

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 实用新型专利说明书

专利号 ZL 200620071791.8

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/04 (2006.01)

G06F 3/00 (2006.01)

H03F 3/217 (2006.01)

[45] 授权公告日 2007 年 6 月 27 日

[11] 授权公告号 CN 2915032Y

[22] 申请日 2006.5.20

[21] 申请号 200620071791.8

[73] 专利权人 曹 阳

地址 233010 安徽省蚌埠市禹会区涂山路 656
号翠竹居二楼三单元 602 室曹原转

[72] 设计人 曹 阳

[74] 专利代理机构 合肥金安专利事务所
代理人 金惠贞

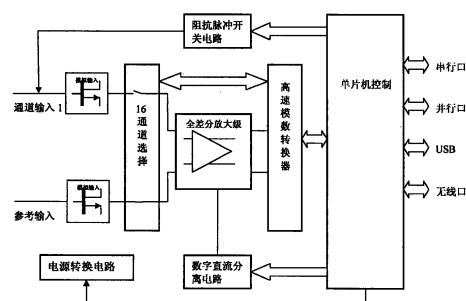
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 2 页

[54] 实用新型名称

记录人体以及非人体微小信号的直流数字放大器

[57] 摘要

本实用新型涉及微小信号的直流数字放大器。所要解决的的问题是：提供一种体积小、功耗小、便携式记录人体以及非人体微小信号的直流数字放大器。特点是：包括阻抗变换器、通道选择器 U1、全差分放大器 U6、模数转换器和单片机 U2，还包括数字直流分离单元和阻抗脉冲开关单元。由于本装置耗电少，使用 4 节可充电 2200mAh 五号镍氢金属电池供电可持续工作达 40 小时，使用外接电源则可持续更长时间；其重量轻，小于 300 克，可以应用于临床病人的远程记录和远程诊断。



1、记录人体以及非人体微小信号的直流数字放大器，其特征在于：阻抗变换器、通道选择器 U1、全差分放大器 U6、模数转换器和单片机 U2，还包括数字直流分离单元和阻抗脉冲开关单元；

A、所述阻抗变换器由 17 个超低噪声低功耗场效应三极管 T1-T17 组成，17 个超低噪声低功耗场效应三极管的栅极分别为信号输入端，17 个超低噪声低功耗场效应三极管的源极输出端分别连接着通道选择器 U1 的 17 个模拟输入端；

B、通道选择器 U1 的输出端通过电阻 R18、R19 连接着全差分放大器 U6 的输入端，与电阻 R20、R21 连接构成低放大倍数的全差分放大；

C、全差分放大器 U6 的输出端连接着通道选择器 U1 的模数转换器的输入端；

D、模数转换器的数字信号输出端连接着单片机 U2 的数据输入接口；

单片机 U2 的端口 D+/D- 作为 USB2.0 仿真高速串行数据口 (COM) 传输人体及非人体生理信号数据，其高速串行口，即 Rx 口和 Tx 口或并行口，即 Port D 口和控制线，与 LAN、高速光纤、或高速 RF 无线、触摸屏 LCD 显示面板、闪存记忆体接口等模块相连接，实现多种方式的数据传输、数据显示、和数据储存；

E、所述数字直流分离单元包括数字电位器 U5、光电隔离器 U7、电容 C37、C38 和 5 个电阻 R24-R28，

数字电位器 U5 的数字控制输入端与光电隔离器 U7 的输出端连接，光电隔离器 U7 的输入端与单片机 U2 的数据输出端连接，数字电位器 U5 的电位输出端与全差分放大器 U6 的输出共模电压控制端连接，数字电位器 U5 的电位器高端 (A 端) 和低端 (B 端) 分别连接正、负电源；

电容 C37 的一端连接数字电位器 U5 的电位器输出端，另一端接电源正极；电容 C38 的一端连接数字电位器 U5 的电位器输出端，另一端接电源负极；

电阻 R24、R25 作为限流电阻分别连接在光电隔离器 U7 的输出端与电源之间；电阻 R26、R27、R28 连接在单片机 U2 的输出端与光电隔离器 U7 的输入端之间；

F、所述阻抗脉冲开关单元包括电阻 R22 和 16 个电容 C1-C16；

电阻 R22 的一端与电源正极连接，另一端与 16 个电容 C1-C16 的一端连接，16 个

电容 C1-C16 的另一端分别与信号输入通道 16 个接口相连；同时，电阻 R22 与 16 个电容 C1-C16 的连接端连接着光电隔离器 U7 的输出端，光电隔离器 U7 的输入端通过电阻 R26 与单片机 U2 的数据输出口连接。

2、根据权利要求 1 所述的记录人体以及非人体微小信号的直流数字放大器，其特征在于：所述通道选择器 U1 为 ADS1258，单片机 U2 为 PIC18LF4550，数字电位器 U5 为 AD5245，全差分放大器 U6 为 OPA1632。

记录人体以及非人体微小信号的直流数字放大器

技术领域

本实用新型涉及一种直流数字放大器，确切地说是记录微小信号的直流数字放大器。

背景技术

人体及非人体生理信号，包括血压、脉搏、心跳、心电图(ECG/EKG)、脑电图(EEG)、肌电图(EMG)、视网膜电图(ERG)、眼电图(EOG)、胃电图、诱发电位(evoked potential)、事件相关电位(ERP)、动作电位(action potential)、膜电位(membrane potential)、离子电位/电流、荧光电流、微弱光电信号、等等，其振幅在微伏(μV)至毫伏(mV)不等，频率通常在 5kHz 以下。目前在临床诊断和生物医学研究中用于记录这些信号的放大器，其结构为多级放大器（输入阻抗变换级、前置放大级、隔离放大级、高通滤波级、低通滤波级、交流陷波级、后置放大/衰减级等），其放大倍数通常在 $\times 1000$ 至 $\times 500000$ 倍，其输出振幅达到 $\pm 0.1 - \pm 10.0$ 伏特，以满足显示、分析、记录、和采集(acquisition)等要求。

这类放大器有如下问题：

1. 内部噪声大。模拟放大器件的内部随机噪声可用公式 $E_n = 2\sqrt{KTBR_s}$ 来描述（ K 波兹曼常数， T 绝对温度， B 放大器带宽， R_s 输入内阻）。由于每级模拟放大器/滤波器均产生内部噪声，在相同器件条件下，多级模拟放大电路的总和内部噪声将远大于单/双级模拟放大电路的内部噪声。多极模拟放大电路所需要的外周元件（如阻容元件等）亦加添随机噪声。此外，多极模拟放大比单/双级模拟放大需要更大的功耗，其电路板设计需要更大空间，因此也更容易引入噪声。即使一个设计优良的模拟放大器，其内部噪声水平在 $5 - 20\mu\text{V}$ (RMS) 或更高。通常模拟放大器的 RMS 在 $50\mu\text{V}$ 左右，用于微伏级的微小信号放大时引入比信号更大的噪声。

2. 信号失真大。由于每一级模拟放大器/滤波器均产生失真，多极模拟放大电路亦比单/双级模拟放大电路的信号失真大。

3. 动态范围小（约 $2-3 \log \text{units}$ ）。以放大倍数为 $\times 10000$ ，工作电压范围 $\pm 10.0\text{V}$

计, 这类模拟放大器的最大输入信号范围为 $\pm 1.0\text{mV}$ 。如以最小可测输入信号为 $\pm 10.0\mu\text{V}$ 计, 其动态范围 $\text{Dynamic Range} = \text{最大输入信号范围} / \text{最小可测输入信号} = 1.0\text{mV} / 10.0\mu\text{V} = 100$, 即 $2 \log \text{ units}$ 。如果放大器的放大倍数更高, 其动态范围会更小。对于含有较大直流偏移(offset)的微小人体及非人体生理信号来说, 这类放大器的小动态范围是无法胜任直流和交流混合的人体及非人体生理信号的放大的。

4. 不可记录毫/微伏级信号所含有的直流成分和近直流的交流信号。由于这类放大器动态范围小, 直流和交流混合的人体及非人体毫/微伏级生理信号造成放大器饱和而不能被直接放大, 所以在实际临床应用及非临床研究中, 这类放大器使用 RC 模拟直流分离电路去除直流成分, 而成为交流放大器, 仅仅放大记录交流部分。然而, 任何模拟直流分离电路都使得接近直流的交流成分与直流成分同时丧失, 而不能被放大和记录。这个频率部分含有的重要人体或生物体信息, 因此被丢失。

5. 放大器的饱和与恢复问题。使用模拟电路隔离/分离直流的方法去除直流成分, 造成一个严重问题, 即比微小信号更大的瞬时扰动(如人体或器官的移动、肌肉的收缩、细胞膜电位的变化等)可造成放大器饱和/截至或远离零点电位。如果隔离/分离直流的频率较高(例如 $>1.0\text{Hz}$), 放大器在 1 秒钟之内可恢复到零点电位附近。然而如果隔离/分离直流的频率很低(例如 $<0.1\text{Hz}$), 大的瞬时扰动可造成放大器长时间(>30 秒钟)因饱和/截至而不能工作, 使得在临床及非临床实验中记录这类接近直流的低频信号(1.0Hz 以下)成为不实际。

6. 毫伏级信号的直流漂移问题。使用小动态范围放大器的另一个严重问题是, 当记录信号中有毫伏级直流漂移时, 如果隔离/分离直流的频率很低, 放大器会时常出现饱和而停止工作。由于临床及非临床实验中使用的记录电极存在着直流介面电位及漂移, 这类放大器无法用于低频率信号的放大和记录。

7. 易受干扰。目前市场上用于临床及非临床人体及非人体生理信号记录的放大器, 特别是多通道放大器, 输出为模拟(analog)信号方式, 耗电多($>10\text{W}$), 体积大($>10 \times 10 \times 20\text{cm}^3$), 并且易受工频($50/60\text{Hz}$)的干扰, 因此导致记录的信号品质下降, 甚至无法用于分析和诊断。同时, 多通道(如 16 通道)模拟放大器装置由于体积大功耗大也无法成为便携式进入病患者的家庭。

目前几乎所有的生物医学信号放大器都无例外地输出至模数转换器, 将模拟信号转

换成数字信号后在计算机上显示、分析、记录、和储存。模数转换器按转换原理分为逐次逼近型(SAR)方式和 Delta-Sigma 方式,前者技术已成熟多年,精度以 12 - 16 位最为常用,转换速度快,但在转换速度接近信号频率时易出现伪信号效应(signal aliasing)。逐次逼近型模数转换得到的数据并不能通过叠加平均来提高微小信号的信噪比,因为微小信号接近位噪声时,叠加平均不能有效减少位噪声水平。后者为近年出现的新模数转换技术,转换精度可达 24 位,其内部时钟频率远高于模数转换速度,因此即使转换速度接近信号频率时也没有伪信号效应的问题,但其转换速度通常比逐次逼近型慢。目前各种生物医学信号放大器所关联的模拟转换装置均为这两种类型。由于这些生物医学信号放大器动态范围较小,实际有效的模数转换精度仅在 12-14 位,限制了高精度(16-24 位或更高)模数转换的功用。

如果使用低模数转换速度,通道间滞后时间(lag time)效应对低频(DC - 100Hz)生物医学信号分析的影响变得明显,例如当模数转换速度为 100 sps 时,通道间的滞后时间为 10mS。特别是多通道情况下,第一个通道与最后一个通道的滞后时间甚至大于最后一个通道与下一个采样点的时间,例如,当 16 个通道采样时,第一通道与第十六通道的时间差为 150mS。这样的通道间时间差异对于测量时间相关事件(time-locked events)是不准确的,而目前几乎所有的多通道生物医学模数转换器件都存在这个问题。

模数转换后的数字信号数据可被输送至计算机或其他设备而不会被进一步加添模拟噪声。如果放大器装置本身没有模拟转换器,模拟信号通常被输出至装在计算机或其他设备上的模数转换器。这种连接有可能进一步加添模拟噪声。而安装在计算机或其他设备上的模数转换器,则受限于计算机种类(台式或笔记本式)、模数转换器的接口方式(如 ISA、PCI、PCMCIA、USB 等)、模数转换器的指标(如转换精度、转换速度、通道数等)、模数转换器的驱动程序等条件。

人体及非人体生理信号的信号源阻抗随不同的测量而不同,使用皮肤电极或其他接触电极记录人体或动物体信号时,其阻抗大约在 20 千 - 50 千欧姆。如果使用细小电极(如针电极、丝电极、微电极等),其阻抗可在 1 - 50 兆欧姆以上。信号源阻抗过大提示电极接触或连接不良,将影响纪录结果,需要检查并排除电极接触或连接不良的原因。目前用于人体及非人体生理信号的放大器多数无信号源内阻的阻抗测量,部分先进的放大器装置,配备有交变恒流源,可加在放大器的输入端通过电极连接至信号源,然

后测量信号源的交变电压值。由电压值和恒流源即可算出信号源的内阻。这种阻抗测量方法的最大问题是交变恒流源必须使用小电流($<100\mu\text{A}$)，否则时间累积的电解效应将造成生物组织破坏，甚至会干扰心脏和神经系统功能而导致生命危险。但交变恒流源的电流过小，又会因信号源的信号干扰交变电压值，使测量结果误差增大。因此，这类阻抗测量方法的测量范围小，测量结果不稳定。

发明内容

本实用新型的目的是：提供一种体积小、功耗小、便携式记录人体以及非人体微小信号的直流数字放大器。

具体的技术方案如下：

1、记录人体以及非人体微小信号的直流数字放大器，其特征包括：阻抗变换器、通道选择器 U1、全差分放大器 U6、模数转换器和单片机 U2，还包括数字直流分离单元和阻抗脉冲开关单元；

A、所述阻抗变换器由 17 个超低噪声低功耗场效应三极管 T1-T17 组成，17 个超低噪声低功耗场效应三极管的栅极分别为信号输入端，17 个超低噪声低功耗场效应三极管的源极输出端分别连接着通道选择器 U1 的 17 个模拟输入端；

B、通道选择器 U1 的输出端通过电阻 R18、R19 连接着全差分放大器 U6 的输入端，与电阻 R20、R21 连接构成低放大倍数的全差分放大；

C、全差分放大器 U6 的输出端连接着通道选择器 U1 的模数转换器的输入端；

D、模数转换器的数字信号输出端连接着单片机 U2 的数据输入接口；

单片机 U2 的端口 D+/D- 作为 USB2.0 仿真高速串行数据口 (COM) 传输人体及非人体生理信号数据，其高速串行口，即 Rx 口和 Tx 口或并行口，即 Port D 口和控制线，与 LAN、高速光纤、或高速 RF 无线、触摸屏 LCD 显示面板、闪存记忆体接口等模块相连接，实现多种方式的数据传输、数据显示、和数据储存；

E、所述数字直流分离单元包括数字电位器 U5、光电隔离器 U7、电容 C37、C38 和 5 个电阻 R24-R28，

数字电位器 U5 的数字控制输入端与光电隔离器 U7 的输出端连接，光电隔离器 U7 的输入端与单片机 U2 的数据输出端连接，数字电位器 U5 的电位输出端与全差分放大器 U6 的输出共模电压控制端连接，数字电位器 U5 的电位器高端 (A 端) 和低端 (B 端)

分别连接正、负电源；

电容 C37 的一端连接数字电位器 U5 的电位器输出端，另一端接电源正极；电容 C38 的一端连接数字电位器 U5 的电位器输出端，另一端接电源负极；

电阻 R24、R25 作为限流电阻分别连接在光电隔离器 U7 的输出端与电源之间；电阻 R26、R27、R28 连接在单片机 U2 的输出端与光电隔离器 U7 的输入端之间；

F、所述阻抗脉冲开关单元包括电阻 R22 和 16 个电容 C1-C16；

电阻 R22 的一端与电源正极连接，另一端与 16 个电容 C1-C16 的一端连接，16 个电容 C1-C16 的另一端分别与信号输入通道 16 个接口相连；同时，电阻 R22 与 16 个电容 C1-C16 的连接端连接着光电隔离器 U7 的输出端，光电隔离器 U7 的输入端通过电阻 R26 与单片机 U2 的数据输出口连接。

所述通道选择器 U1 为 ADS1258，单片机 U2 为 PIC18LF4550，数字电位器 U5 为 AD5245，全差分放大器 U6 为 OPA1632。

本实用新型的有益技术效果体现在几个方面：

1、内部噪声小、失真小、动态范围大、纯直流信号放大、无低频信号成分损失、无放大器的直流漂移、截止/饱和与恢复问题、抗工频干扰能力大大加强、有利于微伏级的微小信号记录、有利于缓慢信号（ $<0.1\text{Hz}$ ）的记录、数字信号处理更利于结果分析，所以特别适合于临床及非临床微小信号的放大和记录。使用本装置不仅能大大地舒缓微小信号记录的难度和对环境干扰的要求，还能使目前用传统模拟放大器不可能记录到的信号（如 dcERG、dcEOG、dcEEG、dcEGG 等）成为能够记录。

2、由于本装置耗电少（ $<300\text{mW}$ ），使用 4 节可充电 2200mAh 五号镍氢金属电池供电可持续工作达 40 小时，与传统 16 通道模拟放大器相比，耗电在十分之一以下。这不仅有助于电池供电的长时间动态记录，也有助于本装置的多模块组合，以满足多通道（ >100 ）记录条件下对每个通道耗电的限制。

3、本装置为体积小（约 $10\times8\times2\text{cm}^3$ ）轻重量（ <300 克），装配成由电池/外接电源供电的便携式装置，可以应用于临床病人的远程记录和远程诊断。

附图说明

图 1 为本实用新型结构框图，

图 2 为本实用新型电路原理图。

具体实施方式

下面结合附图，通过实施例对本实用新型作进一步地说明。

实施例：

记录人体以及非人体微小信号的直流数字放大器包括阻抗变换器、通道选择器 U1 (ADS1258)、全差分放大器 U6 (OPA1632)、模数转换器和单片机 U2 (PIC18LF4550)，还包括数字直流分离单元电路和阻抗脉冲开关单元电路，见图 1、图 2。

(1)、阻抗变换器由 17 个超低噪声低功耗场效应三极管 T1-T17 组成，17 个超低噪声低功耗场效应三极管的栅极分别为信号输入端，17 个超低噪声低功耗场效应三极管的源极输出端分别连接着通道选择器 U1 的 17 个模拟输入端；

本装置创用超低噪声 ($<2.5\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$) 低功耗场效应三极管提高输入阻抗至 >50 兆欧姆，使直流数字放大器的输入阻抗满足各种人体及非人体微小信号的高输入阻抗的要求。采用双级放大器件，即低噪声输入阻抗变换级 + 低噪声全差分数字直流分离放大级，创用低放大倍数 ($<x100$) 实现大动态输入范围 ($>5 \log \text{ units}$)，以最大限度减少本装置的内部噪声和功耗，使其内部噪声水平的均方根 (RMS) $<0.5\mu\text{V}$ (DC - 100Hz)；其输出阻抗设计为 20 千欧姆，并联电容器以衰减 20 千赫兹以上的高频成分。

(2)、通道选择器 U1 的输出端通过电阻 R18、R19 连接着全差分放大器 U6 的输入端；

唯一的放大级用全差分输入输出放大器 U6 (OPA1632) 实现，其放大倍数设定为 100 倍，将微小信号的频率范围从直流至 20 千赫兹进行无任何滤波放大，并采用数字电位器 U5 (AD5245) 连接 U6 的输出共模 (OCM) 电压控制来实现直流偏量分离，使放大器的直流动态范围达到 2000mV 以上，

(3)、全差分放大器 U6 的输出端连接着通道选择器 U1 的模数转换器的输入端；

本装置创用高速 (120k sps) 高精度 (24 位) 模数转换方式，其数字位噪声 (bit noise) 水平 $<10\text{nV}$ ，使其最小可测信号在 $\pm 1.0\mu\text{V}$ 时相对内部噪声的信噪比 (SNR) >2.0 (DC - 100Hz)，其交流输入动态范围 $>\pm 100\text{mV}$ ；

在高速高精度模数转换条件下，创用固件程序叠加平均方法，来实现低速 (200 sps 或更低) 模数转换方式，使通道间滞后时间小于 30 μs ，16 通道最大滞后时间小于 500 μs ，噪声水平低于均方根 0.1 μV ；

(4)、模数转换器的数字信号输出端连接着单片机 U2 的数据输入接口；

单片机 U2 的端口 D+/D-作为 USB2.0 仿真高速串行数据口 (COM) 传输人体及非人体生理信号数据，其的高速串行口，即 Rx 口和 Tx 口或并行口，即 Port D 口和控制线与 LAN、高速光纤、或高速 RF 无线、触摸屏 LCD 显示面板、闪存记忆体接口模块相连接，实现多种方式的数据传输、数据显示、和数据储存；

本装置创用 USB2.0 仿真高速串行数据口 (COM) 进行数字化的人体及非人体生理信号数据的传输，凡使用串行数据接口进行数据采样的应用程序，均可直接通过此仿真串行数据接口使用本装置，从而避免复杂的 USB 驱动程序的开发和安装；

(5)、所述数字直流分离单元电路包括数字电位器 U5 (AD5245)、光电隔离器 U7、电容 C37、C38 和 5 个电阻 R24-R28，

数字电位器 U5 的输入端与光电隔离器 U7 的输出端连接，光电隔离器 U7 的输入端与单片机 U2 的数据输出端连接，数字电位器 U5 的电位输出端与全差分放大器 U6 的输出共模电压控制端连接，数字电位器 U5 的电位器高端和低端分别连接正、负电源；

电容 C37 的一端连接数字电位器 U5 的电位器输出端，另一端接电源正极；电容 C38 的一端连接数字电位器 U5 的电位器输出端，另一端接电源负极；

电阻 R24、R25 作为限流电阻分别连接在光电隔离器 U7 的输出端与电源之间；电阻 R26、R27、R28 连接在单片机 U2 的输出端与光电隔离器 U7 的输入端之间；

本装置创用数字直流分离单元电路，以分离信号中的纯直流成分，使本装置的直流动态范围达到 $\pm 2500\text{mV}$ ，同时完全不衰减任何近直流的交流信号，使得所有低频生物信号包括直流以及近直流(DC - 20kHz)的微小信号被放大、采集、显示、和记录；

F、所述阻抗脉冲开关单元包括电阻 R22 和 16 个电容 C1-C16；

电阻 R22 的一端与电源正极连接，另一端与 16 个电容 C1-C16 的一端连接，16 个电容 C1-C16 的另一端分别与信号输入通道 16 个接口相连；同时，电阻 R22 与 16 个电容 C1-C16 的连接端连接着光电隔离器 U7 的输出端，光电隔离器 U7 的输入端通过电阻 R26 与单片机 U2 的数据输出口连接。

本装置创用低功耗(<50mW)单片 16 通道高速高精度模数转换芯片完成多达 16 通道的人体以及非人体生理微小信号的记录；

采用脉冲时间常数方法测量信号源阻抗，其测量范围为 15 千 - 99 兆欧姆，测量 1

至 16 任意通道，直接输出数字化阻抗值数据。

本装置的输出为全数字式，其接口为高速串行（含 USB2.0）、高速并行、LAN、高速光纤、或高速 RF 无线（含 Wi-Fi 和 Bluetooth）等任何一种方式，直接与计算机实现数据通讯。

本装置直接通过触摸屏 LCD 显示面板控制并显示数据，并可将数据直接记录在放大器配接的闪存记忆体（Flash Memory，含 CF/SD/MMC 等格式）。闪存记忆体可另接存读接口，将记录在闪存记忆体内的数据复制到计算机上，进行显示、分析、和贮存等操作。

本装置的工作原理如下：

微控制器 U2 通过 USB 口、串行口、并行口等接受用户要求指令，并控制模数转换和数据采集过程。信号输入可为单通道或多通道，开放的通道数由微控制器 U2 的控制指令决定。数据采集开始后，微控制器 U2 通过数据输出控制口将数据采集控制指令传输至通道选择器 U1，通道选择器 U1 选择相应的通道，并开始模数转换；微控制器 U2 通过数据输入口将转换完成的数据取出并存入随机读写内存（RAM），通道选择器 U1 选择下一个通道开始模数转换，直至所有开放通道的数据采集完毕，然后开始下一组数据采集。当要求的数据采样频率低于通道选择器 U1 的最高采样频率时（即较慢的采样频率时），通道选择器 U1 每采集一组数据即与相应通道的数据叠加，并存入随机读写内存，其通道间滞后时间(lag time) 计算关系为： $T = \text{模数转换时间 } T1 + \text{通道转换时间 } T2$ 。如总开放通道数为 N，每个通道的叠加次数为 M，则多通道的采样频率 $SPS = 1 / (T * N * M)$ 。

本装置创用脉冲时间常数方法测量信号源阻抗，使用 16 个电容 C1 - C16 通过电阻 R22 与电源相连接构成 RC 电路，由微控制器 U2 经光电隔离器 U7 控制 RC 电路的电平转换，从而产生在电平转换的瞬间 16 个电容 C1 - C16 经历一次正负电源(+2500mV) 充/放电过程，其电压衰减服从时间常数 $t = RC$ （R 信号源阻抗，C 电容器容量）。微控制器 U2 经模数转换取得 R 上的电压数据，并分析电压衰减特征，根据公式 $v = Ve^{(-t/RC)}$ 直接计算出生物信号源的阻抗 R。

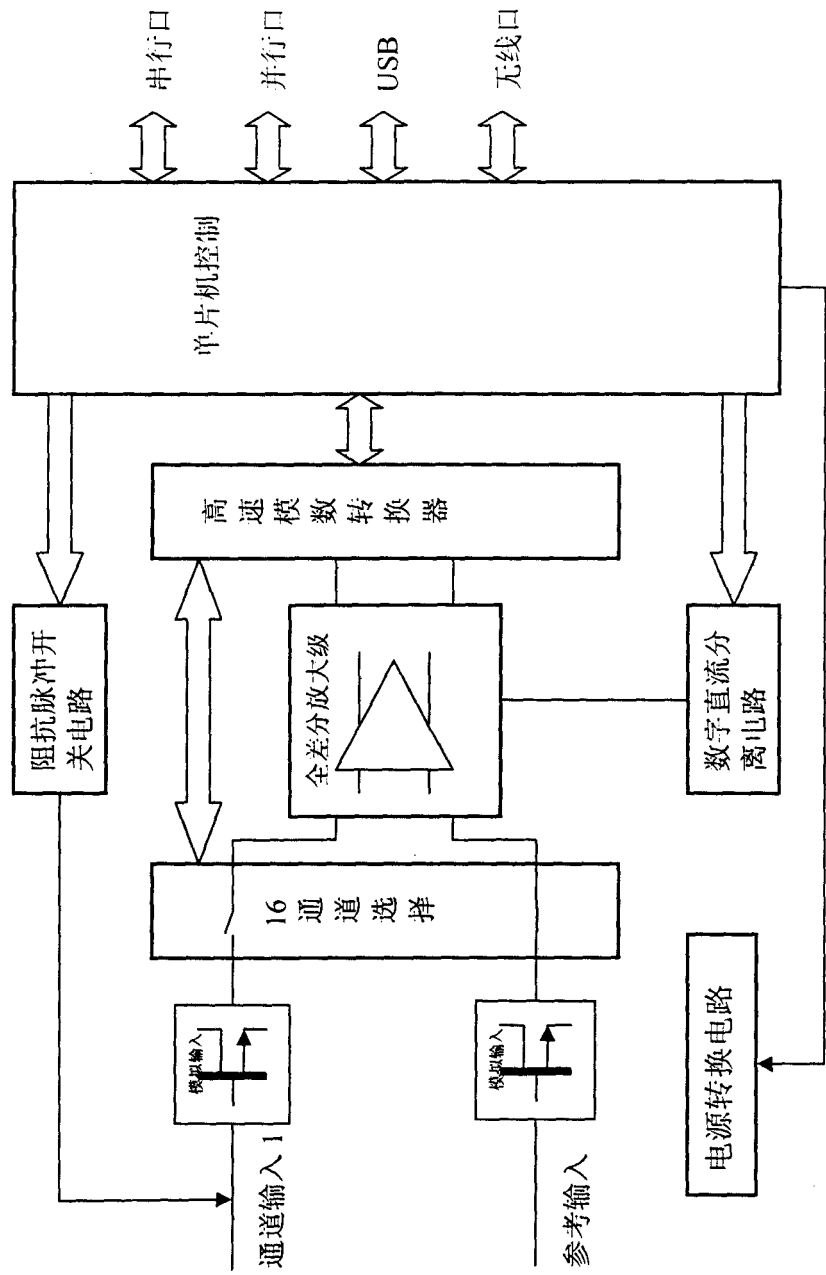


图1

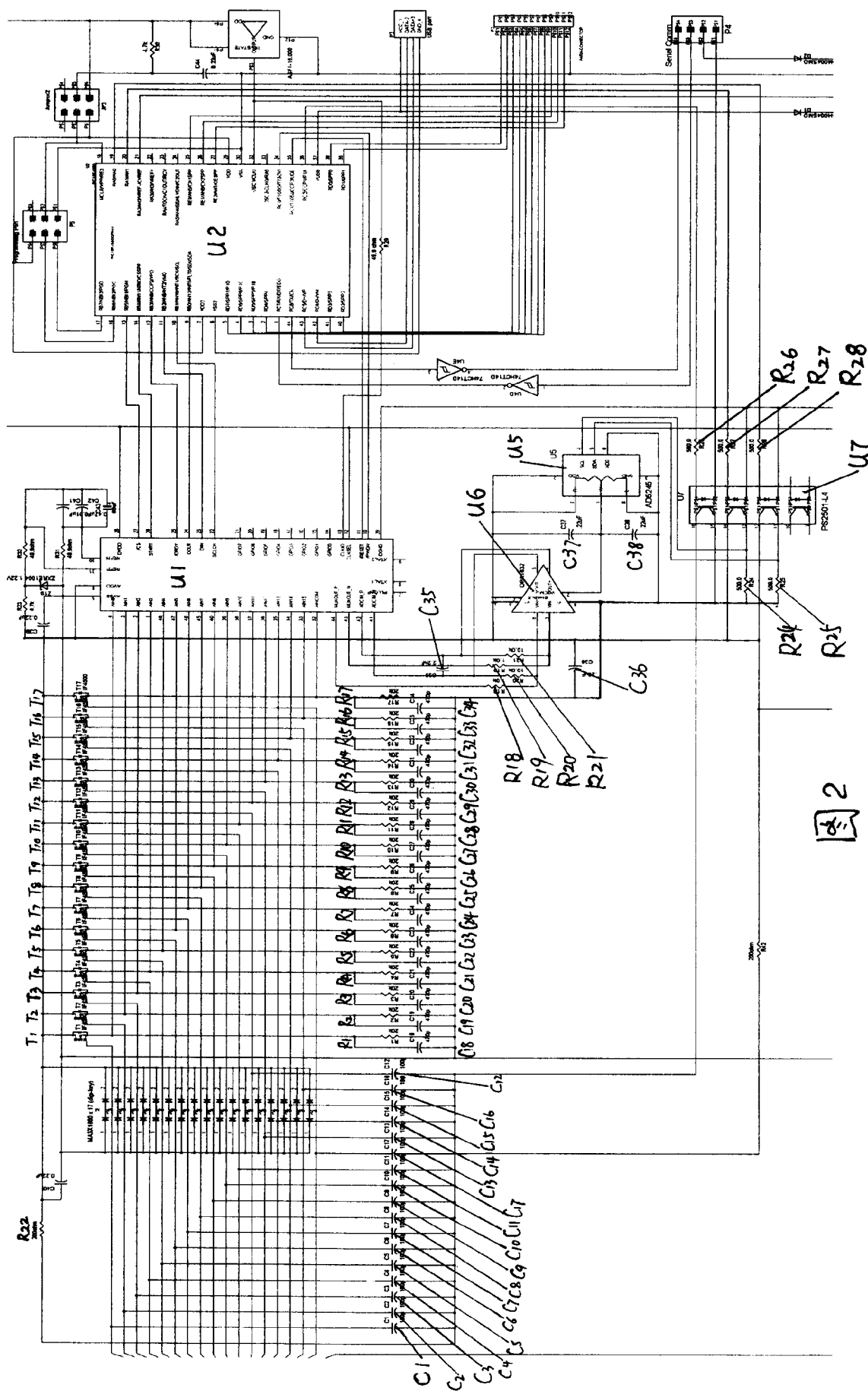


图 2

专利名称(译)	记录人体以及非人体微小信号的直流数字放大器		
公开(公告)号	CN2915032Y	公开(公告)日	2007-06-27
申请号	CN200620071791.8	申请日	2006-05-20
[标]申请(专利权)人(译)	曹阳		
申请(专利权)人(译)	曹阳		
当前申请(专利权)人(译)	曹阳		
[标]发明人	曹阳		
发明人	曹阳		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 G06F3/00 H03F3/217		
代理人(译)	金惠贞		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型涉及微小信号的直流数字放大器。所要解决的的问题是：提供一种体积小、功耗小、便携式记录人体以及非人体微小信号的直流数字放大器。特点是：包括阻抗变换器、通道选择器U1、全差分放大器U6、模数转换器和单片机U2，还包括数字直流分离单元和阻抗脉冲开关单元。由于本装置耗电少，使用4节可充电2200mAh五号镍氢金属电池供电可持续工作达40小时，使用外接电源则可持续更长时间；其重量轻，小于300克，可以应用于临床病人的远程记录和远程诊断。

