



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110786829 A

(43)申请公布日 2020.02.14

(21)申请号 201911013967.2

(22)申请日 2019.10.23

(66)本国优先权数据

201910263290.1 2019.04.02 CN

(71)申请人 博脉有限公司

地址 英属开曼群岛(拉丁美洲)大开曼岛阿  
格兰大厦309邮箱

(72)发明人 解渤 尉长虹 秦浩峰

(74)专利代理机构 北京瀚仁知识产权代理事务  
所(普通合伙) 11482

代理人 宋宝库 屠晓旭

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

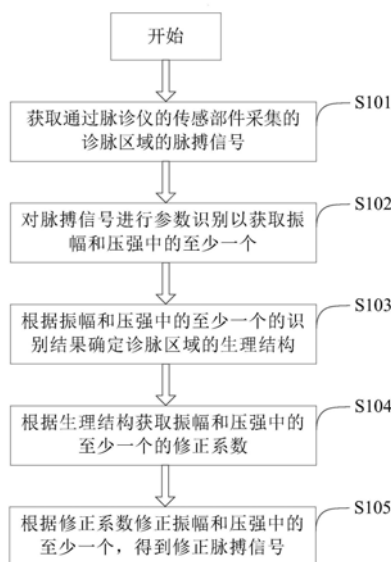
权利要求书2页 说明书16页 附图8页

(54)发明名称

脉诊仪输出信号修正方法、系统以及存储装置和控制装置

(57)摘要

本发明涉及医疗器械技术领域,具体提供了一种脉诊仪输出信号修正方法、系统以及存储装置和控制装置,旨在解决生理结构差异影响脉诊仪输出信号准确性的问题。为此目的,本发明的方法包括:获取通过脉诊仪的传感部件采集的脉搏信号;对脉搏信号进行参数识别;根据参数识别结果确定生理结构;根据生理结构获取脉搏参数值修正系数;根据脉搏参数值修正系数修正识别出的参数,得到修正脉搏信号。基于上述步骤,本发明能够根据诊脉区域的生理结构匹配相应的脉搏参数值修正系数,并使用该修正系数修正脉诊仪的输出信号,避免了当生理结构差异较大时脉诊仪输出信号与实际脉搏信号偏差较大的问题。



CN 110786829 A

1. 一种脉诊仪输出信号修正方法,其特征在于包括:  
获取通过脉诊仪的传感部件采集的诊脉区域的脉搏信号;  
对所述脉搏信号进行参数识别以获取脉搏信号参数;  
根据所述脉搏信号参数确定所述诊脉区域的生理结构;  
根据确定出的生理结构获取脉搏信号参数的修正系数;以及  
根据获取到的脉搏信号参数的修正系数修正识别出的所述脉搏信号参数,得到所述诊脉区域的修正脉搏信号;

其中,所述脉搏信号是所述传感部件采集到的所述诊脉区域中动脉作用在其外部皮肤表面的压强信号。

2. 根据权利要求1所述的脉诊仪输出信号修正方法,其特征在于,根据所述脉搏信号参数确定所述诊脉区域的生理结构的步骤具体包括:

基于预设的参数样本与预设的生理结构之间的预设的对应关系,根据所述脉搏信号参数匹配出相应的生理结构。

3. 根据权利要求1所述的脉诊仪输出信号修正方法,其特征在于,根据确定出的生理结构获取脉搏信号参数的修正系数的步骤具体包括:

基于预设的生理结构样本与预设的脉搏信号参数的修正系数之间的预设的对应关系,根据确定出的生理结构匹配出相应的脉搏信号参数的修正系数。

4. 根据权利要求3所述的脉诊仪输出信号修正方法,其特征在于,所述预设的生理结构样本与预设的脉搏信号参数的修正系数之间的对应关系通过下列方式建立:

根据多个预设的生理结构样本分别构建多个仿真模型;

根据每个生理结构样本的结构特征确定每个生理结构样本的弹性模量;

根据预设的动脉搏动力以及每个生理结构样本对应的弹性模量,分别对每个仿真模型进行力学仿真计算以便获取动脉搏动力在每个仿真模型中表层结构上的数值;以及

根据每个生理结构样本以及所述动脉搏动力在其仿真模型中表层结构上的数值,确定每个生理结构样本对应的修正系数。

5. 根据权利要求1所述的脉诊仪输出信号修正方法,其特征在于,所述生理结构包括骨骼、肌肉、脂肪或者它们的组合,所述生理结构的结构特征包括所述生理结构在所述诊脉区域中的位置和厚度中的至少一个。

6. 根据权利要求1所述的脉诊仪输出信号修正方法,其特征在于,所述诊脉区域是桡动脉区域。

7. 根据权利要求1所述的脉诊仪输出信号修正方法,其特征在于,所述脉搏信号参数包括所述脉搏信号的振幅和压强中的至少一个。

8. 根据权利要求7所述的脉诊仪输出信号修正方法,其特征在于,所述传感部件是阵列式压力传感器,所述振幅和压强中的至少一个是所述阵列式压力传感器的多个输出信号的振幅的平均值和压强的平均值中的至少一个,或者是所述阵列式压力传感器的多个输出信号的振幅的分布参数和压强的分布参数中的至少一个。

9. 根据权利要求7所述的脉诊仪输出信号修正方法,其特征在于,所述传感部件是阵列式压力传感器,所述振幅和压强中的至少一个是所述阵列式压力传感器的多个输出信号的振幅中的最大值和压强中的最大值中的至少一个。

10. 一种脉诊仪输出信号修正方法,其特征在于包括:

获取通过脉诊仪的阵列式压力传感器采集的桡动脉区域的脉搏信号;

对所述脉搏信号进行参数识别以获取脉搏信号参数;

基于预设的参数样本与预设的生理结构之间的预设的对应关系,根据所述脉搏信号参数匹配出相应的生理结构;

基于预设的生理结构样本与预设的脉搏信号参数的修正系数之间的对应关系,根据匹配出的生理结构匹配出相应的脉搏信号参数的修正系数;和

根据匹配出的脉搏信号参数的修正系数修正识别出的所述脉搏信号参数,得到所述诊脉区域的修正脉搏信号;

其中,所述脉搏信号是所述阵列式压力传感器采集到的所述诊脉区域中动脉作用在其外部皮肤表面的压强信号;所述生理结构包括骨骼、肌肉、脂肪或者它们的组合,所述生理结构的结构特征包括所述生理结构在所述诊脉区域中的位置和厚度中的至少一个。

## 脉诊仪输出信号修正方法、系统以及存储装置和控制装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,具体涉及一种脉诊仪输出信号修正方法、系统以及存储装置和控制装置。

### 背景技术

[0002] 传统的诊脉是通过接触来感受人体不同部位的动脉作用在其外部皮肤表面的压强,以体察脉象变化的诊断方式。当前,为了降低人工诊脉引入的随机误差,主要是通过脉诊仪进行自动诊脉。具体而言,脉诊仪主要包括加压装置、压力采集装置和压力处理装置。加压装置可以对诊脉区域施加外压,压力采集装置可以检测诊脉区域的压强,压力处理装置可以根据压力采集装置的检测结果分析诊脉区域的动脉作用在外部皮肤表面的压强信号。但是,由于压力采集装置在被诊对象的手腕上的放置位置-即诊脉区域的生理结构-例如骨骼、肌肉和脂肪层的位置与厚度可能存在较大差异,这些差异将极大地影响脉搏信号输出值的准确性。

[0003] 因此,本领域需要一种脉诊仪输出信号修正方法和系统来解决上述问题。

### 发明内容

[0004] 为了解决现有技术中的上述问题,即为了解决被诊对象的不同手腕部位的生理结构差异对脉诊仪的输出信号准确性造成不利影响的问题,本发明在第一方面提供一种脉诊仪输出信号修正方法,该方法包括:获取通过脉诊仪的传感部件采集的诊脉区域的脉搏信号;对所述脉搏信号进行参数识别以获取脉搏信号参数;根据所述脉搏信号参数确定所述诊脉区域的生理结构;根据确定出的生理结构获取脉搏信号参数的修正系数;和根据获取到的脉搏信号参数的修正系数修正识别出的所述脉搏信号参数,得到所述诊脉区域的修正脉搏信号;其中,所述脉搏信号是所述传感部件采集到的所述诊脉区域中动脉作用在其外部皮肤表面的压强信号。

[0005] 在上述脉诊仪输出信号修正方法的一个实施方式中,根据所述脉搏信号参数确定所述诊脉区域的生理结构的步骤具体包括:基于预设的参数样本与预设的生理结构之间的预设的对应关系,根据所述脉搏信号参数匹配出相应的生理结构。

[0006] 在上述脉诊仪输出信号修正方法的一个实施方式中,根据确定出的生理结构获取脉搏信号参数的修正系数的步骤具体包括:基于预设的生理结构样本与预设的脉搏信号参数的修正系数之间的预设的对应关系,根据确定出的生理结构匹配出相应的脉搏信号参数的修正系数。

[0007] 在上述脉诊仪输出信号修正方法的一个实施方式中,所述预设的生理结构样本与预设的脉搏信号参数的修正系数之间的预设的对应关系通过下列方式建立:根据多个预设的生理结构样本分别构建多个仿真模型;根据每个生理结构样本的结构特征确定每个生理结构样本的弹性模量;根据预设的动脉搏动力以及每个生理结构样本对应的弹性模量,分别对每个仿真模型进行力学仿真计算以便获取动脉搏动力在每个仿真模型中表层结构上

的数值;和根据每个生理结构样本以及所述动脉搏动力在其仿真模型中表层结构上的数值,确定每个生理结构样本对应的修正系数。

[0008] 在上述脉诊仪输出信号修正方法的一个实施方式中,所述生理结构包括骨骼、肌肉、脂肪或者它们的组合,所述生理结构的结构特征包括所述生理结构在所述诊脉区域中的位置和厚度中的至少一个。

[0009] 在上述脉诊仪输出信号修正方法的一个实施方式中,所述诊脉区域是桡动脉区域。

[0010] 在上述脉诊仪输出信号修正方法的一个实施方式中,所述脉搏信号参数包括所述脉搏信号的振幅和压强中的至少一个。

[0011] 在上述脉诊仪输出信号修正方法的一个实施方式中,所述传感部件是阵列式压力传感器,所述振幅和压强中的至少一个是所述阵列式压力传感器的多个输出信号的振幅的平均值和压强的平均值中的至少一个,或者是所述阵列式压力传感器的多个输出信号的振幅的分布参数和压强的分布参数中的至少一个。

[0012] 在上述脉诊仪输出信号修正方法的一个实施方式中,所述传感部件是阵列式压力传感器,所述振幅和压强中的至少一个是所述阵列式压力传感器的多个输出信号的振幅中的最大值和压强中的最大值中的至少一个。

[0013] 在第二方面,本发明提供一种脉诊仪输出信号修正方法,该方法包括:获取通过脉诊仪的阵列式压力传感器采集的桡动脉区域的脉搏信号;对所述脉搏信号进行参数识别以获取脉搏信号参数;基于预设的参数样本与预设的生理结构之间的预设的对应关系,根据所述脉搏信号参数匹配出相应的生理结构;基于预设的生理结构样本与预设的脉搏信号参数的修正系数之间的对应关系,根据匹配出的生理结构匹配出相应的脉搏信号参数的修正系数;和根据匹配出的脉搏信号参数的修正系数修正识别出的所述脉搏信号参数,得到所述诊脉区域的修正脉搏信号;其中,所述脉搏信号是所述阵列式压力传感器采集到的所述诊脉区域中动脉作用在其外部皮肤表面的压强信号;所述生理结构包括骨骼、肌肉、脂肪或者它们的组合,所述生理结构的结构特征包括所述生理结构在所述诊脉区域中的位置和厚度中的至少一个。

[0014] 在第三方面,本发明提供一种脉诊仪输出信号修正系统,该系统包括:信号获取模块,其被配置为获取通过脉诊仪的传感部件采集的诊脉区域的脉搏信号;生理结构确定模块,其被配置为对所述脉搏信号进行参数识别以获取脉搏信号参数以及根据所述脉搏信号参数确定所述诊脉区域的生理结构;信号修正系数获取模块,其被配置为根据确定出的生理结构获取相应的脉搏信号参数的修正系数;和信号修正模块,其被配置为根据获取到的脉搏信号参数的修正系数修正识别出的所述脉搏信号参数,得到所述诊脉区域的修正脉搏信号;其中,所述脉搏信号是所述传感部件采集到的所述诊脉区域中动脉作用在其外部皮肤表面的压强信号。

[0015] 在上述脉诊仪输出信号修正系统的一个实施方式中,所述生理结构确定模块被配置为通过下列方式确定所述诊脉区域的生理结构:基于预设的参数样本与预设的生理结构之间的预设的对应关系,根据所述脉搏信号参数匹配出相应的生理结构的结构特征。

[0016] 在上述脉诊仪输出信号修正系统的一个实施方式中,所述信号修正系数获取模块被配置为通过下列方式获取脉搏信号参数的修正系数:基于预设的生理结构样本与预设的

脉搏信号参数的修正系数之间的预设的对应关系,根据确定出的生理结构匹配出相应的脉搏信号参数的修正系数。

[0017] 在上述脉诊仪输出信号修正系统的一个实施方式中,所述预设的生理结构样本与预设的脉搏参数值修正系数之间的对应关系通过下列方式建立:根据多个预设的生理结构样本分别构建多个仿真模型;根据每个生理结构样本的结构特征确定每个生理结构样本的弹性模量;根据预设的动脉搏动力以及每个生理结构样本对应的弹性模量,分别对每个仿真模型进行力学仿真计算以便获取动脉搏动力在每个仿真模型中表层结构上的数值;根据每个生理结构样本以及所述动脉搏动力在其仿真模型中表层结构上的数值,确定每个生理结构样本对应的修正系数。

[0018] 在上述脉诊仪输出信号修正系统的一个实施方式中,所述生理结构包括骨骼、肌肉、脂肪或者它们的组合,所述生理结构的结构特征包括所述生理结构在所述诊脉区域中的位置和厚度中的至少一个。

[0019] 在上述脉诊仪输出信号修正系统的一个实施方式中,所述诊脉区域是桡动脉区域。

[0020] 在上述脉诊仪输出信号修正系统的一个实施方式中,所述脉搏信号参数包括所述脉搏信号的振幅和压强中的至少一个。

[0021] 在上述脉诊仪输出信号修正系统的一个实施方式中,所述传感部件是阵列式压力传感器,所述振幅和压强中的至少一个是所述阵列式压力传感器的多个输出信号的振幅的平均值和压强的平均值中的至少一个。

[0022] 在上述脉诊仪输出信号修正系统的一个实施方式中,所述传感部件是阵列式压力传感器,所述振幅和压强中的至少一个是所述阵列式压力传感器的多个输出信号的振幅中的最大值和压强中的最大值中的至少一个。

[0023] 在第四方面,本发明提供一种脉诊仪输出信号修正系统,该系统包括:信号获取模块,其被配置为获取通过脉诊仪的阵列式压力传感器采集的诊脉区域的脉搏信号;生理结构确定模块,其被配置为对所述脉搏信号进行参数识别以获取脉搏信号参数以及基于预设的参数样本与预设的生理结构之间的预设的对应关系,根据所述脉搏信号参数匹配出相应的生理结构;信号修正系数获取模块,其被配置为基于预设的生理结构样本与预设的脉搏信号参数的修正系数之间的预设的对应关系,根据匹配出的生理结构匹配出相应的脉搏信号参数的修正系数;信号修正模块,其被配置为根据匹配出的脉搏信号参数的修正系数修正识别出的所述脉搏信号参数,得到所述诊脉区域的修正脉搏信号;其中,所述脉搏信号是所述阵列式压力传感器采集到的所述诊脉区域中动脉作用在其外部皮肤表面的压强信号;所述生理结构包括骨骼、肌肉、脂肪或者它们的组合,所述生理结构的结构特征包括所述生理结构在所述诊脉区域中的位置和厚度中的至少一个。

[0024] 在第五方面,本发明提供一种存储装置,其中存储有多条程序代码,所述程序代码适于由处理器加载并运行以执行上述任一项所述的脉诊仪输出信号修正方法。

[0025] 在第六方面,本发明提供一种控制装置,该控制装置包括处理器和存储装置,所述存储装置适于存储多条程序代码,所述程序代码适于由所述处理器加载并运行以执行上述任一项所述的脉诊仪输出信号修正方法。

[0026] 与现有技术相比,本发明的技术方案至少具有如下有益效果:本发明的脉诊仪输

出信号修正方法能够根据诊脉区域的生理结构匹配相应的脉搏信号参数的修正系数,并使用该脉搏信号参数的修正系数修正脉诊仪输出的脉搏信号,从而避免了当诊脉区域的生理结构差异较大时脉诊仪输出的脉搏信号与诊脉区域内动脉的实际脉搏信号偏差较大的问题,从而能够准确检测到被诊对象的脉搏信号。例如,对于特定被诊对象而言,传感器接触其脂肪厚度较大的区域时脉诊仪输出的脉搏信号会明显弱于传感器接触其脂肪厚度较小的区域时脉诊仪输出的脉搏信号,在这种情况下,本发明的脉诊仪输出信号修正方法可以对脉诊仪输出的脉搏信号进行修正,使其最大程度地接近实际脉搏信号。

[0027] 方案1、一种脉诊仪输出信号修正方法,其特征在于包括:获取通过脉诊仪的传感部件采集的诊脉区域的脉搏信号;对所述脉搏信号进行参数识别以获取脉搏信号参数;根据所述脉搏信号参数确定所述诊脉区域的生理结构;根据确定出的生理结构获取脉搏信号参数的修正系数;以及根据获取到的脉搏信号参数的修正系数修正识别出的所述脉搏信号参数,得到所述诊脉区域的修正脉搏信号;其中,所述脉搏信号是所述传感部件采集到的所述诊脉区域中动脉作用在其外部皮肤表面的压强信号。

[0028] 方案2、根据权利要求1所述的脉诊仪输出信号修正方法,其特征在于,根据所述脉搏信号参数确定所述诊脉区域的生理结构的步骤具体包括:基于预设的参数样本与预设的生理结构之间的预设的对应关系,根据所述脉搏信号参数匹配出相应的生理结构。

[0029] 方案3、根据权利要求1所述的脉诊仪输出信号修正方法,其特征在于,根据确定出的生理结构获取脉搏信号参数的修正系数的步骤具体包括:基于预设的生理结构样本与预设的脉搏信号参数的修正系数之间的预设的对应关系,根据确定出的生理结构匹配出相应的脉搏信号参数的修正系数。

[0030] 方案4、根据权利要求3所述的脉诊仪输出信号修正方法,其特征在于,所述预设的生理结构样本与预设的脉搏信号参数的修正系数之间的对应关系通过下列方式建立:根据多个预设的生理结构样本分别构建多个仿真模型;根据每个生理结构样本的结构特征确定每个生理结构样本的弹性模量;根据预设的动脉搏动力以及每个生理结构样本对应的弹性模量,分别对每个仿真模型进行力学仿真计算以便获取动脉搏动力在每个仿真模型中表层结构上的数值;以及根据每个生理结构样本以及所述动脉搏动力在其仿真模型中表层结构上的数值,确定每个生理结构样本对应的修正系数。

[0031] 方案5、根据权利要求1所述的脉诊仪输出信号修正方法,其特征在于,所述生理结构包括骨骼、肌肉、脂肪或者它们的组合,所述生理结构的结构特征包括所述生理结构在所述诊脉区域中的位置和厚度中的至少一个。

[0032] 方案6、根据权利要求1所述的脉诊仪输出信号修正方法,其特征在于,所述诊脉区域是桡动脉区域。

[0033] 方案7、根据权利要求1所述的脉诊仪输出信号修正方法,其特征在于,所述脉搏信号参数包括所述脉搏信号的振幅和压强中的至少一个。

[0034] 方案8、根据权利要求7所述的脉诊仪输出信号修正方法,其特征在于,所述传感部件是阵列式压力传感器,所述振幅和压强中的至少一个是所述阵列式压力传感器的多个输出信号的振幅的平均值和压强的平均值中的至少一个,或者是所述阵列式压力传感器的多个输出信号的振幅的分布参数和压强的分布参数中的至少一个。

[0035] 方案9、根据权利要求7所述的脉诊仪输出信号修正方法,其特征在于,所述传感部

件是阵列式压力传感器,所述振幅和压强中的至少一个是所述阵列式压力传感器的多个输出信号的振幅中的最大值和压强中的最大值中的至少一个。

[0036] 方案10、一种脉诊仪输出信号修正方法,其特征在于包括:获取通过脉诊仪的阵列式压力传感器采集的桡动脉区域的脉搏信号;对所述脉搏信号进行参数识别以获取脉搏信号参数;基于预设的参数样本与预设的生理结构之间的预设的对应关系,根据所述脉搏信号参数匹配出相应的生理结构;基于预设的生理结构样本与预设的脉搏信号参数的修正系数之间的对应关系,根据匹配出的生理结构匹配出相应的脉搏信号参数的修正系数;和根据匹配出的脉搏信号参数的修正系数修正识别出的所述脉搏信号参数,得到所述诊脉区域的修正脉搏信号;其中,所述脉搏信号是所述阵列式压力传感器采集到的所述诊脉区域中动脉作用在其外部皮肤表面的压强信号;所述生理结构包括骨骼、肌肉、脂肪或者它们的组合,所述生理结构的结构特征包括所述生理结构在所述诊脉区域中的位置和厚度中的至少一个。

[0037] 方案11、一种脉诊仪输出信号修正系统,其特征在于包括:信号获取模块,其被配置为获取通过脉诊仪的传感部件采集的诊脉区域的脉搏信号;生理结构确定模块,其被配置为对所述脉搏信号进行参数识别以获取脉搏信号参数以及根据所述脉搏信号参数确定所述诊脉区域的生理结构;信号修正系数获取模块,其被配置为根据确定出的生理结构获取相应的脉搏信号参数的修正系数;和信号修正模块,其被配置为根据获取到的脉搏信号参数的修正系数修正识别出的所述脉搏信号参数,得到所述诊脉区域的修正脉搏信号;其中,所述脉搏信号是所述传感部件采集到的所述诊脉区域中动脉作用在其外部皮肤表面的压强信号。

[0038] 方案12、根据权利要求11所述的脉诊仪输出信号修正系统,其特征在于,所述生理结构确定模块可以被配置为通过下列方式确定所述诊脉区域的生理结构:基于预设的参数样本与预设的生理结构之间的预设的对应关系,根据所述脉搏信号参数匹配出相应的生理结构的结构特征。

[0039] 方案13、根据权利要求11所述的脉诊仪输出信号修正系统,其特征在于,所述信号修正系数获取模块可以被配置为通过下列方式获取脉搏信号参数的修正系数:基于预设的生理结构样本与预设的脉搏信号参数的修正系数之间的预设的对应关系,根据确定出的生理结构匹配出相应的脉搏信号参数的修正系数。

[0040] 方案14、根据权利要求13所述的脉诊仪输出信号修正系统,其特征在于,所述预设的生理结构样本与预设的脉搏信号参数的修正系数之间的对应关系通过下列方式建立:根据多个预设的生理结构样本分别构建多个仿真模型;根据每个生理结构样本的结构特征确定每个生理结构样本的弹性模量;根据预设的动脉搏动力以及每个生理结构样本对应的弹性模量,分别对每个仿真模型进行力学仿真计算以便获取动脉搏动力在每个仿真模型中表层结构上的数值;根据每个生理结构样本以及所述动脉搏动力在其仿真模型中表层结构上的数值,确定每个生理结构样本对应的修正系数。

[0041] 方案15、根据权利要求11所述的脉诊仪输出信号修正系统,其特征在于,所述生理结构包括骨骼、肌肉、脂肪或者它们的组合,所述生理结构的结构特征包括所述生理结构在所述诊脉区域中的位置和厚度中的至少一个。

[0042] 方案16、根据权利要求11所述的脉诊仪输出信号修正系统,其特征在于,所述诊脉

区域是桡动脉区域。

[0043] 方案17、根据权利要求11所述的脉诊仪输出信号修正系统,其特征在于,所述脉搏信号参数包括所述脉搏信号的振幅和压强中的至少一个。

[0044] 方案18、根据权利要求17所述的脉诊仪输出信号修正系统,其特征在于,所述传感部件是阵列式压力传感器,所述振幅和压强中的至少一个是所述阵列式压力传感器的多个输出信号的振幅的平均值和压强的平均值中的至少一个,或者是所述阵列式压力传感器的多个输出信号的振幅的分布参数和压强的分布参数中的至少一个。

[0045] 方案19、根据权利要求17所述的脉诊仪输出信号修正系统,其特征在于,所述传感部件是阵列式压力传感器,所述振幅和压强中的至少一个是所述阵列式压力传感器的多个输出信号的振幅中的最大值和压强中的最大值中的至少一个。

[0046] 方案20、一种脉诊仪输出信号修正系统,其特征在于包括:信号获取模块,其被配置为获取通过脉诊仪的阵列式压力传感器采集的诊脉区域的脉搏信号;生理结构确定模块,其被配置为对所述脉搏信号进行参数识别以获取脉搏信号参数以及基于预设的参数样本与预设的生理结构之间的预设的对应关系,根据所述脉搏信号参数匹配出相应的生理结构;信号修正系数获取模块,其被配置为基于预设的生理结构样本与预设的脉搏信号参数的修正系数之间的预设的对应关系,根据匹配出的生理结构匹配出相应的脉搏信号参数的修正系数;信号修正模块,其被配置为根据匹配出的脉搏信号参数的修正系数修正识别出的所述脉搏信号参数,得到所述诊脉区域的修正脉搏信号;其中,所述脉搏信号是所述阵列式压力传感器采集到的所述诊脉区域中动脉作用在其外部皮肤表面的压强信号;所述生理结构包括骨骼、肌肉、脂肪或者它们的组合,所述生理结构的结构特征包括所述生理结构在所述诊脉区域中的位置和厚度中的至少一个。

[0047] 方案21、一种存储装置,其中存储有多条程序代码,其特征在于,所述程序代码适于由处理器加载并运行以执行权利要求1至10中任一项所述的脉诊仪输出信号修正方法。

[0048] 方案22、一种控制装置,包括处理器和存储装置,所述存储装置适于存储多条程序代码,其特征在于,所述程序代码适于由所述处理器加载并运行以执行权利要求1至10中任一项所述的脉诊仪输出信号修正方法。

## 附图说明

[0049] 下面参照附图来描述本发明的具体实施方式,附图中:

[0050] 图1是作为本发明的应用对象的脉诊仪的结构示意图;

[0051] 图2是图1所示脉诊仪的阵列式传感器的结构示意图;

[0052] 图3是被诊对象的手腕的示意图,其中示出了寸脉、关脉、尺脉的具体位置;

[0053] 图4是图2所示的阵列式传感器与被诊对象的手腕接触的示意图,其中示出了被诊对象的桡动脉;

[0054] 图5是图1所示脉诊仪的输出信号波形图,其中同时示出了脉搏波和外压;

[0055] 图6是图1所示脉诊仪的另一个输出信号波形图,其中仅示出了经过滤波处理的脉搏波;

[0056] 图7是单个心跳周期对应的脉搏波信号的示例性波形图;

[0057] 图8是根据本发明的一个实施例的脉诊仪输出信号修正方法的主要步骤流程图;

[0058] 图9是用于建立生理结构样本与脉搏信号参数的修正系数之间的对应关系的示例性流程图；

[0059] 图10是确定桡动脉的寸脉位置、关脉位置和尺脉位置的示例性流程图；

[0060] 图11是根据本发明的具体实施例的脉诊仪输出信号修正系统的模块架构示意图。

[0061] 图12是根据本发明的具体实施例的控制装置的架构示意图。

## 具体实施方式

[0062] 下面参照附图并结合设置有阵列式压力传感器的脉诊仪来描述本发明的一些实施方式。本领域技术人员应当理解的是，这些实施方式仅仅用于解释本发明的技术原理，并非旨在限制本发明的保护范围。在不偏离本发明的基本原理的前提下，本发明的技术方案显然也可以应用于具有其他形式的传感器的脉诊仪。

[0063] 在本申请的描述中，“模块”、“处理器”可以包括硬件、软件或者两者的组合。一个模块可以包括硬件电路，各种合适的感应器，通信端口，存储器，也可以包括软件部分，比如程序代码，也可以是软件和硬件的组合。处理器可以是中央处理器、微处理器、图像处理器、数字信号处理器或者其他任何合适的处理器。处理器具有数据和/或信号处理功能。处理器可以以软件方式实现、硬件方式实现或者二者结合方式实现。非暂时性的计算机可读存储介质包括任何合适的可存储程序代码的介质，比如磁碟、硬盘、光碟、闪存、只读存储器、随机存取存储器等等。术语“A和/或B”表示所有可能的A与B的组合，比如只是A、只是B或者A和B。术语“至少一个A或B”或者“A和B中的至少一个”含义与“A和/或B”类似，可以包括只是A、只是B或者A和B。单数形式的术语“一个”、“这个”也可以包含复数形式。

[0064] 首先参阅图1，图1是作为本发明的应用对象的脉诊仪10的结构示意图。总体而言，该脉诊仪包括作为加压装置的腕带1、作为压强检测装置的传感器2以及作为信号处理装置的处理器5。具体而言，腕带1内设置有加压气囊或者其他类似的加压机构，以便从周向上给被诊对象的手腕上施加预紧力从而便于传感器2进行脉搏压强检测。处理器5与传感器2通信以便从传感器2接收检测到的脉搏压强信号以及对所述信号进行处理。脉诊仪10也可以包括一个与处理器5通信连接的存储器6，其可以是非暂时性存储器或者存储装置。存储器6可以用来存储用于实现本发明的方法的计算机程序代码。处理器5可以从存储器6中读取并运行计算机程序代码来执行本发明的方法。本说明书中所提通信可以是任何合适的无线或者有线通信。在一些实施例中，存储器6也可以被配置为用来存储传感器2检测到的脉搏信号的数据。处理器5可以被配置为用来从存储器6中读取脉搏信号的数据来进行处理。

[0065] 接下来参阅图2，图2是图1所示脉诊仪的传感器2的结构示意图。如图2所示，传感器2是阵列式压力传感器，该阵列式压力传感器包括三个传感器阵列21、一个传感器芯片22以及一个数据接口23。该阵列式压力传感器不限于三个传感器阵列21，也可以是任何合适的数目，比如1、2、4、5、6等等。其中，每个传感器阵列21都包括一个或多个压力传感器，每个压力传感器都可以获取一个或多个脉搏信号。并且，所述压力传感器的具体类型不受任何限制，比如可以是基于压电材料的压力传感器，本领域技术人员可以根据需要灵活选择。传感器芯片22用于对每个压力传感器检测到的信号进行整合或必要的处理，并通过数据接口23发送给处理器5以便进一步处理或直接输出。数据接口23可以与处理器5有线连接，也可以无线连接。数据接口23可以是任何合适的有线或者无线数据接口，可以包括比如以太网

络接口、WiFi无线接口、USB接口、红外数据传输接口,等等。在一个替代实施例中,传感器芯片22可以合并到处理器5中,所有数据处理操作都由处理器5执行,此时传感器阵列21可通过数据接口23或者其他有线或无线方式将检测到的脉搏信号直接发送给处理器5。传感器芯片22可以包含任何合适的芯片,比如可以包括一个或者多个电路、处理器(比如微处理器、数字信号处理器,等等)、逻辑电门,等等。

[0066] 接下来参阅图3和4,其中,图3是被诊对象的手腕的示意图,其中示出了被诊对象的桡动脉上的寸脉、关脉和尺脉的具体位置,4是图2所示的阵列式传感器与被诊对象的手腕接触的示意图,其中示出了被诊对象的桡动脉。如图4所示,在诊脉过程中传感器2的三个传感器阵列21分别接触被诊对象的桡动脉上的寸脉、关脉和尺脉。在一些实施例中,脉诊仪10不一定要利用所有三个寸脉、关脉、尺脉来测量脉搏压强,也可以只利用其中的一个或者两个。相应地,传感器2中也可以只有一个或者两个传感器阵列21。在一些实施例中,当有更多数量(比如多于3个)的脉被用于测量脉搏压强时,传感器2中也可以包括更多数量(比如多于3个)的传感器阵列21。

[0067] 图5、6和7显示示例性的脉搏信号。这些脉搏信号是传感器2采集到的压强信号,或者是基于传感器2采集的压强信号处理过的信号。其中,图5是图1所示脉诊仪的输出信号波形图,其中同时示出了虚线形式的脉搏信号和实线形式的外压信号。具体地,横轴是时间(单位:秒),纵轴是压强(单位mmHg)。脉搏信号和外压信号都是传感器2测量到的压强信号的一部分。其中,脉搏波信号是在手腕皮肤上(比如桡动脉外皮肤表面上)由传感器2测量到的压强信号。外压信号是加压装置(比如腕带1)施加在手腕皮肤上(比如桡动脉外皮肤表面上),被传感器2采集到的压强信号。实际测量到的外压与指定施加的外压大体一致,可能与指定施加的外压有一些差别。指定施加的外压可以是一个恒定压强,也可以是一个随时间变化的压强。相应的,实际采集到的外压可以是一个大体上恒定的压强,也可以是随时间变化的压强。在一些实施例中,当指定施加的外压是一个恒定的压强时,实际采集到的外压可能也是一个大体恒定的压强。当指定施加的外压随时间变化时,实际采集到的外压也可能随时间变化。比如,如图5所示,实际采集到的外压可能随时间逐渐增加(比如大体上呈线性增加)。在有些实施例中,指定施加的和实际采集的外压也可能是大体上线性的减小,或者非线性的增加或者减少。如图5所示,脉搏信号大体上在外压信号周围上下波动。随着外压的变化,传感器2测量到的脉搏信号可能会发生变化。如图5所示,脉搏波随着外压的增加可能会整体向上移动。当外压随时间变化(比如增大)时,测量到的脉搏信号会随着外压的变化而发生相应的变化。这些变化包括比如测量到的脉搏信号的振幅可能会增大等。此处的振幅是指一个周期的脉搏波信号的最高峰值和最低值之间的距离。

[0068] 图6是图1所示脉诊仪的另一个输出信号波形图,其中仅示出了虚线形式的脉搏信号,是对图5所示的压强信号经过滤波处理的结果。滤波处理可以包括将压强信号的低频成分和低频成分过滤掉,比如去掉了图5中所示外压信号(低频成分)和噪音(高频成分)。在图6显示的脉搏信号的波形图中,每个周期的振幅就是本周期内峰值(压强)与谷值(压强)之间的差值。图7是作为示例给出的图6中单个心跳周期对应的脉搏信号的波形图。在图6中显示的例子中,第一个周期振幅所对应的压强大约是 $8 - (-5) = 13\text{mmHg}$ 。在一些实施例中,脉搏波的振幅(即脉搏信号参数振幅)可以指脉搏信号在一个特定时间段里的平均振幅值,或者最大振幅值。在一些实施例中,脉搏波的振幅也可以是表示脉诊区域的振幅分布的参数,

或者表示振幅分布的变化的参数。

[0069] 上面简要描述了作为本发明的应用对象的脉诊仪的结构并以示例形式提供了该脉诊仪的输出信号波形,以便本领域技术人员熟悉本发明的应用场景。下面将以流程图的形式更详细地描述本发明的一些实施例。

[0070] 首先参阅图8,图8是根据本发明的一个实施例的脉诊仪输出信号修正方法的主要步骤流程图。此方法可以由脉诊仪的处理器5执行。比如,对应本方法的程序代码可以存储在一个非暂时性的计算机可读存储介质-例如存储器6中。处理器5可以被编程或配置为从计算机可读存储介质中读取程序代码并运行该代码来执行本方法。需要说明的是,尽管图8是结合脉搏信号的振幅和压强中的至少一个(脉搏信号参数的示例)来描述的,但是,这并不构成对本发明的保护范围的限制,本领域技术人员显然可以基于脉搏信号的其他参数或者其他参数与振幅和/或压强的组合来对脉搏信号进行修正,包括但不限于频率、强度分布等。这种调整并不偏离本发明的基本原理,因此,调整后的技术方案也将落入本发明的保护范围之内。关于作为脉搏信号参数的振幅和压强,需要说明的是,两者都反映脉搏信号的强弱。此处,作为脉搏信号参数的压强,可以是指在某个时间点的压强。比如,图6中某个时间点对应的压强(比如对应波峰的时间点的压强,在波峰附近对应的时间点的压强,等等)。比如在波峰附近的对应某些时间点的压强,可以作为参数来获取振幅值,或者单独作为参数来表示脉搏信号强弱。作为脉搏信号的参数的压强也可以指在一个周期(或者时间段内)或者多个周期内(或者多个时间段内)的最大压强,压强绝对值的平均值,等等。其它压强的统计数据,比如中间值,某段时间内压强分布的标准方差,其它表示振幅分布参数,表示振幅分布变化的参数,等等,也可以作为脉搏信号的参数。图6中显示有负数的压强值。负数值只代表方向。负数的压强和对应同样正数的压强其大小(也就是绝对值)是一样的。。举例来说,在图6中,作为脉搏信号参数描述的振幅可以是指脉搏信号曲线的波峰和波谷所对应的压强值之间的差值,即,一个压强差。如上面结合图6所述,该图中第一个周期的振幅大约是 $8 - (-5) = 13\text{mmHg}$ 。作为脉搏信号的参数,振幅可以是一个脉搏波(如图6所示)的任何合适的统计数据,比如一个周期内的振幅,一个时间段内的振幅,多个周期内(或时间段内)多个振幅的平均值,最大值,等统计值。

[0071] 具体地,如图8所示,本发明的脉诊仪输出信号修正方法主要包括步骤S101、步骤S102、步骤S103、步骤S104和步骤S105,下面将对这些步骤分别详细描述。此方法可以由脉诊仪中的处理器5执行。

[0072] 步骤S101:获取通过脉诊仪的传感部件采集的诊脉区域的脉搏信号。在本实施例中,传感部件可以是图2所示的阵列式压力传感器2,脉搏信号指的是诊脉区域中动脉作用在其外部皮肤表面的压强信号。例如,当诊脉区域是桡动脉区域时,脉搏信号指的是阵列式压力传感器2采集到的桡动脉作用在其外部皮肤表面上的压强信号。关于步骤S101,需要指出的是,实践中传感器2的输出信号是一个混合压强信号,该混合压强信号是加压机构施加的外压与被诊对象的脉搏共同作用的结果。但是,在根据本发明的方法进行修正时,只需要修正该混合压强信号中的脉搏信号,而不需要修正外压信号。相应地,步骤S101中的“脉搏信号”并不是传感器2直接输出的信号,而是通过低频率波过滤掉了外压信号以及通过高频率波去除了噪音之后的压强信号。在一些实施例中,处理器5可以直接从阵列式传感器2获取阵列式传感器2采集的诊脉区域的脉搏信号。

[0073] 步骤S102:对获取到的脉搏信号进行参数识别以获取脉搏信号参数。此处,脉搏信号参数可以是脉搏信号的振幅和/或压强。在本实施例中,由于传感部件是包括多个子传感器的阵列式压力传感器2,因此,检测到的脉搏信号是多个,在这种情况下,本发明的方法既可以对多个脉搏信号的振幅和压强中的至少一个按照特定规则进行选择,然后将最终选定的振幅和压强中的至少一个作为识别结果和后续步骤的操作基础,也可以将所有脉搏信号的振幅和压强中的至少一个都识别出来,作为后续步骤的操作基础。本领域技术人员能够理解的是,在将所有脉搏信号的振幅和压强中的至少一个都识别出来的情况下,后续的修正操作就需要考虑振幅和压强中的至少一个的分布情况,以使修正结果更准确。在本说明中,“振幅和压强中的至少一个”表示可以只是振幅、只是压强或者振幅和压强。当压强作为被识别参数时,与生理结构建立对应关系的压强可以被选为某个合适的被识别的压强(可以是如上所述某个时间点的压强,某个时间段内的最大压强,平均压强,等等),或者与生理结构建立对应关系的压强可以与被识别的压强基本对应。这样一来,识别出的压强值能够比较准确地对应到相应的生理结构。例如,如果预存的对应关系建立在脉搏信号的峰值压强与生理结构之间,那么当对检测到的脉搏信号进行参数识别时,被识别的压强最好是峰值压强,利用识别出的峰值压强去预存的对应关系中查询即可获得相应的生理结构。

[0074] 在对阵列式压力传感器2检测到的多个脉搏信号的振幅和压强中的至少一个进行选择的情况下,本发明的方法可以在保证修正准确性的前提下大幅度降低数据处理量。例如,当阵列式压力传感器2输出的多个脉搏信号的振幅或压强值比较接近时,表明与各个传感器接触的诊脉区域的生理结构比较相似,此时可以将阵列式压力传感器2的多个输出信号的振幅的平均值(或者其它合适的统计数据)或压强的平均值(或者其它合适的统计数据)作为识别结果。替代性地,当阵列式压力传感器2输出的多个脉搏信号的振幅或压强值差异较大时,表明与各个传感器接触的诊脉区域的生理结构差异较大,此时可以将阵列式压力传感器2的多个输出信号的振幅的最大值或压强的最大值作为识别结果,以便作为识别结果的振幅或压强能更接近实际信号的振幅或压强。

[0075] 此外,对脉搏信号进行振幅和压强中的至少一个识别的具体方式是本领域公知常识,本发明对此不作任何限制,本领域技术人员可以根据需要选择任何合适的方式来进行这种识别。

[0076] 步骤S103:根据振幅和压强中的至少一个的识别结果确定诊脉区域的生理结构。在本实施例中,可以按照下列方式确定诊脉区域的生理结构:基于预设的振幅和压强中的至少一个的样本与预设的生理结构之间的预设的对应关系,根据振幅和压强中的至少一个的识别结果匹配出相应的生理结构,即,以识别出的振幅和压强中的至少一个为索引,从预先建立的振幅和压强中的至少一个与生理结构之间的对应关系或映射关系中查询出对应的生理结构。

[0077] 具体而言,在本实施例中,诊脉区域的生理结构可以是骨骼、肌肉或脂肪(或者它们中两个或三个的组合),生理结构的结构特征可以包括生理结构在诊脉区域中的位置和厚度中的至少一个。例如,当诊脉区域是人体手腕上的桡动脉区域时,该桡动脉区域的生理结构的结构特征可以包括骨骼的位置和厚度中的至少一个、肌肉的位置和厚度中的至少一个,或脂肪的位置和厚度中的至少一个,或者它们之间的任意合适组合。

[0078] 更具体地,振幅和压强中的至少一个与生理结构之间的对应关系或映射关系可以

通过各种已知的方式来预先建立,包括但不限于反复实验或仿真建模。前者是使用脉诊仪对不同被诊对象或相同被诊对象手腕上的不同部位进行实际诊脉并收集检测到的振幅和压强中的至少一个的数据,然后对收集到的数据进行去噪处理,最终将消除噪声的数据与对应的生理结构以查询表或映射表的形式存储起来。在后一种情况下,由于骨骼、肌肉、脂肪等不同的生理结构对脉搏的传导率存在差异,可以针对这种差异建立不同的仿真模型,然后给这些仿真模型施加设定的动脉搏动力,统计各个仿真模型的脉搏信号输出结果,将这些脉搏信号的振幅和压强中的至少一个与各个仿真模型之间的对应关系以查询表或映射表的形式存储起来。关于此点,本领域技术人员能够理解的是,仿真模型的细分程度取决于预期的信号修正精度,仿真模型划分得越细,则越能更准确地对应各种不同的生理结构,相应地,最终脉搏信号的修正结果越准确。

[0079] 步骤S104:根据匹配出的生理结构获取脉搏信号的振幅和压强中的至少一个的值的修正系数。在一些实施例中,可以按照下列方式获取生理结构对应的脉搏振幅和压强中的至少一个的值的修正系数:基于预设的生理结构样本与预设的脉搏振幅和压强中的至少一个的值的修正系数之间的预设的对应关系,根据匹配出的生理结构匹配出相应的脉搏振幅和压强中至少一个的值的修正系数,即以步骤S103匹配出的生理结构为索引,从预先建立的生理结构与脉搏振幅和压强中的至少一个的值的修正系数之间的对应关系或映射关系中查询出对应的修正系数。

[0080] 与步骤S103类似,生理结构与脉搏振幅和压强中的至少一个的值的修正系数之间的对应关系或映射关系可以通过各种已知的方式来预先建立,包括但不限于反复实验或仿真建模。例如,前者可以是使用脉诊仪对不同生理形态的被诊对象进行实际诊脉并收集检测到的振幅和压强中的至少一个的数据,然后对收集到的数据进行去噪处理,接着以具有标准生理结构的被诊对象的振幅和压强中的至少一个的数据为基准计算具有其他生理结构的被诊对象的修正系数,最终将计算出的修正系数与对应的生理结构以查询表或映射表的形式存储起来。

[0081] 在一些实施例中,可以按照图9所示的流程来预先建立生理结构与脉搏振幅和压强中的至少一个的值的修正系数之间的对应关系或映射关系。如图9所示,本发明的建立生理结构与脉搏信号的振幅和压强中的至少一个的修正系数之间的对应关系的方法包括下列步骤。

[0082] 步骤S1041:根据多个预设的生理结构样本分别构建多个仿真模型。如上所述,由于骨骼、肌肉、脂肪等不同的生理结构对脉搏的传导率存在差异,因此,针对不同生理结构建立的仿真模型将各不相同。类似地,生理结构样本和仿真模型的细分程度取决于预期的信号修正精度,仿真模型划分得越细,则越能更准确地对应实践中遇到的各种不同的生理结构,相应地,最终脉搏信号的修正结果也将越准确。

[0083] 步骤S1042:根据每个生理结构样本的结构特征确定每个生理结构样本的弹性模量。正是由于骨骼、肌肉、脂肪等不同的生理结构有不同的弹性模量,因此,它们对脉搏的传导率才存在差异。此处计算各种生理结构样本的弹性模量是为后续仿真计算作准备。此外,可以采用任何合适的方式来确定每个生理结构样本的弹性模量,包括实际测量、根据经验设定、基于实验结果间接推定等,本发明对此不作任何限制。

[0084] 步骤S1043:根据预设的动脉搏动力以及每个生理结构样本对应的弹性模量,分别

对每个仿真模型进行力学仿真计算以便获取动脉搏动力在每个仿真模型中表层结构上的振幅和压强中的至少一个的值。作为示例,所述仿真模型可以构建成以每个生理结构样本的类型(比如骨骼、肌肉、还是脂肪)以及它们的位置和厚度中的至少一个为自变量、以振幅和压强中的至少一个为因变量的函数,在动脉搏动力给定的情况,当针对每个生理结构样本输入类型变量、位置变量和厚度变量中的至少一个时,就能计算出动脉搏动力在每个仿真模型中不同厚度上的振幅和压强中至少一个的值,这就是上文所述的力学仿真计算。相应地,当输入的厚度自变量为表层结构厚度时,所述力学仿真计算的结构便是动脉搏动力在仿真模型中表层结构上的振幅和压强中的至少一个的值。当然,上述函数仅仅是作为示例给出的,本领域技术人员显然可以根据需要构建其他类型的仿真模型,仿真模型的具体形式不应该构成对本发明保护范围的限制。

[0085] 步骤S1044:根据每个生理结构样本以及所述动脉搏动力在其仿真模型中表层结构上的的振幅和压强中的至少一个的值,确定每个生理结构样本对应的修正系数。与反复实验的操作方式类似,在获取到每个生理结构样本以及所述动脉搏动力在其仿真模型中表层结构上的的振幅和压强中的至少一个的值的的情况下,可以以标准生理结构样本的振幅和压强中的至少一个的数据为基准来计算其他生理结构样本的修正系数,最终将计算出的修正系数与对应的生理结构样本以查询表或映射表的形式存储起来。

[0086] 返回参阅图8,步骤S105:根据获取到的振幅和压强中的至少一个的修正系数来修正识别出的脉搏信号的振幅和压强中的至少一个的值,得到诊脉区域的修正脉搏信号。具体地,在一些实施例中,用步骤S102中识别出的振幅和压强中的至少一个的值乘以步骤S104中确定出的修正系数,即可得到修正的振幅和压强中的至少一个的值,具有该修正的振幅和压强中的至少一个的值的脉搏信号即为修正脉搏信号。需要指出的是,如上面结合图5描述的,由于脉搏信号的振幅和压强会随着外压的变化而变化,因此,图8的修正方法通常针对给定的外压,该给定的外压可以是特定数值的外压或者数值在一定范围内的外压,并且在该范围内,脉搏信号的振幅基本保持恒定。即振幅随时间变化比较小,比如其变化小于预定的阈值。压强也基本保持恒定的波形和数值。即,压强波形随时间变化比较小。比如各个周期内相同或相似波形位置上对应的压强数值变化比较小,比如小于预定的阈值。或者所使用的压强统计数值(比如平均值,最大值,最小值)随时间变化比较小,比如小于预定的阈值。如图6所示的脉搏波,其参数振幅和压强就随时间基本保持恒定。

[0087] 在本实施例中,当诊脉区域是桡动脉区域时,图8所示的脉诊仪输出信号修正方法在执行步骤S101之前还可以包括:获取桡动脉的中心线以及桡动脉中的寸脉位置、关脉位置和尺脉位置,以便根据桡动脉的中心线、寸脉位置、关脉位置和尺脉位置来确定脉搏信号采集区域-即诊脉区域,进而通过脉诊仪的传感部件采集该诊脉区域的脉搏信号。

[0088] 具体地,返回参阅图4,由于本发明的脉诊仪的传感部件是阵列式压力传感器,图8所示的脉诊仪输出信号修正方法可以按照下列步骤获取桡动脉的中心线:首先,在近似垂直于桡动脉的方向上,获取阵列式压力传感器中每一列压力传感器中脉搏信号最大的压力传感器的位置信息;其次,根据获取到的位置信息确定扰动脉的中心线位置。具体地,将获取到的脉搏信号最大的三个压力传感器的位置相连,便可得到扰动脉的中心线位置。

[0089] 更具体地,图8所示的脉诊仪输出信号修正方法可以按照图10所示下列步骤获取图3所示桡动脉的寸脉位置、关脉位置和尺脉位置。在一些实施例中,图10中所示方法可以

由脉诊仪10的处理器5执行。比如,对应本方法的程序代码可以存储在一个非暂时性的计算机可读存储介质中。处理器5可以被编程或配置为从计算机可读存储介质中读程序代码并运行改代码来执行本方法。在另一些实施例中,图10所示方法可以部分由处理器5执行,部分由单独的另外一个处理器来执行。例如,处理器5所执行的部分可能只包括步骤S40到S80,而不包括步骤S10到S30。

[0090] 步骤S10:根据多个预设的生理结构样本分别构建多个仿真模型。其中,生理结构样本包括桡动脉区域中骨骼的位置和厚度中的至少一个、肌肉的位置和厚度中的至少一个,或者脂肪的位置和厚度中的至少一个,或者它们之间的任意合适组合。如上所述,由于骨骼、肌肉、脂肪等不同的生理结构对脉搏的传导率存在差异,因此,针对不同生理结构建立的仿真模型将各不相同。

[0091] 步骤S20:根据每个生理结构样本的结构特征确定每个生理结构样本的弹性模量。可以采用任何合适的方式来确定每个生理结构样本的弹性模量,包括实际测量、根据经验设定、基于实验结果间接推定等,本发明对此不作任何限制。

[0092] 步骤S30:根据预设的动脉搏动力以及每个生理结构样本对应的弹性模量,分别对每个仿真模型进行力学仿真计算以便获取动脉搏动力在仿真模型中表层结构上的振幅和压强中的至少一个的值。作为示例,所述仿真模型可以构建成以每个生理结构样本的类型(比如骨骼、肌肉、还是脂肪)以及它们的位置和厚度中的至少一个为自变量、以振幅和压强中的至少一个为因变量的函数,在动脉搏动力给定的情况,当针对每个生理结构样本输入类型变量、位置变量和厚度变量中的至少一个时,就能计算出动脉搏动力在每个仿真模型中不同厚度上的振幅和压强中的至少一个的值,这就是上文所述的力学仿真计算。相应地,当输入的厚度自变量为表层结构厚度时,所述力学仿真计算的结构便是动脉搏动力在仿真模型中表层结构上的振幅和压强中的至少一个的值。当然,上述函数仅仅是作为示例给出的,本领域技术人员显然可以根据需要构建其他类型的仿真模型,仿真模型的具体形式不应该构成对本发明保护范围的限制。

[0093] 步骤S40:获取桡动脉区域中每个骨骼位置处的振幅和压强中的至少一个的值。具体地,从步骤S30的计算结果中以骨骼作为结构特征索引进行筛选,即可得到桡动脉区域中每个骨骼位置处的振幅和压强中至少一个的值。

[0094] 步骤S50:分别计算每个骨骼位置处的振幅和压强中的至少一个的值与预设的动脉搏动力的振幅和压强中的至少一个的原始值之间的振幅差值和压强差值中的至少一个。

[0095] 步骤S60:将最大振幅差值对应的振幅值和最大压强差值对应的压强值中的至少一个对应的骨骼位置作为高骨位置。

[0096] 步骤S70:根据高骨位置确定关脉位置。具体地,由于桡动脉区域中的高骨位置与关脉位置之间存在对应关系,因此,根据高骨位置并结合这种对应关系便可获得关脉位置。

[0097] 步骤S80:根据关脉位置确定寸脉位置和尺脉位置。同理,由于桡动脉区域中的关脉位置与寸脉位置和尺脉位置之间存在对应关系,因此,根据关脉位置并结合这种对应关系便可获得寸脉位置和尺脉位置。

[0098] 需要指出的是,尽管上述实施例中各个步骤按照特定的先后顺序进行了描述,但是本领域技术人员可以理解,为了实现本发明的效果,不同的步骤之间并非必须按照这样的顺序执行,其可以同时(并行)执行或以其他顺序执行,这些变化都在本发明的保护范

围之内。

[0099] 基于上述方法实施例,本发明还提供了一种脉诊仪输出信号修正系统200,下面结合图11对该脉诊仪输出信号修正系统200进行说明。此脉诊仪输出信号修正系统200可以是图1所示脉诊仪的一部分,也可以是一个与脉诊仪通信连接的(比如远程的)独立系统,被配置为处理脉诊仪传来的数据或信号并且将处理结果发送给脉诊仪。

[0100] 如图11所示,本实施例中脉诊仪输出信号修正系统200包括信号获取模块11、生理结构确定模块12、信号修正系数获取模块13和信号修正模块14。为了简化起见,虽然处理器5和存储器6没有在图11中示出,本领域人员可以理解,脉诊仪输出信号修正系统200可以是处理器5和/或存储器6的一部分。比如,在一些实施例中,信号获取模块11、生理结构确定模块12、信号修正系数获取模块13和信号修正模块14中的一个或多个模块可以是处理器5的一部分。在一些实施例中,这些模块可以分别对应处理器5中的进行信号或数据处理的一部分电子电路,也可以对应相关的存储在计算机可读介质(比如存储器6)中的程序代码。在一些实施例中,信号获取模块11、生理结构确定模块12、信号修正系数获取模块13和信号修正模块14也可以不是处理器5的一部分,而是处理器5之外另一个处理器的一部分。在一些实施例中,信号获取模块11、生理结构确定模块12、信号修正系数获取模块13和信号修正模块14中的一个或多个可以合并在一起成为一个模块。在一些实施例中,信号获取模块11可以被配置为获取通过脉诊仪的传感部件采集的诊脉区域的脉搏信号。生理结构特征确定模块12可以被配置为对脉搏信号进行振幅和压强中的至少一个的识别以及根据振幅和压强中的至少一个的识别结果确定诊脉区域的生理结构。信号修正系数获取模块13可以被配置为根据生理结构获取相应的脉搏振幅和压强中的至少一个的值的修正系数。信号修正模块14可以被配置为根据脉搏振幅和压强中的至少一个的值的修正系数修正脉搏信号的脉搏振幅和压强中的至少一个的值,得到诊脉区域的修正脉搏信号。

[0101] 进一步地,在本实施例中,生理结构确定模块12通过下列方式确定诊脉区域的生理结构:基于预设的振幅样本和压强样本中的至少一个与预设的生理结构之间的预设的对应关系,根据振幅和压强中的至少一个的识别结果匹配出相应的生理结构。具体而言,在本实施例中,诊脉区域的生理结构可以是骨骼、肌肉或脂肪(或者它们中两个或三个的组合),生理结构的结构特征可以包括生理结构在诊脉区域中的位置和厚度中的至少一个。例如,当诊脉区域是人体手腕上的桡动脉区域时,该桡动脉区域的生理结构的结构特征可以包括骨骼的位置和厚度中的至少一个、肌肉的位置和厚度中的至少一个,或脂肪的位置和厚度中的至少一个,或者它们之间的任意合适组合。更具体地,振幅和压强中的至少一个与生理结构之间的对应关系或映射关系可以通过各种已知的方式来预先建立,包括但不限于反复实验或仿真建模。前者是使用脉诊仪对不同被诊对象或相同被诊对象手腕上的不同部位进行实际诊脉并收集检测到的振幅和压强中的至少一个的数据,然后对收集到的数据进行去噪处理,最终将消除噪声的数据与对应的生理结构以查询表或映射表的形式存储起来。在后一种情况下,由于骨骼、肌肉、脂肪等不同的生理结构对脉搏的传导率存在差异,可以针对这种差异建立不同的仿真模型,然后给这些仿真模型施加设定的动脉搏动力,统计各个仿真模型的脉搏信号输出结果,将这些脉搏信号的振幅和压强中的至少一个与各个仿真模型之间的对应关系以查询表或映射表的形式存储起来。关于此点,本领域技术人员能够理解的是,仿真模型的细分程度取决于预期的信号修正精度,仿真模型划分得越细,则越能更

准确地对应各种不同的生理结构,相应地,最终脉搏信号的修正结果越准确。

[0102] 进一步地,在本实施例中,信号修正系数获取模块13可以通过下列方式获取脉搏振幅和压强中的至少一个的值的修正系数:基于预设的生理结构样本与预设的脉搏振幅和压强中的至少一个的值的修正系数之间的对应关系,根据所述诊脉区域的生理结构匹配出相应的脉搏振幅和压强中的至少一个的值的修正系数,即,以生理结构确定模块12确定出的生理结构为索引,从预先建立的生理结构与脉搏振幅和压强中的至少一个的值的修正系数之间的对应关系或映射关系中查询出对应的修正系数。

[0103] 如上所述,生理结构与脉搏振幅和压强中的至少一个的值的修正系数之间的对应关系或映射关系可以通过各种已知的方式来预先建立,包括但不限于反复实验或仿真建模。例如,前者可以是使用脉诊仪对不同生理形态的被诊对象进行实际诊脉并收集检测到的振幅和压强中的至少一个的数据,然后对收集到的数据进行去噪处理,接着以具有标准生理结构的被诊对象的振幅和压强中的至少一个的数据为基准计算具有其他生理结构的被诊对象的修正系数,最终将计算出的修正系数与对应的生理结构以查询表或映射表的形式存储起来。

[0104] 在一些实施例中,可以通过仿真建模的方式来预先建立生理结构与脉搏振幅和压强中的至少一个的值的修正系数之间的对应关系或映射关系。具体请见上文结合图9的描述,此处不再赘述。

[0105] 此外,本发明的脉诊仪输出信号修正系统还可以通过特定方式来确定桡动脉中心线、寸脉位置、关脉位置以及尺脉位置,具体请见上文结合图10的描述,此处不再赘述。

[0106] 在一些实施例中,图11所示的脉诊仪输出信号修正系统200可以用于执行图8所示的脉诊仪输出信号修正方法,两者的技术原理、所解决的技术问题及产生的技术效果相似,本领域技术人员可以清楚地了解到,为了描述方便,脉诊仪输出信号修正的具体工作过程及有关说明可以参考前面结合脉诊仪输出信号修正方法的实施例所描述的内容,此处不再赘述。

[0107] 图12是本发明的控制装置300的结构示意图。控制装置300可以是图1所示脉诊仪10的一部分,也可以不是脉诊仪10的一部分,而是和脉诊仪10通信连接。控制装置300可以包括处理器-比如处理器5、存储器-比如存储器6以及通信接口8。存储器6可以存储程序代码。处理器5可以读取并运行程序代码以执行本发明的各种方法。通信接口8可以通过总线9与处理器5和存储器6连接。通信接口8可以被配置为与控制装置300以外的外接装置通信(比如数据传输)。在一些实施例中,处理器5也可以通过总线9和存储器6连接。

[0108] 本领域技术人员能够理解的是,本发明的脉诊仪输出信号修正系统所包括的各种模块仅仅是为了说明该系统的功能单元,在实践中所述修正系统以被处理器加载和执行的计算机程序的形式实施,这些模块对应的物理器件可以是处理器本身,或者处理器中软件的一部分,硬件的一部分,或者软件和硬件结合的一部分。具体地,在实践中,脉诊仪通常包括处理器和存储器,其中,存储器可以用于存储计算机程序,处理器可以用于加载和执行所述计算机程序以便实现本发明的脉诊仪输出信号修正系统和方法。作为示例,所述存储器包括但不限于随机存储器、闪存、只读存储器、可编程只读存储器、易失性存储器、非易失性存储器、串行存储器、并行存储器或寄存器等,处理器包括但不限于CPLD/FPGA、DSP、ARM处理器、MIPS处理器等。为了不影响对本发明的核心原理的描述,这些公知结构也许未在图中

示出。

[0109] 进一步,应该理解的是,由于各个模块的设定仅仅是为了说明本发明的系统的功能单元,这些模块对应的物理器件可以是处理器本身,或者处理器中软件的一部分,硬件的一部分,或者软件和硬件结合的一部分。因此,图中的各个模块的数量仅仅是示意性的。本领域技术人员能够理解的是,可以对系统中的各个模块进行适应性地拆分或合并。对具体模块的这种拆分或合并并不会导致技术方案偏离本发明的原理,因此,拆分或合并之后的技术方案都将落入本发明的保护范围内。

[0110] 此外,本领域技术人员能够理解的是,本发明还可以实现为用于执行这里所描述的方法的一部分或者全部的设备或者装置程序(例如,计算机程序和计算机程序产品)。这种实现本发明的程序可以存储在计算机可读介质上,或者可以具有一个或者多个信号的形式。这样的信号可以从因特网网站上下载得到,或者在载体信号上提供,或者以任何其他形式提供。

[0111] 至此,已经结合附图所示的一个实施方式描述了本发明的技术方案,但是,本领域技术人员容易理解的是,本发明的保护范围显然不局限于这些具体实施方式。在不偏离本发明的原理的前提下,本领域技术人员可以对相关技术特征作出等同的更改或替换,这些更改或替换之后的技术方案都将落入本发明的保护范围之内。

10

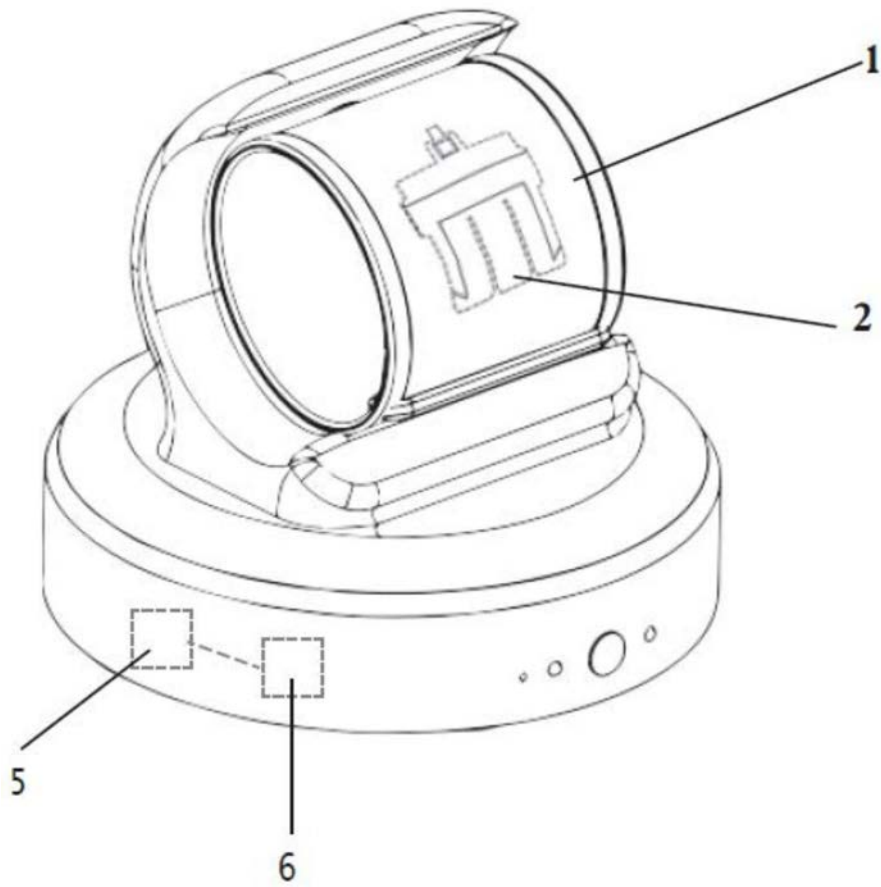


图1

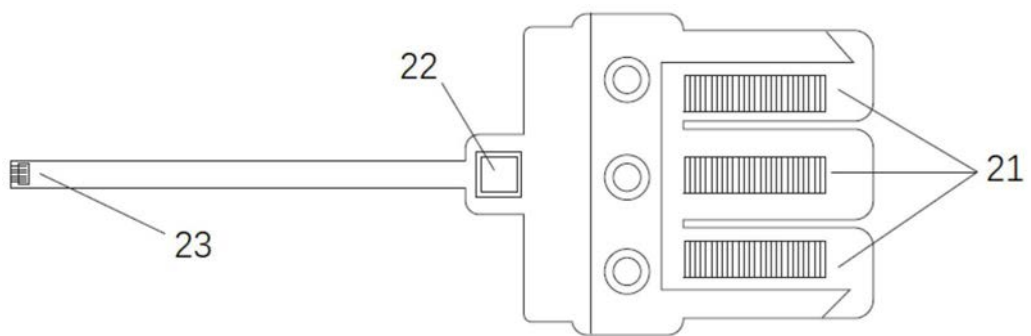


图2

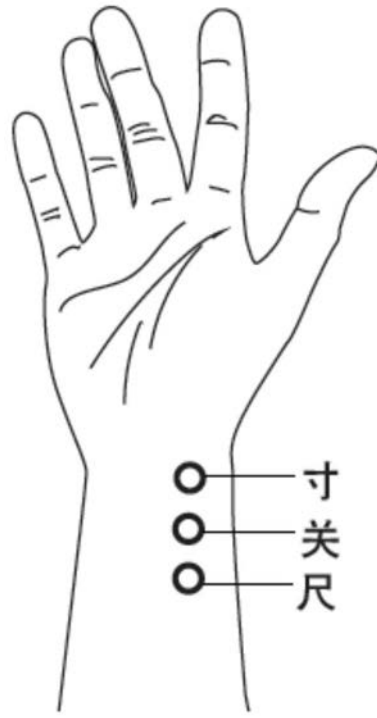


图3

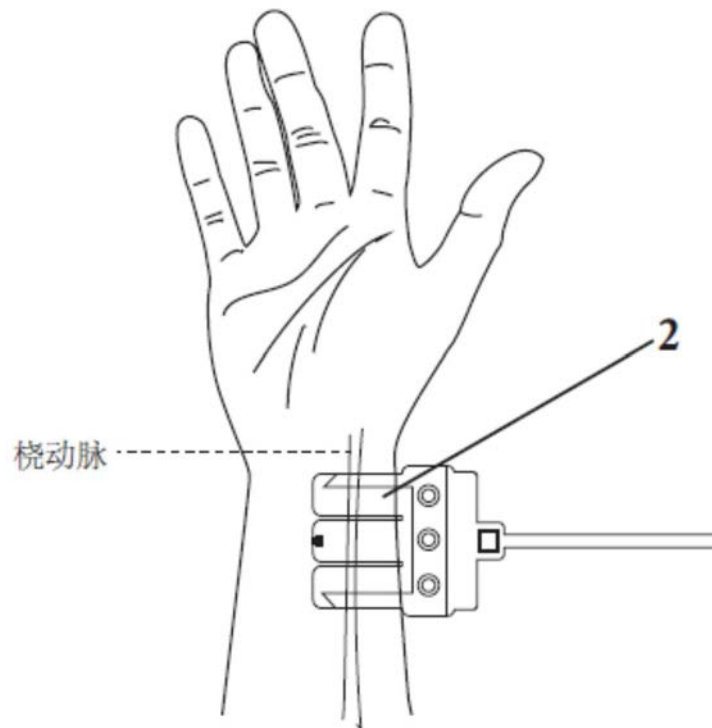


图4

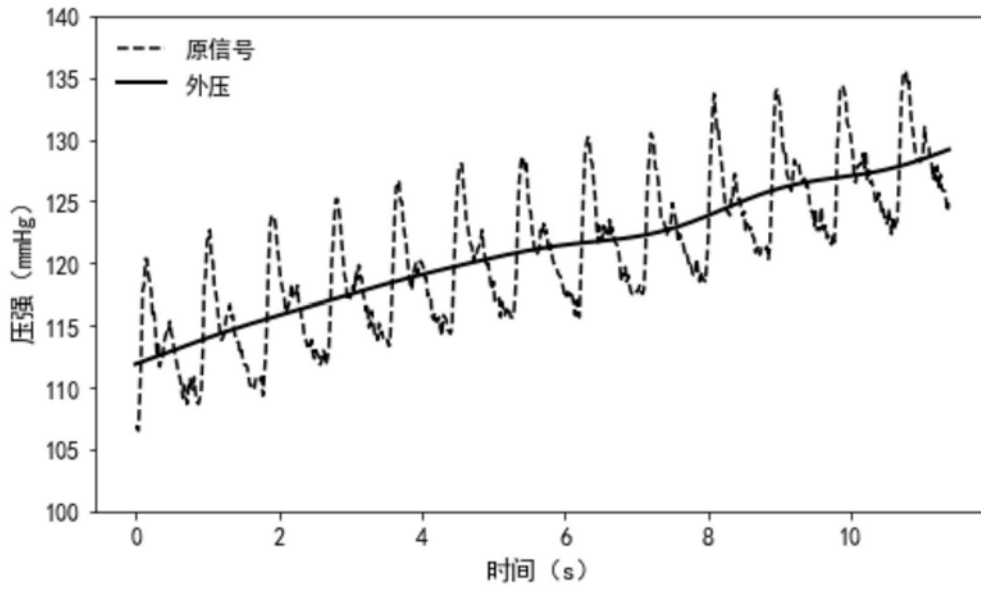


图5

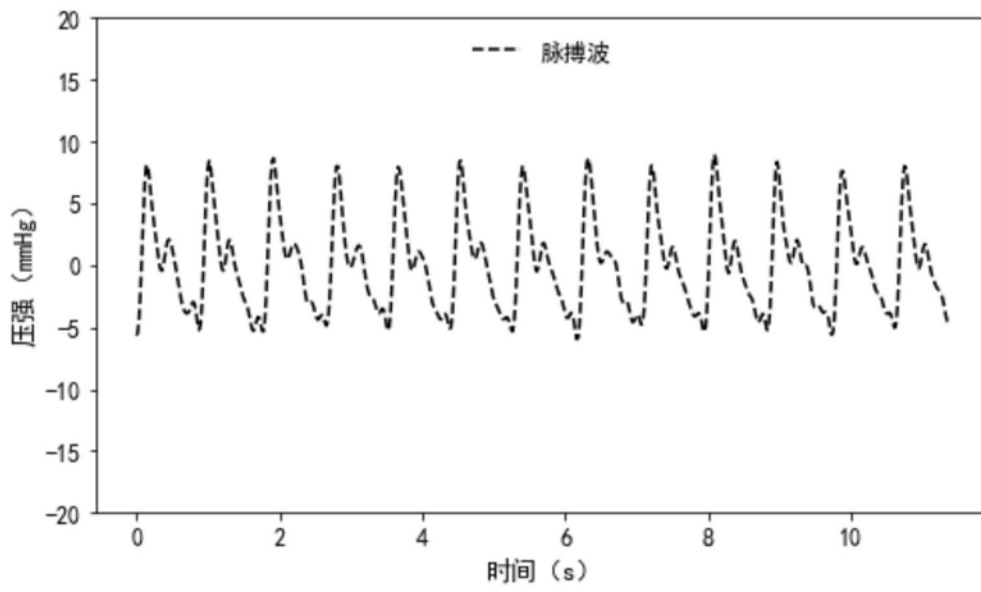


图6

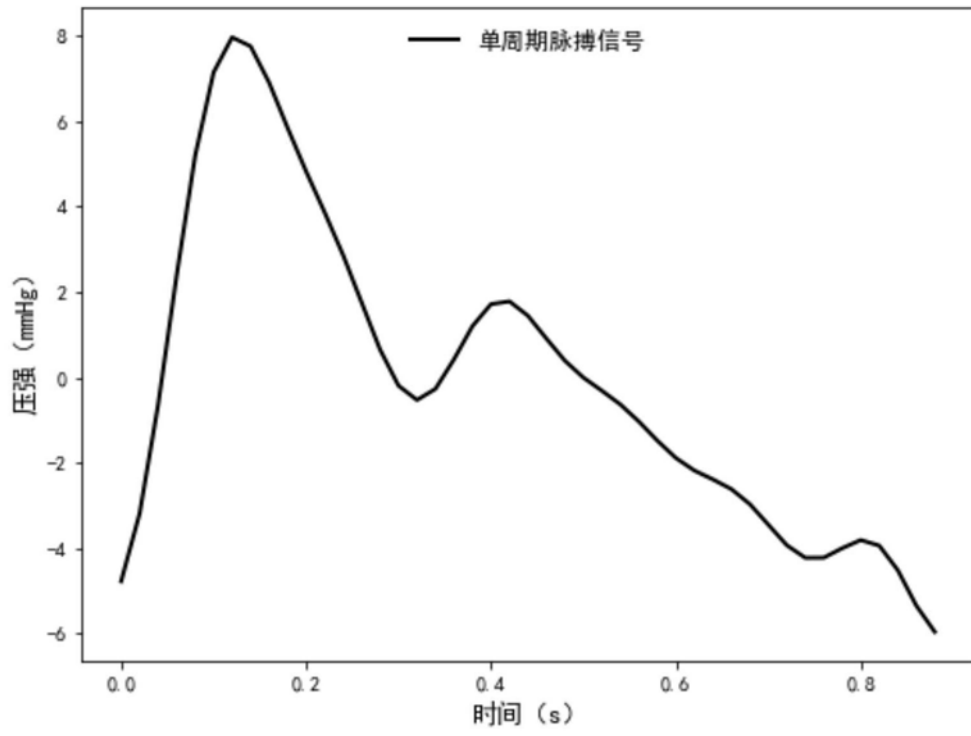


图7

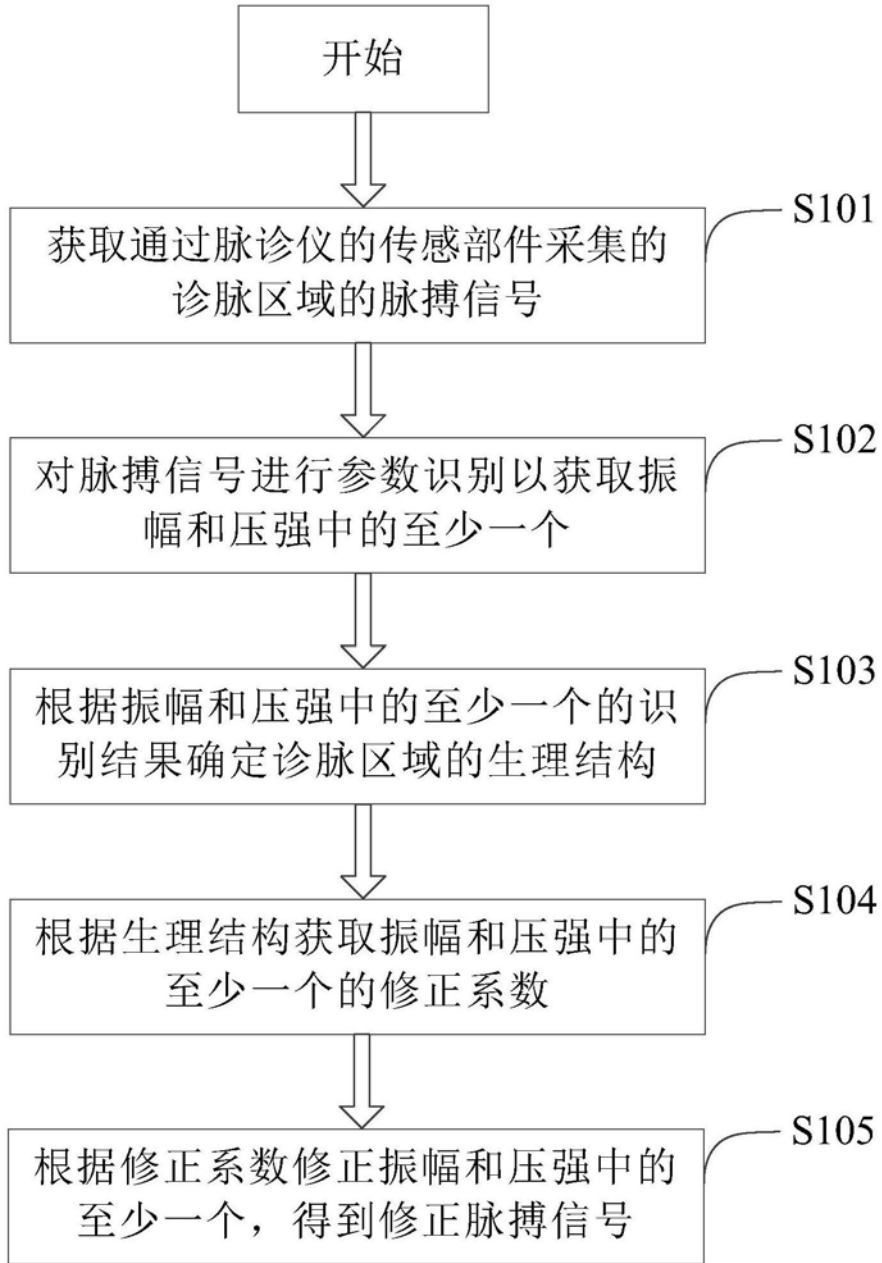


图8

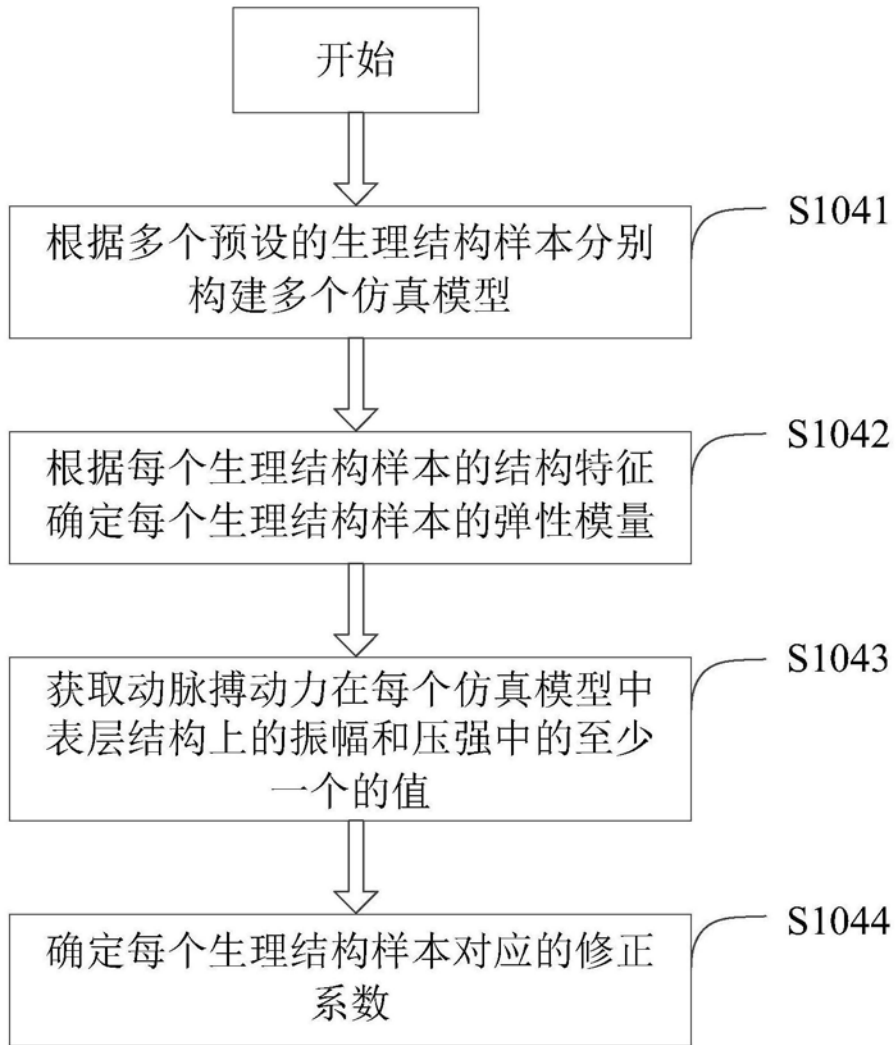


图9

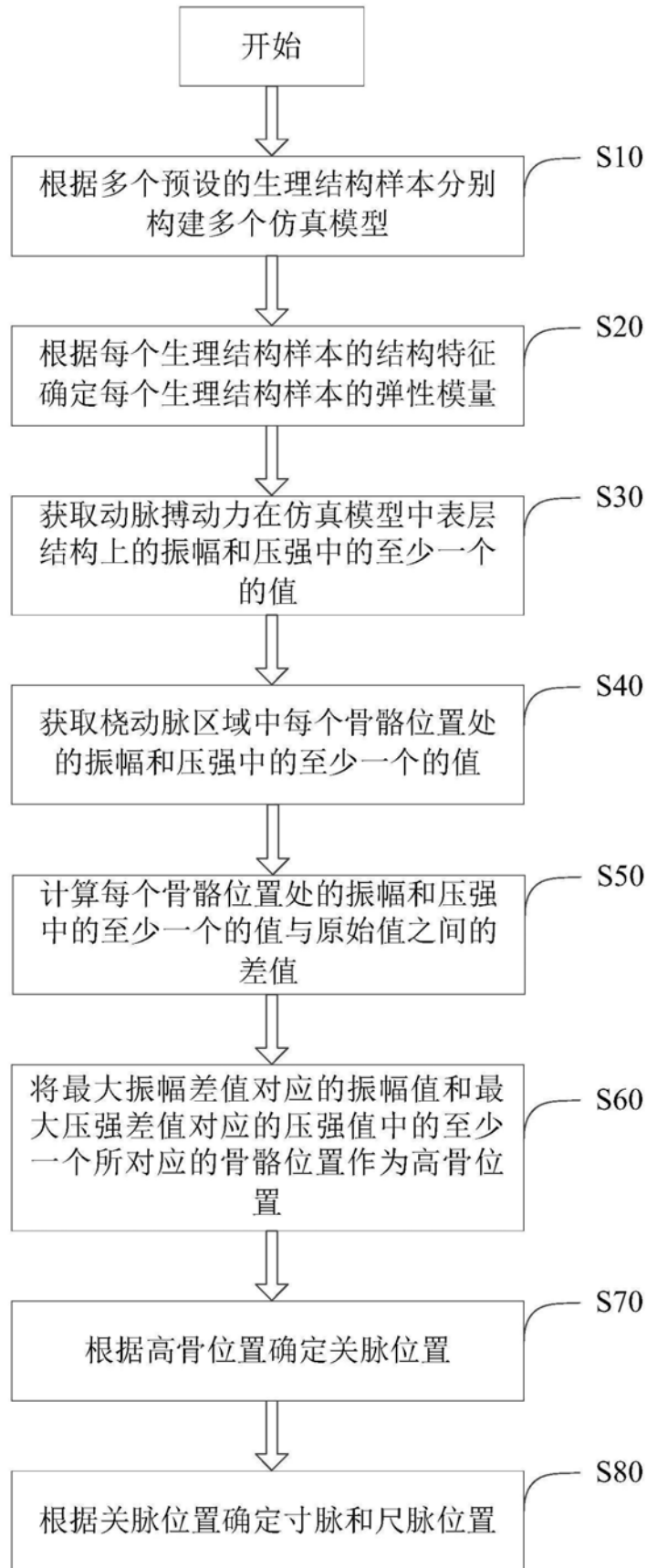


图10

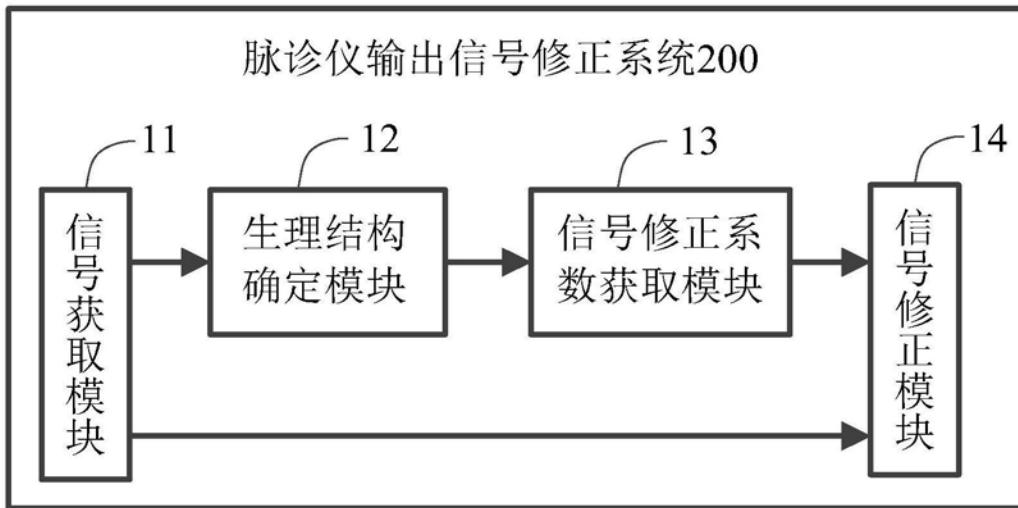


图11

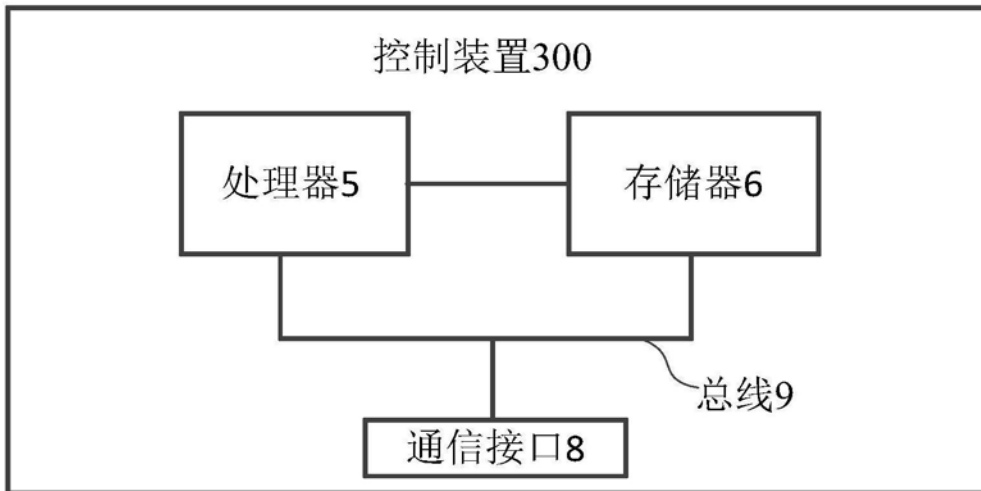


图12

专利名称(译)	脉诊仪输出信号修正方法、系统以及存储装置和控制装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN110786829A</a>	公开(公告)日	2020-02-14
申请号	CN201911013967.2	申请日	2019-10-23
[标]发明人	解渤 尉长虹 秦浩峰		
发明人	解渤 尉长虹 秦浩峰		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/02		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/4854 A61B5/6824 A61B5/6843 A61B5/72 A61B5/7221 A61B5/7271		
优先权	201910263290.1 2019-04-02 CN		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及医疗器械技术领域，具体提供了一种脉诊仪输出信号修正方法、系统以及存储装置和控制装置，旨在解决生理结构差异影响脉诊仪输出信号准确性的问题。为此目的，本发明的方法包括：获取通过脉诊仪的传感部件采集的脉搏信号；对脉搏信号进行参数识别；根据参数识别结果确定生理结构；根据生理结构获取脉搏参数值修正系数；根据脉搏参数值修正系数修正识别出的参数，得到修正脉搏信号。基于上述步骤，本发明能够根据诊脉区域的生理结构匹配相应的脉搏参数值修正系数，并使用该修正系数修正脉诊仪的输出信号，避免了当生理结构差异较大时脉诊仪输出信号与实际脉搏信号偏差较大的问题。

