



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107979377 A

(43)申请公布日 2018.05.01

(21)申请号 201711031186.7

(22)申请日 2017.10.25

(30)优先权数据

15/334,011 2016.10.25 US

(71)申请人 美国亚德诺半导体公司

地址 美国马萨诸塞州

(72)发明人 Y·J·沙玛 A·J·卡尔布

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专
利商标事务所 11038

代理人 欧阳帆

(51)Int.Cl.

H03M 3/00(2006.01)

H03M 1/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

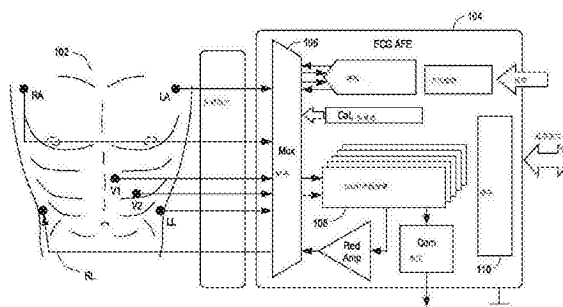
权利要求书3页 说明书5页 附图7页

(54)发明名称

具有电容差分电路和数字 $\Sigma-\Delta$ 反馈的ADC

(57)摘要

本公开涉及具有电容差分电路和数字 $\Sigma-\Delta$ 反馈的ADC。提供低功率高精度混合信号模数转换器,用于在存在大干扰信号的情况下处理生物信号以用于无线电患者监测;电容差分电路通过差分模拟反馈回路信号和输入信号来产生模拟差分信号;模数转换器 $\Sigma-\Delta$ 产生差分信号的数字版本;数字反馈回路包括数字积分器和电容数模转换器,被配置为基于差分的数字版本产生模拟回路反馈信号。



1. 低功率模数转换器系统,包括:

电容差分电路,耦合以接收模拟输入信号和接收模拟回路反馈信号,并输出表示模拟输入信号与模拟回路反馈信号之差的模拟差分信号;

电容差分放大器电路,耦合以接收所述模拟差分信号并提供放大的模拟差分信号;

$\Sigma-\Delta$ 模数转换器(SD-ADC),耦合以基于所述放大的模拟差分信号产生数字输出信号;

数字积分器电路,耦合以接收所述数字输出信号并提供数字积分信号;和

电容数模转换器(DAC),耦合以基于所述数字积分信号产生模拟回路反馈信号。

2. 权利要求1所述的系统,

其中所述模拟输入信号包括在第一频率范围内的生物信号部分,并且包括在第二频率范围内的干扰信号部分;和

其中所述模拟回路反馈信号包括在第二频率范围内的信号部分。

3. 权利要求1所述的系统,

其中所述模拟输入信号包括在第一较高频率范围内的生物信号部分,并且包括在第二较低频率范围内的干扰信号部分;和

其中所述数字积分器被配置为在第二更低频率范围内通过数字输出信号的一部分,并且在第一较高频率范围内阻止数字输出信号的一部分。

4. 权利要求1所述的系统,

其中所述模拟输入信号包括在更高的第一频率范围内的ECG信号部分,并且包括在较低的第二频率范围内的干扰信号部分;和

其中所述模拟回路反馈信号包括在较低的第二频率范围内的信号部分。

5. 权利要求1所述的系统,

其中所述模拟输入信号包括在第一频率范围内的生物信号部分,并且包括在第二频率范围内的干扰信号部分;和

其中所述模拟回路反馈信号包括在第二频率范围内的信号部分。

6. 权利要求5所述的系统,

其中所述数字积分器被配置为在第二频率范围内通过数字输出信号的一部分,并且在第一频率范围内阻止数字输出信号的一部分。

7. 权利要求5所述的系统,

其中所述数字积分器被配置为在第一和第二频率范围内通过数字输出信号。

8. 权利要求1所述的系统,

其中所述模拟输入信号包括在约50mHz至150Hz的频率范围内并且具有约 $\pm 10\text{mV}$ 的最大振幅的ECG信号部分,以及包括在大约DC至50mHz的频率范围内并且具有大于 $\pm 1\text{V}$ 的最大振幅的干扰信号部分;和

其中所述数字积分器在大约DC到50mHz的频率范围内将数字输出信号的分量放大到干扰分量信号的分量的振幅电平。

9. 权利要求1所述的系统,

其中所述数字积分器包括求和电路;和

其中所述求和电路的带宽可以通过改变所述求和电路的系数以改变反馈回路的带宽来改变。

10. 权利要求1所述的系统,

其中所述数字积分器包括求和电路;并进一步跟随:

量化器电路,耦合以量化数字积分器信号并将量化的数字积分器信号提供给电容DAC。

11. 权利要求1所述的系统,

其中所述数字积分器包括求和电路;并进一步跟随:

数字 $\Sigma-\Delta$ 量化器,耦合以量化数字积分器信号并将量化的数字积分器信号提供给电容DAC。

12. 权利要求1所述的系统,

其中所述电容DAC包括被配置为使用过采样来最小化电容器失配的影响的电路。

13. 权利要求1所述的系统,

其中所述电容DAC包括被配置为使用动态元件匹配技术来整形电容器失配的影响的电路。

14. 权利要求1所述的系统,

其中所述电容差分电路包括耦合以接收与输入信号成比例的电荷的第一电容器、和耦合以接收与回路反馈信号成比例的电荷的第二电容器。

15. 低功率模数转换器系统,包括:

电容差分电路,包括耦合以接收与输入信号成比例的电荷的第一电容器、和耦合以接收与回路反馈信号成比例的电荷的第二电容器,并提供与所述第一电容器和所述第二电容器的电容比率成比例的差分信号;

包括放大器电路和第三电容器的电容差分放大器电路,被配置为与所述第三电容器和所述第一电容器的电容比率成比例地放大模拟差分信号,并提供所述模拟差分信号的放大版本;

$\Sigma-\Delta$ 模数转换器(SD-ADC),基于放大的模拟差分信号耦合以产生数字输出信号;

数字积分器电路,耦合以接收数字输出信号并提供数字积分信号;和

电容数模转换器(DAC),基于数字积分信号耦合以产生模拟回路反馈信号。

16. 权利要求15所述的系统,

其中所述电容差分放大器被配置为切断输入信号、模拟回路反馈信号和放大的模拟差分信号,以消除目标频率范围内的电容增益放大器的 $1/f$ 噪声。

17. 权利要求15所述的系统,

其中所述第二电容器是所述电容DAC的组件。

18. 权利要求15所述的系统,

其中所述电容DAC包括并联耦合的单元电容器阵列,以在第一参考电压和第二参考电压之间选择性地切换,从而充当所述第二电容器。

19. 低功率模数转换器系统,包括:

电容差分电路,包括耦合以接收与模拟输入信号成比例的电荷的第一电容器,所述第一电容器包括在第一频率范围内的生物信号部分和在第二频率范围内的干扰信号部分,以及第二电容器,所述第二电容器耦合以接收与回路反馈信号成比例的电荷,并且产生代表与所述第一电容器和所述第二电容器的电容比率成比例的它们之差的模拟差分信号;

电容差分放大器电路,包括放大器电路和第三电容器以将所述放大器的输出耦合所述

放大器的输入,其中所述电容差分放大器电路耦合以与所述第三电容器和所述第一电容器的电容比率成比例地放大模拟差分信号,以产生放大的模拟差分信号;

$\Sigma-\Delta$ 模数转换器(SD-ADC),基于放大的模拟差分信号耦合以产生数字输出信号;

数字积分器电路,耦合以从SD-ADC接收数字输出信号,并在第一和第二频率范围内提供数字积分信号;

量化器,耦合以接收数字积分信号并提供数字积分信号的量化版本;和

电容SD DAC,包括并联耦合的单元电容器阵列,以在第一参考电压和第二参考电压之间选择性地切换,从而充当所述第二电容器,并且基于数字积分信号的量化版本耦合以产生模拟回路反馈信号。

20. 权利要求19所述的系统,还包括:

其中所述量化器包括数字 $\Sigma-\Delta$ 量化器。

具有电容差分电路和数字 $\Sigma-\Delta$ 反馈的ADC

背景技术

[0001] 生物信号是指示患者的生理状态如血压、呼吸和心跳的电子信号。现代医院病人监护系统朝向无线环境移动,其中患者佩戴一个或多个将生物统计数据信号无线地传送到位于患者附近的数据处理系统的设备。患者佩戴一个或多个面向电力的传感器装置,其将数据无线地传送到诸如护士站之类的聚合器。这些穿戴式设备使医院工作人员可以远程监测患者生命体征。这样的无线系统例如导致更少的感染病例、更好的安全性、在工作场所中更少的布线、更少的布线冗余工作、减少患者的烦恼、改善患者的移动性。

发明内容

[0002] 提供低功率高精度混合信号模数转换器系统,用于在存在大干扰信号的情况下处理生物信号以用于无线电患者监测。

[0003] 在一个方面中,模数转换系统,包括电容差分电路,通过差分模拟反馈回路信号和输入信号来产生模拟差分信号。 $\Sigma-\Delta$ 产生差分信号的数字版本。数字反馈回路包括数字积分器和电容数模转换器,被配置为基于差分信号的数字版本产生模拟回路反馈信号。

[0004] 在另一个方面中,模数转换器系统包括电容差分电路,耦合以接收模拟输入信号和接收模拟反馈信号,并且产生表示它们差分的模拟差分信号。电容放大器电路建立以接收模拟差分信号并提供放大的模拟差分信号。 $\Sigma-\Delta$ 模数转换器基于放大的模拟差分信号耦合以产生数字输出信号。数字积分器电路耦合以接收数字输出信号并产生数字积分信号。电容数模转换器(DAC)基于数字积分信号耦合以产生模拟回路反馈信号。

附图说明

[0005] 图1是示出与患者腹部接触的电ECG引线的示意图、以及耦合在引线上接收的监视器生物信号的生物监测模拟前端(AFE)的功能框图。

[0006] 图2依照一些实施方案是示意性电压对频率的图,其中y轴表示ECG信号和多个示例性干扰信号的示例电压,并且x轴表示信号频率范围。

[0007] 图3依照一些实施方案是表示图1的生物监测系统的单个变换器电路的示意性电路图。

[0008] 图4是示意性电压对频率的图,其中y轴表示包括示例生物信号的示例输入信号和大干扰信号的示例,并且x轴表示信号频率范围。

[0009] 图5是示出图4的电容增益放大器中并入电容DAC的某些部件的示意性电路图。

[0010] 图6依照一些实施方案是表示包括量化器的第二 $\Sigma-\Delta$ 电路的示意性电路图。

[0011] 图7依照一些实施方案是表示包括第一阶数字 $\Sigma-\Delta$ 量化器的第三 $\Sigma-\Delta$ 电路的示意性电路图。

具体实施方式

[0012] 感兴趣的信号通常与多个干扰信号一起接收。具有固定信号的模数转换器(ADC)

$\Sigma-\Delta$ 反馈回路在从模数域转换诸如生物信号的感兴趣信号的过程中去除了主要的干扰信号。 $\Sigma-\Delta$ 接收感兴趣的信号和干扰信号作为输入。该电路产生反馈信号以取消干扰源。电容差分电路在一个实施例中接收输入信号和反馈信号并提供感兴趣的干扰信号。使用电容 DAC 和放大器去除干扰源可以实现高精度的信号处理。

[0013] 心电图 (ECG) 信号是指示心脏活动的生物信号。心电图是使用放置在皮肤上的电极在一段时间内记录心脏的电活动的过程。这些电极检测由每个心跳期间心脏肌肉的去极化电生理模式引起的皮肤微小的电变化。使用放置在人体上不同位置的引线,从多个不同的角度测量心电位的总体幅度,并在一段时间(通常为10秒)内记录。对于训练有素的临床医师,ECG 不仅传递大量的信息,而且可以传达心脏的结构,而且还传达其导电系统的功能。

[0014] 图1是示出与患者腹部102接触的电 ECG 导联的示意性图,以及耦合以监测在引线上接收的生物信号的生物监测模拟前端 (AFE) 104 的功能框图。依照一些实施方案,生物监测系统104监测 ECG 信号。输入引线 RA、LA、V1、V2 和 LL 用于检测腹部102上用于产生多个差分信道信号的不同位置处的各个 ECG 信号。在一些实施方案中,差分信道信号包括信道1=LA-RA、信道2=LL-RA、信道3=LA-LL、信道4=V1-RA、信道5=V2-RA。RL 引线用于迫使共模电压接近参考电平,以实现最大输入动态范围。监控系统104包括复用电路106,其将每个引线耦合到相应的 $\Sigma-\Delta$ 电路108,其将模拟 ECG 信号转换为相应的数字 ECG 版本的信号。监测系统包括将数字 ECG 信号传送到处理电路(未示出)的数字接口电路110。

[0015] 图2是示意性电压对频率图,其中 y 轴表示 ECG 信号202 和多个实例干扰信号砂的示例电压, x 轴表示信号频率范围。典型的 ECG 信号具有 $\pm 10\text{mV}$ 的最大振幅,频率范围在 50mHz 到 150Hz 之间。示例 ECG 具有 20mVpp 的幅度。由于接触电位和接触阻抗引起的生物失真,电极-皮肤界面受到许多干扰物的影响。电极-皮肤界面的极化可以产生大约 $\pm 300\text{mV}$ 的湿 Ag/AgCl 电极的半电池电位,其可以由于运动伪影而缓慢漂移。接触不匹配和滤波器阻抗可将共模干扰源(例如 50/60Hz 线路频率)转换为差分干扰源。植入式起搏器可以产生振幅高达约 700mV 的短矩形脉冲,而一些呼吸感测的刺激可以在电极处大约为 2Vpp。心电监护系统 104 可在电手术 (ESIS) 期间进行操作,包括应用用于切割和凝固组织的高频交替极性(例如, 200V、2MHz) 电驱动。

[0016] 图3是表示图1的生物监测系统104的各个模数转换器电路108的示意性电路图。 $\Sigma-\Delta$ 在低功率下提供高精度的模数转换。在操作中, $\Sigma-\Delta$ 电路108被耦合以在耦合到引线电极(未示出)的线404上接收模拟输入信号402,并在输出线408上提供对应的数字输出信号406。输入信号包括生物信号和干扰信号。在一些实施方案中,干扰信号具有比生物信号更大的幅度和更低的频率范围。

[0017] 图4是示意性电压对频率图,其中 y 轴表示包括感兴趣的示例生物信号402-1 和示例性干扰信号的示例输入信号402。生物信号402-1 包括 ECG 信号,干扰信号402-2 包括近 DC 电极偏移干扰信号。示例性 ECG 信号的最大幅度为 10mV,频率范围在 50mHz 至 150Hz 之间。ECG 电极引线通常会在电极-皮肤界面产生可以缓慢漂移 (DC 至 50mHz) 的离子电位。示例近 DC 偏移干扰信号从 DC 到 50mHz 具有 $\pm 1\text{V}$ 的值。

[0018] 再次参考图3,在一个实施例中, $\Sigma-\Delta$ 电路108从模拟输入信号402去除更低频率模拟干扰源分量信号402-2,并放大剩余的模拟生物分量信号402-1以放大剩余的模拟生物分量信号402-1以产生模拟生物分量信号410的放大版本。 $\Sigma-\Delta$ 电路108将放大的模拟生物

分量信号410转换为相应的数字输出信号406版本的生物信号。更具体地， $\Sigma-\Delta$ 电路108包括包括第一输入电容器C1和第二反馈电容器C2的电容差分电路412(由虚线表示)的子范围电容模拟前端(AFE)。电路108包括配置成与电容器C3和C1的比例成比例地获得差分信号的电容增益放大器413。电路108包括提供数字输出信号406的 $\Sigma-\Delta$ 模数转换器($\Sigma-\Delta$ ADC)415。电路108还包括数字反馈回路430，其包括数字积分器电路416和数字过采样电容数模转换器(DAC)418。

[0019] 电容差分电路412包括第一电容器C1和第二反馈电容器C2。电容差分电路412被配置为将线路404上的模拟输入信号402经由第一电容器C1耦合到电容差分放大器409的输入节点405。电容差分电路412还被配置为耦合模拟反馈信号420，指示施加到反馈电容器C2的电荷到输入节点405。如下面更全面地描述的，第二反馈放大器C2是数字过采样电容DAC418的分量。

[0020] 电容差分放大器409被耦合以在节点405处接收代表模拟输入信号402和模拟反馈信号420之间的差异的模拟差分信号424，与电容器C1和C2的比例成比例，以在放大器输出节点413处提供放大的模拟差分信号410。电容差分放大器409包括放大器电路411，其放大与C3和C1的比例成比例的差分信号424。在一些实施方案中，电容增益放大器411被配置为切断输入信号，模拟回路反馈信号和放大的差分信号在 $1/f$ 噪声角以上的频率，以消除生物信号感兴趣的频带内的放大器的 $1/f$ 噪声。SD ADC 415耦合以接收放大的模拟差分信号410并将其转换为数字输出信号406。数字积分器416被耦合以接收数字输出信号406并提供数字积分信号428。可以对数字积分器416的系数进行编程，以调整数字积分器416的带宽，数字积分器也相应地调整混合信号的带宽反馈回路。电容DAC418被耦合以接收数字积分信号410并将其转换为模拟反馈信号420。积分器416执行积分功能以产生积分器输出信号428，使得反馈回路的环路增益在低频下最大化。这导致积分器输出信号428消除输入404处的干扰信号，使得线407上的积分器406的输入信号在低频处被最小化。

[0021] 数字积分器416被配置为在干扰源的频率范围(例如，近DC电极偏移信号)中比在生物的较高频率范围内的更低频率数字信号(例如，ECG信号)。因此，数字积分器416在线429上产生代表更低频率干扰信号的放大数字版本的数字积分信号428。

[0022] 电容DAC 418转换数字积分信号428以在反馈线422上产生模拟反馈信号420，该反馈线422用作从输入信号402取消干扰信号的模拟消除信号。电容差分电路412产生差分信号424。经由电容器C1接收的输入信号402的更低频率干扰信号部分和经由电容器C2在线路422上经由电容器C2接收的反馈信号420在节点405彼此相对，从而在节点405处产生差分信号424，其包括去除了干扰信号的输入信号402的生物信号。

[0023] 去除较大幅度的干扰信号允许使用具有较高增益的电容差分放大器409，其又允许使用较低功率，低位分辨率SD ADC 415，而不损失系统分辨率和信噪比(SNR)要求。更具体地说，电容差分放大器409可以用于提供更大的放大倍数，而不会变得超范围，因为它用于放大在电容差分电路412已经去除较大幅度的干扰信号之后保留的较小的幅度偏差分量信号424。结果，可以使用消耗较少功率的低位分辨率SD ADC 415而不损失经转换的数字信号406的精度。差分电路在节点405处产生指示在第一(输入)电容器C1中电荷之间的差异的电压信号424并施加到第二(模拟回路反馈)电容器C2。基于输入信号402和模拟回路反馈信号420使用电容器C1、C2产生差分信号424，并且使用比率C3/C1来产生差分信号410的放大

版本导致高精度。特别是用于C1、C2和C3的集成电路MiM电容器是与高精度和重复性匹配的硅工艺。CapDAC可以使用进一步的过采样和 $\Sigma-\Delta$ 技术来将失配误差消除到更高的频率,以在低频下实现高线性度。

[0024] 第二(回路反馈)电容器C2是形成过采样电容SD DAC 418的单位电容器阵列。图5是示出耦合到电容差分放大器409的SD DAC 418的某些部件的示意性电路图。SD DAC 418包括单元电容器Cdac₁至Cdac_N的阵列434和开关SW₁至SW_N,以选择性地将阵列的单个电容器耦合到第一和第二参考值之一。放大器电路409耦合以经由输入电容器C1在线路404上接收输入信号402,并且通过选择开关的组合来接收线路422的反馈信号420,使得一些SD DAC阵列单元电容器Cdac₁至Cdac_N连接到Ref1,其余SD DAC阵列单元电容器Cdac₁至Cdac_N连接到单元电容器阵列434中的Ref2。通过使用动态元件匹配(DEM)技术选择电容器,将单位电容器Cdac₁至Cdac_N之间的电容器失配形成为高通形噪声,通过使用DAC单元电容器从数字反馈信号428创建模拟反馈信号420。这防止电容失配降低感兴趣信号信号202的频带内的线性度和SNR性能。电容反馈DAC 418的使用允许使用过采样的 $\Sigma-\Delta$ 技术(如DEM)使用其固有匹配较低(例如约8位)线性的电容器来实现高(例如,19位)线性度。SD DAC 418的线性性能直接影响系统线性度和SNR性能。因此,结合 $\Sigma-\Delta$ 反馈回路使用电容前端实现了高性能低功耗系统。

[0025] 应当理解的是, $\Sigma-\Delta$ 电路108包括电容差分放大器409,其耦合以向SD ADC 415提供放大的差分信号410,其中电容差分放大器409和SD ADC 415本身与反馈电路耦合,作为 $\Sigma-\Delta$ 反馈回路。更具体地说,数字积分器电路416执行“ Σ ”(积分器)功能。电容差分电路412执行“ Δ ”(差异)功能。在这种 $\Sigma-\Delta$ 反馈回路中,在一些实施方案中,循环的带宽可以最大化,使得感兴趣的信号和干扰信号都存在于反馈DAC 418。输入信号402和反馈信号420被取消,使得放大器423处理仅包括量化的差分信号 $\Sigma-\Delta$ 反馈回路的噪声。这进一步增加放大器的增益,并结合较低分辨率的低功耗 $\Sigma-\Delta$ ADC进一步降低系统功率。这进一步允许差分放大器与较低电源的操作进一步降低系统的功耗。

[0026] 图6是表示包含量化器604依照一个实施方案的数字 $\Sigma-\Delta$ 电路的示意性电路图。数字求和电路602以其接收的特定比例对数字输入信号进行求和,实现集成功能416。可以理解,求和电路606的内部系数值可以被调整为图示求和电路606的带宽,从而映射反馈回路430的带宽。数字求和电路606之后是量化器电路604,以减少DAC 418的量化级数。使用单位电容器元件实现高线性度的高分辨率DAC在尺寸和功率限制方面是不实际的。因此,在一些实施方案中,量化器电路604用于减少量化比特数以使得能够使用较低分辨率、高线性DAC。

[0027] 图7是表示第三 $\Sigma-\Delta$ 电路的示意性电路图,包括数字第一阶 $\Sigma-\Delta$ 量化器740,依照一些实施方案。数字求和电路742从SD ADC 415接收数字信号406,并向SD量化器740提供数字积分器信号。如上所述,可以调整求和电路742的内部系数值,以图示求和电路742的带宽,从而映射反馈回路430的带宽。第一阶SD量化器740不仅用于量化数字积分器信号,而且还用于使量化噪声远离感兴趣的频带。将 $\Sigma-\Delta$ 反馈回路中的第一阶SD量化器740合并到第一阶噪声整形之前,提供二阶量化噪声整形直到循环带宽。这进一步使感兴趣的频带中的量化噪声最小化。在替代实施例中,SD DAC 729的输入可以用作 $\Sigma-\Delta$ 708的输出。

[0028] 呈现上述描述以使得本领域的任何技术人员能够创建并使用具有电容差分电路的ADC和混合信号 $\Sigma-\Delta$ 反馈。对于本领域技术人员来说,对实施例的各种修改将是显而易

见的,并且在不脱离本发明的精神和范围的情况下,本文定义的通用原理可以应用于其他实施例和应用。例如,可以在图3的电路中代替数字微分器(未示出)来代替积分器416。这样的数字微分器放大较高频率信号,因此可以用于在线422上产生抵消较高频率干扰源的反馈信号。此外,例如,尽管上述实施例公开了配置为单端电路的 $\Sigma-\Delta$,相同的原理适用于配置为差分电路的 $\Sigma-\Delta$ 。

[0029] 在前面的描述中,为了解释的目的阐述了许多细节。然而,本领域普通技术人员将认识到,可以在不使用这些具体细节的情况下实践本发明。在其他情况下,众所周知的过程以框图形式示出,以便不用不必要的细节来模糊本发明的描述。可以使用相同的附图标记来表示不同图中相同或相似项目的不同视图。因此,根据本发明的实施例的前述描述和附图仅仅是本发明的原理的示意性。因此,应当理解,在不脱离在所附权利要求中限定的本发明的精神和范围的情况下,本领域技术人员可以对本实施例进行各种修改。

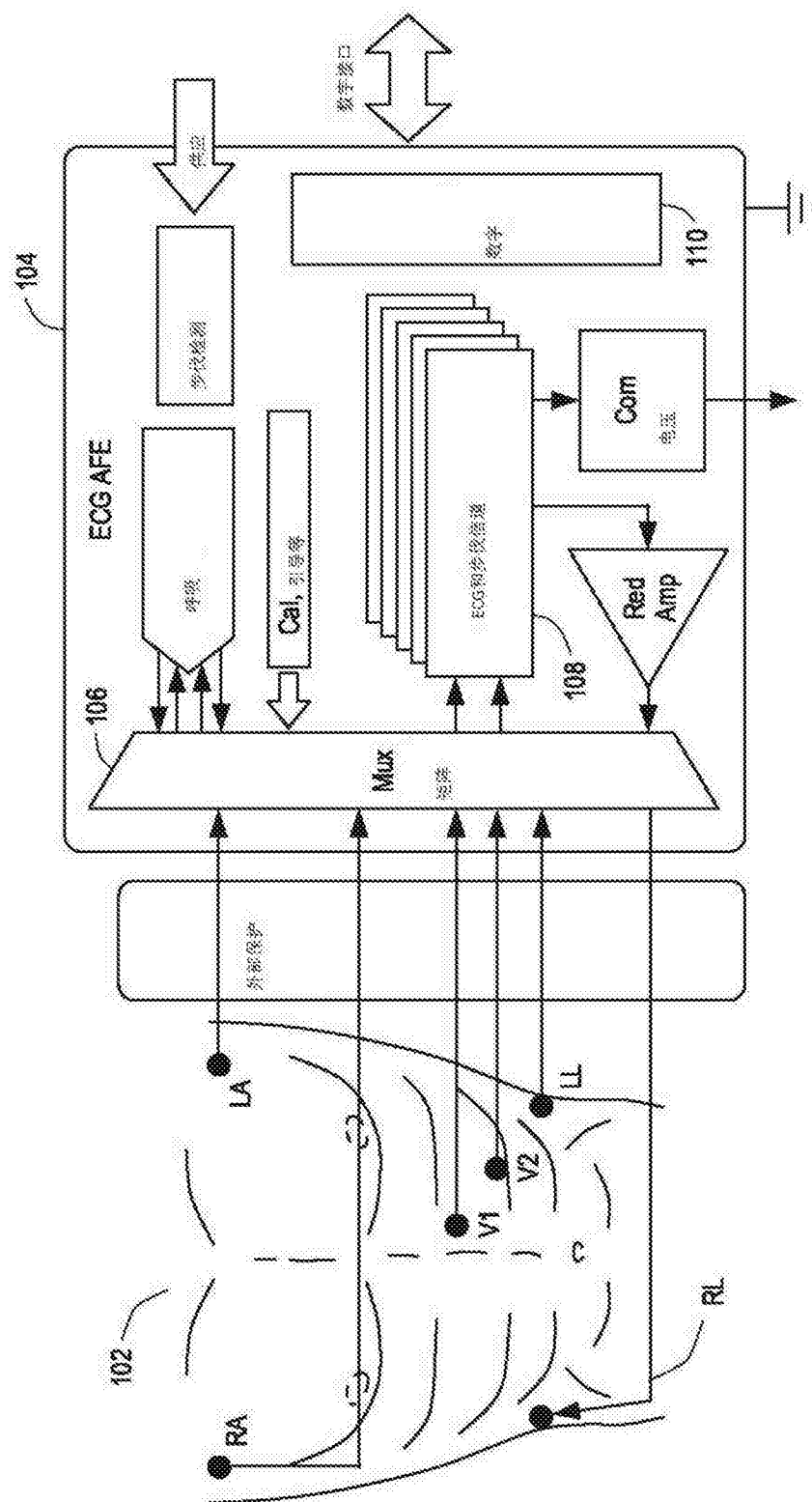


图 1

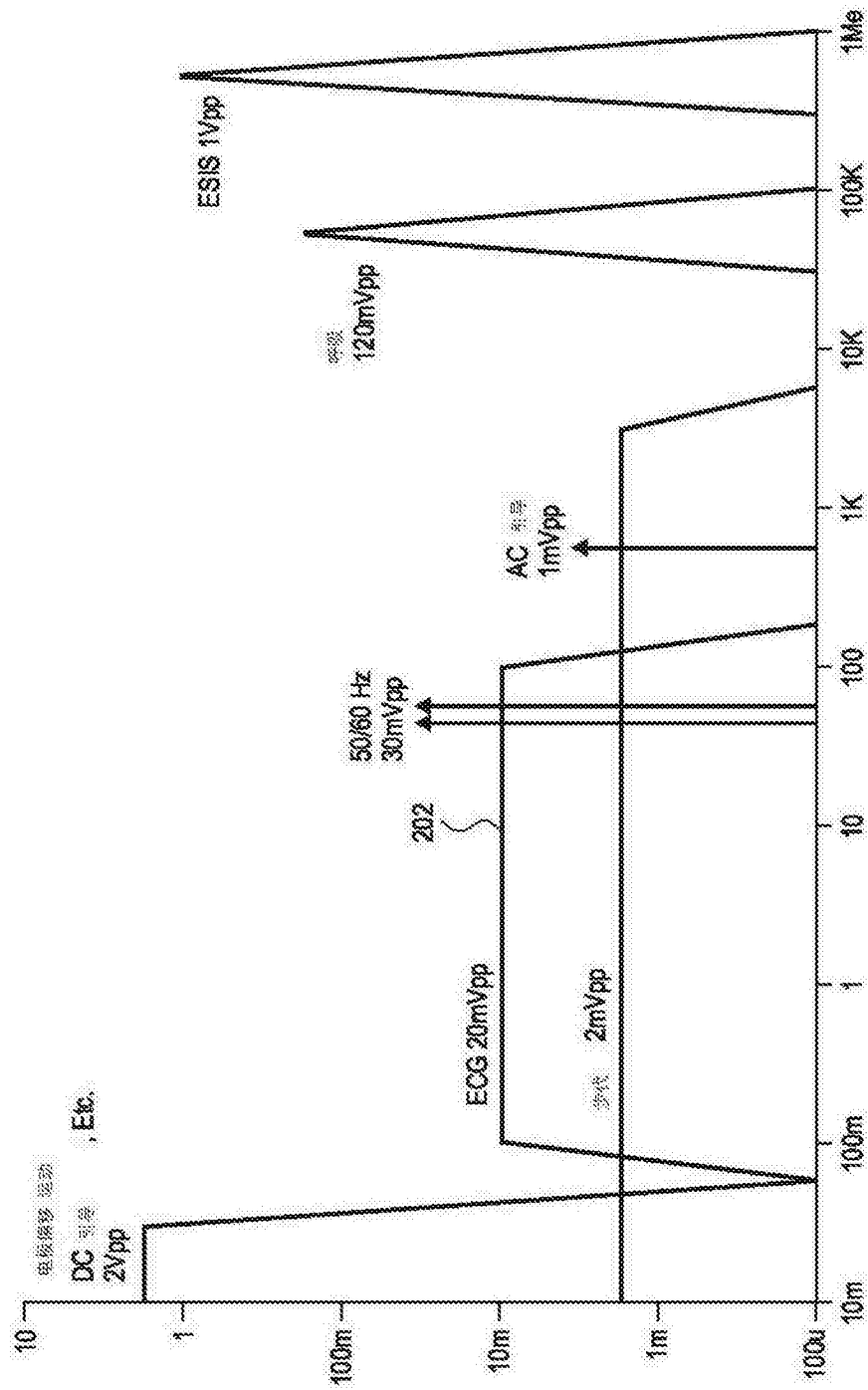


图2

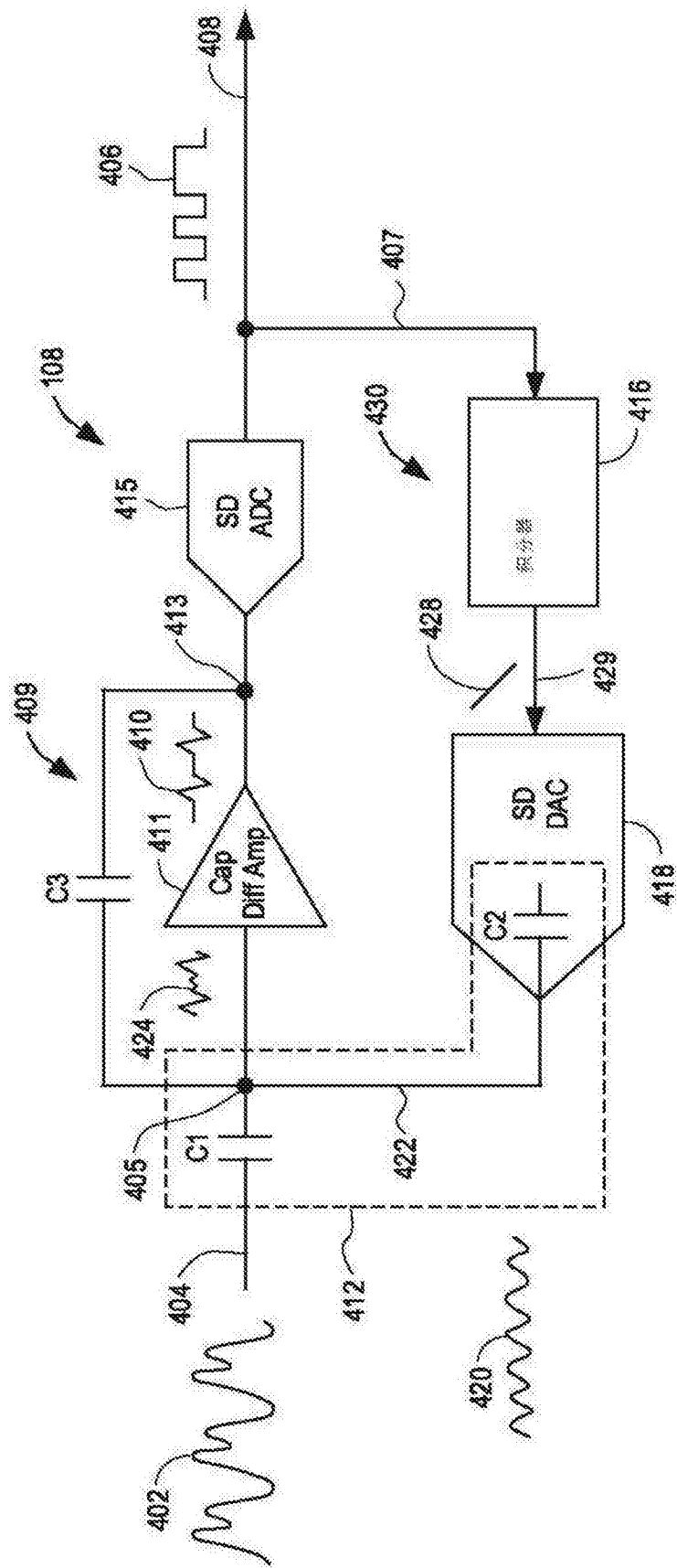


图3

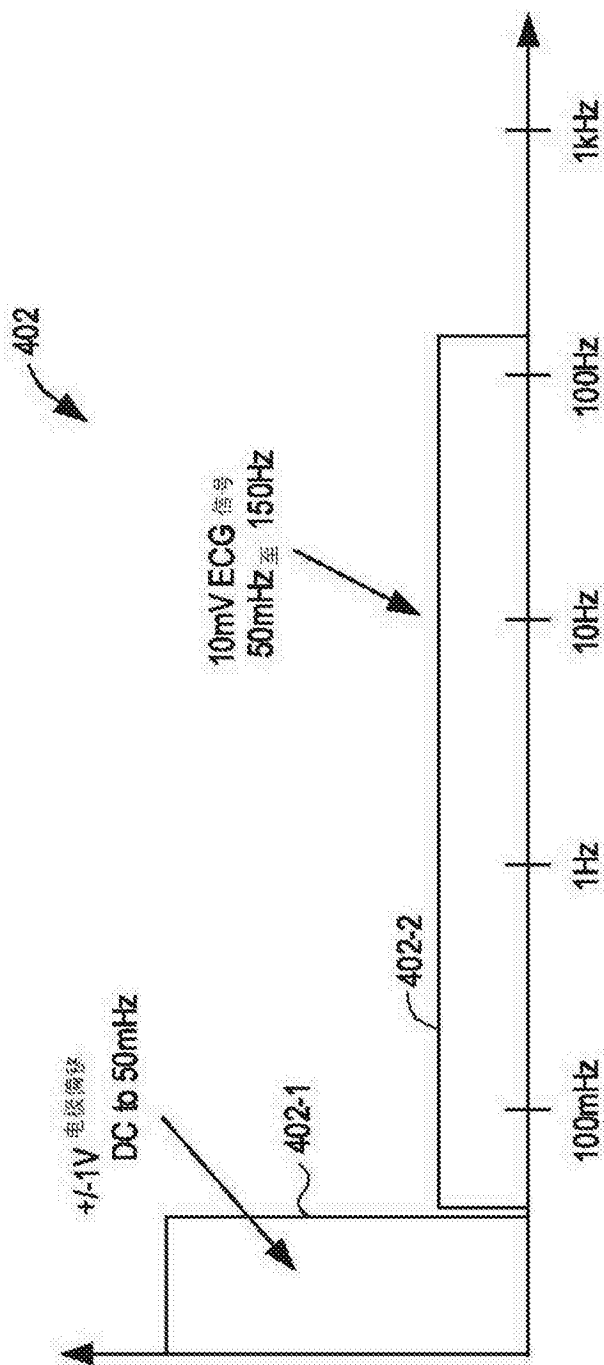


图4

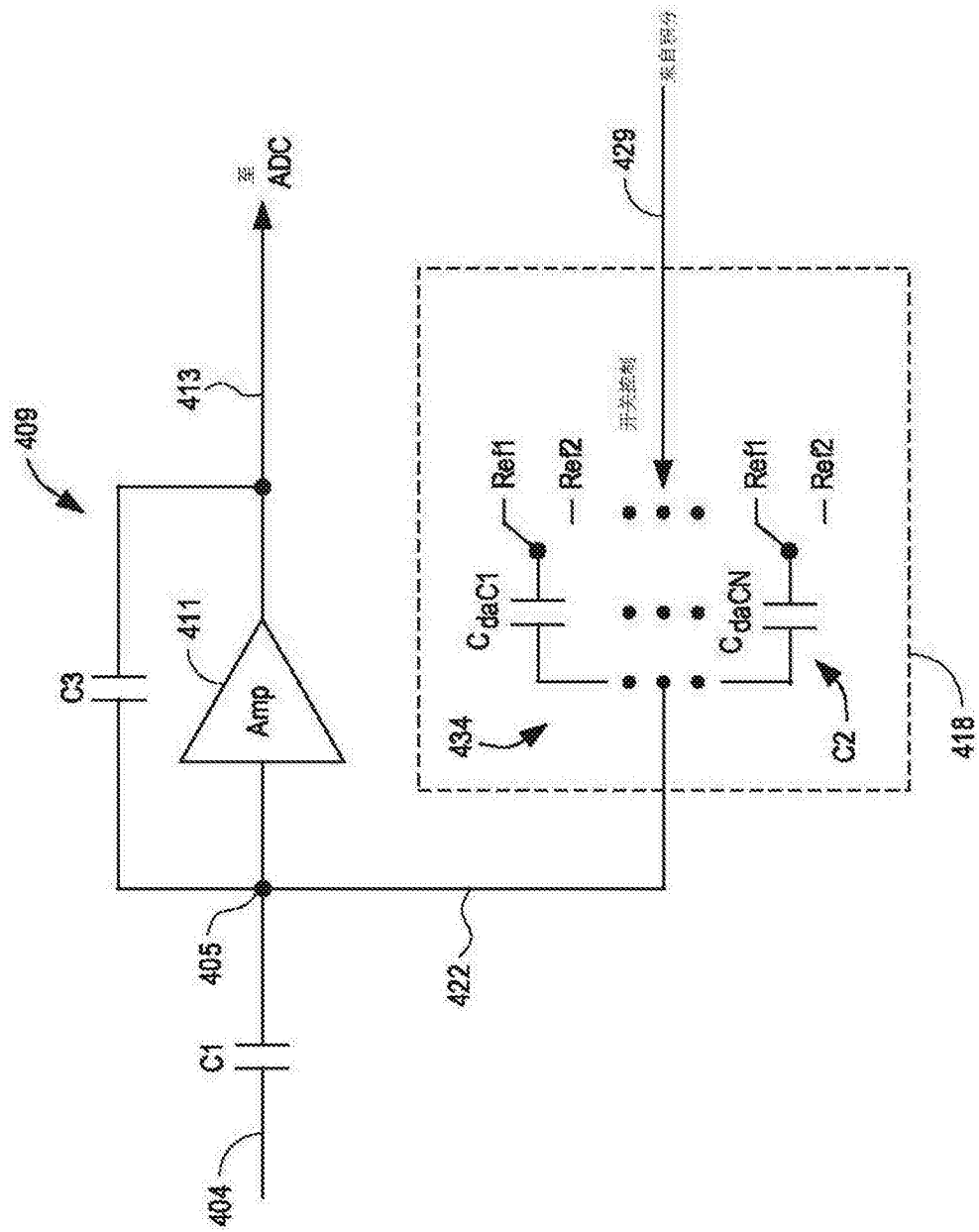


图5

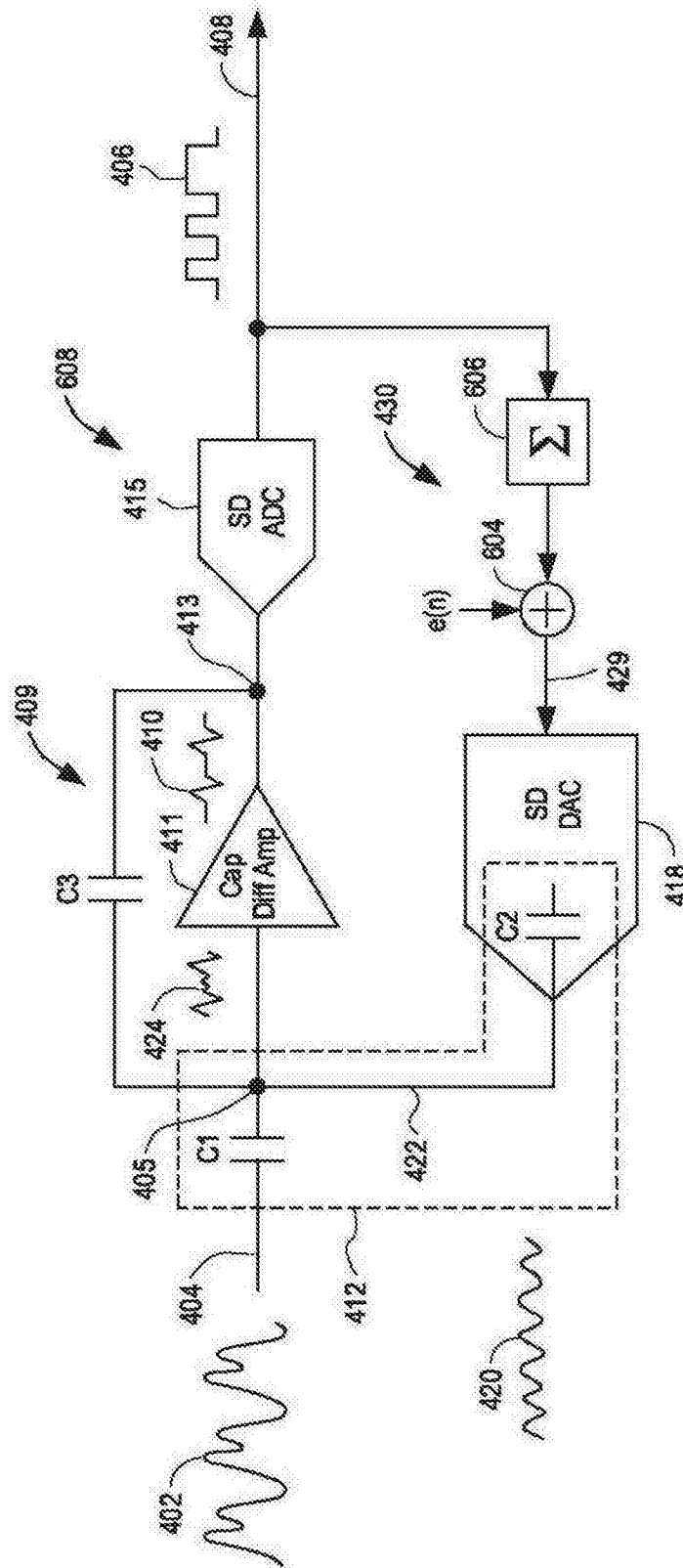


图6

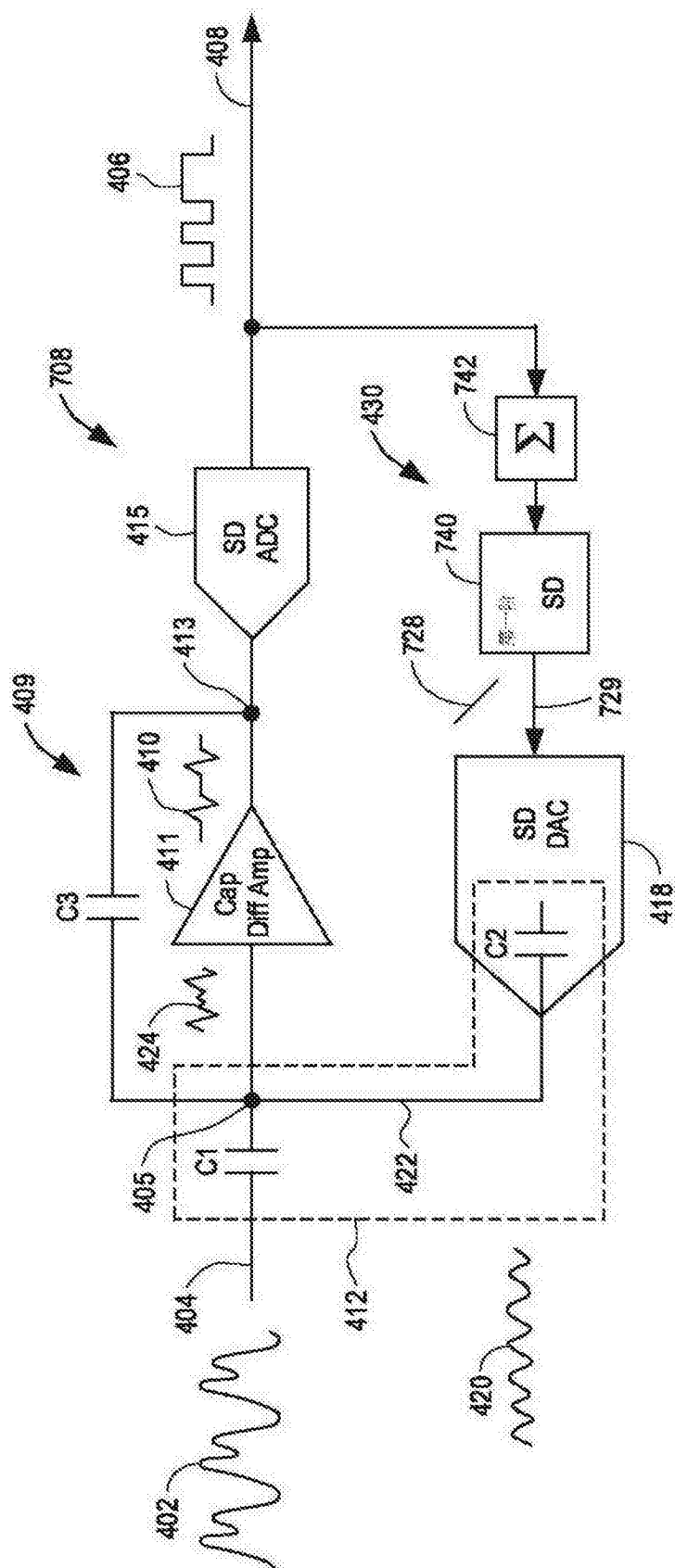


图7

专利名称(译)	具有电容差分电路和数字 Σ - Δ 反馈的ADC		
公开(公告)号	CN107979377A	公开(公告)日	2018-05-01
申请号	CN2017111031186.7	申请日	2017-10-25
[标]申请(专利权)人(译)	美国亚德诺半导体公司		
申请(专利权)人(译)	美国亚德诺半导体公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国亚德诺半导体公司		
[标]发明人	YJ沙玛 AJ卡尔布		
发明人	Y·J·沙玛 A·J·卡尔布		
IPC分类号	H03M3/00 H03M1/08 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0004 A61B5/0006 A61B5/0015 H03M1/08 H03M3/458 A61B5/04284 A61B5/7203 H03M3/422 H03M3/464 H03M3/496		
代理人(译)	欧阳帆		
优先权	15/334011 2016-10-25 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开涉及具有电容差分电路和数字 Σ - Δ 反馈的ADC。提供低功率高精度混合信号模数转换器，用于在存在大干扰信号的情况下处理生物信号以用于无线电患者监测；电容差分电路通过差分模拟反馈回路信号和输入信号来产生模拟差分信号；模数转换器 Σ - Δ 产生差分信号的数字版本；数字反馈回路包括数字积分器和电容数模转换器，被配置为基于差分的数字版本产生模拟回路反馈信号。

