



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104135912 A

(43) 申请公布日 2014. 11. 05

(21) 申请号 201380011730. 5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 02. 18

A61B 5/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 5/053 (2006. 01)

13/408868 2012. 02. 29 US

A61B 5/08 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 08. 29

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2013/053164 2013. 02. 18

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/127649 EN 2013. 09. 06

(71) 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 E. 安达拉维斯 J. 阿什 A. 戈尔

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 易皎鹤 姜甜

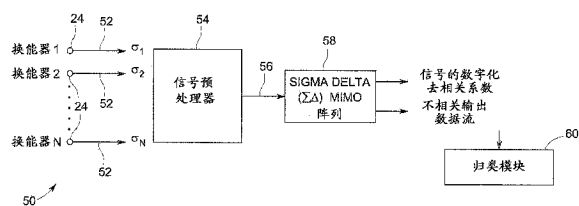
权利要求书2页 说明书8页 附图8页

(54) 发明名称

用于基于电阻抗测量确定生理参数的系统和
方法

(57) 摘要

本发明提供用于基于电阻抗测量确定生理参数的系统和方法。一个方法包括获得从耦合于对象表面的多个换能器采集的电测量信号并且在空间上预处理获得的电测量信号。该方法还包括执行空间上预处理的电测量信号的多输入多输出(MIMO)模拟到信息转换(AIC)来使空间上预处理的电测量信号相关以分离电测量信号。



1. 一种用于分离电测量信号的方法,所述方法包括:
获得从耦合于对象表面的多个换能器采集的电测量信号;
在空间上预处理获得的电测量信号;以及
执行空间上预处理的电测量信号的多输入多输出(MIMO)模拟到信息转换(AIC)来使所述空间上预处理的电测量信号相关以分离所述电测量信号。
2. 如权利要求1所述的方法,其中所述空间上预处理的电测量信号的MIMO AIC包括多通道 sigma-delta ($\Sigma \Delta$) MIMO AIC。
3. 如权利要求2所述的方法,其中所述MIMO AIC的输出包括不相关输出数据流和所述电测量信号的数字化去相关系数。
4. 如权利要求1所述的方法,进一步包括使用所述MIMO AIC的输出对信号归类以识别生理参数或非生理参数中的至少一个。
5. 如权利要求4所述的方法,其中所述生理参数包括呼吸参数和能走动运动参数中的至少一个。
6. 如权利要求4所述的方法,其中所述非生理参数包括噪声。
7. 如权利要求1所述的方法,进一步包括使用所述MIMO AIC的输出和多导联换能器信号来确定能走动运动指数。
8. 如权利要求1所述的方法,其中在空间上预处理获得的电测量信号包括使用所述电测量信号中的全部的共模求平均。
9. 如权利要求1所述的方法,其中所述电测量信号从采用心电图(ECG)电极放置配置的电极获得。
10. 如权利要求1所述的方法,进一步包括对所述多个换能器中的至少一个施加激励,其中所述激励包括电、磁或射频激励中的一个。
11. 如权利要求1所述的方法,其中获得所述电测量信号包括测量所述多个换能器中的全部或子集上的电压、电流、磁响应或射频响应中的至少一个。
12. 一种用于监测呼吸的方法,所述方法包括:
将多个换能器安置在人的表面上;
从所述多个换能器中的全部或子集获得电测量信号;以及
执行所述电测量信号的多输入多输出(MIMO)模拟到信息转换(AIC)来使所述电测量信号相关以使所述电测量信号分离成呼吸信号和能走动运动信号。
13. 如权利要求12所述的方法,进一步包括在执行所述MIMO AIC之前预处理所述电测量信号。
14. 如权利要求12所述的方法,其中所述电测量信号一个或同时或相继获得。
15. 如权利要求12所述的方法,其中所述空间上预处理的电测量信号的MIMO AIC包括多通道 sigma-delta ($\Sigma \Delta$) MIMO AIC。
16. 如权利要求15所述的方法,其中所述MIMO AIC的输出包括不相关输出数据流和所述电测量信号的数字化去相关系数。
17. 如权利要求12所述的方法,进一步包括使用所述MIMO AIC的输出和多导联换能器信号来确定能走动运动指数。
18. 如权利要求17所述的方法,进一步包括在加权过程中使用所述能走动运动指数和

分离的电测量信号来对不同类型的呼吸归类。

19. 一种阻抗测量系统,包括:

多个换能器,其配置用于安置在对象表面处,其中所述多个换能器对应于多个通道;

激励驱动器,其电耦合于所述多个通道的至少子集并且配置成在所述多个换能器的至少子集上产生电激励;

响应检测器,其配置成测量所述多个换能器的至少子集上的响应来限定电测量信号;以及

处理器,所述处理器具有生理参数提取模块,其配置成使用所述电测量信号的多输入多输出(MIMO)模拟到信息转换(AIC)来使所述电测量信号相关以分离所述电测量信号。

20. 如权利要求 19 所述的阻抗测量系统,其中所述处理器配置成在所述 MIMO AIC 之前预处理所述电测量信号。

21. 如权利要求 19 所述的阻抗测量系统,其中所述生理参数提取模块进一步配置成使用分离的电测量信号来识别生理参数和非生理参数中的至少一个。

22. 如权利要求 19 所述的阻抗测量系统,其中所述多个换能器包括采用心电图(ECG)电极放置配置耦合于患者皮肤的电极。

23. 如权利要求 19 所述的阻抗测量系统,其中所述多个换能器包括采用非心电图(ECG)电极放置配置耦合于患者皮肤的电极。

24. 如权利要求 19 所述的阻抗测量系统,其中所述多个换能器包括电、磁或射频换能器中的一个。

25. 如权利要求 19 所述的阻抗测量系统,其中所述电激励包括电流、电压或射频激励中的一个并且所述电测量信号包括电流、电压、磁和射频信号中的至少一个。

用于基于电阻抗测量确定生理参数的系统和方法

背景技术

[0001] 呼吸速率或其他生物信号的连续监测可以提供有用的信息用于管理患者的状况。例如,呼吸浅短和呼吸困难直接与具有心力衰竭(HF)和/或慢性阻塞性肺病(COPD)的患者的恶化状况关联。这些患者中呼吸状态的连续监测可以提醒护理者给予早期干预来管理疾病症状,其可以防止灾变事件并且提高生命质量。

[0002] 然而,呼吸速率或模式的连续监测由于执行这些测量中(尤其在非插管能走动设置中)的困难而通常不在临床实践中使用。特别地,直接从患者的气道获得数据的常规测量方法和系统更准确,但难以给予并且通常对于患者而言是难以忍受的。依靠捕捉胸部运动的常规测量方法和系统通常由于运动伪像而遭受差的准确性,从而使得测量用于监测并不令人满意。例如,呼吸速率监测或任何生物信号的监测需要从噪声内出现的信号提取信息并且将该信息归因于有关的生物事件。这些生物信号通常相关并且携带时间和空间信息。时间信号可用常规的数据采集系统(例如,患者监测系统)获得,但空间信息在使用常规系统时需要增强的数字信号处理。该数字信号处理需要额外的处理资源,其包括额外的数字硬件和功率来获得或提取空间信息。例如,需要冗余信号用于在常规系统中使用主成分分析(PCA)和独立成分分析(ICA)方法来处理。

发明内容

[0003] 根据实施例,提供用于分离电测量信号的方法。该方法包括获得从耦合于对象表面的多个换能器采集的电测量信号并且在空间上预处理获得的电测量信号。该方法还包括执行空间上预处理的电测量信号的多输入多输出(MIMO)模拟到信息转换(AIC)来使空间上预处理的电测量信号相关以分离电测量信号。

[0004] 根据另一个实施例,提供用于监测呼吸的方法。该方法包括将多个换能器安置在人表面上并且从该多个换能器中的全部或子集获得电测量信号。该方法还包括执行电测量信号的多输入多输出(MIMO)模拟到信息转换(AIC)来使电测量信号相关以使电测量信号分离成呼吸信号和能走动运动信号。

[0005] 根据再另一个实施例,提供阻抗测量系统,其包括配置用于安置在对象表面处的多个换能器,其中该多个换能器对应于多个通道。阻抗测量系统还包括:激励驱动器,其电耦合于多个通道的至少子集并且配置成在多个换能器的至少子集上产生电激励;和响应检测器,其配置成测量多个换能器的至少子集上的响应来限定电测量信号。阻抗测量系统进一步包括处理器,该处理器具有生理参数提取模块,其配置成使用电测量信号的多输入多输出(MIMO)模拟到信息转换(AIC)来使电测量信号相关以分离电测量信号。

附图说明

[0006] 目前公开的主题将参考附图从阅读非限制性实施例的下列说明中更好理解,其中:

图1是图示根据一个实施例形成的阻抗测量系统的简化示意框图。

- [0007] 图 2 是图示根据各种实施例执行的生理数据提取过程的简化框图。
- [0008] 图 3 是根据各种实施例从电测量提取生理参数的方法的流程图。
- [0009] 图 4 是图示根据实施例的换能器放置的图。
- [0010] 图 5 是图示根据另一个实施例的换能器放置的图。
- [0011] 图 6 是图示根据另一个实施例的换能器放置的图。
- [0012] 图 7 是图示根据各种实施例对于不同类型的运动信号的信号分离的图。
- [0013] 图 8 是图示根据各种实施例对于呼吸速率监测的架构的框图。
- [0014] 图 9 是图示使用各种实施例生成的用于提取呼吸性 / 呼吸数据连同运动 / 活动指数信息的输出信号的曲线图。

具体实施方式

[0015] 某些实施例的下列详细描述当与附图结合阅读时将更好理解。就图图示各种实施例的功能框的图来说,功能框不一定指示硬件电路之间的划分。从而,例如,功能框(例如,处理器、控制器、电路或存储器)中的一个或多个可采用单件硬件或多件硬件实现。应理解各种实施例不限于图中示出的布置和工具。

[0016] 如本文使用的,以单数列举并且具有单词“一(a)”或“一(an)”在前的元件或步骤应该理解为不排除复数个所述元件或步骤,除非这样的排除明确地规定。此外,对“一个实施例”的引用不意在解释为排除也包含列举的特征的另外的实施例的存在。此外,除非对相反情况的明确规定,“包括”或“具有”具有特定性质的元件或多个元件的实施例可包括不具有该性质的另外的这样的元件。

[0017] 各种实施例提供用于提取 / 分离或区分感兴趣的电测量(例如感兴趣的期望生理信号)与不感兴趣的电测量(例如不感兴趣的生理或非生理信号和噪声源的电阻抗信号)的系统和方法。例如,在一些实施例中,由于期望生理活动(例如,呼吸)引起的电阻抗信号与由于不期望生理活动(例如,心脏或能走动运动)引起的电阻抗信号分离并且与不期望的非生理信号(例如,噪声)分离来执行生理活动的实时连续监测。

[0018] 至少一个技术效果是可使用低复杂性电子器件和信号处理来执行的生理活动的实时连续监测。例如,根据各种实施例可提供患者监测器来测量电阻抗以确定昏迷、镇定或睡眠患者以及展现运动的神志清醒患者中的呼吸性或呼吸速率。至少一个其他的技术效果是提高感兴趣的信号上相关信号的质量。通过实践各种实施例,呼吸模式可归类,例如,将人类受检者中的呼吸模式归类为正常呼吸速率、损坏状况、呼吸停止和伴有呼吸的身体运动。

[0019] 应注意到,尽管各种实施例可连同具有特定部件的电阻抗谱(EIS)系统或电阻抗断层摄影(EIT)系统一起描述,各种实施例可连同能够测量对象(例如,患者的一部分)的电阻抗的任何系统一起实现。另外,尽管各种实施例可连同分离信号来识别与患者运动或其他事件伪像分离的呼吸速率一起描述,可分离其他生理和非生理信号或活动。

[0020] 阻抗测量系统 20 的一个实施例在图 1 中图示,其可以是基于换能器的系统,例如患者监测器等可形成患者监测装置(例如心电图描记(ECG)监测装置或阻抗心动描记模块)的部分的基于电极的系统。然而,阻抗测量系统 20 也可以是 EIS/EIT 系统或其他独立单元。阻抗测量系统 20 可用于获得对象 22(例如,患者)的电阻抗测量,其用于分离感兴趣的生

理活动与不期望的生理活动和非生理信号。例如,获得的电阻抗测量可在至少一个实施例中用来分离呼吸速率与患者运动。

[0021] 在图示的实施例中,阻抗测量系统 20 包括多个换能器 24,其可以是安置在对象 22 的表面处或靠近对象 22 的表面安置的多个电极,该多个电极在健康护理应用(例如,患者监测)中可包括使多个换能器 24 附连到患者或受检者的皮肤。应注意到,尽管图示八个换能器 24,可使用更多或更少的换能器 24。还应注意到,不同类型的换能器 24 可用于生成不同类型的激励,例如除电流外,其他激励源除其他外还包括电压、磁场或射频波等。从而,换能器 24 除其他外还可以是表面接触电极、对峙电极、天线和线圈(例如,传导线圈)。作为其他示例,除其他外,换能器 26 还可以是电容耦合电极或超声换能器。例如,换能器 26 可安置在对象 22 的表面上(例如,电极、热源、超声换能器)、接近对象 22 的表面(例如,射频天线)或穿透对象 22 的表面(例如,针电极)。

[0022] 换能器 24 可采用不同的布置安置在对象 22 的表面处并且可采用不同的配置来驱动。例如,换能器 24 可以是使用多个标准或常规 ECG 位置(例如,导联 I、导联 II 或导联 III ECG 配置)中的一个安置在对象 22 的表面处的电极。然而,在其他实施例中,可提供换能器 24 在非标准 ECG 位置中的不同安置(例如,腋下配置)。例如,可安置换能器 24 以提供通过肺和 / 或躯干的不同轨迹 / 角度视图来对呼吸提供增加的灵敏度和对能走动运动提供减小的灵敏度。另外,可使用不同安置布置的组合,例如具有采用导联 II 配置(右臂到左腿)的电流驱动换能器 24 和采用导联 I 配置(右臂到左臂)的电压测量换能器 24,或反之亦然。作为修改或变化的其他非限制性示例,可提供与导联 II 配置相似的配置,但其中右臂换能器 24 放置在肩膀上(导联 II 背面配置)或其中电流驱动换能器 24 安置在腋下位置,其中电压测量换能器 24 在胸部前方和背部中心。

[0023] 另外,在各种实施例中,驱动换能器 24 中的一个或多个的电流可处于相同的载波频率,但具有不同的相位(例如,0 度、90 度、180 度和 270 度)。应注意换能器 24 中的一些可没有施加于其的电流,而仅用于电压测量。还应注意,对于施加电流的频率可以是 10kHz,然而如意识到的,可使用其他频率。进一步注意换能器 24 中的一个或多个可以是接地参考或为了电流返回和噪声消除目的的参考。

[0024] 再次参考图 1,阻抗测量系统 20 还包括激励驱动器 26 和响应检测器 28,其耦合于换能器 24 并且每个连接到处理器 30(例如,计算装置)。在一个实施例中,激励驱动器 26 和响应检测器 28 是物理分离的设备。在其他实施例中,激励驱动器 26 和响应检测器 28 在物理上集成为一个元件。处理器 30 通过数模转换器(DAC)元件 32 向激励驱动器 26 发送指令并且通过数据采集(DAQ)元件 34 从响应检测器 28 接收数据。应注意可提供一个或多个激励驱动器 26,使得对于换能器 24 的子集或对于所有换能器 24,每换能器 24 提供一个。

[0025] 在各种实施例中,提供多线测量配置,其使用不同对的换能器 24 用于从激励驱动器 26 的激励和由响应检测器 28 的测量。连接还可经由接口 36 而提供。另外,可提供变化和修改,例如使用两线或四线配置,其中用于从激励驱动器 26 激励的相同对换能器 24 用于由相应检测器 28 的测量。

[0026] 换能器 24 可由用于建立期望激励的任何适合的传导材料形成。例如,换能器 24 可由例如铜、金、铂、钢、银及其合金等一个或多个金属形成。用于形成换能器 24 的其他示范性材料包括导电的非金属,例如结合微电路使用的基于硅的材料。在一个实施例中,其中

对象 22 是人体区,换能器 24 由银-氯化银形成。另外,换能器 24 可采用不同的形状和/或大小形成为例如杆状、平板状或针状结构。应注意在一些实施例中,换能器 24 彼此隔离。在其他实施例中,换能器 24 可以与对象 22 直接欧姆接触地安置或与对象 22 电容耦合。

[0027] 在一些实施例中,换能器 24 是标准 ECG 电极,其具有大约 1 平方厘米的表面面积(sq. cm)。然而,可使用大小和形状不同的电极,例如具有大约或至少 70 sq. cm 的表面面积的较大电极,其中表面面积中的增加可提供信噪比中的增加。然而,各种实施例的生理参数提取可连同任何适合大小、形状或类型的换能器 24 一起实现。

[0028] 在操作中,换能器 24 可用于连续传递电流或被调制使得激励可跨时间频率范围(例如,1kHz 至 1MHz)施加到对象 22 的表面以在对象 22 内生成电磁(EM)场。测量换能器 24 上所得的表面电势(即电压(实的、虚的或复数))来确定电阻抗(例如,电导率或电容率分布),其用于分离或区分不同的生理参数。

[0029] 从而,在各种实施例中,激励驱动器 26 用由换能器 24 中的一个或多个测量的电压响应将激励电流施加到换能器 24 中的一个或多个。生理参数提取模块 38 (其可实现为例如处理器 30 内的软件(或硬件内或硬件和软件的组合))然后在一个实施例中使用 sigma delta ($\Sigma \Delta$) 调制器框架使多电极阵列信号纳入最小-最大(min-max)优化算法,如在本文更详细描述。在各种实施例中,框架可实施为多输入多输出(MIMO)模拟到信号转换器(AIC)40,其可以是使用于监测呼吸速率的换能器 24 的数量减少或最小化的 MIMO 模数转换器(ADC)。

[0030] 一般,MIMO AIC 40 使呼吸速率的空间信息与用数量减少或最小化的换能器 24(例如阻抗测量电极)捕捉的时间信号分离。从而,各种实施例提供信号调节和数据采集方法或算法用于在存在噪声源和运动伪像的情况下使用电阻抗测量捕捉的生理信号的分离、表征和/或事件归因。呼吸速率可以是在噪声和/或运动伪像内跨多个换能器 24 看到的空间信息。从而,包括但不限于阻抗信号或阻抗测量的不同响应在各种实施例中用于区分不同的生理参数,其在一些实施例中对应于呼吸和能走动运动。

[0031] 应注意各种实施例可例如连同例如电阻抗谱(EIS)、电阻抗断层摄影(EIT)、扩散光断层摄影(DOT)、近红外光谱(NIRS)、热成像、弹性成像、微波断层摄影或微波波谱和有关模态等不同类型的软场断层摄影系统一起实现。

[0032] 各种实施例和方法大体上使用多个电测量(例如,从多个换能器 24 获得的电测量)。除其他外,还应注意还可做出不同的测量,例如不同的电压、电流、磁场、光信号、射频(RF)波、热场、机械变形、超声信号或电阻抗或电容率测量。

[0033] 现在将更详细描述用于分离或区分阻抗信号的各种实施例和方法。特别地,生理数据(或参数)提取过程 50 在图 2 中图示,其中从多个换能器 24 获得多个电测量(例如,图示为测量信号 52 ($\sigma_1, \sigma_2, \dots, \sigma_N$) 的电阻抗测量)。应注意尽管测量信号图示为对象 22 的电导率测量,可做出不同的测量,例如不同的电压、电流、磁场、射频(RF)波或电阻抗测量(例如电容率测量)。

[0034] 在各种实施例中,噪声和主要运动伪像内的信号被分离并且归因于例如呼吸、运动等感兴趣的生理事件。一般,生理数据提取过程 50 提供模拟到信息信号转换,其将高密度 sigma delta MIMO 架构集成到或纳入基于阻抗的呼吸速率监测系统。更特定地,接收的测量信号 52 使用信号预处理器 54 而预处理,其在各种实施例中包括使用减少或消除共模

信号并且提高感兴趣的信号的空间上相关信号的质量的空间分异技术。信号预处理器 54 的输出(即预处理的信号 56)纳入 sigma delta MIMO 阵列 58(例如,实施为图 1 的 MIMO AIC 40),其使信号 56 去相关并且提取空间信息,该空间信息可用于使用归类模块 60 来对信号归类。应注意对于 sigma delta MIMO 阵列 58 的 MIMO 架构可在不同的配置中实现。在一个实施例中,并且仅仅例如,MIMO 架构可如在美国专利 7,479,911 中描述的那样实现。

[0035] 在各种实施例中 sigma delta MIMO 阵列 58 的输出包括信号的数字化去相关系数和不相关的输出数据流。数字化去相关系数示出由指数数字标记的输出稳定性。该数字化稳定性指数示出信号相关并且因此空间信号信息存在。共模空间信号通过较低维输出而数字化,而较高维通道使指示信号之中的相关度的信号能量减少或最小化。在各种实施例中,数字化的较高维信号相对于共模信号的相对能量用作运动伪像的指标(如有的话)。应注意到在没有运动伪像或身体运动的情况下,共模信号代表患者的呼吸速率。使用去相关系数的稳定性指数、共模信号和较低维通道的相对能量(如在本文更详细描述),各种实施例可以对在人类受检者中看到的呼吸模式归类为例如正常呼吸速率、损坏状况、呼吸停止和伴有呼吸的身体运动。

[0036] 从而,在操作中,信号由例如基于阻抗的电极等电极 24(在图 1 中示出)采集,用于呼吸速率监测,这些信号在空间上分异来去除不希望的共模信号以提高信噪比。空间上分异的信号施加到 MIMO AIC 40,其的输出包括去相关系数。去相关系数的稳定性指数、空间信号信息和较低维通道的相对能量然后用于将呼吸模式归类。从而,各种实施例将空间信息限定为感兴趣的基础信号而不是处理接收的测量信号,使得共模信号在数字化之前在模拟域中分离来获得关于归因于感兴趣的生物事件的空间特征的直接信息。

[0037] 根据各种实施例,执行方法 70 来从电测量提取生理参数,如在图 3 中示出的。特别地,在 72 处,多个换能器(例如在该实施例中多个电极(例如,八个电极))耦合于(施加于)感兴趣对象(例如,感兴趣的主体或体积)。在一些实施例中,例如在监测患者时,多个电极可施加于患者胸部的皮肤。如本文描述的,可提供电极安置的不同配置,例如使用标准 ECG 导联安置。一般,各种实施例应用多导联电极,其用于从运动伪像(如在下文更详细描述)提取呼吸信息,特别地,执行空间上分布的多导联阻抗测量使得使用参考测量(先验信息),呼吸运动与能走动运动分离。从而,使用方法 70,可提供在受到运动伪像损坏的多维信号-空间中嵌入的呼吸信号的连续、实时和功率高效跟踪。

[0038] 之后,在一个示范性实施例中,在 74 处,至少一个激励(例如,电流)施加于换能器的至少子集,例如电极中的一个或多个。例如,低水平电流(例如 EIS/EIT 适合的电流)施加于电极中的一个或多个。之后,在该实施例中,在 76 处,在换能器的至少子集(例如,电极中的一个或多个)上测量响应(例如,电压)。在一些实施例中,同时或同步测量电极中的全部上的电压。在这些实施例中,电极测量在施加的激励的程度上进行对应于测量的患者的电导率,其可以例如在呼吸期间改变。例如,进入和退出肺部的空气可以改变对通过患者的电流的阻力。

[0039] 响应信号然后在 78 处被预处理。特别地,预处理包括使用空间变化信息在空间上分离响应,例如通过使用来自电极的至少子集的同时激励的响应(使用不同的相位)。在一个实施例中,响应(共模)中的全部的平均可在扣除过程中使用来预处理信号以提供信号分离。例如,平均或共模可从响应信号扣除。从而,运动被局部化来区分本地信息与空间信息。

因此,78 处的响应信号的预处理是空间预处理,其将响应信号转换成空间向量。

[0040] 之后,预处理的信号在 80 处施加于 MIMO AIC 来识别相关信号。例如,预处理的信号(其是预处理的模拟信号)限定到 MIMO AIC 的输入向量,其然后例如使用适合的线性变换矩阵变换。形成线性变换矩阵来使输入向量中的信号之间的去相关增加或最大化。变换的输入向量然后使用一个或多个 sigma delta 转换器转换成数字数据。

[0041] 数字数据然后在 82 处用于对信号归类。例如,不同的信号能量水平或模式可用于将信号归类为呼吸信号或呼吸和局部化身体运动信号,如在下文更详细描述。从而,数字信号可用于识别感兴趣的生理或非生理参数,使得呼吸和能走动运动信号可分离和识别。因此,可监测移动患者的呼吸速率。

[0042] 各种实施例可提供如在图 4 至 6 中示出的导联放置的不同配置。作为示例,并且在一个实施例中,四个换能器 24 (例如,电极)的集放置在患者 90 的胸部,如在图 4 中示出的,由此限定多导联电极放置。在该配置中,跨多导联电极测量的差分阻抗代表空间分布的呼吸信息连同运动伪像。例如,如在图 7 中示出的,多导联电极数据 100 可使用如在本文更详细描述的空间分离技术 102 来处理以获得运动伪像信号 104 和呼吸信息信号 106。

[0043] 曲线图 107 示出在患者 90 (在图 4 至 6 中示出) 站立且屏气或站立且呼吸(如分别由信号 120 和 122 图示)时执行不同活动时由多导联电极捕捉的局部化运动伪像的示例。特别地,信号 120 和 122 的部分 108 是在患者静止(没有运动)的时候,部分 110 是在患者抬起对象(例如,在桌子上)的时候,部分 112 是在患者触及对象(例如,触及架子)的时候并且部分 114 是在患者散步并且转身的时候。

[0044] 非平稳多导联信号的多个电极之间的阻抗变换的表现或响应中的差异可用于识别不同类型的运动(例如,呼吸、弯曲、扭动、伸出)或不同位置中的非运动(例如,患者静止),例如仰卧、就坐和站立位置。

[0045] 应注意不同的换能器配置可用于采集响应数据。例如,八个电极可放置在胸部,其中两个电极在传统 ECG 位置(其包括右臂、左臂、右腿和左腿位置)中接近彼此。作为另一个示例,图 5 图示根据一个实施例的腋下电极放置配置并且图 6 代表导联 II 电极放置配置,两者都在人类胸部 96 上。应注意前电极由换能器 24a 识别并且后电极由换能器 24b 识别。还应注意实线代表示范性电流路径并且虚线代表对应的示范性测量电压。

[0046] 在该说明性实施例中,每对换能器 24 中的一个换能器 24 以载波频率(例如,10 kHz)驱动小的 AC 电流(例如,60 μ A)并且每对中的另一换能器 24 未驱动电流。电流路径由路径 61 表示。之后,对包括电流驱动换能器 24 和非电流驱动换能器 24 的所有换能器 24 执行电压测量。电压测量路径由路径 63 图示。在各种实施例中,电压测量可使用匹配的滤波器(以载波频率)执行来提供幅度和相位或实和虚测量。

[0047] 从而,根据各种实施例,如在图 8 中示出的架构 130 可用于呼吸速率监测。特别地,期望的呼吸信号占据由多导联电极信号(例如,由在图 7 中示出的多导联电极数据 100 表示的)跨越的高维空间内的子空间。架构 130 在各种实施例中可提供实时自适应学习方法或技术,其使用信号的空间相关来分离呼吸信息与运动伪像。特别地,基于 MIMO 的呼吸监测在各种实施例中首先识别并且然后跟踪呼吸信号所跨越的子空间并且消去运动伪像和交叉通道冗余。

[0048] 架构 130 在一个实施例中包括模拟矩阵-向量乘法器(示出为模拟信号处理 150),

其根据下面来变换多导联测量 x (特别地,如在图 4 中示出的差分电压 ΔV):

$$Z=Ax \quad \text{等式 1}$$

其中 A 是下三角变换矩阵。

[0049] 从而,提供特征提取 152。图示为多通道 sigma delta ($\Sigma \Delta$) 调制器 154 的并行 sigma delta ($\Sigma \Delta$) 调制器 153 的阵列然后产生变换的多导联电极信号 z 的输出数字序列编码 y 。在一个实施例中,一位数字序列在各种实施例中用于根据反 Hebbian 规则的矩阵 A 的在线连续自适应使得数字化输出序列 y 关于彼此不相关。对于多导联测量,信号变换暗指分离共模呼吸信号与包含运动伪像的其他信号。

[0050] 从而,各种实施例可使用多导联测量系统来采集能走动人类受检者数据,该多导联测量系统可具有标准或常规导联放置配置。图 9 是曲线图 160,其图示使用信号预处理和 MIMO AIC 用于提取呼吸性 / 呼吸数据连同对于正常呼吸以及患者运动(在部分 162 中图示)、深呼吸(在部分 164 中图示)、呼吸暂停(在部分 166 中图示)、浅呼吸(在部分 168 中图示)和呼吸急促(在部分 170 中图示)的状况的运动 / 活动指数信息的各种实施例的结果。图示的信号仅仅是示范性的。如可以看到的,在缺乏运动伪像的情况下,主通道(由信号 172 图示,该信号 172 是 MIMO AIC 的输出)跟踪参考肺活量计信号(由信号 174 图示),而其他通道(由信号 176 图示)实现最小能量状态,由此推断最小运动伪像的存在。应注意 MIMO 架构还提供由能走动运动指数(由信号 178 图示)示出的非呼吸运动信息。该能走动运动指数在各种实施例中由通道 1 (信号 172)的能量与剩余通道(信号 176)的能量的比率限定。从而,如果所有通道仅包括呼吸信号,能走动运动指数是零信号。

[0051] 根据一些实施例,可提供多级监测方法。例如,通道 1 信号(信号 172)可用作阈值。特别地,如果仅检测到呼吸,则来自剩余通道(信号 176)的数据可在归类患者当前呼吸状况中较少地加权。然而,如果检测到运动,则在呼吸信号中存在较少的置信度并且来自剩余通道(信号 176)的信号被给予较多的权重。从而,通道 1 信号(信号 172)跟踪呼吸速率,其通过能走动运动指数补充。应注意在检测到一些呼吸时是这样的情况。因此,使用该监测方法,可提供不同的警告或通知(例如,视觉或听觉通知)。

[0052] 从而,各种实施例提供运动消除 MIMO 方法用于能走动速率监测。

[0053] 另外,尽管各种实施例连同电(电流和电压)激励描述,可提供其他激励源。例如,除其他外,磁或射频(RF)激励也可与各种实施例结合使用。从而,测量的响应不限于电响应,而可例如是磁或 RF 响应。

[0054] 各种实施例和 / 或部件,例如模块或其中的部件和控制器,还可实现为一个或多个计算机或处理器的部分。计算机或处理器可包括例如用于访问互联网的计算装置、输入装置、显示单元和接口。计算机或处理器可包括微处理器。该微处理器可连接到通信总线。计算机或处理器还可包括存储器。该存储器可包括随机存取存储器(RAM)和只读存储器(ROM)。计算机或处理器可进一步包括存储装置,其可以是硬盘驱动器或可移动存储驱动器,例如光盘驱动器、固态盘驱动器(例如闪存 RAM)等。该存储装置还可以是用于装载计算机程序或其他指令到计算机或处理器内的其他相似工具。

[0055] 如本文使用的,术语“计算机”或“模块”可包括任何基于处理器或基于微处理器的系统,其包括使用微控制器、精简指令集计算机(RISC)、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、图形处理单元(GPU)、逻辑电路和能够执行本文描述的功能的任何其它

电路或处理器的系统。上文的示例只是示范性的,并且从而不意在采用任何方式限制术语“计算机”的定义和/或含义。

[0056] 为了处理输入数据,计算机或处理器执行存储在一个或多个存储元件中的指令集。这些存储元件还可根据期望或需要存储数据或其它信息。存储元件可采用在处理机内的信息源或物理存储器元件的形式。

[0057] 指令集可包括各种命令,其指示作为处理机的计算机或处理器执行特定的操作,例如各种实施例的方法和过程。指令集可采用软件程序的形式,该软件程序可形成有形的非暂时性计算机可读介质或多个介质的部分。该软件可采用例如系统软件或应用软件等各种形式。此外,该软件可采用单独程序或模块的集合、在更大程序内的程序模块或程序模块的一部分的形式。该软件还可包括采用面向对象编程的形式的模块化编程。输入数据由处理机的处理可响应于操作者命令,或响应于先前的处理结果,或响应于由另外一个处理机做出的请求。

[0058] 如本文使用的,术语“软件”和“固件”是可互换的,并且包括存储在存储器中供计算机执行的任何计算机程序,该存储器包括 RAM 存储器、ROM 存储器、EPROM 存储器、EEPROM 存储器以及非易失性 RAM (NVRAM) 存储器。上文的存储器类型只是示范性的,并且从而关于能用于存储计算机程序的存储器类型不是限制性的。

[0059] 要理解上文的说明意在为说明性而非限制性的。例如,上文描述的实施例(和/或其他的方面)可互相结合使用。另外,可做出许多修改以使特定情况或材料适应本发明的各种实施例的教导而没有偏离它们的范围。尽管本文描述的材料尺寸和类型意在限定本发明的各种实施例的参数,实施例绝不是限制性的而是示范性的实施例。当回顾上文的说明时,许多其他的实施例对于本领域内技术人员将是明显的。本发明的各种实施例的范围因此应该参照附上的权利要求连同这样的权利要求所拥有的等同物的全范围而确定。在附上的权利要求中,术语“包含”和“在...中”用作相应术语“包括”和“其中”的易懂语的等同物。此外,在下列权利要求中,术语“第一”、“第二”和“第三”等仅仅用作标签,并且不意在对它们的对象施加数值要求。此外,随附权利要求的限制没有采用部件加功能格式书写并且不意在基于 35 U.S.C § 112 的第六段解释,除非并且直到这样的权利要求限定明确地使用后跟功能描述而无其他结构的短语“用于...的部件”。

[0060] 该书面描述使用示例以公开本发明的各种实施例,其包括最佳模式,并且还使本领域内技术人员能够实践本发明的各种实施例,包括制作和使用任何装置或系统和执行任何包含的方法。本发明的各种实施例的专利范围由权利要求限定,并且可包括本领域内技术人员想到的其他示例。这样的其他示例如果其具有不与权利要求的书面语言不同的结构元件,或者如果其包括与权利要求的书面语言无实质区别的等同结构元件则规定在权利要求的范围内。

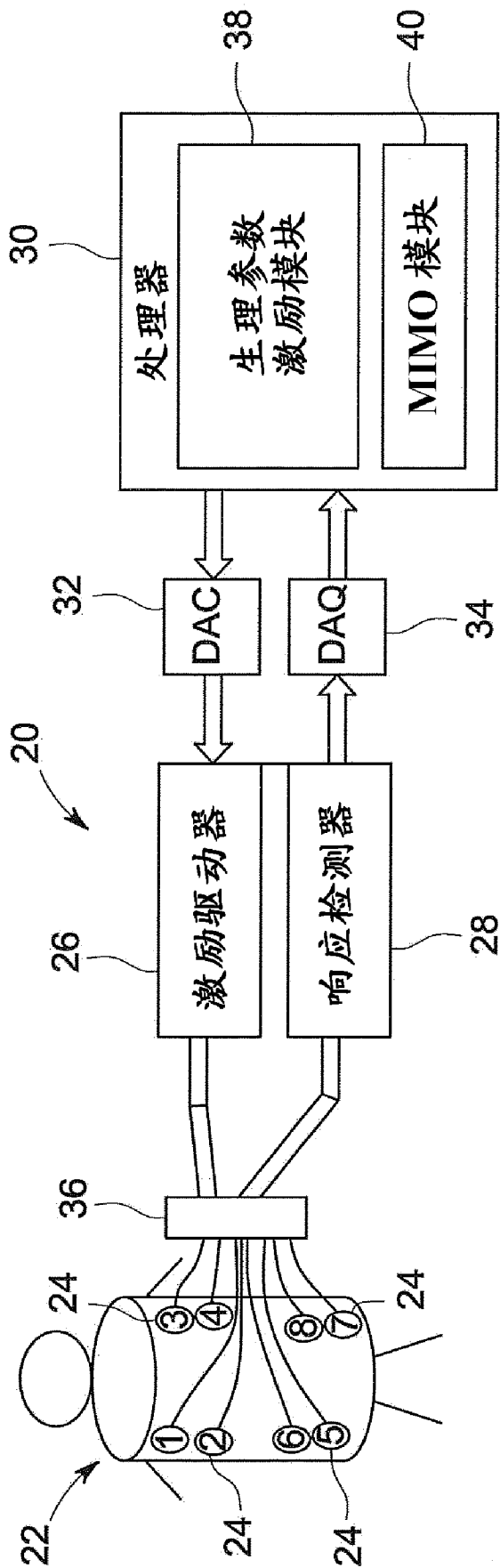


图 1

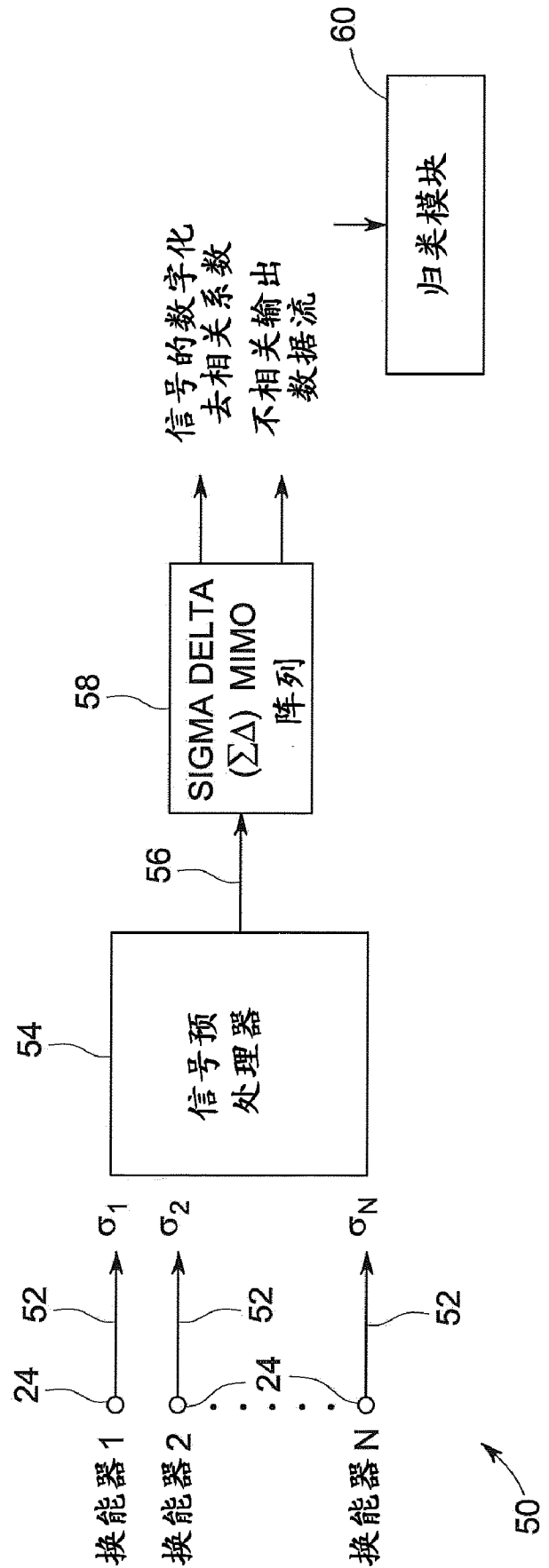


图 2

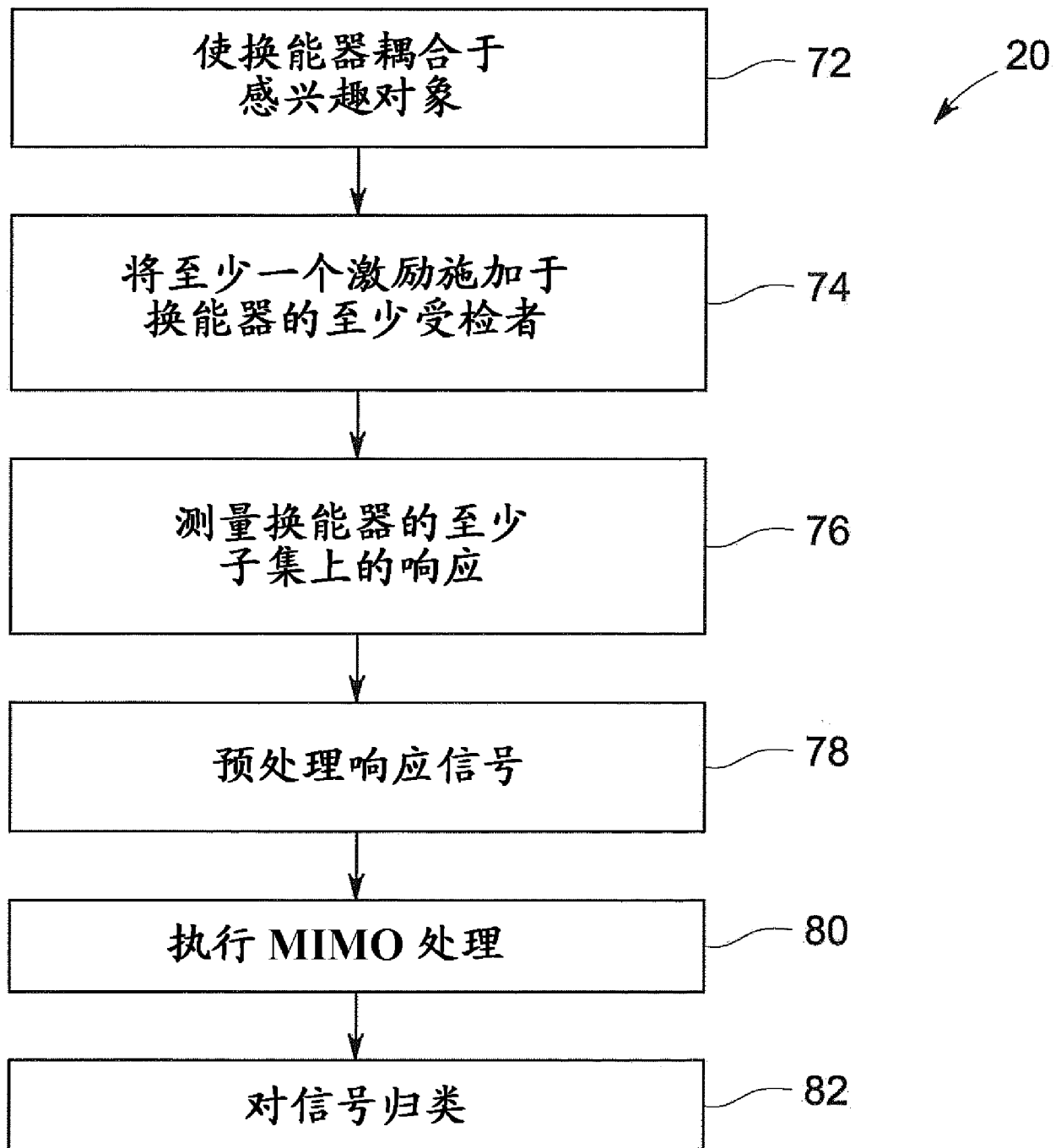


图 3

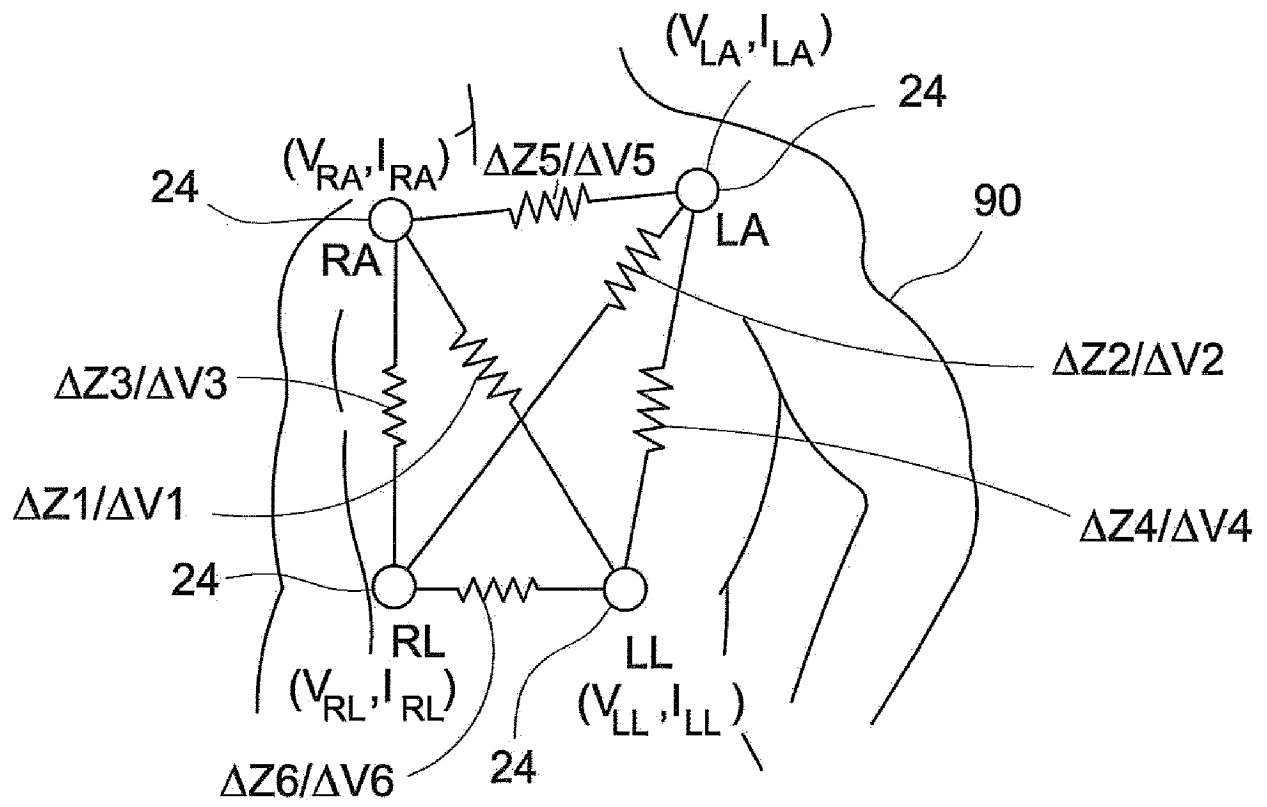


图 4

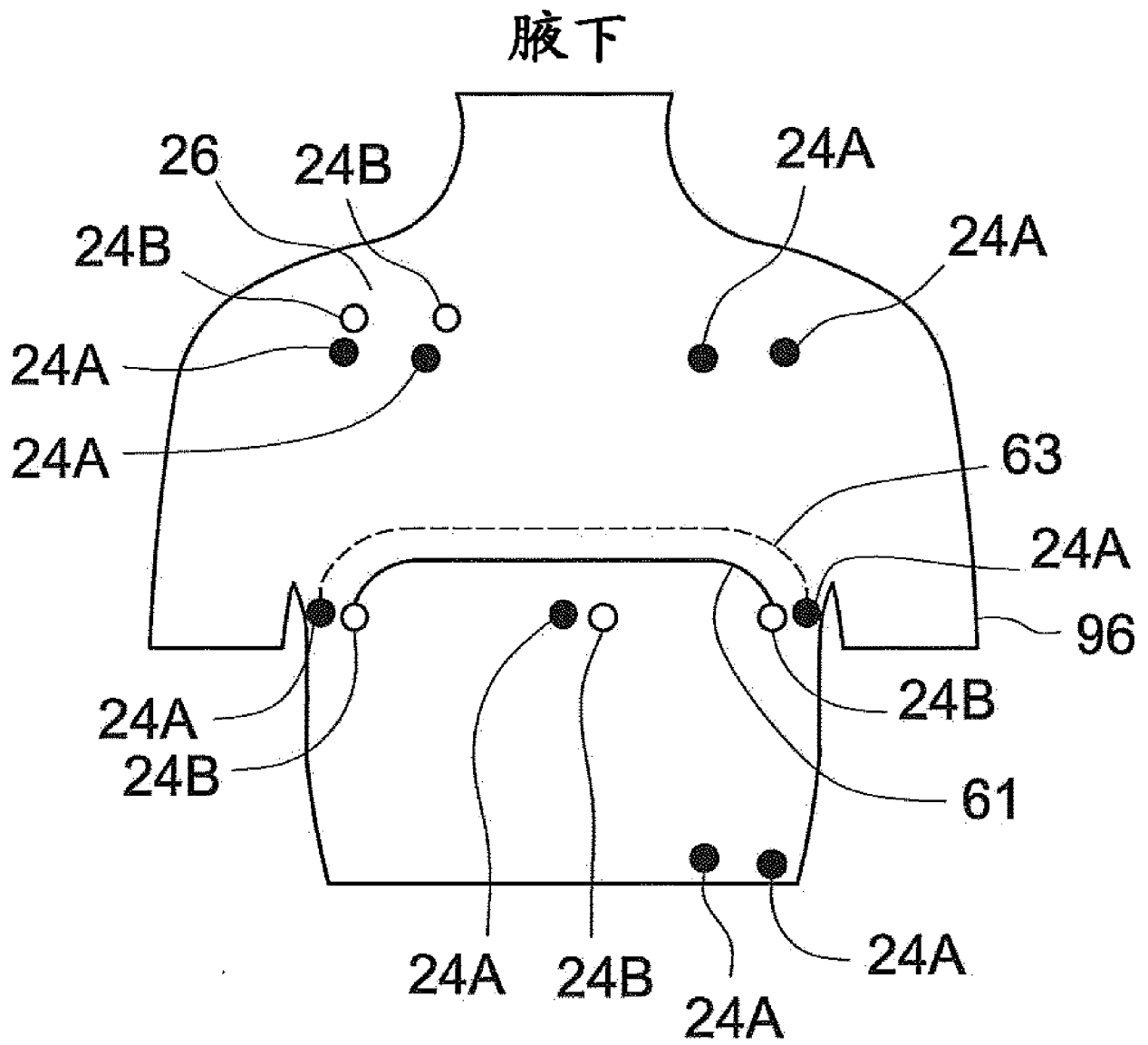


图 5

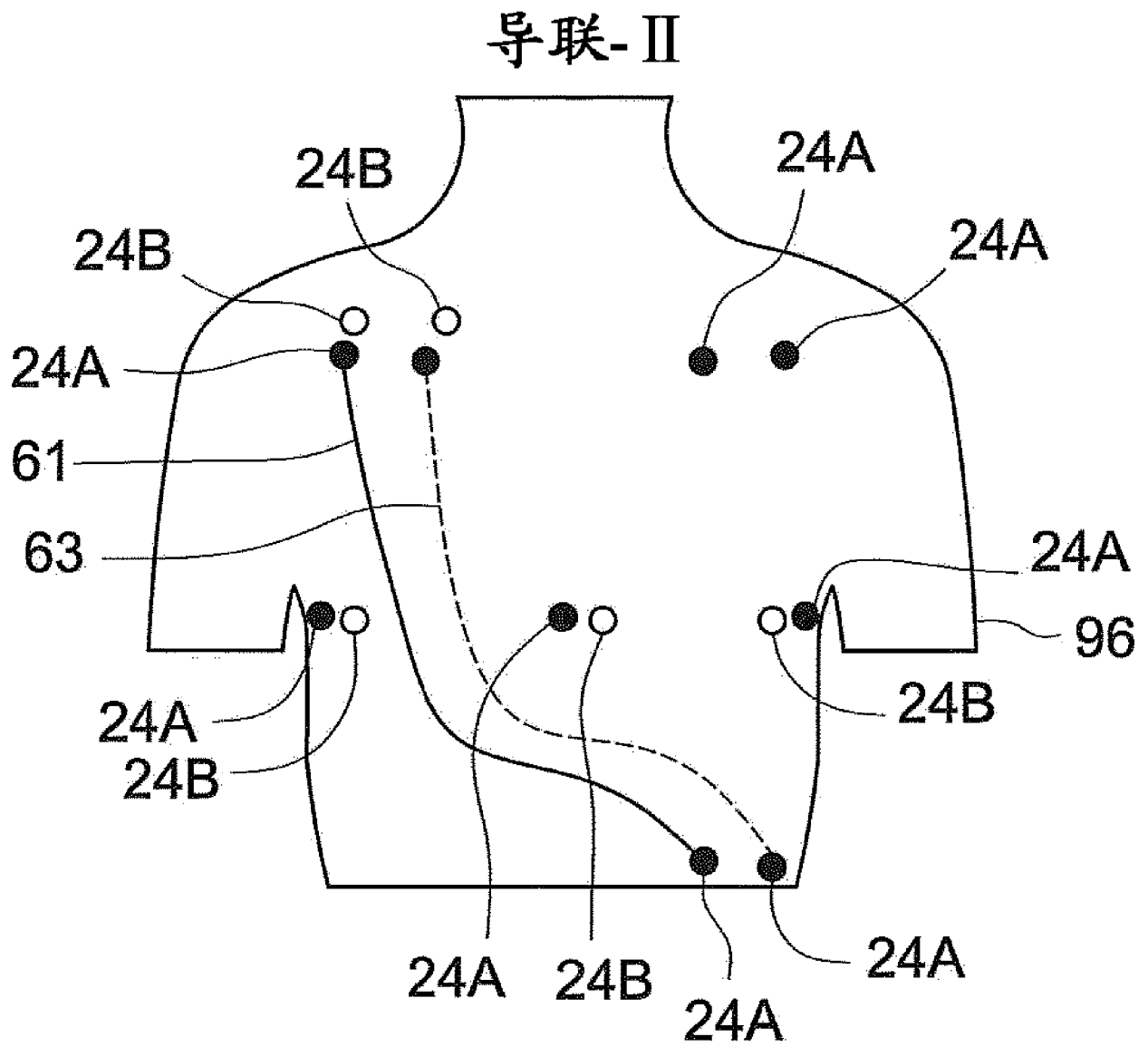


图 6

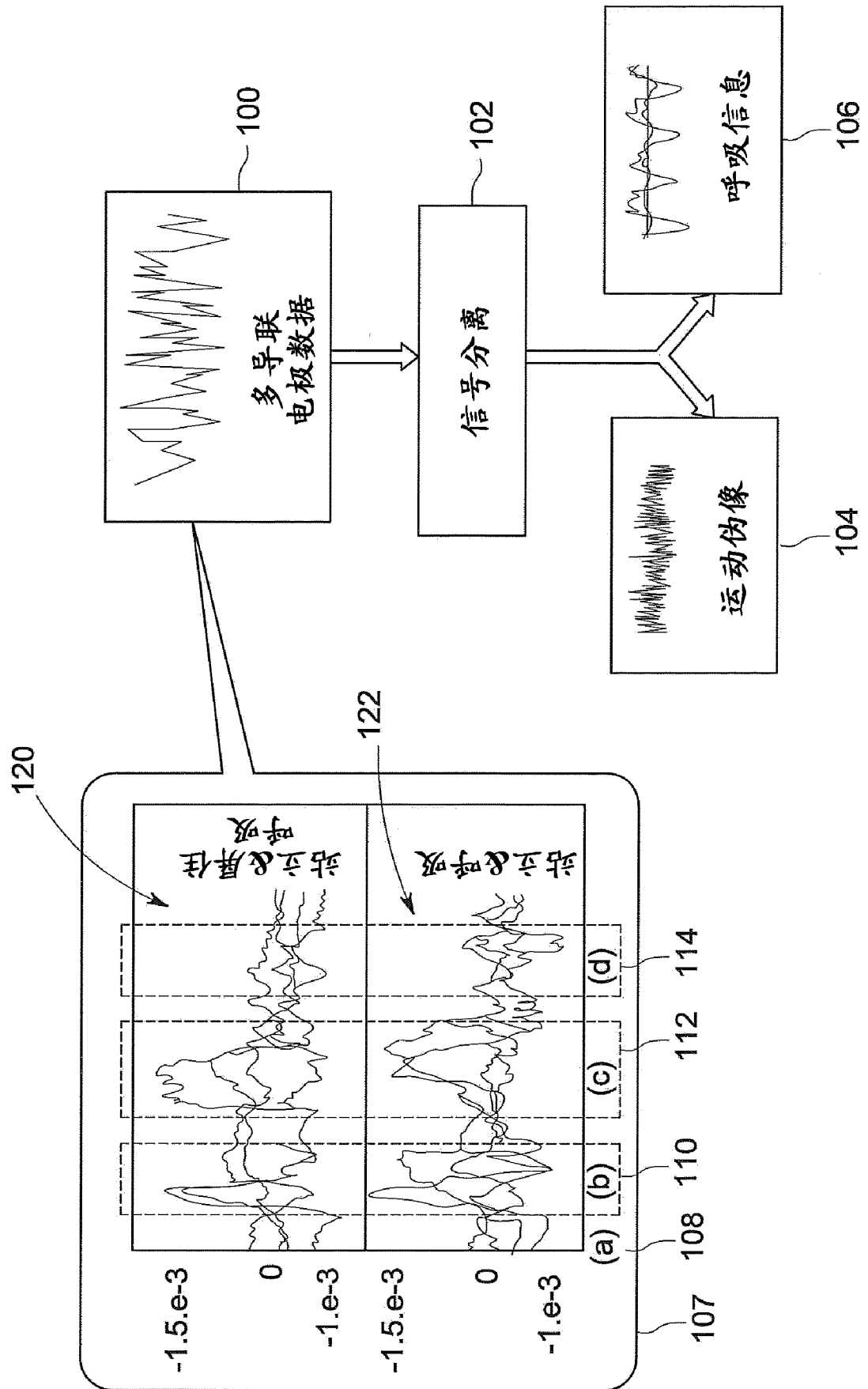


图 7

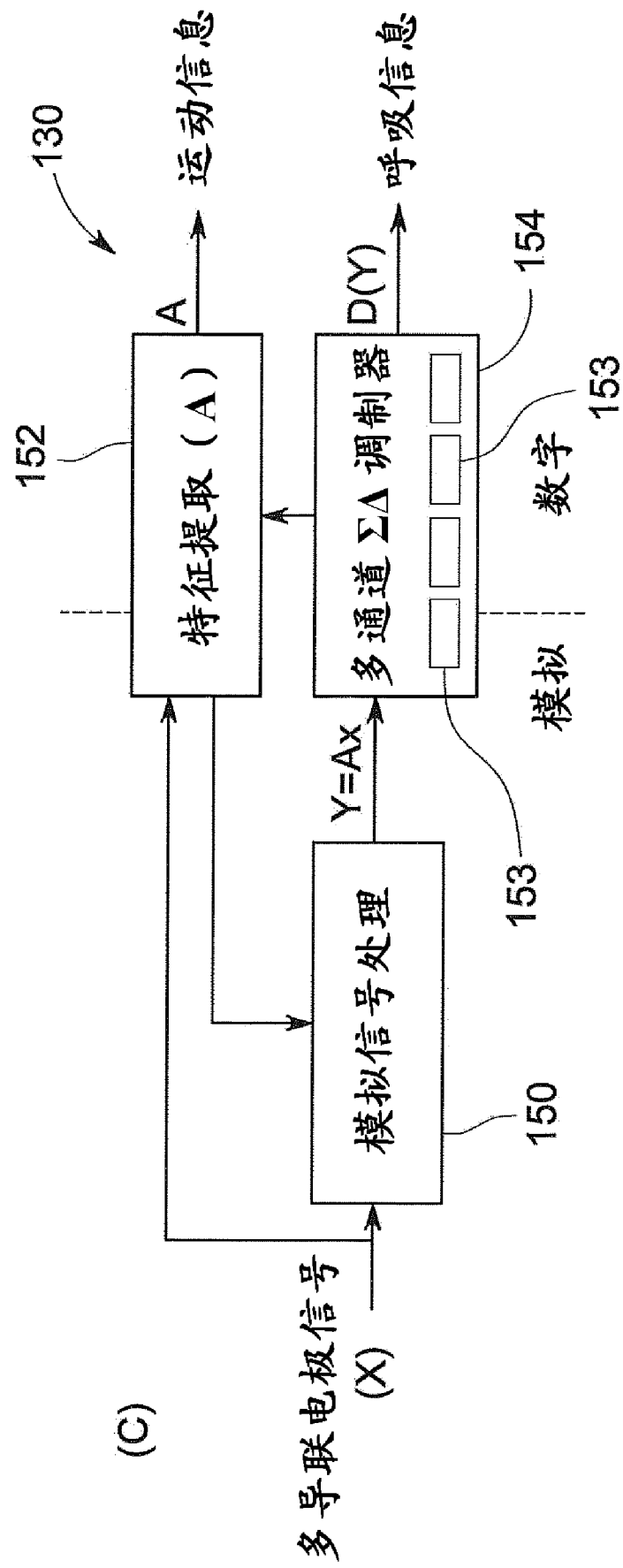


图 8

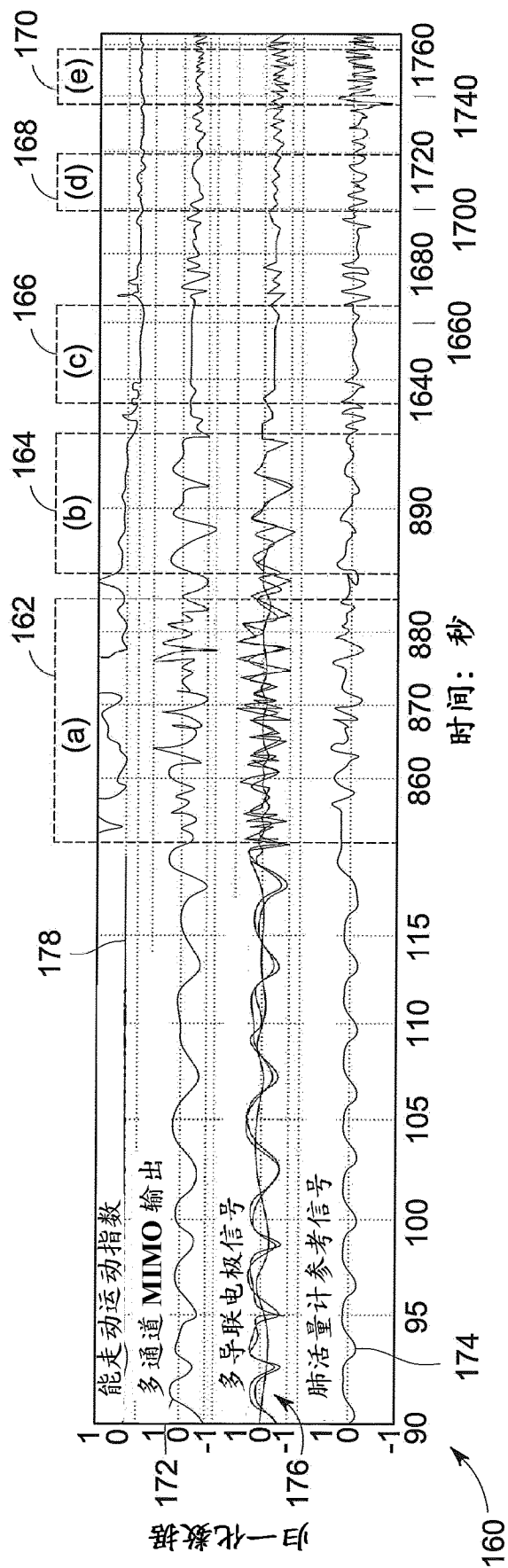


图 9

专利名称(译)	用于基于电阻抗测量确定生理参数的系统和方法		
公开(公告)号	CN104135912A	公开(公告)日	2014-11-05
申请号	CN201380011730.5	申请日	2013-02-18
[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	E 安达拉维斯 J 阿什 A 戈尔		
发明人	E.安达拉维斯 J.阿什 A.戈尔		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/053 A61B5/08		
CPC分类号	A61B5/7264 A61B5/0816 A61B5/7207 A61B5/0531 A61B5/7282 A61B5/0402 A61B5/11 A61B5/113 A61B5/7225 A61B5/7275 G16H40/63 H05K999/99		
代理人(译)	姜甜		
优先权	13/408868 2012-02-29 US		
其他公开文献	CN104135912B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供用于基于电阻抗测量确定生理参数的系统和方法。一个方法包括获得从耦合于对象表面的多个换能器采集的电测量信号并且在空间上预处理获得的电测量信号。该方法还包括执行空间上预处理的电测量信号的多输入多输出 (MIMO) 模拟到信息转换 (AIC) 来使空间上预处理的电测量信号相关以分离电测量信号。

