



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108158563 A

(43)申请公布日 2018.06.15

(21)申请号 201711463744.7

(22)申请日 2017.12.28

(71)申请人 宋鲁成

地址 250001 山东省济南市市中区乐山小区南区11号楼3单元603室

(72)发明人 宋鲁成 宋欣萌

(74)专利代理机构 济南圣达知识产权代理有限公司 37221

代理人 董雪

(51) Int. Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G16H 50/30(2018.01)

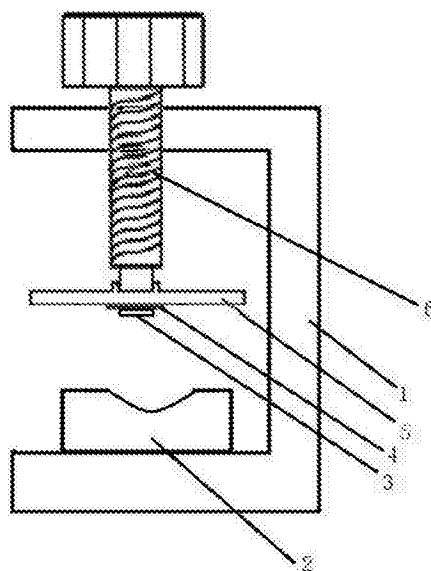
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

一种基于低频可闻声波的中医脉诊仪

(57)摘要

本发明提出了一种基于低频可闻声波的中医脉诊仪,包括:声波提取装置,用于采集人体桡动脉处寸关尺三个不同位置的可闻声波信息;施压装置,分别获取寸关尺三个位置在不同层流密度中的声波信息;数据库,预先存储有寸关尺不同位置、不同层流密度下的声波波形所分别对应的疾病种类;处理器,被配置为接收并分析声波提取装置提取到的设定频率段的可闻声波信息,提取数据库中与接收到的声波数据最为接近的声波波形,确定该波形对应的疾病种类。本发明有益效果:能够较准确检测出微观脉学中的可闻声波型涩搏,通过对此涩搏进行分析,能够较准确分析出不同的涩搏的可闻声波波形所对应的人体器官的病变类型,极大地提高了微观脉学的诊脉准确率,为中医诊脉提供了决策依据。



1. 一种基于低频可闻声波的中医脉诊仪,其特征在于,包括:
 - 声波提取装置,用于采集人体桡动脉处寸关尺三个位置的可闻声波信息;
 - 施压装置,用于对声波提取装置施加设定不同程度的压力,以获取寸关尺三个位置在不同层流密度中的声波信息;
 - 数据库,预先存储有不同位置、不同层流密度下的声波波形所分别对应的疾病种类;
 - 处理器,被配置为接收并分析声波提取装置提取到的设定频率段的可闻声波信息,与数据库中预先存储的声波数据进行匹配,提取数据库中与所述接收到的声波数据最为接近的声波波形,确定该波形对应的疾病种类。
2. 如权利要求1所述的一种基于低频可闻声波的中医脉诊仪,其特征在于,所述声波提取装置包括:
 - 用于采集人体桡动脉处寸关尺三个位置的可闻声波信息的拾音器或者微音器。
3. 如权利要求2所述的一种基于低频可闻声波的中医脉诊仪,其特征在于,所述拾音器或者微音器为3个,3个拾音器或者微音器同时固定在一个受力件上,使得3个拾音器或者微音器同时受压力且所受压力的大小相等。
4. 如权利要求1所述的一种基于低频可闻声波的中医脉诊仪,其特征在于,所述施压装置包括:用于放置人体手臂的基座,以及固定在所述基座上的压力装置;所述压力装置作用于声波提取装置上,提供至少四种程度的压力。
5. 如权利要求1所述的一种基于低频可闻声波的中医脉诊仪,其特征在于,所述声波提取装置采集到的可闻声波的频率范围为20HZ-300HZ。
6. 如权利要求1所述的一种基于低频可闻声波的中医脉诊仪,其特征在于,按照层流密度层次不同将脉诊压力程度分为四层:
 - 浅层:对应皮肤、骨骼肌和在皮肤和骨骼肌之间的脏器;
 - 中层:对应空腔脏器;
 - 深层:对应实质性器官;
 - 底层:对应骨骼;对于每一个层而言,寸脉对应人体的头颈到胸的脏器;关脉对应人体的膈肌下到肚脐上的脏器;尺脉对应肚脐下的脏器。
7. 如权利要求6所述的一种基于低频可闻声波的中医脉诊仪,其特征在于,
 - 在桡动脉寸关尺的四个层次中的正常脏器对应的脉搏搏动的上升段和下降段均没有可闻声波型的涩搏出现;
 - 如果头颈到胸的位置发生病变,则根据病变的脏器类别能够在寸脉位置的相应分层下检测到可闻声波型的涩搏出现;
 - 如果膈肌下到肚脐上的位置发生病变,则根据病变的脏器类别能够在关脉位置的相应分层下检测到可闻声波型的涩搏出现;
 - 如果肚脐下的位置发生病变,则根据病变的脏器类别能够在尺脉位置的相应分层下检测到可闻声波型的涩搏出现。
8. 如权利要求7所述的一种基于低频可闻声波的中医脉诊仪,其特征在于,所述数据库中存储四个层流密度下每一个分层的寸关尺不同位置的正常波形和不同脏器病变对应的可闻声波形。

9. 一种基于低频可闻声波的中医脉诊系统,其特征在于,包括:权利要求1-8所述的任一种基于低频可闻声波的中医脉诊仪,以及计算机,所述计算机采集不同层流密度下每一个分层的寸关尺不同位置的正常波形和不同脏器病变对应的可闻声波形并保存至数据库;

所述计算机接收声波提取装置提取到的设定频率段的可闻声波信息,与数据库中预先存储的可闻声波波形进行匹配,提取数据库中与接收到的可闻声波波形最为接近的声波波形,以确定该波形对应的疾病种类。

一种基于低频可闻声波的中医脉诊仪

技术领域

[0001] 本发明属于中医诊脉技术领域,尤其涉及一种基于低频可闻声波的中医脉诊仪。

背景技术

[0002] 传统脉学又称为宏观脉学:主要来自于晋代王叔和的24脉和明代李时珍27脉,诊脉时用医生的三指按在病人的寸关尺三部,在诊脉的深浅上分为浮中沉三层;通过指端感受到的压力反馈对身体的健康状况进行判断。但是传统脉学主要用于判断疾病的阴阳表里寒热虚实,仅能够宏观反映病变的发生区域,不适合诊断现代医学的具体器官的疾病。

[0003] 随着时代的发展和需要,诞生了能够精细诊断现代医学疾病的微观脉学。

[0004] 微观脉学中的最具有诊断价值的脉搏特征是过去宏观脉学笼统的认为是气滞血瘀和伤精血少的涩脉,但宏观脉学的涩脉呈现在寸关尺哪个分部、哪个层次和时间点均没有准确的寸关尺分部、深浅层的定位和定时间点,故无法起到精准定位脏腑器官疾病的作用。而微观脉学则发现涩搏(与传统宏观脉学的无法定位寸关尺分部、深浅层和定时间点的涩脉有明显区别)可以出现在脉搏寸关尺的不同分部、不同深浅的分层和脉搏上升段和下降段的某个时间点,由于能准确地定寸关尺分部、定深浅层和定时间点,所以可以比较准确判断出相应的脏腑器官组织的疾病。微观脉学的涩搏主要反映了不同脏腑器官组织的各种慢性炎症和局部血液循环障碍等疾病的特征,不同脏器病变导致的涩搏可以在特定的脉搏分层、寸关尺分部以及脉搏搏动的上升段或下降段出现;如肝炎患者可以在桡动脉深层面的关部和脉动下降段触摸到涩搏,各种肾炎可以在桡动脉深层面的尺部和脉动下降段触摸到涩搏,胃炎则可以在桡动脉中层面的关部和脉动下降段触摸到涩搏。

[0005] 发明人在长期的临床实践中,通过经常触摸桡动脉的寸关尺不同分部 and 不同深浅层次中的病理性特征涩搏,发现涩搏在手指下的感觉与发声的喉结的振动频率极为接近,故认为涩搏产生的主要物理特征可能是不同频率的声波。

[0006] 研究发现,人体内90%以上的动脉中的血流是层流状态,层流中心血流速度快密度高,靠近血管壁处的层流由于与管壁的摩擦力较大故流速慢密度低。

[0007] 人体心脏收缩时,血流撞击到发生病变的器官的血管壁会产生不同频率的声波信号;不同层次的层流由于密度的不同对于不同的频率的声波的传导有增强和衰减的可能。

[0008] 因此,检测桡动脉不同层流密度中的振动声波(可闻声波)可以达到对部分西医疾病进行较精细化判断的目的,对于微观脉学的研究和初步诊断疾病具有非常重要的意义。

[0009] 检索发现:

[0010] 在中医脉诊检测领域应用最为广泛的是基于压阻传感器的脉象检测系统,主要通过压力传感器测得人体脉搏信号,脉搏信号经过放大滤波等信号处理后得到人体脉象图。常见的压力传感器有金属应变式、半导体应变片式和光纤光栅脉诊传感器;上述传感器均属于直接接触式压力传感器,都能够实现传统中医的分层诊脉;但是,通过检测脉搏的压力的方法对于脉搏反映的宏观的血流动力具有较大的价值,适合于传统脉学,但无法检测出微观脉学中的涩搏,故无法用于检测现代医学的具体器官的疾病。

[0011] 现有技术公开了采集次声波信息,从而得到一定的脉象信息的技术方案,利用驻极体传声器进行次声波的采集;但是由于采用的是非接触式的耦合腔,故不能够实现分层采集;因此在驻极体传声器的后端还需要设置压力传感器,来得到不同压力下的脉象信号;并且,实验证明次声波在密度不同的静态液体和流动的血液中的传导很差,造成信息损失较多,故无法通过检测次声准确提取到涩搏信息。

[0012] 现有技术公开的血管多普勒超声技术,仅可以检测到脉搏的长、宽、脉流速度,对于脉搏的压力和振动波则没有作用。

[0013] 综上,采集脉搏的压力信息或者次声波信息的技术仅适合于传统脉学,无法检测出微观脉学中的涩搏,无法用于精细化检测现代医学的具体器官的疾病。现有技术中并没有公开提取脉搏中的可闻声波信息进行现代医学的具体器官疾病的精细诊断的技术,也没有相应的脉诊仪器问世。

发明内容

[0014] 本发明的目的就是为了解决上述问题,提出了一种基于低频可闻声波的中医脉诊仪,该仪器能够提取人体桡动脉处不同层流不同密度中的低频段可闻声波信息,并利用提取到的声波信息辅助进行现代医学的具体器官疾病的精细化诊断。

[0015] 为了实现上述目的,本发明采用如下技术方案:

[0016] 一种基于低频可闻声波的中医脉诊仪,包括:

[0017] 声波提取装置,用于采集人体桡动脉处寸关尺三个位置的可闻声波信息;

[0018] 施压装置,用于对声波提取装置施加设定不同程度的压力,以获取寸关尺三个位置在不同层流密度中的声波信息;

[0019] 数据库,预先存储有不同位置、不同层流密度下的声波波形所分别对应的疾病种类;

[0020] 处理器,被配置为接收并分析声波提取装置提取到的设定频率段的可闻声波信息,与数据库中预先存储的声波数据进行匹配,提取数据库中与所述接收到的声波数据最为接近的声波波形,确定该波形对应的疾病种类。

[0021] 进一步地,所述声波提取装置包括:

[0022] 用于采集人体桡动脉处寸关尺三个位置的可闻声波信息的拾音器或者微音器。

[0023] 进一步地,拾音器或者微音器为3个,3个拾音器或者微音器同时固定在一个受力件上,使得3个拾音器或者微音器同时受压力且所受压力的大小相等。

[0024] 进一步地,所述施压装置包括:用于放置人体手臂的基座,以及固定在所述基座上的压力装置;所述压力装置作用于声波提取装置上,提供至少四种程度的压力。

[0025] 进一步地,所述声波提取装置采集到的可闻声波的频率范围为20HZ-300HZ。

[0026] 进一步地,按照层流密度层次不同将脉诊压力程度分为四层:

[0027] 浅层:对应皮肤、骨骼肌和在皮肤和骨骼肌之间的脏器;

[0028] 中层:对应空腔脏器;

[0029] 深层:对应实质性器官;

[0030] 底层:对应骨骼;

[0031] 对于每一个层而言,寸脉对应人体的头颈到胸的脏器;关脉对应人体的膈肌下到

肚脐上的脏器；尺脉对应肚脐下的脏器。

[0032] 进一步地，在桡动脉寸关尺的四个层次中的正常脏器对应的脉搏搏动的上升段和下降段均没有可闻声波的涩搏出现；

[0033] 如果头颈到胸的位置发生病变，则根据病变的脏器类别能够在寸脉位置的相应分层下检测到可闻声波的涩搏出现；

[0034] 如果膈肌下到肚脐上的位置发生病变，则根据病变的脏器类别能够在关脉位置的相应分层下检测到可闻声波的涩搏出现；

[0035] 如果肚脐下的位置发生病变，则根据病变的脏器类别能够在尺脉位置的相应分层下检测到可闻声波的涩搏出现。

[0036] 进一步地，所述数据库中存储四个层流密度下每一个分层和寸关尺位置的正常波形和不同脏器病变对应的可闻声波形。

[0037] 本发明公开了一种基于低频可闻声波的中医脉诊系统，包括：上述的任一种基于低频可闻声波的中医脉诊仪，以及计算机，所述计算机采集不同层流密度下每一个分层和寸关尺位置的正常波形和不同脏器病变对应的可闻声波形并保存至数据库；

[0038] 所述计算机接收声波提取装置提取到的设定频率段的可闻声波信息，与数据库中预先存储的可闻声波波形进行匹配，提取数据库中与接收到的可闻声波波形最为接近的声波波形，以确定该波形对应的疾病种类。

[0039] 本发明有益效果：

[0040] 创新性的提出了通过采集人体桡动脉处寸关尺三个位置、四个分层下的低频段可闻声波信息，来进行现代医学的具体器官疾病的精细化诊断；实验证明，本发明装置能够准确检测出微观脉学中的涩搏特征，通过对可闻声波型涩搏进行分析，能够较准确分析出不同的涩搏波形所对应的人体器官的病变类型，极大地提高了微观脉学的诊脉准确率，为中医诊脉提供了决策依据。

[0041] 通过本发明的脉诊仪器，对于初诊的病人，避免了撒网式检查所需耗费的时间，缩小了检查项目的范围，节省了病人了花销；对于复诊的病人，可以对病情的进展或变化做出进一步地判断，以便及时调整治疗策略。

附图说明

[0042]

[0043] 图1为本发明实施例基于低频可闻声波的中医脉诊仪结构示意图；

[0044] 图2为本发明拾音器(或麦克风)固定示意图；

[0045] 图3(a)和图3(b)分别为15HZ的次声波的振幅(振幅明显衰减)和20HZ 频率的可闻声波振幅(振幅较高无衰减)在第三层密度梯度下的静态液体中的传导波形图；

[0046] 图4给出了不同频率的声波的振幅在静态液体中三种密度梯度中的传导汇总比较图；

[0047] 图5给出了模拟循环状态下抗凝的猪血中不同频率的声波振幅在七个层次压力下的传导汇总比较图；

[0048] 图6(a)和图6(b)分别为造模前后采集到的小型猪股动脉的深层脉搏搏动音频信号变化的声波图；

[0049] 图7(a)和图7(c)分别是对胃炎患者采集到的同一位置(关脉)、同一层次(中层)下的压力波形和可闻声波波形图;

[0050] 图7(b)为无胃炎的正常人在同一位置(关脉)同一层次(中层)下的声波波形图;

[0051] 其中,1.基座,2.平台,3.微音器,4.受力件,5.加压板,6.螺旋旋钮。

具体实施方式

[0052] 下面结合附图和具体实施例对本发明作进一步介绍。

[0053] 本发明公开了一种基于低频可闻声波的中医脉诊仪,如图1所示,包括:

[0054] 声波提取装置,用于采集人体桡动脉处寸关尺三个位置的可闻声波信息;

[0055] 本实施例中,声波提取装置采用拾音器,拾音器为3个,分别置于寸关尺三个位置进行20HZ-300HZ频段的可闻声波信号的采集;3个拾音器分别连接处理器,将采集到的信号直接传送至处理器进行分析处理。

[0056] 作为一种实施方式,三个拾音器同时固定在一个受力件4上,使得3个拾音器同时受压力且所受压力的大小相等,如图2所示。并且,三个拾音器在受力件4上的位置可调,根据病人手臂的长短滑动调整三个拾音器的距离。

[0057] 作为另外一种实施方式,声波提取装置还可以采用微音器3,作用原理与拾音器相同。

[0058] 从微观脉学上看不同分层可以检测到不同脏腑组织的病变。不同于传统脉诊多为浮中沉三层的方式,仅能够判断病位和邪气的表里深浅,无法准确判断相应的器官尤其是现代医学器官的疾病;本发明在诊脉的深浅上,至少分为四层,结合微观脉学的寸关尺器官的对应分布则可以准确判断相应器官位置和相关的疾病。

[0059] 本实施例中将诊脉的深浅分为四层,具体为:

[0060] 浅层:对应皮肤、骨骼肌和在皮肤和骨骼肌之间的脏器如:乳腺和甲状腺等;

[0061] 中层:对应空腔脏器,如:胃肠道、胆囊和气管等;

[0062] 深层:对应实质性脏器,如:肝、肾、脾、胰腺等;

[0063] 底层:对应骨骼。

[0064] 诊脉者的三个手指分别分布在患者的桡动脉处的寸关尺三处,轻触脉搏微微感觉到脉动的层次为浅层,然后逐步加压,在关部感到脉搏搏动最强而寸部和尺部搏动相对微弱的层次为中层,进一步加压,感到寸关尺三部搏动都很强的层次为深层,再进一步加压,几乎把寸关尺三部脉搏搏动阻断仅感觉轻微搏动的层次为底层。

[0065] 施压装置,用于对声波提取装置施加设定程度的压力,以分别获取寸关尺三个位置在不同层流密度下的声波信息;

[0066] 施压装置包括:用于放置人体手臂的基座1,以及固定在基座1上的压力装置;其中压力装置作用于拾音器或者微音器3上,提供至少四种程度的压力。

[0067] 本实施例中,基座1底端设有放置人体手臂的平台2,平台2上设有放置手臂的凹槽;基座1顶端固定有螺旋旋钮6,螺旋旋钮6下端连接加压板5;螺旋旋钮6可以带动加压板5下压以施加设定大小的力,加压板5上固定有压力显示装置。

[0068] 使用时,待测人将手臂放置于平台2的凹槽上,调整拾音器在受力件4上的位置,使3个拾音器或者微音器3分别对应桡动脉寸、关、尺三个位置,将受力件4固定到加压板上,

通过调节螺旋按钮6,带动加压板5下压3个拾音器或者微音器3;

[0069] 设定4种不同程度的压力,通过施加不同大小的力,来实现拾音器或者微音器3对不同层流密度下可闻声波的采集。

[0070] 根据上述分层原理,通过脉诊仪的施压装置将声波提取装置分别放置到脉搏最微弱的浅层并标定好施压装置的具体位置,此为浅层。然后再将声波提取装置放置到底层的脉搏最微弱处并标定好施压装置的具体位置,此为底层。在浅层和深层施压装置之间均匀分出的两层就分别为中层和深层的具体位置。

[0071] 需要说明的是,本发明的施压装置还可以采用现有的脉诊仪上的施压结构,只需要设置好压力分层即可。

[0072] 数据库,预先存储有不同位置、不同层流密度下的声波波形所分别对应的疾病种类;

[0073] 按照层流密度层次不同将脉诊压力程度分为四层:

[0074] 浅层:对应皮肤、骨骼肌和在皮肤和骨骼肌之间的脏器;

[0075] 中层:对应空腔脏器;

[0076] 深层:对应实质性器官;

[0077] 底层:对应骨骼;

[0078] 对于每一个层而言,寸脉对应人体的头颈到胸的脏器;关脉对应人体的膈肌下到肚脐上的脏器;尺脉对应肚脐下的脏器;

[0079] 正常脏器对应的声波在上升段和下降段均是没有可闻声波型的涩搏出现;

[0080] 如果头颈到胸的位置发生病变,则根据病变的脏器类别能够在寸脉位置的相应分层下检测到可闻声波型涩搏出现;

[0081] 如果膈肌下到肚脐上的位置发生病变,则根据病变的脏器类别能够在关脉位置的相应分层下检测到可闻声波型涩搏出现;

[0082] 如果肚脐下的位置发生病变,则根据病变的脏器类别能够在尺脉位置的相应分层下检测到可闻声波型涩搏出现。

[0083] 按照上述原理,数据库中分别存储四个层流密度下每一个分层寸关尺位置的正常波形和不同脏器病变对应的涩搏的可闻声波形。

[0084] 处理器,被配置为接收并分析声波提取装置提取到的设定频率段的可闻声波信息,与数据库中预先存储的不同层面和相应寸关尺位置的声波数据进行匹配,提取数据库中与接收到的声波数据最为接近的声波波形,确定该波形对应的疾病种类。

[0085] 处理器包含音频处理软件,对采集到的可闻声波进行提取分析;本实施例中选用COOL EDIT PRO软件进行声波信号的提取和分析。

[0086] 本发明公开了一种基于低频可闻声波的中医脉诊系统,包括:计算机,所述计算机采集不同层流密度下每一个分层寸关尺位置的正常声波形和不同脏器病变对应的可闻声波形并保存至数据库;

[0087] 所述计算机接收声波提取装置提取到的设定频率段的可闻声波信息,与数据库中预先存储的可闻声波波形进行匹配,提取数据库中与接收到的可闻声波波形最为接近的声波波形,以确定该波形对应的疾病种类。

[0088] 为了验证本实验装置的可行性,分别进行如下实验进行验证:

[0089] 实验1:制作不同密度梯度的静态液体,将静态液体分为3层,第一层到第三层的密度梯度以此加大,代表了不同的密度梯度;检测不同频率的声波在不同密度液体介质中传导差异。

[0090] 实验2:采用抗凝的猪血模拟动脉循环状态观察在不同层流中不同频率的声波在不同层流中传导变化。

[0091] 实验3:对中华实验用小型猪,以四氯化碳制造肝炎模型,以腋动脉和股动脉为检测涩搏的窗口,比较造模前后在特定层流中的涩搏类声波的传导变化。

[0092] 通过实验1和实验2我们得到:

[0093] 小于20HZ的次声波频率段在不同密度梯度的静态液体介质中声波的传导衰减明显,而可闻声波的低频率段(20HZ-300HZ)在不同密度梯度的静态液体介质中声波的传导衰减不明显甚至有些频率有增强的情况。

[0094] 小于20HZ的次声波频率段在模拟循环状态下抗凝的猪血中声波的传导衰减明显,而可闻声波的低频率段(20HZ-300HZ)在模拟循环状态下抗凝的猪血中声波的传导衰减不明显甚至有增强的情况。

[0095] 图3(a)-图3(b)分别给出了15HZ的次声波和20HZ频率的可闻声波在第三层密度梯度下的静态液体中的传导波形图;可以看出,15HZ的次声波在第三层密度梯度的静态液体介质中的传导衰减明显,而20HZ的可闻声波,在第三层密度梯度的静态液体介质中的传导基本无衰减。

[0096] 图4给出了不同频率的声波在三种密度梯度静态液体中传导汇总比较图,图5给出了模拟循环状态下抗凝的猪血中不同频率的声波的传导汇总比较图;

[0097] 可以看出,在20HZ-300HZ的可闻声波低频段,信号传导的振幅非常明显;而大于300HZ的声波频段在三种密度梯度静态液体中和模拟循环状态下抗凝的猪血中传导的振幅非常微弱,接近零。

[0098] 因此,相比于次声波在密度不同的静态液体和流动的血液中的传导衰减程度高,容易造成信息的丢失而无法准确提取到微观脉学中的涩搏信息;可闻声波的低频率段(20HZ-300HZ)在传导过程中,基本不会丢失信息,能够准确提取出涩搏信息。

[0099] 通过实验3我们得到:四氯化碳肝炎小型猪模型的腋动脉和股动脉处涩搏出现的异常声波为可闻声波的低频率段。

[0100] 图6(a)-图6(b)分别给出了造模前后采集到的小型猪模型深层脉搏搏动音频信号波形图,从对比图可以看出,在造模前的动脉搏动声波采集中由于叠加了呼吸音的音频的干扰,声波形图混杂了呼吸音的声波,但是,也可以明显的看出脉搏的声波图中的下降段比较平滑无锯齿状的可闻声波出现。而造模后采集到的小型猪模型深层脉搏搏动音频信号中,在采集的声波图的下降段出现了明显的锯齿波,即可闻声波型的涩搏。

[0101] 最后,分别采集了30名慢性胃炎患者桡动脉关部的中层的压力波形和声波波形进行对比,图7(a)-图7(c)分别给出了采集到的同一位置(关部)、同一层次(中层)下的压力波形和声波波形,图7(b)给出了正常人采集到的同一位置、同一层次下的声波波形;对比发现,在相同位置(关部)和相同层次(中层)采集的胃炎患者的压力波形和无胃炎的正常人的压力波形没有差别,在胃炎患者采集到的压力波中无法检测出微观脉学中的异常的涩搏,故压力波无法用于检测现代医学的具体器官的疾病。在正常人采集到的同一位置、同一

层次下的可闻声波波形中也没有检测到可闻声波型的涩搏；但在胃炎患者采集到的声波中，能够准确提取到微观脉学中的可闻声波型的涩搏，见图7(c)中圆圈中的锯齿波形，故脉搏的可闻声波的采集对于检测现代医学的具体器官的疾病具有非常重要的意义。

[0102] 综上，本发明公开的基于低频可闻声波的中医脉诊仪，相比于传统的采集压力波信息和次声波信息的脉诊仪器，能够较准确检测出微观脉学中的涩搏信息，进而根据检测到的信息辅助判断现代医学的具体器官的疾病，实现了对于现代医学疾病的精细化诊断，极大地提高了微观脉学的诊脉准确率。

[0103] 上述虽然结合附图对本发明的具体实施方式进行了描述，但并非对本发明保护范围的限制，所属领域技术人员应该明白，在本发明的技术方案的基础上，本领域技术人员不需要付出创造性劳动即可做出的各种修改或变形仍在本发明的保护范围以内。

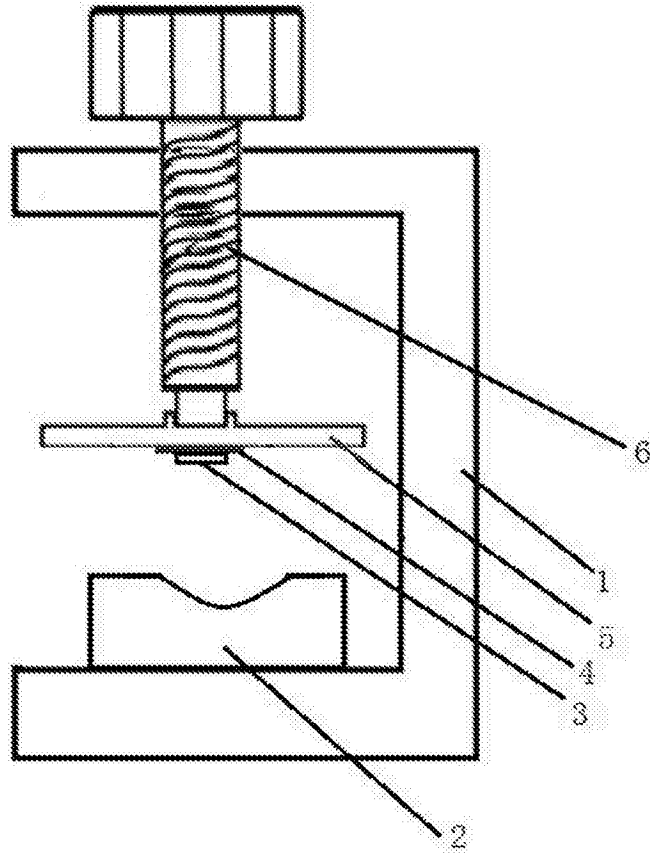


图1

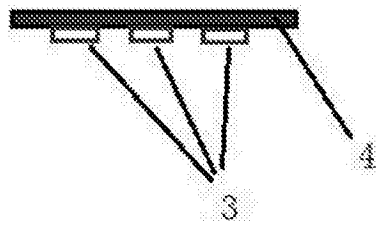


图2

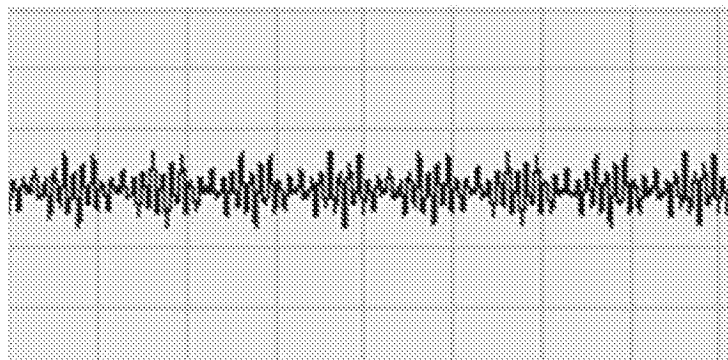


图3 (a)

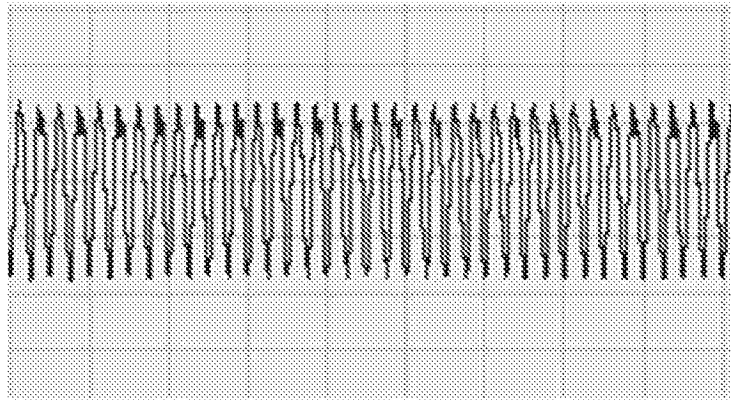


图3 (b)

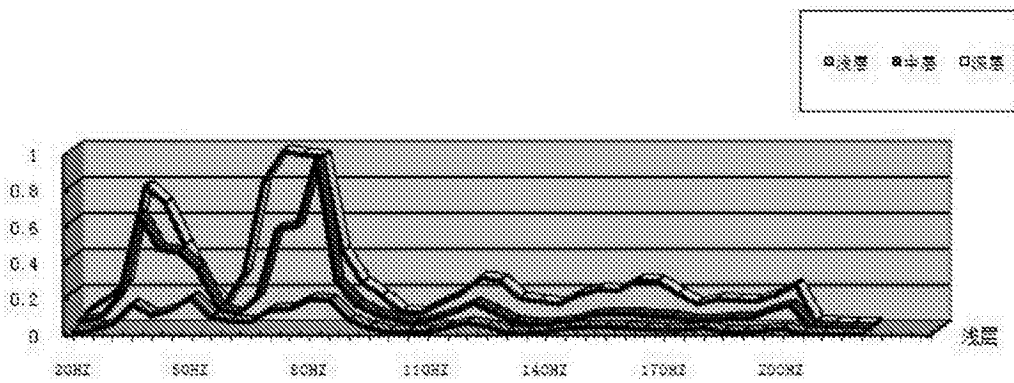


图4

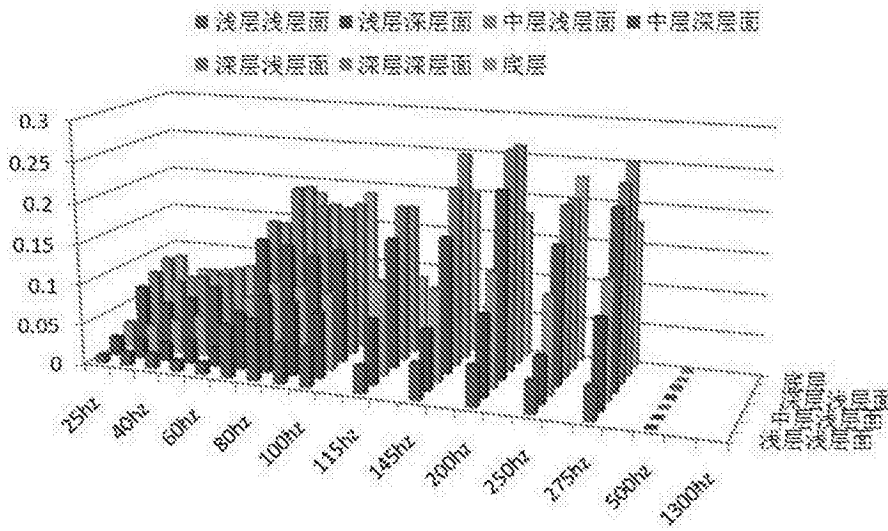


图5

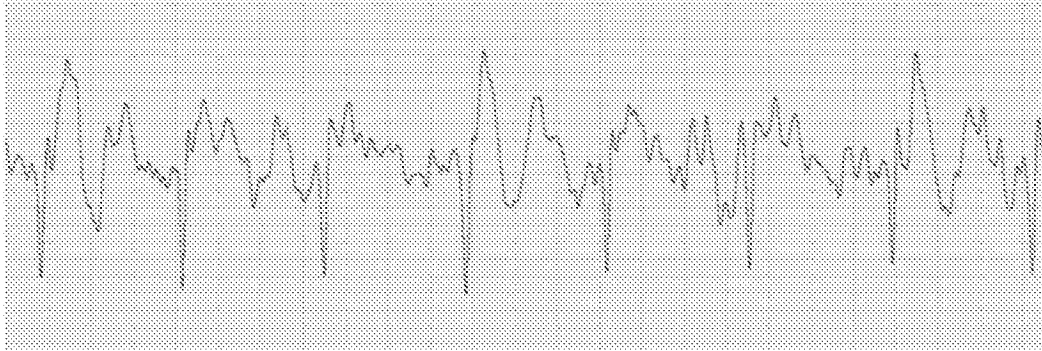


图6 (a)

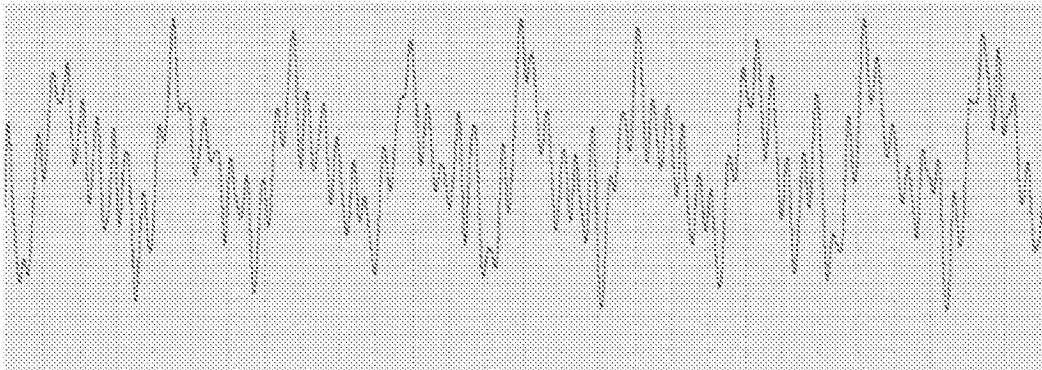


图6 (b)



图7 (a)

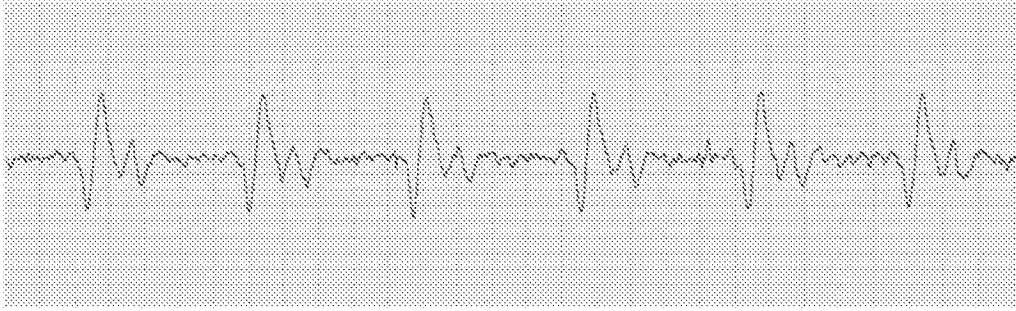


图7 (b)

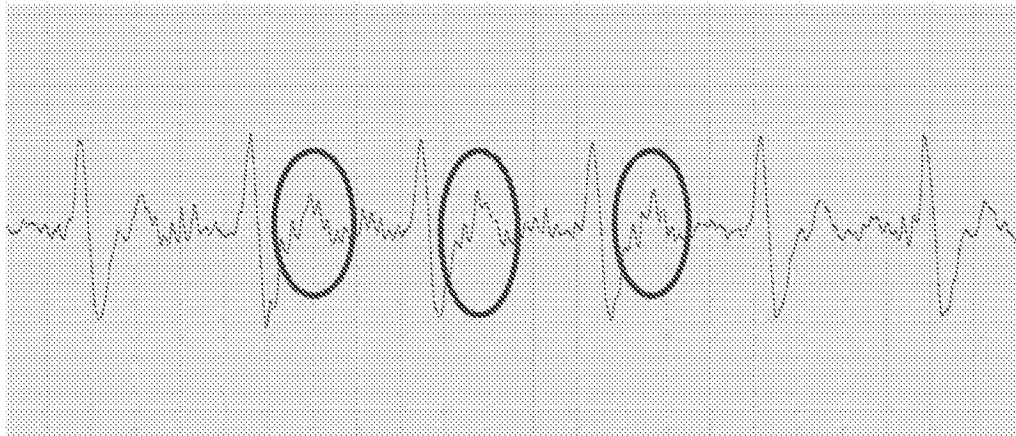


图7 (c)