



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108471951 A

(43)申请公布日 2018.08.31

(21)申请号 201680077323.8

(22)申请日 2016.11.04

(30)优先权数据

62/251,395 2015.11.05 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.06.29

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/060542 2016.11.04

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/079567 EN 2017.05.11

(71)申请人 艾尔弗雷德·伊·曼科学研究基金会

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 M·汉森 D·B·基南

(74)专利代理机构 北京世峰知识产权代理有限公司 11713

代理人 卓霖 张春媛

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

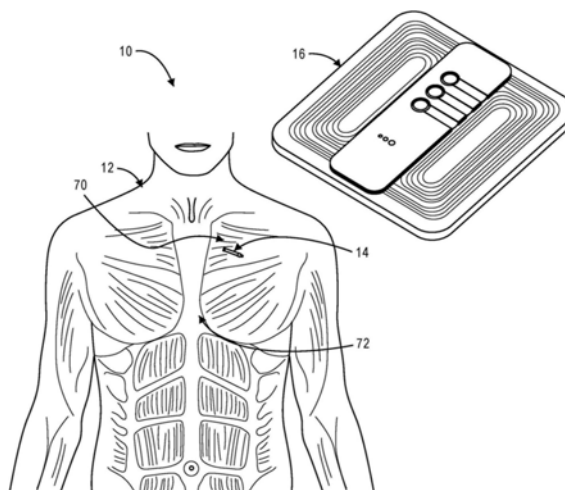
权利要求书3页 说明书11页 附图15页

(54)发明名称

用于监测患者的COPD的可植入装置及方法

(57)摘要

提供了一种用于监测患者的医疗监测系统及方法。传感器植入患者内。经由患者内的植入的传感器检测生物标记。检测的生物标记指示患者的神经呼吸驱动(NRD)。基于检测到的生物标记生成NRD指标值。



1. 一种用于患者的医疗监测系统,包括:
可植入传感器装置,所述可植入传感器装置被配置成用于检测所述患者的至少一个呼吸周期内的生物标记,其中,检测到的生物标记指示所述患者的神经呼吸驱动(NRD);以及处理电路,所述处理电路被配置成基于检测到的生物标记生成NRD指标值。
2. 根据权利要求1所述的医疗监测系统,其中,所述传感器的尺寸适于植入所述患者的肋间肌附近。
3. 根据权利要求1所述的医疗监测系统,其中,所述生物标记是肌电图(EMG)信号。
4. 根据权利要求3所述的医疗监测系统,其中,所述处理电路进一步被配置成用于处理EGM信号。
5. 根据权利要求4所述的医疗监测系统,其中,处理所述EMG信号包括采样所述EMG信号、获得EMG信号的包络和对所述EMG信号进行积分中的一个。
6. 根据权利要求4所述的医疗监测系统,其中,处理所述EMG信号包括从所述EMG信号滤除心脏伪影。
7. 根据权利要求4所述的医疗监测系统,其中,所述处理电路进一步被配置成通过获得峰值,以及计算所述EMG信号的均方根(RMS)值、二次平均值或运行平均值,来从每个呼吸周期的所述EMG信号导出一个或多个EMG数据值。
8. 根据权利要求7所述的医疗监测系统,其中,所述至少一个呼吸周期包括多个呼吸周期,以及其中,生成所述NRD指标值包括获得所述多个呼吸周期内的所述EMG数据值的最高振幅、中值或平均值。
9. 根据权利要求1所述的医疗监测系统,其中,所述传感器装置被配置成在所述患者的所述至少一个呼吸周期的吸气期间检测所述生物标记。
10. 根据权利要求1所述的医疗监测系统,其中,所述至少一个呼吸周期是至少一个静息呼吸周期。
11. 根据权利要求1所述的医疗监测系统,其中,所述处理电路进一步被配置成从检测到的生物标记确定所述患者的心率变异性和/或呼吸率变异性,以及基于所确定的心率变异性和/或呼吸率变异性来确定检测到的生物标记的有效性。
12. 根据权利要求11所述的医疗监测系统,还包括存储器,其中,所述处理电路被配置成,如果确定所述EMG信号有效,则将所述NRD指标值储存在所述存储器中。
13. 根据权利要求1所述的医疗监测系统,其中,所述处理电路被配置成标准化所述NRD指标值。
14. 根据权利要求13所述的医疗监测系统,其中,所述处理电路进一步被配置成获得患者特定参考值,其中,标准化所述NRD指标值包括计算所述NRD指标值和所述患者特定参考值的函数。
15. 根据权利要求1所述的医疗监测系统,还包括显示器,所述显示器被配置成向所述患者图形显示所述NRD指标值。
16. 根据权利要求1所述的医疗监测系统,其中,所述患者患有呼吸疾病,所述处理电路进一步被配置成用于基于生成的NRD指标来确定所述呼吸疾病的程度。
17. 根据权利要求16所述的医疗监测系统,其中,所述呼吸疾病是慢性阻塞性肺病(COPD)。

18. 根据权利要求16所述的医疗监测系统,其中,所述处理电路进一步被配置成基于生成的NRD指标值来预测所述患者的呼吸疾病的急性恶化的发作。

19. 根据权利要求18所述的医疗监测系统,其中,所述处理电路被配置成用于预测所述患者的呼吸疾病的急性恶化的发作,包括将所述NRD指标值与绝对NRD阈值相比较,以及如果所述NRD指标值超过所述绝对NRD阈值,则确定所述呼吸疾病的急性恶化的发作即将发生。

20. 根据权利要求18所述的医疗监测系统,其中,所述处理电路配置成用于所述患者中的呼吸疾病的急性恶化的发作,包括计算所述NRD指标值与之前生成的NRD指标值之间的NRD指标差值、将NRD差值与差分NRD阈值相比较,以及如果所述NRD指标差值超过所述差分NRD阈值就确定所述呼吸疾病的急性恶化的发作即将发生。

21. 根据权利要求18所述的医疗监测系统,其中,所述处理电路进一步被配置成响应于确定所述呼吸疾病的急性恶化的发作即将发生,来生成警告或通知信号。

22. 根据权利要求1所述的医疗监测系统,还包括容纳所述处理电路的至少一部分的外部控制装置。

23. 根据权利要求22所述的医疗监测系统,还包括个人无线设备,所述个人无线设备被配置成与所述外部控制装置通信,所述个人无线设备容纳所述处理电路的另一部分。

24. 根据权利要求23所述的医疗监测系统,还包括远程计算机,所述远程计算机被配置成经由云网络与所述个人无线设备通信,所述远程计算机容纳所述处理电路的又一部分。

25. 一种监测患者的方法,包括:

将传感器植入所述患者内;

在所述患者的至少一个呼吸周期内经由所植入的传感器检测生物标记,其中,检测到的生物标记指示所述患者的神经呼吸驱动(NRD);以及基于检测到的生物标记生成NRD指标值。

26. 根据权利要求25所述的方法,其中,所述传感器植入所述患者的肋间肌附近。

27. 根据权利要求26所述的方法,其中,所述胸骨旁肋间肌是所述第二胸骨旁肋间肌。

28. 根据权利要求25所述的方法,其中,所述传感器植入所述患者的隔膜附近。

29. 根据权利要求25所述的方法,其中,所述生物标记是肌电图(EMG)信号。

30. 根据权利要求29所述的方法,还包括处理所述EMG信号。

31. 根据权利要求30所述的方法,其中,处理所述EMG信号包括采样所述EMG信号、获得EMG信号的包络和对所述EMG信号进行积分中的一个。

32. 根据权利要求30所述的方法,其中,处理所述EMG信号包括从所述EMG信号滤除心脏伪影。

33. 根据权利要求30所述的方法,还包括通过获得峰值,以及计算所述EMG信号的均方根(RMS)值、二次平均值或运行平均值,来从每个呼吸周期的所述EMG信号导出一个或多个EMG数据值。

34. 根据权利要求33所述的方法,其中,所述至少一个呼吸周期包括多个呼吸周期,以及其中,生成所述NRD指标值包括获得所述多个呼吸周期内的所述EMG数据值的最高振幅、中值或平均值。

35. 根据权利要求25所述的方法,其中,在所述患者的所述至少一个呼吸周期的吸气期

间检测所述生物标记。

36. 根据权利要求25所述的方法,其中,所述至少一个呼吸周期是至少一个静息呼吸周期。

37. 根据权利要求25所述的方法,还包括:

从检测到的生物标记确定所述患者的心率变异性和/或呼吸率变异性;以及基于所确定的心率变异性和/或所述呼吸率变异性确定检测到的生物标记的有效性。

38. 根据权利要求37所述的方法,还包括如果确定所述EMG信号是有效的,则储存所述NRD指标值。

39. 根据权利要求25所述的方法,还包括标准化所述NRD指标值。

40. 根据权利要求39所述的方法,还包括获得患者特定参考值,其中,标准化所述NRD指标值包括计算所述NRD指标值和所述患者特定参考值的函数。

41. 根据权利要求25所述的方法,还包括向所述患者图形显示所述NRD指标值。

42. 根据权利要求25所述的方法,其中,所述患者患有呼吸疾病,所述方法还基于生成的NRD指标来确定所述呼吸疾病的程度。

43. 根据权利要求42所述的方法,其中,所述呼吸疾病是慢性阻塞性肺病(COPD)。

44. 根据权利要求42所述的系统,还包括基于生成的NRD指标值来预测所述患者的呼吸疾病的急性恶化的发作。

45. 根据权利要求44所述的方法,其中,预测所述患者的呼吸疾病的急性恶化的发作包括将所述NRD指标值与绝对NRD阈值相比较,以及如果所述NRD指标值超过所述绝对NRD阈值,则确定所述呼吸疾病的急性恶化的发作即将发生。

46. 根据权利要求44所述的方法,其中,预测所述患者的呼吸疾病的急性恶化的发作包括计算所述NRD指标值与之前生成的NRD指标值之间的NRD指标差值,将NRD差值与差分NRD阈值相比较,以及如果所述NRD指标差值超过所述差分NRD阈值就确定所述呼吸疾病的急性恶化的发作即将发生。

47. 根据权利要求44所述的方法,还包括响应于确定所述呼吸疾病的急性恶化的发作即将发生,来生成警告或通知信号。

用于监测患者的COPD的可植入装置及方法

[0001] 相关申请

[0002] 本申请请求享有2015年11月5日提交的美国临时专利申请序列第62/251,395号的优先权,其通过引用明确并入本文中。

技术领域

[0003] 本发明涉及医疗系统,且具体地涉及用于监测患者的呼吸疾病(如,慢性阻塞性肺病(COPD))的医疗系统。

背景技术

[0004] 慢性阻塞性肺病(COPD)是一种阻塞性肺部疾病,其特征是由于小气道狭窄和肺组织破裂导致的长期不良气流。COPD是美国第四大死亡原因,约有20%的美国成年人患有这种疾病。COPD发展为吸入刺激物的显著和慢性炎症反应,最常见的原因是吸烟。COPD的主要症状包括呼吸急促、排痰性咳嗽和痰液产生,使得难以进行日常活动,例如爬楼梯和携带物体。目前还没有已知的治疗症状持续较长时间并且随着时间推移恶化的COPD的方法。

[0005] 具有稳定COPD的患者的门诊管理涉及通过缓解症状来改善生活质量,通过防止急性恶化(症状突然恶化)来减缓肺功能的进行性恶化,从而改善生活质量。COPD急性恶化可能表现为呼吸功增加的迹象,如快速呼吸、快速心率、坐下、颈部肌肉的积极使用、皮肤上的蓝色色调以及在非常严重的恶化中的混乱或好斗行为(combative behavior)。急性恶化通常由感染或环境污染物触发,或者有时由其它因素如不正确使用药物触发。有许多恶化的患者肺功能恶化的速度更快。通常,具有COPD急性恶化的患者需要住院治疗。

[0006] 已知监测COPD患者的目的是预测治疗失败、临床恶化和重新入院。例如,已知使用利用附着于患者胸部的电极的医疗监测系统来测量患者的正常呼吸周期期间的胸骨旁肌电图(EMG)信号。这种EMG信号指示患者的神经呼吸驱动(NRD),其是中枢神经系统的呼吸中枢的输出并且其与患者的呼吸努力相关。因为已知从胸腔区获得的NRD测量结果通常随着COPD症状增加而增加,这是胸部紧缩引起胸部作用增加的结果。由于指示COPD程度的EMG信号可能因患者而异,因此通常通过将测量的EMG信号标准化给患者来执行校准过程。这可通过例如将每个测量的EMG信号与患者特定的参考物(例如,在该患者的最大呼吸努力期间测量的EMG信号)进行比较来实现。

[0007] 虽然这种医疗监测系统提供了用于监测COPD患者的合适手段,但它有一些缺陷。例如,在这种医疗监控系统中,电极必须手动附接到患者的胸部。因此,至少对于门诊监测来说,患者必须采用电极,从而对患者施加额外的任务,并要求患者对医疗监测系统的依从性是有效的。此外,利用外部附接的电极的医疗监测系统由于电极剥离、一天中的皮肤阻抗变化、移动伪影、缺乏可重复的电极布置以及潜在的断线而存在信号可靠性和稳健性问题。结果,必须在这些不稳定的电极处周期性地测量由每个EMG信号所比较的这种电极生成的患者特定参考物,以适当地标准化每个EMG信号。在这种在最大呼吸努力期间患者特定参考物是EMG信号情况下,患者需要在COPD监测过程期间执行一系列最大呼吸校准时段,由此使

得患者依从性甚至更难实现。

[0008] 因此,仍然需要提供一种COPD监测系统,该系统不需要多次校准,并且对于患者而言需要最少量的努力或无需努力。

发明内容

[0009] 根据本发明的第一方面,提供了一种用于患者的医疗监测系统。医疗监测系统包括可植入传感器装置,其被配置成用于检测患者的至少一个呼吸周期(例如,在至少一个静息呼吸周期的吸气期间)内的生物标记,其中检测的生物标记指示患者的神经呼吸驱动(NRD)。传感器的尺寸可适于植入患者的肋间肌附近。医疗监测系统还包括配置成用于基于检测到的生物标记生成NRD指标值的处理电路。

[0010] 例如,检测的生物标记可为肌电图(EMG)信号。在此情况下,处理电路可进一步被配置成处理EMG信号。例如,处理EMG信号可包括采样EMG信号、获取EMG信号的包络和对EMG信号积分中的一者。例如,处理EMG信号可包括:通过获得峰值并计算EMG信号的均方根(RMS)值、二次平均值或运行平均值,对来自EMG信号的心脏伪影进行滤波,和/或从用于每个呼吸周期的EMG信号导出一个或多个EMG数据值。如果在多个呼吸周期内检测到生物标记,则生成NRD指标值还可包括获得多个呼吸周期内的EMG数据值的最高振幅、中值或平均值。

[0011] 在一个实施例中,处理电路进一步配置成从检测的生物标记确定患者的心率变异性和/或呼吸率变异性,且基于确定的心率变异性和/或呼吸率变异性确定检测的生物标记的有效性。在另一个实施例中,医疗监测系统还包括存储器,在此情况下,处理电路配置成用于在EMG信号确定为有效的情况下将NRD指标值储存在存储器中。在又一个实施例中,处理电路配置成用于标准化NRD指标值。例如,处理电路可进一步配置成获得患者特定参考值,其中标准化NRD指标值包括计算NRD指标值和患者特定参考值的函数。

[0012] 在又一个实施例中,医疗监测系统还包括配置成响应于确定呼吸疾病的急性恶化的发作即将发生,向患者图形显示NRD指标值,和/或生成警告或通知信号。如果患者患有呼吸疾病(例如,慢性阻塞性肺病(COPD)),则处理电路可进一步配置成用于基于生成的NRD指标来确定呼吸疾病的程度。在此情况下,处理电路可进一步配置成基于生成的NRD指标值来预测患者的呼吸疾病的急性恶化的发作。

[0013] 例如,处理电路可配置成预测患者的呼吸疾病的急性恶化的发作,包括将静息NRD指标值与绝对NRD阈值相比较,以及如果静息NRD指标值超过绝对NRD阈值则确定呼吸疾病的急性恶化的发作即将发生。作为另一个实例,处理电路可配置成用于患者的呼吸疾病的急性恶化的发作,包括计算静息NRD指标值与之前生成的NRD指标值之间的NRD指标差值、将NRD差值与差分NRD阈值相比较,以及如果NRD指标差值超过差分NRD阈值则确定呼吸疾病的急性恶化的发作即将发生。

[0014] 处理电路可容纳在一个或多个装置中。例如,医疗监测系统还可包括容纳处理电路的至少一部分的外部控制装置。作为另一个实例,医疗监测系统还可包括个人无线设备,其配置成用于与外部控制装置通信,在此情况下,个人无线设备可容纳处理电路的另一部分。作为又一个实例,医疗监测系统还可包括配置成用于经由云网络与个人无线设备通信的远程计算机,在此情况下,远程计算机可容纳处理电路的又一个部分。

[0015] 根据本发明的第二方面,提供了一种监测患者的方法。该方法包括将传感器植入患者内,例如,在患者的肋间肌中,如,第二胸骨旁肋间肌,或甚至患者的膈膜中。该方法还包括在患者的至少一个呼吸周期内(例如,至少一个静息呼吸周期的吸气期间)经由植入的传感器检测生物标记,其中检测的生物标记指示患者的神经呼吸驱动(NRD)。

[0016] 例如,检测的生物标记可为肌电图(EMG)信号。在此情况下,该方法还可包括处理EMG信号。例如,处理EMG信号可包括采样EMG信号、获取EMG信号的包络和对EMG信号积分中的一者。例如,处理EMG信号可包括:通过获得峰值并计算EMG信号的均方根(RMS)值、二次平均值或运行平均值,对来自EMG信号的心脏伪影进行滤波,和/或从每个呼吸周期的EMG信号导出一个或多个EMG数据值。

[0017] 一种方法还包括从检测的生物标记确定患者的心率变异性和/或呼吸率变异性,且基于确定的心率变异性和/或呼吸率变异性确定检测的生物标记的有效性。该方法还可包括如果EMG信号确定为有效就储存NRD指标值。

[0018] 该方法还包括基于检测的生物标记生成NRD指标值。如果在多个呼吸周期内检测到生物标记,则生成NRD指标值还可包括获得多个呼吸周期内的EMG数据值的最高振幅、中值或平均值。该方法可选地包括标准化NRD指标值。该方法还可包括获得患者特定参考值,在此情况下,标准化NRD指标值包括计算NRD指标值和患者特定参考值的函数。

[0019] 该方法还可包括响应于确定呼吸疾病的急性恶化的发作即将发生,向患者图形显示NRD指标值,和/或生成警告或通知信号。如果患者患有呼吸疾病(例如,慢性阻塞性肺病(COPD)),则该方法还可包括基于生成的NRD指标来确定呼吸疾病的程度。在此情况下,该方法还可包括基于生成的NRD指标值来预测患者的呼吸疾病的急性恶化的发作。

[0020] 例如,预测患者的呼吸疾病的急性恶化的发作可包括将NRD指标值与绝对NRD阈值相比较,以及如果NRD指标值超过绝对NRD阈值则确定呼吸疾病的急性恶化的发作即将发生。作为另一个实例,预测患者的呼吸疾病的急性恶化的发作可包括计算NRD指标值与之前生成的NRD指标值之间的NRD指标差值、将NRD差值与差分NRD阈值相比较,以及如果NRD指标差值超过差分NRD阈值则确定呼吸疾病的急性恶化的发作即将发生。

[0021] 通过阅读旨在示出而非限制本发明的优选实施例的以下详细描述,本发明的其它和进一步的方面和特征将变得明显。

附图说明

[0022] 附图示出了本发明的优选实施例的设计和使用,其中相似的元件由共同的参考标号表示。为了更好认识到如何获得本发明的上述及其它优点和目的,上文简要描述的本发明的更具体的描述将参照其特定实施例来进行,附图中示出了特定实施例。理解到这些附图仅绘出了本发明的典型实施例,且因此不认作是限制其范围,将通过附图的使用来以附加特征和细节来描述和阐释本发明,在附图中:

[0023] 图1为根据本发明的一个实施例布置的医疗监测系统的平面视图;

[0024] 图2为用于图1中的医疗监测系统的可植入的传感器装置的框图;

[0025] 图3为用于图1中的医疗监测系统的外部控制单元的框图;

[0026] 图4为示出操作图1中的医疗监测系统来监测患者的呼吸疾病的一种方法的流程图;

- [0027] 图5为在患者的第二胸骨旁肋间肌中的图2中的可植入传感器装置的植入部位的平面视图；
- [0028] 图6a为由图2中的可植入传感器装置检测到的原始EMG数据的示意图；
- [0029] 图6b为图6a中的原始EMG数据导出的胸骨旁EMG数据的示意图；
- [0030] 图6c为图6a中的原始EMG数据导出的ECG数据的示意图；
- [0031] 图6d为从图6c的ECG数据导出的瞬时心率的示意图；
- [0032] 图6e为从图6b的胸骨旁EMG数据导出的包络EMG的示意图；
- [0033] 图6f为从图6e的包络EMG导出的瞬时呼吸率的示意图；
- [0034] 图6g为从图6e的包络EMG导出的峰值EMG值的示意图；以及
- [0035] 图6h为从图6f的瞬时呼吸率和图6g的峰值EMG数据值导出的标准化神经呼吸驱动指标值的示意图；
- [0036] 图7为示出操作图1中的医疗监测系统来监测患者的呼吸疾病的另一种方法的流程图；以及
- [0037] 图8为根据本发明的另一个实施例布置的医疗监测系统的平面视图。

具体实施方式

[0038] 首先转到图1,现在将描述根据本发明构造的示例性医疗监测系统10。医疗监测系统10被配置成用于通过监测一个或多个呼吸循环内的患者12的呼吸的方面来间接地评估患有呼吸疾病(例如,慢性阻塞性肺病(COPD))的患者12的神经呼吸驱动(NRD)。例如,医疗监测系统10可通过感测指示NRD(例如,肌电图(EMG)信号)的生物标记,以及基于感测的生物标记生成神经呼吸驱动(NRD)指标(代表NRD的值)来跟踪患者12的NRD。医疗监测系统100还被配置成用于基于生成的NRD指标值来预测患者12的呼吸疾病的急性恶化的发作,以及如果呼吸疾病的急性恶化的发作即将发生,则警告/通知患者12(或陪护人员)需要采取积极措施来预防住院。备选地或除监测呼吸疾病的急性恶化的发作之外,医疗监测系统10监测患者12从呼吸疾病的急性恶化或响应于呼吸疾病的不同治疗的恢复。

[0039] 为此,医疗监测系统10大体上包括可植入的传感器装置14,其被配置成植入患者12内且感测患者12中的EMG信号,以及外部控制单元16装置,其被配置成经皮控制和提供电力到传感器装置14来感测EMG信号,从传感器装置14经皮接收EMG信号,从EMG信号导出静息NRD指标值、储存和向患者12显示静息NRD指标值、分析静息NRD指标值来预测患者12中的急性COPD恶化的发作,且如果需要,通知/警告患者12,患者12的急性COPD恶化即将发生。

[0040] 还参看图2,传感器装置14包括两个差分记录电极24a、24b,其被配置成感测传感器装置14植入其中的肌肉纤维内的电活动,以及输出原始模拟EMG信号;配置成放大EMG信号的一个或多个可调整的增益放大器26;配置成用于获得包络、积分或对EMG信号采样的滤波器28;配置成有选择地将(一个或多个)放大器26输出的原始EMG信号或从滤波器28输出的滤波的EMG信号转变成数字EMG信号的模数变换器(A/D)变换器30;以及控制逻辑32(例如,命令处理器、帧生成器、PLL逻辑、命令解码器和纠错电路),其被配置成根据从外部控制单元16接收到的命令来控制 and 操作传感器装置14。滤波器28还可数字地实现。在此情况下,滤波器28将置于A/D变换器30之后。

[0041] 传感器装置14还包括遥测/电力电路34,其配置成从外部控制单元16接收命令和

功率,且将EMG信号(原始或滤波的)传输至外部控制单元16。在所示实施例中,传感器装置14使用将滤波的EMG信号传输至外部控制单元16且从外部控制单元16接收命令数据的稳健半双工低带宽数据链路,以及用于将EMG信号传输至外部控制单元16的高带宽数据链路。

[0042] 为此,遥测/电力电路34可包括感应线圈36,其被配置成接收从外部控制单元16感应地传输的交流(AC)功率信号。遥测/电力电路34使用AC功率信号作为功率源和低带宽下行链路/上行链路载波信号。具体而言,遥测/功率电路34还包括上行链路感应调制器38,其被配置成利用从A/D变换器30接收到的滤波的EMG信号、通过根据滤波的EMG信号改变感应线圈36处的感应载波信号,来调制感应载波信号。在所示实施例中,上行链路感应调制器38是负载调制器,其通过改变感应线圈36的阻抗来振幅调制感应载波信号,这如下文所述,允许了外部控制单元16从感应载波信号获得滤波的EMG信号。遥测/功率电路34还包括下行链路感应解调器40,其被配置成解调从外部控制单元16接收到的来自感应线圈36处的感应载波信号的命令数据。在所示实施例中,下行链路感应解调器40是振幅调制(AM)解调器,其通过测量AC功率信号的振幅变化来解调下行链路数据。尽管单个感应线圈36描述为用于电力接收和EMG数据传输两者,但在备选实施例中,单独的专用线圈可分别用于电力接收和EMG信号传输。

[0043] 遥测/电力电路34还包括射频(RF)线圈42,以及用于将RF载波信号施加至RF线圈42的振荡器形式的射频(RF)驱动器44。遥测/电力电路34使用RF信号作为高带宽上行链路载波信号。具体而言,遥测/电力电路34还包括上行链路RF调制器46,其被配置成用于用从A/D变换器30接收到的原始EMG信号来调制RF载波信号,从而允许外部控制单元16从RF载波信号获得原始EMG信号。

[0044] 遥测/电力电路34还包括整流器/调节器48,用于整流和调节在感应线圈36处接收到的感应载波信号,以对传感器装置14的电路供电。在备选实施例中,传感器装置14可包括用于储能电能的可再充电电池(未示出),或非可再充电电池,在此情况下,电力可在不连接到外部控制单元16的情况下供应到传感器装置14的电路。在此情况下,传感器装置14还可包括存储器(未示出),该存储器用于储存EMG信号,该EMG信号随后可在由外部控制单元16询问传感器装置14时经由专用通信线圈传输。在可选的实施例中,状态信号可由传感器装置14经由线圈36或线圈42传输至外部控制单元16,以例如提供传感器装置14的电池状态信息或其它操作信息。

[0045] 传感器装置14可采用小型化圆柱形感测装置的形式,其中电路实施为安装在陶瓷基底上的单芯片集成电路上的子组件,所述陶瓷基底夹在圆柱形磁芯的两半之间,RF和感应线圈卷绕所述圆柱形磁芯的两半。电子设备封装在圆柱形陶瓷封装中,陶瓷封装包括用作不同记录电极的陶瓷封装的相对端处的两个金属端盖。此可植入的传感器装置允许EMG信号在该装置的植入部位处检测到。此可植入的传感器装置14的商业实例是由Alfred Mann Foundation制造并在Implantable Myoelectric Sensors (IMESs) for Intramuscular Electromyogram Recording (IEEE Trans Biomed Eng, 2009年1月,第159-171页)中描述的**IMES®**装置。在备选实施例中,传感器装置14可包括引线(未示出),电极承载在引线上,以便EMG信号可在远离装置本体的植入部位的位置处检测到。

[0046] 应认识到,尽管本文已经描述了传感器装置14的特定实施例,但传感器装置14可采用尺寸适于可植入患者12内来获得EMG信号的任何传感器装置的形式。例如,传感器装置

14可为美国专利号6,185,452,6,164,284,6,564,807,8,684,009,8,555,894,7,513,257,6,315,721,6,208,894,6,067,474,和7,114,502中公开的任何一个微传感器,其通过引用明确并入本文中。

[0047] 还参看图3,外部控制单元16包括遥测/电力电路50,其配置成传输命令和功率至传感器装置14且从传感器装置14接收EMG信号(原始的或滤波的)。如上文所述,低带宽数据链路用于从传感器装置14接收滤波的EMG信号,并且将命令数据传输至传感器装置14,并且高带宽数据链路用于从传感器装置14接收原始EMG信号。

[0048] 为此,遥测/电力电路50包括感应线圈52,其被配置成将前述AC功率信号感应地传输至传感器装置14。如上文所述,AC功率信号用作电源和低带宽下行链路/上行链路载波信号。为此,遥测/电力电路50还包括下行链路感应调制器56,其被配置成利用命令数据、通过根据命令数据改变感应线圈52处的感应载波信号来调制感应载波信号。类似于传感器装置14中的上行链路感应调制器38。下行链路感应调制器56是振幅调制器,其调制感应载波信号的振幅,从而允许传感器装置14获得如上文所述的命令数据。遥测/电力电路50还包括上行链路感应解调器58,其被配置成解调从传感器装置14接收到的、来自感应线圈52处的感应载波信号的滤波的EMG数据。在所示实施例中,上行链路感应解调器58是负载解调器,其通过测量感应线圈52的AC振幅变化来解调感应载波信号。尽管单个感应线圈52描述为用于电力传输和EMG数据接收两者,但在备选实施例中,单独的专用线圈可分别用于电力传输和EMG信号接收。遥测/电力电路50还包括RF线圈60和上行链路RF解调器62,该上行链路RF解调器62被配置成解调RF载波信号来从传感器装置14获得原始EMG信号。

[0049] 外部控制单元16还包括控制器/处理器64,其被配置成控制和操作外部控制单元16、处理从传感器装置14接收到的EMG信号(原始的或滤波的)、导出静息NRD指标值,以及基于生成的NRD指标值预测患者12的呼吸疾病的急性恶化的发作,以及如果呼吸疾病的急性恶化的发作即将发生则警告/通知患者12(或陪护人员)。在备选实施例中,控制器/处理器64可被配置成用于获得患者特定参考值,其可从EMG信号导出,且基于患者特定参考值来标准化静息NRD指标值。下文将进一步详细描述所有这些功能。

[0050] 外部控制单元16还包括用户界面66,其被配置成从用户接收输入,例如,经由按钮,并且用于图形显示NRD指标值,提供警告/通知,并且用于询问患者12(或陪护人员),例如,经由显示器。控制器/处理器64进一步被配置成响应于对用户界面66的输入来生成命令,该命令经由遥测/电力电路50传输至传感器装置14来从传感器装置14获得EMG信号。例如,用户界面66可具有按钮,其可被触动来发送功率和命令信号至传感器装置14,以测量和返回EMG信号至外部控制单元16。外部控制单元16还包括电源68以及存储器70,该电源68(例如电池)用于将功率提供至外部控制单元16的电路,该存储器70被配置成储存信息,如NRD指标值和患者特定参考值。

[0051] 尽管外部控制单元16在本文中描述为处理EMG信号来获得NRD指标值,但应当认识到,传感器装置14可备选地作用为处理EMG信号来获得NRD指标值以传输至外部控制单元16。此外,尽管外部控制单元16在本文中描述为预测患者12的急性COPD恶化的发作,但应认识到,传感器装置14可备选地作用为预测患者12的急性COPD恶化的发作,且发送任何警告/通知至外部控制单元16来显示给患者12,或可经由其它手段(例如,振动)来直接地警告/通知患者12。

[0052] 描述了医疗监测系统10的功能和布置,现在将参照图4来描述在若干呼吸周期期间操作医疗监测系统10来监测NRD和由此的患者12的COPD状态的一种方法100。

[0053] 作为首要问题,应注意,呼吸循环由交替的吸气和呼气过程构成。在吸气期间,诸如膈肌和外肋间肌的骨骼肌收缩,且允许胸腔的扩张。随着胸膜腔的容积增大,该区域的压力降低,且肺内部的压力(肺内压力)也随之降低。压力梯度允许进入肺的快速空气流和吸气的发生。在呼气期间,吸气肌松弛,引起胸腔容积减小。膈肌的松弛增大了胸膜腔内和肺内的压力,迫使肺中的气体排出。通常,休息时的舒畅呼气是由吸气肌的松弛而被动的。在需要增加肺通气量时,如,在锻炼期间,呼气主要依赖附件的收缩而主动发生,呼气肌拉下肋腔且压缩肺。

[0054] 首先,传感器装置14植入肌肉内,该肌肉在患者12的呼吸期间被激活(步骤102)。在所实施例中,传感器装置14植入患者12的肋间肌内,如第二胸骨旁肋间肌70中的一个,如图5中所示。尽管传感器装置14示为植入患者12的左胸区域上,但应认识到,传感器装置14可备选地植入患者12的右胸区域上。备选地,传感器装置14可植入患者12的隔膜72内。传感器装置14可使用构造成使用超声可见的植入引导件或导丝来植入患者12内,以允许使用超声成像来引导植入程序。

[0055] 接下来,EMG信号在患者12的若干呼吸循环期间由植入的传感器装置14检测到,以获得NRD读数(步骤104)。这可通过将外部控制单元16置于与植入的传感器装置14操作通信来实现;例如,通过将外部控制单元16置于植入的传感器装置14上,且操作其来将命令信号发送至植入的传感器装置14来检测EMG信号。例如,患者12(或陪护人员)可将外部控制单元16置于植入的传感器装置14上一段时间,例如,三十秒到三分钟之间,在此期间,患者12以放松方式呼吸,使得EMG信号在患者12的静息呼吸努力期间被检测到。植入的传感器装置14然后处理EMG信号(例如,通过采样、生成包络或积分)(步骤106),且将EMG信号(原始的或处理的)无线地传输至外部控制单元16(步骤108)。

[0056] 外部控制单元16然后滤除EMG信号的噪音和伪像,以更好地代表患者12的呼吸努力(步骤110)。例如,心脏伪像(如QRS波群)可出现在EMG信号中,在此情况下,外部控制单元16可从EMG信号滤除QRS波群。在一个实施例中,外部控制单元16还处理EMG信号来更好地代表患者12的吸气努力。例如,外部控制单元16可滤除EMG信号的呼气部分,以便仅留下对应于EMG信号的吸气努力的EMG信号的部分。

[0057] 外部控制单元16然后从EMG信号获得患者12的生命体征(如,心率和/或呼吸率)(步骤112),且储存代表平均心率、心率变异性、平均呼吸率和/或呼吸率变异性的值。在步骤110处从EMG信号滤除的QRS波群可用于确定患者的平均心率或心脏变异性。此外,EMG信号的自然周期可用于确定平均呼吸率或呼吸变异性。

[0058] 例如,可从原始EMG信号(图6a)导出和减去平均心电图(ECG),导致纯呼吸EMG信号(胸骨旁EMG)(图6b)和平均ECG分布图(图6c)。瞬时心率(搏动/分钟)(图6d)可从平均ECG分布图导出。平均心率和/或心率变异性然后可从瞬时心率计算出。可处理胸骨旁EMG来获得EMG包络(图6e),其峰值可被识别为确定瞬时呼吸率(呼吸/分钟)(图6f)。平均呼吸率和/或呼吸率变异性然后可从瞬时呼吸率计算。代表平均心率、心率变异性、平均呼吸率和/或呼吸率变异性的值可用作患者12的总体健康的指示物,且如下文件更进一步详述,可用于标准化患者12的NRD读数。

[0059] 接下来,外部控制单元16确定EMG信号是否有效(步骤114)。例如,优选患者12保持处于放松呼吸的状态,同时在多个呼吸周期内获得NRD读数。高呼吸率和/或峰值呼吸幅度变异性可指示患者12是焦虑的,或者以其他方式未保持在放松呼吸的状态,并且因此静息EMG信号是不可靠的。因此,外部控制单元16可在NRD读取期间使用呼吸率变异性性和/或峰值呼吸幅度变异性,这可从静息EMG信号获得,以评估静息EMG信号的质量。

[0060] 备选地或除由外部控制单元16自动评估当前EMG的质量之外,外部控制单元16可询问患者12(或陪护人员)EMG信号是否有效。例如,外部控制单元可具有可驱动的一个或多个按钮,其允许患者12(或陪护人员)有选择地丢弃EMG信号或储存EMG信号。如果患者12(或陪护人员)在NRD读取期间遇到问题,如失去至外部控制单元16的电力、失去外部控制单元16与可植入的传感器装置14之间的连接或如果患者12在NRD读取期间停止以放松方式呼吸,则这可能是有用的。

[0061] 如果EMG信号确定为无效的,则外部控制单元16丢弃EMG信号,且命令植入的传感器装置14获得另一个EMG信号(步骤116)。如果EMG信号确定为有效,则外部控制单元16生成静息NRD指标值。

[0062] 具体而言,外部控制单元16还可在每个呼吸周期中从EMG信号导出一个或多个EMG数据值,以便于患者12的静息NRD指标值的后续计算(步骤118)。例如,外部控制单元16可获得峰值,计算每个呼吸周期中的EMG信号的均方根(RMS)值、二次平均值或运行平均值。

[0063] 接下来,外部控制单元16基于EMG数据值来生成静息NRD指标值(步骤120)。例如,外部控制单元16可以在呼吸周期内获得处理的EMG数据值的最高峰值幅度,以获得代表患者12的最高测得的呼吸努力的单个值,或计算呼吸周期内的处理的EMG数据值的峰值幅度的均值或平均值,以获得代表患者12的平均或均值测得的呼吸努力的单个值。测得的呼吸努力的最高值、平均值或均值可用作患者12的当前呼吸努力,且因此代表静息NRD指标值。例如,峰值EMG数据值(图6g)(每个呼吸周期(呼吸)中的一个)可从EMG包络获得(图6e)。NRD指标值可为例如大约5.8的最高EMG数据值,或可为例如大约4.5的EMG数据值的平均值。

[0064] 接下来,外部控制单元16储存静息NRD指标值(步骤122),且随着时间推移连同任何其它之前生成的NRD指标值来向患者12(或陪护人员)图形显示静息NRD指标值(步骤124)。如果患者12的NRD读数并未有规律地执行(步骤126),则外部控制单元16可以可选地提醒患者12(或陪护人员)。例如,如果期望患者12的NRD的每日读取,则外部控制单元16可提示患者12(或陪护人员)应进行NRD的读取。

[0065] 应认识到,在方法100中的任何点处,步骤104-126可重复来生成附加的静息NRD指标值。

[0066] 接下来,外部控制单元16基于静息NRD指标值来预测患者12的急性COPD恶化的发作(步骤128)。已知在患有COPD的患者中,NRD的增大可表示急性COPD恶化即将发生。因此,如果NRD指标(且因此NRD)升高一定百分比,或经历一定变化率或加速率,则可以确定急性COPD恶化即将发生(例如,将在同日、明日或一周内发生)。例如,外部控制单元16可以基于静息NRD指标值和一个或多个之前生成的NRD指标值来比较NRD中的增大的百分比,并且如果NRD增大得足够大,则预测急性COPD恶化的发作即将发生。

[0067] 在一个实施例中,外部控制单元16计算静息NRD指标值与直接的之前生成的NRD指标值之间的百分比差异,以获得NRD指标差值,然后NRD指标差值与NRD指标差异阈值相比

较。如果NRD指标差值超过NRD指标差异阈值,则外部控制单元16确定急性COPD恶化的发作即将发生。例如,假定急性NRD指标值是1000,并且之前的NRD指标值是600。NRD指标差值(即,NRD的百分比变化)将为67%。如果NRD指标差异阈值是50%,则67%的NRD指标差值将超过该阈值,并且因此,外部控制单元16将预测患者12中的急性COPD恶化的发作即将发生。

[0068] 在另一个实施例中,外部控制单元16计算相对于静息NRD指标值与直接的之前生成的NRD指标值之间的时间的百分比变化率,以获得NRD指标变化率值,然后将该NRD指标变化率值与NRD指标变化率阈值相比较。如果NRD指标变化率值超过NRD指标变化率阈值,则外部控制单元16确定急性COPD恶化的发作即将发生。例如,假定静息NRD指标值是1000,并且之前的NRD指标值是800,并且这些NRD读数是间隔12小时的。NRD指标变化率值(即,NRD的百分比变化率)将是50%/天。如果NRD指标变化率阈值是30%,则50%的NRD指标变化率值将超过该阈值,并且因此,外部控制单元16将预测患者12中的急性COPD恶化的发作即将发生。

[0069] 在又一个实施例中,外部控制单元16计算相对于一系列NRD指标值的时间的百分比加速率来获得NRD指标加速率值,然后将该NRD指标加速率值与NRD指标加速率阈值相比较。如果NRD指标加速率值超过NRD指标加速率阈值,则外部控制单元16确定急性COPD恶化的发作即将发生。例如,假定静息NRD指标值是1000,则第一之前的NRD指标值是900,且第二之前的NRD指标值是820。NRD指标加速率值(NRD的加速率)将是25%/天。如果NRD指标加速率阈值是10%,则25%的NRD指标加速率值将超过该阈值,并且因此,外部控制单元16将预测患者12中的急性COPD恶化的发作即将发生。

[0070] 最后,如果外部控制单元16预测患者12的急性COPD恶化的发作,则外部控制单元16将对患者12(或陪护人员)通知/警告患者12的急性COPD恶化即将发生,且患者12应入院或否则以其他方式由医生检查(步骤130)。如果外部控制单元16预测患者12的急性COPD恶化的发作不会即将发生,则过程回到步骤104以在未来的时间进行另一次NRD读取。

[0071] 应注意,在用于测量患者12的NRD的之前可用的方法中,患者的当前呼吸努力的测量在不相对于最大呼吸努力标准化当前呼吸努力的情况下,并非总是能够从读取到读取实现。此外,每次期望NRD读取时,必须测量当前呼吸努力和最大呼吸努力两者,并且比较彼此来获得百分比NRD指标值。相比之下,上文所述的方法100可以准确地测量患者12的NRD,而不标准化,因为传感器装置14的植入允许了记录电极一致地进行NRD读取,而不用担心NRD读数中的任何变化将由除了患者12的COPD的状态变化以外的任何因素引起。此外,由于方法100将NRD指标值与彼此比较来预测患者12的急性恶化,故可忽略患者与患者的任何差异。

[0072] 在备选实施例中,外部控制单元16可标准化NRD读数,以便获得可以从患者到患者进行有意义的比较的NRD指标值。例如,参看图7,现在将描述操作医疗监测系统10在若干呼吸周期期间监测患者12的NRD和由此的COPD状态的另一方法150。方法150类似于方法100,差别在于方法150向患者12生成标准化的NRD指标值。

[0073] 在步骤102处植入传感器装置14之后,从患者12获得一个或多个患者特定呼吸参考物,并且所述参考物由外部控制单元16储存(步骤103)。在所示实施例中,患者特定呼吸参考物通过在患者12的最大呼吸努力期间检测EMG信号且从EMG信号生成最大NRD指标来获得。最大呼吸努力代表患者12所能够的最高呼吸努力,并且可通过询问患者12来执行一系列最大“嗅探”动作且检测EMG信号找出最大实现值(代表患者12的最大NRD指标值)来在步

骤104处校准。可以与方法100中的步骤104-110处的、在患者12的静息呼吸努力期间获得并处理静息EMG信号的方式相同的方式,获得和处理在患者12的最大呼吸努力期间的EMG信号,且可以与方法100中的步骤118-122中的静息NRD指标相同的方式生成和储存最大NRD指标。

[0074] 在步骤104-120处获得静息EMG信号且生成NRD指标之后,外部控制单元16通过计算在步骤120处获得的静息NRD指标值和步骤103处获得的(一个或多个)患者特定呼吸参考物的函数,并且在此情况下是最大NRD指标值(步骤121),标准化静息NRD指标值至患者12。为了标准化静息NRD指标值,静息NRD指标值可除以最大NRD指标值来获得百分比NRD指标值,其可代表完全标准化的NRD指标值。备选地,替代利用在步骤103处获得的(一个或多个)患者特定呼吸参考物来直接地标准化静息NRD指标值,可以使用(一个或多个)患者特定呼吸参考物标准化在步骤118处导出的EMG数据值,以获得标准化的EMG数据值,并且然后可从标准化的EMG数据值导出标准化的NRD指标值。

[0075] 接下来,外部控制单元16基于标准化的静息NRD指标值来预测患者12的急性COPD恶化的发作(步骤128)。已知在患有COPD的患者中,达到某一值的NRD可以指示急性COPD恶化即将发生。由于NRD指标值是标准化的,故其不必与之前的NRD指标值相比较来获得急性COPD恶化是否即将发生的准确指示(例如,将在同日、明日或一周内发生)。相反,标准化的NRD指标值可以仅与绝对NRD指标阈值相比较,所述绝对NRD指标阈值可从患者到患者是相同的。例如,假定标准化的静息NRD指标值是50,并且绝对NRD指标阈值是40。不论之前的静息NRD指标值如何,外部控制单元16确定急性COPD恶化的发作即将发生,因为标准化的静息NRD指标值大于绝对NRD指标阈值。

[0076] 尽管在用于测量患者12的NRD的之前可用的方法中,每次静息NRD指标值即将标准化时,必须校准最大呼吸努力,例如,通过在从患者12获得每个NRD指标值之前要求患者12执行一系列“嗅探”动作,但由于医疗监测系统10的稳定性,最大呼吸努力仅需要单次校准。即,植入的传感器装置14将不会从植入部位移动或转移,并且因此预计患者12的最大呼吸努力不会随时间改变。在备选实施例中,最大呼吸努力定期地校准,而非每次获得当前静息NRD指标值时校准。

[0077] 在备选实施例中,另一个患者特定呼吸参考物可通过检测患者12的呼吸率来检测,呼吸率可在步骤108处从EMG信号的自然呼吸周期获得。患者12的呼吸率可为显著的标准化因子,因为患者12可进行多次浅呼吸,与进行更少的深呼吸相反,同时花费相同量的呼吸努力,但在进行浅呼吸时患者12的未标准化的NRD指标值将小于进行深呼吸时患者12的NRD指标值。因此,在步骤120处生成的未标准化的NRD指标值或在步骤121处生成的标准化的NRD指标可以乘以患者12的呼吸率,来获得完全标准化的NRD指标值。备选地,可以通过将峰值EMG数据值(图6g)分别乘以呼吸率值(图6f)来标准化该峰值EMG数据值,以获得每次呼吸(图6h)的标准化的NRD指标值。然后单个标准化的NRD指标值(最高值或平均值)可以从NRD指标值导出。

[0078] 在另一个备选实施例中,例如,通过使用肺活量计,可检测另一个患者特定呼吸参考物,以测量最大体积、用力呼气量(FEV)和用力肺活量(FVC)中的一者。在此情况下,在步骤120处生成的未标准化的NRD指标值或步骤121处生成的标准化的NRD指标可以通过将其除以最大体积、FEV或FVC来进一步标准化,以获得完全标准化的NRD指标值。NRD指标值的进

一步标准化可基于患者12的身高、体重、体重指数、年龄或种族来执行。这些患者特定呼吸参考物预计不会随时间显著改变，它们仅需要被获得一次。

[0079] 尽管将外部控制装置16描述为执行ECG信号处理、NRD指标值生成和显示，以及急性COPD恶化发作预测的功能，但这些功能可由其它外部部件执行。

[0080] 例如，参看图7，根据本发明构造的另一个医疗监测系统10'类似于图1中的医疗监测系统10，差别在于，医疗监测系统10'还包括个人无线设备18，其被配置成从外部控制单元16接收静息NRD指标值，并且将静息NRD指标值储存和显示给患者12。个人无线设备18例如可采用常规智能电话的形式，其被配置有储存、跟踪和/或显示静息NRD指标值的智能电话应用程序。在此情况下，外部控制单元16还包括通信接口（例如，USB串行接口或蓝牙）（未示出），其被配置成用于从个人无线设备18接收命令和响应于该命令将静息NRD指标值传输至个人无线设备18。医疗监测系统10'还可包括患者编程器19，该患者编程器19被配置成由临床医生操作来对传感器装置14和/或外部控制装置16编程，并且用于从传感器装置14和/或外部控制装置16下载EMG数据、患者特定参考物和/或NRD指标值。

[0081] 医疗监测系统10'还包括远程计算机20，其配置成在无线网络22上从个人无线设备18接收静息NRD指标值和任何患者特定参考值（如果需要用于NRD指标值的标准化），并且分析静息NRD指标值来预测患者12的急性COPD恶化的发作，并且如果需要，在无线网络22上经由个人无线设备18来通知/警告患者12，患者12的急性COPD恶化即将发生。例如，远程计算机20可采用任何常规个人计算机（PC）的形式，其配置有能够预测患者12的急性COPD恶化的发作的软件。远程计算机20可使用云计算架构。无线网络22例如可包括无线局域计算网络（例如，通过“Wi-Fi”）或移动通信数据传输系统（例如，使用4G标准的系统）。远程计算机20可由患者护理人员23操作，其可分析EMG信号或NRD指标（以图形形式或不以图形形式显示）来独立得出自动预测急性COPD恶化的发作的结论。在任何情况下，在急性COPD恶化的发作被确定为即将发生的情况下，可传输警告/通知（由患者护理人员提示或不由患者护理人员提示），患者12的急性COPD恶化即将发生，且患者12应入院或以其他方式由医生检查。

[0082] 尽管示出和描述了本发明的具体实施例，但将理解，其不旨在将本发明限于优选实施例，且本领域的技术人员将清楚，可制作出各种变化和改变而不脱离本发明的精神和范围。因此，本发明旨在覆盖可能包括在如由权利要求限定的本发明的精神和范围内的变型、改变和等同方案。

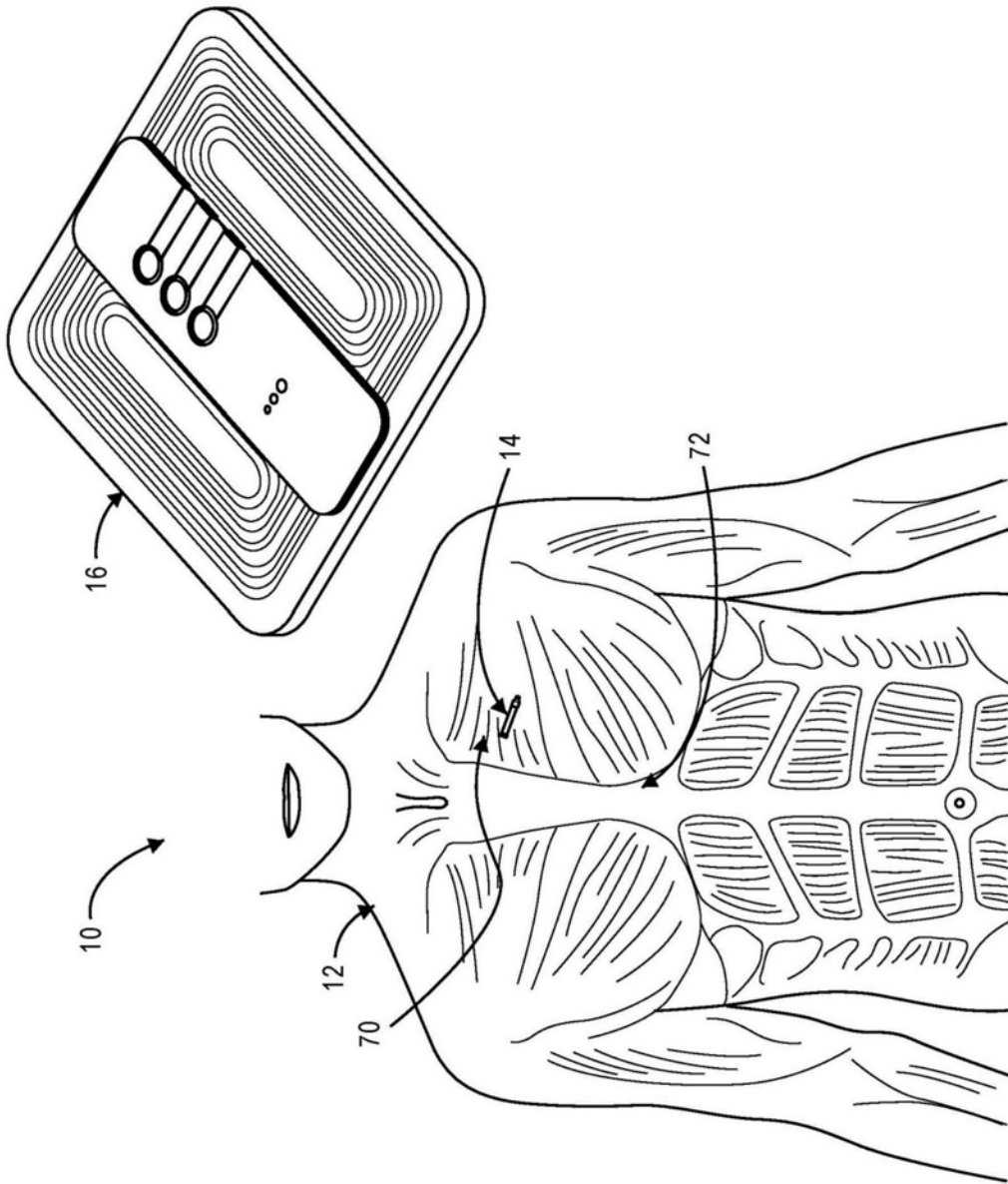


图1

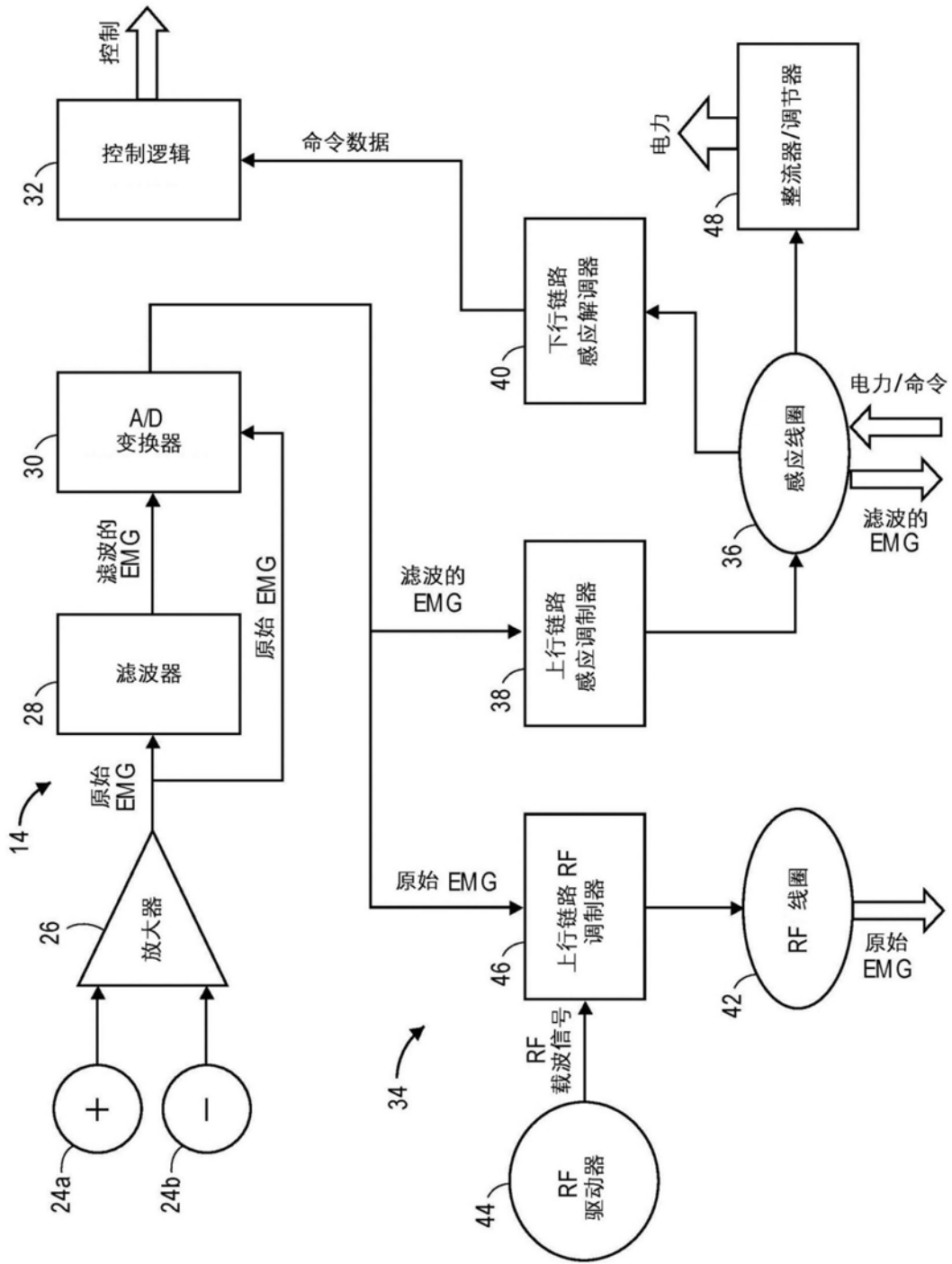


图2

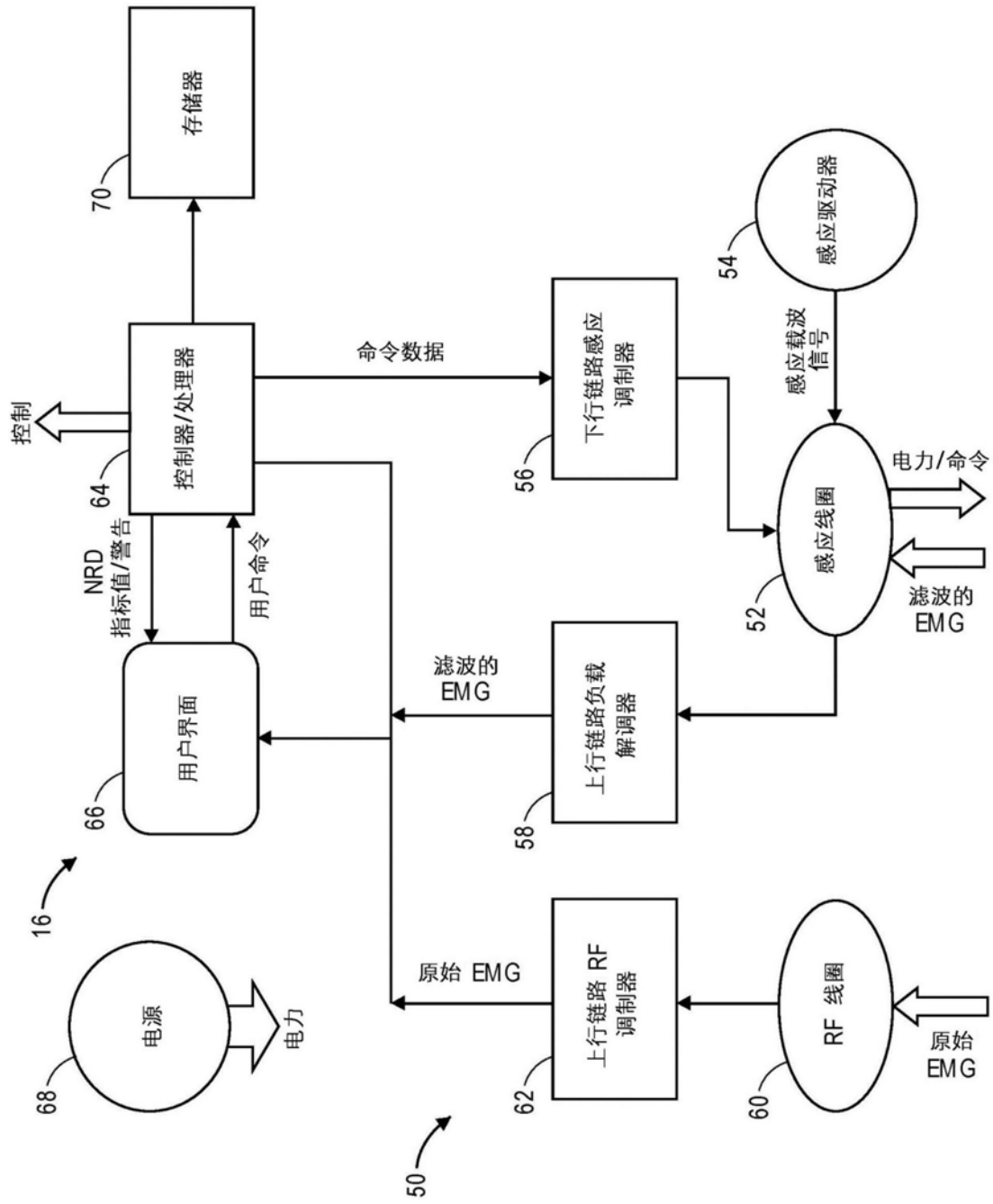


图3

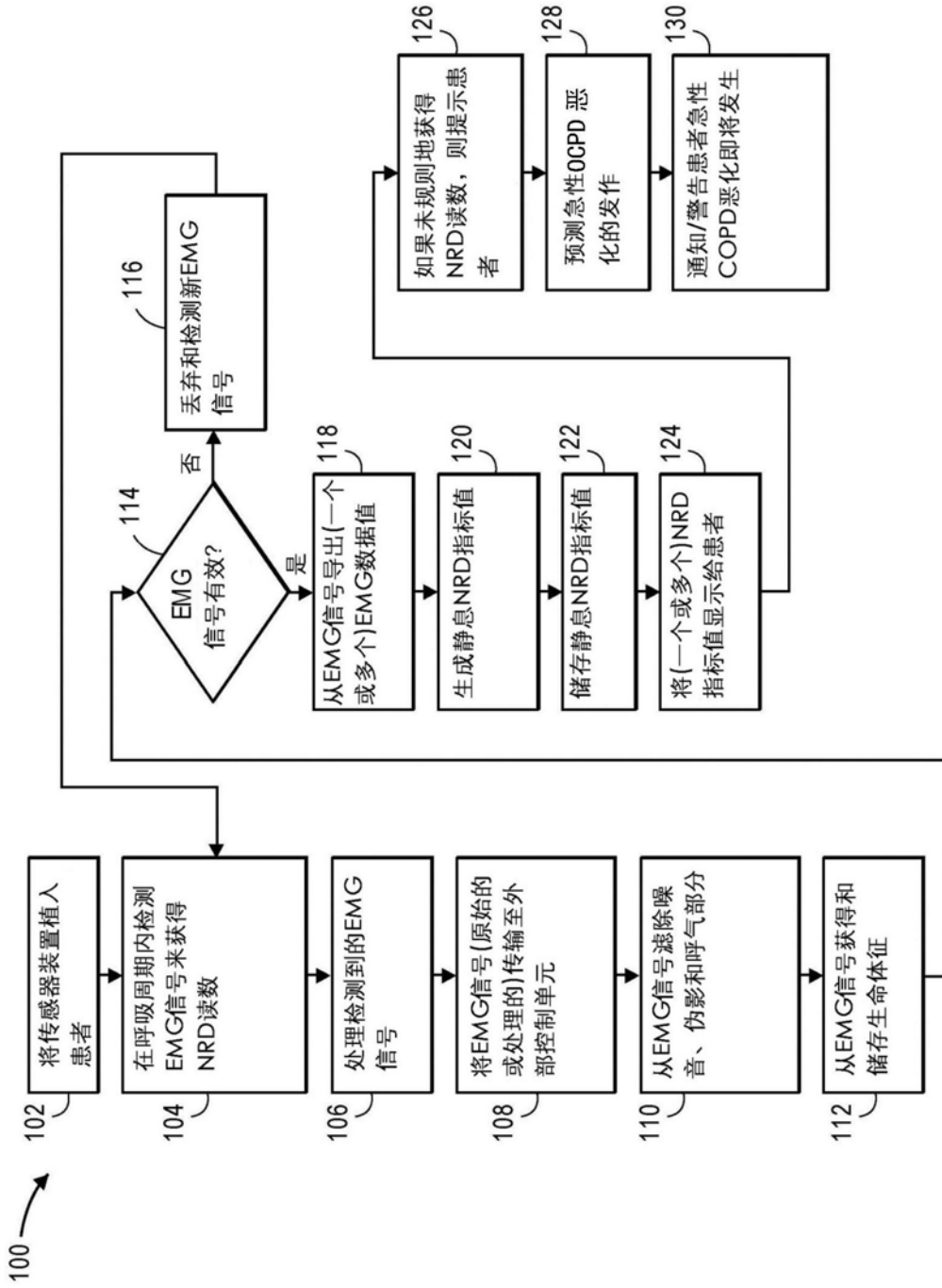


图4

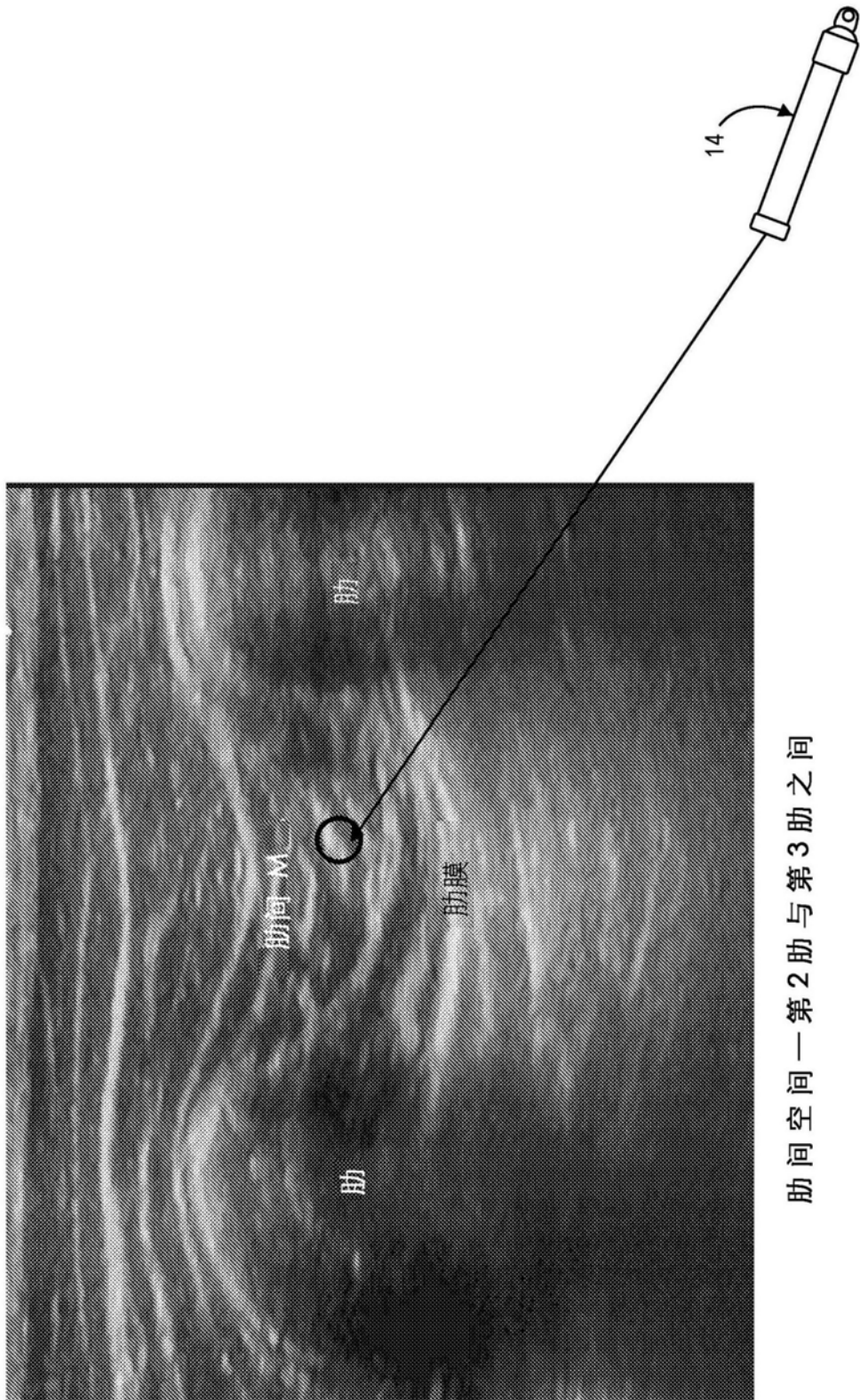


图5

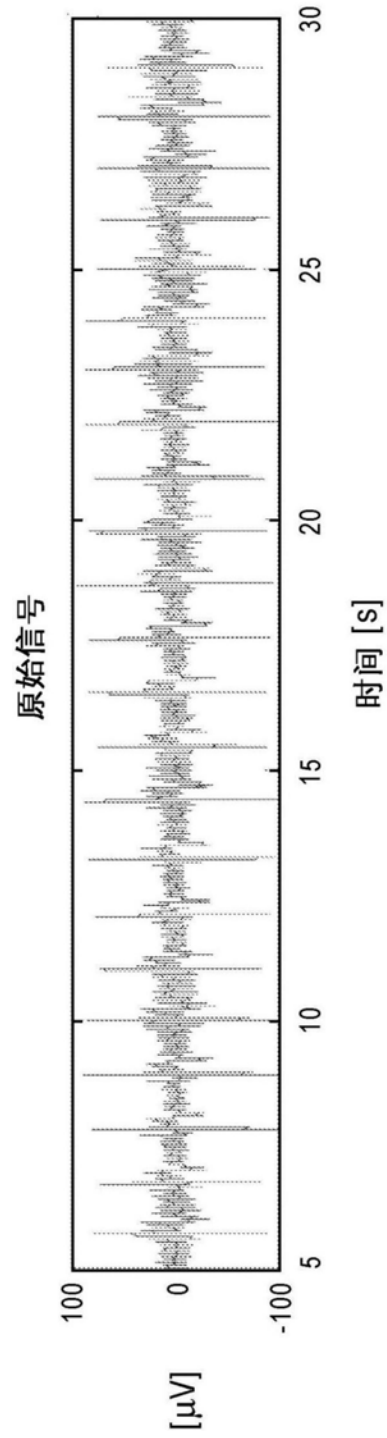


图6A

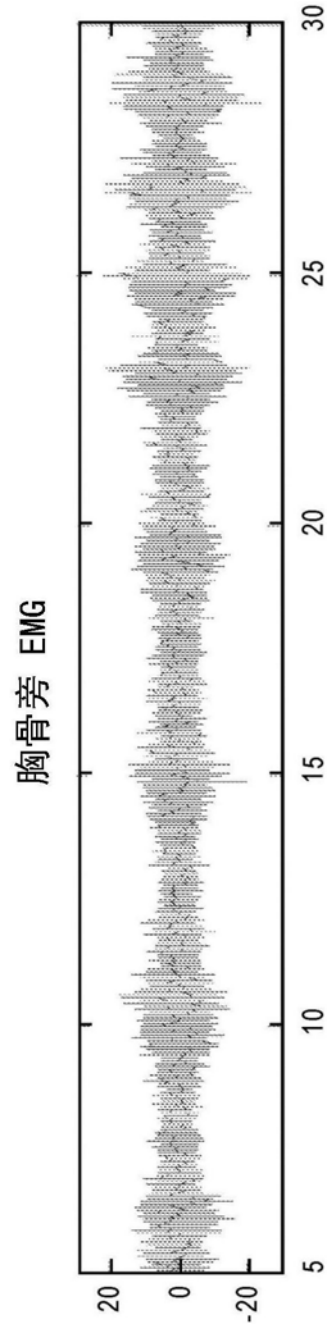


图6B

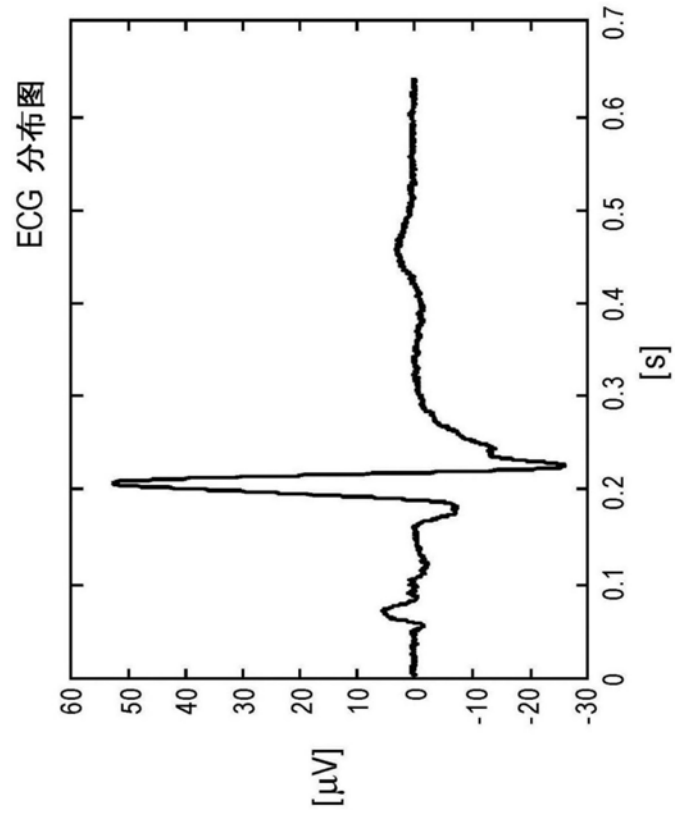


图6C

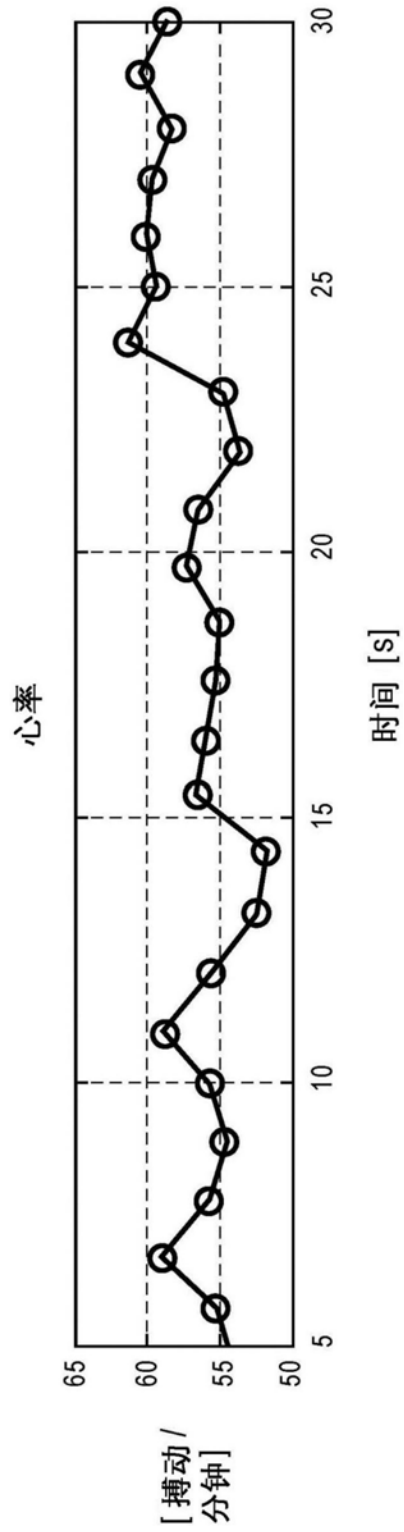


图6D

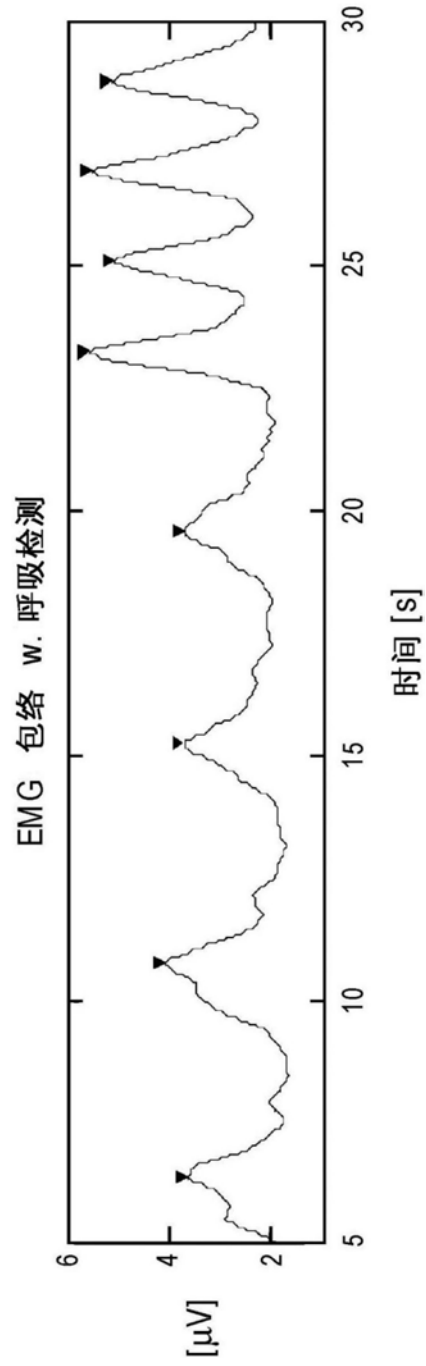


图6E

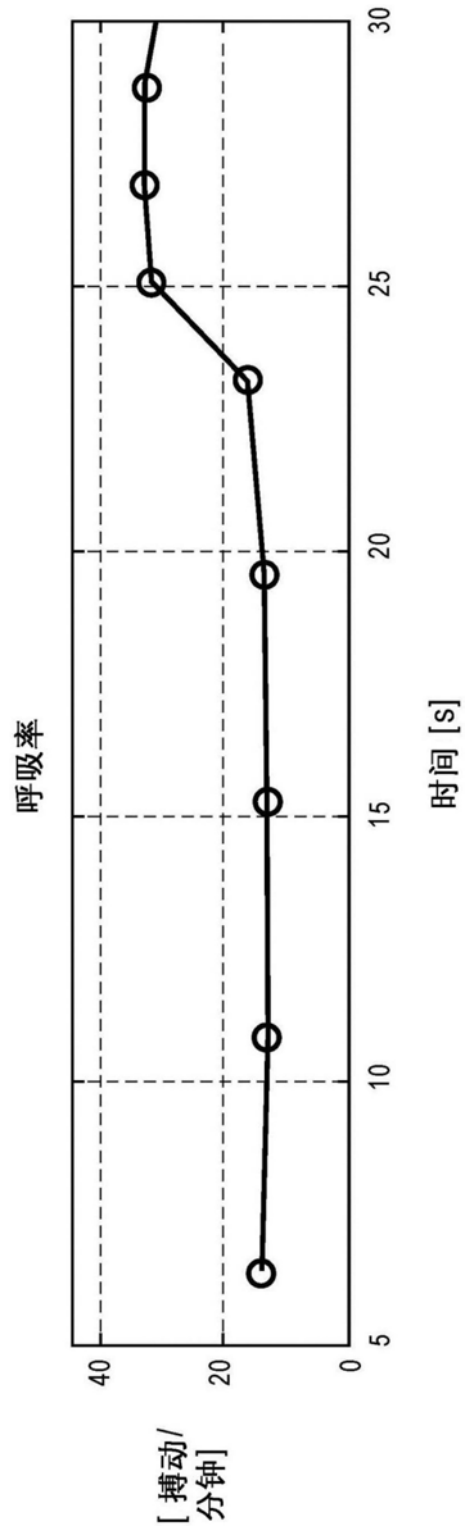


图6F

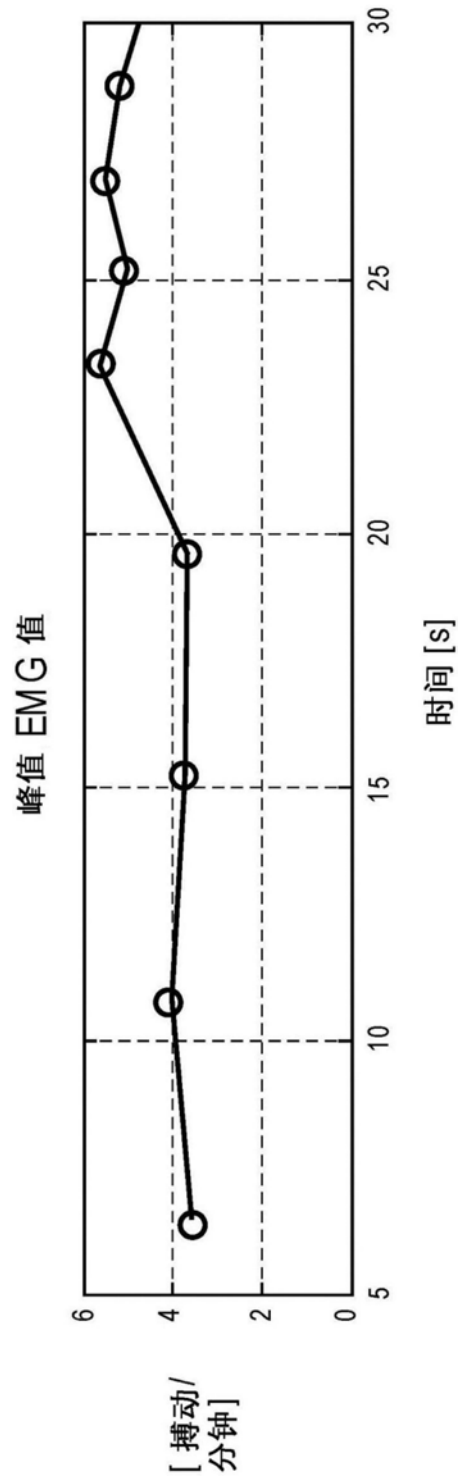


图6G

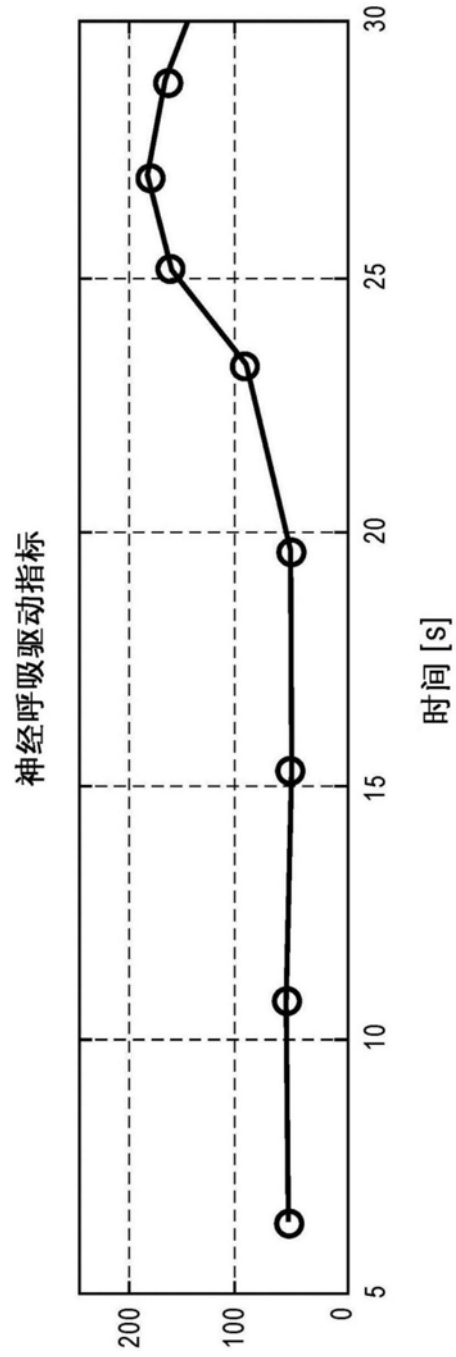


图6H

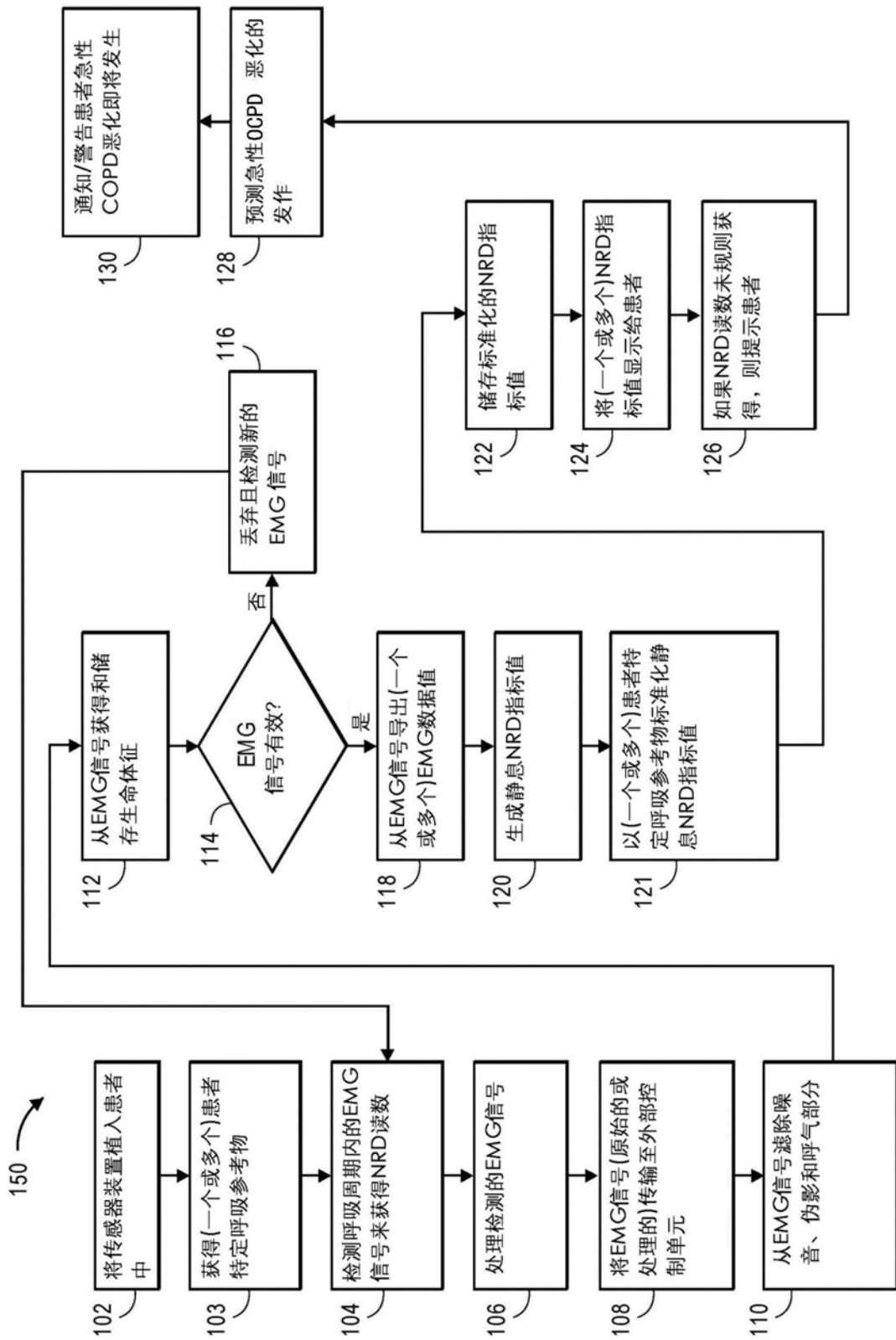


图7

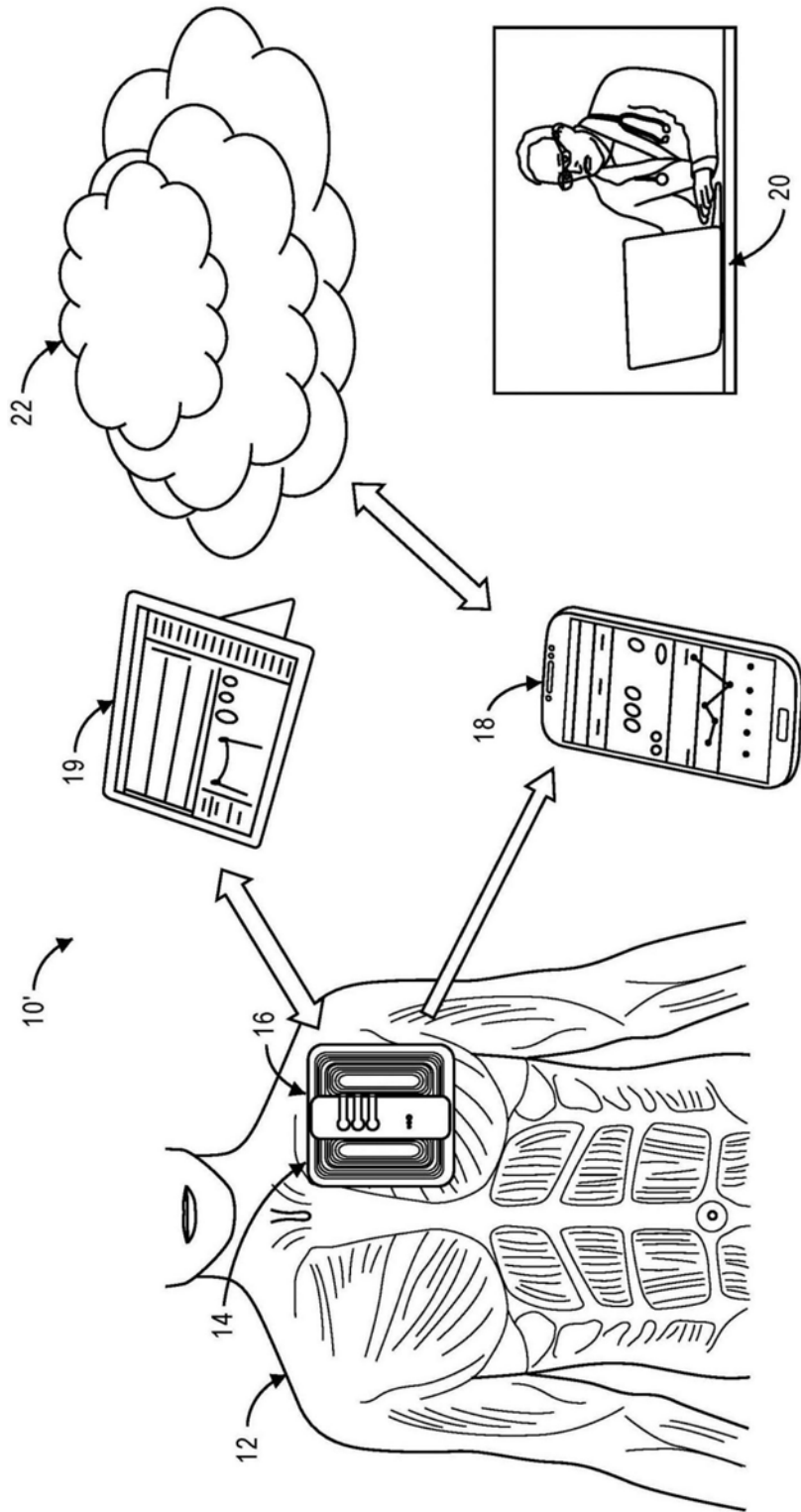


图8

| | | | |
|---------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 用于监测患者的COPD的可植入装置及方法 | | |
| 公开(公告)号 | CN108471951A | 公开(公告)日 | 2018-08-31 |
| 申请号 | CN201680077323.8 | 申请日 | 2016-11-04 |
| [标]发明人 | M·汉森 D·B·基南 | | |
| 发明人 | M·汉森 D·B·基南 | | |
| IPC分类号 | A61B5/00 | | |
| CPC分类号 | A61B5/6867 A61B5/0205 A61B5/02405 A61B5/04018 A61B5/0488 A61B5/076 A61B5/0803 A61B5/0816 A61B5/085 A61B5/7203 A61B5/746 | | |
| 代理人(译) | 张春媛 | | |
| 优先权 | 62/251395 2015-11-05 US | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

提供了一种用于监测患者的医疗监测系统及方法。传感器植入患者内。经由患者内的植入的传感器检测生物标记。检测的生物标记指示患者的神经呼吸驱动(NRD)。基于检测到的生物标记生成NRD指标值。

