



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109982635 A

(43)申请公布日 2019.07.05

(21)申请号 201680090936.5

(22)申请日 2016.09.20

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2019.05.17

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/FI2016/050649 2016.09.20

(87)PCT国际申请的公布数据
W02018/055228 EN 2018.03.29

(71)申请人 诺基亚技术有限公司
地址 芬兰埃斯波

(72)发明人 K·布罗姆奎维斯特 M·昂卡拉
H·林德霍姆

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所
11256

代理人 鄢迅 林程程

(51)Int.Cl.

A61B 5/053(2006.01)

A61B 5/0295(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

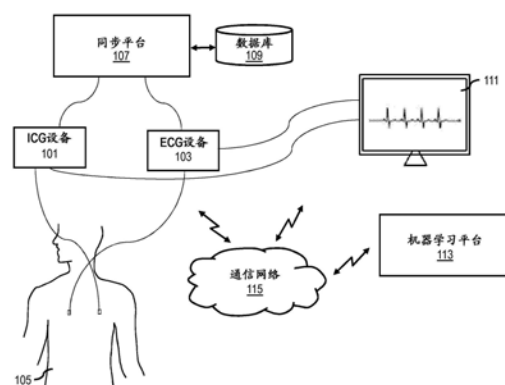
A61B 5/00(2006.01)

(54)发明名称

用于同步阻抗心动描记法和心电描记法以
降低患者辅助电流的方法和装置

(57)摘要

提供了用于将阻抗心动描记法(ICG)测量时段与心电描记法(ECG)信号同步以减小患者(105)辅助电流的方法。该方法包括经由ECG设备(103)测量患者的ECG信号。该方法还包括:处理ECG信号,以至少部分地引起对该信号的一个或多个ECG特征的检测。该方法还包括:至少部分地基于对一个或多个ECG特征的检测,经由ICG设备(101)同步患者的ICG信号的测量的开始、停止、或者它们的组合。ICG信号的测量包括在测量的持续时间中向患者(105)注入电流。



100

1. 一种方法,包括:
经由心电图描记法 (ECG) 设备测量患者的ECG信号;
处理所述ECG信号,以至少部分地引起对所述信号的一个或多个ECG特征的检测;以及
至少部分地基于对所述一个或多个ECG特征的所述检测,经由阻抗心动描记法 (ICG) 设备同步所述患者的ICG信号的所述测量的开始、停止、或者所述开始和所述停止的组合,
其中所述ICG信号的所述测量包括在所述测量的持续时间中向所述患者注入电流。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述一个或多个ECG特征是所述ECG设备的起搏信号,并且其中所述ICG信号的所述测量的所述开始、所述停止、或者所述开始和所述停止的组合被同步到所述起搏信号。
3. 根据权利要求1和2中任一项所述的方法,其中所述ECG特征是Q波,所述方法还包括:
基于所检测的所述Q波的开始,同步所述ICG信号的所述测量的所述开始。
4. 根据权利要求3所述的方法,还包括:
将所述ICG信号的所述测量的所述停止同步到在所述ICG信号的所述测量的所述开始之后的预定持续时间。
5. 根据权利要求4所述的方法,还包括:
基于在所述ICG信号的所述测量期间被注入所述患者的电流水平,设置所述预定持续时间。
6. 根据权利要求3至5中任一项所述的方法,还包括:
将所述ICG信号的所述测量的所述停止同步到继所述Q波之后检测到的另一ECG特征,其中所述另一ECG特征至少部分地包括QRS波群的结束、S波、或T波的起始。
7. 根据权利要求1至6中任一项所述的方法,还包括:
收集所述患者的历史ECG数据和历史ICG数据,以创建个体模型;以及
使用机器学习过程来处理所述历史ECG数据和所述历史ICG数据,以基于所述个体模型来设置所述ICG信号的所述测量的预定持续时间、在所述ICG信号的所述测量期间被注入所述患者的电流水平、或者前述项的组合。
8. 根据权利要求1至7中任一项所述的方法,还包括:
从患者群体收集ECG数据和ICG数据,以创建群体模型;以及
使用机器学习过程来处理所述ECG数据和所述ICG数据,以基于所述群体模型来设置所述ICG信号的所述测量的预定持续时间、在所述ICG信号的所述测量期间被注入所述患者和/或患者群体的电流水平、或者前述项的组合。
9. 根据权利要求1至8中任一项所述的方法,其中所述一个或多个ECG特征是T波,所述方法还包括:
在由所述T波反映的心室复极化期间,防止向所述患者注入用于所述ICG信号的所述测量的电流。
10. 根据权利要求1至9中任一项所述的方法,还包括:
处理所述ICG信号,以至少部分地引起对B点的检测;以及
使用所述患者的单独连续ICG测量来确定地面真值B点;
确定所述地面真值B点是否被检测为所述ICG信号的所述B点,以计算所述ICG信号的后续测量的最佳持续时间,

其中所述ICG信号的所述测量包括在所述测量的持续时间中向所述患者注入电流。

11. 根据权利要求1所述的方法, 其中所述ECG设备和所述ICG设备是单个设备的一部分。

12. 一种装置, 包括:

至少一个处理器; 以及

至少一个存储器, 包括用于一个或多个程序的计算机程序代码,

所述至少一个存储器和所述计算机程序代码被配置为与所述至少一个处理器一起使得所述装置至少执行以下项:

经由心电图描记法 (ECG) 设备测量患者的ECG信号;

处理所述ECG信号, 以至少部分地引起对所述信号的一个或多个ECG特征的检测; 以及

至少部分地基于对所述一个或多个ECG特征的所述检测, 经由阻抗心动描记法 (ICG) 设备同步所述患者的ICG信号的测量的开始、停止、或者所述开始和所述停止的组合,

其中所述ICG信号的所述测量包括在所述测量的持续时间中向所述患者注入电流。

13. 根据权利要求12所述的装置, 其中所述一个或多个ECG特征是所述ECG设备的起搏信号, 并且其中所述ICG信号的所述测量的所述开始、所述停止、或者所述开始和所述停止的组合被同步到所述起搏信号。

14. 根据权利要求12和13中任一项所述的装置, 其中所述ECG特征是Q波, 其中所述装置还被使得:

基于所检测的所述Q波的开始, 同步所述ICG信号的所述测量的所述开始。

15. 根据权利要求14所述的装置, 其中所述装置还被使得:

将所述ICG信号的所述测量的所述停止同步到在所述ICG信号的所述测量的所述开始之后的预定持续时间。

16. 根据权利要求15所述的装置, 其中所述装置还被使得:

基于在所述ICG信号的所述测量期间被注入所述患者的电流水平, 设置所述预定持续时间。

17. 根据权利要求14至16中任一项所述的装置, 其中所述装置还被使得:

将所述ICG信号的所述测量的所述停止同步到继所述Q波之后检测到的另一ECG特征,

其中所述另一ECG特征至少部分地包括QRS波群的结束、S波、或T波的起始。

18. 根据权利要求12至17中任一项所述的装置, 其中所述装置还被使得:

收集所述患者的历史ECG数据和历史ICG数据, 以创建个体模型; 以及

使用机器学习过程来处理所述历史ECG数据和所述历史ICG数据, 以基于所述个体模型来设置所述ICG信号的所述测量的预定持续时间、在所述ICG信号的所述测量期间被注入所述患者的电流水平、或者前述项的组合。

19. 根据权利要求12至18中任一项所述的装置, 其中所述装置还被使得:

从患者群体收集ECG数据和ICG数据, 以创建群体模型; 以及

使用机器学习过程来处理所述ECG数据和所述ICG数据, 以基于所述群体模型来设置所述ICG信号的所述测量的预定持续时间、在所述ICG信号的所述测量期间被注入所述患者和/或患者群体的电流水平、或者前述项的组合。

20. 根据权利要求12至19中任一项所述的装置, 其中所述一个或多个ECG特征是T波, 其

中所述装置还被使得：

在由所述T波反映的心室复极化期间，防止向所述患者注入用于所述ICG信号的所述测量的电流。

21. 根据权利要求12至20中任一项所述的装置，其中所述装置还被使得：

处理所述ICG信号，以至少部分地引起对B点的检测；以及

使用所述患者的单独连续ICG测量来确定地面真值B点；

确定所述地面真值B点是否被检测为所述ICG信号的所述B点，来计算所述ICG信号的后续测量的最佳持续时间，

其中所述ICG信号的所述测量包括在所述测量的持续时间中向所述患者注入电流。

22. 根据权利要求12至21中任一项所述的装置，其中所述ECG设备和所述ICG设备是单个设备的一部分。

23. 一种系统，包括：

心电图描记法 (ECG) 设备，被配置为测量患者的ECG信号；

阻抗心动描记法 (ICG) 设备，被配置为测量所述患者的ICG信号，其中所述ICG信号的测量包括在所述测量的持续时间中向所述患者注入电流；以及

同步平台，被配置为处理所述ECG信号，以至少部分地引起对所述信号的一个或多个ECG特征的检测，并且至少部分地基于对所述一个或多个ECG特征的所述检测，经由阻抗心动描记法 (ICG) 设备同步所述患者的ICG信号的测量的开始、停止、或者所述开始和所述停止的组合。

24. 根据权利要求23所述的系统，其中所述一个或多个ECG特征是所述ECG设备的起搏信号，并且其中所述ICG信号的所述测量的所述开始、所述停止、或者所述开始和所述停止的它们的组合被同步到所述起搏信号。

25. 根据权利要求23和24中任一项所述的系统，其中所述ECG特征是Q波，并且其中所述同步平台还被配置为：

基于所检测的所述Q波的开始，同步所述ICG信号的所述测量的所述开始。

26. 根据权利要求25所述的系统，其中所述同步平台还被配置为：

将所述ICG信号的测量的所述停止同步到在所述ICG信号的所述测量的所述开始之后的预定持续时间。

27. 根据权利要求26所述的系统，其中所述同步平台还被配置为：

基于在所述ICG信号的所述测量期间被注入所述患者的电流水平，设置所述预定持续时间。

28. 根据权利要求25至27中任一项所述的系统，其中所述同步平台还被配置为：

将所述ICG信号的所述测量的所述停止同步到继所述Q波之后检测到的另一ECG特征，其中所述另一ECG特征至少部分地包括QRS波群的结束、S波、或T波的起始。

29. 根据权利要求23至28中任一项所述的系统，其中所述同步平台还被配置为：

收集所述患者的历史ECG数据和历史ICG数据，以创建个体模型；以及

使用机器学习过程来处理所述历史ECG数据和所述历史ICG数据，以基于所述个体模型来设置所述ICG信号的所述测量的预定持续时间、在所述ICG信号的所述测量期间被注入所述患者的电流水平、或者前述项的组合。

30. 根据权利要求23至29中任一项所述的系统,其中所述同步平台还被配置为:

从患者群体收集ECG数据和ICG数据,以创建群体模型;以及

使用机器学习过程来处理所述ECG数据和所述ICG数据,以基于所述群体模型来设置所述ICG信号的所述测量的预定持续时间、在所述ICG信号的所述测量期间被注入所述患者和/或患者群体的电流水平、或者前述项的组合。

31. 根据权利要求23至30中任一项所述的系统,其中所述一个或多个ECG特征是T波,并且其中所述同步平台还被配置为:

在由所述T波反映的心室复极化期间,防止向所述患者注入用于所述ICG信号的所述测量的电流。

32. 根据权利要求23至31中任一项所述的系统,其中所述同步平台还被配置为:

处理所述ICG信号,以至少部分地引起对B点的检测;以及

使用所述患者的单独连续ICG测量来确定地面真值B点;

确定所述地面真值B点是否被检测为所述ICG信号的所述B点,来计算所述ICG信号的后续测量的最佳持续时间,

其中所述ICG信号的所述测量包括在所述测量的持续时间中向所述患者注入电流。

33. 根据权利要求23至32中任一项所述的系统,其中所述ECG设备和所述ICG设备是单个设备的一部分。

34. 一种计算机可读存储介质,承载一个或多个序列的一个或多个指令,所述指令在由一个或多个处理器执行时,使得装置至少执行根据权利要求1至11中任一项所述的方法。

35. 一种装置,包括用于至少执行根据权利要求1至11中任一项所述的方法的部件。

36. 一种计算机程序产品,包括一个或多个序列的一个或多个指令,所述指令在由一个或多个处理器执行时,使得装置至少执行根据权利要求1至11中任一项所述的方法。

37. 一种方法,包括促进对被配置为允许访问至少一个服务的至少一个接口的访问,所述至少一个服务被配置为至少执行根据权利要求1至11中任一项所述的方法。

38. 一种方法,包括至少部分地基于权利要求1至11中任一项所述的方法、促进处理和/或处理 (1) 数据和/或 (2) 信息和/或 (3) 至少一个信号。

39. 一种方法,包括促进创建和/或促进修改 (1) 至少一个设备用户界面元素和/或 (2) 至少一个设备用户界面功能,所述 (1) 至少一个设备用户界面元素和/或 (2) 至少一个设备用户界面功能至少部分地基于权利要求1至11中任一项所述的方法。

用于同步阻抗心动描记法和心电描记法以降低患者辅助电流的方法和装置

背景技术

[0001] 生命体征监测,特别是心脏和血管系统的生命体征监测,已经变得越来越受患者和消费者的欢迎。例如,诸如阻抗心动描记法(ICG,有时也称为阻抗体积描记法IPG或电阻抗体积描记法EIP)和心电描记法(ECG)的技术可以给出心脏和血管系统的机械和电学特性的高精度测量。例如,ICG有目的地将电流(例如,表示辅助电流)注入患者的身体,以测量胸腔的导电性及其随着时间的变化。这些支持对心脏的机械特性(例如,射血前期(PEP)、心室射血时间(VET)、每博量、心率、心输出量等)的分析,而ECG在不提供这样的电流的情况下随着随时间的心跳测量心脏的电活动。总体上,ICG测量的精确性或灵敏性取决于注入患者的电流水平(例如,较高的电流产生较好的信噪比)。但是,患者安全规定通常会限制有多少辅助电流可以通过患者。因此,设备制造者在确保患者安全的同时还确保来自ICG和ECG设备的精确且相关的健康监测数据方面面临巨大技术挑战。

发明内容

[0002] 因此,需要用于将ICG测量时段与ECG信号同步以减小患者辅助电流的方法。

[0003] 根据一个实施例,一种方法包括经由ECG设备测量患者的ECG信号。该方法还包括处理ECG信号,以至少部分地引起对该信号的一个或多个ECG特征的检测。该方法还包括至少部分地基于对一个或多个ECG特征的检测,经由ICG设备同步患者的ICG信号的测量的开始、停止、或开始和停止的组合。ICG信号的测量包括在测量的持续时间中向患者注入电流。

[0004] 根据另一实施例,一种装置包括至少一个处理器和至少一个存储器,该至少一个存储器包括用于一个或多个计算机程序的计算机程序代码,该至少一个存储器和计算机程序代码被配置为与至少一个处理器一起至少部分地使得该装置经由ECG设备测量患者的ECG信号。该装置还被使得处理ECG信号,以至少部分地引起对该信号的一个或多个ECG特征的检测。该装置还被使得至少部分地基于对一个或多个ECG特征的检测,经由ICG设备同步患者的ICG信号的测量的开始、停止、或者开始和停止的组合。ICG信号的测量包括在测量的持续时间中向患者注入电流。

[0005] 根据另一实施例,计算机可读存储介质承载一个或多个序列的一个或多个指令,所述指令在由一个或多个处理器执行时,至少部分地使得装置经由ECG设备测量患者的ECG信号。该装置还被使得处理ECG信号,以至少部分地引起对该信号的一个或多个ECG特征的检测。该装置还被使得至少部分地基于对一个或多个ECG特征的检测,经由ICG设备同步患者的ICG信号的测量的开始、停止、或者开始和停止的组合。ICG信号的测量包括在测量的持续时间中向患者注入电流。

[0006] 根据另一实施例,一种装置包括用于经由ECG设备测量患者的ECG信号的部件。该装置还包括用于处理ECG信号,以至少部分地引起对该信号的一个或多个ECG特征的检测的部件。该装置还包括用于至少部分地基于对一个或多个ECG特征的检测,经由ICG设备同步患者的ICG信号的测量的开始、停止、或者开始和停止的组部件。ICG信号的测量包括在

测量的持续时间中向患者注入电流。

[0007] 根据另一实施例,一种系统包括ECG设备,被配置为测量患者的ECG信号。该系统还包括ICG设备,被配置为测量患者的ICG信号。ICG信号的测量包括在测量的持续时间中向患者注入电流。该系统还包括同步模块,该同步模块被配置为处理ECG信号,以至少部分地引起对该信号的一个或多个ECG特征的检测,并且至少部分地基于对一个或多个ECG特征的检测,经由阻抗心动描记法(ICG)设备同步患者的ICG信号的测量的开始、停止、或者开始和停止的组合。

[0008] 另外,对于本发明的各种示例实施例,以下是适用的:一种方法包括至少部分地基于与本发明的任何实施例相关的本申请中公开的方法(或过程)中的任一者或任何组合(或者至少部分地从前述项得出),促进处理和/或处理该(1)数据和/或(2)信息和/或(3)至少一个信号。

[0009] 对于本发明的各种示例实施例,以下是适用的:一种方法包括:促进对被配置为允许访问至少一个服务的至少一个接口的访问,该至少一个服务被配置为执行本申请中公开的网络或服务提供商方法(或过程)中的任一者或它们的任何组合。

[0010] 对于本发明的各种示例实施例,以下是适用的:一种方法包括促进创建和/或促进修改(1)至少一个设备用户界面元素和/或(2)至少一个设备用户界面功能,该(1)至少一个设备用户界面元素和/或(2)至少一个设备用户界面功能至少部分地基于从与本发明的任何实施例相关的本申请中公开的方法或过程中的一者或它们的任何组合得出的数据和/或信息,和/或从与本发明的任何实施例相关的本申请中公开的方法(或过程)中的一者或它们的任何组合得出的至少一个信号。

[0011] 对于本发明的各种示例实施例,以下是适用的:一种方法包括创建和/或修改(1)至少一个设备用户界面元素和/或(2)至少一个设备用户界面功能,该(1)至少一个设备用户界面元素和/或(2)至少一个设备用户界面功能至少部分地基于从与本申请的任何实施例相关的本申请中公开的方法(或过程)中的一者或它们的任何组合得出的数据和/或信息,和/或从与本发明的任何实施例相关的本申请中公开的方法(或过程)中的一者或它们的任何组合得出的至少一个信号。

[0012] 在各种示例实施例中,这些方法(或过程)可以实现在服务提供商侧或移动设备侧,或者可以通过任何共享方式实现在服务提供商和移动设备之间,其中动作在这两侧执行)。

[0013] 对于各种示例实施例,以下是适用的:一种装置包括用于执行根据任何权利要求所述的方法的部件。

[0014] 通过简单地示出包括预期用于实现本发明的最佳模式的多个特定实施例和实施方式,本发明的进一步的其他方面、特征、和优点将从下面的详细描述显而易见。本发明还能够具有其他不同的实施例,并且在不偏离本发明的精神和范围的条件下可以在各种不同方面修改本发明的多个细节。因此,附图和描述将被认为是说明性的而非限制性的。

附图说明

[0015] 通过示例而非限制的方式示出了本发明的实施例,在附图中:

[0016] 图1A是根据一个示例实施例的能够将ICG测量时段与ECG信号同步以减小患者辅

助电流的系统的示意图；

[0017] 图1B是根据一个实施例的同步测量的ECG信号和ICG信号的示意图；

[0018] 图2是根据一个示例实施例的同步平台107的组件的示意图；

[0019] 图3是根据一个示例实施例的用于将ICG测量时段与ECG信号同步以减小患者辅助电流的过程的流程图；

[0020] 图4是根据一个示例实施例的用于同步ICG信号测量的开始和/或停止的过程的流程图；

[0021] 图5是根据一个示例实施例的用于使用机器学习过程对患者的历史ECG和ICG数据进行处理以设置ICG信号测量期间的电流水平和/或预定持续时间的过程的流程图；

[0022] 图6是根据一个示例实施例的用于使用机器学习过程对患者群体的历史ECG和ICG数据进行处理以设置ICG信号测量期间的电流水平和/或预定持续时间的过程的流程图；

[0023] 图7是根据一个示例实施例的用于在T波期间中止注入电流的过程的流程图；

[0024] 图8是根据一个示例实施例的用于确定地面真值B点的过程的流程图；

[0025] 图9A是根据一个示例实施例的表示其中对患者的ECG信号和ICG信号进行同步以减小患者辅助电流的场景的示意图；

[0026] 图9B是根据一个示例实施例的表示其中同步平台107在T波期间停止注入任何电流的场景的示意图；

[0027] 图10是根据一个示例实施例的表示其中观察患者群体的特征统计标准以创建群体模型的场景的示意图；

[0028] 图11是可以用来实现本发明的实施例的硬件的示意图；

[0029] 图12是可以用来实现本发明的实施例的芯片集的示意图。

具体实施方式

[0030] 公开了用于将阻抗心动描记法 (ICG) 信号的测量时段与心电图描记法 (ECG) 特征同步以减小患者辅助电流的方法、装置、和计算机程序的示例。在下面的描述中，出于说明的目的，阐述了很多具体细节，以便提供对本发明的实施例的透彻理解。但是，对于本领域技术人员将显而易见的是，可以在没有这些具体细节或者利用等同布置的情况下实践本发明的实施例。在其他实例中，以框图形式示出了公知结构和设备，以避免不必要地模糊本发明的实施例。

[0031] 图1是根据一个示例实施例的能够将ICG测量时段与ECG信号同步以减小患者辅助电流的系统的示意图。通常，ICG设备通过将电极放置在患者身体的例如，勾画胸廓的点处进行操作，来测量患者心脏的各种特性。ICG设备然后有目的地经由电极将电流（例如，高频、低幅度电流）传输或注入通过患者的胸廓或胸部。然后，在所注入的电流随着时间行进通过胸廓时，对所注入电流的阻抗的变化进行测量，以表征心脏的各种特性。例如，由ICG设备可以检测的阻抗变化可以由在心动周期或心搏期间心腔的血管系统和心室的体积膨胀或收缩、和/或速度改变而引起的血细胞排列造成。在测量持续时间中持续地注入患者辅助电流。

[0032] 在历史上，ICG设备的信噪比对用于进行测量的患者辅助电流（例如，有目的地注入身体的电流）非常敏感。换言之，对于ICG设备的敏感性，注入的电流越高，产生的ICG信号

越好。然而,这种对更高电流的推动与保护患者安全的需求相抵消。例如,监管机构或行业标准机构可以对能够向患者施加多少电流设置安全限制。这种限制的一个示例是国际电工委员会(IEC)通用标准IEC 60601-1—Medical electrical equipment-Part 1:General requirements for basic safety and essential performance(IEC 60601-1—医疗电气设备-第1部分:基本安全和必要性能的总体要求),其规定在正常情况下患者辅助电流不可以超过100 μ A,并且在单次故障情况下患者辅助电流为500 μ A,但不可以是持续的。然而,100 μ A的患者辅助电流的标准相比很多现有的ICG方案非常低,现有的ICG方案使用超过1mA甚至高达5mA的电流以实现所期望的性能水平。因此,ICG设备制造商面临着开发即可以符合患者安全标准又可以提供所期望的ICG信号质量的ICG设备和处理的显著技术问题。

[0033] 为了解决这个问题,图1的系统100引入了将ICG测量时段与ECG信号同步以减小患者辅助电流的能力。在一个实施例中,系统100包括ICG设备101,ICG设备101通过仅在感兴趣的心动周期时段或者与ECG设备103测量的对应ECG信号所指示的感兴趣的特性有关的心动周期时段期间进行测量,来减小注入的电流(与传统ICG设备中使用的连续测量和电流注入相反)。换言之,系统100使得ICG设备101能够在被同步到ECG信号或ECG信号内的ECG特征的较短持续时间(例如,100ms)中注入较高的相对电流(例如,1mA),从而有效地减小测量时段期间的心跳或心动周期期间注入患者105的患者辅助电流。例如,ECG设备103可以针对在对应ECG信号中检测到的心跳检测ECG特征的起始,并且然后触发ICG设备101注入相对高电流值(例如,1mA)的电流,以在与完整心跳持续时间(例如,对于以每分钟60次心跳跳动的的心脏而言为1s))相比的短持续时间(例如,100ms)中测量ICG信号。因此,系统100在支持更好的ICG信号质量(例如,由可以施加的相对更高的电流所致)的同时,符合用以保护患者安全的最大电流限制。在一个实施例中,ECG设备和ICG设备是单个设备的一部分。在一个示例实施例中,单个设备可以包括包含作为其组件的ECG设备和ICG设备的壳体。该单个设备可以测量患者的ECG信号和ICG信号二者。

[0034] 由于可用的电池功率受限于提供更高的便携性和用户舒适性,设备制造商在可穿戴设备中实现ECG和ICG设备时会面临进一步的技术挑战。因此,在这种用例下,减少电池使用也是优先考虑的事。例如,在延长的时间段中以传统的连续模式操作可穿戴ICG设备会导致显著的电池耗竭,这是由于持续地从电池汲取电流以进行ICG测量。在本文中描述的各种实施例中,经同步的ICG测量仅在完整心动周期的一部分(例如,1s周期中的100ms)中汲取用于注入的电流,由此减小了电池消耗并增加了电池运行时间。

[0035] 在一个实施例中,可以预期到ECG特征是指由ECG设备103生成或使用的信号的任何部分或偏转。例如,ECG特征可以与一般由字母P、Q、R、S、和T表示的ECG信号中的任何传统标记的偏转相对应。另外,ECG特征可以由ECG设备103本身生成的人造信号,诸如,起搏(pace)信号。在一个实施例中,系统100被配置为基于ECG特征来确定心动周期的感兴趣的部分,以发起对ICG信号的测量。

[0036] 图1B是根据一个实施例的同步测量的ECG信号和ICG信号的示图,并且示出了ECG信号121的ECG特征和ICG信号123中的感兴趣的测量时段之间的关系。例如,已知可以使用与ECG信号121的Q波相对应的特征125和ICG信号123的对应B点127来测量心脏的射血前期(PEP)。由于PEP时段是可以结合例如,从桡动脉(从手臂中可以感觉到脉搏的位置)测量的光电容积脉搏波描记法(PPG)信号使用的收缩时间间期,所以该PEP时段是令人关注的。利

用ECG信号和ICG信号,可以比仅使用PPG和ECG更精确地估计脉搏传导时间(PTT)。实际上,ECG+PPG给出了脉搏到达时间(PAT)而非PTT。尽管PAT更容易测量,但是已知它与血压的相关性比PTT更差。因此,向ECG+PPG测量系统添加ICG将支持更好的无创血压(NIBP)测量。在一个实施例中,PEP还反映了心肌的收缩力。在心脏监测中可以将PEP和VET与PAT应用分开使用。

[0037] 在一个实施例中,PEP本身和PEP变异性是将在任何系统中测量的有价值的参数。例如,PEP变异性可以给出关于我们的压力等级和心率变异性(HRV)的信息。HRV特别反映了压力调节的副交感部分,PEP变异性是压力调节的交感神经部分的前景指标。因此,B点127可以是利用ICG设备101测量的感兴趣的特征。应当注意的是,B点127仅作为可以使用本文描述的各种实施例测量的ICG信号的感兴趣部分的一个示例而被提供。可以预期到,ICG信号的任何部分都可以与对应ECG信号(例如,与ICG信号同时收集的ECG信号)相关。

[0038] 在触发ECG特征是起搏信号的一个示例用例中,系统100可以测量ECG信号并获得该信号的起搏。例如,如上面所讨论的,可以从一些ECG设备103所发送的起搏信号确定起搏(例如,由于在一些情况中它们作为起搏器使用)。当已知心脏起搏或其他ECG特征特性时,系统100可以与ECG同步地开始和/或停止ICG测量,并且相应地开始和/或停止用于ICG测量的电流注入。在一个实施例中,可以在集成芯片(IC)中实现同步过程,或者同步过程可以是微控制器控制的。在一个实施例中,IC和/或微控制器包括同步平台107。

[0039] 在一个实施例中,系统100在检测到ECG特征(例如,Q波的开始)后发起ICG信号的测量。在另一实施例中,系统100在预定时间段之后或者在检测到在继触发测量的初始ECG特征之后的另一ECG特征(例如,QRS波群的结束)时停止ICG信号的测量。在一个实施例中,系统100通过注入相对较高的电流来发起ICG信号的测量,以改善在与所检测到的ECG特征同步方面的信号质量(例如,高1mA的峰值电流)。例如,在一个实施例中,检测ECG信号中的Q波可以触发ICG测量的发起,使得ICG测量可以捕捉到由于以上讨论的原因而感兴趣的B点127。在本示例中,系统100在预定时间段(例如,100ms)中从所检测到的Q波的开始位置测量ICG信号,该预定时间段被估计为包括一般患者的心脏PEP。B点127是在ECG信号的QRS波群之后出现的ICG信号的感兴趣的特征,因此ICG信号的测量可以非常短。在一个示例实施例中,系统100可以仅在心跳之间的100毫秒(ms)的时间间隔期间安排用于ICG信号的测量时段。如果心率为每秒60次心跳(BPM),则ICG信号的占空比仅为60bpm的心率的10%。因此,在预定时段上计算出的ICG的平方根(RMS)被显著减小。例如,在测量时段期间注入的1mA峰值电流被有效减小到大约320uA RMS,由此实现了减小患者105的总辅助电流暴露的有利结果。

[0040] 在一个实施例中,系统100可以通过将ICG设备101配置为避免在心动周期中最受患者辅助电流影响的点处注入电流,以进一步增强患者安全。例如,ECG信号中的T波所反映的心室复极化时段对患者辅助电流尤其脆弱。通常,T波大约在ECG信号的S波之后的100ms出现。已知心脏在T波开始时对于患者辅助电流很脆弱,因为外部电流在该时间段期间会导致心率失常。因此,系统100可以被配置为停止或避免在T波期间注入任何电流,从而进一步有利地改善患者安全。在一个实施例中,系统100还可以被配置为在T波期间观察电流限制的同时,在心动周期的其他时段期间应用相对较高的电流。

[0041] 如图1所示,系统100包括具有到同步平台107的连接性的ICG设备101和ECG设备

103。在一个实施例中，同步平台107执行用于将ICG测量与所检测的ECG信号的特征同步的过程的各种实施例。ICG信号和ECG信号以及相关数据可以被存储在数据库109中和/或被呈现在显示设备111上。在一个实施例中，显示设备111可以包括用于呈现视觉信息的任何类型的设备，诸如，例如计算机监视器或平面屏幕显示器。在另一场景中，显示设备111可以装配有用户输入设备，诸如，用于支持用户输入、系统的操作、和控制的按钮或触摸屏功能。尽管被描绘为不同组件，但是在一个实施例中，ICG设备101、ECG设备103、同步平台107、数据库109、和/或显示器111可以实现在一个设备或一组集成组件中。

[0042] 在一个实施例中，同步平台107通过通信网络115具有到机器学习平台113的连接性，用以以设置系统100的停延时间（例如，ICG测量开始时间、停止时间、和/或持续时间）和/或电流注入设置（例如，注入电流的水平）的参数。在一个实施例中，机器学习平台113可以实现机器学习，以减小停延时间和总平均电平。在一个场景中，机器学习平台113可以利用所记录的来自多个患者的ECG数据和ICG数据对机器学习系统进行训练。然后，通过观察针对某个患者群组在统计上的典型的特征来确定每个人优化的电流和测量时段。在一个场景中，在离线机器学习设置中，机器学习平台113可以预先收集ECG数据和ICG数据，并且模型是适于所收集的数据。另一方面，在在线机器学习设置中，机器学习平台113可以通过探索与当前患者的新设置来改进模型。在一个实施例中，在离线机器学习设置中，从多个患者（包括有心脏病的患者）收集连续的ECG数据和ICG数据用于确定测量时段，以减小总占空比时间。然后，机器学习平台113在连续数据上检测B点，以计算地面真值B点。接下来，对机器学习系统进行训练，以提出给出占空比预算的最佳测量时段。利用验证数据，可以在由于减小总占空比而增加了多少误差方面测量机器学习系统。在一个实施例中，硬件和软件的任何组合可以基于所记录的ECG数据和ICG数据来运行训练和/或推理算法。在另一实施例中，机器学习平台113可以被嵌入在设备内，因此对通信网络115的访问不是设置ICG测量持续时间和/或注入电流的水平的参数所必需的。

[0043] 在另一实施例中，机器学习平台113可以针对确定最佳电流和测量时段以便减小总平均电流实施强化学习。在一个场景中，不同患者对于ICG治疗具有不同响应。对于一些患者，可以利用较小的电流，这还可以使得能够使用较长的测量时段或减小总平均电流。该方法利用在线强化学习（从现有记录发起）来调整对于当前患者最佳的电流和测量时段。在另一实施例中，可以实施随机或半随机测量时段，以节电方式和电流友好的方式来收集用于机器学习系统的数据。

[0044] 在一个实施例中，ECG设备103测量心脏的电活动，从而提供有关心室的肌肉活动的顺序和模式的有用信息。在一个场景中，ECG设备103包括电极，该电极被放置在患者的特定位置上，以检测心脏在每次跳动期间生成的电脉冲。电极一般包括嵌入在导电材料中的导电凝胶，电线夹在导电材料上。来自一对电极的每条引线或输出记录由心脏的去极化和复极化产生的电活动。在另一场景中，ECG设备103还检测人造信号，例如，来自植入的起搏器的信号（在下文中称为“起搏”）。起搏信号相对较短，例如，为数十微秒到几毫秒，其幅度在数毫伏到接近一伏的范围内。通常，ECG设备103检测起搏信号的存在，与此同时避免其使来自心脏的信号失真。在一个场景中，这些电信号由电极传输到固定的ECG监视器（例如，显示设备111）。

[0045] ECG设备103包括模拟前端（AFE）。AFE的主要功能是对心脏信号进行数字化。该过

程由于需要拒绝来自其他信号(例如,强RF源、起搏信号、导联脱落(lead-off)信号、共模线频率、来自其他肌肉的信号、以及电噪声)的干扰而被复杂化。在一个场景中,AFE检测起搏信号、导联脱落检测、呼吸率、以及患者阻抗。所有这些同时或基本同时地在多个通道上进行。在一个场景中,对起搏信号进行数字化允许进行起搏分析,该起搏分析减少了错误起搏指示的数目,并且甚至可以检测到起搏器及其连接中的故障。在一个实施例中,可以通过使用强大的模数转换(ADC)的能力同时将所有九个电极上的信号数字化为200ksps的速率的大约20比特的无噪声分辨率,以满足ECG的测量要求,尽管也可以使用任何其他分辨率和比特率。然后,可以使用数字信号处理器(DSP)来计算每个引线的信号,隔离起搏信号,隔离导联脱落/呼吸信号,并且滤除不需要的频率。在一个场景中,包括使用来自至少一个信号的机器学习在内的任何信号去噪算法可以用于本发明。

[0046] 在一个实施例中,ICG设备101从检测作为心脏的机械运动(例如,心脏收缩)的结果的血液的运动和容量来产生ICG信号。如前面所讨论的,ICG设备101包括被放置在患者身体上的电极。然后,电流(高频、低幅度)穿过放置在患者头部和胸腔的较低部位上的外电极被传送给患者。接下来,测量放置在患者的颈部和胸部上的外电极之间的感测内电极之间的电压差,并使用该电压差来计算阻抗。

[0047] 通过示例的方式,系统100的通信网络115包括一个或多个网络,诸如,数据网络、无线网络、电话网络、或它们的任意组合。可以预期到,数据网络可以是任何局域网(LAN)、城域网(MAN)、广域网(WAN)、公共数据网(例如,互联网)、短距离无线网、或任何其他适当的分组交换网(诸如,商业拥有的、专用分组交换网,例如,专用线缆或光纤网络等)、或它们的任意组合。另外,无线网络可以是例如,蜂窝网络,并且可以采用包括全球增强数据速率演进(EDGE)、通用分组无线电服务(GPRS)、全球移动通信系统(GSM)、互联网协议多媒体子系统(IMS)、通用移动通信系统(UMTS)等的各种技术以及任何其他适当的无线介质,例如,全球微波接入互操作(WiMAX)、长期演进(LTE)网络、码分多址(CDMA)、宽带码分多址(WCDMA)、无线高保真(WiFi)、无线LAN(WLAN)、**Bluetooth®**、互联网协议(IP)数据广播、卫星、移动自组织网络(MANET)等或它们的任意组合。

[0048] 通过示例的方式,ICG设备101、ECG设备103、和同步平台107使用已知的、新的、或者仍在开发的协议相互通信,并且与通信网络115的其他组件通信。在本上下文中,协议包括定义通信网络115中的网络节点如何基于在网络链路上发送的信息彼此交互的一组规则。这些协议在每个节点内的不同操作层处起作用,从生成并接收各种类型的物理信号,到选择用于传输这些信号的链路,到这些信号所指示的信息格式,到标识计算机系统上执行的哪个软件应用发送或接收该信息。在开放系统互联(OSI)参考模型中描述了用于在网络上传换信息的概念上的不同协议层。

[0049] 网络节点之间的通信通常通过交换离散的数据分组实现。每个分组通常包括(1)与特定协议相关联的报头信息,和(2)跟在报头信息之后并且包含可以独立于特定协议而被处理的信息的有效负载信息。在一些协议中,分组包括(3)跟在有效负载之后并且指示有效负载信息的结束的尾部信息。报头包括诸如,分组的源、其目的地、有效负载的长度、以及协议所使用的其他属性等信息。通常,针对特定协议的有效负载中的数据包括与OSI参考模型的不同的更高层相关联的不同协议的有效负载和报头。针对特定协议的报头通常指示其有效载荷中所包含的下一协议的类型。更高层协议是指被封装在较低层协议中。穿越多个

异构网络 (诸如, 互联网) 的分组中所包括的报头通常包括物理 (层1) 报头、数据链路 (层2) 报头、网络间 (层3) 报头和传输 (层4) 报头、以及由OSI参考模型定义的各种应用 (层5、层6、和层7) 报头。

[0050] 图2是根据一个示例实施例的同步平台107的组件的示图。通过示例的方式, 同步平台107包括用于将ICG测量时段与ECG信号同步以减小在使用电医疗设备进行心脏状况诊断期间的患者辅助电流的一个或多个组件。可以预期到, 这些组件的功能可以被组合在一个或多个组件中, 或者由等同功能的其他组件执行。在一个实施例中, 同步平台107包括一个或多个检测模块201、ICG控制模块203、机器学习模块205、计算模块207、呈现模块209、或者它们的任意组合。

[0051] 在一个实施例中, 检测模块201用信号通知ECG设备103同时或至少基本同时地开始测量患者的ECG信号 (例如, 在被指定为同时的时间阈值内发起对ECG和ICG信号二者的收集)。在一个实施例中, 检测模块201通过如下方式来启动这两个设备: 将ECG设备103置于收集数据的主动测量模式, 同时将ICG设备101置于准备就绪状态而不主动注入电流以进行ICG测量来作为初始状态。检测模块201开始收集并处理从ECG设备103接收的ECG信号, 以检测一个或多个ECG特征。如上面所讨论的, ECG特征可以是在典型ECG信号中观察到的任意传统偏转 (例如, P、Q、R、S、和T)。在一个实施例中, 检测模块201被配置为检测已经与已知将是感兴趣的ICG信号的部分 (例如, B点、PEP等) 相关的特定ECG特征 (例如, QRS波群、S波、或T波的起始)。

[0052] 在一个实施例中, 在检测到感兴趣的ECG特征后, 检测模块201将检测用信号发送到ICG控制模块203, 以基于一个或多个ECG特征来同步ICG信号的测量的开始和/或停止。在一个实施例中, ICG控制模块203被配置为触发由ICG设备101进行的ICG测量的起始, 以与预定时间段中的ECG特征的检测一致。通过示例的方式, 预定时间段可以被设置为100ms, 以使得测量时段覆盖ECG的QRS波群的持续时间, 其中该测量时段与在以ICG信号的B点结束的ICG信号中的PEP相对应。100ms的测量是用于覆盖大多数患者群体的默认值。但是, 正常参考值的上限是男性124ms、女性118ms。

[0053] 因此, 在这种情况下, ICG控制模块203可以被配置为增大测量时段, 以使得B点被检测到。在一个实施例中, ICG控制模块203可以将测量时段增大预定时间量 (例如, 5ms的增量), 直到在ICG信号中检测到B点为止。替代地, ICG控制模块203可以利用机器学习模块205对测量时段进行进一步改进。在一个示例用例中, ICG控制模块203基于在ECG信号中检测到的Q波的开始来同步ICG信号测量的开始, 以估计心动PEP。如上所述, 心动PEP出现在ECG信号中的Q波和ICG信号中的B点之间。

[0054] 在一个实施例中, ICG控制模块203不使用预定测量时段。相反, ICG控制模块203可以被配置为通过检测后续的ICG特征来结束测量时段。例如, ICG控制模块203可以被配置为在Q波的开始被检测到时开始ICG测量, 并且然后在由检测模块201检测到S波的结束时结束测量。通过这种方式, 对于所有患者都覆盖了整个QRS, 而不管个别患者的QRS波群的持续时间的变异性如何。该方法还有利地避免了在患者的QRS波群小于100ms的默认时段的情况下进行不必要的长预定测量时段, 从而进一步减小了患者辅助电流。

[0055] 在又一实施例中, ICG控制模块203被配置为: 基于某些检测到的ECG特征, 避免测量或利用减小的电流 (例如, 特定电流限制以下的电流) 执行测量。例如, 如上面所讨论的,

ECG信号的T波表示特别脆弱的时段,在该时段中心脏容易受到外部电流导致的不规则性的影响。因此,ICG控制模块203可以避免在ECG信号的T波期间模仿ICG测量,以进一步增强患者安全。

[0056] 在一个实施例中,机器学习模块205单独或者与机器学习平台113组合来计算将对至少一个患者执行的优化的占空比(例如,ICG测量时段)和/或优化的电流水平。在一个实施例中,可以针对患者群体、个别类别的患者(例如,基于人口统计、健康状况(例如,健康或患病)等)、和/或个别患者(例如,历史数据和/或强化学习)确定优化的占空比和/或电流水平。通过示例的方式,机器学习过程涉及使用例如,连续ICG测量(例如,跨越整个心动周期的ICG测量)来确定ICG信号中的感兴趣的特征的地面真值。例如,如果B点(例如,其指示心动PEP的结束)是ICG信号中的感兴趣的特征,则可以在患者的连续ICG数据中检测B点。可以测量PEP的开始到地面真值B点之间的时段,该时段表示优化的占空比。类似地,可以改变电流水平以获得提供足够的信号质量(例如,基于信噪比或信号质量的任何其他度量)的优化的电流水平,该优化的电流水平还基于地面真值来检测ICG信号中的感兴趣的特征。在这种情况下,可以以较高电流进行感兴趣的ICG特征(例如,B点)的地面真值检测,然后接下来在特定个体中可以测量较低电流以确定可以检测出特征的最低电流来作为优化的电流。

[0057] 更具体地,ICG信号或其组合的测量时段至少部分地基于对特定患者群组的ICG特征和/或ECG特征统计标准的观察。在一个场景中,计算模块207持续收集特定患者群组的ECG数据和ICG数据。然后,计算模块207评估与特定患者群组相关联的任何新的ECG特征和/或ICG特征。接下来,计算模块207改进所存储的ECG数据和ICG数据。在一个示例实施例中,计算模块207检测特定患者群组的至少一个ICG特征(例如,B点)。然后,计算模块207计算地面真值B点,以确定ICG信号的最佳测量时段。在另一实施例中,计算模块207基于对至少一个患者的ECG特征和/或ICG特征统计标准的观察,计算对至少一个患者执行的优化电流、ICG信号的测量时段、或者它们的组合。在一个示例实施例中,计算模块207引起对总平均电流和测量时段的调整,例如,利用较小电流激活较长的测量时段,利用较大电流激活较短的测量时段。

[0058] 在一个实施例中,呈现模块209从其他模块,例如,检测模块201获取信息和/或更新。然后,呈现模块209继续在至少一个设备中生成对ECG信号、ICG信号、或它们的组合的图形表示。

[0059] 同步平台107的以上呈现的模块和组件可以实现在硬件、固件、软件、或它们的组合中。尽管在图1中描绘为单独实体,但是可以预期的是,同步平台107可以实现用于相应ICG设备101和/或ECG设备103进行的直接操作。这样,同步平台107可以通过ICG设备101和/或ECG设备103的操作系统生成直接信号输入,以用于与各种应用交互。在另一实施例中,模块201-209中的一个或多个模块可以实现用于由作为同步平台107的相应UE或者它们的组合操作。进一步地,根据信息和/或订户共享布置,同步平台107可以集成用于与其他服务(例如,微件或小程序)直接操作。本文给出的各种执行预期了任何以及所有布置和模型。

[0060] 图3是根据一个示例实施例的用于将ICG测量时段与ECG信号同步以减小患者辅助电流的过程的流程图。在一个实施例中,同步平台107执行过程300并且实现在例如,图12中所示的包括处理器和存储器的芯片集中。

[0061] 在步骤301,同步平台107经由ECG设备测量患者的ECG信号。在一个场景中,ECG特

征是指由ECG设备103生成或使用的信号的任何部分或偏转。例如,ECG特征可以与ECG信号中一般用字母P、Q、R、S、和T表示的任何传统标记的偏转相对应。另外,ECG特征可以是由ECG设备103本身生成的人造信号,例如,起搏信号。在一个实施例中,系统100被配置为基于ECG特征确定心动周期的感兴趣的部分,以发起ICG信号的测量。在一个实施例中,ECG设备103可以检测在相应ECG信号中检测到的心跳的ECG特征的起始,以触发ICG设备101注入电流。在一个实施例中,ECG设备和ICG设备是单个设备的一部分。在一个示例实施例中,单个设备可以包括包含作为其组件的ECG设备和ICG设备的壳体。该单个设备可以测量患者的ECG信号和ICG信号二者。

[0062] 在步骤303,同步平台107处理ECG信号,以至少部分地引起对该信号的一个或多个ECG特征的检测。在一个实施例中,ECG信号的一个或多个ECG特征包括P波、Q波、R波、S波、以及T波。在一个场景中,同步平台107可以处理ECG信号以获得ECG信号中的至少一个特征(例如,QRS波群、S波、T波),并且基于所检测的特征,同步平台107可以触发用于ICG读取的电流或者停止用于ICG读取的电流。在另一实施例中,一个或多个ECG特征是ECG设备的起搏信号。在一个场景中,ECG设备检测来自植入的起搏器的信号(例如,一些ECG AFE可以由于它们起搏器中的使用而给出起搏),以测量这些设备用来调节心脏的效果。在一个场景中,当具有植入的起搏器的患者进行ECG测试时,ECG设备必须检测起搏器的存在和效果。重要的是能够检测并标识起搏伪影,因为它们指示起搏器的存在并且有助于评价其与心脏的交互。在一个实施例中,ICG信号的测量的开始和/或停止被同步到所检测到的起搏信号。

[0063] 在步骤305,同步平台107至少部分地基于对一个或多个ECG特征的检测,经由ICG设备同步患者的ICG信号的测量的开始、停止、或者它们的组合。在一个场景中,同步平台107通过控制ICG信号的测量时段的开始和停止与ECG特征同步来减小患者辅助电流。在一个实施例中,同步平台107在估计出心动PEP后停止ICG测量。在一个场景中,心动PEP出现在ICG信号中的B点和QRS波群的Q波之间。在另一实施例中,同步平台107在T波开始后中止注入电流,因为心脏在T波开始后对患者辅助电流很脆弱,这是由于在该时间段期间外部电流会导致心率失常。在一个场景中,T波跟在QRS波群的S波之后,并且同步平台107停止或避免在T波期间注入任何电流,由此提高用户安全。

[0064] 图4是根据一个示例实施例的用于同步ICG信号测量的开始和/或停止的过程的流程图。在一个实施例中,同步平台107执行过程400并且实现在例如,图12中所示的包括处理器和存储器的芯片集中。

[0065] 在步骤401,同步平台107基于所检测的ECG特征(例如,Q波)的开始来同步ICG信号的测量的开始。在一个场景中,同步平台107基于对ECG中的Q波的检测而触发ICG测量的发起。在预定时间段中始于所检测的Q波的起始的ICG信号的测量捕捉B点,并且被估计为覆盖一般患者的心动PEP。在一个场景中,预定时间段可以是覆盖ECG的QRS波群的持续时间的设置时间段,该设置时间段与以ICG信号的B点结束的ICG信号中的PEP相对应。在一个示例实施例中,预定时间段可以被设置为100ms(用以覆盖大多数患者群体的默认值)。

[0066] 在步骤403,同步平台107将ICG信号的测量的停止同步到ICG信号的测量的开始之后的预定持续时间。在一个实施例中,同步平台107在检测到继触发测量的初始ECG特征(例如,Q波)之后的另一ECG特征(例如,QRS波群的结束)后停止ICG信号的测量。在一个示例实施例中,同步平台107在确定心动PEP后停止ICG信号的测量。在一个场景中,心动PEP出现在

QRS波群的Q波和ICG信号中的B点之间。

[0067] 在步骤405,同步平台107基于在ICG信号的测量期间被注入患者的电流水平,设置预定持续时间。在一个实施例中,可以改变电流水平以得到提供足够的信号质量(例如,基于信噪比或信号质量的任何其他度量)的优化的电流水平,该优化电流水平仍然可以基于地面真值检测ICG信号中的感兴趣的特征。在一个场景中,可以以较高电流进行感兴趣的ICG特征(例如,B点)的地面真值检测,然后可以在特定个体中测量较低电流,以确定可以检测到特征的最低电流来作为优化的电流。在一个示例实施例中,辅助电流(例如,高1mA的峰值电流)可以由ICG设备应用100ms的预定持续时间,以使得测量时段覆盖与ICG信号的PEP(其以ICG信号的B点结束)相对应的ECG的QRS波群的持续时间。100ms的测量是旨在覆盖大多数患者群体的默认值。但是,大约2%群体的QRS波群会持续100ms以上。在这种场景中,得到的ICG测量将仅部分地覆盖PEP而不太可能包括B点,因而提供了不完整的ICG数据。因此,将测量时段增大预定时间量(例如,5ms的增量),直到在ICG信号中检测到B点为止。

[0068] 在步骤407,同步平台107将ICG信号的测量的停止同步到继Q波之后检测到的另一ECG特征。在一个实施例中,另一ECG特征至少部分地包括QRS波群的结束、S波、或者T波的起始。在一个实施例中,同步平台107在检测到S波的结束后中止注入任何辅助电流。这样,针对所有患者覆盖了整个QRS,而不管个体患者的QRS波群的持续时间的变化如何。在另一实施例中,同步平台107在检测到T波的起始后中止注入任何辅助电流,从而减小了平均电流并提高了患者安全。

[0069] 图5是根据一个示例实施例的使用机器学习过程来处理患者的历史ECG和ICG数据以设置ICG信号测量期间的电流水平和/或预定持续时间的过程的流程图。在一个实施例中,同步平台107执行过程500并且实现在例如,图12中所示的包括处理器和存储器的芯片集中。

[0070] 在步骤501,同步平台107收集患者的历史ECG数据和ICG数据,以创建个体模型。在一个场景中,不同患者对ECG和ICG治疗具有不同响应。对于一些患者,可以利用较小的电流,这还使得能够使用较长的测量时段或减小总平均电流。同步平台107收集个体患者的ECG数据和ICG数据,以确定个体患者的最佳电流水平和定时。在一个实施例中,可以针对个体患者(例如,历史数据和/或强化学习)确定优化的占空比和/或电流水平。

[0071] 在步骤503,同步平台107使用机器学习过程来处理历史ECG数据和历史ICG数据,以基于个体模型来设置ICG信号的测量的预定持续时间、在ICG信号的测量期间被注入患者的电流水平、或者它们的组合。在一个场景中,同步平台107利用强化学习(从现有记录发起的强化学习)来将ICG信号的测量时段和电流调整到对于现有患者最佳。在一个场景中,利用较小的电流激活较长的测量时段,或者利用较大的电流激活较短的测量时段。在一个示例实施例中,同步平台107可以创建用于评估个体用户在不同类型的外部压力(例如,运动、精神压力等)期间对于ECG和ICG治疗的不同反应的个体模型。在另一示例实施例中,如果用户正在进行耐力训练,则个体模型可以测量心脏的增强,由此让用户知道他/她的的心脏随着提高的锻炼而具有更好的机能。在另一场景中,个体模型可以测量心脏的硬化,以揭示用户患有疾病并且他/她的心脏功能正在衰退。

[0072] 图6是根据一个示例实施例的用于使用机器学习过程来处理来自患者群体的历史ECG数据和ICG数据以设置ICG信号测量期间的电流水平和/或预定持续时间的过程的流程

图。在一个实施例中，同步平台107执行过程600并且实现在例如，图12中所示的包括处理器和存储器的芯片集中。

[0073] 在步骤601，同步平台107从患者群体收集ECG数据和ICG数据，以创建群体模型。在一个实施例中，机器学习平台113可以利用所记录的来自多个患者的ECG数据和ICG数据来训练机器学习系统。在一个场景中，从包括有心脏病在内的多个用户收集连续的ECG数据和ICG数据。然后，同步平台107通过观察针对某些种类的患者在统计上典型的不同特征而得出每个人优化的电流和测量时段。在一个示例实施例中，同步平台107可以利用除了连续测量以外的随机或半随机测量时段来向个性化或群体模型收集数据。

[0074] 在步骤603，同步平台107使用机器学习过程来处理ECG数据和ICG数据，以基于群体模型来设置ICG信号的测量的预定持续时间、在ICG信号的测量期间被注入患者和/或患者群体的电流水平、或者它们的组合。在一个实施例中，机器学习被实现为减小停延时间和总平均电流。在一个场景中，利用所记录的来自多个患者的ECG数据和ICG数据来训练机器学习系统，以确定每个人优化的电流和测量时段。在另一实施例中，可以通过探索与当前患者的新设置，来改进机器学习模型。在一个示例实施例中，ICG设备可以在100ms的特定持续时间中注入辅助电流，以减小停延时间和总平均电流。然而，没有任何心动疾病的大量人群具有100-124ms的QRS持续时间。假定测量时段被预设100ms，则对于2%人群会错过B点捕捉。因此，同步平台107可以基于ICG读取中的另一特征来改变测量持续时间，以用于精确捕捉2%人群的PEP。在一个实施例中，可以在不经个性化的情况下实现群体模型，其中群体模型不依赖于个性化模型。在另一实施例中，可以通过将群体模型与个性化模型组合来实现个性化群体模型。

[0075] 图7是根据一个示例实施例的用于在T波期间中止注入电流的过程的流程图。在一个实施例中，同步平台107执行过程700并且实现在例如，图12中所示的包括处理器和存储器的芯片集中。

[0076] 在步骤701，同步平台107在由T波反映的心室复极化期间，防止向患者注入用于ICG信号的测量的电流。在一个场景中，同步平台107在检测到T波的开始后中止注入患者辅助电流，因为在T波开始时患者的心脏对于患者辅助电流极度脆弱。在T波期间任何外部电流的注入都会导致心率失常。在一个场景中，T波在QRS波群的S波之后，并且同步平台107在T波期间停止或避免注入任何电流，从而提高了患者安全。

[0077] 图8是根据一个示例实施例的用于确定地面真值B点的过程的流程图。在一个实施例中，同步平台107执行过程800，并且实现在例如，图12中所示的包括处理器和存储器的芯片集中。

[0078] 在步骤801，同步平台107处理ICG信号，以至少部分地引起对B点的检测。在一个场景中，B点是在ECG信号的QRS波群之后出现的ICG信号的感兴趣的特征，并且可以用于估计心动PEP。

[0079] 在步骤803，同步平台107使用患者的单独连续IC测量来确定地面真值B点。在一个实施例中，通过单独的机器学习模块205或者与机器学习平台113组合，计算将对至少一个患者执行的优化的电流水平和/或优化的占空比（例如，ICG测量时段）。在一个实施例中，可以经由历史数据和/或强化学习来确定针对个别患者的优化的占空比和/或电流水平。

[0080] 在步骤805，同步平台107确定地面真值B点是否被检测为ICG信号的B点，以计算

ICG信号的后续测量的最佳持续时间。在一个实施例中，机器学习过程包括使用例如，连续ICG测量（例如，横跨整个心动周期的ICG测量）确定ICG中感兴趣的特征的地面真值。例如，如果B点（例如，指示心动PEP的结束的B点）是ICG信号中的感兴趣的特征，则可以在患者的连续ICG数据中检测B点。可以测量从PEP开始到地面真值B点的时段，该时段表示优化的占空比。类似地，可以改变电流水平来获得提供足够的信号质量（例如，基于信噪比或信号质量的任何其他度量）的优化的电流水平，其中该优化电流水平仍然可以基于地面真值来检测ICG信号中的感兴趣的特征。在这种情况下，可以以较高电流进行感兴趣的ICG特征（例如，B点）的地面真值检测，然后可以在特定个人中测量较低电流，以确定可以检测到该特征的最低电流来作为优化电流。

[0081] 图9A是表示根据一个示例实施例的其中患者的ECG信号和ICG信号被同步以减小患者辅助电流的场景的示意图。在图9A中，ICG电极和ECG电极被放置在患者的身体901（例如，胸腔）上，以测量患者心脏的各种属性。ECG设备103可以检测在相应ECG信号中检测到的心跳的ECG特征的起始，并且然后触发ICG设备101在测量的持续时间中经由电极连续将电流注入通过患者的身体。然后，在所注入的电流随着时间行进通过胸腔时测量阻抗的变化，以用来表征心脏的各种特性。ICG设备101和ECG设备103同时收集ECG和ICG信号，以监控患者的心脏和血管系统。在一个场景中，ECG信号包括QRS波群。QRS波群（包括Q波、R波、和S波）与引起左、右心室收缩的电流相对应，该收缩通常比心房的收缩更有力且涉及更多的肌肉群，因此产生了更大的ECG偏转。Q波表示在动作电位行进通过心室间隔时的小水平（左到右）电流。R波和S波指示心肌的收缩。另一方面，ICG信号包括B点。当血液突然从已经收缩的左心室喷入主动脉时，B点表示主动脉瓣的打开。在一个实施例中，同步平台107在预定时间段（例如，100ms）中检测到ECG特征（例如，Q波的开始）后发起ICG信号的测量，其中该预定时间段被估计为覆盖一般患者的心动PEP。在一个场景中，PEP是在心室收缩发生时和半月瓣打开并且血液开始喷入主动脉时之间的时段。在一个实施例中，同步平台107可以仅在感兴趣的时间段期间检测ICG信号，例如，B点是ICG信号的感兴趣的特征，因为B点可以估计PEP。B点在QRS波群之后出现，因此ICG测量会非常短。例如，ICG测量可以是心跳之间的100ms的时间间隔。如果心率为60bpm，则ICG的占空比仅为60bpm的心率的10%。因此，在预定时段上计算出的ICG的RMS显著减小。例如，在测量时段期间注入的1mA的峰值电流被有效减小到大约320uA RMS，从而实现了减小患者901的总辅助电流暴露的有利结果。

[0082] 图9B是表示根据一个示例实施例的其中同步平台107在T波期间停止注入任何电流的场景的示意图。在一个实施例中，同步平台107的检测模块201检测与已知感兴趣的ICG信号部分相关的特定ECG特征（例如，T波的起始）。在一个场景中，T波在QRS波群之后并且表示心室复极化。在一个实施例中，同步平台107在检测到T波的起始后中止注入任何电流，其中T波的起始在QRS波群的S波之后大约100ms出现。在一个场景中，患者的心脏在T波开始后对任何电流都是最脆弱的，例如，任何外部电流都会导致心率失常。因此，同步平台107在T波期间中止任何电流以提高患者安全。

[0083] 图10是根据一个示例实施例的表示其中观察患者群体的特征统计标准以创建群体模型的场景的示意图。在一个场景中，ICG设备101和ECG设备103同步地从特定患者群组1001收集ECG信号和ICG信号。通过通信网络115被连接到机器学习平台113的同步平台107处理ECG信号和ICG信号，以设置针对患者群体和/或各个类型的患者的电流注入设置（例

如,注入的电流水平)和/或停延时间(例如,ICG测量开始时间、停止时间、和/或持续时间)的参数。在一个示例实施例中,ICG设备101在心动周期期间在被同步到ECG信号中的ECG特征的100ms的持续时间中向患者1003注入1mA的电流。但是,连接到机器学习平台113的同步平台107确定针对该患者群组1001的ICG持续时间将为心跳之间的120ms时间间隔。然后,连接到机器学习平台113的同步平台107改进所存储的ECG和ICG数据(例如,心跳之间的100ms时间间隔的初始ICG测量被更新为心跳之间的120ms的时间间隔)。

[0084] 本文描述的用于将ICG测量时段与ECG信号同步以减小患者辅助电流的过程可以有利的经由软件、硬件、固件、或者软件和/或固件和/或硬件的组合来实现。例如,可以经由一个或多个处理器、数字信号处理(DSP)芯片、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)等有利地实现本文描述的过程。下面详细描述用于执行所描述的功能的示例性硬件。

[0085] 图11示出了可以实现本发明的实施例的计算机系统1100。尽管关于特定设备或装备描绘了计算机系统1100,但是将预期到的是,图11内的其他设备或装备(例如,网络元件、服务器等)可以部署系统1100的所示出的硬件和组件。计算机系统1100(例如,经由计算机程序代码或指令)被编码为如本文所示地将ICG测量时段与ECG信号同步以减小患者辅助电流,并且包括用于在计算机系统1100的其他内部和外部组件之间传递信息的诸如总线1110的通信机构。信息(也被称为数据)被表示为可测量现象的物理表达,该物理表达一般是电压,但是在其他实施例中包括磁、电磁、压力、化学、生物、分子、原子、亚原子和量子交互的现象。例如,南和北磁场或零和非零电压表示二进制数字(位)的两种状态(0,1)。其他现象可以表示更高基的数字。测量之前的多个同步量子状态的叠加表示量子位(qubit)。一系列的一个或多个数字组成用于表示数字或字符代码的数字数据。在一些实施例中,被称为模拟数据的信息由特定范围中的可测量值的近似连续统表示。计算机系统1100或其部分构成用于执行将ICG测量时段与ECG信号同步以减小患者辅助电流的一个或多个步骤的部件。

[0086] 总线1110包括一个或多个并行的信息传导器,以使得信息在耦合到1110的设备之间被快速传输。用于处理信息的一个或多个处理器1102与总线1110耦合。

[0087] 处理器(或多个处理器)1102对涉及将ICG测量时段与ECG信号同步以减小患者辅助电流的计算机程序代码所指定的信息执行一组操作。计算机程序代码是一组指令或提供用于处理器和/或计算机系统的操作以执行指定功能的指令的一组陈述。例如,代码可以用被编译到处理器的本机指令集中的计算机编程语言编写。代码也可以直接使用本地指令集(例如,机器语言)编写。一组操作包括从总线1110获取信息以及将信息放置在总线1110上。该组操作一般还包括比较两个以上信息单元、对信息单元进行移位、以及结合两个以上信息单元(例如,通过加法、乘法、或者诸如或、异或(XOR)、以及与的逻辑操作)。可以由处理器执行的一组操作中的每个操作通过被称为指令(例如,一个或多个数字的操作代码)的信息表示给处理器。由处理器1102执行的操作序列(例如,操作代码序列)构成也被称为计算机系统指令或被简称为计算机指令的处理器指令。处理器可以单独或组合实现为机械、电、磁、光、化学、或量子组件。

[0088] 计算机系统1100还包括耦合到总线1110的存储器1104。存储器1104(例如,随机存取存储器(RAM)或任何其他动态存储设备)存储包括用于将ICG测量时段与ECG信号同步以减小患者辅助电流的处理器指令在内的信息。动态存储器允许其中存储的信息被计算机系

统1100改变。RAM允许存储在称为存储器地址的位置的信息单元被独立于相邻地址的信息存储和提取。存储器1104还被处理器1102用来在处理器指令的执行期间存储临时值。计算机系统1100还包括只读存储器 (ROM) 1106或耦合到总线1110用于存储包括没有被计算机系统1100改变的指令在内的静态信息的任何其他静态存储设备。一些存储器包括在失去功率时会丢失其上存储的信息的易失性存储设备。还耦合到总线1110的是非易失性(永久性)存储设备1108,例如,用于存储信息的磁盘、光盘、或闪存卡(这些存储设备即使在计算机系统1100被关断或丢失功率时也是持续的)。

[0089] 从诸如,包含人类用户操作的字母数字键的键盘、麦克风、红外 (IR) 远程控制器、操纵杆、游戏摇杆、触控笔、触摸屏、或传感器的外部输入设备1112向总线1110提供包括用于将ICG测量时段与ECG信号同步以减小患者辅助电流的指令在内的信息,供处理器使用。传感器检测其附近地区的条件并将这些检测结果变换为与用于表示计算机系统1100中的信息的可测量现象兼容的物理表达。耦合到总线1110的其他外部设备(主要用于与人类交互)包括显示设备1114(例如,阴极射线管 (CRT)、液晶显示器 (LCD)、发光二极管 (LED) 显示器、有机LED (OLED) 显示器、等离子屏)或用于呈现文本或图像的打印机、以及用于控制显示器1114上呈现的小型光标图像的位置并发布与显示器1114上呈现的图形元件相关联的命令的点选设备1116(例如,鼠标、跟踪球、光标方向键或运动传感器)、以及用于捕捉、记录、以及促使存储还可以包括音频记录的一个或多个静止和/或移动图像(例如,视频、电影等)的一个或多个相机传感器1194。在一些实施例中,例如,在计算机系统1100在没有人类输入的条件下自动执行所有功能的实施例中,可以省去外部输入设备1112、显示设备1114、和指针设备1116中的一者或多者。

[0090] 在所示出的实施例中,诸如专用集成电路 (ASIC) 1120等专用硬件被耦合到总线1110。专用硬件被配置为执行出于专用目的足够快地执行的不由处理器1102执行的操作。ASIC的示例包括用于生成用于显示器1114的图像的图形加速器卡、用于对网络上发送的消息进行加密和解密的密码板、语音识别、以及到专用外部设备的接口(例如,重复执行在硬件中更高效地实现的一些复杂操作序列的机器臂和医疗扫描装备)。

[0091] 计算机系统1100还包括耦合到总线1110的通信接口1170的一个或多个实例。通信接口1170提供到诸如,打印机、扫描仪、和外部盘的利用它们自己的处理器操作的各种外围设备的单向或双向通信耦合。总体上,耦合是与连接到本地网络1180的网络链路1178的耦合,其中具有它们自己的处理器的各种外部设备连接到本地网络1180。例如,通信接口1170可以是个人计算机上的并行端口、串行端口、或通用串行总线 (USB) 端口。在一些实施例中,通信接口1170是提供到相应类型的电话线的信息通信连接的综合业务数字网 (ISDN) 卡或数字订户线 (DSL) 卡或电话调制解调器。在一些实施例中,通信接口1170是将总线1110上的信号变换为用于同轴线缆上的通信连接的信号或者用于光缆上的通信连接的光学信号的电缆调制解调器。作为另一示例,通信接口1170可以是提供到兼容的LAN(例如,以太网)的通信连接的局域网 (LAN) 卡。也可以实现无线链路。对于无线链路,通信接口1170发送、接收、或者发送并接收携带诸如数字数据的信息流的包括红外信号和光学信号在内的电、声、或电磁信号。例如,在诸如像蜂窝电话的移动电话的无线手持设备中,通信接口1170包括被称为无线电收发信机的无线电波段电磁发射机和接收机。在某些实施例中,通信接口1170使能到通信网络115的连接,用于将ICG测量时段与ECG信号同步从而减小去往ICG设备101

和/或ECG设备103的患者辅助电流。

[0092] 本文所使用的术语“计算机可读介质”是指参与向处理器1102提供包括用于执行的指令在内的信息的任何介质。这种介质可以采用很多形式,这些形式包括但不限于计算机可读存储介质(例如,非易失性介质、易失性介质)和传输介质。诸如非易失性介质的非暂态介质包括例如,光盘或磁盘(例如,存储设备1108)。易失性介质包括例如,动态存储器1104。传输介质包括例如,双绞线、同轴电缆、铜线、光纤线缆、以及在没有电线或线缆的条件下行进通过空间的载波(例如,声波和电磁波(包括无线电波、光波、红外波))。信号包括通过传输介质发送的幅度、频率、相位、极化、或其他物理性质上的人工瞬变。常见形式的计算机可读介质包括例如,柔性盘、软盘、硬盘、磁带、任何其他磁介质、CD-ROM、CDRW、任何其他光介质、穿孔卡、纸带、光学标记纸、具有孔洞图案或其他光学可识别标记的任何其他物理介质、RAM、PROM、EPROM、FLASH-EPROM、EEPROM、闪存、任何其他存储器芯片或卡、载波、或者计算机可以读取的任何其他介质。本文使用术语“计算机可读存储介质”来指代除了传输介质以外的任何计算机可读介质。

[0093] 编码在一个或多个有形介质中的逻辑包括计算机可读存储介质和专用硬件(例如,ASIC 1120)上的一个或多个处理器指令。

[0094] 网络链路1178一般通过一个或多个网络使用传输介质提供去往使用或处理信息的其他设备的信息通信。例如,网络链路1178可以通过本地网络1180提供到由互联网服务提供商(ISP)操作的装备1184或主机计算机1182的连接。ISP装备1184又通过现在通常被称为互联网1190的一个或多个公共全球分组交换通信网提供数据通信服务。

[0095] 连接到互联网的被称为服务器主机1192的计算机响应于在互联网上接收到的信息提供服务。例如,服务器主机1102控制提供表示用于在显示器1114呈现的视频数据的信息的处理。可以预期的是,系统1100的组件可以通过各种配置部署在诸如,主机1182和服务器1192的其他计算机系统中。

[0096] 本发明的至少一些实施例涉及使用计算机系统1100来实现本文描述的一些或所有技术。根据本发明的一个实施例,这些技术可以由计算机系统1100响应于处理器102执行存储器1104中包含的一个或多个序列的一个或多个处理器指令执行。这些指令(也被称为计算机指令、软件、和程序代码)可以被从诸如,存储设备1108或网络链路1178的另一计算机可读介质读入存储器1104中。存储器1104中包含的指令序列的执行促使处理器1102执行本文描述的一个或多个方法步骤。在替代实施例中,诸如ASIC 1120的硬件可以替代软件被使用或者结合软件使用来实现本发明。因此,除非有相反的明确指示,否则本发明的实施例不限于硬件和软件的任何具体组合。

[0097] 通过通信接口1170在网络链路1178和其他网络上发送的信号承载去往和来自计算机系统1100的信息。计算机系统1100可以通过网络链路1178和通信接口1170,通过网络1180和1190接收并发送包括程序代码在内的信息。在使用互联网1190的示例中,服务器主机1192通过互联网1190、ISP装备1184、本地网络1180、和通信接口1170,发送由计算机1100发送的消息所请求的用于特定应用的程序代码。所接收的代码在其被处理器1102接收时被处理器1102执行,或者可以被存储在存储器1104、存储设备1108、或者任何其他非易失性存储设备中以供后续执行,或者可以被执行前述两种处理。这样,计算机系统1100可以获取载波上的信号形式的应用程序代码。

[0098] 各种形式的计算机可读介质可以用于将一个或多个序列的指令或数据或它们二者承载到处理器1102用于执行。例如,指令和数据最初可以被承载在例如,主机1182的远程计算机的磁盘上。远程计算机将指令和数据加载到其动态存储器中,并且使用调制解调器在电话线上发送指令和数据。计算机系统1100本地的调制解调器在电话线上接收指令和数据,并且使用红外发射机将指令和数据转变为用作网络链路1178的红外载波上的信号。用作通信接口1170的红外探测器接收红外信号上承载的指令和数据,并且将表示指令和数据的信息放置到总线1110上。总线1110将信息携带到1104,处理器1102从存储器1104提取信息并使用利用指令发送的一些数据执行指令。在被处理器1102执行之前或之后,在存储器1104中接收的指令和数据可以可选地被存储在存储设备1108上。

[0099] 图12示出了可以在其上实现本发明的实施例的芯片集或芯片1200。芯片集1200被编程为将ICG测量时段与ECG信号同步以如本文所述地减小患者辅助电流,并且包括例如,关于图11所描述的并入一个或多个物理封装(例如,芯片)中的处理器和存储器组件。通过示例的方式,物理封装包括在结构装配(例如,基板)上的一个或多个材料、组件、和/或电线的布置,以提供诸如,物理强度、尺寸守恒、和/或电交互的限制的一个或多个特性。可以预期到,在一些实施例中,芯片集1200可以实现在单个芯片中。还可以预期到,在一些实施例中,芯片集或芯片1200可以实现为单个“片上系统”。还可以预期到,在一些实施例中,可以使用单独ASIC,其中,本文公开的所有相关功能将由一个或多个处理器执行。芯片集或芯片1200或其部分构成用于执行提供与功能的可用性相关联的用户界面导航信息的一个或多个步骤的部件。芯片集或芯片1200或其部分构成用于执行将ICG测量时段与ECG信号同步以减小患者辅助电流的一个或多个步骤的部件。

[0100] 在一个实施例中,芯片集或芯片1200包括用于在芯片集1200的组件之间传递信息的通信机构,诸如总线1201。处理器1203具有到总线1201的连接性,以执行指令并处理存储在例如存储器1205中的信息。处理器1203可以包括一个或多个处理核,其中每个处理核被配置为独立地执行。多核处理器支持单个物理封装内的多处理。多核处理器的示例包括两个、四个、八个、或更多数目的处理核。替代地或者另外,处理器1203可以包括一个或多个微处理器,该一个或多个微处理器被配置为经由总线1201协力地支持指令、流水线、以及多线程的独立执行。处理器1203还可以随附有执行某些处理功能和任务的一个或多个专用组件,诸如,一个或多个数字信号处理器(DSP) 1207、或者一个或多个专用集成电路(ASIC) 1209。DSP 1207通常被配置为独立于处理器1203实时地处理真实世界信号(例如,声音)。类似地,ASIC 1209可以被配置为执行不容易由更通用的处理器执行的专用功能。用以帮助执行本文所描述的发明功能的其他专用组件可以包括一个或多个现场可编程门阵列(FPGA)、一个或多个控制器、或一个或多个其他专用计算机芯片。

[0101] 在一个实施例中,芯片集或芯片1200仅包括一个或多个处理器和支持和/或关于和/或用于该一个或多个处理器的一些固件和/软件。

[0102] 处理器1203和附随组件经由总线1201具有到存储器1205的连接性。存储器1205包括动态存储器(例如,RAM、磁盘、可写光盘等)和静态存储器(例如,ROM、CD-ROM等)二者,动态存储器和静态存储器用于存储可执行指令,这些可执行指令在被执行时,执行本文所描述的步骤,以将ICG测量时段与ECG信号同步,从而减小患者辅助电流。存储器1205还存储与发明步骤的执行相关联或者由发明步骤的执行生成的数据。

[0103] 尽管已经结合多个实施例和实施方式描述了本发明,但是本发明不限于此,而是覆盖落入所附权利要求的范围内的各种明显修改和等同布置。尽管在权利要求之中的某些组合中表述了本发明的特征,但是可以预期到可以按照任何组合和顺序来布置这些特征。

100

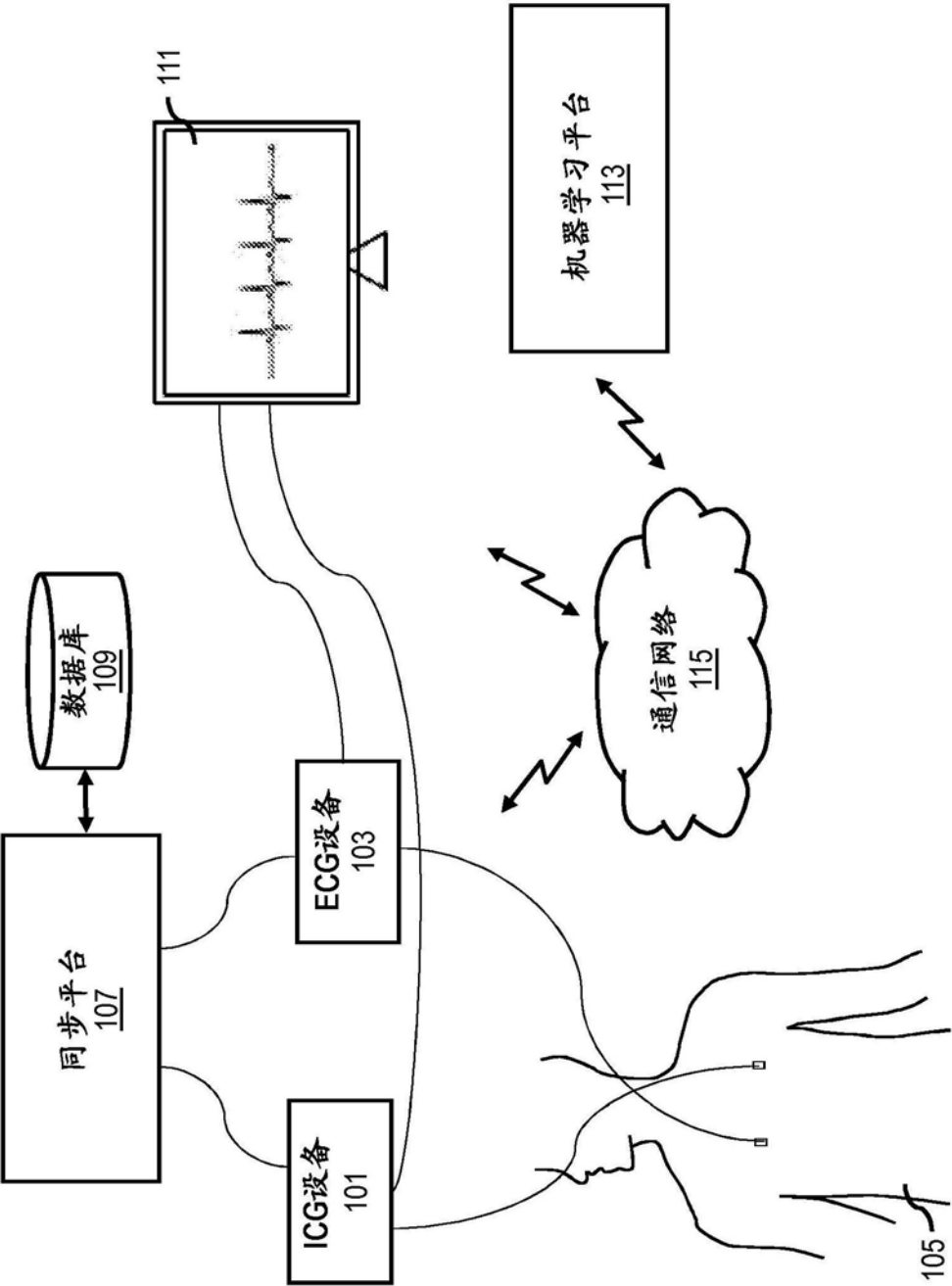


图1A

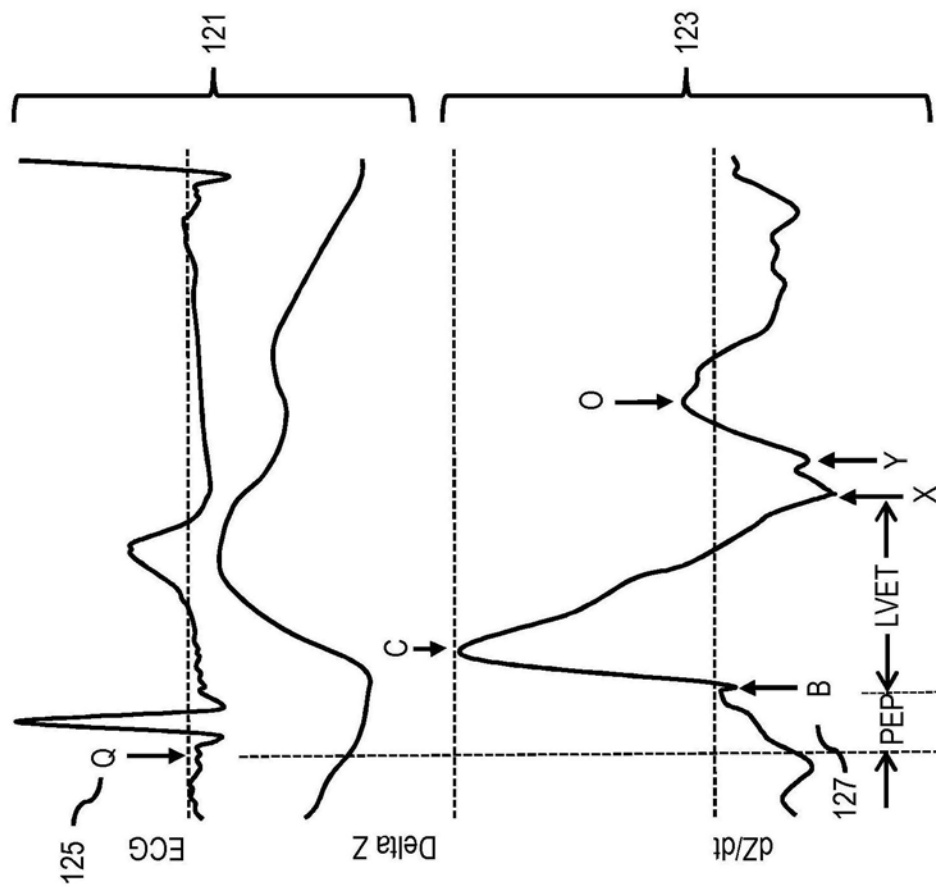


图1B

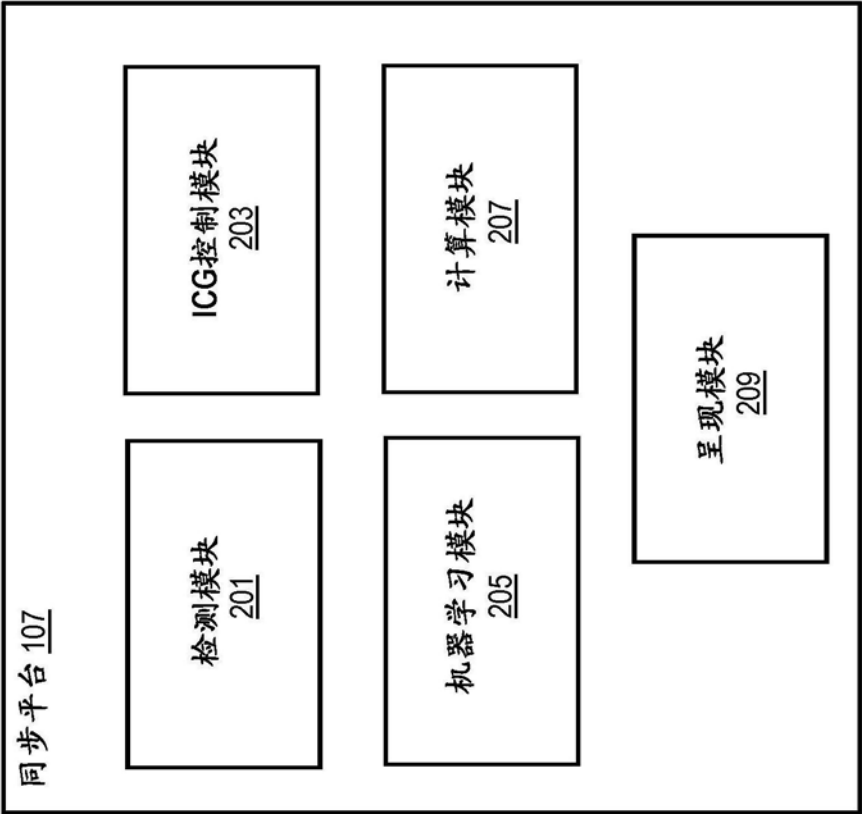


图2

300

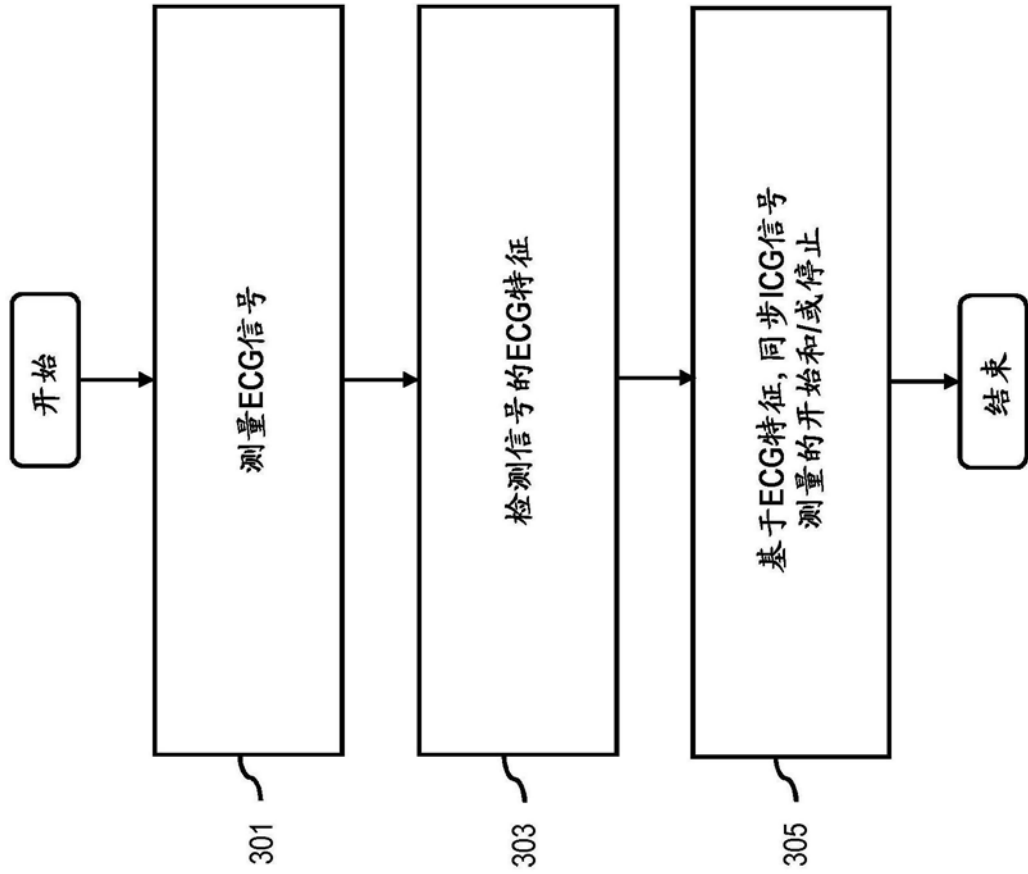


图3

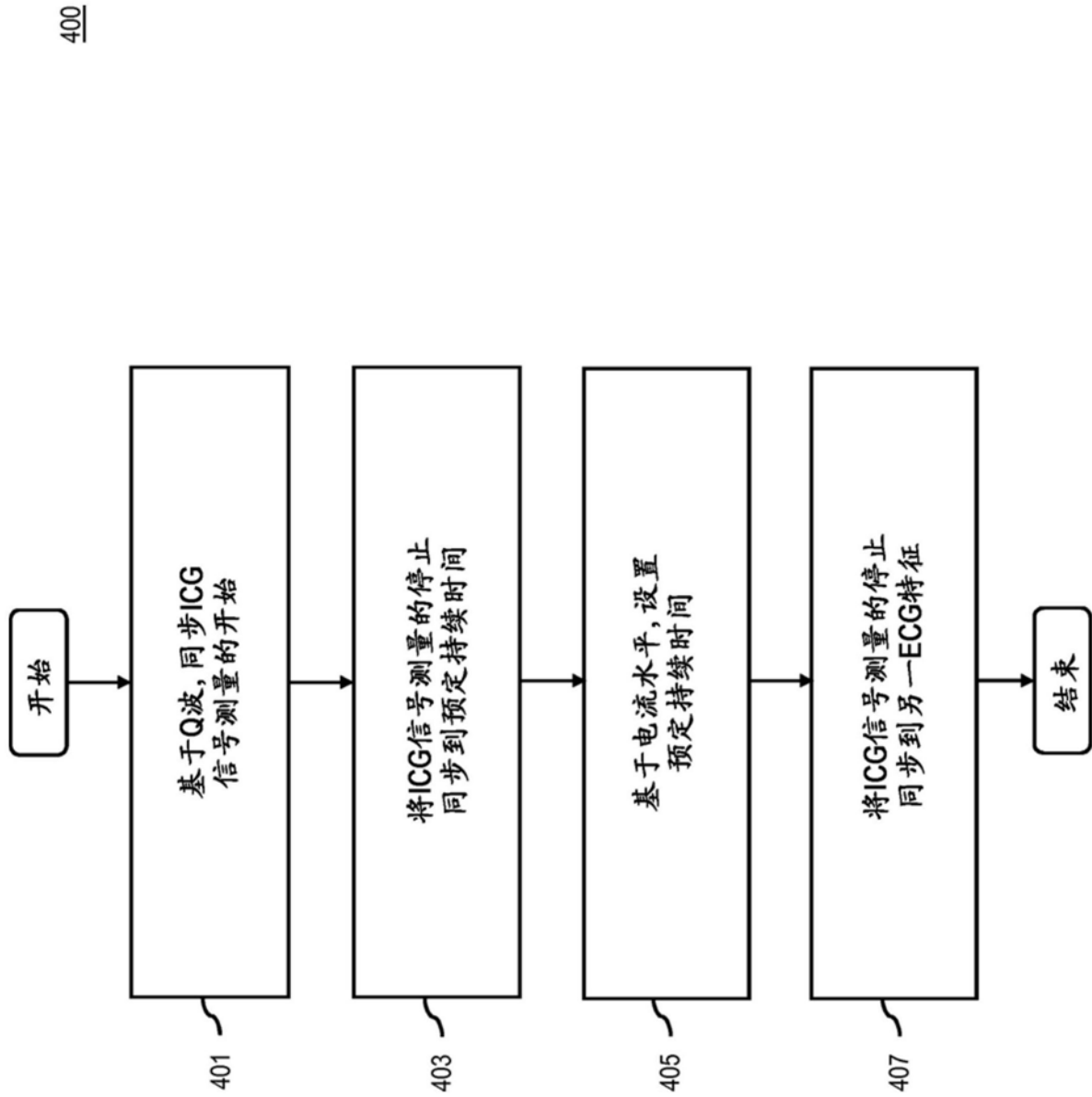


图4

500

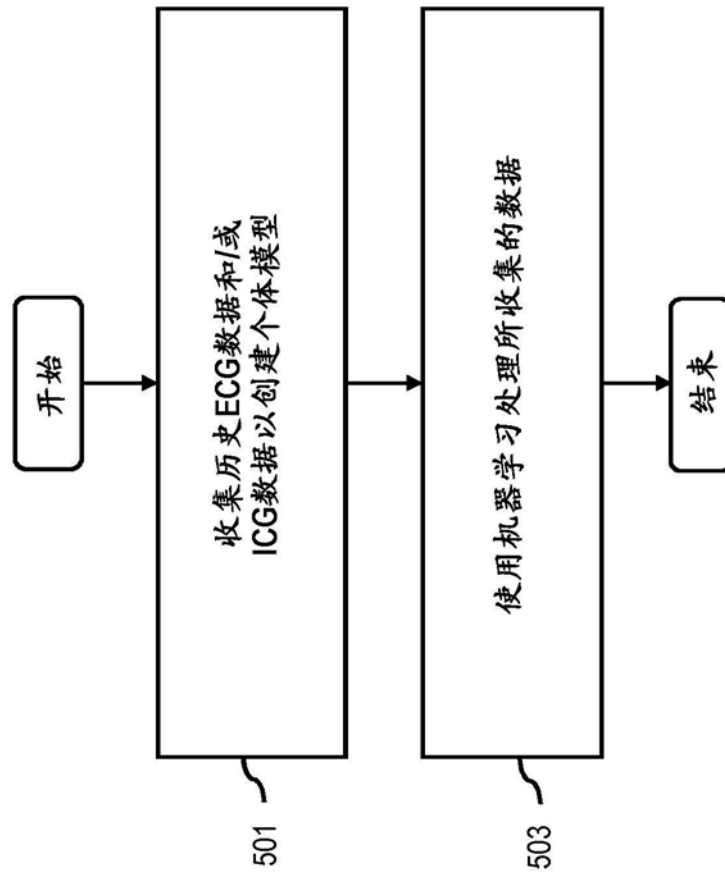


图5

600

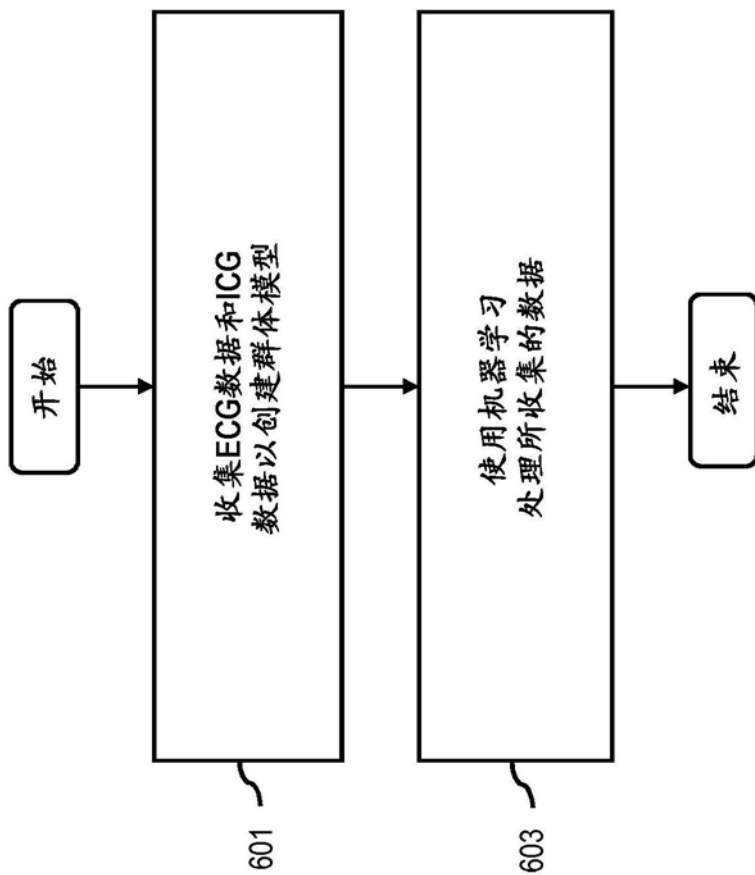


图6

700

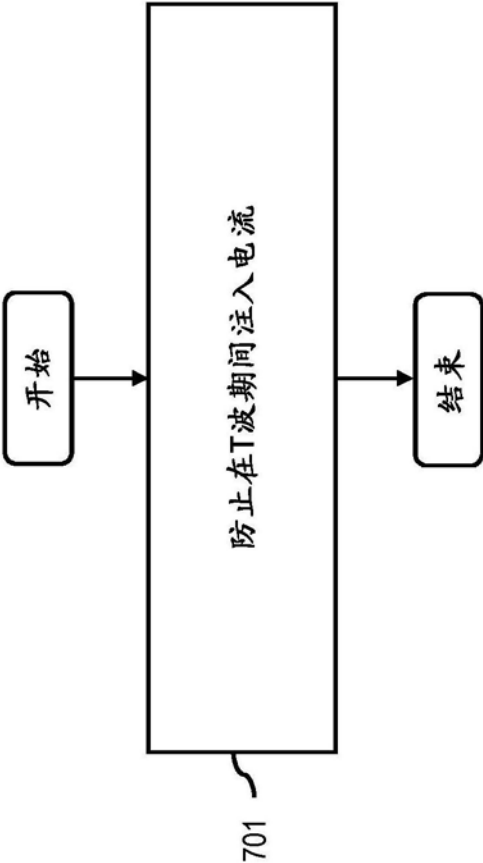


图7

800

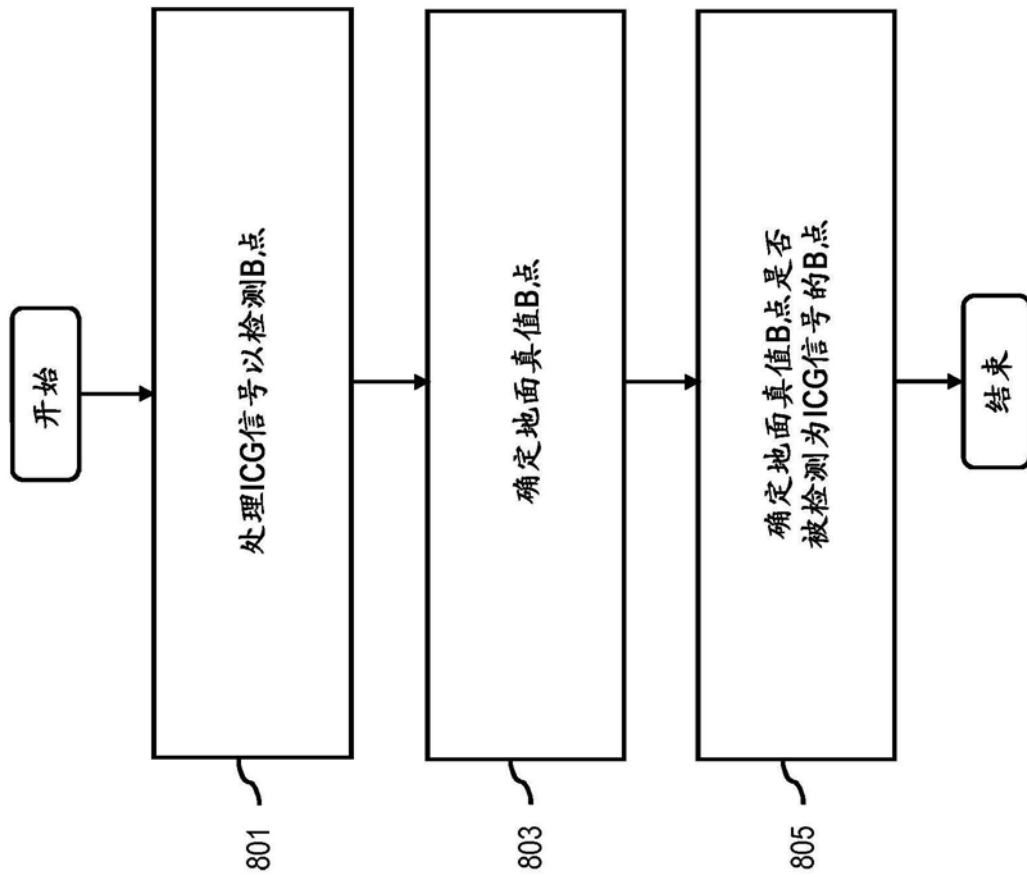


图8

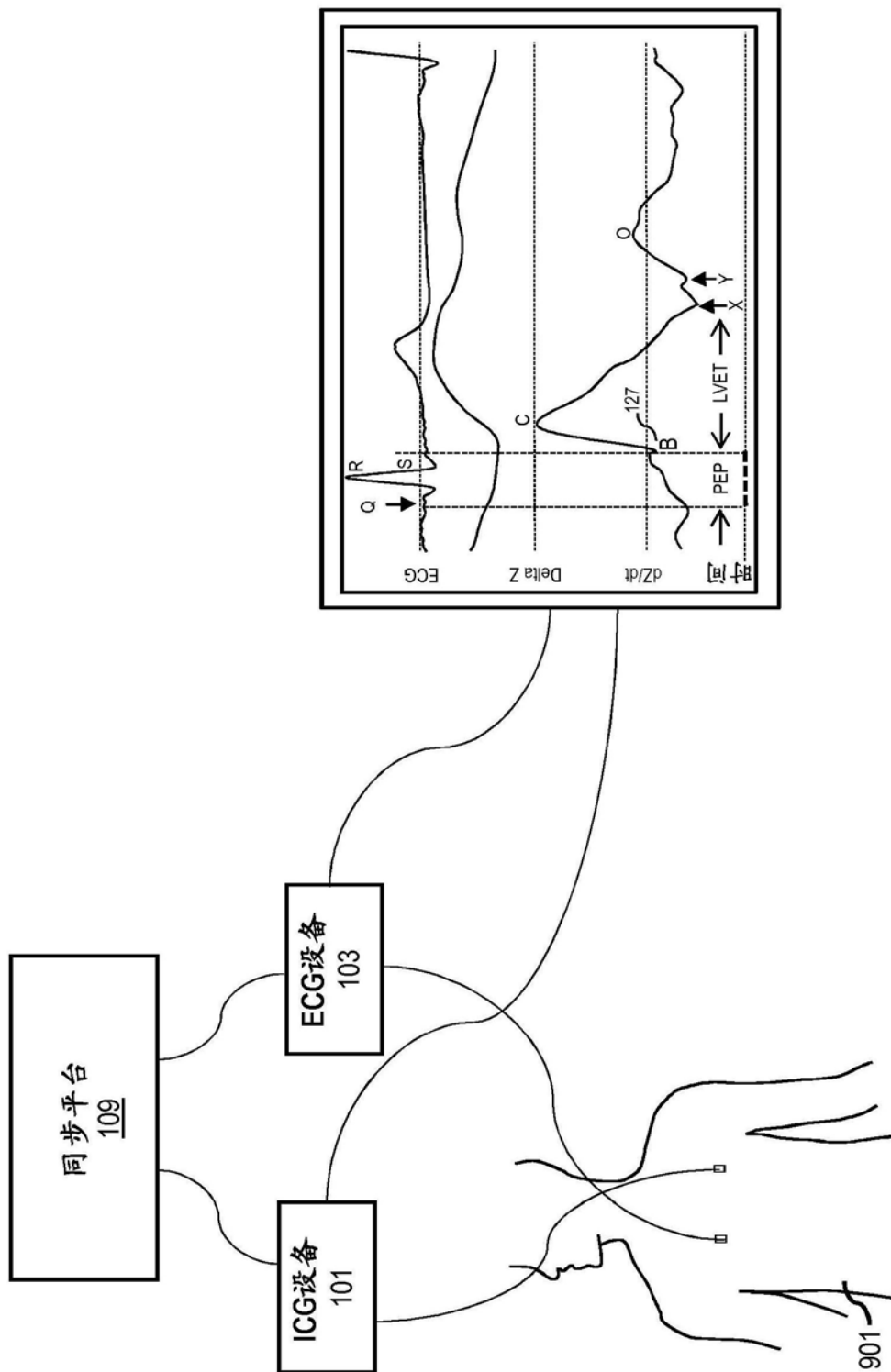


图9A

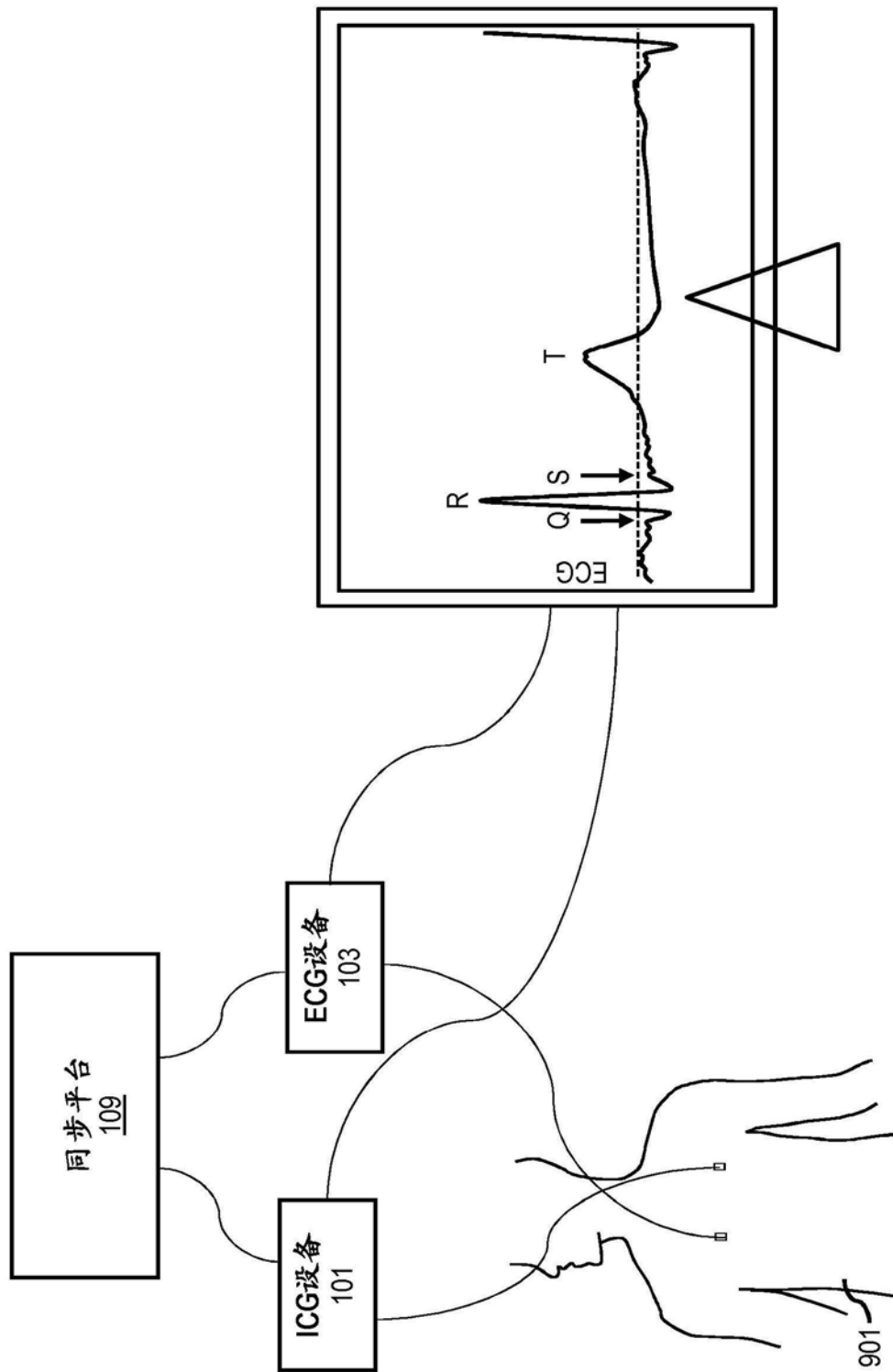


图9B

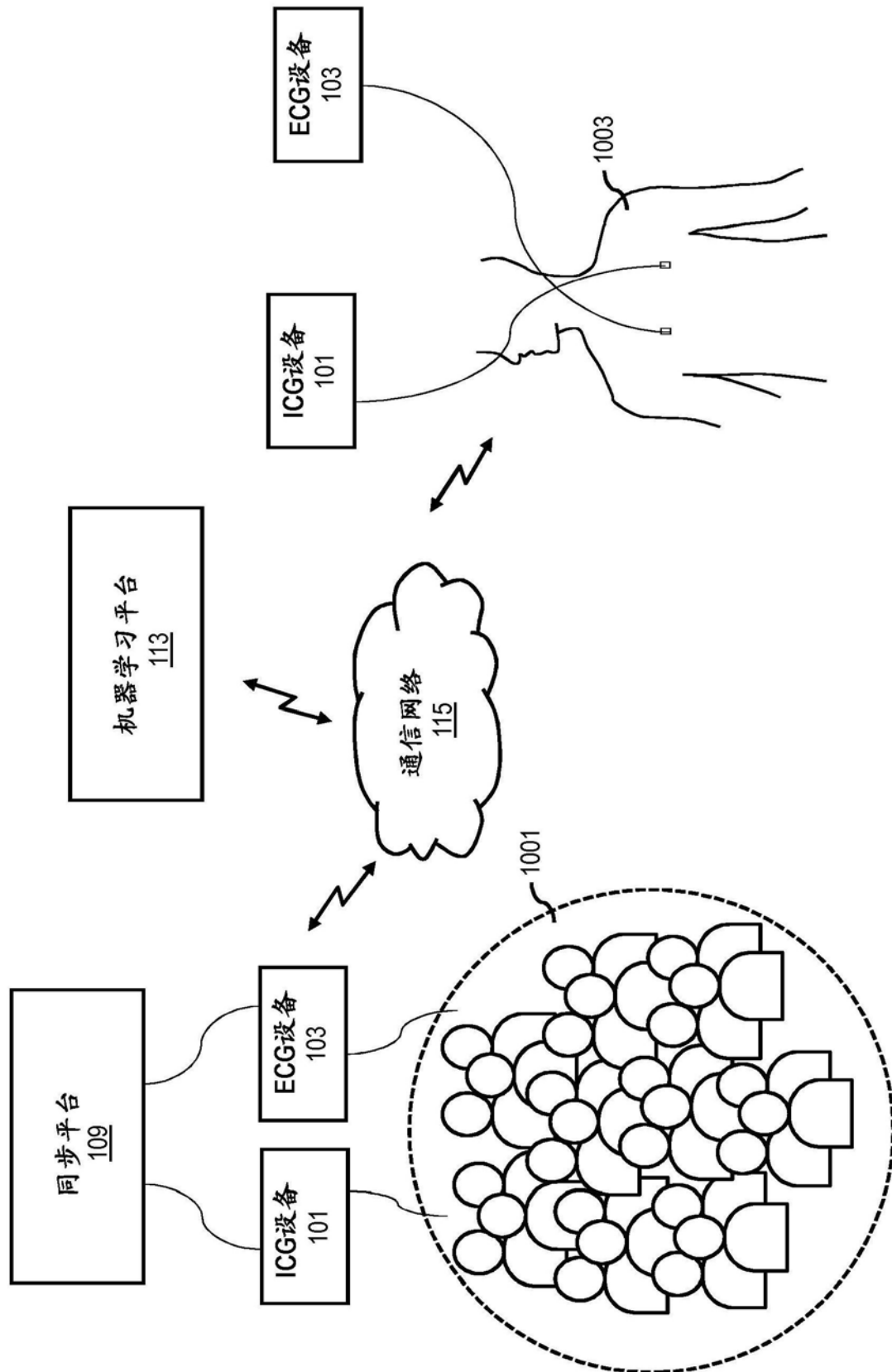


图10

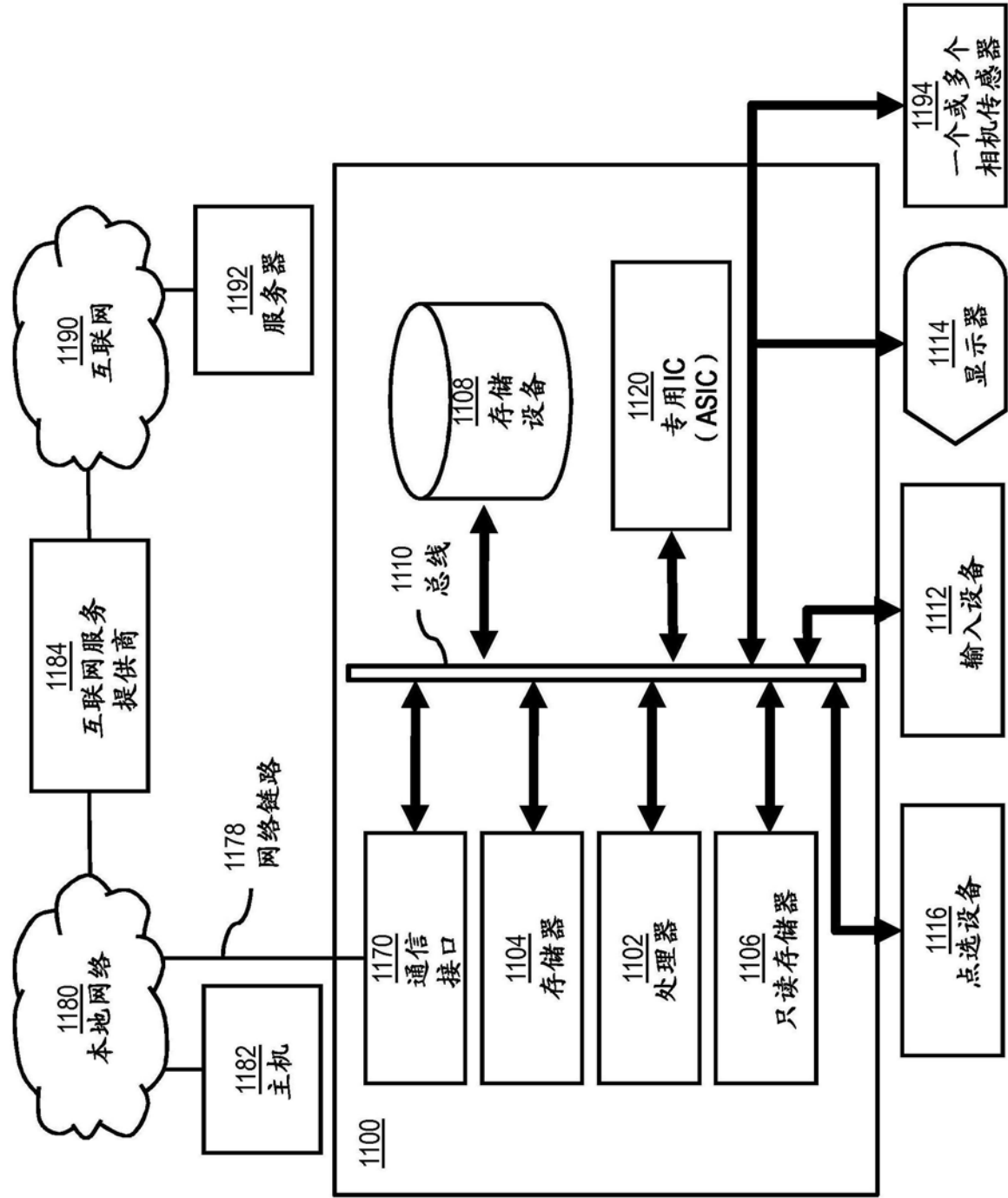


图11

1200

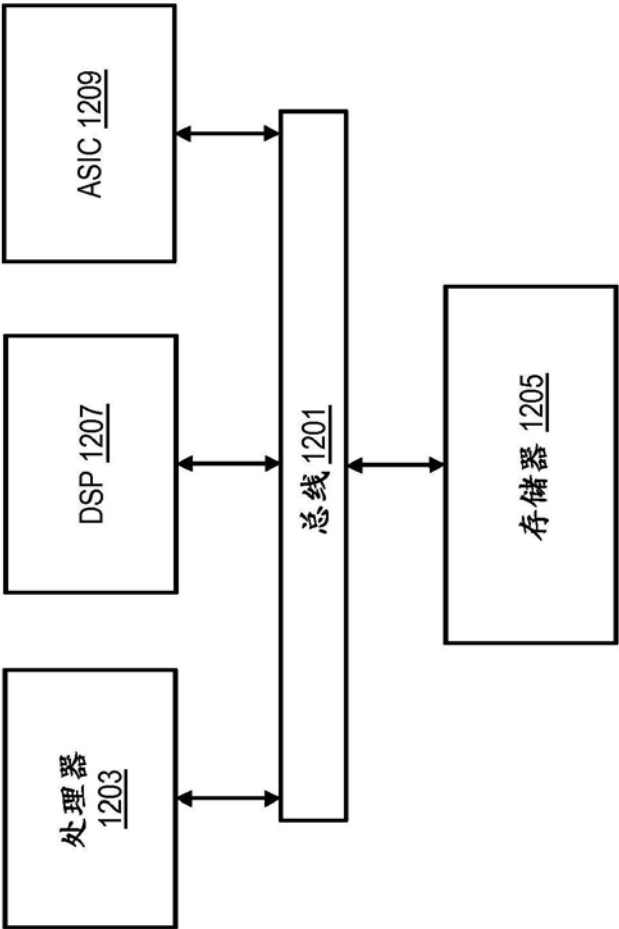


图12

专利名称(译)	用于同步阻抗心动描记法和心电图描记法以降低患者辅助电流的方法和装置		
公开(公告)号	CN109982635A	公开(公告)日	2019-07-05
申请号	CN201680090936.5	申请日	2016-09-20
[标]申请(专利权)人(译)	诺基亚技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	诺基亚技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	诺基亚技术有限公司		
[标]发明人	K 布罗姆奎维斯特 M 昂卡拉		
发明人	K·布罗姆奎维斯特 M·昂卡拉 H·林德霍姆		
IPC分类号	A61B5/053 A61B5/0295 A61B5/0452 A61B5/0402 A61B5/04 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0452 A61B5/0535 A61B5/7285 A61B5/0472 A61B5/7264		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了用于将阻抗心动描记法(ICG)测量时段与心电图描记法(ECG)信号同步以减小患者(105)辅助电流的方法。该方法包括经由ECG设备(103)测量患者的ECG信号。该方法还包括：处理ECG信号，以至少部分地引起对该信号的一个或多个ECG特征的检测。该方法还包括：至少部分地基于对一个或多个ECG特征的检测，经由ICG设备(101)同步患者的ICG信号的测量的开始、停止、或者它们的组合。ICG信号的测量包括在测量的持续时间中向患者(105)注入电流。

