流波形模拟控制机构包括步进电机、驱动器和编码器,血流波形模拟控制机构设置在液体环境模拟槽外,步进电机的输出轴水平穿过槽壁伸入槽内,步进电机的输出轴与转动滑轮刚性连接,驱动器的信号输出端连接步进电机的驱动端,驱动器的信号接收端通过电源线和传输线连接主控电路板,编码器设于步进电机上,编码器的信号输出端连接主控电路板的信号反馈接收端。

4. 根据权利要求1所述的多普勒超声诊断仪血流波形模体,其特征在於:所述的血流波形模拟机构还包括一对平行排列设置的导轮组件,即左导轮组件和右导轮组件,左导轮组件包括左转轮、左轮连接杆和左安装块,左安装块固定在液体环境模拟槽的内壁,左转轮通过左轮连接杆与左安装块固定;右导轮组件与左导轮组件结构相同,且对称设置。

5. 根据权利要求4所述的多普勒超声诊断仪血流波形模体,其特征在於:所述的调控轮组件包括一个上端面倾斜的底座、调节座、限位钮和缩进轮,底座设于液体环境模拟槽的底面上,调节座的下端面与底座的上端面接触,底座的上端面上设有一个限位孔,调节座上设有一个上下通透的条形调整槽,限位钮的下端穿设在条形调整槽内,并与限位孔螺接,缩进轮设置在调节座的上端面上。

6. 根据权利要求5所述的多普勒超声诊断仪血流波形模体,其特征在於:所述的血流波形模拟机构中的转动滑轮的后端面与液体环境模拟槽的内壁贴合,左导轮和右导轮设置在转动滑轮的下方,且左导轮和右导轮的边缘槽所在平面与转动滑轮的边缘槽所在平面垂直设置,左导轮和右导轮的边缘槽间距小于转动滑轮的边缘槽直径;环状闭合弦线与转动滑轮的上端部圆弧、左导轮的后端部圆弧、右导轮的后端部圆弧、缩进轮的前端部圆弧接触,由缩进轮到左导轮和右导轮之间的部分闭合弦线与液体环境模拟槽的底面呈倾斜状。

7. 根据权利要求1所述的多普勒超声诊断仪血流波形模体,其特征在於:所述的多普勒超声诊断仪探头固定机构采用多功能万向支架。

8. 根据权利要求1所述的多普勒超声诊断仪血流波形模体,其特征在於:所述的液体环境模拟槽的底面上铺设设有吸声层。

9. 根据权利要求1所述的多普勒超声诊断仪血流波形模体,其特征在于:还包括弧形挡水片,弧形挡水片设于转动滑轮的上方。

10. 根据权利要求1-7中的任一所述的多普勒超声诊断仪血流波形模体的校准方法,其特征在于:包括以下步骤:

A:准备设备

通过多普勒超声诊断仪探头固定机构将多普勒超声诊断仪探头悬架在呈倾斜状的部分闭合弦线上方,使得多普勒超声诊断仪探头与呈倾斜状的部分闭合弦线呈 30° 夹角,向液体环境模拟槽内注入防冻液,使得防冻液面高于多普勒超声诊断仪探头辐射面,机械部分准备工作完毕;

再将便携式控制箱和多普勒超声诊断仪探头通电、打开,进行初始化处理;

B:通过人机互动界面设定血流波形模体的工作模式:匀速运行模式、生理波形模式和测试波形模式;匀速运行模式可设定范围为 $10-200\text{cm/s}$;生理波形模式模拟现实情况下人体内的速度波动,包括成人颈动脉、成人大动脉、成人股动脉、小儿脐带、狭窄颈动脉、小儿肾动脉、小儿导管动脉、小儿中脑动脉和小儿递减胸动脉;测试波形包括正弦波,速度幅值 $100、150、200\text{cm/s}$;三角波,速度幅值 $100、150、200\text{cm/s}$;梯度波;

C:主控器接收到选定的工作模式后,将信息发送给步进电机控制序列发生器,步进电机控制序列发生器根据选定的工作模式向驱动器输出相应的脉冲序列信号,驱动器控制步进电机进行模拟运转,同时编码器将采集的信息发送给驱动器,进一步对步进电机进行修正处理,使得步进电机输出精准的血流波形;

D:步进电机运转带动转动滑轮进行模拟转动,同时,环状闭合弦线跟随转动滑轮进行血流流速模拟,此时的血流流速为标准血流波形;

E:多普勒超声诊断仪探头采集环状闭合弦线反射信息,并对采集的信息进行记录;

F:将步骤E记录的采集的血流波形信息与步骤D模拟的标准血流波形进行比对,再根据多普勒超声诊断仪探头的血流速度校准标准,即对多普勒超声诊断仪探头进行了校准。

多普勒超声诊断仪血流波形模体及校准方法

技术领域

[0001] 本发明涉及声学计量技术领域,尤其涉及一种多普勒超声诊断仪血流波形模体及校准方法。

背景技术

[0002] 超声医学诊断因为其安全、无痛苦、无损害、方法简便、适应面广、直观、灵活以及价廉等优点,已经成为当代医学图像诊断中的首选技术。为保证医用超声设备的使用安全,保障患者的健康,《计量法》将医用超声源列入强制检定目录。2013年国家发布实施了JJF1438-2013《彩色多普勒超声诊断仪--血流测量部分校准规范》校准规范,为彩超血流测量部分的校准提供了依据。

[0003] 目前,现有的校准模体多采用悬浮颗粒流体来模拟血流,其采用的流量计来控制精度,流量计本身精度偏低,且性能会随时间变化而更加影响其精准度。

发明内容

[0004] 本发明的目的是提供一种多普勒超声诊断仪血流波形模体及校准方法,多普勒生理波形模体是一种高精度血流流速实时模拟装置,精确复现人体血流流速变化。主要应用于基于超声多普勒原理的血流流速测量装置的检定、校准及测试。

[0005] 本发明采用的技术方案为:

一种多普勒超声诊断仪血流波形模体,包括便携式控制箱和仿血流波形模体,便携式控制箱包括外箱体、人机互动界面、主控电路板、电源线和传输线,主控电路板设于外箱体内,人机互动界面设于外箱体上,电源线和传输线用于便携式控制箱连接仿血流波形模体;所述的仿血流波形模体包括液体环境模拟槽、血流波形模拟机构、血流波形模拟控制机构和多普勒超声诊断仪探头固定机构,血流波形模拟机构设置在液体环境模拟槽内,血流波形模拟机构包括转动滑轮、弦线和调控轮组件,弦线的始端依次缠绕在转动滑轮上、调控轮组件上,之后与末端固定形成环状闭合弦线,弦线所在平面与多普勒超声诊断仪探头之间形成的夹角为 30° ;血流波形模拟控制机构用于控制转动滑轮的转动;所述的主控电路板用于向血流波形模拟控制机构发送控制信号。

[0006] 所述的主控电路板上设有主控器、无线通信模块、输入显示模块和步进电机控制序列发生器,主控器的控制信号输出端连接步进电机控制序列发生器的接收端,步进电机控制序列发生器的输出端连接驱动器的接收端,主控器的第一通信端连接输入显示模块,主控器的第二通信端连接无线通信模块。

[0007] 所述的血流波形模拟控制机构包括步进电机、驱动器和编码器,血流波形模拟控制机构设置在液体环境模拟槽外,步进电机的输出轴水平穿过槽壁伸入槽内,步进电机的输出轴与转动滑轮刚性连接,驱动器的信号输出端连接步进电机的驱动端,驱动器的信号接收端通过电源线和传输线连接主控电路板,编码器设于步进电机上,编码器的信号输出端连接主控电路板的信号反馈接收端。

[0008] 所述的血流波形模拟机构还包括一对平行排列设置的导轮组件,即左导轮组件和右导轮组件,左导轮组件包括左转轮、左轮连接杆和左安装块,左安装块固定在液体环境模拟槽的内壁,左转轮通过左轮连接杆与左安装块固定;右导轮组件与左导轮组件结构相同,且对称设置。

[0009] 所述的调控轮组件包括一个上端面倾斜的底座、调节座、限位钮和缩进轮,底座设于液体环境模拟槽的底面上,调节座的下端面与底座的上端面接触,底座的上端面上设有一个限位孔,调节座上设有一个上下通透的条形调整槽,限位钮的下端穿设在条形调整槽内,并与限位孔螺接,缩进轮设置在调节座的上端面上。

[0010] 所述的血流波形模拟机构中的转动滑轮的后端面与液体环境模拟槽的内壁贴合,左导轮和右导轮设置在转动滑轮的下方,且左导轮和右导轮的边缘槽所在平面与转动滑轮的边缘槽所在平面垂直设置,左导轮和右导轮的边缘槽间距小于转动滑轮的边缘槽直径;环状闭合弦线与转动滑轮的上端部圆弧、左导轮的后端部圆弧、右导轮的后端部圆弧、缩进轮的前端部圆弧接触,由缩进轮到左导轮和右导轮之间的部分闭合弦线与液体环境模拟槽的底面呈倾斜状。

[0011] 所述的多普勒超声诊断仪探头固定机构采用多功能万向支架。

[0012] 所述的液体环境模拟槽的底面上铺设吸声层。

[0013] 还包括弧形挡水片,弧形挡水片设于转动滑轮的上方。

[0014] 多普勒超声诊断仪血流波形模体的校准方法,包括以下步骤:

A:准备设备

通过多普勒超声诊断仪探头固定机构将多普勒超声诊断仪探头悬架在呈倾斜状的部分闭合弦线上方,使得多普勒超声诊断仪探头与呈倾斜状的部分闭合弦线呈 30° 夹角,向液体环境模拟槽内注入防冻液,使得防冻液面高于多普勒超声诊断仪探头辐射面,机械部分准备工作完毕;

再将便携式控制箱和多普勒超声诊断仪探头通电、打开,进行初始化处理;

B:通过人机互动界面设定血流波形模体的工作模式:匀速运行模式、生理波形模式和测试波形模式;匀速运行模式可设定范围为 $10\text{--}200\text{cm/s}$;生理波形模式模拟现实情况下人体内的速度波动,包括成人颈动脉、成人大动脉、成人股动脉、小儿脐带、狭窄颈动脉、小儿肾动脉、小儿导管动脉、小儿中脑动脉和小儿递减胸动脉;测试波形包括正弦波,速度幅值 $100\text{--}200\text{cm/s}$;三角波,速度幅值 $100\text{--}200\text{cm/s}$;梯度波;

C:主控器接收到选定的工作模式后,将信息发送给步进电机控制序列发生器,步进电机控制序列发生器根据选定的工作模式向驱动器输出相应的脉冲序列信号,驱动器控制步进电机进行模拟运转,同时编码器将采集的信息发送给驱动器,进一步对步进电机进行修正处理,使得步进电机输出精准的血流波形;

D:步进电机运转带动转动滑轮进行模拟转动,同时,环状闭合弦线跟随转动滑轮进行血流流速模拟,此时的血流流速为标准血流波形;

E:多普勒超声诊断仪探头采集环状闭合弦线反射信息,并对采集的信息进行记录;

F:将步骤E记录的采集的血流波形信息与步骤D模拟的标准血流波形进行比对,再根据多普勒超声诊断仪探头的血流速度校准标准,即对多普勒超声诊断仪探头进行了校准。

[0015] 本发明的主控电路板用于向血流波形模拟控制机构发送控制信号,通过超高精度

马达和环形弦线对多普勒超声进行检测的模体。适合于采样容积配准,彩色配准,双向分辨率以及目标速度精度。其工作原理是采用一根运动闭合弦线作为靶标,提供一个准确、稳定的散射体。弦线靶标利用光电编码器及步进电机控制精度,光电编码器的性能不随时间改变,因而具备准确、稳定的特性。弦线靶标的运动速度控制精度高,换能器与弦线靶标间夹角可准确测量,保证了超声诊断仪血流测量部分的准确测量。

附图说明

[0016] 图1为本发明的主视图;

图2为本发明的右视图;

图3为本发明的电路原理框图。

具体实施方式

[0017] 如图1、图2和图3所示,本发明包括便携式控制箱和仿血流波形模体,便携式控制箱包括外箱体1、人机互动界面2、主控电路板、电源线3和传输线4,主控电路板设于外箱体1内,人机互动界面2设于外箱体1上,电源线3和传输线4用于便携式控制箱连接仿血流波形模体;所述的仿血流波形模体包括液体环境模拟槽5、血流波形模拟机构、血流波形模拟控制机构和多普勒超声诊断仪探头固定机构7,血流波形模拟机构设置在液体环境模拟槽5内,血流波形模拟机构包括转动滑轮8、弦线9、和调控轮组件,弦线9的始端依次缠绕在转动滑轮8上、调控轮组件上,之后与末端固定形成环状闭合弦线9,弦线9所在平面与多普勒超声诊断仪探头6之间形成的夹角为 30° ;血流波形模拟控制机构用于控制转动滑轮8的转动;所述的主控电路板用于向血流波形模拟控制机构发送控制信号。

[0018] 所述的主控电路板上设有主控器、无线通信模块、输入显示模块和步进电机控制序列发生器,主控器的控制信号输出端连接步进电机控制序列发生器的接收端,步进电机控制序列发生器的输出端连接驱动器11的接收端,主控器的第一通信端连接输入显示模块,主控器的第二通信端连接无线通信模块。

[0019] 所述的血流波形模拟控制机构包括步进电机10、驱动器11、和编码器,血流波形模拟控制机构设置在液体环境模拟槽5外,步进电机10的输出轴水平穿过槽壁伸入槽内,步进电机10的输出轴与转动滑轮8刚性连接,驱动器11的信号输出端连接步进电机10的驱动端,驱动器11的信号接收端通过电源线3和传输线4连接主控电路板,编码器设于步进电机10上,编码器的信号输出端连接主控电路板的信号反馈接收端。

[0020] 所述的血流波形模拟机构还包括一对平行排列设置的导轮组件,即左导轮组件和右导轮组件,左导轮组件包括左转轮121、左轮连接杆和左安装块122,左安装块122固定在液体环境模拟槽5的内壁,左转轮121通过左轮连接杆与左安装块122固定;右导轮组件与左导轮组件结构相同,且对称设置。右导轮组件包括右转轮131、右轮连接杆和右安装块132。

[0021] 所述的调控轮组件包括一个上端面倾斜的底座14、调节座15、限位钮16和缩进轮17,底座14设于液体环境模拟槽5的底面上,调节座15的下端面与底座14的上端面接触,底座14的上端面上设有一个限位孔,调节座15上设有一个上下通透的条形调整槽18,限位钮16的下端穿设在条形调整槽18内,并与限位孔螺接,缩进轮17设置在调节座15的上端面上。

[0022] 所述的血流波形模拟机构中的转动滑轮8的后端面与液体环境模拟槽5的内壁贴

合,左导轮121和右导轮131设置在转动滑轮8的下方,且左导轮121和右导轮131的边缘槽所在平面与转动滑轮8的边缘槽所在平面垂直设置,左导轮121和右导轮131的边缘槽间距小于转动滑轮8的边缘槽直径;环状闭合弦线9与转动滑轮8的上端部圆弧、左导轮121的后端部圆弧、右导轮131的后端部圆弧、缩进轮17的前端部圆弧接触,由缩进轮17到左导轮121和右导轮131之间的部分闭合弦线9与液体环境模拟槽5的底面呈倾斜状。

[0023] 所述的多普勒超声诊断仪探头固定机构7采用多功能万向支架。

[0024] 液体环境模拟槽5的底面上铺设有吸声层19。

[0025] 还包括弧形挡水片20,弧形挡水片20设于转动滑轮8的上方。

[0026] 多普勒超声诊断仪血流波形模体的校准方法,包括以下步骤:

A:准备设备

通过多普勒超声诊断仪探头固定机构7将多普勒超声诊断仪探头6悬架在呈倾斜状的部分闭合弦线9上方,使得多普勒超声诊断仪探头6与呈倾斜状的部分闭合弦线9呈 30° 夹角,向液体环境模拟槽5内注入防冻液,使得防冻液面高于多普勒超声诊断仪探头6辐射面,机械部分准备工作完毕;

再将便携式控制箱和多普勒超声诊断仪探头6通电、打开,进行初始化处理;

B:通过人机互动界面2设定血流波形模体的工作模式:匀速运行模式、生理波形模式和测试波形模式;匀速运行模式可设定范围为 $10\text{--}200\text{cm/s}$;生理波形模式模拟现实情况下人体内的速度波动,包括成人颈动脉、成人大动脉、成人股动脉、小儿脐带、狭窄颈动脉、小儿肾动脉、小儿导管动脉、小儿中脑动脉和小儿递减胸动脉;测试波形包括正弦波,速度幅值 $100\text{、}150\text{、}200\text{cm/s}$;三角波,速度幅值 $100\text{、}150\text{、}200\text{cm/s}$;梯度波;

C:主控器接收到选定的工作模式后,将信息发送给步进电机控制序列发生器,步进电机控制序列发生器根据选定的工作模式向驱动器11输出相应的脉冲序列信号,驱动器11控制步进电机10进行模拟运转,同时编码器将采集的信息发送给驱动器11,进一步对步进电机10进行修正处理,使得步进电机10输出精准的血流波形;

D:步进电机10运转带动转动滑轮8进行模拟转动,同时,环状闭合弦线9跟随转动滑轮8进行血流流速模拟,此时的血流流速为标准血流波形;

E:多普勒超声诊断仪探头6采集环状闭合弦线9反射信息,并对采集的信息进行记录;

F:将步骤E记录的采集的血流波形信息与步骤D模拟的标准血流波形进行比对,再根据多普勒超声诊断仪探头6的血流速度校准标准,即对多普勒超声诊断仪探头6进行了校准。

[0027] 下面结合附图说明本发明的工作原理:

本发明的模体是一套通过超高精度马达和环形弦线9对多普勒超声进行检测的模体。适合于采样容积配准,彩色配准,双向分辨率以及目标速度精度。弦线模体用于检测彩色多普勒D型、M型超声诊断仪血流测量部分的测量精度。其工作原理是采用一根运动闭合弦线9作为靶标,提供一个准确、稳定的散射体。弦线9靶标利用光电编码器及步进电机10控制精度,光电编码器的性能不随时间改变,因而具备准确、稳定的特性。弦线9靶标的运动速度控制精度高,换能器与弦线9靶标间夹角可准确测量,保证了超声诊断仪血流测量部分的准确测量。

[0028] 多普勒生理波形模体分为匀速运行模式、生理波形模式和测试波形模式。匀速运行模式可设定范围为 $10\text{--}200\text{cm/s}$ 。匀速用于快速检测,可验证超声设备影像的正确性。生理

波形模式可模拟现实情况下人体内的速度波动从而测试超声设备。模体提供9种生理波形和7种测试波形。

[0029] 生理波形有：成人颈动脉、成人大动脉、成人股动脉、小儿脐带、狭窄颈动脉、小儿肾动脉、小儿导管动脉、小儿中脑动脉、小儿递减胸动脉

测试波形有：

正弦波，速度幅值100、150、200cm/s

三角波，速度幅值100、150、200cm/s

梯度波

实施例：

本发明包括便携式控制箱和仿血流波形模体，便携式控制箱包括外箱体1、人机互动界面2、主控电路板、电源线3和传输线4，主控电路板设于外箱体1内，人机互动界面2设于外箱体1的正面，外箱体1的背面设有总开关、电源线3插孔、传输线4插口和总机电源线3，电源线3和传输线4用于便携式控制箱连接仿血流波形模体；外箱体1的侧面设有方便携带的提手。人机互动界面2采用彩色触摸屏。用于提供更直观的人机交互界面。屏幕上可以显示波形、弦线9速度、帮助说明等信息。主机开机后主界面显示三种工作模式供选择：当选择匀速运行模式时，界面呈现有：“+10”键：当前速度值增加20cm/s；“-10”键：当前速度值减少20cm/s；“+1”键：当前速度值增加1cm/s；“-1”键：当前速度值减少1cm/s；“反转”键：将弦线9运动方向反向；“运行”键：弦线9开始以当前显示速度进行恒速运动；“停止”键：弦线9停止运动；“退出”键：退出当前模式，返回到主界面。在匀速运动模式下，按下“运动”按钮，弦线9开始运动，按下“停止”按钮，弦线9停止运动。在停止状态中通过+10、-10、+1和-1按钮可改变弦线9启动时的初始速度。在运动过程中也可以通过+10、-10、+1和-1按钮来实时的改变弦线9运动速度。

[0030] 当选择生理波形模式或测试波形模式时，在此模式下，波形可随时切换。界面上呈现有“上一个”键：选择上一个波形；“下一个”键：选择下一个波形；“运行”键：弦线9开始运动；“停止”键：弦线9停止运动；“反转”键：使当前弦线9转向反向；“退出”键：退出当前模式，返回主界面。

[0031] 所述的仿血流波形模体包括液体环境模拟槽5、血流波形模拟机构、血流波形模拟控制机构和多普勒超声诊断仪探头固定机构7，血流波形模拟机构设置在液体环境模拟槽5内，液体环境模拟槽5采用上端开口的长方体结构，液体环境模拟槽5的底部铺设有吸声层19，吸收探头6发射的多余超声波，避免干扰，影响校准结果。

[0032] 血流波形模拟机构包括转动滑轮8、弦线9、和调控轮组件，还包括一对平行排列设置的导轮组件，即左导轮组件和右导轮组件，左导轮组件包括左转轮121、左轮连接杆和左安装块122，左安装块122固定在液体环境模拟槽5的内壁，左转轮121通过左轮连接杆与左安装块122固定；右导轮组件与左导轮组件结构相同，且对称设置。转动滑轮8的后端面与液体环境模拟槽5的后内壁贴合，左导轮和右导轮设置在转动滑轮8的下方，且左导轮和右导轮的边缘槽所在平面与转动滑轮8的边缘槽所在平面垂直设置，左导轮和右导轮的边缘槽间距小于转动滑轮8的边缘槽直径。所述的调控轮组件包括一个上端面倾斜的底座14、调节座15、限位钮16和缩进轮17，底座14设于液体环境模拟槽5的底面上，且靠近液体环境模拟槽5的前壁，与转动滑轮8之间能够预留较长的距离，为弦线9预留一定的运转距离，方便校

准。调节座15的下端面与底座14的上端面接触,底座14的上端面上设有一个限位孔,调节座15上设有一个上下通透的条形调整槽18,限位钮16的下端穿设在条形调整槽18内,并与限位孔螺接,缩进轮17水平设置在调节座15的上端面上。环状闭合弦线9与转动滑轮8的上端部圆弧、左导轮的后端部圆弧、右导轮的后端部圆弧、缩进轮17的前端部圆弧接触,由缩进轮17到左导轮和右导轮之间的部分闭合弦线9与液体环境模拟槽5的底面呈倾斜状。弦线9所在平面与多普勒超声诊断仪探头6之间形成的夹角为 30° ,夹角为 30° 的目的是满足检测要求;血流波形模拟控制机构用于控制转动滑轮8的转动。

[0033] 所述的主控电路板用于向血流波形模拟控制机构发送控制信号。主控电路板上设有主控器、无线通信模块、输入显示模块和步进电机控制序列发生器,主控器的控制信号输出端连接步进电机控制序列发生器的接收端,步进电机控制序列发生器的输出端连接驱动器11的接收端,主控器的第一通信端连接输入显示模块,主控器的第二通信端连接无线通信模块。

[0034] 主控器使用的是高性能32位单片机,可编程预取高速缓存存储器,以增强闪存中的执行效率,主控器主要实现用户操作界面的输入与输出、与上位机的通信和设置电机的状态。

[0035] 无线通讯模块是基于通用串行接口的符合网络标准的嵌入式模块,能够实现用户串口、以太网、无线网(WIFI)3个接口之间的转换。通过该模块,传统的串口设备在不需要更改任何配置的情况下,即可通过Internet网络传输自己的数据。为用户的串口设备通过网络传输数据提供完整快速的解决方案。装置可通过无线通讯模块与TCP协议和电脑进行通信,通过TCP协议的网络编程可以很容易实现系统的远程网络控制。

[0036] 步进电机控制序列发生器为高速处理单元,可以是高速单片机、DSP处理器或可编程逻辑器件等具有快计算功能的器件。其功能是对血流波形或波形表达式进行计算处理,将其转换成步进电机10控制脉冲序列。根据需要模拟的血流流速数据,可计算出输出脉冲序列的时间。

[0037] 所述的血流波形模拟控制机构包括步进电机10、驱动器11、和编码器,血流波形模拟控制机构设置在液体环境模拟槽5外,步进电机10的输出轴水平穿过槽壁伸入槽内,步进电机10的输出轴与转动滑轮8刚性连接,驱动器11的信号输出端连接步进电机10的驱动端,驱动器11的信号接收端通过电源线3和传输线4连接主控电路板,编码器设于步进电机10上,编码器的信号输出端连接主控电路板的信号反馈接收端。

[0038] 步进电机10是将电脉冲信号转变为角位移或线位移的开环控制元步进电机10件。当系统将一个电脉冲信号加到步进电机10定子绕组上,转子就转过一固定角度。电机的转速、停止的位置只取决于脉冲信号的频率和脉冲数,而不受负载变化的影响。步进电机10在一个脉冲下所转动的固定角度也是电机的最小转动角度。步进电机10每转一周所需的脉冲数可以通过细分技术进行改变,细分的倍数越大,步进电机10的运行越平稳,噪声也会有所改善。但过高的细分会减慢电机的转动速度,细分倍数要根据实际情况进行选取。

[0039] 步进电机10驱动器11集合低速中速抗共振抑制、内部微细分、电机参数自识别,自动测试等,彻底改善步进驱动的共振特性,具有电机运行超平稳、超低噪声、超低温度的优点,可带来接近伺服的驱动表现。编码器采用光电编码器,光电编码器是将角位移或线位移转变为电脉冲信号的开环执行器件,将其与步进电机10组合使用,就成为一种闭环控制系

统。光电编码器为反馈器件,用于消除电机在较快速度变化下的失步现象。

[0040] 所述的多普勒超声诊断仪探头固定机构7采用多功能万向支架,只需满足可以夹持多普勒超声诊断仪探头6即可,将固定端安装在液体环境模拟槽5上,使得多普勒超声诊断仪探头6可任意转动,便于安装、拆卸,使用方便。

[0041] 还包括弧形挡水片20,弧形挡水片20设于转动滑轮8的上方。由于转动滑轮8在进行运转的同时,带动闭合弦线9运转,闭合弦线9由液体中向上运转的同时,携带有液体飞溅,容易弄脏实验台面。该弧形挡水片20可有效遮挡飞溅的液体,保护实验环境的整洁。

[0042] 当进行多普勒超声诊断仪血流波形模体的校准时,具体操作如下:

A:准备设备

通过多普勒超声诊断仪探头固定机构7将多普勒超声诊断仪探头6悬架在呈倾斜状的部分闭合弦线9上方,使得多普勒超声诊断仪探头6与呈倾斜状的部分闭合弦线9呈 30° 夹角,向液体环境模拟槽5内注入防冻液,使得防冻液面高于多普勒超声诊断仪探头6辐射面,机械部分准备工作完毕;

再将便携式控制箱和多普勒超声诊断仪探头6通电、打开,进行初始化处理;

B:通过人机互动界面2设定血流波形模体的工作模式:匀速运行模式、生理波形模式和测试波形模式;匀速运行模式可设定范围为10-200cm/s;生理波形模式模拟现实情况下人体内的速度波动,包括成人颈动脉、成人大动脉、成人股动脉、小儿脐带、狭窄颈动脉、小儿肾动脉、小儿导管动脉、小儿中脑动脉和小儿递减胸动脉;测试波形包括正弦波,速度幅值100、150、200cm/s;三角波,速度幅值100、150、200cm/s;梯度波;

C:主控器接收到选定的工作模式后,将信息发送给步进电机控制序列发生器,步进电机控制序列发生器根据选定的工作模式向驱动器11输出相应的脉冲序列信号,驱动器11控制步进电机10进行模拟运转,同时编码器将采集的信息发送给驱动器11,进一步对步进电机10进行修正处理,使得步进电机10输出精准的血流波形;

D:步进电机10运转带动转动滑轮8进行模拟转动,同时,环状闭合弦线9跟随转动滑轮8进行血流流速模拟,此时的血流流速为标准血流波形;

E:多普勒超声诊断仪探头6采集环状闭合弦线9反射信息,并对采集的信息进行记录;

F:将步骤E记录的采集的血流波形信息与步骤D模拟的标准血流波形进行比对,再根据多普勒超声诊断仪探头6的血流速度校准标准,即对多普勒超声诊断仪探头6进行了校准。

[0043] 多普勒超声诊断仪探头6的血流速度校准标准为国家制定的标准,按照标准规范进行校准比对即可,为现有技术,在此不再赘述。

[0044] 最后应说明的是:以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述各实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分或者全部技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明实施例技术方案的范围。

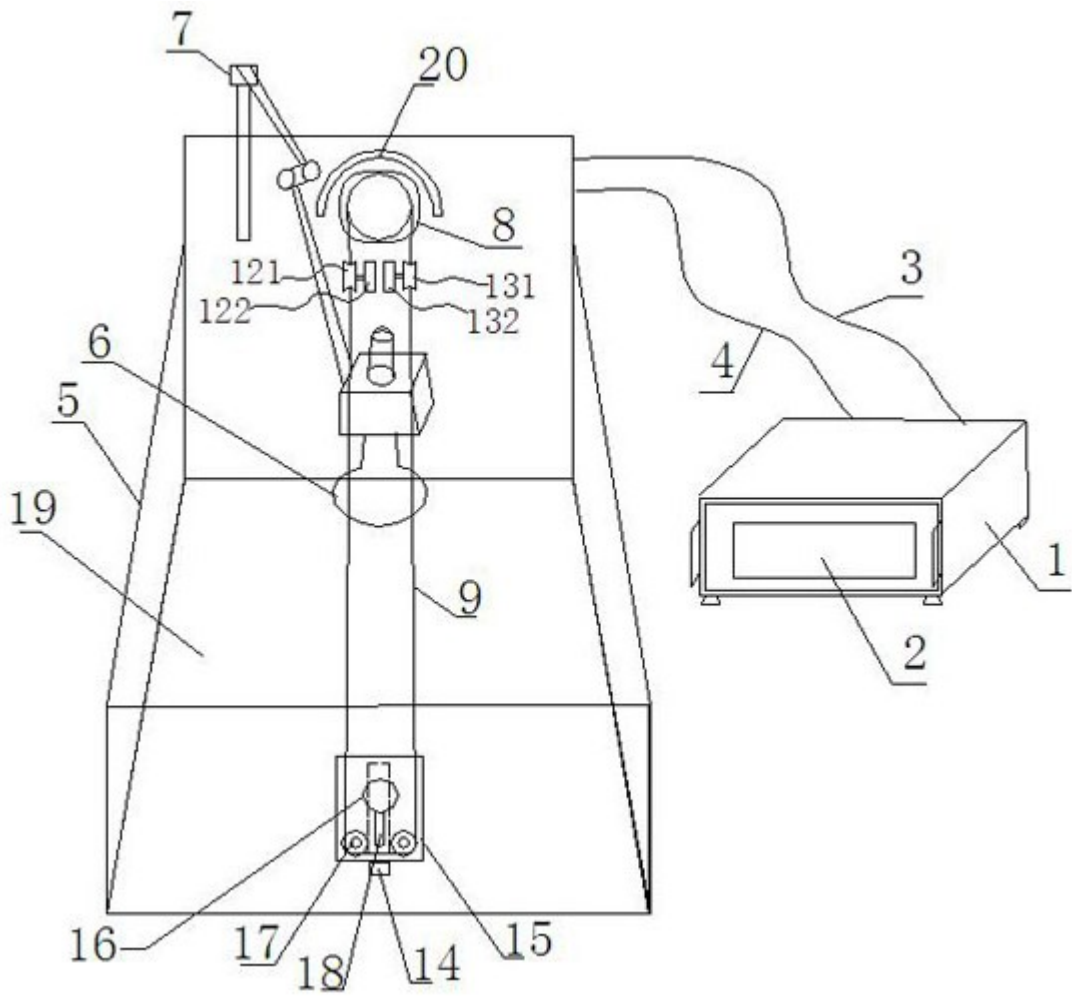


图1

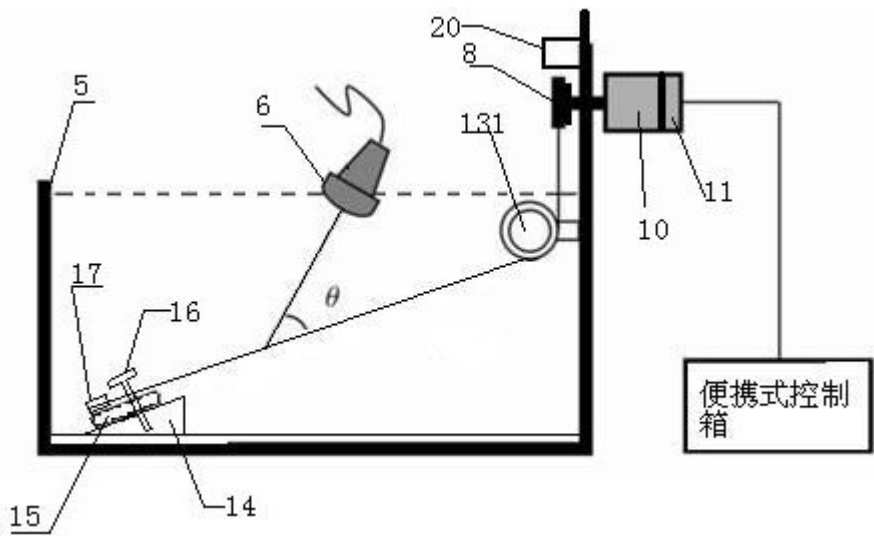


图2

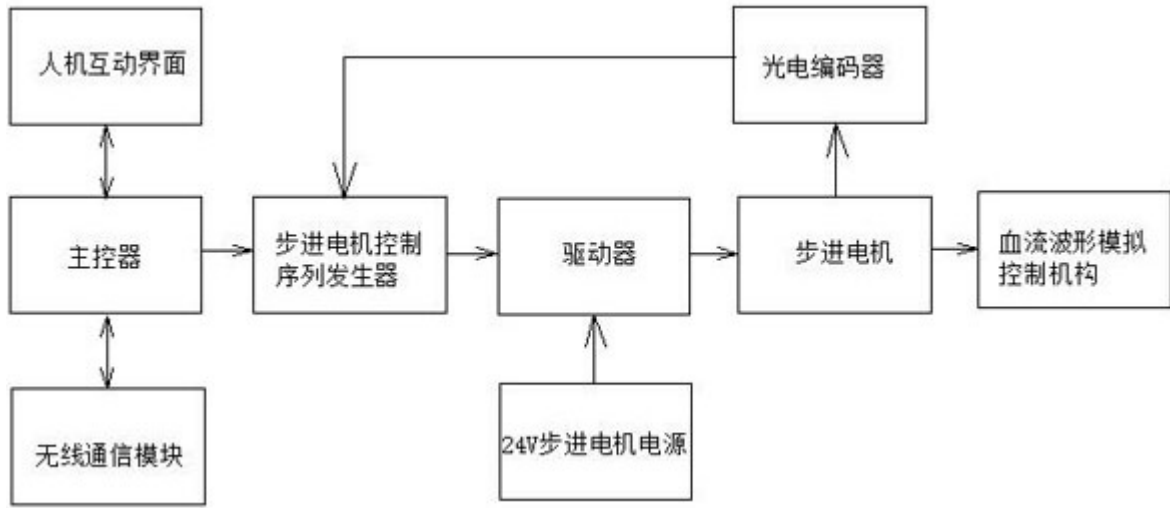


图3

专利名称(译)	多普勒超声诊断仪血流波形模体及校准方法		
公开(公告)号	CN108814649A	公开(公告)日	2018-11-16
申请号	CN201810731392.7	申请日	2018-07-05
[标]申请(专利权)人(译)	河南省计量科学研究院		
申请(专利权)人(译)	河南省计量科学研究院		
当前申请(专利权)人(译)	河南省计量科学研究院		
[标]发明人	朱卫民 刘哲 朱怡然 刘涛 齐芳 卫平 古晓辉 王兴宏 张益		
发明人	朱卫民 刘哲 朱怡然 刘涛 齐芳 卫平 古晓辉 王兴宏 张益		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/4427 A61B8/488 A61B8/54 A61B8/587		
代理人(译)	李伊宁		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种多普勒超声诊断仪血流波形模体及校准方法，包括便携式控制箱和仿血流波形模体，便携式控制箱包括外箱体、人机互动界面、主控电路板、电源线和传输线，主控电路板设于外箱体内部，人机互动界面设于外箱体上，电源线和传输线用于便携式控制箱连接仿血流波形模体；仿血流波形模体包括液体环境模拟槽、血流波形模拟机构、血流波形模拟控制机构和多普勒超声诊断仪探头固定机构，血流波形模拟机构设置在液体环境模拟槽内；血流波形模拟控制机构用于控制转动滑轮的转动；所述的主控电路板用于向血流波形模拟控制机构发送控制信号；能够精确复现人体血流流速变化，应用于基于超声多普勒原理的血液流速测量装置的检定、校准及测试。

