

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103330550 A

(43) 申请公布日 2013. 10. 02

(21) 申请号 201310126155. 5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 04. 12

A61B 5/0205(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

(66) 本国优先权数据

201310066645. 0 2013. 03. 04 CN

(71) 申请人 北京中医药大学

地址 100029 北京市朝阳区北三环东路 11 号

(72) 发明人 牛欣 冯前进 杨学智 司银楚

芦煜 朱庆文 牛婷立 马良宵

杜红 张健

(74) 专利代理机构 北京三聚阳光知识产权代理

有限公司 11250

代理人 彭秀丽 张韬

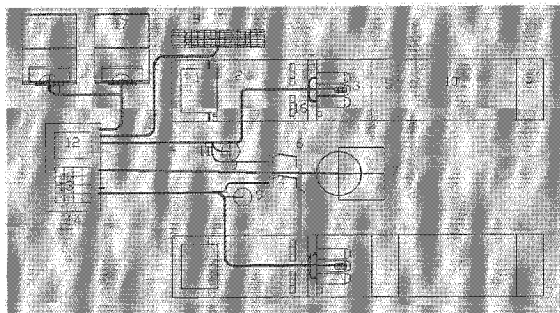
权利要求书2页 说明书9页 附图6页

(54) 发明名称

MEMS 液压传触的脉诊三部九候信息自动获取和识别装置及方法

(57) 摘要

本发明公开了 MEMS 液压传触的脉诊三部九候信息自动获取和识别装置及方法。其通过液压仿生探头采集脉搏波动,传压介质是水。采用微传感器阵列技术,24 位传感器测量脉搏波位数形势参数属性。液压探头采用双层束带固定,能有效排除干扰,使用舒适。该装置集成寸口、人迎、趺阳三部脉搏波位数形势检测,及腹主动脉、胃肠电生理信号以及心电,血氧等生理信号的同步动态采集,信号通过 MEMS 技术处理分析获取诊断结果。装置设有无线发射单元,信号通过远程复现能够在远端仿生手上重现脉搏波波动状态,实现远程直观诊断。实现医生的经验与数据化的信息互动支持。装置设有健康预警系统,针对异常测量数据发出预警信号。



1. 一种 MEMS 液压传触的脉诊三部九候信息自动获取和识别装置,其特征在于:其包括人迎,寸口趺阳三部脉搏波传感器及其前端检测探头,腹主动脉及肠胃生理特征采集传感器束带,指容积脉搏波传感器及其前端检测探头,标准二导心电传感器及其前端检测贴片,体表温度采集装置及其集成信号接收分析显示器在内的智能脉诊位数形势采集装置;能够同时实时测量人体三部九候的脉搏波位数形势等生理信息,肢体末端多部位的动态血压值、脉搏波传导速度、血氧饱和度、指端与腕部温度信号。

2. 根据权利要求 1 的 MEMS 液压传触的脉诊三部九候信息自动获取和识别装置,其特征在于:前端探头采用的液压仿生手指采集脉搏波波动;仿生探头在与手腕部桡动脉接触的部位上采用柔性硅胶材料,三部指压探头在桡动脉上覆盖的长度可调;液压传导介质使用的液体是水,压力值的调节依靠信号显示其内部的步进马达进行调节;所有的传感器都在显示器内部,与人体直接接触的部分均为柔性接触,没有任何硬性机械装置。

3. 根据权利要求 1 或 2 的 MEMS 液压传触的脉诊三部九候信息自动获取和识别装置,其特征在于:脉搏波采集探头采用双层束带技术,它由内束带,外束带两种材质连接为一个整体;内束带用弹性材料制成,上有柔性透明薄膜窗,旁边标有脉管定位线,外束带由高张力无弹性材料制成,用于固定探头,提高压力增益效率;束带边缘连接有心电与指容积的导管接口,传感器探头上的液体传压管一端连接仿生探头,另一端连接信号接收显示器内部的微型步进马达的输出端;趺阳脉搏波传感器与人迎脉搏波传感器设计与寸口脉搏波设计相似,不同点仅在于根据生理结构的不同所做出的形态上的调整。

4. 根据权利要求 1 的 MEMS 液压传触的脉诊三部九候信息自动获取和识别装置,其特征在于:所述寸口桡动脉脉搏波传感器的内束带的内侧有集成温度传感器,可以同时测量被测腕部以及指端温度,对每一个手指的表面温度进行测量;心电为标准 II 导联式,光电指容积传感器的外层指夹为弹性橡胶材料制成,可以柔性的与指头接触;一对心电检测贴片与一对指容积传感器均安装在双手桡动脉脉搏波传感器束带的边缘;每一只桡动脉传感器探头上的液压导管和束带上绑定的心电血氧输出信号互相绝缘并共用同一条外包装绝缘层;实现外观线路的最简化。

5. 根据权利要求 1 的 MEMS 液压传触的脉诊三部九候信息自动获取和识别装置,其特征在于:所述寸口脉搏波传感器的三个仿生柔性探头与内束带之间的连接方式为根部粘接,前端与内束带不相互粘连;仿生探头后端与内束带的连接处可分离,根据使用者的不同,可以调节三根仿生探头之间的距离。

6. 根据权利要求 1 的 MEMS 液压传触的脉诊三部九候信息自动获取和识别装置,其特征在于:自主设计的十字结构的腹主动脉血流阻抗测量以及胃肠机械运动波检测装置,上面装设有血流阻抗测量腹主动脉的血流,有压力传感器组测量并提取肠胃机械蠕动信号;有声音传感器组得到胃肠运动时的各种生理病理声波,并对其强度,位置以及走向进行测量。

7. 一种 MEMS 液压传触的脉诊三部九候信息自动获取和识别方法,其特征在于:关部脉搏波探头中采用的是 24 位传感器阵列,精确测量脉搏波的位数形势基本属性,脉搏波传感器所检测到的波形具有位数形势四项特征,通过对脉搏波通过信号接收显示器内部的微型步进马达驱动对三个传感器探头进行加压,可以精确的对仿生手指探头的压力进行调节,实现浮中沉三部取脉,即“位”的要求;其中关部的阵列传感器探头利用统一加压的方式,保证 24 个微型压力传感器所受到的压力相同;通过对阵列传感器检测到的脉搏波波形幅

值进行分析,加上对波形频率进行测量,可以得到脉搏频率,也就是“数”的信息和脉道的宽窄,也就是“形”的信息;通过对关部阵列传感器的整体运动特征以及压力波动的大小进行计算,可以得到脉道的宽窄量;通过对脉搏波的波形进行时频分析,获取脉搏波的特征参数,然后参考数据库中的典型脉图特征图谱,并进行匹配,获得脉搏波“势”的特征。

8. 根据权利要求7的MEMS液压传触的脉诊三部九候信息自动获取和识别方法,其特征在于:信号接收显示器内部的微型步进电机可以对脉搏波传感器仿生压力探头输出定量的压力值,其加压方式有多种选择方案,可以用给定的标准浮中沉压力进行固定压力测量,也可以将步进电机的加压方式设定为波幅增量负反馈法来对浮中沉进行标定施压,仿生探头内部的液体随着压力的增加开始充盈,当加压到波幅高度达到定标高度的时候,停止加压,记下压力值,作为“浮取”得到的波形图;然后继续加压到脉搏波衰减至低于标定高度时,记下压力值,作为“沉取”压力值,这两个压力作为判断脉搏浮沉的数据之一;然后步进电机开始减压,根据加压时检测到的最大波峰所对应的压力值,找到并停止在波幅最大的位置上,作为“中取”,记录波形以及压力值,并将此时采集到的波形作为分析脉搏波波动特点的主要分析波形;这样的加压方式可以实现脉搏波“位”的针对性测量;即实现位数形势中“位”的检测要求;两种方式均可以实现一次性束带固定完成,全程自动检测,无需再次进行调整。

9. 根据权利要求7的MEMS液压传触的脉诊三部九候信息自动获取和识别方法,其特征在于:信号接收显示器测量得到的数值如果超出了标准值范围,显示器的报警装置会发出健康状态预警;并提供建议帮助使用者调整状态到健康水平;信号显示终端的波形信息和数据还可以通过无线传输到远端的仿生手,将采集到的脉搏波位数形势特征属性赋予仿生手,将数字信号重新转变为波动信号,实现远端复现;医生可以在不能与病人接触的情况下进行会诊平脉,提供远程医疗支持。

MEMS 液压传触的脉诊三部九候信息自动获取和识别装置 及方法

技术领域

[0001] 本设计属于中医类医疗检测设备类发明。涉及三部九候、便诊脉象信息的获取其识别方法。特别涉及到液压自动取脉技术、MEMS 嵌入式技术、寸口三部九候取脉、便诊取脉和动态血压、血氧、II 导心电图、PWV 等参数字化、量化检测识别研究领域。

背景技术

[0002] 黄帝内经中有三部九候遍诊法取脉，自难经以降，医家便逐渐的放弃了遍诊法，采用了独取寸口的方式。操作变得方便，但丢失了很多诊断信息。伤寒杂病论一书利用脉诊的宏观特征精确地诊断结果，开出了至今仍在沿用的方药。本专利的技术思路从遍诊法入手，采用高度仿生脉搏波波动液压获取探头，独特的双层束带固定技术。利用 MEMS 技术将三部九候的脉搏波信号采集到智能信息处理芯片，获取脉搏波的位数形势属性，单独用这些信息就可以结合中医知识库诊断疾病。同时，装置还结合动态血压、血氧、II 导心电图，得到具体的心血管参数，因而能够对机体综合功能的客观评价。它能够对病人得出诊断结论并开出方药，对处于欲病状态的人给出调理方案，并能发现平常人不易察觉的潜在的健康隐患。这样的诊断设备，在目前现代医学的诊断领域中，是没有的。

[0003] 目前所设计出的大部分脉搏波传感器与桡动脉腕部皮肤的接触都是硬性接触，很少有运用仿生原理去尽可能去模仿医生的三指法诊脉。有一些采用仿生模拟探头，但却是机械的去完成医生三指切脉法的各种手法，而且做出来的传感器探头部分过于复杂，使用时需要做出很多调整，费时费力。会对使用者有较高的要求，测量本身就会对使用者有较大的影响，从而影响脉搏的波动状态。市面上作为医疗器械的一些商品也有利用脉搏波参数进行心血管特征诊断，但使用的技术仍旧是柯式听音法，通过阻断血流来测量血压，佩戴者会有较为强烈的紧束感，而且无法做到对脉搏波的位数形势属性进行分析。

[0004] 脉诊数字化方面的压力传感器技术比较典型的有压电式传感器和压阻式传感器。其中压阻式传感器的应用最为广泛。利用硅的压阻效应和微电子技术制成的压阻式传感器，具有灵敏度高、动态响应好、精度高、易于微型化和集成化等特点。从目前的技术情况来看，压力传感器的性能和稳定性足以满足脉动信息的获取和相应分析方法的实现。

发明内容

[0005] 本发明的 MEMS 液压传触的脉诊三部九候信息自动获取和识别装置，其包括人迎、寸口、趺阳三部脉搏波传感器及其前端检测探头，腹主动脉及肠胃生理特征采集传感器束带，指容 积脉搏波传感器及其前端检测探头，标准二导心电传感器及其前端检测贴片，体表温度采集装置及其集成信号接收分析显示器在内的智能脉诊位数形势采集装置。能够同时实时测量人体三部九候的脉搏波位数形势等生理信息，肢体末端多部位的动态血压值、脉搏波传导速度、血氧饱和度、指端与腕部温度信号。

[0006] 其中，采集人迎、寸口、趺阳三部脉搏波传感器的前端检测探头，以及指容积脉搏

波传感器的前端检测探头采用柔性材料,探头内部填充液体,通过步进马达对脉搏波传感器仿生压力探头输出定量压力值,加压感测对应部位脉搏,并反馈脉搏跳动信号至信号接收显示器。

[0007] 本装置还包括远程仿生手,脉搏信息可以通过无线通讯的方式传至远程仿生手上,前端采集到的压力信息转化来的电信号重新变回压力信号,远端的医生可以通过这种远程复现得到病人的脉搏波波动直观的指下感觉。

[0008] 本装置在检测设备的设计上,传感器输入探头部分简洁稳定。在探头部分舍去了复杂的调压装置,利用液体传导压力,通过智能反馈处理,实现不同的取脉方法。用简单的外端设计实现了复杂的诊断过程。简洁的取脉装置不仅给人良好的感觉,易于让受试者放松,并且由于双层固定方式配合后端的滤波设计,使得传感器对微小的肢体运动有很强的抑制干扰能力。

[0009] 信号传输与计算硬件电路采用 MEMS 技术。从治疗,调理以及保健预防三个角度给出信息。适合不同的人群需要与疑难杂症的综合调理治疗。

[0010] 本装置在结构上分为人迎脉搏波传感器及仿生探头,寸口脉搏波传感器及仿生探头,趺阳脉搏波传感器及仿生探头,腹部动脉及其肠胃电生理传感器,集成温度传感器,标准 II 导心电检测,光电指容积脉搏波检测。信号接收运算显示器几个部分组成。

[0011] 在外部传感器探头设计上实现了定标,定量处理。实现了一次标度定位,全程自动测量的特点。本装置的寸口脉搏波传感器的三个仿生柔性探头与内束带之间的连接方式为根部连接,前端与内束带脱离,而且仿生探头后端与内束带的连接处可分离,根据使用者的不同,调节三根仿生探头之间的距离,实现中医里面的同身寸测量的概念要求。

[0012] 并且由于改进的固定装置,在受试者保持相对静止的状态下,能够有效的采集到稳定的脉搏波波动,最大限度的减少干扰。通过采集装置的前段微调伸缩定位点,可以准确的将脉搏波采集点固定在脉搏波动幅度最大的地方省去了之前很多传感器定位复杂的问题。为后端辩证过程提供可靠的依据。

[0013] 在桡动脉脉搏波传感器上,采用了最大限度的仿真柔性设计,模拟医生诊脉时用的三指评脉法,如图 7 所示。传感器探头采用的是仿生手指柔性压力探头,通过柔性仿生压力探头的巧妙设计,让受试人能够避免其他压力传感器带来的硬性压迫的阻滞感,也更有利于脉搏波的传导及其测量。

[0014] 传感器液压探头内部的传压介质是水,水具有不可压缩性,可以将前端探头检测到的压力信号的变化无损耗的传递给显示其内部的压力传感器。

[0015] 在桡动脉传感器的中指部分加设了 24 位微阵列传感器,如图 5 所示,达到了人手指端的最小面积触觉分辨率,单独就可以检测到要求判断并反映出桡动脉关部脉搏波的位数形势四项特征所需要的信息。配合其他的脉搏波传感器的脉搏波波动信号,联系后端分析电路,就可以对整体的脉搏信号进行辩证分析判断。

[0016] 在趺阳脉搏波与人迎脉搏波的监测与分析上,均使用了与腕部寸口脉搏波相似的取法,人迎脉搏波传感器为双探头或单探头取脉两种取脉方式,单探头取脉是为了防止双侧压迫颈动脉造成头部缺血症状。趺阳脉为单探头,使用时将单层束带环绕在踝关节处,固定束带之前先旋转束带使得探头压在趺阳脉脉搏处。通过人迎趺阳探头对其他的部位的脉动情况进行测量,然后将两者的波形与桡动脉传感器相互比较,得出机体的整体脉动情况,

实现传统诊病的三部九候法诊断。

[0017] 装置还集成有腹带,利用的原理有血流阻抗测量腹主动脉的血流,压力传感器组测量并提取肠胃机械蠕动信号。利用声音传感器组得到胃肠运动时的各种生理病理声波,并对其强度,位置以及走向进行测量。既可以用于平常人胃肠功能检测,又可以特别用于一些久病体虚的人或者危重病患者如在某急腹症出现时,或者病人出现奔豚气,不希望也没有时间去做大量的检查的时候,通过腹带的检测手段,可以快捷无创的测量到腹主动脉的波动与血流情况以及腹部肠胃运动情况。方便快捷的对一些疾病状态以及变化趋势进行动态连续检测。

[0018] 同时,本检测装置又集成了指容积脉搏波传感器和心电传感器。通过对腕部以及指端部位的信息采集检测,实现了多信息集成采集。将腕部信息进行多方位的采集并综合运算。能够得到诸如腕部脉搏波波形图。血氧饱和度,心电图等直接测量信号以及心律,血压,脉搏波传导速度 PWV,主动脉排空系数,血管弹性扩张系数,心搏输出量,每分心搏输出量,左心室有效泵力,左心室喷血阻抗,微循环半更新率,微循环半更新时间,心指数,末梢循环阻力等根据测量信号推算出来的人体其他信息。并且在此基础上,通过对已知的诊断数据进行综合以及交叉匹配,得出可靠的诊断信息。

[0019] 在信息全部都被信号接收显示器接受并处理之后,可以将脉诊位数形势的数据特征发送到远方的仿生手中,通过将前端采集到的压力信息转化来的电信号重新变回压力信号。远端的医生可以通过这种远程复现得到病人的脉搏波波动直观的指下感觉。实现功能上的远程诊断,既能够传递诊断信息,又可以为发挥远程实时诊断中医生的经验与判断提供良好的条件。

[0020] 信号的采集与运算分析的过程是,首先利用传感器前端检测得到脉搏波波形图,心电图,血流阻抗图,温度信号实时波动图以及指容积脉搏图。然后信号传入信号接收显示器内部的 MEMS 数据处理模块。先将采集到的信号数字化,然后通过对采集到的信号进行专用的小波分析方法进行分析,将肌电干扰信号,肢体运动干扰信号以及呼吸运动照成的低频干扰一一分解。并从中提取有诊断价值的特征点作为后端信号分析的诊断信息之一。然后将得出的脉搏波滤波后的波形信号进行复制并分解为两路。一路通过傅里叶逆变换变回时域信号波形图,进行特征点分析,判断波形的位数形势特征。另一路仍然为频域信号,依据先期研究的不同脉的典型脉搏波特点,进行频率特征模式比对。得出脉的种类。通过这样的分析可以得到两种辩证思路下的结论。然后结论互参。相互印证。进一步提高了诊断的正确率。

[0021] 本发明的采集方法采集到的信息能够明确地体现脉搏波的位数形势四个方面的波形特征,将长期以来心中了了,指下难名的脉搏波动信息清晰的表现出来。

[0022] 本发明的操作过程如下:

[0023] 首先将脉搏波传感器仿生压力探头的后端接的压力导管和安置在信号接收显示器内部的微型步进马达压力输出端相连。导管在连接之前首先需要在内部注入水,通过连接在步进马达压力输出端的接口来传导步进马达对三个传感器的压力,由于步进马达的精确控制特性,可以精确的对仿生手指探头的压力进行调节,实现浮中沉三部取脉。

[0024] 连接好硬件之后,需要用手指寻找好被测手腕脉搏波的波动位置,然后将脉搏波传感器探头内束带透明柔性薄膜上的定位标记覆盖在桡动脉搏动力最强的位置上,逆时针

缠绕内束带然后拉动内束带前端的粘贴片,用右手手腕抵住仿生探头的后端,拉动伸缩层使得仿生压力探头的指肚正好对准标记点,然后压下粘贴片,初步固定完成。

[0025] 然后,将外束带贴靠在内束带的表面,继续环绕手腕一周作为进一步固定,然后用束带表面的尼龙搭扣固定,作为对传感器探头的外端固定。外束带采用的材料与内束带的柔性可伸缩材料相反,是高张力无弹性复合织物,固定完成可以保证步进电机的压力可以无损耗地直接转化为仿生探头的压力值。

[0026] 然后将人迎脉脉搏波传感器探头束带打开,套在脖子上,然后将探头位置压在一侧颈动脉波动位置,由于探头具有一定的表面积,所以很容易就可以得到颈动脉的脉搏而不需要非常精确的定位。找到位置之后,便可以将束带束紧,通过压力显示达到最适压力时将束带固定。同理,将趺阳脉脉搏波传感器探头固定在脚踝上三厘米处的位置,固定好之后,用导管将传感器探头输出端相连并注入水,然后将导管另一端与显示其内部的压力传感器相连。

[0027] 腹带的使用需要将腹部位置暴露,然后将束带绑在肚脐上一寸的位置,将腹主动脉血流阻抗电极对准前正中中线位置,下头保持与束带下缘重合。然后打开供电电极,就可以在显示器端显示血流主抗波形图。腹带主要功能是利用上面的血流阻抗电极测量腹主动脉的信息。利用压力传感器测量并提取肠胃机械蠕动信号。利用声音传感器得到胃肠运动时的各种生理病理声波,并对其强度,位置以及走向进行测量。的脉搏波波动以及肠胃的运动情况。

[0028] 然后打开显示器电源,按下测量按钮,步进电机便开始自动加压,并且显示其内部信号波形采集器也开始实施进行采集脉搏波的搏动。穿戴样式及功能如图 2 所示。

[0029] 步进电机的加压方式有多种选择方案,可以用给定的标准浮中沉压力进行固定压力测量,也可以将步进电机的加压方式设定为波幅增量负反馈法来对浮中沉进行标定施压,仿生探头内部的液体随着压力的增加开始充盈,当加压到波幅高度达到定标高度的时候,停止加压,记下压力值,作为“浮取”得到的波形图。然后继续加压到脉搏波衰减至低于标定高度时,记下压力值,作为“沉取”压力值,这两个压力作为判断脉搏浮沉的数据之一。然后步进电机开始减压,根据加压时检测到的最大波峰所对应的压力值,找到并停止在波幅最大的位置上,作为“中取”,记录波形以及压力值,并将此时采集到的波形作为分析脉搏波波动特点的主要分析波形。这样的加压方式可以实现脉搏波“位”的针对性测量。即实现位数形势中“位”的检测要求。两种方式在需要的时候可以配合使用,前者可用于人群之间的比较,作为医用统计规模人群群体数据并比较时采用的方法,后者主要针对个人使用时的个性化采集,具有更好的波形诊断。

[0030] 关部的阵列传感器探头利用统一加压的方式,保证 24 个微型压力传感器所受到的压力相同;阵列压力探头后端的信号输出采用集成输出方式,将采集到的阵列信号直接相加,得到一个总的脉搏波波形图,作为关部的脉搏波信号。而对阵列传感器的每一个传感信号,只记录波幅的大小,滤去其他的量,这样可以节省很大的数据空间,提高接收信号的速度。通过对阵列传感器检测到的脉搏波波形幅值进行分析,加上对波形频率进行测量,可以得到脉搏频率,也就是“数”的信息和脉道的宽窄,也就是“形”的信息;通过对关部阵列传感器的整体运动特征以及压力波动的大小进行计算,可以得到脉道的宽窄量;通过对脉搏波的波形进行时频分析,获取脉搏波的特征参数,然后参考数据库中的典型脉图特征图谱,

并进行匹配,获得脉搏波“势”的特征。

[0031] 通过对寸口脉搏波波动以及血氧心电信号,可以得到传感器输出的多导同步实时波形图,直接可以得出脉搏波位数形势及其推算值比如说心律 HR、血压、脉搏波传导速度 PWV、主动脉排空系数、血管弹性扩张系数、心搏输出量、每分心搏输出量、左心室有效泵力、左心室 喷血阻抗、微循环半更新率、微循环半更新时间、心指数、末梢循环阻力等根据测量信号推算出来的人体其他信息等。波形图及其特征点分析参见附图 12 和图 17。

[0032] 趺阳脉与人迎脉的测量与加压方式大致与寸口部位的相同,趺阳脉为单探头。固定束带之前先旋转束带使得探头压在趺阳脉脉搏处,找好脉搏波搏动位置后,然后将单层束带环绕在踝关节上方并束紧,压力大小既要符合取脉要求,又不能过大影响了静脉回流。人迎脉搏波传感器为两种样式:单探头和双探头式。单探头的设立理念就是为了针对某些如脑供血不足等的病人,防止双侧压迫颈动脉造成头部缺血症状。使用时将绑带环绕颈部连接,在进行波形分析的时候,对同压力状态下的三部脉象进行比较,得出三侯脉搏波,并依据中医理论从中得出机体的状态。

[0033] 根据所检测到的数据,与存储的标准范围进行比较,如果有超标的项,在显示其中的报警装置就会发出声音,作为预警,并自动显示出超标的数值并对超标的情况与原因进行分析并给出结论。

[0034] 如果使用医用型设备,远程装配有监护模拟手,便可以实时将患者的脉搏波信息远程传输到监护医生的仿生手,并将信号还原为脉搏波波动,医生可以根据自己的评脉经验,获取直观的触觉信息,通过对复现的脉搏波信息的直观感受,更加有效地发挥医生的主观经验的作用,及时获取病人的信息。可以实现远程提供护理与治疗建议。

[0035] 本发明的上述技术方案相比现有技术具有以下优点:

[0036] 本装置在功能上能够实现古代遍诊法的三部九侯取脉,能够明确地体现脉搏波的位数形势四个方面的波形特征,将长期以来心中了了,指下难名的脉搏波动信息清晰的表现出来。本装置能够采集到人体多部位的脉搏的位数形势信息,最大限度的还原中医诊法的特点;采用了独特的双层束带定位技术,让使用者很容易的就可以固定好仿生探头;所有传感器及电路分析设备不与探头直接绑定在一起,给人感觉就像是在让医生平脉一般;配合有多部位血氧信号、温度信号与标准二导联心电信号传感器,并运用中医四诊合参的理念,将采集到的生理信息转化为中医的辩证依据;不仅从整体的角度继承中医经典理论,并对理论的范围及辩证的思路进行了范围上的突破;系统中任意一种信息都可以独立进行辩证。通过将不同参数下的中医的辩证信息结论进行有机综合,实现了多种辩证方式及其结论相互比较,相互参考;在辩证信息库中加入专家数据库,实现对医生诊断经验的有机融合,最大限度的解决中医辨证中究竟是舍证从脉还是舍脉从证等难题,将中医主客观辩证数字化。

附图说明

[0037] 为了使本发明的内容更容易被清楚的理解,下面根据本发明的具体实施例并结合附图,对本发明作进一步详细的说明,其中

[0038] 图 1 为本发明的结构示意图;

[0039] 图 2 为本发明的探测头的应用示意图;

- [0040] 图 3 为远端仿生手结构示意图；
- [0041] 图 4 为桡动脉探头束带缠绕前的结构示意图；
- [0042] 图 5 为桡动脉探头束带缠绕后的结构示意图；
- [0043] 图 6 为仿生压力探头结构示意图；
- [0044] 图 7 为另一种仿生压力探头结构示意图；
- [0045] 图 8 为光电指端容积传感器样式图；
- [0046] 图 9 为人迎脉传感器探头；
- [0047] 图 10 为趺阳脉传感器探头；
- [0048] 图 11 为腹带结构图；
- [0049] 图 12 为信号采集流程图；
- [0050] 图 13 为脉搏波传感器测试波形图；
- [0051] 图 14 为桡动脉微阵列传感器测量得出的三维波形图；
- [0052] 图 15 为 MEMS 处理器芯片电路结构图；
- [0053] 图 16 为差分放大电路图；
- [0054] 图 17 为带通滤波电路结构图；
- [0055] 图 18 为脉搏波分析图；
- [0056]
- [0057] 图 19 为 MEMS 传感器及控制芯片；
- [0058] 图中附图标记表示为：
- [0059] 1 为透明柔性薄膜窗；2 为高强度柔性无纺布绑带；3 为柔性仿生脉搏波传感器的探头；4 为传感器的液压传导管；5 为脉搏波传感器的内外束带的粘贴部分；6 为光电指端容积传感器；7 为腹部束带；8 为人迎脉搏波传感器；9 为腕部心电贴片；10 为外束带；11 为集线器；12 为显示屏；13 为键盘；14 为信号接收显示器；15 为脉动点标记线；16 为温度传感器；17 为趺阳脉传感器；18 为腹主动脉血流阻抗测量带；19 为腹带；20 血流阻抗供电电极；21 血流阻抗受电电极；22 压力传感器；23 声音传感器组；24 ；液压传导管；25 趺阳脉束带；26 仿生压力探头；27 透明薄膜窗。

具体实施方式

[0060] 以下将结合附图，使用以下实施例对本发明进行进一步阐述。

[0061] 1. 桡动脉脉搏波检测

[0062] 如图 4、图 5 所示，内束带规格为 7cm*25cm。采用的是具有一定弹性范围的柔性弹力布料，经拉伸后仍具有较好的复原性，不会因长时间拉伸而产生形变。上面布置有透明窗体，仿生探头，以及附属器件。在内束带左侧有一个开口为 5*3 的透明薄膜窗，用于更加直观的观察桡动脉的体表波动位置以及探头覆盖的位置，在窗旁边有一条脉搏位置刻度线，用于对准桡动脉波动最明显的位置。当刻度线位置对准以后，将内束带绕腕部环绕一周之后，只需要观察将仿生硅胶探头的指肚部位，也就是最隆起的部位对准刻度线即可。

[0063] 在距离左侧边缘 15cm 的位置，为仿生探头的起点。指端仿生硅胶柔性传感器三部规格相同，长宽为 3*1，探头之间的间距为 0.2cm，探头的指肚部分为仿生探头的最隆起部位，原始高度为 0.5cm，充水后指肚部位高度可以达到 0.6cm。仿生硅胶探头均采用具有一

定的张力定值的硅胶材料,在一定的拉伸范围下张力保持基本固定。保证了脉搏波的压力信号不会因为探头的张力改变而发生变异。

[0064] 仿生硅胶探头后端接有液体导管,导管长度为 30cm,内径 0.2cm,外径 0.4cm。所用的材料与仿生探头的材料相同。用于将探头内部的液体的压力变化传递给各自的压力传感器,其中关部的压力探头由于采用了内置微阵列传感器,所以后端的接收装置也应用了阻抗式压电微晶体阵列传感接收器。通过对阵列探头接收到的各个探头的波动幅值以及衰减幅度,来计算出脉道的宽窄。并且可以用这种技术无创地检测出双桡动脉、斜飞脉等的特殊脉管特征。

[0065] 外束带的使用目的是为了在内束带上的仿生探头找准确位置之后,对探头背侧的位置继续加以固定。外束带连接在内束带末端,与内束带连结为一体。当传感器探头定位完成之后,由于内束带粘连力量较弱,并且由于内束带采用的都是柔软的弹性材料,所以当加压的过程开始之后,如果没有外束层的约束,就会造成压力值上升梯度不明显,以及探头位置的微小位移。从而造成诊断误差的增加。外束带的规格与内束带一致,为 25cm*7cm 采用的是高张力无弹性复合织物,在末端附有尼龙搭扣。外束带接在内束带的后端。使用的过程中,可以在外束带固定好内束带之后,将血氧探头和心电探头安置在检测部位,进行测量。

[0066] 2. 心电传感器检测

[0067] 心电使用的是标准二导心电结构,由输入缓冲电路与信号处理电路两部分结构设计组成。

[0068] 输入缓冲电路选用高精度运算放大器 SGM8591 微电子器件进行信号缓冲,SGM8591 具有高输入阻抗,低 1/f 噪声低失调低温漂,轨到轨输入输出等优秀的性能指标。0.8uVpp,0~10Hz 的低 1/f 噪声对信号处于低频段的心电电路来讲可以极大地降低输入级电路引入的噪声。

[0069] 信号处理电路设定抗极化电压为 500mV,则仪表放大器电路设置增益为 4 倍,这样最大极化电压时也留有裕量。截止频率 0.05Hz 的高通滤波器符合心电时间常数的要求。整个电路的增益就为 675 倍,可以根据实际需要对外级增益进行调整。整个电路采取三级低通滤波器设计,截止频率为 200Hz。选用高精度运算放大器 SGM8592,其低 1/f 噪声可以有助于降低前置放大器的噪声水平,高通滤波器之后放大电路也使用 SGM8592,其最大 0.55mV 的失调电压在低电源电压工作时可以将增益设的很大而不用担心失调电压引起的饱和,特别有助于提高信号动态范围,降低失调误差和温漂误差从而实现了电路的高精度。

[0070] 3. 光电指容积脉搏波检测

[0071] 图 8 所示为光电指容积探头为中指检测。内部的光电元件为 PPG 传感器前端包括一只发射光峰值 940nm 波长,尺寸 3.0mm×1.5mm×1.5mm,发光角度为 100° 的红外发光二极管(LED)和一只发射光峰值 940nm 波长光,尺寸 3.2mm×1.5mm×1.5mm 的光敏二极管(photo detector,PD)采取反射式光路,LED 与 PD 平行放置,中间由遮挡物隔开,镶嵌在定制指套中。另加装同型号的 660nm 反射波传感器,同时测量血氧饱和情况。如图 7 所示。

[0072] 4. 人迎脉脉搏波传感器探头检测

[0073] 如图 9 所示,人迎脉脉搏波传感器为双探头式和单探头式两种弹性绷带固定的膜形压力检测传感器,绷带材料为张力稳定的弹性带。绷带长度为 50cm,宽度为 4cm,中间的仿

生手指宽度为 2cm,长度为 3cm,探头指肚最高点位置的高度为 1cm,同样利用阵列传感器来对颈动脉的脉搏波位数形势进行检测。使用时首先将夹片的中间类似合页的位置对准喉结,微调探头的位置,检测到最大脉动信息位置,然后将探头固定在膜片上。双探头式可以同时测量两边颈动脉的脉搏波波动。单探头传感器一次只测量一侧颈动脉波形,并且可以在极小的压力状态下记录波形,这样的处理均可以防止一些特定疾病患者测量过程中脑部供血受到影响。在固定好了之后,即可用显示其内部的微型步进电机进行压力控制,输出脉搏波在不同压力下的波形图。

[0074] 5. 趺阳脉脉搏波传感器探头检测

[0075] 如图 10 所示,趺阳脉脉搏波传感器通过套在脚踝上的柔性束带对压力探头进行固定,柔性束带规格为 50cm*5cm,上面同寸口部位的脉搏波传感器探头相似,同样有一个透明薄膜窗,窗体规格为 5cm*6cm,探头的规格为 2cm*3cm 最高点高度为 1cm。能够对趺阳脉搏波进行定位。将柔性束带的透明薄膜窗口对准趺阳脉搏波的波动之后,顺时针绕脚踝缠绕一周,将柔性压力传感器探头对准趺阳脉搏波的搏动处,然后依靠尼龙搭扣固定,即可进行测量。测量同样有压力控制系统对压力进行自动调控,寻找脉搏波波幅最大点。

[0076] 6. 腹带及其检测

[0077] 腹带采用的是垂直的血流阻抗压力带与围腰的脉搏波波动检测带组成。它有对腹主动脉的血流阻抗信息进行检测的功能,它的束带内部为三组环腰血流阻抗电极和前正中线上的腹主动脉血流阻抗测量电极。在电极的边缘设置有胃肠电生理检测电极,另有压力传感器组与声音传感器组。安防尺寸与位置如图 11 所示。供电电路由束带外层 0.35 伏的标准电压电极提供。腹带宽 5cm 长 100cm,附带的材料采用柔软的无纺布材料制作。用尼龙搭扣粘连。前正中线腹主动脉电极高 15cm,宽 3cm。用硬质弹性高线纤维化合物材料制作。设计形状为 20 度内弯弧形,保证可靠的与皮肤接触。

[0078] 7. 信号接收显示器

[0079] 显示其内部关键元件如附图 19 所示,应用 MEMS 芯片和定制 ASIC 芯片一起集成在同一个封装内,内部处理系统使用 Z80processor。前端放大器采用差分放大方式,利用带通滤波器将无关的干扰信号滤去。具体原理图见附图 15-18。并且使用柔性衬底把微型阵列传感器元件中刚性器件封装在一起封装保证压力探头接收点有良好的屏蔽效果。在信号的采集上利用时域融合与频域上的滤波与波形分解,提取有价值的波形信息。对干扰波采用的是噪音来源模式匹配法。得到的有效波形进一步进行时域上的计算比如特征点分析定位,波图面积计算,波峰波谷的压力值以及波动周期,上升支最大斜率等。在频域上进行噪音频率分析,确定噪音的来源与强度,判断出使用者的干扰波特征,从而在使用仪器的过程中,如果是单独使用的话,能够在使用几次之后,发现波形的稳定度增加,可信度提高。

[0080] 显示器的操作键盘的功能有,显示并选择脉搏波的波图,显示心电图图谱,计算血压,血氧饱和度,波形匹配分析,步进电机加压模式选择。

[0081] 整个信号流程结构图如附图中图 12 所示。脉搏波的波形分析如图 18 所示,其中特征点含义如下:

[0082] a 点左心房收缩开始点;e 点左心室舒张降压点;b 点主动脉瓣开放点;e2 点主动脉瓣关闭点;c 点主动脉最高压力点;f0 点二尖瓣关闭点;m,n 点主动脉振荡点;R 点主动脉静压排空起始点;e 点左心室停止射血点;d 点主动脉弹性扩张降低点;G 波主动脉弹性回

缩波 ;L 波主动脉排空段。

[0083] 显然,上述实施例仅仅是为清楚地说明所作的举例,而并非对实施方式的限定。对于所属领域的普通技术人员来说,在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动。这里无需也无法对所有的实施方式予以穷举。而由此所引伸出的显而易见的变化或变动仍处于本发明创造的保护范围之内。

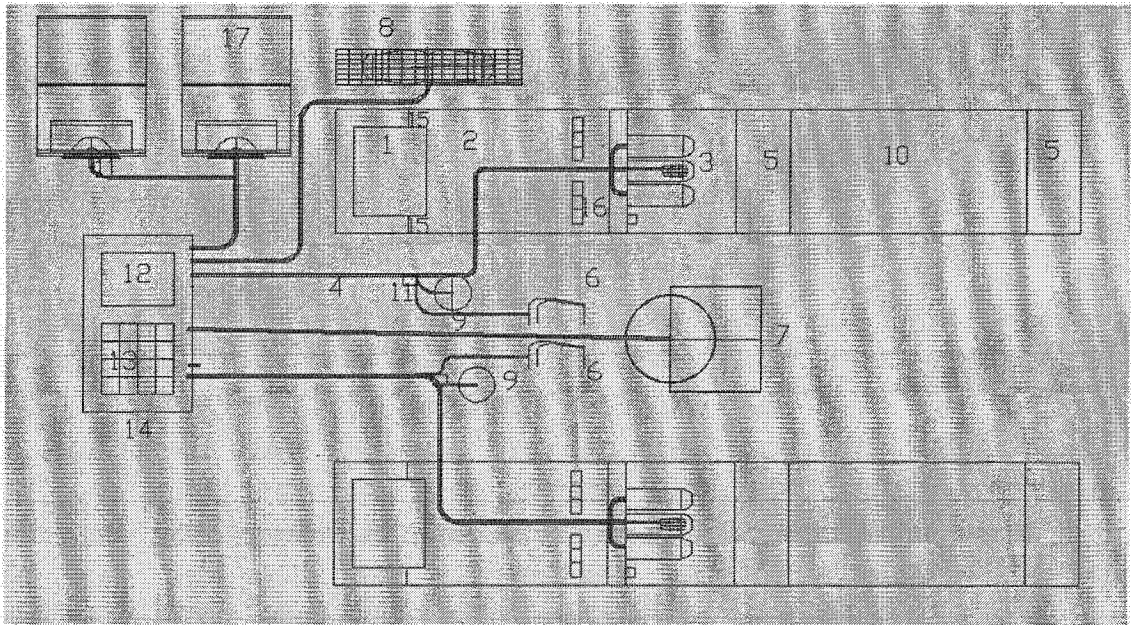


图 1

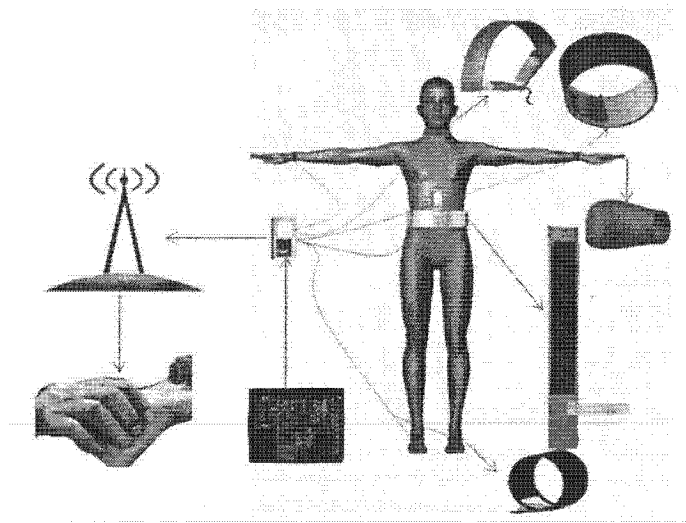


图 2

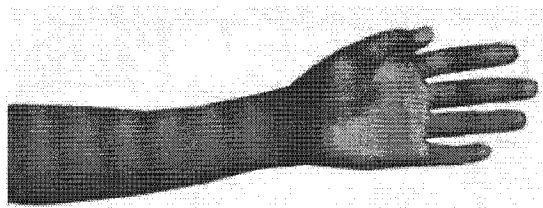


图 3

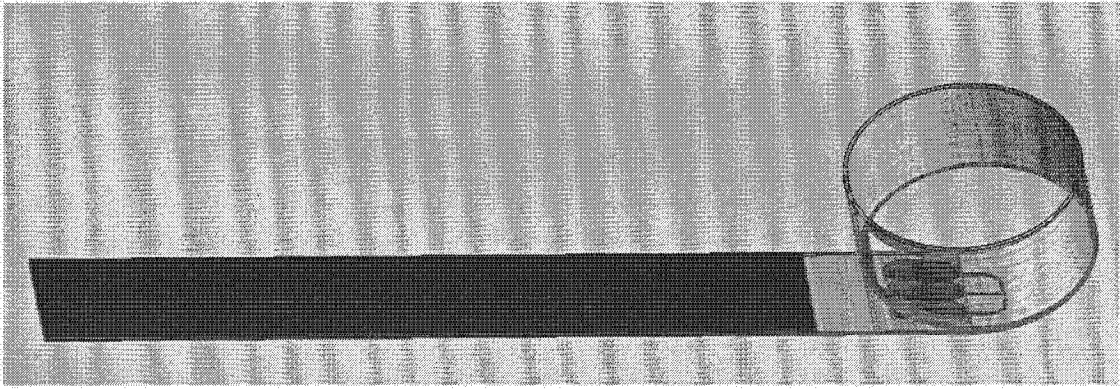


图 4

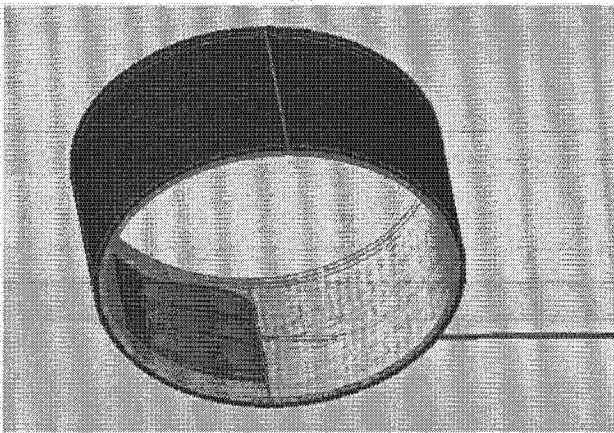


图 5

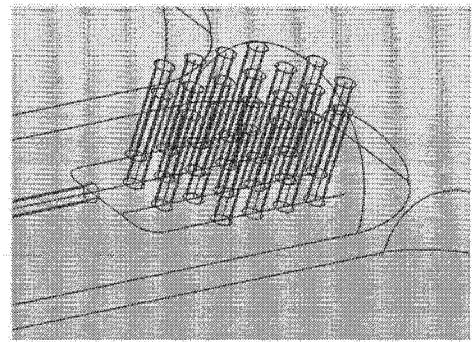


图 6

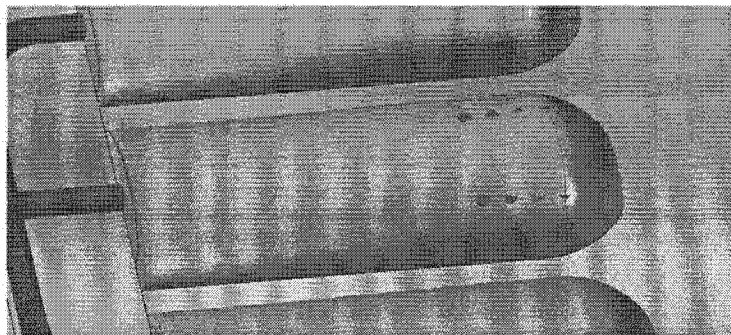


图 7

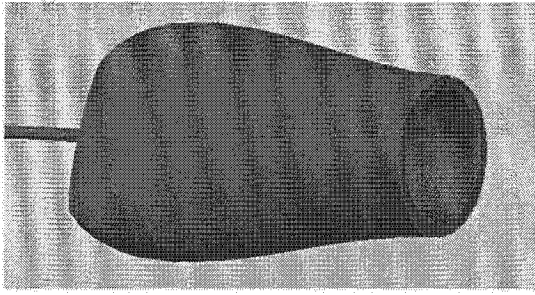


图 8

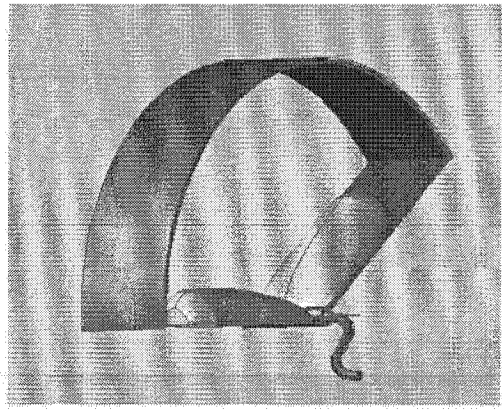


图 9

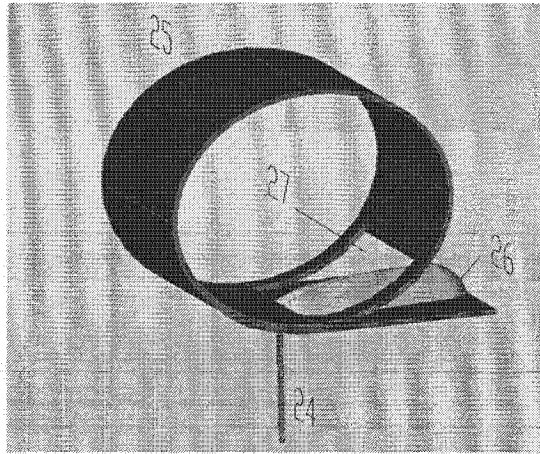


图 10

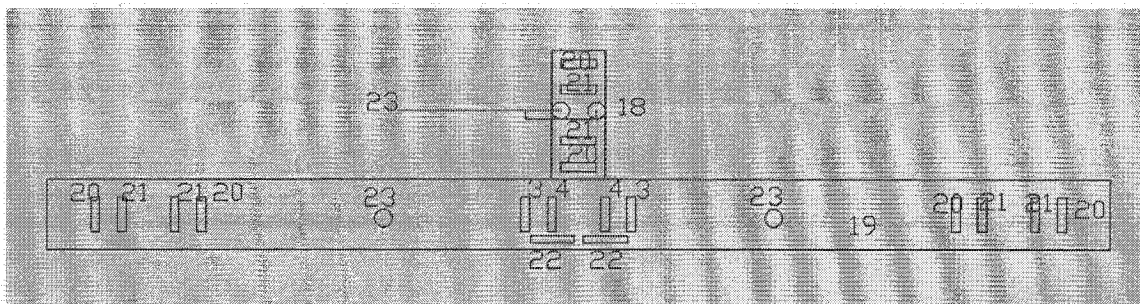


图 11

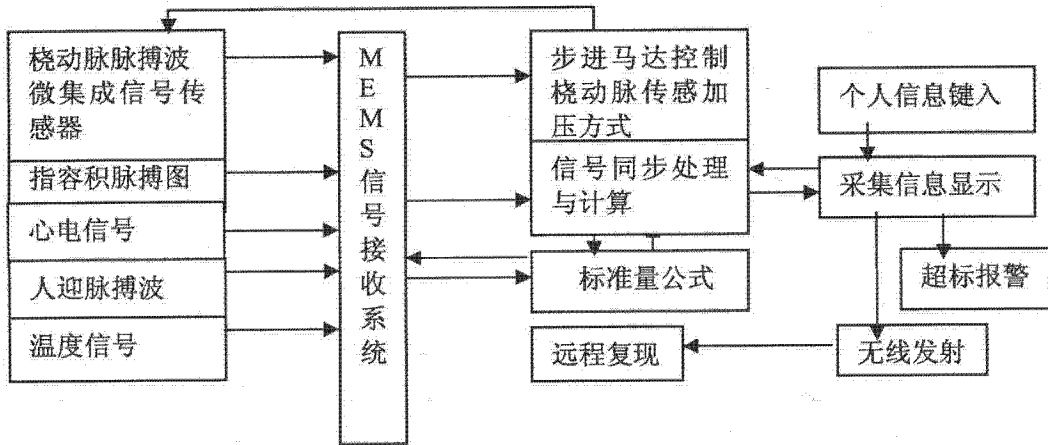


图 12

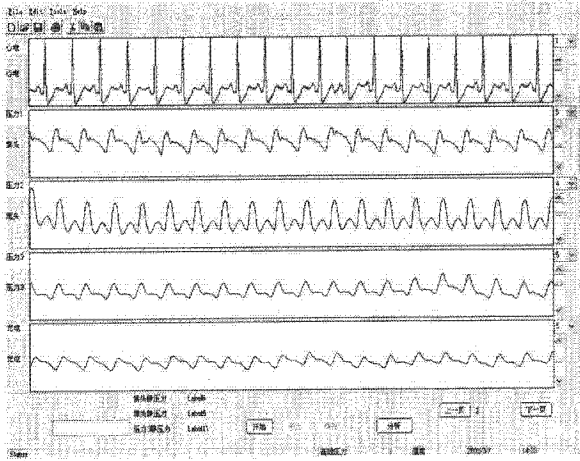


图 13

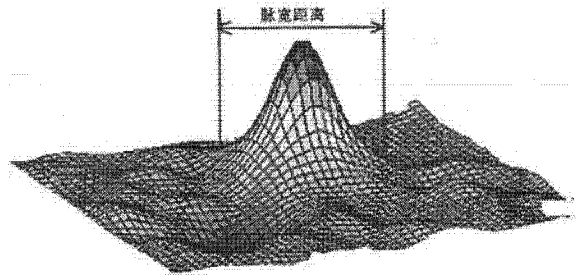


图 14

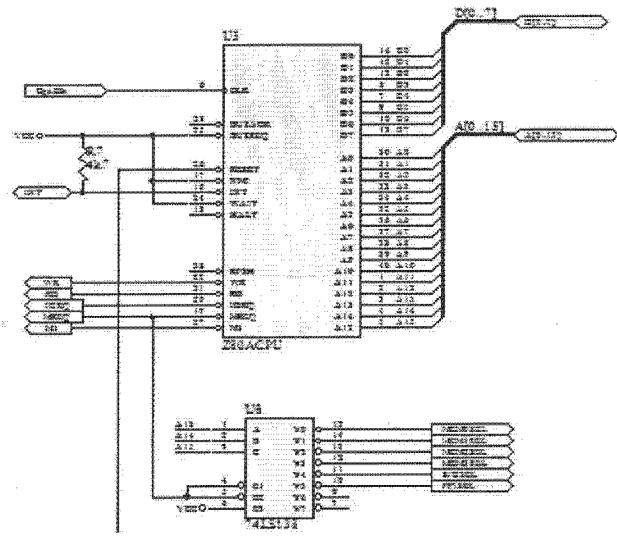


图 15

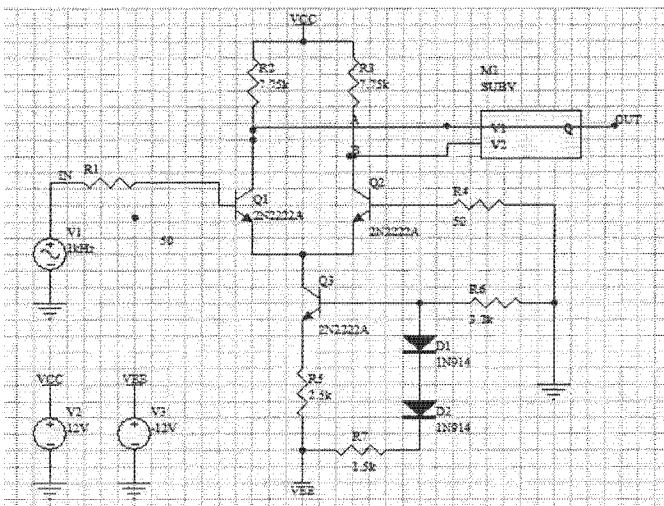


图 16

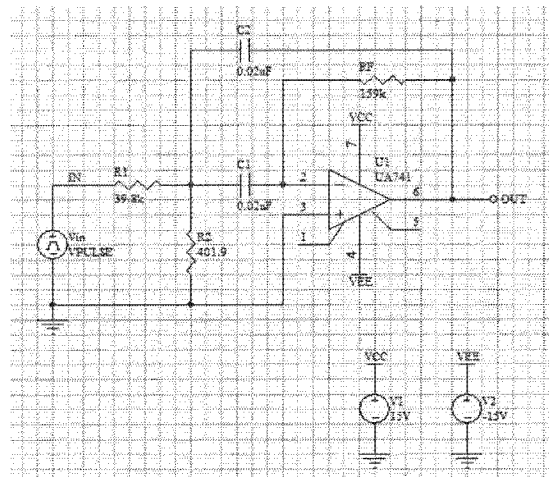


图 17

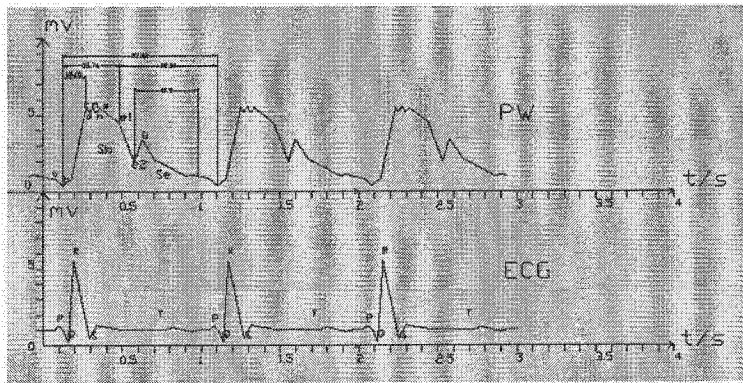


图 18

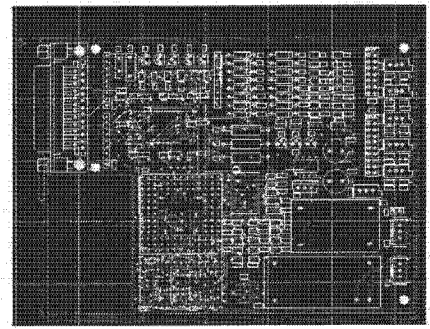


图 19

专利名称(译)	MEMS液压传触的脉诊三部九候信息自动获取和识别装置及方法		
公开(公告)号	CN103330550A	公开(公告)日	2013-10-02
申请号	CN201310126155.5	申请日	2013-04-12
[标]申请(专利权)人(译)	北京中医药大学		
申请(专利权)人(译)	北京中医药大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京中医药大学		
[标]发明人	牛欣 冯前进 杨学智 司银楚 芦煜 朱庆文 牛婷立 马良宵 杜红 张健		
发明人	牛欣 冯前进 杨学智 司银楚 芦煜 朱庆文 牛婷立 马良宵 杜红 张健		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/00		
代理人(译)	彭秀丽 张韬		
优先权	201310066645.0 2013-03-04 CN		
其他公开文献	CN103330550B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了MEMS液压传触的脉诊三部九候信息自动获取和识别装置及方法。其通过液压仿生探头采集脉搏波动，传压介质是水。采用微传感器阵列技术，24位传感器测量脉搏波位数形势参数属性。液压探头采用双层束带固定，能有效排除干扰，使用舒适。该装置集成寸口、人迎、趺阳三部脉搏波位数形势检测，及腹主动脉、胃肠电生理信号以及心电，血氧等生理信号的同步动态采集，信号通过MEMS技术处理分析获取诊断结果。装置设有无线发射单元，信号通过远程复现能够在远端仿生手上重现脉搏波动状态，实现远程直观诊断。实现医生的经验与数据化的信息互动支持。装置设有健康预警系统，针对异常测量数据发出预警信号。

