



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109431541 A

(43)申请公布日 2019.03.08

(21)申请号 201811513608.9

(22)申请日 2018.12.11

(71)申请人 中国科学院声学研究所

地址 100190 北京市海淀区北四环西路21号

(72)发明人 朱承纲 牛凤岐 程洋 张迪

(74)专利代理机构 北京亿腾知识产权代理事务所 11309

代理人 陈霖

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

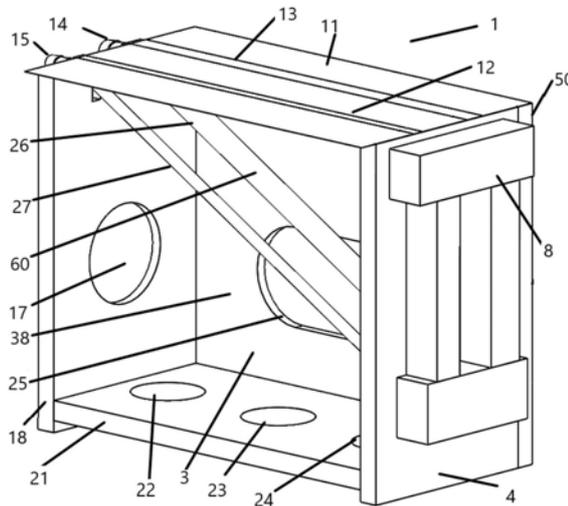
权利要求书1页 说明书7页 附图5页

(54)发明名称

一种超声多普勒仿血流体模

(57)摘要

一种超声多普勒仿血流体模,包括:体模外壳和仿血装置,外壳的底面包括有包括第一数目个孔的底面板,孔通过封堵器封闭;外壳的顶面包括声窗;外壳内形成一内腔,内腔灌充有仿组织材料;仿血装置包括第一仿血管、第二仿血管、仿血入口、仿血出口和仿血连通管;第一仿血管和第二仿血管分别与声窗成一夹角地穿过内腔,第一仿血管的第一端在外壳外与仿血入口连接,第二仿血管的第一端在外壳外与仿血出口连接;第一仿血管的第二端和第二仿血管的第二端在外壳外通过仿血连通管连通;第一仿血管和第二仿血管的中心轴线相互平行;第一仿血管与第二仿血管的位于内腔中的部分嵌埋在仿组织材料中。如此,可以有效地检测超声多普勒仪器性能。



1. 一种超声多普勒仿血流体模,包括:体模外壳和仿血装置,其中,

所述体模外壳的底面包括有包括第一数目个孔的底面板,所述孔通过对应的封堵器封闭;所述体模外壳的顶面包括声窗;所述体模外壳内形成一内腔,所述内腔灌注有仿组织材料;

所述仿血装置包括第一仿血管、第二仿血管、仿血流入口、仿血流出口和仿血连通管;所述第一仿血管和所述第二仿血管分别与所述声窗成一夹角地穿过所述内腔,所述第一仿血管的第一端在所述体模外壳外与所述仿血流入口连接,所述第二仿血管的第一端在所述体模外壳外与所述仿血流出口连接;所述第一仿血管的第二端和所述第二仿血管的第二端在所述体模外壳外通过所述仿血连通管连通;所述第一仿血管和所述第二仿血管的中心轴线相互平行;所述第一仿血管与所述第二仿血管的位于所述内腔中的部分嵌埋在所述仿组织材料中。

2. 如权利要求1所述的超声多普勒仿血流体模,其中,所述仿组织材料是水性凝胶基高分子复合材料,其声速为 $(1540 \pm 10) \text{ m/s}$ ($(23 \pm 3) \text{ }^\circ\text{C}$),声衰减系数斜率为 $(0.5 \pm 0.05) \text{ dB}/(\text{cm} \cdot \text{MHz})$ ($(23 \pm 3) \text{ }^\circ\text{C}$),所述仿组织材料可采用水性保养液进行保养,所述水性保养液经由所述底面板上封闭孔的封堵器注入。

3. 如权利要求1或2所述的超声多普勒仿血流体模,其中,所述体模外壳由有机玻璃制成,所述体模外壳的前面包括前面板,后面包括后面板,侧面包括侧面板,所述前面板、所述后面板和所述侧面板内侧面均开有防滑槽。

4. 如权利要求1或2所述的超声多普勒仿血流体模,其中,所述封堵器是真空封闭橡皮。

5. 如权利要求1或2所述的超声多普勒仿血流体模,其中,所述第一仿血管和所述第二仿血管的内径不同,所述仿血连通管具有渐变内径管道。

6. 如权利要求1或2所述的超声多普勒仿血流体模,其中,所述第一仿血管和所述第二仿血管分别与所述声窗之间的夹角范围为 $30^\circ \sim 60^\circ$ 。

7. 如权利要求1或2所述的超声多普勒仿血流体模,其中,所述声窗上画有仿血管位置标记线,所述仿血管位置标记线标有位于所述内腔中的所述第一仿血管和所述第二仿血管在所述声窗上的投影位置。

8. 如权利要求1或2所述的超声多普勒仿血流体模,其中,所述体模外壳的前面包括前面板,所述体模外壳的后面包括后面板,所述前面板和/或所述后面板外侧画有仿血管位置标记线,所述仿血管位置标记线标有位于所述内腔中的所述第一仿血管和所述第二仿血管在所述前面板和/或所述后面板上的投影位置,所述仿血管位置标记线的上沿安装有标尺。

9. 如权利要求1或2所述的超声多普勒仿血流体模,其中,所述声窗的四周布置有水槽框,所述水槽框由有机玻璃条粘接而成,或由丙烯腈-丁二烯-苯乙烯聚合塑料整体注塑而成。

10. 如权利要求1或2所述的超声多普勒仿血流体模,其中,所述超声多普勒仿血流体模还包括衰减片,所述衰减片的声特性阻抗为 1.4×10^6 瑞利 $\sim 1.7 \times 10^6$ 瑞利。

一种超声多普勒仿血流体模

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械质量检测领域,尤其涉及一种用于超声多普勒仪器性能检测的仿血流体模。

背景技术

[0002] 多普勒原理在超声诊断技术中的成功应用,是20世纪人类在医学和仪器工程领域取得的重大进步之一。超声多普勒频移现象是由于声源与接收器或回波目标(反射体、散射体)相对运动而产生的物理效应。目前临床所用设备的工作模式分为连续波多普勒(CWD)、脉冲波多普勒(PWD)和彩色多普勒血流成像(CFM)三种,涉及的回波目标包括血液中的红血球、心肌、血管壁以及与运动器官紧邻的组织,而信息展现和提供方式则包括了多普勒频谱、彩色血流图和可听声信号三种。在具体产品中,国内通称的“彩超”,即国外所称的“三功式(triplex)”仪器,集二维(2D)灰阶成像、多普勒彩色血流图、多普勒能量图、连续和脉冲波多普勒频谱、多普勒声音信号等多种信息形式;国外所称的“双功(duplex)”仪器,即国内所指带有脉冲多普勒频谱和可听声信号输出的高档黑白超;经颅多普勒血流仪、多普勒胎儿脐血流仪只提供与血液流速对应的频谱和声音;胎儿心率(音)仪以声音监测胎儿心率;而近年上市的胎儿监护仪则集脐血流和心率检测于一身。

[0003] 与其它医用超声仪器一样,为确保其在临床应用中的安全有效,在产品研制、生产、上市批准、购买验收、定期校验以及同类产品的对比等环节上,均须对多普勒系统的性能进行科学检测和客观评价。鉴于血流类的超声多普勒仪器在国内已有多家生产且在医院临床大量使用,其作为企业产品的性能质量检验和作为医院在用设备的质控检测已成为一种迫切的实际需求,国际电工委员会(IEC)首先就仿血流体模制定了正式标准IEC61685-2001。遵照国家食品药品监督管理局的计划,我国迅即完成了该标准向国内标准的转化,修改采用该标准的医药行业标准YY/T0458已自2004年1月1日起实施至今。

[0004] 包括美国CIRS公司,Gammex-RMI公司以及ATS Laboratories公司等在内的多家制造商,有的在IEC61685-2001制定之前即已有仿血流体模上市,有的直至近年才有产品推出。但按照国际标准衡量,这些产品在许多方面不合要求,且在实用中暴露出多项缺陷。

[0005] 例如,ATS Laboratories公司生产的多普勒仿血流体模,传声媒质是聚氨酯橡胶,其在声速和声衰减特性两方面都严重违背国际标准IEC61685和中国医药行业标准YY/T0458,用于质量检测超声多普勒仪器将得出歪曲的结果。另外,该体模中的仿血液流经管道集中于中等深度附近,无法适应在大范围内测量血流探测深度的要求;它的特有的多管式结构在使用过程中需要频繁插拔,导致仿血液溢漏,污染设备和环境,且影响测量结果的稳定性和复现性。又例如,Gammex-MRI产品中 embed 的仿血管内径为5mm,与声窗夹角为40°,导致总体流速量程受限。又例如,仿血流体模的仿组织材料为一次灌装而成,所含液体会逐渐从外壳材料的分子间隙和声窗处蒸发损失,从而导致性能参数改变,以致失去效用。再例如,仿血流体模的声窗上无关于仿血管位置的任何标记,操作者需在声窗上大范围搜索,既耗费时间,又影响测量结果的准确性、复现性和可靠性。探测深度是彩超和频谱多普

勒仪器的首要技术指标,彩超血流探测深度是在二维灰阶图像上用电子游标读取,但频谱多普勒仪器没有二维灰阶成像功能,无法利用电子游标读取探测深度。又例如,由于临床诊断的人体部位不同,彩超和频谱多普勒探头的工作频率相差悬殊,高者可达8MHz以上,低者可达1MHz,在仿组织材料声衰减系数有标准约束和仿血流体模尺寸有限的条件下,用同一台仿血流体模同时兼顾两端是困难的。

[0006] 因此,希望能有改进的方案,提供一种能解决上述一项或多项问题的超声多普勒仿血流体模。

发明内容

[0007] 本说明书一个或多个实施例描述了一种超声多普勒仿血流体模,该仿血流体模解决了现有技术中的一项或多项缺陷。

[0008] 根据第一方面,提供了一种超声多普勒仿血流体模,包括:体模外壳和仿血装置,其中,

[0009] 所述体模外壳的底面包括有包括第一数目个孔的底面板,所述孔通过对应的封堵器封闭;所述体模外壳的顶面包括声窗;所述体模外壳内形成一内腔,所述内腔灌注有仿组织材料;

[0010] 所述仿血装置包括第一仿血管、第二仿血管、仿血流入口、仿血流出口和仿血连通管;所述第一仿血管和所述第二仿血管分别与所述声窗成一夹角地穿过所述内腔,所述第一仿血管的第一端在所述体模外壳外与所述仿血流入口连接,所述第二仿血管的第一端在所述体模外壳外与所述仿血流出口连接;所述第一仿血管的第二端和所述第二仿血管的第二端在所述体模外壳外通过所述仿血连通管连通;所述第一仿血管和所述第二仿血管的中心轴线相互平行;所述第一仿血管与所述第二仿血管的位于所述内腔中的部分嵌埋在所述仿组织材料中。

[0011] 在一个实施例中,所述仿组织材料是水性凝胶基高分子复合材料,其声速为 $(1540 \pm 10) \text{ m/s}$ ($(23 \pm 3) \text{ }^\circ\text{C}$),声衰减系数斜率为 $(0.5 \pm 0.05) \text{ dB}/(\text{cm} \cdot \text{MHz})$ ($(23 \pm 3) \text{ }^\circ\text{C}$),所述仿组织材料可采用水性保养液进行保养,所述水性保养液经由所述底面板上封闭孔的封堵器注入。

[0012] 在一个实施例中,所述体模外壳由有机玻璃制成,所述体模外壳的前面包括前面板,后面包括后面板,侧面包括侧面板,所述前面板、所述后面板和所述侧面板内侧面均开有防滑槽。

[0013] 在一个实施例中,所述封堵器是真空封闭橡皮。

[0014] 在一个实施例中,所述第一仿血管和所述第二仿血管的内径不同,所述仿血连通管具有渐变内径管道。

[0015] 在一个实施例中,所述第一仿血管和所述第二仿血管分别与所述声窗之间的夹角范围为 $30^\circ \sim 60^\circ$ 。

[0016] 在一个实施例中,所述声窗上画有仿血管位置标记线,所述仿血管位置标记线标有位于所述内腔中的所述第一仿血管和所述第二仿血管在所述声窗上的投影位置。

[0017] 在一个实施例中,所述体模外壳的前面包括有前面板,所述体模外壳的后面包括后面板,所述前面板和/或所述后面板画有仿血管位置标记线,所述仿血管位置标记线标有

位于所述内腔中的所述第一仿血管和所述第二仿血管在所述前面板和/或所述后面板上的投影位置,在所述仿血管位置标记线的上沿安装有标尺。

[0018] 在一个实施例中,所述声窗的四周布置有水槽框,所述水槽框由有机玻璃条粘接而成,或由丙烯腈-丁二烯-苯乙烯聚合塑料整体注塑而成。

[0019] 在一个实施例中,所述超声多普勒仿血流体模还包括衰减片,所述衰减片的声特性阻抗为 1.4×10^6 瑞利 $\sim 1.7 \times 10^6$ 瑞利。

[0020] 通过一个或多个实施例提供的超声多普勒仿血流体模,利用底面板上的孔和封堵器注射保养液,可以对仿组织材料进行定期保养,确保仿组织材料成分和特性参数稳定,大大延长该仿血流体模的使用寿命。通过一个或多个实施例提供的超声多普勒仿血流体模,采用水性凝胶基高分子复合材料作为仿组织材料,其声学参数,诸如声速和声衰减特性之类,均符合国际标准要求,在用于质量检测时将得出良好的结果。通过一个或多个实施例提供的超声多普勒仿血流体模,通过在前面板、后面板和侧面板内侧面开有防滑槽,可以有效地防止仿组织材料和体模外壳之间的相对滑动。通过一个或多个实施例提供的超声多普勒仿血流体模,利用不同内径的两条仿血管通过渐变内径的仿血连通管连通,可以在同一流量条件下获得两种不同的流速,从而有效地扩展了多普勒系统的流速量程。通过一个或多个实施例提供的超声多普勒仿血流体模,利用仿血管与声窗斜置且仿血液流动方向相反,可以更加方便地检测彩超和频谱多普勒血流探测深度和方向识别能力。通过一个或多个实施例提供的超声多普勒仿血流体模,利用声窗上画有的仿血管位置标记线,在检测操作中既能节省寻找仿血管位置的时间,又能确保位置准确,从而有效降低检测的人为误差。通过一个或多个实施例提供的超声多普勒仿血流体模,利用在前面板和/或后面板画有仿血管位置标记线,所述仿血管位置标记线的上沿安装有标尺,可以方便地读取血流探测深度的表观值。通过一个或多个实施例提供的超声多普勒仿血流体模,利用将衰减片耦合在探头和声窗之间,使多普勒系统能够测量的最大深度明显超过仿血管的最大嵌埋深度,从而满足低频和高灵敏度探头的要求。

附图说明

[0021] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案,下面将对实施例描述中所需要使用的附图作简单地介绍,相同的部件用相同的附图标记表示。显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其它的附图。

[0022] 图1示出了根据一个实施例的超声多普勒仿血流体模的内部结构示意图;

[0023] 图2示出了根据一个实施例的仿血装置的示意图;

[0024] 图3示出了根据一个实施例的超声多普勒仿血流体模的外观侧视图;

[0025] 图4示出了根据一个实施例的经频多普勒超声探头使用声衰减片耦合进行血流探测深度检测的示意图;

[0026] 图5示出了根据一个实施例的彩超多普勒超声探头进行仿血液流速检测的示意图;

[0027] 图6示出了根据一个实施例的超声多普勒仿血流体模前视剖面图;

[0028] 图7示出了根据一个实施例的超声多普勒仿血流体模前视剖面图。

具体实施方式

[0029] 下面结合附图,对本说明书提供的方案进行描述。

[0030] 图1示出了根据一个实施例的超声多普勒仿血流体模1的内部结构示意图。超声多普勒仿血流体模1包括体模外壳50和仿血装置60(见图2)。体模外壳50的底面上包括底面板21,底面板21上布置有第一圆孔22、第二圆孔23和第三圆孔24,每个圆孔均通过对应的封堵器(未示出)封闭。在一个例子中,封堵器是真空封闭橡皮。在一个例子中,如图6和图7所示,封堵器是第一真空封闭橡皮29,第二真空封闭橡皮30和第三真空封闭橡皮31。体模外壳50的顶面布置有声窗11。体模外壳50内形成一个内腔38,内腔38内灌注有仿组织材料32,如图6和图7所示,仿组织材料32充满整个内腔38。在一个例子中,仿组织材料是水性凝胶基高分子复合材料。在一个例子中,该水性凝胶基高分子复合材料的声速为 $(1540 \pm 10) \text{ m/s}$ ($(23 \pm 3) \text{ }^\circ\text{C}$),声衰减系数斜率为 $(0.5 \pm 0.05) \text{ dB}/(\text{cm} \cdot \text{MHz})$ ($(23 \pm 3) \text{ }^\circ\text{C}$)。

[0031] 在一个例子中,声窗11外侧面上画有仿血管位置标记线13和仿血管位置标记线12,仿血管位置标记线13和仿血管位置标记线12分别标有位于内腔38中的第一仿血管26和第二仿血管27在声窗11上的投影位置。

[0032] 在一个例子中,体模外壳50由有机玻璃制成,体模外壳50的前面包括前面板(未示出),后面包括后面板3,侧面包括侧面板18和侧面板4。在前面板、后面板和侧面板内侧面均开有防滑槽,以防止仿组织材料32与体模外壳50相对滑动。例如,如图1所示,在侧面板18上开有圆形防滑槽17,后面板3上开有椭圆形防滑槽25。

[0033] 尽管图1中示出了三个圆孔,这三个圆孔沿底面板21的长度方向依次布置。但是本领域技术人员可以理解的是,孔的数量、形状以及位置都可以改变。例如,孔的数量可以是1,2,4等任何合适的数目。例如,孔的形状可以是方形、三角形、椭圆形等任何合适的形状。例如,孔的位置可以沿底面板的宽度方向,或者是对角线方向布置。利用底面板21上的圆孔和封堵器,可以在仿组织材料日常维护时注射保养液和抽气,从而对仿组织材料进行定期保养,确保仿组织材料成分和特性参数稳定,由此大大延长该仿血流体模的使用寿命

[0034] 结合图2,可以看到,仿血装置60包括第一仿血管26,第二仿血管27、仿血流入口14、仿血流出口15和仿血连通管8。在图1中,第一仿血管26和第二仿血管27的中心轴线相互平行,并分别与声窗11成一夹角地穿过内腔38。在一个例子中,第一仿血管26和第二仿血管27分别与声窗11成 30° 夹角穿过内腔38。可以理解的是,第一仿血管26和第二仿血管27分别与声窗11成任一合适的夹角穿过内腔38,优选地,该夹角为 $30^\circ \sim 60^\circ$ 。优选地,夹角为 $30^\circ, 45^\circ$,或 60° 。在一个例子中,第一仿血管26和第二仿血管27具有与人体血管相同的声学参数,其密度为 $0.930 \text{ (g/cm}^3\text{)}$,仿血管材料声速为 1555 (m/s) ,声衰减系数斜率 α 随测量信号频率的不同而不同,其具有以下表一中的关系:

[0035]

f (MHz)	2.0	3.5	4.0	5.0	7.5	8.0
α (dB/cm)	4.7	12	15	22	43	48

[0036] 表一

[0037] 参考图1,并结合图6和图7,可以看到,第一仿血管26与第二仿血管27的位于内腔38中的部分嵌埋在仿组织材料32中。如图1所示,第一仿血管26的第一端在体模外壳50外与仿血流入口14连接,第二仿血管27的第一端在体模外壳50外与仿血流出口15连接。第一仿

血管26的第二端和第二仿血管27的第二端在体模外壳50外通过仿血连通管8连通。如图2所示,仿血液28可以从仿血流入口14流入,流经第一仿血管26、仿血连通管8和第二仿血管27,从仿血流出口15流出。第一仿血管26和第二仿血管27相对于声窗11均为斜置,且仿血液流动方向相反,可以方便地检测彩超和频谱多普勒的血流探测深度和方向识别能力。

[0038] 在一个例子中,第一仿血管26和第二仿血管27的内径不同,仿血连通管8具有渐变内径管道,其内径从与大的仿血管相同的内径逐渐减小到与小的仿血管相同的内径。例如,在图2中,第一仿血管26具有大的内径,第二仿血管27具有小的内径,仿血连通管8的内径从和第一仿血管26连接时的与其相同的大的内径,逐渐减小到与第二仿血管27连接时的与其相同的小的内径。尽管图2所示的仿血连通管8具有倒“U”形,但是本领域技术人员可以理解的是,其他合适形状也是可以的,比如“一”字形。第一仿血管26和第二仿血管27内径不同,通过仿血连通管8的渐变内径管道连通,根据“流速与管内横截面积成反比”的流体力学原理,可以在同一流速条件下获得两种不同流速,从而有效地扩展了系统的流速量程。

[0039] 在一个例子中,参考图1,声窗11外侧面上画有仿血管位置标记线13和12,仿血管位置标记线13和12标有位于内腔38中的第一仿血管26和第二仿血管27在声窗11上的投影位置。在一个例子中,仿血管位置标记线是标记了位于内腔中的第一仿血管26和第二仿血管27在声窗11上的投影位置和粗细的彩色条带状标记。通过仿血管位置标记线,可以方便使用者清楚识别仿血管的各自确切位置和/或粗细,如此在检测操作中既可节省寻找仿血管位置的时间,又能确保位置准确,从而有效降低检测的人为误差。

[0040] 在一个例子中,体模外壳1的前面包括前面板(未示出),体模外壳1的后面包括后面板,前面板和/或后面板外侧面上画有仿血管位置标记线(未示出),仿血管位置标记线标有位于内腔38中的第一仿血管26和第二仿血管27在前面板和/或后面板上的投影位置,在仿血管位置标记线的上沿安装有标尺(未示出)。在一个例子中,标尺的刻度精确至mm单位。通过仿血管位置标记线,可以清楚地标识两根仿血管的位置和倾斜角度,方便地读取血流探测深度的表观值。

[0041] 在一个例子中,声窗11的四周布置有水槽框10(如图6所示)。水槽框可以保护声窗11边缘,且当以水为耦合剂时,可以保持液体不流失。

[0042] 在一个例子中,超声多普勒仿血流体模1还包括衰减片(未示出),衰减片的声特性阻抗为 1.4×10^6 瑞利 $\sim 1.7 \times 10^6$ 瑞利。将衰减片耦合在探头(未示出)与声窗11之间,由于它的声衰减系数可达仿组织材料的10倍以上,1mm的衰减片即可折合为10mm以上的仿组织材料,而且衰减片为多种厚度成套配置,因而可以很方便地选择和组合,使系统能够测量的最大深度明显超过仿血管的最大嵌埋深度,从而满足低频和高灵敏度探头的要求。采用衰减片时,将用电子游标或标尺读得的表观探测深度加上第一仿血管26或第二仿血管27管壁以及衰减片的折合深度,即为实际的探测深度值。

[0043] 图3示出了根据一个实施例的超声多普勒仿血流体模1的外观侧视图。如图3所示,超声多普勒仿血流体模1的体模外壳前面包括前面板2,后面包括后面板(未示出),左面包括左面板(未示出),右面包括右面板4,顶面布置有声窗11,底面包括底面板(未示出)。前面板2外侧面上画有仿血管位置标记线16,仿血管位置标记线16标有位于内腔中的第一仿血管26(未示出)和第二仿血管27(未示出)在前面板2上的投影位置。在一个例子中,后面板外侧面上画有仿血管位置标记线16,仿血管位置标记线16标有位于内腔中的第一仿血管26和

第二仿血管27在后面板上的投影位置。在一个例子中,在仿血管位置标记线16的上沿安装有标尺。在一个例子中,标尺的刻度精确至mm单位。声窗11外侧面上画有仿血管位置标记线12和仿血管位置标记线13,分别标有位于内腔中的第一仿血管26和第二仿血管27在声窗11上的投影位置。在一个例子中,仿血管位置标记线12和仿血管位置标记线13是标记了位于内腔中的第一仿血管26和第二仿血管27在声窗11上的投影位置和粗细的彩色条带状标记。声窗11的四周布置有水槽框10,水槽框10由有机玻璃条粘接而成,或由ABS塑料(丙烯腈-丁二烯-苯乙烯聚合塑料)整体注塑而成。在一个例子中,声窗11的材料是70 μ m厚的聚酯薄膜,用于其声学特性为模仿人体皮肤组织。在一个例子中,底面板下面还布置有支护板5,支护板5通过底部固定螺栓(未示出)与底面板连接固定。

[0044] 本说明书一个或多个实施例提供的超声多普勒仿血流体模,可用于彩超-频谱超声多普勒仪器通用性能检测。使用该仿血流体模需要配合恒流泵、在线流量计、储液装置与缓冲装置等使用。使用时需要将仿血液灌充到仿血管中,排出内部气泡,启动恒流泵使仿血液按照指定方向在仿血管内流动,并调节恒流泵的转速使仿血液具有不同的流速。

[0045] 图4示出了根据一个实施例的经颅多普勒超声探头使用声衰减片耦合进行血流探测深度检测的示意图。使用时首先确认经颅多普勒超声探头34表面完好,向水槽框10内倾入适量耦合剂,如果使用水作为耦合剂必须确保探头34无破损,水深度以将探头34辐射面充分耦合为宜。将探头34耦合于声窗11上待测量的仿血管的仿血管位置标记线12或仿血管位置标记线13处,并依据彩色血流图像或/和频谱图表现判断其垂直入射情况以作必要微调。开启恒流泵(未示出)开关,并通过调整恒流泵转速调节仿血液流速到测量值,开启超声多普勒系统主机(未示出)并调整主机测量参数,直到在超声多普勒主机显示器上可以显示仿血液信息为止。在仿血流体模1的体模外壳的前面板外侧面上绘有仿血管位置标记线16,仿血管位置标记线16标记了位于内腔中的第一仿血管26(未示出)和第二仿血管27(未示出)在前面板上的投影位置,其上沿安装有刻度精确至mm单位的标尺,由此可以方便地读取经颅多普勒血流检测分析仪的探测深度指标。

[0046] 在一个例子中,对超声经颅多普勒血流仪的血流方向识别能力进行检测。首先将探头34耦合于声窗11外侧面上的仿血管位置标记线12,观察频谱图应仅出现于基线某一侧;然后将探头34平移耦合于声窗11外侧面上的仿血管位置标记线13,频谱图应仅出现于基线另一侧。

[0047] 在遇有工作频率居于下限,例如1MHz,或灵敏度特高的探头时,可以将选定厚度的衰减片33耦合于探头34和声窗11之间,由此可以测取其探测深度指标。在一个例子中,衰减片33为单片。在一个例子中,衰减片33为多片。采用衰减片时,将用电子游标或标尺读得的表现探测深度36,加上仿血管管壁修正量和衰减片的折合深度,即为实际的探测深度值。例如,衰减片33的声特性阻抗在 $1.4 \times 10^6 \text{Pa} \cdot \text{s}/\text{m} \sim 1.7 \times 10^6 \text{Pa} \cdot \text{s}/\text{m}$,声衰减系数斜率在5dB/(cm·MHz)以上,则1mm的衰减片即可折合为10mm以上的仿组织材料。

[0048] 图5示出了根据一个实施例的彩超多普勒超声探头进行仿血流流速检测的示意图。使用时需要将彩超多普勒超声探头37直接耦合在声窗11表面,使用水或者耦合剂进行耦合。首先将探头37耦合于小仿血管上方声窗11表面上的仿血管位置标记线13上,显示出小仿血管的断面图像,调节被检设备的相关控制端以获得清晰的彩色血流图,以不出现饱和及彩色干扰为准,保持探头37垂直于声窗11表面,沿箭头方向向仿血管嵌埋深度较大的

方向滑移,直至彩色血流信号消失,然后将探头37退回到彩色消失前的位置,以电子游标测量彩色信号为连续时仿血管内壁最远端的深度,作为该探头在彩色血流模式下的表观探测深度,再加上仿血管管壁修正量,即可求出实际探测深度。

[0049] 在一个例子中,探测深度超过仿血流体模1的量程,则在声窗11上放置适当厚度的声衰减片并保证良好耦合,读取此时的表观探测深度36,加上仿血管管壁修正量和衰减片的折合深度,由此求出实际探测深度。

[0050] 通过本说明书一个或多个实施例提供的超声多普勒仿血流体模,很好地解决了现有技术中一项或多项问题。

[0051] 以上所述的具体实施方式,对本发明的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明,所应理解的是,以上所述仅为本发明的具体实施方式而已,并不用于限定本发明的保护范围,凡在本发明的技术方案的基础之上,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包括在本发明的保护范围之内。

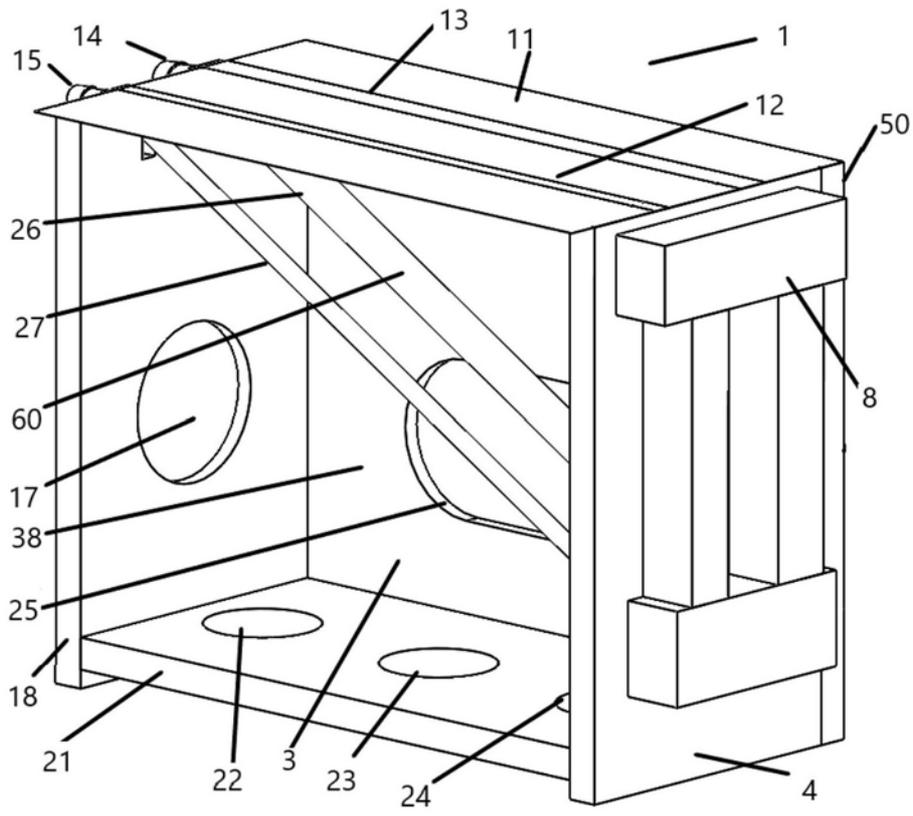


图1

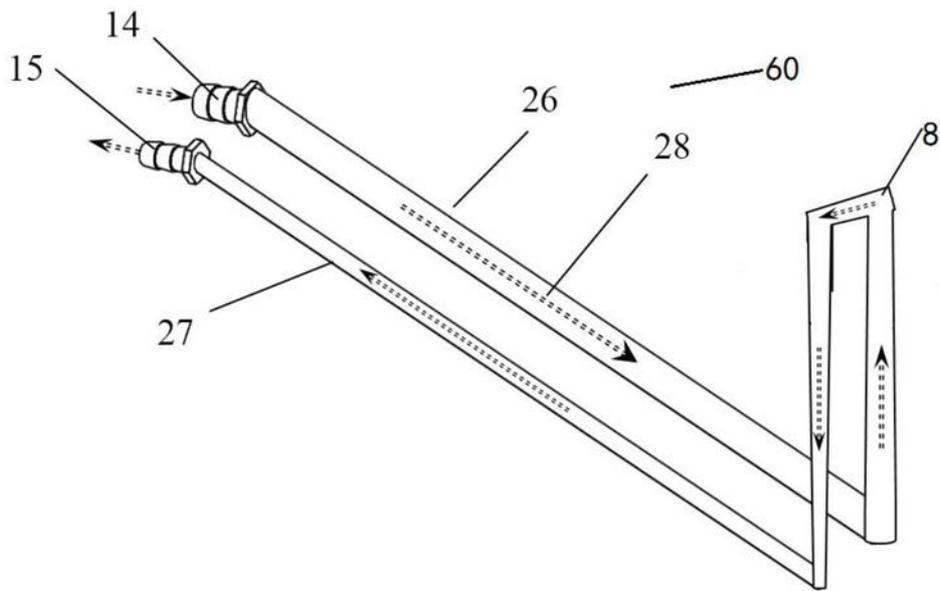


图2

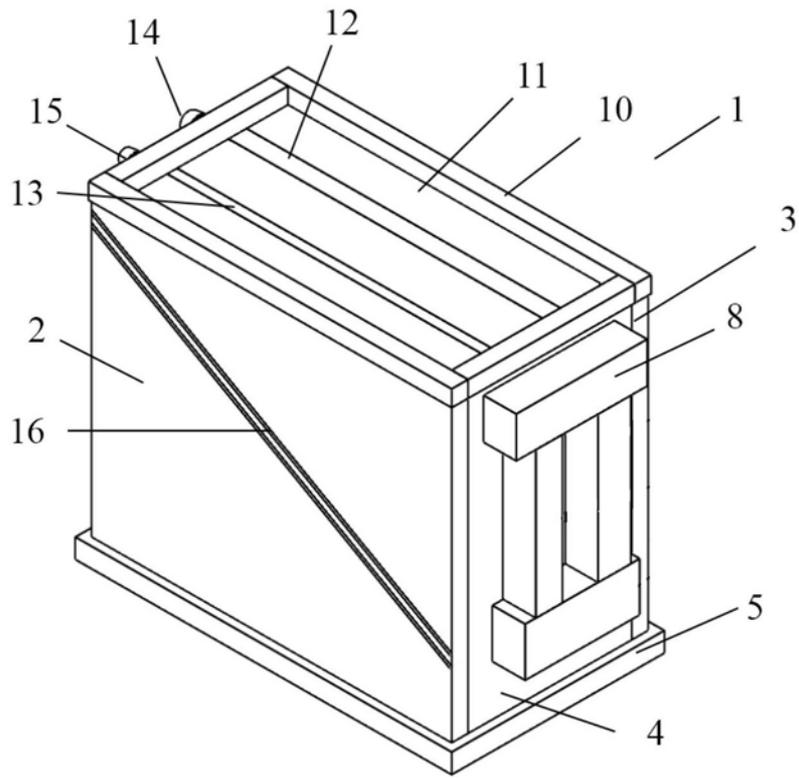


图3

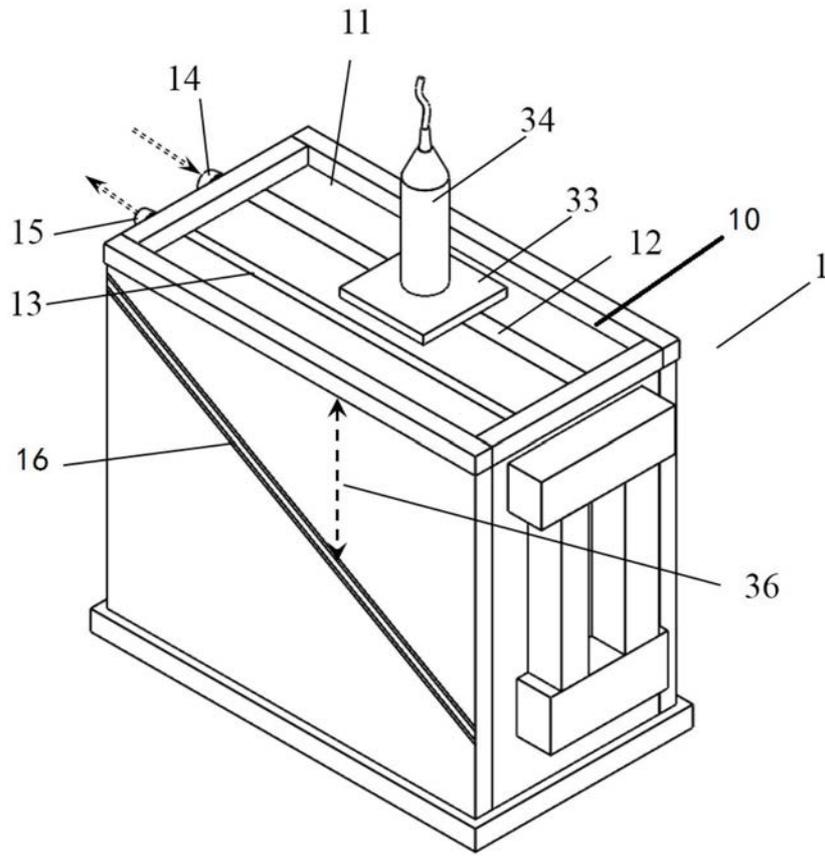


图4

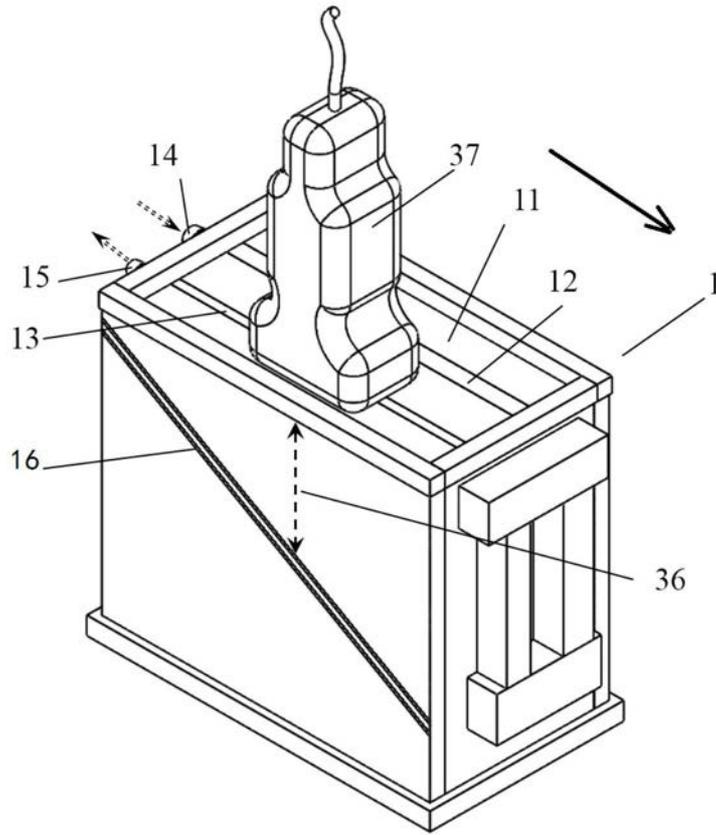


图5

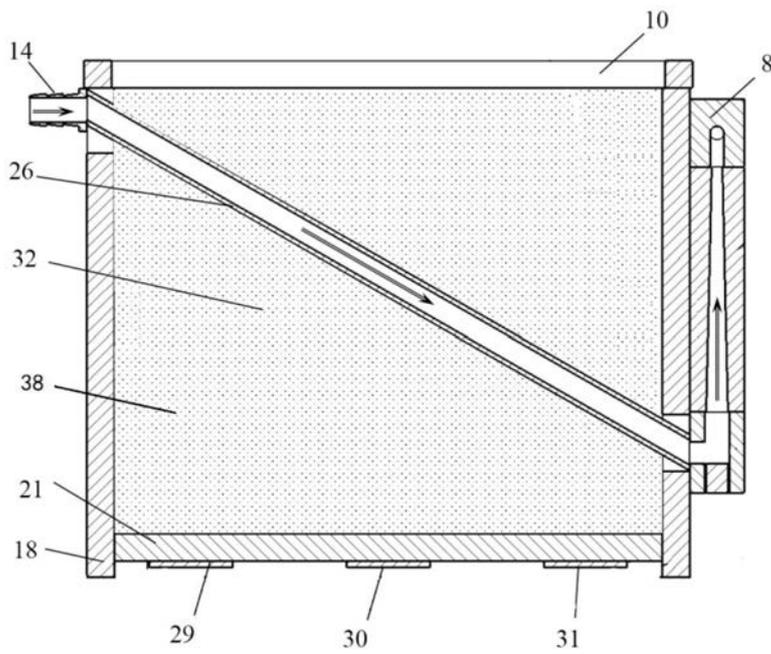


图6

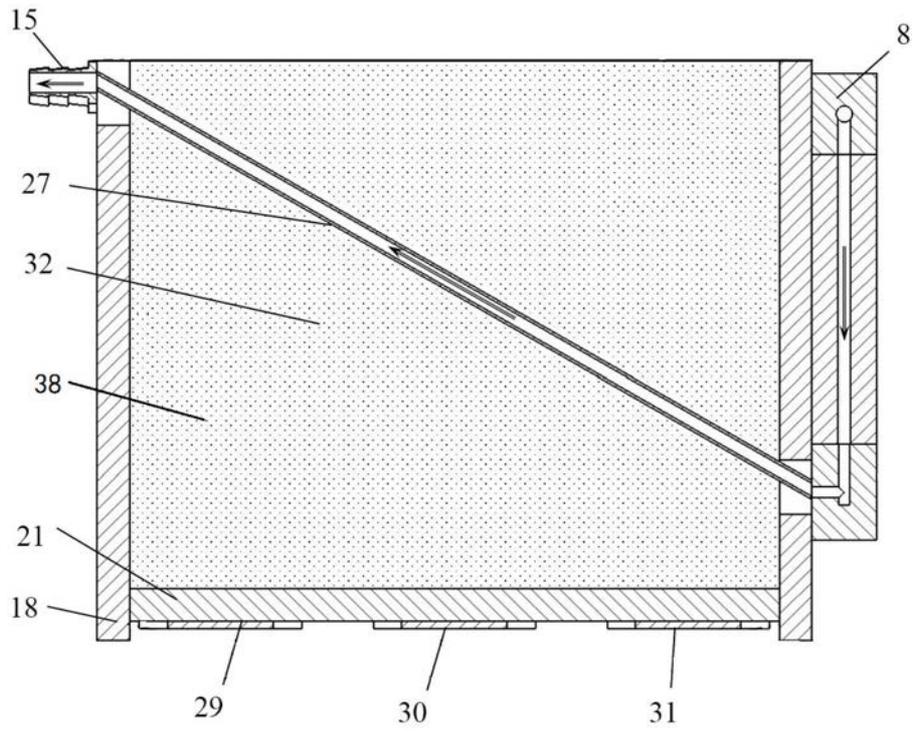


图7

专利名称(译)	一种超声多普勒仿血流体模		
公开(公告)号	CN109431541A	公开(公告)日	2019-03-08
申请号	CN201811513608.9	申请日	2018-12-11
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院声学研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院声学研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院声学研究所		
[标]发明人	朱承纲 牛凤岐 程洋 张迪		
发明人	朱承纲 牛凤岐 程洋 张迪		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/58		
代理人(译)	陈霁		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声多普勒仿血流体模，包括：体模外壳和仿血装置，外壳的底面包括有包括第一数目个孔的底面板，孔通过封堵器封闭；外壳的顶面包括声窗；外壳内形成一内腔，内腔灌充有仿组织材料；仿血装置包括第一仿血管、第二仿血管、仿血入口、仿血出口和仿血连通管；第一仿血管和第二仿血管分别与声窗成一夹角地穿过内腔，第一仿血管的第一端在外壳外与仿血入口连接，第二仿血管的第一端在外壳外与仿血出口连接；第一仿血管的第二端和第二仿血管的第二端在外壳外通过仿血连通管连通；第一仿血管和第二仿血管的中心轴线相互平行；第一仿血管与第二仿血管的位于内腔中的部分嵌埋在仿组织材料中。如此，可以有效地检测超声多普勒仪器性能。

