(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110731779 A
(43)申请公布日 2020.01.31

(21)申请号 201910941881.X

(22)申请日 2019.09.30

(71)申请人 南京民联仪器制造有限公司
地址 211135 江苏省南京市麒麟高新智汇路300号

(72)发明人 柯利民

(74)专利代理机构 南京泰普专利代理事务所（普通合伙）32360
代理人 窦贤宇

(51)Int.Cl.
A61B 5/08(2006.01)
A61B 5/11(2006.01)
A61B 5/113(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

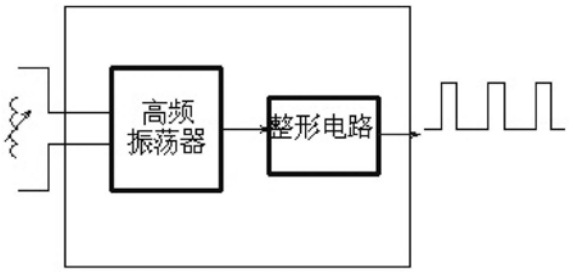
权利要求书2页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

一种电感式呼吸传感器及呼吸检测方法

(57)摘要

本发明公开了一种电感式呼吸传感器及呼吸检测方法，包括电感型传感单元、信号转换单元和分析处理单元；所述电感型传感单元，包括可变电感，将呼吸带来的微弱形体变化转换成微弱电感量的变化；所述信号转换单元，包括高频振荡器、整形电路，将电感量的变化转换成电气量的变化，给微处理器进行处理；所述分析处理单元，包括微处理器，可以感知呼吸的过程，描绘出呼吸曲线。本发明用可变电感获取呼吸数据，使得佩戴的舒适性很好，结构简单，可靠性大大提高，成本降到极低，感知呼吸的效果也很好，应用广泛。



CN 110731779 A

1.一种电感式呼吸传感器,包括电感型传感单元、信号转换单元和分析处理单元;

电感型传感单元,包括可变电感,将呼吸带来的微弱形体变化转换成微弱电感量的变化;

所述信号转换单元,包括高频振荡器、整形电路,将电感量的变化转换成电气量的变化,给微处理器进行处理;

所述分析处理单元,包括微处理器,可以感知呼吸的过程,描绘出呼吸曲线。

2.根据权利要求1所述的一种电感式呼吸传感器,其特征在于,所述电感型传感单元的可变电感是将丝包线扎在松紧带上构成电感。

3.根据权利要求1所述的一种电感式呼吸传感器,其特征在于,所述信号转换单元还包括信号处理电路,包括可变电感L1、电阻R15、电阻R16、电阻R17、电阻R18、电阻R19、电阻R20、电阻R21、电阻R22、电阻R23、电容C7、电容C8、电容C9、电容C15、电容C19、三极管V2、三极管V5和运算放大器UTOA,所述可变电感L1的一端与所述电阻R15的一端、所述电容C7的一端、所述电阻R16的一端和所述电阻R22的一端均接+5V电压,所述可变电感L1的另一端分别与所述三极管V5的集电极、所述电容C8的一端连接,所述电阻R15的另一端分别与所述三极管V5的基极、所述电阻R17的一端和所述电容C19的一端连接,所述电容C7的另一端分别与所述电容C8的另一端、所述电容C9的一端、所述三极管V5的发射极和所述电阻R18的一端连接,所述电阻R16的另一端分别与所述电容C9的另一端、所述电阻R19的一端和所述三极管V2的基极连接,所述电阻R22的另一端分别与所述三极管V2的集电极、所述电阻R20的一端和所述电阻R21的一端连接,所述三极管V2的发射极与所述电阻R17的另一端、所述电容C19的另一端、所述电阻R18的另一端和所述电阻R19的另一端均接地,所述电阻R20的另一端分别与所述电容C15的一端、所述运算放大器UTOA的第5引脚连接,所述电容C15的另一端接地,所述电阻R21的另一端与所述运算放大器UTOA的第4引脚连接,所述运算放大器UTOA的第11引脚接+5V电压,所述运算放大器UTOA的第3引脚接地,所述运算放大器UTOA的第6引脚接地,所述运算放大器UTOA的第12引脚与所述电阻R23的一端均接输出信号,所述电阻R23的另一端接+3.3V电压。

4.根据权利要求3所述的一种电感式呼吸传感器,其特征在于,所述三极管V5和所述电阻R15、所述电阻R17、所述电阻R18、所述电容C7、所述电容C8、所述电容C19组成高频振荡器,使用电容三点式振荡电路,提高频率稳定度,改善输出波形。

5.根据权利要求3所述的一种电感式呼吸传感器,其特征在于,所述三极管V2和所述电阻R16、所述电阻R19、所述电阻R20、所述电阻R21、所述电阻R22、所述电阻R23、所述电容C9、所述电容C15、所述运算放大器UTOA组成整形电路,将正弦信号整形成脉冲信号。

6.根据权利要求1所述的一种电感式呼吸传感器,其特征在于,所述分析处理单元还包括分析软件,可以分析计算得到呼吸存在的问题。

7.根据权利要求1所述的一种电感式呼吸传感器,其特征在于,所述分析处理单元还包括应用程序,可以接收分析软件的分析结果,并进行显示。

8.一种呼吸检测方法,其特征在于,对于使用者,因为从呼吸气流中获取呼吸参数,会带来很大的不便,而从体形变化获取呼吸数据的只有电阻式,会有佩戴不舒适,成本高的缺点,本方法将通过用可变电感取代电阻式进行问题解决,具体步骤包括:

步骤1、将丝包线扎在松紧带上构成电感;

步骤2、松紧带套在人体的胸部或腹部，松紧带的长度会随着呼吸产生变化；

步骤3、通电导体，即丝包线通过交变电流时，会在周边产生随距离的增加，强度按指数规律衰减的交变电磁场；

步骤4、临近导线感应交变电磁场，会对导线本身传导的电荷产生阻碍或加速的效果，对信号传输等效为一个电感；

步骤5、当胸、腹因呼吸而产生变化时，松紧带长度也会产生变化，等效电感量大小会有改变，传输的信号会变化；

步骤6、通过电路拾取其中的变化量，从而描绘出呼吸曲线。

9.根据权利要求8所述的一种呼吸检测方法，其特征在于，丝包线按连续U形的特定形状扎在松紧带上。

一种电感式呼吸传感器及呼吸检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及电子线路及医疗，属于医疗电气技术领域。

背景技术

[0002] 目前，国内呼吸传感器有两种类型，一是从呼吸气流中获取呼吸参数；另一种是从体形的变化获取呼吸数据。

[0003] 从气流中获取的数据较丰富，也比较精确，但由于气流需要从口鼻处获取，给使用者带来很大的不便，需要将气流导管插入鼻腔和口腔。否则，将失去所有数据，因为呼吸可能在口腔与鼻腔二选一。

[0004] 从体形变化获取呼吸数据的方式能避免气流分析方式给使用人带来的不便，因为呼吸引起体形主要集中在胸、腹，而从胸腹处取得数据给使用者带来不适会大大减轻。

[0005] 目前国内从体形变化获取呼吸数据的只有电阻式。这种方式的实现是通过柔性编制带状物包围着胸、腹，编织带内置一根高强度丝线，一般用金属线，体形的变化，由丝线传递给电位器，电位器阻值随着体形而变化，再由电路转换成计算机能识别的信号。

[0006] 电位器方式缺点主要有三点：

一是金属线的长度需要调整，松紧适度才能将形体的变化传递给电位器，否则将取不到信号。为了适应人体体位的变化，一般是加一根弹簧，而弹簧给会给人带来很不舒适的感觉。

[0007] 二是电位器以及将丝线受力大小传递给电位器的机构，不能做到足够小，佩戴在身体上也会给人很不舒适的感觉。

[0008] 三是这种传感器结构上需要做到很精密、复杂，所以容易损坏。同时使得使用成本增加。

发明内容

[0009] 发明目的：提供一种电感式呼吸传感器，以解决上述问题。

[0010] 技术方案：一种电感式呼吸传感器，包括电感型传感单元、信号转换单元和分析处理单元；

电感型传感单元，包括可变电感，将呼吸带来的微弱形体变化转换成微弱电感量的变化；

所述信号转换单元，包括高频振荡器、整形电路，将电感量的变化转换成电气量的变化，给微处理器进行处理；

所述分析处理单元，包括微处理器，可以感知呼吸的过程，描绘出呼吸曲线。

[0011] 根据本发明的一个方面，所述电感型传感单元的可变电感是将丝包线扎在松紧带上构成电感。

[0012] 根据本发明的一个方面，所述信号转换单元还包括信号处理电路，包括可变电感L1、电阻R15、电阻R16、电阻R17、电阻R18、电阻R19、电阻R20、电阻R21、电阻R22、电阻R23、电

容C7、电容C8、电容C9、电容C15、电容C19、三极管V2、三极管V5和运算放大器UTOA，所述可变电感L1的一端与所述电阻R15的一端、所述电容C7的一端、所述电阻R16的一端和所述电阻R22的一端均接+5V电压，所述可变电感L1的另一端分别与所述三极管V5的集电极、所述电容C8的一端连接，所述电阻R15的另一端分别与所述三极管V5的基极、所述电阻R17的一端和所述电容C19的一端连接，所述电容C7的另一端分别与所述电容C8的另一端、所述电容C9的一端、所述三极管V5的发射极和所述电阻R18的一端连接，所述电阻R16的另一端分别与所述电容C9的另一端、所述电阻R19的一端和所述三极管V2的基极连接，所述电阻R22的另一端分别与所述三极管V2的集电极、所述电阻R20的一端和所述电阻R21的一端连接，所述三极管V2的发射极与所述电阻R17的另一端、所述电容C19的另一端、所述电阻R18的另一端和所述电阻R19的另一端均接地，所述电阻R20的另一端分别与所述电容C15的一端、所述运算放大器UTOA的第5引脚连接，所述电容C15的另一端接地，所述电阻R21的另一端与所述运算放大器UTOA的第4引脚连接，所述运算放大器UTOA的第11引脚接+5V电压，所述运算放大器UTOA的第3引脚接地，所述运算放大器UTOA的第6引脚接地，所述运算放大器UTOA的第12引脚与所述电阻R23的一端均接输出信号，所述电阻R23的另一端接+3.3V电压。

[0013] 根据本发明的一个方面，所述三极管V5和所述电阻R15、所述电阻R17、所述电阻R18、所述电容C7、所述电容C8、所述电容C19组成高频振荡器，使用电容三点式振荡电路，提高频率稳定度，改善输出波形。

[0014] 根据本发明的一个方面，所述三极管V2和所述电阻R16、所述电阻R19、所述电阻R20、所述电阻R21、所述电阻R22、所述电阻R23、所述电容C9、所述电容C15、所述运算放大器UTOA组成整形电路，将正弦信号整形成脉冲信号。

[0015] 根据本发明的一个方面，所述分析处理单元还包括分析软件，可以分析计算得到呼吸存在的问题。

[0016] 根据本发明的一个方面，所述分析处理单元还包括应用程序，可以接收分析软件的分析结果，并进行显示。

[0017] 一种呼吸检测方法，对于使用者，因为从呼吸气流中获取呼吸参数，会带来很大的不便，而从体形变化获取呼吸数据的只有电阻式，会有佩戴不舒适，成本高的缺点，本方法将通过用可变电感取代电阻式进行问题解决，具体步骤包括：

步骤1、将丝包线扎在松紧带上构成电感；

步骤2、松紧带套在人体的胸部或腹部，松紧带的长度会随着呼吸产生变化；

步骤3、通电导体，即丝包线通过交变电流时，会在周边产生随距离的增加，强度按指数规律衰减的交变电磁场；

步骤4、临近导线感应交变电磁场，会对导线本身传导的电荷产生阻碍或加速的效果，对信号传输等效为一个电感；

步骤5、当胸、腹因呼吸而产生变化时，松紧带长度也会产生变化，等效电感量大小会有改变，传输的信号会变化；

步骤6、通过电路拾取其中的变化量，从而描绘出呼吸曲线。

[0018] 根据本发明的一个方面，丝包线按连续U形的特定形状扎在松紧带上。

[0019] 有益效果：本发明能够采用可变电感，将呼吸带来的微弱形体变化转换成微弱电感量的变化，将电感量的变化转换成电气量的变化，给微处理器进行处理，从而感知呼吸的

过程，描绘出呼吸曲线，通过分析软件得到呼吸存在的问题，提供给应用程序；将丝包线扎在松紧带上构成电感，佩戴的舒适性很好，结构简单，可靠性大大提高，成本降到极低，感知呼吸的效果也很好，应用必将广泛。

附图说明

[0020] 图1是本发明的电感式呼吸传感器的检测流程框图。

[0021] 图2是本发明的信号处理电路的原理图。

[0022] 图3是本发明的丝包线所扎形状的示意图。

具体实施方式

[0023] 如图1所示，在该实施例中，一种电感式呼吸传感器，包括电感型传感单元、信号转换单元和分析处理单元；

电感型传感单元，包括可变电感，将呼吸带来的微弱形体变化转换成微弱电感量的变化；

所述信号转换单元，包括高频振荡器、整形电路，将电感量的变化转换成电气量的变化，给微处理器进行处理；

所述分析处理单元，包括微处理器，可以感知呼吸的过程，描绘出呼吸曲线。

[0024] 在进一步的实施例中，所述电感型传感单元的可变电感是将丝包线扎在松紧带上构成电感。

[0025] 在进一步的实施例中，如图2所示，所述信号转换单元还包括信号处理电路，包括可变电感L1、电阻R15、电阻R16、电阻R17、电阻R18、电阻R19、电阻R20、电阻R21、电阻R22、电阻R23、电容C7、电容C8、电容C9、电容C15、电容C19、三极管V2、三极管V5和运算放大器UTOA，所述可变电感L1的一端与所述电阻R15的一端、所述电容C7的一端、所述电阻R16的一端和所述电阻R22的一端均接+5V电压，所述可变电感L1的另一端分别与所述三极管V5的集电极、所述电容C8的一端连接，所述电阻R15的另一端分别与所述三极管V5的基极、所述电阻R17的一端和所述电容C19的一端连接，所述电容C7的另一端分别与所述电容C8的另一端、所述电容C9的一端、所述三极管V5的发射极和所述电阻R18的一端连接，所述电阻R16的另一端分别与所述电容C9的另一端、所述电阻R19的一端和所述三极管V2的基极连接，所述电阻R22的另一端分别与所述三极管V2的集电极、所述电阻R20的一端和所述电阻R21的一端连接，所述三极管V2的发射极与所述电阻R17的另一端、所述电容C19的另一端、所述电阻R18的另一端和所述电阻R19的另一端均接地，所述电阻R20的另一端分别与所述电容C15的一端、所述运算放大器UTOA的第5引脚连接，所述电容C15的另一端接地，所述电阻R21的另一端与所述运算放大器UTOA的第4引脚连接，所述运算放大器UTOA的第11引脚接+5V电压，所述运算放大器UTOA的第3引脚接地，所述运算放大器UTOA的第6引脚接地，所述运算放大器UTOA的第12引脚与所述电阻R23的一端均接输出信号，所述电阻R23的另一端接+3.3V电压。

[0026] 在进一步的实施例中，所述三极管V5和所述电阻R15、所述电阻R17、所述电阻R18、所述电容C7、所述电容C8、所述电容C19组成高频振荡器，使用电容三点式振荡电路，提高频率稳定度，改善输出波形。

[0027] 在更进一步的实施例中，所述可变电感L1和所述电容C7、所述电容C8组成起选频作用的谐振电路，从所述电容C8上取出反馈电压加到所述三极管V5的基极。

[0028] 在更进一步的实施例中，所述三极管V5的输入电压和反馈电压同相，满足相位平衡条件，因此电路能起振。

[0029] 在更进一步的实施例中，由于电路中所述三极管V5的3个极分别接在所述电容C7、所述电容C8的3个点上，因此被称为电容三点式振荡电路。

[0030] 在进一步的实施例中，所述三极管V2和所述电阻R16、所述电阻R19、所述电阻R20、所述电阻R21、所述电阻R22、所述电阻R23、所述电容C9、所述电容C15、所述运算放大器UTOA组成整形电路，将正弦信号整形成脉冲信号。

[0031] 在进一步的实施例中，所述分析处理单元还包括分析软件，可以分析计算得到呼吸存在的问题。

[0032] 在进一步的实施例中，所述分析处理单元还包括应用程序，可以接收分析软件的分析结果，并进行显示。

[0033] 一种呼吸检测方法，对于使用者，因为从呼吸气流中获取呼吸参数，会带来很大的不便，而从体形变化获取呼吸数据的只有电阻式，会有佩戴不舒适，成本高的缺点，本方法将通过用可变电感取代电阻式进行问题解决，具体步骤包括：

步骤1、将丝包线扎在松紧带上构成电感；

步骤2、松紧带套在人体的胸部或腹部，松紧带的长度会随着呼吸产生变化；

步骤3、通电导体，即丝包线通过交变电流时，会在周边产生随距离的增加，强度按指数规律衰减的交变电磁场；

步骤4、临近导线感应交变电磁场，会对导线本身传导的电荷产生阻碍或加速的效果，对信号传输等效为一个电感；

步骤5、当胸、腹因呼吸而产生变化时，松紧带长度也会产生变化，等效电感量大小会有改变，传输的信号会变化；

步骤6、通过电路拾取其中的变化量，从而描绘出呼吸曲线。

[0034] 在进一步的实施例中，如图3所示，丝包线按连续U形的特定形状扎在松紧带上。

[0035] 总之，本发明具有以下优点：采用可变电感，将呼吸带来的微弱形体变化转换成微弱电感量的变化，将电感量的变化转换成电气量的变化，给微处理器进行处理，从而感知呼吸的过程，描绘出呼吸曲线，通过分析软件得到呼吸存在的问题，提供给应用程序；将丝包线扎在松紧带上构成电感，佩戴的舒适性很好，结构简单，可靠性大大提高，成本降到极低，感知呼吸的效果也很好，应用必将广泛。

[0036] 另外需要说明的是，在上述具体实施方式中所描述的各个具体技术特征，在不矛盾的情况下，可以通过任何合适的方式进行组合。为了避免不必要的重复，本发明对各种可能的组合方式不再另行说明。

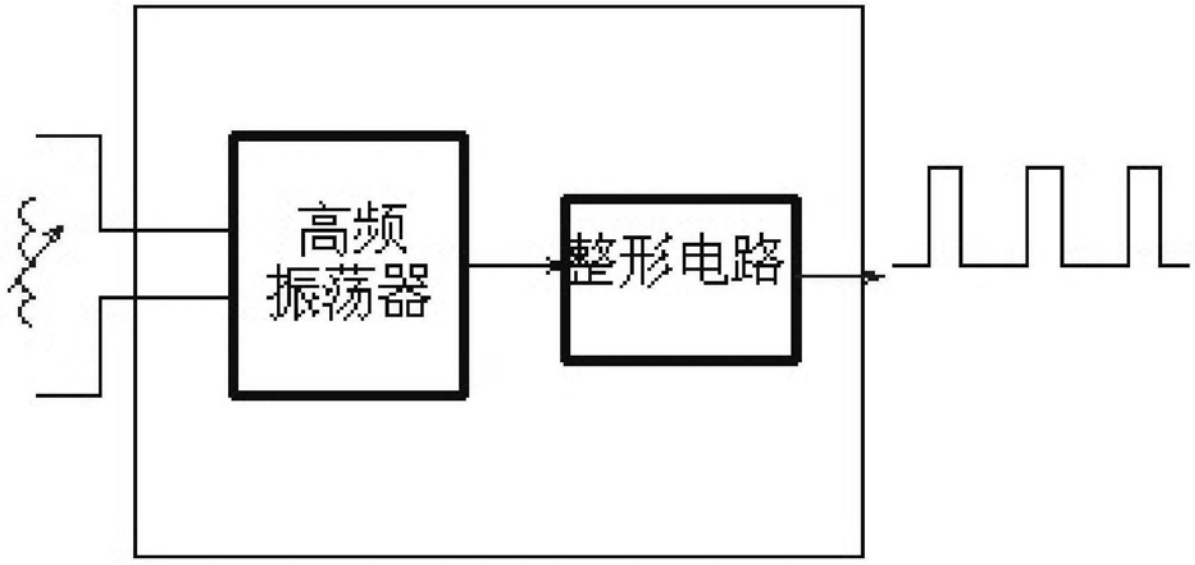

高频
振荡器
整形电路

图1

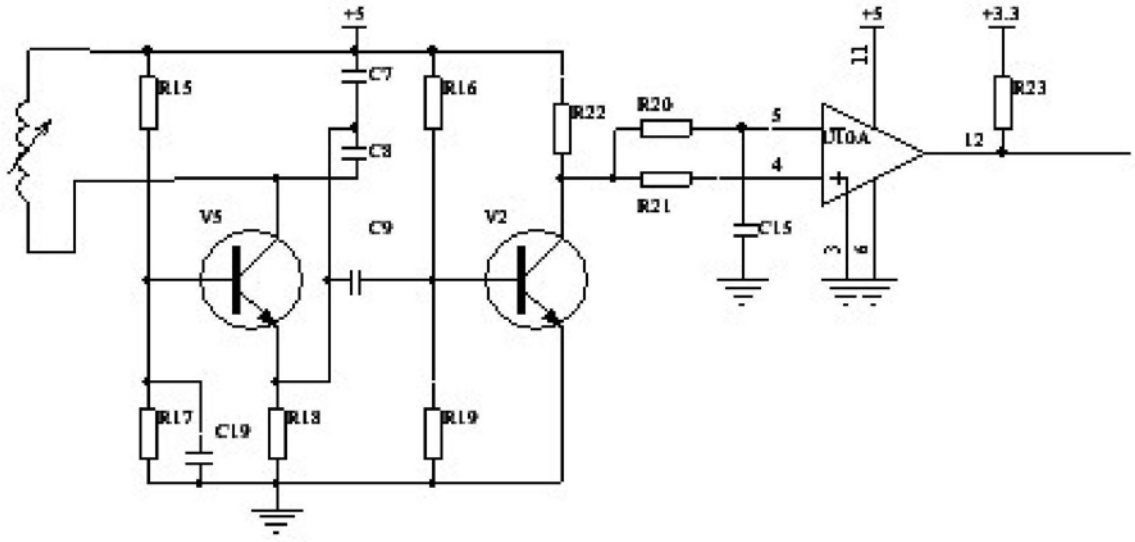

+5
R15
C7
R16
R22
R20
C8
V5
C9
V2
R21
C15
+5
11
+3.3
R23
5
4
U10A
12
3
6
R17
C19
R18
R19

图2

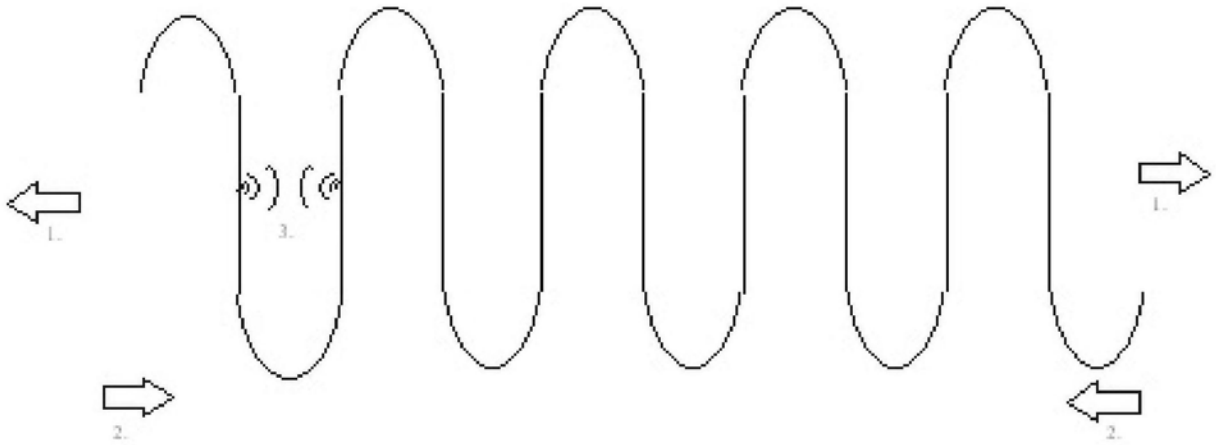
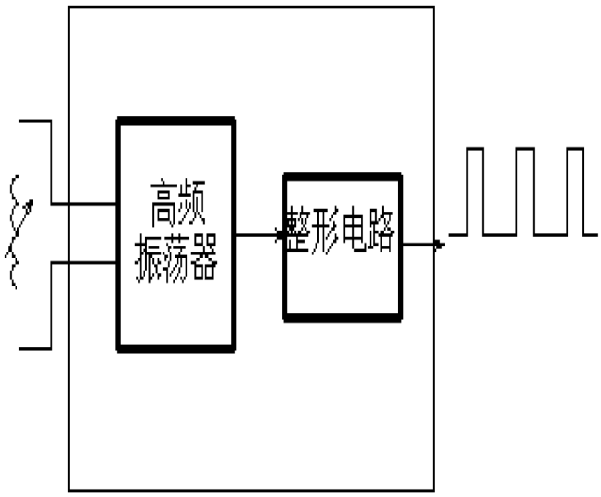


图3

专利名称(译)	一种电感式呼吸传感器及呼吸检测方法		
公开(公告)号	CN110731779A	公开(公告)日	2020-01-31
申请号	CN201910941881.X	申请日	2019-09-30
[标]发明人	柯利民		
发明人	柯利民		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/11 A61B5/113 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/08 A61B5/1126 A61B5/113 A61B5/1135 A61B5/6831		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种电感式呼吸传感器及呼吸检测方法，包括电感型传感单元、信号转换单元和分析处理单元；所述电感型传感单元，包括可变电感，将呼吸带来的微弱形体变化转换成微弱电感量的变化；所述信号转换单元，包括高频振荡器、整形电路，将电感量的变化转换成电气量的变化，给微处理器进行处理；所述分析处理单元，包括微处理器，可以感知呼吸的过程，描绘出呼吸曲线。本发明用可变电感获取呼吸数据，使得佩戴的舒适性很好，结构简单，可靠性大大提高，成本降到极低，感知呼吸的效果也很好，应用广泛。