



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109328033 A

(43)申请公布日 2019.02.12

(21)申请号 201780039187.8

(22)申请日 2017.06.14

(30)优先权数据

15/189,810 2016.06.22 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.12.24

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/037423 2017.06.14

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/222888 EN 2017.12.28

(71)申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72)发明人 马修·莱恩·彭伯顿

布赖恩·约瑟夫·杨

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

代理人 侯颖嫒 钱慰民

(51)Int.Cl.

A61B 5/0424(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

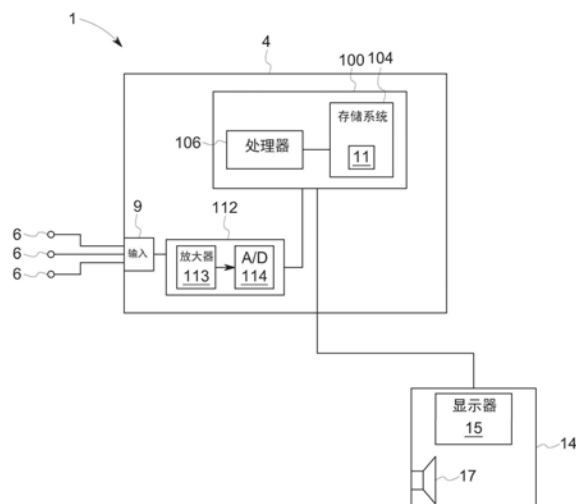
权利要求书3页 说明书8页 附图5页

## (54)发明名称

用于快速ECG采集的系统和方法

## (57)摘要

在一个实施例中,ECG监测系统包括:两个或更多个电极,所述两个或更多个电极配置为记录来自患者的心脏电位;至少一个处理器;以及快速采集模块,所述快速采集模块在至少一个处理器上可执行用于:确定每个电极的阻抗小于阻抗阈值;基于心脏电位来记录初始ECG导联数据;确定初始ECG数据中的每个ECG导联中的噪声水平小于噪声阈值;一旦噪声水平在噪声阈值以下,就启动记录计时器;当噪声保持在噪声阈值以下时,记录ECG数据集,直到记录计时器达到预定测试持续时间为止;存储ECG数据集并提供完成警报。



1. 一种ECG监测系统,包括:  
两个或更多个电极,所述两个或更多个电极配置为记录来自患者的心脏电位;  
至少一个处理器;  
快速采集模块,所述快速采集模块在所述至少一个处理器上可执行用于:  
确定每个电极的阻抗小于阻抗阈值;  
基于所述心脏电位,生成初始ECG导联数据;  
确定所述初始ECG导联数据中的每个ECG导联中的噪声水平小于噪声阈值;  
一旦所述噪声水平在所述噪声阈值以下,就启动记录计时器;  
当所述噪声水平维持在所述噪声阈值以下时,记录ECG数据集,直到所述记录计时器达到预定测试持续时间为止;  
存储所述ECG数据集;以及  
提供完成警报。
2. 根据权利要求1所述的ECG监测系统,其特征在于,所述快速采集模块进一步在所述处理器上可执行用于自动地分析所述ECG数据集并自动地显示分析结果,其中,通过显示所述ECG数据集和/或所述分析结果来提供所述完成警报。
3. 根据权利要求2所述的ECG监测系统,其特征在于,所述快速采集模块进一步在所述处理器上可执行用于:接收对所述ECG数据集的拒绝,并且在接收到所述拒绝之后重新启动所述记录计时器,并在所述噪声水平维持在所述噪声阈值以下时记录第二ECG数据集直到所述记录计时器达到所述预定测试持续时间为止,存储所述第二ECG数据集,并生成第二完成警报。
4. 根据权利要求1所述的ECG监测系统,其特征在于,所述快速采集模块进一步在所述处理器上可执行用于不断地确定每个电极的所述阻抗在所述阻抗阈值以下以及每个ECG导联中的所述噪声水平在所述噪声阈值以下,并且如果任何电极的所述阻抗超出针对该电极的对应的阻抗阈值或者任何ECG导联中的所述噪声水平超出针对该ECG导联的对应的噪声阈值,则停止所述记录计时器。
5. 根据权利要求1所述的ECG监测系统,其特征在于,所述快速采集模块进一步在所述处理器上可执行用于记录所述ECG数据集直到所述记录计时器达到预定测试持续时间为止,并且随后检验在所述测试持续时间期间所述阻抗维持在所述阻抗阈值以下以及所述噪声水平维持在所述噪声阈值以下。
6. 根据权利要求1所述的ECG监测系统,其特征在于,所述快速采集模块进一步在所述处理器上可执行用于:一旦确定每个电极的所述阻抗小于所述阻抗阈值就启动稳定计时器,以及一旦所述稳定计时器达到预定尝试持续时间就生成失败警报。
7. 根据权利要求6所述的ECG监测系统,其特征在于,所述尝试持续时间是可由用户调整的。
8. 根据权利要求6所述的ECG监测系统,其特征在于,所述快速采集模块进一步在所述处理器上可执行用于在生成完成警报之后停止所述稳定计时器。
9. 根据权利要求6所述的ECG监测系统,其特征在于,所述快速采集模块进一步在所述处理器上可执行用于:在所述稳定计时器达到所述尝试持续时间之后,自动地启动所述记录计时器并且记录ECG导联数据直到所述记录计时器达到所述测试持续时间为止。

10. 根据权利要求1所述的ECG监测系统,其特征在于,所述噪声水平确定包括确定每个ECG导联中的所述初始ECG导联数据的信噪比。

11. 一种监测ECG的方法,所述方法包括:

确定两个或更多个电极中的每一个电极的阻抗小于阻抗阈值;

基于从所述两个或更多个电极记录的心脏电位利用处理器生成初始ECG导联数据;

利用所述处理器来确定所述初始ECG导联数据中的每个ECG导联中的噪声水平小于噪声阈值;

一旦每个ECG导联中的所述噪声水平在所述噪声阈值以下,就利用所述处理器来启动记录计时器;

当所述噪声水平维持在所述噪声阈值以下时,利用所述处理器来记录ECG数据集,直到所述记录计时器达到预定测试持续时间为止;

将所述ECG数据集存储到所述处理器可访问的存储器内;以及

提供完成警报。

12. 根据权利要求11所述的方法,其特征在于,进一步包括自动地分析所述ECG数据集和与所述完成警报一起或紧随所述完成警报自动地显示分析结果。

13. 根据权利要求11所述的方法,其特征在于,进一步包括:接收对所述ECG数据集的接受或拒绝;在接收到所述拒绝之后,重新启动所述记录计时器,并且当所述噪声水平维持在所述噪声阈值以下时记录第二ECG数据集直到所述记录计时器达到所述预定测试持续时间为止;存储所述第二ECG数据集,并生成第二完成警报。

14. 根据权利要求11所述的方法,其特征在于,进一步包括:不断地确定每个电极的所述阻抗在所述阻抗阈值以下以及每个ECG导联中的所述噪声水平在所述噪声阈值以下,并且如果任何电极的所述阻抗超出所述阻抗阈值或者任何ECG导联中的所述噪声水平超出所述噪声阈值,则停止所述记录计时器。

15. 根据权利要求11所述的方法,其特征在于,进一步包括:记录所述ECG数据集直到所述记录计时器达到预定测试持续时间为止,并且随后检验在所述测试持续时间期间所述阻抗维持在所述阻抗阈值以下以及所述噪声水平维持在所述噪声阈值以下。

16. 根据权利要求11所述的方法,其特征在于,进一步包括:一旦确定每个电极的所述阻抗小于所述阻抗阈值就启动稳定计时器,并且一旦所述稳定计时器达到预定尝试持续时间就生成失败警报。

17. 根据权利要求16所述的方法,进一步包括:在提供所述完成警告之后,停止所述稳定计时器。

18. 根据权利要求17所述的方法,其特征在于,进一步包括:确定所述稳定计时器已经达到所述尝试持续时间,自动地启动所述记录计时器并记录所述ECG数据集直到所述记录计时器达到所述测试持续时间为止。

19. 一种ECG监测系统,包括:

用于基于从患者身上的两个或更多个电极接收的心脏电位来生成初始ECG导联数据的装置;

用于确定每个电极的阻抗小于阻抗阈值以及所述初始ECG导联数据中的每个导联中的噪声水平小于噪声阈值的装置;

用于当所述阻抗维持在所述阻抗阈值以下并且所述噪声水平维持在所述噪声阈值以下时自动地记录预定测试持续时间的ECG数据集的装置；

用于将所述ECG数据集存储到存储器中的装置；以及

用于生成完成警报的装置。

20. 根据权利要求19所述的ECG监测系统, 其特征在于, 进一步包括: 用于一旦确定每个电极的所述阻抗小于所述阻抗阈值就启动稳定计时器的装置, 以及用于一旦所述稳定计时器达到预定尝试持续时间就生成失败警报的装置; 并且其中一旦所述稳定计时器达到尝试持续时间, 用于记录所述ECG数据集的所述装置就自动地记录所述ECG数据集。

## 用于快速ECG采集的系统和方法

### 背景技术

[0001] 本公开文本总的来说涉及医疗监测系统和设备,并且更具体地涉及用于ECG监测的方法和系统。

[0002] 心电图(ECG)是针对心脏中的电活动的图形描绘。ECG由心电图仪生成,该心电图仪可以独立设备的形式获得、以便携式设备的形式获得、和/或以各种类型的多生命体征监测设备的集成功能的形式获得。ECG由时间(ms)-电压( $\mu$ V)关系来描绘,并且通常被表示为波形。ECG波形的典型的五个重要方面或部分为P波、QRS波群(被表示为Q波、R波和S波各自的组合)和T波。较不常见的第六部分是U波。从图形描绘生成的数据有助于患者诊断,确定在患者体内存在(如果存在的话)什么心脏相关的问题以及心脏相关的问题到了什么程度。例如,ECG用于诊断(仅列举部分):心律失常(心律不齐)、心肌梗塞(突发心脏病)、高钾血症和低钾血症(分别为高钾水平或低钾水平)、阻塞、缺血(可能因阻塞引起血液流动不足从而导致的缺氧),且ECG还可以有助于诊断非心脏相关的疾病。相应地,ECG已知并且被证明是用来诊断患者的心脏相关问题以及甚至非心脏相关问题的有价值的工具。

[0003] 特别地,ECG波形有助于基于建立好的图案来确定某些状况是否存在或者确定发生此种状况的倾向。特别地,可以通过测量某些波形之间的时间来导出重要的信息;通常被查看的时间间隔为P波与QRS波群的起点之间的间隔(被称为PR间期)以及QRS波群与T波之间的时间(被称为QT间期)。还可以从PR段、QRS波群以及ST段推导出其他的相关数据。

[0004] 通常,ECG被用作各种环境(诸如医院和诊所)中的诊断工具。通常来说,尽快地获取可靠的ECG是重要的,诸如在急救情况中或甚至在忙碌的临床环境中。

### 发明内容

[0005] 提供本发明内容以介绍将在以下具体实施方式中进一步描述的一些概念。本发明内容并非旨在标识出要求保护的主题的关键特征或必要特征,亦非旨在用作辅助限制要求保护的主题的范围。

[0006] 在一个实施例中,ECG监测系统包括:两个或更多个电极,所述两个或更多个电极配置为记录来自患者的心脏电位;至少一个处理器;以及快速采集模块,所述快速采集模块在至少一个处理器上可执行用于:确定每个电极的阻抗小于阻抗阈值;记录来自所述两个或更多个电极之间的预定的导联集中的每个导联的初始ECG导联数据;确定每个导联中的所记录的所述ECG数据中的噪声水平小于噪声阈值;一旦噪声水平在所述噪声阈值以下,就启动记录计时器;当噪声保持在所述噪声阈值以下时,记录ECG数据集,直到所述记录计时器达到预定测试持续时间为止;存储所述ECG数据集并提供完成警报。

[0007] 监测ECG的方法的一个实施例包括:确定两个或更多个电极中的每一个电极的阻抗小于阻抗阈值;以及利用处理器从所述两个或更多个电极之间的预定的导联集中的每个导联记录初始ECG导联数据。所述方法进一步包括:确定每个导联中的所记录的所述初始ECG导联数据中的噪声水平小于噪声阈值;一旦所述噪声水平在所述噪声阈值以下,就启动记录计时器;和当所述噪声水平维持在所述噪声阈值以下时,记录ECG数据集,直到所述记

录计时器达到预定测试持续时间为止。随后将所述ECG数据集存储在存储器中,并生成完成警报。

[0008] ECG监测系统的另一个实施例包括一种装置,该装置用于确定每一个电极的阻抗小于阻抗阈值以及从导联集中的每个导联中记录的初始ECG导联数据中的噪声水平小于噪声阈值。所述ECG监测系统进一步包括一种装置,该装置用于当所述阻抗维持在所述阻抗阈值以下并且所述噪声水平维持在所述噪声阈值以下时自动地记录预定测试持续时间的ECG数据集。ECG监测系统进一步包括用于将ECG数据集存储在存储器中的装置和用于生成完成警报的装置。

[0009] 从以下结合附图的描述中,将使本发明的各种其他特征、目的和优点显而易见。

## 附图说明

[0010] 参考以下附图来描述本公开。

[0011] 图1描绘根据本公开的ECG监测系统的一个实施例。

[0012] 图2描绘根据本公开的被包含在ECG监测系统中的一个实施例。

[0013] 图3描绘根据本公开的监测ECG的方法的一个实施例。

[0014] 图4A和图4B描绘根据本公开的监测ECG的方法的另一个示例性实施例。

## 具体实施方式

[0015] 通过本发明的发明人在相关领域中的实验和研究,他们认识到在相关领域中存在对尽快地采集和获取可靠的ECG数据的ECG系统和方法的需求。当前可获得的ECG监测系统和方法可以提供这样一种功能:从大的ECG数据集40中定位和提取最优ECG数据,诸如在该最优ECG数据中在一个时间段(诸如数分钟的时间段)内记录了心脏电位,并且查看该数据以选择最佳部分(基于该最佳部分来进行心脏相关的数据分析)。执行测试的该方法经常需要用户采集比必需的数据要多的数据,并且需要用户要注意观察波形以使得他们有信心获取足够的数据质量。这样的系统经常花费极长的时间来获取所需的ECG数据,并且还需要临床医生深度介入来执行测试。

[0016] 本领域普通技术人员将认识到,所有的ECG电极需要一段时间来得到患者的皮肤与电极之间的良好的连接,该段时间经常被称为“稳定时间”。在稳定时间期间,导联中的噪声水平将更高,并且随着电极逐步稳定,噪声水平将降低。患者与电极之间的界面阻抗在应用之后的开始的几分钟内较快地下降,以及因此噪声水平在应用之后的开始的几分钟内也随之较快地下降,并且在稳定时间之后值趋于平稳。数个变量可能影响能够获得可靠的ECG数据之前所需的稳定时间,例如电极类型、患者的皮肤化学成分、患者的年龄、患者的状况(例如他们是否有不良循环、是否出汗等)等。

[0017] 在当前可获得的系统中,临床医生必须监测患者的ECG波形,以便确定稳定过程何时完成并且何时可以开始ECG记录。进一步地,对于临床医生而言,立刻确定稳定时间段何时完成以及电极阻抗导致的噪声水平何时到达足以开始记录的电平可能不总是容易的或可能的。发明人已经认识到,在电极稳定过程期间监测导联的该任务占用临床医生宝贵的时间和注意力,而这些时间和注意力原本可用来应对其他的任务。

[0018] 发明人已经认识到,用于快速识别稳定时间何时充分地完成以便获取可靠的ECG

数据的系统可以加快ECG测试过程,不仅减少了不必要的等待时间(在该等待时间内,临床医生不能立刻识别稳定过程已经充分地完成),还减少了由于过早执行测试而导致需要重新测试的情形。在急救室环境中,例如,过早的数据采集可能造成显著的延迟,因为在完成ECG测试和分析ECG数据集之前,临床医生通常不能确定ECG数据是不可靠的。此时,将需要重新进行测试,浪费了大量的时间。相应地,发明人已经进一步基于他们对该问题的认识开发出本文中公开的系统,以便保证人们将尽快地得到纯净的数据。

[0019] 相应地,鉴于他们对现有ECG监测系统和方法的缺点的认识以及对自动识别稳定时间何时完成并尽快地获取可靠的ECG并且具有最少的临床医生介入的ECG监测系统和方法的需求的认识,开发了当前公开的系统和方法。例如,本文中公开的系统和方法自动地检测每个导联中的信号质量,以提供满足某些预定质量标准的最早可用ECG。

[0020] 如本文中所公开的,可被体现在软件程序中的ECG监测系统和方法进行操作以自动地获取最早的可靠的ECG数据集40,并且自动地分析ECG数据集40而无需临床医生的干预。当测试完成时,将完成警报提供给临床医生或自动地呈现给临床医生,这可包括呈现分析结果。相应地,使用当前公开的系统和方法的临床医生可以将电极连接至患者,然后将他们的注意力转至与患者护理相关的其他任务,诸如ECG测试过程中涉及的管理任务。系统随后自动地确定电极何时已经到达它们的稳定点以及何时可以获得最早的可靠的ECG数据,并且随后自动地记录和分析首份可用可靠的ECG数据。在某些实施例中,系统和方法可以包括运行稳定计时器,该稳定计时器对系统寻找可靠的ECG数据的时长进行监测,如果在预定的尝试持续时间内无法定位可靠的数据则向临床医生提供失败警报,该稳定计时器可以由用户进行调节以适合于采用该方法和系统的临床环境。

[0021] 图1描绘了ECG监测系统1的一个实施例,该实施例包括连接至监视器4的输入端口9的三个ECG电极6。虽然图1的示例描绘包括了三个电极的实施例,但本领域普通技术人员按照本公开将理解到,系统1可以包括任何数量的两个或更多个电极,并且用于标准诊断ECG的常见的电极布置包括从三个电极到十四个电极(其中10个电极是用于诊断ECG的最常用的电极配置)之间的任何数量的电极。如本文中更详细地描述的,系统1还包括连接至监视器4的用户接口14,以接收来自用户(诸如为患者进行ECG的临床医生)的控制输入,并且向用户提供听觉输出或视觉输出。相应地,用户接口14包括显示器15和扬声器17。用户接口14可以是电连接或无线连接至监视器的单独的设备,或者可以将用户接口14与监视器4集成,诸如集成在相同的外壳内。可替代地,用户接口可以包括打印机,该打印机可被用作输出设备以生成与显示器一样的ECG数据集的打印版本。

[0022] 随后由信号处理电路112来处理由电极6记录的的心脏电位,该信号处理电路112包括一个或多个放大器113和一个或多个模数转换器114。例如,放大器113可以是差分放大器,该差分放大器比较各电极6所测量的电位,或将每个电极处测量到的电位与参考输入(诸如接地或有源驱动电压)进行比较以推导随后被计算系统100用来生成ECG导联信号的信号。来自放大器113的输出通过模数转换器(A/D转换器)114数字化。A/D转换器114可以是能够以合适的采样速率来数字化模拟生理信号的任何设备或逻辑集合。例如,A/D转换器114可以是模拟前端(AFE)。信号处理电路112可以包括多个放大器113和A/D转换器114,例如为系统1中的每一个电极都设置一个放大器113和A/D转换器114。例如,配置一种10电极集合,使得一个电极连接至接地基准并且剩余的9个电极被用作至8个放大器的输出并被8

个A/D转换器数字化以生成信号,从该信号推导出标准12-导联ECG。

[0023] 由监视器4内的计算系统100接收信号处理电路112的输出。计算系统100包括一个或多个处理器106和包括了计算机存储器的存储系统104。将快速采集模块11存储在存储系统104内,该快速采集模块11是一组软件指令,该组软件指令是可由处理器106执行以确定电极何时稳定并当可获得有效的和可靠的ECG数据时在第一时间自动记录预定时间长度的或测试持续时间的ECG数据集40。

[0024] 在一个实施例中,快速采集模块11进一步接收每个电极6的阻抗,并且该快速采集模块11可在处理器106上执行用于确定每个电极的阻抗小于阻抗阈值。查看本公开的本领域普通技术人员将理解到,通常在每个感测电极与参考电极之间测量阻抗。作为一个示例,在许多电极配置中,右腿(RL)电极连接至接地或有源驱动电路并充当参考点(从该参考点来测量剩余的电极的阻抗)。阻抗阈值是一个预定阻抗量,当在该预定阻抗量以下时,可以假定电极完全附连或固定至患者,诸如粘附至患者的皮肤。在各种实施例中,可针对ECG监测系统1中的每一个电极6设置单独的阻抗阈值,或者可以针对各电极位置或电极类型来设置各种阻抗阈值,诸如为了考虑到患者的身体上的不同位置处的预期阻抗差异或在特定应用中被用在患者身体上的多种电极类型的预期阻抗差异。

[0025] 一旦快速采集模块11确定每个电极6的阻抗32小于阻抗阈值,该快速采集模块11就开始基于从每个电极6获取到的心脏电位来生成初始ECG导联数据。初始ECG导联数据可以包括被生成用于ECG的ECG导联的所有的预定集合(例如,12-导联ECG中的所有的12个导联),或者可以是代表ECG数据集的或对于获取可靠的ECG测试而言最关键的该预限定集合的预定子集(例如,仅评估12个导联中的心前区导联或一些其他子集以用于噪声水平确定)。快速采集模块11进一步包括一些可执行指令,用于计算初始ECG导联数据中的噪声水平,并且将计算好的噪声水平与噪声阈值进行比较。相应地,快速采集模块11确定被记录在每个导联中的初始ECG导联数据中的噪声水平何时小于噪声阈值。例如,噪声水平确定可以包括信噪比的计算以及信噪比小于阈值信噪比的确定。例如,信噪比的确定可以包括以噪声振幅为比较来测量QRS振幅。可以将每个导联的噪声阈值设置为是相同的,或者可以针对预定导联集合中的导联设置为各种噪声阈值,诸如为了考虑到在某些导联和/或应用中可能预计到的各种噪声水平。

[0026] 快速采集模块11内的目标是确定稳定过程何时完成以及记录ECG数据集40的最早的合适的时间是何时。在某些实施例中,对即时ECG数据集40的需求比对每个导联中的纯净数据的需求更重要,此时快速采集模块11可以配置为:当导联集合中的正好一个导联子集的噪声水平在对应的噪声阈值以下时,开始记录ECG数据集40。

[0027] 一旦快速采集模块11认识到在对应的导联中已经呈现足够的信号质量,则启动记录计时器,并且快速采集模块11开始收集ECG数据集40,目的是在信号质量保持良好时在预定测试持续时间内收集数据。测试持续时间34可以由临床医生在将电极6连接至患者之前或在将电极6连接至患者之后设置,或测试持续时间34可以是固定的标准值,诸如十秒ECG记录。一旦已经自动地记录了满足噪声水平要求的ECG数据集40,诸如当每个导联中的噪声水平小于针对该导联的噪声阈值且/或在针对所有的导联设置的总噪声水平阈值以下时,存储ECG数据集40(诸如存储在存储系统104的存储器内),并且提供完成警报42。例如,完成警报42可以是经由扬声器17的听觉警报或者显示器15上的视觉警报。例如,完成警报42可

包括或包含在显示器15上自动地显示ECG数据集40以用于临床医生的评估。可替代地或另外地,完成警报42可以包括通知临床医生已经采集到ECG数据集40的文本警报或其他视觉警报,并且这样的警报可以要求临床医生采取积极的动作来查看ECG数据集40和/或基于其确定的分析结果44。在一个实施例中,快速采集模块11在完成记录之后自动地和立刻地分析ECG数据集40,并且可在生成完成警报42之后立刻将这样的分析结果提供给临床医生或者提供这样的分析结果作为完成警报42的一部分。

[0028] 快速采集模块11可以进一步配置为从临床医生处接收对ECG数据集40的接受或拒绝38。例如,快速采集模块11可以控制显示器15以将选项呈现给临床医生,以用于接受或拒绝自动记录的ECG数据集40。例如,可由临床医生通过用户接口14来提供这样的接受或拒绝38输入。如果快速采集模块11接收到对被记录的ECG数据集40的拒绝38,则其可以重新启动记录计时器并记录第二ECG数据集,再次执行指令以发现满足噪声阈值要求的、测试持续时间34的首份可用数据集40。随后生成第二完成警报,并且临床医生可以再次接受或拒绝第二ECG数据集40。

[0029] 可将快速采集模块配置成使得该快速采集模块仅尝试在预定尝试持续时间内自动地记录ECG数据集,该预定尝试持续时间可由用户经由用户接口14调节。具体地,用户可以在将电极6连接至患者之前或之后输入尝试持续时间36,并由此可以基于使用ECG监测系统1的情形或环境来定制快速采集模块11。例如,在急救室环境中,可将尝试持续时间设置得较短,诸如设置成5分钟或更少,在临床环境中可将尝试持续时间设置的较长,诸如设置成十分钟、十五分钟或更多。可以进一步由临床医生基于正在采用的电极的类型(因为不同电极类型具有不同的稳定时间)来设置尝试持续时间36,或基于患者的状况来设置尝试持续时间36。就此,快速采集模块11可以被执行用于:一旦确定每个电极6的阻抗小于阻抗阈值并且因此一旦确定电极6完全地连接至患者,就启动稳定计时器。在启动稳定计时器之后,快速采集模块11就开始记录来自每个导联的初始ECG导联数据,并评估噪声水平和/或如上所述的其他信号质量测量指标。在稳定计时器达到尝试持续时间之前没有获得ECG数据集40的实例中,快速采集模块11可以生成失败警报46,该失败警报46可以是经由扬声器17的听觉警报或提供在显示器15上的视觉警报。进一步地,快速采集模块11可以进一步地配置为一旦稳定计时器达到尝试持续时间就自动地记录ECG数据集。例如,在尝试持续时间终了之后,快速采集模块11可以启动记录计时器并记录ECG数据集40直到记录计时器达到测试持续时间为止。在另一个实施例中,一旦尝试持续时间终了,则快速采集模块11可检查最近被记录的数据的缓冲区,以为所有的导联或被指派的关键导联中找到作为噪声最小(例如,具有最低的信噪比)的数据区段的、具有等于测试持续时间的长度的这么一个数据区段。可以由快速采集模块利用计时器电路(诸如555计时器集成电路)来执行记录计时和稳定计时,或者记录计时和稳定计时可利用与处理器106相关联的时钟。

[0030] 系统1可以进一步配置为向临床医生或用户提供覆盖自动记录特征并强制立即记录预定测试持续时间的ECG数据集40的装置,例如在用户接口14上提供供临床医生指示立即记录的按钮或位置。

[0031] 图3描绘了监测ECG的方法60的一个实施例,诸如通过执行快速采集模块11的指令来实施的步骤。在步骤61处,测量每个电极的阻抗。在步骤63处,确定是否所有的阻抗都小于或等于对应的阻抗阈值。如果不是的话,则假定电极6还未全部连接至患者,并且快速采

集模块11等待进一步的阻抗测量,直到所有的阻抗小于或等于阻抗阈值为止。一旦满足阻抗阈值要求,就在步骤65处记录初始ECG导联数据并且在步骤66处进行分析,确定每个导联中的噪声水平。在步骤67处,快速采集模块11确定是否所有的噪声水平都小于或等于噪声阈值。如果不是的话,则进一步记录初始ECG导联数据,并评估每个导联中的噪声水平,直到各导联中的所有的噪声水平小于或等于对应的一个或多个噪声阈值为止。随后在步骤69处启动记录计时器,并且在步骤70处记录ECG数据。步骤71确定是否所有的阻抗都保持小于或等于阻抗阈值,并且步骤72确定是否所有的噪声水平都保持小于或等于噪声阈值。如果不满足这些条件中的任一项,则在步骤69处重新启动记录计时器并在步骤70处过程再次开始,记录新的ECG数据。另一方面,如果所有的阻抗维持在阻抗阈值以下并且所有的噪声水平维持在噪声阈值以下,则快速采集模块11在步骤73处检验记录计时器是否达到测试持续时间。如果没有达到,则继续相对于相应的阈值来检验阻抗电平和噪声水平,直到达到测试持续时间为止。一旦在步骤73处达到测试持续时间,则记录好了ECG数据集,并随后在步骤75处存储该ECG数据集。随后在步骤77处提供完成警报。

[0032] 图4A和图4B描绘了监测ECG的方法60的另一个实施例。在步骤62处接收每个电极的阻抗值,并且在步骤63处将所有的阻抗与阻抗阈值进行比较,如以上所述的那样。不断检验阻抗值,直到所有的阻抗都小于或等于对应的阻抗阈值为止。就此,在步骤64处启动稳定计时器,并在步骤65处记录初始ECG导联数据。在步骤66处,针对每个导联中的数据确定噪声水平,诸如通过计算每个导联的信噪比来确定。随后在步骤67处将每个导联的噪声水平与对应的噪声阈值进行比较,直到全部的噪声水平小于或等于噪声阈值。步骤68评估稳定计时器是否达到尝试持续时间,并且如果没有达到的话则在步骤69处启动记录计时器并在步骤70处记录ECG数据。在所描绘的实施例中,在测试持续时间内记录ECG数据,并且一旦在步骤73处记录计时器等于测试持续时间时,就对被记录的数据进行分析以在步骤74处确定是否在测试持续时间内所有的噪声水平保持小于或等于噪声阈值。例如,可以将每个导联中的数据的信噪比与阈值进行比较以做出上述确定。如果数据超出噪声阈值要求,则快速采集模块11回到步骤68以观察稳定计时器是否达到尝试持续时间。如果没有达到,则重新启动记录计时器,并且记录和评估新的ECG数据集。

[0033] 如果在尝试持续时间期间没有记录到满足噪声阈值的ECG数据集并且在步骤68处稳定计时器达到尝试持续时间,则在步骤82处生成失败警报。随后在步骤69a处启动记录计时器并且在步骤70a处记录ECG数据直到在步骤73a处记录计时器等于测试持续时间为止。在该情形中,由于无法记录到满足噪声阈值的数据集,因此可以不管噪声如何都接受被记录的数据作为ECG数据集40。

[0034] 一旦记录了ECG数据集40,则在步骤75处存储ECG数据集40,并在步骤76处停止稳定计时器。在步骤77处提供完成警报,诸如经由用户接口14提供的音频和/或视觉警报。在步骤78处分析ECG数据集并在步骤79处呈现分析结果,诸如在用户接口14的显示器15上呈现。临床医生随后在步骤80处可输入对ECG数据集40的接受或拒绝,诸如经由用户接口14输入。如果在步骤80处接收到拒绝,则快速采集模块11可以在步骤64处重新启动稳定计时器,并重新执行步骤以评估每个导联中的噪声水平,并且尝试重新记录可靠的ECG数据集40。另一方面,如果在步骤80处没有接收到拒绝,则完成方法,并永久保存ECG数据集40和分析结果,诸如保存在患者的医疗记录中。例如,ECG监测系统1可以将ECG数据集40传输到容纳患

者医疗记录和/或ECG数据库的医疗设施主网络,诸如容纳ECG波形数据并且可获得自纽约州的斯克内克塔迪市(Schenectady)的通用电气公司的MUSE ECG管理系统。可替代地,除了电子存储或传输之外,可将ECG数据集和分析结果打印成永久的图形记录。

[0035] 回到图2,监视器4中的计算系统100的一个实施例包括可执行的快速采集模块11,用于如本文中描述的那样快速地采集特定持续时间的ECG测试。计算系统100包括处理器106、存储系统104、软件102、以及通信接口108。处理系统106从包括了快速采集模块11的存储系统104加载和执行软件102。快速采集模块11包括计算机可读指令,该计算机可读指令在被计算系统100(该计算系统100包括处理器106)执行时引导处理系统106如本文中进一步详细地描述的那样进行操作,包括执行参照图3和图4A-图4B来示出和描述的步骤。

[0036] 尽管如图2中所描绘的计算系统100包括封装了一个快速采集模块11的一个软件102,但是应该理解到具有一个或多个模块的一个或多个软件元件可协作提供相同的操作。类似地,虽然本文中所提供的描述指的是单个计算系统100和处理器106,但是认识到,可以使用一个或多个处理器(该一个或多个处理器可以通信连接)来执行这样的系统的实现方式,并且认为这样的实现方式是在本说明书的范围内的。

[0037] 处理器106可以包括检索和执行来自存储系统104的软件102的微处理器和其他电路。能够在单个处理设备内实现处理器106,但是也能够将处理器106分布在协作执行程序指令的多个处理设备或子系统中。处理器106的示例包括通用中央处理单元、专用处理器、和逻辑设备,以及任何其他类型的处理设备、处理设备的组合、或其变形。

[0038] 存储系统104能够包括由处理器106可读的并且能够存储软件102的任何存储介质或存储介质组。存储系统104可以包括被实现在用于信息(诸如计算机可读指令、数据结构、程序模块或其他数据)的存储的任何方法或技术中的易失性和非易失性、可移动和不可移动介质。可以将存储系统104实现为单个存储设备,但是也可以跨多个存储设备或子系统实现该存储系统104。例如,可将软件102存储到独立于ECG数据集40的单独的存储设备上。存储系统104可以进一步包括附加的元件,诸如能够与处理系统106进行通信的控制器。

[0039] 存储介质的示例包括随机存取存储器、只读存储器、磁盘、光盘、闪速存储器、虚拟存储器和非虚拟存储器、磁组(magnetic set)、磁带、磁盘存储或其他磁存储设备、或者能够用于存储期望的信息并且可以被指令执行系统访问的任何其他介质、以及以上介质的任何组合或变形、或任何其他类型的存储介质。同样地,存储介质可以被本地容纳于处理系统106,或可以分布在一个或多个服务器中,该服务器可以位于多个位置并且被组网络,诸如在云计算应用和系统中。在一些实现方式中,存储介质可以是非瞬态存储介质。在一些实现方式中,存储介质的至少一部分可以是瞬态的。

[0040] 通信接口108可以包括与系统1中的其他设备(包括用户接口14和信号处理电路112)进行通信所必需的任何元件和/或电路。用户接口14通常是被配置为将信息(诸如对ECG数据集40的视觉描绘、完成警报42、分析结果44和失败警报46)提供给临床医生的任何设备或设备组。另外,用户接口14配置为从临床医生或ECG监测系统1的其他用户处接收输入,诸如包括输入:选择测试持续时间34、尝试持续时间36、和/或对ECG数据集40的接受或拒绝38。用户接口14可以包括用于输入这样的信息的任何装置。仅提供几个示例,例如用户接口14可以通过以下部件接收用户输入:触摸屏(诸如包括显示器15的触摸屏)、鼠标、键盘、语音输入设备、除了触摸屏之外的触摸输入设备、用于检测用户的非接触移动和/或手

势的视觉输入设备、和/或能够从用户(诸如临床医生)接收输入的任何其他可比较的输入设备和相关联的处理元件。输出设备包括显示器15,该显示器15可以是任何视频显示器或图形显示器,该显示器15的多种实施例在本领域中是已知的和可获得的。输出设备进一步包括用于向临床医生提供音频警报(诸如完成警报42和/或失败警报46的一部分)的扬声器17。

[0041] 本书面描述使用示例来公开本发明,包括最佳模式,并且还使任何本领域技术人员能够制造和使用本发明。某些术语用于简洁、清晰和理解。由于这些术语仅被用于描述性目的并且旨在被广义地解释,因此不需要在现有技术的要求之外从其推断出不必要的限制。本发明的专利保护范围由权利要求书限定,并且可包括本领域技术人员想到的其他示例。如果这样的其他示例具有与权利要求书的文字语言没有区别的特征或结构要素,或者它们包括与权利要求书的文字语言无实质区别的等效特征或结构要素,则它们落在本权利要求书的范围内。

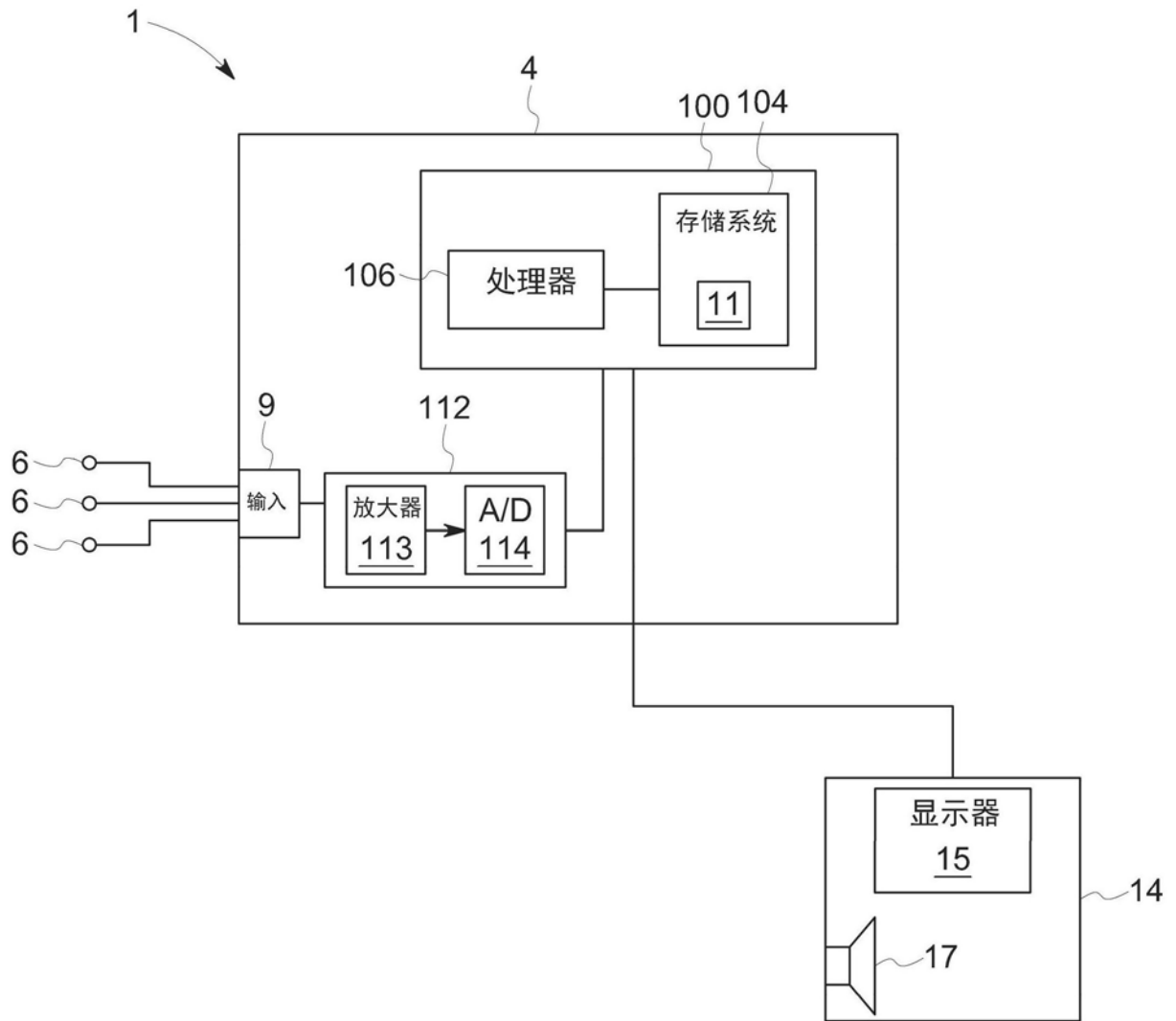


图1

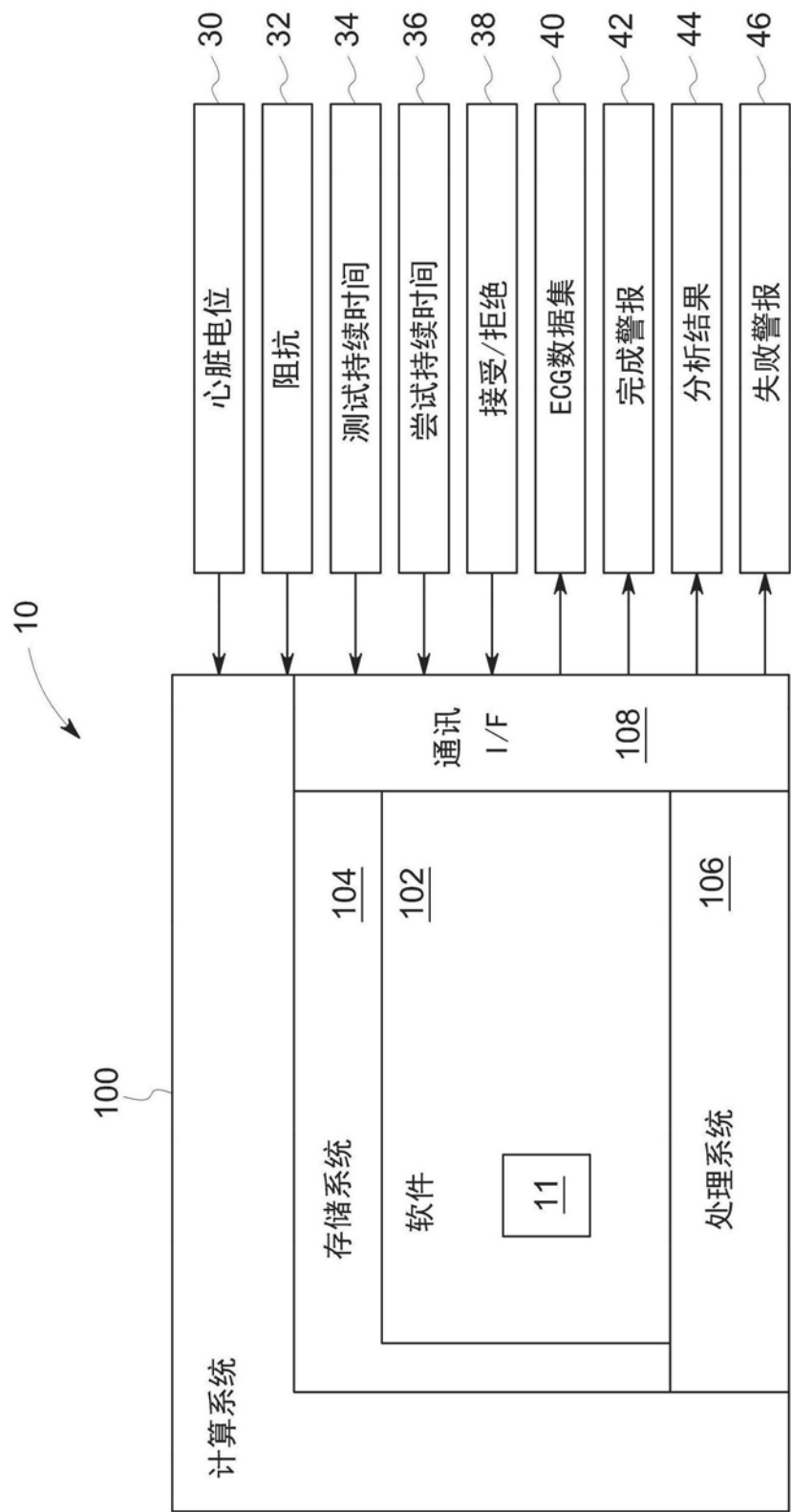


图2

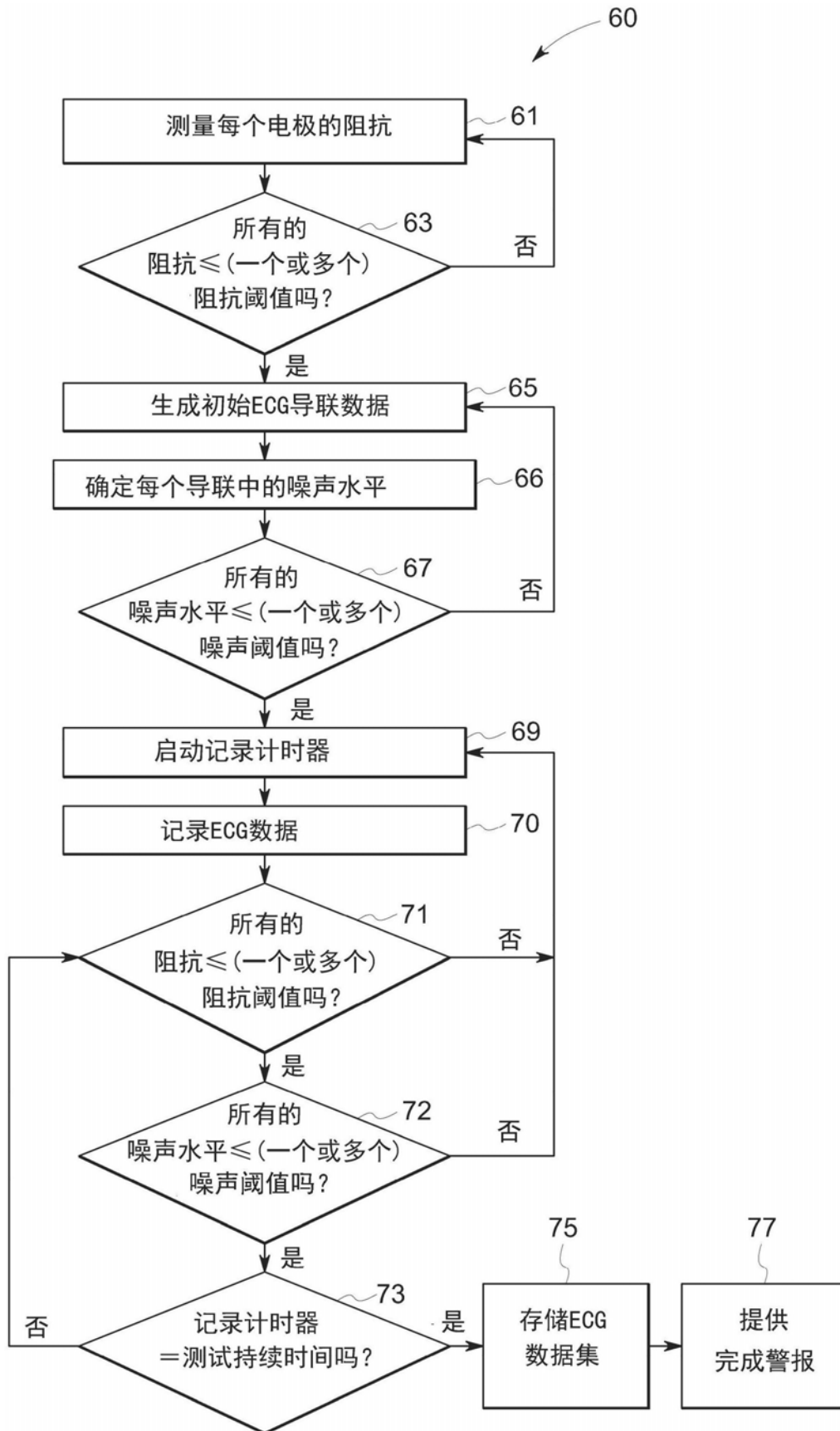


图3

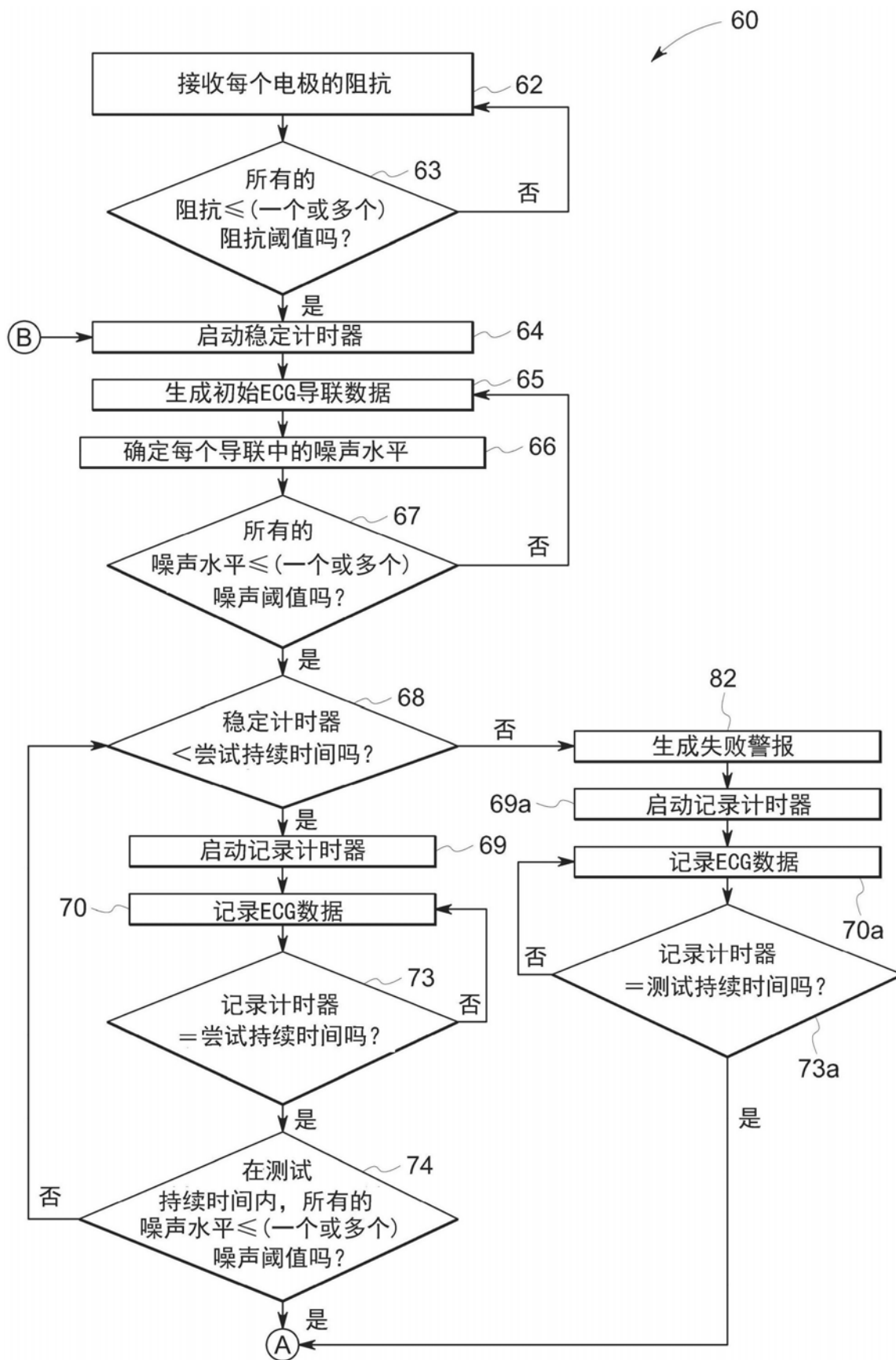
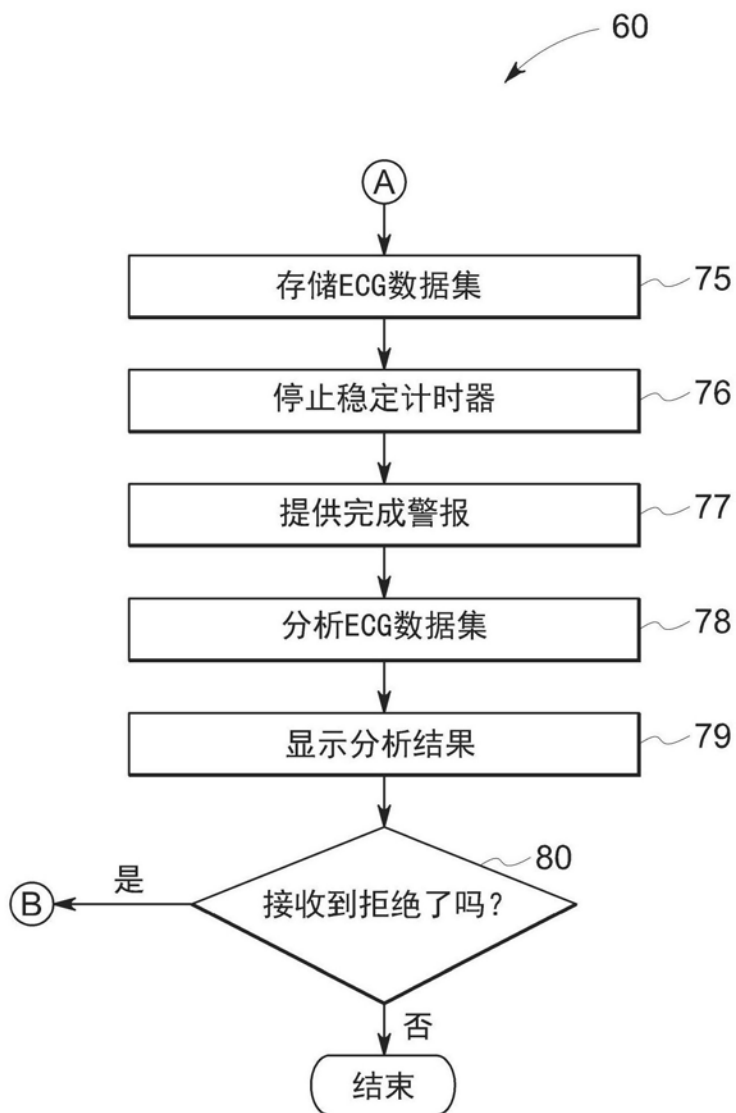


图4A



|                |                                                                                                               |         |            |
|----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 用于快速ECG采集的系统和方法                                                                                               |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN109328033A</a>                                                                                  | 公开(公告)日 | 2019-02-12 |
| 申请号            | CN201780039187.8                                                                                              | 申请日     | 2017-06-14 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 通用电气公司                                                                                                        |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 通用电气公司                                                                                                        |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 通用电气公司                                                                                                        |         |            |
| [标]发明人         | 马修莱恩彭伯顿<br>布赖恩约瑟夫杨                                                                                            |         |            |
| 发明人            | 马修·莱恩·彭伯顿<br>布赖恩·约瑟夫·杨                                                                                        |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/0424 A61B5/0402 A61B5/00                                                                                |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/0424 A61B5/044 A61B5/0452 A61B5/6843 A61B5/7203 A61B5/7221 A61B5/746 A61B2505/01 |         |            |
| 优先权            | 15/189810 2016-06-22 US                                                                                       |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                                                                |         |            |

#### 摘要(译)

在一个实施例中，ECG监测系统包括：两个或更多个电极，所述两个或更多个电极配置为记录来自患者的心脏电位；至少一个处理器；以及快速采集模块，所述快速采集模块在至少一个处理器上可执行用于：确定每个电极的阻抗小于阻抗阈值；基于心脏电位来记录初始ECG导联数据；确定初始ECG数据中的每个ECG导联中的噪声水平小于噪声阈值；一旦噪声水平在噪声阈值以下，就启动记录计时器；当噪声保持在噪声阈值以下时，记录ECG数据集，直到记录计时器达到预定测试持续时间为止；存储ECG数据集并提供完成警报。

