

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 5/00

A61B 5/08

A61B 5/053



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200310108239.2

[43] 公开日 2005 年 5 月 4 日

[11] 公开号 CN 1611182A

[22] 申请日 2003. 10. 29

[21] 申请号 200310108239.2

[71] 申请人 上海洁润丝纺织品工业有限公司

地址 201702 上海市沪青平公路诸光路 201 号

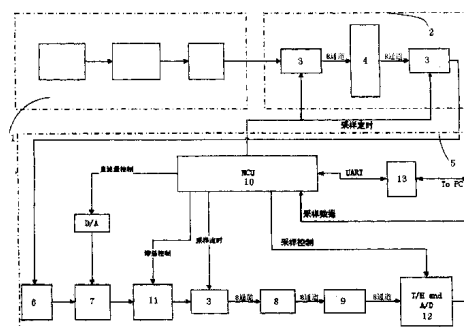
[72] 发明人 贾海泉 王英晨

权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 3 页

[54] 发明名称 多功能无损伤肺区域通气、血流测定仪

[57] 摘要

本发明公开了一种多功能无损伤肺区域通气、血流测定仪，该仪器设置交流恒流源发生装置将恒定电压转换为恒定电流并通过输出阻抗大于 20K 欧姆的驱动电路连接一个电子数据采集装置；所述电子数据采集装置包括至少六个电子开关以及所述电子开关的特定排列方式。本发明通过测定人体生物阻抗变化来采集肺部通气，肺部血流，以及膈肌活动等方面的数据，具有数据准确可靠、测定方法简单，分析结果迅速等优点。非常适合完成对于特殊病人，如：高龄、气急、大咯血后或听力下降者进行综合肺功能测定，并适合完成对危重病人的心电呼吸监护工作。



1.一种多功能无损伤肺区域通气、血流测定仪，装置整体包括交流恒流源发生装置（1）、电子数据采集装置（2）、控制系统（5）以及对进行数据分析、处理、显示的计算机系统，其特征在于所述交流恒流源发生装置（1）将恒定电压转换为恒定电流通过输出阻抗大于 20K 欧姆的驱动电路连接所述电子数据采集装置（2）；所述电子数据采集装置（2）包括至少六个电子开关（3）以及所述电子开关的特定排列，所述电子开关（3）为同心圆电极，其中心为发射极、周边为测量极、所述电子开关分别放置于受测者前胸锁骨中线第一、三、五肋骨间及后部肩胛下角垂线相应前胸的水平位；所述电子数据采集装置（2）输出交流调制电压信号到所述控制系统（5），所述控制系统（5）包括依次电连接的放大器（6）、减法器（7）、检波器（8）、A/D 转换器（12）和对上述部件进行控制的单片机（10），所述交流调制电压信号经控制系统（5）放大、检波、滤波和数模转换后通过串口输出的连接计算机系统。

2.根据权利要求 1 所述的一种多功能无损伤肺区域通气、血流测定仪，其特征在于所述交流恒流源发生装置（1）包括一个产生 100KHz 等幅正弦波的放大器 X2A，以及二个放大器 X2B、X3A 将所述等幅正弦波转化为 1~2mA 的交流恒定电流。

3.根据权利要求 1 所述的一种多功能无损伤肺区域通气、血流测定仪，其特征在于所述电子数据采集装置（2）由八个电子开关（3）组成，新增的二个电子开关（3）放置于受测者腹部对称位置，八个电子开关工作时依次采集人体阻抗值。

4.根据权利要求 1 所述的一种多功能无损伤肺区域通气、血流测定仪，其特征在于所述控制系统（5）包括一个可控增益放大器（11）。

5.根据权利要求 1 所述的一种多功能无损伤肺区域通气、血流测定仪，其特征在于控制系统（5）中所述检波器（8）和 A/D 转换器（12）之间设置有一个低通滤波器（9）。

6.根据权利要求 1 所述的一种多功能无损伤肺区域通气、血流测定仪，其特征在于所述控制系统（5）与所述计算机系统之间设置光电耦合器（13）。

7.根据权利要求 1 所述的一种多功能无损伤肺区域通气、血流测定仪，其特征在于所述装置与供电设备之间通过隔离变压器 TRANS1 连接。

8.根据权利要求 1 所述的一种多功能无损伤肺区域通气、血流测定仪，其特征在于

所述电子开关（3）通过模拟开关 4051 与所述电子数据采集装置（2）和所述控制系统（5）相连接。

9.根据权利要求 1 所述的一种多功能无损伤肺区域通气、血流测定仪，其特征在于所述放大器（6）由电连接的前置放大器 X6A、主放大器 U40 和后级驱动跟随器 X6B 构成，所述主放大器 U40 连接整流二极管 D12、D14 和所述模拟开关 4051，所述后级驱动跟随器 X6B 通过二极管 D13 将放大的信号输出到所述检波器（8）。

10.根据权利要求 6 所述的一种多功能无损伤肺区域通气、血流测定仪，其特征在于所述光电耦合器（13）由二个光电耦合装置 OPTOISO1 和 OPTOISO2 构成。

多功能无损伤肺区域通气、血流测定仪

技术领域

本发明涉及一种检查呼吸器官的测量装置，特别是涉及一种通过测量人体生物阻抗变化对肺区域的通气、血流状况进行测定的仪器设备。

背景技术

大多数呼吸疾病都与肺的通气障碍有关，对于肺通气障碍有多种方法进行检测，如传统的仪器设备：峰值流量仪用于测定呼气峰值流量，肺活量计用于肺通气功能的详细检查，体积描记仪用于测定肺绝对容积和气道阻力。但由于影响肺通气功能的因素很多，现有的仪器设备只能总测定常规肺功能而不能测定左右肺的通气功能及肺血流的情况。新的检测方法和仪器设备如：肺血管造影术可以检测到由于肺栓塞或肺动脉高压所致的肺灌注不良区域，肺血管造影术检查采用静脉内注射一种不透光的造影剂，然后进行胸部 X 线检查，使肺血管显影，该方法对肺功能测定的准确性较高，但是这种检查需要复杂昂贵的设备，医院和患者需要支付很高的费用。再比如：放射性核素肺扫描可以检测到肺功能异常区，也用于研究吸入放射性同位素药物在肺内的分布情况，并且放射性核素肺扫描—闪烁扫描法比肺血管造影术简单，可以用来检查肺栓塞、通气/血流比失调及局部肺功能异常，被检查者静脉注射或吸入放射活性物质，这些放射性物质分布在气道壁或毛细血管壁的量分别与肺通气量和毛细血管灌注成正比，用计算机对放射性物质排离肺的方式进行分析，制作出闪烁扫描图。但是，肺功能同位素测定设备同样不能观测到肺部状态的动态变化，而且，这种仪器本身以及检测的成本均非常昂贵，受试者接受检测时需要吸入放射性物质，对某些受试者来说是不方便的，也会造成环境污染。

中国发明专利申请号 87106212，公开号 87106212，公开了一种“智能式自由呼吸

阻抗血流图仪”，该装置由单板计算机及放大，电平移位等电路组成，利用测定人体生物阻抗变化给出肺部生理活动状况参数。利用人体生物阻抗测定肺功能，成本低，准确性也比较高。该发明的缺点在于一次测定只能得到一个肺通气数据，如果要同时测定左右肺的通气功能及肺部血流状况，则无能为力。由于左右肺通气数据及肺部血流分布状况对于判断肺区域通气、血流障碍、发现病灶非常重要，故医院和患者都需要一种新的多功能无损伤肺区域通气、血流测定仪。

发明内容

本发明的目的在于克服现有肺通气、血流测定装置的相关缺点，提供一种检测数据准确可靠、一次检测即可给出左右肺通气数据及肺部血流分布数据的多功能无损伤肺区域通气、血流测定仪。

本发明采取的技术方案：一种多功能无损伤肺区域通气、血流测定仪，所述仪器整体包括交流恒流源发生装置、电子数据采集装置、控制系统以及对进行分析、处理、显示的计算机系统，其特征在于所述交流恒流源发生装置将恒定电压转换为恒定电流通过输出阻抗大于 20K 欧姆的驱动电路连接所述电子数据采集装置；所述电子数据采集装置包括至少六个电子开关以及所述电子开关的特定排列，所述电子开关为同心圆电极，其中心为发射极、周边为测量极、所述电子开关分别放置于受测者前胸锁骨中线第一、三、五肋骨间及后部肩胛下角垂线相应前胸的水平位；所述电子数据采集装置输出交流调制电压信号到所述控制系统，所述控制系统包括依次电连接的放大器、减法器、检波器、A/D 转换器和对上述部件进行控制的单片机，所述交流调制电压信号经控制系统放大、检波、滤波和数模转换后通过串口输出的连接计算机系统。

所述交流恒流源发生装置包括一个产生 100KHz 等幅正弦波的放大器 X2A，以及二个放大器 X2B、X3A 将所述等幅正弦波转化成 1~2mA 的交流恒定电流。

所述电子数据采集装置由八个电子开关组成，新增的二个电子开关放置于受测者腹部对称位置，八个电子开关工作时依次采集人体阻抗值。

所述控制系统包括一个可控增益放大器。

所述控制系统中所述检波器和 A/D 转换器之间设置一个低通滤波器。

所述控制系统与所述计算机系统之间设置光电耦合器。

所述装置与供电设备之间通过隔离变压器 TRANS1 连接。

所述电子开关通过模拟开关 4051 与所述电子数据采集装置和所述控制系统相连接。

所述放大器由电连接的前置放大器 X6A、主放大器 U40 和后级驱动跟随器 X6B 构成，所述主放大器 U40 连接整流二极管 D12、D14 和所述模拟开关 4051，所述后级驱动跟随器 X6B 通过二极管 D13 将放大的信号输出到所述检波器。

所述光电耦合器由二个光电耦合装置 OPTOISO1 和 OPTOISO2 构成。

本发明的有益效果在于，本发明所述无损伤肺区域通气、血流测定装置利用测定人体阻抗变化来测定肺部通气，肺部气体分布，肺部血流，肺部通气血流比例，隔肌活动等方面的情况。八个电子开关（生物电极）同时作用于受测者受测部位，分八路同步记录呼吸状态下受测者人体阻抗的变化，并将交流调制电压信号输入控制系统，由控制系统完成信号放大、过滤、去除噪声几个步骤，处理后的数据通过计算机自动分析结果。由于八路数据同时采集左右肺上、中、下以及相关腹部区域的人体阻抗变化，检测得到的数据准确可靠。本发明还具有设备费用低，测定费用低、操作简单、分析结果迅速等优点。

附图说明

图 1 是多功能无损伤肺区域通气、血流测定仪内部结构示意图；

图 2 是无损伤肺区域通气血流测定装置控制系统中减法器电路原理图；

图 3 是交流恒流源发生装置电路原理图；

图 4 是放大通路电路原理图；

图5是多功能无损伤肺区域通气、血流测定仪与外部设备连接示意图。

具体实施方式

下面结合附图,对本发明进一步详细描述:人体胸部相当于一段导体,其阻抗由电阻、电感和电容组成,但电感一般很小,可忽略不计,而电容在100KHz的高频电流下对实际测量结果的影响也很小,所以胸部呼吸阻抗的变化基本是电阻的变化。通过检测呼吸阻抗的变化也就能够反映人体肺部的呼吸活动,而1~2mA的幅值则保证了人体的安全。如图1所示,一种无损伤肺区域通气、血流测定装置,装置整体包括交流恒流源发生装置1、电子数据采集装置2、控制系统5以及对进行数据分析、处理、显示的计算机系统,所述交流恒流源发生装置1将恒定电压转换为恒定电流通过输出阻抗大于20K欧姆的驱动电路连接所述电子数据采集装置2;所述电子数据采集装置2包括至少六个电子开关3以及所述电子开关3的特定排列方式,所述电子开关3为同心圆电极,其中心为发射极、周边为测量极、所述电子开关分别放置于受测部位4上,即受测者前胸锁骨中线第一、三、五肋骨间及后部肩胛下角垂线相应前胸的水平位,电子开关施加在人体左右肺叶上、中、下六个区域,肺部各区域的电阻随着呼吸的变化而改变,于是在电子开关3传感器电极上产生随呼吸而变化的交流调制电压,所述电子数据采集装置2输出交流调制电压信号到所述控制系统5,所述控制系统5包括前置放大器6、减法器7、检波器8、低通滤波器9、A/D转换器12以及对上述电子器件进行控制的单片机10,电子数据采集装置2传递来的信号通过前置放大器6、减法器7,可控增益放大器11进行信号的处理和放大,然后由检波器8和低通滤波器9对上述信号进行检波和低通滤波,并由单片机10控制采样/保持放大器与A/D进行数据采集;所述控制系统5通过速率为19200波特的串行口和串口通信协议SCP(Serial Communication Protocol)连接所述计算机系统,数据经过计算机系统分析运算处理后在屏幕上同步显示肺部各区域的呼吸曲线变化,为医生诊断受试者肺部功能提供可资参考的数据。

如图3所示:所述交流恒流源发生装置1包括一个产生100KHz等幅正弦波的放大

器 X2A, X2A 及周边元件构成的等幅正弦波振荡器, 输出电压约 5 伏。X2B 和 X3A 把 X2A 输出的等幅正弦波转化成约 1~2mA 的交流恒定电流源。

所述电子数据采集装置 2 由八个电子开关 3 组成, 新增的二个电子开关 3 放置于受测者腹部对称位置, 八个电子开关工作时依次采集人体阻抗值。电子开关 1、2、3、4 用来采集左肺上、中、下、以及左边腹部的人体阻抗变化值, 电子开关 5、6、7、8 用来采集右肺上、中、下、以及右边腹部的人体阻抗变化值。采用上述八通道的电子开关可以实现八路数据的采样, 其中每一路数据的采样频率为 100Hz, 远远高于呼吸的频率约 0.3Hz, 也远远高于心跳的频率约 1.2Hz。因此本发明可以实现肺部呼吸、肺部血流、甚至心电信号的采集, 并且可以认为八路信号是同时被采样的。实际采样的顺序是 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 1……如此循环。其中第 4 路, 第 8 路信号可以放在受测者腹部用于测定膈肌的功能, 也可以用于采集心电信号, 这样心电信号的采样频率是 200Hz, 以和肺部血流信号进行对比。

如图 4 所示: 所述放大器 6 由电连接的前置放大器 X6A、主放大器 U40 和后级驱动跟随器 X6B 构成, 所述主放大器 U40 连接整流二极管 D12、D14 和所述模拟开关 4051, 所述后级驱动跟随器 X6B 通过二极管 D13 将放大的信号输出到所述检波器 8。发明中各通道共用一套信号放大通路可以保证各路信号放大倍数的一致性, 使各路信号的测试结果更具可比性, 另一方面也可以大大降低系统的制造成本。前置放大器 X6A 选用 ADI 公司的高输入阻抗、高共模抑制比、低噪声高性能的仪器放大器 AD620。主放大器 U40 实现了整流、减法、增益控制、放大四部分功能, 二极管 D12、D14 用于实现整流功能。当 DC0 不输入信号时, DCR 输入的信号与 AD620 输出的信号是相加的关系, 如果 DCR 输入反极性的信号, 则可以实现减法器的功能, 模拟开关 4051 用于选择 U40 的反馈电阻, 用于实现增益控制, 选择放大倍数。X6B 是同相跟随器, 用于驱动后级的检波电路, 最终信号通过 D13 输出到检波电路。

如图 5 所示: 在发明所述多功能无损伤肺区域通气、血流测定仪中控制系统 5 与计

算机系统之间设置光电耦合器 13, 所述光电耦合器 13 由二个光电耦合装置 OPTOISO1 和 OPTOISO2 构成。所述仪器与供电设备之间通过隔离变压器 TRANS1 连接。所述电子开关 3 通过模拟开关 4051 与所述电子数据采集装置 2 和所述控制系统 5 相连接。经过上述设置, 设备内部电路与交流电源之间用隔离变压器进行了隔离, 与 PC 机的串口连接通过光电耦合器件进行隔离, 所有内部电路自成回路构成浮地, 既有利于隔绝外部干扰, 又保证了被测者的安全。

所述控制系统 5 包括一个可控增益放大器 11, 其中减法器的作用是减去部分直流电压, 以利于信号的进一步放大, 如图 2 所示, D/A 由单片机 10 控制, 可以改变减去直流电压的幅度, 当 D/A 输出电压为 0 伏时减法器变成了简单的放大器, 此时可以进行人体基础阻抗的测量。单片机 10 是整个采集系统的智能控制部件, 单片机程序包括采样定时控制、D/A 直流量输出控制、可控增益放大器 12 的控制、A/D 采样的控制、与计算机通信的控制以及简单的数据处理等部分, 整个数据采集的流程包括: 系统的定标、基础阻抗的测量、呼吸时阻抗变化的测量。本发明即设计了单片机、PC 机双机实时控制, 利用 PC 机强大的处理能力来处理复杂的任务, 同时把处理结果反馈给单片机进行实时控制, 如: 可以自动调整放大器的增益、自动调整输出信号的直流电平, 同时 PC 机可以把收到的数据经过数字滤波后实时地在显示器上进行显示, 也在单片机的代码设计中采用了有限状态机技术, 即根据从 PC 机收到的命令和内部、外部的中断来进行状态的迁移, 同时根据所在的状态进行电路的控制。

本发明涉及的计算机系统软件程序包括 Windows 环境下的串口通信程序设计、用户界面设计、呼吸曲线实时显示程序设计、区域肺功能数据分析程序设计、区域肺血流数据分析程序设计、区域肺通气血流比数据程序设计、膈肌功能数据分析程序设计、数字滤波器程序设计和心电呼吸监护程序设计。

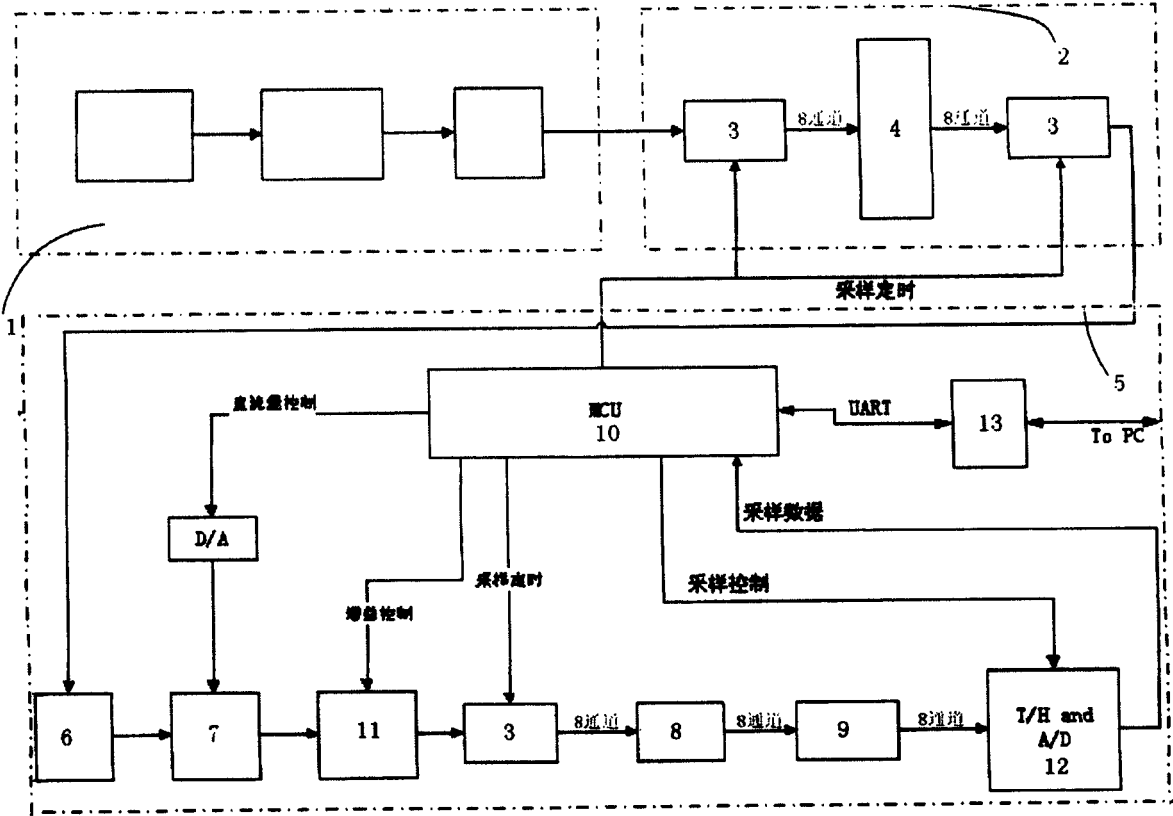


图 1

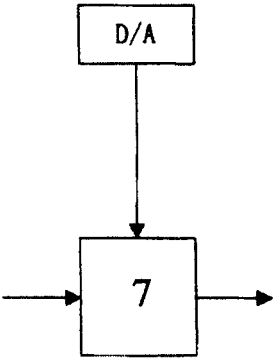


图 2

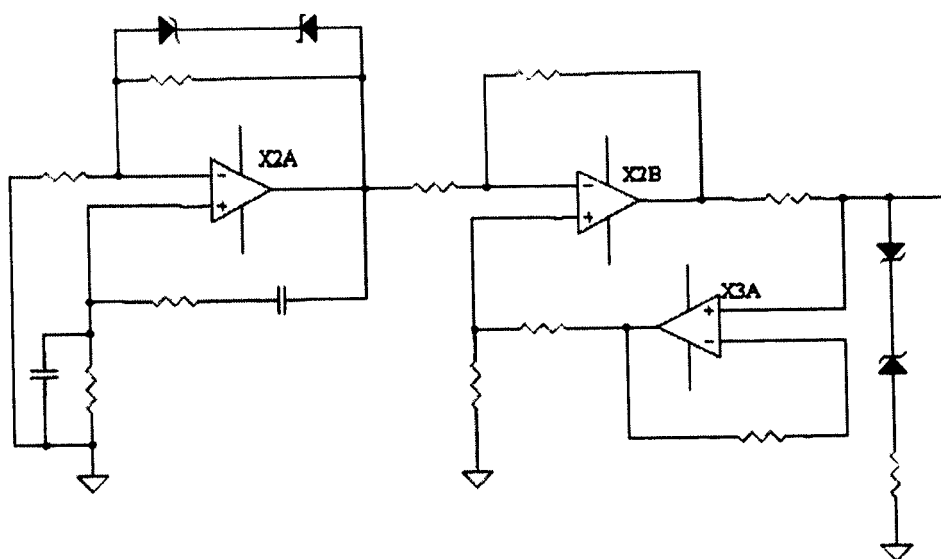


图 3

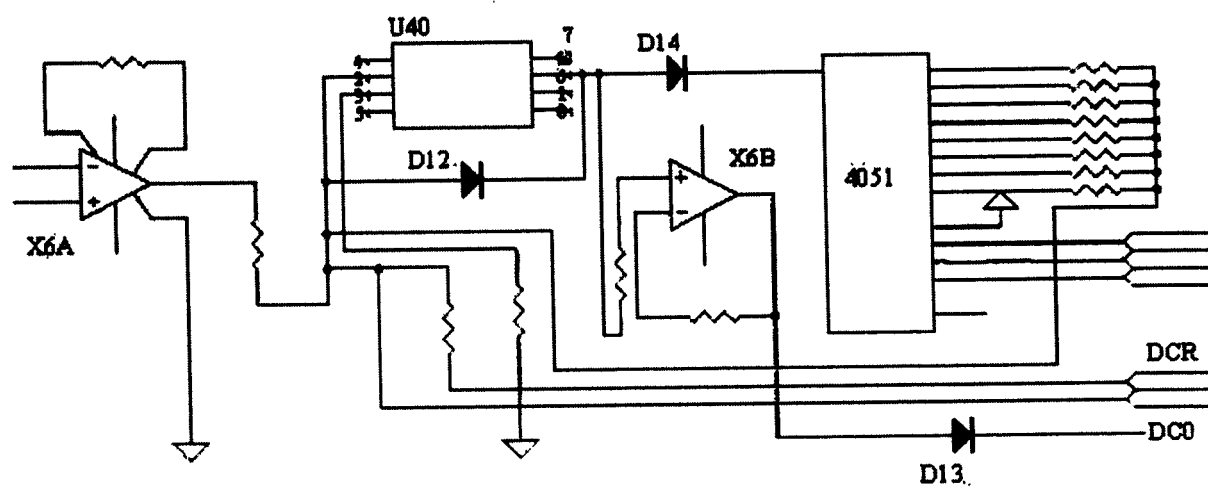


图 4

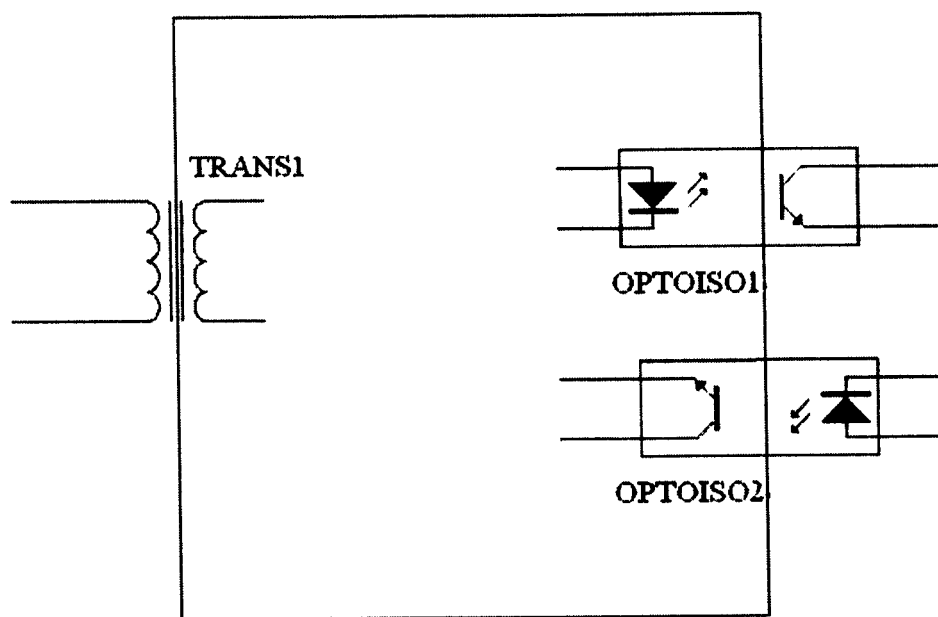


图 5

专利名称(译)	多功能无损伤肺区域通气、血流测定仪		
公开(公告)号	CN1611182A	公开(公告)日	2005-05-04
申请号	CN200310108239.2	申请日	2003-10-29
[标]申请(专利权)人(译)	上海洁润丝纺织品工业有限公司		
申请(专利权)人(译)	上海洁润丝纺织品工业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	上海洁润丝纺织品工业有限公司		
[标]发明人	贾海泉 王英晨		
发明人	贾海泉 王英晨		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/053 A61B5/08		
其他公开文献	CN100444781C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种多功能无损伤肺区域通气、血流测定仪，该仪器设置交流恒流源发生装置将恒定电压转换为恒定电流并通过输出阻抗大于20K欧姆的驱动电路连接一个电子数据采集装置；所述电子数据采集装置包括至少六个电子开关以及所述电子开关的特定排列方式。本发明通过测定人体生物阻抗变化来采集肺部通气，肺部血流，以及膈肌活动等方面的数据，具有数据准确可靠、测定方法简单，分析结果迅速等优点。非常适合完成对于特殊病人，如：高龄、气急、大咯血后或听力下降者进行综合肺功能测定，并适合完成对危重病人的心电呼吸监护工作。

