



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110799096 A

(43)申请公布日 2020.02.14

(21)申请号 201880041403.7

(22)申请日 2018.05.18

(30)优先权数据

15/627,509 2017.06.20 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.12.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/033424 2018.05.18

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/236503 EN 2018.12.27

(71)申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72)发明人 彼得·洛林 大卫·达文波特

茨-珍·卡奥 阿霍霍·奥比

(74)专利代理机构 北京同立钧成知识产权代理有限公司 11205

代理人 马爽 臧建明

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

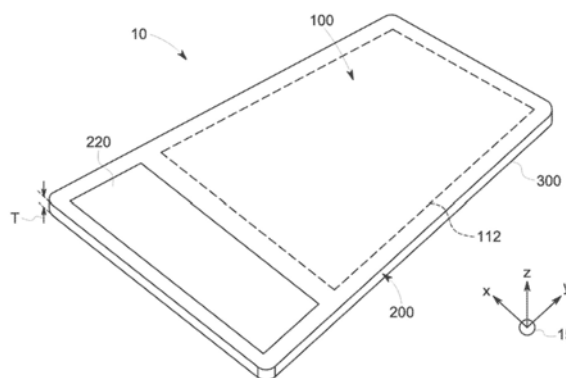
权利要求书3页 说明书14页 附图7页

(54)发明名称

非接触式心率监测

(57)摘要

本文公开了一种装置,该装置包括:非接触式传感器阵列,该传感器阵列适于定位在与患者的位置间隔开并且靠近患者的位置的位置;以及信号处理电路,该信号处理电路与传感器阵列通信,其中信号处理电路被配置用于:使用传感器阵列生成多个时变信号;处理多个时变信号;以及基于处理输出一个或多个指示标识。该装置可适于在包括紧急应用的各种应用中使用,诸如遵循新生儿复苏方案的婴儿安全出生应用。



1. 一种装置,所述装置包括:

非接触式传感器阵列,所述传感器阵列适于定位在与患者的位置间隔开并且靠近所述患者的所述位置的位置;和

信号处理电路,所述信号处理电路与所述传感器阵列通信,其中所述信号处理电路被配置用于:

使用所述传感器阵列生成多个时变信号;

处理所述多个时变信号;以及

基于所述处理输出一个或多个指示标识。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中所述多个时变信号中的一个时变信号由一个或多个传感器输出的函数提供,所述一个或多个传感器输出中的每一个传感器输出是所述传感器阵列中的传感器相对于参考电极的电压输出。

3. 根据权利要求1所述的装置,其中所述装置包括外壳,所述外壳容纳所述传感器阵列以限定传感器板。

4. 根据权利要求1所述的装置,其中所述输出一个或多个指示标识包括将确定的心率输出至显示器。

5. 根据权利要求1所述的装置,其中所述输出一个或多个指示标识包括将确定的心率和与所述确定的心率相关联的确定的置信度输出至显示器。

6. 根据权利要求1所述的装置,其中所述输出一个或多个指示标识包括输出听觉指示标识。

7. 根据权利要求1所述的装置,其中所述输出一个或多个指示标识包括输出听觉指示标识,所述听觉指示标识基于确定的心率。

8. 根据权利要求1所述的装置,其中所述装置被配置为运行指导过程以指导护理者用户执行新生儿复苏方案。

9. 根据权利要求1所述的装置,其中所述装置在所述信号处理电路的计算机可读存储介质中存储用于实施多个候选新生儿复苏方案指导过程的计算机可读指令,并且其中所述装置被配置为基于由使用用户界面的用户定义的选择来运行所述多个候选新生儿复苏方案指导过程中的选定指导过程以指导护理者用户执行新生儿复苏方案。

10. 根据权利要求1所述的装置,其中所述装置被配置为运行指导过程以指导护理者用户执行新生儿复苏方案,其中根据所述指导过程,所述装置执行语音消息指示标识的输出,以指示标识在由所述新生儿复苏方案指定的时间阈值的到期时间时或附近时所述患者的心率。

11. 根据权利要求1所述的装置,其中所述装置被配置为运行指导过程以指导护理者用户执行新生儿复苏方案,其中根据所述指导过程,所述装置执行第一语音消息的输出,以基于第一条件的发生来指定第一护理者过程,所述第一条件是当前时间在所述新生儿复苏方案指定的时间阈值到期之前并且所述患者的心率被确定为低于所述新生儿复苏方案指定的心率阈值的条件,并且其中根据所述指导过程,所述装置执行第二语音消息的输出,以基于第二条件的发生来指定第二护理者过程,所述第二条件是当前时间在所述新生儿复苏方案指定的时间阈值到期之前并且所述患者的心率被确定为高于所述新生儿复苏方案指定的心率阈值的条件。

12. 根据权利要求1所述的装置,其中所述输出一个或多个指示标识包括输出听觉指示标识,所述听觉指示标识基于确定的心率,并且其中所述听觉指示标识是指示标识选自(a)增加的心率和(b)降低的心率的条件的听觉指示标识。

13. 根据权利要求1所述的装置,其中所述输出一个或多个指示标识包括输出听觉指示标识,所述听觉指示标识基于选自无心跳、心率低于低阈值以及心率高于高阈值的确定的报警条件。

14. 根据权利要求1所述的装置,其中所述装置包括便携式柔性外壳,所述便携式柔性外壳容纳所述传感器阵列以限定柔性传感器板,其中所述输出包括将确定的心率和与所述确定的心率相关联的确定的置信度输出至显示器,其中所述输出包括输出听觉指示标识,所述听觉指示标识基于确定的心率。

15. 根据权利要求1所述的装置,其中所述多个时变信号中的一个或多个时变信号由随时间变化的两个或更多个传感器输出的函数提供,所述两个或更多个传感器输出中的每一个传感器输出是所述传感器阵列中的传感器相对于参考电极的电压输出。

16. 根据权利要求1所述的装置,其中所述多个时变信号中的一个或多个时变信号由第一传感器输出和第二传感器输出之间的随时间变化的差信号提供,所述第一传感器输出和所述第二传感器输出中的每一者是所述传感器阵列中的传感器相对于参考电极的电压输出。

17. 根据权利要求1所述的装置,其中所述多个时变信号中的第一多个时变信号中的每个时变信号由一个传感器输出的函数提供,所述第一多个时变信号中的每个时变信号是所述传感器阵列中的传感器相对于参考电极的随时间变化的电压输出,其中所述多个时变信号中的第二多个时变信号中的每个时变信号由两个或更多个传感器输出的函数提供,所述第二多个时变信号中的每个时变信号是相对于参考电极的第一传感器输出和第二传感器输出之间随时间变化的电压差信号。

18. 根据权利要求1所述的装置,其中所述多个时变信号中的时变信号由一个或多个传感器输出的函数提供。

19. 根据权利要求1所述的装置,其中所述处理所述多个时变信号包括在公共时间窗口内处理所述多个时变信号。

20. 根据权利要求1所述的装置,其中所述处理包括根据评分函数对所述多个时变信号中的时变信号进行评分,所述评分函数是加权因子的函数。

21. 根据权利要求1所述的装置,其中所述处理包括根据评分函数对所述多个时变信号中的时变信号进行评分,其中所述评分函数是加权因子的函数,其中所述处理包括使用所述评分函数来选择所述多个时变信号中的一组一个或多个时变信号并且使用所述多个时变信号中的所述一组一个或多个时变信号来确定所述患者的心率。

22. 根据权利要求1所述的装置,其中所述传感器阵列设置在限定柔性传感器板的柔性外壳中。

23. 根据权利要求1所述的装置,其中所述传感器阵列设置在限定柔性传感器板的柔性外壳中,并且其中所述信号处理电路包括由显示器提供的输出设备,所述显示器由外壳支撑,所述外壳容纳所述传感器阵列以限定传感器板。

24. 根据权利要求1所述的装置,其中所述信号处理电路在患者和所述传感器阵列彼此

靠近的10秒或更短时间内执行所述生成、所述处理和所述输出。

25. 根据权利要求1所述的装置,其中所述信号处理电路在患者和所述传感器阵列彼此靠近的3秒或更短时间内执行所述生成、所述处理和所述输出。

26. 根据权利要求1所述的装置,其中所述信号处理电路在滑动窗口基础上迭代地执行所述生成、所述处理和所述输出,使得所述输出迭代地更新。

27. 根据权利要求1所述的装置,其中所述信号处理电路迭代地执行所述生成、所述处理和所述输出,使得所述处理迭代地更新,其中对于所述处理的连续迭代,所述信号处理电路选择所述多个时变信号中的不同的组的一个或多个时变信号以用于确定心率。

28. 根据权利要求1所述的装置,其中所述传感器阵列设置在限定传感器板的外壳中,并且其中所述信号处理电路包括由显示器提供的输出设备,所述显示器由所述外壳支撑,并且其中所述输出包括显示确定的心率或与所述心率相关联的确定的置信度评分中的一者或者多者。

29. 一种方法,所述方法包括:

使用被布置成与患者成非接触关系的非接触式传感器阵列来生成多个时变信号,

处理所述多个时变信号;以及

基于所述处理输出一个或多个指示标识。

30. 根据权利要求29所述的方法,其中所述多个时变信号中的一个或多个时变信号由一个或多个传感器输出的函数提供,所述一个或多个传感器输出中的每一个传感器输出是所述传感器阵列中的传感器相对于参考电极的电压输出。

31. 根据权利要求29所述的方法,其中所述多个时变信号中的一个或多个时变信号由两个或更多个传感器输出的函数提供,所述两个或更多个传感器输出中的每一个传感器输出是所述传感器阵列中的传感器相对于参考电极的电压输出。

32. 根据权利要求29所述的方法,其中所述多个时变信号中的第一组时变信号中的每个时变信号由一个传感器输出的函数提供,所述第一组时变信号中的每个时变信号是所述传感器阵列中的传感器的随时间变化的电压输出,其中所述多个时变信号中的第二组时变信号中的每个时变信号由两个或更多个传感器输出的函数提供,所述第二组时变信号中的每个时变信号是第一传感器输出和第二传感器输出之间随时间变化的电压差信号。

33. 根据权利要求29所述的方法,其中所述传感器阵列设置在柔性外壳中,所述柔性外壳容纳所述传感器阵列以限定柔性传感器板,其中所述输出包括将确定的心率和与所述确定的心率相关联的确定的置信度输出至显示器,其中所述输出包括输出听觉指示标识,所述听觉指示标识基于确定的心率。

非接触式心率监测

背景技术

[0001] 患者监测系统包括被设计成显示关于患者的生理信息的电子监测设备。心电图 (ECG)、脑电图 (EEG)、体积描记信号以及与血压、温度和呼吸相关的信号表示监测设备中包含的典型生理信息。患者监测系统通常还配有警报功能,以向临床医生警示可能影响被监测的患者的重要生理事件。此类系统维护用于确定设备何时触发警报事件的警报配置设置。

[0002] 可在自由空间中从许多不同的源产生电场。针对人体器官 (诸如心脏和大脑) 产生电场。心电图 (ECG) 提供心脏产生的电场的测量结果。测量与人相关的电位的当前方法采用将电极直接固定到患者的皮肤的方式。已观察到需要与患者皮肤直接接触的方法会使患者产生不适。信号生成的时间可以很长,并且包括将电极固定到患者皮肤的建立时间。

[0003] 快速采集心率读数在包括胎儿分娩在内的多种应用中可能尤其重要。目前的临床实践包括国际认可的新生儿复苏方案。该方案利用新生儿的心率来决定是否向新生儿施加呼吸辅助以及将使用什么类型的呼吸干预措施。当前的临床实践涉及护士握住脐带来计量脉搏或使用听诊器来听新生儿的心跳。已经证明这两种方法都是错误的 (已发表在相关文献中)。此外,这些方法仅在固定间隔 (即,在30秒、60秒) 下进行,而不是连续地进行。最后,在分娩室中与其他看护人共享估计的心跳具有一定挑战性,从而导致沟通有误并可能做出错误决定。最新的第7版新生儿复苏方案建议使用ECG监测来提高准确性。然而,此类设备需要通过将新生儿连接到心脏监测器的缆线施加到新生儿的粘合性电极。电极因流体而难以放置在新生儿皮肤上,并且移除或重新定位传感器可能会损伤脆弱的皮肤。缆线会对护士清洁新生儿并施加通气治疗造成妨碍。

发明内容

[0004] 本文示出了一种装置,该装置包括:非接触式传感器阵列,该传感器阵列适于定位在与患者的位置间隔开并且靠近患者的位置的位置处;以及信号处理电路,该信号处理电路与传感器阵列通信,其中信号处理电路被配置用于:使用传感器阵列生成多个时变信号;处理该多个时变信号;以及基于该处理输出一个或多个指示标识。该装置可适于在包括紧急应用的各种应用中使用,诸如遵循新生儿复苏方案的婴儿安全出生应用。

附图说明

[0005] 当参考附图阅读以下详细描述时,将更好地理解本发明的这些和其它特征、方面和优点,附图中相同的符号在整个附图中表示相同的部分,其中:

[0006] 图1是具有传感器阵列和信号处理电路并且被配置为输出心率的装置的框图;

[0007] 图2是容纳传感器阵列并限定传感器板的外壳的透视图;

[0008] 图3是示出结合有具有传感器板的装置的应用环境的透视图;

[0009] 图4是示出心脏运动的信号依赖性以及所产生的噪声和干扰信号源的示意图;

[0010] 图5是示出用于由信号处理电路执行的方法的流程图;

[0011] 图6是示出使用传感器阵列输出的多个时变信号的时序图；

[0012] 图7描绘了用于在由显示器提供的输出设备上显示的用户界面；以及

[0013] 图8是示出传感器和患者之间的居间表面上的电荷分布的示意图，该电荷分布能够产生由运动引起的噪声信号。

具体实施方式

[0014] 图1中示出了用于非接触式心率监测的示例性装置10。装置10可包括传感器阵列100和信号处理电路200。在一个实施方案中，传感器阵列100可包括以一图案布置的多个传感器 X_1 至 X_N 。传感器阵列100可包括一个或多个参考电极110。在一个实施方案中，可存在与传感器阵列100相关联的一个或多个参考电极110。在一个实施方案中，可存在由传感器阵列100中的每个传感器 X_1 至 X_N 共享的一个参考电极110。在一个实施方案中，可存在多个参考电极110，该多个参考电极各自由传感器阵列100中的一个或多个传感器 X_1 至 X_N 共享。在一个实施方案中，可存在与传感器阵列100中的每个传感器 X_1 至 X_N 相关联的一个参考电极110。

[0015] 一个或多个参考电极110可通过直接接触或电容耦合来相对于患者建立参考电压，并且其上可具有电势以使噪声降低并增大有效耦合。在一个实施方案中，一个或多个参考电极110可接地以建立电压基准。在一个实施方案中，可主动驱动一个或多个参考电极110。图1示出了具有传感器 X_1 至 X_N 的传感器阵列100，该传感器阵列可以任何合适的图案布置，以覆盖可放置患者的区域并在患者上方提供可能的冗余覆盖。一个或多个参考电极110（或参考电极阵列）可靠近传感器阵列100中的传感器 X_1 至 X_N 放置。在一个实施方案中，传感器阵列100可包括两个或更多个传感器，并且在一个实施方案中，可包括以 $M \times M$ 图案（例如， 4×4 图案）布置的16个传感器，但传感器阵列100可包括以任何图案布置的任何数量的传感器。在一个实施方案中，每个传感器 X_1 至 X_N 可由耦合到高阻抗放大器的电极提供。

[0016] 在一个实施方案中，信号处理电路200可基于处理器。在一个实施方案中，信号处理电路200可包括用于与例如传感器阵列100和/或一个或多个外部处理电路通信的一个或多个输入/输出接口设备210。一个或多个输入/输出接口设备210可包括相关联的模数和/或数模电路，用于促进与传感器阵列100的双向信号通信。信号处理电路200还可包括一个或多个中央处理单元（CPU）212、一个或多个存储器设备214（例如，随机存取存储器（RAM）和/或高速缓存存储器）、一个或多个存储设备216以及一个或多个输出设备220。一个或多个存储器设备214和/或一个或多个存储设备216可限定信号处理电路200的有形计算机可读存储介质。信号处理电路200可包括电源222，该电源可以是基于电池的电源，以有利于信号处理电路200的移动操作。在一个实施方案中，可例如通过具有或不具有相关联的触摸屏和/或一个或多个音频输出设备（例如，扬声器）的一个或多个显示器来提供一个或多个输出设备220。在一个实施方案中，设备210、212、214、216、220和222经由系统总线218进行通信。信号处理电路200可将数据输出到装置10的由如图1所示的总线连接输出设备提供的输出设备220，并且/或输出到装置10的被提供为经由输入/输出接口设备210与信号处理电路200进行通信的输出设备的输出设备220。

[0017] 参考图2，装置10可包括外壳300，可例如通过薄型外壳，例如原本可称为“薄板”轮廓的“板”轮廓，提供该外壳。在图2的实施方案中，可提供外壳300，使得装置10限定薄型形状因数。在一个实施方案中，外壳300可容纳传感器阵列100以限定传感器板。在一个实施方

案中,外壳300可具有基本上均匀的厚度T。在一个实施方案中,厚度T可为约5.0厘米或更小。在一个实施方案中,厚度T可为约2.0厘米或更小。在一个实施方案中,厚度T可为约1.0厘米或更小。在一个实施方案中,厚度T可为约5.0mm或更小。在一个实施方案中,厚度T可为约1.0mm或更小。在一个实施方案中,限定传感器板的外壳300可以是柔性的并且/或者可以适形于患者身体。

[0018] 在一个实施方案中,传感器阵列100中的每个传感器 X_1 至 X_N 可以是圆盘形的,并且可以包括大致平坦的顶表面和大致平坦的底表面。在一个实施方案中,传感器阵列100中的每个传感器 X_1 至 X_N 可具有约5.0厘米或更小的厚度(在平行于参考坐标系15的z轴的方向上)。在一个实施方案中,传感器阵列100中的每个传感器 X_1 至 X_N 可具有约2.0厘米或更小的厚度。在一个实施方案中,传感器阵列100中的每个传感器 X_1 至 X_N 可具有约1.0厘米或更小的厚度。在一个实施方案中,传感器阵列100中的每个传感器 X_1 至 X_N 可具有约5.0厘米或更小的厚度。在一个实施方案中,传感器阵列100中的每个传感器 X_1 至 X_N 可具有约1.0mm或更小的厚度。根据有利于薄型的一个实施方案,传感器阵列100中的每个传感器 X_1 至 X_N 可被布置为使得传感器的顶部平坦表面与传感器阵列100的每个其他传感器大致共面。在此类实施方案中,传感器阵列100中的每个传感器 X_1 至 X_N 可视为设置在公共高度处。从顶视图看(大致与图2所示的参考坐标系15的z轴平行),传感器阵列100中的每个传感器 X_1 至 X_N 可在x方向(平行于参考坐标系15的x轴)和/或y方向(平行于图2的参考坐标系15的y轴)上等距间隔开,并因此可呈现大致如图1所示的俯视图(平行于图2的参考坐标系15的z轴的方向上的视图)的空间分布。在一个实施方案中,传感器阵列100中的传感器 X_1 至 X_N 可彼此间隔开,并且常常可设置在与参考坐标系15(图2)的x-y平面平行的平面中。

[0019] 外壳300可被配置为容纳如图1所示的装置10的部件。例如,在外壳300内通常由虚线边界112指示的区域中,可容纳包括传感器 X_1 至 X_N 的传感器阵列100和一个或多个参考电极110。外壳300还可支撑在图2的实施方案中可通过显示器提供的输出设备220。

[0020] 在一个实施方案中,外壳300可容纳信号处理电路200的一个或多个部件。限定信号处理电路200的部件可分布在外壳300的整个内部。可使用各种材料来提供外壳300,这些材料例如为尼龙、丙烯酸、聚氯乙烯、聚乙烯、聚丙烯、聚碳酸酯、酚醛树脂、环氧树脂和/或三聚氰胺。外壳300可以是刚性的或柔性的。从自上而下的视角,例如在平行于由参考坐标系15(图2)指示的z轴的方向上看,外壳300的形状可以是矩形,但也可以是例如圆形、椭圆形或任意形状。

[0021] 在图2所描绘的实施方案中,信号处理电路200可完全分布在外壳300内。然而,在另一个实施方案中,装置10的信号处理电路200相对于外壳300可完全分布在外部。在另一个实施方案中,信号处理电路200可部分地分布在外壳300的内部并且部分地分布在外壳300的外部。限定传感器板的外壳300可适于便携式。在使用期间限定传感器板的外壳300可例如设置为患者护理环境中的患者寝具的一部分。在使用期间,限定传感器板的外壳300可例如支撑在将患者保持在患者护理环境中的人(例如,抱着新生儿的母亲)身上。限定传感器板的外壳300可以是便携式的,并且在使用期间可在患者护理环境中的各位置之间移动。

[0022] 在一个实施方案中,外壳300可具有薄型特征以有利于容易地插入到床垫套或毯子下方,并且可以是柔性的以更好地适形于患者。外壳300可容纳信号处理电路200,该信号

处理电路可包括具有到外壳300外部的设备链路的处理和电力电子器件。该链路可以是无线的或有线的,并且可用于传送控制、数据和/或电力。可由显示器提供的输出设备220可显示结果数据。一个或多个输出设备220可由显示器提供,并且可由外壳300支撑,并且/或者可提供在外壳300的外部。

[0023] 图3示出了装置10的示例性环境。在图3中所描绘的示例性应用中,装置10可用于新生儿护理环境1000中。如图3所示,环境1000可包括可被称为婴儿取暖器的新生儿辐射取暖器400,该婴儿取暖器可包括用于支撑新生儿患者410的床垫402。如图3所示,限定传感器板的外壳300可设置在床垫402上,使得床垫402支撑限定的传感器板。可将一个或多个毯子412设置在外壳300上方,并且可将患者410放置在一个或多个毯子412上。在一个用例中,外壳300可以是便携式的,并且可在各种位置之间移动,例如可在支撑在床垫402上和毯子412下方的第一位置和由母亲腹部支撑的第二位置之间移动。为了增大便携性,设置在外壳310内的例如限定信号处理电路200的整体或一部分的部件可经由由电池电源提供的电源222进行供电。

[0024] 装置10可向患者诸如新生儿提供心率监测。装置10可由多个传感器组成,该多个传感器限定设置在外壳300内的传感器阵列100,以限定可插入到患者(诸如新生儿)下方和任何表面(诸如,毯子,或床垫,或母亲的胸部或腹部)上的可移动垫。装置10可具有用于以下操作的电子器件:非接触式心率测量,信号调节和处理,以及在限定传感器板的外壳300上和/或在外壳300外部的显示器上的显示,该外壳可以是柔性的和适形的。装置10即使在患者诸如新生儿移动的情况下也可实现快速心率测量,并且对新生儿相对于传感器阵列100的位置具有一定容忍性。在一个实施方案中,传感器阵列100的尺寸以及该传感器阵列所包括的传感器的数量足以使得可适应从新生儿到较大婴儿到成人的患者的一系列尺寸。

[0025] 可使用传感器阵列100中的一个或多个非接触传感器生成的信号进行数字采样。可使用传感器阵列100中的多个非接触传感器生成的信号进行数字采样和组合。在一个实施方案中,信号处理电路200可选择最佳信号以最小化患者或护理人员运动的影响。装置10可提供数字心率显示以及数据质量指示和/或检测到的心脏R波搏动的简单视觉或听觉指示。装置10可提供对结果的快速获取和显示,以及应用用户指定的包括阈值的配置数据,并且可用于引导恢复协议。

[0026] 装置10可支持通过多个毯或塑料层在传感器阵列100和患者410之间进行测量。由外壳300限定的传感器板可以是柔性的以适形于放置在其上的对象,其可包括例如本文所述的被褥、患者或母亲的胸部或腹部(如果患者是新生儿,诸如放置在其母亲身上的刚出生的新生儿)。外壳300,该外壳容纳传感器阵列100并且限定传感器板可以是一次性的或可重复使用的,经过适当的清洁和消毒以使得能够分别使用具有外壳300的装置10,例如用于新生儿分娩的分娩室或手术室。

[0027] 参考图5的流程图,装置10的信号处理电路200(图1)可被配置为执行参考图5的流程图所示的方法500。在框510处,信号处理电路200可使用传感器阵列(例如,传感器阵列100)来执行生成多个时变信号。在框520处,信号处理电路200可执行对所述多个时变信号的处理。在框530处,信号处理电路200可基于该处理来执行对一个或多个指示标识的输出。

[0028] 参考图4,本文的实施方案认识到,参考一个或多个参考电极110的电压,由传感器阵列100的传感器 X_1 至 X_N 处的电压提供的传感器输出可提供有用的信息。本文的实施方案认

识到,除了患者自身的身体电势之外,传感器例如一组传感器 X_1 至 X_N 中的 X_1 的电压还可受到多个电势源的影响,包括源自运动、摩擦电效应和外部环境电噪声的噪声电势。参考图4,其示出了代表性传感器 X_1 、一个或多个参考电极110、外壳300、毯412和患者410。本文实施方案认识到,参考一个或多个参考电极110的电压在传感器 X_1 处测量的电压可随患者势能 $\phi_{\text{患者}}$ 、噪声势能 $\phi_{\text{噪声}}$ 和参考势能 $\phi_{\text{参考}}$ 变化。传感器电压 $V_{\text{传感器}}$ 可如下表示:

[0029] $V_{\text{传感器}} = f(\phi_{\text{患者}}, \phi_{\text{噪声}}, \phi_{\text{参考}})$ 公式1

[0030] 为了实现方法500,信号处理电路200可处理一个或多个传感器输出以产生多个时变信号。在多于一个传感器输出可指示心率的情况下,所述多个时变信号可产生各自具有估计数据质量(QHR)的心率(HR)的多个估计。不同传感器输出和/或传感器输出的组合可用于在患者移动或与其交互时的不同时间提供可靠测量,并且该冗余提供更一致的总体心率测量。装置10可评估多个时变信号以产生心率的单个估计和与确定的心率相关联的置信度值。装置10可例如经由显示器和/或听觉指示来清楚地表示确定的心率和/或与确定的心率相关联的确定的置信度级别。由信号处理电路200提供的时变信号可使用随时间变化的单个传感器输出或随时间变化的传感器输出的组合来提供。本文的实施方案认识到,基于传感器输出的组合来提供时变信号可提高信噪比,例如由于信号或噪声消除增加中的一者或多者而引起的结果。本文的实施方案认识到,空间分离的信号源(例如,传感器阵列100的间隔开的第一传感器和第二传感器)可产生表示共同心脏运动事件的相等且相反的信号。因此,减去此类信号可产生信号强度增大的信号。在间隔开的第一传感器和第二传感器共享公共电荷分布的情况下,从源中减去信号可产生由噪声消除引起的噪声降低的信号。

[0031] 参考框510,信号处理电路200可使用传感器阵列100来执行生成多个时变信号。在一个实施方案中,所述多个时变信号中的每个时变信号可由一个或多个传感器输出的函数提供。在一个实施方案中,所述多个时变信号中的每个时变信号可由两个或更多个传感器输出的函数提供。在一个实施方案中,如参考公式2-4所示,所述多个时变信号中的每个时变信号可由两个传感器输出的函数提供,并且更具体地,可由第一传感器输出和第二传感器输出之间的差分信号提供。如本文所述的传感器输出可以是相对于一个或多个参考电极110的电压的传感器输出电压。信号处理电路200可控制一个或多个参考电极110的电压,以降低传感器输出的噪声。

[0032] 在传感器阵列100由具有执行框510信号处理电路200的传感器 X_1 至 X_{16} 的4x4传感器阵列的16个传感器提供情况下,多个时变信号 S_1 至 S_{120} 可如下提供。

[0033] $S_1(t) = V_{X1}(t) - V_{X16}(t)$ 公式2

[0034] $S_2(t) = V_{X2}(t) - V_{X16}(t)$ 公式3

[0035] $S_{120}(t) = V_{X1s}(t) - V_{X16}(t)$ 公式4

[0036] 在参考公式2-4所述的示例中, $V_{X_i}(t)$ 表示时变信号,前提是传感器输出使用一个或多个滤波过程(例如,通过陷波、带通、卷积和/或其他滤波)进行滤波。在所述示例中,可使用传感器阵列100来提供如参考公式2-4所示的第一传感器输出和第二传感器输出之间的随时间变化的差分电压。本文的实施方案认识到,不同的传感器可经历类似的噪声条件。因此,本文的实施方案认识到,形成适当加权的传感器线性组合可提供用于减小共模噪声或增强信号的装置。为了提供差值,电压信号处理电路200可迭代地读取传感器阵列100的传感器的传感器输出的不同组合,并且可处理输出以随时间提供差值。可提供差分电压以

表示传感器阵列100和患者410的不同空间区域处的不同电势。

[0037] 图6的时序图进一步示出了装置10的特征,其具有示出时变信号 S_1 的时间轴610、示出时变信号 S_2 的时间轴612,以及示出时变信号 S_{120} 的时间轴614。参考时序图602,示出了所述多个时变信号 S_1 至 S_{120} 的一些信号可表示患者的心脏运动,并且其他信号可不表示患者的心脏运动,并且可由于包括电噪声或运动伪影的其他信号源而引起。参考时序图602,可以看到信号 S_1 和 S_{120} 可包括间隔一致的规则峰6021-6024 (S_1) 和6141-6144 (S_{120}),因此可视为具有代表性的患者的心脏运动。另一方面,信号 S_2 包括不具有一致间隔图案的不规则峰6121-6123。应用基于规则的处理,信号处理电路200可确定信号 S_2 不表示患者的心脏运动。本文公开了用于处理信号 S_1 至 S_{120} 的各种过程,以快速有效地将非心脏运动表示信号与心脏运动表示信号区分开。

[0038] 在一个实施方案中,用于处理信号 S_1 - S_{120} 的信号处理电路200可对时变信号 S_1 - S_{120} 进行评分,并且可选择这些信号中的一些作为用于基于评分提供心率的心脏运动表示信号。在一个实施方案中,可提供评分函数,如公式5所示。

[0039] 分数= $W_1F_1+W_2F_2+W_3F_3+W_4F_4+W_5F_5+W_6F_6$ 公式5

[0040] 其中 F_1 - F_6 为因子,并且 W_1 - W_6 为与各种因子相关联的相应权重。可使用的因子的示例包括:(F_1) 间隔方差;例如,连续峰之间的间隔之间的小方差可视为指示心跳;(F_2) 一组峰的平均振幅;(F_3) 峰方差;(F_4) 峰间隔的标准偏差;(F_5) 由间隔平均值归一化的间隔的归一化标准偏差;(F_6) 绝对峰振幅。信号处理电路200可使用更少因子或更多数量的因子来对多个时变信号 S_1 - S_{120} 进行评分。为了使用公式5提供分数,除了数学操作数之外或代替数学操作数,信号处理电路200还可采用逻辑操作数;例如,在满足相对于第二因子的要求的条件下,第一因子的权重可趋于零或特定值。信号处理电路200可经由参考表A所述的滑动窗处理方法来对所述多个时变信号 S_1 - S_{120} 进行处理。

[0041] 在参考公式1至公式5所述的示例中,多个时变信号可包括120个信号,例如信号 S_1 - S_{120} 。信号处理电路200可提供更多数量的时变信号或更少数量的时变信号,例如,可包括所述多个时变信号 S_1 - S_K 。在一个实施方案中,信号处理电路200可提供所述多个时变信号 S_1 - S_{136} ,其中信号 S_1 - S_{120} 为公式1至公式4中所示的时变信号,并且信号 S_{121} - S_{136} 为通过单独对各个相应传感器 X_1 至 X_N 中的单独传感器的传感器输出(例如,参考参考电极的电压的传感器电压)随时间进行采样提供的时变信号的16倍。信号处理电路200可经由参考表A所述的滑动窗处理方法来对所述多个时变信号 S_1 - S_{136} 进行处理。在所述示例中,信号处理电路200可处理时变信号 S_1 - S_{120} ,前提是基于随时间变化的成对传感器输出的函数,并且时变信号 S_{121} - S_{136} 可基于随时间变化的单独传感器输出来提供。在另一个实施方案中,多个时变信号 S_1 - S_K 的信号子集或全部可基于由传感器阵列100的传感器输出的随时间变化的三个或更多个传感器输出的函数来提供。

[0042] 根据基于评分函数公式5的输出来描述的示例,信号处理电路200在一个实施方案中可选择时间变化信号 S_1 - S_K 中的一个或多个信号用于确定心率。信号处理电路200可基于评分函数公式5的输出将质量分数(QHR)与 S_1 - S_K 中的每个信号相关联。在一个实施方案中,信号处理电路200可使用根据评分函数公式5从多个时间变化信号 S_1 - S_K 中选择的具有最高分数的单个信号来输出心率。例如,信号处理电路200可基于选定信号的峰之间的定时来输出心率。在一个实施方案中,信号处理电路200可使用根据评分函数公式5从多个时间变化

信号 S_1 - S_K 中选择的具有最高的 N ($N \geq 2$) 个分数的一组信号来输出心率。例如, 信号处理电路200可基于选择的这组 N 个信号的峰之间的平均定时来输出心率。基于例如使用公式5的评分函数分数来确定的质量分数(QHR) 可与基于多个时间变化信号 S_1 - S_K 并基于选择的 N 个信号来确定的输出心率相关联。向用户提供(例如, 针对显示的波形和/或显示的心率的) 质量分数的指示可带来益处。例如, 在质量分数随时间推移而下降的情况下, 可提示护理者用户进行心率的交替测量。

[0043] 信号处理电路200可被配置为使得由信号处理电路200执行的处理可适于变化的条件, 包括患者(例如, 新生儿) 改变位置。本文的实施方案认识到, 多个时间变化信号 S_1 - S_K 中最能表示患者心脏运动的信号可预期随着变化的条件(包括患者改变位置) 而变化。为了配置信号处理电路200以基于变化的条件来自适应地确定心率, 信号处理电路200可被配置为根据公式5的评分功能迭代地提供更新的分数, 并且因此可被进一步配置为基于评分函数的结果来迭代地更新以迭代地更新从多个时间变化信号 S_1 - S_K 中选择的一或多个用于确定心率的信号。

[0044] 在一个实施方案中, 信号处理电路200可被配置为使用公式5迭代地对多个时间变化信号 S_1 - S_K 的信号进行评分, 并且迭代地执行一个或多个信号的选择以用于在滑动窗口基础上迭代地确定心率。滑动窗口的每个窗口可具有相关联的预先确定的滑动窗口时标, 例如, 在一个实施方案中, 该时标可检查信号的 Q 秒(例如, 3秒) 时间段。每个时间窗口的时间段可在终止时间之前 Q 秒开始并且可在终止时间终止。因此, 通过执行滑动窗口处理, 信号处理电路200可丢弃旧的/过时的信号值, 使得归因于在当前时间窗口开始之前患者处于先前位置处的信号值不影响基于当前时间窗口的处理来执行的当前心率确定。信号处理电路200可被配置为以预先确定的间隔(例如, 在一个示例中, 以每秒一次) 来执行更新分数和信号选择。在信号处理电路200在最近的时间窗口终止之前开始当前时间窗口的情况下, 信号处理电路200可被视为执行重叠的滑动窗口处理。可由信号处理电路200执行的滑动窗口处理的其他方面在下文参考表A的例示性示例示出, 其中 $Q=3$ 。

[0045] 表A

[0046]

窗口顺序	时间段(秒)	选择的信号(最高分数)
1	0-3	S_{16}
2	1-4	S_{16}
3	2-5	S_{82}
4	3-6	S_{111}
5	4-7	S_{111}
6	5-8	S_{111}
...	...	...
55	54-57	S_{50}
56	55-58	S_{50}
...	...	...
126	125-127	S_{12}
127	126-128	S_{51}
...	...	...

[0047] 参考表A,针对每个时间窗口,信号处理电路200可处理多个时间变化信号 S_1-S_k 中的每个信号以使用公式5对多个时间变化信号 S_1-S_k 中的每个信号进行评分,并且可选择多个时间变化信号 S_1-S_k 中的最高评分信号作为用于确定心率的信号。根据表A示出的处理,信号处理电路200可使用最高评分信号来确定心率。根据另一个实施方案,信号处理电路200可使用最高的N个评分信号来确定心率(例如,单独使用不同信号来使用心率的平均值)。参考表A,多个信号 S_1-S_k 中确定的最高评分信号可在各窗口之间变化,但不需要在各窗口之间变化。

[0048] 本文的实施方案认识到,在受限时间段内输出确定的心率可是有利的。特别是新生儿在出生后立即面临风险。信号处理电路200可被配置以用于心率的快速输出。典型的心率范围在约20次至约200次每分钟(BPM)之间。在各种实施方案中,信号处理电路200可被配置为基于输出时间变化信号(例如, S_1-S_k)的第一连续峰和第二连续峰来输出心率。在图6的代表性示例中,指示了心率指示信号,其中心率具有约120BPM的值。在一个实施方案中,信号处理电路200可被配置为在第二检测到的峰的加上处理延迟时间(其可为最小限度的)的时间段内输出心率。由于表示心脏运动的第一峰和第二峰可在一秒或更短时间内发生,因此信号处理电路200可使用具有减少延迟的特点的硬件和/或软件在一秒或更短时间内输出心率。实际上,可使用包括附加处理时间(包括例如2s或更短时间,或3s或更短时间)的附加处理以提高准确性和可靠性。通过检查第一峰、第二峰和第三峰,信号处理电路200能够例如关于间隔方差作出准确性更高的确定。在一个实施方案中,信号处理电路200可被配置为在取决于观察到的峰的数量的一段时间内提供心率。因此,在一个实施方案中,信号处理电路200可针对更快的心率更快地提供心率数据。在一个实施方案中,信号处理电路200可被配置为响应于观察到两个峰而提供心率数据,并且因此在心率为约200BPM的情况下在约0.6秒内提供心率数据。在一个实施方案中,信号处理电路200可被配置为响应于观察到三个峰(在另一个实施方案中响应于观察到P个峰)而提供心率数据。

[0049] 图7示出了用于在由显示器提供的输出设备220上显示的用户界面700。在区域710中,用户界面700可显示一个或多个波形。所述一个或多个波形可表示一个或多个时间变化信号 S_1-S_k 或可表示多个时间变化信号的组合作用。区域710可包括控制,例如滚动功能,该滚动功能允许用户滚动表示不同信号的不同波形。在一个实施方案中,装置10可被配置为使得区域710默认根据依照当前时间窗口处理的当前最高评分时间变化信号 S_1-S_k 来显示波形。区域710可包括各种数据可视化特征,例如,可以不同于表示确定的更低评分和更低质量信号的波形(例如,它们可显示为红色)的颜色(例如,绿色)来显示表示确定的更高评分和更高质量信号的波形。在区域714中,用户界面700可显示例如输出数据,诸如患者的当前心率(HR)和与当前心率相关联的质量分数(QHR),以及根据由用户定义的配置数据的各种其他数据。如本文所述将一个或多个指示标识输出在显示器上可包括输出基于数据的文本(例如,基于指定心率的数据的文本)和/或置信度(例如可由质量分数(QHR)指示的置信度)。使用区域716,用户可定义配置数据。使用区域716定义的配置数据可包括例如用于定义如参考方法500(该方法如参考图5所述)所述的生成、处理和/或输出的任何方面的属性的配置数据。使用区域716定义的配置数据可包括例如用于指定在评分函数(例如,如公式5所述)中使用的因子和与各个因子相关联的权重的配置数据。使用区域716定义的配置数据可包括例如用于定义和/或选择用于激活如本文所述的新生儿复苏引导过程的配置数据。

本文的实施方案认识到,在不同应用中,不同信号属性可定义更好的信号质量指示标识。使用区域716定义的配置数据也可包括例如用于定义在区域710中输出的波形信息和在区域714中输出的其他输出数据或以其他方式的视觉输出和/或音频输出的配置数据。

[0050] 一个或多个输出设备220可包括一个或多个音频输出设备(例如扬声器)。信号处理电路200可被配置为输出除视觉信息之外的音频信息或代替视觉信息的音频信息。在一个实施方案中,信号处理电路200可被配置为响应于提供心率确定的信号处理电路200而输出音频指示标识(例如,一个或多个哔哔声)。在一个实施方案中,信号处理电路200可被配置为输出(例如,具有一连串哔哔声的)音频指示标识,该音频指示标识是基于被选择用于提供心率读数的时间变化信号的峰序列的定时来定时的。在一个实施方案中,信号处理电路200可被配置为输出(例如,具有警报器音频输出的)音频指示标识以在检测不到心率时或检测到低于低阈值或高于高阈值的心率时发出警报信号。在一个实施方案中,信号处理电路200可被配置为输出被提供用于指示心率上升的状况的(例如,由语音消息提供的)音频指示标识。在一个实施方案中,信号处理电路200可被配置为输出被提供用于指示心率下降的状况的(例如,由语音消息提供的)音频指示标识。由信号处理电路200提供的音频信息可指导各种紧急方案,诸如在患者410为新生儿的情况下的新生儿复苏方案。

[0051] 在各种实施方案中,装置10的特征使得装置10适合在包括紧急应用的各种应用中使用,诸如遵循新生儿复苏方案的婴儿安全出生应用。限定传感器板的外壳300可为便携式的,并且可快速定位在靠近患者的当前或预期位置的位置,例如由床垫支撑。装置10可被配置为使得传感器阵列100在操作以输出心率数据时与患者成非接触关系。因此,不需要耗时的设置。装置10可响应于装置10和患者彼此接近而处理代表患者心脏运动的时变信号。装置10可被配置为使得装置10向护理者用户和/或患者用户提供由处理电路200确定的指示标识的实时输出。装置10可输出用于显示的视觉指示标识和/或音频指示标识。

[0052] 在一个实施方案中,装置10可被配置为向护理者提供指导以遵循新生儿复苏方案。例如,美国心脏协会发布了称为《新生儿复苏法则》的新生儿复苏方案,护理者通常遵循该方案。参见M.WICKOFF等人,“2015 American Heart Association Guidelines Update for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care-Part 13: Neonatal Resuscitation,”Circulation, AHA Journals, 第132卷,第18期,2015年11月3日。为了遵循复苏方案,可以在第一时间和心率条件(在特定时间阈值之前的条件并且心率低于特定心率阈值)下建议第一组护理程序,可以在第二时间和心率条件(在特定时间阈值之前的条件并且心率高于特定心率阈值)下建议第二组护理程序,可以在第三时间和心率条件(在特定时间阈值之后的条件并且心率低于特定心率阈值)下建议第三组护理程序,以及在第四时间和心率条件(在特定时间阈值之后的条件并且心率高于特定心率阈值)下建议第四组护理程序。本文的一组护理程序可包括一个或多个护理程序。

[0053] 为了遵循美国心脏协会发布的《新生儿复苏法则》提供的复苏方案,可以在第一时间和心率条件(在特定时间阈值(1分钟)之前的条件并且心率低于特定心率阈值(100BPM))下建议第一组护理程序(例如,PPV,执行 S_pO_2 监测,考虑ECG监测),可以在第二时间和心率条件(在特定时间阈值(1分钟)之前的条件并且心率高于特定心率阈值(100BPM))下建议第二组护理程序(例如,定位和清除,根据需要补充 O_2 ,考虑CPAP,复苏后)),可以在第三时间和心率条件(在特定时间阈值(1分钟)之后的条件并且心率低于特定心率阈值(100BPM))下建

议第三组护理程序(例如,检查胸部运动,通气纠正步骤),以及在第四时间和心率条件(在特定时间阈值(1分钟)之后的条件并且心率高于特定心率阈值(100BPM))下建议第四组护理程序(例如,复苏后)。

[0054] 为了配置装置10以向护理者提供指导来遵循新生儿复苏方案,装置10可被配置为针对由婴儿安全出生的当前时间或新生儿心率中的一者或多者指定的条件执行监测,并且可基于监测输出一个或多个视觉和/或音频指示标识。装置10可被配置为运行一个或多个新生儿复苏方案指导过程。当运行新生儿复苏方案指导过程时,装置10可向护理者用户提供指导以遵循复苏方案。在一个实施方案中,基于由使用用户界面700的用户定义的选择,装置10可被配置为运行在表B中总结的一组候选复苏方案指导过程中的一个选定的复苏方案指导过程。

[0055] 表B

[0056]

指导过程	从出生起 1 分钟时间阈值时间到期之前或到期之时或在到期或大约到期之时由信号处理电路 200 输出的指示标识的描述	从出生起 1 分钟时间阈值时间到期之后由信号处理电路 200 输出的指示标识的描述
GP1	当前确定的心率在显示的用户界面(图 7)的区域 714 中可视地连续显示。当在或大约在一分钟阈值时,信号处理电路 200 还输出由语音消息“一分钟的心率为[值]BPM”提供的音频指示标识。	当前确定的心率在显示的用户界面(图 7)的区域 714 中可视地连续显示。
GP2	当前确定的心率在显示的用户界面(图 7)的区域 714 中可视地连续显示。在一分钟阈值之前,基于确定患者具有低于阈值心率的心率,信号处理电路 200 还输出由快速蜂鸣声提供的音频指示标识和由语音消息“[值]秒的心率为[值]BPM。请遵循低心率一分钟前程序”提供的音频指示标识。在一分钟阈值之前,基于确定患者具有高于阈值心率的心率,信号处理电路 200 还输出由语音消息“[值]秒的心率为[值]BPM。请遵循正常心率一分钟前程序”提供的音频指示标识。当在或大约在一分钟阈值时,信号处理电路 200 还输出由语音消息“一分钟的心率为[值]BPM”提供的音频指示标识。	当前确定的心率在显示的用户界面(图 7)的区域 714 中可视地连续显示。基于确定患者具有低于阈值心率的心率,信号处理电路 200 还输出由快速蜂鸣声提供的音频指示标识和由语音消息“[值]秒的心率为[值]BPM。请遵循低心率一分钟前程序”提供的音频指示标识。基于确定患者具有高于阈值心率的心率,信号处理电路 200 还输出由快速蜂鸣声提供的音频指示标识和由语音消息“[值]秒的心率为[值]BPM。请遵循正常心率一分钟前程序”提供的音频指示标识。

[0057]	GP3 当前确定的心率在显示的用户界面（图 7）的区域 714 中可视地连续显示。在一分钟阈值之前，基于确定患者具有低于阈值心率的心率，信号处理电路 200 还输出由快速蜂鸣声提供的音频指示标识和由语音消息 “[低于阈值]秒的心率为[值] BPM。请遵循低心率一分钟前程序。执行 PPV、SpO₂ 监测和 ECG 监测” 提供的音频指示标识。在一分钟阈值之前，基于确定患者具有高于阈值心率的心率，信号处理电路 200 还输出由语音消息 “[值]秒的心率为[高于阈值] BPM。请遵循正常心率一分钟前程序。定位并清除，执行 SpO₂ 监测，根据需要执行 O₂ 补充，考虑 CPAP” 提供的音频指示标识。当在或大约在一分钟阈值时，信号处理电路 200 还输出由语音消息 “一分钟的心率为[值] BPM” 提供的音频指示标识。	当前确定的心率在显示的用户界面（图 7）的区域 714 中可视地连续显示。基于确定患者具有低于阈值心率的心率，信号处理电路 200 还输出由快速蜂鸣声提供的音频指示标识和由语音消息 “[值]秒的心率为[低于阈值] BPM。请遵循低心率一分钟前程序。检查胸部运动。如果需要，执行通气纠正步骤。如果需要，执行 ETT 或放置喉罩” 提供的音频指示标识。基于确定患者具有高于阈值心率的心率，信号处理电路 200 还输出由快速蜂鸣声提供的音频指示标识和由语音消息 “[值]秒的心率为[高于阈值] BPM。请遵循正常心率一分钟前程序。执行复苏后护理” 提供的音频指示标识。
--------	--	--

[0058] 在参考表B所述的示例中，可基于用户定义的配置数据选择由信号处理电路200运行的复苏方案指导过程GP1、GP2和GP3可向一个或多个护理者用户提供不同级别的指导，以符合由美国心脏协会发布的新生儿复苏算法提供的复苏方案。随着过程GP1的运行，护理者用户被给予相对少量的指导。在过程GP1运行的一个方面，信号处理电路200可输出音频指示标识以指示在1分钟的阈值时间处的心率，此时根据方案在低心率和正常心率条件下的推荐都改变。随着过程GP2的运行，护理者用户被给予中等量的指导。在过程GP2运行的一个方面，信号处理电路200可输出音频指示标识以指示在1分钟的阈值时间处的心率，此时根据方案在低心率和正常心率条件下的推荐都改变。在过程GP2运行的一个方面，信号处理电路200可输出音频指示标识以提供关于在不同的确定时间和患者心率条件下执行的护理程序的一般提醒（“请遵循低心率一分钟前程序”、“请遵循低心率一分钟前程序”、“请遵循正常心率一分钟前程序”、“请遵循正常心率一分钟前程序”）。随着过程GP3的运行，护理者用户被给予增加量的指导。在过程GP3运行的一个方面，信号处理电路200可输出音频指示标识以指示在1分钟的阈值时间处的心率，此时根据方案在低心率和正常心率条件下的推荐都改变。在过程GP3运行的一个方面，信号处理电路200可输出音频指示标识，以提供关于在不同的确定时间和患者心率条件下执行的护理程序的一般提醒（“请遵循低心率一分钟前程序。执行PPV、SpO₂监测，并且执行ECG监测”、“请遵循正常心率一分钟前程序。定位并清除，执行SpO₂监测，根据需要执行O₂补充，考虑CPAP”、“请遵循低心率一分钟前程序。检查胸部运动。如果需要，执行通气纠正步骤。如果需要，执行ETT或放置喉罩”、“请遵循正常心率一分钟前程序。执行复苏后护理”）。

[0059] 装置10可被配置为根据各种过程启动对从安全出生时间开始的时间的跟踪。在一个示例中，例如在区域716中的用户界面700可包括启动按钮，当护理者用户响应于护理者用户对安全出生的观察而致动该启动按钮时，启动时间跟踪。在一个示例中，装置10可被配置为自动启动对从安全出生时间开始的跟踪。例如，可将限定传感器垫的外壳300设置在一

个位置,使得新生儿可在安全出生发生时被立即放置在该位置附近。利用此类布置,装置10可被配置为基于具有表示心脏运动的峰的初始时变信号(例如,如在由信号处理电路200检测到的时变信号 S_1 和 S_{120} (图6)中)自动启动时间跟踪。

[0060] 在一个实施方案中,信号处理电路200可预加载任何数量的新生儿复苏方案指导过程,例如新生儿复苏方案指导过程GP1、GP2、GP3。在一个实施方案中,装置10可包括例如菜单驱动开发工具包,该工具包允许用户使用通过用户界面700的区域716(图7)输入的用户定义的配置数据来定制配置装置10,以包括根据过程GP1、GP2、GP3的新生儿复苏方案指导过程。用户可定义更多数量的定制配置的新生儿复苏方案指导过程或更少数量的新生儿复苏方案指导过程。用户还可使用例如用户界面700的区域716来定义配置数据,以将包括任何输出特征的特征添加到任何定义的新生儿复苏方案指导过程或从中减去,包括指导过程GP1、GP2或GP3或其他定义的指导过程。装置10可被配置为使得装置10的任何指导过程可被定制以增强与特定用户工作流程(例如,复苏方案)的兼容性。该方案可包括例如经由用于在特定时间显示的基于文本的读出和/或经由用于音频输出的语音消息而在例如用户界面700的区域714中显示的临界值的视觉/和音频输出。如果值在临界范围之外,则该方案还可包括视觉和/或音频警报指示标识。根据一个示例,用于支持特定方案的配置的装置10可在首次确定心率及其时间时启动心率的视觉和/或音频输出,并且/或者可在用户定义的时间(例如,在由信号处理电路200确定初始心率之后的一分钟)启动输出。基于使用区域716定义的用户定义的配置数据和基于特定的一个或多个护理者用户的偏好的装置10可被配置为例如基于监测的定时和/或心率条件自动地执行指示标识的输出,响应于在由信号处理电路执行方法500期间使用区域716做出的用户定义的选择而手动地执行指示标识的输出,以及/或者部分自动地和部分手动地执行指示标识的输出。在一个实施方案中,装置10可以可视地和/或可听地输出,例如指定主时钟的指示标识、指定关键事件及其值和时间的指示标识和/或可由用户配置指示标识的其他指示标识。

[0061] 通过开发的候选新生儿复苏方案指导过程,用户可使用区域716激活选择一个指导过程。在一个实施方案中,用户可基于根据新生儿复苏方案提供护理的护理者用户的经验水平来选择指导过程GP1、GP2、GP3之一。在护理者用户具有丰富经验的情况下,可选择指导过程GP1(少量指导)。在护理者用户具有适度经验的情况下,可选择指导过程GP2(中等量指导)。在护理者用户包括经验相对较少的护理者(例如,实习生)的情况下,可选择指导过程GP3(增加的指导)。在一个实施方案中,每个指导过程GP1、GP2和GP3可使用存储在如本文所述的信号处理电路200的计算机可读存储介质上的一个或多个程序来实现。在一个实施方案中,装置10可包括由计算机可读存储介质定义的计算机程序产品,该计算机可读存储介质可由存储计算机可读程序指令的处理电路读取,以供处理器执行以执行本文所述的功能,包括方法500(图5)的功能和过程GP1、GP2和GP3的功能。

[0062] 本文的实施方案认识到,多种因素可使得多个时变信号 S_1 至 S_{120} 中的某些信号不代表心脏运动。不受任何特定理论的束缚,参考图8示出了一个可能的因素。在一个示例中,传感器阵列100可能易受电荷分布的影响,其中电荷簇以不可预测的模式分布在传感器阵列100上。参考图8,例如,在一个可能的时间段期间,传感器阵列100可包括分布在传感器 X_3 和 X_4 上的电荷分布802、分布在传感器 X_1 、 X_2 、 X_5 、 X_6 、 X_7 、 X_8 、 X_{11} 、 X_{12} 和 X_{16} 上的电荷分布804,以及分布在传感器 X_9 、 X_{10} 和 X_{13} 上的电荷分布806。在所描述的示例中,与相同电荷分布相关联

的传感器(例如, X_6 和 X_7)可期望提供差分信号(例如, 传感器信号 X_7 处的电压参考信号和传感器信号 X_6 处的电压参考信号之间的差值)将不代表患者的心脏运动。在将绝缘层(例如塑料)放置在传感器阵列100与患者410之间的一种可能的情况下, 可以通过摩擦电或其他机制在绝缘层上存在或生成电荷。当该层移动时, 可能由于患者或医生与患者的交互作用, 移动电荷可在传感器阵列100上产生空间变化的噪声项。具有类似电荷和运动的区域可能会出现类似的噪声伪影。因此, 基于传感器输出的组合来提供用于处理的时变信号可有助于抑制噪声。不受特定理论的束缚, 本文的实施方案认识到具有固定电荷分布(如电荷分布802、电荷分布804和电荷分布806)的部分可具有共同噪声项, 并且在该电荷分布内形成差分对可有利于噪声消除以减少/消除噪声项。

[0063] 信号处理电路200可包括用于改善使用信号处理电路200提供的时变信号的质量的各种特征。在一个实施方案中, 信号处理电路200可包括定义右腿驱动(DRL)电路的处理特征。DRL电路可减少共模干扰。本文的实施方案认识到, 患者的身体可充当接收电磁干扰(例如, 来自电力线的电磁干扰)的天线。由信号处理电路200定义的DRL电路可用于通过主动消除干扰来减少/消除干扰噪声。由信号处理电路200定义的DRL电路可执行传感器 X_1 - X_N 的传感器输出的检查, 并且基于该检查可驱动一个或多个参考电极110的电压, 以减少干扰并改善传感器输出的信噪比。

[0064] 为了改善传感器阵列100的传感器输出的信噪比, 由信号处理电路200定义的DRL电路可将与传感器阵列100相关联的一个或多个参考电极110驱动到电路公共电压。参见图3, 本文的实施方案认识到, 传感器110阵列的一个或多个参考电极100可通过未知的时变阻抗耦接到患者410。如果患者410的电压漂移远离电路公共电压, 则可能是有利的是尽可能快地将患者410的电压返回到电路公共端。信号处理电路200可被配置为使得基于患者410处的正浮动电压, 信号处理电路200可将一个或多个参考电极110处的电压驱动为负以移除患者410处的正电荷。信号处理电路200可被配置为使得基于患者410处的负电压, 信号处理电路200可将一个或多个参考电极110处的电压驱动为正电压以移除患者410处的负电荷。信号处理电路200可被配置为迭代地检查传感器 X_1 - X_N 的传感器输出, 以便迭代地估计患者410处的电势, 并且基于该估计, 可调节施加到一个或多个参考电极110的驱动电压, 以鼓励将患者410处的电势返回到电路公共电压。

[0065] 该书面描述使用示例来公开本发明, 并且还使本领域的任何技术人员能够实践本发明, 包括制造和使用任何装置或系统以及执行任何包含的方法。本发明的专利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。如果此类其它示例具有与权利要求书的字面语言没有区别的结构元素, 或者如果它们包括与权利要求书的字面语言具有微小差别的等效结构元素, 则此类其它示例旨在落入权利要求书的范围内。

[0066] 应当理解, 以上描述旨在是例示性的而非限制性的。例如, 上述实施方案(和/或其方面)可以彼此组合使用。另外, 在不脱离本发明的范围的情况下, 可进行许多修改以使特定情况或材料适应各种实施方案的教导。虽然本文描述的材料尺寸和类型旨在限定各种实施方案的参数, 但它们决不是限制性的并且仅是示例性的。在回顾以上描述后, 许多其他实施方案对于本领域技术人员将是显而易见的。因此, 各种实施方案的范围应该参考所附权利要求书以及这些权利要求书所赋予的等同物的全部范围来确定。在所附权利要求书中, 术语“包括”和“其中”用作相应术语“包含”和“其中”的普通英语等同物。此外, 在以下权

利要求书中,术语“第一”、“第二”和“第三”等仅用作标记,而不旨在对其对象施加数字要求。术语“基于”的形式在本文中涵盖元件部分基于的关系以及元件完全基于的关系。术语“定义”的形式涵盖元件被部分定义的关系以及元件被完全定义的关系。此外,以下权利要求的限制不是用装置加功能格式书写的,也不旨在基于35U.S.C.§112,第六段来解释,除非并且直到这些权利要求限制明确地使用短语“用于.....的装置”,然后是没有其他结构的功能陈述。应当理解,根据任何特定实施方案,不一定能够实现上述所有此类目标或优点。因此,例如,本领域技术人员将认识到,可能以实现或优化如本文所教导的一个优点或一组优点而未必实现如本文可能教导或建议的其他目标或优点的方式来体现或进行本文描述的系统和技术。

[0067] 虽然已结合仅有限数目的实施方案详细描述了本发明,但应当容易理解,本发明不限于此类所公开的实施方案。相反,可对本发明进行修改,以结合此前未描述的但与本发明的实质和范围相称的任何数量的变型、更改、替换或等同的布置。另外,虽然已经描述了本发明的各种实施方案,但应当理解,本公开的方面可仅包括所描述的实施方案中的一些实施方案。另外,虽然一些实施方案被描述为具有一定数量的元件,但应当理解,可用少于或大于一定数量的元件来实施本发明。因此,本发明不应被视为受前述说明的限制,而是只受所附权利要求书的范围的限制。

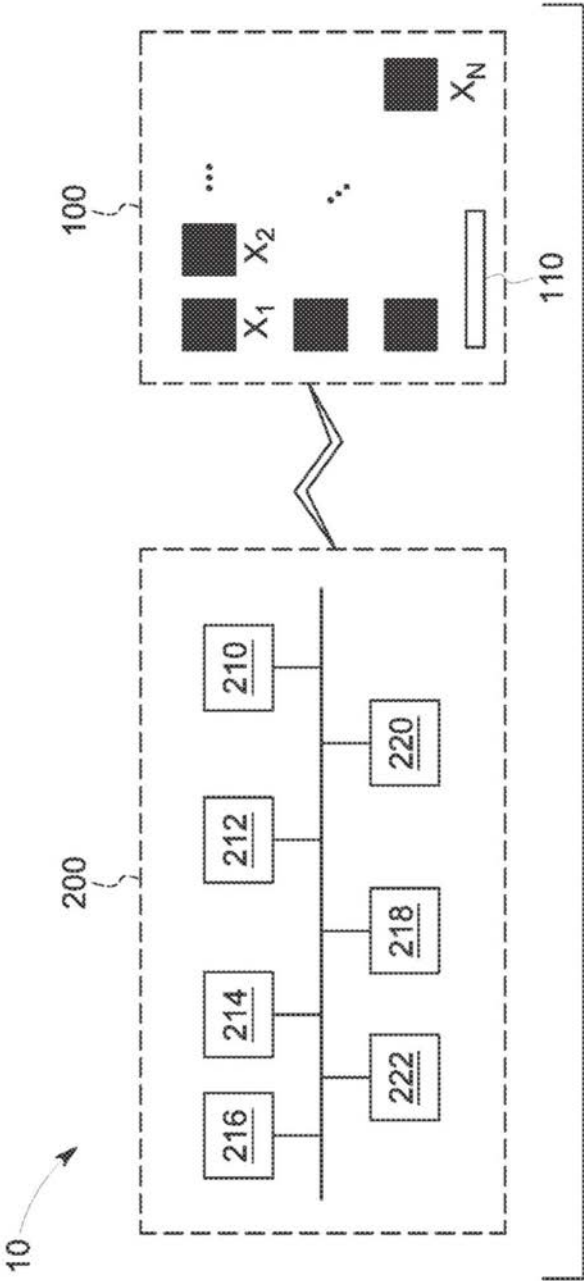


图1

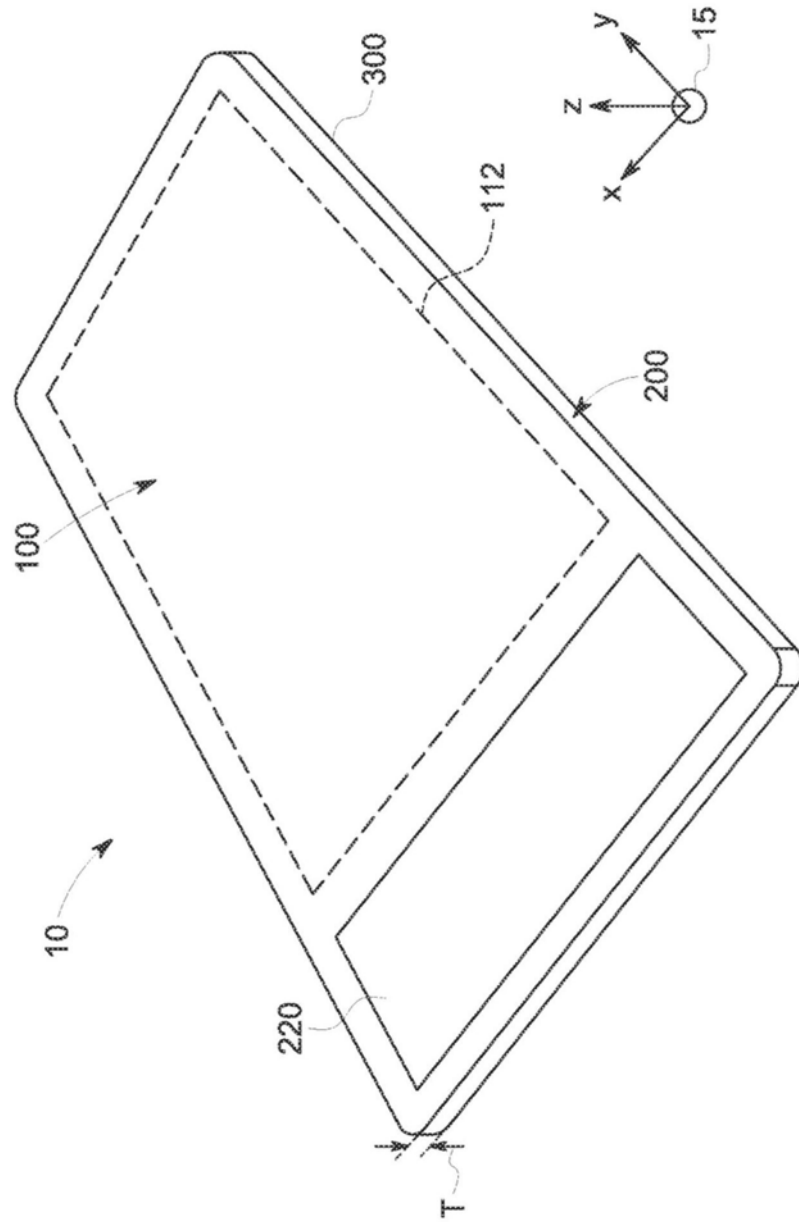


图2

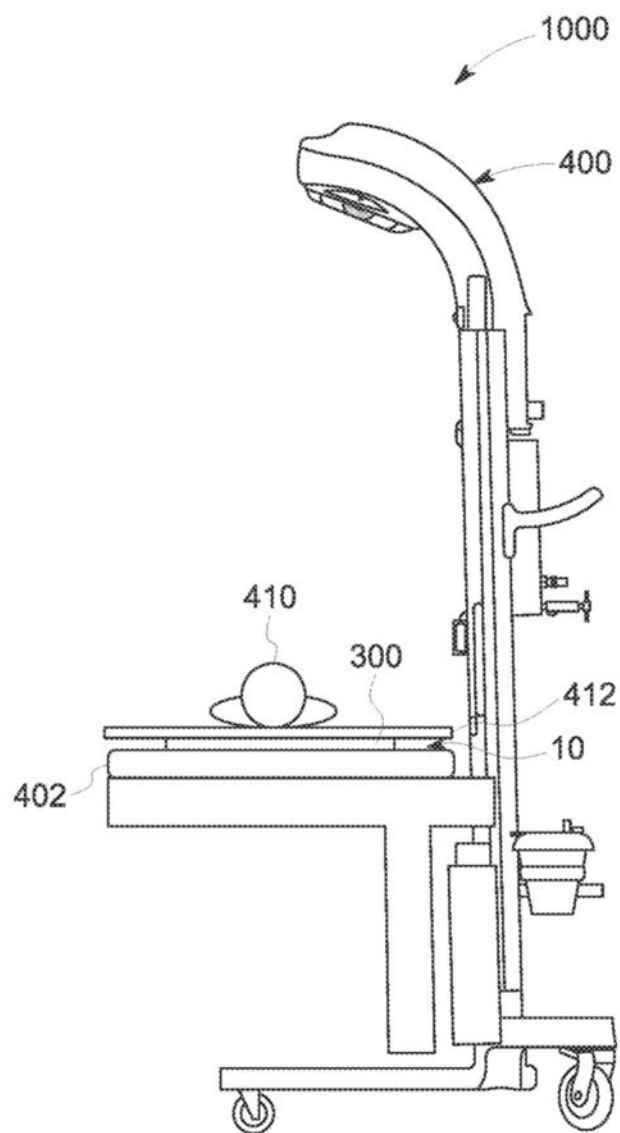


图3

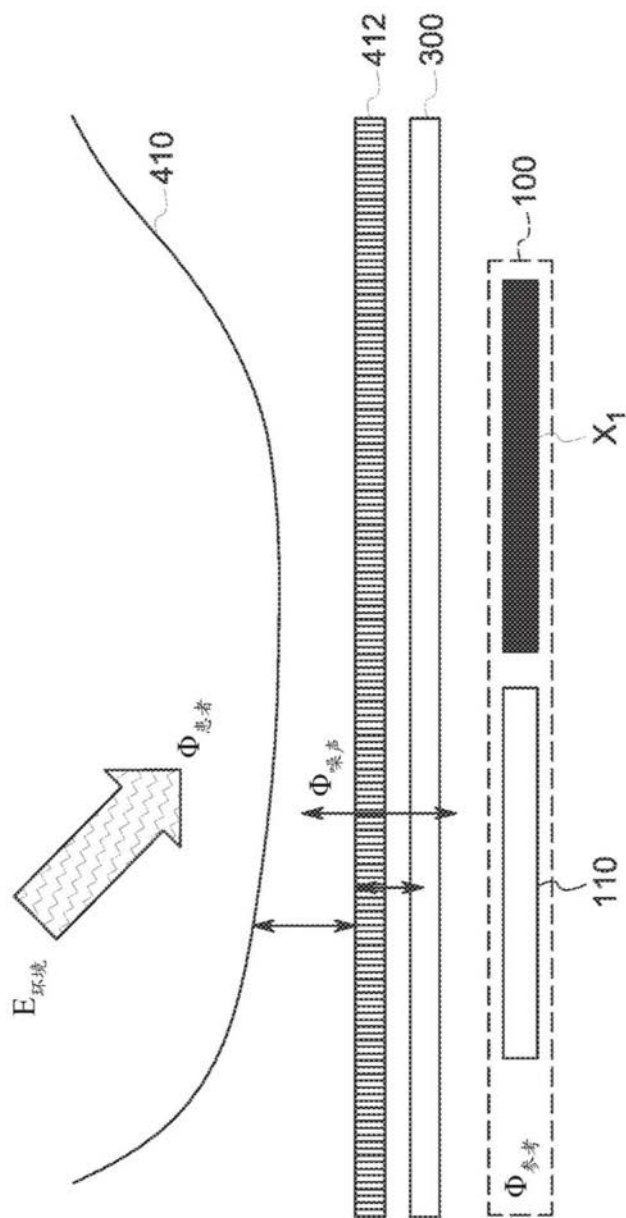


图4

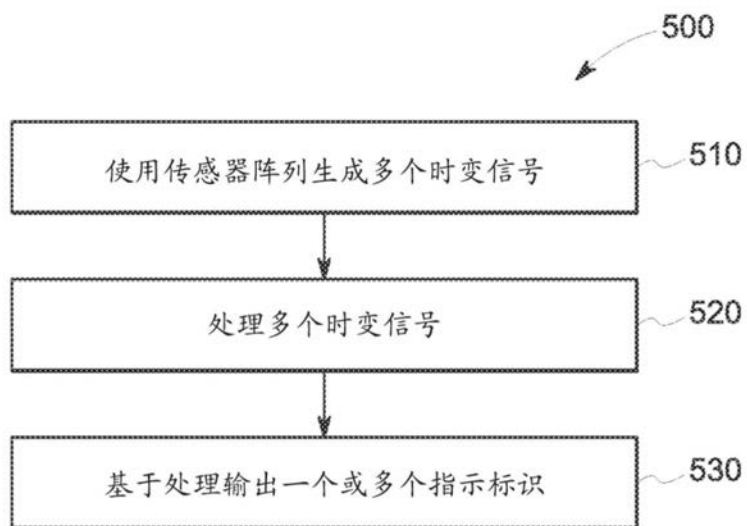


图5

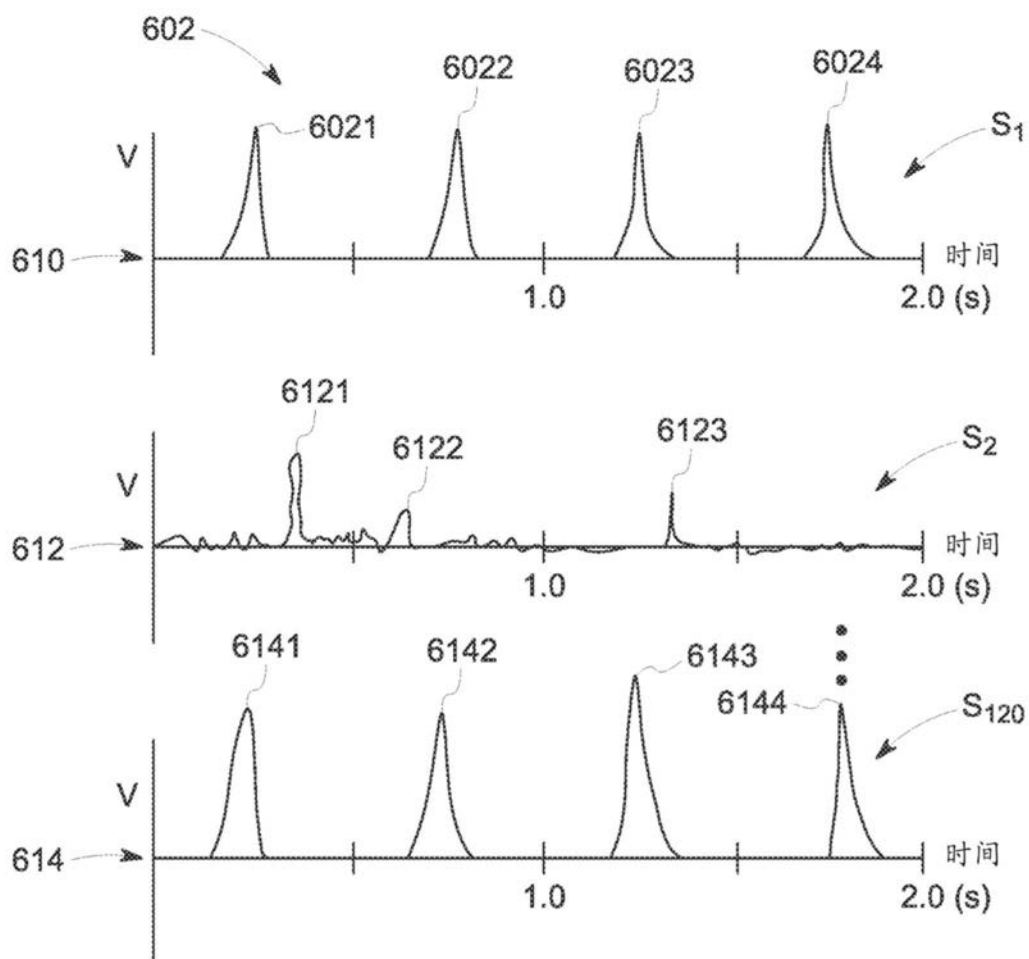


图6

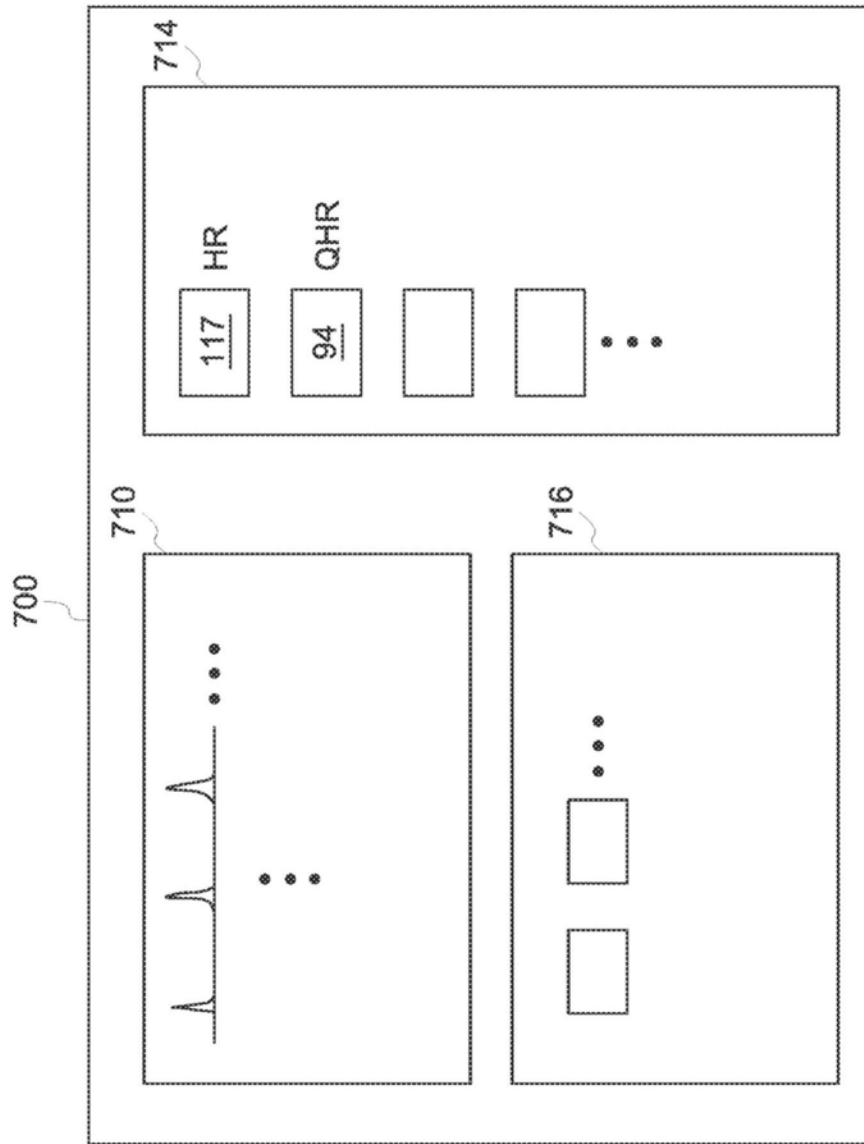


图7

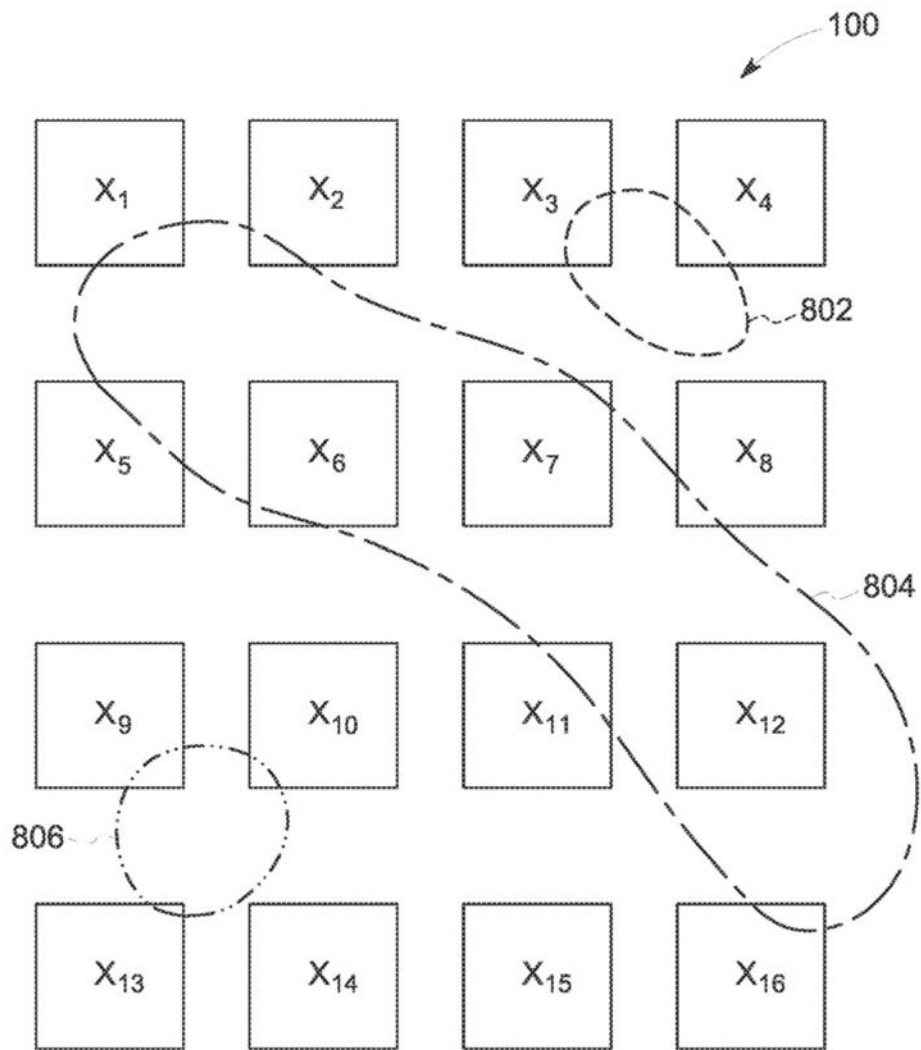


图8

专利名称(译)	非接触式心率监测		
公开(公告)号	CN110799096A	公开(公告)日	2020-02-14
申请号	CN201880041403.7	申请日	2018-05-18
[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	彼得洛林		
发明人	彼得·洛林 大卫·达文波特 茨·珍·卡奥 阿霍霍·奥比		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0245 A61B5/6892 A61B2503/045 A61B2562/0214 A61B2562/046 A61B5/0002 A61B5/024 G06K9/2018 G06K2009/00939		
代理人(译)	马爽		
优先权	15/627509 2017-06-20 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本文公开了一种装置，该装置包括：非接触式传感器阵列，该传感器阵列适于定位在与患者的位置间隔开并且靠近患者的位置的位置；以及信号处理电路，该信号处理电路与传感器阵列通信，其中信号处理电路被配置用于：使用传感器阵列生成多个时变信号；处理多个时变信号；以及基于处理输出一个或多个指示标识。该装置可适于在包括紧急应用的各种应用中使用，诸如遵循新生儿复苏方案的婴儿安全出生应用。

