



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103002800 B

(45) 授权公告日 2015. 08. 26

(21) 申请号 201180035326. 2

代理人 张贵东

(22) 申请日 2011. 05. 17

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 5/0402(2006. 01)

61/345, 914 2010. 05. 18 US

审查员 熊狮

61/424, 344 2010. 12. 17 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 01. 18

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2011/036805 2011. 05. 17

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/146482 EN 2011. 11. 24

(73) 专利权人 佐尔医药公司

地址 美国马萨诸塞州

(72) 发明人 T. E. 凯布 S. S. 沃尔普 J. D. 马乔

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所
11105

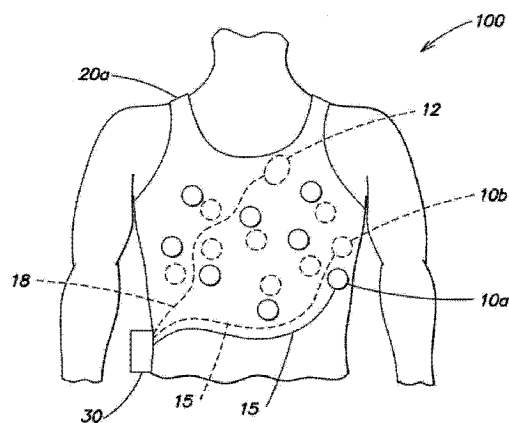
权利要求书4页 说明书22页 附图14页

(54) 发明名称

具有多个感测电极的可穿戴移动医疗装置

(57) 摘要

一种移动医疗装置包括配置成布置在围绕患者的身体的间隔位置的多个电极、电极信号采集电路以及监测电路。采集电路具有均电耦合到所述多个电极的相应电极的多个输入并且被配置成感测由所述多个电极的多个不同配对提供的相应信号。监测电路电耦合到采集电路的输出并且被配置成分析由所述多个不同配对的每一个提供的相应信号并且指示采集电路选择所述多个不同配对中的至少一个以基于相应信号的品质、相应信号和另一个配对的相应信号之间的相位差以及其它标准中的至少一个进行监测。



1. 一种移动医疗装置,其包括:

配置成布置在围绕患者的身体的间隔位置的多个电极;

具有多个输入的电极信号采集电路,所述多个输入的每个相应输入电耦合到所述多个电极的相应电极,所述电极信号采集电路被配置成感测由所述多个电极的多个不同配对提供的相应信号;以及

电耦合到所述电极信号采集电路的输出的监测电路,所述监测电路被配置成分析由所述多个不同配对的每一个提供的相应信号,并且指示所述电极信号采集电路选择所述多个不同配对中的至少一个以基于下列的至少两个进行监测:由所述多个不同配对中的被选择的至少一个提供的相应信号的品质,由所述多个不同配对中的被选择的至少一个提供的相应信号和由所述多个不同配对中的另一个被选择的至少一个提供的相应信号之间的相位差,所述多个不同配对中的被选择的至少一个的相应电极相对于患者的身体的位置,由所述多个不同配对中的被选择的至少一个的相应电极限定的平面,以及患者的心脏的心动周期。

2. 根据权利要求1所述的移动医疗装置,其还包括配置成围绕患者的身体穿戴的衣服,其中所述多个电极整合到所述衣服中。

3. 根据权利要求2所述的移动医疗装置,其中所述多个电极是ECG感测电极,并且其中所述监测电路是心脏监测和心律失常检测电路。

4. 根据权利要求3所述的移动医疗装置,其中所述多个ECG感测电极包括至少三个ECG感测电极。

5. 根据权利要求4所述的移动医疗装置,其中所述多个ECG感测电极不全部位于共同平面中。

6. 根据权利要求5所述的移动医疗装置,其中所述心脏监测和心律失常检测电路被配置成分析由所述多个不同配对的每一个提供的相应信号,并且指示所述电极信号采集电路选择所述多个不同配对中的至少一个,以基于由所述多个不同配对中的被选择的至少一个提供的相应信号的品质以及由所述多个不同配对中的被选择的至少一个提供的相应信号和由所述多个不同配对中的另一个被选择的至少一个提供的相应信号之间的相位差进行监测。

7. 根据权利要求6所述的移动医疗装置,其还包括:

多个治疗电极,所述多个治疗电极整合到所述衣服中,并且被配置成响应由所述心脏监测和心律失常检测电路检测到可治疗心脏心律失常将除颤电击输送到患者的身体。

8. 根据权利要求5所述的移动医疗装置,其中所述心脏监测和心律失常检测电路被配置成分析由所述多个不同配对的每一个提供的相应信号,并且指示所述电极信号采集电路选择所述多个不同配对中的至少一个,以基于由所述多个不同配对中的被选择的至少一个提供的相应信号的品质以及由所述多个不同配对中的被选择的至少一个的相应电极限定的平面进行监测。

9. 根据权利要求5所述的移动医疗装置,其中所述心脏监测和心律失常检测电路被配置成分析由所述多个不同配对的每一个提供的相应信号,并且指示所述电极信号采集电路选择所述多个不同配对中的至少一个,以基于所述多个不同配对中的被选择的至少一个的相应电极相对于患者的身体的位置以及患者的心脏的心动周期进行监测。

10. 根据权利要求 5 所述的移动医疗装置,其中所述心脏监测和心律失常检测电路被配置成选择所述多个不同配对中的至少三个以基于下列的至少两个进行监测:由所述多个不同配对中的被选择的至少三个的每一个提供的相应信号的品质,由所述多个不同配对中的被选择的至少三个的每一个提供的相应信号之间的相位差,所述多个不同配对中的被选择的至少三个的相应电极相对于患者的身体的位置,由所述多个不同配对中的被选择的至少三个的相应电极限定的平面,以及患者的心脏的心动周期。

11. 根据权利要求 1 所述的移动医疗装置,其还包括配置成围绕患者的身体穿戴的衣服,其中所述多个电极整合到所述衣服中,并且其中所述多个电极包括不全部位于共同平面中的至少四个 ECG 感测电极。

12. 根据权利要求 1 和 11 中的任一项所述的移动医疗装置,其中所述监测电路被配置成分析由所述多个不同配对的每一个提供的相应信号,并且指示所述电极信号采集电路选择所述多个不同配对中的至少一个,以基于由所述多个不同配对中的被选择的至少一个提供的相应信号的品质以及由所述多个不同配对中的被选择的至少一个提供的相应信号和由所述多个不同配对中的另一个被选择的至少一个提供的相应信号之间的相位差进行监测。

13. 根据权利要求 1 和 11 中的任一项所述的移动医疗装置,其中所述监测电路被配置成分析由所述多个不同配对的每一个提供的相应信号,并且指示所述电极信号采集电路选择所述多个不同配对中的至少一个,以基于由所述多个不同配对中的被选择的至少一个提供的相应信号的品质以及由所述多个不同配对中的被选择的至少一个的相应电极限定的平面进行监测。

14. 根据权利要求 1 和 11 中的任一项所述的移动医疗装置,其中所述监测电路被配置成分析由所述多个不同配对的每一个提供的相应信号,并且指示所述电极信号采集电路选择所述多个不同配对中的至少一个,以基于所述多个不同配对中的被选择的至少一个的相应电极相对于患者的身体的位置以及患者的心脏的心动周期进行监测。

15. 根据权利要求 1 和 11 中的任一项所述的移动医疗装置,其中所述监测电路被配置成选择所述多个不同配对中的至少三个以基于下列的至少两个进行监测:由所述多个不同配对中的被选择的至少三个的每一个提供的相应信号的品质,由所述多个不同配对中的被选择的至少三个的每一个提供的相应信号之间的相位差,所述多个不同配对中的被选择的至少三个的相应电极相对于患者的身体的位置,由所述多个不同配对中的被选择的至少三个的相应电极限定的平面,以及患者的心脏的心动周期。

16. 根据权利要求 15 所述的移动医疗装置,其中所述监测电路被配置成在第一时段期间选择所述多个不同配对中的被选择的至少三个中的至少两个进行监测,并且在第二时段期间选择所述多个不同配对中的被选择的至少三个中的不同的至少两个进行监测。

17. 根据权利要求 1 所述的移动医疗装置,其中所述多个电极是 ECG 感测电极,并且其中所述监测电路是心脏监测和心律失常检测电路。

18. 根据权利要求 17 所述的移动医疗装置,其中所述多个 ECG 感测电极包括至少三个 ECG 感测电极。

19. 根据权利要求 1 所述的移动医疗装置,其中所述电极信号采集电路包括:
选择电路,所述选择电路具有多个输入和多个输出,所述选择电路的所述多个输入的

每个相应输入电耦合到所述多个电极的相应电极 ; 以及

多个差动放大器, 每个相应差动放大器具有一对输入和一输出, 所述一对输入的每个相应输入电耦合到所述选择电路的所述多个输出的相应输出, 所述多个差动放大器的每个相应输出提供对应于所述相应差动放大器的所述一对输入之间的差异的输出信号。

20. 根据权利要求 1 所述的移动医疗装置, 其中所述电极信号采集电路包括 :

多个差动放大器, 每个具有一对输入和一输出, 所述多个差动放大器包括用于所述多个电极的每个唯一配对的相应差动放大器 ; 以及

选择电路, 所述选择电路被配置成选择所述多个差动放大器的至少一个输出以提供给所述监测电路。

21. 根据权利要求 1 所述的移动医疗装置, 其中所述电极信号采集电路包括 :

具有多个输入和一输出的模拟多路复用器, 所述多个输入的每一个电耦合到所述多个电极中的相应的一个 ; 以及

模数转换器, 所述模数转换器具有电耦合到所述模拟多路复用器的输出的输入。

22. 根据权利要求 21 所述的移动医疗装置, 其中所述模数转换器具有的采样率是由所述多个电极的每一个提供的信号的期望采样率的至少 N 倍, 其中 N 是将被监测的所述多个电极的数量。

23. 根据权利要求 21 所述的移动医疗装置, 其中所述监测电路包括至少一个处理器, 所述至少一个处理器被配置成接收对应于所述多个电极的第一电极的第一数字信号和对应于所述多个电极的第二电极的第二数字信号, 反相所述第一和第二数字信号中的一个, 并且求和所述第一和第二数字信号中的所述反相的一个和所述第一和第二数字信号中的另一个以分析由所述第一电极和所述第二电极的配对提供的相应信号。

24. 根据权利要求 1 所述的移动医疗装置, 其中所述电极信号采集电路包括多个模数转换器, 每个相应的模数转换器具有电耦合到所述多个电极中的相应的一个的相应输入。

25. 根据权利要求 24 所述的移动医疗装置, 其中所述多个模数转换器的每一个由串行总线连接到所述多个模数转换器中的另一个。

26. 一种监测 ECG 信号的方法, 所述方法包括以下动作 :

从多个 ECG 传感器之中选择 ECG 传感器的多个不同配对 ;

分析由所述多个不同配对的每一个提供的相应 ECG 信号 ;

识别所述多个不同配对中的至少一个以基于下列的至少两个进行监测 : 由所述多个不同配对中的被识别的至少一个提供的相应 ECG 信号的品质, 由所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个提供的相应 ECG 信号和由所述多个不同配对中的另一个被识别的至少一个提供的相应 ECG 信号之间的相位差, 所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个的相应 ECG 传感器相对于患者的身体的位置, 由所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个的相应 ECG 传感器限定的平面, 以及患者的心脏的心动周期 ; 以及

监测所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个。

27. 根据权利要求 26 所述的方法, 其中识别所述多个不同配对中的至少一个以进行监测的动作, 基于由所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个提供的相应 ECG 信号的品质以及由所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个提供的相应 ECG 信号和由所述多个不同配对中的另一个被识别的至少一个提供的相应 ECG 信号之间的相位差。

28. 根据权利要求 27 所述的方法,其中从所述多个 ECG 传感器之中选择 ECG 传感器的多个不同配对的动作包括从所述多个 ECG 传感器之中选择 ECG 传感器的每个唯一配对的动作;并且其中分析由所述多个不同配对的每一个提供的相应 ECG 信号的动作包括分析由 ECG 传感器的每个唯一配对提供的相应 ECG 信号。

29. 根据权利要求 26 和 27 中的任一项所述的方法,其中以周期性间隔重复所述选择、分析和识别的动作。

30. 根据权利要求 26 和 27 中的任一项所述的方法,其中所述多个 ECG 传感器整合到围绕患者的身体穿戴的衣服中,并且其中每当所述衣服围绕患者的身体放置时执行所述选择、分析和识别的动作。

31. 根据权利要求 26 和 27 中的任一项所述的方法,其中所述多个 ECG 传感器整合到围绕患者的身体穿戴的衣服中,所述方法还包括以下动作:

检测患者的剧烈身体活动;以及

响应检测患者的剧烈活动的动作重复所述选择、分析和识别的动作。

32. 根据权利要求 27 所述的方法,其还包括以下动作:

确定由所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个的 ECG 传感器的第一配对提供的相应 ECG 信号的品质低于确定阈值;

选择 ECG 传感器的另一个配对替换 ECG 传感器的第一配对;以及

监测 ECG 传感器的另一个配对。

33. 根据权利要求 26 和 27 中的任一项所述的方法,其还包括以下动作:

从由所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个的 ECG 传感器的第一配对提供的相应 ECG 信号的品质,确定所述第一配对的 ECG 传感器中的一个或多个可能已至少部分地与患者的身体失去接触;

选择 ECG 传感器的另一个配对替换 ECG 传感器的第一配对;以及

监测 ECG 传感器的另一个配对。

34. 根据权利要求 26 所述的方法,其中识别所述多个不同配对中的至少一个以进行监测的动作,基于由所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个提供的相应 ECG 信号的品质以及由所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个的相应 ECG 传感器限定的平面。

35. 根据权利要求 26 所述的方法,其中识别所述多个不同配对中的至少一个以进行监测的动作,基于所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个的相应 ECG 传感器相对于患者的身体的位置以及患者的心脏的心动周期。

具有多个感测电极的可穿戴移动医疗装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请依据 35U. S. C. § 119(e) 要求于 2010 年 5 月 18 日提交的、名称为“具有多个感测电极的可穿戴移动医疗装置 (WEARABLE AMBULATORY MEDICAL DEVICE WITH MULTIPLE SENSING ELECTRODES)”、序列号为 61/345, 914 的美国临时申请以及于 2010 年 12 月 17 日提交的、名称为“具有多个感测电极的可穿戴移动医疗装置 (WEARABLE AMBULATORY MEDICAL DEVICE WITH MULTIPLE SENSING ELECTRODES)”、序列号为 61/424, 344 的美国临时申请的优先权, 上述申请的每一个通过引用完整地合并于本文中。

技术领域

[0003] 本发明大体上涉及检测患者的心脏功能, 并且更特别地涉及在诸如可穿戴除颤器的移动医疗装置中检测心脏功能并且治疗心脏状况。

背景技术

[0004] 使用诸如由移动患者穿戴的可穿戴除颤器的便携式医疗装置, 从身体表面电极获得患者的心电图 (ECG) 信号。当以该方式获得 ECG 信号时, 电噪声或电极脱落经常降低 ECG 信号的品质。该挑战变为从由身体表面电极导出的有时有噪声的信号提取干净的 ECG 信号的挑战。

[0005] 电极噪声可以由患者的过度运动 (例如剧烈运动) 所引起的电极在患者的身体上滑动而导致。噪声也可以由允许电极随着微小的患者运动在患者的身体上滑动的不合身电极围带或衣服而导致。电极脱落可以由电极在身体上翻转并且与身体失去接触、或从身体提升并且失去接触而导致。即使在电极正确地定位在患者的身体上的情况下, 过干的皮肤也可以导致噪声。

[0006] 已知的移动可穿戴除颤器 (例如可从马萨诸塞州切姆斯德市 (Chelmsford) 的 Zo11 医疗公司获得的 **LifeVest®** 可穿戴心复律器除颤器) 使用以双通道配置的四个 ECG 感测电极。也就是, 由四个 ECG 感测电极中的一个提供的电信号与由四个 ECG 感测电极中的另一个提供的电信号配对以形成通道。ECG 感测电极的该布置通常是合适的, 原因是在多数情况下噪声或电极运动影响整个身体环境是罕见的。双通道配置提供冗余并且必要时, 当通道中的一个由于 ECG 感测电极脱落或由于差的信噪比而宣告不能使用时, 允许系统以单通道操作。由于信号品质在患者之间也不同, 因此具有两个通道提供改善信号拾取的机会, 原因是 ECG 感测电极位于不同的身体位置。两个通道系统也允许分析 ECG 信号以确定心脏状况, 如美国专利第 5, 944, 669 中所述。

[0007] 在移动医疗治疗装置 (例如可穿戴除颤器) 中使用的现有电极系统的问题是仍然存在两个通道上都有噪声的情况。当有噪声或脱落时, 装置发出警报使得患者可以采取行动纠正该问题。使用噪声 ECG 信号, 可穿戴除颤器装置中的心律失常检测算法会“误”将噪声检测为心律失常, 由此导致装置发出治疗序列, 如果未被患者终止, 所述治疗序列可能输送非必要的电击。

发明内容

[0008] 本发明的实施例涉及一种可穿戴医疗监测装置和 / 或一种可穿戴医疗监测和治疗装置,其包含布置在围绕患者的身体的不同轴向位置的多个 ECG 感测电极并且可以从对应于那些多个 ECG 感测电极的不同配对的多个通道进行选择以极大地改善所获得的 ECG 信号的品质。该改善的 ECG 传感器信号可以用于减小噪声、减小脱落警报的数量、减小心脏心律失常假性检测的数量或以上的全部。

[0009] 根据本发明的一个方面,提供了一种移动医疗装置。在一个实施例中,所述移动医疗装置包括配置成布置在围绕患者的身体的间隔位置的多个电极、电极信号采集电路以及监测电路。所述电极信号采集电路具有多个输入,所述多个输入的每个相应输入电耦合到所述多个电极的相应电极。所述电极信号采集电路被配置成感测由所述多个电极的多个不同配对提供的相应信号。所述监测电路电耦合到所述电极信号采集电路的输出。所述监测电路被配置成分析由所述多个不同配对的每一个提供的相应信号并且指示所述电极信号采集电路选择所述多个不同配对中的至少一个以基于下列的至少一个进行监测:由所述多个不同配对中的被选择的至少一个提供的相应信号的品质,由所述多个不同配对中的被选择的至少一个提供的相应信号和由所述多个不同配对中的另一个被选择的至少一个提供的相应信号之间的相位差,所述多个不同配对中的被选择的至少一个的相应电极相对于患者的身体的位置,由所述多个不同配对中的被选择的至少一个的相应电极限定的平面,以及患者的心脏的心动周期。

[0010] 根据一个实施例,所述移动医疗装置还包括配置成围绕患者的身体穿戴的衣服,并且所述多个电极整合到所述衣服中。根据另一个实施例,所述多个电极是 ECG 感测电极,并且所述监测电路是心脏监测和心律失常检测电路。

[0011] 在一个实施例中,所述多个 ECG 感测电极包括至少三个 ECG 感测电极。在另一个实施例中,所述多个 ECG 感测电极不全部位于共同平面中。

[0012] 在一个实施例中,所述心脏监测和心律失常检测电路被配置成分析由所述多个不同配对的每一个提供的相应信号,并且指示所述电极信号采集电路选择所述多个不同配对中的至少一个,以基于由所述多个不同配对中的被选择的至少一个提供的相应信号的品质以及由所述多个不同配对中的被选择的至少一个提供的相应信号和由所述多个不同配对中的另一个被选择的至少一个提供的相应信号之间的相位差进行监测。根据该实施例的另一个方面,所述移动医疗装置还包括多个治疗电极,所述多个治疗电极整合到所述衣服中,并且被配置成响应由所述心脏监测和心律失常检测电路检测到可治疗心脏心律失常将除颤电击输送到患者的身体。

[0013] 根据另一个实施例,所述心脏监测和心律失常检测电路被配置成分析由所述多个不同配对的每一个提供的相应信号,并且指示所述电极信号采集电路选择所述多个不同配对中的至少一个,以基于由所述多个不同配对中的被选择的至少一个提供的相应信号的品质以及由所述多个不同配对中的被选择的至少一个的相应电极限定的平面进行监测。

[0014] 在另一个实施例中,所述心脏监测和心律失常检测电路被配置成分析由所述多个不同配对的每一个提供的相应信号,并且指示所述电极信号采集电路选择所述多个不同配对中的至少一个,以基于所述多个不同配对中的被选择的至少一个的相应电极相对于患者

的身体的位置以及患者的心脏的心动周期进行监测。

[0015] 在备选实施例中,所述心脏监测和心律失常检测电路被配置成选择所述多个不同配对中的至少三个以基于下列的至少一个进行监测:由所述多个不同配对中的被选择的至少三个的每一个提供的相应信号的品质,由所述多个不同配对中的被选择的至少三个的每一个提供的相应信号之间的相位差,所述多个不同配对中的被选择的至少三个的相应电极相对于患者的身体的位置,由所述多个不同配对中的被选择的至少三个的相应电极限定的平面,以及患者的心脏的心动周期。

[0016] 在一个实施例中,所述多个电极包括不全部位于共同平面中的至少四个 ECG 感测电极。

[0017] 根据一个实施例,所述监测电路被配置成分析由所述多个不同配对的每一个提供的相应信号,并且指示所述电极信号采集电路选择所述多个不同配对中的至少一个,以基于由所述多个不同配对中的被选择的至少一个提供的相应信号的品质以及由所述多个不同配对中的被选择的至少一个提供的相应信号和由所述多个不同配对中的另一个被选择的至少一个提供的相应信号之间的相位差进行监测。

[0018] 根据另一个实施例,所述监测电路被配置成分析由所述多个不同配对的每一个提供的相应信号,并且指示所述电极信号采集电路选择所述多个不同配对中的至少一个,以基于由所述多个不同配对中的被选择的至少一个提供的相应信号的品质以及由所述多个不同配对中的被选择的至少一个的相应电极限定的平面进行监测。

[0019] 根据又一个实施例,所述监测电路被配置成分析由所述多个不同配对的每一个提供的相应信号,并且指示所述电极信号采集电路选择所述多个不同配对中的至少一个,以基于所述多个不同配对中的被选择的至少一个的相应电极相对于患者的身体的位置以及患者的心脏的心动周期进行监测。

[0020] 根据一个实施例,所述监测电路被配置成选择所述多个不同配对中的至少三个以基于下列的至少一个进行监测:由所述多个不同配对中的被选择的至少三个的每一个提供的相应信号的品质,由所述多个不同配对中的被选择的至少三个的每一个提供的相应信号之间的相位差,所述多个不同配对中的被选择的至少三个的相应电极相对于患者的身体的位置,由所述多个不同配对中的被选择的至少三个的相应电极限定的平面,以及患者的心脏的心动周期。根据另一个实施例,所述监测电路被配置成在第一时段期间选择所述多个不同配对中的被选择的至少三个中的至少两个进行监测并且在第二时段期间选择所述多个不同配对中的被选择的至少三个中的不同的至少两个进行监测。

[0021] 在一个实施例中,所述多个 ECG 感测电极包括至少三个 ECG 感测电极。

[0022] 根据一个实施例,所述电极信号采集电路包括选择电路和多个差动放大器。所述选择电路具有多个输入和多个输出,所述选择电路的所述多个输入的每个相应输入电耦合到所述多个电极的相应电极。所述多个差动放大器的每个相应差动放大器具有一对输入和一输出,所述一对输入的每个相应输入电耦合到所述选择电路的所述多个输出的相应输出,所述多个差动放大器的每个相应输出提供对应于所述相应差动放大器的所述一对输入之间的差异的输出信号。

[0023] 根据另一个实施例,其中所述电极信号采集电路包括多个差动放大器和选择电路,所述多个差动放大器包括用于所述多个电极的每个唯一配对的相应差动放大器。在该

实施例中,所述选择电路被配置成选择所述多个差动放大器的至少一个输出以提供给所述监测电路。

[0024] 根据另一个实施例,所述电极信号采集电路包括模拟多路复用器和模数转换器。所述模拟多路复用器具有多个输入和一输出,所述多个输入的每一个电耦合到所述多个电极中的相应的一个,并且所述模数转换器具有电耦合到所述模拟多路复用器的输出的输入。根据该实施例的方面,所述模数转换器具有的采样率是由所述多个电极的每一个提供的信号的期望采样率的至少 N 倍,其中 N 是将被监测的所述多个电极的数量。根据该实施例的另一个方面,所述监测电路包括至少一个处理器,所述至少一个处理器被配置成接收对应于所述多个电极的第一电极的第一数字信号和对应于所述多个电极的第二电极的第二数字信号,反相所述第一和第二数字信号中的一个,并且求和所述第一和第二数字信号中的所述反相的一个和所述第一和第二数字信号中的另一个,以分析由所述第一电极和所述第二电极的配对提供的相应信号。

[0025] 根据另一个实施例,所述电极信号采集电路包括多个模数转换器,每个相应的模数转换器具有电耦合到所述多个电极中的相应的一个的相应输入。在一个实施例中,所述多个模数转换器的每一个由串行总线连接到所述多个模数转换器中的另一个。

[0026] 根据本发明的另一个方面,提供了一种监测 ECG 信号的方法。在一个实施例中,所述方法包括从多个 ECG 传感器之中选择 ECG 传感器的多个不同配对;分析由所述多个不同配对的每一个提供的相应 ECG 信号;识别所述多个不同配对中的至少一个以基于下列的至少一个进行监测:由所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个提供的相应 ECG 信号的品质,由所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个提供的相应 ECG 信号和由所述多个不同配对中的另一个被识别的至少一个提供的相应 ECG 信号之间的相位差,所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个的相应 ECG 传感器相对于患者的身体的位置,由所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个的相应 ECG 传感器限定的平面,以及患者的心脏的心动周期;以及监测所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个。

[0027] 根据一个实施例,识别所述多个不同配对中的至少一个以进行监测的动作,基于由所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个提供的相应 ECG 信号的品质、以及由所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个提供的相应 ECG 信号和由所述多个不同配对中的另一个被识别的至少一个提供的相应 ECG 信号之间的相位差。

[0028] 在一个实施例中,从所述多个 ECG 传感器之中选择 ECG 传感器的多个不同配对的动作包括从所述多个 ECG 传感器之中选择 ECG 传感器的每个唯一配对的动作,并且分析由所述多个不同配对的每一个提供的相应 ECG 信号的动作包括分析由 ECG 传感器的每个唯一配对提供的相应 ECG 信号。

[0029] 在另一个实施例中,监测的动作包括监测所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个以检测心脏心律失常。根据一个实施例,所述方法还包括以下动作:响应监测的动作检测心脏心律失常;确定被检测的心脏心律失常是可以通过将除颤施加到患者的身体进行治疗的心脏心律失常的类型;以及将至少一个除颤脉冲施加到患者的身体。

[0030] 在另一个实施例中,所述方法还包括以下动作:响应监测的动作检测心脏心律失常;响应检测到心脏心律失常选择 ECG 传感器的至少一个附加配对并且分析由所述至少一个附加配对提供的相应 ECG 信号;确定被检测的心脏心律失常也存在于所述至少一个附加

配对的相应 ECG 信号上 ; 确定被检测的心脏心律失常是可以通过将除颤施加到患者的身体进行治疗的心脏心律失常的类型 ; 以及将至少一个除颤脉冲施加到患者的身体。

[0031] 在备选实施例中, 所述方法还包括以下动作 : 响应监测的动作检测心脏心律失常 ; 响应检测到心脏心律失常选择 ECG 传感器的至少一个附加配对并且分析由所述至少一个附加配对提供的相应 ECG 信号 ; 确定被检测的心脏心律失常也存在于所述至少一个附加配对的相应 ECG 信号上 ; 以及增加已检测到心脏心律失常的置信水平。

[0032] 在另一个实施例中, 所述方法还包括以下动作 : 响应监测的动作检测心脏心律失常 ; 响应检测到心脏心律失常选择 ECG 传感器的至少一个附加配对并且分析由所述至少一个附加配对提供的相应 ECG 信号 ; 确定被检测的心脏心律失常不存在于所述至少一个附加配对的相应 ECG 信号上 ; 以及减小已检测到心脏心律失常的置信水平。

[0033] 根据一个实施例, 以周期性间隔重复所述选择、分析和识别的动作。

[0034] 根据另一个实施例, 所述多个 ECG 传感器整合到围绕患者的身体穿戴的衣服中, 并且每当所述衣服围绕患者的身体放置时执行所述选择、分析和识别的动作。

[0035] 根据另一个实施例, 其中所述多个 ECG 传感器整合到围绕患者的身体穿戴的衣服中, 所述方法还包括检测患者的剧烈身体活动的动作, 并且响应检测患者的剧烈活动的动作重复所述选择、分析和识别的动作。

[0036] 根据另一个实施例, 所述方法还包括以下动作 : 确定由所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个的 ECG 传感器的第一配对提供的相应 ECG 信号的品质低于确定阈值 ; 选择 ECG 传感器的另一个配对替换 ECG 传感器的第一配对 ; 以及监测 ECG 传感器的另一个配对。

[0037] 根据又一个实施例, 所述方法还包括以下动作 : 从由所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个的 ECG 传感器的第一配对提供的相应 ECG 信号的品质确定所述第一配对的 ECG 传感器中的一个或多个可能已至少部分地与患者的身体失去接触 ; 选择 ECG 传感器的另一个配对替换 ECG 传感器的第一配对 ; 以及监测 ECG 传感器的另一个配对。

[0038] 根据一个实施例, 识别所述多个不同配对中的至少一个以进行监测的动作基于由所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个提供的相应 ECG 信号的品质以及由所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个的相应 ECG 传感器限定的平面。

[0039] 根据另一个实施例, 识别所述多个不同配对中的至少一个以进行监测的动作基于所述多个不同配对中的所述被识别的至少一个的相应 ECG 传感器相对于患者的身体的位置以及患者的心脏的心动周期。

[0040] 下面详细论述了这些示例性方面和实施例的另外其它方面、实施例和优点。而且, 应当理解前述信息和以下详细描述仅仅是本发明的各方面和实施例的示例性例子, 并且旨在提供用于理解要求权利的方面和实施例的性质和特征的概述或框架。本文中所公开的任何实施例可以以符合本文中所公开的发明的至少一个方面的任何方式与任何其它实施例组合, 并且提及“实施例”、“一些实施例”、“备选实施例”、“各实施例”、“一个实施例”、“至少一个实施例”、“这个和其它实施例”等不一定是互相排斥的并且旨在指示结合该实施例描述的特定特征、结构或特性可以包括在至少一个实施例中。本文中这样的术语的出现不一定全部表示相同的实施例。此外, 在该文献和通过引用合并于本文中的文献之间术语使用不一致的情况下, 被合并的参考文献中的术语使用是该文献的补充 ; 对于矛盾的, 不一致, 该

文献中的术语使用占主导。

附图说明

[0041] 附图不旨在按比例绘制。在附图中，在各图中示出的每个相同或近似相同部件由相似的附图标记表示。为了清楚起见，可能未在每个附图中标示每个部件。在附图中：

[0042] 图 1A 示出了便携式医疗装置的电极系统，其中多个 ECG 感测电极整合到可以穿戴在患者的身体上的衣服（例如衬衫或背心）中，并且其中电极大体上布置在患者的心脏的平面中；

[0043] 图 1B 示出了便携式医疗装置的备选电极系统，其中多个 ECG 感测电极整合到例如图 1A 中所示的衣服中，但是其中电极围绕患者的躯干分布；

[0044] 图 1C 示出了便携式医疗装置的备选电极系统，其中多个 ECG 感测电极整合到可以穿戴在患者的身体上的衣服（例如围带）中，并且其中电极大体上布置在患者的心脏的平面中；

[0045] 图 1D 示出了便携式医疗装置的备选电极系统，其中多个 ECG 感测电极整合到可以穿戴在患者的身体上的衣服（例如围带）中，并且其中电极围绕患者的躯干的一部分分布；

[0046] 图 1E 示出了便携式医疗装置的另一个备选电极系统，其中多个 ECG 感测电极整合到衣服（例如背带）中，并且其中电极围绕患者的躯干分布；

[0047] 图 1F 示出了便携式医疗装置的备选电极系统，其中多个 ECG 感测电极直接附连到患者的躯干；

[0048] 图 1G 示出了图 1A-F 的电极系统的平面图；

[0049] 图 2A 示出了可以用于本发明的实施例以从 ECG 感测电极的多个不同配对之中选择最大化信噪比并且最大化由电极提供的相位鉴别的那些电极的配对的电极信号采集电路；

[0050] 图 2B 示出了根据本发明的另一个实施例的电极信号采集电路，该电极信号采集电路类似于图 2A 的电极信号采集电路，但是包括允许 ECG 感测电极中的一个或多个用作驱动接地电极的能力；

[0051] 图 2C 示出了根据本发明的另一个实施例的电极信号采集电路，该电极信号采集电路类似于图 2B 的电极信号采集电路，并且允许 ECG 感测电极中的一个或多个用作驱动接地电极；

[0052] 图 3 示出了可以用于本发明的实施例的备选电极信号采集电路；

[0053] 图 4 是可以用于本发明的实施例的控制单元的功能方块图；

[0054] 图 5 是可以由图 4 的控制单元的至少一个处理器执行的电极选择过程的流程图；

[0055] 图 6 是可以由图 4 的控制单元的至少一个处理器执行的噪声 / 脱落检测过程的流程图；

[0056] 图 7 是可以由图 4 的控制单元的至少一个处理器执行的监测和分析例程的流程图；

[0057] 图 8 是可以由图 4 的控制单元的至少一个处理器执行的备选监测和分析例程的流程图；

[0058] 图 9 示出了可以用于本发明的实施例的另一个备选信号采集电路；

[0059] 图 10 示出了可以用于本发明的实施例的又一个备选信号采集电路；以及

[0060] 图 11 示出了可以用于本发明的实施例的另一个备选信号采集电路。

具体实施方式

[0061] 本发明在其应用上不限于在以下描述中阐述或在附图中示出的部件的构造和布置的细节。本发明能够有其它实施例并且以各种方式实施或实现。而且，在本文中使用的措词和术语是为了描述而不应当被视为限制。在本文中“包括”、“包含”、“具有”、“含有”、“涉及”及其变型的使用表示包含其后列出的项及其等效物以及附加项。

[0062] 通过引用完整地合并于本文中的美国专利第 5,944,669 号描述了一种用于感测患者中的心脏功能的方法和装置，其可以用于启动被检测心脏状况的治疗。ECG 感测电极用于获得来自患者的心脏的 ECG 信号并且使用各种技术分析那些 ECG 信号以提供指示患者的心脏的操作的信息，以及是否存在可治疗的心脏状况，对于所述心脏状况应当启动治疗，例如除颤。如其中所述，使用 ECG 感测电极的多个对，使得从 ECG 感测电极的不同对接收的信号可以彼此比较以改善可靠性或检测，使得可以识别存在于电极中的一个或多个上的噪声，使得即使在感测电极中的一个或多个脱落等的情况下也可以提供监测。

[0063] 本发明的实施例涉及可以用于例如在美国专利第 5,944,669 号（在下文中被称为“’699 专利”）中所述的可穿戴医疗装置中的电极系统以监测心脏功能、启动被检测心脏状况的治疗或两者兼有。如下面更详细地所述，尽管主要在监测来自多个 ECG 感测电极的信号方面描述了本发明的实施例，但是应当领会本文中所述的技术可以容易地扩展用于除了 ECG 感测电极以外的其它类型的传感器。例如，其它类型的传感器可以包括活动传感器（例如多轴加速计）、脉搏血氧传感器、温度传感器、呼吸率传感器、胸阻抗传感器、血压传感器、声传感器等。

[0064] 如图 1A 中所示，在本发明的一个实施例中，电极系统 100 包括布置在围绕患者的身体的不同轴向位置并且整合到穿戴在患者的躯干上的衣服 20a（例如衬衫或背心）中的多个 ECG 感测电极 10。如图 1A 中（以及图 1B-1F 中）所示，以实线形式显示的那些 ECG 电极布置在患者的身体的正面，而以虚线形式显示的那些 ECG 电极布置在患者的身体的背面。应当领会尽管未在图中示出，但是多个 ECG 感测电极 10 将大体上包括布置在患者的身体的侧面的电极，以及布置在患者的身体的正面和背面的电极。

[0065] 多个 ECG 感测电极 10 可以是离散、干感测电容或导电电极，所述电极例如通过粘合剂或钩环紧固件附连到衣服 20a，磁性地附连到衣服 20a，或备选地，缝合到衣服 20a 中。还备选地，ECG 感测电极中的一些或全部可以由缝合到衣服 20a 中的导电线形成，例如如 2011 年 5 月 17 日提交的、代理人档案号为 Z2011-700510、名称为“可穿戴治疗装置（WEARABLE THERAPEUTIC DEVICE）”、序列号为 13/109,079 的美国专利申请中所述，上述申请通过引用完整地合并于本文中。应当领会本发明不限于特定类型的 ECG 感测电极或附连方法，原因是可以使用包括湿 ECG 感测电极的各种类型的 ECG 感测电极，以及包括粘合剂附连到患者的身体的各种附连方法。而且，尽管主要关于由丝线电耦合到控制单元的 ECG 感测电极描述了本发明的实施例，但是并非如此限制本发明，原因是本发明的实施例也可以用于使用无线通信接口和协议（例如蓝牙、无线 USB、ZigBee、无线以太网、GSM 等）与控制单元通信的 ECG 感测电极，如下面进一步所述。

[0066] 如图 1A 中所示,多个 ECG 感测电极 10 围绕患者的身体部署在大体上位于患者的心脏的平面中的间隔轴向位置。根据本发明的一个实施例,ECG 感测电极 10 围绕患者的身体以整合到衣服 20a(例如衬衫或背心)中的大体上相对的电极对(例如,ECG 感测电极 10a、10b)部署,但是并非如此限制本发明。应当领会可以改变多个 ECG 感测电极 10 的位置以避免将电极置于它会促使患者不舒服的位置,例如直接置于患者的脊柱上。绝缘导线 15 将多个 ECG 感测电极 10 的每个 ECG 感测电极电耦合到控制单元 30,所述控制单元可以包括例如关于图 2A-C、3、9、10 和 11 在下面更详细描述的信号采集电路。尽管未显示,但是绝缘导线 15 的每一个可以电连接到接收在控制单元 30 的容器中的连接器。控制单元 30 可以附连到衣服 20a、附连到围带、接收在皮套中或附连到夹子使得它可以由患者容易地穿戴,或者控制单元 30 可以以任何其它适宜方式由患者携带。如图所示,电极系统 100 也包括附连到衣服 20a 并且由绝缘导线 18 电耦合到控制单元 30 的至少一个驱动接地电极 12。至少一个驱动接地电极 12 可以以' 669 专利中所述的方式使用以减小噪声的影响和 / 或检测 ECG 感测电极是否已脱落。尽管驱动接地电极的使用是消除噪声的影响首选的,但是应当领会电极 12 不需要是主动驱动的,并且可以简单地是被动电路接地。

[0067] 图 1B 示出了根据本发明的备选实施例的电极系统 100,其中多个 ECG 感测电极 10 再次整合到穿戴在患者的躯干上的衣服 20a(例如衬衫或背心)中。然而,在图 1B 所示的实施例中,多个 ECG 感测电极 10 围绕患者的躯干分布,而不是大体上位于患者的心脏的平面中。与图 1A 的实施例中一样,多个 ECG 感测电极 10 由相应电绝缘导线 15(为了易于图解并未显示其中的全部)电耦合到控制单元 30,但是可以备选地使用无线 ECG 感测电极。电极系统 100 也包括附连到衣服 20a 并且由绝缘导线 18 电耦合到控制单元的至少一个驱动接地电极 12。尽管在图中仅仅示出了一个驱动接地电极 12,但是应当领会可以使用多个驱动接地电极。例如,可以提供多个驱动接地电极,驱动接地电极中的一个用于 ECG 感测电极的某些配对,并且驱动接地电极中的另一个用于 ECG 感测电极的其它配对。而且在某些实施例中,至少一个驱动接地电极可以切换到用于 ECG 感测电极的不同配对。例如,如果确定驱动接地电极中的一个已脱落或者与患者的身体接触不良,则可以改为使用驱动接地电极中的另一个。

[0068] 多个 ECG 感测电极 10 可以以大体上相对的电极对(例如,ECG 电极 10a、10b)部署,或者简单地围绕患者的躯干间隔开。尽管未在图 1B 中显示,但是多个 ECG 感测电极 10 可以包括位于大体上位于患者的心脏的平面中的间隔轴向位置的电极的第一组,和位于围绕患者的躯干的不同位置的电极的第二组。如下面进一步更详细地所述,不全部共同定位在患者的心脏的平面中的 ECG 感测电极的存在允许选择可以对应于与患者的心脏交叉的不同平面的 ECG 感测电极的不同配对。而且,尽管未在图 1B 中示出,但是多个 ECG 感测电极 10 可以包括定位在患者的躯干的侧面以及患者的正面和背面的 ECG 感测电极。由于图 1B 的实施例大致类似于图 1A 的实施例,因此在此省略两个实施例共同的那些元件的进一步论述。

[0069] 图 1C 示出了根据本发明的另一个实施例的电极系统 100,其中与图 1A 中一样多个 ECG 感测电极 10 再次布置在围绕患者的身体的不同轴向位置并且大体上位于患者的心脏的平面中。然而,在图 1C 所示的实施例中,多个 ECG 感测电极 10 整合到围绕患者的躯干穿戴的衣服 20b(例如围带)中。与图 1A 和 1B 的电极系统一样,图 1C 的电极系统 100 可以包

括任何类型的 ECG 感测电极,例如离散、干感测电容或导电电极,其由粘合剂或紧固件附连到衣服 20b、磁性地附连到衣服 20b 或缝合到衣服 20b 中。与图 1A 和 1B 的实施例一样,多个 ECG 感测电极 10 可以围绕患者的身体以大体上相对的电极对(例如,ECG 电极 10a、10b)部署,或者简单地围绕患者的躯干轴向地间隔。导线 15 (为了易于图解并未显示其中的全部)将多个 ECG 感测电极 10 的每个 ECG 感测电极电耦合到可以穿戴在患者的身体上或由患者的身体携带的控制单元 30。应当领会可以备选地使用无线 ECG 感测电极。与先前关于图 1A 和 1B 所述的实施例中一样,图 1C 的电极系统 100 也包括附连到衣服 20b 并且可以用于减小噪声的影响和 / 或检测 ECG 感测电极是否已脱落的至少一个驱动接地电极 12。至少一个驱动接地电极 12 可以布置在与多个 ECG 感测电极 10 相同的平面中,或者可以位于不同平面中。在一些实施例中,至少一个驱动接地电极 12 也可以用作治疗电极以将电击施予患者的心脏,如关于图 1E 在下面进一步所述。尽管未在图 1C 中示出,但是多个 ECG 感测电极 10 可以包括定位在患者的躯干的侧面以及患者的正面和背面的 ECG 感测电极。

[0070] 图 1D 示出了根据本发明的又一个实施例的电极系统 100,其中多个 ECG 感测电极 10 再次整合到穿戴在患者的躯干上的衣服 20b (例如围带)中,但是其中多个 ECG 感测电极 10 更广泛地围绕患者的躯干分布。与图 1A-C 的实施例中一样,多个 ECG 感测电极 10 由相应电绝缘导线 15 (为了易于图解并未显示其中的全部)电耦合到控制单元 30,并且电极系统 100 也包括至少一个驱动接地电极 12。至少一个驱动接地电极 12 可以包括大体上布置在与多个 ECG 感测电极相同的平面中的第一驱动接地电极,以及布置在不同平面中的第二驱动接地电极。多个 ECG 感测电极 10 可以成对地(例如,ECG 电极 10a、10b)部署,或者简单地围绕患者的躯干间隔开。由于图 1D 的实施例大致类似于图 1A-C 的实施例,因此在此省略与图 1A-C 相同的那些元件的进一步论述。

[0071] 图 1E 示出了根据本发明的备选实施例的电极系统 100,其中多个 ECG 感测电极 10 再次整合到衣服 20c 中。然而,在该实施例中,衣服 20c 以例如在 **LifeVest®** 可穿戴心复律器除颤器中使用的背带的形式构造。背带包括允许容易地调节背带以适合不同体型和身体尺寸的可调节围带 110 和可调节肩部带条 120。

[0072] 如图 1E 中所示,多个 ECG 感测电极 10 围绕患者的身体布置在沿着衣服 20c 的围带 110 和肩部带条 120 的不同位置。与先前所述的实施例一样,多个 ECG 感测电极 10 可以是离散、干感测电容或导电电极,所述电极例如由粘合剂、由钩环紧固件或通过缝合附连到衣服 20c,或者备选地,所述电极可以由缝合到衣服 20c 中的导电线形成。与先前所述的实施例一样,多个 ECG 感测电极 10 可以以大体上相对的电极对(例如,ECG 感测电极 10a 和 10b)部署,或者备选地,可以不成对地部署,而是简单地布置在围绕患者的身体的各位置。尽管未在图 1E 中示出,但是多个 ECG 感测电极 10 将大体上包括布置在患者的身体的侧面以及患者的身体的正面和背面的 ECG 感测电极。

[0073] 与图 1A-D 的实施例一样,图 1E 的电极系统 100 可以包括由相应绝缘导线 15 电耦合到多个 ECG 感测电极 10 的每一个的控制单元 30,但是可以备选地使用无线 ECG 感测电极。控制单元 30 可以包括例如关于图 2A-C、3、9、10 和 11 更详细描述的信号采集电路,并且控制单元也可以包括控制器,所述控制器不仅可以监测来自患者的 ECG 信号,而且可以分析那些 ECG 信号并且对患者启动电击疗法,如果这样的治疗得到批准的话。控制单元 30 可以整合到衣服 20c 中、附连到围带 110、接收在皮套(未显示)中或附连到夹子使得它可以

由患者容易地穿戴,或者控制单元 30 可以以任何其它适宜方式由患者携带。

[0074] 与先前所述的实施例一样,电极系统 100 也包括至少一个驱动接地电极 12。如图 1E 中所示,在至少一个实施例中,至少一个驱动接地电极包括三个驱动接地电极 12a、12b 和 12c。可以以'669 专利中所述的方式使用驱动接地电极 12a-c 以减小噪声的影响和 / 或检测 ECG 感测电极是否已脱落。在本发明的一个实施例中,驱动接地电极 12a-c 也可以用作治疗电极以将除颤电击输送到患者的身体,如果这样的治疗得到批准的话。在该实施例中,电极 12a 和 12b 电耦合在一起并且用作第一治疗电极,电极 12c 用作第二治疗电极。两个治疗电极的使用允许将双相电击输送到患者的身体,使得两个治疗电极中的第一个输送双相电击的第一相,另一个治疗电极用作返回电极,并且另一个治疗电极输送双相电击的第二相,第一治疗电极用作返回电极。应当领会在一些实施例中,可以使用单相电击或其它类型的能量的除颤脉冲。

[0075] 图 1F 示出了包括多个 ECG 感测电极 10 的根据本发明的另一个实施例的电极系统 100。相比于关于图 1A-E 描述的实施例,不同于附连或整合到衣服 20a、20b 或 20c 中,多个 ECG 感测电极 10 和至少一个驱动接地电极 12 的每一个直接附连到患者的身体。与先前所述的实施例相同,多个 ECG 感测电极 10 的每一个由相应绝缘线 15(为了易于图解并未显示其中的全部)电耦合到控制单元 30,并且电极系统 100 包括由绝缘导线 18 电耦合到控制单元 30 的至少一个驱动接地电极 12。根据本发明的方面,控制单元 30 可以包括能够从多个 ECG 感测电极 10 之中选择在信号水平、噪声,相位鉴别或任何其它标准方面提供最佳 ECG 信号的那些电极对的信号采集电路。与图 1A-E 的先前所述的实施例一样,多个 ECG 感测电极 10 可以围绕患者的身体以大体上相对的电极对(例如,ECG 感测电极 10a、10b)部署,或者简单地围绕患者的躯干间隔。尽管未在图 1F 中示出,但是多个 ECG 感测电极 10 将典型地包括定位在患者的躯干的侧面以及患者的正面和背面的 ECG 感测电极。应当领会除了整合到衣服 20a-20c 中的那些以外,图 1A-E 的实施例可以附加地包括直接附连到患者的身体的一个或多个 ECG 感测电极(或驱动接地电极)。

[0076] 图 1G 示出了图 1A-1E 的电极系统 100 的平面图。如图所示,多个 ECG 感测电极 10 布置在围绕患者的身体的不同轴向位置,但是它们不需要部署在单一平面中。实际上,在至少一个实施例中,多个 ECG 感测电极不全部共同定位在单一平面中使得可以选择对应于不同平面的电极对。此外,尽管多个 ECG 感测电极 10 被显示为以大体上直径相对的电极对(例如,电极 10a 和 10b,电极 10c 和 10d)部署,但是应当领会并非如此限制本发明。在图 1G 所示的实施例中,多个 ECG 感测电极 10 包括 16 个 ECG 感测电极,每个 ECG 感测电极与相邻 ECG 感测电极间隔开大约 22.5° 。在另一个实施例中,多个 ECG 感测电极 10 包括 12 个感测电极,每个 ECG 感测电极与相邻 ECG 感测电极间隔开大约 30° ,并且在另一个实施例中,多个 ECG 感测电极包括间隔开大约 20° 的 18 个感测电极。应当领会可以提供或多或少的 ECG 感测电极,例如少至三个,并且 ECG 感测电极中的一些或全部可以位于与患者的心脏交叉的水平面之外。

[0077] 有利地,多个电极的使用允许选择 ECG 感测电极的不同配对,其中该选择在信号水平、抗扰性、相位差、心脏心律失常检测特异性或任何其它标准方面提供更好的或更期望的 ECG 信号。例如,ECG 感测电极 10a 可以与 ECG 感测电极 10k 或 10j 配对,而不是与 ECG 感测电极 10b 配对,其中这样的配对导致更好的 ECG 信号水平、更好的抗扰性或最大相位鉴

别,或者其中确定 ECG 感测电极 10b 已脱落或与患者的身体接触不良。具有相似相位差或表示不同相位差的 ECG 感测电极的不同配对可以被选择并且彼此比较。例如,间隔开大约 180° 的 ECG 感测电极 10g 和 10h 可以配对并且 ECG 信号与来自 ECG 感测电极 10c 和 10d (也间隔开大约 180°) 的进行比较,或者备选地,ECG 感测电极 10g 和 10h 可以配对并且 ECG 信号与来自间隔开大约 90° 的 ECG 感测电极 10b 和 10d 的进行比较以便筛除噪声或导出附加信息。在多个 ECG 感测电极 10 不全部位于单一平面中的情况下,可以选择 ECG 感测电极的配对以对应于不同平面。应当领会 ECG 感测电极的不同配对不需要分开。例如,ECG 感测电极 10a 可以与 ECG 感测电极 10b 配对并且 ECG 信号与来自 ECG 感测电极 10a 和 10c 的和 / 或来自 ECG 感测电极 10a 和 10d 的进行比较。

[0078] 图 2A 示出了可以用于本发明的实施例以从多个 ECG 感测电极之中选择在信噪比、相位鉴别或任何其它标准方面提供期望的 ECG 信号并且将那些 ECG 信号提供给下游电路进行进一步信号调节、处理、分析和 / 或监测的那些电极的配对的信号采集电路。有利地,图 2A 中所示的信号采集电路 200a 可以用作关于'669 专利的图 2a-2c 的心律失常检测系统所述模数转换和信号调节块 14 的前端。

[0079] 如图所示,信号采集电路 200a 包括电耦合到差动电路 220 的选择电路 210。来自多个 ECG 感测电极 10a-10p 的每一个的信号提供给选择电路 210 的相应输入 212。来自驱动接地电极 12 中的一个或多个的信号也可以提供给选择电路 210 的输入 212,使得信号可以在驱动接地电极 12 上传输,并且该信号与在多个 ECG 感测电极的每一个上接收的信号比较以识别特定 ECG 感测电极是否已脱离,或者识别与特定 ECG 感测电极相关的噪声问题。选择电路 210 具有电耦合到差分电路 220 的相应输入 222 的多个输出 216。在操作中,选择电路 210 以类似于多输出多路复用器的方式操作,并且包括多个控制输入 214 以选择来自不同 ECG 感测电极和 / 或驱动接地电极的信号并且将那些被选择信号提供给差分电路 220 的输入 222。应当领会除了单选择电路以外,多个常规单输出多路复用器可以用于实现相同的功能性。

[0080] 差分电路 220 包括多个模拟差动仪表放大器 220a、220b、... 220n,以接收由 ECG 感测电极的不同配对和 / 或相应 ECG 感测电极和驱动接地电极的不同配对提供的信号,并且提供对应于它们之间的差异的相应差动输出信号 226。在提供给相应放大器 220a、220b、... 220n 的信号对应于由不同 ECG 感测电极提供的信号的情况下,提供差动 ECG 信号。在由心律失常监测和 / 或治疗系统(例如可穿戴除颤器)进一步分析和 / 或监测之前,该差动模拟 ECG 信号然后可以由例如关于'669 专利的图 2a-2c 描述的心律失常检测系统的模数转换和信号调节块数字地转换和调节。

[0081] 图 2B 示出了可以用于本发明的实施例以从多个 ECG 感测电极之中选择在信噪比、相位鉴别或任何其它标准方面提供期望的 ECG 信号并且将那些 ECG 信号提供给下游电路进行进一步信号调节、处理、分析和 / 或监测的那些电极的配对的备选信号采集电路。信号采集电路 200b 大致类似于上面关于图 2A 刚刚描述的信号采集电路 200a,并且因此仅仅在图 2B 中显示了选择电路 210,并且未示出电路 200a 的其它部分,例如差动电路 220。然而,除了能够选择 ECG 感测电极的任何配对以外,信号采集电路 200b 另外允许多个 ECG 感测电极 10a-10p 中的任何一个用作驱动接地电极。

[0082] 信号处理领域中的技术人员众所周知,驱动接地电极经常用于消除许多或全部传

感器(例如 ECG 感测电极 10a-10p)可能共有的噪声。存在于传感器(例如 ECG 感测电极)中的一些或全部上的噪声信号被求和,然后反相,并且然后输入驱动接地电路中。在传感器是附连到患者的身体的 ECG 感测电极的情况下,反相信号可以主动地被驱动到患者的身体上,在患者的身体上它由 ECG 感测电极拾取,有效地消除通常将被检测到的噪声。

[0083] 然而,在可穿戴医疗装置(例如关于图 1A-F 所述的可穿戴医疗装置)中,可能存在用于将驱动接地信号传输到患者的身体的驱动接地电极 12 可能已脱落、失去与患者的身体的接触或只是不正常工作的情况。实际上,即使在驱动接地电极 12 与患者的身体接触良好并且正常工作的情况下,驱动接地电极可能只是位于次优位置。在这些状况中的任何一个存在的情况下,多个 ECG 感测电极 10a-10p 中的一个或多个可以用作驱动接地电极。现在参考图 2B 更详细地描述本发明的该方面。

[0084] 如图 2B 中所示,可以提供多个信号脚 230,每个相应信号脚 230a-230p 电耦合到驱动接地电路(未显示)。提供多个开关 232,每个相应开关 232a-p 电耦合在相应 ECG 感测电极 10a-p 和选择电路 210 的相应输入 212a-p 之间。每个开关 232a-p 能够处于两个位置中的一个。在第一位置,开关 232 将电相应 ECG 感测电极 10a-p 电耦合到选择电路的相应输入 212a-p。在第二位置,开关 232 将相应电极 10a-p 电耦合到相应信号脚 230a-p,所述信号脚电耦合到驱动接地电路。例如,如图 2B 中所示,开关 232a 处于某个位置使得信号脚 230a 电耦合到 ECG 感测电极 10a,而开关 232b、232c、... 232p 的每一个处于某个位置使得 ECG 感测电极 10b-10p 相应地电耦合到选择电路 210 的相应输入 212b-212p。在该配置中,在该使用提供多个 ECG 感测电极中的其它感测电极上的更好信号的情况下,在另一个驱动接地电极与患者的身体已失去接触或接触不良的情况下,或由于任何其它原因,ECG 感测电极 10a 可以用作驱动接地电极。

[0085] 图 2C 示出了可以用于本发明的实施例从而以类似于上面关于图 2A 和 2B 所述的方式选择 ECG 感测电极的配对并且以类似于上面关于图 2B 所述的方式允许多个 ECG 感测电极中的任何一个用作驱动接地电极的另一个备选信号采集电路。信号采集电路 200c 大致类似于上面刚刚描述的信号采集电路 200b,并且因此仅仅描述区别。

[0086] 与信号采集电路 200b 中一样,提供多个信号脚 230,每个相应信号脚 230a-230p 电耦合到驱动接地电路(未显示)。也提供多个开关 232。多个开关 232 的每个相应开关 232a-p 电耦合到多个信号脚 230 的相应信号脚 230a-p,相应信号脚又电耦合到驱动接地电路(未显示)。每个开关 232a-p 能够处于两个位置(打开和闭合)中的一个。在打开位置,相应信号脚 230a-p 上的驱动接地信号是开路,并且在闭合位置,开关 232 将相应 ECG 感测电极 10a-p 电耦合到相应信号脚 230a-p。例如,如图 2C 中所示,开关 232a 和开关 232c-232p 的每一个处于打开位置,并且开关 232b 处于闭合位置,使得信号脚 230b 电耦合到 ECG 感测电极 10b。该实施例依赖的事实是选择电路 210 通常将具有较高输入阻抗,使得输入 212 的每一个可以保持连接到 ECG 感测电极 10,同时该 ECG 感测电极电耦合到驱动接地电路,原因是驱动接地电路将典型地具有较低输出阻抗。在该配置中,在该使用提供多个 ECG 感测电极中的其它感测电极上的更好信号的情况下,在另一个驱动接地电极与患者的身体已失去接触或接触不良的情况下,或由于任何其它原因,ECG 感测电极 10b 可以用作驱动接地电极。

[0087] 应当领会在上述的图 2B 和 2C 的实施例中,可以提供一个以上驱动接地电路。例

如, ECG 感测电极 10a 可以用作用于 ECG 感测电极 10c、10d、10o、10n、10e、10h、10i 和 10l (参见图 1G) 的驱动接地电极, 并且 ECG 感测电极 10b 可以用作用于 ECG 感测电极 10m、10p、10g、10f、10k 和 10j 的驱动接地电极。

[0088] 图 3 示出了可以用于从 ECG 感测电极的不同配对或从 ECG 感测电极和驱动接地电极的不同配对采集信号并且将那些信号提供给下游电路(例如心律失常监测和 / 或治疗系统的 A/D 转换和信号调节块 330) 的根据本发明的另一个实施例的信号采集电路。如图 3 中所示, 信号采集电路 300 包括均配置成接收来自 ECG 感测电极的不同配对的信号的多个模拟差动仪表放大器 320a-320n、321a-321n-1、... 329a。例如, 放大器 320a-320n 的第一分组可以被配置成相应地配对 ECG 感测电极 10b-10p (图 1G) 的每一个和 ECG 感测电极 10a, 放大器 321a-321n-1 的第二分组可以被配置成相应地配对 ECG 感测电极 10c-10p 的每一个和 ECG 感测电极 10b, 等等。尽管未显示, 但是放大器的每个分组也可以比较来自相应 ECG 感测电极的信号和驱动接地电极或多个驱动接地电极的每一个。与图 2A-C 的信号采集电路 200 相比, 来自 ECG 感测电极的不同配对的每一个的单独信号直接提供给相应放大器的输入。因而, 该实施例可以避免由选择电路 210 位于差动电路 220 之前导致的噪声或信号退化。这样的选择电路可以改为设在模数转换和信号调节块(例如关于'669 专利的图 2a-2c 描述的模数转换和信号调节块 14) 之后。例如, 如图 3 中所示, 由每个相应放大器 320a-320n、321a-321n-1、329a 提供的模拟差动输出信号可以提供给数字化并且调节模拟差动输出信号的 A/D 转换和信号调节块 330 的相应输入 332。在 A/D 转换和信号调节块 330 上提供的数字化和调节信号然后可以提供给以类似于多输出多路复用器的方式操作的输出选择电路 340 的相应输入 342。响应提供给选择电路 340 的控制输入 344 的控制信号, 选择电路从多个数字化和调节信号之中选择那些数字化和调节信号以提供给选择电路的相应输出 346 进行监测和 / 或分析。

[0089] 根据本发明的方面, 可以选择 ECG 感测电极 10 的不同配对的每一个并且分析它们的信号以识别在信噪比、相位鉴别或任何其它标准方面提供期望的 ECG 信号的 ECG 感测电极的那些配对。然后可以选择提供最高信噪比、特定相位鉴别或最大相位鉴别的 ECG 感测电极的那些配对或对应于特定平面的电极的那些配对以将那些信号提供给心脏监测器或提供给例如'669 专利的图 2a-c 中所示的心律失常检测系统, 如果确定 ECG 感测电极 10a 和 10j 以及 10c 和 10d 的配对提供最高品质信号(在高信噪比和最大相位鉴别方面), 但是 ECG 感测电极 10a 和 10b 的配对不是这样, 则来自 ECG 感测电极 10j 的信号将与 ECG 感测电极 10a 配对并且可以相对于来自 ECG 感测电极 10c 和 10d 的信号分析来自这些 ECG 感测电极的信号。

[0090] 应当领会本发明的实施例提供能够从多个电极之中选择提供最高品质信号、特定相位差或最大相位鉴别或任何其它标准的电极的那些配对的心脏监测系统和 / 或心脏监测和心律失常检测系统。具有选择 ECG 感测电极的能力, 心脏监测和心律失常检测系统的分析器例如可以适合于提供最佳正交视图并且可以提供比单或双通道感测系统更多的心脏信息。分析器可以选择表示 ECG 感测电极导线之间的不同相位角的多个模板或表示患者的心脏的不同视平面的模板。每个电极通道可以自相关(与自身比较) 或互相关(与其它通道比较) 以便筛除噪声并且导出附加信息。

[0091] 如果总电极系统在以后的时间移动, 例如当电极配置成可穿戴围带或衣服系统的

一部分时,本发明的实施例也可以返回最佳轴向位置。由于该多电极配置可以选择具有最佳品质信号的电极,因此由于 ECG 噪声和脱落引起的警报的数量可以减少。更干净的 ECG 信号的另一个附带作用是假性检测的减小。通过检查多个电极,并且找到大多数正在感测相同的情况,本发明的实施例可以增加检测算法的置信水平。另外,每当穿戴电极围带或衣服时,电极可以移动到略微不同的位置,导致 ECG 信号的变化。使用多电极配置,检测系统可以扫描多个路径并且选择最高品质信号。此外,通过为感测系统提供冗余,该多电极配置有助于改善总系统可靠性。一个或多个通道中的错误可以容许,原因是还有其它工作通道。现在关于图 4-8 描述本发明的这些和其它方面。

[0092] 图 4 在功能上示出可以由根据本发明的便携式医疗装置(例如心脏监测器或可穿戴除颤器)使用的控制单元,例如图 1A-F 中所示的控制单元 30。如图所示,控制单元 30 包括至少一个处理器 410、电池 420、数据存储 412、传感器接口 414、治疗输送接口 416 以及用户接口 418。电池 420 可以是为其它装置部件提供电力的可再充电三电池 2200mAh 锂离子电池组。数据存储 412、传感器接口 414、治疗输送接口 416 和用户接口 418 耦合到至少一个处理器 410。数据存储 412 包括配置成存储非暂时性指令和其它数据的计算机可读和可写数据存储介质,并且可以包括非易失性存储介质(例如光盘或磁盘、ROM 或闪存)以及易失性存储器(例如 RAM)。指令可以包括可以由至少一个处理器 410 执行以执行下文所述的任何功能的可执行程序或其它代码。

[0093] 治疗输送接口 416 将诸如除颤治疗电极 12a-c (图 1E) 的一个或多个治疗输送装置耦合到至少一个处理器 410。在控制单元仅仅用于监测患者的心脏状况的情况下,可以省略治疗接口 416 和关联的除颤治疗电极。用户接口 418 包括允许控制单元 30 与外部实体(例如用户)通信的硬件和软件部件的组合。这些部件被配置成接收来自活动(例如物理运动、口头语调或思维过程)的信息。另外,用户接口 418 的部件可以例如以例如在通过引用被合并于本文中的美国专利第 6,681,003 号中所述的方式将信息提供给外部实体。可以用于用户接口 418 内的部件的例子包括键盘、鼠标装置、跟踪球、麦克风、电极、触摸屏、打印装置、显示屏和扬声器。

[0094] 传感器接口 414 将至少一个处理器 410 耦合到多个生理传感器,例如多个 ECG 感测电极 10。在一些实施例中,传感器接口 414 也可以将至少一个处理器 410 耦合到其它生理传感器,例如活动传感器、脉搏血氧传感器、温度传感器、呼吸率传感器、胸阻抗传感器、血压传感器、声传感器等。传感器接口 414 可以包括信号采集电路,例如上面关于图 2A-C 和 3 所述的信号采集电路 200 和 300,或下面关于图 9-11 进一步描述的信号采集电路 900、1000 和 110,从而从多个 ECG 感测电极和 / 或其它生理传感器之中选择在信噪比、相位鉴别或任何其它标准方面提供期望信号的那些。

[0095] 尽管未在图 4 中示出,但是控制单元 30 可以包括附加部件和 / 或接口,例如通信网络接口(有线和 / 或无线),并且至少一个处理器 410 可以包括例如在 2010 年 7 月 9 日提交的、名称为“用于节省医疗装置中的电力的系统和方法(SYSTEM AND METHOD FOR CONSERVING POWER IN A MEDICAL DEVICE)”、序列号为 12/833,096 并且通过引用完整地合并于本文中的共同未决申请(在下文中被称为“’096 申请”)中所述的省电处理器布置。例如,如’096 申请中所述,至少一个处理器 410 可以包括耦合到专用处理器(例如 Freescale™ DSP56311 数字信号处理器(DSP))的通用处理器(例如 Intel® PXA270 处理器)。通用处理

器可以被配置成执行不需要实时处理的非关键功能,例如与通信网络接口和用户接口对接,而专用处理器被配置成执行需要实时处理的关键功能,例如 ECG 信息的采样和分析、将电容器充电到特定电压以及治疗除颤脉冲的生成和 / 或输送。应当领会在一些实施例中,至少一个处理器的功能性可以在现场可编程门阵列(FPGA)、一个或多个可编程逻辑器件(PLDs)、复杂 PLD (CPLD) 或定制应用专用集成电路(ASIC) 中实现。

[0096] 图 5-8 根据本发明的实施例示出了可以由控制单元 30 的至少一个处理器 410 执行以改善心脏活动的监测和分析、改善心脏异常的检测和减少假性检测和脱落警报的数量的多个不同过程。

[0097] 图 5 根据本发明的一个实施例示出了可以由控制单元 30 的至少一个处理器 410 执行以从多个 ECG 感测电极 10 之中选择在信噪比和最大相位鉴别方面提供最高品质 ECG 信号的那些的选择过程。在动作 510 中,至少一个处理器 410 选择一对 ECG 感测电极进行监测。如先前所述,这可以通过至少一个处理器将适当的控制信号发送到选择电路 210、340 而执行。

[0098] 在动作 520 中,至少一个处理器分析从被选择的 ECG 感测电极对获得的 ECG 信号并且记录识别被选择的 ECG 感测电极对的信息和指示从其提供的 ECG 信号的品质的度量。尽管多个不同标准可以用于识别 ECG 信号的品质,但是在一个实施例中,具有最高信噪比和最大相位鉴别的那些 ECG 信号被赋予的品质度量高于不是这样的那些配对。

[0099] 在动作 530 中,至少一个处理器确定是否已选择和分析 ECG 感测电极的可能配对的每一个。在确定已选择和分析 ECG 感测电极的所有可能配对的情况下,该过程进入动作 540。备选地,在确定已选择和分析 ECG 感测电极的少于所有的可能配对的情况下,该过程返回动作 510,其中选择下一个传感器配对。然后对于 ECG 感测电极的可能配对的每一个执行动作 510 至 530。

[0100] 在动作 540 中,至少一个处理器从 ECG 感测电极的多个不同配对之中选择具有最高品质度量的 ECG 感测电极的那些配对。应当领会在动作 540 中选择 ECG 感测电极的不同配对的数量将取决于在差动电路 220 (图 2A) 的输出 226 或在图 3 的选择电路 340 的输出 346 提供的不同通道的数量。一般而言,在动作 540 中将选择最少两个通道,并且在多数实现方式中,将选择至少四个不同通道。在一些实施例中,所提供的通道的数量可以对应于电极的每个唯一配对。

[0101] 在动作 550 中,至少一个处理器监测并且分析由 ECG 感测电极的被选择配对提供的 ECG 信号。监测并且分析由被选择 ECG 传感器对提供的 ECG 信号的动作(即,动作 550)可以继续直到由可穿戴医疗装置的去除和 / 或掉电终止。

[0102] 根据本发明的一个实施例,每当上电电极系统 100 时可以执行关于图 5 所述的选择过程以补偿多个电极 10 在患者的身体上的任何可能再定位。因此,例如,当包含电极系统 100 的衣服 20a-20c 从患者的身体去除以允许患者沐浴、为了服务或由于任何其它原因并且然后返回到患者的身体上的位置时,ECG 感测电极中的一些或全部的定位可能从它们的先前位置变化。通过执行图 5 的选择过程,电极系统可以选择提供最高品质 ECG 信号的 ECG 感测电极的那些配对,无论 ECG 电极的那些配对与先前选择的那些相同或不同。在某些实现方式中,ECG 感测电极的初始配对可以基于先前在动作 540 中选择的那些。例如,响应包含电极系统 100 的衣服正从患者的身体去除并且返回到患者的身体,电极系统初始可以

基于在去除衣服之前在动作 540 中选择的那些选择 ECG 感测电极的配对。该初始选择然后可以通过再执行图 5 的选择过程进行确认。

[0103] 应当领会可以以周期性间隔(例如每半小时)或响应另一个传感器(例如活动传感器)指示剧烈身体活动再执行关于图 5 所述的选择过程以保证选择 ECG 感测电极的最佳配对。通过定期地或响应被检测身体活动再执行选择过程,本发明的实施例可以保证提供最高品质 ECG 的 ECG 感测电极的那些配对被识别并且用于监测和分析。

[0104] 尽管图 5 的选择过程被描述为选择在信噪比和最大相位鉴别方面提供最高品质 ECG 信号的那些 ECG 感测电极对,但是应当领会可以使用其它标准。例如,关于图 5 所述的过程可以进行修改以包括在动作 510 之前选择期望模板的动作。期望模板例如可以反映期望监测的 ECG 感测电极之间的不同相位角。选择并且分析不同 ECG 感测电极配对的动作 510 和 520 因此可以从多个 ECG 感测电极之中从满足模板的(一个或多个)期望相位角的那些配对之中选择提供最高信噪比的那些 ECG 感测电极对。应当领会可以在模板中反映除了相位角以外的其它标准,并且可以提供和 / 或选择多个模板。例如,一个模板可以对应于与患者的心脏交叉的不同平面的 ECG 感测电极的不同配对,而另一个模板可以对应于全部共同定位在相同平面中的 ECG 感测电极的不同配对。

[0105] 图 6 示出了根据本发明的方面可以由控制单元 30 (图 4) 的至少一个处理器 410 执行以改善 ECG 信号的监测和分析的品质和 / 或减小脱落警报的数量的噪声 / 脱落检测过程。在动作 610 中至少一个处理器监测并且分析来自 ECG 感测电极的不同配对的被选择 ECG 信号。在动作 610 中被监测和分析的 ECG 感测电极的配对可以先前已基于例如关于图 5 所述的选择过程被选择。在动作 620 中,至少一个处理器关于在 ECG 感测电极的被选择配对的 ECG 信号中是否有噪声或是否有 ECG 感测电极的被选择配对的脱落或与患者的身体的至少部分接触损失进行确定。在动作 620 中确定 ECG 感测电极的任何被选择配对上没有明显噪声或减小的信号或缺少信号的情况下,至少一个处理器返回动作 610 并且继续监测被选择 ECG 信号。备选地,在确定有来自 ECG 感测电极的被选择配对中的一个的明显噪声或减小的信号或缺少信号的情况下,该过程进入动作 630。

[0106] 在动作 630 中至少一个处理器 410 选择 ECG 感测电极的新配对以替换其中检测到增加的噪声或减小的 ECG 信号的配对。可以以类似于关于图 5 所述的选择过程的方式执行动作 630。在动作 630 中,可以再评价 ECG 感测电极的可能配对的每一个以选择待监测的 ECG 电极的那些配对。备选地,其中未检测到噪声或脱落的 ECG 感测电极的那些被选择配对可以保留作为被选择配对,并且评价剩余 ECG 感测电极以识别和选择 ECG 感测电极的配对以替换其中检测到噪声或脱落的配对。响应 ECG 感测电极的新配对或多个新配对的选择,该过程返回到在动作 610 中监测并且分析 ECG 信号。

[0107] 尽管未在图 6 中显示,但是响应 ECG 感测电极的被选择配对中的噪声或脱落的检测,至少一个处理器 410 可以对被选择配对进行附加测试。例如,至少一个处理器可以配对被选择对的每个 ECG 感测电极和驱动接地电极以识别被选择对的 ECG 感测电极中的哪些可能具有噪声问题或者可能至少部分地失去与患者的身体的接触。至少一个处理器 410 也可以经由用户接口 418 将消息发送到便携式医疗装置的用户(或旁人)以通知用户被选择配对的 ECG 感测电极中的一个或多个可能具有噪声问题或者可能至少部分地失去与患者的身体的接触,并且还可以要求用户再定位被选择配对的 ECG 感测电极。

[0108] 图 7 示出了可以由控制单元 30 的至少一个处理器 410 执行以改善心脏心律失常的检测并且减小假性检测的数量的监测和分析例程。在动作 710 中至少一个处理器监测并且分析来自 ECG 感测电极的不同配对的被选择 ECG 信号。在动作 710 中被监测和分析的 ECG 感测电极的配对可以先前已基于例如关于图 5 所述的选择过程被选择。在动作 720 中, 关于是否已检测到心脏心律失常进行确定。在动作 720 中确定还未检测到心脏心律失常(心室心动过速或心室纤颤)的情况下, 该过程返回动作 710 并且继续监测和分析被选择 ECG 信号。备选地, 在动作 720 中确定已检测到心脏心律失常的情况下, 至少一个处理器进入动作 730, 其中至少一个处理器设定识别已检测到心脏心律失常的标记或指示器, 至少一个处理器进入动作 740。

[0109] 在动作 740 中, 至少一个处理器 410 选择 ECG 感测电极的不同或附加配对进行监测以识别被确定心律失常是否也存在于来自 ECG 感测电极的其它配对的 ECG 信号中。ECG 感测电极的附加或不同配对可以基于先前关于图 5 所述的选择过程。例如, 在动作 740 中选择的 ECG 感测电极的附加或不同配对可以是提供次高信号品质水平的那些配对中的一个或多个, 而不是在图 5 的动作 540 中选择的那些。在动作 750 中, 至少一个处理器继续监测并且分析被选择 ECG 信号, 包括来自在动作 740 中选择的 ECG 感测电极的附加或不同配对的那些。

[0110] 在动作 760 中, 至少一个处理器 410 基于在动作 750 中监测的 ECG 信号再次确定是否已检测到心脏心律失常。在确定在不同或附加配对中还未检测到心脏心律失常的情况下, 至少一个处理器可以简单地返回动作 750 并且继续监测被选择 ECG 信号。然而, 在动作 760 中确定已检测到心脏心律失常(心室心动过速或心室纤颤)的情况下, 至少一个处理器可以进入动作 770。在动作 770 中, 响应检测到心脏心律失常仍然存在或者也存在于 ECG 感测电极的被选择附加或不同配对上, 至少一个处理器增加在动作 730 中设定的指示器或标记的置信水平。尽管未在图 7 中显示, 但是响应置信水平在某个阈值之上, 并且心脏心律失常是适合进行除颤治疗的类型, 至少一个处理器 410 可以执行导致经由治疗输送接口 416 将除颤施加于患者的身体的一个或多个指令。根据本发明的该方面, 通过响应检测到的心脏心律失常检查 ECG 感测电极的其它配对, 心脏心律失常的检测特异性可以增加并且心脏机能障碍的假性检测的数量可以减小。

[0111] 图 8 示出了可以由控制单元 30 的至少一个处理器 410 执行以改善心脏活动的监测和分析的根据本发明的另一个实施例的监测和分析例程。在动作 810 中至少一个处理器监测并且分析来自 ECG 感测电极的不同配对的被选择 ECG 信号。在动作 810 中被监测和分析的 ECG 感测电极的配对可以先前已基于例如关于图 5 所述的选择过程被选择, 或者它们可以由于其它原因已被选择。例如, ECG 电极的配对可以不提供所有 ECG 传感器对的最高品质 ECG 信号, 而是可以对应于特定的一个平面和多个平面, 或者对应于相对于心脏的特定位置。

[0112] 在动作 820 中, 至少一个处理器 410 监测并且分析由 ECG 感测电极的被选择配对提供的 ECG 信号。在动作 830 中关于是否选择 ECG 感测电极的新配对进行监测进行确定。关于是否选择 ECG 感测电极的新配对的确定可以基于多个不同标准, 包括能够一次被监测和分析的通道的数量、搜寻的信息的类型、心动周期的时期(例如舒张期和收缩期)、ECG 感测电极相对于心脏的位置和 / 或心脏的去极化或再极化期(例如由 ECG 信号的 PQRST 波形

指示)等。例如,在控制单元 30 能够同时监测三个不同通道并且多个 ECG 感测电极 10 包括 12 个 ECG 感测电极的情况下,ECG 感测电极的三个不同配对(包括六个不同的 ECG 感测电极)可以在第一时段期间被监测和分析,并且在第一时段期间未被监测和分析的 ECG 感测电极的剩余三个配对可以在第二后续时段期间被监测和分析。备选地,在控制单元能够同时监测三个不同通道并且多个 ECG 感测电极 10 包括 16 个 ECG 感测电极(如图 1G 中所示)的情况下,包括 ECG 感测电极对 10o-10p、10c-10d、10m-10n 的 ECG 感测电极的三个不同配对可以在第一时段期间被监测和分析,包括 ECG 感测电极对 10g-10h、10k-10l 和 10b-10a 的 ECG 感测电极的三个不同配对可以在第二时段期间被监测,并且包括 ECG 感测电极对 10j-10i、10f-10e 和 10o-10p 的 ECG 感测电极的三个不同配对可以在第一时段期间被监测和分析。以该方式,ECG 电极的被选择配对可以围绕心脏的圆周扫掠。应当领会在可以由控制单元 30 同时监测的通道的数量足以监测 ECG 感测电极的所有配对或 ECG 感测电极的所有唯一配对的情况下,然后可以同时监测所有这样的配对。

[0113] 因此,在动作 830 中,在确定 ECG 感测电极的新或不同配对将被监测和分析的情况下,监测和分析例程返回动作 810,其中选择(动作 810)并且监测和分析(动作 820) ECG 感测电极的那些新或不同配对。备选地,在动作 830 中确定 ECG 感测电极的新或不同配对不是期望的情况下,例程返回动作 820 并且继续监测先前选择的 ECG 感测电极的配对。

[0114] 图 9 示出了可以用于本发明的实施例以从多个 ECG 感测电极之中选择在信噪比、相位鉴别或任何其它标准方面提供期望 ECG 信号的电极的那些配对并且将那些 ECG 信号提供给下游电路进行进一步信号调节、处理、分析和/或监测的备选信号采集电路。与先前关于图 2A-C 和 3 所述的实施例相比,信号采集电路 900 不包括任何差动放大器,而是改为在由处理器(例如先前关于图 4 所述的至少一个处理器 410)执行的软件中生成对应于 ECG 感测电极的被选择配对的差动 ECG 信号。

[0115] 如图所示,信号采集电路 900 包括模拟多路复用器 910 和模数(A/D)转换器 920。来自多个 ECG 感测电极 10a-10p 的每一个的信号提供给拟多路复用器 910 的多个输入 912 的相应输入。拟多路复用器具有电耦合到 A/D 转换器 920 的输入 922 的输出 916。拟多路复用器 910 包括多个控制输入 914 以选择从相应 ECG 感测电极 10a-10p 接收的多个信号中的哪一个提供给 A/D 转换器 920 的输入 922。A/D 转换器 920 接收来自多个 ECG 感测电极中的被选择的的一个的被选择信号并且将该模拟 ECG 信号转换为数字信号。为了保证用于由至少一个处理器 410 执行的数字化信号的处理的足够分辨率,A/D 转换器 920 可以是 24 位 A/D 转换器,但是可以使用具有更少位的 A/D 转换器。一般而言,A/D 转换器 920 的采样率应当是 ECG 信号的期望采样率的至少 N 倍,其中 N 是期望被监测的 ECG 感测电极的数量。例如,在期望以 400Hz 的采样率监测由三个 ECG 感测电极对的每一个提供的 ECG 信号的情况下,A/D 转换器 920 应当具有超过 2.4KHz 的采样率。应当领会当然可以使用更高的采样率。

[0116] 尽管未在图 9 中显示,但是来自相应 ECG 感测电极 10-10p 的信号的每一个在模拟多路复用器 910 的相应输入处被接收之前首先可以被缓冲、滤波和/或放大。例如,从多个 ECG 感测电极 10a-p 中的相应一个接收的每个信号可以提供给高阻抗缓冲器的输入使得模拟多路复用器和 A/D 转换器不使相应 ECG 感测电极负荷过重。相应缓冲器的输出可以进行低通滤波(即,消锯齿)以保证信号的任何频率分量低于 A/D 转换器 920 的尼奎斯特频率,并

且在经滤波的信号提供给模拟多路复用器 910 的相应输入之前该信号提供给低噪声和低到中增益放大器以放大信号。本领域的技术人员将领会,缓冲、滤波和 / 或放大从多个 ECG 感测电极的每一个接收的信号的组合可以在多个并且不同的阶段执行(例如高阻抗缓冲阶段之后接着滤波阶段以及一个或多个放大阶段),或者这些阶段中的一些(例如缓冲和放大阶段)可以在单阶段中执行(例如具有低到中增益的高阻抗低噪声放大器)。在一些实施例中,放大阶段可以由至少一个处理器 410 可编程。

[0117] 根据一个实施例,模拟多路复用器 910 可以是可从公司(例如马萨诸塞州诺伍德市(Norwood)的 Analog Devices 公司)获得的常规模拟多路复用器,其中在模拟多路复用器的控制输入上接收的控制信号选择在多路复用器的相应输入上接收的信号中的哪一个提供给输出。A/D 转换器 920 将被接收信号转换为数字信号并且将经转换的数字信号提供给至少一个处理器 410。至少一个处理器被配置成控制多路复用器 910 和 / 或 A/D 转换器 920 以采样并且转换在不同时段从相应 ECG 感测电极接收的信号的一个并且将经转换的信号提供给至少一个处理器 410。取决于选择多个 ECG 感测电极 10a-p 中的哪些彼此配对,至少一个处理器 410 取两个被选择数字信号,反相它们中的一个,并且数字地求和信号,有效地执行与上面关于图 2A-C 和 3 所述的差动仪表放大器相同的功能性。可以对 ECG 感测电极的任何配对执行被选择数字信号对的选择、反相和求和。然后可以处理数字求和信号以监测患者的 ECG 信号、检测任何心律失常心脏状况或两者兼有。应当领会可以以类似于图 5 中所示的方式由至少一个处理器在软件中执行配对并且监测 ECG 感测电极对中的哪些对。数字化信号的每一个可以彼此比较以用于最大相位鉴别或特定相位差或用于任何其它标准。然后可以以上述的方式选择并且监测和分析 ECG 感测电极的那些配对。

[0118] 根据备选实施例,模拟多路复用器 910 可以是模拟采样和保持多路复用器,其能够在第一时段期间同时采样从多个 ECG 感测电极的每一个接收的信号,并且然后在后续时段期间将多个被采样信号的每一个提供给 A/D 转换器 920。在该实施例中,至少一个处理器 410 被配置成控制模拟多路复用器 910 和 A/D 转换器 920 以在第一时段期间采样并且保持从多个 ECG 感测电极的每一个接收的信号,并且在后续时段期间将被采样信号的每一个或被选择信号提供给 A/D 转换器 920 以转换为数字信号并且提供给至少一个处理器。与上述实施例中一样,取决于选择多个 ECG 感测电极 10a-p 中的哪些彼此配对,至少一个处理器 410 取两个被选择数字信号,反相它们中的一个,并且数字地求和信号,有效地执行与上面关于图 2A-C 和 3 所述的差动仪表放大器相同的功能性。可以对 ECG 感测电极的任何配对执行被选择数字信号对的选择、反相和求和。然后可以处理数字求和信号以监测患者的 ECG 信号和 / 或检测任何心律失常心脏状况。

[0119] 图 10 示出了可以用于本发明的实施例以从多个 ECG 感测电极之中选择在信噪比、相位鉴别或任何其它标准方面提供期望 ECG 信号的电极的那些配对并且将那些 ECG 信号提供给下游电路进行进一步信号调节、处理、分析和 / 或监测的另一个备选信号采集电路。与先前关于图 2A-C 和 3 所述的实施例相比,信号采集电路 1000 不包括任何差动放大器,而是改为在由处理器(例如先前关于图 4 所述的至少一个处理器 410)执行的软件中生成对应于 ECG 感测电极的被选择配对的差动 ECG 信号。

[0120] 如图所示,信号采集电路 1000 包括多个模数(A/D)转换器 1010a-p。多个 A/D 转换器 1010a-p 的每一个被配置成接收来自多个 ECG 感测电极 10a-p 中的相应一个的信号,

例如第一 A/D 转换器 1010a 接收来自 ECG 感测电极 10a 的信号, A/D 转换器 1010b 接收来自 ECG 感测电极 10b 的信号, 等等。每个相应 A/D 转换器 1010a-p 将信号转换为数字信号, 并且在通信链路 1020 (例如串行或并行总线) 上将经转换的数字信号提供给至少一个处理器 410。尽管未在图 10 中显示, 但是来自相应 ECG 感测电极 10-10p 的信号的每一个在相应 A/D 转换器 1010a-p 的相应输入处被接收之前, 首先可以以类似于上面关于图 9 所述的方式被缓冲、滤波和 / 或放大, 使得 A/D 转换器不使相应 ECG 感测电极负荷过重, 并且保证被接收信号的任何频率分量低于相应 A/D 转换器 1010a-p 的尼奎斯特频率。

[0121] 为了保证用于由至少一个处理器 410 执行的处理的足够分辨率, 多个 A/D 转换器 1010a-p 的每一个可以是 24 位 A/D 转换器, 但是可以使用具有更少位的 A/D 转换器。与上面关于图 9 所述的实施例相比, 该实施例的多个 A/D 转换器 1010a-p 的每一个不需要具有是 ECG 信号的期望采样率的 N 倍的采样率, 其中 N 是期望监测的 ECG 感测电极的数量, 原因是可以并行地采样从相应 ECG 感测电极接收的信号的一个。例如, 在期望以 400Hz 的采样率监测由三个 ECG 感测电极对的每一个提供的 ECG 信号的情况下, 多个 A/D 转换器的每一个可以具有 400Hz 的采样率, 由此允许成本较低的 A/D 转换器的使用。当然, 应当领会可以使用更高的采样率。根据该实施例, 至少一个处理器 410 可以将控制信号发送到多个 A/D 转换器 1010a-p 的每一个以在大致相同的时段采样相应信号, 并且然后在后续时间将被采样和经转换的数字信号发送到处理器。取决于选择多个 ECG 感测电极中的哪些彼此配对, 至少一个处理器取两个被选择数字信号, 反相它们中的一个, 并且数字地求和信号, 有效地执行与上面关于图 2A-C 和 3 所述的差动仪表放大器相同的功能性。可以对 ECG 感测电极的任何配对再次执行被选择数字信号对的选择、反相和求和。然后可以处理数字求和信号以监测患者的 ECG 信号和 / 或检测任何心律失常心脏状况。

[0122] 图 11 示出了可以用于本发明的实施例以从多个 ECG 感测电极之中选择在信噪比、相位鉴别或任何其它标准方面提供期望 ECG 信号的电极的那些配对并且将那些 ECG 信号提供给下游电路进行进一步信号调节、处理、分析和 / 或监测的又一个备选信号采集电路。该实施例与上面关于图 9 和 10 所述的实施例的类似之处在于它还是不包括任何差动放大器, 而是改为在由处理器 (例如先前关于图 4 所述的至少一个处理器 410) 执行的软件中生成对应于 ECG 感测电极的被选择配对的差动 ECG 信号。

[0123] 与上面关于图 10 所述的实施例中一样, 图 11 中所示的信号采集电路 1100 再次包括多个模数 (A/D) 转换器 1110a-p, 其中的每一个被配置成接收来自多个 ECG 感测电极 10a-p 中的相应一个的信号。尽管未在图 11 中显示, 但是来自相应 ECG 感测电极 10-10p 的信号的每一个在相应 A/D 转换器 1110a-p 的相应输入处被接收之前首先可以以类似于上面关于图 9 和 10 所述的方式被缓冲、滤波和 / 或放大使得 A/D 转换器不使相应 ECG 感测电极负荷过重, 并且保证被接收信号的任何频率分量低于相应 A/D 转换器 1110a-p 的尼奎斯特频率。

[0124] 与其中多个 A/D 转换器 1010a-p 并联布置的图 10 的实施例相比, 该实施例的多个 A/D 转换器 1110a-p 的每一个例如经由串行总线 (例如 SPI™ 串行总线、ASPT™ 串行总线或 Microwire™ 串行总线) 彼此串联 (或级联)。每个相应 A/D 转换器 1110a-p 布置成在第一时段期间采样来自多个 ECG 感测电极 10a-p 的相应一个的信号, 并且在后续时段期间将信号转换为数字信号并且将经转换的数字信号提供给链中的下一个 A/D 转换器。链中的最后 A/

D 转换器 1110p 的输出经由通信链路 1120 (例如串行总线)通信地耦合到至少一个处理器。因此链中的最后 A/D 转换器(例如 A/D 转换器 1110p)的输出将多位信号提供给至少一个处理器 410, 多位信号中的不同位对应于不同 ECG 感测电极, 例如, 位的第一系列对应于从 ECG 感测电极 10p 获得的经转换的数字信号, 位的第二系列对应于从 ECG 感测电极 10o 获得的经转换的数字信号, 并且位的最后系列对应于从 ECG 感测电极 10a 获得的经转换的数字信号。

[0125] 为了保证足够的分辨率, 多个 A/D 转换器 1110a-p 的每一个可以是 24 位 A/D 转换器, 但是可以备选地使用具有更少位的 A/D 转换器, 例如 16 位。与上面关于图 9 所述的实施例相比, 并且类似于上面关于图 10 所述的实施例, 该实施例的多个 A/D 转换器 1110a-p 的每一个不需要具有是 ECG 信号的期望采样率的 N 倍的采样率, 其中 N 是期望监测的 ECG 感测电极的数量, 原因是可以并行地采样从相应 ECG 感测电极接收的信号的一个。因此, 在期望以特定采样率监测由三个 ECG 感测电极对的每一个提供的 ECG 信号的情况下, 多个 A/D 转换器的每一个可以以相同采样率操作, 由此允许成本更低的 A/D 转换器的使用。然而, 由于多个 A/D 转换器 1110a-p 串联在一起, 因此经转换的数字信号从 A/D 转换器传到下一个并且然后传到至少一个处理器 410 的速率应当是 ECG 信号的期望采样率的至少 N 倍, 其中 N 对应于期望监测的 ECG 感测电极的数量。可以以上述方式级联或串联的合适类型的 A/D 转换器是可从加利福尼亚州森尼维耳市(Sunnyvale)的 Maxim Integrated Products 公司获得的 MAX11040K (24 位)或 MAX11060 (16 位)ADC, 但是可以备选地使用可从其它公司获得的其它模数转换器。

[0126] 根据该实施例, 至少一个处理器 410 可以将控制信号发送到多个 A/D 转换器 1110a-p 的每一个以在大致相同的时段采样相应信号, 并且然后在后续时间将被采样和经转换的数字信号发送到链中的下一个 A/D 转换器。最后, 最后 A/D 转换器 1110p 将串行比特流提供给至少一个处理器 410。取决于选择多个 ECG 感测电极中的哪些彼此配对, 至少一个处理器 410 提取对应于两个被选择数字信号的数字信号(典型地对应于相同时段), 反相它们中的一个, 并且数字地求和信号, 有效地执行与上面关于图 2A-C 和 3 所述的差动仪表放大器相同的功能性。可以对 ECG 感测电极的任何配对并且对应于相同或不同时段执行被选择数字信号对的选择、反相和求和。然后可以处理数字求和信号以监测患者的 ECG 信号和 / 或检测任何心律失常心脏状况。

[0127] 应当领会在上面关于图 9-11 所述的信号采集电路用于与可穿戴移动医疗装置关联的电极系统的情况下, 这些信号采集电路的每一个不仅允许监测和分析来自与可穿戴移动医疗装置关联的 ECG 感测电极的任何配对的 ECG 信号, 而且它们也允许多个 ECG 感测电极 10a-p 的每一个的信号与来自另一个来源(例如无线 ECG 感测电极)的信号配对。例如, 可以提供无线 ECG 感测电极, 其包括 A/D 转换器, 例如上述的任何 A/D 转换器 1010a-p 或 1110a-p, 其耦合到无线发射器或收发器并且可以经由无线通信协议(例如蓝牙、ZigBee、无线 USB、无线以太网、GSM 等)与至少一个处理器 410 通信。在期望这样做的情况下, 来自无线 ECG 感测电极的信号然后可以与来自与可穿戴移动医疗装置关联的 ECG 感测电极 10-p 的每一个的任何信号配对。以该方式, 如果期望附加心脏信息, 附加无线 ECG 感测电极可以置于患者的身体上, 并且监测和分析那些信号。实际上, 在一些实施例中, ECG 感测电极的每一个不需要与由患者穿戴的衣服关联, 而是 ECG 感测电极的每一个可以根据需要简单

地置于患者的身体上的自粘式无线 ECG 感测电极。

[0128] 这样描述本发明的至少一个实施例的若干方面,应当领会本领域的技术人员将容易想到各种改变、修改和改进。这样的改变、修改和改进旨在是本公开的一部分,并且旨在属于本发明的范围内。因此,前面的描述和附图仅仅作作为例子。

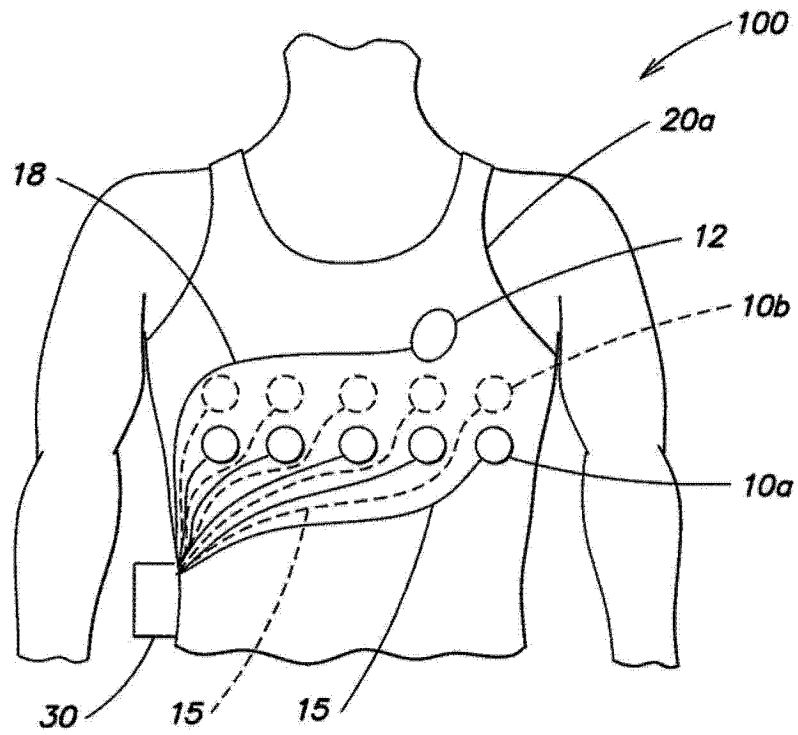


图 1A

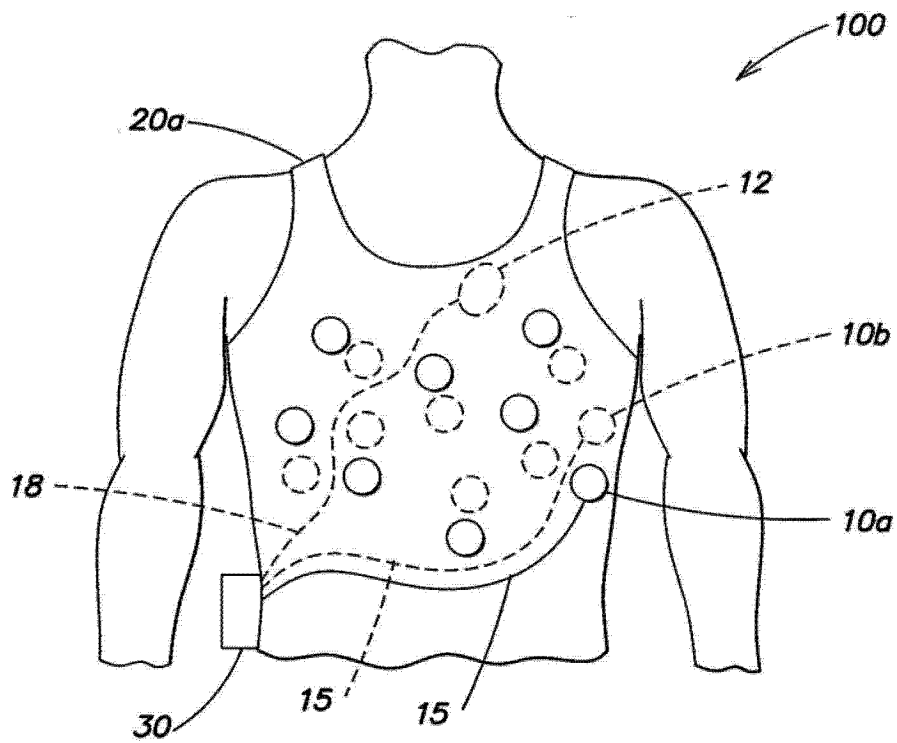


图 1B

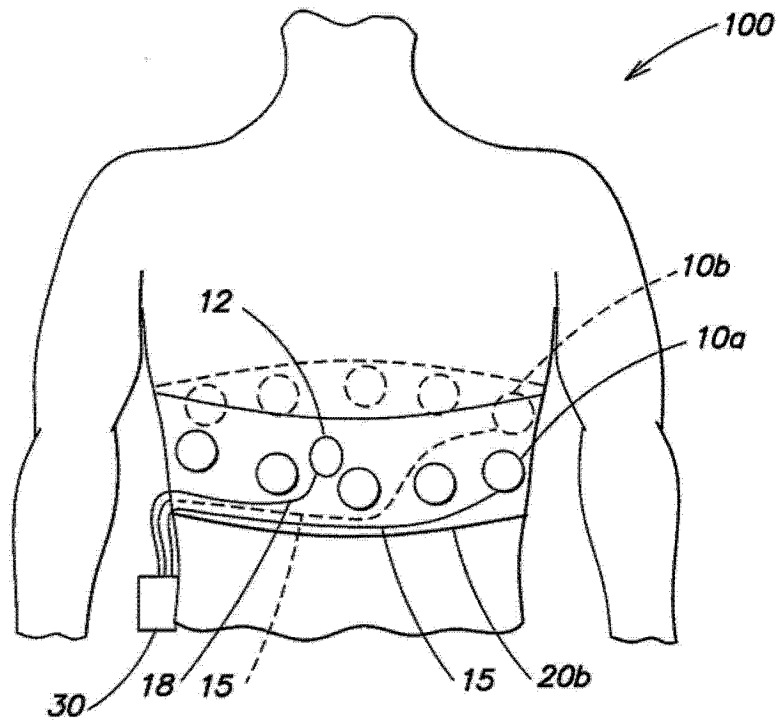


图 1C

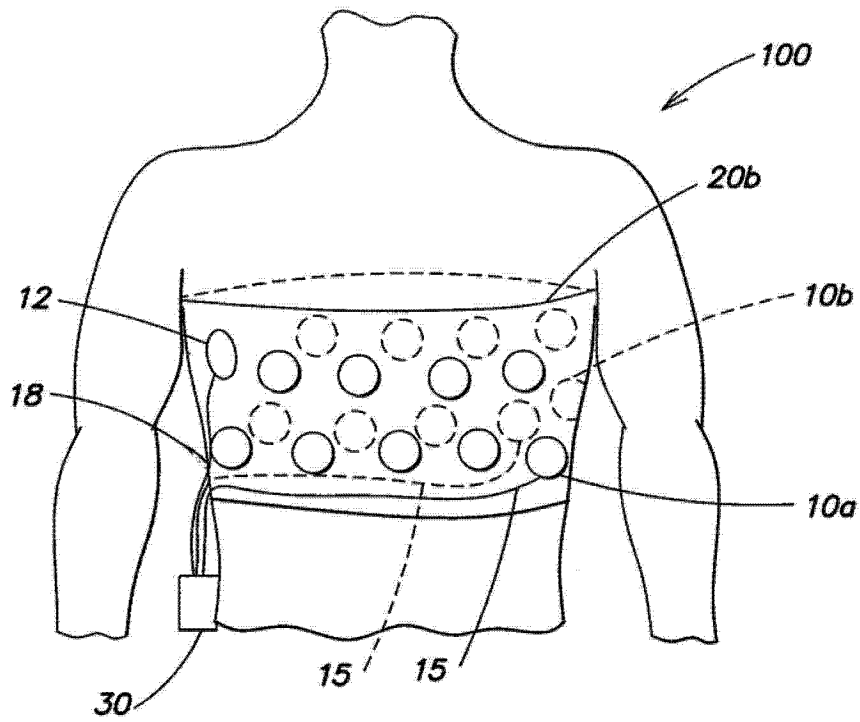


图 1D

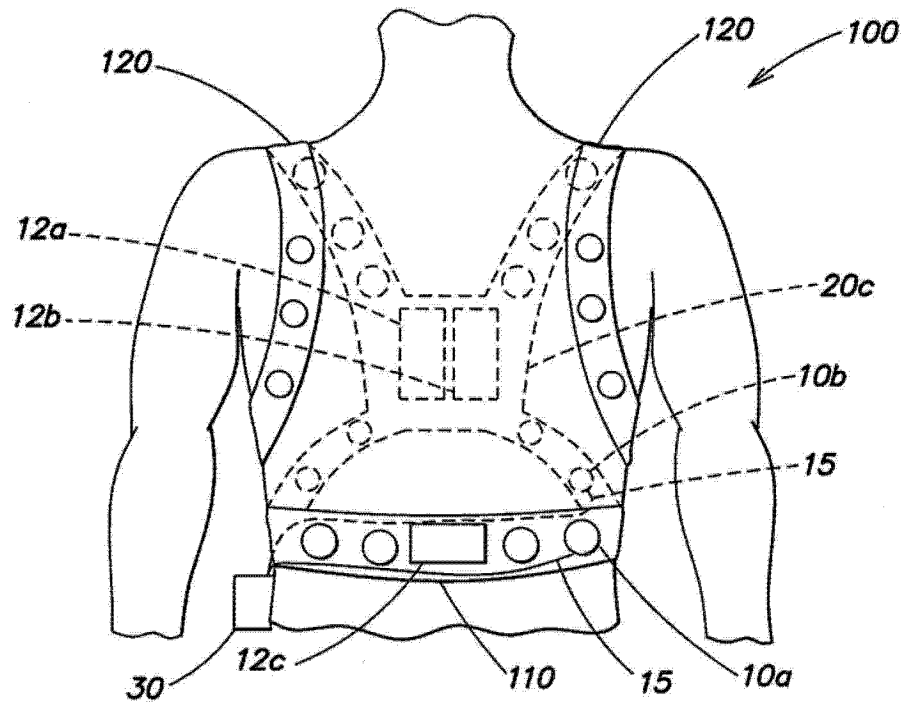


图 1E

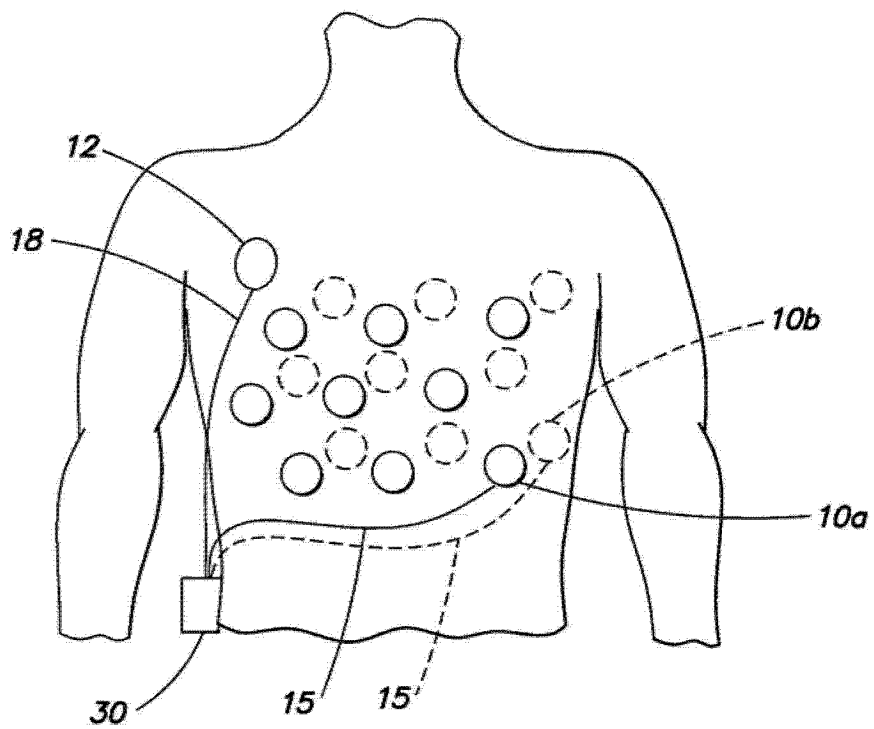


图 1F

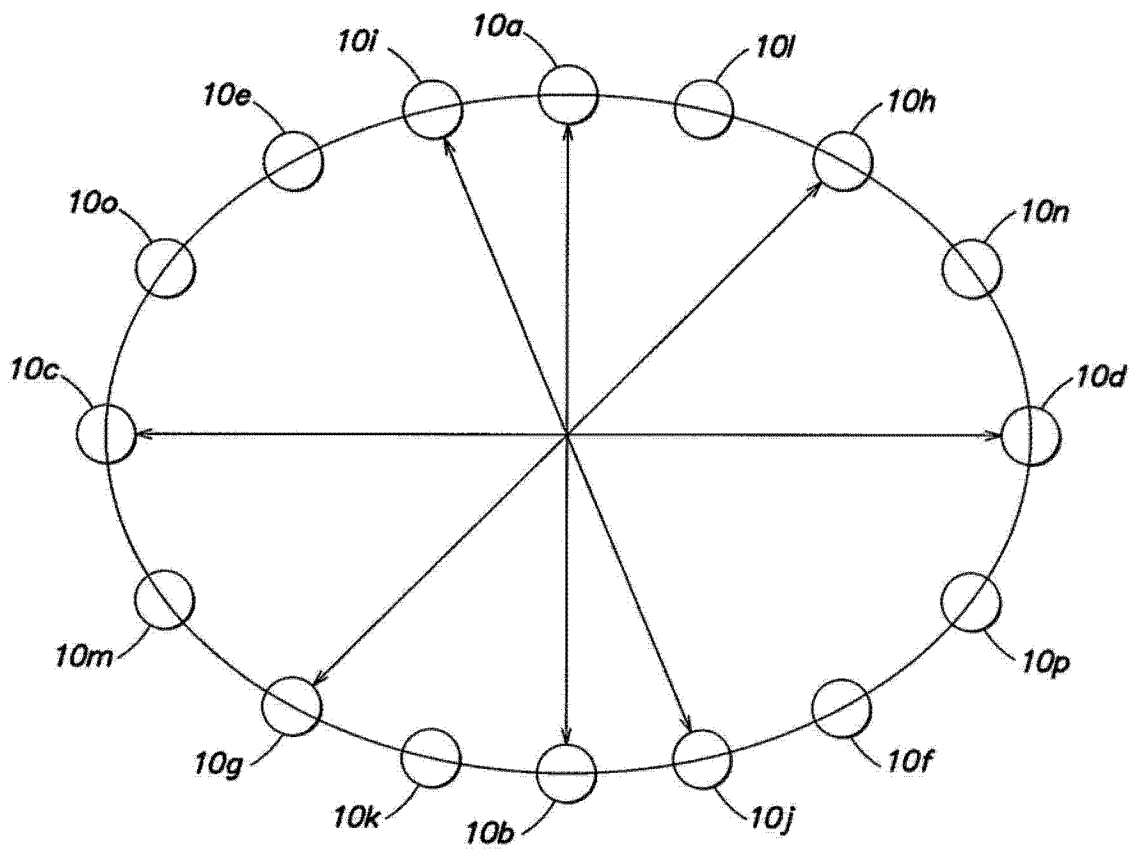


图 1G

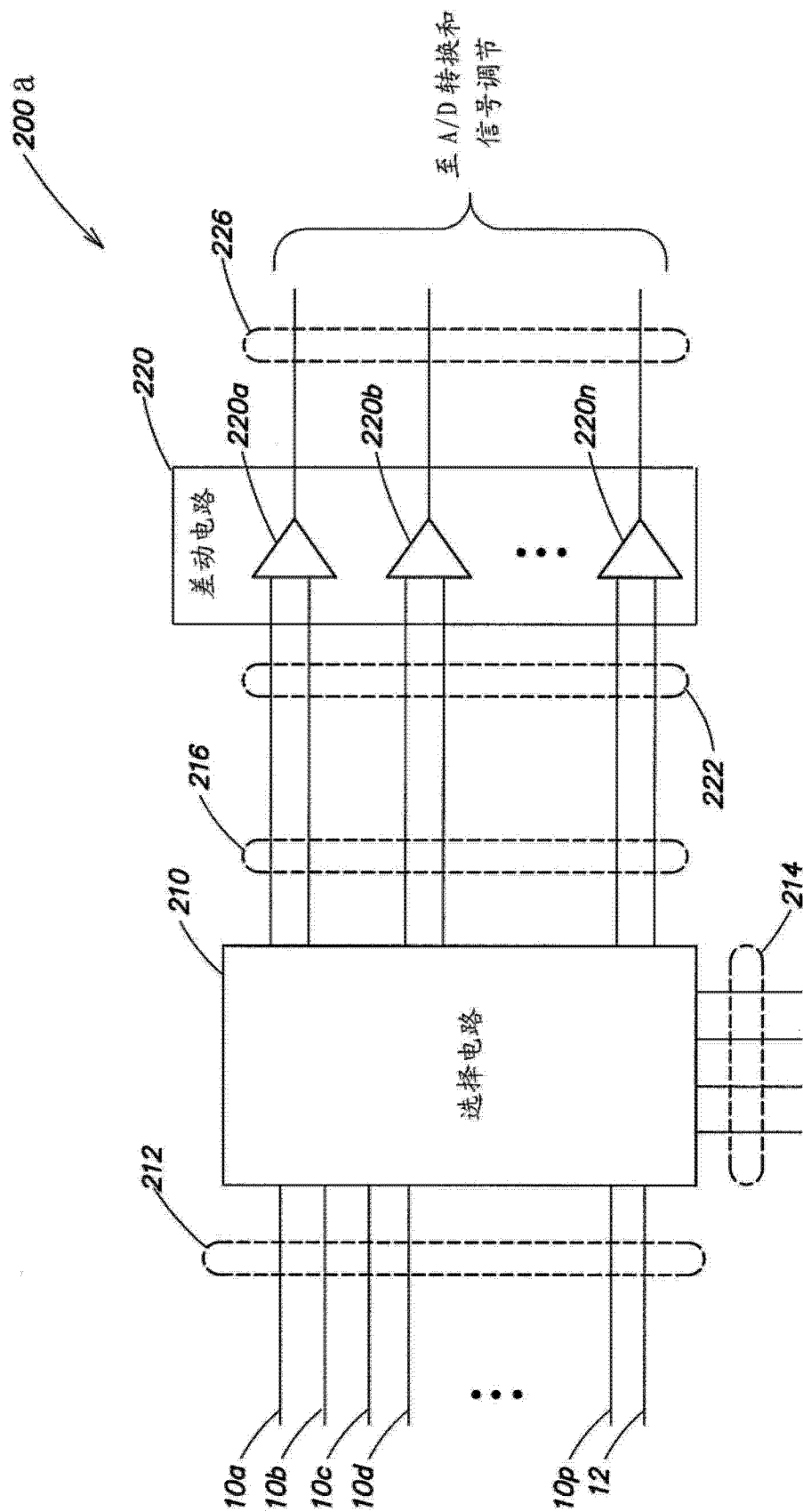


图 2A

图 2B

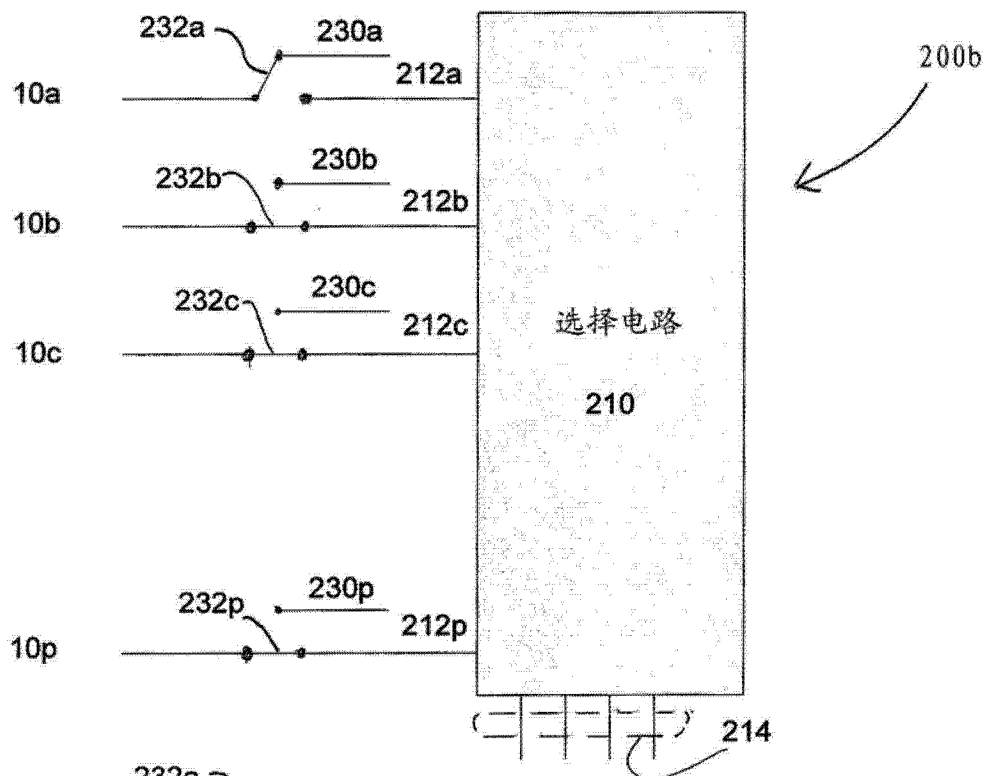
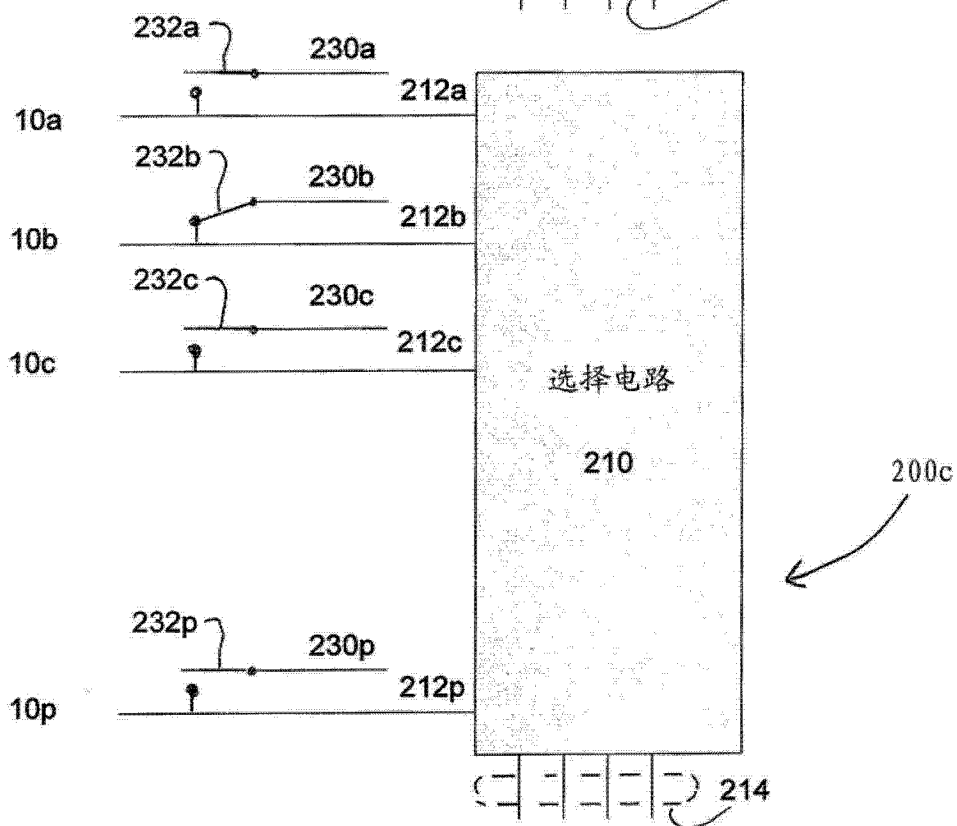


图 2C



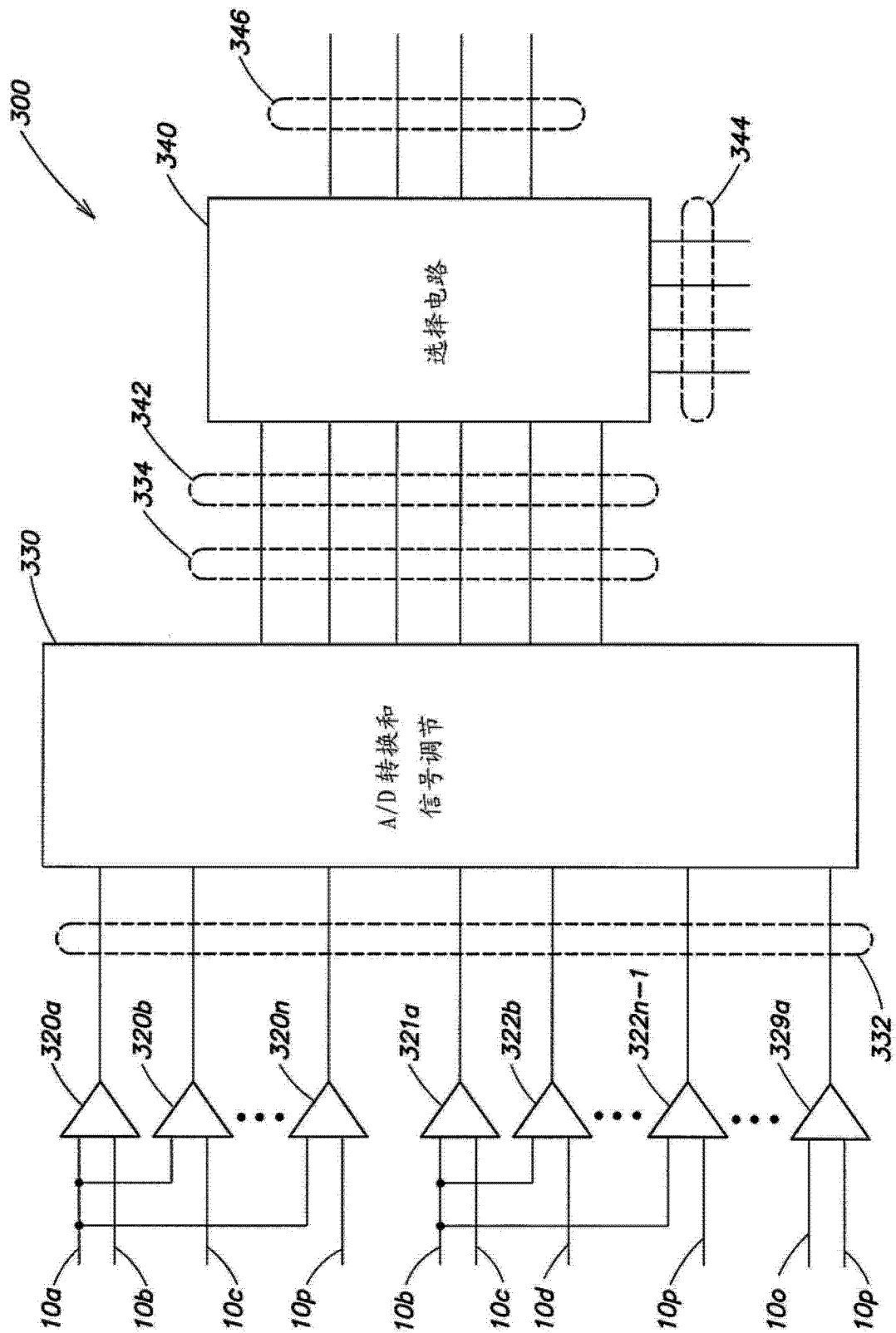


图 3

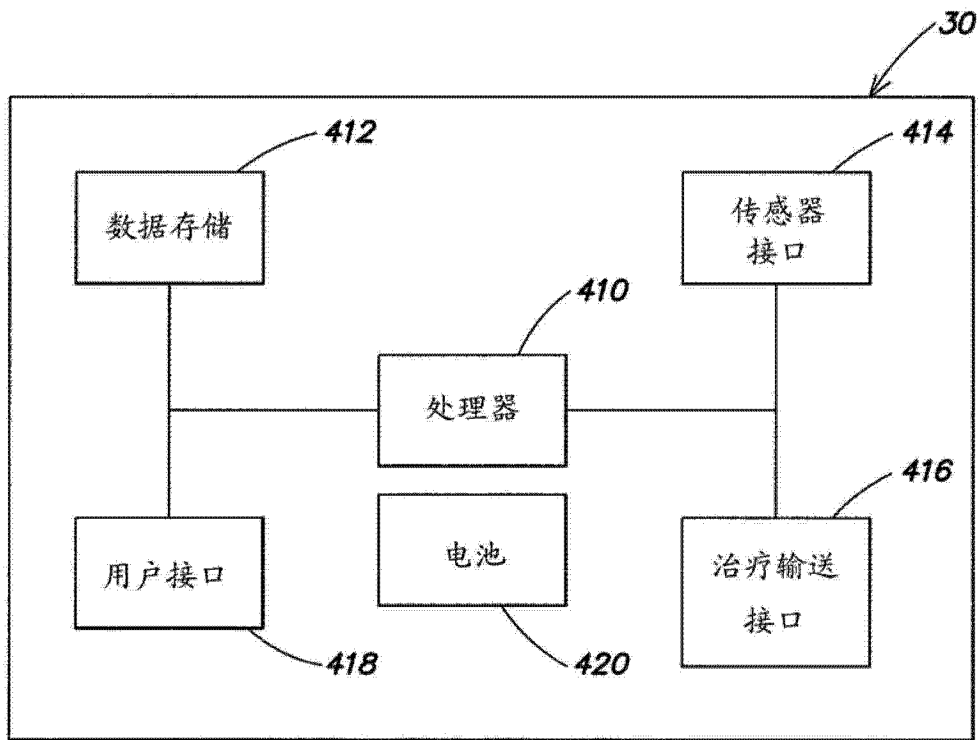


图 4

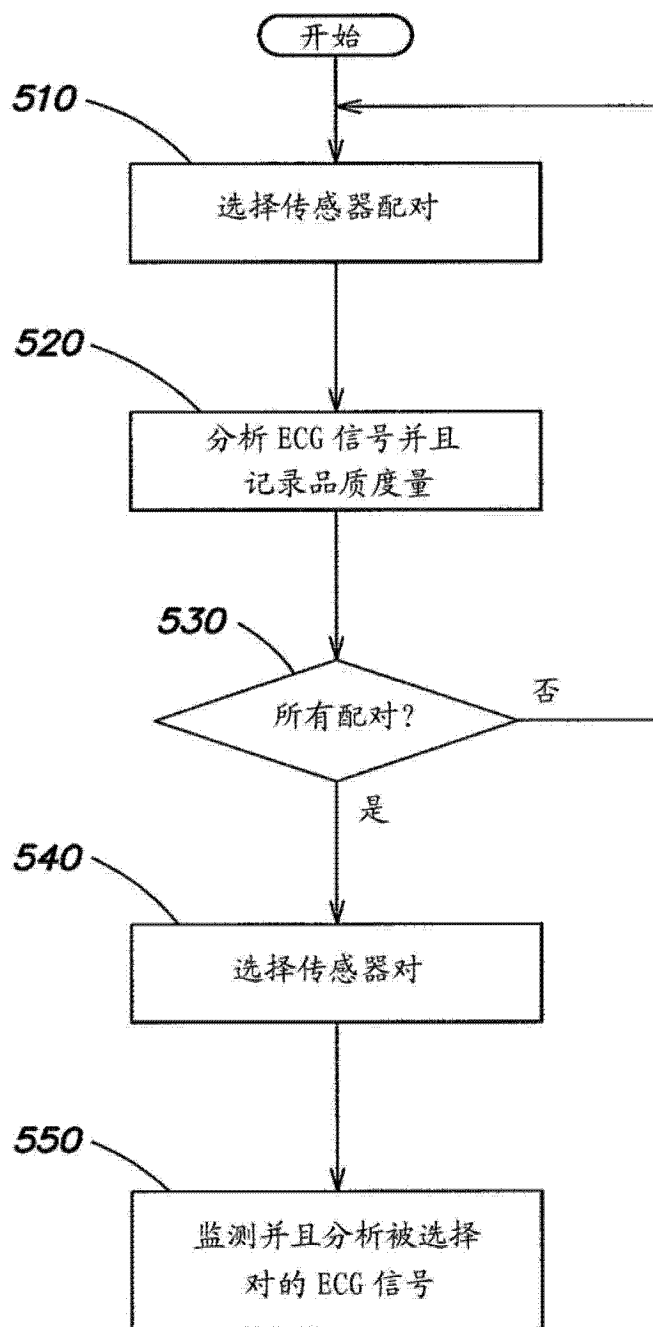


图 5

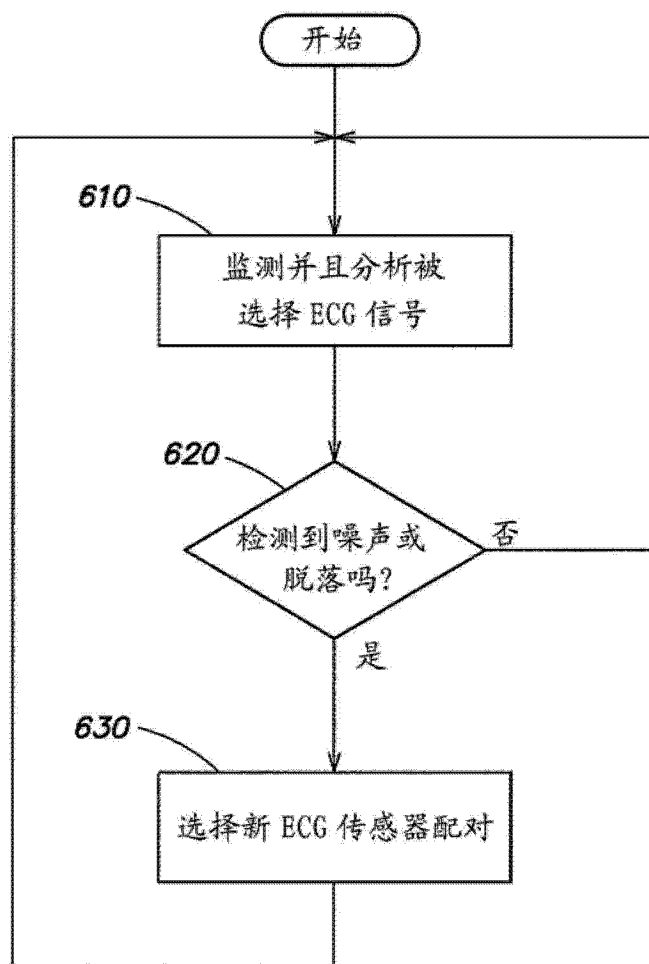


图 6

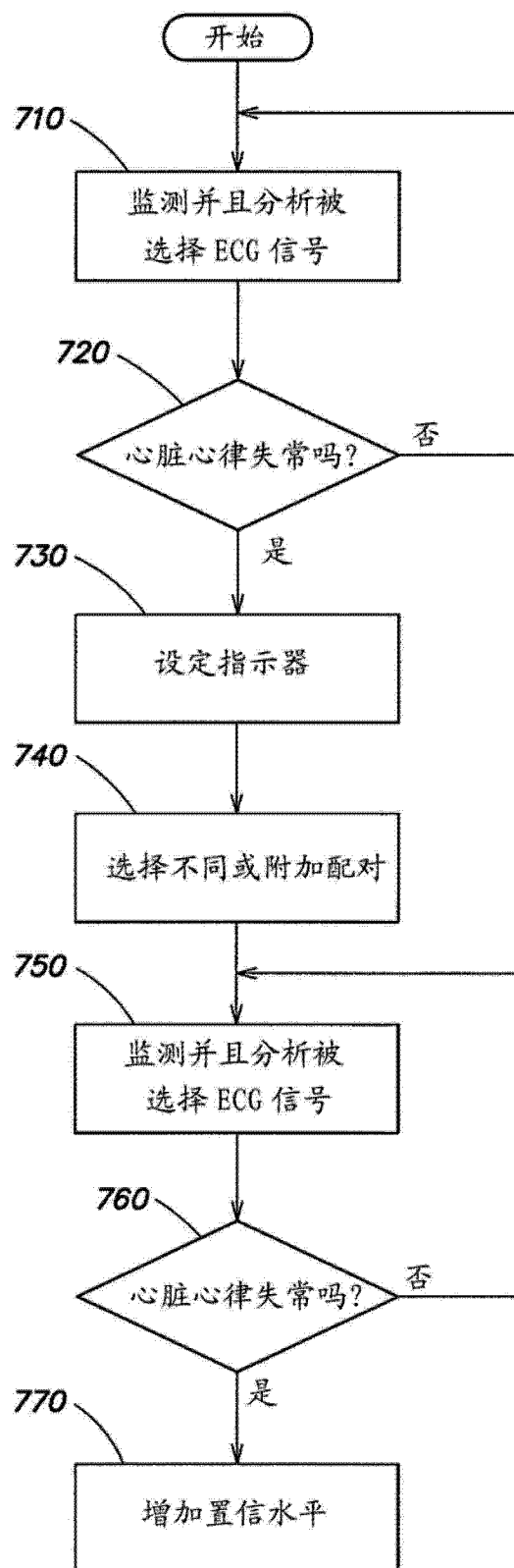


图 7

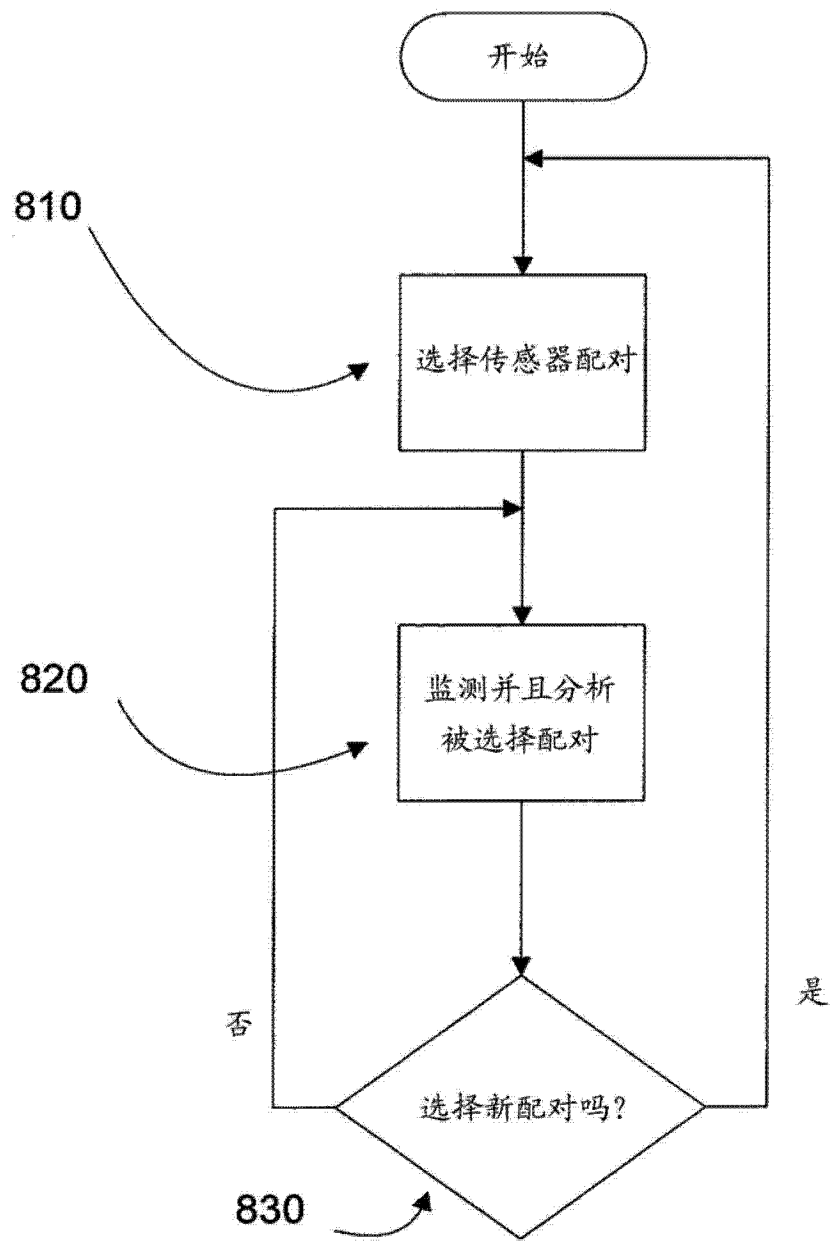


图 8

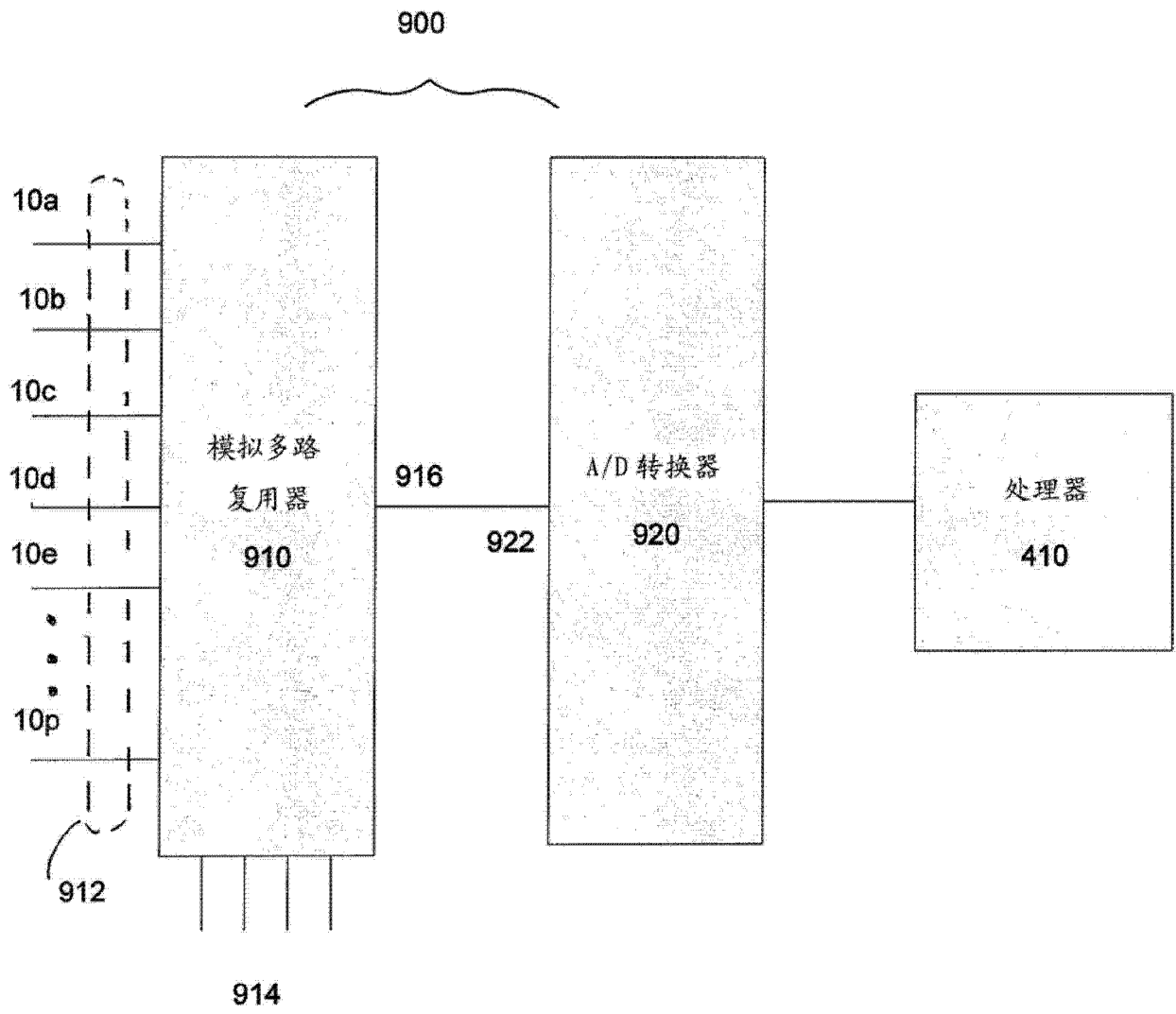


图 9

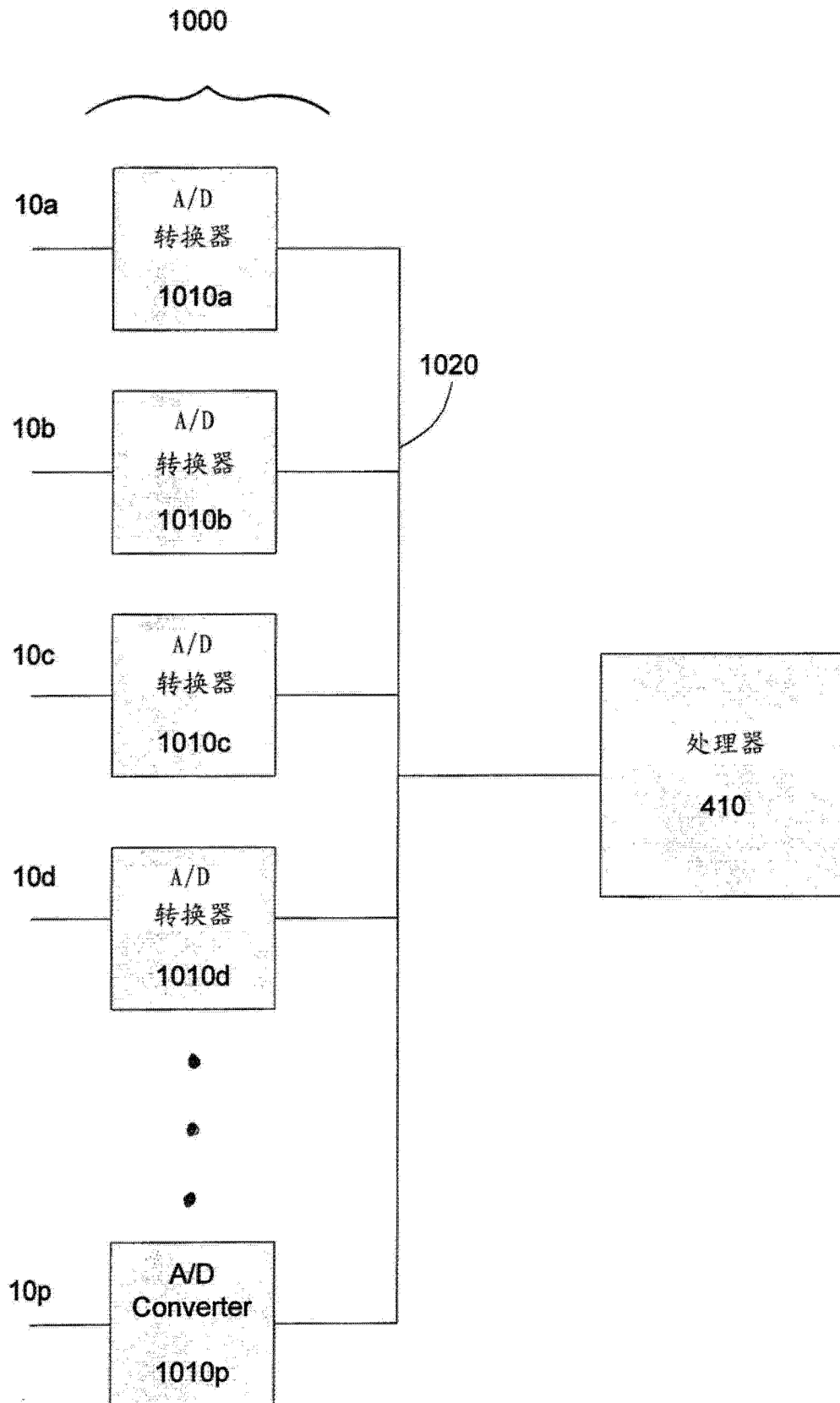


图 10

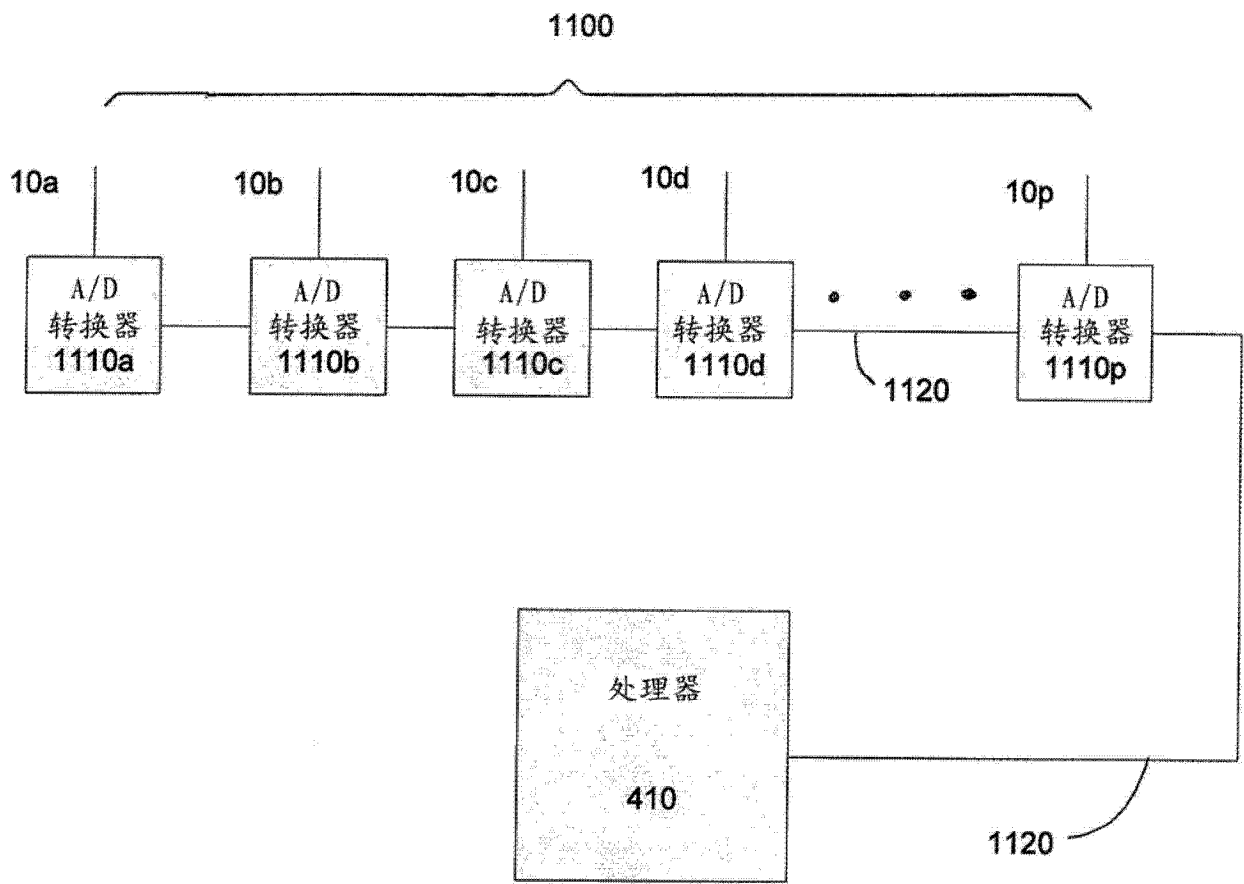


图 11