



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105943045 A

(43)申请公布日 2016.09.21

(21)申请号 201610331163.7

(22)申请日 2016.05.18

(71)申请人 上海交通大学

地址 200240 上海市闵行区东川路800号

(72)发明人 马艺馨 陈欣怡 张琴艳 苗栎文
朱晗琦

(74)专利代理机构 上海科盛知识产权代理有限公司 31225

代理人 翁惠瑜

(51)Int.Cl.

A61B 5/053(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

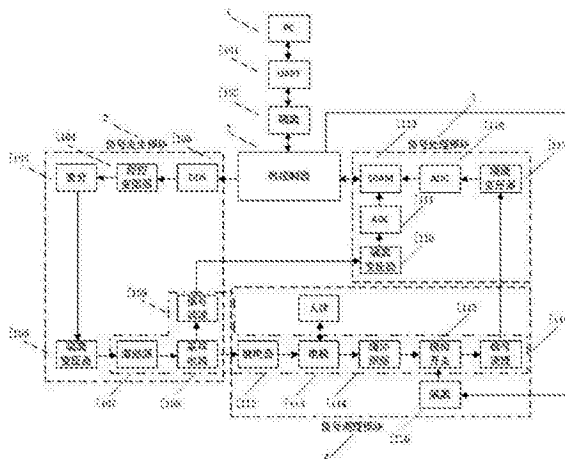
权利要求书3页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

用于人体成分分析的高精度生物电阻抗测量系统及方法

(57)摘要

本发明涉及一种用于人体成分分析的高精度生物电阻抗测量系统及方法,所述系统包括上位机、电极组件、微控制器、信号发生模块、信号调理模块和信号处理模块,微控制器连接上位机、信号发生模块、信号调理模块和信号处理模块,信号发生模块、信号调理模块、信号处理模块依次连接,信号调理模块与电极组件连接,电极组件布置于被测对象表面,微控制器发送测量命令产生激励信号,激励信号一方面流向采样电路获得激励电流样本信号,另一方面经信号调理模块送至被测量对象并传回响应电压信号,响应电压信号与激励电流信号经信号处理模块流向微控制器并由上位机进行处理。与现有技术相比,本发明具有安全性高、高频性能好、数据采集快及准确性高等优点。



1. 一种用于人体成分分析的高精度生物电阻抗测量系统,包括上位机(1)、电极组件(113)、微控制器(2)、信号发生模块(3)、信号调理模块(4)和信号处理模块(5),所述微控制器(2)分别连接上位机(1)、信号发生模块(3)、信号调理模块(4)和信号处理模块(5),所述信号发生模块(3)、信号调理模块(4)、信号处理模块(5)依次连接,所述信号调理模块(4)与电极组件(113)连接,其特征在于,

所述信号发生模块(3)包括依次连接的直接数字式频率合成器(103)、程控变阻器(104)、差分信号转换电路(105)、第一隔离变压器(106)、激励源(107)、采样电路(108)和第一滤波电路(109),所述直接数字式频率合成器(103)与微控制器(2)连接,所述采样电路(108)与信号调理模块(4)连接,所述第一滤波电路(109)与信号处理模块(5)连接,其中:

直接数字式频率合成器(103),用于产生正弦波电流信号,该信号的频率、相位由微控制器(2)控制;

程控变阻器(104),用于将直接数字式频率合成器(103)产生的正弦波电流信号转换成正弦波电压信号;

差分信号转换电路(105),用于将程控变阻器(104)产生的正弦波电压信号转换成两个幅值相同、相位相差 180° 的差分信号;

第一隔离变压器(106),用于将差分信号转换电路(105)产生的差分信号隔离后传送给激励源(107);

激励源(107),用于根据隔离后的差分信号产生激励信号;

采样电路(108),用于采集激励源(107)产生的、施加到被测对象的激励电流信号的幅值与相位,并将激励信号发送至信号调理模块(4);

第一滤波电路(109),用于对采样电路(108)产生的信号进行滤波,并将滤波后的信号通过信号处理模块(5)传输给微控制器(2)。

2. 根据权利要求1所述的用于人体成分分析的高精度生物电阻抗测量系统,其特征在于,所述微控制器(2)依次通过第二隔离芯片(102)和串口(101)与上位机(1)通信连接。

3. 根据权利要求1所述的用于人体成分分析的高精度生物电阻抗测量系统,其特征在于,所述信号调理模块(4)包括继电器(112)、缓冲跟随电路(114)、模拟开关(115)、第二滤波电路(116)和第三隔离芯片(120),所述继电器(112)与信号发生模块(3)连接,所述继电器(112)、电极组件(113)、缓冲跟随电路(114)、模拟开关(115)和第二滤波电路(116)依次连接,所述模拟开关(115)通过第三隔离芯片(120)与微控制器(2)连接,其中:

继电器(112),用于接收信号发生模块(3)发出的激励信号,选通待激励电极;

缓冲跟随电路(114),用于接收电极组件(113)的响应电压信号,并对所述响应电压信号进行缓冲和隔离;

模拟开关(115),用于选通待测量电极;

第二滤波电路(116),用于所述响应电压信号的滤波;

第三隔离芯片(120),用于对微控制器(2)产生的控制信号进行隔离,然后发送给模拟开关(115)控制模拟开关的导通与关断。

4. 根据权利要求3所述的用于人体成分分析的高精度生物电阻抗测量系统,其特征在于,所述信号处理模块(5)包括依次连接的第一隔离芯片(110)、第一ADC电路(111)、数据缓存模块(119)、第二ADC电路(118)和第二隔离变压器(117),所述第一隔离芯片(110)与第一

滤波电路(109)连接,所述第二隔离变压器(117)与信号调理模块(4)连接,所述数据缓存模块(119)与微控制器(2)连接,其中:

第一隔离芯片(110),用于对经第一滤波电路(109)滤波后的信号进行隔离;

第一ADC电路(111),用于对隔离后的信号进行模拟/数字转换后发送给数据缓存模块(119);

第二隔离变压器(117),用于将信号调理模块(4)产生的响应电压信号隔离并传送至第二ADC电路(118);

第二ADC电路(118),用于对隔离后的响应电压信号进行模拟/数字转换;

数据缓存模块(119),用于缓存第一ADC电路(111)、第二ADC电路(118)输出的模拟/数字转换结果。

5. 根据权利要求4所述的用于人体成分分析的高精度生物电阻抗测量系统,其特征在于,所述数据缓存模块(119)以纯逻辑控制的形式缓存所述模拟/数字转换结果。

6. 根据权利要求1所述的用于人体成分分析的高精度生物电阻抗测量系统,其特征在于,所述电极组件(113)包括八对电极,分别为两对手电极、两对脚电极和四对躯干电极,应用时,所述四对躯干电极布置于躯干不同部位的表面。

7. 一种基于权利要求4所述的用于人体成分分析的高精度生物电阻抗测量系统的测量方法,其特征在于,包括以下步骤:

1)上位机(1)向微控制器(2)发送测量命令;

2)微控制器(2)将测量命令发送给信号发生模块(3),信号发生模块(3)根据所述测量命令发出激励信号,具体过程为:

201)直接数字式频率合成器(103)接收到测量命令,同时接收微控制器(2)给出的时钟信号,产生一个正弦波电流信号,并送至程控变阻器(104);

202)程控变阻器(104)将接收到的正弦波电流信号转换成正弦波电压信号,并送至差分信号转换电路(105);

203)差分信号转换电路(105)将接收到的正弦波电压信号转换成两个幅值相同、相位相差 180° 的差分信号,并送至第一隔离变压器(106);

204)第一隔离变压器(106)将接收到的差分信号隔离并传送至激励源(107);

205)激励源(107)产生激励信号;

206)采样电路(108)将所述激励信号传送给信号调理模块(4),同时对施加到被测对象的激励电流信号进行幅值与相位的采集,并将采集到的信号依次经第一滤波电路(109)、第一隔离芯片(110)、第一ADC电路(111),最后将数字结果缓存至数据缓存模块(119);

207)微控制器(2)获取数据缓存模块(119)内的数字结果,进行数字解调后获得激励电流信号的幅值和相位信息;

3)信号调理模块(4)接收信号发生模块(3)发出的激励信号,将所述激励信号通过电极组件(113)作用于被测对象,根据微控制器(2)的测量命令向信号处理模块(5)发送相应的响应电压信号;

4)信号处理模块(5)对所述响应电压信号依次进行隔离、模拟/数字转换和缓存;

5)微控制器(2)对信号处理模块(5)进行读写获得模拟/数字转换结果,并经过数字解调获得响应电压信号的幅值和相位信息;

6)微控制器(2)将解调后的激励电流信号和响应电压信号的幅值和相位信息上传至上位机(1)进行数据处理,得到生物电阻抗信息。

8.根据权利要求7的测量方法,其特征在于,所述步骤3)中,响应电压信号的具体产生过程为:

301)继电器(112)接收到激励信号后选通电极组件(113)中的待激励电极,并发送激励信号至待激励电极;

302)电极组件(113)将激励信号送至被测对象并接收被测对象传回的响应电压信号,同时将响应电压信号传送至缓冲跟随电路(114)进行缓冲和隔离;

303)模拟开关(115)根据接收到的微控制器(2)产生的测量命令选通待测量电极;

304)第二滤波电路(116)将被选通的测量电极传回的响应电压信号进行滤波,并送至信号处理模块(5)。

9.根据权利要求7测量方法,其特征在于,所述步骤4)具体为:

401)第二隔离变压器(117)将接收到的响应电压信号隔离并传送至第二ADC电路(118);

402)第二ADC电路(118)将接收到的隔离后的响应电压信号进行模拟/数字转换,将转换结果送至数据缓存模块(119)进行缓存。

用于人体成分分析的高精度生物电阻抗测量系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物电阻抗测量技术领域,尤其涉及一种用于人体成分分析的高精度生物电阻抗测量系统。

背景技术

[0002] 随着人类生活的进步和发展,人们对于医疗的要求越来越高,不仅要求能更快更好地治愈疾病,更要求能在治病过程中尽量减少自身的痛苦。因此,这就对医疗仪器提出了更高的要求,促使其不断发展创新。由于生物组织电阻抗技术可以进行细胞测量、体积测量、人体组织结构分析、人体成分分析等,具有无创、廉价、安全、无毒无害、操作简单和信息丰富等特点,使得本发明在病理检测和健康监测方面具有可操作性,尤其在人体成分分析领域有很大的应用前景和社会意义价值。

[0003] 生物电阻抗是反映生物组织、器官、细胞和整个生物体电学性质的物理量之一,它能帮助获取相关的组织特征、生理和病理信息,由此达到临床监测、病理检测和健康监测的目的。生物组织电阻抗技术是一种利用生物组织与器官的电特性及其变化提取与组织状况相关的生物医学信息的无损伤检测技术,即通过置于生物体表面的电极给被测对象施加一安全的交流激励电信号、测量响应电压信号,检测相应的电阻抗及其变化。

[0004] 生物电阻抗法从产生到现在在测量方法和测量频率两个方向不断发展。在测量方法方面,最初用电桥法进行电阻抗测量,原理简单但精度较低;后提出了双电极法,但由于接触阻抗的影响,阻抗测量误差较大;近年来则大多采用四电极法进行测量,即两个电极加激励电流信号、两个电极测量电压。在测量频率方面,最初用单频率(50kHz)电流进行激励;后为了获得更丰富的生物电阻抗信息,诞生了多频系统。目前,已有相关实验验证了生物电阻抗测量的可行性,同时有相关研究证明了生物电阻抗与病理参数、与人体成分的关系。研究表明,通过测量和分析生物组织电阻抗信息,可以获取人体水分、肌肉、脂肪、无机盐等含量,从而达到人体成分分析的目的。

[0005] 但是,目前的生物电阻抗测量技术还存在较多的不足,主要表现在大多数系统采用单频信号进行激励,得到的生物电阻抗信息不够丰富,即使采用多频测量的系统其上限频率也较低、相位测量不准确。同时,现有的生物电阻抗测量系统多采用四对手、脚电极进行测量,腹部和躯干的信息测量精度较低。目前存在的对于生物阻抗测量的相关发明,大部分都是为了使受检人使用起来更加方便,而在测量精度不足这一方面的改进较少,这些不足在一定程度上限制了基于生物电阻抗的人体成分分析技术的应用,因此,发明一种基于电阻抗法的高精度生物电阻抗测量系统具有较大的现实意义和实用价值。

发明内容

[0006] 本发明的目的就是为了解决现有生物电阻抗测量技术存在的缺陷,因此设计了一种用于人体成分分析的高精度生物电阻抗测量系统。该系统通过安全的隔离保护、激励电流采样电路、电压与电流信号的高速并行调理与模数转换等合理设计及八对电极的配置,

达到了安全、宽频带、高精度测量的目的。

[0007] 本发明的目的可以通过以下技术方案来实现：

[0008] 一种用于人体成分分析的高精度生物电阻抗测量系统，包括上位机、电极组件、微控制器、信号发生模块、信号调理模块和信号处理模块，所述微控制器分别连接上位机、信号发生模块、信号调理模块和信号处理模块，所述信号发生模块、信号调理模块、信号处理模块依次连接，所述信号调理模块与电极组件连接，所述信号发生模块包括依次连接的直接数字式频率合成器、程控变阻器、差分信号转换电路、第一隔离变压器、激励源、采样电路和第一滤波电路，所述直接数字式频率合成器与微控制器连接，所述采样电路与信号调理模块连接，所述第一滤波电路与信号处理模块连接，其中：

[0009] 直接数字式频率合成器，用于产生正弦波电流信号，该信号的频率、相位由微控制器控制；

[0010] 程控变阻器，用于将直接数字式频率合成器产生的正弦波电流信号转换成正弦波电压信号；

[0011] 差分信号转换电路，用于将程控变阻器产生的正弦波电压信号转换成两个幅值相同、相位相差 180° 的差分信号；

[0012] 第一隔离变压器，用于将差分信号转换电路产生的差分信号隔离后传送给激励源；

[0013] 激励源，用于根据隔离后的差分信号产生激励信号；

[0014] 采样电路，用于采集激励源产生的、施加到被测对象的激励电流信号的幅值与相位，并将激励信号发送至信号调理模块；

[0015] 第一滤波电路，用于对采样电路产生的信号进行滤波，并将滤波后的信号通过信号处理模块传输给微控制器。

[0016] 所述微控制器依次通过第二隔离芯片和串口与上位机通信连接。

[0017] 所述信号调理模块包括继电器、缓冲跟随电路、模拟开关、第二滤波电路和第三隔离芯片，所述继电器与信号发生模块连接，所述继电器、电极组件、缓冲跟随电路、模拟开关和第二滤波电路依次连接，所述模拟开关通过第三隔离芯片与微控制器连接，其中：

[0018] 继电器，用于接收信号发生模块发出的激励信号，选通待激励电极；

[0019] 缓冲跟随电路，用于接收电极组件的响应电压信号，并对所述响应电压信号进行缓冲和隔离；

[0020] 模拟开关，用于选通待测量电极；

[0021] 第二滤波电路，用于所述响应电压信号的滤波；

[0022] 第三隔离芯片，用于对微控制器产生的控制信号进行隔离，然后发送给模拟开关控制模拟开关的导通与关断。

[0023] 所述信号处理模块包括依次连接的第一隔离芯片、第一ADC电路、数据缓存模块、第二ADC电路和第二隔离变压器，所述第一隔离芯片与第一滤波电路连接，所述第二隔离变压器与信号调理模块连接，所述数据缓存模块与微控制器连接，其中：

[0024] 第一隔离芯片，用于对经第一滤波电路滤波后的信号进行隔离；

[0025] 第一ADC电路，用于对隔离后的信号进行模拟/数字转换后发送给数据缓存模块；

[0026] 第二隔离变压器，用于将信号调理模块产生的响应电压信号隔离并传送至第二

ADC电路；

[0027] 第二ADC电路,用于对隔离后的响应电压信号进行模拟/数字转换；

[0028] 数据缓存模块,用于缓存第一ADC电路、第二ADC电路输出的模拟/数字转换结果。

[0029] 所述数据缓存模块以纯逻辑控制的形式缓存所述模拟/数字转换结果。

[0030] 所述电极组件包括八对电极,分别为两对手电极、两对脚电极和四对躯干电极,应用时,所述四对躯干电极布置于躯干不同部位的表面。

[0031] 一种基于用于人体成分分析的高精度生物电阻抗测量系统的测量方法,包括以下步骤:

[0032] 1)上位机向微控制器发送测量命令；

[0033] 2)微控制器将测量命令发送给信号发生模块,信号发生模块根据所述测量命令发出激励信号,具体过程为:

[0034] 201)直接数字式频率合成器接收到测量命令,同时接收微控制器给出的时钟信号,产生一个正弦波电流信号,并送至程控变阻器；

[0035] 202)程控变阻器将接收到的正弦波电流信号转换成正弦波电压信号,并送至差分信号转换电路；

[0036] 203)差分信号转换电路将接收到的正弦波电压信号转换成两个幅值相同、相位相差 180° 的差分信号,并送至第一隔离变压器；

[0037] 204)第一隔离变压器将接收到的差分信号隔离并传送至激励源；

[0038] 205)激励源产生激励信号；

[0039] 206)采样电路将所述激励信号传送给信号调理模块,同时对施加到被测对象的激励电流信号进行幅值与相位的采集,并将采集到的信号依次经第一滤波电路、第一隔离芯片、第一ADC电路,最后将数字结果缓存至数据缓存模块；

[0040] 207)微控制器获取数据缓存模块内的数字结果,进行数字解调后获得激励电流信号的幅值和相位信息；

[0041] 3)信号调理模块接收信号发生模块发出的激励信号,将所述激励信号通过电极组件作用于被测对象,根据微控制器的测量命令向信号处理模块发送相应的响应电压信号；

[0042] 4)信号处理模块对所述响应电压信号依次进行隔离、模拟/数字转换和缓存；

[0043] 5)微控制器对信号处理模块进行读写获得模拟/数字转换结果,并经过数字解调获得响应电压信号的幅值和相位信息；

[0044] 6)微控制器将解调后的激励电流信号和响应电压信号的幅值和相位信息上传至上位机进行数据处理,得到生物电阻抗信息。

[0045] 所述步骤3)中,响应电压信号的具体产生过程为:

[0046] 301)继电器接收到激励信号后选通电极组件中的待激励电极,并发送激励信号至待激励电极；

[0047] 302)电极组件将激励信号送至被测对象并接收被测对象传回的响应电压信号,同时将响应电压信号传送至缓冲跟随电路进行缓冲和隔离；

[0048] 303)模拟开关根据接收到的微控制器产生的测量命令选通待测量电极；

[0049] 304)第二滤波电路将被选通的测量电极传回的响应电压信号进行滤波,并送至信号处理模块。

[0050] 所述步骤4)具体为:

[0051] 401)第二隔离变压器将接收到的响应电压信号隔离并传送至第二ADC电路;

[0052] 402)第二ADC电路将接收到的隔离后的响应电压信号进行模拟/数字转换,将转换结果送至数据缓存模块进行缓存。

[0053] 与现有技术相比,本发明的生物电阻抗测量系统能同时对激励电流信号和被测对象的响应电压信号进行高速同步模拟/数字转换,实现高精度的生物电阻抗的幅值测量的同时能够获得准确的电阻抗的相位信息,具有以下有益效果:

[0054] 1)本发明中所有与被测对象连接的信号都经过了隔离芯片,充分保护了被测对象,提升了系统的安全性。

[0055] 2)本发明中采用的数据缓存模块SRAM以纯逻辑控制的形式缓存模拟/数字转换结果,提升了数据采集速度。

[0056] 3)本发明在最接近激励电极处设置激励电流采样电路作为激励电流检测单元,该激励电流采样信号与被测响应电压信号进行高速同步模拟/数字转换,用以同步测量激励电流信号和响应电压信号的幅值与相位,提高了生物电阻抗的幅值与相位测量的准确性,并提升了高频性能。

[0057] 4)本发明采用八对电极进行人体节段电阻抗测量,即除了现有技术中常用的手、脚四对电极外,增加了四对躯干电极,提升躯干部位测量的灵敏度和准确性。

[0058] 5)四对躯干电极可根据不同应用目标放置于躯干不同部位,便于随时根据实际情况选择最优测量方案,达到最佳测量效果;四对可移动的躯干电极也很好地解决了当被测对象不方便进行翻转等类似动作时的测量问题。

附图说明

[0059] 图1为本发明用于人体成分分析的高精度生物电阻抗测量系统的系统框图。

[0060] 图中:1、上位机,2、微控制器,3、信号发生模块,4、信号调理模块,5、信号处理模块,101、串口,102、第二隔离芯片,103、直接数字式频率合成器,104、程控变阻器,105、差分信号转换电路,106、第一隔离变压器,107、激励源,108、采样电路,109、第一滤波电路,110、第一隔离芯片,111、第一ADC电路,112、继电器,113、电极组件,114、缓冲跟随电路,115、模拟开关,116、第二滤波电路,117、第二隔离变压器,118、第二ADC电路,119、数据缓存模块,120、第三隔离芯片。

具体实施方式

[0061] 下面结合附图和具体实施例对本发明进行详细说明。本实施例以本发明技术方案为前提进行实施,给出了详细的实施方式和具体的操作过程,但本发明的保护范围不限于下述的实施例。

[0062] 如图1所示,本实施提供一种用于人体成分分析的高精度生物电阻抗测量系统,包括上位机1、电极组件113、微控制器2、信号发生模块3、信号调理模块4和信号处理模块5,微控制器2分别连接上位机1、信号发生模块3、信号调理模块4和信号处理模块5,信号发生模块3、信号调理模块4、信号处理模块5依次连接,信号调理模块4与电极组件113连接。

[0063] 微控制器2依次通过第二隔离芯片102和串口(UART)101与上位机1通信连接,用于

配制信号发生模块3、信号调理模块4和信号处理模块5,产生时钟信号和控制信号,控制各模块工作,同时对传回的数据进行数字解调处理,并与上位机通信。微控制器2与上位机1间设置第二隔离芯片102,与上位机实现电气隔离以减少上位机对本测量系统的电源与地噪声干扰,提高测量系统精度。

[0064] 信号发生模块3包括依次连接的直接数字式频率合成器(DDS)103、程控变阻器104、差分信号转换电路105、第一隔离变压器106、激励源107、采样电路108和第一滤波电路109,直接数字式频率合成器103与微控制器2连接,采样电路108与信号调理模块4连接,第一滤波电路109与信号处理模块5连接,其中:直接数字式频率合成器103,用于产生正弦波电流信号,该信号的频率、相位由微控制器2控制;程控变阻器104,用于将直接数字式频率合成器103产生的正弦波电流信号转换成电压信号;差分信号转换电路105,用于将程控变阻器104产生的电压信号转换成两个幅值相同、相位相差 180° 的差分信号,使人体受到的瞬时电流之和为零并降低共模电压;第一隔离变压器106,用于将差分信号转换电路105产生的差分信号隔离后传送给激励源107;激励源107,用于根据隔离后的差分信号产生激励信号;采样电路108,用于采集激励源107产生的激励信号的幅值与相位,并将激励信号发送至信号调理模块4;第一滤波电路109,用于对采样电路108产生的信号进行滤波,并将滤波后的信号经信号处理模块5传输给微控制器2。

[0065] 信号调理模块4包括继电器112、缓冲跟随电路114、模拟开关115、第二滤波电路116和第三隔离芯片120,继电器112与信号发生模块3连接,继电器112、电极组件113、缓冲跟随电路114、模拟开关115和第二滤波电路116依次连接,模拟开关115通过第三隔离芯片120与微控制器2连接,其中:继电器112,用于接收信号发生模块3发出的激励信号,选通待激励电极;缓冲跟随电路114,用于接收电极组件113的响应信号,并对响应信号进行缓冲和隔离;模拟开关115,用于选通待测量电极;第二滤波电路116,用于响应信号的滤波;第三隔离芯片120,用于对微控制器2产生的控制信号进行隔离,并将隔离后的信号发送给模拟开关115。

[0066] 信号处理模块5包括依次连接的第一隔离芯片110、第一ADC电路111、数据缓存模块(SRAM)119、第二ADC电路118和第二隔离变压器117,第二隔离变压器117与信号调理模块4连接,数据缓存模块119与微控制器2连接,其中:第一隔离芯片110,用于对经第一滤波电路109滤波后的信号进行隔离;第一ADC电路111,用于对隔离后的信号进行模拟/数字转换后发送给数据缓存模块119;第二隔离变压器117,用于将信号调理模块4产生的响应信号隔离并传送至第二ADC电路118;第二ADC电路118,用于对隔离后的响应信号进行模拟/数字转换;数据缓存模块119,用于快速缓存第一ADC电路111、第二ADC电路118的模拟/数字转换结果,数据缓存模块119以纯逻辑控制的形式缓存模拟/数字转换结果。

[0067] 本实施例中,电极组件113布置于被测对象皮肤表面,包括八对电极,分别为两对手电极、两对脚电极和四对躯干电极,应用时,四对躯干电极可根据不同应用目标放置于躯干不同部位,便于随时根据实际情况选择最优测量方案,达到最佳测量效果,提升了躯干和腹部测量的灵敏度和精度,提高了测量的准确性。

[0068] 根据上述描述,基于上述用于人体成分分析的高精度生物电阻抗测量系统的测量方法可包括以下步骤:

[0069] 1)上位机发送测量命令,经过串口和第二隔离芯片传送至微控制器;

- [0070] 2)微控制器将测量命令发送给信号发生模块,并发送时钟信号至直接数字式频率合成器;
- [0071] 3)直接数字式频率合成器接收到控制信号后产生一个正弦波电流信号,并送至程控变阻器;
- [0072] 4)程控变阻器将接收到的正弦波电流信号转换成电压信号,并送至差分信号转换电路;
- [0073] 5)差分信号转换电路将接收到的单端电压信号转换成两个幅值相同、相位相差 180° 的差分信号,并送至第一隔离变压器;
- [0074] 6)第一隔离变压器将接收到的差分信号隔离并传送至激励源;
- [0075] 7)激励源根据经隔离后的差分信号产生激励信号,并依次经过采样电路、第一滤波电路和第一隔离芯片将滤波隔离后的激励电流的样本信号送至第一ADC电路;
- [0076] 8)第一ADC电路将模拟/数字转换后的激励电流信号送至微控制器,微控制器进行数字解调后获得激励电流信号的幅值和相位信息;
- [0077] 9)激励电路产生的激励信号在流向第一滤波电路的同时被送至信号调理模块;
- [0078] 10)继电器接收到激励信号后选通待激励的电极,并发送激励信号至激励电极;
- [0079] 11)电极布置在被测对象皮肤表面,将微小安全的激励电流信号送至被测对象并接收被测对象传回的响应电压信号,同时将响应电压信号送回至缓冲跟随电路进行缓冲和隔离;
- [0080] 12)微控制器的测量命令经第三隔离芯片隔离后送至模拟开关,测量命令中包括用于控制模拟开关的控制信号,模拟开关根据接收到的控制信号选通测量电极;
- [0081] 13)第二滤波电路将被选通的测量电极传回的响应电压信号进行滤波,并送至信号调理模块;
- [0082] 14)第二隔离变压器将接收到的响应电压信号隔离并传送回后端电路;
- [0083] 15)第二ADC电路将接收到的隔离后的响应电压信号进行模拟/数字转换处理,并送至数据缓存模块;
- [0084] 16)微控制器对数据缓存模块进行读写获得采样数据,并经过数字解调获得响应信号的幅值和相位信息;
- [0085] 17)微控制器将解调后的激励信号和响应信号的幅值和相位信息通过串口送至上位机进行数据处理,得到生物电阻抗信息。

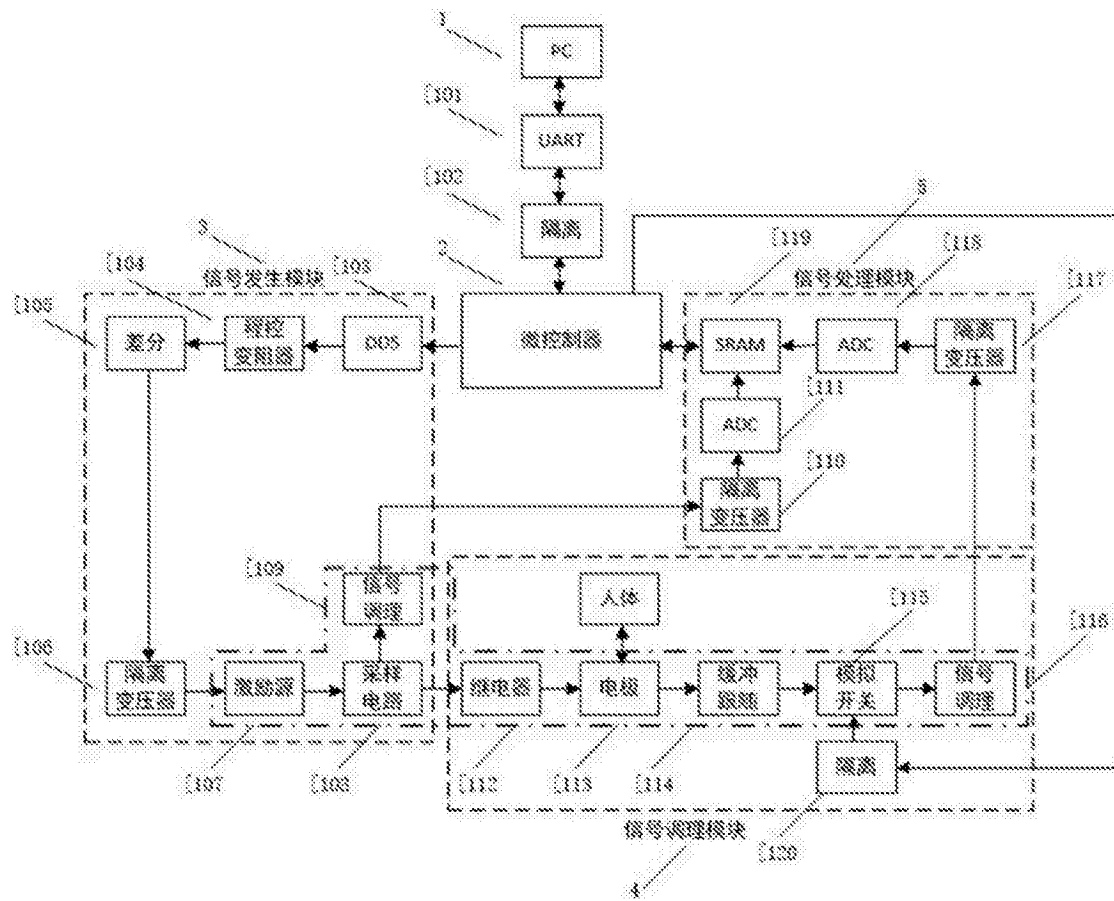


图1

专利名称(译)	用于人体成分分析的高精度生物电阻抗测量系统及方法		
公开(公告)号	CN105943045A	公开(公告)日	2016-09-21
申请号	CN201610331163.7	申请日	2016-05-18
[标]申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
[标]发明人	马艺馨 陈欣怡 张琴艳 苗桢文 朱晗琦		
发明人	马艺馨 陈欣怡 张琴艳 苗桢文 朱晗琦		
IPC分类号	A61B5/053 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0537 A61B5/4869 A61B5/7203 A61B5/7221		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于人体成分分析的高精度生物电阻抗测量系统及方法，所述系统包括上位机、电极组件、微控制器、信号发生模块、信号调理模块和信号处理模块，微控制器连接上位机、信号发生模块、信号调理模块和信号处理模块，信号发生模块、信号调理模块、信号处理模块依次连接，信号调理模块与电极组件连接，电极组件布置于被测对象表面，微控制器发送测量命令产生激励信号，激励信号一方面流向采样电路获得激励电流样本信号，另一方面经信号调理模块送至被测量对象并传回响应电压信号，响应电压信号与激励电流信号经信号处理模块流向微控制器并由上位机进行处理。与现有技术相比，本发明具有安全性高、高频性能好、数据采集快及准确性高等优点。

