



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106175717 A

(43)申请公布日 2016.12.07

(21)申请号 201610561101.5

(22)申请日 2016.07.15

(71)申请人 京东方科技集团股份有限公司  
地址 100015 北京市朝阳区酒仙桥路10号  
申请人 合肥京东方光电科技有限公司

(72)发明人 井杨坤

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243  
代理人 许静 刘伟

(51) Int. Cl.  
A61B 5/02(2006.01)  
A61B 5/00(2006.01)

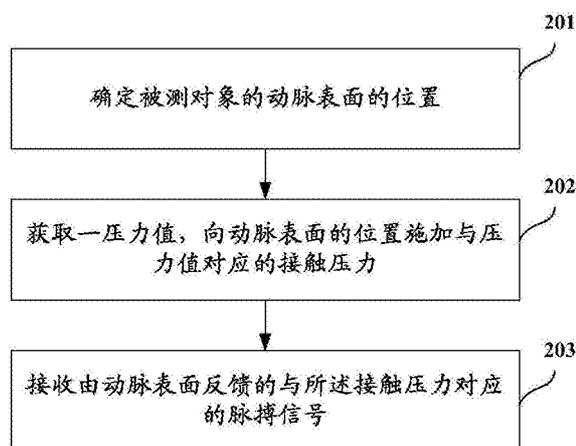
权利要求书2页 说明书10页 附图4页

## (54)发明名称

脉搏信号测量方法、装置及系统

## (57)摘要

本发明实施例提供了一种脉搏信号测量方法、装置及系统,该方法包括:确定被测对象的动脉表面的位置;获取一压力值,向动脉表面的位置施加与所述压力值对应的接触压力;接收由动脉表面反馈的与接触压力对应的脉搏信号。在上述技术方案中,首先确定被测对象的动脉表面的位置,然后使用不同压力进行切入,将脉搏的跳动转换为脉冲波形信号,区分不同体质的基础信息,与不同体质的标准信息进行比较,多频声压出异常波动,进一步地,还可以进行压力分组匹配,组合成由时间轴、压力轴、位置轴构成的三维脉动图像,解决现有的测力式脉象换能器的测量脉搏信号精度不高的问题。



1. 一种脉搏信号测量方法,其特征在于,包括:  
确定被测对象的动脉表面的位置;  
获取一压力值,向所述动脉表面的位置施加与所述压力值对应的接触压力;  
接收由动脉表面反馈的与所述接触压力对应的脉搏信号。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:  
根据测量脉搏信号的时间、测量脉搏信号的压力值和动脉表面的位置,将接收到的脉搏信号转换成三维动脉图像。
3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:  
将三维动脉图像与所述被测对象对应的标准脉搏信号曲线进行比对,得到比对结果。
4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述确定被测对象的动脉表面的位置,包括:  
向动脉表面的位置发出超声波;  
获取所述超声波到达所述动脉表面的位置后反馈的反馈信号;  
根据所述反馈信号计算出所述动脉表面的位置。
5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述向动脉表面的位置发出超声波,包括:  
通过多个呈阵列分布的声波发射单元分别向动脉表面的位置发出超声波;  
所述获取所述超声波到达所述动脉表面的位置后反馈的反馈信号,包括:  
通过多个呈阵列分布的声波接收单元接收所述超声波到达所述动脉表面的位置后反馈的反馈信号,其中一个声波发射单元对应一个声波接收单元。
6. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,根据所述反馈信号计算出所述动脉表面的位置,包括:  
通过计算所述反馈信号的接收时间与所述超声波发出时间的时间差,计算所述动脉表面的位置。
7. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,用于计算时间差的反馈信号为所接收反馈信号中幅值最大的信号。
8. 一种脉搏信号测量装置,其特征在于,包括:  
定位模块,用于确定被测对象的动脉表面的位置;  
压力施加模块,用于获取一压力值,向动脉表面的位置施加与所述压力值对应的接触压力;  
接收模块,用于接收由动脉表面反馈的与所述接触压力对应的脉搏信号。
9. 根据权利要求8所述的脉搏信号测量装置,其特征在于,所述装置还包括:  
转换模块,用于根据测量脉搏信号的时间、测量脉搏信号的压力值和动脉表面的位置,将接收到的脉搏信号转换成三维动脉图像。
10. 根据权利要求8所述的脉搏信号测量装置,其特征在于,所述定位模块包括:  
超声换能检测单元,用于向动脉表面的位置发出超声波,以及获取所述超声波到达所述动脉表面的位置后反馈的反馈信号;  
处理单元,用于根据所述反馈信号计算出所述动脉表面的位置。
11. 根据权利要求10所述的脉搏信号测量装置,其特征在于,所述超声换能检测单元呈阵列分布,多个呈阵列分布的超声换能检测单元分别向动脉表面的位置发出超声波;以及

接收所述超声波到达所述动脉表面的位置后反馈的反馈信号。

12. 根据权利要求10所述的脉搏信号测量装置,其特征在於,所述处理单元进一步用于:通过计算所述反馈信号的接收时间与所述超声波发出时间的时间差,计算所述动脉表面的位置。

13. 根据权利要求12所述的脉搏信号测量装置,其特征在於,用于计算时间差的反馈信号为所接收反馈信号中幅值最大的信号。

14. 一种脉搏信号测量系统,其特征在於,包括:

由被测对象佩戴的可穿戴设备和移动终端,其中,

所述可穿戴设备,用于确定被测对象的动脉表面的位置;

所述可穿戴设备,还用于获取一压力值,向动脉表面的位置施加与所述压力值对应的接触压力;

所述可穿戴设备,还用于接收由动脉表面反馈的与所述接触压力对应的脉搏信号;

所述可穿戴设备,还用于将所述脉搏信号发送给所述移动终端。

15. 根据权利要求14所述的脉搏信号测量系统,其特征在於,

所述可穿戴设备,还用于根据测量脉搏信号的时间、测量脉搏信号的压力值和动脉表面的位置,将接收到的所述脉搏信号转换成三维动脉图像;

所述可穿戴设备,还用于将所述三维动脉图像发送给所述移动终端。

16. 根据权利要求15所述的脉搏信号测量系统,其特征在於,

所述移动终端,还用于将三维动脉图像与所述被测对象对应的标准脉搏信号曲线进行对比,得到对比结果。

## 脉搏信号测量方法、装置及系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及测量技术领域,尤其涉及一种脉搏信号测量方法、装置及系统。

### 背景技术

[0002] 现有的测力式脉象换能器仍存在一大缺陷,即不能兼顾浮脉与中、沉脉的检测和诊断。利用测力式脉象换能器检测中脉、沉脉时,从得到的压力脉搏波-脉位趋势图,确定与最大压力脉搏波波幅对应的最佳切脉压力,并根据最佳切脉压力值的偏小、偏大来诊断中脉、沉脉。这一过程和结果与中医切脉时的指感基本一致。但用测力式脉象换能器检测浮脉时,与中医切脉的指感差别甚大。浮脉给人的指感是“举之有余,按之不足”、“如微风吹鸟背上毛”(“濒湖脉学白话解”,人民卫生出版社)。但用测力式脉象换能器检测浮脉时,所得的最佳切脉压力值比指面感觉大的多,以至与中脉难以区别。脉位的浮、中、沉是中医脉象的基本特征信息,如果脉位混淆不清,对浮、芤、洪、虚、濡、散、革等许多脉象将不能正确归类,甚至对平、沉、弱脉的确诊也会带来迷惑。如果不能解决诊断浮脉问题,即使从简化设备的角度,暂不考虑脉道形态的检测而只讨论简易型脉象检测装置,其实用价值也是不大的。全面解决浮、中、沉脉的诊断有时比客观诊断脉道的宽度还要重要。总之,中医师们很难用现有的测力式脉象换能器和由其组成的脉象检测装置全面印证传统脉学理论和自己的经验。

[0003] 实践证明,前述各种测力式脉象换能器都存在这一缺陷。由于测力式脉象换能器被发现存在这一缺陷,致使现有中医脉象检测装置系统中的后续单元,即中医脉象信号处理单元和中医脉象显示记录单元也暴露出其不足之处。显然,为了真正的全面检测中医脉象,现有中医脉象检测装置还有改进的必要。

### 发明内容

[0004] 鉴于上述技术问题,本发明实施例提供一种脉搏信号测量方法、装置及系统,解决现有的测力式脉象换能器的测量脉搏信号精度不高的问题。

[0005] 依据本发明实施例的一个方面,提供了一种脉搏信号测量方法,包括:

[0006] 确定被测对象的动脉表面的位置;

[0007] 获取一压力值,向所述动脉表面的位置施加与所述压力值对应的接触压力;

[0008] 接收由动脉表面反馈的与所述接触压力对应的脉搏信号。

[0009] 可选地,所述方法还包括:

[0010] 根据测量脉搏信号的时间、测量脉搏信号的压力值和动脉表面的位置,将接收到的脉搏信号转换成三维动脉图像。

[0011] 可选地,所述方法还包括:

[0012] 将三维动脉图像与所述被测对象对应的标准脉搏信号曲线进行比对,得到比对结果。

[0013] 可选地,所述确定被测对象的动脉表面的位置,包括:

- [0014] 向动脉表面的位置发出超声波；
- [0015] 获取所述超声波到达所述动脉表面的位置后反馈的反馈信号；
- [0016] 根据所述反馈信号计算出所述动脉表面的位置。
- [0017] 可选地,所述向动脉表面的位置发出超声波,包括:
- [0018] 通过多个呈阵列分布的声波发射单元分别向动脉表面的位置发出超声波；
- [0019] 所述获取所述超声波到达所述动脉表面的位置后反馈的反馈信号,包括:
- [0020] 通过多个呈阵列分布的声波接收单元接收所述超声波到达所述动脉表面的位置后反馈的反馈信号,其中一个声波发射单元对应一个声波接收单元。
- [0021] 可选地,根据所述反馈信号计算出所述动脉表面的位置,包括:
- [0022] 通过计算所述反馈信号的接收时间与所述超声波发出时间的的时间差,计算所述动脉表面的位置。
- [0023] 可选地,用于计算时间差的反馈信号为所接收反馈信号中幅值最大的信号。
- [0024] 依据本发明实施例的另一个方面,还提供了一种脉搏信号测量装置,包括:
- [0025] 定位模块,用于确定被测对象的动脉表面的位置；
- [0026] 压力施加模块,用于获取一压力值,向动脉表面的位置施加与所述压力值对应的接触压力；
- [0027] 接收模块,用于接收由动脉表面反馈的与所述接触压力对应的脉搏信号。
- [0028] 可选地,所述装置还包括:
- [0029] 转换模块,用于根据测量脉搏信号的时间、测量脉搏信号的压力值和动脉表面的位置,将接收到的脉搏信号转换成三维动脉图像。
- [0030] 可选地,所述定位模块包括:
- [0031] 超声换能检测单元,用于向动脉表面的位置发出超声波,以及获取所述超声波到达所述动脉表面的位置后反馈的反馈信号；
- [0032] 处理单元,用于根据所述反馈信号计算出所述动脉表面的位置。
- [0033] 可选地,所述超声换能检测单元呈阵列分布,多个呈阵列分布的超声换能检测单元分别向动脉表面的位置发出超声波;以及接收所述超声波到达所述动脉表面的位置后反馈的反馈信号。
- [0034] 可选地,所述处理单元进一步用于:通过计算所述反馈信号的接收时间与所述超声波发出时间的的时间差,计算所述动脉表面的位置。
- [0035] 可选地,用于计算时间差的反馈信号为所接收反馈信号中幅值最大的信号。
- [0036] 依据本发明实施例的又一个方面,还提供了一种脉搏信号测量系统,包括:
- [0037] 由被测对象佩戴的可穿戴设备和移动终端,其中,
- [0038] 所述可穿戴设备,用于确定被测对象的动脉表面的位置；
- [0039] 所述可穿戴设备,还用于获取一压力值,向动脉表面的位置施加与所述压力值对应的接触压力；
- [0040] 所述可穿戴设备,还用于接收由动脉表面反馈的与所述接触压力对应的脉搏信号；
- [0041] 所述可穿戴设备,还用于将所述脉搏信号发送给所述移动终端。
- [0042] 可选地,所述可穿戴设备,还用于根据测量脉搏信号的时间、测量脉搏信号的压力

值和动脉表面的位置,将接收到的所述脉搏信号转换成三维动脉图像;

[0043] 所述可穿戴设备,还用于将所述三维动脉图像发送给所述移动终端。

[0044] 可选地,所述移动终端,还用于将三维动脉图像与所述被测对象对应的标准脉搏信号曲线进行比对,得到比对结果。

[0045] 上述技术方案中的一个技术方案具有如下优点或有益效果:首先确定被测对象的动脉表面的位置,然后使用不同压力进行切入,将脉搏的跳动转换为脉冲波形信号,区分不同体质的基础信息,与不同体质的标准信息进行比较,多频声压出异常波动,进一步地,还可以进行压力分组匹配,组合成由时间轴、压力轴、位置轴构成的三维脉动图像,进行立体式多频声压。由于切脉的感知需要结合患者的身体状态,多频声压时,一般会利于愉快的音乐进行身体状态的舒展,解决现有的测力式脉象换能器的测量脉搏信号精度不高的问题。

### 附图说明

[0046] 图1为本发明的实施方式的一个示例性应用场景的示意图;

[0047] 图2为本发明的第一实施例中脉搏信号测量方法的示意图之一;

[0048] 图3为本发明的第一实施例中步骤201的示意图;

[0049] 图4为本发明的第一实施例中脉搏信号测量方法的示意图之二;

[0050] 图5为本发明的第二实施例中脉搏信号测量装置的框图;

[0051] 图6为本发明的第二实施例中阵列超声换能器的示意图;

[0052] 图7为本发明的第二实施例中阵列超声换能器的排列示意图。

### 具体实施方式

[0053] 下面将参照附图更详细地描述本公开的示例性实施例。虽然附图中显示了本公开的示例性实施例,然而应当理解,可以以各种形式实现本公开而不应被这里阐述的实施例所限制。相反,提供这些实施例是为了能够更透彻地理解本公开,并且能够将本公开的范围完整的传达给本领域的技术人员。

[0054] 图1示意性地示出了根据本发明的实施方式的一个示例性应用场景的示意图。图中采集系统包括可穿戴设备(例如手环)11和移动终端12,采集脉搏信号的可穿戴设备11由被测对象佩戴,且可以不用与被测对象的手腕脉搏紧贴,可穿戴设备11发出的压力经脉搏反馈脉搏脉冲波形后再被可穿戴设备11接收并将其转换为手腕脉搏反馈脉搏脉冲波形压力对应的压力数据记录下来,可穿戴设备11将手腕脉搏反馈脉搏脉冲波形压力对应的压力数据发送给移动终端12分析处理,移动终端12可以利用连续一段时间的手腕脉搏反馈脉搏脉冲波形压力对应的压力数据得到被测对象的实时脉搏信号。由于可穿戴设备11和移动终端12都可以随身携带,同时本系统采用压力信号去进行脉搏采样,在被测对象运动过程中仍能获取脉搏信号,所以该系统具有极好的便携性、实时性好;此外,本系统还可以对压力数据进行加密,只有指定的移动终端12才能获取被测对象的脉搏信号,安全性好。

[0055] 需要注意的是,此处的移动终端12可以是现有的、正在研发的或将来研发的、能够通过任何形式的有线或无线连接(例如,Wi-Fi、LAN、WAN、因特网等)与可穿戴设备11交互的任何移动设备,包括但不限于:现有的、正在研发的或将来研发的、台式计算机、膝上型计算机、移动终端(包括智能手机、非智能手机、各种平板电脑)等。

[0056] 第一实施例

[0057] 下面结合图1的应用场景,参考图3来描述根据本发明示例性实施方式的脉搏信号测量方法。需要注意的是,上述应用场景仅是为了便于理解本发明的精神和原理而示出,本发明的实施方式在此方面不受任何限制。相反,本发明的实施方式可以应用于适用的任何场景。

[0058] 图2示意性地示出了根据本发明的实施方式中脉搏信号测量方法的一实施例的流程。

[0059] 如图2所示,本实施例的脉搏信号测量方法例如具体可以包括:

[0060] 步骤201、确定被测对象的动脉表面的位置,然后进入步骤202;

[0061] 上述动脉表面可以是桡动脉的表面,例如桡动脉的内表面或者桡动脉的外表面,或者上述动脉表面也可以是球状桡动脉的表面,例如球状桡动脉的内表面或者球状桡动脉的外表面,当然并不限于此。

[0062] 本实施例中的脉搏信号指的是动脉脉搏信号,在每个心动周期中,动脉内的压力发生周期性的波动。这种周期性的压力变化可引起动脉血管发生搏动,称为动脉脉搏。

[0063] 可选地,参见图3,在本实施例中,步骤201包括:步骤2011、步骤2012和步骤2013,具体如下:

[0064] 步骤2011、向动脉表面的位置发出超声波,然后进入步骤2012;

[0065] 例如:通过多个呈阵列分布的声波发射单元分别向动脉表面的位置发出超声波,当然也并不限于此。

[0066] 步骤2012、获取所述超声波到达所述动脉表面的位置后反馈的反馈信号,然后进入步骤2013;

[0067] 例如:通过多个呈阵列分布的声波接收单元接收所述超声波到达所述动脉表面的位置后反馈的反馈信号,其中一个声波发射单元对应一个声波接收单元。当然也并不限于此。

[0068] 具体地,在步骤2011和步骤2012中,可以通过超声换能器发送超声波以及接收反馈信号。

[0069] 超声换能器是一种既可以将电能转换为声能,又可以将声能转换为电能的器件或装置。当超声换能器处于发射状态时,将电能转换为机械能,再将机械能转换为声能;当处于接收状态时,将声能转换为机械能,再转换为电能。目前,超声换能器的种类有很多,使用较多的为压电型超声换能器,所使用的压电材料层包括有单晶体的或多晶体复合的材料,如石英单晶体、钛酸钡压电陶瓷、锆钛酸铅压电陶瓷复合晶体(PZT)、聚偏氟乙烯PVDF等。

[0070] 超声换能器包括:压电材料层、弹性层以及粘接层,所述压电材料层可以为锆钛酸铅压电陶瓷复合晶体PZT材料,所述弹性层的材料可以为Si,所述粘接层的材料可以为环氧胶。

[0071] 在处于发射状态时,在压电材料层的上下表面加载电压,压电材料层在电场作用下发射伸缩,产生纵向运动,由于弹性层的束缚,压电材料层振荡时,振动的加速度很大,这样就可以把电磁振荡能量转化为机械振动量,若这种能量沿一定方向传播出去,就形成超声波,因此整个结构振动并发射出超声波,将所加载的电能转换为机械能,又将机械能转换为声能;在处于接收状态时,接收到具有一定声压的回波信号,通过介质传递至所述压电材

料层,引起感应电荷,通过探测电荷可以判断声压大小,因此将声能转换为机械能,再转换为电能。

[0072] 步骤2013、根据所述反馈信号计算出所述动脉表面的位置。

[0073] 例如,通过计算所述反馈信号的接收时间与所述超声波发出时间的的时间差,计算所述动脉表面的位置。最佳地,因为当超声波垂直于表面时,能够获得来自表面上一点的最大幅值反射,因此用于计算所述时间差的反馈信号为所接收反馈信号中幅值最大的信号。

[0074] 在检测过程中,可以通过呈阵列分布的超声换能检测单元(包括声波发射单元和声波接收单元),每一超声换能检测单元都以精确确定的时间产生脉冲并发出超声波,使得各超声换能检测单元所发出的超声波在同一时间到达动脉表面上的某一预定聚焦点;在接收过程中,由动脉表面反馈的反馈信号,延迟精确的时间被各超声换能检测单元所接收,从而使得从预定聚焦点所反射的信号都是同相的。基于以上,将各超声换能检测单元所接收的反馈信号累加在一起时,当形成预定聚集点的反射时就产生最大幅值的信号,因此利用所接收具有最大幅值的反馈信号,可以确定预定聚集点处的位置状态。

[0075] 继续参见图2,步骤202、获取一压力值,向所述动脉表面的位置施加与所述压力值对应的接触压力,然后进入步骤203。

[0076] 步骤202中确定的一个压力值可以从预先配置的多个压力值中确定的一个压力值,或者也可以是由被测对象实时输入的一个压力值。

[0077] 可选地,利用充气量来控制可穿戴设备的内表面与手臂皮肤的接触压力。也可以使用机械式,利用压电元件制成可以控制位置的装置。在本实施例中,可穿戴设备可以模拟现在中医理论中对肌肉的不同施力下的脉搏变化,可以感知到脉搏的浮、中、沉对应得到相应的脉搏曲线。为了达到精确控制可以采用拉环式固定装置,通过缩短手环的长度来控制固定的松紧度,然后增加的压电元件来控制多频声压装置表面压力。

[0078] 本实施例中的可穿戴设备,无论是小孩还是大人,可以根据不同的脉搏位置进行多频声压定位,通过施加不同的力,测出不同力度下反馈的脉搏波形图。而且可以因人而异,对于力的压力可以得到很好的控制。利用反馈压力进行判断,区分大、中、小,对应中医切脉中举、寻、压入。压电多频声压换能器具有延时性,可以感知到波动的幅度,也就是脉动的大小,脉动的力量可以反应一个人生命的动力。压电换能器具有高速性,对于脉动频率的变化,可以高效的感知到,并且分析频率的变化,可以对应不同人体状态的变化

[0079] 步骤203、接收由动脉表面反馈的与所述接触压力对应的脉搏信号。

[0080] 可选地,在图2的基础上,在本实施例中,在步骤203之后,所述方法还包括:步骤204和步骤205,参见图4。

[0081] 步骤204、根据测量脉搏信号的时间、测量脉搏信号的压力值和动脉表面的位置,将接收到的脉搏信号转换成三维动脉图像。然后进入步骤205;

[0082] 例如,使用不同压力进行切入,进行压力分组匹配,组合成由时间轴、压力轴、位置轴构成的三维脉动图像。

[0083] 步骤205、将三维动脉图像与所述被测对象对应的标准脉搏信号曲线进行比对,得到比对结果。

[0084] 在本实施例中,可以根据性别、年龄、体重等属性预先获取健康人群的脉搏信号曲线,然后基于获取的健康人群的脉搏信号曲线构建标准脉搏信号曲线。

[0085] 例如,利用三维多频声压技术,对脉搏的跳动转换为脉冲波形信号,区分不同体质的基础信息,与不同体质的标准信息进行比较,对脉搏波形曲线进行分析,脉搏波幅为脉搏强弱、脉搏波形判断是否异常。

[0086] 在本实施例中,首先确定被测对象的动脉表面的位置,然后使用不同压力进行切入,将脉搏的跳动转换为脉冲波形信号,区分不同体质的基础信息,与不同体质的标准信息进行比较,多频声压出异常波动,进一步地,还可以进行压力分组匹配,组合成由时间轴、压力轴、位置轴构成的三维脉动图像,进行立体式多频声压。由于切脉的感知需要结合患者的身体状态,多频声压时,一般会利于愉快的音乐进行身体状态的舒展,解决现有的测力式脉象换能器的测量脉搏信号精度不高的问题。

[0087] 第二实施例

[0088] 参见图5,图中示出了一种脉搏信号测量装置500,该装置500包括:

[0089] 定位模块501,用于确定被测对象的动脉表面的位置;

[0090] 压力施加模块502,用于获取一压力值,向动脉表面的位置施加与所述压力值对应的接触压力;

[0091] 接收模块503,用于接收由动脉表面反馈的与所述接触压力对应的脉搏信号。

[0092] 上述定位模块501包括阵列超声换能器5011,参见图6和图7,阵列超声换能器主要结构包括:上电极10、下电极20、压电层(PZT)30、弹性层(Si)40、粘接层(环氧胶)60及SiO<sub>2</sub>层50,发射超声时,在PZT上下表面加载电压,PZT发射伸缩,由于弹性层的束缚,换能器振动并发射出声波;接收时,声压通过介质传递至PZT层,引起感应电荷,通过探测电荷来判断声压大小。

[0093] 可选地,在本实施例中,压力施加模块包括多频声压换能器和压电多频声压换能式压力换能器。

[0094] 利用充气量来控制脉搏多频声压装置与手臂皮肤的接触压力。也可以使用机械式,利用压电元件制成可以控制位置的装置。多频声压换能器,可以模拟现在中医理论中对肌肉的不同施力下的脉搏变化,可以感知到脉搏的浮、中、沉对应得到相应的脉搏曲线。为了达到精确控制可以采用拉环式固定装置,通过缩短手环的长度来控制固定的松紧度,然后增加的压电元件来控制多频声压装置表面压力。

[0095] 本实施例中多频声压换能器为可以调节的多频声压换能器,无论是小孩还是大人,可以根据不同的脉搏位置进行多频声压定位,通过施加不同的力,测出三种力度下反馈的脉搏波形图。而且可以因人而异,对于力的压力可以得到很好的控制。控制方法,利用反馈压力进行判断,区分大、中、小,对应中医切脉中举、寻、压入。压电多频声压换能器具有延时性,可以感知到波动的幅度,也就是脉动的大小,脉动的力量可以反应一个人生命的动力。压电换能器具有高速性,对于脉动频率的变化,可以高效的感知到,并且分析频率的变化,可以对应不同人体状态的变化。如下面的图,对应心肝脾胃肾等。

[0096] 压电多频声压换能式压力换能器可以多频声压到脉搏三维方向的跳动,对于切脉多频声压中需要进行人脉搏波动时的形状有“滑、涩、弦、紧”之状,对其脉搏形状进行测量。在测量前可以定位脉搏位置,并且可以反馈控制施加的压力,控制切脉的压力。在测量时,可以测量脉搏的波动幅度,来测量脉搏力度。

[0097] 利用压电超声换能器的超声测距原理,对显示面板的待检测表面进行测量,使得

检测的结果更加准确。

[0098] 本发明具体实施所述脉搏信号测量装置500,包括:超声换能检测单元,用于向动脉表面发出超声波,以及用于获得所述超声波到达动脉表面后反馈的反馈信号;处理单元,用于根据所述反馈信号计算所述动脉表面的位置。

[0099] 本发明实施例中,所述超声换能检测单元也即为具有一个工作单元的超声换能器。现有技术中,超声换能器是一种既可以将电能转换为声能,又可以将声能转换为电能的器件或装置。当超声换能检测单元处于发射状态时,将电能转换为机械能,再将机械能转换为声能;当处于接收状态时,将声能转换为机械能,再转换为电能。目前,超声换能器的种类有很多,使用较多的为压电型超声换能器,所使用的压电材料包括有单晶体的或多晶体复合的材料,如石英单晶体、钛酸钡压电陶瓷、锆钛酸铅压电陶瓷复合晶体(PZT)、聚偏氟乙烯PVDF等。

[0100] 所述压电材料层可以为锆钛酸铅压电陶瓷复合晶体PZT材料,所述弹性层的材料可以为Si,所述粘接层的材料可以为环氧胶。

[0101] 在处于发射状态时,在压电材料层的上下表面加载电压,压电材料层在电场作用下发射伸缩,产生纵运动,由于弹性层的束缚,压电材料层振荡时,振动的加速度很大,这样就可以把电磁振荡能量转化为机械振动量,若这种能量沿一定方向传播出去,就形成超声波,因此整个结构振动并发射出超声波,将所加载的电能转换为机械能,又将机械能转换为声能;在处于接收状态时,接收到具有一定声压的回波信号,通过介质传递至所述压电材料层,引起感应电荷,通过探测电荷可以判断声压大小,因此将声能转换为机械能,再转换为电能。

[0102] 利用超声换能检测单元的上述工作原理,通过计算超声波发出的时间与接收时间之间的时间差,即可以判断出待检测表面的具体位置。因此,所述处理单元通过计算所述反馈信号的接收时间与所述超声波发出时间的的时间差,计算所述待检测表面的位置。最佳地,因为当超声波垂直于表面时,能够获得来自表面上一点的最大幅值反射,因此用于计算所述时间差的反馈信号为所接收反馈信号中幅值最大的信号。本发明所述表面检测装置,不仅可以用于挠动脉的表面检测,而且可以用于球状挠动脉的表面检测,检测出挠动脉的表面波形图状态。

[0103] 进一步地,本发明具体实施例所述表面检测装置中,包括多个呈阵列分布的超声换能检测单元,每一个超声换能检测单元都具有声波发射单元和声波接收单元;具体地,通过声波发射单元向动脉表面发出超声波,通过声波接收单元获得超声波到达动脉表面后所反馈的反馈信号。其中,该声波发射单元与声波接收单元可以集成为一个单元结构,如采用图所示结构的一种单元结构完成发射与接收的两种功能,也可以采用两个单元结构实现,也即采用图所示的一单元结构来完成发射功能,另采用图所示的另一单元结构来完成接收功能。

[0104] 在检测过程中,呈阵列分布的超声换能检测单元,每一超声换能检测单元都以精确确定的时间产生脉冲并发出超声波,使得各超声换能检测单元所发出的超声波在同一时间到达挠动脉上的某一预定聚焦点;在接收过程中,由待检测表面反馈的反馈信号,延迟精确的时间被各超声换能检测单元所接收,从而使得从预定聚焦点所反射的信号都是同相的。基于以上,将各超声换能检测单元所接收的反馈信号累加在一起时,当形成预定聚焦点

的反射时就产生最大幅值的信号,因此利用所接收具有最大幅值的反馈信号,可以确定预定聚集点处的位置状态。

[0105] 本发明实施例中,所述预定聚集点可以位于桡动脉的表面,用以检测桡动脉的表面位置和状态,另外所述预定聚集点也可以位于桡动脉的内部,用以检测桡动脉的内部状态和弹性模量。

[0106] 由于桡动脉高度是微米级的,超声波在其中的传播时间往往小于脉冲的持续时间,以至于不同角度的超声回波信号发生混叠,导致常规超声检测技术难以对桡动脉高度和弹性模量参量进行无损表征测定。超声混叠波形识别,提出了一种通过计算垂直入射和倾斜入射时桡动脉的声压反射系数来对桡动脉的密度和弹性模量进行无损表征的新方法——声压反射系数法。声压反射系数法的主要原理是:在超声波倾斜入射条件下,若超声波脉冲持续时间较短,通过对桡动脉多角度上超声波反射及折射特性分析,以及对桡动脉试样与桡动脉回波波形的比较,可以对多角度结构条件下的超声混叠波形加以简化识别,在此基础上计算桡动脉的声压反射系数,并依据桡动脉特性参量之间的关系,计算得到桡动脉的密度和弹性模量。

[0107] 再一方面,利用各超声换能检测单元中对超声波的发射时间和接收时间可以快速变化特性,可以采用可编程及快速改变的方式控制各超声换能检测单元所发出超声波时的相位阵列波束,例如可以高于每秒次的速率来改变各超声换能检测单元所发出的相位阵列波束。基于该一特性,可以采用电子扫描的形式,使各超声换能检测单元对待检测表面以角度变化或在预定深度范围进行电子扫描,扫描方式可以为平行的线性扫描,或者为以预定图案的方式扫描。

[0108] 采用上述扫描方式时,通过对所获得的反馈信号数据进行分析时,可以检测获得待检测表面的表面波形图,以及获得整个彩膜基板上的各桡动脉的表面状态。

[0109] 具体地扫描方式可以为:采用步进电机进行定速,使超声换能检测单元对桡动脉检测时的预定聚焦点从桡动脉突起部表面定速向桡动脉内部推移,间隔预定距离移动,直至使预定聚焦点位置移动至桡动脉的凹部;并在此定速移动过程中,在每一移动位置进行检测,获得多张检测扫描图像,解释该多张扫描图像,生成干涉波形,根据干涉波形图像中两点间生成干涉波形时的距离和预定聚焦点定速移动的距离,则可以计算出桡动脉的高度差。

[0110] 在本实施例中,接收模块703包括压电阵列换能器。

[0111] 从而动态的判断桡动脉中脉动的变化,有效的反馈给设备桡动脉电机,使桡动脉受力更均匀,更稳定。正常的人的脉搏曲线根据年龄、体重、身高,有标准的曲线图,

[0112] 通过对仪器输入患者的信息,设备自动调取关于患者标准曲线的数据库,然后根据数据库中不同位置、频率下的脉动幅度,可以分析出患者的病患

[0113] 可选地,装置700还包括:

[0114] 转换模块,用于根据测量脉搏信号的时间、测量脉搏信号的压力值和动脉表面的位置,将接收到的脉搏信号转换成三维动脉图像。

[0115] 可选地,所述定位模块包括:

[0116] 超声换能检测单元,用于向动脉表面的位置发出超声波,以及获取所述超声波到达所述动脉表面的位置后反馈的反馈信号;

[0117] 处理单元,用于根据所述反馈信号计算出所述动脉表面的位置。

[0118] 可选地,所述超声换能检测单元呈阵列分布,多个呈阵列分布的超声换能检测单元分别向动脉表面的位置发出超声波;以及接收所述超声波到达所述动脉表面的位置后反馈的反馈信号。

[0119] 可选地,所述处理单元进一步用于:通过计算所述反馈信号的接收时间与所述超声波发出时间的时间差,计算所述动脉表面的位置。

[0120] 可选地,用于计算时间差的反馈信号为所接收反馈信号中幅值最大的信号。

[0121] 在本实施例中,首先确定被测对象的动脉表面的位置,然后使用不同压力进行切入,将脉搏的跳动转换为脉冲波形信号,区分不同体质的基础信息,与不同体质的标准信息进行比较,多频声压出异常波动,进一步地,还可以进行压力分组匹配,组合成由时间轴、压力轴、位置轴构成的三维脉动图像,进行立体式多频声压。由于切脉的感知需要结合患者的身体状态,多频声压时,一般会利于愉快的音乐进行身体状态的舒展,解决现有的测力式脉象换能器的测量脉搏信号精度不高的问题。

[0122] 第三实施例

[0123] 结合图1所示的场景,本实施例中还提供了一种脉搏信号测量系统,包括:

[0124] 由被测对象佩戴的可穿戴设备11和移动终端12,其中,

[0125] 所述可穿戴设备11,用于确定被测对象的动脉表面的位置;

[0126] 所述可穿戴设备11,还用于获取一压力值,向动脉表面的位置施加与所述压力值对应的接触压力;

[0127] 所述可穿戴设备11,还用于接收由动脉表面反馈的与所述接触压力对应的脉搏信号;

[0128] 所述可穿戴设备11,还用于将所述脉搏信号发送给所述移动终端12。

[0129] 可选地,所述可穿戴设备11,还用于根据测量脉搏信号的时间、测量脉搏信号的压力值和动脉表面的位置,将接收到的所述脉搏信号转换成三维动脉图像;

[0130] 所述可穿戴设备11,还用于将所述三维动脉图像发送给所述移动终端12。

[0131] 可选地,所述移动终端12,还用于将三维动脉图像与标准脉搏信号曲线进行比对,得到比对结果。

[0132] 在本实施例中,可穿戴设备确定被测对象的动脉表面的位置,然后使用不同压力进行切入,将脉搏的跳动转换为脉冲波形信号,区分不同体质的基础信息,与不同体质的标准信息进行比较,多频声压出异常波动,进一步地,还可以进行压力分组匹配,组合成由时间轴、压力轴、位置轴构成的三维脉动图像,进行立体式多频声压。由于切脉的感知需要结合患者的身体状态,多频声压时,一般会利于愉快的音乐进行身体状态的舒展,解决现有的测力式脉象换能器的不能兼顾浮脉与中、沉脉的检测和诊断的问题。

[0133] 应理解,说明书通篇中提到的“一个实施例”或“一实施例”意味着与实施例有关的特定特征、结构或特性包括在本发明的至少一个实施例中。因此,在整个说明书各处出现的“在一个实施例中”或“在一实施例中”未必一定指相同的实施例。此外,这些特定的特征、结构或特性可以任意适合的方式结合在一个或多个实施例中。

[0134] 在本发明的各种实施例中,应理解,上述各过程的序号的大小并不意味着执行顺序的先后,各过程的执行顺序应以其功能和内在逻辑确定,而不对本发明实施例的实施

过程构成任何限定

[0135] 应理解,本文中术语“和/或”,仅仅是一种描述关联对象的关联关系,表示可以存在三种关系,例如,A和/或B,可以表示:单独存在A,同时存在A和B,单独存在B这三种情况。另外,本文中字符“/”,一般表示前后关联对象是一种“或”的关系。

[0136] 在本申请所提供的实施例中,应理解,“与A相应的B”表示B与A相关联,根据A可以确定B。但还应理解,根据A确定B并不意味着仅仅根据A确定B,还可以根据A和/或其它信息确定B。

[0137] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露方法和装置,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,所述单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口,装置或单元的间接耦合或通信连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0138] 另外,在本发明各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理包括,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用硬件加软件功能单元的形式实现。

[0139] 上述以软件功能单元的形式实现的集成的单元,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。上述软件功能单元存储在一个存储介质中,包括当干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备等)执行本发明各个实施例所述收发方法的部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(Read-Only Memory,简称ROM)、随机存取存储器(Random Access Memory,简称RAM)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0140] 以上所述的是本发明的优选实施方式,应当指出对于本技术领域的普通人员来说,在不脱离本发明所述的原理前提下还可以做出当干改进和润饰,这些改进和润饰也在本发明的保护范围内。

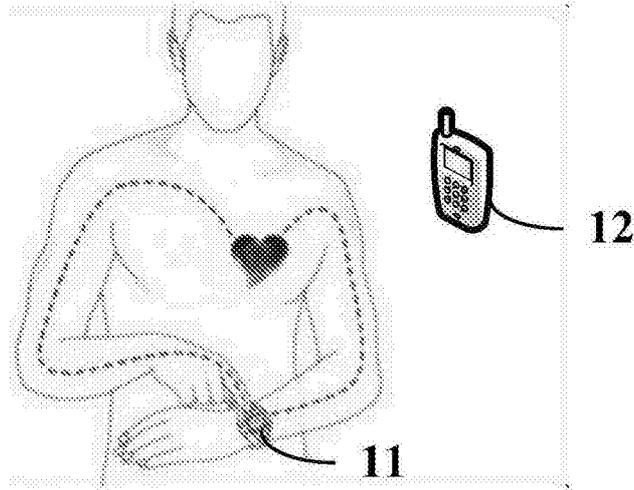


图1

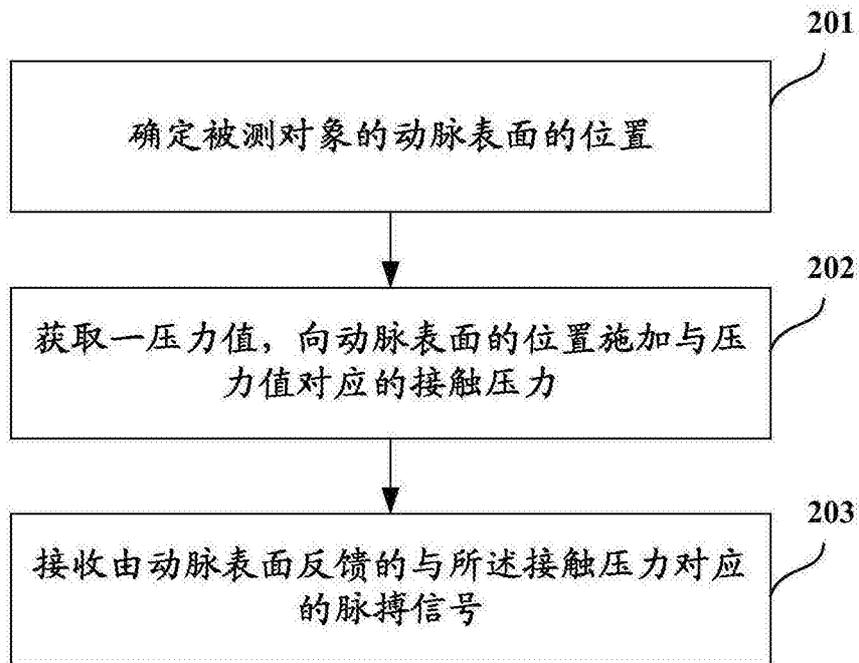


图2

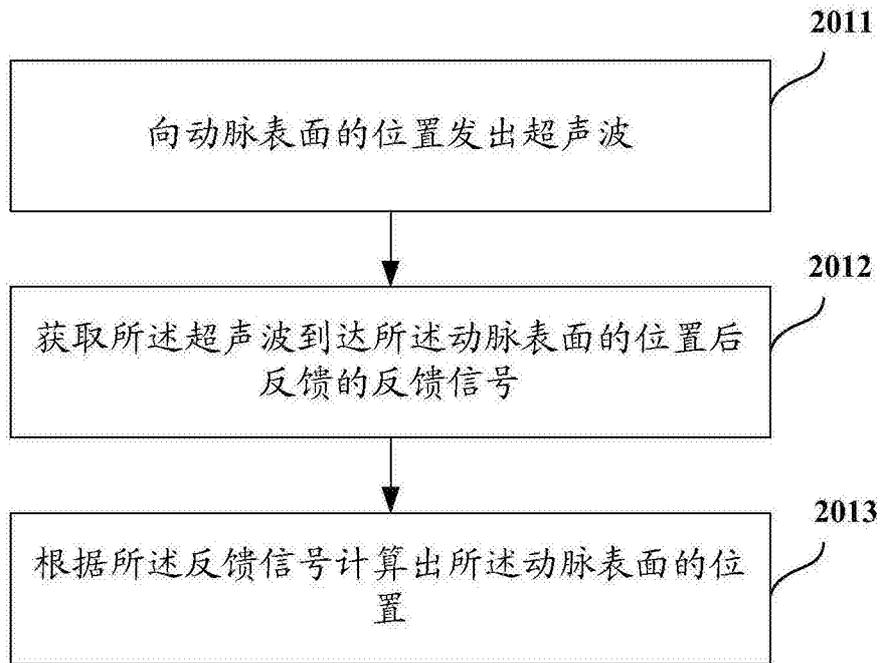


图3

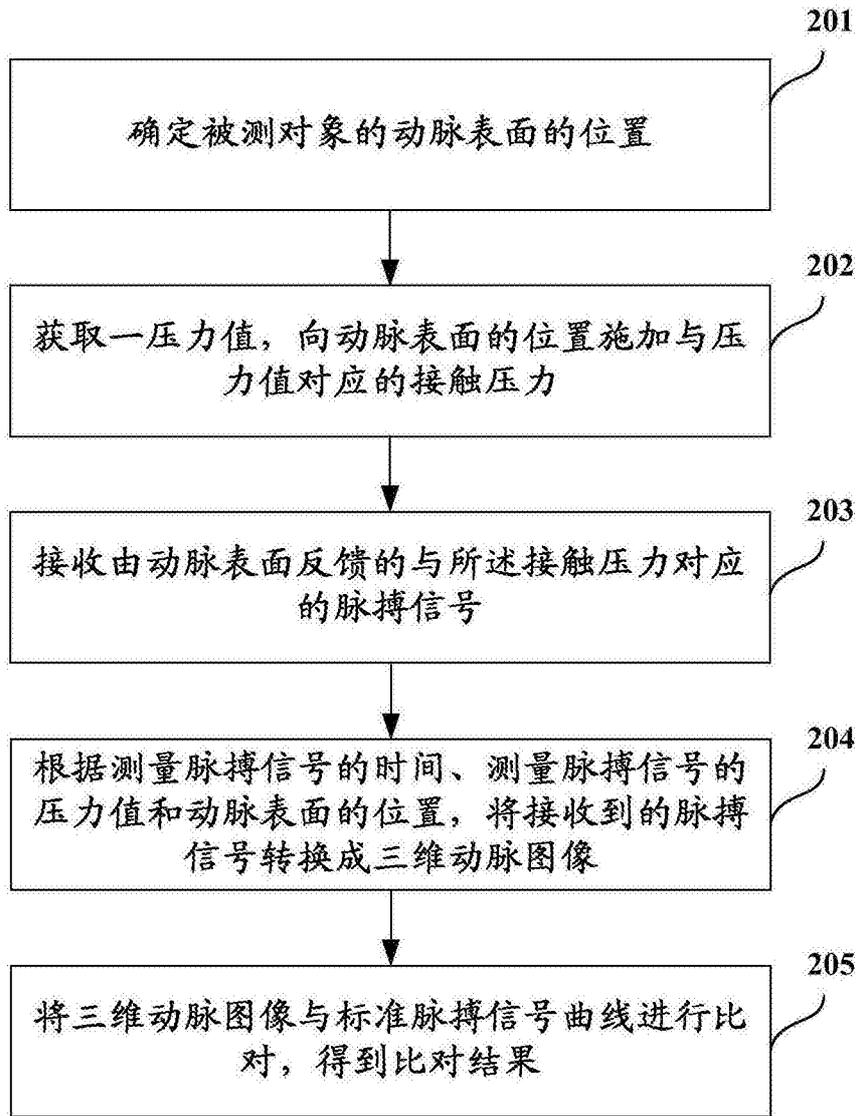


图4

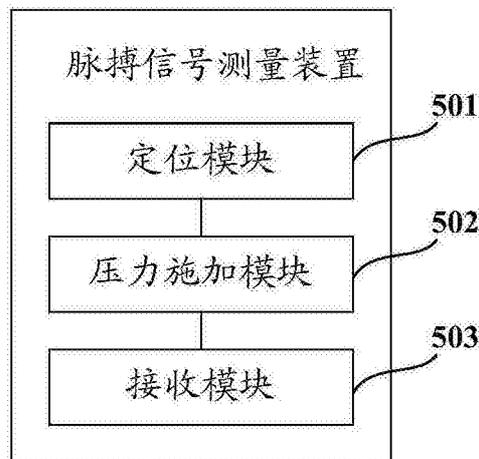


图5

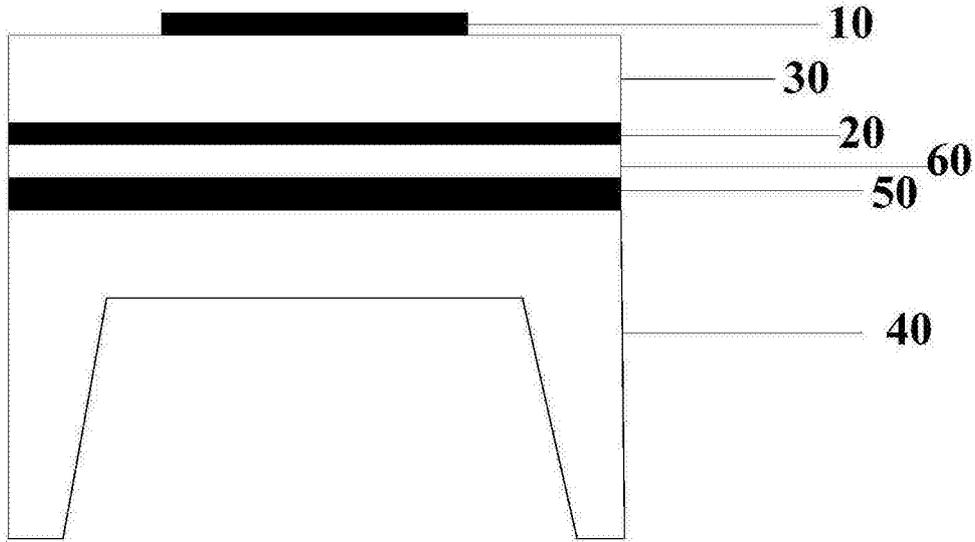


图6

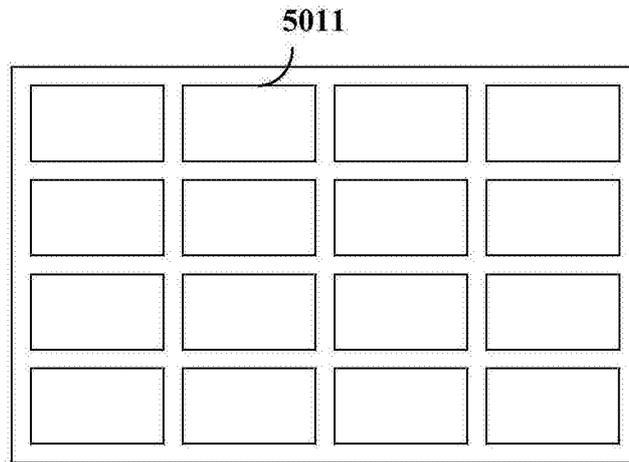


图7

专利名称(译)	脉搏信号测量方法、装置及系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN106175717A</a>	公开(公告)日	2016-12-07
申请号	CN201610561101.5	申请日	2016-07-15
[标]申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司 合肥京东方光电科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司 合肥京东方光电科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司 合肥京东方光电科技有限公司		
[标]发明人	井杨坤		
发明人	井杨坤		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/4854 A61B5/681		
代理人(译)	许静 刘伟		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明实施例提供了一种脉搏信号测量方法、装置及系统，该方法包括：确定被测对象的动脉表面的位置；获取一压力值，向动脉表面的位置施加与所述压力值对应的接触压力；接收由动脉表面反馈的与接触压力对应的脉搏信号。在上述技术方案中，首先确定被测对象的动脉表面的位置，然后使用不同压力进行切入，将脉搏的跳动转换为脉冲波形信号，区分不同体质的基础信息，与不同体质的标准信息进行比较，多频声压出异常波动，进一步地，还可以进行压力分组匹配，组合成由时间轴、压力轴、位置轴构成的三维脉动图像，解决现有的测力式脉象传感器的测量脉搏信号精度不高的问题。

