



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111195121 A
(43)申请公布日 2020.05.26

(21)申请号 201911119286.4

(22)申请日 2019.11.15

(30)优先权数据

16/193055 2018.11.16 US

(71)申请人 西门子医疗有限公司

地址 德国埃朗根

(72)发明人 T.苏曼斯基

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 陈晓 刘春元

(51)Int.Cl.

- A61B 5/0402(2006.01)
- A61B 5/0408(2006.01)
- A61B 5/0428(2006.01)
- A61B 5/00(2006.01)

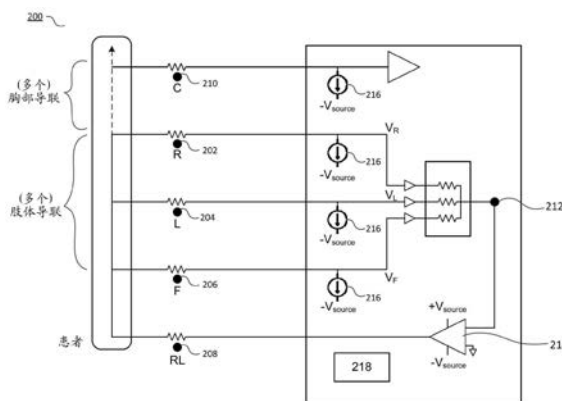
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

避免ECG系统中的驱动电路饱和

(57)摘要

本发明公开了避免ECG系统中的驱动电路饱和。一种被配置成产生患者的ECG输出信号的心电图(ECG)系统包括多个电极、监控电路、驱动电路、导联电路和控制模块。电极形成多个导联。监控电路被配置成监控导联上的电压差分,并且产生ECG输出信号。驱动电路被配置成基于电极处的所测量的电压来向电极递送电流。导联故障检测系统包括一个或多个电流源,所述电流源被配置成产生电流以递送到电极。控制模块被配置成基于所述电极中一个或多个处的所测量的参数来改变电流源所产生的电流。



1. 一种被配置成产生患者的ECG输出信号的心电图 (ECG) 系统, 所述ECG系统包括:
多个电极, 其形成多个导联;
监控电路, 其被配置成监控所述多个导联上的电压差分, 并且产生ECG输出信号;
驱动电路, 其被配置成基于电极处的所测量的电压来向所述多个电极递送电流;
导联故障检测系统, 其包括一个或多个电流源, 所述电流源被配置成产生电流以递送到电极; 以及
控制模块, 其被配置成基于所述多个电极中一个或多个处的所测量的参数来改变所述一个或多个电流源所产生的电流。
2. 根据权利要求1所述的ECG系统, 其中所述多个电极中的每一个在导联故障检测系统中包括相关联的电流源。
3. 根据权利要求2所述的ECG系统, 其中所述控制模块被配置成基于相关联的电极的所测量的参数来调节来自每个电流源的电流注入。
4. 根据权利要求1所述的ECG系统, 其中所测量的参数是相关联的电极处的电阻、阻抗、电流或电压中的一个或多个。
5. 根据权利要求1所述的ECG系统, 其中所测量的参数指示由于所述电极中一个或多个与患者的接触状态所致的电流泄漏。
6. 根据权利要求1所述的ECG系统, 其中所述电流源产生直流。
7. 根据权利要求6所述的ECG系统, 其中所述控制模块被配置成使直流脉冲化。
8. 根据权利要求7所述的ECG系统, 其中所述控制模块被配置成基于脉冲直流的时间-幅度相关性来标识预期信号, 并且从与预期信号相对应的ECG输出信号中移除伪像。
9. 根据权利要求7所述的ECG系统, 其中所述控制模块被配置成将直流的脉冲控制成小于与监控电路相关联的最小高通滤波器设置。
10. 一种用于避免ECG系统中的右腿驱动电路的过饱和的方法, 所述方法包括:
测量与从连接患者的多个电极流到右腿驱动电路的偏置电流相关联的一个或多个参数;
基于所测量的参数来确定由于所述多个电极中所包括的第一电极的接触状态所致的ECG系统中的电流泄漏的量; 以及
经由电流源来调节流到第一电极中的偏置电流, 以补偿电流泄漏的量。
11. 根据权利要求10所述的方法, 其中所述参数对应于每个电极处的皮肤-电极电阻。
12. 根据权利要求10所述的方法, 其中所述参数对应于每个电极处的皮肤-电极阻抗。
13. 根据权利要求10所述的方法, 其中所述参数对应于 (a) 每个电极处的皮肤-电极电阻以及 (b) 每个电极处的皮肤-电极阻抗。
14. 根据权利要求10所述的方法, 其中所述参数提供流自电极的偏置电流的测量。
15. 根据权利要求10所述的方法, 其中所述电流源产生直流。
16. 根据权利要求15所述的方法, 其中通过电流源所产生的直流通过ECG系统而被脉冲化。
17. 根据权利要求16所述的方法, 此外包括:
基于流自所述多个电极的偏置电流而生成ECG输出信号;
基于脉冲直流的时间-幅度相关性来标识所预期的信号; 以及

从与所预期的信号相对应的ECG输出信号中移除伪像。

18. 根据权利要求15所述的方法, 此外包括:

将直流的脉冲控制成小于与ECG系统的监控电路相关联的最小高通滤波器设置。

19. 一种被配置成产生患者的ECG输出信号的ECG系统, 所述ECG系统包括:

多个电极, 其形成多个导联;

监控电路, 其被配置成监控所述多个导联上的电压差分, 并且产生ECG输出信号;

导联故障检测系统, 其包括一个或多个电流源, 所述电流源被配置成产生电流以递送到电极; 以及

控制模块, 其被配置成 (a) 将脉冲直流施加到电流源, (b) 基于脉冲直流的时间-幅度相关性来标识所预期的信号, 以及 (c) 从与所预期的信号相对应的ECG输出信号中移除伪像。

20. 根据权利要求19所述的ECG系统, 其中所述控制模块被配置成将直流的脉冲控制成小于与监控电路相关联的最小高通滤波器设置。

避免ECG系统中的驱动电路饱和

技术领域

[0001] 本公开内容一般涉及与避免心电图(ECG)系统中的驱动电路饱和有关的方法、系统和装置。所公开的技术尤其可适用于ECG系统,所述ECG系统利用低电压专用集成电路(ASIC)或其它低电压组件。

背景技术

[0002] 心电图(ECG)系统用于测量并且监控患者的心脏功能。典型地,在ECG电极被连接到患者的皮肤上的多个接触点或“导联”的情况下,通过ECG系统来检测用于测量或得到心脏信号的电势。这些电极包括被安置在患者的胸部上的测量电极,其记录心肌纤维的电活动的总和。该总和在本文中被称为ECG输出信号。除了测量电极之外,附加的电极被安置在患者的右腿上,用于电势补偿。该附加电极,通常被称为“右腿驱动电极”或“RLD”电极为如下电路(“RLD电路”)提供信号:所述电路消除噪声并且维持跨ECG系统的共模电压。典型地,该电路消除不想要的共模交流(AC)和直流(DC)信号含量二者。

[0003] 如同许多电子系统那样,ECG系统的各种电组件在近年来已经演进了非常多。ECG系统的组件正变得越来越小型化。同时,特别为ECG系统定制的较低电压专用集成电路(ASIC)与其前驱相比已经被设计有低得多的电压要求。这些低电压ECG ASIC现在是ECG组件制造商所推荐的第一(并且一些情况下仅有的)解决方案。

[0004] 现代低电压ECG系统遭受特定的缺陷,其将很可能阻碍普遍的市场实现方式以及进一步的小型化努力直到被解决为止。特别地,RLD电路可容易地由于典型的ECG电极阻抗而饱和。对该问题的传统解决方案是在较高电压下将高性能硬件前置放大器电路添加到ASIC的前端。然而,该解决方案由于其大尺寸和较高的电压功率基础设施而在现代ECG设计中不是合期望的。

发明内容

[0005] 本发明的实施例通过提供与避免ECG系统中的右腿驱动电路的饱和有关的方法、系统和装置而解决和克服上述缺点和缺陷中的一个或多个。简要地,通过改变经由电流源感测信号而流到每个电极中的偏置电流的量,每个单独电极的电荷被平衡,而无论RLD电路如何。本文中描述的该技术通过电极偏置来最大化在电极上从ECG系统对不想要的DC信号含量的移除,并且为下一代ECG系统小型化铺平道路。

[0006] 根据一些实施例,一种被配置成产生患者的ECG输出信号的ECG系统包括多个电极、监控电路、驱动电路、导联电路和控制模块。电极形成多个导联。监控电路被配置成监控导联上的电压差分,并且产生ECG输出信号。驱动电路被配置成基于电极处的所测量的电压来向电极递送电流。导联故障检测系统包括一个或多个电流源,所述电流源被配置成产生电流以递送到电极。控制模块被配置成基于所述电极中一个或多个处的所测量的参数来使电流源所产生的电流变化。

[0007] 根据其它实施例,一种用于避免ECG系统中的右腿驱动电路的过饱和的方法包括

测量与从连接患者的多个电极流到右腿驱动电路的偏置电流相关联的一个或多个参数。所述方法此外包括基于所测量的参数来确定由于所述多个电极中所包括的第一电极的接触状态所致的ECG系统中的电流泄漏的量。然后,经由电流源来调节流到第一电极中的偏置电流,以补偿电流泄漏的量。

[0008] 根据其它实施例,一种被配置成产生患者的ECG输出信号的ECG系统包括多个电极、监控电路、导联电路和控制模块。电极形成多个导联。监控电路被配置成监控导联上的电压差分,并且产生ECG输出信号。导联故障检测系统包括一个或多个电流源,所述电流源被配置成产生电流以递送到电极。控制模块被配置成(a)将脉冲直流施加到电流源,(b)基于脉冲直流的时间-幅度相关性来标识所预期的信号,以及(c)从与所预期的信号相对应的ECG输出信号中移除伪像。

[0009] 从参考附图进行的对说明性实施例的以下详细描述中将使得本发明的附加的特征和优点显而易见。

附图说明

[0010] 当结合附图阅读的时候,从以下详细描述中最好地理解本发明的前述和其它方面。为了说明本发明的目的,在附图中示出了目前优选的实施例,然而,理解到本发明不限于所公开的特定手段。在附图中所包括的是以下各图:

图1是根据一些实施例的被应用到患者的ECG系统的图解;

图2是根据一些实施例的ECG系统以及相关联的驱动电路和导联故障检测电路的电路图;

图3是根据一些实施例的用于改变电流源来避免驱动电路上的DC积聚的示例性过程的流程图;并且

图4是根据一些实施例的用于在导联故障检测系统中施加脉冲电流以避免驱动电路上的DC积聚的示例性过程的流程图。

具体实施方式

[0011] 在本文中描述系统、方法和装置,其一般涉及通过经由电极偏置来移除电极上的不想要的DC信号含量来解决ECG系统的RLD电路中的过饱和。如以上所解释的,作为导联故障检测功能的部分,通过RLD电路来供给DC信号含量。然而,电极中的变化(例如由于缺乏可靠接触所致的增大的电阻)可导致非预期的阻抗,其导致可产生驱动电路饱和的过度电流积聚。如本文中描述的调谐每个电极消除来自RLD电路的不想要的DC电荷注入,从而允许驱动电路在如下方面中的最大利用:消除来自系统的不想要的共模AC含量,以及提供可能的最佳共模抑制。

[0012] 在第一示例中,所公开的实施例利用电流源控制来调节作为导联故障检测系统的部分所供给的电流,用于匹配电极处的电阻。例如,导联故障检测电路可以调节流到驱动电路中的电流,以便平衡每个电极处的电荷。导联故障检测电路可以通过改变流到每个电极中的电流的量来平衡每个单独的电极处的电荷,而无论驱动电路如何。

[0013] 在一些实施例中,导联故障检测电路可以在逐电极的基础上调节流到驱动电路中的电流。例如,导联故障检测电路可以测量所述多个电极中一个或多个处的参数。导联故障

检测电路可以使用该参数,诸如电极处的电阻,来确定已经“泄漏”到ECG系统中的电压的量。该“泄漏的”电压可以按其它方式在驱动电路上积聚。导联故障检测电路可以测量对该电压进行指示的参数并且调节相关联的电流源,以便对它进行补偿并且避免电流在ECG系统的驱动电路放大器输出上的积聚。

[0014] 在第二示例中,代替于稳定的DC输入,实施例使用脉冲电流。脉冲电流可以被注入到肢体导联或驱动电路中。脉冲电流避免可导致饱和的驱动电路上连续DC电荷积聚的问题。在每个脉冲之间的休止时段允许电荷积聚重置,但是可以被设置成足够短使得导联故障检测仍是可能的。

[0015] 图1是ECG系统100的示例图解。ECG系统100包括监控电路101,所述监控电路101连接到被定位在患者身上的第一电极102、第二电极104、和第三电极106。在示例性实施例中,第一电极102是右臂电极R,第二电极104是左臂电极L,并且第三电极106是腿部(例如左腿)或足部电极F。所述三个电极对应地创建三个肢体导联L1、L2和L3。在所述三个电极102、104、106处的电压被测量并且用于确定中央端子108。中央端子108(例如Wilson(威尔逊)的中央端子)是所述三个电极102、104、106处的电压相对于参考电压(没有在图1中示出)的平均值。中央端子108可以被用作用于附加导联、诸如心前区导联的虚拟电极,所述附加导联与分离的胸部电极相关联。监控电路101监控在相关导联之间的电压差,以最终产生ECG输出信号。

[0016] ECG系统100此外图示了第四电极110。在示例性实施例中,第四电极110是右腿(RL)电极。第四电极110是驱动电路112、诸如RLD电路的元件。驱动电路112的目的之一是从ECG移除噪声。存在至少两个类型的噪声,其在驱动电路112处被发现。第一类型的噪声是共模噪声。驱动电路112被配置成消除共模噪声,在本领域中已知为共模抑制的概念。有效的共模抑制允许监控电路101更准确地检测电极位置处所期望的信号,而没有来自共模噪声的干扰。在驱动电路112处的第二类型的噪声是DC噪声,其从导联故障检测电路114泄漏到驱动电路112。虽然监控电路101、驱动电路112、和导联故障检测电路114被图示为分离的组件,但是应当理解到ECG系统100可以由具有如下特征的仅一个电路构成:所述特征贡献于监控、噪声消除或导联故障检测中的一个或多个。

[0017] 关于共模噪声,患者的身体将通常拥有可检测的信号,其存在于电极位置中的每一个处并且由每个电极来测量。驱动电路112通过如下来消除共模噪声:使用中央端子108处的电压(例如在第一、第二和第三电极102、104、106处的平均电压)、使信号反转、并且将经反转的电压信号施加到第四电极110。

[0018] 导联故障检测电路114是在驱动电路112处被发现的第二类型的噪声的来源。导联故障检测电路114包括用于每个导联的电流源,其产生去往ECG系统100的每个电极的DC电流流动。如果电极丢失了与患者身体的接触,则电极处的电阻增大并且被导联故障检测电路114检测到。例如,如果电极处的电压超过阈值,则可以生成警报,以指示电极没有被恰当地定位。如果DC电流面对电极处的无电阻,那么在驱动电路112处将存在DC噪声的最小积聚。然而,在实践中,电极提供某种电阻,从而导致电流在驱动电路112的输出上的积聚。在该电流积聚时,驱动电路112可饱和,从而使ECG系统100的性能降级。

[0019] 图2是表示ECG系统100的实施例的电路200。电路200包括用于形成多个导联的多个电极。例如,电路200可以包括四电极、六导联配置,十电极、十二导联配置,或其它ECG配

置。在示例性实施例中,电路200至少包括第一电极202(例如右臂电极R)、第二电极204(例如左臂电极L)以及第三电极206(例如左腿或足部电极F)。这些电极一起形成肢体导联,其用于通过监控导联上的电压差、以本领域中已知的方式、在目标频带内产生ECG输出信号。可以相应地基于在电极202、204和206处所取的电压测量 V_R 、 V_L 和 V_F 来确定这些电压差。

[0020] 电路200此外包括第四电极208(例如右腿电极RL)。第四电极208可以是驱动电路的元件,用于消除共模AC噪声。在一些实施例中,电路200可以是四电极ECG系统。在其它实施例中,电路200可以此外包括一个或多个胸部电极210,其创建例如心前区导联,作为12电极ECG系统的部分。应当理解到,电路200可以包括对于所图示的那些的附加或可替换特征。例如,在一些实施例中可以采用附加电极。

[0021] 电路200此外包括Wilson端子212,其被计算为 V_R 、 V_L 和 V_F 的平均电压。Wilson端子212电压被反转并且被驱动电路放大器214放大。驱动电路放大器214包括给第四电极208的输出。驱动电路放大器214的输出抵消共模AC噪声,使得电路200能够在目标频带中产生准确的ECG测量。

[0022] 电路200此外包括多个电流源216。每个电流源216可以与第一电极202、第二电极204、第三电极206、以及一个或多个胸部电极210中相应的一个相关联。电流源216可以是电路200的导联故障检测特征的部分。电流源216可以将直流递送到所述多个电极。例如,每个电流源216可以产生100mA,其被指引向相关联的电极202、204、206。电路200此外包括控制模块218,所述控制模块218测量每个电极202、204、206处的电阻。如果电极202、204、206中的任一个变得从患者被去除或移除,则将通过控制模块218检测到增大的电阻。如果电阻超过阈值,则控制模块218产生警报(例如听觉警报或被显示在图形用户接口(GUI)上的警报)。以此方式,电路200包括导联故障检测功能。

[0023] 如上所述,由于导联故障检测功能以及由电流源216所产生的电流,存在驱动电路放大器214输出上的附加DC积聚的可能性。与每个电流源216相关联的单独的电流在驱动电路放大器214上积少成多,因为所有这些电流行进通过驱动电路和第四电极208,以便通过每个单独的电极202、204、206而创建完整的电路。换言之,对于具有产生100mA的每个肢体导联电流源216的四电极配置,300mA的直流将被添加到驱动电路放大器214的输出。在更大的电极配置中,流过驱动电路放大器214的DC含量将甚至更大。在该直流的情况下,存在电压“泄漏”以及引起驱动电路放大器214的输出上的积聚的可能性。例如,如果电极202、204、206、208、210中一个或多个处的阻抗不是所预期的阻抗(例如由于在电极与患者之间的不太理想的接触),那么在电路200中可存在过量电流。该DC积聚可引起驱动电路放大器214的饱和,并且从而使ECG系统的性能降级。

[0024] 根据示例性实施例,控制模块218被配置成调节电流源216,以便补偿过量电流,所述过量电流被供给到驱动电路放大器214并且引起可导致驱动电路饱和的DC含量的不想要的积聚。

[0025] 图3是用于改变电流源216来避免驱动电路放大器214上的DC积聚的示例性过程300的流程图。在步骤310中,控制模块218测量电极202、204、206、208、210中一个或多个处的参数。例如,控制模块218可以测量每个电极处的电阻、阻抗、电压和/或电流。在步骤320中,控制模块218确定在相关联的电极202、204、206、208、210处发生的电压和/或电流泄漏的量。在步骤330中,控制模块218将泄漏匹配到电极202、204、206、208和210之一,以标识与

电极相关联的电流源216。在步骤340中,控制模块218调节电流源216中的一个或多个以便补偿电路200上由于所测量的参数所致的失配。在一个示例中,控制模块218调节与在步骤330处所确定的匹配电极相关联的电流源216。例如,如果控制模块218确定了第二电极204的连接应有-20mA的过量电流,那么控制模块218可以经由与第二电极204相关联的电流源216而将20mA注入到电路200中。如果控制模块218确定了泄漏是由于第四电极208(即RLD电路电极)的增大电阻所致,那么控制模块218可以选择电流源216中所指定的一个和/或可以调节电流源216中的每一个以解决泄漏。

[0026] 作为过程300的结果,控制模块218可以通过电流源216中的一个或多个而离散地或周期性地电流注入到电路200中,以便补偿在驱动电路放大器214上积聚的DC泄漏。如果电流注入是周期的,则周期性的注入可混叠如下信号:所述信号可产生使实际ECG监控功能偏斜的伪像。因此,为了实现过程300,通过控制模块218而在每个电极202、204、206、208、210上的电荷注入速率应当在电路200的监控功能的最小高通滤波器设置以下。例如,电荷注入速率可小于0.05Hz以避免不想要的低频含量出现在实际所测量的ECG信号中。

[0027] 本公开内容描述了ECG系统,所述ECG系统包括控制模块218,所述控制模块218被配置成补偿由于通过ECG系统内的导联故障检测电路所产生的DC含量而发生的电流或电压泄漏。控制模块218被配置成测量每个电极处的参数并且执行离散和/或周期性的电流注入,以便平衡电路并且避免驱动电路上的直流积聚,所述驱动电路接收由电流源所供给的全部电流的总和(由于ECG系统中的驱动电路的配置所致)。

[0028] 图4是用于作为对过程300的补充或可替换方案而使用脉冲电流来用于解决驱动电路上的DC积聚问题的过程400的流程图。在步骤410中,控制模块218创建来自每个电流源216的脉冲直流的馈送,从而在每个电极202、204、206、208、210处创建脉冲电压。被注入到导联或驱动电路中的脉冲电压和/或电流有助于避免电路200上(例如驱动电路放大器214上)不想要的电荷积聚。例如,通过脉冲电流所创建的“休止”时间允许电流去往接地并且避免在驱动电路放大器214上的电流积聚。该脉冲功能性从而增强电路200的避免驱动电路的饱和的能力。然而,脉冲电流注入的周期性性质可混叠频率含量,所述频率含量然后被错认为作为实际ECG输出被测量的信号。

[0029] 为了解决混叠,在步骤420中,控制模块218测量或标识与脉冲直流注入相关联的激励信号。例如,控制模块218可以执行时间-幅度相关性以标识可预期作为实际ECG信号中由于脉冲电流所致的伪像而被发现的信号。在步骤430中,控制模块218在ECG信号被输出给用户之前从ECG信号中移除伪像。控制模块218可以使用可用于基于信号的已知时间-幅度来发现所述信号的一部分的许多信号处理技术中的任一个。

[0030] 过程300和400可以与彼此相结合地或分离地被使用,以便改善可易受驱动电路饱和和影响的ECG电路。例如,过程400的伪像移除技术可以与过程300相结合地被使用以便移除ECG输出信号中由于周期性电流注入所致的不想要的伪像。步骤的其它微小变型和/或组合在本公开内容的范围内以便调节电流源,用于补偿可在驱动电路上积聚并且导致不想要的驱动电路饱和的过量DC含量。考虑到在给定真实世界ECG电极阻抗的情况下易受饱和影响的低电压电路的增加,该效应是合期望的并且有助于提供这些较低成本组件在ECG系统中的有效使用。

[0031] 本公开内容的实施例可以利用硬件和软件的任何组合来实现。另外,本公开内

容的实施例可以被包括在具有例如计算机可读、非暂时性介质的制品(例如一个或多个计算机程序产品)中。介质已经在其中具体化了例如用于提供和促进本公开内容的实施例的机制的计算机可读程序代码。所述制品可以作为计算机系统的部分被包括或者被分离地出售。

[0032] 虽然在本文中已经公开了各种方面和实施例,但是对于本领域技术人员而言,其它方面和实施例将是显而易见的。本文中公开的各种方面和实施例用于说明的目的并且不意图是限制性的,其中真实的范围和精神由所附权利要求指示。

[0033] 除非另行声明,否则如从以下讨论中显而易见的,将领会到,诸如“应用”、“生成”、“标识”、“确定”、“处理”、“计算”、“选择”等等之类的术语可以是指计算机系统或类似电子计算设备的动作和过程,所述计算机系统或类似电子计算设备操纵被表示为计算机系统的寄存器和存储器内的物理(例如电子)量的数据并且将所述数据变换成其它数据,所述其它数据类似地被表示为计算机系统存储器或寄存器或其它这样的信息存储装置、传输或显示设备内的物理量。可以通过使用计算机软件来实现本文中所描述的方法的实施例。如果用遵循公认标准的编程语言来被编写,则被设计成实现所述方法的指令序列可以被编译以用于在各种硬件平台上执行并且用于对连接到各种操作系统。另外,不参考任何特定的编程语言来描述本发明的实施例。将领会到,各种编程语言可以用于实现本发明的实施例。

[0034] 在一些实施例中,与ECG信号相关联的信息可以被输出到图形用户接口(GUI)。例如,在一个实施例中,GUI输出ECG信号本身以及对被应用以解决泄漏问题的任何电流调节的指示。在一些实施例中,可在GUI中呈现图形告警,以使医师警觉泄漏的存在。如本文中所使用的“图形用户接口”(GUI)包括一个或多个显示图像,所述显示图像由显示处理器生成并且使能与处理器或其它设备的用户交互以及相关的数据获取和处理功能。GUI还可以包括可执行的过程或可执行的应用,其生成表示GUI显示图像的信号。这些信号被供给到显示设备,所述显示设备显示图像以供医师(或其他用户)查看。处理器,在可执行过程或可执行应用的控制下,响应于从输入设备接收的信号而操纵GUI显示图像。以此方式,用户可以通过使用输入设备而与显示图像交互,从而使能与处理器或其它设备的用户交互。

[0035] 如本文中所使用的可执行的应用包括代码或机器可读指令,用于调节处理器以实现预定功能、诸如操作系统、上下文数据获取系统或其它信息处理系统的那些功能,例如响应于用户命令或输入。可执行过程是代码或机器可读指令的片段、子例程、或代码的其它不同区段、或者用于执行一个或多个特定过程的可执行应用的部分。这些过程可以包括接收输入数据和/或参数、对所接收的输入数据执行操作和/或响应于所接收的输入参数而执行功能,以及提供结果得到的输出数据和/或参数。

[0036] 本文中的功能和过程步骤可以自动地或者完全或部分地响应于用户命令而被执行。自动执行的活动(包括步骤)在没有用户对活动的直接发起的情况下、响应于一个或多个可执行指令或设备操作而被执行。

[0037] 各图的系统和过程不是排他性的。根据本发明的原理可以得到其它系统、过程和菜单以实现相同目标。尽管已经参考特定实施例描述了本发明,但是要理解到本文中所示和描述的实施例和变型仅仅用于说明目的。在不偏离本发明范围的情况下,可以由本领域技术人员实现对当前设计的修改。如本文所述,可以通过使用硬件组件、软件组件和/或其组合来实现各种系统、子系统、代理、管理器和过程。本文中没有任何权利要求要素将根

据美国法典第35 卷112(f)条的规定下被解释,除非通过使用短语“means for(用于……的构件)”明确地记载了该要素。

100

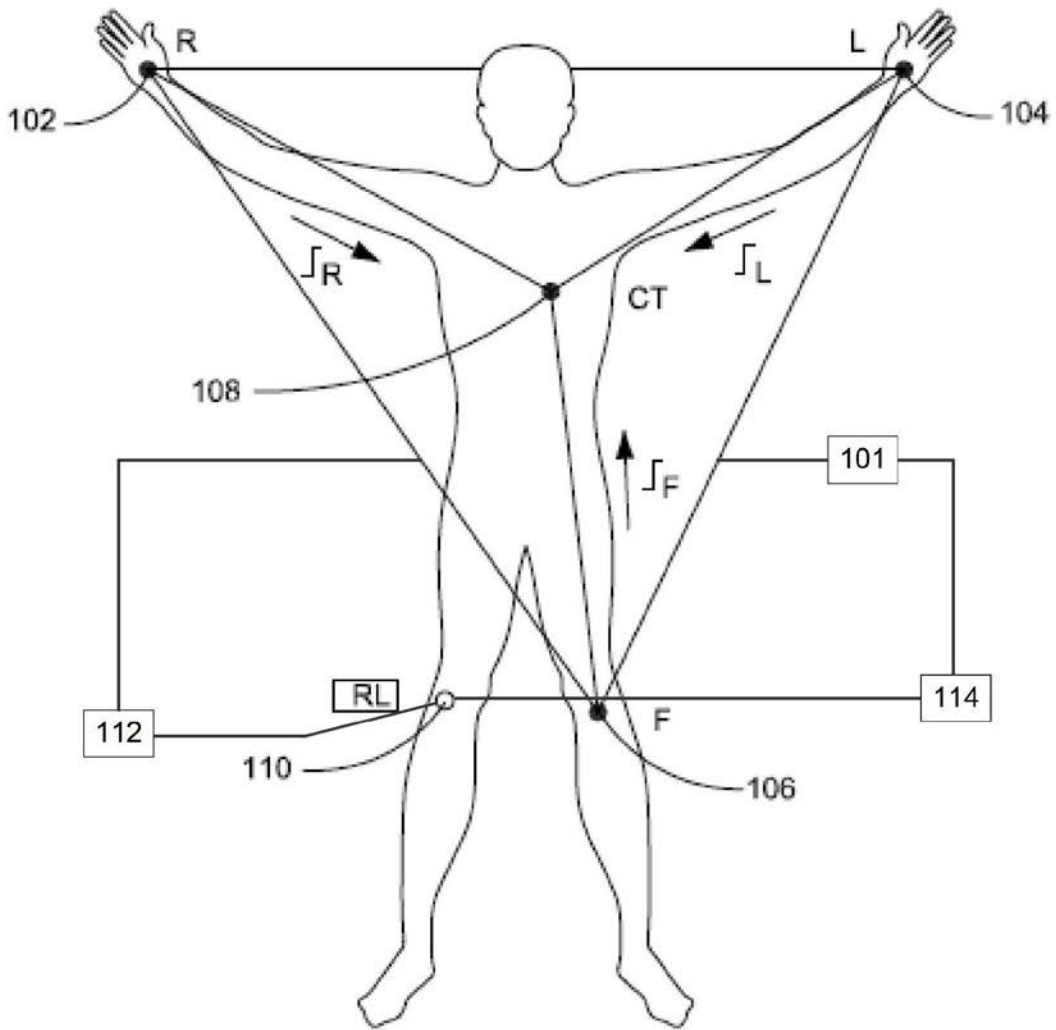


图 1

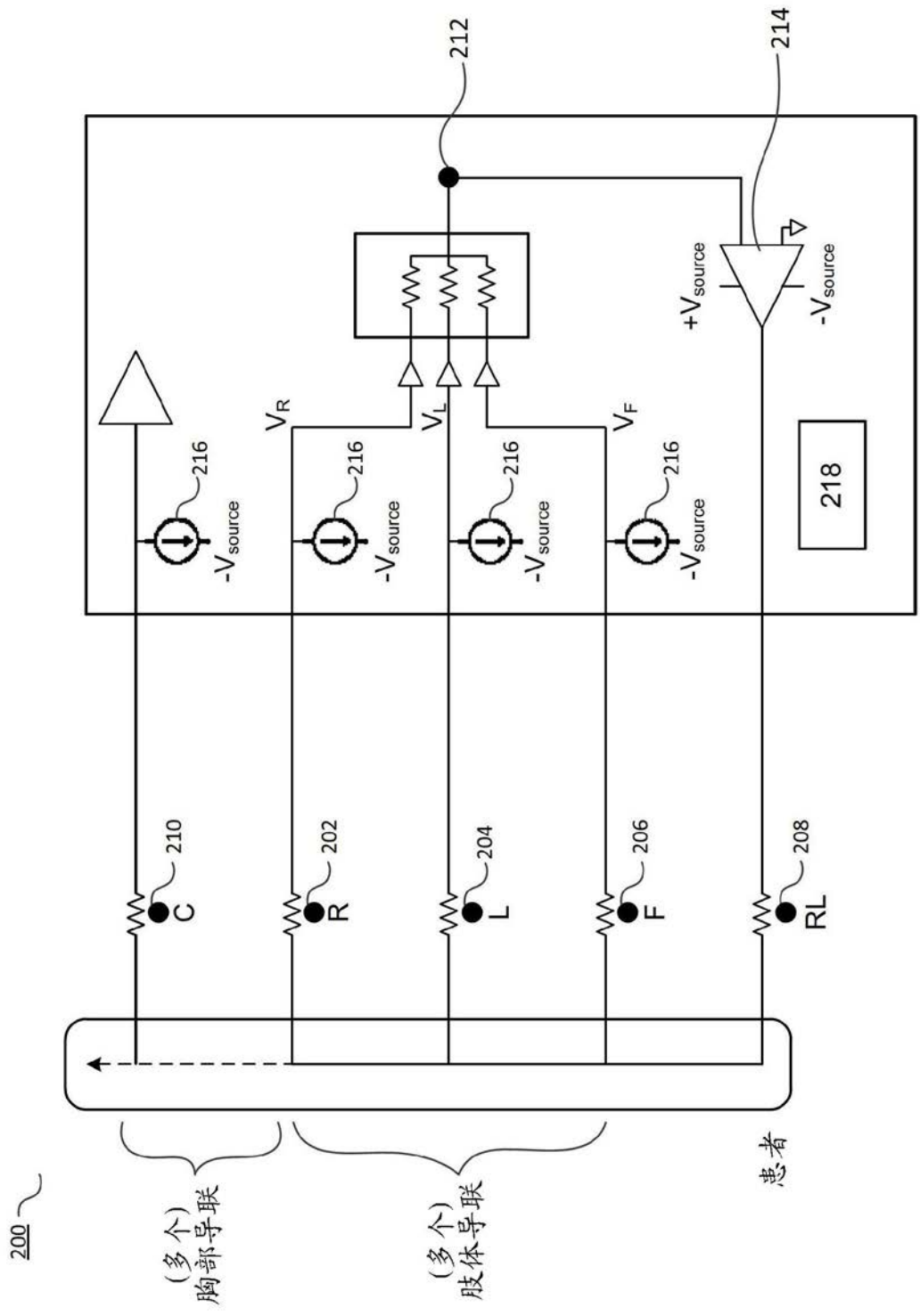


图 2

300

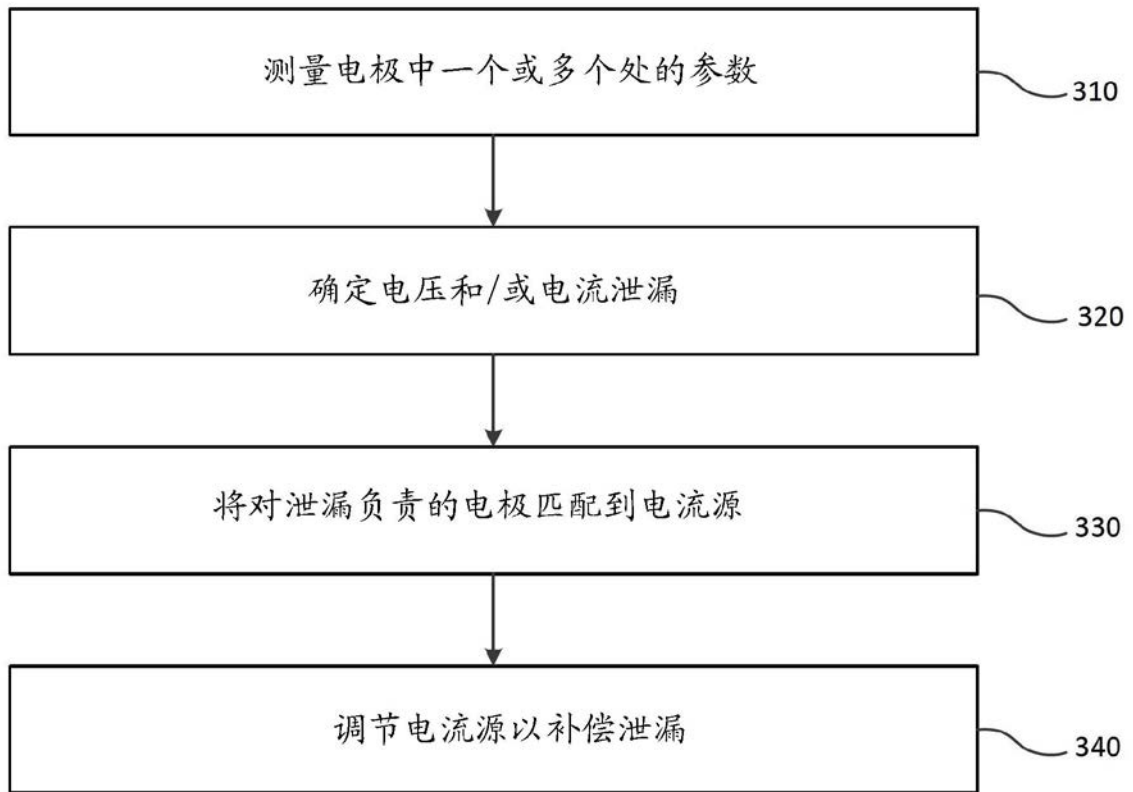


图 3

400

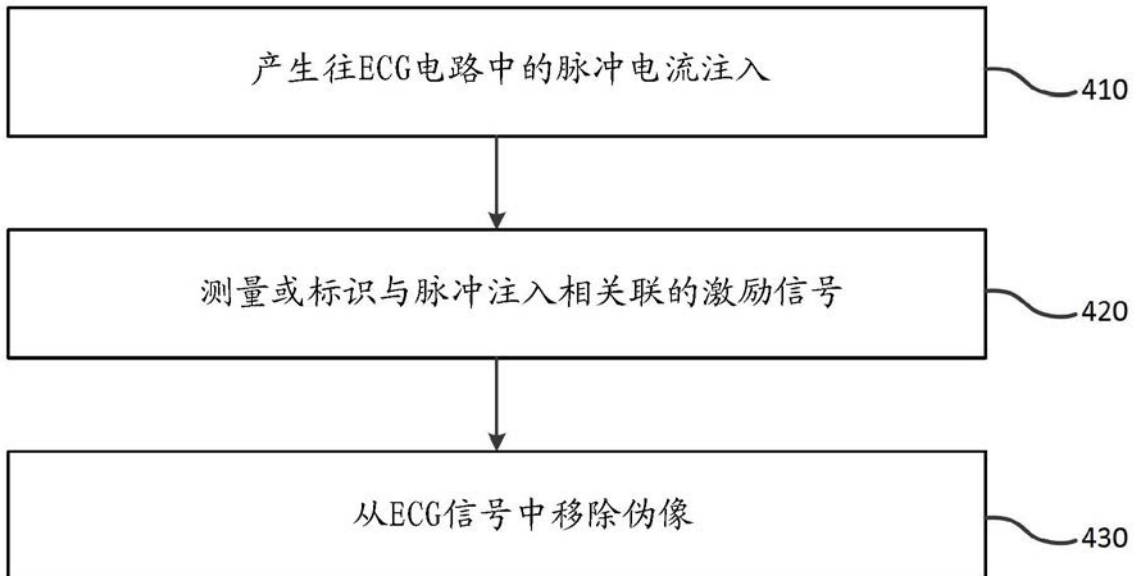


图 4

专利名称(译)	避免ECG系统中的驱动电路饱和		
公开(公告)号	CN111195121A	公开(公告)日	2020-05-26
申请号	CN201911119286.4	申请日	2019-11-15
[标]申请(专利权)人(译)	西门子保健有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	西门子医疗有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	西门子医疗有限公司		
发明人	T.苏曼斯基		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0408 A61B5/0428 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0424 A61B5/0428 A61B5/7203 A61B5/7225 G05F1/46 A61B5/04286 A61B5/6843 A61B2562/222		
代理人(译)	陈晓 刘春元		
优先权	16/193055 2018-11-16 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了避免ECG系统中的驱动电路饱和。一种被配置成产生患者的ECG输出信号的心电图 (ECG) 系统包括多个电极、监控电路、驱动电路、导联电路和控制模块。电极形成多个导联。监控电路被配置成监控导联上的电压差分, 并且产生ECG输出信号。驱动电路被配置成基于电极处的所测量的电压来向电极递送电流。导联故障检测系统包括一个或多个电流源, 所述电流源被配置成产生电流以递送到电极。控制模块被配置成基于所述电极中一个或多个处的所测量的参数来改变电流源所产生的电流。

