



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109717873 A  
(43)申请公布日 2019.05.07

(21)申请号 201910016695.5

(22)申请日 2019.01.08

(71)申请人 上海海事大学

地址 201306 上海市浦东新区临港新城海  
港大道1550号

(72)发明人 刘学 徐志京

(74)专利代理机构 上海互顺专利代理事务所  
(普通合伙) 31332

代理人 成秋丽

(51) Int. Cl.

A61B 5/107(2006.01)

权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种关节弯曲度数获取系统

(57)摘要

本发明提供一种关节弯曲度数获取系统,应用于关节康复训练过程中的弯曲度数获取技术领域,所述系统包括:弯曲度采集模块,用于安装在人体待测部位,并采集所述待测部位的弯曲信号;信号处理模块,与所述弯曲度采集模块相连,用于接收所述弯曲信号,并将所述弯曲信号转化为电信号;数据传输模块,与所述数据处理模块相连,用于将所述电信号进行发送;数据处理模块,用于与所述数据处理模块相连,接收所述电信号,并将所述电信号转换为第一弯曲度值。应用本发明实施例,通过曲度采集模块采集直接获取患者的弯曲度信号进而进行弯曲度信号进行处理,而避免了采用刻度表获得弯曲度值造成误差过大的问题,提高患者关节弯曲度的准确性。



1. 一种关节弯曲度数获取系统,其特征在于,所述系统包括:  
弯曲度采集模块,用于安装在人体待测部位,并采集所述待测部位的弯曲信号;  
信号处理模块,与所述弯曲度采集模块相连,用于接收所述弯曲信号,并将所述弯曲信号转化为电信号;  
数据传输模块,与所述数据处理模块相连,用于将所述电信号进行发送;  
数据处理模块,用于与所述数据处理模块相连,接收所述电信号,并将所述电信号转换为第一弯曲度值。
2. 根据权利要求1所述的一种关节弯曲度数获取系统,其特征在于,所述系统还包括:  
调整模块,用于与所述弯曲度采集模块相连,读取所述人体待测部位的第二弯曲度值;  
所述数据处理模块具体用于:基于所述第一弯曲度值、第二弯曲度值对电信号进行修正。
3. 根据权利要求1所述的一种关节弯曲度数获取系统,其特征在于,所述弯曲度采集模块为弯曲度传感器。
4. 根据权利要求1所述的一种关节弯曲度数获取系统,其特征在于,所述信号处理模块,包括:电阻(R1)、控制板(U1);  
所述电阻(R1)的第一端与所述弯曲度采集模块的第一端相连,所述弯曲度采集模块的第二端与所述控制板(U1)的第一引脚相连,所述电阻(R1)的第二端与所述控制板(U1)的第二引脚相连,所述弯曲度采集模块的第三端与所述控制板(U1)数据端相连  
其中,所述控制板(U1)的第一引脚为提供工作电压的引脚,所述控制板(U1)的第二引脚为接地引脚。
5. 根据权利要求4所述的一种关节弯曲度数获取系统,其特征在于,所述数据传输模块为无线传输模块,所述数据传输模块的数据发送端与所述控制板(U1)的数据传输端相连,所述数据传输模块的数据传输端与所述控制板(U1)的数据发送端相连,  
其中,所述无线传输模块的型号为APC220。
6. 根据权利要求1-5任一项所述的一种关节弯曲度数获取系统,其特征在于,所述控制板为Arduino控制板,所述弯曲度采集模块为FLX-03 A,所述电阻(R1)的阻值为22K欧姆。
7. 根据权利要求6所述的一种关节弯曲度数获取系统,其特征在于,所述第一弯曲度值的转换公式为:  
$$y=3.747*10^{-5}x^3-0.02673x^2+3.917x+490.6$$
  
其中,y为所述第一弯曲度值,x为所述电信号对应的电压值。
8. 根据权利要求2所述的一种关节弯曲度数获取系统,其特征在于,所述调整模块为关节角度测量尺。
9. 根据权利要求1所述的一种关节弯曲度数获取系统,其特征在于,所述系统还包括:  
提醒模块,用于根据所述第一弯曲度值发出语音提示、角度提示图片。
10. 根据权利要求1所述的一种关节弯曲度数获取系统,其特征在于,所述数据处理模块具体用于:  
确定所述第一弯曲度值和所述第二弯曲度对应的角度误差;  
判断所述角度误差是否在预设范围内;  
如果否,获取所述第一弯曲度值所对应的多个电信号值;

获取所述多个电信号值的平均值；  
基于所述平均值重新计算弯曲度值。

## 一种关节弯曲度数获取系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及关节康复训练技术领域,特别是涉及一种关节弯曲度数获取系统。

### 背景技术

[0002] 由于交通事故、跌倒损伤或其他意外引发的髌骨骨折数不胜数,长期劳损导致关节功能丧失后加装人工关节的案例也较多,所以在这种情况下就需要进行膝关节功能康复训练。

[0003] 现有的医院一般使用传统的坐卧式康复训练机器对病人进行康复训练,训练过程费时费力,并且效率低,成本高,同样不宜在家操作完成,为了便于患者在家康复训练,很多厂家开发了多功能下肢固定支架,用于固定受伤的患肢固定部件,另外通过设置关节弯曲刻度表,关节弯曲刻度表用于在固定部件随着膝盖进行弯曲时进行弯曲状态显示,便于患者训练时掌握膝关节弯曲情况。可见,可穿戴式固定支架主要是为了固定患肢所用,虽然有角度刻度标识,但是角度表示需要与支架固定,同时支架又与患者的肢体接触,这样会导致刻度表度数不准确,误差过大,不利于病人训练。

### 发明内容

[0004] 鉴于以上所述现有技术的缺点,本发明的目的在于提供一种关节弯曲度数获取系统,旨在通过曲度采集模块采集直接获取患者的弯曲度信号进而进行弯曲度信号进行处理,而避免了采用刻度表获得弯曲度值造成误差过大的问题,提高患者关节弯曲度的准确性。

[0005] 为实现上述目的及其他相关目的,本发明提供一种关节弯曲度数获取系统,所述系统包括:

[0006] 弯曲度采集模块,用于安装在人体待测部位,并采集所述待测部位的弯曲信号;

[0007] 信号处理模块,与所述弯曲度采集模块相连,用于接收所述弯曲信号,并将所述弯曲信号转化为电信号;

[0008] 数据传输模块,与所述数据处理模块相连,用于将所述电信号进行发送;

[0009] 数据处理模块,用于与所述数据处理模块相连,接收所述电信号,并将所述电信号转换为第一弯曲度值。

[0010] 本发明的一种实现方式中,所述系统还包括:

[0011] 调整模块,用于与所述弯曲度采集模块相连,读取所述人体待测部位的第二弯曲度值;

[0012] 所述数据处理模块具体用于:基于所述第一弯曲度值、第二弯曲度值对电信号进行修正。

[0013] 本发明的一种实现方式中,所述弯曲度采集模块为弯曲度传感器。

[0014] 本发明的一种实现方式中,所述信号处理模块,包括:电阻、控制板;

[0015] 所述电阻的第一端与所述弯曲度采集模块的第一端相连,所述弯曲度采集模块的

第二端与所述控制板的第一引脚相连,所述电阻的第二端与所述控制板的第二引脚相连,所述弯曲度采集模块的第三端与所述控制板数据端相连

[0016] 其中,所述控制板的第一引脚为提供工作电压的引脚,所述控制板的第二引脚为接地引脚。

[0017] 本发明的一种实现方式中,所述数据传输模块为无线传输模块,所述数据传输模块的数据发送端与所述控制板的数据传输端相连,所述数据传输模块的数据传输端与所述控制板的数据发送端相连,

[0018] 其中,所述无线传输模块的型号为APC220。

[0019] 本发明的一种实现方式中,所述控制板为Arduino控制板,所述弯曲度采集模块为FLX-03A,所述电阻的阻值为22K欧姆。

[0020] 本发明的一种实现方式中,所述第一弯曲度值的转换公式为:

$$[0021] \quad y=3.747*10^{-5}x^3-0.02673x^2+3.917x+490.6$$

[0022] 其中,y为所述第一弯曲度值,x为所述电信号对应的电压值。

[0023] 本发明的一种实现方式中,所述调整模块为关节角度测量尺。

[0024] 本发明的一种实现方式中,所述系统还包括:

[0025] 提醒模块,用于根据所述第一弯曲度值发出语音提示、角度提示图片。

[0026] 本发明的一种实现方式中,所述数据处理模块具体用于:

[0027] 确定所述第一弯曲度值和所述第二弯曲度对应的角度误差;

[0028] 判断所述角度误差是否在预设范围内;

[0029] 如果否,获取所述第一弯曲度值所对应的多个电信号值;

[0030] 获取所述多个电信号值的平均值;

[0031] 基于所述平均值重新计算弯曲度值。

[0032] 如上所述,本发明实施例提供一种关节弯曲度数获取系统,通过弯曲度采集模块采集患者的弯曲度信号,然后将弯曲度信号转换为电信号并对电信号进行处理,获得对应的第一弯曲度值。本发明实施例中,可以通过数据传输模块将电信号进行发送,例如发送到手机,通过手机上的软件进行数据的计算获得对应的第一弯曲度值,本发明实施例通过弯曲度采集模块采集直接获取患者的弯曲度信号进而进行弯曲度信号进行处理,而避免了采用刻度表获得弯曲度值造成误差过大的问题,提高患者关节弯曲度的准确性。

## 附图说明

[0033] 图1是本发明实施例的一种关节弯曲度数获取系统的一种结构示意图。

[0034] 图2是本发明实施例的一种关节弯曲度数获取系统的第一种实施例示意图。

[0035] 图3是本发明实施例的一种关节弯曲度数获取系统的第二种实施例示意图。

[0036] 图4是本发明实施例的一种关节弯曲度数获取系统的第三种实施例示意图。

## 具体实施方式

[0037] 以下通过特定的具体实例说明本发明的实施方式,本领域技术人员可由本说明书所揭露的内容轻易地了解本发明的其他优点与功效。本发明还可以通过另外不同的具体实施方式加以实施或应用,本说明书中的各项细节也可以基于不同观点与应用,在没有背离

本发明的精神下进行各种修饰或改变。

[0038] 请参阅图1-4。需要说明的是,本实施例中所提供的图示仅以示意方式说明本发明的基本构想,遂图式中仅显示与本发明中有关的组件而非按照实际实施时的组件数目、形状及尺寸绘制,其实际实施时各组件的型态、数量及比例可为一种随意的改变,且其组件布局型态也可能更为复杂。

[0039] 如图1所示,本发明实施例提供一种关节弯曲度数获取系统,所述系统包括:

[0040] 弯曲度采集模块11,用于安装在人体待测部位,并采集所述待测部位的弯曲信号。

[0041] 本发明实施例中,弯曲度采集模块11为弯曲度传感器,弯曲度传感器属于一种柔性传感器,只能单方向弯曲,是一个随弯曲角度而变化的可变电阻器。在竖直状态下,传感器的阻值为10K $\Omega$ 。当弯曲180°时,它的阻值达到40K $\Omega$ ,阻值随着弯曲角度增大而增大。所以将弯曲度传感器安装在待测部位,通过关节的弯曲带动弯曲度传感器的弯曲,从而形成变化的电阻值,将变化的电阻值作为弯曲信号。

[0042] 需要说明的是,弯曲度传感器的长度分为2.2英寸和4.5英寸两种。可以理解的是,可以根据待测的部门进行弯曲度传感器型号的选择,例如,当用于膝盖的康复时,考虑到人体膝盖弯曲的曲率,选择长度为4.5英寸,具体型号为FLX-03A型的弯曲度传感器。

[0043] 信号处理模块12,与所述弯曲度采集模块11相连,用于接收所述弯曲信号,并将所述弯曲信号转化为电信号。

[0044] 可以理解的是,当采集到弯曲度传感器的电阻变化,可以通过电路连接,可以将电阻的变化值体现在电压值的变化上,从而获得对应的电信号。

[0045] 本发明的一种实施例中,如图2所示,所述信号处理模块12,包括:电阻R1、控制板U1;所述电阻R1的第一端与所述弯曲度采集模块11的第一端相连,所述弯曲度采集模块11的第二端与所述控制板U1的第一引脚相连,所述电阻R1的第二端与所述控制板U1的第二引脚相连,所述弯曲度采集模块11的第三端与所述控制板U1数据端相连;其中,所述控制板U1的第一引脚为提供工作电压的引脚,所述控制板U1的第二引脚为接地引脚。

[0046] 本发明的实施例中,弯曲度采集模块11等效为可变电阻R2,所述控制板为Arduino控制板,所述弯曲度采集模块11为FLX-03A,所述电阻R1的阻值为22K欧姆。

[0047] 弯曲传感器在弯曲时会改变其电阻,所以系统使用Arduino控制板的一个模拟引脚来测量这种变化,需要一个固定阻值的电阻用来比较两个电阻上的电压,即分压电阻。所述控制板U1的第一引脚为提供工作电压的引脚为5V,当电压不变的情况下,将一部分电压降在分压电阻上。Arduino控制板上的模拟读取实际上是读取弯曲度采集模块11两端的模拟电压值,在5V(最大值)时它将读取1023,在0V时它读取0。因此,可以使用在Arduino控制板中的analogRead语句来测量弯曲传感器上的模拟电压。本发明实施例中,在电阻R1采用22K $\Omega$ 电阻时,弯曲度传感器两端的模拟电压范围才最大,可以更加精确的反映出弯曲角度,因此在系统中采用了22K $\Omega$ 的电阻。

[0048] 弯曲度传感器的模拟引脚,连接模拟引脚A0,以便获取弯曲度传感器的分压值,22K $\Omega$ 分压电阻分别接在A0和GND(地线)和弯曲度传感器串联构成电路闭合回路。

[0049] Arduino控制板不仅采集弯曲度传感器的分压信息,还要实时将弯曲信息实时无线通信方式发送到上位机。无线模块APC220(发端)具有7个引脚,但只需要连接其中的VCC,GND,TXD和RXD四个引脚。其中VCC与GND分别连接控制电路板的5V电压和GND,而TXD和RXD分

别连接电路板的RX和TX。APC220 (收端) 与上位机相连,其中需要连接XbeeUSB适配器,其中APC220的VCC、GND、TXD和RXD分别连接适配器的5V、GND、RX和TX。

[0050] 数据传输模块13,与所述数据处理模块14相连,用于将所述电信号进行发送。

[0051] 为了进一步便于用户读取数据,本发明实施例通过数据传输模块13将所述电信号发送到另一终端,该终端中安装了用于进行数据处理的软件,通过该软件能够将所接收到的电信号进行处理。具体的该软件对应数据处理模块14的功能。

[0052] 具体的,所述数据传输模块13为无线传输模块,如图2所示的U2,所述数据传输模块U2的数据发送端与所述控制板U1的数据传输端相连,所述数据传输模块U2的数据传输端与所述控制板U1的数据发送端相连,所述无线传输模块U2的型号为APC220。

[0053] 数据处理模块14,用于与所述数据处理模块14相连,接收所述电信号,并将所述电信号转换为第一弯曲度值。

[0054] 本发明实施例中,终端所安装的软件中,设置有进行电信号对应的电压值与第一弯曲度值对应的计算公式,所述第一弯曲度值的转换公式为:

$$[0055] \quad y = 3.747 \times 10^{-5} x^3 - 0.02673 x^2 + 3.917 x + 490.6$$

[0056] 其中,y为所述第一弯曲度值,x为所述电信号对应的电压值。

[0057] 现有技术中,病人在康复训练时读取读数值困难,需要第二个人协助看训练情况,所以病人无法精确掌控全局训练情况。

[0058] 本发明实施例为解决这一技术问题,在终端为手机、PC等终端的情况下,具体的,所述系统还包括:提醒模块,用于根据所述第一弯曲度值发出语音提示、角度提示图片。手机计算出来第一弯曲度值以后,可以通过语音进行播报,以提醒用户是否达到设定的弯曲度值,如果达到则表示此次训练成功,否则需要进行弯曲,同时也能够避免用户训练过度。

[0059] 本发明实施例中,为了便于患者康复训练使用,将弯曲度传感器和控制板固定在护膝上,将护膝套在患者的受伤膝盖处,这样就可以完成膝关节弯曲情况的采集。如图3和图4所示,经过对膝关节弯曲度系统通电后,在软件上设置好端口,波特率等通信参数,设定训练角度目标,患者缓慢弯曲膝盖,弯曲度传感器上不断变化的模拟电压值将通过无线通信模块传送到上位机,上位机收到信息后转换成角度信息,并通过语音、图示、数据等多种方式提示患者训练的效果。通过多次联合调试实验,膝关节弯曲度获取系统能够很好的记录模拟场景下患者膝关节弯曲的各种情况,数据精度较高,达到了预期的要求。

[0060] 具体的,如图1,所述系统还包括:

[0061] 数调整模块15,用于与所述弯曲度采集模块11相连,读取所述人体待测部位的第二弯曲度值;具体的,所述调整模块15为关节角度测量尺。

[0062] 所述数据处理模块14具体用于:基于所述第一弯曲度值、第二弯曲度值对电信号进行修正。具体的,所述数据处理模块14具体用于:

[0063] 确定所述第一弯曲度值和所述第二弯曲度对应的角度误差;

[0064] 判断所述角度误差是否在预设范围内;

[0065] 如果否,获取所述第一弯曲度值所对应的多个电信号值;

[0066] 获取所述多个电信号值的平均值;

[0067] 基于所述平均值重新计算弯曲度值。

[0068] 可以理解的是,弯曲度传感器是膝关节弯曲度获取系统中重要的测量传感器,

其测量精度和效果会直接影响着本系统的使用效果。由于弯曲度传感器上的模拟电压值和角度变化并非是线性关系,并且弯曲度传感器属于柔性传感器,多次使用后会产生形变,内部阻值会有微小变化,所以需要进行数据拟合的处理。

[0069] 在进行调试的过程中,在判断角度误差大于预设范围时,将弯曲度传感器连接到电路当中,用电池为电路通电;将弯曲度传感器与电路相连接的一端固定到关节角度测量尺的一端,将弯曲度传感器的弯曲轴心对准测量尺的旋转中心,然后将传感器的另一端对准测量尺的角度进行弯曲。通过Arduino控制板中串口显示器观察模拟电压值,并传感器弯曲的过程中,每隔 $5^{\circ}$ 记录一次数据。以上步骤共进行五次,一共记录五组数据,将同一角度的五组数据取平均值。所以通过本发明实施例的调整方式,在后续测试过程中通过平均值,在采用设定的公式,获得对应的第一弯曲度值。因此,通过进一步的调整可以提高弯曲度传感器的使用寿命,减少更换频率,另一方面也提高了测量的准确性。

[0070] 本软件基于python3.7中的Tkinter模块设计,串口通信基于serial模块。软件界面主要分为设定训练目标,设备选项,开关控制和训练情况四个部分组成。在设定训练目标部分中,用户可以设定康复训练的目标度数,在训练时如果患者腿部弯曲达到设定角度值,会有相应语音提示。设备选项部分可以显示无线接收设备当前使用串口号并能手动选择通信的波特数。开关控制部分共有开始训练和结束训练两个按钮,按下开始训练按钮则视为一次训练流程开始,在途中任意时候都可以按下结束按钮终止训练。训练情况部分会以数学关系式为计算基础,根据用户腿部弯曲情况显示相应的文本提示和图片提示以及语音提示。软件训练逻辑设计为,在上位机上插入无线接收设备后打开软件,设定目标度数,之后点击开始训练按钮,用户就可以慢慢弯曲腿部,每达到一个度数节点,训练情况界面都会有相应的显示并会有相应语音提示。一次康复训练过程中,软件只会显示最大的弯曲度数。患者只需将康复系统穿戴在下肢,不断进行弯曲训练,医生可通过软件实时观察弯曲度数,以了解观察患者的康复状态。本系统利用弯曲度传感器可测量范围为 $0^{\circ}$ - $90^{\circ}$ ,其中每隔 $15^{\circ}$ 为一个档位,患者或者康复医生可手动选择不同档位让患者进行训练,观测是否达到训练目的。训练过程直观简洁,比传统训练机器更加高效和方便。

[0071] 上位机康复训练软件是膝关节弯曲度数获取系统的重要组成部分,它承担了膝关节弯曲度测量系统数据无线采集,数据处理与显示,康复程序控制启动与关闭,康复效果语音、图示和数据多模式提示等多种功能,为患者自行监督康复训练提供了友好的训练界面。

[0072] 应用本发明实施例,在膝关节康复训练领域采用弯曲度传感器来采集屈曲信息,通过无线传输方式发送到上位机。

[0073] 由于弯曲度传感器体积小,价格低廉,整体训练系统操控简单,训练效果精准,占地体积小,便携性高。解决了传统膝关节康复训练医疗设备结构复杂,造价昂贵,不适用于家庭化应用的缺点。而训练系统和上位机之间进行的无线数据传输更是消除了对患者的线缆束缚。

[0074] 以及,以Arduino控制板为基础,将弯曲度传感器上的模拟电压值和相应角度进行拟合处理,得到了相应关系曲线图和数学关系式。弯曲度传感器输出电压值和角度变化并非是线性关系,因此通过机器学习中的线性回归算法将两者进行拟合处理,绘制出相应的关系曲线图,并得到数学表达式,这样大大提高测量精度。通过拟合所得到的数学关系式是软件设计是训练角度输出的基础,也提高了测量精度和效果。

[0075] 上述实施例仅例示性说明本发明的原理及其功效,而非用于限制本发明。任何熟悉此技术的人士皆可在不违背本发明的精神及范畴下,对上述实施例进行修饰或改变。因此,举凡所属技术领域中具有通常知识者在未脱离本发明所揭示的精神与技术思想下所完成的一切等效修饰或改变,仍应由本发明的权利要求所涵盖。



图1

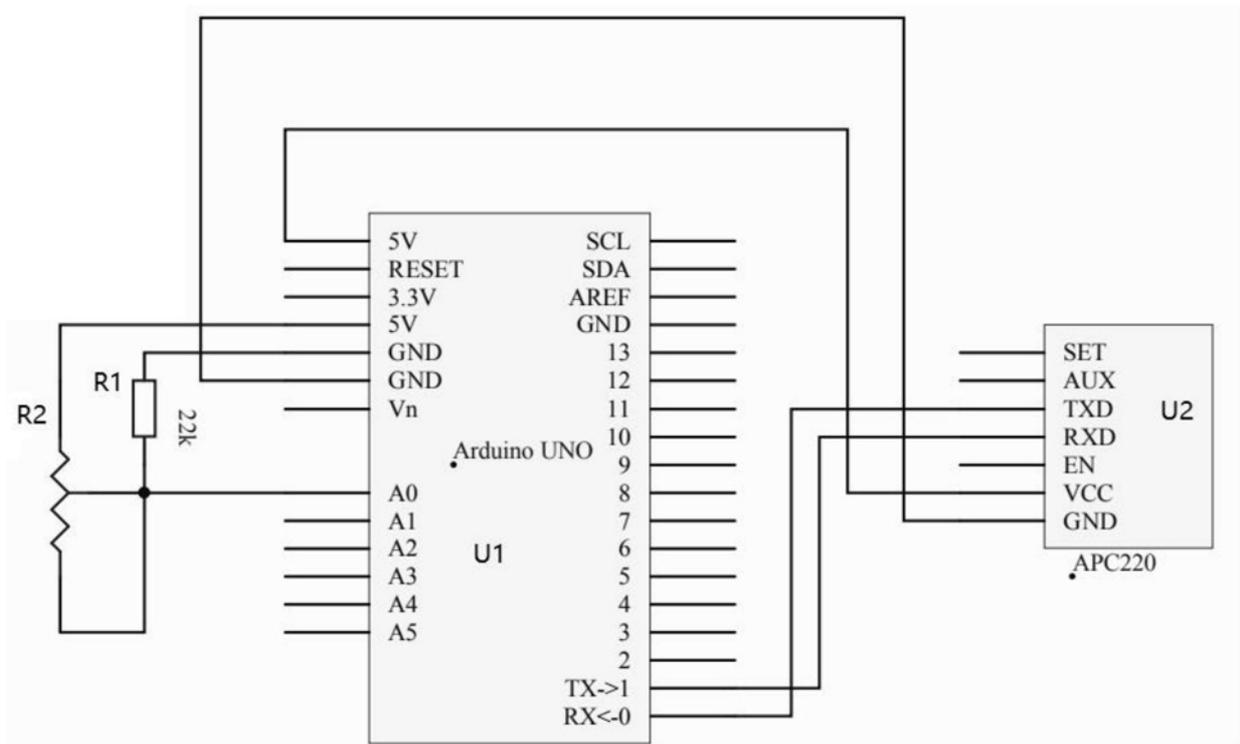


图2



图3



图4