



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102645451 A

(43) 申请公布日 2012. 08. 22

(21) 申请号 201210126332. 5

(22) 申请日 2012. 04. 26

(71) 申请人 中国科学院微电子研究所

地址 100083 北京市朝阳区北土城西路 3 号

(72) 发明人 陈铖颖 黑勇 胡晓宇 刘海南

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 周国城

(51) Int. Cl.

G01N 27/04 (2006. 01)

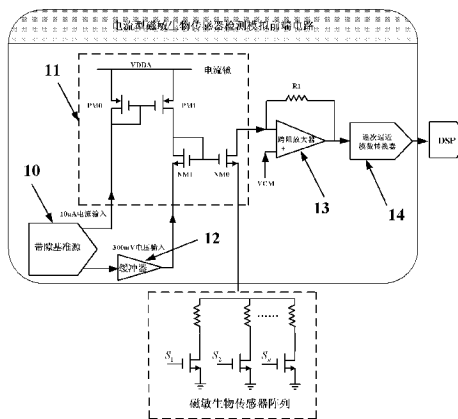
权利要求书 2 页 说明书 4 页 附图 3 页

(54) 发明名称

一种电流型信号检测模拟前端电路

(57) 摘要

本发明公开了一种电流型信号检测模拟前端电路,包括带隙基准源、电流镜、缓冲器、跨阻放大器以及逐次逼近模数转换器;带隙基准源用于产生电流镜所需的 10 μ A 电流,并提供 300mV 的偏置电压;电流镜将 300mV 偏置电压镜像加载到磁敏生物传感器阵列上,并为检测电流提供输出通路;缓冲器用于降低电路抖动对 300mV 偏置电压的影响;跨阻放大器将检测电流转换为电压,并进行放大;逐次逼近模数转换器将检测电压转换为数字码,输出至 DSP,完成检测。本发明采用单芯片全集成及电流检测的方式,有效提取了磁敏生物传感器中的微弱变化信号,并利用跨阻放大器将检测电流转换为电压、合理进行放大,最终由模数转换器输出数字码。



1. 一种电流型信号检测模拟前端电路,其特征在于,该电路包括带隙基准源(10)、电流镜(11)、缓冲器(12)、跨阻放大器(13)以及逐次逼近模数转换器(14);其中:

所述带隙基准源(10)用于产生电流镜(11)所需的 $10\mu\text{A}$ 电流,并提供 300mV 的偏置电压;

所述电流镜(11)将 300mV 偏置电压镜像加载到与该电路连接的磁敏生物传感器阵列上,将磁敏生物传感器阵列上的等效电阻变化转换为电流变化,并为检测电流提供输出通路;

所述缓冲器(12)用于降低电流镜(11)、跨阻放大器(13)和逐次逼近模数转换器(14)的电路抖动对 300mV 偏置电压的影响;

所述跨阻放大器(13)将检测电流转换为电压,并放大至逐次逼近模数转换器(14)的最大输入摆幅范围;

所述逐次逼近模数转换器(14)将检测电压转换为数字码,输出至数字处理器(DSP)进行信息处理,完成检测。

2. 根据权利要求1所述的电流型信号检测模拟前端电路,其特征在于,所述带隙基准源(10)用于产生电流镜所需的 $10\mu\text{A}$ 电流,并提供 300mV 的偏置电压。

3. 根据权利要求1所述的电流型信号检测模拟前端电路,其特征在于,所述电流镜(11)包括两个PMOS管和两个NMOS管,第一PMOS管(PM0)和第一NMOS管(NM0)接成二极管连接形式,与第一PMOS管(PM1)和第二NMOS管(NM1)构成电流镜电路,将带隙基准源(10)产生的 $10\mu\text{A}$ 电流和 300mV 偏置电压加载至与该电路连接的磁敏生物传感器阵列,将磁敏生物传感器阵列上的等效电阻变化转换为电流变化。

4. 根据权利要求1所述的电流型信号检测模拟前端电路,其特征在于,所述缓冲器(12)用于对带隙基准源(10)输出 300mV 电压与后级电路进行隔离保护,减小电流镜(11)、跨阻放大器(13)和逐次逼近模数转换器(14)的电路噪声和负载变化对输出电压值的影响。

5. 根据权利要求4所述的电流型信号检测模拟前端电路,其特征在于,所述缓冲器(12)采用单级折叠共源共栅运放结构,其中输入级PMOS管(M0)为电流源,第一PMOS管(M1)和第一PMOS管(M2)为输入管,第一级运放结构包括四个PMOS管(M3、M4、M5和M6)以及四个NMOS管(M7、M8、M9和M10)。

6. 根据权利要求1所述的电流型信号检测模拟前端电路,其特征在于,所述跨阻放大器(13)采用两级密勒补偿的运算放大器结构以及反馈增益电阻(R1)构成,其中反馈增益电阻(R1)的电阻值为 100K 。

7. 根据权利要求1所述的电流型信号检测模拟前端电路,其特征在于,所述跨阻放大器(13)将磁敏生物传感器阵列的输出检测电流转换为电压,并放大至后级模数转换器的最大输入摆幅范围;同时自身的输入共模电压也作为后级逐次逼近模数转换器的输入共模电压。

8. 根据权利要求1所述的电流型信号检测模拟前端电路,其特征在于,所述逐次逼近模数转换器(14)将跨阻放大器(13)输出模拟电压转换为数字码输出,输出至数字处理器(DSP)进行信息处理,完成检测。

9. 根据权利要求1所述的电流型信号检测模拟前端电路,其特征在于,该电路采用单

芯片全集成及电流检测的方式实现。

一种电流型信号检测模拟前端电路

技术领域

[0001] 本发明涉及 CMOS 模拟集成电路设计技术领域,具体涉及一种电流型信号检测模拟前端电路。

背景技术

[0002] 随着全球经济的发展,人们保健意识的提高,全球卫生医疗行业得到了快速的发展。免疫分析技术作为体外诊断重要的方式,具有高度的准确性和特异性,因而在临床检验领域中倍受重视,成为医疗检验方法中最为重要的技术之一。美国海军实验室于 1998 年率先开发成功磁敏型巨磁阻生物传感器,该生物传感器最初用于 DNA 因子、抗原-抗体、施体和受体的探测和分析,并逐步扩展到肿瘤,心脏病等疾病的免疫分析诊断中,具有灵敏度高、生物特异性好的特点,非常适合小型医疗仪器的自动化分析和实时检测。目前国外的研究机构及公司在基于磁敏巨磁阻传感器生物芯片的研究和制备领域处于垄断地位,产品价格昂贵,因此重点研究生物传感器和信号读取电路单片集成的生物芯片,并开发与之配套的低成本、高灵敏度、快速定量的免疫检测仪,满足医院心内科、急诊科以及中小医疗机构的需求,具有重要的社会意义和经济价值。

[0003] 磁敏型巨磁阻生物传感器的检测首先是将传感器中变化的生物信号转换为可知的电流、电压等电信号,再通过适当的放大和整形,通过模数转换器转换为数字信号输出到数字信号处理系统中,最终实现传感器信号的分析检测。国内在生物检测芯片,尤其是基于 CMOS 技术的生物检测芯片的发展较晚。清华大学、中国科学院物理所、同济大学等,自 2005 年起,对巨磁阻生物传感器阵列设计、传感器材料选取、磁性标记与输出信号处理等方面进行了相应的研究,但是还处于对磁敏传感器的研究阶段,关于读出电路及生物芯片设计方面的研究还很少,因此开展相关研究,追赶国际步伐迫在眉睫。

发明内容

[0004] (一) 要解决的技术问题

[0005] 有鉴于此,本发明的主要目的在于提供一种电流型信号检测模拟前端电路,以解决磁敏生物传感器检测电路精度较差、成本较高以及规模较大的问题,达到高精度、单芯片、全集成的目的。

[0006] (二) 技术方案

[0007] 为达到上述目的,本发明提供了一种电流型信号检测模拟前端电路,该电路包括带隙基准源 10、电流镜 11、缓冲器 12、跨阻放大器 13 以及逐次逼近模数转换器 14;其中:所述带隙基准源 10 用于产生电流镜 11 所需的 $10\mu\text{A}$ 电流,并提供 300mV 的偏置电压;所述电流镜 11 将 300mV 偏置电压镜像加载到与该电路连接的磁敏生物传感器阵列上,将磁敏生物传感器阵列上的等效电阻变化转换为电流变化,并为检测电流提供输出通路;所述缓冲器 12 用于降低电流镜 11、跨阻放大器 13 和逐次逼近模数转换器 14 的电路抖动对 300mV 偏置电压的影响;所述跨阻放大器 13 将检测电流转换为电压,并放大至逐次逼近模数转换器 14

的最大输入摆幅范围；所述逐次逼近模数转换器 14 将检测电压转换为数字码，输出至数字处理器 (DSP) 进行信息处理，完成检测。

[0008] 上述方案中，所述带隙基准源 10 用于产生电流镜所需的 $10\ \mu\text{A}$ 电流，并提供 300mV 的偏置电压。

[0009] 上述方案中，所述电流镜 11 包括两个 PMOS 管和两个 NMOS 管，第一 PMOS 管 (PM0) 和第一 NMOS 管 (NM0) 接成二极管连接形式，与第二 PMOS 管 (PM1) 和第二 NMOS 管 (NM1) 构成电流镜电路，将带隙基准源 10 产生的 $10\ \mu\text{A}$ 电流和 300mV 偏置电压加载至与该电路连接的磁敏生物传感器阵列，将磁敏生物传感器阵列上的等效电阻变化转换为电流变化。

[0010] 上述方案中，所述缓冲器 12 用于对带隙基准源 10 输出 300mV 电压与后级电路进行隔离保护，减小电流镜 11、跨阻放大器 13 和逐次逼近模数转换器 14 的电路噪声和负载变化对输出电压值的影响。

[0011] 上述方案中，所述缓冲器 12 采用单级折叠共源共栅运放结构，其中输入级 PMOS 管 (M0) 为电流源，第一 PMOS 管 (M1) 和第一 PMOS 管 (M2) 为输入管，第一级运放结构包括四个 PMOS 管 (M3、M4、M5 和 M6) 以及四个 NMOS 管 (M7、M8、M9 和 M10)。

[0012] 上述方案中，所述跨阻放大器 13 采用两级密勒补偿的运算放大器结构以及反馈增益电阻 (R1) 构成，其中反馈增益电阻 (R1) 的电阻值为 100K。

[0013] 上述方案中，所述跨阻放大器 13 将磁敏生物传感器阵列的输出检测电流转换为电压，并放大至后级模数转换器的最大输入摆幅范围；同时自身的输入共模电压也作为后级逐次逼近模数转换器的输入共模电压。

[0014] 上述方案中，所述逐次逼近模数转换器 14 将跨阻放大器 13 输出模拟电压转换为数字码输出，输出至数字处理器 (DSP) 进行信息处理，完成检测。

[0015] 上述方案中，该电路采用单芯片全集成及电流检测的方式实现。

[0016] (三) 有益效果

[0017] 与现有技术相比，本发明的技术方案产生的有益效果如下：

[0018] 本发明提供了一种电流型信号检测模拟前端电路，通过采用电流检测和单芯片全集成的方式，由带隙基准电压源提供恒定的不随工艺和负载变化的偏置电压以及电流镜的输入电流，通过电流镜加载给磁敏生物传感器阵列。由电流镜将磁敏生物传感器阵列的电阻变化转换为与之相对应的电流变化，输出至跨阻放大器，放大至逐次逼近模数转换器的输入电压范围。最终由逐次逼近模数转换器输出数字码，输出至 DSP 进行信息处理，完成检测。具有检测精度高，速度快，整体电路可靠性高、功耗低的优点，适用于磁敏生物传感器检测单芯片系统中。

附图说明

[0019] 图 1 是本发明实施例提供的电流型信号检测模拟前端电路的结构示意图；

[0020] 图 2 是本发明实施例中单位增益缓冲器的电路示意图；

[0021] 图 3 是本发明实施例中跨阻放大器的电路示意图；

[0022] 图 4 是本发明实施例中逐次逼近模数转换器的结构示意图；

[0023] 图 5 是本发明实施例中对覆盖 6K-14K 磁敏生物传感器电阻阵列范围内的数字码输出；

[0024] 图 6 是本发明实施例中覆盖 6K-14K 磁敏生物传感器电阻阵列范围内的数字码输出的细部特征。

具体实施方式

[0025] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚明白,以下结合具体实施例,并参照附图,对本发明进一步详细说明,所举实例只用于解释本发明,并非用于限定本发明的范围。

[0026] 参见图 1,本发明实施例提供一种电流型信号检测模拟前端电路,包括带隙基准源 10、电流镜 11、缓冲器 12、跨阻放大器 13 以及逐次逼近模数转换器 14;所述带隙基准源 10 用于产生电流镜 11 所需的 $10\mu\text{A}$ 电流,并提供 300mV 的偏置电压;所述电流镜 11 将 300mV 偏置电压镜像加载到与该电路连接的磁敏生物传感器阵列上,将磁敏生物传感器阵列上的等效电阻变化转换为电流变化,并为检测电流提供输出通路;所述缓冲器 12 用于降低电流镜 11、跨阻放大器 13 和逐次逼近模数转换器 14 的电路抖动对 300mV 偏置电压的影响;所述跨阻放大器 13 将检测电流转换为电压,并放大至逐次逼近模数转换器 14 的最大输入摆幅范围;所述逐次逼近模数转换器 14 将检测电压转换为数字码,输出至 DSP 进行信息处理,完成检测。

[0027] 参见图 1,带隙基准源 10 用于产生电流镜所需的 $10\mu\text{A}$ 电流,并提供 300mV 的偏置电压,使电压偏置不随磁敏生物传感器阵列负载而变化。

[0028] 参见图 2,本发明实施例中的单位增益缓冲器 12,采用单级折叠共源共栅运放结构,其中输入级 PMOS 管 M0 为电流源,PMOS 管 M1, M2 为输入管,第一级运放结构包括 PMOS 管 M3, M4, M5, M6 以及 NMOS 管 M7, M8, M9, M10。单位增益缓冲器 12 用于对带隙基准源 10 电压输出进行隔离保护,降低电流镜 11、跨阻放大器 13 和逐次逼近模数转换器 14 的电路抖动对 300mV 偏置电压的影响。

[0029] 参见图 1,电流镜 11 包括两个 PMOS 管和两个 NMOS 管,PMOS 管 PM0 和 NMOS 管 NM0 接成二极管连接形式,与 PMOS 管 PM1 和 NMOS 管 NM1 构成电流镜电路,将带隙基准源 10 产生的 $10\mu\text{A}$ 电流和 300mV 偏置电压加载至磁敏生物传感器阵列,将磁敏生物传感器阵列上的等效电阻变化转换为电流变化,并为检测电流提供输出通路。根据 $I_{\text{det}} = V_{\text{bias}}/R_{\text{sensor}}$,其中 V_{bias} 为 300mV 偏置电压, R_{sensor} 为磁敏生物传感器等效电阻。因此只要磁敏生物传感器等效电阻发生变化,电流镜就可以通过 300mV 偏置电压,将电阻变化转换为可检测的电流变化 I_{det} ,输出至跨阻放大器。

[0030] 参见图 1,跨阻放大器 13 采用两级密勒补偿的运算放大器结构以及反馈增益电阻 R1 构成。R1 选择为 100K 左右的电阻值,将微弱的磁敏生物传感器电流变化 I_{det} 转换为足够大的电压信号,使之满足后级模数转换器的输入摆幅范围。参见图 3,两级密勒补偿的运算放大器需要提供 60dB 以上的增益以及 50MHZ 以上的单位增益带宽。

[0031] 参见图 1,因为磁敏生物传感器检测电路需要工作在 500KHZ ~ 5MHZ 左右的时钟频率上,且在 6 ~ 14K 电阻值变化的范围内需要检测最小分辨率为 16 欧左右的电阻变化,因此要求模数转换器具有 8 ~ 10 位的精度且具有较低的功耗。因此本发明采用速度中等,功耗较低的逐次逼近模数转换器结构实现。逐次逼近模数转换器的设计指标为 10bit/1MSPS,功耗 1mW 即可满足本电路的设计需求。

[0032] 逐次逼近模数转换器 14 基本拓扑结构参见图 4,在此结构中,首先采样保持单元将模拟输入信号 V_{IN} 采样并保持,将其作为比较单元的一个输入。此时逐次逼近寄存器(SAR 单元)开始二进制搜索算法。首先置最高位(MSB)为 1,其他位都为 0;并将 N 比特码字串(100...0)加到 DAC 电容阵列,此时 DAC 输出模拟电压 $1/2V_{REF}$,其中 V_{REF} 为逐次逼近模数转换器的参考电压;然后将 DAC 转换来的模拟电压作为比较器另一端的输入,与输入信号 V_{IN} 作比较。如果输入信号 V_{IN} 大于 $1/2V_{REF}$,比较器输出逻辑低电平,则最高位 MSB 保持不变;如果输入信号 V_{IN} 小于 $1/2V_{REF}$,比较器输出逻辑高电平,则最高位 MSB 将会被置 0。确定最高位码字后,保持最高位不变,再置次高位为 1,其他低位为 0,并将该码字串加到 DAC 阵列,进而比较出次高位的码字。其他各低位依次重复下去,直到比较出最低位(LSB)的结果为止,至此得出输入信号 V_{IN} 所对应的数字码。

[0033] 图 5 和图 6 是本发明实施例中覆盖 6K-14K 传感器电阻阵列范围内的数字码输出,数字码流从 218 至 30 连续输出,中间无失码现象发生,通过设置模数转换器参考电压范围,可实现 0 至 255 个数字码流的完整输出,技术效果良好。

[0034] 综上所述,本发明提供了一种电流型信号检测模拟前端电路,具有以下有益效果:(1) 本发明通过采用电流检测和单芯片全集成的方式,集成度,灵敏度高;(2) 由带隙基准源提供恒定的不随工艺和负载变化的磁敏生物传感器阵列偏置电压;(3) 由电流镜电路将磁敏生物传感器阵列的等效电阻变化转换为可检测的微弱电流变化,并输出;(4) 由跨阻放大器将检测电流转换为电压,并放大至模数转换器的输入电压范围;(5) 设计了一款 10bit/1MSPS 逐次逼近模数转换器作为模拟与数字接口,将模拟传感器检测电压转换为数字码输出,输出至 DSP 处理,完成检测,适用于磁敏生物传感器检测单芯片系统中。

[0035] 以上所述的具体实施例,对本发明的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明,所应理解的是,以上所述仅为本发明的具体实施例而已,并不用于限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

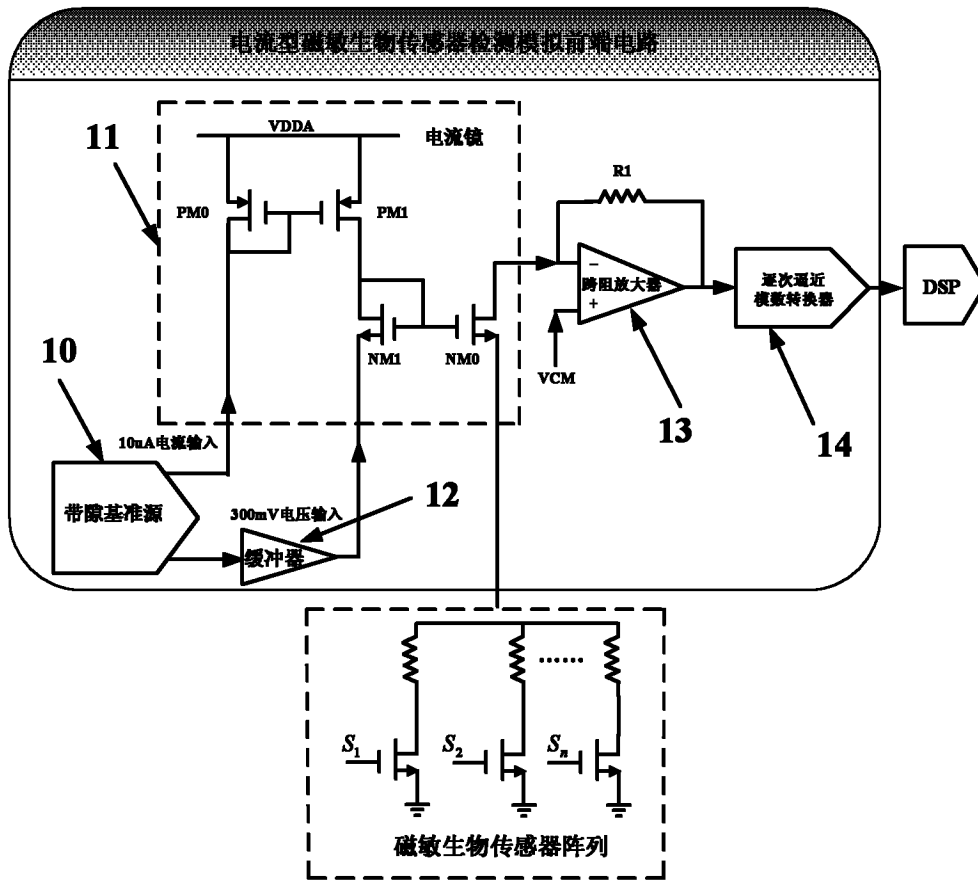


图 1

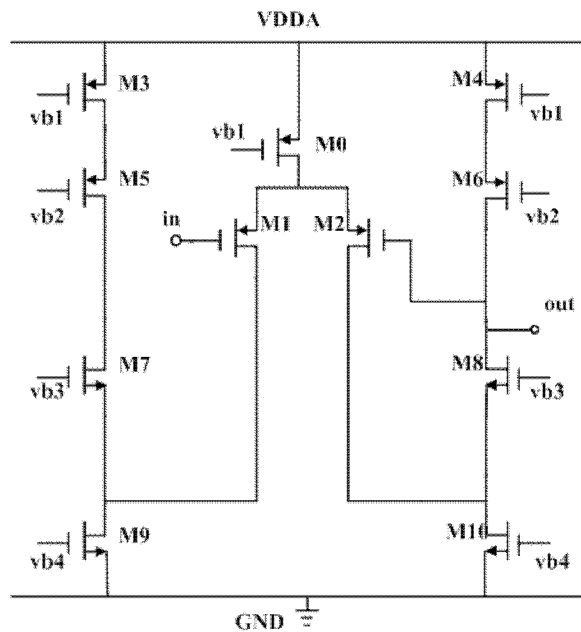


图 2

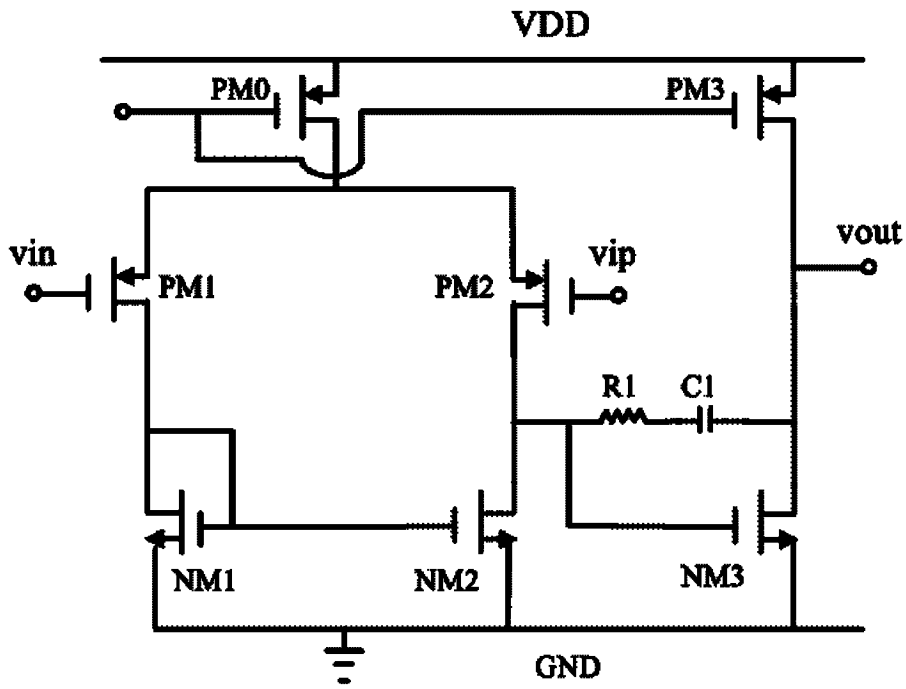


图 3

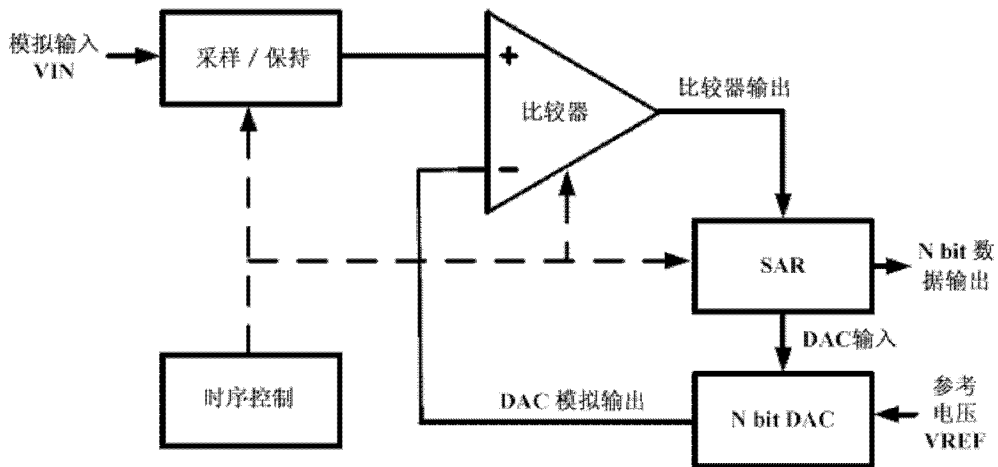


图 4

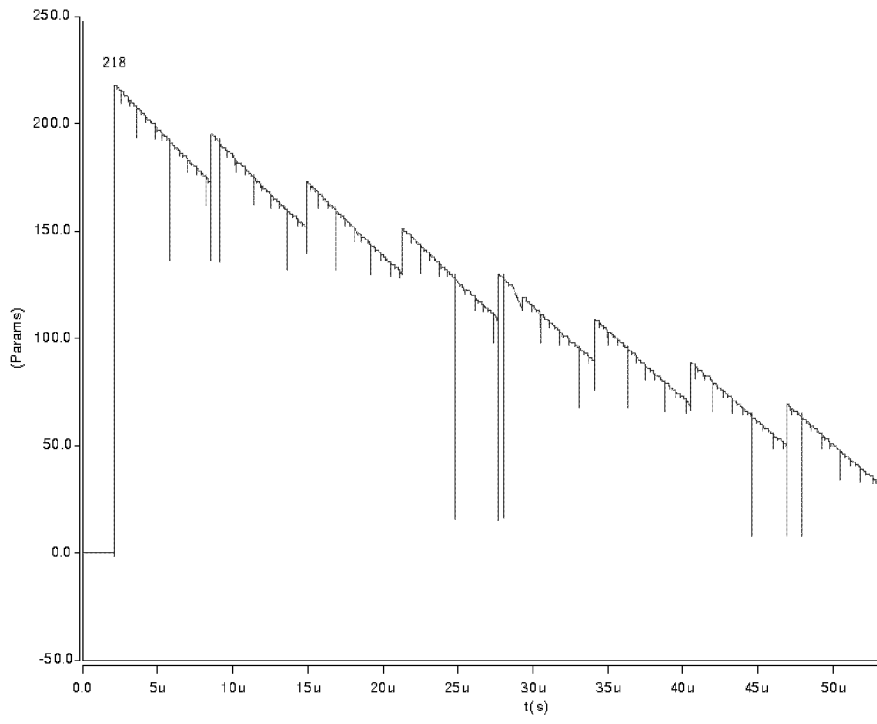


图 5

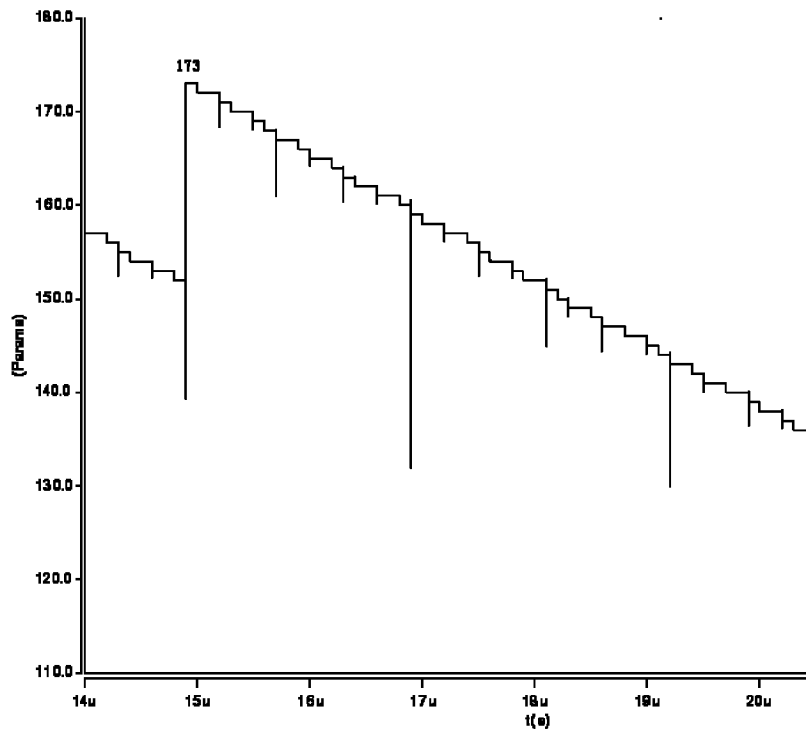


图 6