



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 114901129 A

(43) 申请公布日 2022. 08. 12

(21) 申请号 202080089788.1

(22) 申请日 2020.10.29

(30) 优先权数据

62/927,428 2019.10.29 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2022.06.23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IL2020/051125 2020.10.29

(87) PCT国际申请的公布数据

W02021/084535 EN 2021.05.06

(71) 申请人 以色列佐尔医疗有限公司

地址 以色列卡法-萨巴

(72) 发明人 U·韦恩斯坦 R·拉维德

D·梅舒拉姆 V·C·沙维特

A·阿韦尔布克 J·赫克特

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

专利代理师 刘新宇

(51) Int.Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/318 (2006.01)

A61B 5/333 (2006.01)

A61B 5/346 (2006.01)

A61N 1/04 (2006.01)

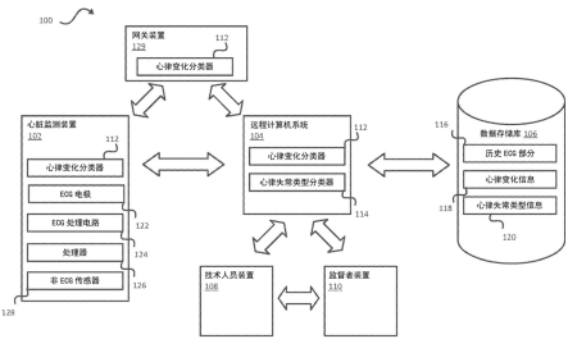
权利要求书8页 说明书79页 附图31页

(54) 发明名称

用于心脏诊断和/或监测的系统、装置和方法

(57) 摘要

本公开的一些实施例涉及心脏诊断和/或心律失常监测,并且更特别地,涉及用于利用包括至少一个神经网络的经训练分类器进行心律失常监测的系统、装置和方法。在一些实施例中,体外心脏监测装置可以包括:多个ECG电极,用以感测表面ECG活动;ECG处理电路,用以处理表面ECG活动以提供至少一个ECG信号;非暂时性计算机可读介质,其包括心律变化分类器,该心律变化分类器包括至少一个神经网络;以及至少一个处理器,用以接收ECG信号、利用心律变化分类器来检测与ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据、基于所检测到的时间数据来确定与预定心律变化相对应的至少一个ECG信号部分、以及将所确定的至少一个ECG信号部分发送至远程计算机系统。



1. 一种心律失常监测系统,包括:
用于患者的体外心脏监测装置,包括:
 - (a) 多个心电图电极即多个ECG电极,其被配置为感测所述患者的表面ECG活动;
 - (b) ECG处理电路,其被配置为处理所述患者的表面ECG活动以在至少一个ECG通道上为所述患者提供至少一个ECG信号;
 - (c) 非暂时性计算机可读介质,其包括心律变化分类器,所述心律变化分类器包括基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集而训练的至少一个神经网络;以及
 - (d) 至少一个处理器,其可操作地连接到所述至少一个ECG通道和所述非暂时性计算机可读介质,所述至少一个处理器被配置为:
 - (i) 接收经由所述至少一个ECG通道接收到的所述至少一个ECG信号,
 - (ii) 利用所述心律变化分类器来检测与所述至少一个ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据,所述时间数据包括开始时间、时间间隔和其任何组合中至少之一,
 - (iii) 基于所检测到的时间数据,确定与所检测到的同所述至少一个ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据相关联的至少一个ECG信号部分,以及
 - (iv) 将所确定的至少一个ECG信号部分发送至远程计算机系统。
2. 根据权利要求1所述的心律失常监测系统,其中,所述预定心律变化与心律失常相关联。
3. 根据权利要求1所述的心律失常监测系统,其中,所述非暂时性计算机可读介质包括存储器、可编程电路板、现场可编程门阵列、集成电路和其任何组合中至少之一。
4. 根据权利要求1所述的心律失常监测系统,其中,所述至少一个神经网络包括卷积神经网络、递归神经网络、注意网络、全连接神经网络和其任何组合中至少之一。
5. 根据权利要求1所述的心律失常监测系统,其中,所述至少一个神经网络包括具有多个卷积层的至少一个卷积神经网络。
6. 根据权利要求5所述的心律失常监测系统,其中,所述多个卷积层包括至少七个卷积层和不多于十个卷积层。
7. 根据权利要求5所述的心律失常监测系统,其中,至少一个卷积网络还包括输入层和输出层。
8. 根据权利要求7所述的心律失常监测系统,其中,所述至少一个ECG信号包括多个ECG信号样本,所述输入层包括用于所述多个ECG信号样本中的各ECG信号样本的至少一个节点。
9. 根据权利要求7所述的心律失常监测系统,其中,所述输出层的输出包括与心律变化相对应的时间数据的指示。
10. 根据权利要求1所述的心律失常监测系统,其中,所述至少一个ECG信号部分包括具有大于或等于15秒且小于或等于120秒的持续时间的ECG信号部分。
11. 根据权利要求10所述的心律失常监测系统,其中,所述ECG信号部分具有大于或等于15秒且小于或等于60秒的持续时间。
12. 根据权利要求1所述的心律失常监测系统,其中,所述至少一个ECG信号包括多个ECG信号样本。
13. 根据权利要求12所述的心律失常监测系统,其中,以大于或等于100Hz且小于或等

于500Hz的速率对所述多个ECG信号样本进行采样。

14. 根据权利要求7所述的心律失常监测系统, 其中, 以大于100Hz且小于500Hz的速率对多个ECG信号样本进行采样。

15. 根据权利要求1所述的心律失常监测系统, 其中, 所述至少一个ECG通道包括多个ECG通道, 其中, 所述至少一个ECG信号包括与所述多个ECG通道中的各相应ECG通道相关联的相应的至少一个ECG信号。

16. 根据权利要求15所述的心律失常监测系统, 其中, 所述多个ECG通道包括第一ECG通道和第二ECG通道, 其中, 所述至少一个ECG信号包括与所述第一ECG通道相关联的相应第一ECG信号以及与所述第二ECG通道相关联的相应的第二ECG信号。

17. 根据权利要求16所述的心律失常监测系统, 其中, 相应的所述第一ECG信号与相应的所述第二ECG信号正交。

18. 根据权利要求15所述的心律失常监测系统, 其中, 所述至少一个神经网络包括多个Siamese分支, 所述多个Siamese分支中的各相应Siamese分支与所述多个ECG通道中的相应ECG通道相关联。

19. 根据权利要求18所述的心律失常监测系统, 其中, 所述至少一个神经网络还包括连接到所述多个Siamese分支的至少一个其他层。

20. 根据权利要求18所述的心律失常监测系统, 其中, 所述多个Siamese分支中的各Siamese分支包括多个卷积层, 其中, 各相应Siamese分支的多个卷积层中的各卷积层的维度与各其他Siamese分支的多个卷积层中的各卷积层的维度相同。

21. 根据权利要求1所述的心律失常监测系统, 其中, 所述处理器还被配置为利用所述心律变化分类器基于所述至少一个ECG信号来检测所述预定心律变化。

22. 根据权利要求21所述的心律失常监测系统, 还包括:

至少一个传感器和关联传感器电路, 其被配置为感测所述患者的非ECG生物特征数据, 其中, 检测所述预定心律变化还基于所述患者的所述非ECG生物特征数据。

23. 根据权利要求22所述的心律失常监测系统, 其中, 所述至少一个传感器包括加速度计、心音检测器及其组合中至少之一, 并且其中, 所述非ECG生物特征数据包括加速度数据、心音数据和其任何组合中至少之一。

24. 根据权利要求21所述的心律失常监测系统, 其中, 检测所述预定心律变化还基于所述患者的至少一个基线ECG信号部分。

25. 根据权利要求21所述的心律失常监测系统, 其中, 检测所述预定心律变化还基于所述患者的至少一个参考向量。

26. 根据权利要求21所述的心律失常监测系统, 其中, 检测所述预定心律变化还基于所述患者的至少一个校准测量结果, 所述至少一个校准测量结果基于来自多个第二ECG电极所感测到的第二表面ECG活动的至少一个第二ECG信号, 所述多个第二ECG电极独立于所述体外心脏监测装置的多个ECG电极。

27. 根据权利要求21所述的心律失常监测系统, 其中, 检测所述预定心律变化还基于至少一个先前ECG信号部分。

28. 根据权利要求1所述的心律失常监测系统, 还包括网关装置, 其中, 将所确定的至少一个ECG信号部分发送至所述远程计算机系统包括将所确定的至少一个ECG信号部分从所

述体外心脏监测装置发送至所述网关装置,其中,所述网关装置被配置为从所述体外心脏监测装置接收所确定的至少一个ECG信号部分并将所确定的至少一个ECG信号部分发送至远程服务器。

29.根据权利要求1所述的心律失常监测系统,其中,所述远程计算机系统与所述体外心脏监测装置通信,所述远程计算机系统被配置为:

从所述体外心脏监测装置接收所确定的至少一个ECG信号部分,以及

分析所确定的至少一个ECG信号部分以针对所述至少一个ECG信号中的心律变化对心律失常类型进行分类。

30.根据权利要求29所述的心律失常监测系统,其中,所述心律失常类型包括心率变化、心房颤动、扑动、室上性心动过速、室性心动过速、停搏、房室阻滞、心室颤动、二联律、三联律、室性异位搏动、心动过缓、心动过速、所述至少一个ECG信号的形态变化和其任何组合中至少之一。

31.根据权利要求29所述的心律失常监测系统,其中,所述远程计算机系统包括心律失常类型分类器,所述心律失常类型分类器包括基于具有已知心律失常类型信息的多个第二ECG信号部分的第二历史收集而训练的至少一个第二神经网络,

其中,分析所确定的至少一个ECG信号部分包括利用所述心律失常类型分类器基于所确定的至少一个ECG信号部分来检测与所述心律变化相关联的心律失常类型。

32.根据权利要求29所述的心律失常监测系统,其中,所述远程计算机系统还被配置为将与所确定的至少一个ECG信号部分相关联的至少一个消息以及与所述心律变化相关联的心律失常类型发送到与技术人员相关联的计算装置。

33.根据权利要求29所述的心律失常监测系统,其中,所述远程计算机系统还被配置为分析所确定的至少一个ECG信号部分,以针对所述至少一个ECG信号中的心律变化识别心律失常。

34.根据权利要求1所述的心律失常监测系统,其中,所述处理器还被配置为利用所述心律变化分类器基于所述至少一个ECG信号来确定与所述预定心律变化相关联的置信度评分。

35.根据权利要求1所述的心律失常监测系统,其中,所述处理器还被配置为将所述至少一个ECG信号的至少一个第二ECG信号部分发送至所述远程计算机系统,其中,所述至少一个第二ECG信号部分独立于所检测到的与所述至少一个ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据。

36.根据权利要求35所述的心律失常监测系统,其中,所述处理器还被配置为随机地确定所述至少一个第二ECG信号部分。

37.根据权利要求35所述的心律失常监测系统,其中,所述处理器还被配置为:

利用所述心律变化分类器基于所述至少一个ECG信号来确定与所述预定心律变化相关联的第一置信度评分,其中,所述第一置信度评分高于第一阈值,

利用所述心律变化分类器来检测与所述至少一个ECG信号中的潜在心律变化相对应的第二时间数据,所述第二时间数据包括第二开始时间、第二时间间隔和其任何组合中至少之一,

利用所述心律变化分类器基于所述至少一个ECG信号来确定与所述潜在心律变化相关

联的第二置信度评分,其中,所述第二置信度评分低于所述第一阈值且高于第二阈值,

基于所检测到的第二时间数据,确定与所检测到的同所述至少一个ECG信号中的潜在心律变化相对应的第二时间数据相关联的至少一个第二ECG信号部分。

38.根据权利要求35所述的心律失常监测系统,其中,所述远程计算机系统还被配置为:

将与所述至少一个第二ECG信号部分相关联的至少一个消息发送到与技术人员相关联的计算装置,

从与所述技术人员相关联的计算装置接收与针对所述至少一个第二ECG信号部分的至少一个标注相关联的标注数据。

39.根据权利要求38所述的心律失常监测系统,其中,所述远程计算机系统还被配置为将针对所述至少一个第二ECG信号部分的所述至少一个标注发送到所述体外心脏监测装置,以及

其中,所述处理器还被配置为基于所述至少一个第二ECG信号部分和所述标注数据来再训练所述心律变化分类器。

40.根据权利要求38所述的心律失常监测系统,其中,所述远程计算机系统还被配置为:

将所述至少一个第二ECG信号部分添加到所述多个ECG信号部分的历史收集,其中,所述至少一个第二ECG信号部分的已知心律变化信息至少包括所述标注数据的一部分,

基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集来训练更新后的心律变化分类器,以及

将所述更新后的心律变化分类器发送到所述体外心脏监测装置,其中,所述处理器还被配置为将所述心律变化分类器替换为所述更新后的心律变化分类器。

41.根据权利要求38所述的心律失常监测系统,其中,所述远程计算机系统包括心律失常类型分类器,所述心律失常类型分类器包括基于具有已知心律失常类型信息的多个第二ECG信号部分的第二历史收集而训练的至少一个第二神经网络,

其中,所述远程计算机系统还被配置为:

将所述至少一个第二ECG信号部分添加到所述多个第二ECG信号部分的第二历史收集,其中,所述至少一个第二ECG信号部分的已知心律失常类型信息至少包括所述标注数据的一部分,以及

基于具有已知心律失常类型信息的多个第二ECG信号部分的第二历史收集来再训练所述心律失常类型分类器。

42.根据权利要求1所述的心律失常监测系统,其中,所确定的至少一个ECG信号部分包括所确定的多个ECG信号部分,其中,所述远程计算机系统与所述体外心脏监测装置通信,所述远程计算机系统被配置为:

从所述体外心脏监测装置接收所确定的多个ECG信号部分,以及

分析所确定的多个ECG信号部分中的各相应的所确定的ECG信号部分以对各相应的所确定的ECG信号部分的相应类别进行分类,其中,相应的所确定的至少两个ECG信号部分的类别包括第一类别。

43.根据权利要求42所述的心律失常监测系统,其中,所述远程计算机系统还被配置为

将与相应的所确定的至少两个ECG信号部分和所述第一类别相关联的至少一个消息发送至与技术人员相关联的计算装置。

44. 根据权利要求1所述的心律失常监测系统,其中,所述处理器还被配置为:

利用所述心律变化分类器基于所述至少一个ECG信号来检测峰值计数和心率中至少之一,

判断为所检测到的峰值计数和心率中至少之一高于所述患者的第一阈值或低于所述患者的第二阈值,其中,所述患者的第二阈值小于所述患者的第一阈值,

基于所述峰值计数和所述心率中至少之一高于所述患者的第一阈值或低于所述患者的第二阈值来检测所述预定心律变化。

45. 根据权利要求1所述的心律失常监测系统,其中,所述多个ECG信号部分的历史收集包括基于多个第二ECG电极所感测到的第二表面ECG活动的至少一个第二ECG信号的多个第二ECG信号部分,所述多个第二ECG电极独立于所述体外心脏监测装置的多个ECG电极。

46. 根据权利要求1所述的心律失常监测系统,其中,所述多个ECG信号部分的历史收集包括与第一时间相关联的第一ECG信号部分以及与所述第一时间之后的第二时间相关联的第二ECG信号部分,

其中,通过以下操作来训练所述心律变化分类器:

利用所述心律变化分类器基于所述第一ECG信号部分来预测与所述第二时间相关联的预测ECG信号部分,

基于所述预测ECG信号部分和所述第二ECG信号部分来确定至少一个误差值,以及

基于所述至少一个误差值来训练所述心律变化分类器。

47. 根据权利要求46所述的心律失常监测系统,其中,所述至少一个误差值包括预测误差和对比损失其中之一。

48. 根据权利要求1所述的心律失常监测系统,其中,所述多个ECG信号部分的历史收集包括与第一时间相关联的第一ECG信号部分以及与第二时间相关联的第二ECG信号部分,

其中,通过以下操作来训练所述心律变化分类器:

利用所述心律变化分类器基于所述第一ECG信号部分和所述第二ECG信号部分来预测与所述第二ECG信号部分相关联的预测时间,

基于所述预测时间和所述第二时间来确定至少一个误差值,以及

基于所述至少一个误差值来训练所述心律变化分类器。

49. 一种心律失常检测系统,包括:

(a) 非暂时性计算机可读介质,其包括心律失常类型分类器,所述心律失常类型分类器包括基于具有已知心律失常类型信息的多个ECG信号部分的历史收集而训练的至少一个神经网络;以及

(b) 至少一个处理器,其可操作地连接到所述非暂时性计算机可读介质,所述至少一个处理器被配置为:

(i) 接收至少一个ECG信号以及与针对所述至少一个ECG信号中的各ECG信号的至少一个标注相关联的标注数据,

(ii) 利用所述心律失常类型分类器来检测所述至少一个ECG信号中的心律失常类型以及与所检测到的心律失常类型相关联的时间数据,所述时间数据包括开始时间、时间间隔

和其任何组合中至少之一；

(iii) 基于所述时间数据来确定与所检测到的所述至少一个ECG信号中的心律失常类型相关联的至少一个ECG信号部分，

(iv) 基于所检测到的心律失常类型来确定所述至少一个标注的合理性评分，

(v) 基于所确定的至少一个ECG信号部分和所述至少一个标注的合理性评分来生成至少一个消息，其中，所述至少一个消息指示以下各项中至少之一：

用以基于所检测到的心律失常类型来标注所确定的至少一个ECG信号部分的建议，以及

用以基于所述合理性评分来再评价与所确定的至少一个ECG信号部分相关联的标注数据的建议，以及

(vi) 发送与所确定的至少一个ECG信号部分相关联的至少一个消息。

50. 根据权利要求49所述的心律失常检测系统，其中，所述至少一个处理器还被配置为判断为所述合理性评分低于阈值，其中，生成所述至少一个消息包括基于判断为所述合理性评分低于所述阈值来生成指示用以再评价与所确定的至少一个ECG信号部分相关联的标注数据的建议的至少一个消息。

51. 根据权利要求49所述的心律失常检测系统，其中，从与技术人员相关联的第一计算装置接收所述标注数据，并且其中，将所述至少一个消息发送到与所述技术人员的监督者相关联的第二计算装置。

52. 根据权利要求49所述的心律失常检测系统，其中，所述至少一个神经网络包括深度神经网络、卷积神经网络、递归神经网络、注意网络、全连接神经网络和其任何组合中至少之一。

53. 根据权利要求49所述的心律失常检测系统，其中，所述已知心律失常类型信息包括多个标注，所述多个标注中的各标注与所述多个ECG信号部分中的相应ECG信号部分相关联，

其中，基于所述多个ECG信号和所述多个标注来训练所述心律失常类型分类器。

54. 根据权利要求53所述的心律失常检测系统，其中，所述多个标注来自多个技术人员，所述多个标注中的各标注与所述多个技术人员中的相应技术人员和所述多个ECG信号部分中的相应ECG信号部分相关联，

其中，基于所述多个ECG信号的子集以及与所述多个技术人员中不同于第一技术人员的至少一个其他技术人员相关联的多个标注来训练所述多个技术人员中的所述第一技术人员所用的心律失常类型分类器。

55. 根据权利要求53所述的心律失常检测系统，其中，各标注与同相应ECG信号部分相关联的至少一种心律失常类型相关联。

56. 根据权利要求49所述的心律失常检测系统，其中，所述多个ECG信号部分的历史收集包括与至少一个第一ECG电极相关联的多个第一ECG信号部分以及与至少一个第二ECG电极相关联的多个第二ECG信号部分，其中，所述多个第二ECG信号部分中的各相应ECG信号部分对应于所述多个第一ECG信号部分中的相应ECG信号部分，

其中，所述已知心律失常类型信息包括多个标注，所述多个标注中的各相应标注与所述多个第一ECG信号部分中的相应ECG信号部分相关联，

其中,通过以下操作来训练所述心律失常类型分类器:

利用所述心律失常类型分类器来预测所述多个第二ECG信号部分中的各相应ECG信号部分中的预测心律失常类型,

基于所述预测心律失常类型以及与同所述多个第二ECG信号部分中的相应ECG信号部分相对应的所述多个第一ECG信号部分中的相应ECG信号部分相关联的多个标注中的相应标注来确定至少一个误差值,以及

基于所述至少一个误差值来训练所述心律失常类型分类器。

57. 根据权利要求49所述的心律失常检测系统,其中,所述多个ECG信号部分的历史收集包括基于至少一个第一ECG电极所感测到的第一表面ECG活动的至少一个第一ECG信号的多个第一ECG信号部分以及基于至少一个第二ECG电极所感测到的第二表面ECG活动的至少一个第二ECG信号的多个第二ECG信号部分,所述至少一个第二ECG电极独立于所述至少一个第一ECG电极,

其中,所述多个第一ECG信号部分中的各ECG信号部分与所述多个第二ECG信号部分中的相应ECG信号部分组合以形成多个外推ECG信号部分,

其中,所述已知心律失常类型信息包括多个标注,所述多个标注中的各相应标注与所述多个外推ECG信号部分中的相应外推ECG信号部分相关联。

58. 根据权利要求49所述的心律失常检测系统,其中,所述历史收集的多个ECG信号部分中的至少一些ECG信号部分被时间变形以形成变形的多个ECG信号部分。

59. 根据权利要求49所述的心律失常检测系统,其中,对所述历史收集的多个ECG信号部分中的至少一些ECG信号部分进行滤波、反转和其组合中至少之一。

60. 根据权利要求49所述的心律失常检测系统,其中,至少一个噪声信号部分与所述历史收集的多个ECG信号部分中的至少一些ECG信号部分组合。

61. 根据权利要求49所述的心律失常检测系统,其中,对所述历史收集的多个ECG信号部分中的至少一些ECG信号部分进行样式转移。

62. 一种心律失常监测系统,包括:

用于患者的体外心脏监测装置,包括:

(a) 多个心电图电极即多个ECG电极,其被配置为感测所述患者的表面ECG活动;

(b) ECG处理电路,其被配置为处理所述患者的表面ECG活动以在至少一个ECG通道上为所述患者提供至少一个ECG信号;以及

(c) 至少一个第一处理器,其可操作地连接到所述至少一个ECG通道,所述至少一个第一处理器被配置为:

(i) 接收经由所述至少一个ECG通道接收到的所述至少一个ECG信号,以及

(ii) 发送所述至少一个ECG信号;

网关装置,包括:

(a) 非暂时性计算机可读介质,其包括心律变化分类器,所述心律变化分类器包括基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集而训练的至少一个神经网络;以及

(b) 至少一个第二处理器,其可操作地连接到所述非暂时性计算机可读介质,所述至少一个第二处理器被配置为:

(i) 从所述体外心脏监测装置接收所述至少一个ECG信号,

(ii) 利用所述心律变化分类器来检测与所述至少一个ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据,所述时间数据包括开始时间、时间间隔和其任何组合中至少之一,

(iii) 基于所检测到的时间数据,确定与所检测到的同所述至少一个ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据相关联的至少一个ECG信号部分,以及

(iv) 将所确定的至少一个ECG信号部分发送至远程计算机系统。

用于心脏诊断和/或监测的系统、装置和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2019年10月29日提交的美国临时专利申请号62/927,428的权益,其公开内容通过引用整体并入于此。

技术领域

[0003] 本公开的实施例针对心脏诊断和/或监测,并且更特别地,针对用于利用包括至少一个神经网络的经训练分类器进行心律失常监测的系统、装置和方法。

背景技术

[0004] 存在用于监测和/或处置患者的医疗状况的各种电子和机械装置。在一些示例中,根据正被监测和/或处置的基础医疗状况,诸如心脏监测器或除颤器等医疗装置可以通过手术植入或从体外连接至患者。在一些情况下,医生可以单独地或与药物治疗相结合地使用医疗装置,以处置诸如心脏心律失常等的状况。

[0005] 这种患者可以包括心力衰竭患者,例如充血性心力衰竭(CHF)患者。CHF是心脏作为泵的功能不足以满足身体需求的状况。一般地,许多疾病过程可能损害心脏的泵送效率,以导致充血性心力衰竭。充血性心力衰竭的症状各不相同,但可能包括疲劳、运动能力下降、气短和肿胀(水肿)。充血性心力衰竭的诊断是基于对个人病史的了解、仔细的身体检查和选定的实验室测试。

[0006] 另外或可替代地,患者可能患有心脏心律失常。最致命的心脏心律失常之一是心室颤动,当正常、规则的电脉冲被不规则且快速的脉冲取代,导致心肌停止正常收缩并开始颤抖时,就会发生心室颤动。正常的血流停止,并且如果没有恢复正常的心脏收缩,则在几分钟内就可能导致器官损伤或死亡。由于受害者对即将发生的颤动没有可察觉的警告,因此通常在必要的医疗援助可以到达之前发生死亡。其他心脏心律失常可以包括称为心动过缓的过慢心率或称为心动过速的过快心率。当患者的心脏出现各种心律失常(诸如心室颤动、室性心动过速、无脉性电活动(PEA)和心搏停止(心脏停止所有电活动)),导致心脏向大脑和其他生命器官提供的血流水平不足以支持生命时,可能发生心脏骤停。

[0007] 心脏骤停和其他心脏健康疾病是全球死亡的主要原因。各种复苏努力旨在在心脏骤停期间维持身体的循环和呼吸系统,以试图挽救患者的生命。这些复苏的努力开始得越早,患者生存的机会就越大。植入式心律转复除颤器(ICD)或体外除颤器(诸如手动除颤器或自动体外除颤器(AED))显著提高了处置这些否则危及生命的状况的能力。这种装置通过将校正电脉冲直接施加到患者的心脏来操作。心室颤动或室性心动过速可以由植入式或体外除颤器例如通过向心脏提供治疗电击以试图恢复正常心律来处置。为了处置诸如心动过缓等的状况,植入式或体外起搏装置可以向患者的心脏提供起搏激励,直到固有的心脏电活动恢复为止。体外起搏器、除颤器以及被设计用于流动和/或长期使用的其他医疗监测器进一步提高了及时检测和处置危及生命的状况的能力。示例体外心脏监测和/或处置装置包括心脏监测器、可从ZOLL医疗公司获得的ZOLL LifeVest®可穿戴心律转复除颤器以及也

可从ZOLL医疗公司获得的AED Plus。

[0008] 某些心脏监测和/或处置装置可以将与患者相关联的生物特征数据(例如,ECG信号样本和/或ECG信号部分/条带)通信到云(例如,通信到远程服务器和/或心脏监测设施等)以供(例如,由技术人员和/或处方者/处置医生等)审查。然而,这种通信可能需要大的带宽(例如,总是实时流传输的所有测量生物特征数据等),可以包括与心脏事件不相关联的大量生物特征数据(例如,与正常窦性心律(NSR)相关联的生物特征数据等),并且可能需要人类审查者在没有关于哪些部分与心脏事件相关联的情况下审查大量数据。另外或可替代地,可能难以准确地判断人类审查者是否在生物特征数据中正确地识别和/或标注心脏事件。例如,技术人员可能具有不同水平的经验和专业知识,并且未能识别心脏事件和/或错误地识别心脏事件可能导致对患者的伤害(例如,分别为未能提供所需的处置和/或提供不必要的处置)。

发明内容

[0009] 本公开的实施例包括心律失常监测系统。在一些实施例中,所述心律失常监测系统可以包括用于患者的体外心脏监测装置。所述体外心脏监测装置可以包括:多个心电图电极即多个ECG电极,其被配置为感测所述患者的表面ECG活动;ECG处理电路,其被配置为处理所述患者的表面ECG活动以在至少一个ECG通道上为所述患者提供至少一个ECG信号;非暂时性计算机可读介质,其包括心律变化分类器;以及至少一个处理器,其可操作地连接到所述至少一个ECG通道和所述非暂时性计算机可读介质。在一些实施例中,所述心律变化分类器可以包括基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集而训练的至少一个神经网络。在一些实施例中,所述至少一个处理器可被配置为:接收经由所述至少一个ECG通道接收到的所述至少一个ECG信号;利用所述心律变化分类器来检测与所述至少一个ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据,所述时间数据包括开始时间、时间间隔和其任何组合中至少之一;基于所检测到的时间数据来确定与所检测到的同所述至少一个ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据相关联的至少一个ECG信号部分;以及将所确定的至少一个ECG信号部分发送至远程计算机系统。

[0010] 在一些实施例中,所述预定心律变化可以与心律失常相关联。

[0011] 在一些实施例中,所述非暂时性计算机可读介质可以包括存储器、可编程电路板、现场可编程门阵列、集成电路和其任何组合中至少之一。在一些实施例中,所述至少一个神经网络可以包括卷积神经网络、递归神经网络、注意网络、全连接神经网络和其任何组合中至少之一。

[0012] 在一些实施例中,所述至少一个神经网络可以包括具有多个卷积层的至少一个卷积神经网络。另外或可替代地,所述多个卷积层可以包括至少七个卷积层和不多于十个卷积层。另外或可替代地,所述至少一个卷积网络还可以包括输入层和输出层。

[0013] 在一些实施例中,所述至少一个ECG信号可以包括多个ECG信号样本。另外或可替代地,所述输入层可以包括用于所述多个ECG信号样本中的各ECG信号样本的至少一个节点。在一些实施例中,所述输出层的输出可以包括与心律变化相对应的时间数据的指示。

[0014] 在一些实施例中,所述至少一个ECG信号部分可以包括具有大于或等于15秒且小于或等于120秒的持续时间的ECG信号部分。例如,所述ECG信号部分可以具有大于或等于15

秒且小于或等于60秒的持续时间。

[0015] 在一些实施例中,所述至少一个ECG信号可以包括多个ECG信号样本。另外或可替代地,可以以大于或等于100Hz且小于或等于500Hz的速率对所述多个ECG信号样本进行采样。

[0016] 在一些实施例中,可以以大于100Hz且小于500Hz的速率对所述多个ECG信号样本进行采样。

[0017] 在一些实施例中,所述至少一个ECG通道可以包括多个ECG通道。另外或可替代地,所述至少一个ECG信号可以包括与所述多个ECG通道中的各相应ECG通道相关联的相应的至少一个ECG信号。在一些实施例中,所述多个ECG通道可以包括第一ECG通道和第二ECG通道。另外或可替代地,所述至少一个ECG信号可以包括与所述第一ECG通道相关联的相应第一ECG信号以及与所述第二ECG通道相关联的相应的第二ECG信号。在一些实施例中,相应的所述至少一个ECG信号可以与相应的所述第二ECG信号正交。

[0018] 在一些实施例中,所述至少一个神经网络可以包括多个Siamese分支。另外或可替代地,所述多个Siamese分支中的各相应Siamese分支可以与所述多个ECG通道中的相应ECG通道相关联。在一些实施例中,所述至少一个神经网络还可以包括连接到所述多个Siamese分支的至少一个其他层。在一些实施例中,所述多个Siamese分支中的各Siamese分支可以包括多个卷积层。另外或可替代地,各相应Siamese分支的多个卷积层中的各卷积层的维度可以与各其他Siamese分支的多个卷积层中的各卷积层的维度相同。

[0019] 在一些实施例中,所述处理器还可被配置为利用所述心律变化分类器基于所述至少一个ECG信号来检测所述预定心律变化。

[0020] 在一些实施例中,至少一个传感器和关联传感器电路可被配置为感测所述患者的非ECG生物特征数据。另外或可替代地,检测所述预定心律变化还可以基于所述患者的所述非ECG生物特征数据。在一些实施例中,所述至少一个传感器可以包括加速度计、心音检测器及其组合中至少之一。另外或可替代地,所述非ECG生物特征数据可以包括加速度数据、心音数据及其任何组合中至少之一。

[0021] 在一些实施例中,检测所述预定心律变化还可以基于所述患者的至少一个基线ECG信号部分。另外或可替代地,检测所述预定心律变化还可以基于所述患者的至少一个参考向量。

[0022] 在一些实施例中,检测所述预定心律变化还可以基于所述患者的至少一个校准测量结果。另外或可替代地,所述至少一个校准测量结果可以基于来自多个第二ECG电极所感测到的第二表面ECG活动的至少一个第二ECG信号。另外或可替代地,所述多个第二ECG电极可以独立于所述体外心脏监测装置的多个ECG电极。

[0023] 在一些实施例中,检测所述预定心律变化还可以基于至少一个先前ECG信号部分。

[0024] 在一些实施例中,可以包括网关装置。另外或可替代地,将所确定的至少一个ECG信号部分发送至所述远程计算机系统可以包括将所确定的至少一个ECG信号部分从所述体外心脏监测装置发送至所述网关装置。另外或可替代地,所述网关装置可被配置为从所述体外心脏监测装置接收所确定的至少一个ECG信号部分并将所确定的至少一个ECG信号部分发送至远程服务器。

[0025] 在一些实施例中,所述远程计算机系统可以与所述体外心脏监测装置通信。另外

或可替代地,所述远程计算机系统可被配置为从所述体外心脏监测装置接收所确定的至少一个ECG信号部分以及/或者分析所确定的至少一个ECG信号部分以针对所述至少一个ECG信号中的心律变化对心律失常类型进行分类。在一些实施例中,所述心律失常类型可以包括心率变化、心房颤动、扑动、室上性心动过速、室性心动过速、停搏、房室阻滞、心室颤动、二联律、三联律、室性异位搏动、心动过缓、心动过速、所述至少一个ECG信号的形态变化和其任何组合中至少之一。

[0026] 在一些实施例中,所述远程计算机系统可以包括心律失常类型分类器,所述心律失常类型分类器包括基于具有已知心律失常类型信息的多个第二ECG信号部分的第二历史收集而训练的至少一个第二神经网络。另外或可替代地,分析所确定的至少一个ECG信号部分可以包括利用所述心律失常类型分类器基于所确定的至少一个ECG信号部分来检测与所述心律变化相关联的心律失常类型。

[0027] 在一些实施例中,所述远程计算机系统还可被配置为将与所确定的至少一个ECG信号部分相关联的至少一个消息以及与所述心律变化相关联的心律失常类型发送到与技术人员相关联的计算装置。

[0028] 在一些实施例中,所述远程计算机系统还可被配置为分析所确定的至少一个ECG信号部分,以针对所述至少一个ECG信号中的心律变化识别罕见心律失常。

[0029] 在一些实施例中,所述处理器还可被配置为利用所述心律变化分类器基于所述至少一个ECG信号来确定与所述预定心律变化相关联的置信度评分。

[0030] 在一些实施例中,所述处理器还可被配置为将所述至少一个ECG信号的至少一个第二ECG信号部分发送至所述远程计算机系统。另外或可替代地,所述至少一个第二ECG信号部分可以独立于所检测到的与所述至少一个ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据。在一些实施例中,所述处理器还可被配置为随机地确定所述至少一个第二ECG信号部分。在一些实施例中,所述处理器还可被配置为利用所述心律变化分类器基于所述至少一个ECG信号来确定与所述预定心律变化相关联的第一置信度评分,其中,所述第一置信度评分高于第一阈值。另外或可替代地,所述处理器还可被配置为利用所述心律变化分类器来检测与所述至少一个ECG信号中的潜在心律变化相对应的第二时间数据。另外或可替代地,所述处理器还可被配置为利用所述心律变化分类器基于所述至少一个ECG信号来确定与所述潜在心律变化相关联的第二置信度评分,其中,所述第二置信度评分低于所述第一阈值且高于第二阈值。另外或可替代地,所述处理器还可被配置为基于所检测到的第二时间数据来确定与所检测到的同所述至少一个ECG信号中的潜在心律变化相对应的第二时间数据相关联的至少一个第二ECG信号部分。

[0031] 在一些实施例中,所述远程计算机系统还被配置为:将与所述至少一个第二ECG信号部分相关联的至少一个消息发送到与技术人员相关联的计算装置,以及/或者从与所述技术人员相关联的计算装置接收与针对所述至少一个第二ECG信号部分的至少一个标注相关联的标注数据。

[0032] 在一些实施例中,所述远程计算机系统还可被配置为将针对所述至少一个第二ECG信号部分的所述至少一个标注发送到所述体外心脏监测装置。另外或可替代地,所述处理器还可被配置为基于所述至少一个第二ECG信号部分和所述标注数据来再训练所述心律变化分类器。

[0033] 在一些实施例中,所述远程计算机系统还可被配置为将所述至少一个第二ECG信号部分添加到所述多个ECG信号部分的历史收集。另外或可替代地,所述至少一个第二ECG信号部分的已知心律变化信息可以至少包括所述标注数据的一部分。另外或可替代地,所述远程计算机系统还可被配置为基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集来训练更新后的心律变化分类器。所述远程计算机系统还可被配置为将所述更新后的心律变化分类器发送到所述体外心脏监测装置。另外或可替代地,所述远程计算机系统还可被配置为将所述心律变化分类器替换为所述更新后的心律变化分类器。

[0034] 在一些实施例中,所述远程计算机系统可以包括心律失常类型分类器,所述心律失常类型分类器包括基于具有已知心律失常类型信息的多个第二ECG信号部分的第二历史收集而训练的至少一个第二神经网络。另外或可替代地,所述远程计算机系统还可被配置为将所述至少一个第二ECG信号部分添加到所述多个第二ECG信号部分的第二历史收集。另外或可替代地,所述至少一个第二ECG信号部分的已知心律失常类型信息至少包括所述标注数据的一部分。另外或可替代地,所述远程计算机系统还可被配置为基于具有已知心律失常类型信息的多个第二ECG信号部分的第二历史收集来再训练所述心律失常类型分类器。

[0035] 在一些实施例中,所确定的至少一个ECG信号部分包括所确定的多个ECG信号部分。另外或可替代地,所述远程计算机系统可以与所述体外心脏监测装置通信。另外或可替代地,所述远程计算机系统可被配置为:从所述体外心脏监测装置接收所述所确定的多个ECG信号部分;以及/或者分析所确定的多个ECG信号部分中的各相应的所确定的ECG信号部分以对各相应的所确定的ECG信号部分的相应类别进行分类。另外或可替代地,相应的所确定的至少两个ECG信号部分的类别包括第一类别。在一些实施例中,所述远程计算机系统还可被配置为将与相应的所确定的至少两个ECG信号部分和所述第一类别相关联的至少一个消息发送至与技术人员相关联的计算装置。

[0036] 在一些实施例中,所述处理器还可被配置为利用所述心律变化分类器基于所述至少一个ECG信号来检测峰值计数和心率中至少之一。另外或可替代地,所述处理器还可被配置为判断为所检测到的峰值计数和心率中至少之一高于所述患者的第一阈值或低于所述患者的第二阈值。另外或可替代地,所述患者的第二阈值可以小于所述患者的第一阈值。另外或可替代地,所述处理器还可被配置为基于所述峰值计数和所述心率中至少之一高于所述患者的第一阈值或低于所述患者的第二阈值来检测所述预定心律变化。

[0037] 在一些实施例中,所述多个ECG信号部分的历史收集可以包括基于多个第二ECG电极所感测到的第二表面ECG活动的至少一个第二ECG信号的多个第二ECG信号部分。另外或可替代地,所述多个第二ECG电极独立于所述体外心脏监测装置的多个ECG电极。

[0038] 在一些实施例中,所述多个ECG信号部分的历史收集可以包括与第一时间相关联的第一ECG信号部分以及与所述第一时间之后的第二时间相关联的第二ECG信号部分。另外或可替代地,可以通过以下操作来训练所述心律变化分类器:利用所述心律变化分类器基于所述第一ECG信号部分来预测与所述第二时间相关联的预测ECG信号部分;基于所述预测ECG信号部分和所述第二ECG信号部分来确定至少一个误差值;以及/或者基于所述至少一个误差值来训练所述心律变化分类器。在一些实施例中,所述至少一个误差值可以包括预测误差和对比损失其中之一。

[0039] 在一些实施例中,所述多个ECG信号部分的历史收集可以包括与第一时间相关联的第一ECG信号部分以及与第二时间相关联的第二ECG信号部分。另外或可替代地,可以通过以下操作来训练所述心律变化分类器:利用所述心律变化分类器基于所述第一ECG信号部分和所述第二ECG信号来预测与所述第二ECG信号部分相关联的预测时间;基于所述预测时间和所述第二时间来确定至少一个误差值;以及/或者基于所述至少一个误差值来训练所述心律变化分类器。

[0040] 本公开的实施例包括心律失常检测系统。在一些实施例中,所述心律失常检测系统可以包括:非暂时性计算机可读介质,其包括心律失常类型分类器;以及至少一个处理器,其可操作地连接到所述非暂时性计算机可读介质。在一些实施例中,所述心律失常类型分类器可以包括基于具有已知心律失常类型信息的多个ECG信号部分的历史收集而训练的至少一个神经网络。另外或可替代地,所述至少一个处理器可被配置为:接收至少一个ECG信号以及与针对所述至少一个ECG信号中的各ECG信号的至少一个标注相关联的标注数据;利用所述心律失常类型分类器来检测至少一个ECG信号中的心律失常类型以及与所检测到的心律失常类型相关联的时间数据;基于所述时间数据来确定与所检测到的所述至少一个ECG信号中的心律失常类型相关联的至少一个ECG信号部分;基于所检测到的心律失常类型来确定所述至少一个标注的合理性评分;基于所确定的至少一个ECG信号部分和所述至少一个标注的合理性评分来生成至少一个消息;以及/或者发送与所确定的至少一个ECG信号部分相关联的至少一个消息。在一些实施例中,所述至少一个消息可以指示以下各项中至少之一:用以基于所检测到的心律失常类型来标注所确定的至少一个ECG信号部分的建议;以及用以基于所述合理性评分来再评价与所确定的至少一个ECG信号部分相关联的标注数据的建议。

[0041] 在一些实施例中,所述至少一个处理器还可被配置为判断为所述合理性评分低于阈值。另外或可替代地,生成所述至少一个消息可以包括基于判断为所述合理性评分低于所述阈值来生成指示用以再评价与所确定的至少一个ECG信号部分相关联的标注数据的建议的至少一个消息。

[0042] 在一些实施例中,可以从与技术人员相关联的第一计算装置接收所述标注数据。另外或可替代地,可以将所述至少一个消息发送到与所述技术人员的监督者相关联的第二计算装置。

[0043] 在一些实施例中,所述至少一个神经网络可以包括至少一个深度神经网络、卷积神经网络、递归神经网络、注意网络、全连接神经网络和其任何组合。

[0044] 在一些实施例中,所述已知心律失常类型信息可以包括多个标注。另外或可替代地,所述多个标注中的各标注可以与所述多个ECG信号部分中的相应ECG信号部分相关联。另外或可替代地,可以基于所述多个ECG信号和所述多个标注来训练所述心律失常类型分类器。

[0045] 在一些实施例中,所述多个标注可以来自多个技术人员。另外或可替代地,所述多个标注中的各标注可以与所述多个技术人员中的相应技术人员和所述多个ECG信号部分中的相应ECG信号部分相关联。另外或可替代地,可以基于所述多个ECG信号的子集以及与所述多个技术人员中不同于第一技术人员的至少一个其他技术人员相关联的多个标注来训练所述多个技术人员中的所述第一技术人员所用的心律失常类型分类器。在一些实施例

中,各标注可以与同相应ECG信号部分相关联的至少一种心律失常类型相关联。

[0046] 在一些实施例中,所述多个ECG信号部分的历史收集可以包括与至少一个第一ECG电极相关联的多个第一ECG信号部分以及与至少一个第二ECG电极相关联的多个第二ECG信号部分。另外或可替代地,所述多个第二ECG信号部分中的各相应ECG信号部分可以对应于所述多个第一ECG信号部分中的相应ECG信号部分。另外或可替代地,所述已知心律失常类型信息可以包括多个标注,以及/或者所述多个标注中的各相应标注可以与所述多个第一ECG信号部分中的相应ECG信号部分相关联。另外或可替代地,可以通过以下操作来训练所述心律失常类型分类器:利用所述心律失常类型分类器来预测所述多个第二ECG信号部分中的各相应ECG信号部分中的预测心律失常类型;基于所述预测心律失常类型以及与同所述多个第二ECG信号部分中的相应ECG信号部分相对应的所述多个第一ECG信号部分中的相应ECG信号部分相关联的多个标注中的相应标注来确定至少一个误差值;以及基于所述至少一个误差值来训练所述心律失常类型分类器。

[0047] 在一些实施例中,所述多个ECG信号部分的历史收集可以包括基于至少一个第一ECG电极所感测到的第一表面ECG活动的至少一个第一ECG信号的多个第一ECG信号部分以及基于至少一个第二ECG电极所感测到的第二表面ECG活动的至少一个第二ECG信号的多个第二ECG信号部分。另外或可替代地,所述至少一个第二ECG电极可以独立于所述至少一个第一ECG电极。另外或可替代地,所述多个第一ECG信号部分中的各ECG信号部分可以与所述多个第二ECG信号部分中的相应ECG信号部分组合以形成多个外推ECG信号部分。另外或可替代地,所述已知心律失常类型信息可以包括多个标注,以及/或者所述多个标注中的各相应标注可以与所述多个外推ECG信号部分中的相应外推ECG信号部分相关联。

[0048] 在一些实施例中,所述历史收集的多个ECG信号部分中的至少一些ECG信号部分可被时间变形以形成变形的多个ECG信号部分。

[0049] 在一些实施例中,可以对所述历史收集的多个ECG信号部分中的至少一些ECG信号部分进行滤波、反转和其组合中至少之一。

[0050] 在一些实施例中,至少一个噪声信号部分可以与所述历史收集的多个ECG信号部分中的至少一些ECG信号部分组合。

[0051] 在一些实施例中,可以对所述历史收集的多个ECG信号部分中的至少一些ECG信号部分进行样式转移。

[0052] 本公开的实施例包括心律失常监测系统。在一些实施例中,所述心律失常监测系统可以包括用于患者的体外心脏监测装置以及网关装置。所述体外心脏监测装置可以包括:多个心电图电极即多个ECG电极,其被配置为感测所述患者的表面ECG活动;ECG处理电路,其被配置为处理所述患者的表面ECG活动以在至少一个ECG通道上为所述患者提供至少一个ECG信号;以及至少一个第一处理器,其可操作地连接到所述至少一个ECG通道。所述第一处理器可被配置为接收经由所述ECG通道接收到的ECG信号并发送所述ECG信号(例如,至网关装置)。所述网关装置可以包括:非暂时性计算机可读介质,其包括心律变化分类器;以及至少一个第二处理器,其可操作地连接到所述非暂时性计算机可读介质。所述心律变化分类器可以包括基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集而训练的至少一个神经网络。所述第二处理器可被配置为:从所述体外心脏监测装置接收所述ECG信号;利用所述心律变化分类器来检测与所述ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据,所

述时间数据包括开始时间、时间间隔和其任何组合中至少之一；基于所检测到的时间数据，确定与所检测到的同所述ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据相关联的至少一个ECG信号部分；以及将所确定的ECG信号部分发送至远程计算机系统。

[0053] 本公开的一些实施例可以包括根据本文中示出、描述和/或公开的任何一个和/或另一个实施例的心律失常监测系统、装置或方法。

[0054] 应当理解，以下更详细讨论的前述概念和附加概念的所有组合（只要这些概念没有互相不一致）被认为是本文公开的本发明主题的一部分。特别地，在本公开末尾出现的所要求保护的主题的所有组合被认为是本文公开的本发明主题的一部分。还应当理解，本文中明确采用的也可出现在通过引用并入的任何公开中的术语应被赋予与本文公开的特定概念最一致的含义。

附图说明

[0055] 本领域技术人员将理解，附图主要用于说明性目的，并且不旨在限制本文所述的本发明主题的范围。附图不必按比例绘制；在一些实例中，本文公开的本发明主题的各个方面可以在附图中被扩大或放大以便于理解不同特征。在附图中，相同的参考符号一般指代相同的特征（例如，功能上相似和/或结构上相似的元件）。

[0056] 图1A-C示出根据一些实施例的用于心脏诊断和/或心律失常监测的环境的示例框图。

[0057] 图2A-C示出根据一些实施例的用于心脏诊断和/或心律失常监测的系统架构的示例框图。

[0058] 图3A-C示出根据一些实施例的用于心脏诊断和/或心律失常监测的示例性处理的通信流的示例泳道图。

[0059] 图4A-C示出根据一些实施例的用于心脏诊断和/或心律失常监测的处理的示例流程图。

[0060] 图5A示出根据一些实施例的示例性心律变化分类器的神经网络的示例图。

[0061] 图5B示出根据一些实施例的心律失常类型分类器的神经网络的示例图。

[0062] 图6A-E示出根据一些实施例的示例ECG信号部分。

[0063] 图7示出根据一些实施例的可以实现本文描述的处理的一个或多个计算装置的组件的示例框图。

[0064] 图8示出根据一些实施例的经由本文公开的（一个或多个）身体穿戴式传感器（例如，体外心脏监测装置）获取的生理数据的测量和发送的示例示意图。

[0065] 图9A-E示出根据一些实施例的本文公开的示例传感器（例如，体外心脏监测装置的传感器）、被配置为将传感器保持为接近身体的贴片、以及容纳传感器的贴片向患者皮肤上的附接。

[0066] 图10A-C分别示出根据一些实施例的本文公开的传感器（例如，体外心脏监测装置的传感器）的示例前视图、后视图和分解视图。

[0067] 图11A示出根据一些实施例的用于患者生理数据（例如，生物特征数据）的测量和发送的装置电子器件架构的示例图。

[0068] 图11B示出根据一些实施例的射频（RF）模块的示例架构的框图。

[0069] 图11C示出根据一些实施例的RF模块的另一示例架构的框图。

[0070] 图12示出根据一些实施例的示例医疗装置(例如,体外心脏监测装置),该示例医疗装置是体外的、流动的且可由患者穿戴的。

[0071] 图13示出根据一些实施例的医疗装置(例如,体外心脏监测装置)的示例组件级视图。

具体实施方式

[0072] 本公开涉及用于心脏诊断和/或心律失常监测(包括心力衰竭状况监测)的系统、装置和方法。例如,一个或多个经训练分类器(其各自包括至少一个神经网络)可以由心脏监测装置(例如,体外心脏监测装置和/或可穿戴心脏监测装置等)和/或计算机系统等使用,以基于至少一个ECG信号或其部分来检测(例如,识别等)心律变化和/或心律失常类型等。示例使用场景包括在移动心脏遥测、心脏动态心电图监测(包括扩展心脏动态心电图监测)、可穿戴心脏监测器、可穿戴除颤器、可穿戴心律转复除颤器和其他这样的流动心脏监测和/或处置系统的背景下使用用于心脏诊断和/或心律失常监测的系统、装置和方法。

[0073] 在一些实施例中,心律失常监测系统可以包括用于患者的体外心脏监测装置。例如,体外心脏监测装置可以包括用以感测患者的表面ECG活动的多个心电图(ECG)电极。ECG处理电路可以处理患者的表面ECG活动,以在至少一个ECG通道上为患者提供至少一个ECG信号。心律变化分类器可以在非暂时性计算机可读介质(例如,存储器、可编程电路板、现场可编程门阵列、集成电路和/或其任何组合等)中实现。心律变化分类器可以包括基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集而训练的至少一个神经网络。另外,至少一个处理器可以可操作地连接至ECG通道和非暂时性计算机可读介质。处理器可以经由ECG通道接收ECG信号。处理器还可以使用心律变化分类器来检测与ECG信号中的心律变化(例如,预定心律变化等)相对应的时间数据。例如,时间数据可以包括开始时间、时间间隔和/或其任何组合等。处理器还可以基于检测到的时间数据来确定与所检测到的同ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据相关联的至少一个ECG信号部分。处理器还可以将确定的ECG信号部分发送到远程计算机系统(例如,远程服务器和/或心脏监测设施等)。

[0074] 例如,在这样的实施例中,心律变化分类器(例如,其神经网络等)可以检测(例如,识别等)心律变化而无需对特定心律类型进行分类。为了说明的目的,当心律从正常窦性心律(NSR)变化到心房颤动(AFIB)、从AFIB变化到NSR、从AFIB变化到心房扑动(AFL)、以及/或者从一种形态变化到另一种形态等时,心律变化分类器可以检测心律。另外,每当检测到(例如,识别出等)心律变化时,包含所检测到的心律变化的ECG信号部分(例如,ECG条带等)可被发送到远程计算机系统(例如,具有指示所检测到的心律变化的指示、消息和/或标记等)。另外或可替代地,心律变化分类器可以确定与所检测到的心律变化相关联的置信度评分(例如,输出与所检测到的心律变化实际是心律变化的概率相关联的置信度评分)。

[0075] 在一些实施例中,心律变化分类器还可以使用(例如,接收作为神经网络的输入等)与附加传感器相关联的数据(例如,来自至少一个传感器的非ECG生物特征数据),包括但不限于加速度计数据、心音数据、从内部组织散射和/或反射的电磁波(例如,射频(RF)波等)和/或其任何组合等。这种附加非ECG生物特征数据可以进一步提高与心律变化的检测相关联的准确度和/或置信度等。

[0076] 在一些实施例中,心律变化分类器还可以使用(例如,接收作为神经网络的输入、和/或比较等)与患者的基线ECG信号、参考向量、校准测量结果和/或先前测量结果等相关联的数据。例如,这种基线信号和/或附加测量结果可以在诊所中使用高准确度设备获取,以及/或者在已知休息时间期间由体外心脏监测装置获取,等等。使用特定于患者的这种基线信号和/或附加测量结果可以进一步提高与心律变化的检测相关联的准确度和/或置信度等。

[0077] 在一些实施例中,使用经训练神经网络来检测(例如,识别等)心律变化并且仅在检测到心律变化时发送ECG信号部分可以允许降低功耗,例如适合于具有相对小电源(例如,电池等)的可穿戴体外装置。另外,心律变化分类器(例如,其神经网络)可以使用低功率硬件(例如,可编程电路板、现场可编程门阵列和/或集成电路等)来实现,这可以进一步降低功耗。

[0078] 在一些实施例中,分类器和/或其神经网络逻辑可以跨多个装置(例如,体外心脏监测装置、网关装置和/或远程计算机系统)分布,例如以优化功耗,减少发送的数据量,提高心律变化的检测准确度以及/或者解决其他约束。例如,心律变化分类器可以在网关装置(例如,移动计算装置,诸如智能电话、平板电脑和/或膝上型计算机等)上(例如,完全地和/或部分地等)实现,其中网关装置可以(例如,经由低功率无线发送,诸如蓝牙和/或蓝牙低功耗(BLE)等)从体外心脏监测装置接收ECG信号数据和/或其他传感器数据。另外或可替代地,第二分类器(例如,更大和更准确的心律变化分类器和/或心律失常类型分类器等)可以在远程计算机系统上(例如,完全地和/或部分地等)实现。

[0079] 在一些实施例中,附加ECG信号部分可以(例如,随机地、以预定间隔、以及/或者基于低于上限阈值但高于下限阈值的置信度评分,等等)进行采样,并且从体外心脏监测装置发送到远程计算机系统以(例如,由技术人员等)进行标注,以便测试分类器(例如,心律变化分类器和/或心律失常类型分类器等)的性能,放大训练数据集(例如,添加到ECG信号部分的历史收集等),以及/或者再训练分类器,等等。

[0080] 在一些实施例中,从体外心脏监测装置发送到远程计算机系统的ECG信号部分可以被分类(例如,分桶等)和/或分组等。另外,可以将相同分类/分组中的ECG信号部分一起呈现给用户(例如,技术人员等),这可以增强人类对这种ECG信号部分的审查(例如,处理、询问和/或标注等)。

[0081] 在一些实施例中,心律失常检测系统可以包括至少一个非暂时性计算机可读介质(例如,存储器、可编程电路板、现场可编程门阵列、集成电路和/或其任何组合等),并且至少一个处理器可以可操作地连接到该至少一个非暂时性计算机可读介质。心律失常类型分类器可以在非暂时性计算机可读介质中实现。心律失常类型分类器可以包括基于具有已知心律失常类型信息的多个ECG信号部分的历史收集而训练的至少一个神经网络。处理器可以接收至少一个ECG信号以及针对各ECG信号的至少一个标注相关联的标注数据。例如,可以从与技术人员相关联的计算装置接收标注数据。处理器可以利用心律失常类型分类器来检测ECG信号中的心律失常类型以及所检测到的心律失常类型相关联的时间数据。时间数据可以包括开始时间、时间间隔或其任何组合中至少之一。处理器可以基于时间数据来确定与所检测到的ECG信号中的心律失常类型相关联的至少一个ECG信号部分。处理器可以基于所检测到的心律失常类型来确定标注的合理性评分。处理器可以基于确定的ECG信

号部分和标注的合理性评分来生成至少一个消息。例如,消息可以指示用以基于所检测到的心律失常类型来对确定的ECG信号部分进行标注的建议和/或用以基于合理性评分来再评价与确定的ECG信号部分相关联的标注数据的建议等中至少之一。处理器可以例如向技术人员的计算装置发送与ECG信号部分相关联的消息。

[0082] 例如,在这样的实施例中,技术人员可以具有不同水平的经验和/或专业知识等。这种系统可以使用这种心律失常类型分类器来识别不一致、异常和/或遗漏的心律失常等。另外或可替代地,这种系统可以将所识别的ECG信号部分路由(例如,通信和/或发送等)至该技术人员和/或另一更高级的技术人员(例如,初始技术人员的监督者)等,以进行附加审查(例如,处理、询问和/或标注等)。

[0083] 参考图1A-C,图1A-C示出可以实现如本文所述的系统、产品和/或方法的环境100的示例框图。如图1A-C所示,环境100可以包括心脏监测装置102、远程计算机系统104、数据存储库106、技术人员装置108、监督者装置110和/或网关装置129。

[0084] 心脏监测装置102可以包括能够(例如,直接地和/或经由有线和/或无线网络和/或任何其他合适的通信技术间接地)从远程计算机系统104、网关装置129、数据存储库106、技术人员装置108和/或监督者装置110接收信息以及/或者向其通信信息的一个或多个装置。在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置102可以是体外心脏监测装置(例如,可由患者穿戴以及/或者从体外连接至患者等)。在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置102可以包括ECG电极122(例如,被配置为感测患者的表面ECG活动的多个ECG电极)、ECG处理电路124(例如,被配置为处理患者的表面ECG活动以在至少一个ECG通道上为患者提供至少一个ECG信号的ECG处理电路)、心律变化分类器112(例如,由至少一个非暂时性计算机可读介质实现)、处理器126(例如,可操作地连接到至少一个ECG通道和非暂时性计算机可读介质的至少一个处理器)和/或非ECG传感器128(例如,被配置为感测患者的非ECG生物特征数据的至少一个传感器和关联传感器电路)等。在一些实施例中,如本文所述,心律变化分类器112可以包括基于具有已知心律变化信息118的多个ECG信号部分116的历史收集而训练的至少一个神经网络。在一些实施例中,如本文所述,处理器126可被配置为经由至少一个ECG通道(例如,从ECG处理电路124)接收至少一个ECG信号。另外或可替代地,如本文所述,处理器126可被配置为(例如,利用心律变化分类器112)检测与ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据。在一些实施例中,如本文所述,时间数据可以包括开始时间、时间间隔和/或其任何组合等中至少之一。另外或可替代地,如本文所述,处理器126可被配置为(例如,基于所检测到的时间数据)确定与所检测到的同至少一个ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据相关联的至少一个ECG信号部分。另外或可替代地,如本文所述,处理器126可被配置为将所确定的至少一个ECG信号部分发送到远程计算机系统104。

[0085] 远程计算机系统104可以包括能够(例如,直接地和/或经由有线和/或无线网络和/或任何其他合适的通信技术间接地)从心脏监测装置102、网关装置129、数据存储库106、技术人员装置108和/或监督者装置110接收信息以及/或者向其通信信息的一个或多个装置。在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统104可以包括服务器、服务器组和其他类似装置。另外或可替代地,如本文所述,远程计算机系统104可以包括与服务器和/或服务器组分离或者包括服务器和/或服务器组的至少一个其他计算装置,诸如便携式和/或手持式装置(例如,计算机、膝上型计算机、个人数字助理(PDA)、智能手机和/或平板

电脑等)、台式计算机和/或其他类似装置。在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统104可以与心脏监测设施等相关联。另外或可替代地,如本文所述,心脏监测设施可以与心脏监测装置102的提供者(例如,制造商和/或分销商等)相关联。在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统104可以包括至少一个分类器(例如,心律变化分类器112和/或心律失常类型分类器114等)。另外或可替代地,各分类器(例如,心律变化分类器112和/或心律失常类型分类器114等)可以由至少一个非暂时性计算机可读介质实现。在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统104可以包括可操作地连接到非暂时性计算机可读介质的至少一个处理器。在一些实施例中,远程计算机系统104可以与数据存储库106通信,该数据存储库106相对于远程计算机系统104可以是本地的或远程的。在一些实施例中,远程计算机系统104可以能够从数据存储库106接收信息,将信息存储在数据存储库106中,将信息通信到数据存储库106,或者搜索存储在数据存储库106中的信息。

[0086] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统104(例如,其处理器)可被配置为从(体外)心脏监测装置102接收所确定的至少一个ECG信号部分,以及/或者分析所确定的ECG信号部分以针对ECG信号中的心律变化对心律失常类型进行分类,等等。例如,如本文所述,心律失常类型分类器114可以包括基于具有已知心律失常类型信息120的多个(第二)ECG信号部分的(第二)历史收集而训练的至少一个(第二)神经网络。在一些实施例中,如本文所述,心律失常类型可以包括心率变化、心房颤动、扑动、室上性心动过速、室性心动过速、停搏、房室阻滞、心室颤动、二联律、三联律、室性异位搏动、心动过缓、心动过速、至少一个ECG信号的形态变化和/或其任何组合等中至少之一。

[0087] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统104(例如,其处理器)可被配置为接收至少一个ECG信号以及与针对各ECG信号的至少一个标注相关联的标注数据。另外或可替代地,如本文所述,远程计算机系统104(例如,其处理器)可被配置为(例如,利用心律失常类型分类器114)检测ECG信号中的心律失常类型以及与所检测到的心律失常类型相关联的时间数据。在一些实施例中,如本文所述,时间数据可以包括开始时间、时间间隔和/或其任何组合等中至少之一。在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统104(例如,其处理器)可被配置为(例如,基于时间数据)确定与所检测到的ECG信号中的心律失常类型相关联的至少一个ECG信号部分。在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统104(例如,其处理器)可被配置为基于所检测到的心律失常类型来确定标注的合理性评分。在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统104(例如,其处理器)可被配置为基于所确定的ECG信号部分和标注的合理性评分来生成至少一个消息。另外或可替代地,如本文所述,消息可以指示用以基于所检测到的心律失常类型来标注所确定的ECG信号部分的建议和/或用以基于合理性评分来再评价与确定ECG信号部分相关联的标注数据的建议等中至少之一。在一些实施例中,远程计算机系统104(例如,其处理器)可被配置为发送与所确定的ECG信号部分相关联的消息(例如,至技术人员装置108和/或监督者装置110等)。

[0088] 数据存储库106可以包括能够(例如,直接地和/或经由有线和/或无线网络和/或任何其他合适的通信技术间接地)从心脏监测装置102、远程计算机系统104、网关装置129、技术人员装置108和/或监督者装置110接收信息以及/或者向其通信信息的一个或多个装置。在一些实施例中,如本文所述,数据存储库106可以包括服务器、服务器组和/或其他类似装置。在一些实施例中,如本文所述,数据存储库106可以与心脏监测设施等相关联。

另外或可替代地,如本文所述,心脏监测设施可以与心脏监测装置102的提供者(例如,制造商和/或分销商等)相关联。在一些实施例中,数据存储库106可以是远程计算机系统104的一部分。另外或可替代地,数据存储库106相对于远程计算机系统104可以是本地的或远程的。在一些实施例中,远程计算机系统104能够从数据存储库106接收信息,将信息存储在数据存储库106中,将信息通信至数据存储库106,或者搜索存储在数据存储库106中的信息。

[0089] 在一些实施例中,如本文所述,数据存储库106可以包括多个ECG信号部分116的至少一个历史收集。另外或可替代地,如本文所述,数据存储库106可以针对多个ECG信号部分116(例如,多个第一ECG信号部分等)的历史收集中的至少一些包括已知心律变化信息118。另外或可替代地,如本文所述,数据存储库106可以针对多个ECG信号部分116(例如,多个第二ECG信号部分等)的历史收集中的至少一些包括已知心律失常类型信息120。在一些实施例中,数据存储库106可以包括患者特定信息,例如基线ECG和/或其他基线生理信息、参考ECG和/或特定于患者的其他参考生理信息、和/或患者特定校准数据等。例如,在患者身上的初始部署之前,可以将心脏监测装置102安装在患者身上,以及/或者可以使用心脏监测装置102确定初始患者特定信息(例如,基线ECG和/或生理数据等)。这种患者特定信息可被指定为患者的基线数据。另外或可替代地,如本文所述,某些患者特定数据可被指定为用于某些分析的参考数据。在一些实施例中,数据存储库106可以包括患者特定分类器(例如,患者特定心律变化分类器和/或患者特定心律失常类型分类器等),这些患者特定分类器可以如本文所述基于这样的基线和/或参考数据进行训练。

[0090] 技术人员装置108可以包括与技术人员相关联并且能够(例如,直接地和/或经由有线和/或无线网络和/或任何其他合适的通信技术间接地)从心脏监测装置102、远程计算机系统104、网关装置129、数据存储库106和/或监督者装置110接收信息以及/或者向其通信信息的一个或多个装置。在一些实施例中,如本文所述,技术人员装置108可以包括至少一个计算装置,诸如便携式和/或手持式装置(例如,计算机、膝上型计算机、个人数字助理(PDA)、智能手机和/或平板电脑等)、台式计算机和/或其他类似装置。在一些实施例中,如本文所述,技术人员装置108可以与心脏监测设施等相关联。另外或可替代地,如本文所述,心脏监测设施可以与心脏监测装置102的提供者(例如,制造商和/或分销商等)相关联。在一些实施例中,技术人员装置108可以是远程计算机系统104的一部分。另外或可替代地,技术人员装置108相对于远程计算机系统104可以是本地的或远程的。在一些实施例中,技术人员装置108可以包括许可技术人员装置108诸如经由用户输入接收信息的至少一个输入组件(例如,触摸屏显示器、键盘、小键盘、鼠标、按钮、开关、麦克风和/或照相机等)。另外或可替代地,技术人员装置108可以包括提供来自技术人员装置108的输出信息的至少一个输出组件(例如,显示器、触摸屏和/或扬声器等)。在一些实施例中,如本文所述,技术人员装置108可以(例如,从远程计算机系统104、心脏监测装置102和/或监督者装置110等)接收与ECG信号和/或其部分相关联的消息(例如,与标注、心律失常类型的识别、心律变化的识别和/或分类等有关的建议)。另外或可替代地,如本文所述,技术人员装置108可以通信与针对相应ECG信号和/或其部分的至少一个标注相关联的标注数据(例如,至远程计算机系统104、心脏监测装置102和/或监督者装置110等)。

[0091] 监督者装置110可以包括与监督者(例如,至少一个技术人员的监督者等)相关联并且能够(例如,直接地和/或经由有线和/或无线网络和/或任何其他合适的通信技术间接

地)从心脏监测装置102、远程计算机系统104、网关装置129、数据存储库106和/或技术人员装置108接收信息以及/或者向其通信信息的一个或多个装置。在一些实施例中,如本文所述,监督者装置110可以包括至少一个计算装置,诸如便携式和/或手持式装置(例如,计算机、膝上型计算机、个人数字助理(PDA)、智能手机和/或平板电脑等)、台式计算机和/或其他类似装置。在一些实施例中,如本文所述,监督者装置110可以与心脏监测设施等相关联。另外或可替代地,如本文所述,心脏监测设施可以与心脏监测装置102的提供者(例如,制造商和/或分销商等)相关联。在一些实施例中,监督者装置110可以是远程计算机系统104的一部分。另外或可替代地,监督者装置110相对于远程计算机系统104可以是本地的或远程的。在一些实施例中,监督者装置110可以包括许可监督者装置110诸如经由用户输入接收信息的至少一个输入组件(例如,触摸屏显示器、键盘、小键盘、鼠标、按钮、开关、麦克风和/或照相机等)。另外或可替代地,监督者装置110可以包括提供来自监督者装置110的输出信息的至少一个输出组件(例如,显示器、触摸屏和/或扬声器等)。在一些实施例中,如本文所述,监督者装置110可以(例如,从远程计算机系统104、心脏监测装置102和/或技术人员装置108等)接收与ECG信号和/或其部分相关联的消息(例如,与标注、心律失常类型的识别、心律变化的识别和/或分类等有关的建议)。另外或可替代地,如本文所述,监督者装置110可以通信与针对相应ECG信号和/或其部分的至少一个标注相关联的标注数据(例如,至远程计算机系统104、心脏监测装置102和/或技术人员装置108等)。

[0092] 网关装置129可以包括能够(例如,直接地和/或经由有线和/或无线网络和/或任何其他合适的通信技术间接地)从心脏监测装置102、远程计算机系统104、数据存储库106、技术人员装置108和/或监督者装置110接收信息以及/或者向其通信信息的一个或多个装置。在一些实施例中,如本文所述,网关装置129可以包括至少一个计算装置,诸如便携式和/或手持式装置(例如,计算机、膝上型计算机、个人数字助理(PDA)、智能手机和/或平板电脑等)、台式计算机和/或其他类似装置。在一些实施例中,网关装置129可以与患者(例如,与心脏监测装置102相关联(例如,连接到心脏监测装置102、和/或植入有心脏监测装置102,等等)的相应患者)相关联。在一些实施例中,如本文所述,网关装置129可以与心脏监测设施等相关联。另外或可替代地,如本文所述,心脏监测设施可以与心脏监测装置102的提供者(例如,制造商和/或分销商等)相关联。在一些实施例中,网关装置129相对于远程心脏监测系统102可以是本地或远程的。另外或可替代地,网关装置129相对于远程计算机系统104可以是本地的或远程的。在一些实施例中,网关装置129可以包括许可网关装置129诸如经由用户输入接收信息的至少一个输入组件(例如,触摸屏显示器、键盘、小键盘、鼠标、按钮、开关、麦克风和/或照相机等)。另外或可替代地,网关装置129可以包括提供来自网关装置129的输出信息的至少一个输出组件(例如,显示器、触摸屏和/或扬声器等)。在一些实施例中,如本文所述,网关装置129可以从心脏监测装置102等接收生物特征数据(例如,ECG信号、ECG信号部分和/或与至少一个传感器相关联的非ECG生物特征数据等)。另外或可替代地,如本文所述,网关装置129可以将生物特征数据(例如,ECG信号、ECG信号部分和/或与至少一个传感器相关联的非ECG生物特征数据等)通信到远程计算机系统104等。在一些实施例中,心律变化分类器112可以(例如,独立于心脏监测装置102,代替心脏监测装置102,或者作为心脏监测装置102的附加)由网关装置129的非暂时性计算机可读介质(例如,完全地和/或部分地,等等)实现。另外或可替代地,如本文所述,网关装置129的处理器可被配置

为(例如,从心脏监测装置102)接收至少一个ECG信号以及/或者(例如,利用心律变化分类器112)检测与ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据。在一些实施例中,如本文所述,时间数据可以包括开始时间、时间间隔和/或其任何组合等中至少之一。另外或可替代地,如本文所述,网关装置129的处理器可被配置为(例如,基于所检测到的时间数据)确定与所检测到的同至少一个ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据相关联的至少一个ECG信号部分,以及/或者将所确定的至少一个ECG信号部分发送到远程计算机系统104。

[0093] 在一些实施例中,心脏监测装置102、远程计算机系统104、数据存储库106、技术人员装置108、监督者装置110和/或网关装置129可以通过一个或多于一个网络连接。网络可以包括一个或多于一个有线和/或无线网络。例如,网络可以包括蜂窝网络(例如,长期演进(LTE)网络、第三代(3G)网络、第四代(4G)网络和/或码分多址(CDMA)网络等)、公共陆地移动网络(PLMN)、局域网(LAN)、广域网(WAN)、城域网(MAN)、电话网(例如,公共交换电话网(PSTN))、专用网络、虚拟专用网络(VPN)、本地网络、自组织网络、内联网、因特网、基于光纤的网络和/或云计算网络等、以及/或者这些或其他类型网络的组合。

[0094] 现在参考图2A,图2A示出根据一些实施例的用于心律失常监测的系统架构200a的示例框图。除了系统组件之外,系统架构200a还示出系统组件之间的数据流。如图2A所示,系统架构200a可以包括心脏监测装置202a、远程计算机系统204a、数据存储库206a、技术人员装置208a和/或网关装置229a。在一些实施例中,心脏监测装置202a可以与心脏监测装置102相同或相似。在一些实施例中,远程计算机系统204a可以与远程计算机系统104(例如,远程计算机系统104的一个或多于一个装置)相同或相似。在一些实施例中,数据存储库206a可以与数据存储库106(例如,数据存储库106的一个或多于一个装置)相同或相似。在一些实施例中,技术人员装置208a可以与技术人员装置108相同或相似。在一些实施例中,网关装置229a可以与网关装置129相同或相似。

[0095] 如图2A所示,在230a处,如本文所述,远程计算机系统204a可以例如从数据存储库206a接收(例如,检索、搜索以及/或者发送请求和/或查询以使数据存储库206a通信,等等)多个ECG信号部分的历史收集和与其相关的信息(例如,已知心律变化信息和/或已知心律失常类型信息等)。在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统204a可以基于多个ECG信号部分的历史收集和与其相关的信息(例如,已知心律变化信息和/或已知心律失常类型信息等)来训练至少一个分类器(例如,心律变化分类器和/或心律失常类型分类器等)的至少一个神经网络。

[0096] 在一些实施例中,如本文所述,心律变化分类器可以包括至少一个神经网络。另外或可替代地,至少一个神经网络可以包括卷积神经网络、递归神经网络、注意网络、全连接神经网络和/或其任何组合等中至少之一。例如,神经网络可以包括具有多个卷积层的至少一个卷积神经网络。在一些实施例中,卷积神经网络可以包括五个至40个卷积层(例如,至少五个卷积层以及多达40个卷积层)。例如,卷积神经网络可以包括七个至十个卷积层(例如,至少七个卷积层,且不多于十个卷积层)。在一些实施例中,各卷积层可以包括至少一个卷积节点(例如,多个卷积节点)。在一些实施例中,卷积神经网络还可以包括输入层和输出层。例如,ECG信号可以包括多个ECG信号样本。另外或可替代地,输入层可以包括用于多个ECG信号样本中的各ECG信号样本(或其子集,例如,与预定时间段和/或用于ECG信号样本的缓冲器的缓冲器大小等相关联)的至少一个节点。另外或可替代地,如本文所述,输入层还

可以包括用于与心脏监测装置202a的各传感器相关联的非ECG生物特征数据的至少一个输入。在一些实施例中,输出层的输出可以包括与心律变化相对应的时间数据的指示。另外或可替代地,如本文所述,输出层的输出可以包括置信度评分。在一些实施例中,如本文所述,神经网络可以包括多个Siamese分支(例如,与相应ECG通道相关联的各相应Siamese分支)。

[0097] 在一些实施例中,远程计算机系统204a可以训练心律变化分类器。例如,远程计算机系统204a可以通过以下操作来训练心律变化分类器:利用心律变化分类器为多个ECG信号部分(或多个第一ECG信号部分)的历史收集中的各ECG信号部分生成预测心律变化信息(例如,与预测心律变化相关联的数据(例如,概率和/或置信度评分等)和/或与预测心律变化的缺少相关联的数据(例如,概率和/或置信度评分等)等);基于预测心律变化信息和已知心律变化信息来确定至少一个误差值;以及基于误差值(例如,使用反向传播等)来更新心律变化分类器(例如,更新其权重等)。在一些实施例中,误差值可以包括预测误差或对比损失其中之一。

[0098] 在一些实施例中,多个ECG信号部分的历史收集可以包括与第一时间相关联的第一ECG信号部分以及与第一时间之后的第二时间相关联的第二ECG信号部分。另外或可替代地,远程计算机系统204a可以通过以下操作来训练心律变化分类器:利用心律变化分类器基于第一ECG信号部分来生成与第二时间相关联的预测ECG信号部分;基于预测ECG信号部分和第二ECG信号部分来确定至少一个误差值;以及基于误差值(例如,使用反向传播等)来更新心律变化分类器(例如,更新其权重等)。在一些实施例中,误差值可以包括预测误差或对比损失其中之一。

[0099] 在一些实施例中,多个ECG信号部分的历史收集可以包括与第一时间相关联的第一ECG信号部分以及与第二时间相关联的第二ECG信号部分。另外或可替代地,远程计算机系统204a可以通过以下操作来训练心律变化分类器:利用心律变化分类器基于第一ECG信号部分和第二ECG信号来生成与第二ECG信号部分相关联的预测时间;基于预测时间和第二时间来确定至少一个误差值;以及基于误差值(例如,使用反向传播等)来更新心律变化分类器(例如,更新其权重等)。在一些实施例中,误差值可以包括预测误差或对比损失其中之一。

[0100] 在一些实施例中,在具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集,可能不存在足够数量的ECG信号部分来训练心律变化分类器以进行期望任务(例如,检测和/或识别至少一个预定心律变化)。另外或可替代地,可能存在足够的数据(例如,历史ECG信号部分等)来训练心律变化分类器以进行单独的任务(例如,其可能以某种方式与目标任务相关)。在一些实施例中,心律变化分类器可被训练为进行单独的任务(例如,基于ECG信号来计数R峰值和/或确定心率等)。另外或可替代地,心律变化分类器随后可适于进行目标任务。例如,在一些实施例中,心律变化分类器可以使用具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集中的有限量的ECG信号部分等进行再训练。另外或可替代地,心律变化分类器可用于进行单独的任务(例如,基于ECG信号来计数R峰值和/或确定心率等),并且其输出可以应用于目标任务。例如,(例如心脏监测装置202a和/或网关装置229a的)处理器可以利用心律变化分类器基于至少一个ECG信号来检测峰值计数或心率中至少之一。另外或可替代地,(例如心脏监测装置202a和/或网关装置229a的)处理器可以判断为所检测到的峰值计数或心率中至少之一高于患者的第一阈值(例如,心动过速开始阈值)或低于患者的第

二阈值(例如,心动过缓开始阈值)(例如,其中患者的第二阈值可以小于患者的第一阈值)。另外或可替代地,(例如心脏监测装置202a和/或网关装置229a的)处理器可以基于峰值计数或心率中至少之一高于患者的第一阈值(例如,心动过速开始阈值)或低于患者的第二阈值(例如,心动过缓开始阈值)来检测预定心律变化。

[0101] 在一些实施例中,在具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集中,可能不存在与心脏监测装置202a的多个ECG电极相关联(例如,从心脏监测装置202a的多个ECG电极感测到,等等)的足够数量的ECG信号部分来针对从心脏监测装置202a的多个ECG电极接收到的ECG信号训练心律变化分类器。另外或可替代地,可能存在与独立于心脏监测装置202a的多个ECG电极的多个第二ECG电极(例如,来自与心脏监测装置202a分离的ECG装置(诸如12导联ECG传感器和/或单独的体外和/或可穿戴心脏监测装置等)的电极)相关联(例如,从多个第二ECG电极感测到,等等)的足够数据(例如,历史ECG信号部分等)以基于多个第二ECG电极训练心律变化分类器。在一些实施例中,心律变化分类器可以基于与多个第二ECG电极相关联(例如,从多个第二ECG电极感测到,等等)的ECG信号部分来训练。另外或可替代地,心律变化分类器然后可以适于基于心脏监测装置202a的多个ECG电极来检测预定心律变化。在一些实施例中,远程计算机系统204a可以确定(例如,计算等)与多个第二ECG电极相关联的ECG信号部分向心脏监测装置202a的多个ECG电极的变换(例如,向量投影等),并且ECG信号部分的变换可用于训练心律变化分类器,就好像ECG信号部分与心脏监测装置202a的多个ECG电极相关联(例如,从心脏监测装置202a的多个ECG电极感测到,等等)。

[0102] 在一些实施例中,远程计算机系统204a可以通过以下操作来训练心律失常类型分类器:利用心律失常类型分类器来预测多个ECG信号部分(或多个第二ECG信号部分)的历史收集的各相应ECG信号部分中的预测心律失常类型;基于预测心律失常类型和已知心律失常类型信息(例如,针对各相应ECG信号部分的与已知心律失常类型相关联的相应标注)来确定至少一个误差值;以及基于误差值(例如,使用反向传播等)来训练心律失常类型分类器(例如,更新其权重等)。在一些实施例中,误差值可以包括预测误差或对比损失其中之一。

[0103] 在一些实施例中,如本文所述,心律失常类型分类器可以包括至少一个神经网络(例如,至少一个第二神经网络)。另外或可替代地,至少一个(第二)神经网络可以包括深度神经网络、卷积神经网络、递归神经网络、注意网络、全连接神经网络和/或其任何组合等中至少之一。例如,神经网络可以包括具有多个卷积层的至少一个卷积神经网络。在一些实施例中,卷积神经网络可以包括五个至40个卷积层(例如,至少五个卷积层以及多达40个卷积层)。例如,卷积神经网络可以包括七个至十个卷积层(例如,至少七个卷积层,且不多于十个卷积层)。在一些实施例中,各卷积层可以包括至少一个卷积节点(例如,多个卷积节点)。在一些实施例中,卷积神经网络还可以包括输入层和输出层。例如,ECG信号可以包括多个ECG信号样本。另外或可替代地,输入层可以包括用于多个ECG信号样本中的各ECG信号样本(或其子集,例如与预定时间段和/或用于ECG信号样本的缓冲器的缓冲器大小等相关联)的至少一个节点。另外或可替代地,如本文所述,输入层还可以包括用于与(例如心脏监测装置202a等的)传感器相关联的非ECG生物特征数据的至少一个输入。在一些实施例中,输出层的输出可以包括与心律失常类型相对应的时间数据的指示。另外或可替代地,如本文所述,输出层的输出可以包括置信度评分和/或合理性评分等。在一些实施例中,如本文所述,

神经网络可以包括多个Siamese分支(例如,与相应ECG通道相关联的各相应Siamese分支)。

[0104] 如图2A所示,在232a处,如本文所述,远程计算机系统204a可以将经训练心律变化分类器(或其多个权重)通信至心脏监测装置202a和/或网关装置229a。在一些实施例中,在训练之后,可以将与经训练心律变化分类器相对应的多个权重通信至心脏监测装置202a和/或网关装置229a。另外或可替代地,经训练心律变化分类器(或其多个权重)的副本可以从远程计算机系统204a下载以及/或者安装在(例如,上传至、写入至和/或配置在,等等)至少一个非暂时性计算机可读介质(例如,存储器、可编程电路板、现场可编程门阵列(FPGA)、集成电路和/或其任何组合等)上,其中该至少一个非暂时性计算机可读介质可以安装在心脏监测装置202a和/或网关装置229a中和/或作为其一部分。

[0105] 在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置202a可以是用于患者的体外心脏监测装置。例如,(体外)心脏监测装置202a可以包括被配置为感测患者的表面ECG活动的多个ECG电极。另外或可替代地,(体外)心脏监测装置202a可以包括被配置为处理患者的表面ECG活动以在至少一个ECG通道上为患者提供至少一个ECG信号的ECG处理电路。

[0106] 在一些实施例中,如本文所述,(体外)心脏监测装置202a可以包括非暂时性计算机可读介质(例如,存储器、可编程电路板、现场可编程门阵列、集成电路和/或其任何组合等),该非暂时性计算机可读介质包括(例如,实现、体现和/或存储等)经训练心律变化分类器(其可以包括例如基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集而训练的至少一个神经网络)。另外或可替代地,(体外)心脏监测装置202a可以包括可操作地连接至ECG通道和/或非暂时性计算机可读介质的至少一个处理器。

[0107] 在一些实施例中,如本文所述,网关装置229a可以包括非暂时性计算机可读介质(例如,存储器、可编程电路板、现场可编程门阵列、集成电路和/或其任何组合等),该非暂时性计算机可读介质包括(例如,实现、体现和/或存储等)经训练心律变化分类器(其可以包括例如基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集而训练的至少一个神经网络)。另外或可替代地,网关装置229a可以包括可操作地连接到非暂时性计算机可读介质的至少一个处理器。

[0108] 在一些实施例中,心脏监测装置202a(例如,其处理器)可被配置为经由ECG通道接收ECG信号。另外或可替代地,心脏监测装置202a(例如,其处理器)可被配置为利用心律变化分类器来检测与至少一个ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据。例如,预定心律变化可以与心律失常(例如,心率变化、心房颤动、扑动、室上性心动过速、室性心动过速、停搏、房室阻滞、心室颤动、二联律、三联律、室性异位搏动、心动过缓、心动过速、至少一个ECG信号的形态变化和/或其任何组合等)相关联。另外或可替代地,时间数据可以包括开始时间、时间间隔和/或其任何组合等中至少之一。在一些实施例中,心脏监测装置202a(例如,其处理器)可被配置为基于所检测到的时间数据来确定与所检测到的同ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据相关联的至少一个ECG信号部分。

[0109] 在一些实施例中,心脏监测装置202a(例如,其处理器)可被配置为经由ECG通道接收ECG信号。另外或可替代地,心脏监测装置202a(例如,其处理器)可被配置为将ECG信号发送到网关装置229a。在一些实施例中,网关装置229a(例如,其处理器)可被配置为利用心律变化分类器来检测与ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据。例如,如本文所述,预定心律变化可以与心律失常(例如,心率变化、心房颤动、扑动、室上性心动过速、室性心动

过速、停搏、房室阻滞、心室颤动、二联律、三联律、室性异位搏动、心动过缓、心动过速、至少一个ECG信号的形态变化和/或其任何组合等)相关联。另外或可替代地,时间数据可以包括开始时间、时间间隔和/或其任何组合等中至少之一。在一些实施例中,网关装置229a(例如,其处理器)可被配置为基于所检测到的时间数据来确定与所检测到的同ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据相关联的至少一个ECG信号部分。

[0110] 在一些实施例中,ECG信号部分可以具有大于或等于15秒且小于或等于120秒的持续时间(例如,基于预定时间间隔和/或用于ECG信号样本的缓冲器的缓冲器大小等)。例如,ECG信号部分可以具有大于或等于15秒且小于或等于60秒的持续时间。在一些实施例中,ECG信号部分可以具有15秒至180秒之间的持续时间。在一些实施例中,ECG信号部分可以具有15秒至240秒之间的持续时间。在一些实施例中,ECG信号部分可以具有15秒至480秒之间的持续时间。在一些实施例中,ECG信号部分可以具有15秒至1000秒之间的持续时间。在一些实施例中,ECG信号部分的持续时间可以通过经由(例如,心脏监测装置202a和/或网关装置229a等的)用户接口控制的用户输入来指定。

[0111] 在一些实施例中,ECG信号包括多个ECG信号样本。例如,ECG信号样本可以以10Hz至1000Hz之间(例如,大于或等于10Hz且小于或等于1000Hz)的速率和/或100Hz至500Hz之间(例如,大于或等于100Hz且小于或等于500Hz)的速率等进行采样。

[0112] 在一些实施例中,ECG通道可以包括多个ECG通道(例如,标准12导联ECG系统的通道和/或其子集等)。另外或可替代地,ECG信号可以包括与各相应ECG通道相关联的至少一个相应ECG信号。在一些实施例中,多个ECG通道可以包括第一ECG通道和第二ECG通道。另外或可替代地,ECG信号可以包括与第一ECG通道相关联的第一相应ECG信号以及与第二ECG通道相关联的第二相应ECG信号。在一些实施例中,第一相应ECG信号可以基本上与第二相应ECG信号正交。例如,第一ECG通道可以与接近患者的前面定位的第一电极和接近患者的后面定位的第二电极相关联(例如,前后(FB)通道)。另外或可替代地,第二ECG通道可以与接近患者的第一侧定位的第三电极和接近患者的第二侧定位的第四电极相关联(例如,侧侧(SS)通道)。另外或可替代地,FB通道可以与SS通道正交(例如,将第一电极连接到第二电极的第一假想线可以与将第三电极连接到第四电极的第二假想线基本上(例如,大致等)正交(例如,垂直等),以及/或者第二假想线可以具有与第一假想线正交的分量(例如,可计算等的向量分量和/或向量投影等),等等)。

[0113] 在一些实施例中,(例如,心脏监测装置202a和/或网关装置229a的)心律变化分类器的神经网络可以包括多个Siamese分支。另外或可替代地,各相应Siamese分支可以与(例如,多个ECG通道中的)相应ECG通道相关联。在一些实施例中,心律变化分类器的神经网络还可以包括连接到多个Siamese分支的至少一个其他层。在一些非限制性实施例中,多个Siamese分支中的各Siamese分支可以包括多个卷积层。另外或可替代地,各相应Siamese分支的多个卷积层中的各卷积层的维度可以与各其他Siamese分支的多个卷积层中的各卷积层的维度相同(例如,所有Siamese分支的卷积层可以具有相同的维度)。

[0114] 在一些实施例中,心脏监测装置202a和/或网关装置229a(例如,其处理器)还可被配置为(例如,利用经训练心律变化分类器)基于至少一个ECG信号来检测预定心律变化。在一些实施例中,心脏监测装置202a还可以包括被配置为感测患者的非ECG生物特征数据(在一些实施例中,其可被通信至网关装置229a)的至少一个传感器和关联传感器电路。另外或

可替代地,检测预定心律变化还可以基于患者的非ECG生物特征数据(例如,患者的非ECG生物特征数据可以输入到心律变化分类器的神经网络中,以及/或者可以与心律变化分类器的输出相组合,等等)。在一些实施例中,至少一个传感器可以包括加速度计、心音检测器、用于电磁(例如,RF)波的接收器(例如天线等)和/或其任何组合等中至少之一。另外或可替代地,非ECG生物特征数据可以包括加速度数据、心音数据、从内部组织散射和/或反射的电磁(例如,RF)波和/或其任何组合等中至少之一。

[0115] 在一些实施例中,检测预定心律变化还可以基于患者的至少一个基线ECG信号部分。例如,当患者访问诊所时,可以使用(例如,来自与心脏监测装置202a分离的ECG装置,诸如12导联ECG传感器等的)高准确度ECG测量结果来获得(例如,测量、记录和/或存储等)基线ECG信号部分。另外或可替代地,可以在已知和/或预期休息的时间段(例如,夜间时间等)期间使用心脏监测装置202a(和/或网关装置229a)获得(例如,测量、记录和/或存储等)基线ECG信号部分。另外或可替代地,可以在正常窦性心律的时间段期间使用心脏监测装置202a(和/或网关装置229a)获得(例如,测量、记录和/或存储等)基线ECG信号部分。

[0116] 在一些实施例中,检测预定心律变化还可以基于患者的至少一个校准测量结果。例如,校准测量结果可以基于来自多个第二ECG电极所感测到的第二表面ECG活动的至少一个第二ECG信号,其中该多个第二ECG电极可以独立于(体外)心脏监测装置202a的多个ECG电极。例如,当患者访问诊所时,可以使用(例如,来自与心脏监测装置202a分离的ECG装置,诸如12导联ECG传感器等的)高准确度ECG测量结果来获得(例如,测量、记录和/或存储等)校准测量结果。

[0117] 在一些实施例中,检测预定心律变化还可以基于患者的至少一个参考向量。例如,参考向量可以包括基于多个过去测量结果(例如,过去ECG信号部分等)的聚合而确定(例如,计算等)的向量。在一些实施例中,心脏监测装置202a(和/或网关装置229a)可以利用参考提取神经网络基于过去测量结果(例如,过去ECG信号部分等)来确定参考向量。

[0118] 在一些实施例中,检测预定心律变化还可以基于至少一个先前ECG信号部分。例如,可以基于(例如,来自至少一个先前时间段的)多个先前ECG信号部分的聚合来确定(例如,计算等)至少一个向量。在一些实施例中,可以基于来自多个先前时间段中的各先前时间段(例如,前一天、前一周和/或前一个月等)的多个先前ECG信号部分的聚合来确定(例如,计算等)多个向量。在一些实施例中,可以(例如,由心脏监测装置202a和/或网关装置229a)利用参考提取神经网络基于过去测量结果(例如,过去ECG信号部分等)来确定各向量。

[0119] 在一些实施例中,如本文所述,网关装置229a可以实现心脏监测装置202a和远程计算机系统204a之间的通信。例如,远程计算机系统204a可以将经训练心律变化分类器通信至网关装置229a。另外或可替代地,网关装置229a可以存储经训练心律变化分类器以及/或者将经训练心律变化分类器通信至心脏监测装置202a。在一些实施例中,网关装置229a可以存储经训练心律变化分类器(和/或与其对应的多个权重)。另外或可替代地,如本文所述,网关装置229a可被配置为使用经训练心律变化分类器来进行心律变化分类。例如,网关装置229a可被配置为(例如,连续地和/或周期性地,等等)接收来自心脏监测装置202a的ECG信号,基于经训练心律变化分类器处理来自心脏监测装置202a的ECG信号,以及/或者将与预定心律变化心律变化相对应的确定/识别的ECG信号部分通信(例如,发送等)至远程计

计算机系统204a。

[0120] 在一些实施例中, (例如, 心脏监测装置202a的) 处理器还可以 (例如, 利用心律变化分类器) 基于至少一个ECG信号来确定与预定心律变化相关联的置信度评分。例如, 心律变化分类器的至少一个神经网络的输出可以包括置信度评分 (例如, 确定的ECG信号部分包含预定心律变化的概率等)。在一些实施例中, 心律变化分类器可以包括多个神经网络, 并且各个这样的神经网络可以输出与至少一个预定心律变化相关联的预测值。另外或可替代地, 可以组合 (例如, 聚合等) 这些输出, 以及/或者可以基于这些输出来计算置信度评分。

[0121] 如图2A所示, 在234a处, 如本文所述, 心脏监测装置202a和/或网关装置229a (例如, 其处理器) 可以将确定的ECG信号部分通信 (例如, 发送等) 到远程计算机系统204a。另外或可替代地, 心脏监测装置202a和/或网关装置229a (例如, 其处理器) 可被配置为检测和/或通信与ECG信号部分中检测 (例如, 识别等) 到的预定心律变化相关联的指示 (例如, 标志、指示符、置信度评分、标记、元数据和/或时间数据等)。

[0122] 在一些实施例中, (例如, 心脏监测装置202a和/或网关装置229a的) 处理器还可以将ECG信号的至少一个第二ECG信号部分通信 (例如, 发送等) 到远程计算机系统204a。另外或可替代地, 第二ECG信号部分可以独立于所检测到的与ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据。在一些实施例中, (例如, 心脏监测装置202a和/或网关装置229a的) 处理器可以随机地确定第二ECG信号部分 (例如, 随机地采样ECG信号以确定第二ECG信号部分)。在一些实施例中, (例如, 心脏监测装置202a和/或网关装置229a的) 处理器可以利用心律变化分类器基于ECG信号来确定与预定心律变化相关联的第一置信度评分, 并且第一置信度评分可以高于第一阈值。另外或可替代地, (例如, 心脏监测装置202a和/或网关装置229a的) 处理器可以利用心律变化分类器检测与ECG信号中的潜在心律变化相对应的第二时间数据 (例如, 第二时间数据可以包括第二开始时间、第二时间间隔和/或其任何组合等中至少之一)。另外或可替代地, (例如, 心脏监测装置202a和/或网关装置229a的) 处理器可以利用心律变化分类器基于ECG信号来确定与潜在心律变化相关联的第二置信度评分, 并且第二置信度评分可以低于第一阈值并且高于第二阈值。另外或可替代地, (例如, 心脏监测装置202a和/或网关装置229a的) 处理器可以基于检测到的第二时间数据来确定与所检测到的同ECG信号中的潜在心律变化相对应的第二时间数据相关联的第二ECG信号部分。

[0123] 在一些实施例中, 如本文所述, 网关装置229a可以实现心脏监测装置202a和远程计算机系统204a之间的通信。例如, 将确定的ECG信号部分发送至远程计算机系统204a可以包括心脏监测装置202a将确定的ECG信号部分通信 (例如, 发送等) 到网关装置229a。另外或可替代地, 网关装置229a可被配置为从心脏监测装置202a接收确定的ECG信号部分以及/或者将确定的ECG信号部分通信至远程服务器204a。

[0124] 在一些实施例中, 远程计算系统204a可以 (例如, 从心脏监测装置202a和/或网关装置229a) 接收确定的ECG信号部分。另外或可替代地, 远程计算系统204a可以分析确定的ECG信号部分以针对ECG信号中的心律变化对心律失常类型进行分类。在一些实施例中, 心律失常类型可以包括心率变化、心房颤动、扑动、室上性心动过速、室性心动过速、停搏、房室阻滞、心室颤动、二联律、三联律、室性异位搏动、心动过缓、心动过速、至少一个ECG信号的形态变化和/或其任何组合等中至少之一。

[0125] 在一些实施例中, 如本文所述, 远程计算机系统204a可以包括心律失常类型分类

器(例如,包括基于具有已知心律失常类型信息的多个(第二)ECG信号部分的(第二)历史收集而训练的至少一个(第二)神经网络)。另外或可替代地,分析至少一个确定的ECG信号部分可以包括远程计算机系统204a利用心律失常类型分类器基于确定的ECG信号部分来检测与心律变化相关联的心律失常类型。

[0126] 在一些实施例中,心动过缓的开始可以包括患者心率下降到低于患者的第一阈值。例如,第一阈值可以包括至少20次心跳/分钟(BPM)且多达100BPM的值和/或至少30BPM且多达100BPM的值等,该值可以在预定间隔(例如,心跳次数,诸如16次心跳等)内计算。例如,默认第一阈值可以包括40BPM,并且第一阈值可以(例如,由处方者和/或处置医生等)针对各个体患者进行调整。在一些实施例中,心动过缓的截止可以包括患者的心率上升到高于患者的第二阈值。例如,第二阈值可以包括至少20次心跳/分钟(BPM)且多达100BPM的值,该值可以在预定间隔(例如,心跳次数,诸如16次心跳等)内计算。例如,默认第二阈值可以包括45BPM,并且第二阈值可以(例如,由处方者和/或处置医生等)针对各个体患者进行调整。在一些实施例中,在报告心律变化之前(例如,在ECG信号部分被分类为心动过缓之前,以及/或者在与ECG信号部分相关联的任何消息被通信之前,等等),患者必须保持心动过缓并持续第一选定时间段。例如,第一选定时间段可以包括至少0秒且多达600秒的值和/或至少15秒且多达600秒的值等。例如,默认第一时间段可以包括30秒,并且第一时间段可以(例如,由处方者和/或处置医生等)针对各个体患者进行调整。

[0127] 在一些实施例中,心动过速的开始可以包括患者的心率上升到高于患者的第三阈值。例如,第三阈值可以包括至少100BPM且多达250BPM的值和/或至少100BPM且多达249BPM的值等,该值可以在预定间隔(例如,心跳次数,诸如16次心跳等)内计算。例如,默认第三阈值可以包括1300BPM,并且第三阈值可以(例如,由处方者和/或处置医生等)针对各个体患者进行调整。在一些实施例中,心动过速的截止可以包括患者的心率下降到低于患者的第四阈值。例如,第四阈值可以包括至少100BPM且多达250BPM的值和/或至少100BPM且多达249BPM的值等,该值可以在预定间隔(例如,心跳次数,诸如16次心跳等)内计算。例如,默认第四阈值可以包括110BPM,并且第四阈值可以(例如,由处方者和/或处置医生等)针对各个体患者进行调整。在一些实施例中,在报告心律变化之前(例如,在ECG信号部分被分类为心动过速之前,以及/或者在与ECG信号部分相关联的任何消息被通信之前,等等),患者必须保持心动过速并持续第二选定时间段。例如,第二选定时间段可以包括至少0秒且多达600秒的值和/或至少15秒且多达600秒的值等。例如,默认第二时间段可以包括30秒,并且第二时间段可以(例如,由处方者和/或处置医生等)针对各个体患者进行调整。

[0128] 在一些实施例中,心房颤动的开始可以包括患者的颤抖或不规则心跳。在一些实施例中,在报告心律变化之前(例如,在ECG信号部分被分类为心房颤动之前,以及/或者在与ECG信号部分相关联的任何消息被通信之前,等等),患者必须保持心房颤动并持续第三选定时间段。例如,第三选定时间段可以包括至少0分钟且多达60分钟等的值。例如,默认第三时间段可以包括5分钟,并且第三时间段可以(例如,由处方者和/或处置医生等)针对各个体患者进行调整。

[0129] 在一些实施例中,心脏停搏的开始可以包括表示心室除极中断的延长R-R间期。在一些实施例中,在报告心律变化之前(例如,在ECG信号部分被分类为心脏停搏之前,以及/或者在与ECG信号部分相关联的任何消息被通信之前,等等),患者必须保持心脏停搏并持

续第四选定时间段。例如，第四选定时间段可以包括至少1500毫秒(ms)且多达15000毫秒等的值。例如，默认第四时间段可以包括3000ms，并且第四时间段可以(例如，由处方者和/或处置医生等)针对各个体患者进行调整。

[0130] 在一些实施例中，心动过缓率变化的开始可以包括患者的心率下降至少第一预定值至低于第一阈值。在一些实施例中，每当患者的心率下降至少第一预定值的整数倍时，可以报告心律变化(例如，ECG信号部分可以被分类为心动过缓率变化，以及/或者与ECG信号部分相关联的消息可被通信，等等)。例如，第一预定值可以包括至少0BPM且多达100BPM等的值。例如，默认第一预定值可以是5BPM，并且第一预定值可以(例如，由处方者和/或处置医生等)针对各个体患者进行调整。

[0131] 在一些实施例中，心动过速率变化的开始可以包括患者的心率上升至少第二预定值至高于第三阈值。在一些实施例中，每当患者的心率上升至少第二预定值的整数倍时，可以报告心律变化(例如，ECG信号部分可以被分类为心动过速率变化，以及/或者与ECG信号部分相关联的消息可被通信，等等)。例如，第二预定值可以包括至少0BPM且多达250BPM等的值。例如，默认第一预定值可以是10BPM，并且第二预定值可以(例如，由处方者和/或处置医生等)针对各个体患者进行调整。

[0132] 在一些实施例中，远程计算机系统204a可以分析确定的ECG信号部分以识别与至少一个ECG信号中的心律变化相关联的至少一个心律失常。在一些实施例中，心律失常可以是远程计算机系统204a可能先前已被训练的一个或多于一个罕见心律失常。另外或可替代地，远程计算机系统204a可以使用(例如，与本文所述的心律失常类型分类器分离或包括本文所述的心律失常类型分类器的)任何合适的信号处理技术来识别罕见心律失常。例如，ECG信号部分的历史收集的这种小部分可以与罕见心律失常相关联，心律失常类型分类器可能没有被充分训练以分类这种罕见心律失常。另外或可替代地，远程计算机系统204a可以使用信号处理技术和/或预定规则等来识别这种罕见心律失常。

[0133] 在一些实施例中，确定的ECG信号部分可以包括所确定的多个ECG信号部分。另外或可替代地，如本文所述，远程计算机系统204a可以从心脏监测装置202a和/或网关装置229a接收所确定的多个ECG信号部分。在一些实施例中，远程计算机系统204a可以分析各相应确定的ECG信号部分以对各相应确定的ECG信号部分的相应类别进行分类。另外或可替代地，至少两个相应确定的ECG信号部分的类别可以包括第一类别(例如，至少两个ECG信号部分可以属于同一类别/分组)。在一些实施例中，分析各相应确定的ECG信号部分可以包括确定(例如，计算等)各相应确定的ECG信号部分的向量。另外或可替代地，可以基于相应向量(例如，向量距离和/或聚类等)之间的相似度将向量分类为多个类别(例如，分组和/或聚类等)。

[0134] 如图2A中所示，在236a处，如本文所述，远程计算机系统204a可以通信(例如，发送等)与所确定的ECG信号部分相关联的至少一个消息和/或与心律变化相关联的心律失常类型。例如，如本文所述，消息可以从远程计算机系统204a通信至技术人员装置208a。

[0135] 在一些实施例中，远程计算机系统204a可以将与第二ECG信号部分(例如，如本文所述，随机确定的第二ECG信号部分、和/或被确定为具有低于第一阈值且高于第二阈值的置信度评分的第二ECG信号部分等)相关联的至少一个消息发送至技术人员装置208a。

[0136] 在一些实施例中，远程计算机系统204a可以将与至少两个相应确定的ECG信号部

分和第一类别相关联的至少一个消息发送至技术人员装置208a。例如,使用技术人员装置208a的技术人员可以能够更高效地和/或更快速地审查至少两个相应确定的ECG信号部分,因为相似的ECG信号部分被一起分组在同一类别(例如,第一类别)中。

[0137] 如图2A所示,在238a处,如本文所述,远程计算机系统204a可以从技术人员装置208a接收与至少一个标注相关联的标注数据。例如,如本文所述,标注数据可以从技术人员装置208a通信至远程计算机系统204a。另外或可替代地,如本文所述,与这样的标注相关联的ECG信号部分可以与标注数据一起通信。

[0138] 在一些实施例中,远程计算机系统204a可以(例如,从技术人员装置208a)接收与针对第二ECG信号部分(例如,如本文所述,随机确定的第二ECG信号部分、和/或被确定为具有低于第一阈值且高于第二阈值的置信度评分的第二ECG信号部分等)的至少一个标注相关联的标注数据。在一些实施例中,远程计算机系统204a可以基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集、第二ECG信号部分以及与其相关联的标注数据来再训练心律变化分类器(和/或训练更新后的心律变化分类器)。在一些实施例中,远程计算机系统204a可以基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集、第二ECG信号部分以及与其相关联的标注数据来再训练心律失常类型分类器。

[0139] 如图2A所示,在240a处,如本文所述,远程计算机系统204a可以将标注数据通信(例如,发送和/或写入等)到数据存储库206a。另外或可替代地,如本文所述,与这样的标注相关联的ECG信号部分可以与标注数据一起通信。

[0140] 在一些实施例中,可以将标注数据以及与这样的标注相关联的ECG信号部分添加到多个ECG信号部分的历史收集。例如,可以将标注数据针对与这样的标注相关联的ECG信号部分存储为已知心律变化信息和/或已知心律失常类型信息。在一些实施例中,远程计算机系统204a可以基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集(其现在可以包括ECG信号部分和/或与其相关联的标注数据)来再训练心律变化分类器(和/或训练更新后的心律变化分类器)。在一些实施例中,远程计算机系统204a可以基于具有已知心律失常类型信息的多个ECG信号部分的历史收集(其现在可以包括ECG信号部分和/或与其相关联的标注数据)来再训练心律失常类型分类器。

[0141] 在一些实施例中,远程计算机系统204a可以将与针对第二ECG信号部分(例如,如本文所述,随机确定的第二ECG信号部分、和/或被确定为具有低于第一阈值且高于第二阈值的置信度评分的第二ECG信号部分等)的至少一个标注相关联的标注数据添加到数据存储库206a中的多个ECG信号部分的历史收集。在一些实施例中,远程计算机系统204a可以基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集(其现在可以包括第二ECG信号部分和/或与其相关联的标注数据)来再训练心律变化分类器(和/或训练更新后的心律变化分类器)。在一些实施例中,远程计算机系统204a可以基于具有已知心律失常类型信息的多个ECG信号部分的历史收集(其现在可以包括第二ECG信号部分和/或与其相关联的标注数据)来再训练心律失常类型分类器。

[0142] 如图2A所示,在242a处,如本文所述,远程计算机系统204a可以将经再训练心律变化分类器(和/或经训练的更新后的心律变化分类器)通信至心脏监测装置202a和/或网关装置229a。另外或可替代地,经再训练心律变化分类器(和/或经训练的更新后的心律变化分类器)的副本可以从远程计算机系统204a下载,以及/或者安装在(例如,上传至、写入至、

和/或配置在,等等)至少一个非暂时性计算机可读介质(例如,存储器、可编程电路板、FPGA、集成电路和/或其任何组合等)上,其中该至少一个非暂时性计算机可读介质可以安装在心脏监测装置202a和/或网关装置229a中和/或作为其一部分。

[0143] 现在参考图2B,图2B示出根据一些实施例的用于心律失常监测的系统架构200b的示例框图。除了系统组件之外,系统架构200b还示出系统组件之间的数据流。如图2B所示,系统架构200b可以包括心脏监测装置202b、远程计算机系统204b、数据存储库206b、技术人员装置208b和/或网关装置229b。在一些实施例中,心脏监测装置202b可以与心脏监测装置102和/或心脏监测装置202a等相同或相似。在一些实施例中,远程计算机系统204b可以与远程计算机系统104(例如,远程计算机系统104的一个或多个装置)和/或远程计算机系统204a(例如,远程计算机系统204a的一个或多个装置)等相同或相似。在一些实施例中,数据存储库206b可以与数据存储库106(例如,数据存储库106的一个或多个装置)和/或数据存储库206a(例如,数据存储库206a的一个或多个装置)等相同或相似。在一些实施例中,技术人员装置208b可以与技术人员装置108和/或技术人员装置208a等相同或相似。在一些实施例中,网关装置229b可以与网关装置129相同或相似。

[0144] 如图2B所示,在230b处,如本文所述,远程计算机系统204b可以例如从数据存储库206b接收(例如,检索、搜索、以及/或者发送请求和/或查询以使数据存储库206b通信,等等)多个ECG信号部分的历史收集和与其相关的信息(例如,已知心律变化信息和/或已知心律失常类型信息等)。在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统204b可以基于多个ECG信号部分的历史收集和与其相关的信息(例如,已知心律失常类型信息等)来训练至少一个分类器(例如,心律失常类型分类器等)的至少一个神经网络。

[0145] 在一些实施例中,如本文所述,心律失常类型分类器可以包括至少一个神经网络(例如,至少一个第二神经网络)。另外或可替代地,至少一个(第二)神经网络可以包括深度神经网络、卷积神经网络、递归神经网络、注意网络、全连接神经网络和/或其任何组合等中至少之一。例如,神经网络可以包括具有多个卷积层的至少一个卷积神经网络。在一些实施例中,卷积神经网络可以包括五个至40个卷积层(例如,至少五个卷积层,且多达40个卷积层)。例如,卷积神经网络可以包括七个至十个卷积层(例如,至少七个卷积层,且不多于十个卷积层)。在一些实施例中,各卷积层可以包括至少一个卷积节点(例如,多个卷积节点)。在一些实施例中,卷积神经网络还可以包括输入层和输出层。例如,ECG信号可以包括多个ECG信号样本。另外或可替代地,输入层可以包括用于多个ECG信号样本中的各ECG信号样本(或其子集,例如与预定时间段和/或用于ECG信号样本的缓冲器的缓冲器大小等相关联)的至少一个节点。另外或可替代地,如本文所述,输入层还可以包括用于与(例如,心脏监测装置202等的)传感器相关联的非ECG生物特征数据的至少一个输入。在一些实施例中,输出层的输出可以包括与心律失常类型相对应的时间数据的指示。另外或可替代地,如本文所述,输出层的输出可以包括置信度评分、合理性评分和/或谎言。在一些实施例中,如本文所述,神经网络可以包括多个Siamese分支(例如,与相应ECG通道相关联的各相应Siamese分支)。

[0146] 在一些实施例中,远程计算机系统204b可以通过以下操作来训练心律失常类型分类器:利用心律失常类型分类器来生成多个ECG信号部分(或多个第二ECG信号部分)的历史收集的各相应ECG信号部分中的预测心律失常类型;基于预测心律失常类型和已知心律失常类型信息(例如,针对各相应ECG信号部分的与已知心律失常类型相关联的相应标注)来

确定至少一个误差值；以及基于误差值（例如，使用反向传播等）来更新心律失常类型分类器（例如，更新其权重等）。在一些实施例中，误差值可以包括预测误差或对比损失其中之一。

[0147] 如图2B所示，在232b处，如本文所述，远程计算机系统204b可以将多个ECG信号部分的历史收集和与其相关的信息（例如，已知心律变化信息等）通信至心脏监测装置202b和/或网关装置229b。另外或可替代地，心脏监测装置202b和/或网关装置229b可以训练心律变化分类器，该心律变化分类器可以由可安装在心脏监测装置202b和/或网关装置229b中和/或作为其一部分的至少一个非暂时性计算机可读介质（例如，存储器、可编程电路板、现场可编程门阵列（FPGA）、集成电路和/或其任何组合等）实现。

[0148] 在一些实施例中，如本文所述，心脏监测装置202b可以是用于患者的体外心脏监测装置。例如，（体外）心脏监测装置202b可以包括被配置为感测患者的表面ECG活动的多个ECG电极。另外或可替代地，（体外）心脏监测装置202b可以包括被配置为处理患者的表面ECG活动以在至少一个ECG通道上为患者提供至少一个ECG信号的ECG处理电路。

[0149] 在一些实施例中，如本文所述，（体外）心脏监测装置202b可以包括非暂时性计算机可读介质（例如，存储器、可编程电路板、现场可编程门阵列、集成电路和/或其任何组合等），该非暂时性计算机可读介质包括（例如，实现、体现和/或存储等）心律变化分类器（其可以包括例如至少一个神经网络）。另外或可替代地，（体外）心脏监测装置202b可以包括可操作地连接至ECG通道和非暂时性计算机可读介质的至少一个处理器。

[0150] 在一些实施例中，如本文所述，网关装置229b可以包括非暂时性计算机可读介质（例如，存储器、可编程电路板、现场可编程门阵列、集成电路和/或其任何组合等），该非暂时性计算机可读介质包括（例如，实现、体现和/或存储等）心律变化分类器（其可以包括例如至少一个神经网络）。另外或可替代地，网关装置229b可以包括可操作地连接到非暂时性计算机可读介质的至少一个处理器。

[0151] 在一些实施例中，如本文所述，心律变化分类器可以包括至少一个神经网络。另外或可替代地，如本文所述，至少一个神经网络可以包括卷积神经网络、递归神经网络、注意网络、全连接神经网络和/或其任何组合等中至少之一。例如，神经网络可以包括具有多个卷积层的至少一个卷积神经网络。在一些实施例中，卷积神经网络可以包括五个至40个卷积层（例如，至少五个卷积层，且多达40个卷积层）。例如，卷积神经网络可以包括七个至十个卷积层（例如，至少七个卷积层，且不多于十个卷积层）。在一些实施例中，各卷积层可以包括至少一个卷积节点（例如，多个卷积节点）。在一些实施例中，卷积神经网络还可以包括输入层和输出层。例如，ECG信号可以包括多个ECG信号样本。另外或可替代地，输入层可以包括用于多个ECG信号样本中的各ECG信号样本（或其子集，例如，与预定时间段和/或用于ECG信号样本的缓冲器的缓冲器大小等相关联）的至少一个节点。另外或可替代地，如本文所述，输入层还可以包括用于与心脏监测装置202b的各传感器相关联的非ECG生物特征数据的至少一个输入。在一些实施例中，输出层的输出可以包括与心律变化相对应的时间数据的指示。另外或可替代地，如本文所述，输出层的输出可以包括置信度评分。在一些实施例中，如本文所述，神经网络可以包括多个Siamese分支（例如，与相应ECG通道相关联的各相应Siamese分支）。

[0152] 在一些实施例中，心脏监测装置202b和/或网关装置229b可以通过以下操作来训

练心律变化分类器:利用心律变化分类器为多个ECG信号部分的历史收集中的各ECG信号部分生成预测心律变化信息(例如,与预测心律变化相关联的数据(例如,概率和/或置信度评分等)和/或与预测心律变化的缺少相关联的数据(例如,概率和/或置信度评分等)等);基于预测心律变化信息和已知心律变化信息来确定至少一个误差值;以及基于误差值(例如,使用反向传播等)来更新心律变化分类器(例如,更新其权重等)。在一些实施例中,误差值可以包括预测误差或对比损失其中之一。

[0153] 在一些实施例中,多个ECG信号部分的历史收集可以包括与第一时间相关联的第一ECG信号部分以及与第一时间之后的第二时间相关联的第二ECG信号部分。另外或可替代地,心脏监测装置202b和/或网关装置229b可以通过以下操作来训练心律变化分类器:利用心律变化分类器基于第一ECG信号部分来生成与第二时间相关联的预测ECG信号部分;基于预测ECG信号部分和第二ECG信号部分来确定至少一个误差值;以及基于误差值(例如,使用反向传播等)来更新心律变化分类器(例如,更新其权重等)。在一些实施例中,误差值可以包括预测误差或对比损失其中之一。

[0154] 在一些实施例中,多个ECG信号部分的历史收集可以包括与第一时间相关联的第一ECG信号部分以及与第二时间相关联的第二ECG信号部分。另外或可替代地,心脏监测装置202b和/或网关装置229b可以通过以下操作来训练心律变化分类器:利用心律变化分类器基于第一ECG信号部分和第二ECG信号来生成与第二ECG信号部分相关联的预测时间;基于预测时间和第二时间来确定至少一个误差值;以及基于误差值(例如,使用反向传播等)来更新心律变化分类器(例如,更新其权重等)。在一些实施例中,误差值可以包括预测误差或对比损失其中之一。

[0155] 在一些实施例中,在具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集,可能不存在足够数量的ECG信号部分来训练心律变化分类器以进行期望任务(例如,检测和/或识别至少一个预定心律变化)。另外或可替代地,可能存在足够的数据(例如,历史ECG信号部分等)来训练心律变化分类器以进行单独的任务(例如,其可能以某种方式与目标任务相关)。在一些实施例中,心律变化分类器可被训练为进行单独的任务(例如,基于ECG信号来计数R峰值和/或确定心率等)。另外或可替代地,心律变化分类器随后可适于进行目标任务。例如,在一些实施例中,心律变化分类器可以使用具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集中的有限量的ECG信号部分等进行再训练。另外或可替代地,心律变化分类器可用于进行单独的任务(例如,基于ECG信号来计数R峰值和/或确定心率等),并且其输出可以应用于目标任务。例如,(例如,心脏监测装置202b和/或网关装置229b的)处理器可以利用心律变化分类器基于至少一个ECG信号来检测峰值计数或心率中至少之一。另外或可替代地,(例如,心脏监测装置202b和/或网关装置229b的)处理器可以判断为所检测到的峰值计数或心率中至少之一高于患者的第一阈值(例如,心动过速开始阈值)或低于患者的第二阈值(例如,心动过缓开始阈值)(例如,其中患者的第二阈值可以小于患者的第一阈值)。另外或可替代地,(例如,心脏监测装置202b和/或网关装置229b的)处理器可以基于峰值计数或心率中至少之一高于患者的第一阈值(例如,心动过速开始阈值)或低于患者的第二阈值(例如,心动过缓开始阈值)来检测预定心律变化。

[0156] 在一些实施例中,在具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集,可能不存在与心脏监测装置202b的多个ECG电极相关联(例如,从心脏监测装置202b的多个

ECG电极感测到,等等)的足够数量的ECG信号部分来针对从心脏监测装置202a的多个ECG电极接收到的ECG信号训练心律变化分类器。另外或可替代地,可能存在与独立于心脏监测装置202a的多个ECG电极的多个第二ECG电极(例如,来自与心脏监测装置202b分离的ECG装置(诸如12导联ECG传感器和/或单独的体外和/或可穿戴心脏监测装置等)的电极)相关联(例如,从多个第二ECG电极感测到,等等)的足够数据(例如,历史ECG信号部分等)以基于多个第二ECG电极训练心律变化分类器。在一些实施例中,心律变化分类器可以基于与多个第二ECG电极相关联(例如,从多个第二ECG电极感测到,等等)的ECG信号部分来训练。另外或可替代地,心律变化分类器然后可以适于基于心脏监测装置202b的多个ECG电极来检测预定心律变化。在一些实施例中,心脏监测装置202b和/或网关装置229b可以确定(例如,计算等)与多个第二ECG电极相关联的ECG信号部分向心脏监测装置202b的多个ECG电极的变换(例如,向量投影等),并且ECG信号部分的变换可用于训练心律变化分类器,就好像ECG信号部分与心脏监测装置202b的多个ECG电极相关联(例如,从心脏监测装置202b的多个ECG电极感测到,等等)。

[0157] 在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置202b(例如,其处理器)可被配置为经由ECG通道接收ECG信号。另外或可替代地,如本文所述,心脏监测装置202b(例如,其处理器)可被配置为利用心律变化分类器来检测与ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据。在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置202a(例如,其处理器)可被配置为基于所检测到的时间数据来确定与所检测到的同ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据相关联的至少一个ECG信号部分。

[0158] 在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置202b(例如,其处理器)可被配置为经由ECG通道接收ECG信号。另外或可替代地,心脏监测装置202b(例如,其处理器)可被配置为将ECG信号发送到网关装置229b。在一些实施例中,如本文所述,网关装置229b可被配置为利用心律变化分类器来检测与ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据。在一些实施例中,如本文所述,网关装置229b(例如,其处理器)可被配置为基于所检测到的时间数据来确定与所检测到的同ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据相关联的至少一个ECG信号部分。

[0159] 在一些实施例中,如本文所述,(例如,心脏监测装置202b和/或网关装置229b的)心律变化分类器的神经网络可以包括多个Siamese分支。

[0160] 在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置202b和/或网关装置229b(例如,其处理器)还可被配置为(例如,利用经训练心律变化分类器)基于至少一个ECG信号来检测预定心律变化。在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置202b还可以包括被配置为感测患者的非ECG生物特征数据(在一些实施例中,其可被通信至网关装置229b)的至少一个传感器和关联传感器电路。另外或可替代地,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于患者的非ECG生物特征数据(例如,患者的非ECG生物特征数据可以输入到心律变化分类器的神经网络中,以及/或者可以与心律变化分类器的输出相组合,等等)。

[0161] 在一些实施例中,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于患者的至少一个基线ECG信号部分。

[0162] 在一些实施例中,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于患者的至少一个校准测量结果。

[0163] 在一些实施例中,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于患者的至少一个参考向量。

[0164] 在一些实施例中,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于至少一个先前ECG信号部分。

[0165] 在一些实施例中,如本文所述,网关装置229b可以实现心脏监测装置202b和远程计算机系统204b之间的通信。

[0166] 在一些实施例中,如本文所述,(例如,心脏监测装置202b和/或网关装置229b的)处理器还可以(例如,利用心律变化分类器)基于至少一个ECG信号来确定与预定心律变化相关联的置信度评分。

[0167] 如图2B所示,在234b处,如本文所述,心脏监测装置202b和/或网关装置229b(例如,其处理器)可以将所确定的ECG信号部分通信(例如,发送等)到远程计算机系统204b。另外或可替代地,如本文所述,心脏监测装置202b和/或网关装置229b(例如,其处理器)可被配置为通信与ECG信号部分中检测(例如,识别等)到的预定心律变化相关联的指示(例如,标志、指示符、置信度评分、标记、元数据和/或时间数据等)。

[0168] 在一些实施例中,如本文所述,(例如,心脏监测装置202b和/或网关装置229b的)处理器还可以将ECG信号的至少一个第二ECG信号部分通信(例如,发送等)到远程计算机系统204b。另外或可替代地,如本文所述,第二ECG信号部分可以独立于所检测到的与ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据。

[0169] 在一些实施例中,如本文所述,网关装置229b可以实现心脏监测装置202b和远程计算机系统204b之间的通信。

[0170] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算系统204b可以(例如,从心脏监测装置202b和/或网关装置229b)接收所确定的ECG信号部分。另外或可替代地,如本文所述,远程计算系统204b可以分析所确定的ECG信号部分以针对ECG信号中的心律变化对心律失常类型进行分类。例如,如本文所述,远程计算机系统204b可以包括心律失常类型分类器(例如,包括基于具有已知心律失常类型信息的多个(第二)ECG信号部分的(第二)历史收集而训练的至少一个(第二)神经网络)。

[0171] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统204b可以分析所确定的ECG信号部分以识别与至少一个ECG信号中的心律变化相关联的至少一个心律失常。在一些实施例中,心律失常可以是远程计算机系统204a可能先前已被训练的一个或多于一个罕见心律失常。另外或可替代地,如本文所述,远程计算机系统204a可以使用(例如,与本文所述的心律失常类型分类器分离或包括本文所述的心律失常类型分类器的)任何合适信号处理技术来识别罕见心律失常。

[0172] 在一些实施例中,如本文所述,所确定的ECG信号部分可以包括所确定的多个ECG信号部分。另外或可替代地,如本文所述,远程计算机系统204b可以从心脏监测装置202b和/或网关装置229b接收所确定的多个ECG信号部分。在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统204b可以分析各相应的所确定的ECG信号部分以对各相应的所确定的ECG信号部分的相应类别进行分类。

[0173] 如图2B中所示,在236b处,如本文所述,远程计算机系统204b可以通信(例如,发送等)与所确定的ECG信号部分相关联的至少一个消息和/或与心律变化相关联的心律失常类

型。例如，如本文所述，消息可以从远程计算机系统204b通信至技术人员装置208b。

[0174] 在一些实施例中，如本文所述，远程计算机系统204b可以将与第二ECG信号部分（例如，如本文所述，随机确定的第二ECG信号部分和/或被确定为具有低于第一阈值且高于第二阈值的置信度评分的第二ECG信号部分等）相关联的至少一个消息发送到技术人员装置208b。

[0175] 在一些实施例中，如本文所述，远程计算机系统204b可以将与相应的所确定的至少两个ECG信号部分和第一类别相关联的至少一个消息发送至技术人员装置208b。

[0176] 如图2B所示，在238b处，如本文所述，远程计算机系统204b可以从技术人员装置208a接收与至少一个标注相关联的标注数据。例如，如本文所述，标注数据可以从技术人员装置208b通信至远程计算机系统204b。另外或可替代地，如本文所述，与这样的标注相关联的ECG信号部分可以与标注数据一起通信。

[0177] 在一些实施例中，远程计算机系统204b可以（例如，从技术人员装置208b）接收与针对第二ECG信号部分（例如，如本文所述，随机确定的第二ECG信号部分和/或被确定为具有低于第一阈值且高于第二阈值的置信度评分的第二ECG信号部分等）的至少一个标注相关联的标注数据。

[0178] 在一些实施例中，如本文所述，远程计算机系统204a可以基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集、第二ECG信号部分以及与其相关联的标注数据来再训练心律失常类型分类器。

[0179] 如图2B所示，在240b处，如本文所述，远程计算机系统204b可以将标注数据通信（例如，发送和/或写入等）到数据存储库206b。另外或可替代地，如本文所述，与这样的标注相关联的ECG信号部分可以与标注数据一起通信。

[0180] 在一些实施例中，如本文所述，可以将标注数据以及与这样的标注相关联的ECG信号部分添加到多个ECG信号部分的历史收集。在一些实施例中，远程计算机系统204b可以基于具有已知心律失常类型信息的多个ECG信号部分的历史收集（其现在可以包括ECG信号部分和/或与其相关联的标注数据）来再训练心律失常类型分类器。

[0181] 在一些实施例中，如本文所述，远程计算机系统204b可以将与针对第二ECG信号部分（例如，如本文所述，随机确定的第二ECG信号部分和/或被确定为具有低于第一阈值且高于第二阈值的置信度评分的第二ECG信号部分等）的至少一个标注相关联的标注数据添加到数据存储库206b中的多个ECG信号部分的历史收集。在一些实施例中，如本文所述，远程计算机系统204b可以基于具有已知心律失常类型信息的多个ECG信号部分的历史收集（其现在可以包括第二ECG信号部分和/或与其相关联的标注数据）来再训练心律失常类型分类器。

[0182] 如图2B所示，在242b处，如本文所述，远程计算机系统204b可以将与针对第二ECG信号部分的至少一个标注相关联的标注数据通信（例如，发送等）到心脏监测装置202b和/或网关装置229b。另外或可替代地，如本文所述，心脏监测装置202b和/或网关装置229b（例如，其处理器）可以基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集、第二ECG信号部分以及与其相关联的标注数据来再训练心律变化分类器（和/或训练更新后的心律变化分类器）。

[0183] 现在参考图2C，图2C示出根据一些实施例的用于心律失常监测的系统架构200c的

示例框图。除了系统组件之外，系统架构200c还示出系统组件之间的数据流。如图2C所示，系统架构200c可以包括远程计算机系统204c、数据存储库206c、技术人员装置208c和/或监督者装置210c。在一些实施例中，远程计算机系统204c可以与远程计算机系统104（例如，远程计算机系统104的一个或多个装置）、远程计算机系统204a（例如，远程计算机系统204a的一个或多个装置）和/或远程计算机系统204b（例如，远程计算机系统204b的一个或多个装置）等相同或相似。在一些实施例中，数据存储库206c可以与数据存储库106（例如，数据存储库106的一个或多个装置）、数据存储库206a（例如，数据存储库206a的一个或多个装置）和/或数据存储库206b（例如，数据存储库206b的一个或多个装置）等相同或相似。在一些实施例中，技术人员装置208c可以与技术人员装置108、技术人员装置208a和/或技术人员装置208b等相同或相似。在一些实施例中，监督者装置210c可以与监督者装置210c等相同或相似。

[0184] 如图2C所示，在230c处，如本文所述，远程计算机系统204c可以例如从数据存储库206c接收（例如，检索、搜索、以及/或者发送请求和/或查询以使数据存储库206c通信，等等）多个ECG信号部分的历史收集和与其相关的信息（例如，已知心律失常类型信息等）。在一些实施例中，如本文所述，远程计算机系统204c可以基于多个ECG信号部分的历史收集和与其相关的信息（例如，已知心律失常类型信息等）来训练至少一个分类器（例如，心律失常类型分类器等）的至少一个神经网络。

[0185] 在一些实施例中，如本文所述，心律失常类型分类器可以包括至少一个神经网络（例如，至少一个第二神经网络）。另外或可替代地，至少一个（第二）神经网络可以包括深度神经网络、卷积神经网络、递归神经网络、注意网络、全连接神经网络和/或其任何组合等中至少之一。例如，神经网络可以包括具有多个卷积层的至少一个卷积神经网络。在一些实施例中，卷积神经网络可以包括五个至40个卷积层（例如，至少五个卷积层，且多达40个卷积层）。例如，卷积神经网络可以包括七个至十个卷积层（例如，至少七个卷积层，且不多于十个卷积层）。在一些实施例中，各卷积层可以包括至少一个卷积节点（例如，多个卷积节点）。在一些实施例中，卷积神经网络还可以包括输入层和输出层。例如，ECG信号可以包括多个ECG信号样本。另外或可替代地，输入层可以包括用于多个ECG信号样本中的各ECG信号样本（或其子集，例如与预定时间段和/或用于ECG信号样本的缓冲器的缓冲器大小等相关联）的至少一个节点。另外或可替代地，如本文所述，输入层还可以包括用于与（例如，心脏监测装置102等的）传感器相关联的非ECG生物特征数据的至少一个输入。在一些实施例中，输出层的输出可以包括与心律失常类型相对应的时间数据的指示。另外或可替代地，如本文所述，输出层的输出可以包括置信度评分、合理性评分和/或谎言。在一些实施例中，如本文所述，神经网络可以包括多个Siamese分支（例如，与相应ECG通道相关联的各相应Siamese分支）。

[0186] 在一些实施例中，远程计算机系统204c可以通过以下操作来训练心律失常类型分类器：利用心律失常类型分类器来预测多个ECG信号部分（或多个第二ECG信号部分）的历史收集的各相应ECG信号部分中的预测心律失常类型；基于预测心律失常类型和已知心律失常类型信息（例如，与针对各相应ECG信号部分的已知心律失常类型相关联的相应标注）来确定至少一个误差值；以及基于误差值（例如，使用反向传播等）来训练心律失常类型分类器（例如，更新其权重等）。在一些实施例中，误差值可以包括预测误差或对比损失其中之一。

[0187] 在一些实施例中,已知心律失常类型信息可以包括多个标注。例如,各标注可以与多个ECG信号部分中的相应ECG信号部分相关联。在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统204c可以基于多个ECG信号和多个标注来训练心律失常类型分类器。

[0188] 在一些实施例中,多个标注可以来自多个技术人员(例如,多个技术人员装置208c等)。另外或可替代地,各标注可以与多个技术人员中的相应技术人员和/或多个ECG信号部分中的相应ECG信号部分相关联。在一些实施例中,可以针对各技术人员分别训练心律失常类型分类器。例如,对于多个技术人员中的第一技术人员,可以(例如,由远程计算机系统204c)基于多个ECG信号的子集以及与多个技术人员中不同于第一技术人员的至少一个其他技术人员相关联的多个标注来训练心律失常类型分类器(例如,对于第一技术人员,仅根据其他技术人员的标注来训练心律失常类型分类器)。

[0189] 在一些实施例中,各标注可以与相应ECG信号和/或其部分的一种可能心律失常类型(例如,与可能心律失常类型相关联的标签和/或识别至少一种可能心律失常类型的文本串等)相关联。

[0190] 在一些实施例中,在具有已知心律失常类型信息(例如,标注和/或标签等)的多个ECG信号部分的历史收集中,可能不存在与至少一个第二ECG电极相关联(例如,从至少一个第二ECG电极感测到,等等)的足够数量的ECG信号部分来针对从第二ECG电极接收到的ECG信号训练心律失常类型分类器。另外或可替代地,可能存在与独立于第二ECG电极的至少一个第一ECG电极(例如,来自与第二ECG电极分离的ECG装置(诸如12导联ECG传感器和/或单独的体外和/或可穿戴心脏监测装置等)的电极)相关联(例如,从至少一个第一ECG电极感测到,等等)的足够数据(例如,历史ECG信号部分等)以基于第二ECG电极训练心律变化分类器。在一些实施例中,已知心律失常类型信息可以包括多个标注,其中各标注可以与同第一ECG电极相关联的多个第一ECG信号部分的相应ECG信号部分相关联。在一些实施例中,与第二ECG电极相关联的多个第二ECG信号部分的各相应ECG信号部分可以对应于多个第一ECG信号部分的相应ECG信号部分。在一些实施例中,远程计算机系统204c可以通过以下操作来训练心律失常类型分类器:利用心律失常类型分类器来预测多个第二ECG信号部分的各相应ECG信号部分中的预测心律失常类型;基于预测心律失常类型以及与同多个第二ECG信号部分中的相应ECG信号部分相对应的多个第一ECG信号部分中的相应ECG信号部分相关联的多个标注中的相应标注来确定至少一个误差值;以及基于至少一个误差值(例如,基于反向传播等)来训练心律失常类型分类器(例如,更新其权重等)。

[0191] 在一些实施例中,可以(例如,通过向量加法、向量投影和/或变换等)组合与多个电极相关联的ECG信号部分以形成人类用户(例如,技术人员等)可以更熟悉和/或可以更适于人类用户(例如,技术人员等)审查的外推ECG信号部分。例如,多个ECG信号部分的历史收集可以包括基于至少一个第一ECG电极所感测到的第一表面ECG活动的至少一个第一ECG信号的多个第一ECG信号部分以及基于至少一个第二ECG电极所感测到的第二表面ECG活动的至少一个第二ECG信号的多个第二ECG信号部分。另外或可替代地,至少一个第二ECG电极可以独立于至少一个第一ECG电极。在一些实施例中,多个第一ECG信号部分中的各ECG信号部分可以(例如,通过向量加法、向量投影和/或变换等)与多个第二ECG信号部分中的相应ECG信号部分组合以(例如,通过远程计算机系统204c)形成多个外推ECG信号部分。在一些实施例中,已知心律失常类型信息可以包括多个标注。另外或可替代地,各相应标注可以与多个

外推ECG信号部分中的相应外推ECG信号部分相关联。

[0192] 在一些实施例中,历史收集的多个ECG信号部分中的至少一些可以被时间变形(例如,时间膨胀等)以(例如,通过远程计算机系统204c使用用于时间变形和/或时间膨胀等的任何合适信号处理技术)形成变形的多个ECG信号部分。

[0193] 在一些实施例中,历史收集的多个ECG信号部分中的至少一些可以(例如,通过远程计算机系统204c)进行滤波、反转和/或其任何组合等中至少之一。

[0194] 在一些实施例中,至少一个噪声信号部分可以(例如,通过远程计算机系统204c)与历史收集的多个ECG信号部分中的至少一些组合。

[0195] 在一些实施例中,历史收集的多个ECG信号部分中的至少一些可以(例如,通过远程计算机系统204c)进行样式转移。例如,远程计算机系统204c可以搜索与一个参考信号共享低电平特征的ECG信号以及与第二参考信号共享高电平特征的ECG信号(例如,第二参考信号可以与罕见心律失常类型/类别等相关联)。另外或可替代地,低电平和/或高电平特征可以是具有相应低层和/或高层的预先训练分类网络的输出。

[0196] 如图2C所示,在232c处,如本文所述,远程计算机系统204c可以接收至少一个ECG信号以及与针对各ECG信号的至少一个标注相关联的标注数据。

[0197] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统204c可以利用心律失常类型分类器来检测ECG信号中的心律失常类型以及与所检测到的心律失常类型相关联的时间数据。例如,如本文所述,时间数据可以包括开始时间、时间间隔和/或其任何组合等中至少之一。在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统204c可以基于时间数据来确定与ECG信号中检测到的心律失常类型相关联的至少一个ECG信号部分。

[0198] 在一些实施例中,远程计算机系统204c可以基于检测到的心律失常类型来确定标注的合理性评分。例如,如本文所述,心律失常类型分类器的至少一个神经网络的输出可以包括与各种可能心律失常类型相关联的置信度评分(例如,概率等)。例如,心律失常类型分类器所确定的心律失常类型可以是具有最高置信度评分(例如,概率等)的心律失常类型。另外或可替代地,各标注可以与一种可能心律失常类型(例如,与可能心律失常类型相关联的标签和/或识别至少一种可能心律失常类型的文本串等)相关联。在一些实施例中,各标注的合理性评分可以是与这样的标注相关联的可能心律失常类型的置信度评分(例如,由心律失常类型分类器确定)。在一些实施例中,心律失常类型分类器可以包括多个神经网络,并且各这样的神经网络可以输出与至少一种可能心律失常类型相关联的置信度评分。

[0199] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统204c可以基于所确定的至少一个ECG信号部分和至少一个标注的合理性评分来生成至少一个消息。例如,消息可以指示以下各项中至少之一:用以基于所检测到的心律失常类型来标注所确定的至少一个ECG信号部分的建议以及/或者用以基于合理性评分来再评价与所确定的至少一个ECG信号部分相关联的标注数据的建议。

[0200] 在一些实施例中,远程计算机系统204c可以判断为合理性评分低于阈值。另外或可替代地,如本文所述,生成消息可以包括远程计算机系统204c基于合理性评分低于阈值的判断而生成指示用以再评价与所确定的至少一个ECG信号部分相关联的标注数据的建议的至少一个消息。

[0201] 如图2C所示,在234c处,如本文所述,远程计算机系统204c可以将与所确定的至少

一个ECG信号部分相关联的至少一些消息发送到技术人员装置208c。

[0202] 如图2C所示,在236c处,如本文所述,远程计算机系统204c可以将与所确定的至少一个ECG信号部分相关联的至少一些消息发送到监督者装置210c。

[0203] 现在参考图3A,图3A示出根据一些实施例的用于心律失常监测的处理300a的示例泳道图。除了系统组件之外,处理300a还示出系统组件之间的通信流。如图3A所示,在一些实施例中,心脏监测装置302a可以与心脏监测装置102和/或心脏监测装置202a和/或202b等相同或相似。在一些实施例中,远程计算机系统304a可以与远程计算机系统104和/或远程计算机系统204a、204b和/或204c等相同或相似。在一些实施例中,数据存储库306a可以与数据存储库106和/或数据存储库206a、206b和/或206c等相同或相似。在一些实施例中,技术人员装置308a可以与技术人员装置108和/或技术人员装置202a、202b和/或202c等相同或相似。在一些实施例中,网关装置329a可以与网关装置129和/或网关装置229a和/或229b等相同或相似。

[0204] 如图3A所示,在310a处,如本文所述,远程计算机系统304a可以例如从数据存储库306a接收(例如,检索、搜索、以及/或者发送请求和/或查询以使数据存储库206a通信,等等)多个ECG信号部分的历史收集和与其相关的信息(例如,已知心律变化信息和/或已知心律失常类型信息等)。

[0205] 如图3A所示,在310a处,如本文所述,远程计算机系统304a可以基于多个ECG信号部分的历史收集和与其相关的信息(例如,已知心律变化信息和/或已知心律失常类型信息等)来训练至少一个分类器(例如,心律变化分类器和/或心律失常类型分类器等)的至少一个神经网络。

[0206] 在一些实施例中,如本文所述,心律变化分类器可以包括至少一个神经网络。例如,如本文所述,至少一个神经网络可以包括卷积神经网络、递归神经网络、注意网络、全连接神经网络和/或其任何组合等中至少之一。

[0207] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统304a可以通过以下操作来训练心律变化分类器:利用心律变化分类器针对多个ECG信号的历史收集中的各ECG信号部分对预测心律变化信息(例如,与预测心律变化相关联的数据(例如,概率和/或置信度评分等)和/或与预测心律变化的缺少相关联的数据(例如,概率和/或置信度评分等)等)进行预测;基于预测心律变化信息和已知心律变化信息来确定至少一个误差值;以及基于误差值(例如,使用反向传播等)来训练心律变化分类器(例如,更新其权重等)。在一些实施例中,如本文所述,误差值可以包括预测误差或对比损失其中之一。

[0208] 在一些实施例中,多个ECG信号部分的历史收集可以包括与第一时间相关联的第一ECG信号部分以及与第一时间之后的第二时间相关联的第二ECG信号部分。另外或可替代地,如本文所述,远程计算机系统304a可以通过以下操作来训练心律变化分类器:利用心律变化分类器基于第一ECG信号部分来预测与第二时间相关联的预测ECG信号部分;基于预测ECG信号部分和第二ECG信号部分来确定至少一个误差值;以及基于误差值(例如,使用反向传播等)来训练心律变化分类器(例如,更新其权重等)。在一些实施例中,如本文所述,误差值可以包括预测误差或对比损失其中之一。

[0209] 在一些实施例中,多个ECG信号部分的历史收集可以包括与第一时间相关联的第一ECG信号部分和与第二时间相关联的第二ECG信号部分。另外或可替代地,如本文所述,远

程计算机系统304a可以通过以下操作来训练心律变化分类器：利用心律变化分类器基于第一ECG信号部分和第二ECG信号来预测与第二ECG信号部分相关联的预测时间；基于预测时间和第二时间来确定至少一个误差值；以及基于误差值（例如，使用反向传播等）来训练心律变化分类器（例如，更新其权重等）。在一些实施例中，如本文所述，误差值可以包括预测误差或对比损失其中之一。

[0210] 在一些实施例中，如本文所述，远程计算机系统304a可以通过以下操作来训练心律失常类型分类器：利用心律失常类型分类器来预测多个ECG信号部分（或多个第二ECG信号部分）的历史收集的各相应ECG信号部分中的预测心律失常类型；基于预测心律失常类型和已知心律失常类型信息（例如，针对各相应ECG信号部分的与已知心律失常类型相关联的相应标注）来确定至少一个误差值；以及基于误差值（例如，使用反向传播等）来训练心律失常类型分类器（例如，更新其权重等）。在一些实施例中，如本文所述，误差值可以包括预测误差或对比损失其中之一。

[0211] 在一些实施例中，在具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集集中，可能不存在足够数量的ECG信号部分来训练心律变化分类器以进行期望任务（例如，检测和/或识别至少一个预定心律变化）。另外或可替代地，可能存在足够的数据（例如，历史ECG信号部分等）来训练心律变化分类器以进行单独的任务（例如，其可能以某种方式与目标任务相关）。在一些实施例中，心律变化分类器可被训练为进行单独的任务（例如，基于ECG信号来计数R峰值和/或确定心率等）。另外或可替代地，如本文所述，心律变化分类器随后可适于进行目标任务。例如，在一些实施例中，如本文所述，心律变化分类器可以使用具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集集中的有限量的ECG信号部分等进行再训练。另外或可替代地，如本文所述，心律变化分类器可用于进行单独的任务（例如，基于ECG信号来计数R峰值和/或确定心率等），并且其输出可以应用于目标任务。例如，（例如，心脏监测装置302a和/或网关装置329a的）处理器可以利用心律变化分类器基于至少一个ECG信号来检测峰值计数或心率中至少之一。另外或可替代地，（例如，心脏监测装置302a和/或网关装置329a的）处理器可以判断为所检测到的峰值计数或心率中至少之一高于患者的第一阈值（例如，心动过速开始阈值）或低于患者的第二阈值（例如，心动过缓开始阈值）（例如，其中患者的第二阈值可以小于患者的第一阈值）。另外或可替代地，（例如，心脏监测装置302a和/或网关装置329a的）处理器可以基于峰值计数或心率中至少之一高于患者的第一阈值（例如，心动过速开始阈值）或低于患者的第二阈值（例如，心动过缓开始阈值）来检测预定心律变化。

[0212] 在一些实施例中，在具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集集中，可能不存在与心脏监测装置302a的多个ECG电极相关联（例如，从心脏监测装置302a的多个ECG电极感测到，等等）的足够数量的ECG信号部分来针对从心脏监测装置202a的多个ECG电极接收到的ECG信号训练心律变化分类器。另外或可替代地，可能存在与独立于心脏监测装置302a的多个ECG电极的多个第二ECG电极（例如，来自与心脏监测装置302a分离的ECG装置（诸如12导联ECG传感器和/或单独的体外和/或可穿戴心脏监测装置等）的电极）相关联（例如，从多个第二ECG电极感测到，等等）的足够数据（例如，历史ECG信号部分等）以基于多个第二ECG电极训练心律变化分类器。在一些实施例中，如本文所述，心律变化分类器可以基于与多个第二ECG电极相关联（例如，从多个第二ECG电极感测到，等等）的ECG信号部分来训

练。另外或可替代地,如本文所述,心律变化分类器然后可以适于基于心脏监测装置302a的多个ECG电极来检测预定心律变化。在一些实施例中,远程计算机系统204a可以确定(例如,计算等)与多个第二ECG电极相关联的ECG信号部分向心脏监测装置302a的多个ECG电极的变换(例如,向量投影等),并且ECG信号部分的变换可用于训练心律变化分类器,就好像ECG信号部分与心脏监测装置302a的多个ECG电极相关联(例如,从心脏监测装置302a的多个ECG电极感测到,等等)。

[0213] 在一些实施例中,如本文所述,心律失常类型分类器可以包括至少一个神经网络(例如,至少一个第二神经网络)。另外或可替代地,如本文所述,至少一个(第二)神经网络可以包括深度神经网络、卷积神经网络、递归神经网络、注意网络、全连接神经网络和/或其任何组合等中至少之一。

[0214] 如图3A所示,在314a处,如本文所述,远程计算机系统304a可以将经训练心律变化分类器(或其多个权重)通信至心脏监测装置302a和/或网关装置329a。在一些实施例中,在训练之后,可以将与经训练心律变化分类器相对应的多个权重通信至心脏监测装置302a和/或网关装置329a。另外或可替代地,经训练心律变化分类器(或其多个权重)的副本可以从远程计算机系统304a下载以及/或者安装在(例如,上传至、写入至、和/或配置在,等等)至少一个非暂时性计算机可读介质(例如,存储器、可编程电路板、现场可编程门阵列(FPGA)、集成电路和/或其任何组合等)上,其中该至少一个非暂时性计算机可读介质可以安装在心脏监测装置302a和/或网关装置329a中和/或作为其一部分。

[0215] 在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置302a可以是用于患者的体外心脏监测装置。例如,如本文所述,(体外)心脏监测装置302a可以包括被配置为感测患者的表面ECG活动的多个ECG电极。例如,(体外)心脏监测装置302a可以包括被配置为处理患者的表面ECG活动以在至少一个ECG通道上为患者提供至少一个ECG信号的ECG处理电路。

[0216] 在一些实施例中,如本文所述,(体外)心脏监测装置302a可以包括非暂时性计算机可读介质(例如,存储器、可编程电路板、现场可编程门阵列、集成电路和/或其任何组合等),该非暂时性计算机可读介质包括(例如,实现、体现和/或存储等)经训练心律变化分类器(其可以包括例如基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集而训练的至少一个神经网络)。另外或可替代地,(体外)心脏监测装置302a可以包括可操作地连接至ECG通道和非暂时性计算机可读介质的至少一个处理器。

[0217] 在一些实施例中,如本文所述,网关装置329a可以包括非暂时性计算机可读介质(例如,存储器、可编程电路板、现场可编程门阵列、集成电路和/或其任何组合等),该非暂时性计算机可读介质包括(例如,实现、体现和/或存储等)经训练心律变化分类器(其可以包括例如基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集而训练的至少一个神经网络)。另外或可替代地,网关装置329a可以包括可操作地连接到非暂时性计算机可读介质的至少一个处理器。

[0218] 在一些实施例中,如本文所述,网关装置329a可以实现心脏监测装置202a和远程计算机系统204a之间的通信。

[0219] 如图3A所示,在316a处,心脏监测装置302a和/或网关装置329a(例如,其处理器)可被配置为接收ECG信号。在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置302a可被配置为经由ECG通道接收ECG信号。另外或可替代地,如本文所述,心脏监测装置302a可被配置为将

ECG信号通信(例如,发送)到网关装置329a,以及/或者网关装置329a可以从心脏监测装置302a接收ECG信号。

[0220] 如图3A中所示,在318a处,如本文所述,心脏监测装置302a和/或网关装置329a(例如,其处理器)可被配置为利用心律变化分类器来检测与至少一个ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据。例如,如本文所述,预定心律变化可以与心律失常(例如,心率变化、心房颤动、扑动、室上性心动过速、室性心动过速、停搏、房室阻滞、心室颤动、二联律、三联律、室性异位搏动、心动过缓、心动过速、至少一个ECG信号的形态变化和/或其任何组合等)相关联。另外或可替代地,如本文所述,时间数据可以包括开始时间、时间间隔和/或其任何组合等中至少之一。

[0221] 如图3A中所示,在320a处,如本文所述,心脏监测装置302a和/或网关装置329a(例如,其处理器)可被配置为(例如,基于检测到的时间数据)确定与所检测到的同ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据相关联的至少一个ECG信号部分。

[0222] 在一些实施例中,如本文所述,ECG通道可以包括多个ECG通道。另外或可替代地,如本文所述,ECG信号可以包括与各相应ECG通道相关联的相应的至少一个ECG信号。在一些实施例中,如本文所述,多个ECG通道可以包括第一ECG通道和第二ECG通道。另外或可替代地,如本文所述,ECG信号可以包括与第一ECG通道相关联的相应的第一ECG信号和与第二ECG通道相关联的相应的第二ECG信号。在一些实施例中,如本文所述,相应的第一ECG信号可以与相应的第二ECG信号基本上正交。

[0223] 在一些实施例中,如本文所述,(例如,心脏监测装置302a和/或网关装置329a的)心律变化分类器的神经网络可以包括多个Siamese分支。另外或可替代地,如本文所述,各相应Siamese分支可以与(例如,多个ECG通道中的)相应ECG通道相关联。

[0224] 在一些实施例中,心脏监测装置302a和/或网关装置329a(例如,其处理器)还可被配置为(例如,利用经训练心律变化分类器)基于至少一个ECG信号来检测预定心律变化。在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置302a还可以包括被配置为感测患者的非ECG生物特征数据(在一些实施例中,其可被通信至网关装置329a)的至少一个传感器和关联传感器电路。另外或可替代地,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于患者的非ECG生物特征数据(例如,患者的非ECG生物特征数据可以输入到心律变化分类器的神经网络中,以及/或者可以与心律变化分类器的输出相组合,等等)。

[0225] 在一些实施例中,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于患者的至少一个基线ECG信号部分。

[0226] 在一些实施例中,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于患者的至少一个校准测量结果。

[0227] 在一些实施例中,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于患者的至少一个参考向量。

[0228] 在一些实施例中,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于至少一个先前ECG信号部分。

[0229] 在一些实施例中,如本文所述,(例如,心脏监测装置302a和/或网关装置329a的)处理器还可以(例如,利用心律变化分类器)基于至少一个ECG信号来确定与预定心律变化相关联的置信度评分。

[0230] 如图3A所示,在322a处,如本文所述,心脏监测装置302a和/或网关装置329a(例如,其处理器)可以将所确定的ECG信号部分通信(例如,发送等)到远程计算机系统304a。另外或可替代地,心脏监测装置302a和/或网关装置329a(例如,其处理器)可被配置为通信与ECG信号部分中检测(例如,识别等)到的预定心律变化相关联的指示(例如,标志、指示符、置信度评分、标记、元数据和/或时间数据等)。

[0231] 在一些实施例中,如本文所述,(例如,心脏监测装置302a和/或网关装置329a的)处理器还可以将ECG信号的至少一个第二ECG信号部分通信(例如,发送等)到远程计算机系统304a。另外或可替代地,如本文所述,第二ECG信号部分可以独立于所检测到的与ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据。

[0232] 在一些实施例中,如本文所述,网关装置329a可以实现心脏监测装置302a和远程计算机系统304a之间的通信。例如,如本文所述,将所确定的ECG信号部分发送至远程计算机系统304a可以包括心脏监测装置302a将所确定的ECG信号部分通信(例如,发送等)到网关装置329a。

[0233] 在一些实施例中,远程计算机系统304a可以(例如,从心脏监测装置302a和/或网关装置329a)接收所确定的ECG信号部分。

[0234] 如图3A中所示,在324a处,如本文所述,远程计算机系统304a可以分析所确定的ECG信号部分以针对ECG信号中的心律变化对心律失常类型进行分类。在一些实施例中,心律失常类型可以包括心率变化、心房颤动、扑动、室上性心动过速、室性心动过速、停搏、房室阻滞、心室颤动、二联律、三联律、室性异位搏动、心动过缓、心动过速、至少一个ECG信号的形态变化和/或其任何组合等中至少之一。

[0235] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统304a可以包括心律失常类型分类器(例如,包括基于具有已知心律失常类型信息的多个(第二)ECG信号部分的(第二)历史收集而训练的至少一个(第二)神经网络)。另外或可替代地,如本文所述,分析所确定的至少一个ECG信号部分可以包括远程计算机系统304a利用心律失常类型分类器基于所确定的ECG信号部分来检测与心律变化相关联的心律失常类型。

[0236] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统304a可以分析所确定的ECG信号部分以识别与至少一个ECG信号中的心律变化相关联的至少一个心律失常。在一些实施例中,心律失常可以是远程计算机系统304a可能先前已被训练的一个或多于一个罕见心律失常。另外或可替代地,如本文所述,远程计算机系统304a可以使用(例如,与本文所述的心律失常类型分类器分离或包括本文所述的心律失常类型分类器的)任何合适信号处理技术来识别罕见心律失常。

[0237] 在一些实施例中,所确定的ECG信号部分可以包括所确定的多个ECG信号部分。另外或可替代地,如本文所述,远程计算机系统304a可以从心脏监测装置302a和/或网关装置329a接收所确定的多个ECG信号部分。在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统304a可以分析所确定的各相应ECG信号部分以对所确定的各相应ECG信号部分的相应类别进行分类。另外或可替代地,如本文所述,所确定的相应至少两个ECG信号部分的类别可以包括第一类别(例如,至少两个ECG信号部分可以属于同一类别/分组)。

[0238] 如图3A中所示,在326a处,如本文所述,远程计算机系统304a可以通信(例如,发送等)与所确定的ECG信号部分相关联的至少一个消息和/或与心律变化相关联的心律失常类

型。例如,如本文所述,消息可以从远程计算机系统304a通信至技术人员装置308a。

[0239] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统304a可以将与第二ECG信号部分(例如,如本文所述,随机确定的第二ECG信号部分和/或被确定为具有低于第一阈值且高于第二阈值的置信度评分的第二ECG信号部分等)相关联的至少一个消息发送到技术人员装置308a。

[0240] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统304a可以将与所确定的相应至少两个ECG信号部分和第一类别相关联的至少一个消息发送至技术人员装置308a。

[0241] 如图3A所示,在328a处,技术人员装置308b可以例如经由来自用户(例如,技术人员等)的输入来接收与ECG信号部分相关联的至少一个标注。

[0242] 如图3A所示,在330a处,如本文所述,远程计算机系统304a可以从技术人员装置308a接收与标注相关联的标注数据。例如,如本文所述,标注数据可以从技术人员装置308a通信至远程计算机系统304a。另外或可替代地,如本文所述,与这样的标注相关联的ECG信号部分可以与标注数据一起通信。

[0243] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统304a可以(例如,从技术人员装置308a)接收与针对第二ECG信号部分(例如,如本文所述,随机确定的第二ECG信号部分和/或被确定为具有低于第一阈值且高于第二阈值的置信度评分的第二ECG信号部分等)的标注相关联的标注数据。

[0244] 如图3A中所示,在332a处,如本文所述,远程计算机系统304a可以基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集、第二ECG信号部分以及与其相关联的标注数据来再训练心律变化分类器(和/或训练更新后的心律变化分类器)。在一些实施例中,远程计算机系统304a可以基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集、第二ECG信号部分以及与其相关联的标注数据来再训练心律失常类型分类器。

[0245] 如图3A所示,在334a处,如本文所述,远程计算机系统304a可以将标注数据通信(例如,发送和/或写入等)到数据存储库306a。另外或可替代地,如本文所述,与这样的标注相关联的ECG信号部分可以与标注数据一起通信。

[0246] 在一些实施例中,可以将标注数据以及与这样的标注相关联的ECG信号部分添加到多个ECG信号部分的历史收集。例如,可以将标注数据针对与这样的标注相关联的ECG信号部分存储为已知心律变化信息和/或已知心律失常类型信息。在一些实施例中,远程计算机系统304a可以基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集(其现在可以包括ECG信号部分和/或与其相关联的标注数据)来再训练心律变化分类器(和/或训练更新后的心律变化分类器)。在一些实施例中,远程计算机系统304a可以基于具有已知心律失常类型信息的多个ECG信号部分的历史收集(其现在可以包括ECG信号部分和/或与其相关联的标注数据)来再训练心律失常类型分类器。

[0247] 在一些实施例中,远程计算机系统304a可以将与针对第二ECG信号部分(例如,如本文所述,随机确定的第二ECG信号部分和/或被确定为具有低于第一阈值且高于第二阈值的置信度评分的第二ECG信号部分等)的至少一个标注相关联的标注数据添加到数据存储库306a中的多个ECG信号部分的历史收集。在一些实施例中,远程计算机系统304a可以基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集(其现在可以包括第二ECG信号部分和/或与其相关联的标注数据)来再训练心律变化分类器(和/或训练更新后的心律变化分

类器)。在一些实施例中,远程计算机系统304a可以基于具有已知心律失常类型信息的多个ECG信号部分的历史收集(其现在可以包括第二ECG信号部分和/或与其相关联的标注数据)来再训练心律失常类型分类器。

[0248] 如图3A所示,在336a处,如本文所述,远程计算机系统304a可以将经再训练心律变化分类器(和/或经训练的更新后的心律变化分类器)和/或其权重通信至心脏监测装置302a和/或网关装置329a。另外或可替代地,经再训练心律变化分类器(和/或经训练的更新后的心律变化分类器)和/或其权重的副本可以从远程计算机系统304a下载,以及/或者安装在(例如,上传至、写入至和/或配置在,等等)至少一个非暂时性计算机可读介质(例如,存储器、可编程电路板、FPGA、集成电路和/或其任何组合等),其中该至少一个非暂时性计算机可读介质可以安装在心脏监测装置302a和/或网关装置329a中和/或作为其一部分。

[0249] 现在参考图3B,图3B示出根据一些实施例的用于心律失常监测的处理300b的示例泳道图。除了系统组件之外,处理300b还示出系统组件之间的通信流。如图3B所示,在一些实施例中,心脏监测装置302b可以与心脏监测装置102、心脏监测装置202a和/或202b、和/或心脏监测装置302a等相同或相似。在一些实施例中,远程计算机系统304b可以与远程计算机系统104、远程计算机系统204a、204b和/或204c、和/或远程计算机系统304a等相同或相似。在一些实施例中,数据存储库306b可以与数据存储库106、数据存储库206a、206b和/或206c、和/或数据存储库306a等相同或相似。在一些实施例中,技术人员装置308b可以与技术人员装置108、技术人员装置208a、208b和/或208c、和/或技术人员装置308a等相同或相似。在一些实施例中,网关装置329b可以与网关装置129、网关装置229a和/或229b、和/或网关装置329a等相同或相似。

[0250] 如图3B所示,在310b处,如本文所述,远程计算机系统304b可以例如从数据存储库306b接收(例如,检索、搜索、以及/或者发送请求和/或查询以使数据存储库206b通信,等等)多个ECG信号部分的历史收集和与其相关的信息(例如,已知心律变化信息和/或已知心律失常类型信息等)。

[0251] 如图3B所示,在312b处,如本文所述,远程计算机系统304b可以基于多个ECG信号部分的历史收集和与其相关的信息(例如,已知心律失常类型信息等)来训练至少一个分类器(例如,心律失常类型分类器等)的至少一个神经网络。

[0252] 在一些实施例中,如本文所述,心律失常类型分类器可以包括至少一个神经网络(例如,至少一个第二神经网络)。另外或可替代地,如本文所述,至少一个(第二)神经网络可以包括深度神经网络、卷积神经网络、递归神经网络、注意网络、全连接神经网络和/或其任何组合等中至少之一。在一些实施例中,如本文所述,神经网络可以包括多个Siamese分支(例如,与相应ECG通道相关联的各相应Siamese分支)。

[0253] 在一些实施例中,远程计算机系统304b可以通过以下操作来训练心律失常类型分类器:利用心律失常类型分类器来预测多个ECG信号部分(或多个第二ECG信号部分)的历史收集的各相应ECG信号部分中的预测心律失常类型;基于预测心律失常类型和已知心律失常类型信息(例如,针对各相应ECG信号部分的与已知心律失常类型相关联的相应标注)来确定至少一个误差值;以及基于误差值(例如,使用反向传播等)来训练心律失常类型分类器(例如,更新其权重等)。在一些实施例中,误差值可以包括预测误差或对比损失其中之一。

[0254] 如图3B所示,在314b处,如本文所述,远程计算机系统304b可以将多个ECG信号部分的历史收集以及与其相关的信息(例如,已知心律变化信息等)通信至心脏监测装置302b和/或网关装置329b。

[0255] 在一些实施例中,如本文所述,网关装置329b可以实现心脏监测装置302b和远程计算机系统304b之间的通信。

[0256] 如图3B所示,在316b处,如本文所述,心脏监测装置302b和/或网关装置329b可以训练心律变化分类器,该心律变化分类器可以由可安装在心脏监测装置302b和/或网关装置329b中和/或作为其一部分的至少一个非暂时性计算机可读介质(例如,存储器、可编程电路板、现场可编程门阵列(FPGA)、集成电路和/或其任何组合等)实现。

[0257] 在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置302b可以是用于患者的体外心脏监测装置。例如,(体外)心脏监测装置302b可以包括被配置为感测患者的表面ECG活动的多个ECG电极。另外或可替代地,(体外)心脏监测装置302b可以包括被配置为处理患者的表面ECG活动以在至少一个ECG通道上为患者提供至少一个ECG信号的ECG处理电路。

[0258] 在一些实施例中,如本文所述,(体外)心脏监测装置302b可以包括非暂时性计算机可读介质(例如,存储器、可编程电路板、现场可编程门阵列、集成电路和/或其任何组合等),该非暂时性计算机可读介质包括(例如,实现、体现和/或存储等)心律变化分类器(其可以包括例如至少一个神经网络)。另外或可替代地,(体外)心脏监测装置302b可以包括可操作地连接至ECG通道和非暂时性计算机可读介质的至少一个处理器。

[0259] 在一些实施例中,如本文所述,网关装置329b可以包括非暂时性计算机可读介质(例如,存储器、可编程电路板、现场可编程门阵列、集成电路和/或其任何组合等),该非暂时性计算机可读介质包括(例如,实现、体现和/或存储等)经训练心律变化分类器(其可以包括例如基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集而训练的至少一个神经网络)。另外或可替代地,网关装置329a可以包括可操作地连接到非暂时性计算机可读介质的至少一个处理器。

[0260] 在一些实施例中,如本文所述,心律变化分类器可以包括至少一个神经网络。另外或可替代地,如本文所述,至少一个神经网络可以包括卷积神经网络、递归神经网络、注意力网络、全连接神经网络和/或其任何组合等中至少之一。在一些实施例中,如本文所述,神经网络可以包括多个Siamese分支(例如,与相应ECG通道相关联的各相应Siamese分支)。

[0261] 在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置302b和/或网关装置329b可以通过以下操作来训练心律变化分类器:利用心律变化分类器针对多个ECG信号的历史收集中的各ECG信号部分对预测心律变化信息(例如,与预测心律变化相关联的数据(例如,概率和/或置信度评分等)和/或与预测心律变化的缺少相关联的数据(例如,概率和/或置信度评分等)等进行预测;基于预测心律变化信息和已知心律变化信息来确定至少一个误差值;以及基于误差值(例如,使用反向传播等)来训练心律变化分类器(例如,更新其权重等)。在一些实施例中,如本文所述,误差值可以包括预测误差或对比损失其中之一。

[0262] 在一些实施例中,如本文所述,多个ECG信号部分的历史收集可以包括与第一时间相关联的第一ECG信号部分以及与第一时间之后的第二时间相关联的第二ECG信号部分。另外或可替代地,如本文所述,心脏监测装置302b和/或网关装置329b可以通过以下操作来训练心律变化分类器:利用心律变化分类器基于第一ECG信号部分来预测与第二时间相关联

的预测ECG信号部分;基于预测ECG信号部分和第二ECG信号部分来确定至少一个误差值;以及基于误差值(例如,使用反向传播等)来训练心律变化分类器(例如,更新其权重等)。在一些实施例中,如本文所述,误差值可以包括预测误差或对比损失其中之一。

[0263] 在一些实施例中,如本文所述,多个ECG信号部分的历史收集可以包括与第一时间相关联的第一ECG信号部分和与第二时间相关联的第二ECG信号部分。另外或可替代地,如本文所述,心脏监测装置302b和/或网关装置329b可以通过以下操作来训练心律变化分类器:利用心律变化分类器基于第一ECG信号部分和第二ECG信号来预测与第二ECG信号部分相关联的预测时间;基于预测时间和第二时间来确定至少一个误差值;以及基于误差值(例如,使用反向传播等)来训练心律变化分类器(例如,更新其权重等)。在一些实施例中,如本文所述,误差值可以包括预测误差或对比损失其中之一。

[0264] 在一些实施例中,如本文所述,在具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集,可能不存在足够数量的ECG信号部分来训练心律变化分类器以进行期望任务(例如,检测和/或识别至少一个预定心律变化)。另外或可替代地,如本文所述,可能存在足够的数据(例如,历史ECG信号部分等)来训练心律变化分类器以进行单独的任务(例如,其可能以某种方式与目标任务相关)。在一些实施例中,如本文所述,心律变化分类器可被训练为进行单独的任务(例如,基于ECG信号来计数R峰值和/或确定心率等)。另外或可替代地,如本文所述,心律变化分类器随后可适于进行目标任务。例如,在一些实施例中,如本文所述,心律变化分类器可以使用具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集中的有限量的ECG信号部分等进行再训练。另外或可替代地,如本文所述,心律变化分类器可用于进行单独的任务(例如,基于ECG信号来计数R峰值和/或确定心率等),并且其输出可以应用于目标任务。例如,如本文所述,(例如,心脏监测装置302b和/或网关装置329b的)处理器可以利用心律变化分类器基于至少一个ECG信号来检测峰值计数或心率中至少之一。另外或可替代地,如本文所述,(例如,心脏监测装置302b和/或网关装置329b的)处理器可以判断为所检测到的峰值计数或心率中至少之一高于患者的第一阈值(例如,心动过速开始阈值)或低于患者的第二阈值(例如,心动过缓开始阈值)(例如,其中患者的第二阈值可以小于患者的第一阈值)。

[0265] 在一些实施例中,如本文所述,在具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集,可能不存在与心脏监测装置302b的多个ECG电极相关联(例如,从心脏监测装置302b的多个ECG电极感测到,等等)的足够数量的ECG信号部分来针对从心脏监测装置302a的多个ECG电极接收到的ECG信号训练心律变化分类器。另外或可替代地,如本文所述,可能存在与独立于心脏监测装置302a的多个ECG电极的多个第二ECG电极(例如,来自与心脏监测装置302b分离的ECG装置(诸如12导联ECG传感器和/或单独的体外和/或可穿戴心脏监测装置等)的电极)相关联(例如,从多个第二ECG电极感测到,等等)的足够数据(例如,历史ECG信号部分等)以基于多个第二ECG电极训练心律变化分类器。在一些实施例中,如本文所述,心律变化分类器可以基于与多个第二ECG电极相关联(例如,从多个第二ECG电极感测到,等等)的ECG信号部分来训练。另外或可替代地,如本文所述,心律变化分类器然后可以适于基于心脏监测装置202b的多个ECG电极来检测预定心律变化。在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置202b和/或网关装置329b可以确定(例如,计算等)与多个第二ECG电极相关联的ECG信号部分向心脏监测装置302b的多个ECG电极的变换(例如,向量投影等),并

且ECG信号部分的变换可用于训练心律变化分类器,就好像ECG信号部分与心脏监测装置302b的多个ECG电极相关联(例如,从心脏监测装置302b的多个ECG电极感测到,等等)。

[0266] 如图3B所示,在318b处,心脏监测装置302b和/或网关装置329b(例如,其处理器)可被配置为接收ECG信号。在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置302a可被配置为经由ECG通道接收ECG信号。另外或可替代地,如本文所述,心脏监测装置302a可被配置为将ECG信号通信(例如,发送)到网关装置329a,以及/或者网关装置329a可以从心脏监测装置302a接收ECG信号。

[0267] 如图3B中所示,在320b处,如本文所述,心脏监测装置302b和/或网关装置329b(例如,其处理器)可被配置为利用心律变化分类器来检测与ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据。

[0268] 在一些实施例中,如本文所述,(例如,心脏监测装置302b和/或网关装置329b的)心律变化分类器的神经网络可以包括多个Siamese分支。

[0269] 在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置302b和/或网关装置329b(例如,其处理器)还可被配置为(例如,利用经训练心律变化分类器)基于至少一个ECG信号来检测预定心律变化。在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置302b还可以包括被配置为感测患者的非ECG生物特征数据(在一些实施例中,其可被通信至网关装置329b)的至少一个传感器和关联传感器电路。另外或可替代地,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于患者的非ECG生物特征数据(例如,患者的非ECG生物特征数据可以输入到心律变化分类器的神经网络中,以及/或者可以与心律变化分类器的输出相组合,等等)。

[0270] 在一些实施例中,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于患者的至少一个基线ECG信号部分。

[0271] 在一些实施例中,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于患者的至少一个校准测量结果。

[0272] 在一些实施例中,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于患者的至少一个参考向量。

[0273] 在一些实施例中,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于至少一个先前ECG信号部分。

[0274] 在一些实施例中,如本文所述,(例如,心脏监测装置302b和/或网关装置329b的)处理器还可以(例如,利用心律变化分类器)基于至少一个ECG信号来确定与预定心律变化相关联的置信度评分。

[0275] 如图3B所示,在322b处,如本文所述,心脏监测装置302a和/或网关装置329b(例如,其处理器)可被配置为基于所检测到的时间数据来确定与所检测到的同ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据相关联的至少一个ECG信号部分。

[0276] 如图3B所示,在324b处,如本文所述,心脏监测装置302b和/或网关装置329b(例如,其处理器)可以将所确定的ECG信号部分通信(例如,发送等)到远程计算机系统304b。另外或可替代地,如本文所述,心脏监测装置302b和/或网关装置329b(例如,其处理器)可被配置为通信与ECG信号部分中检测(例如,识别等)到的预定心律变化相关联的指示(例如,标志、指示符、置信度评分、标记、元数据和/或时间数据等)。

[0277] 在一些实施例中,如本文所述,(例如,心脏监测装置302b和/或网关装置329b的)

处理器还可以将ECG信号的至少一个第二ECG信号部分通信(例如,发送等)到远程计算机系统304b。另外或可替代地,如本文所述,第二ECG信号部分可以独立于所检测到的与ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据。

[0278] 在一些实施例中,如本文所述,网关装置329b可以实现心脏监测装置302b和远程计算机系统304b之间的通信。

[0279] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算系统304b可以(例如,从心脏监测装置302b和/或网关装置329b)接收所确定的ECG信号部分。

[0280] 如图3B中所示,在326b处,如本文所述,远程计算系统304b可以分析所确定的ECG信号部分以针对ECG信号中的心律变化对心律失常类型进行分类。例如,如本文所述,远程计算机系统304b可以包括心律失常类型分类器(例如,包括基于具有已知心律失常类型信息的多个(第二)ECG信号部分的(第二)历史收集而训练的至少一个(第二)神经网络)。

[0281] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统304b可以分析所确定的ECG信号部分以识别与至少一个ECG信号中的心律变化相关联的至少一个心律失常。在一些实施例中,心律失常可以是远程计算机系统204a可能先前已被训练的一个或多于一个罕见心律失常。另外或可替代地,如本文所述,远程计算机系统204a可以使用(例如,与本文所述的心律失常类型分类器分离或包括本文所述的心律失常类型分类器的)任何合适信号处理技术来识别罕见心律失常。

[0282] 在一些实施例中,如本文所述,所确定的ECG信号部分可以包括所确定的多个ECG信号部分。另外或可替代地,如本文所述,远程计算机系统304b可以从心脏监测装置302b和/或网关装置329b接收所确定的多个ECG信号部分。在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统304b可以分析各相应的所确定的ECG信号部分以对各相应的所确定的ECG信号部分的相应类别进行分类。

[0283] 如图3B中所示,在328b处,如本文所述,远程计算机系统304b可以通信(例如,发送等)与所确定的ECG信号部分相关联的至少一个消息和/或与心律变化相关联的心律失常类型。例如,如本文所述,消息可以从远程计算机系统304b通信至技术人员装置308b。

[0284] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统304b可以将与第二ECG信号部分(例如,如本文所述,随机确定的第二ECG信号部分和/或被确定为具有低于第一阈值且高于第二阈值的置信度评分的第二ECG信号部分等)相关联的至少一个消息发送到技术人员装置308b。

[0285] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统304b可以将与相应的所确定的至少两个ECG信号部分和第一类别相关联的至少一个消息发送至技术人员装置308b。

[0286] 如图3B所示,在330b处,技术人员装置308b可以例如经由来自用户(例如,技术人员等)的输入来接收与ECG信号部分相关联的至少一个标注。

[0287] 如图3B所示,在332b处,如本文所述,远程计算机系统304b可以从技术人员装置308a接收与至少一个标注相关联的标注数据。例如,如本文所述,标注数据可以从技术人员装置308b通信至远程计算机系统304b。另外或可替代地,如本文所述,与这样的标注相关联的ECG信号部分可以与标注数据一起通信。

[0288] 在一些实施例中,远程计算机系统304b可以(例如,从技术人员装置308b)接收与针对第二ECG信号部分(例如,如本文所述,随机确定的第二ECG信号部分和/或被确定为具

有低于第一阈值且高于第二阈值的置信度评分的第二ECG信号部分等)的至少一个标注相关联的标注数据。

[0289] 如图3B所示,在334b处,如本文所述,远程计算机系统304a可以基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集、第二ECG信号部分以及与其相关联的标注数据来再训练心律失常类型分类器。

[0290] 如图3B所示,在336b处,如本文所述,远程计算机系统304b可以将标注数据通信(例如,发送和/或写入等)到数据存储库306b。另外或可替代地,如本文所述,与这样的标注相关联的ECG信号部分可以与标注数据一起通信。

[0291] 在一些实施例中,如本文所述,可以将标注数据以及与此相关的ECG信号部分添加到多个ECG信号部分的历史收集。在一些实施例中,远程计算机系统304b可以基于具有已知心律失常类型信息的多个ECG信号部分的历史收集(其现在可以包括ECG信号部分和/或与其相关联的标注数据)来再训练心律失常类型分类器。

[0292] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统304b可以将与针对第二ECG信号部分(例如,如本文所述,随机确定的第二ECG信号部分和/或被确定为具有低于第一阈值且高于第二阈值的置信度评分的第二ECG信号部分等)的至少一个标注相关联的标注数据添加到数据存储库306b中的多个ECG信号部分的历史收集。在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统304b可以基于具有已知心律失常类型信息的多个ECG信号部分的历史收集(其现在可以包括第二ECG信号部分和/或与其相关联的标注数据)来再训练心律失常类型分类器。

[0293] 如图3B所示,在338b处,如本文所述,远程计算机系统304b可以将与针对第二ECG信号部分的至少一个标注相关联的标注数据通信(例如,发送等)到心脏监测装置302b和/或网关装置329b。另外或可替代地,如本文所述,心脏监测装置302b和/或网关装置329b(例如,其处理器)可以基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集、第二ECG信号部分以及与其相关联的标注数据来再训练心律变化分类器(和/或训练更新后的心律变化分类器)。

[0294] 现在参考图3C,图3C示出根据一些实施例的用于心律失常监测的处理300c的示例泳道图。除了系统组件之外,处理300c还示出系统组件之间的通信流。如图3C所示,在一些实施例中,远程计算机系统304c可以与远程计算机系统104、远程计算机系统204a、204b和/或204c、和/或远程计算机系统304a和/或304b等相同或相似。在一些实施例中,数据存储库306c可以与数据存储库106、数据存储库206a、206b和/或206c、和/或数据存储库306a和/或306b等相同或相似。在一些实施例中,技术人员装置308c可以与技术人员装置108、技术人员装置208a、208b和/或208c、和/或技术人员装置308a和/或308b等相同或相似。在一些实施例中,监督者装置310c可以与监督者装置110和/或监督者装置210c等相同或相似。

[0295] 如图3C所示,在312c处,如本文所述,远程计算机系统304c可以例如从数据存储库306c接收(例如,检索、搜索、以及/或者发送请求和/或查询以使数据存储库206c通信,等等)多个ECG信号部分的历史收集和与其相关的信息(例如,已知心律失常类型信息等)。

[0296] 如图3C所示,在314c处,如本文所述,远程计算机系统304c可以基于多个ECG信号部分的历史收集和与其相关的信息(例如,已知心律失常类型信息等)来训练至少一个分类器(例如,心律失常类型分类器等)的至少一个神经网络。

[0297] 在一些实施例中,如本文所述,心律失常类型分类器可以包括至少一个神经网络(例如,至少一个第二神经网络)。另外或可替代地,如本文所述,至少一个(第二)神经网络可以包括深度神经网络、卷积神经网络、递归神经网络、注意网络、全连接神经网络和/或其任何组合等中至少之一。在一些实施例中,如本文所述,神经网络可以包括多个Siamese分支(例如,与相应ECG通道相关联的各相应Siamese分支)。

[0298] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统304c可以通过以下操作来训练心律失常类型分类器:利用心律失常类型分类器来预测多个ECG信号部分(或多个第二ECG信号部分)的历史收集的各相应ECG信号部分中的预测心律失常类型;基于预测心律失常类型和已知心律失常类型信息(例如,针对各相应ECG信号部分的与已知心律失常类型相关联的相应标注)来确定至少一个误差值;以及基于误差值(例如,使用反向传播等)来训练心律失常类型分类器(例如,更新其权重等)。在一些实施例中,如本文所述,误差值可以包括预测误差或对比损失其中之一。

[0299] 在一些实施例中,如本文所述,已知心律失常类型信息可以包括多个标注。例如,如本文所述,各标注可以与多个ECG信号部分中的相应ECG信号部分相关联。在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统304c可以基于多个ECG信号和多个标注来训练心律失常类型分类器。

[0300] 在一些实施例中,如本文所述,多个标注可以来自多个技术人员(例如,多个技术人员装置308c等)。另外或可替代地,如本文所述,各标注可以与多个技术人员中的相应技术人员和/或多个ECG信号部分中的相应ECG信号部分相关联。在一些实施例中,如本文所述,可以针对各技术人员分别训练心律失常类型分类器。例如,如本文所述,对于多个技术人员中的第一技术人员,可以(例如,由远程计算机系统304c)基于多个ECG信号的子集以及多个技术人员中不同于第一技术人员的至少一个其他技术人员相关联的多个标注来训练心律失常类型分类器。

[0301] 在一些实施例中,如本文所述,各标注可以与相应ECG信号和/或其部分的一种可能心律失常类型(例如,与可能心律失常类型相关联的标签和/或识别至少一种可能心律失常类型的文本串等)相关联。

[0302] 在一些实施例中,如本文所述,在具有已知心律失常类型信息(例如,标注和/或标签等)的多个ECG信号部分的历史收集,可能不存在与至少一个第二ECG电极相关联(例如,从至少一个第二ECG电极感测到,等等)的足够数量的ECG信号部分来针对从第二ECG电极接收到的ECG信号训练心律失常类型分类器。另外或可替代地,如本文所述,可能存在与独立于第二ECG电极的至少一个第一ECG电极(例如,来自与第二ECG电极分离的ECG装置(诸如12导联ECG传感器和/或单独的体外和/或可穿戴心脏监测装置等)的电极)相关联(例如,从至少一个第一ECG电极感测到,等等)的足够数据(例如,历史ECG信号部分等)以基于第二ECG电极训练心律变化分类器。在一些实施例中,如本文所述,已知心律失常类型信息可以包括多个标注,其中各标注可以与同第一ECG电极相关联的多个第一ECG信号部分的相应ECG信号部分相关联。在一些实施例中,如本文所述,与第二ECG电极相关联的多个第二ECG信号部分的各相应ECG信号部分可以对应于多个第一ECG信号部分的相应ECG信号部分。在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统304c可以通过以下操作来训练心律失常类型分类器:利用心律失常类型分类器来预测多个第二ECG信号部分的各相应ECG信号部分中的

预测心律失常类型；基于预测心律失常类型以及与同多个第二ECG信号部分中的相应ECG信号部分相对应的多个第一ECG信号部分中的相应ECG信号部分相关联的多个标注中的相应标注来确定至少一个误差值；以及基于至少一个误差值（例如，基于反向传播等）来训练心律失常类型分类器（例如，更新其权重等）。

[0303] 在一些实施例中，如本文所述，可以（例如，通过向量加法、向量投影和/或变换等）组合与多个电极相关联的ECG信号部分以形成人类用户（例如，技术人员等）可以更熟悉和/或可以更适于人类用户（例如，技术人员等）审查的外推ECG信号部分。例如，如本文所述，多个ECG信号部分的历史收集可以包括基于至少一个第一ECG电极所感测到的第一表面ECG活动的至少一个第一ECG信号的多个第一ECG信号部分以及基于至少一个第二ECG电极所感测到的第二表面ECG活动的至少一个第二ECG信号的多个第二ECG信号部分。在一些实施例中，如本文所述，多个第一ECG信号部分中的各ECG信号部分可以（例如，通过向量加法、向量投影和/或变换等）与多个第二ECG信号部分中的相应ECG信号部分组合以（例如，通过远程计算机系统304c）形成多个外推ECG信号部分。在一些实施例中，如本文所述，已知心律失常类型信息可以包括多个标注。另外或可替代地，如本文所述，各相应标注可以与多个外推ECG信号部分中的相应外推ECG信号部分相关联。

[0304] 在一些实施例中，如本文所述，历史收集的多个ECG信号部分中的至少一些可以被时间变形（例如，时间膨胀等）以（例如，通过远程计算机系统304c使用用于时间变形和/或时间膨胀等的任何合适信号处理技术）形成变形的多个ECG信号部分。

[0305] 在一些实施例中，如本文所述，历史收集的多个ECG信号部分中的至少一些可以（例如，通过远程计算机系统304c）进行滤波、反转和/或其任何组合等中至少之一。

[0306] 在一些实施例中，如本文所述，至少一个噪声信号部分可以（例如，通过远程计算机系统304c）与历史收集的多个ECG信号部分中的至少一些组合。

[0307] 在一些实施例中，如本文所述，历史收集的多个ECG信号部分中的至少一些可以（例如，通过远程计算机系统304c）进行样式转移。

[0308] 如图3C所示，在316c处，如本文所述，远程计算机系统304c可以接收至少一个ECG信号以及与针对各ECG信号的至少一个标注相关联的标注数据。

[0309] 如图3C所示，在318c处，如本文所述，远程计算机系统304c可以利用心律失常类型分类器来检测ECG信号中的心律失常类型以及与所检测到的心律失常类型相关联的时间数据。例如，如本文所述，时间数据可以包括开始时间、时间间隔和/或其任何组合等中至少之一。在一些实施例中，如本文所述，远程计算机系统304c可以基于时间数据来确定与ECG信号中检测到的心律失常类型相关联的至少一个ECG信号部分。

[0310] 在一些实施例中，远程计算机系统304c可以基于检测到的心律失常类型来确定标注的合理性评分。例如，如本文所述，心律失常类型分类器的至少一个神经网络的输出可以包括与各种可能心律失常类型相关联的置信度评分（例如，概率等）。例如，心律失常类型分类器所确定的心律失常类型可以是具有最高置信度评分（例如，概率等）的心律失常类型。另外或可替代地，各标注可以与一种可能心律失常类型（例如，与可能心律失常类型相关联的标签和/或识别至少一种可能心律失常类型的文本串等）相关联。在一些实施例中，各标注的合理性评分可以是与这样的标注相关联的可能心律失常类型的置信度评分（例如，由心律失常类型分类器确定）。在一些实施例中，心律失常类型分类器可以包括多个神经网络。

络,并且各个这样的神经网络可以输出与至少一种可能心律失常类型相关联的置信度评分。

[0311] 如图3C所示,在320c处,如本文所述,远程计算机系统304c可以基于所确定的至少一个ECG信号部分和至少一个标注的合理性评分来生成至少一个消息。例如,消息可以指示以下各项中至少之一:用以基于所检测到的心律失常类型来标注所确定的至少一个ECG信号部分的建议;以及/或者用以基于合理性评分来再评价与所确定的至少一个ECG信号部分相关联的标注数据的建议。

[0312] 在一些实施例中,远程计算机系统304c可以判断为合理性评分低于阈值。另外或可替代地,如本文所述,生成消息可以包括远程计算机系统304c基于判断为合理性评分低于阈值而生成指示用以再评价与所确定的至少一个ECG信号部分相关联的标注数据的建议的至少一个消息。

[0313] 如图3C所示,在322c处,如本文所述,远程计算机系统304c可以将与所确定的至少一个ECG信号部分相关联的消息中的至少一些发送到技术人员装置308c。

[0314] 如图3C所示,在324c处,如本文所述,远程计算机系统204c可以将与所确定的至少一个ECG信号部分相关联的消息中的至少一些发送到监督者装置310c。

[0315] 现在参考图4A,图4A示出根据一些实施例的用于心律失常监测的处理400a的示例流程图。在一些实施例中,处理400a的一个或多个步骤可以由心脏监测装置102(例如,完全地和/或部分地,等等)进行。在一些非限制性实施例中,处理400a的一个或多个步骤可以由与心脏监测装置102分离或包括心脏监测装置102的另一系统、另一装置、另一组系统或另一组装置(诸如远程计算机系统104、数据存储库106、技术人员装置108和/或网关装置129等)(例如,完全地和/或部分地,等等)进行。

[0316] 如图4A所示,在步骤402a处,可以接收和/或安装心律变化分类器。例如,如本文所述,心脏监测装置102和/或网关装置129可以(例如,从远程计算机系统104和/或数据存储库106等)接收和/或在其上(例如,在心脏监测装置102和/或网关装置129的非暂时性计算机可读介质中)安装心律变化分类器(和/或其多个权重)。例如,如本文所述,心律变化分类器可以包括基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集而训练的至少一个神经网络。

[0317] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统104可以训练心律变化分类器。另外或可替代地,如本文所述,远程计算机系统104可以将经训练心律变化分类器通信至心脏监测装置102和/或网关装置129。

[0318] 在一些实施例中,如本文所述,网关装置129可以实现心脏监测装置102和远程计算机系统104之间的通信。

[0319] 如图4A所示,在步骤404a处,可以接收至少一个ECG信号。例如,心脏监测装置102和/或网关装置129(例如,其处理器)可以接收至少一个ECG信号。在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置102可被配置为经由至少一个ECG通道接收ECG信号。另外或可替代地,如本文所述,心脏监测装置102可被配置为将ECG信号通信(例如,发送)到网关装置129,以及/或者网关装置129可以从心脏监测装置102接收ECG信号。

[0320] 如图4A所示,在步骤406a处,可以检测预定心律变化和/或其时间中至少之一。例如,如本文所述,心脏监测装置102和/或网关装置129(例如,其处理器)可以利用心律变化

分类器来检测与至少一个ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据。另外或可替代地,如本文所述,心脏监测装置102和/或网关装置129(例如,其处理器)可以利用心律变化分类器基于至少一个ECG信号来检测预定心律变化。

[0321] 在一些实施例中,心脏监测装置102和/或网关装置129(例如,其处理器)可以(例如,利用经训练心律变化分类器)基于至少一个ECG信号来检测预定心律变化。在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置102还可以包括被配置为感测患者的非ECG生物特征数据(在一些实施例中,其可被通信至网关装置129)的至少一个传感器和关联传感器电路。另外或可替代地,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于患者的非ECG生物特征数据(例如,患者的非ECG生物特征数据可以输入到心律变化分类器的神经网络中,以及/或者可以与心律变化分类器的输出相组合,等等)。

[0322] 在一些实施例中,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于患者的至少一个基线ECG信号部分。

[0323] 在一些实施例中,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于患者的至少一个校准测量结果。

[0324] 在一些实施例中,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于患者的至少一个参考向量。

[0325] 在一些实施例中,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于至少一个先前ECG信号部分。

[0326] 在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置102和/或网关装置129(例如,其处理器)还可以(例如,利用心律变化分类器)基于至少一个ECG信号来确定与预定心律变化相关联的置信度评分。

[0327] 如图4A所示,在步骤408a处,可以(例如,基于检测到的时间数据和/或检测到的预定心律变化等)确定至少一个ECG信号部分。例如,如本文所述,心脏监测装置102和/或网关装置129(例如,其处理器)可以(例如,基于检测到的时间数据)确定与所检测到的同ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据相关联的至少一个ECG信号部分。

[0328] 如图4A所示,在步骤410a处,可以发送ECG信号部分。例如,如本文所述,心脏监测装置102和/或网关装置129可以将所确定的ECG信号部分通信(例如,发送等)到远程计算机系统104。另外或可替代地,心脏监测装置102和/或网关装置129(例如,其处理器)可以通信与ECG信号部分中检测(例如,识别等)到的预定心律变化相关联的指示(例如,标志、指示符、置信度评分、标记、元数据和/或时间数据等)。

[0329] 在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置102和/或网关装置129(例如,其处理器)还可以将ECG信号的至少一个第二ECG信号部分通信(例如,发送等)到远程计算机系统104。另外或可替代地,如本文所述,第二ECG信号部分可以独立于所检测到的与ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据。

[0330] 在一些实施例中,如本文所述,网关装置129可以实现心脏监测装置102和远程计算机系统104之间的通信。

[0331] 在一些实施例中,远程计算机系统104可以(例如,从心脏监测装置102和/或网关装置129)接收所确定的ECG信号部分。

[0332] 如图4A所示,在步骤412a处,可以接收再训练的(例如,更新后的等)心律变化分类

器。例如,心脏监测装置102和/或网关装置129可以从远程计算机系统104接收再训练的(例如,更新后的等)心律变化分类器。

[0333] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算系统104可以分析所确定的ECG信号部分以针对ECG信号中的心律变化对心律失常类型进行分类。例如,如本文所述,远程计算机系统204a可以包括心律失常类型分类器(例如,包括基于具有已知心律失常类型信息的多个(第二)ECG信号部分的(第二)历史收集而训练的至少一个(第二)神经网络)。

[0334] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统104可以通信(例如,发送等)与所确定的ECG信号部分相关联的至少一个消息和/或与心律变化相关联的心律失常类型。例如,如本文所述,消息可以从远程计算机系统104通信至技术人员装置108。

[0335] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统104可以将与第二ECG信号部分(例如,如本文所述,随机确定的第二ECG信号部分和/或被确定为具有低于第一阈值且高于第二阈值的置信度评分的第二ECG信号部分等)相关联的至少一个消息发送到技术人员装置108。

[0336] 在一些实施例中,技术人员装置108可以例如经由来自用户(例如,技术人员等)的输入来接收与ECG信号部分相关联的至少一个标注。另外或可替代地,如本文所述,远程计算机系统104可以从技术人员装置108接收与标注相关联的标注数据。

[0337] 在一些实施例中,如本文所述(例如,在如本文所述将第二ECG信号部分和与其相关联的标注数据添加到历史收集之前和/或之后),远程计算机系统104可以基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集、第二ECG信号部分以及与其相关联的标注数据来再训练心律变化分类器(和/或训练更新后的心律变化分类器)。

[0338] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统104可以将再训练心律变化分类器(和/或经训练的更新后的心律变化分类器)通信至心脏监测装置102和/或网关装置129。另外或可替代地,再训练心律变化分类器(和/或经训练的更新后的心律变化分类器)的副本可以从远程计算机系统104下载,以及/或者安装在(例如,上传至、写入至和/或配置在,等等)至少一个非暂时性计算机可读介质(例如,存储器、可编程电路板、FPGA、集成电路和/或其任何组合等)上,其中该至少一个非暂时性计算机可读介质可以安装在心脏监测装置102和/或网关装置129中和/或作为其一部分。

[0339] 在一些非限制性实施例中,处理400a可以包括重复至少一些步骤(例如,步骤404a-410a和/或404a-412a等)。例如,可以连续地和/或周期性地等重复至少一些这样的步骤。例如,可以连续地接收(404a)ECG信号。另外或可替代地,可以使用心律变化分类器连续地分析所接收的ECG信号。例如,预定心律变化和/或与其相关联的时间数据可以像ECG信号中发生心律变化一样频繁地被检测(406a)。另外或可替代地,ECG信号部分可以像可检测到心律变化和/或与其相关联的时间数据一样频繁地被确定(408a)和/或发送(410a)。例如,心律变化分类器可以周期性地和/或连续地被再训练(412a)。

[0340] 现在参考图4B,图4B示出根据一些实施例的用于心律失常监测的处理400b的示例流程图。在一些实施例中,处理400b的一个或多个步骤可以由心脏监测装置102(例如,完全地和/或部分地,等等)进行。在一些非限制性实施例中,处理400b的一个或多个步骤可以由与心脏监测装置102分离或包括心脏监测装置102的另一系统、另一装置、另一组系统或另一组装置(诸如远程计算机系统104、数据存储库106、技术人员装置108和/或网关

装置129等) (例如,完全地和/或部分地,等等) 进行。

[0341] 如图4B所示,在步骤402b,可以接收多个ECG信号部分的历史收集和与其相关的信息(例如,已知心律变化信息等)。例如,如本文所述,心脏监测装置102和/或网关装置129可以从远程计算机系统104和/或数据存储库106等接收多个ECG信号部分的历史收集和/或与其相关的信息。

[0342] 如图4B所示,在步骤404b处,远程计算机系统可以训练心律变化分类器。例如,如本文所述,心脏监测装置102和/或网关装置129可以训练心律变化分类器,该心律变化分类器可以由可安装在心脏监测装置102和/或网关装置129中和/或作为其一部分的至少一个非暂时性计算机可读介质(例如,存储器、可编程电路板、现场可编程门阵列(FPGA)、集成电路和/或其任何组合等)实现。

[0343] 在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置102可以是用于患者的体外心脏监测装置。

[0344] 在一些实施例中,如本文所述,心律变化分类器可以包括至少一个神经网络。另外或可替代地,如本文所述,至少一个神经网络可以包括卷积神经网络、递归神经网络、注意力网络、全连接神经网络和/或其任何组合等中至少之一。在一些实施例中,如本文所述,神经网络可以包括多个Siamese分支(例如,与相应ECG通道相关联的各相应Siamese分支)。

[0345] 在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置102和/或网关装置129可以通过以下操作来训练心律变化分类器:利用心律变化分类器为多个ECG信号部分的历史收集中的各ECG信号部分生成预测心律变化信息(例如,与预测心律变化相关联的数据(例如,概率和/或置信度评分等)和/或与预测心律变化的缺少相关联的数据(例如,概率和/或置信度评分等)等);基于预测心律变化信息和已知心律变化信息来确定至少一个误差值;以及基于误差值(例如,使用反向传播等)来更新心律变化分类器(例如,更新其权重等)。在一些实施例中,如本文所述,误差值可以包括预测误差或对比损失其中之一。

[0346] 在一些实施例中,如本文所述,多个ECG信号部分的历史收集可以包括与第一时间相关联的第一ECG信号部分以及与第一时间之后的第二时间相关联的第二ECG信号部分。另外或可替代地,如本文所述,心脏监测装置102和/或网关装置129可以通过以下操作来训练心律变化分类器:利用心律变化分类器基于第一ECG信号部分来预测与第二时间相关联的预测ECG信号部分;基于预测ECG信号部分和第二ECG信号部分来确定至少一个误差值;以及基于误差值(例如,使用反向传播等)来训练心律变化分类器(例如,更新其权重等)。在一些实施例中,如本文所述,误差值可以包括预测误差或对比损失其中之一。

[0347] 在一些实施例中,如本文所述,多个ECG信号部分的历史收集可以包括与第一时间相关联的第一ECG信号部分和与第二时间相关联的第二ECG信号部分。另外或可替代地,如本文所述,心脏监测装置102和/或网关装置129可以通过以下操作来训练心律变化分类器:利用心律变化分类器基于第一ECG信号部分和第二ECG信号来预测与第二ECG信号部分相关联的预测时间;基于预测时间和第二时间来确定至少一个误差值;以及基于误差值(例如,使用反向传播等)来训练心律变化分类器(例如,更新其权重等)。在一些实施例中,如本文所述,误差值可以包括预测误差或对比损失其中之一。

[0348] 在一些实施例中,如本文所述,在具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集中,可能不存在足够数量的ECG信号部分来训练心律变化分类器以进行期望任务(例

如,检测和/或识别至少一个预定心律变化)。另外或可替代地,如本文所述,可能存在足够的数据(例如,历史ECG信号部分等)来训练心律变化分类器以进行单独的任务(例如,其可能以某种方式与目标任务相关)。在一些实施例中,如本文所述,心律变化分类器可被训练为进行单独的任务(例如,基于ECG信号来计数R峰值和/或确定心率等)。另外或可替代地,如本文所述,心律变化分类器随后可适于进行目标任务。例如,在一些实施例中,如本文所述,心律变化分类器可以使用具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集中的有限量的ECG信号部分等进行再训练。另外或可替代地,如本文所述,心律变化分类器可用于进行单独的任务(例如,基于ECG信号来计数R峰值和/或确定心率等),并且其输出可以应用于目标任务。例如,如本文所述,(例如,心脏监测装置102和/或网关装置129的)处理器可以利用心律变化分类器基于至少一个ECG信号来检测峰值计数或心率中至少之一。另外或可替代地,如本文所述,(例如,心脏监测装置102和/或网关装置129的)处理器可以判断为所检测到的峰值计数或心率中至少之一高于患者的第一阈值(例如,心动过速开始阈值)或低于患者的第二阈值(例如,心动过缓开始阈值)(例如,其中患者的第二阈值可以小于患者的第一阈值)。

[0349] 在一些实施例中,如本文所述,在具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集集中,可能不存在与心脏监测装置102的多个ECG电极相关联(例如,从心脏监测装置102的多个ECG电极感测到,等等)的足够数量的ECG信号部分来针对从心脏监测装置302a的多个ECG电极接收到的ECG信号训练心律变化分类器。另外或可替代地,如本文所述,可能存在与独立于心脏监测装置102的多个ECG电极的多个第二ECG电极(例如,来自与心脏监测装置102分离的ECG装置(诸如12导联ECG传感器和/或单独的体外和/或可穿戴心脏监测装置等)的电极)相关联(例如,从多个第二ECG电极感测到,等等)的足够数据(例如,历史ECG信号部分等)以基于多个第二ECG电极训练心律变化分类器。在一些实施例中,如本文所述,心律变化分类器可以基于与多个第二ECG电极相关联(例如,从多个第二ECG电极感测到,等等)的ECG信号部分来训练。另外或可替代地,如本文所述,心律变化分类器然后可以适于基于心脏监测装置102的多个ECG电极来检测预定心律变化。在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置102和/或网关装置129可以确定(例如,计算等)与多个第二ECG电极相关联的ECG信号部分向心脏监测装置102的多个ECG电极的变换(例如,向量投影等),并且ECG信号部分的变换可用于训练心律变化分类器,就好像ECG信号部分与心脏监测装置102的多个ECG电极相关联(例如,从心脏监测装置102的多个ECG电极感测到,等等)。

[0350] 如图4B所示,在步骤406b处,如本文所述,可以接收至少一个ECG信号。例如,心脏监测装置102和/或网关装置129(例如,其处理器)可被配置为接收ECG信号。在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置102可被配置为经由ECG通道接收ECG信号。另外或可替代地,如本文所述,心脏监测装置102可被配置为将ECG信号通信(例如,发送)到网关装置129,以及/或者网关装置129可以从心脏监测装置102接收ECG信号。

[0351] 如图4B所示,在步骤408b处,可以检测预定心律变化和/或其时间中至少之一。例如,如本文所述,心脏监测装置102和/或网关装置129(例如,其处理器)可以利用心律变化分类器来检测与至少一个ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据。另外或可替代地,如本文所述,心脏监测装置102和/或网关装置129(例如,其处理器)可以利用心律变化分类器基于至少一个ECG信号来检测预定心律变化。

[0352] 在一些实施例中,心脏监测装置102和/或网关装置129(例如,其处理器)可以(例如,利用经训练心律变化分类器)基于至少一个ECG信号来检测预定心律变化。在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置102还可以包括被配置为感测患者的非ECG生物特征数据(在一些实施例中,其可被通信至网关装置129)的至少一个传感器和关联传感器电路。另外或可替代地,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于患者的非ECG生物特征数据(例如,患者的非ECG生物特征数据可以输入到心律变化分类器的神经网络中,以及/或者可以与心律变化分类器的输出相组合,等等)。

[0353] 在一些实施例中,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于患者的至少一个基线ECG信号部分。

[0354] 在一些实施例中,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于患者的至少一个校准测量结果。

[0355] 在一些实施例中,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于患者的至少一个参考向量。

[0356] 在一些实施例中,如本文所述,检测预定心律变化还可以基于至少一个先前ECG信号部分。

[0357] 在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置102和/或网关装置129(例如,其处理器)还可以(例如,利用心律变化分类器)基于至少一个ECG信号来确定与预定心律变化相关联的置信度评分。

[0358] 如图4B所示,在410b处,可以(例如,基于检测到的时间数据和/或检测到的预定心律变化等)确定至少一个ECG信号部分。例如,如本文所述,心脏监测装置102和/或网关装置129(例如,其处理器)可以(例如,基于检测到的时间数据)确定与所检测到的同ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据相关联的至少一个ECG信号部分。

[0359] 如图4B所示,在步骤412b处,可以发送ECG信号部分。例如,如本文所述,心脏监测装置102和/或网关装置129可以将所确定的ECG信号部分通信(例如,发送等)到远程计算机系统104。另外或可替代地,心脏监测装置102和/或网关装置129(例如,其处理器)可以通信与ECG信号部分中检测(例如,识别等)到的预定心律变化相关联的指示(例如,标志、指示符、置信度评分、标记、元数据和/或时间数据等)。

[0360] 在一些实施例中,如本文所述,心脏监测装置102和/或网关装置129(例如,其处理器)还可以将ECG信号的至少一个第二ECG信号部分通信(例如,发送等)到远程计算机系统104。另外或可替代地,如本文所述,第二ECG信号部分可以独立于所检测到的与ECG信号中的预定心律变化相对应的时间数据。

[0361] 在一些实施例中,如本文所述,网关装置129可以实现心脏监测装置102和远程计算机系统104之间的通信。

[0362] 在一些实施例中,远程计算系统104可以(例如,从心脏监测装置102和/或网关装置129)接收所确定的ECG信号部分。

[0363] 如图4B所示,在步骤414b处,如本文所述,可以接收第二ECG信号部分和/或与针对第二ECG信号部分的至少一个标注相关联的标注数据。例如,如本文所述,心脏监测装置102和/或网关装置129可以从远程计算机系统104接收第二ECG信号部分和/或与针对第二ECG信号部分的至少一个标注相关联的标注数据。

[0364] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算系统104可以分析所确定的ECG信号部分以针对ECG信号中的心律变化对心律失常类型进行分类。例如,如本文所述,远程计算机系统204a可以包括心律失常类型分类器(例如,包括基于具有已知心律失常类型信息的多个(第二)ECG信号部分的(第二)历史收集而训练的至少一个(第二)神经网络)。

[0365] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统104可以通信(例如,发送等)与所确定的ECG信号部分相关联的至少一个消息和/或与心律变化相关联的心律失常类型。例如,如本文所述,消息可以从远程计算机系统104通信至技术人员装置108。

[0366] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统104可以将与第二ECG信号部分(例如,如本文所述,随机确定的第二ECG信号部分和/或被确定为具有低于第一阈值且高于第二阈值的置信度评分的第二ECG信号部分等)相关联的至少一个消息发送到技术人员装置108。

[0367] 在一些实施例中,技术人员装置108可以例如经由来自用户(例如,技术人员等)的输入来接收与ECG信号部分相关联的至少一个标注。另外或可替代地,如本文所述,远程计算机系统104可以从技术人员装置108接收与标注相关联的标注数据。

[0368] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统104可以将第二ECG信号部分和/或与针对第二ECG信号部分的至少一个标注相关联的标注数据通信至心脏监测装置102和/或网关装置129。

[0369] 如图4B所示,在步骤416b处,可以再训练心律变化分类器。例如,如本文所述,心脏监测装置102和/或网关装置129可以基于具有已知心律变化信息的多个ECG信号部分的历史收集、第二ECG信号部分以及与其相关联的标注数据来再训练心律变化分类器(和/或训练更新后的心律变化分类器)。

[0370] 在一些非限制性实施例中,处理400b可以包括重复至少一些步骤(例如,步骤406b-412b和/或406b-416b等)。例如,可以连续地和/或周期性地等重复至少一些这样的步骤。例如,可以连续地接收(406b) ECG信号。另外或可替代地,可以使用心律变化分类器连续地分析所接收的ECG信号。例如,预定心律变化和/或与其相关的时间数据可以像ECG信号中发生心律变化一样频繁地被检测(408b)。另外或可替代地,ECG信号部分可以像可检测到心律变化和/或与其相关的时间数据一样频繁地被确定(410b)和/或发送(412b)。例如,可以接收(414b)标注(和/或与其相关联的ECG信号部分),以及/或者可以周期性地和/或连续地再训练(416b)心律变化分类器。

[0371] 现在参考图4C,图4C示出根据一些实施例的用于心律失常监测的处理400c的示例流程图。在一些实施例中,处理400c的一个或多个步骤可以由远程服务器104(例如,完全地和/或部分地,等等)进行。在一些非限制性实施例中,处理400c的一个或多个步骤可以由与远程服务器104分离或包括远程服务器104的另一系统、另一装置、另一组系统或另一组装置(诸如心脏监测装置102、数据存储库106、技术人员装置108和/或网关装置129等)(例如,完全地和/或部分地,等等)进行。

[0372] 如图4C所示,在步骤402a处,可以接收多个ECG信号部分的历史收集和与其相关的信息(例如,已知心律失常类型信息等)。例如,如本文所述,远程计算机系统104可以例如从数据存储库106接收(例如,检索、搜索、以及/或者发送请求和/或查询以使数据存储库106通信,等等)多个ECG信号部分的历史收集和与其相关的信息(例如,已知心律失常类型信息

等)。

[0373] 如图4C所示,在步骤404c处,如本文所述,可以训练心律失常类型分类器。例如,如本文所述,远程计算机系统104可以基于多个ECG信号部分的历史收集和与其相关的信息(例如,已知心律失常类型信息等)来训练至少一个分类器(例如,心律失常类型分类器等)的至少一个神经网络。

[0374] 在一些实施例中,如本文所述,心律失常类型分类器可以包括至少一个神经网络(例如,至少一个第二神经网络)。另外或可替代地,如本文所述,至少一个(第二)神经网络可以包括深度神经网络、卷积神经网络、递归神经网络、注意网络、全连接神经网络和/或其任何组合等中至少之一。在一些实施例中,如本文所述,神经网络可以包括多个Siamese分支(例如,与相应ECG通道相关联的各相应Siamese分支)。

[0375] 在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统104可以通过以下操作来训练心律失常类型分类器:利用心律失常类型分类器来预测多个ECG信号部分(或多个第二ECG信号部分)的历史收集的各相应ECG信号部分中的预测心律失常类型;基于预测心律失常类型和已知心律失常类型信息(例如,针对各相应ECG信号部分的与已知心律失常类型相关联的相应标注)来确定至少一个误差值;以及基于误差值(例如,使用反向传播等)来训练心律失常类型分类器(例如,更新其权重等)。在一些实施例中,如本文所述,误差值可以包括预测误差或对比损失其中之一。

[0376] 在一些实施例中,如本文所述,已知心律失常类型信息可以包括多个标注。例如,如本文所述,各标注可以与多个ECG信号部分中的相应ECG信号部分相关联。在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统104可以基于多个ECG信号和多个标注来训练心律失常类型分类器。

[0377] 在一些实施例中,如本文所述,多个标注可以来自多个技术人员(例如,多个技术人员装置108等)。另外或可替代地,如本文所述,各标注可以与多个技术人员中的相应技术人员和/或多个ECG信号部分中的相应ECG信号部分相关联。在一些实施例中,如本文所述,可以针对各技术人员分别训练心律失常类型分类器。例如,如本文所述,对于多个技术人员中的第一技术人员,可以(例如,由远程计算机系统104)基于多个ECG信号的子集以及多个技术人员中不同于第一技术人员的至少一个其他技术人员相关联的多个标注来训练心律失常类型分类器。

[0378] 在一些实施例中,如本文所述,各标注可以与相应ECG信号和/或其部分的一种可能心律失常类型(例如,与可能心律失常类型相关联的标签和/或识别至少一种可能心律失常类型的文本串等)相关联。

[0379] 在一些实施例中,如本文所述,在具有已知心律失常类型信息(例如,标注和/或标签等)的多个ECG信号部分的历史收集,可能不存在与至少一个第二ECG电极相关联(例如,从至少一个第二ECG电极感测到,等等)的足够数量的ECG信号部分来针对从第二ECG电极接收到的ECG信号训练心律失常类型分类器。另外或可替代地,如本文所述,可能存在与独立于第二ECG电极的至少一个第一ECG电极(例如,来自与第二ECG电极分离的ECG装置(诸如12导联ECG传感器和/或单独的体外和/或可穿戴心脏监测装置等)的电极)相关联(例如,从至少一个第一ECG电极感测到,等等)的足够数据(例如,历史ECG信号部分等)以基于第二ECG电极训练心律变化分类器。在一些实施例中,如本文所述,已知心律失常类型信息可以

包括多个标注,其中各标注可以与同第一ECG电极相关联的多个第一ECG信号部分的相应ECG信号部分相关联。在一些实施例中,如本文所述,与第二ECG电极相关联的多个第二ECG信号部分的各相应ECG信号部分可以对应于多个第一ECG信号部分的相应ECG信号部分。在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统104可以通过以下操作来训练心律失常类型分类器:利用心律失常类型分类器来预测多个第二ECG信号部分的各相应ECG信号部分中的预测心律失常类型;基于预测心律失常类型以及与同多个第二ECG信号部分中的相应ECG信号部分相对应的多个第一ECG信号部分中的相应ECG信号部分相关联的多个标注中的相应标注来确定至少一个误差值;以及基于至少一个误差值(例如,基于反向传播等)来训练心律失常类型分类器(例如,更新其权重等)。

[0380] 在一些实施例中,如本文所述,可以(例如,通过向量加法、向量投影和/或变换等)组合与多个电极相关联的ECG信号部分以形成人类用户(例如,技术人员等)可以更熟悉和/或可以更适于人类用户(例如,技术人员等)审查的外推ECG信号部分。例如,如本文所述,多个ECG信号部分的历史收集可以包括基于至少一个第一ECG电极所感测到的第一表面ECG活动的至少一个第一ECG信号的多个第一ECG信号部分以及基于至少一个第二ECG电极所感测到的第二表面ECG活动的至少一个第二ECG信号的多个第二ECG信号部分。在一些实施例中,如本文所述,多个第一ECG信号部分中的各ECG信号部分可以(例如,通过向量加法、向量投影和/或变换等)与多个第二ECG信号部分中的相应ECG信号部分组合以(例如,通过远程计算机系统104)形成多个外推ECG信号部分。在一些实施例中,如本文所述,已知心律失常类型信息可以包括多个标注。另外或可替代地,如本文所述,各相应标注可以与多个外推ECG信号部分中的相应外推ECG信号部分相关联。

[0381] 在一些实施例中,如本文所述,历史收集的多个ECG信号部分中的至少一些可以被时间变形(例如,时间膨胀等)以(例如,通过远程计算机系统104使用用于时间变形和/或时间膨胀等的任何合适信号处理技术)形成变形的多个ECG信号部分。

[0382] 在一些实施例中,如本文所述,历史收集的多个ECG信号部分中的至少一些可以(例如,通过远程计算机系统104)进行滤波、反转和/或其任何组合等中至少之一。

[0383] 在一些实施例中,如本文所述,至少一个噪声信号部分可以(例如,通过远程计算机系统104)与历史收集的多个ECG信号部分中的至少一些组合。

[0384] 在一些实施例中,如本文所述,历史收集的多个ECG信号部分中的至少一些可以(例如,通过远程计算机系统104)进行样式转移。

[0385] 如图4C所示,在步骤406c处,可以接收至少一个ECG信号以及与针对各ECG信号的至少一个标注相关联的标注数据。例如,如本文所述,远程计算机系统104可以(例如,从技术人员装置108)接收至少一个ECG信号以及与针对各ECG信号的至少一个标注相关联的标注数据。

[0386] 如图4C所示,在步骤408c处,如本文所述,可以检测(例如,分类)心律失常类型。例如,如本文所述,远程计算机系统104可以利用心律失常类型分类器来检测ECG信号中的心律失常类型以及与所检测到的心律失常类型相关联的时间数据。例如,如本文所述,时间数据可以包括开始时间、时间间隔和/或其任何组合等中至少之一。在一些实施例中,如本文所述,远程计算机系统104可以基于时间数据来确定与ECG信号中检测到的心律失常类型相关联的至少一个ECG信号部分。

[0387] 在一些实施例中,远程计算机系统104可以基于检测到的心律失常类型来确定标注的合理性评分。例如,如本文所述,心律失常类型分类器的至少一个神经网络的输出可以包括与各种可能心律失常类型相关联的置信度评分(例如,概率等)。例如,心律失常类型分类器所确定的心律失常类型可以是具有最高置信度评分(例如,概率等)的心律失常类型。另外或可替代地,各标注可以与一种可能心律失常类型(例如,与可能心律失常类型相关联的标签和/或识别至少一种可能心律失常类型的文本串等)相关联。在一些实施例中,各标注的合理性评分可以是与这样的标注相关联的可能心律失常类型的置信度评分(例如,由心律失常类型分类器确定)。在一些实施例中,心律失常类型分类器可以包括多个神经网络,并且各个这样的神经网络可以输出与至少一种可能心律失常类型相关联的置信度评分。

[0388] 如图4C所示,在步骤410c处,可以(例如,基于所确定的ECG信号部分和/或合理性评分等)生成至少一个消息。例如,如本文所述,远程计算机系统104可以基于所确定的至少一个ECG信号部分和至少一个标注的合理性评分来生成至少一个消息。例如,消息可以指示以下各项中至少之一:用以基于所检测到的心律失常类型来标注所确定的至少一个ECG信号部分的建议;以及/或者用以基于合理性评分来再评价与所确定的至少一个ECG信号部分相关联的标注数据的建议。

[0389] 在一些实施例中,远程计算机系统104可以判断为合理性评分低于阈值。另外或可替代地,如本文所述,生成消息可以包括:远程计算机系统104基于判断为合理性评分低于阈值而生成指示用以再评价与所确定的至少一个ECG信号部分相关联的标注数据的建议的至少一个消息。

[0390] 如图4C所示,在步骤412c处,可以发送消息。例如,如本文所述,远程计算机系统104可以将与所确定的至少一个ECG信号部分相关联的消息中的至少一些发送到技术人员装置108。另外或可替代地,如本文所述,远程计算机系统104可以将与所确定的至少一个ECG信号部分相关联的消息中的至少一些发送到监督者装置110。

[0391] 在一些非限制性实施例中,处理400c可以包括重复至少一些步骤(例如,步骤406c-412c和/或402c-412c等)。例如,可以连续地和/或周期性地等重复至少一些这样的步骤。例如,可以像技术人员周期性地等提供标注一样频繁地连续地接收(406c) ECG信号和/或与其相关联的标注。另外或可替代地,可以对心律失常类型进行分类(408c),以及/或者可以像周期性地等接收ECG信号和/或标注一样频繁地连续地生成(410c)和/或发送(412c)消息。例如,可以连续地和/或周期性地等更新ECG信号部分的历史收集(例如,可以添加新ECG信号部分和/或已知心律失常类型信息等)。另外或可替代地,可以像周期性地等更新ECG信号部分的历史收集一样频繁地连续地(再)训练(404c)心律失常类型分类器。

[0392] 现在参考图5A,图5A示出示例性心律变化分类器的神经网络500a的示例图。如图5A所示,如本文所述,神经网络500a可以包括至少一个输入层502a。另外或可替代地,如本文所述,神经网络500a可以包括至少一个输出层508a。在一些实施例中,如本文所述,神经网络500a可以包括至少一个隐藏层(例如,第一隐藏层504a和/或最后隐藏层506a等)。在一些实施例中,如本文所述,隐藏层(例如,第一隐藏层504a和/或最后隐藏层506a等)可以包括多个卷积层。

[0393] 现在参考图5B,图5B示出示例性心律失常类型分类器的神经网络500b的示例图。

如图5B所示,如本文所述,神经网络500b可以包括至少一个输入层502b。另外或可替代地,如本文所述,神经网络500b可以包括至少一个输出层508b。在一些实施例中,如本文所述,神经网络500b可以包括至少一个隐藏层(例如,第一隐藏层504b和/或最后隐藏层506b等)。在一些实施例中,如本文所述,隐藏层(例如,第一隐藏层504b和/或最后隐藏层506b等)可以包括多个卷积层。

[0394] 现在参考图6A-E,图6A-E示出示例ECG信号部分。如图6A所示,第一ECG信号部分600a可以包括来自第一通道602a的第一ECG信号和来自第二通道604a的第二ECG信号的部分。在一些实施例中,第一ECG信号部分600a可以在这两个通道上显示正常窦性心律(NSR)。

[0395] 如图6B所示,第二ECG信号部分600b可以包括来自第一通道602b的第一ECG信号和来自第二通道604b的第二ECG信号的部分。在一些实施例中,第二ECG信号部分600b可以在这两个通道上显示18秒和19秒之间的心律变化。

[0396] 如图6C所示,第三ECG信号部分600c可以包括来自第一通道602c的第一ECG信号和来自第二通道604c的第二ECG信号的部分。在一些实施例中,第三ECG信号部分600c可以在这两个通道上显示62秒和63秒之间的治疗处置(例如,150J的治疗电击)。

[0397] 如图6D所示,第四ECG信号部分600d可以包括来自第一通道602d的第一ECG信号和来自第二通道604d的第二ECG信号的部分。在一些实施例中,第四ECG信号部分600d可以在这两个通道上显示突出时间段606d中的心律变化。

[0398] 如图6E所示,第五ECG信号部分600e可以包括来自通道604e的ECG信号的部分。在一些实施例中,第五ECG信号部分600e可以显示93秒和94秒之间的心律变化。

[0399] 现在参考图7,图7是装置700的示例组件的图。装置700可以对应于心脏监测装置102、远程计算机系统104、数据存储库106、技术人员装置108、监督者装置110和/或网关装置129中的一个或多个装置。在一些非限制性实施例中,心脏监测装置102、远程计算机系统104、数据存储库106、技术人员装置108、监督者装置110和/或网关装置129可以包括至少一个装置700和/或装置700的至少一个组件。如图7所示,装置700可以包括总线702、处理器704、存储器706、存储组件708、输入组件710、输出组件712和通信接口714。

[0400] 总线702可以包括许可装置700的组件之间的通信的组件。在一些非限制性实施例中,处理器704可以在硬件、固件或硬件和软件的组合中实现。例如,处理器704可以包括处理器(例如,中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)和/或加速处理单元(APU)等)、微处理器、数字信号处理器(DSP)和/或任何处理组件(例如,现场可编程门阵列(FPGA)和/或专用集成电路(ASIC)等)等,其可被编程以执行功能。存储器706可以包括随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)和/或存储供处理器704使用的信息和/或指令的其他类型的动态或静态存储装置(例如,闪存存储器、磁存储器和/或光存储器等)。

[0401] 存储组件708可以存储与装置700的操作和使用相关的信息和/或软件。例如,存储组件708可以包括硬盘(例如,磁盘、光盘、磁光盘和/或固态盘等)、致密盘(CD)、数字多功能盘(DVD)、软盘、盒式磁带、磁带和/或其他类型的计算机可读介质、以及相应的驱动器。

[0402] 输入组件710可以包括许可装置700诸如经由用户输入等接收信息的组件(例如,触摸屏显示器、键盘、小键盘、鼠标、按钮、开关、麦克风和/或照相机等)。另外或可替代地,输入组件710可以包括用于感测信息的传感器(例如,全球定位系统(GPS)组件、加速度计、陀螺仪和/或致动器等)。输出组件712可以包括提供来自装置700(例如,显示器、扬声器和/

或一个或多个发光二极管(LED)等)的输出信息的组件。

[0403] 通信接口714可以包括使装置700能够诸如经由有线连接、无线连接或有线连接和无线连接的组合等与其他装置通信的收发器类组件(例如,收发器、单独的接收器和发送器等)。通信接口714可以许可装置700从另一装置接收信息和/或向另一装置提供信息。例如,通信接口714可以包括以太网接口、光接口、同轴接口、红外接口、射频(RF)接口、通用串行总线(USB)接口、Wi-Fi®接口、Bluetooth®接口、Zigbee®接口和/或蜂窝网络接口等。

[0404] 装置700可以进行本文描述的一个或多个处理。装置700可以基于处理器704执行由诸如存储器706和/或存储组件708等的计算机可读介质存储的软件指令来进行这些处理。计算机可读介质(例如,非暂时性计算机可读介质)在本文中被定义为非暂时性存储器装置。非暂时性存储器装置包括位于单个物理存储装置内的存储器空间或跨多个物理存储装置分布的存储器空间。

[0405] 软件指令可以经由通信接口714从另一计算机可读介质或从另一装置读入存储器706和/或存储组件708中。存储在存储器706和/或存储组件708中的软件指令在被执行时可以使处理器704进行本文描述的一个或多个处理。另外或可替代地,可以使用硬连线电路来代替或结合软件指令以进行本文描述的一个或多个处理。因此,本文描述的实施例不限于硬件电路和软件的任何特定组合。

[0406] 提供图7所示的组件的数量和布置作为示例。在一些非限制性实施例中,装置700可以包括与图7中所示相比的附加组件、更少组件、不同组件或不同布置的组件。另外或可替代地,装置700的一组组件(例如,一个或多个组件)可以进行被描述为由装置700的另一组组件进行的一个或多个功能。

[0407] 现在参考图8,图8示出示例性心脏监测装置,例如心律失常和液体监测系统,其包括生理监测装置810(下文中称为“传感器”感以及被配置为将传感器放置在身体(例如,患者)的表面上或附近的可穿戴贴片860。此外,系统可以包括便携式数据发送装置(网关)830,其能够将传感器810所获取的数据连续地发送到远程计算机系统(例如,一个或多个服务器850)以用于处理和/或分析。因此,例如,网关装置830可以以延迟或时延很少或没有延迟或时延的方式将从传感器810接收到的数据发送至服务器850。为此,在装置810和服务器850之间的数据发送的上下文中,本公开的“连续”包括连续(不中断)或近连续,即,在由装置完成测量和/或在装置上发生事件之后的一分钟内。连续性也可以通过重复连续突发发送(例如,高速发送)来实现。类似地,根据本公开的术语“立即”包括立马发生或完成或接近立即,即,在由装置完成测量和/或在装置上发生事件之后的一分钟内。

[0408] 此外,在由装置810进行生理数据获取的上下文中,“连续”还包括具有临床连续性的传感器数据(诸如ECG数据和/或加速度计数据等)的不间断收集。在这种情况下,长达1秒且每小时数次的数据获取的短时中断或长达几分钟且每天数次的较长中断可以容忍,并且仍然可以被视为“连续”。关于作为本文描述的这种连续方案的结果的时延,这涉及响应时间的总预算,该总预算可达约5分钟至约15分钟之间的总响应时间(例如,从检测到事件开始到发出关于事件的通知为止的时间)。正因如此,发送/获取时延将是约几分钟。

[0409] 此外,本文描述的可穿戴装置被配置用于由患者长期和/或延长使用或穿戴、或者附接或连接到患者。例如,如本文所述的装置可以能够由患者使用或穿戴、或者附接或连接到患者,而不会发生实质性中断,例如,长达24小时或更长时间(例如,周、月或甚至年)。在

一些实现中,在恢复患者的使用、穿戴、附接或连接之前,这种装置可被移除一段时间,以例如更换电池、执行技术服务、更新装置软件或固件和/或洗澡或参与其他活动,而不脱离本文描述的示例的范围。

[0410] 在一些实施例中,数据/信号820在传感器810和网关装置830之间的发送可以是单向的(例如,从传感器810到网关装置830),或者发送可以是双向的。类似地,数据/信号840在网关装置830和服务器850之间的发送可以是单向的(例如,从网关装置830到服务器850)或双向的。该系统还可以包括用于为系统的电子器件供电的充电器(未示出)。

[0411] 在一些实施例中,传感器810被配置为连续地监测、记录并向网关装置830发送与传感器810的穿戴者有关的生理数据。特别地,传感器810可以在将已经获取的数据发送到网关装置830期间不中断监测和/或记录附加数据。换句话说,在一些实施例中,监测/记录和发送处理这两者同时发生或至少几乎同时发生。

[0412] 作为另一示例,如果传感器810在将已经获取的数据发送到网关装置830期间确实暂停监测和/或记录附加数据,则传感器810可以在所有已经获取的数据被发送到网关装置830之前恢复监测和/或记录附加数据。换句话说,用于监测和/或记录的中断时间段与发送已经获取的数据所花费的时间相比可以更短(例如,在约0%至约80%、约0%至约60%、约0%至约40%、约0%至约20%、约0%至约10%、约0%至约5%之间,包括其间的值和子范围),从而便于在已获取生理数据的发送期间对附加数据进行近连续监测和/或记录。例如,在一个特定场景中,当测量持续时间约为2分钟时,在监测和/或记录后续测量数据时的任何暂停或中断时间段的范围可以从仅几毫秒到约一分钟不等。如以下进一步详细描述,数据的这种暂停或中断的示例原因可以包括允许完成先前获取的数据的某些数据完整性和/或其他在线测试。如果先前的测量数据存在问题,则传感器810可以向患者和/或远程技术人员通知问题,使得可以进行适当的调整。

[0413] 在一些实施例中,传感器810和网关装置830之间的链路820的带宽可以比经由链路820所要发送的获取数据(例如,突发发送)的带宽更大,并且在一些实例中显著更大。这样的实施例改善了在链路中断、减少/不存在接收的时间段等期间可能出现的问题。在一些实施例中,当在中断之后恢复发送时,恢复可以是后进先出(LIFO)的形式。网关装置830可被配置为以存储转发模式操作,其中从传感器810接收到的数据首先存储在网关装置的机载存储器中,然后转发到外部服务器。例如,这种模式在与服务器的链接可能暂时不可用的情况下可以是有用的。在一些实施例中,网关装置830可以用作管线并且将数据从传感器810立即传递到服务器。在进一步示例中,可以使用数据压缩技术压缩来自传感器的数据,以减少存储器需求以及发送时间和功耗。

[0414] 在一些实施例中,传感器810可被配置为以如上所讨论的连续或近连续的方式监测、记录和发送一些数据,而以非连续的方式(例如,周期性地、非周期性地,等等)监测、记录和发送一些其他数据。例如,传感器810可被配置为连续地或近连续地记录和发送ECG数据,而基于射频(RF)的测量和/或发送可以是周期性的。例如,在正记录附加ECG数据时可以将ECG数据连续地或近连续地发送至网关装置830(并且随后发送至服务器850),而一旦测量处理完成,就可以发送基于RF的测量结果。

[0415] 传感器810对生理数据的监测和/或记录可以是周期性的,并且在一些实施例中,可以在将已经获取的数据发送到网关装置830期间无延迟或时延地按计划(即,周期性地)

完成。例如,传感器810可以以周期性的方式从患者(即,传感器810的穿戴者)获取生理数据,并以如上所述的连续方式将数据发送到网关装置830。

[0416] 代替将数据发送至网关装置830或者除了将数据发送至网关装置830之外,传感器810可被配置为将获取的数据发送到服务器850。传感器810还可被配置为存储所获取的生理数据中的一些或全部。在一些实施例中,从传感器810向网关装置830的数据发送可以无线地(例如,**Bluetooth®**等)和/或经由有线连接(例如,820)来完成。从网关装置830向服务器850的数据发送也可以无线地(例如,**Bluetooth®**到TCP/IP接入点通信、**Wi-Fi®**、蜂窝等)和/或经由有线连接(例如,840)来完成。

[0417] 如上所述,在一些实施例中,数据和/或信号的发送经由两个链路820、840(即,传感器810和网关装置830之间的链路(例如,**Bluetooth®**链路)以及网关装置830和服务器850之间的链路(例如,**WiFi®**、蜂窝))发生。**Bluetooth®**链路可以是用于传递命令、与传感器810的微处理器的状况有关的信息、测量数据等的传感器810和服务器850通信所用的连接总线。在一些实施例中,传感器810的微处理器可以发起与服务器850(和/或网关装置830)的通信,并且一旦建立了连接,服务器850就可被配置为发起一些或全部其他通信。在一些实施例中,网关装置830可被配置为节省可用于传感器810、装置830和/或服务器850的电力。例如,当相应装置/服务器之间的连接不可用时,链路820、840其中之一或两者可以进入省电模式(例如,睡眠模式、关闭状态等)。作为另一示例,当链路质量(例如,可用带宽)不足以用于至少令人满意地发送数据时,数据发送也可以至少暂时中断。在这样的实施例中,网关装置830可以在其与传感器810和服务器850其中之一或两者的关系中用作主装置。

[0418] 在一些实施例中,网关装置830可以被认为是简单的管道,传感器-网关装置-服务器路径可以被定义为单个链路,即,链路性能可以取决于传感器-网关装置链路和网关装置-服务器链路之间的瓶颈。在一些实施例中,至少主要瓶颈可以是网关装置-服务器链路,因为网关装置由患者携带在装置附近,而网关装置-服务器链路(例如,蜂窝或**WiFi®**覆盖)预期是可变的。在一些实施例中,“尽力递送”服务质量对于蓝牙链路和/或TCP/IP链路可能是足够的,因为发送的数据被处理(例如具有一些延迟)并且用于显示通知(例如,而不是在线呈现给监测中心)。在一些实施例中,单个网关装置830可被配置为服务多个传感器,即,多个传感器可以经由相应链路连接到单个网关装置830。在一些实施例中,可以存在服务一个或多个传感器的多个网关装置,即,一个或多个传感器中的各传感器可以经由相应的链路连接到多个网关装置。

[0419] 在一些实施例中,发送链路820、840可被配置为经受来自附近的类似装置以及来自使用相同RF频带(例如,**Bluetooth®**、蜂窝、**WiFi®**)的其他装置的共存干扰。标准**Bluetooth®**协议和/或标准TCP/IP协议以及向发送数据添加循环冗余校验可以用于解决任何干扰问题。此外,为了保持无线信号和数据的安全性,在一些实施例中,可以使用专有协议来完成传感器和服务器之间的数据传送。例如,TCP/IP链路可以使用SSL协议来维持安全性,并且**Bluetooth®**链路可被加密。作为另一示例,UDP/HTTP也可用于数据的安全发送。在一些实施例中,可以在没有任何患者识别的情况下仅发送原始二进制数据。

[0420] 心律失常和液体监测传感器810被配置为监测和/或从穿戴传感器810的患者获取的生理数据的类型的示例包括心电图(ECG)数据、胸阻抗、心率、呼吸率、身体活动(例如,运

动)和患者姿势中的一个或多个。在一些实施例中,生理数据可以由传感器810以连续的、周期性的或由接收信号所指示(例如,由从网关装置830和/或服务器850接收到的信号指示)的方式获取和/或发送到网关装置830或服务器850。例如,传感器的穿戴者或另一当事方(例如,健康专业人员)可以激活传感器810,并且传感器可以在没有来自穿戴者或当事方的进一步输入的情况下自动地开始监测和/或记录上述生理参数中的任何一个。一般来说,传感器810或心律失常和液体监测系统可以在发起对生理数据的监测和/或记录之前请求进一步的输入(例如,识别要测量的生理参数的设置的选择)。例如,在任何情况下,一旦监测和/或记录开始,传感器810就可以以至少如上所述的连续方式将获取的数据发送到网关装置830和/或服务器850。

[0421] 在一些实施例中,可以周期性地测量上述生理参数中的一个或多个,并且传感器810可以至少以获取的连续方式将测量结果发送到网关装置830。例如,周期性测量可以按计划进行,并且向网关装置830的发送可以在获取数据之后以延迟或时延很少或没有延迟或时延的方式发生。

[0422] 在一些实施例中,一般来说,传感器810或心律失常和液体监测系统可被配置为操作上文讨论的可用特征中的一些但非全部特征。例如,传感器810可被配置为监测和/或获取ECG数据、胸阻抗、心率、呼吸率、身体活动(例如,运动)、患者姿势等中的一个或多个,但不监测和/或获取其他。例如,传感器可被配置为监测和/或获取诸如ECG数据等的的数据,但不监测和/或获取呼吸率、身体活动(例如,运动)、患者姿势。这种实施例可以例如通过在传感器和/或系统中包括分别控制负责特征的传感器/系统的组件的控件来实现。例如,心律失常和液体监测系统可以包括分别控制传感器的加速度计和ECG组件的控件(例如,电源按钮)。在一些实施例中,通过打开加速度计电源控制和关闭ECG电源控制,可以允许在停用ECG数据的监测和/或获取期间监测和/或获取与呼吸率、身体活动和患者姿势相关的数据。

[0423] 在一些实施例中,粘合贴片860可以用于将传感器810附接到患者身体的表面。图9A-E示出本文公开的传感器970、被配置为将传感器970附接到患者的身体或至少将传感器970保持在身体皮肤附近的贴片910、以及根据一些实施例的将传感器970附接到贴片910的方法的图示。贴片910可以包括描绘贴片910的被配置用于容纳传感器970的区域的边界的贴片框架930(例如,塑料框架)。贴片910可以是一次性(例如,单次或少量使用的贴片),并且可以由生物相容性非织造材料制成。在一些实施例中,传感器970可被设计用于长期使用。在这样的实施例中,贴片910和传感器970之间的连接可被配置成可逆的,即,传感器970可被配置为可移除地附接到贴片910。例如,传感器970可以包括诸如咬合夹940等的组件,这些组件被配置为在附接时将传感器970固定到贴片910(例如,贴片框架930)(并且在期望分离时从贴片释放传感器970)。传感器970还可以包括定位片960,定位片960便于传感器970和贴片910之间的附接处理。在一些实施例中,贴片可被设计成使与患者皮肤的附接维持数天(例如,在约4天至约10天的范围内、在约5天至约7天的范围内、等等)。

[0424] 在一些实施例中,贴片910可以包括便于或辅助传感器970监测和/或记录或获取生理数据的附加组件。例如,贴片可以包括诸如一个或多个ECG电极920(例如,单导联、双导联等)等的导电元件,这些导电元件可以在记录来自患者身体的表面(例如,直接接触或通过覆盖物接触的皮肤)的ECG数据时使用。电极可以通过贴片内的专用布线耦合到传感

器970。在一些实施例中,ECG可以具有在从约950Hz至约500Hz、从约300Hz至约450Hz、从约350Hz至约400Hz的范围(包括其间的值和子范围)内的采样率。在一些实施例中,ECG信号可以在带通滤波之后通过12位ADC采样。在正常操作期间,数据可以“照原样”传送到服务器,然后通过服务器算法用于分析。在一些实施例中,内部算法允许在装置每次附接到患者(者附接测试”)时实时评价ECG信号质量。

[0425] 图9D-E中示出可以放置贴片的患者身体表面上的位置的示例,其中容纳传感器1010的贴片1020被示出为放置在患者躯干的侧面(例如,腋下)(图9D)和上胸部(图9E)。应当注意,贴片可以放置在患者身体表面的允许高效监测和记录生理数据的任何部位(例如,允许贴片1020均匀附接到皮肤的皮肤区域)上。例如,可以将贴片1020放置腋下的乳头水平处以用于进行肺液水平测量。关于ECG测量,该位置处的ECG信号可以表示为ECG的标准V5和V6导联之间的差。

[0426] 参考图10A-C,在一些实施例中,分别示出本文公开的传感器的前视图、后视图和分解视图。图10A示出传感器1010的前盖1012和后盖1014(在图10C中标记为顶盖和底盖1070)。在一些实施例中,这样的盖可以彼此耦合以将传感器的电气组件与周围环境密封(例如,电气密封)。在这样的实施例中,金属片1025可以伸出到盖的外部以提供用于诸如进行ECG测量和/或为电源充电等的情况的电气连接。

[0427] 图10B示出传感器1010可以包括向传感器1010的用户识别传感器1010的状况的一个或多个指示器。这种指示器的示例包括但不限于灯光指示器1040(例如,发光二极管(LED)指示器)和声音指示器1020。在一些实施例中,指示器1020、1040提供与传感器1010及其组件的状况有关的反馈,诸如传感器1010的电源(例如,电池)的充电和/或功率水平、传感器1010到贴片910的附接水平、贴片910到贴片910附接至的身体表面的附接水平等。作为另一示例,响应于患者接合以指示可能的症状,传感器可以通过(例如,经由灯光指示器1040)闪烁或(例如,经由声音指示器1020)蜂鸣来响应。

[0428] 在一些实施例中,图10C提供了描绘传感器的至少一些组件的传感器1010的分解视图。例如,传感器1010可以包括诸如电池1080等的电源、灯光指示器1060、用于促进患者、健康护理提供者 and/或技术人员与传感器的交互的按钮1050、无线通信电路1085、射频屏蔽1090(诸如金属盖,例如以防止与ECG处理和其他数字电路的干扰)、和/或数字电路板1095等。图10C示出作为无线通信电路1085的示例的蓝牙单元,尽管除了蓝牙单元之外或者可替代蓝牙单元,促进其他类型的通信(其示例包括WiFi®、蜂窝等)的其他模块可以包括在传感器1010中。

[0429] 在一些实施例中,传感器1010还可以包括输入接口,诸如用于与用户接合的按钮。例如,传感器可以包括允许患者或健康护理专业人员激活或停用传感器1010的按钮1030。这种输入接口可被配置为避免或至少最小化与用户的非预期交互。例如,按钮可以被调整大小和形状以避免意外激活(例如,按钮可被配置为需要通过用外部对象推入来激活)。该按钮可用于重置传感器以及将传感器配对到网关装置并发起通信。在一些实施例中,传感器的输入接口可以包括被配置为从用户接收输入和/或将信息提供回用户的触摸屏。例如,输入可以允许用户将传感器设置为“飞行模式”,即,例如通过停用与外部装置和/或服务器的任何无线通信(例如,Wi-Fi、蓝牙等)将传感器设置为“飞行模式”。例如,按钮可以被实现为磁性开关,例如,嵌入式磁性开关,而不是物理按钮。这种实施方式对于设计装置的外壳

和避免按钮组件暴露于环境是有用的。

[0430] 在一些实施例中,如上所述,所公开的传感器被配置为监测和/或获取与生理参数有关的数据,包括但不限于心电图(ECG)数据、胸阻抗、心率、呼吸率、身体活动和/或姿势等。为此,传感器和/或容纳传感器的贴片可以包括便于或承担这些参数中的至少一些参数的监测和/或记录的组件。例如,如上所述,容纳传感器的贴片可以包括耦合到传感器以便于监测和/或获取ECG数据的ECG电极。如图11A(其示出用于测量和发送患者生理数据的装置电子器件架构的示例实施例)所示,传感器包括EGG处理电路,该EGG处理电路被配置为耦合到嵌入在容纳传感器本身的贴片中的ECG电极。ECG处理电路被配置为例如对噪声、信号中的低频变化和其他信号伪像进行滤波、放大和/或去除。

[0431] 作为另一示例,传感器可以包括射频(RF)天线,用于将电磁波引导到患者体内并接收从内部组织散射和/或反射的波。此外,传感器可以包括RF电路或模块,该RF电路或模块被配置为处理接收波以确定在发送和/或散射/反射波的路径上的组织的一些性质。例如,天线可以将RF波引导朝向患者的肺,并且RF电路可以分析散射/反射波以对患者的肺液水平进行基于RF的测量。图11A示出包括RF天线、RF模块和用于控制该模块的电路(例如,现场可编程门阵列(FPGA)电路)的传感器的示例实施例。

[0432] 参考图11A,在一些实施例中,传感器1100包括外部接口,诸如但不限于用于发送和接收RF信号的RF天线(例如,双静态)1104a、1104b、用于激活或停用传感器1100的按钮或开关1124、用于向传感器1100的用户提供光和音频反馈的LED 1118和蜂鸣器1126、耦合到电源管理模块1110以对诸如电池1112等的机载电源充电的电池充电链路1130、以及用于记录同步信号的ECG垫1130等。在一些实施例中,传感器1100还可以包括无线链路(例如,Bluetooth®)(未示出),以提供对传感器1100的外部服务器访问,从而对传感器1100施加至少一些控制。

[0433] 在一些实施例中,传感器1100在内部可以包括微处理器1108(其可以可替代地称为微控制器),该微处理器1108上包括用于指定如何进行测量(RF、RCG、加速度计等)和发送所获得的数据、如何中继传感器1100的状况、以及/或者如何/何时传感器1100可进入多个睡眠水平等的指令。在一些实施例中,指令还可以指定用于进行某些类型的测量的条件。例如,这些指令可以指定加速度计可以不开始(例如,身体活动和患者姿势的)测量,除非传感器的用户处于静止或维持特定姿势。作为另一示例,指令可以识别在ECG测量可开始之前可能必须满足的条件,这些条件至少包括传感器和传感器1100附接至的身体表面之间的足够附接水平。在一些实施例中,微处理器1108可以具有可用于保持测量目录和数据、调度器信息和/或动作和错误日志的内部和外部非易失性存储体。该非易失性存储器允许通过完全断电来节省电力,同时保留数据和状况信息。

[0434] 图11B和11C是示出根据一些实施例的配置在RF模块(例如,RF模块1132)内的RF传感器功能的示例的框图。如本文所述,根据本文描述的技术,这种功能可用于对组织中的液体积聚/含量进行基于RF的液体监测。首先参考图11B,最初,可以由宽带合成器1180(例如,脉冲发生器和合成器-L0)生成一个或多于一个RF信号(例如,单个“如,单信号或不同的“号或₁”和““₂”信号,统称为“号,统信号)。这种合成器1180可以优选地包括中等相位噪声性能和快速稳定时间能力(在一些实施例中,二者择一)。RF模块包括:收发器部分1181,其包括用于发送例如被引导朝向患者身体内的感兴趣组织的RF波的发送天线(Tx)和关联电路;以

及接收器部分1182,其包括用于从例如患者身体内的感兴趣组织接收反射RF波的接收器天线(Rx)和关联电路1182。

[0435] 发送器部分1181的收发器(Tx)处的LO信号与由IF源1184产生的低频中频(IF)信号处的外部正弦波相乘,并被引导至收发器(Tx)的输出。如上所述,收发器部分1181和接收器部分1182处的LO信号可以由一个或两个LO源(例如,合成器1180)生成。可以经由RF收发器路径上的数字控制衰减器(DCA)的数字控制来控制输出功率。返回到接收天线(Rx)的外部反射RF波被引导到接收器部分,并且通过下变频混频器被下变频到IF频率。反射特性(相位和振幅)可以被变换为在ADC 1185之前滤波和放大的新IF载波(例如,约250KHz)。

[0436] 图11B中的功能所用的数字控制可以由处理器和/或数字逻辑(例如,FPGA 1186)直接实现,其中处理器和/或数字逻辑可被配置为控制收发器的配置处理、IF信号调整和关联切换。

[0437] 现在参考图11C,在一些实施例中,可以使用如图所示的发送部分1187和接收器部分1190来实现RF模块1132。例如,发送部分1188可以包括脉冲发生器1188以及用于发送被引导朝向患者身体内的感兴趣组织的RF波的发送天线Tx 1189。接收器部分1190可以包括接收天线Rx 1191、低噪声RF放大器1192、通过使用混频器和本地振荡器1194将反射RF信号转换为IF信号的接收器1193,其中本地振荡器1194可以是单静态(剪切LO)或双静态系统。信号可以被滤波、放大并馈入到检测器1195,该检测器1195的输出可以连接到用于进一步信号处理的附加电路。

[0438] 关于潜在RF/ECG干扰,在一些实施例中,可以采取以下步骤:

[0439] • 数字组件和RF组件之间的接地分离:可以通过使数字接地和RF接地分离、并且利用通过铁氧体磁珠的单一连接点来实现。

[0440] • 也可以使用RF模块屏蔽,其可以包括金属盖,例如如图10C所示的射频屏蔽1090。

[0441] • 电源电路考虑因素:不同的组件/模块可以使用不同的电源路径。另外,电源电路可以包括滤波器以避免噪声。

[0442] • 也可以使用ECG滤波来辅助最小化RF干扰,从而防止高频信号干扰ECG电路/模块。

[0443] • 电路布局:ECG信号路径与RF路径物理分离。在一些实施例中,ECG信号路径也可以与可能干扰的其他线路物理分离。

[0444] 图11C示出具有低频IF和共享本地振荡器(LO)的RF模块的示例一般架构。作为示例非限制性示例,参考图11C,发送RF信号可以在发送之前与IF信号(例如,约250KHz)混合,因此发送实际上是载波RF信号周围的间隔约500KHz的2个音调。

[0445] 在一些实施例中,RF模块1132可以包括校准路径(例如,电反射器,诸如但不限于机载的电阻器),其产生与外部传播路径不相关的稳定且恒定或近恒定的反射。该反射器产生与温度、系统噪声和身体上的装置位置的相关性最小的反射轮廓。

[0446] 在一些实施例中,RF模块1132本身在内部可以不具有任何处理组件。例如,它可以由现场可编程门阵列(FPGA)控制,现场可编程门阵列(FPGA)在各频率点或几乎各频率点中定义频率、输出功率水平、系统增益、旁路模式和/或启用/禁用发送中的一个或多个。

[0447] 在一些实施例中,RF模块1132可以支持不同类型的波形可配置选项,包括但不限

于正常操作、校准帧操作、正常和校准帧操作之间的交错切换、正常和延迟路径操作之间的交错切换、以及空闲通道感测。在这些选项中的一些选项(例如正常和交错切换选项)中,各频率的衰减可能不同,而在空闲通道感测的情况下,可能不存在任何发送。对于校准帧操作,所有频率的衰减可能是相同的,但是当与正常操作相比时可能更高。

[0448] 在一些实施例中,对于校准帧操作的情况,发送(Tx)开关和接收(Rx)开关可以分别设置为通过校准路径进行发送和接收,而对于空闲通道感测,Rx开关可以设置为天线并且Tx可以设置为校准路径。对于在正常和校准帧操作之间以及在正常和延迟路径操作之间的交错切换,在一些实施例中,Tx开关和Rx开关可以在各频率的校准和天线路径之间以及在正常和延迟路径之间分别交替。

[0449] 在一些实施例中,RF波可以在从约100MHz至约1GHz、从200MHz至约2.5GHz、从约200MHz至约3GHz、从约500MHz至约5GHz的频率范围内,包括其间的值和子范围。在一些实施例中,胸腔液体含量(TFC)敏感度可被配置为允许在所公开的传感器附接至的身体内部在直至约25cm、约20cm、约15cm、约10cm、约5cm的距离(包括其间的值和子范围)处测量心脏信号。在一些实施例中,在发送和接收之间存在强耦合信号的情况下测量的动态范围不小于100dB。此外,波形可以是阶梯频率(16-128个频率),任意地具有1MHz准确度和分辨率。在一些实施例中,根据调节要求,所选择的实际频率可以是连续的或不连续的。在一些实施例中,可以将停留时间和稳定时间分别配置成允许小于5-20ms内的16-128个频率。

[0450] 对诸如胸腔液体含量等的生理参数的基于RF的测量的详细信息已在提交于2010年4月14日、标题为“Methods and Systems for Determining Fluid Content of Tissue”的美国专利公开号US 2011/0130800以及提交于2011年7月21日、标题为“Implantable Dielectrometer”的PCT国际专利公开号WO 2012/011066中讨论,上述文献的公开内容通过引用整体并入于此。

[0451] 上面已经注意到,传感器可以包括指示器,该指示器提供与容纳传感器的贴片向传感器的穿戴者的皮肤的附接水平有关的信息。这种信息可以从提交于2016年1月12日、标题为“Systems, Apparatuses, and Methods for Radio Frequency-Based Attachment Sensing”的PCT国际专利公开号WO 2016/115175中所讨论的基于RF的测量结果中获得,上述文献的公开内容通过引用整体并入于此。

[0452] 在一些实施例中,FPGA 1106(其顶级视图在图11D中示出)可被配置为与RF模块1132接合。例如,FPGA 1106被配置为进行以下操作中的一个或多个:控制收发器模块、控制RF分立引脚、控制ADC模块、为RF模块1132生成IF信号、以及获取与生成的IF信号同步的ADC(模数转换)输出样本。此外,在一些实施例中,FPGA 1106被配置为处理ADC输出样本以生成基带数据。另外,在一些实施例中,FPGA 1106可被配置成与微控制器或微处理器1108接合。例如,FPGA 1106可以根据来自微处理器1108的命令开始(针对各帧的)RF发送,针对各帧将基带数据保存到本地RAM以供微处理器1108读取,允许微处理器1108朝向配置存储器读取/写入事务,为微处理器1108提供调试接口,以及/或者允许微处理器1108使用专用存储器改变配置设置。

[0453] 在一些实施例中,FPGA可以支持多达128个频率,从而允许针对各频率的不同增益和停留时间。在一些实施例中,可以通过在设计内使用数个时钟频率和选通未使用的时钟信号来使功耗最小化。在一些实施例中,可以使用单独的时钟来进行微处理器数据获取,从

而允许在读取数据期间关闭整个控制和处理管道。

[0454] 在一些实施例中,本文公开的传感器可以包括加速度计,并且加速度计可以用于确定穿戴传感器的患者的身体活动、姿势和呼吸率中的一个或多个。例如,三轴(3D)加速度计1122可以用于获取与患者运动和姿势以及呼吸率有关的数据,并且接收所获取数据的(例如,传感器或外部服务器的)处理器可以使用该数据(例如,结合由传感器获得的数据,诸如ECG数据或基于RF的测量结果)来确定患者的生理参数,诸如患者的肺液水平等。3D加速度计1122可用于通过检测记录中的不同类型的运动分段来辅助RF和/或ECG分析,使得可以相应地解释/分析RF和/或ECG的测量条件。例如,在一些实施例中,可在穿戴传感器的患者处于活动或处于静止时进行RF和/或ECG测量。然后,RF和/或ECG数据的分析可以取决于患者身体活动的状态(例如,静止时、低强度活动、高强度活动等)。在这样的实施例中,加速度计可用于识别患者的身体状态,以适当地分析和解释RF和/或ECG测量结果。

[0455] 在一些实施例中,加速度计1122还可以包含内部抽头检测器,其可用于(例如,使用“双抽头”特征)生成患者触发事件。加速度信号可用于计算呼吸率。图11A示出传感器的示例性实施例,该传感器包括3D加速度计1122、RF天线1104a、1104b、耦合到ECG电极的ECG处理电路、微控制器1108(在本公开中可以可替代地称为微处理器)和遥测(例如,Bluetooth®)1114。在这样的实施例中,例如,微控制器1108可以接收与患者呼吸率、运动、姿势、ECG以及患者的基于RF的测量有关的数据,并且处理该数据,以及/或者经由遥测1114发送到外部处理器以用于进一步处理,从而确定患者的生理参数。作为示例,传感器的微控制器1108可以使Bluetooth®遥测1114将所记录的数据和测量结果发送到外部服务器,该外部服务器进而分析RF测量结果、ECG、姿势、运动和/或呼吸率数据以确定患者的肺液水平。作为另一示例,外部服务器可以分析ECG数据以确定与心率、心房颤动、扑动、室上性心动过速、室性心动过速、停搏、房室(AV)阻滞、心室颤动、二联律、三联律、室性异位搏动、室上性异位搏动(SVEB)、心动过缓和心动过速中的一个或多个相关的患者健康状况。患者生理健康参数(例如,肺液水平或上述健康状况)的确定可以允许服务器提供与穿戴数据所来自的传感器的患者的健康相关事件有关的通知。例如,在根据从传感器接收到的数据确定心律失常状况时,外部服务器可以提供针对发送数据的传感器的穿戴者指示心脏事件的通知。

[0456] 在一些实施例中,传感器还可以包括温度传感器、电导传感器、压力传感器、呼吸传感器、SP02和/或光传感器。例如,呼吸传感器可以包括被配置为例如在白天和/或夜间的某些部分期间或在RF测量期间监测患者的胸部运动的加速度计。例如,3D多轴、多通道加速度计可被配置为在第一通道上监测患者运动和/或姿势,并且在不同的第二通道上监测患者的胸部运动以确定呼吸率和其他相关数据。可替代地,呼吸加速度计可以设置在与姿势感测加速度计分离的装置中。在一些示例中,呼吸率测量可以基于安装在患者躯干上的装置内的三轴微机电系统(MEMS)加速度计的操作。加速度计可以测量重力向量在其固有轴上的投影。根据这些测量,可以基于由于患者胸腔的呼吸运动而发生的投影的测量准周期性变化来导出呼吸率。

[0457] 在其他示例中,呼吸率和/或其他呼吸数据可以从RF信号本身导出。例如,可以提供专用呼吸电路,以及/或者可以将处理器配置成具有用以使处理器监测如本文所述的反射RF波并从中确定呼吸率和相关数据的指令。在一些实施例中,还可以经由加速度计测量

诸如呼气与吸气时间等的呼吸特性,并且可以从加速度计测量结果中检测诸如睡眠呼吸暂停等的健康状况。

[0458] 在一些实施例中,可以从ECG数据导出表示ECG上的心室搏动间期的RR,并且可以通过融合来自这些RR测量方法中的两种或更多种方法的数据来提高RR准确度。

[0459] 当使用所公开的传感器时,在一些实施例中,通过涉及将传感器从旧患者转移到新患者或者当更换故障传感器时,存在涉及从身体的皮肤移除粘合贴片的场景。例如,当装置在充电器中或在错误的患者身上时,可以通过服务器动作将其与患者解除关联。类似地,如果装置被新分配给患者,则可以通过服务器动作将装置与新患者相关联。在一些实施例中,传感器的某些操作模式可能不包括传感器操作能力的所有方面。例如,在传感器发生故障时涉及自动内置测试、调节测试、调试、处理等的情形下,传感器的一个或多个特征可能不被激活或不可操作(或者可能与当传感器完全或正常操作时不同地操作),而传感器本身正在操作。例如,当调试故障系统时,在一些实施例中,通过允许配置特定频率并触发开始/停止发送,可以经由单个特定频率进行发送。

[0460]

整体尺寸	小于约 55mm×约 70mm×约 17mm
最大重量	小于约 70 克
ECG 附接	嵌入在粘合贴片中
凝胶	使用嵌入在贴片中的水凝胶
装置防液/防尘	超声密封, 按照 IP67 进行测试
包装	内容物: 1 个装置、充电座、用户手册和一次性贴片; 贴片必须适当包装以避免胶水脱水。
贴标签	装置应贴上序列号和 FCC ID。标签必须承受符合 IP67 的环境条件
柔软感	像橡胶一样的感觉, 很少或没有尖锐的边缘
推式按钮	多用途; 被设计为供技术人员使用; 防止患者意外激活以保护电源; 用于重置、配对和发起通信

[0461]	LED	多用途；双色；指示电池状况、配对、错误、BT 连接。
	贴片中的装置感测	电气连接
	蜂鸣器	音频通知，在约 1 KHz 至约 3 KHz 之间并且在 1m 距离处超过约 60 dBSPL 强度
	PCB 放置和外壳封闭	没有螺丝
	掉落保护	装置被设计为符合按照标准 IEC 60601-1 和 60601-1-11 的掉落测试

[0462] 图12示出示例心脏监测装置，例如，体外、流动且可由患者1202穿戴并且被配置为实现本文描述的一个或多个配置的一个或多个配置的医疗装置1200。例如，医疗装置1200可以是被配置为基本上位于患者体外的非侵入性医疗装置。这种医疗装置1200可以例如是能够并且被设计用于在患者进行其日常生活时随患者一起移动的流动医疗装置。例如，如本文所述的医疗装置1200可以附接至患者的身体，诸如可从**ZOLL®** Medical Corporation获得的**LifeVest®**可穿戴心律转复除颤器等。在一个示例场景中，这种可穿戴除颤器可以近连续地或基本连续地一次穿戴2至3个月。在患者穿戴的时间段期间，可穿戴除颤器可被配置为连续或基本连续地监测患者的生命体征，并且在判断为需要处置时可被配置为向患者递送一个或多个治疗电脉冲。例如，这种治疗电击可以是起搏、除颤或经皮电神经刺激(TENS)脉冲。

[0463] 医疗装置1200可以包括以下各项中的一个或多个：衣物1210、一个或多个感测电极1212（例如，ECG电极）、一个或多个治疗电极1214a和1214b（本文统称为治疗电极1214）、医疗装置控制器1220、连接舱1230、患者接口舱1240、带1250或者这些的任何组合。在一些示例中，医疗装置1200的至少一些组件可以被配置成固定到衣物1210（或者在一些示例中，永久地集成到衣物1210中），衣物1210可以围绕患者的躯干穿戴。

[0464] 医疗装置控制器1220可以可操作地耦合至感测电极1212，感测电极1212可以固定至衣物1210，例如，使用例如钩环紧固件组装到衣物1210中或可移除地附接至衣物。在一些实现中，感测电极1212可以永久地集成到衣物1210中。医疗装置控制器1220可以可操作地耦合到治疗电极1214。例如，治疗电极1214也可以组装到衣物1210中，或者在一些实现中，治疗电极1214可以永久地集成到衣物1210中。

[0465] 除了图12中所示的组件配置之外的组件配置是可能的。例如，感测电极1212可被配置为附接在围绕患者1202身体的各种位置处。感测电极1212可以可操作地通过连接舱1230耦合到医疗装置控制器1220。在一些实现中，感测电极1212可以粘合地附接到患者1202。在一些实现中，治疗电极1214中的至少一个以及感测电极1212可以包括在单个集成贴片上并且粘合地应用于患者的身体。

[0466] 感测电极1212可被配置为检测一个或多个心脏信号。这种信号的示例包括来自患者的ECG信号和/或其他感测到的心脏生理信号。在某些实现中，感测电极1212可以包括附加组件，诸如加速度计、声信号检测装置和用于记录附加参数的其他测量装置等。例

如,感测电极1212还可被配置为检测其他类型的患者生理参数和声信号,诸如组织液水平、心脏振动、肺振动、呼吸振动、患者运动等。示例感测电极1212包括具有氧化物涂层的金属电极,诸如五氧化二钽电极等,如例如在标题为“Cardiac Monitoring Electrode Apparatus and Method”的美国专利号6,253,099中所述,其公开内容通过引用整体并入于此。

[0467] 在一些示例中,治疗电极1214还可被配置为包括被配置为检测患者的ECG信号以及其他生理信号的传感器。在一些示例中,连接舱1230可以包括被配置为在将心脏信号发送到医疗装置控制器1220之前对这些心脏信号进行放大、滤波和数字化的信号处理器。治疗电极1214中的一个或多个可被配置为在医疗装置1200基于由感测电极1212检测到并由医疗装置控制器1220处理的信号判断为需要这种处置的情况下,将一个或多个治疗除颤电击递送到患者1202的身体。示例治疗电极1214可以包括诸如不锈钢电极等的导电金属电极,在某些实现中,导电金属电极包括被配置为在治疗电击的递送之前将导电凝胶递送至金属电极的一个或多个导电凝胶部署装置。

[0468] 在一些实现中,如本文所述的医疗装置可被配置为在治疗医疗装置与被配置为仅监测患者(例如,不提供或进行任何治疗功能)的监测医疗装置之间切换。例如,诸如治疗电极1214和关联电路等的治疗组件可以可选地与医疗装置解耦(或耦合到医疗装置)或者从医疗装置中切换出(或切换到医疗装置中)。例如,医疗装置可以具有可选治疗元件(例如,除颤和/或起搏电极、组件和关联电路),这些可选治疗元件被配置为以治疗模式操作。可选治疗元件可以作为用以将治疗医疗装置转换为用于特定用途(例如,用于仅在监测模式下操作)或患者的监测医疗装置的部件从医疗装置物理地解耦。可替代地,可选治疗元件可以(例如,通过部件或物理或软件开关)停用,从而基本上将治疗医疗装置呈现为用于特定生理目的或特定患者的监测医疗装置。作为软件开关的示例,经授权人可以访问医疗装置的受保护用户接口并选择预配置的选项或经由用户接口进行一些其他用户动作以停用医疗装置的治疗元件。

[0469] 图13示出医疗装置控制器1220的样本组件级视图。如图13所示,医疗装置控制器1220可以包括治疗递送电路1302、数据存储部1304、网络接口1306、用户接口1308、至少一个电池1310、传感器接口1312、警报管理器1314和至少一个处理器1318。患者监测医疗装置可以包括医疗装置控制器1220,该医疗装置控制器1220包括与上述组件类似的组件,但是不包括治疗递送电路1302(以虚线示出)。

[0470] 治疗递送电路1302可以耦合到被配置为向患者提供治疗的一个或多个电极1320(例如,如上文结合图12所述的治疗电极1214)。例如,治疗递送电路1302可以包括或可操作地连接到被配置为产生和提供治疗电击的电路组件。电路组件可以包括例如电阻器、电容器、继电器和/或开关、诸如h桥等的电桥(例如,包括多个绝缘栅极双极晶体管或IGBT)、电压和/或电流测量组件、以及被布置和连接成使得电路组件与治疗递送电路协同工作并且在一个或多个处理器(例如,处理器1318)的控制下提供例如一个或多个起搏或除颤治疗脉冲的其他类似电路组件。

[0471] 起搏脉冲可用于使用例如固定速率起搏、按需起搏和抗心动过速起搏等来处置诸如心动过缓(例如,小于30次心跳/分钟)和心动过速(例如,大于150次心跳/分钟)等的心律失常。除颤脉冲可用于处置室性心动过速和/或心室颤动。

[0472] 电容器可以包括由多个电容器(例如,两个、三个、四个或更多个电容器)组成的并联连接电容器组。这些电容器可以在除颤脉冲放电期间切换为串联连接。例如,可以使用约650uF的四个电容器。电容器可以具有350至500伏的浪涌额定值,并且可以从电池组进行大约15至30秒的充电。

[0473] 例如,各除颤脉冲可以递送60至180焦耳的能量。在一些实现中,除颤脉冲可以是双相截断指数波形,由此信号可以在正和负部分(例如,充电方向)之间切换。这种类型的波形在与其他类型的除颤脉冲(例如,诸如单相脉冲)相比时,可以在较低能量水平的除颤患者中有效。例如,可以自动调节能量波形的双相的振幅和宽度以与患者的身体阻抗无关地递送精确的能量(例如,150焦耳)。治疗递送电路1302可被配置为例如在处理器1318的控制下进行切换和脉冲递送操作。当能量递送给患者时,可以跟踪正在递送的能量。例如,即使在基于诸如递送脉冲的患者身体阻抗等的因素动态地控制脉冲波形时,能量也可以保持在预定恒定值。

[0474] 数据存储部1304可以包括非暂时性计算机可读介质中的一种或多于一种,诸如闪存存储器、固态存储器、磁存储器、光存储器、高速缓存存储器、它们的组合以及其他存储器等。数据存储部1304可被配置为存储用于医疗装置控制器1220的操作的可执行指令和数据。在某些实现中,数据存储部可以包括可执行指令,可执行指令在执行时被配置为使得处理器1318进行一个或多于一个功能。

[0475] 在一些示例中,网络接口1306可以促进在医疗装置控制器1220与一个或多于一个其他装置或实体之间通过通信网络进行信息通信。例如,在医疗装置控制器1220包括在流动医疗装置(诸如医疗装置1200等)中的情况下,网络接口1306可被配置为与远程计算装置(诸如远程服务器或其他类似计算装置等)通信。网络接口1306可以包括用于根据Bluetooth®无线标准发送数据的通信电路,用于在短距离上与中间装置(例如,基站、“热点”装置、智能手机、平板电脑、便携式计算装置和/或可穿戴医疗装置100附近的其他装置)交换这样的数据。中间装置可以进而通过宽带蜂窝网络通信链路将数据通信至远程服务器。通信链路可以实现宽带蜂窝技术(例如,2.5G、2.75G、3G、4G、5G蜂窝标准)和/或长期演进(LTE)技术或GSM/EDGE和UMTS/HSPA技术以进行高速无线通信。在一些实现中,中间装置可以基于IEEE 802.11标准通过Wi-Fi™通信链路与远程服务器通信。

[0476] 在某些实现中,用户接口1308可以包括一个或多于一个物理接口装置,诸如输入装置、输出装置和组合输入/输出装置、以及被配置为驱动装置的操作的软件堆栈等。这些用户接口元素可以呈现视觉、音频和/或触觉内容。因此,用户接口1308可以接收输入或提供输出,从而使得用户能够与医疗装置控制器1220交互。

[0477] 医疗装置控制器1220还可以包括被配置为向集成在医疗装置控制器1220中的一个或多于一个组件提供电力的至少一个电池1310。电池1310可以包括可再充电多元电池组。在一个示例实现中,电池1310可以包括三个或更多个13200mAh锂离子电池,其向医疗装置控制器1220内的其他装置组件提供电力。例如,电池1310可以在20mA至1000mA的范围(例如,40mA)内提供其电力输出,并且在充电之间可以支持24小时、48小时、72小时或更长的运行时间。在某些实现中,可以改变电池容量、运行时间和类型(例如,锂离子、镍镉或镍金属氢化物)以最适合医疗装置控制器1220的特定应用。

[0478] 传感器接口1312可以耦合到被配置为监测患者的一个或多于一个生理参数的一个

个或多个传感器。如图所示,传感器可以经由有线或无线连接耦合到医疗装置控制器1220。传感器可以包括一个或多个心电图 (ECG) 电极1322 (例如,类似于上文结合图1所述的感测电极1212)、心脏振动传感器1324和组织液监测器1326 (例如,基于超宽带射频装置)。

[0479] ECG电极1322可以监测患者的ECG信息。例如,ECG电极1322可以是配置为测量患者电生理学中的变化以测量患者的ECG信息的电流型 (例如,导电型) 和/或电容型电极。ECG电极1322可以将描述ECG信号的信息发送到传感器接口1312以用于后续分析。

[0480] 心脏振动传感器1324可以检测患者的心脏振动信息。例如,心脏振动传感器1324可被配置为检测心脏振动值,包括S1、S2、S3和S4中的任一个或全部。根据这些心脏振动值,可以计算某些心脏振动度量,包括机电激活时间 (EMAT)、EMAT百分比 (%EMAT)、收缩功能障碍指数 (SDI) 和左心室收缩时间 (LVST) 中的任何一个或多个。心脏振动传感器1324可以包括被配置为检测来自被检体的心脏系统的振动并响应于所检测到的心脏振动而提供输出信号的声传感器。心脏振动传感器1324还可以包括多通道加速度计,例如,三通道加速度计,其被配置为感测三个正交轴中的各正交轴中的移动,使得患者运动/身体位置可被检测到并与检测到的心脏振动信息相关联。心脏振动传感器1324可以将描述心脏振动信息的信息发送到传感器接口1312以用于后续分析。

[0481] 组织液监测器1326可以使用基于射频 (RF) 的技术来评估患者身体组织中的液体水平和积聚。例如,组织液监测器1326可被配置为测量肺中的液体含量,通常用于诊断和随访心力衰竭患者的肺水肿或肺充血。组织液监测器1326可以包括被配置为引导RF波通过患者的组织并响应于已经通过组织的波而测量输出RF信号的一个或多个天线。在某些实现中,输出RF信号包括指示患者组织中的液体水平的参数。组织液监测器1326可以将描述组织液水平的信息发送到传感器接口1312以用于后续分析。

[0482] 传感器接口1312可以耦合到感测电极/其他传感器的任何一个或组合以接收指示患者参数的其他患者数据。一旦传感器接口1312接收到来自传感器的数据,该数据可以由处理器1318引导至医疗装置控制器1220内的适当组件。例如,如果心脏数据被心脏振动传感器1324收集并发送至传感器接口1312,则传感器接口1312可以将数据发送至处理器1318,该处理器1318进而将数据中继至心脏事件检测器。心脏事件数据也可以存储在数据存储部1304上。

[0483] 在某些实现中,警报管理器1314可被配置为管理警报简档,并向一个或多个预期接受者通知警报简档内指定的事件,作为预期接受者感兴趣的事件。这些预期接受者可以包括诸如用户 (患者、医生和监测人员) 等的外部实体以及计算机系统 (监测系统或应急响应系统)。警报管理器1314可以使用硬件或硬件和软件的组合来实现。例如,在一些实例中,警报管理器1314可以被实现为存储在数据存储部1304内并由处理器1318执行的软件组件。在该示例中,包括在警报管理器1314中的指令可以使处理器1318配置警报简档并使用警报简档通知预期接受者。在其他示例中,警报管理器1314可以是专用集成电路 (ASIC), 该专用集成电路耦合到处理器1318并且被配置为管理警报简档并且使用警报简档内指定的警报来通知预期接受者。因此,警报管理器1314的示例不限于特定的硬件或软件实现。

[0484] 在一些实现中,处理器1318包括一个或多个处理器 (或一个或多个处理器核心), 其各自被配置为进行一系列指令,该一系列指令得到操纵数据以及/或者控制医

疗装置控制器1220的其他组件的操作。在一些实现中,当执行特定处理(例如,心脏监测)时,处理器1318可被配置为基于所接收到的输入数据进行基于特定逻辑的判断,并且还被配置为提供可用于控制或以其他方式通知处理器1318和/或与处理器1318通信耦合的其他处理器或电路所要执行的后续处理的一个或多个输出。因此,处理器1318以特定方式对特定输入刺激作出反应,并基于该输入刺激产生相应的输出。在一些示例情况下,处理器1318可以进行逻辑转换序列,其中处理器1318内部或外部的各种内部寄存器状态和/或其他位单元状态可以设置为逻辑高或逻辑低。如本文所提及的,处理器1318可被配置为执行软件被存储在耦合到处理器1318的数据存储部中的功能,该软件被配置为使处理器1318进行导致执行功能的各种逻辑决策的序列。本文中描述为可由处理器1318执行的各种组件可以以专用硬件、软件或其组合的各种形式实现。例如,处理器可以是诸如24位DSP处理器等的数字信号处理器(DSP)。处理器可以是多核处理器,例如,具有两个或更多个处理核心。处理器可以是高级RISC机器(ARM)处理器,诸如32位ARM处理器等。处理器可以执行嵌入式操作系统,并且包括由可用于文件系统操纵、显示和音频生成、基本联网、防火墙、数据加密和通信的操作系统所提供的服务。

[0485] 在一些实施例中,ECG分析系统(例如,心律失常监测系统和/或心力衰竭状况监测等)可以包括通过身体上的传感器(例如,体外心脏监测装置,其如本文所述可以包括ECG电极和/或ECG处理电路)获取的ECG。另外或可替代地,神经网络可以处理ECG信号以识别和标志可报告间期(例如,如本文所述,与至少一个预定心律变化相关联的ECG信号部分)。

[0486] 在一些实施例中,可报告事件可以包括ECG片段(例如,ECG信号部分),该ECG片段可以包括从一种心律类型到另一种心律类型的心律变化。另外或可替代地,网络(例如,神经网络)可以识别心律变化而不必对特定心律类型进行分类。例如,网络(例如,神经网络)可以检测从正常窦性心律(NSR)到心房颤动(AFIB)、从AFIB到NSR、从AFIB到心房扑动(AFL)等的心律类型变化。另外或可替代地,每当识别到心律变化时,可以标记包含该变化的ECG条带(例如,ECG信号部分)以及/或者将其发送到服务器(例如,如本文所述,远程计算机系统)。

[0487] 在一些实施例中,心律变化可以具有几种不同类型,例如,(1)从一种临床状况到另一种临床状况(NSR到AFib、AFib到室性心动过速(VT)等)的实际变化,以及/或者(2)形态学RR间期统计的变化或信号特性的类似变化等。

[0488] 在一些实施例中,神经网络的输入可以是在时间窗期间采集的原始ECG样本的向量。例如,时间窗可以是15-120秒和/或15-60秒等。另外或可替代地,网络的输出可以是ECG条带中的心律变化的位置(例如,ECG信号部分和/或ECG样本的向量等)。在一些实施例中,神经网络可以是深度卷积神经网络、递归网络和/或注意网络等。

[0489] 例如,神经网络可以包括以下参数:(i)7-10个卷积层;(ii)输入层,其接收以100-500Hz采样的15-60秒的ECG,在输入层具有总共1500至30000个节点。

[0490] 在一些实施例中,神经网络可以包括处理多个ECG通道(例如,具有共享或不同参数的多个“Siamese”分支,以及/或者可以包括集成这些通道的附加层)。

[0491] 在一些实施例中,神经网络还可以整合(例如,作为输入等)来自附加传感器(例如,加速度计)的数据和/或心音等。

[0492] 在一些实施例中,神经网络可以检测在心律类型上不同于患者的预先获取ECG基

线的ECG条带。例如,这样的基线可以基于诊所中的高准确度ECG测量结果而被预设为网络,以及/或者可以在已知休息时间(例如,在夜间)由装置(例如,体外心脏监测装置等)自动检测。

[0493] 在一些实施例中,网络(例如,神经网络)可以向各分类提供置信度水平。另外或可替代地,任何决策可取决于置信度水平和分类这两者(例如,装置可以决定发送装置不能以足够高的置信度进行分类的事件)。

[0494] 在一些实施例中,神经网络可以在以下各项其中之一上实现:

[0495] (a) ECG传感器(例如,体外心脏监测装置):可以使用专用的低功率神经网络(NN)处理硬件来实现神经网络。例如,专用NN处理器可以直接在硅中(例如不使用通用Von-Neumann机器)实现神经网络。该架构可以允许以非常低的功耗实现神经网络。正因如此,神经网络可以集成到患者穿戴的传感器中,依赖于小型电池。

[0496] (b) 网关:系统可以包括网关装置(例如,智能手机、Android装置、平板电脑、膝上型计算机、以及/或者便携式和/或手持式装置等),该网关装置例如使用蓝牙(BT)发送从传感器接收原始数据,然后将该数据发送到远程服务器。神经网络可以在该网关上实现。

[0497] (c) 服务器(例如,远程计算机系统):服务器侧的第一处理层可用于减少下一处理层中要处理的数据量。

[0498] 在一些实施例中,网络(例如,神经网络)逻辑可以跨ECG传感器(例如,体外心脏监测装置)、网关和/或服务器(例如,远程计算机系统)以在保持期望准确度水平的同时优化功耗、发送限制和/或其他约束等的方式进行划分。

[0499] 在一些实施例中,除了(第一)神经网络之外,服务器可以包括第二神经网络。例如,与(第一)神经网络相比,第二神经网络可以更大和/或更准确等。另外或可替代地,第二神经网络还可以能够对特定心律失常类型进行分类。

[0500] 在一些实施例中,可以通过仅向服务器分析层(例如,远程计算机系统)发送标志间期(例如,与至少一个预定心律变化相关联的ECG信号部分)来显著缩减数据发送和处理。另外或可替代地,仅标志间期可以在服务器处理以用于心律失常类型分类和/或呈现给技术人员以用于标注。

[0501] 在一些实施例中,数据缩减处理还可以使用非NN处理(例如,任何合适的信号处理技术(例如,与第二神经网络分离或包括第二神经网络))来“搜索”罕见心律失常。

[0502] 在一些实施例中,数据缩减层可以使随机条带(例如,第二ECG部分)“滴流”以提供新的标注数据用于将来的算法训练(例如,训练第一神经网络和/或第二神经网络等)。例如,滴流可以是随机的,可以基于网络置信度,以及/或者可以基于其他预定义规则。在一些实施例中,这种滴流可以允许扩大可用于改进网络性能的可用标注数据集。另外或可替代地,这种滴流可以允许对网络(例如,神经网络)性能的连续测试。例如,输入分布的变化可能影响检测性能,以及/或者连续测试可能是有用的。正因如此,系统可以包括滴流机构。

[0503] 在一些实施例中,系统可以采用心律分桶。例如,在条带(例如,ECG信号部分)被加标志(例如,被判断为与至少一个预定心律变化相关联)之后,这种条带(例如,ECG信号部分)可以被分桶(例如,分类、归类、分组和/或聚集等)成类似条带组,例如以供技术人员批量审查。例如,可以通过使用网络(例如,神经网络)和/或通过特征(例如,向量表示)的共性/相似性等来实现这种分桶。在一些实施例中,可以(例如,使用诸如图形用户接口(GUI)

等的专用用户接口)向技术人员显示分桶,以辅助(例如,对各分桶中的ECG信号部分的)快速人工处理和询问。

[0504] 在一些实施例中,独立诊断测试设施(IDTF)技术人员当前可以审查每个报告的心律失常,并且告诉技术人员他们所看到的东西(例如,识别心律变化和/或心律失常类型等)可能没有很大的优势。在一些实施例中,向这些技术人员显示的数据量可以例如减少至刚刚识别/确定的心律变化,针对各患者的数据量可以变得更合理/可管理(例如,平均每天约10分钟)。另外或可替代地,将事件(例如,与至少一个心律变化相关联和/或被识别为包含至少一个心律变化的ECG信号部分)分桶成多个分类,这可以使得技术人员能够成批地审查(例如,分类和/或标注等)这些事件。

[0505] 在一些实施例中,系统(例如,心律失常监测系统和/或心力衰竭状况监测系统等)可以是ECG流动监测服务的一部分,其中ECG流动监测服务采用一组ECG技术人员来审查和分析ECG条带(例如,ECG信号部分)。另外或可替代地,这些技术人员可能具有不同水平的经验和专业知识。

[0506] 在一些实施例中,系统(例如,心律失常监测系统和/或心力衰竭状况监测系统等)可以监测技术人员的工作的输出以及/或者识别不一致。例如,如果系统检测到不一致/异常,则相关条带(例如,ECG信号部分)可被路由到高级技术人员(例如,监督者等)以进行附加审查。

[0507] 在一些实施例中,系统(例如,心律失常监测系统和/或心力衰竭状况监测系统等)可以包括和/或使用深度学习网络(例如,神经网络)。在一些实施例中,网络(例如,神经网络)可以接受以下输入:(a)当前正被审查的ECG条带(例如,ECG信号部分)。(b)ECG技术人员分析的结果(例如,标注数据)。技术人员的ECG分析(例如,标注数据)可以是描述心律的文本形式(例如,“正常窦性心律”、“心房颤动开始”等)。

[0508] 在一些实施例中,考虑到在训练阶段中使用的先前决策的主体,网络输出可以包括反映决策的合理性的数字度量。

[0509] 在一些实施例中,系统(例如,心律失常监测系统和/或心力衰竭状况监测系统等)的神经网络可以具有训练阶段(例如,当系统(例如,其神经网络)基于训练数据集学习时)和生产阶段(例如,当系统(例如,其神经网络)用于在线评价技术人员的决策时)。

[0510] 在一些实施例中,对于各技术人员,不同的网络(例如,神经网络)可以仅基于其他技术人员的决策来训练(例如,以去除“自我说服”)。

[0511] 在一些实施例中,系统(例如,心律失常监测系统和/或心力衰竭状况监测系统等)可被设置为仅在存在具有高置信度的偏差(例如,低合理性)的情况下才发出警告。

[0512] 在一些实施例中,随着时间推移,影响ECG输入的条件可以改变。例如,被检体群体的特性可以例如随着新的群体被指示用于ECG评价而改变。另外或可替代地,随着时间推移,可能发生硬件改变。在一些实施例中,基于随着时间推移的这种变化,神经网络的性能可能劣化(例如,准确度和/或灵敏度可能下降)。

[0513] 在一些实施例中,ECG技术人员仅审查由网络(例如,神经网络)检测到的ECG条带(例如,ECG信号部分),因此这种技术人员可能没有这种性能降低的指示。在一些实施例中,滴流机构可用于检测这种性能劣化,以及/或者通过生成表示可用于改进网络的条件的变化的连续标注样本流来实现性能改进,等等。

[0514] 在利用这种滴流机构的一些实施例中,技术人员可以被呈现未被神经网络加标志的一些ECG条带(例如,ECG信号部分)以供审查(例如,“滴流”)。

[0515] 在一些实施例中,对条带(例如,ECG信号部分)进行采样以供审查(例如,生成“滴流”)的技术可以是(a)随机发送用于分析的条带的低百分比、(b)不是噪声/NSR的条带或者与一些标准不同的条带或者怀疑是罕见心律失常事件的条带的一部分(块等)、(c)由神经网络(例如,使用用于置信度预测的特殊网络或诸如聚类或最近邻等的其他技术)标志为低置信度的条带。

[0516] 在一些实施例中,如果保持神经网络的原始性能,则技术人员对“滴流”的审查可以预期仅产生低比例的临床发现等。另外或可替代地,神经网络性能的劣化可能导致滴流的临床产率的增加。在一些实施例中,可以监测这种变化。例如,当观察到这种变化时,可以发起再训练。在一些实施例中,再训练可以利用由技术人员在积聚到该点的“滴流”上完成的新标注。

[0517] 在一些实施例中,“滴流”可以用作服务器侧监督神经网络的输入,该服务器侧监督神经网络的任务可以是检测输入的分布变化。

[0518] 在一些实施例中,两个不同的传感器(例如,(例如,第一传感器装置的)第一组电极以及与第一组电极分离的(例如,第二传感器装置的)第二组电极)可以携带与相同现象有关的信息。在一些实施例中,(例如,具有第一组电极的)第一传感器(例如,与第二传感器相比)可以更适于人类解读,包含更多的信息,以及/或者具有更好的质量等。另外或可替代地,第二传感器可以允许(例如,适于)以适当的性能对期望现象进行机器检测,但是第二传感器的输出可能不适于人类解读。

[0519] 在一些实施例中,标注参考(例如,与ECG信号部分的历史收集相关联的标注)可用于监督学习。在一些实施例中,为了获得这样的标注参考,可以在被检体(例如,患者)身上同时部署两个传感器。例如,可以(例如,由人类审查者/技术人员)基于第一传感器生成标注数据。另外或可替代地,获得的标注数据可用于使用来自第二传感器的传感器数据(例如,ECG信号和/或其样本)来训练网络(例如,神经网络)。在一些实施例中,例如,如果多个导联或多个传感器(例如,手表、可穿戴贴片等)可用,则一个导联(例如,更可靠、更准确以及/或者更适合人类解读等的导联)可用于为另一导联(例如,较不可靠、较不准确以及/或者较不适合人类解读等的导联)标注数据。

[0520] 例如,导联II ECG信号(例如,来自第一传感器/电极组的参考信号)可以适于人类AFIB检测和解读。另外或可替代地,贴片传感器可以定位在左腋窝区域(例如,目标传感器/电极组)上,可能较不适合人类AFIB检测,但是仍可以携带可由机器学习算法(例如,神经网络)使用的相关信息。在一些实施例中,可以使用导联II信号生成带标注的参考数据库,并且这种数据库可以用于训练贴片传感器。

[0521] 在一些实施例中,可能存在可用于训练网络的数据量可能较少的情况。例如,这可能是由于(1)缺少足够的记录数据,但是其中例如在使用新的传感器版本或部署方法已经改变并且尚未收集到足够的数据时,记录数据被标注;(2)足够的记录原始数据可用,但(例如,由于时间、预算或专业知识约束因而)缺少手动标签。

[0522] 在一些实施例中,为了解决这些问题,可以(例如,单独地或串联地)应用以下方法:(1)可以针对足够数据和标注可用(例如,可用于识别r峰值或测量心率)的不同任务来

训练网络(例如,神经网络)。所得网络(例如,神经网络)然后可以用于目标任务,并且(例如,使用有限的标注数据集)微调。(2) 另外或可替代地,关于来自(例如,大量标注数据可用的)特定导联的数据,来训练网络(例如,神经网络),并且经训练模型(例如,神经网络)可应用于(例如,有限量的标注数据可用的)目标导联。然后可以针对目标导联来微调基本模型(例如,神经网络)。(3) 另外或可替代地,当手动贴标签的数据不可用或可用量小时,训练可以利用使用对大量未标注数据的自我监督代理任务而学习的信号表示。这些任务可以例如是:(a) 在未来相对于当前条带(例如,ECG信号部分)的不同时间预测信号或原始信号的表示,(b) 基于测量预测误差或使用试图区分比其他条带更相似的条带(例如,ECG信号部分)的对比损失(例如,基于它们距预测条带的时间距离以及/或者它们属于不同的患者等)进行训练,(c) 预测相对于另一条带取得短测试条带(例如,ECG信号部分)的相对时间,(d) 预测存在其他已知算法的信号特征,诸如心率(HR)等。

[0523] 在一些实施例中,可以使用增强来人为地丰富用于训练的标注数据集。这种方法可以基于以其标签不被修改或以已知方式修改的方式修改(例如,增强)输入信号。

[0524] 例如,对于ECG分类,可使用以下增强方法:(1) 不同导联的线性组合(以模拟导联定位的微小差异,或外推至不可用的导联);(2) 时间变形(例如,信号相关的时间扩张)以模拟稍微修改的心率;(3) (例如使用短时傅立叶变换)滤波;(4) 添加噪声(例如,典型和/或预期噪声);(5) 信号反转;(6) 利用样式转移的增强(例如,使用“样式转移”和其他方法在保持心律失常并将其用于训练的同时增强心律失常事件(例如,罕见心律失常事件),这可以有助于训练深度学习(DL)网(例如,神经网络)以增加数据的有效性(例如,量),从而可以允许将心跳形态投影到不同心律上)。

[0525] 在一些实施例中,网络(例如,神经网络)可以接受以下输入:(a) 用于检测/分类的当前ECG条带和/或(b) ECG上下文信息。例如,上下文信息可以包括以下:(a) 同一患者的基线ECG条带(例如,ECG信号部分)。例如,这样的条带可以来自已知或估计为正常(例如,在睡眠时间和/或休息时间等)或者已知或估计为具有一些已知特性的时间。这种上下文可以是原始数据(例如,ECG信号部分)或其某种表示(例如,由神经网络构建(例如,生成)的向量表示)。(b) 作为当前测试条带(例如,当前ECG信号部分)的参考(例如,参考向量)聚合的过去患者测量的全部或部分的表示。(c) 使用高精度ECG(例如,诊所的12导联ECG)的校准测量。

[0526] 在一些实施例中,上下文数据可以包括多个时间尺度。例如,网络(例如,神经网络)可以在不同时间尺度上检查ECG数据以确定分类。另外或可替代地,网络(例如,神经网络)可以整合一个或多于一个时间段(例如,月、日、当前ECG条带(例如,30秒ECG信号部分))上的数据,以考虑随时间推移的趋势和患者特定基线。

[0527] 虽然本文描述和图示了各种发明实施例,但本领域普通技术人员将容易想到用于执行功能和/或获得结果的各种其他部件和/或结构以及/或者本文描述的一个或多于一个优点,并且这些变化和/或修改中的每一个被认为在本文描述的发明实施例的范围内。更一般地,本领域技术人员将容易理解,本文描述的所有参数、尺寸、材料和配置意在作为示例,并且实际参数、尺寸、材料和/或配置将取决于使用发明教导的具体应用。本领域技术人员将认识到或者能够仅使用常规实验确定本文描述的特定发明实施例的许多等同项。因此,应当理解,前述实施例仅通过示例的方式呈现,并且在所附权利要求书及其等同项的范围内,发明实施例可以与具体描述和要求保护的内容以不同方式实施。本公开的发明实施例

涉及本文描述的各单独特征、系统、物品、材料、套件和/或方法。另外,如果这些特征、系统、物品、材料、套件和/或方法不是互相不一致的,则两个或更多个这样的特征、系统、物品、材料、套件和/或方法的任何组合包括在本公开的发明范围内。本文公开的实施例还可以与一个或多个特征以及完整的系统、装置和/或方法组合,以产生另外的其他实施例和发明。此外,一些实施例可以通过具体缺少特定现有技术参考文献中公开的一个和/或另一个特征而与现有技术区分开;即,一些实施例的权利要求可以通过包括一个或多个负面限制而与现有技术区分开。

[0528] 另外,各种发明构思可以体现为提供了示例的一种或多种方法。作为方法的一部分而进行的动作可以以任何合适的方式排序。因此,可以构造动作以不同于所示的顺序进行的实施例,这可以包括同时进行一些动作,即使在所示实施例中示出为顺序动作。

[0529] 在本申请中任何地方呈现的对出版物或其他文献(包括但不限于专利、专利申请、文章、网页、书籍等)的任何和全部引用通过引用整体并入于此。此外,如本文定义和使用的定义应被理解为控制字典定义、通过引用并入的文献中的定义和/或所定义术语的普通含义。

[0530] 除非有明确的相反指示,否则如本说明书和权利要求中使用的不定冠词“a”和“an”应理解为“至少一个”。

[0531] 如本说明书和权利要求中使用的短语“和/或”和“以及/或者”应被理解是指如此联合的元素中的“任一者或两者”,即在一些情况下结合存在而在其他情况下分离存在的元素。以“和/或”和“以及/或者”列出的多个元素应以相同的方式进行解释,即这样联合的元素中的“一个或多个”。除了由“和/或”和“以及/或者”子句具体标识的元素之外,其他元素可以可选地存在,无论是与这些具体标识的元素相关还是不相关。因此,作为非限制性示例,当与诸如“包括”等的开放式语言结合使用时,对“A和/或B”的引用在一个实施例中可以仅指A(可选地包括除B之外的元素);在另一实施例中可以仅指B(可选地包括除A之外的元素);在又一实施例中可以指A和B两者(可选地包括其他元素);等等。

[0532] 如在本说明书和权利要求书中使用的,“或”应理解为具有与上述定义的“和/或”和“以及/或者”相同的含义。例如,在分离列表中的项目时,“或”或“和/或”和“以及/或者”应被解释为包括在内,即,包括至少一个,但也包括多个元素或元素列表中的多于一个以及可选的其他未列出项目。只有明确指示相反的术语(诸如“仅…中的一个”或“恰好…中的一个”、或者在权利要求书中使用的情况下的“由…组成”)将指代包括多个元素或元素列表中的恰好一个元素。一般而言,如本文中使用的术语“或”在前面加上排他性术语(诸如“…中的任一个”、“…中的一个”、“仅…中的一个”或“恰好…中的一个”时,应仅被解释为表示排他性替代项(即“一个或另一个,而不是两者”)。“基本上由…组成”在权利要求书中使用时,应具有专利法领域中所使用的普通含义。

[0533] 如本文在说明书和权利要求书中所使用的,参考一个或多个元素的列表的短语“至少一个”应理解为意味着从元素列表中的任何一个或多个元素中选择的至少一个元素,但没有必要一定包括元素列表内具体列出的每一个元素中的至少一个,并且不排除元素列表中的元素的任何组合。该定义还允许,除了在短语“至少一个”所指的元素列表中具体标识的元素之外,可以可选地存在元素,无论是与这些具体标识的元素相关还是不相关。因此,作为非限制性示例,“A和B中的至少一个”(或者等效地,“A或B中的至少一个”,

或者等效地“A和/或B中的至少一个”) 在一个实施例中可以指至少一个(可选地包括多于一个)A,而不存在B(并且可选地包括除B之外的元素);在另一实施例中可以指至少一个(可选地包括多于一个)B,而不存在A(并且可选地包括除A之外的元素);在又一实施例中可以指至少一个(可选地包括多于一个)A和至少一个(可选地包括多于一个)B(并且可选地包括其他元素);等等。

[0534] 在权利要求书中,以及在上述说明书中,诸如“包含”、“包括”、“携带”、“具有”、“含有”、“涉及”、“持有”以及“涵盖”等的所有过渡短语应理解为是开放式的,即意指包括但不限于。只有“由…组成”和“基本上由…组成”的过渡短语应分别为封闭或半封闭过渡短语。

[0535] 如本文所使用的,术语“右”、“左”、“上”及其衍生项应与本发明有关,因为本发明在附图中具有定向。然而,应当理解,本发明可以采取各种替代定向,因此,这些术语不被视为限制性的。另外,应当理解,除非明确规定相反,否则本发明可以采取各种替代变形和阶段序列。还应当理解,在附图中示出并在以下说明书中描述的特定装置和处理是示例。因此,与本文公开的实施例相关的特定尺寸和其他物理特性不被认为是限制性的。

[0536] 如本文所使用的,术语“通信”是指接收或传送一个或多于一个信号、消息、命令或其他类型的数据。对于要与另一个单元或组件通信的一个单元或组件来说,意味着该一个单元或组件能够直接或间接地从另一个单元或组件接收数据和/或向另一个单元或组件发送数据。这可以是指在本质上可以是有线和/或无线的直接或间接连接。另外,即使所发送的数据可以在第一单元或组件与第二单元或组件之间被修改、处理和路由等,两个单元或组件也可以彼此通信。例如,即使第一单元被动地接收数据并且不主动地向第二单元发送数据,第一单元也可以与第二单元通信。作为另一示例,如果中间单元处理来自一个单元的数据并将处理后的数据发送到第二单元,则第一单元可以与第二单元通信。应当理解,许多其他布置是可能的。

[0537] 尽管为了说明的目的详细描述了本文所包含的主题,但是应当理解,这样的细节仅用于该目的,并且本公开不限于所公开的实施例,相反而是旨在涵盖在所附权利要求书的精神和范围内的修改和等效布置。例如,应当理解,本公开设想到,在可能的范围内,任何实施例的一个或多于一个特征可以与任何其他实施例的一个或多于一个特征组合。

[0538] 其他示例在说明书和权利要求书的范围和精神内。另外,上述某些功能可以使用软件、硬件、固件、硬布线或这些的任何组合来实现。实现功能的特征还可以物理地位于各个位置,包括被分布成使得功能的部分在不同的物理位置实现。

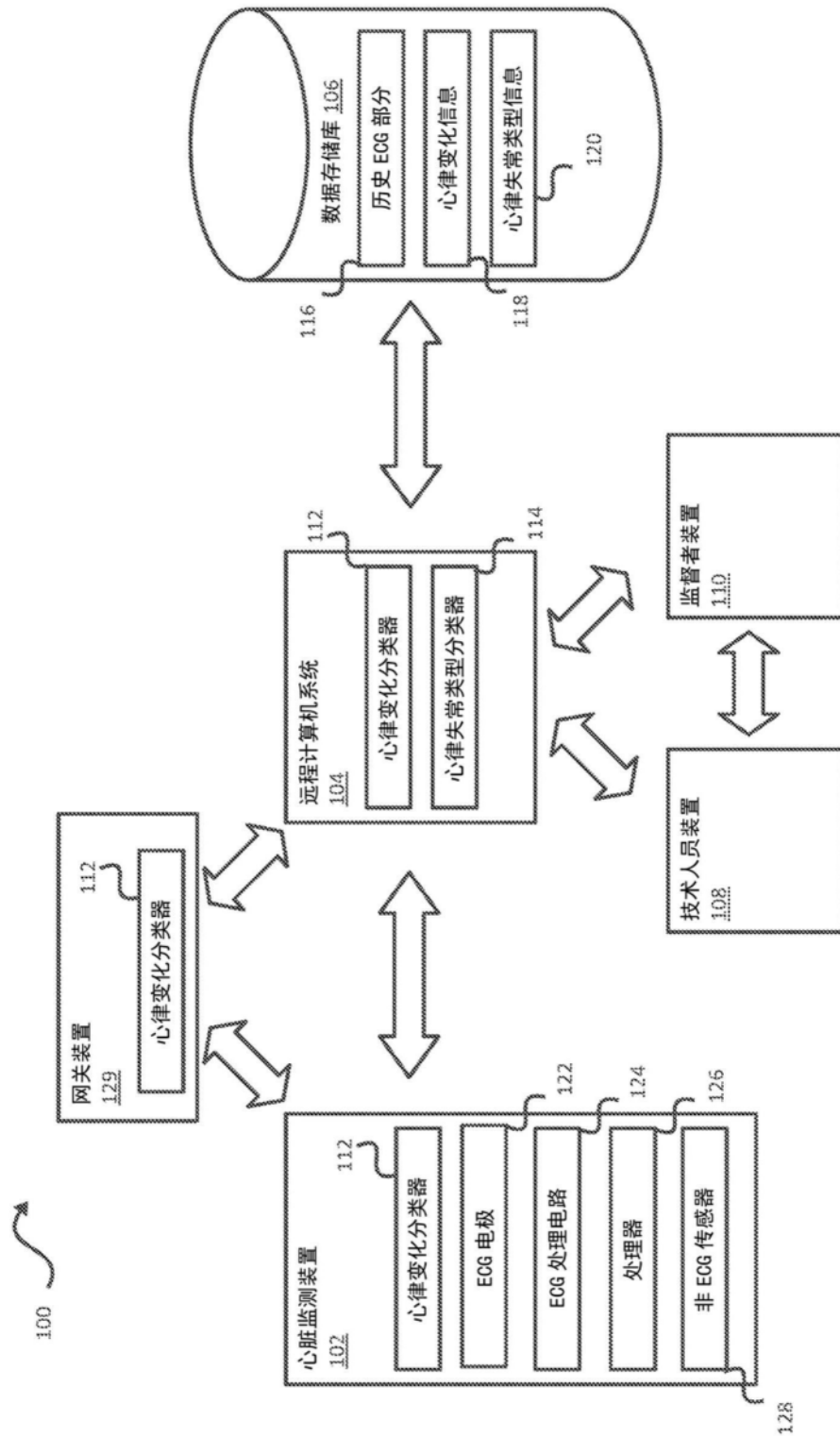


图1A

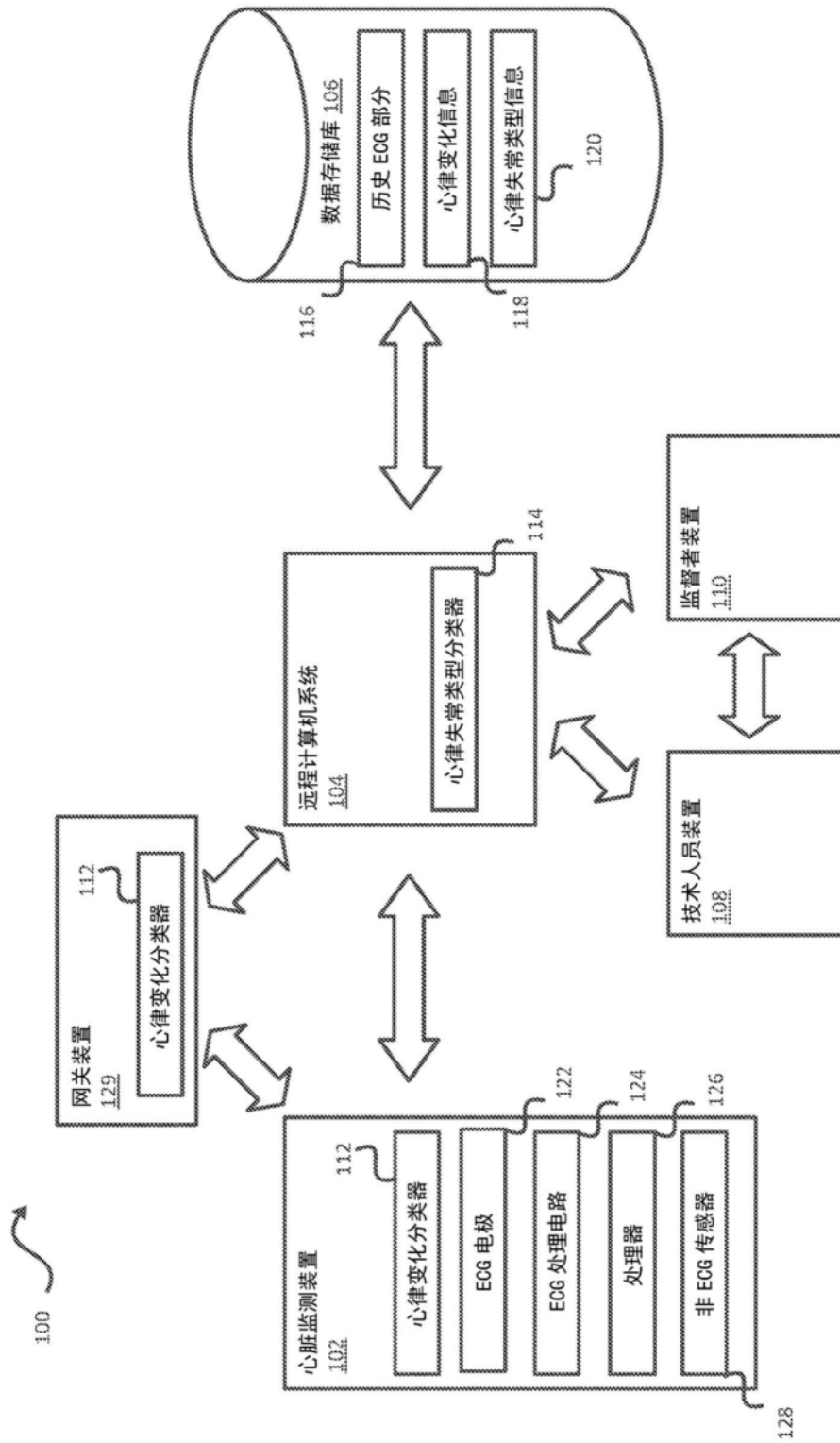


图1B

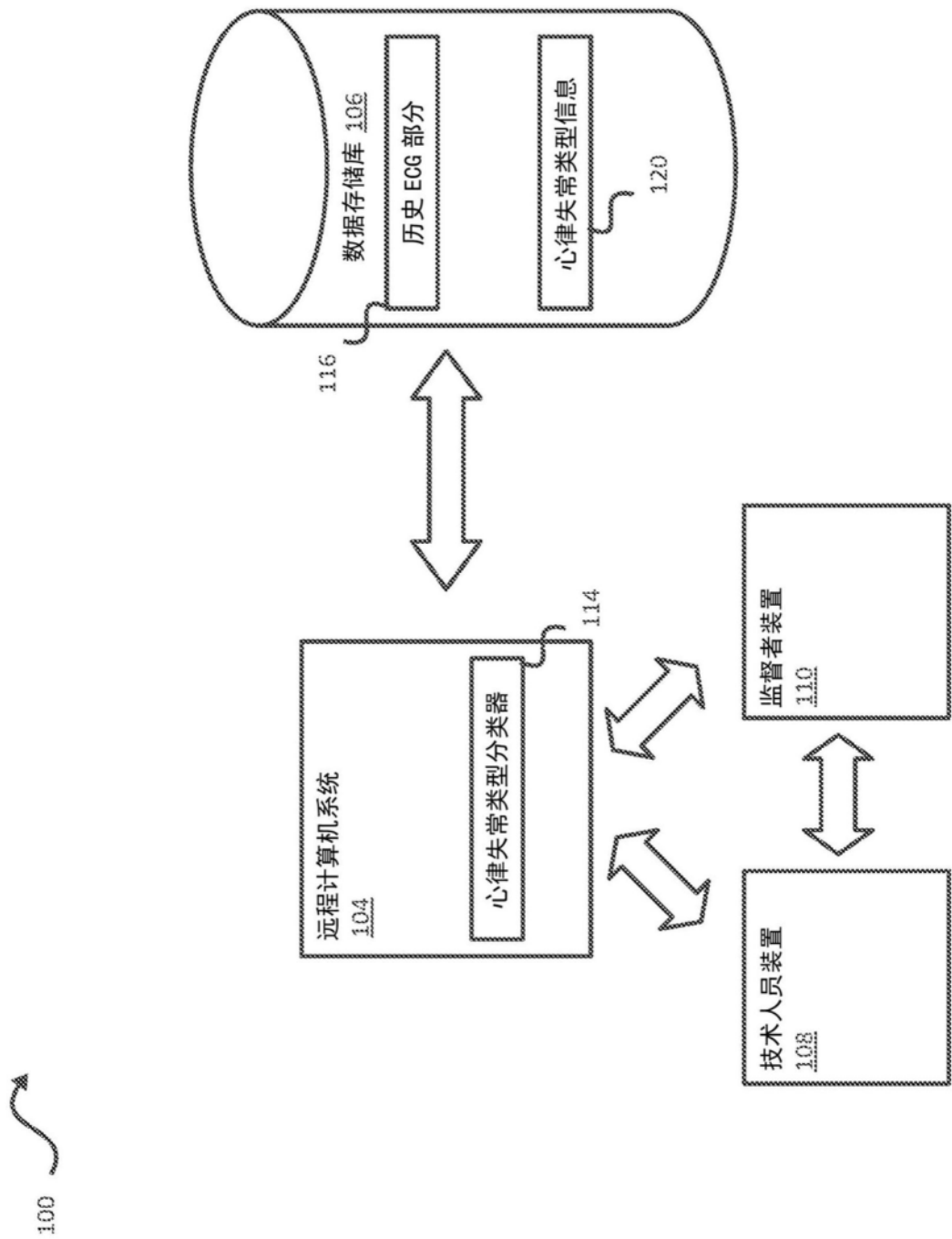


图1C

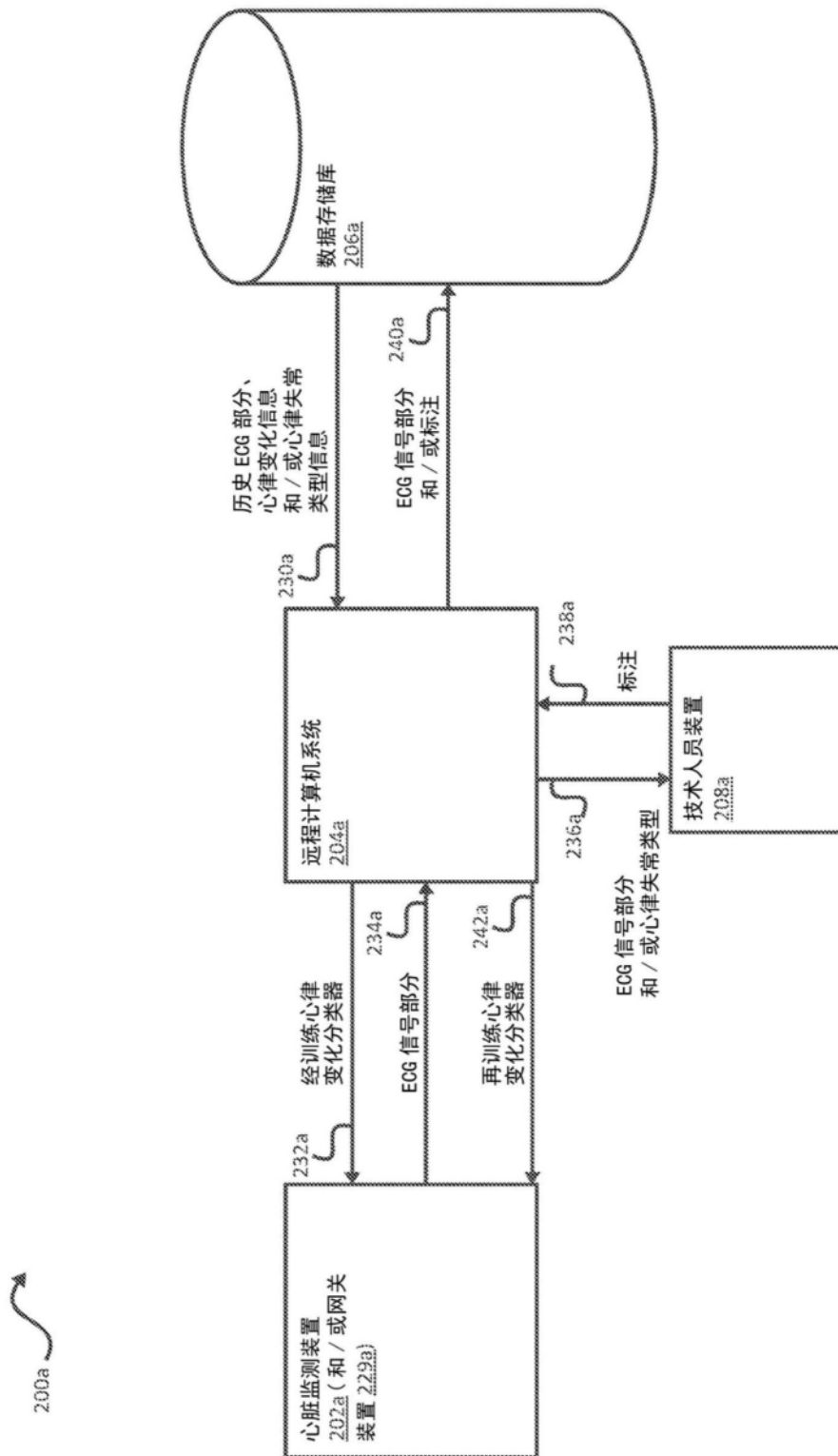


图2A

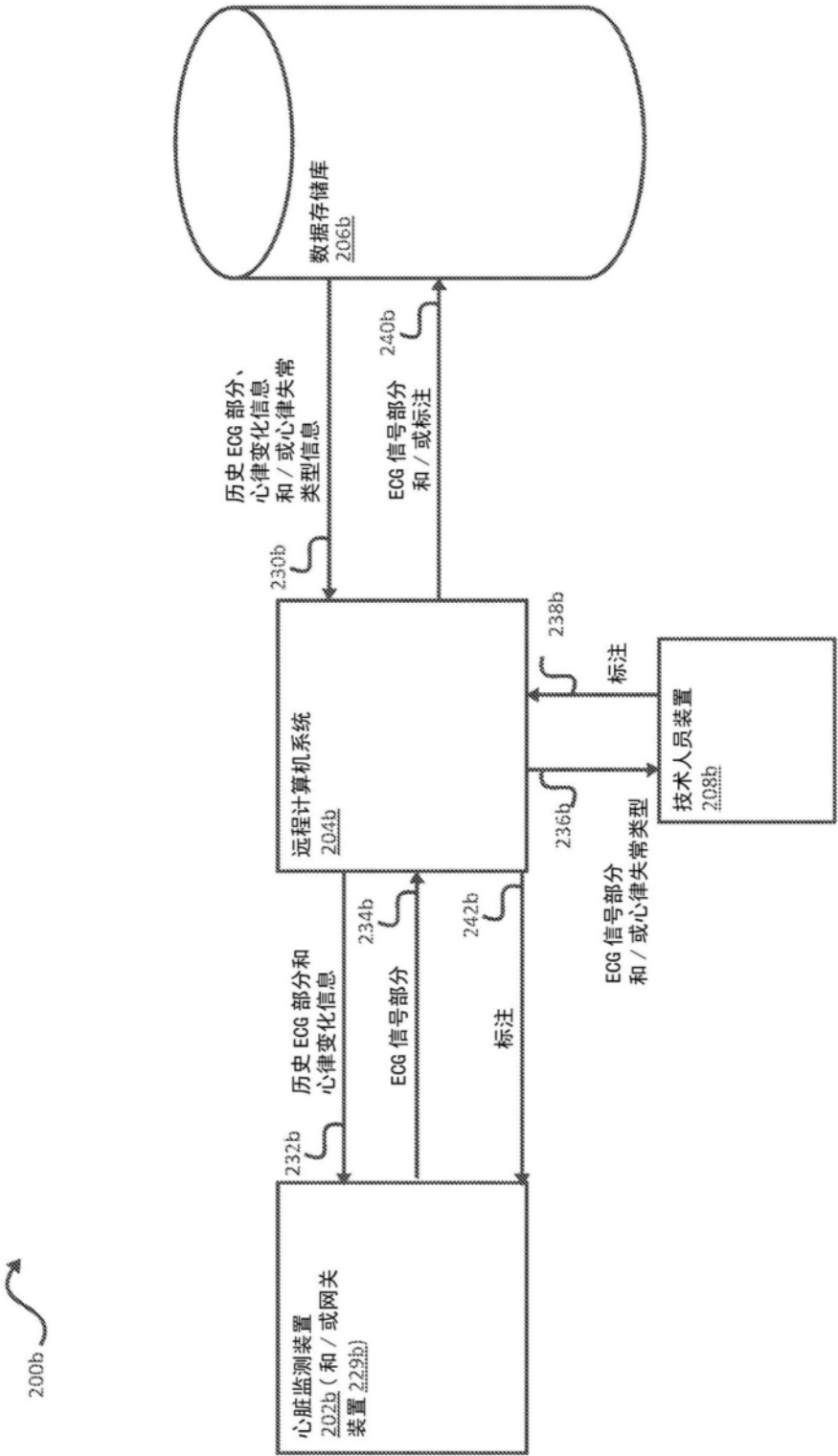


图2B

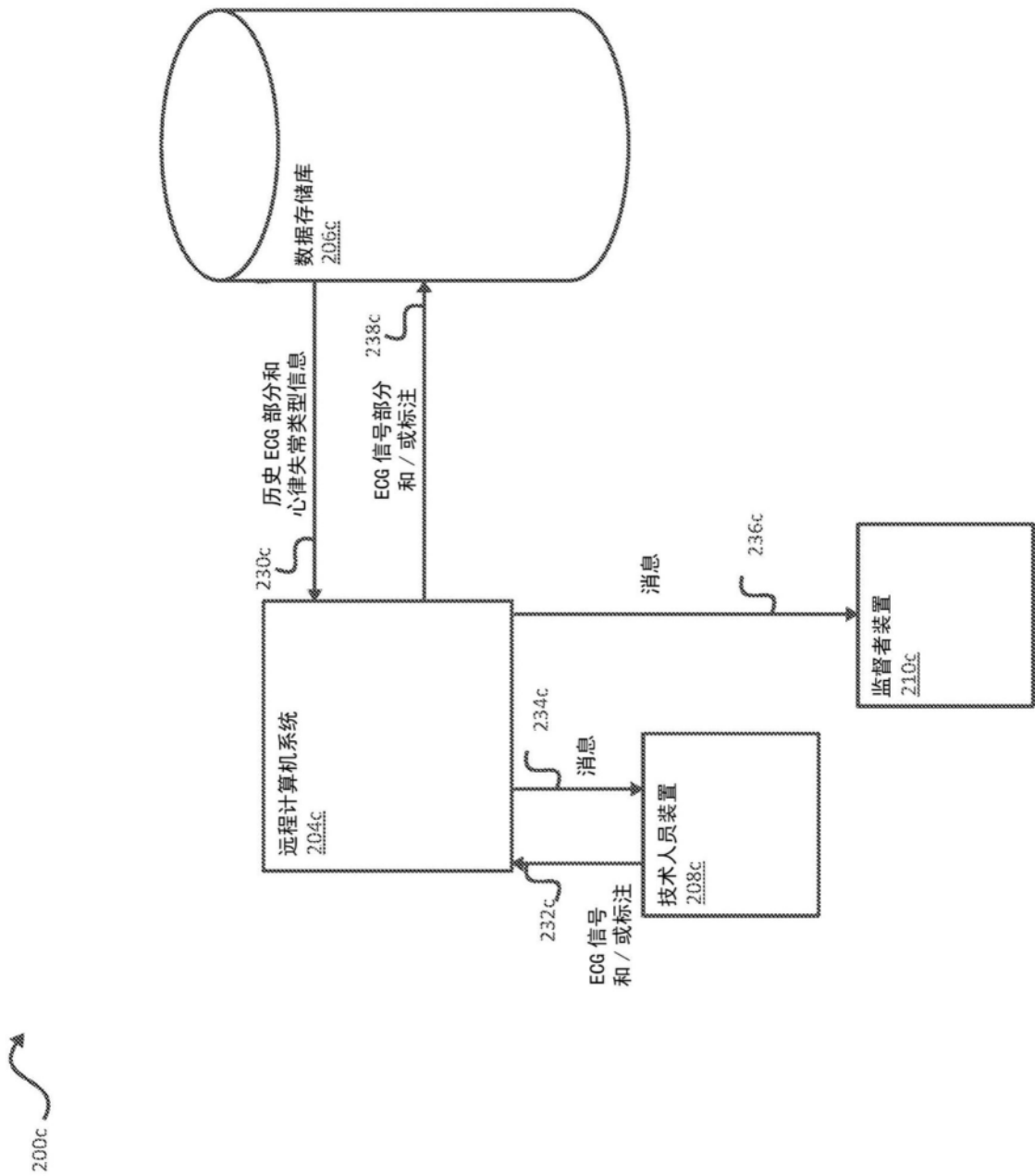


图2C

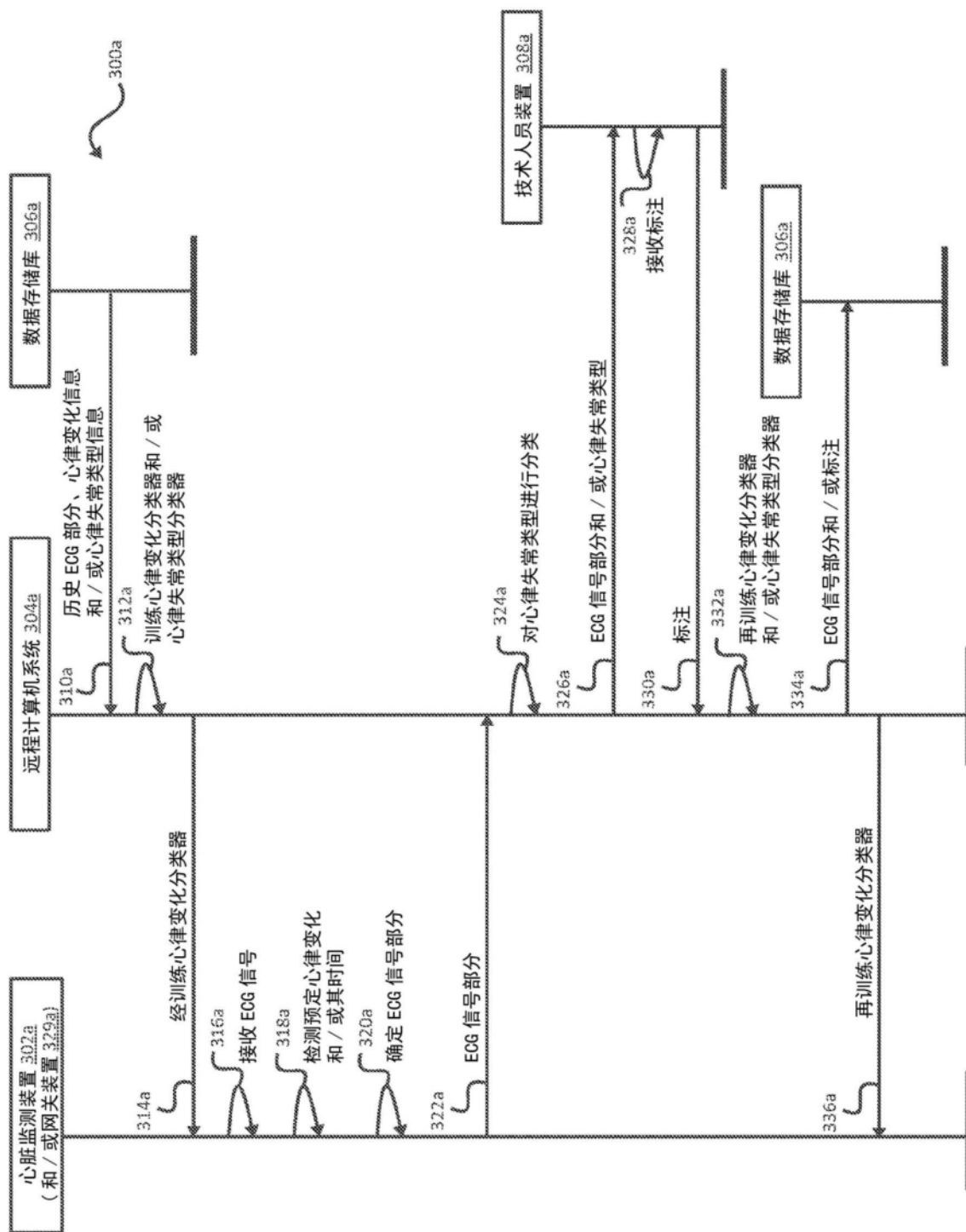


图3A

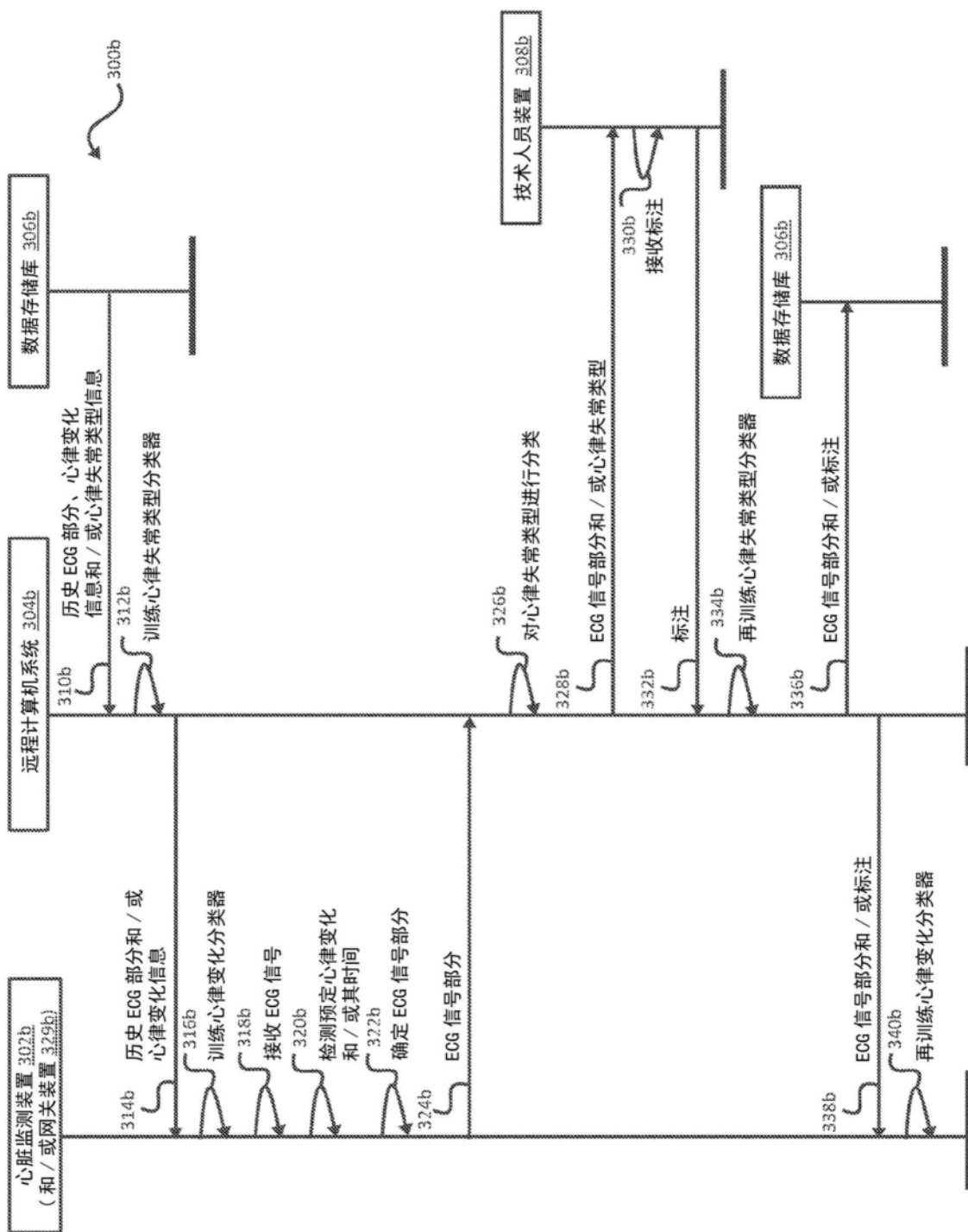


图3B

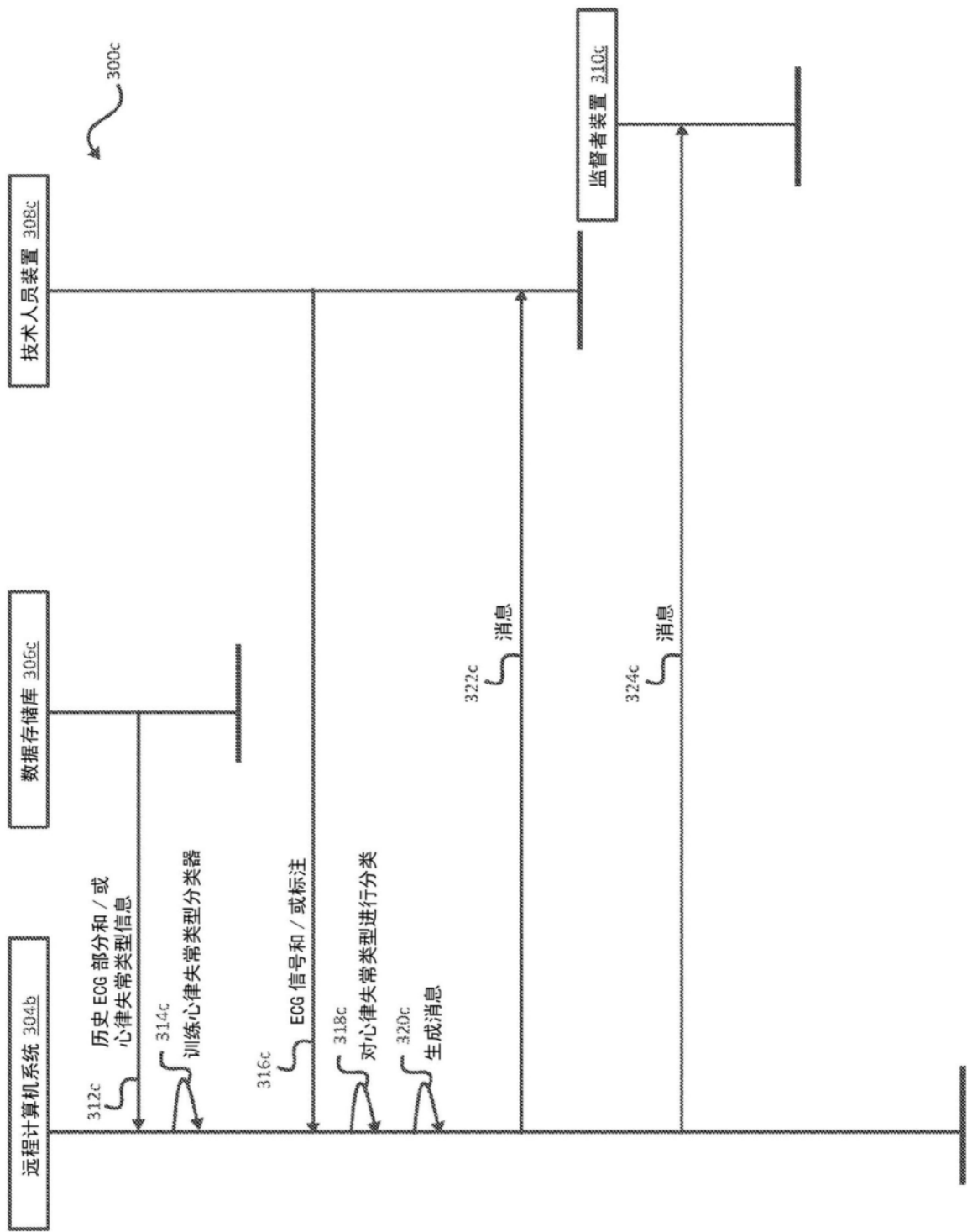


图3C

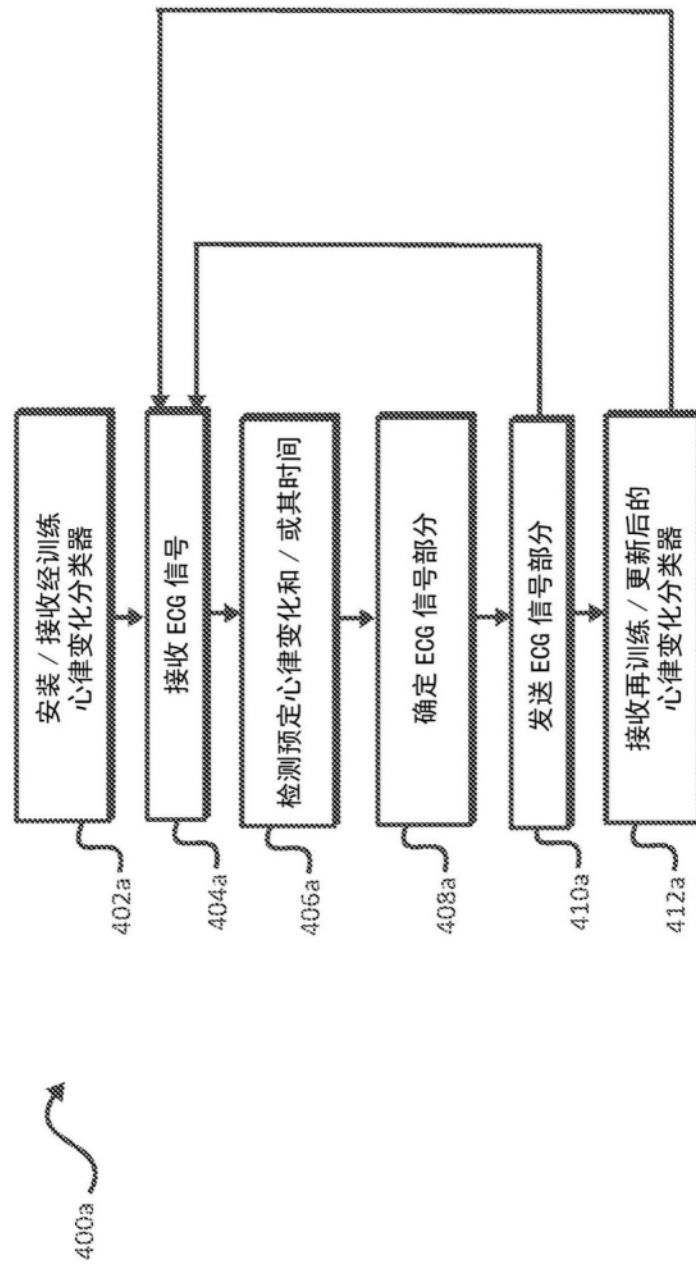


图4A

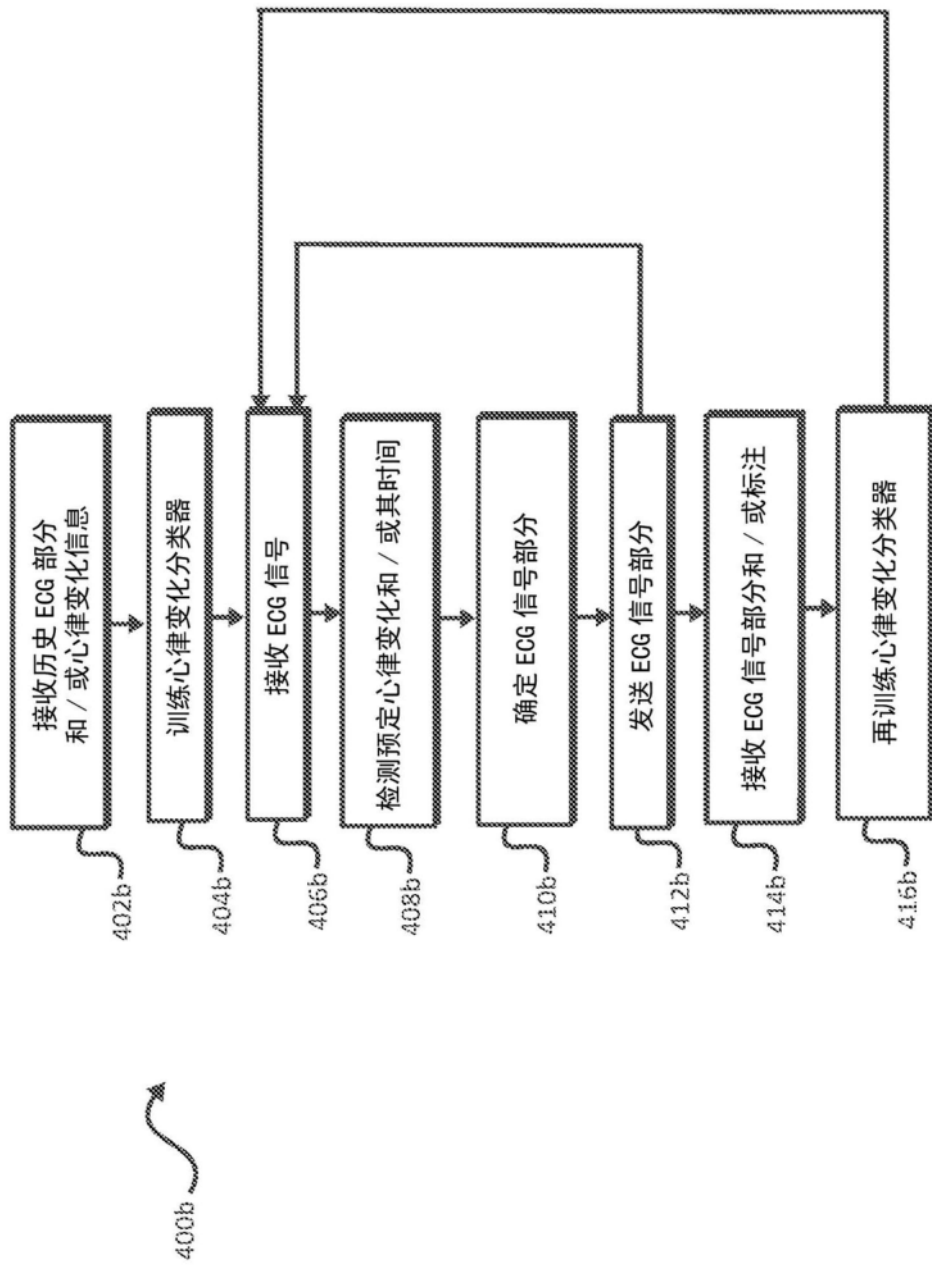


图4B

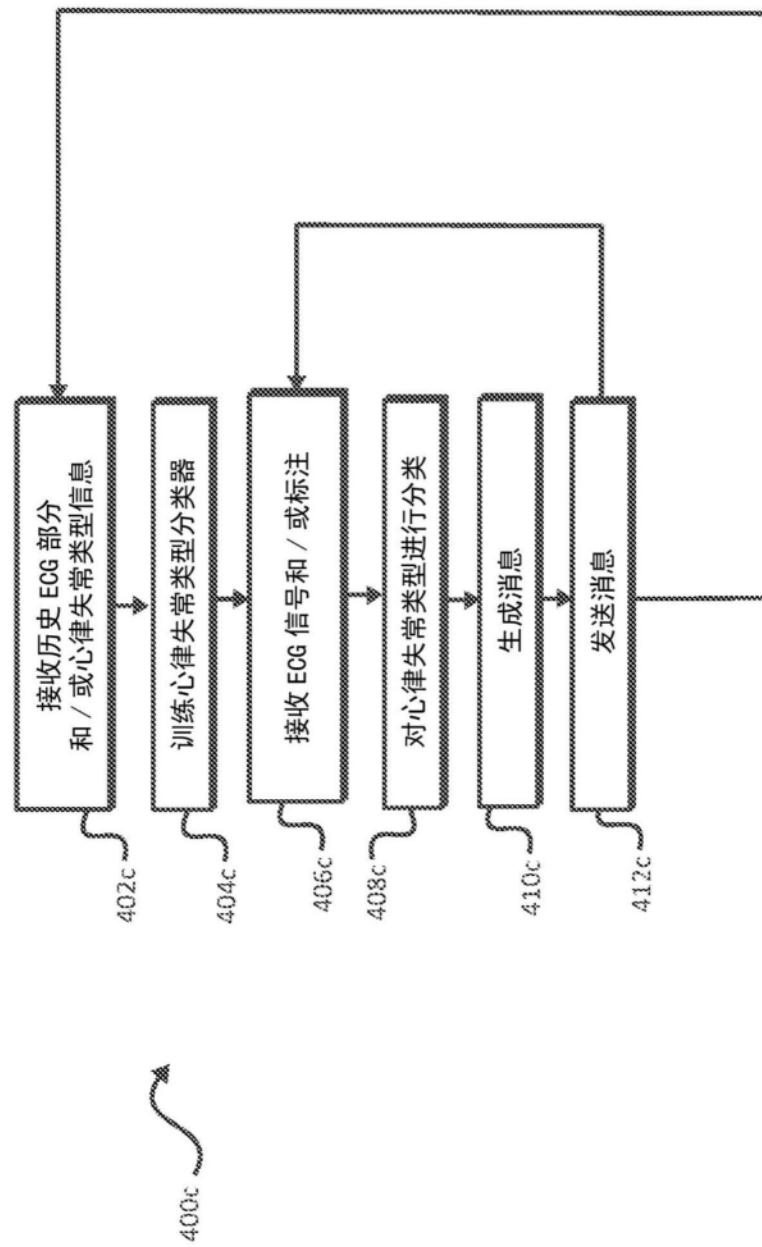


图4C

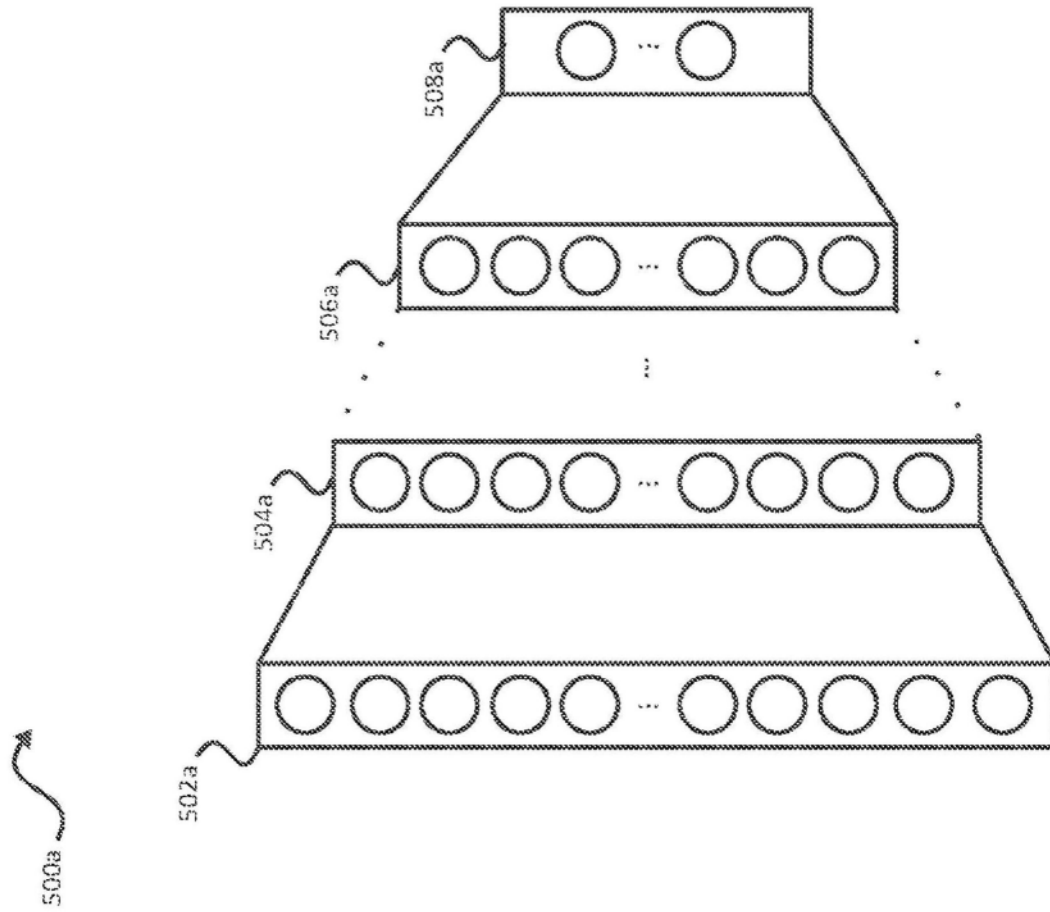


图5A

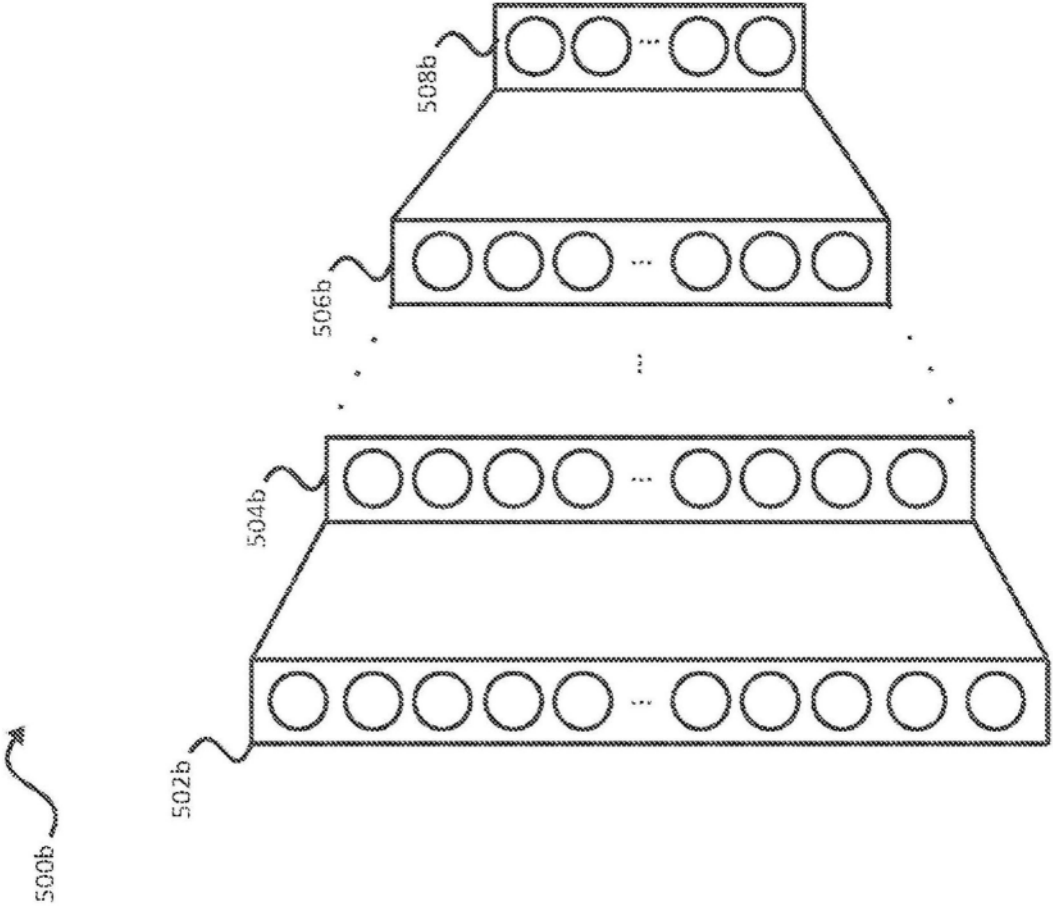


图5B

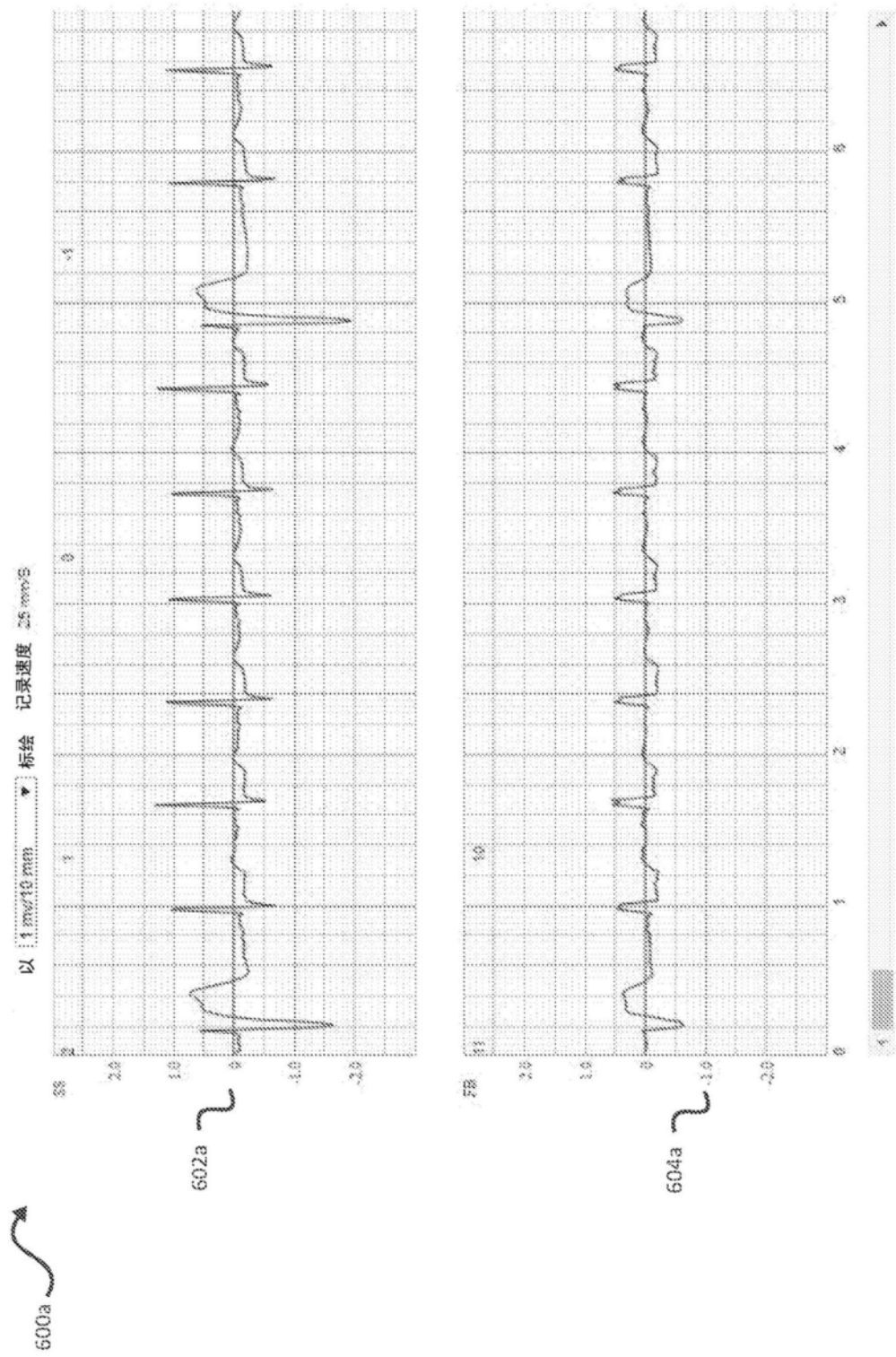


图6A

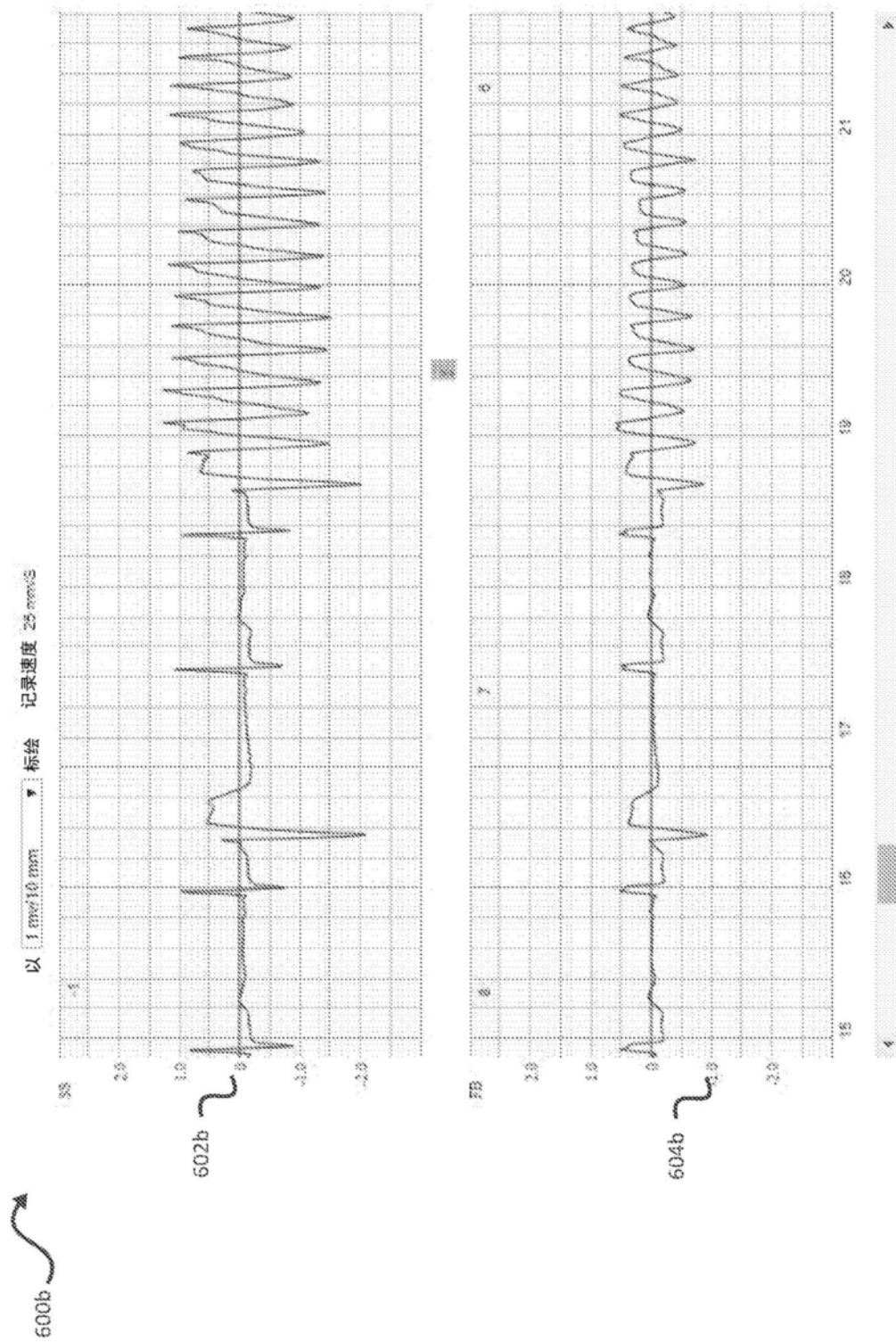


图6B

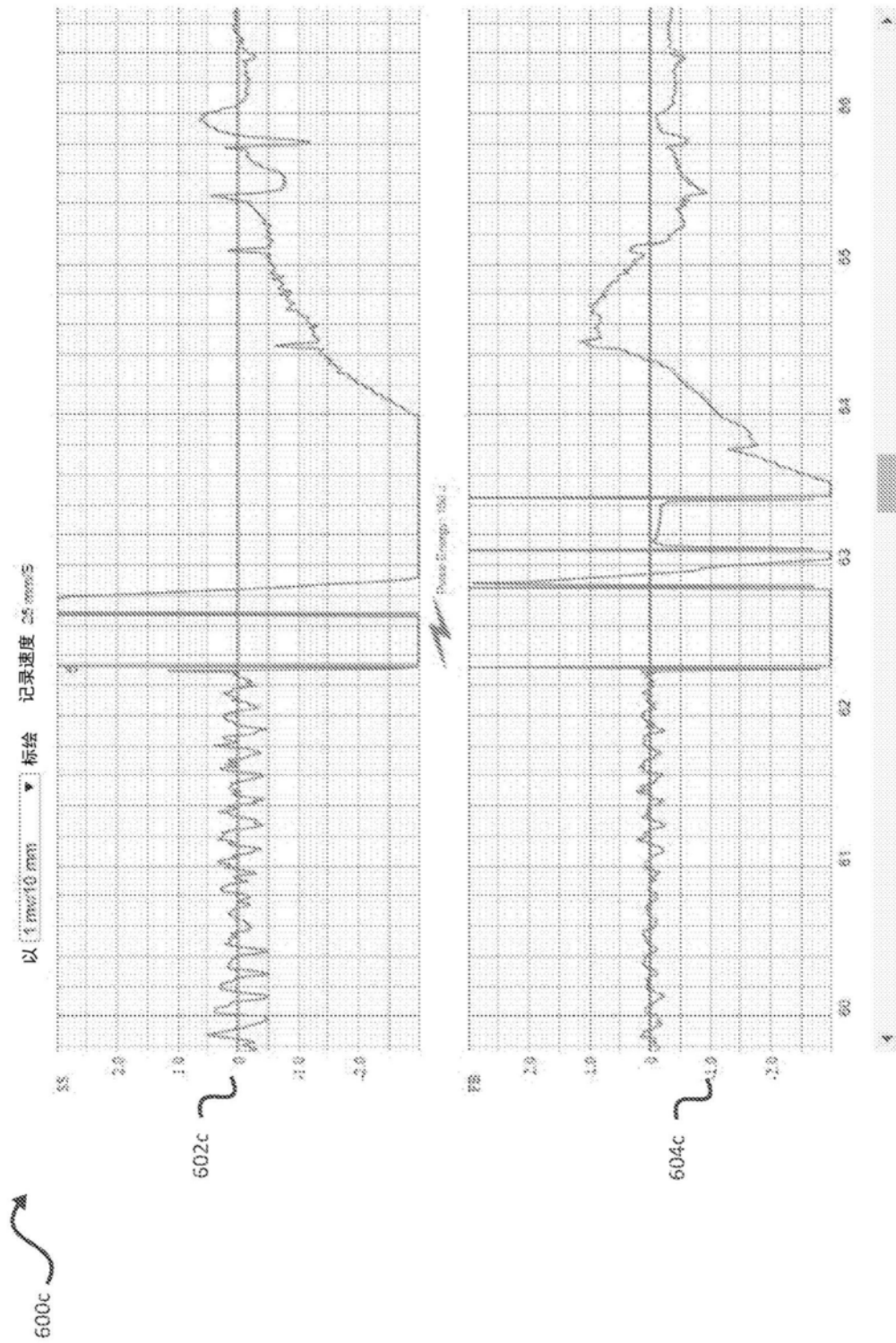


图6C

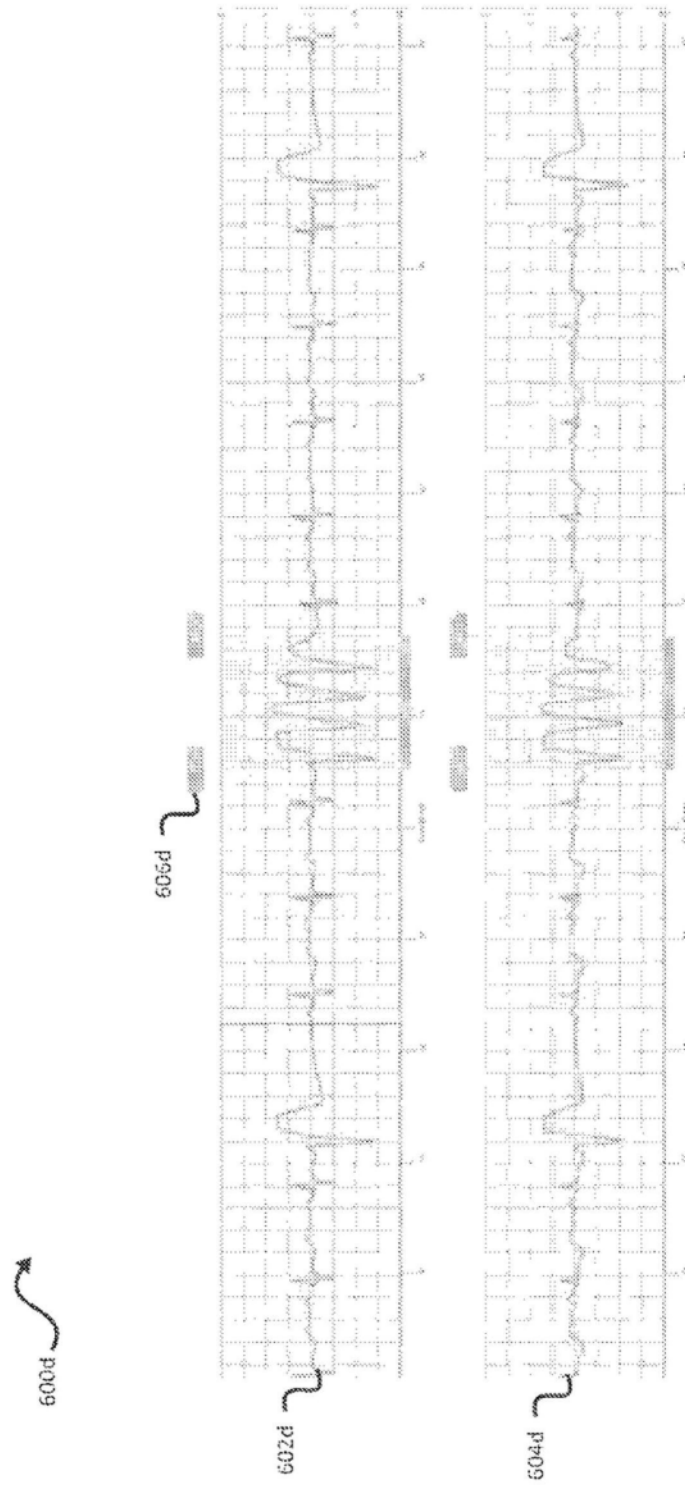


图6D

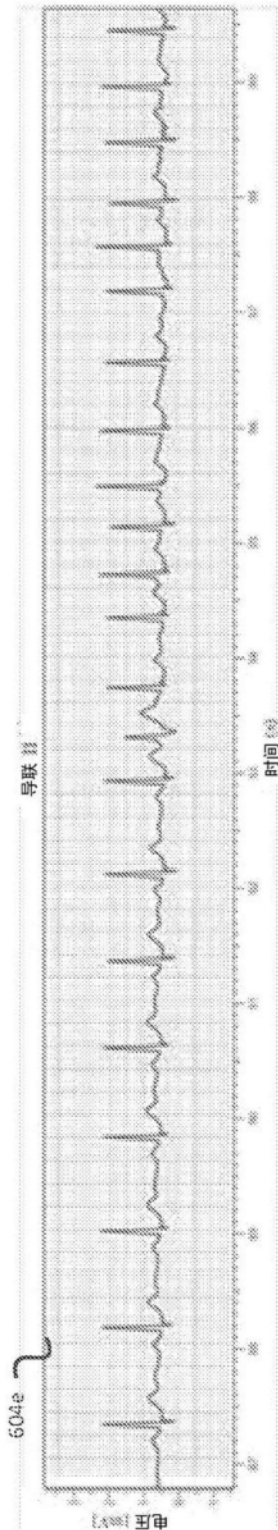


图6E

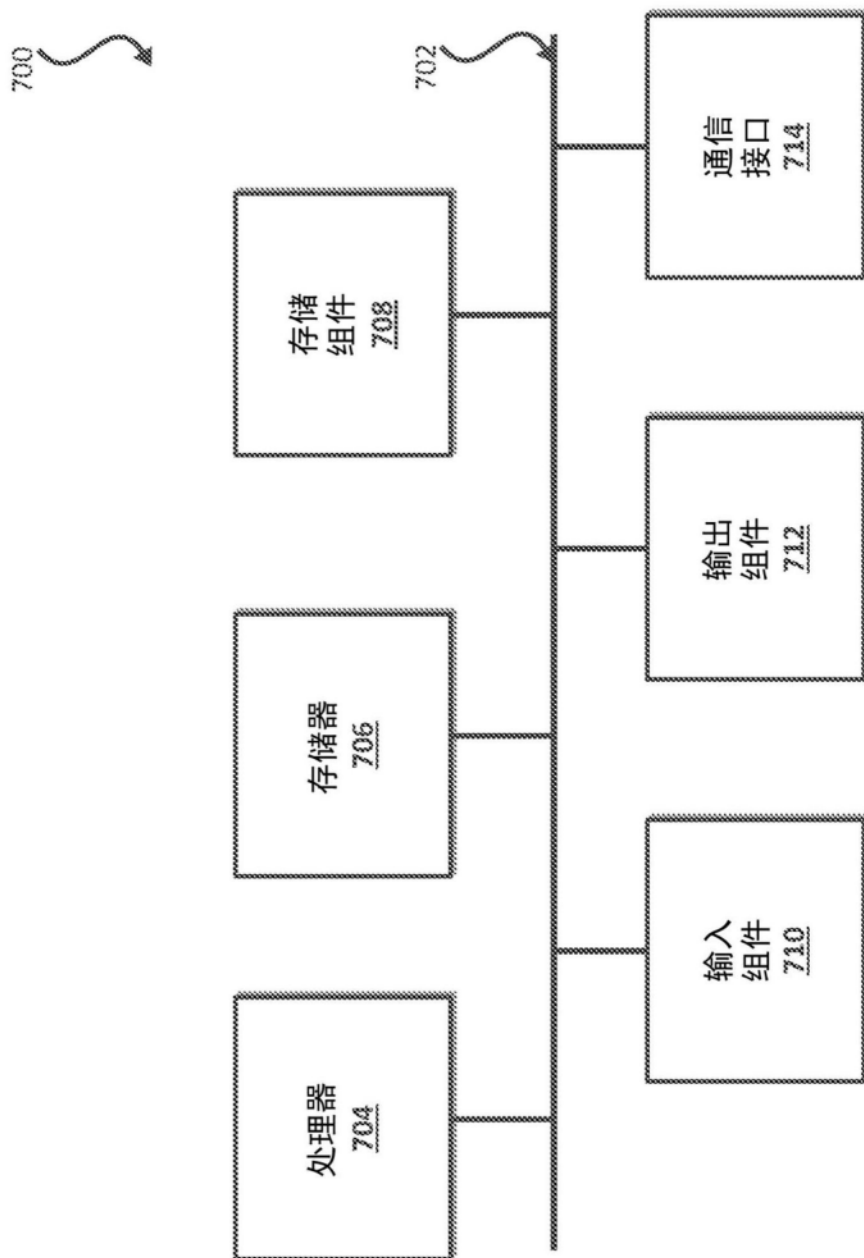


图7

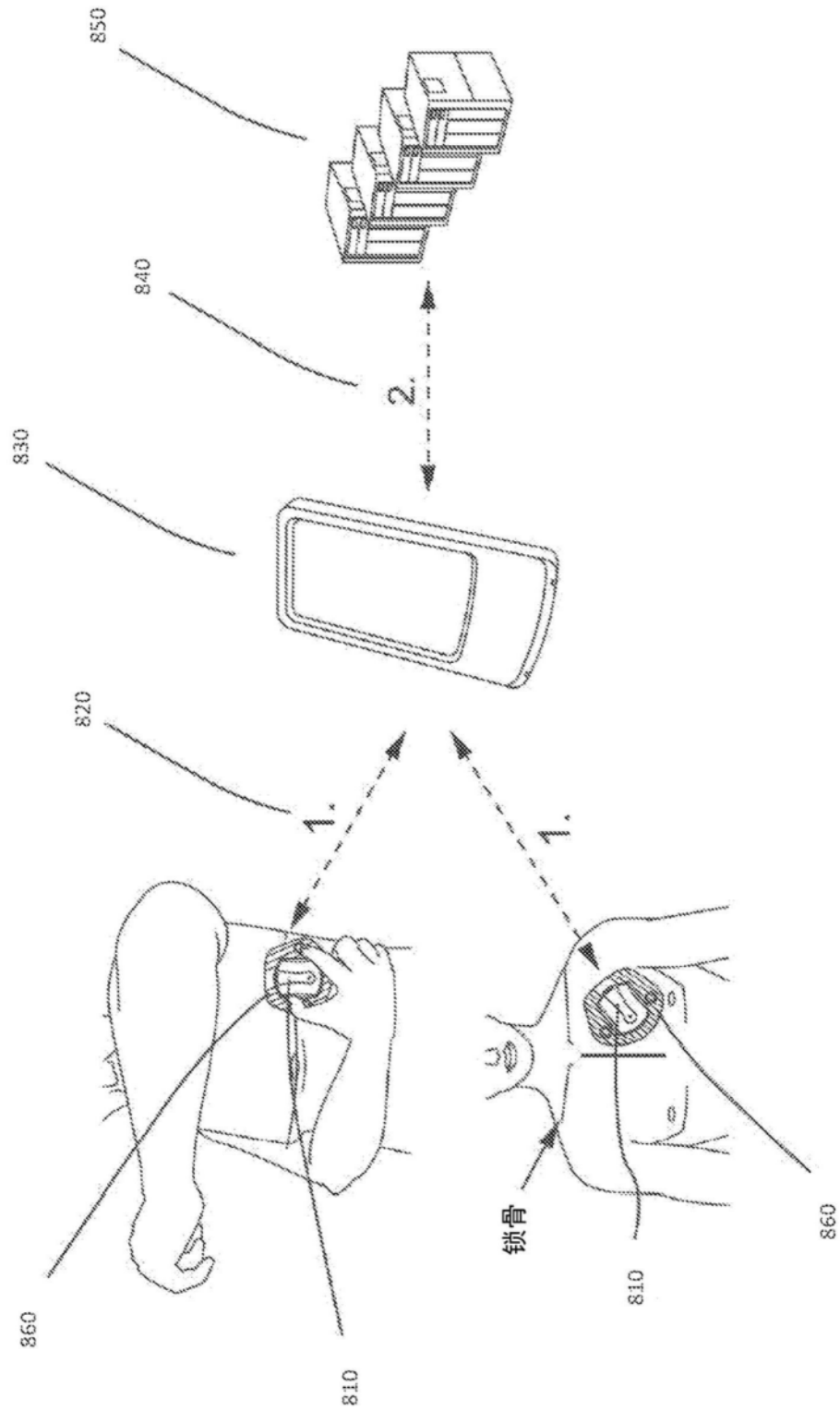


图8

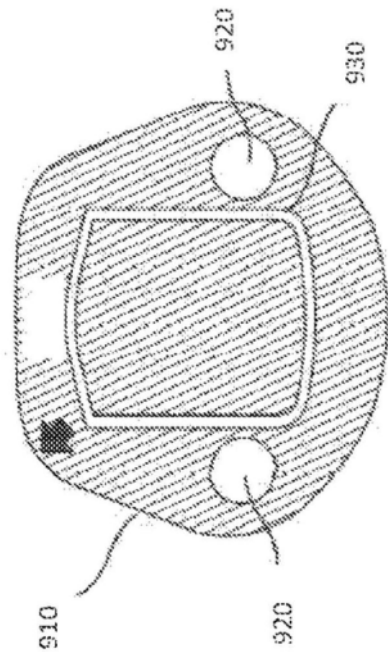


图9A

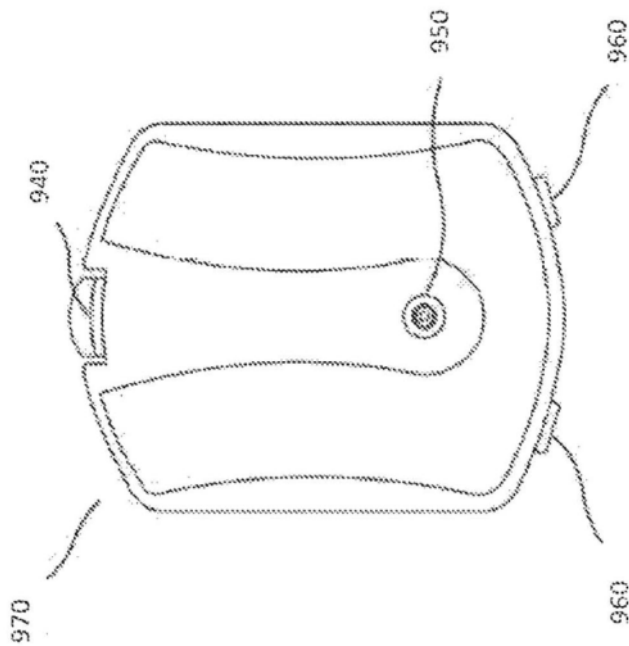


图9B

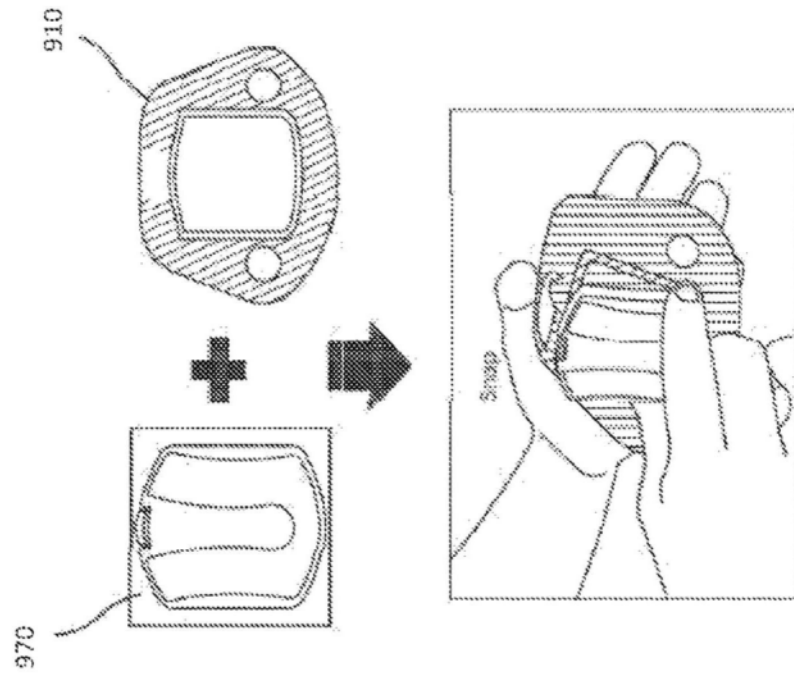


图9C

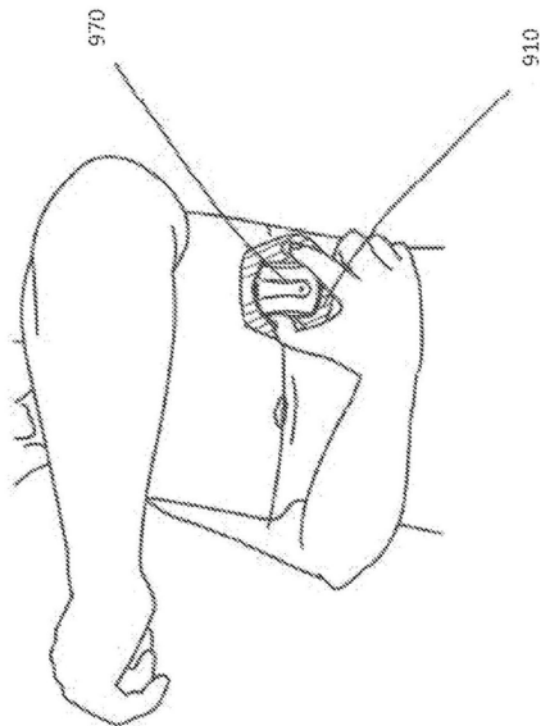


图9D

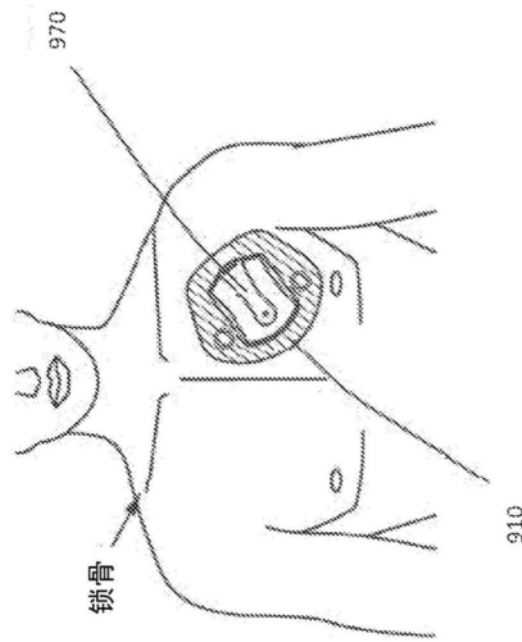


图9E

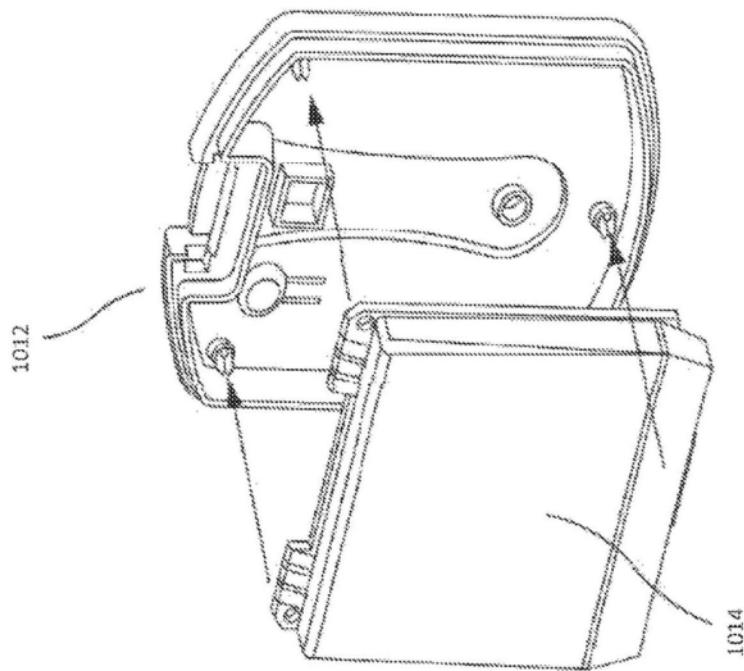


图10A

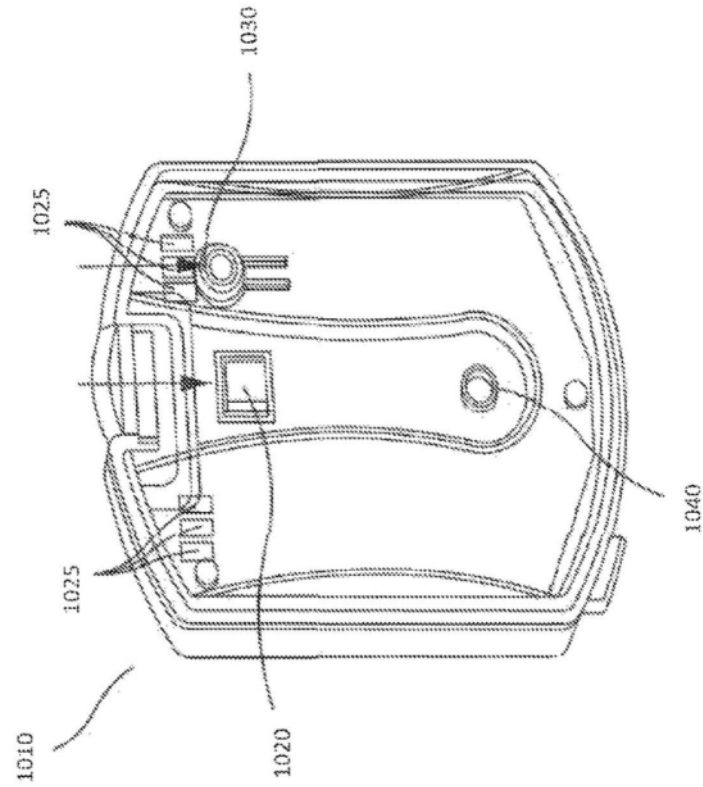


图10B

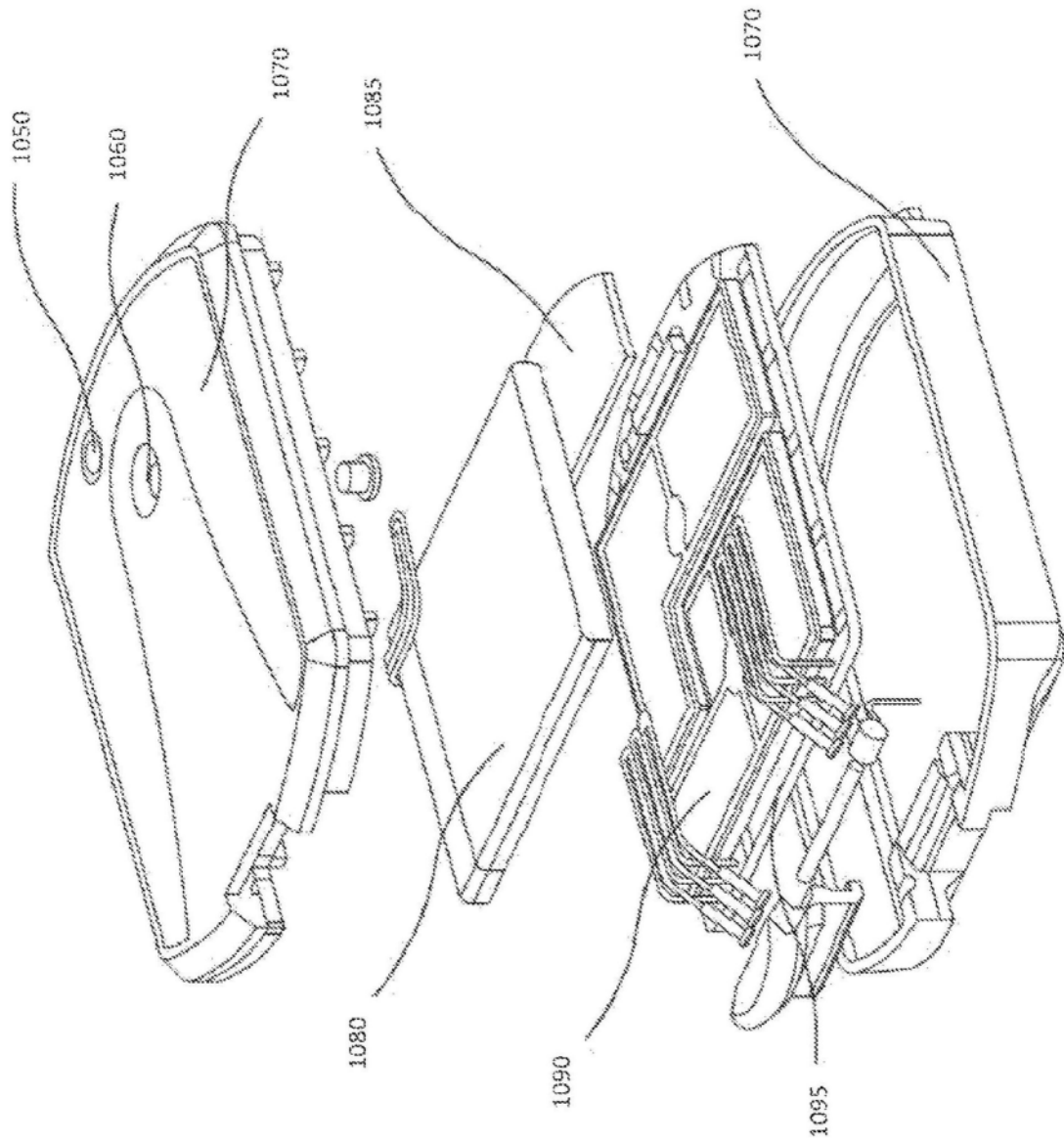


图10C

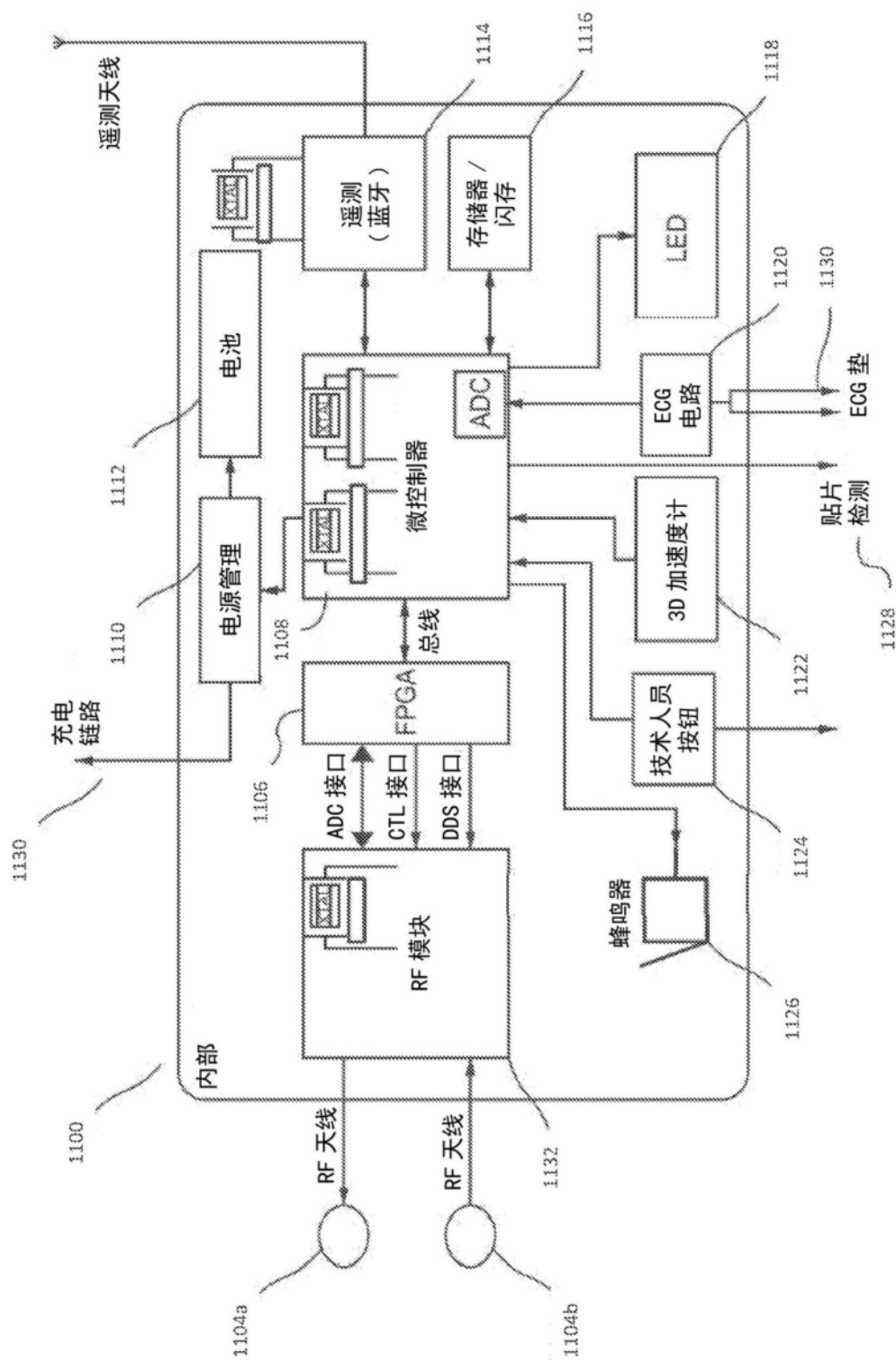


图11A

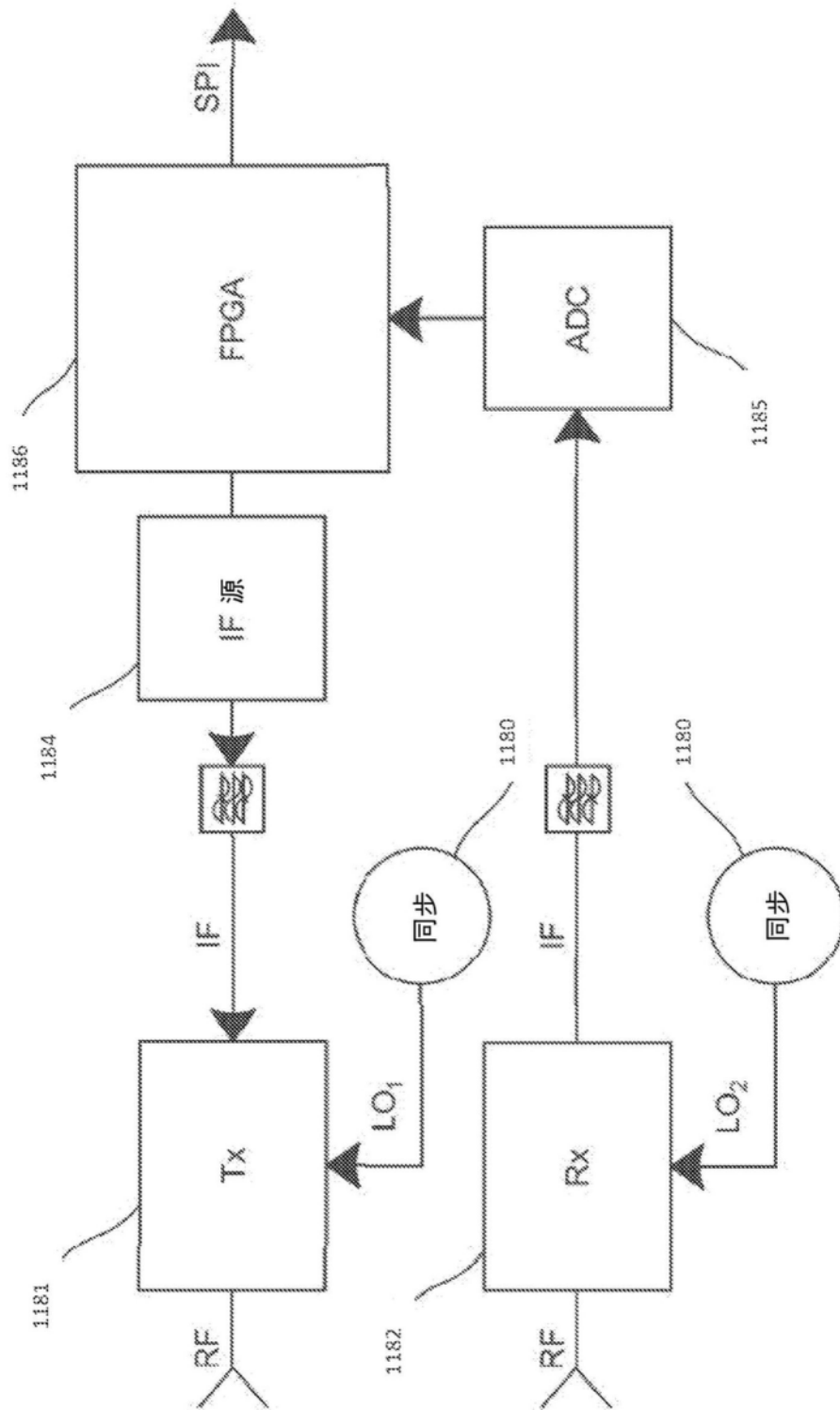


图11B

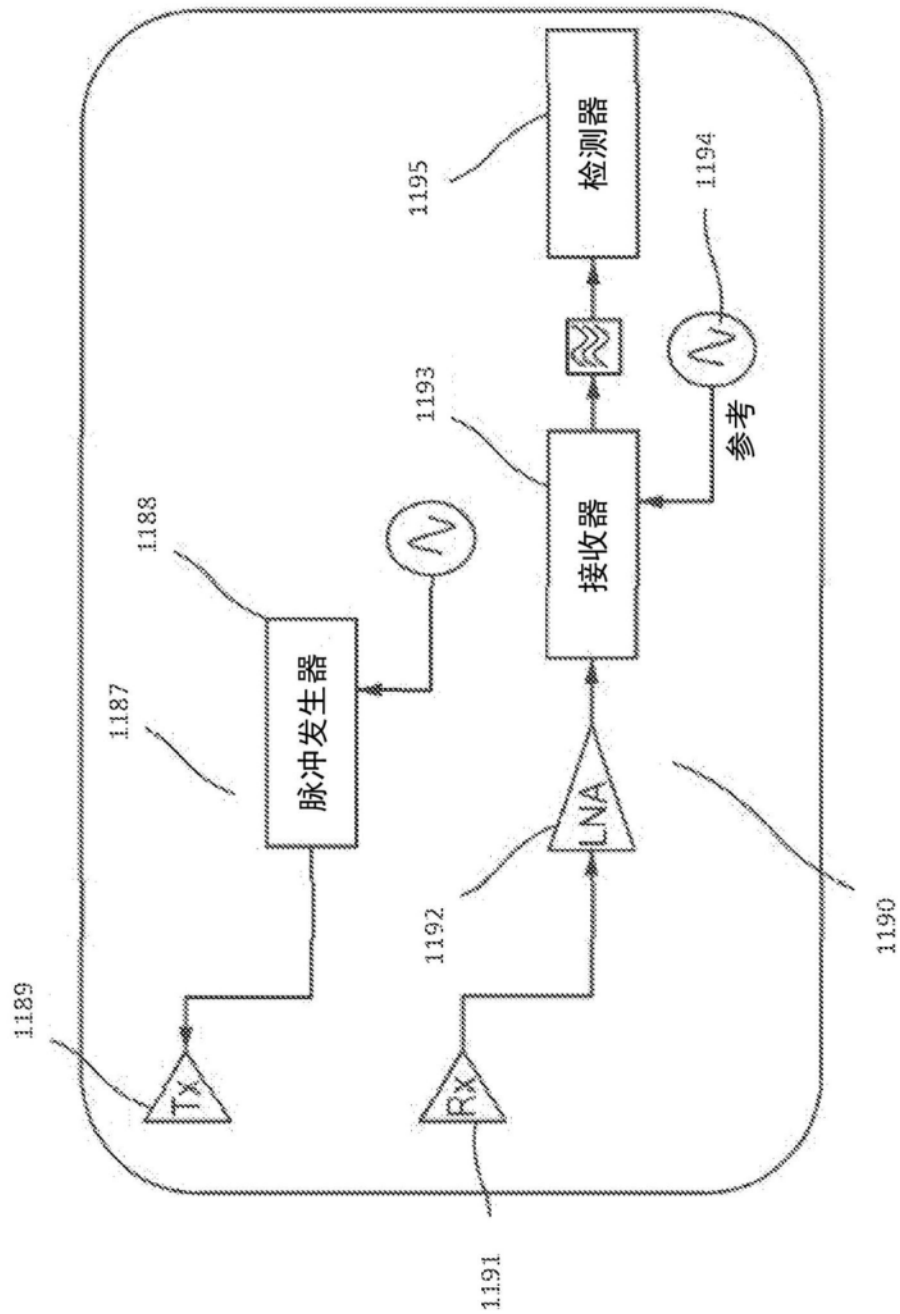


图11C

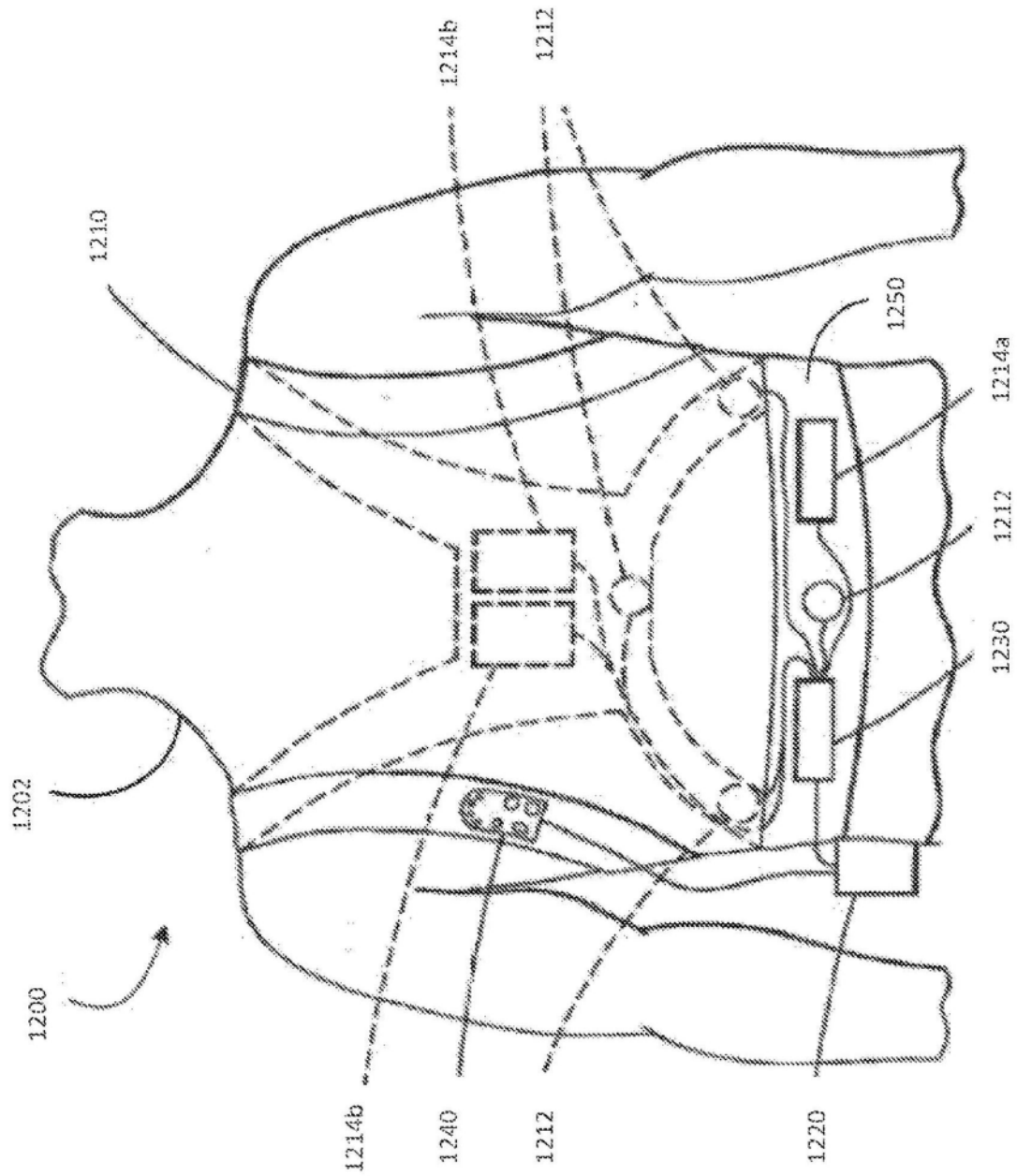


图12

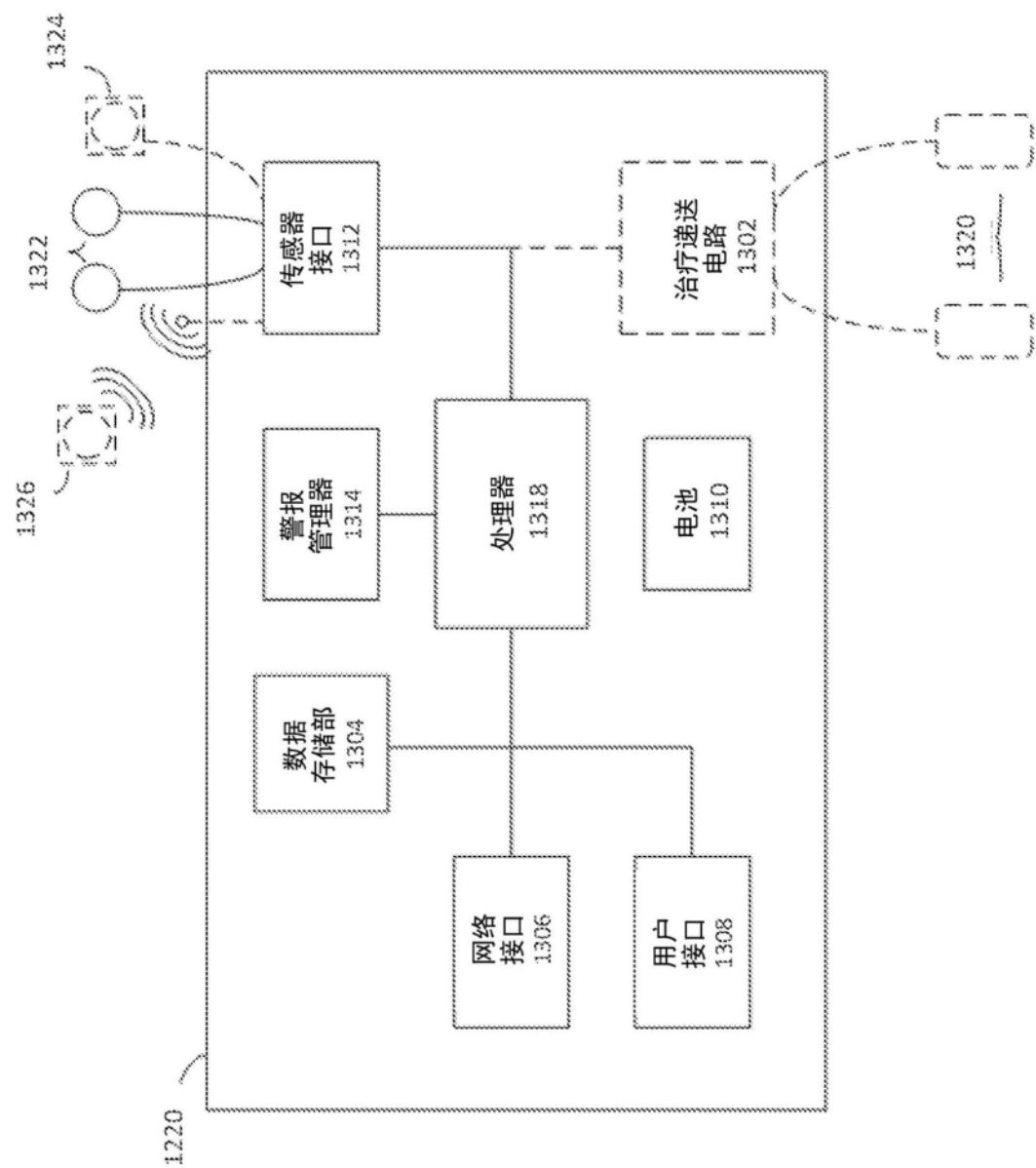


图13